

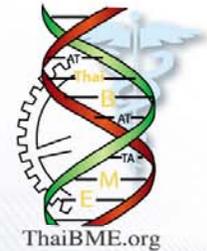
สมาคมวิจัยวิศวกรรมชีวการแพทย์ไทย
Thai Biomedical Engineering Research Association

ISBN 978-974-225-463-6

Proceedings of the ThaiBME2010

ISBN 978-974-225-463-6

Proceedings of The 2nd Symposium



on Thai Biomedical Engineering ThaiBME2010

คณะวิทยาศาสตร์ประยุกต์
มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าพระนครเหนือ

ร่วมกับ

คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ
และคณะวิทยาศาสตร์ มหาวิทยาลัยรังสิต





การพัฒนาตามหลักเศรษฐกิจพอเพียง

คือ การพัฒนาอย่าง...

พอประมาณ มีเหตุผล และมีภูมิคุ้มกันที่ดี

โดยอาศัยความรู้ คู่คุณธรรม



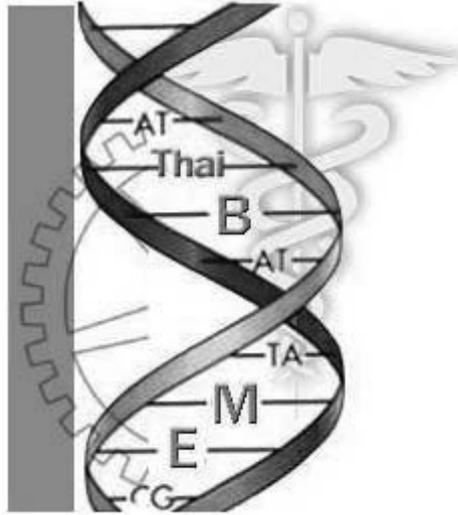
แนวพระราชดำริ “เศรษฐกิจพอเพียง”

เศรษฐกิจพอเพียงเป็นเศรษฐกิจที่พอเพียงกับตัวเอง ทำให้อยู่ได้ ไม่ต้องเดือดร้อน มีสิ่งจำเป็นที่ทำได้โดยตัวเองไม่ต้องแข่งขันกับใคร และมีเหลือเพื่อช่วยเหลือผู้ที่มีปัญหา อันนำไปสู่การแลกเปลี่ยนในชุมชน และขยายไปจนสามารถที่จะเป็นสินค้าส่งออก เศรษฐกิจพอเพียงเป็นเศรษฐกิจระบบเปิดที่เริ่มจากตนเองและความร่วมมือ วิธีการเช่นนี้จะดึงศักยภาพของ ประชากรออกมาสร้างความเข้มแข็งของครอบครัว ซึ่งมีความสัมพันธ์กับ “จิตวิญญาณ” คือ “คุณค่า” มากกว่า “มูลค่า”

ในระบบเศรษฐกิจพอเพียงจะจัดลำดับความสำคัญของ “คุณค่า” มากกว่า “มูลค่า” มูลค่านั้นขาดจิตวิญญาณ เพราะเป็นเศรษฐกิจภาคการเงิน ที่เน้นที่จะตอบสนองต่อความต้องการที่ไม่จำกัดซึ่งไร้ขอบเขต ถ้าไม่สามารถควบคุมได้การใช้ทรัพยากรอย่างทำลายล้างจะรวดเร็วขึ้นและปัญหาจะตามมา เป็นการบริโภคที่ก่อให้เกิดความทุกข์หรือพาไปหาความทุกข์ และจะไม่มีโอกาสบรรลุวัตถุประสงค์ในการบริโภค ที่จะก่อให้เกิดความพอใจและความสุข (Maximization of Satisfaction) ผู้บริโภคต้องใช้หลักขาดทุนคือกำไร (Our loss is our gain) อย่างนี้จะควบคุมความต้องการที่ไม่จำกัดได้ และสามารถจะลดความต้องการลงมาได้ ก่อให้เกิดความพอใจและความสุขเท่ากับได้ตระหนักในเรื่อง “คุณค่า” จะช่วยลดค่าใช้จ่ายลงได้ ไม่ต้องไปหาวิธีทำลายทรัพยากรเพื่อให้เกิดรายได้มาจัดสรรสิ่งที่เป็น “ความอยากที่ไม่มีที่สิ้นสุด” และขจัดความสำคัญของ “เงิน” ในรูปรายได้ที่เป็นตัวกำหนดการบริโภคลงได้ระดับหนึ่ง แล้วยังเป็นตัวแปรที่ไปลดภาระของกลไกของตลาดและการพึ่งพิงกลไกของตลาด ซึ่งบุคคลโดยทั่วไปไม่สามารถจะควบคุมได้ รวมทั้งได้มีส่วนในการป้องกันการบริโภคเลียนแบบ (Demonstration Effects) จะไม่ทำให้เกิดการสูญเสีย จะทำให้ไม่เกิดการบริโภคเกิน (Over Consumption) ซึ่งก่อให้เกิดสภาพเศรษฐกิจดี สังคมไม่มีปัญหา การพัฒนายั่งยืน

การบริโภคที่ฉลาดดังกล่าวจะช่วยป้องกันการขาดแคลน แม้จะไม่ร่ำรวยรวดเร็ว แต่ในยามปกติก็จะทำให้ร่ำรวยมากขึ้น ในยามทุกข์ก็ยังไม่ขาดแคลน และสามารถจะฟื้นตัวได้เร็วกว่า โดยไม่ต้องหวังความช่วยเหลือจากผู้อื่นมากเกินไป เพราะฉะนั้นความพอมีพอกินจะสามารถอึดอู่ชูตัวได้ ก่อให้เกิดความเข้มแข็ง และความพอเพียงนั้นไม่ได้หมายความว่า ทุกครอบครัวต้องผลิตอาหารของตัวเอง จะต้องทอผ้าใส่เอง แต่มีการแลกเปลี่ยนกันไ้ระหว่างหมู่บ้าน เมือง และแม้กระทั่งระหว่างประเทศ ที่สำคัญคือการบริโภคนั้นจะทำให้เกิดความรู้ที่จะอยู่ร่วมกับระบบ วัฒนธรรมชาติ ครอบครัวอบอุ่น ชุมชนเข้มแข็ง เพราะไม่ต้องทิ้งถิ่นไปหางานทำ เพื่อหารายได้มาเพื่อการบริโภคที่ไม่เพียงพอ

ประเทศไทยอุดมไปด้วยทรัพยากรและยังมีพอสำหรับประชาชนไทยถ้ามีการจัดสรรที่ดี โดยยึด "คุณค่า" มากกว่า "มูลค่า" ยึดความสัมพันธ์ของ “บุคคล” กับ “ระบบ” และปรับความต้องการที่ไม่จำกัดลงมาให้ได้ตามหลักขาดทุนเพื่อกำไร และอาศัยความร่วมมือเพื่อให้เกิดครอบครัวที่เข้มแข็งอันเป็นรากฐานที่สำคัญของระบบสังคม...



Proceedings of The 2nd Symposium on Thai Biomedical Engineering (ThaiBME2010)

“วิถีไทย เศรษฐกิจพอเพียง กับการพัฒนานวัตกรรมอุปกรณ์การแพทย์ไทย”

๕-๖ สิงหาคม ๒๕๕๓ ณ โรงแรมเดอะทวินทาวเวอร์ กรุงเทพมหานคร

โดย

คณะวิทยาศาสตร์ประยุกต์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าพระนครเหนือ

ร่วมกับ

คณะวิทยาศาสตร์ มหาวิทยาลัยรังสิต

และ

คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ



NECTEC
a member of NSTDA

สภาฯ
NSTDA



ISBN 978-974-8182-44-5



สาร...อธิการบดีมหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าพระนครเหนือ

ในนามของมหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าพระนครเหนือ รู้สึกเป็นเกียรติ และภาคภูมิใจเป็นอย่างยิ่งที่ได้รับเกียรติ ในการเป็นเจ้าภาพจัดประชุมวิชาการวิศวกรรมชีวการแพทย์ไทย ครั้งที่ ๒ นับเป็นความสำเร็จอีกก้าวหนึ่ง ที่แสดงให้เห็นถึงการร่วมมือทางวิชาการของบุคลากรหลากหลายสาขาวิชา อาทิ เช่น สาขาแพทยศาสตร์ สาขาวิทยาศาสตร์ และ สาขาวิศวกรรมศาสตร์ ที่ได้ร่วมกันสร้างนวัตกรรมใหม่ ๆ ทางด้านวิศวกรรมชีวการแพทย์ และอุปกรณ์การแพทย์ ในนามของเจ้าภาพจัดการประชุมครั้งนี้ ขอต้อนรับผู้เข้าร่วมการประชุมวิชาการทุกท่านด้วยความยินดี และหวังเป็นอย่างยิ่งว่า การจัดประชุมวิชาการวิศวกรรมชีวการแพทย์ไทยในครั้งนี้ จะก่อให้เกิดองค์ความรู้ใหม่ งานวิจัย สิ่งประดิษฐ์ ที่มีประโยชน์ต่อการพัฒนางานทางด้านวิศวกรรมชีวการแพทย์และอุปกรณ์ทางการแพทย์ เพื่อใช้ในการพัฒนาประเทศ ซึ่งเป็นการนำไปสู่การพึ่งพาตนเองตามแนวพระราชดำริเศรษฐกิจพอเพียง ตลอดจนเกิดความร่วมมือระหว่างสถาบันอุดมศึกษา โรงพยาบาล หน่วยงานทั้งภาครัฐและเอกชน คณาจารย์ นักวิชาการ นักวิจัย นิสิต นักศึกษา รวมไปถึงผู้ที่สนใจงานทางด้านวิศวกรรมชีวการแพทย์และอุปกรณ์ทางการแพทย์ เพื่อร่วมเป็นเครือข่ายทางวิชาการวิศวกรรมชีวการแพทย์และอุปกรณ์การแพทย์ที่เข้มแข็งต่อไป

ในโอกาสนี้ ขออวยพรให้การประชุมวิชาการวิศวกรรมชีวการแพทย์ไทย ครั้งที่ ๒ ingsประสบความสำเร็จลุล่วงไปด้วยดีและบรรลุวัตถุประสงค์ที่วางไว้ทุกประการ

(ศาสตราจารย์ ดร.ธีรฤทธิ บุญยโสภณ)

อธิการบดีมหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าพระนครเหนือ



สาร...อธิการบดีมหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ

วิศวกรรมชีวการแพทย์เป็นศาสตร์ที่มีความสำคัญต่อวิถีความเป็นอยู่และสุขภาพของประชาชน ทั้งนี้ประเทศไทยต้องอาศัยการนำเข้าอุปกรณ์และเครื่องมือทางการแพทย์ รวมทั้งพึ่งพาเทคโนโลยีจากต่างประเทศเป็นอย่างมาก ทำให้ประชาชนส่วนใหญ่ ไม่สามารถเข้าถึงการให้บริการเครื่องมือทางการแพทย์ที่มีคุณภาพได้

มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ ได้จัดทำหลักสูตรวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต สาขาวิศวกรรมชีวการแพทย์ตั้งแต่ปีการศึกษา ๒๕๕๑ เพื่อผลิตบัณฑิตที่มีความรู้ความสามารถในการพัฒนานวัตกรรมและสร้างสรรค์อุปกรณ์เครื่องมือทางการแพทย์ ช่วยลดการพึ่งพาเทคโนโลยีจากต่างประเทศ

มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ ได้ตระหนักถึงความสำคัญของการผลิตผลงานวิจัยทางด้านวิศวกรรมชีวการแพทย์ที่มีคุณภาพ จึงได้ร่วมกับมหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าพระนครเหนือ และมหาวิทยาลัยรังสิต จัดการประชุมวิชาการวิศวกรรมชีวการแพทย์ไทย ครั้งที่ ๒ (The 2nd Symposium on Thai Biomedical Engineering : ThaiBME2010) ภายใต้การสนับสนุนของสมาคมวิจัยวิศวกรรมชีวการแพทย์ไทย (Thai Biomedical Engineering Research Association : ThaiBME) และศูนย์เทคโนโลยีอิเล็กทรอนิกส์และคอมพิวเตอร์แห่งชาติ (National Electronics and Computer Technology Center : NECTEC) โดยมีวัตถุประสงค์เพื่อเป็นเวทีนำเสนอผลงานทางวิชาการและวิจัยระดับประเทศ ให้แก่กลุ่มนักวิชาการและนักวิจัยทางวิศวกรรมชีวการแพทย์ รวมทั้งเป็นเวทีเพื่อแลกเปลี่ยนประสบการณ์ซึ่งกันและกัน และพัฒนาองค์ความรู้ขึ้นเองภายในประเทศ

ผมหวังเป็นอย่างยิ่งว่า การประชุมทางวิชาการวิศวกรรมชีวการแพทย์ไทย ครั้งที่ ๒ นี้ จะประสบผลสำเร็จเป็นอย่างดี สามารถนำองค์ความรู้ที่ได้รับจากการนำเสนอผลงานวิจัย ตลอดจนการแลกเปลี่ยนประสบการณ์และข้อคิดเห็นต่างๆ ไปประยุกต์และต่อยอดงานวิจัย เพื่อพัฒนาประเทศไทยอย่างยั่งยืนต่อไป

ด้วยความปรารถนาดี

A handwritten signature in black ink, appearing to be 'วิรุณ ตั้งเจริญ'.

(ศาสตราจารย์ ดร.วิรุณ ตั้งเจริญ)

อธิการบดีมหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ



สาร...อธิการบดีมหาวิทยาลัยรังสิต

ผมมีความยินดีเป็นอย่างยิ่งที่ มหาวิทยาลัยรังสิต ร่วมกับมหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าพระนครเหนือ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ และ สมาคมวิจัยวิศวกรรมชีวการแพทย์ไทย ภายใต้การสนับสนุนของศูนย์เทคโนโลยีอิเล็กทรอนิกส์และคอมพิวเตอร์แห่งชาติ ของสำนักงานพัฒนาวิทยาศาสตร์และเทคโนโลยีแห่งชาติหรือ สวทช. ได้สมัครสมานกันในการจัดเวทีความรู้ครั้งสำคัญ คือ การประชุมวิชาการวิศวกรรมชีวการแพทย์ไทย ครั้งที่ ๒ “วิถีเศรษฐกิจพอเพียงกับการพัฒนานวัตกรรมอุปกรณ์การแพทย์ไทย” ขึ้นในระหว่างวันที่ ๕ – ๖ สิงหาคม ๒๕๕๓ เพื่อขับเคลื่อนให้เกิดการกำหนดทิศทาง การวางรากฐานทางวิชาการ การพัฒนาบุคลากร และการผลักดันให้เกิดการวิจัยทางด้านวิศวกรรมชีวการแพทย์ ที่สามารถนำไปประยุกต์ใช้ได้ในวิถีของเศรษฐกิจพอเพียง ตลอดจนการพัฒนาเทคโนโลยีการรักษา พื้นฟูและส่งเสริมสุขภาพ ที่เป็นนวัตกรรมของประเทศ เนื่องจากการรับเอาเทคโนโลยีจากต่างประเทศมาใช้แต่เพียงอย่างเดียว โดยไม่มีแนวทางการทำการวิจัยและพัฒนาเทคโนโลยีขึ้นมาใช้เอง จะทำให้ไม่สามารถที่จะพึ่งพาตัวเองอย่างยั่งยืน และก้าวทันต่างประเทศได้

จากการได้เห็นผู้เชี่ยวชาญและนักวิชาการหลากหลายเข้ามาร่วมการประชุมครั้งนี้ ผมมีความมั่นใจว่างานนี้จะเป็นการพัฒนาอีกก้าวหนึ่งที่สำคัญของการวิจัยและพัฒนาแบบบูรณาการ ที่จะเป็ประโยชน์อย่างใหญ่หลวงต่อประเทศชาติ จึงขอถือโอกาสนี้ขอบคุณเครือข่ายพันธมิตรและองค์กรที่ร่วมกันจัดการประชุมครั้งนี้ และขอให้ความพยายามของท่านทั้งหลายบรรลุผลตามวัตถุประสงค์ทุกประการ โลกเราทุกวันนี้มีความเปราะบาง ขาดดุลภาพ เสี่ยงต่อมหันตภัยธรรมชาติ โรคภัยไข้เจ็บที่เป็นความท้าทายใหม่ๆ เกิดขึ้นมากกว่าเดิม จึงมีความจำเป็นจะต้องระดมเอาศาสตร์และศิลป์แบบประยุกต์ การศึกษาวิจัยแบบบูรณาการ และเร่งสร้างเครือข่ายความรู้เพื่ออกบฏสภาวะการณ์ที่คุกคามเราอยู่ อีกทั้งสร้างสมรรถนะในการพัฒนาองค์ความรู้ใหม่ๆ ให้แข่งขันกับเขาได้ในโลกยุคโลกาภิวัตน์ที่ความรู้คือฐานอำนาจ

วิศวกรรมชีวการแพทย์เป็นศาสตร์แขนงใหม่เชิงสหวิชาการที่เกิดจากการผสมผสานระหว่าง วิศวกรรมศาสตร์ การแพทย์สาธารณสุขและวิทยาศาสตร์ด้านต่างๆ ซึ่งมีความสำคัญและจำเป็นอย่างยิ่งที่จะต้องพัฒนาควบคู่ไปกับการพัฒนาวิทยาศาสตร์เทคโนโลยีและวิทยาศาสตร์สุขภาพ เพื่อประโยชน์ต่อประเทศชาติทั้งในปัจจุบันและอนาคต

(ดร. อาทิตย์ อุไรรัตน์)

อธิการบดีมหาวิทยาลัยรังสิต



สาร...นายกสมาคมวิจัยวิศวกรรมชีวการแพทย์ไทย

โลกปัจจุบันเป็นยุคที่ความเจริญก้าวหน้าทางเทคโนโลยี เข้ามามีบทบาทมากขึ้นในชีวิตประจำวันของเรา ตั้งแต่เกิดจนถึงดับสูญ นักวิชาการได้นำเทคโนโลยีที่ล้ำสมัยมาประยุกต์ช่วยทำให้คุณภาพชีวิตดีขึ้นเรื่อยๆ การแพทย์ที่ก้าวหน้าเพราะแพทย์รู้สึกและเข้าใจการทำงานของเซลล์ อวัยวะและระบบต่างๆ ภายในร่างกายมากขึ้น การพัฒนาหรือปรับปรุงหรือแก้ไขพยาธิสภาพของผู้ป่วยเป็นหน้าที่โดยตรงที่แพทย์ผู้รักษาต้องคบคิดที่จะหาทางมาเยียวยาได้ โชคดีที่มีวิศวกรรมศาสตร์ซึ่งเป็นศาสตร์สาขาที่ทำให้ “ทุกอย่างเป็นจริงได้” การที่จะเอาชนะธรรมชาติการเจ็บป่วยของมนุษย์ด้วยศาสตร์สองสาขานี้ ได้เข้มข้นมากขึ้นเรื่อยๆ การเข้ามาปรึกษาหารือกัน ร่วมกันบูรณาการศาสตร์ให้เกิดนวัตกรรมเพื่อสร้างสรรค์สิ่งต่างๆ ที่ช่วยให้คุณภาพชีวิตของมนุษย์ได้ดีขึ้น

สมาคมวิจัยวิศวกรรมชีวการแพทย์ไทย ได้ถือกำเนิดจากการร่วมมือร่วมใจกันระหว่างวิศวกร นักวิทยาศาสตร์ แพทย์ ทันตแพทย์ สัตวแพทย์ เกษตรกร พยาบาล นักเทคนิคการแพทย์ และนักกายภาพบำบัด ในการนำความรู้ด้านวิศวกรรมศาสตร์มาประยุกต์ใช้ในการแก้ไขปัญหาด้านวิทยาศาสตร์สุขภาพ กระบวนการวิจัย รักษาและฟื้นฟูสมรรถนะของผู้ป่วยให้กลับคืนสู่สภาวะปกติ ในโอกาสที่สมาคมฯ ได้จัดการประชุมวิชาการวิศวกรรมชีวการแพทย์ไทยครั้งที่ ๒ ในระหว่างวันที่ ๕-๖ สิงหาคม พ.ศ. ๒๕๕๓ เพื่อเปิดเวทีวิชาการให้มีการแลกเปลี่ยนความคิดเห็น ความรู้ แนวคิดทฤษฎี และทักษะการแก้ปัญหาวิถีไทยเศรษฐกิจพอเพียงกับการพัฒนานวัตกรรมอุปกรณ์การแพทย์ไทย

ในการจัดงานประชุมวิชาการครั้งนี้ ได้เปิดเวทีแก่นักวิจัยและผู้สนใจในงานวิจัยของอนุสาขาใหม่ที่มีการขยายตัวเร็วมาก และเป็นจุดกำเนิดสร้างเครือข่ายทางวิชาการในสาขานี้ ให้เป็นที่รู้จักอย่างกว้างขวางต่อไปในอนาคต ขอขอบคุณมหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ มหาวิทยาลัยรังสิต และมหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าพระนครเหนือ ที่ร่วมกันเป็นเจ้าภาพจัดงานนี้ หวังเป็นอย่างยิ่งว่างานความคิดสร้างสรรค์ที่เกิดขึ้นจากงานประชุมวิชาการครั้งนี้ จักนำไปก่อให้เกิดประโยชน์สูงสุดต่อวงการแพทย์และสาธารณสุขไทยต่อไป

(ศาสตราจารย์ นายแพทย์สมเกียรติ วัฒนศิริชัยกุล)

นายกสมาคมวิจัยวิศวกรรมชีวการแพทย์ไทย



สาร...ประธานจัดงานประชุมวิชาการวิศวกรรมชีวการแพทย์ไทย ครั้งที่ ๒

วิศวกรรมชีวการแพทย์นับเป็นวิศวกรรมศาสตร์แขนงใหม่สาขาหนึ่ง ที่ได้มีการจัดการเรียนการสอนขึ้นในประเทศไทย โดยองค์ความรู้ของสาขาวิศวกรรมชีวการแพทย์ จะประกอบด้วยองค์ความรู้ทางการแพทย์ ทางวิทยาศาสตร์ และทางวิศวกรรมศาสตร์ ดังนั้นจึงนับได้ว่าเป็นจุดเริ่มต้นของความร่วมมือของบุคลากรต่างสาขา ในการพัฒนางานวิจัยเชิงบูรณาการ การพัฒนาการเรียนการสอน การพัฒนาสิ่งประดิษฐ์ ซึ่งนับได้ว่าเป็นพัฒนาประเทศอีกด้านหนึ่งด้วย การประชุมวิชาการวิศวกรรมชีวการแพทย์ไทย ครั้งที่ 2 นี้ นับเป็นโอกาสอันดี ที่ทำให้เกิดการรวมตัวกันของบุคลากรหลายสาขาเพื่อสร้างสรรค์นวัตกรรมใหม่ๆอันเป็นประโยชน์ต่อการพัฒนาเศรษฐกิจและสังคมของประเทศในภายหน้า

ผมในนามประธานคณะกรรมการจัดการประชุมวิชาการวิศวกรรมชีวการแพทย์ไทย ครั้งที่ 2 ขอขอบพระคุณผู้แทนจากมหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ มหาวิทยาลัยรังสิต คณะกรรมการจัดการประชุม รวมทั้งผู้เข้าร่วมประชุมทุกท่านที่มีส่วนร่วมให้การประชุมครั้งนี้สำเร็จไปด้วยดี

(รองศาสตราจารย์ ดร. สุรพันธ์ ยิ้มมัน)

ประธานจัดการประชุมวิชาการวิศวกรรมชีวการแพทย์ไทย ครั้งที่ ๒
มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าพระนครเหนือ

คำนำ

หนังสือ Proceedings เล่มนี้ จัดทำขึ้น เพื่อรวบรวมบทความวิจัยที่มานำเสนอในการประชุมวิชาการวิศวกรรมชีวการแพทย์ไทย ครั้งที่ ๒ หรือ ThaiBME2010 ในหัวข้อ “วิถีไทย เศรษฐกิจพอเพียง กับการพัฒนานวัตกรรมอุปกรณ์การแพทย์ไทย” และเพื่อร่วมเฉลิมพระเกียรติ เนื่องในโอกาสที่พระบาทสมเด็จพระเจ้าอยู่หัวทรงเจริญพระชนมพรรษา ๘๓ พรรษา ในวันที่ ๕ ธันวาคม พุทธศักราช ๒๕๕๓ ซึ่งนับเป็นมหามงคลอีกสมัยหนึ่งของเราชาวไทยทุกคน

การประชุมวิชาการ ThaiBME2010 ครั้งนี้ มีนักวิจัยหลากหลายสาขา จากหลากหลายสถาบัน ทั้งสถาบันอุดมศึกษาของรัฐและเอกชน สถาบันวิจัย โรงพยาบาล และบริษัทเอกชน อันได้แก่ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย มหาวิทยาลัยธรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ มหาวิทยาลัยมหิดล มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าธนบุรี มหาวิทยาลัยเชียงใหม่ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าพระนครเหนือ มหาวิทยาลัยรังสิต ศูนย์เทคโนโลยีอิเล็กทรอนิกส์และคอมพิวเตอร์แห่งชาติ (NECTEC) มหาวิทยาลัยราชภัฏพระนครศรีอยุธยา บริษัท TOT จำกัด (มหาชน) สถาบันมาตรวิทยาแห่งชาติ ศูนย์โรคระบบการหายใจ โรงพยาบาลวิภาวดี และบริษัทแมคพลัส ร่วมส่งบทความวิจัยเข้าร่วมงาน

โดยสรุปบทความวิจัยที่ได้รับการตีพิมพ์ใน Proceedings เล่มนี้ แบ่งออกเป็นบทความในกลุ่ม Biomedical Imaging จำนวน ๘ บทความ กลุ่ม Biomedical Instrumentation จำนวน ๑๔ บทความ กลุ่ม Biomedical Measurement จำนวน ๔ บทความ กลุ่ม Biomedical Signal Processing จำนวน ๔ บทความ กลุ่ม Cardiovascular Engineering จำนวน ๓ บทความ กลุ่ม Gas Monitoring System จำนวน ๓ บทความ และบทความในกลุ่มอื่นๆ ที่เกี่ยวข้องกับ Biomedical Engineering อีกจำนวน ๗ บทความ รวมบทความทั้งสิ้น จำนวน ๔๓ บทความ

ทั้งนี้ ทางคณะกรรมการจัดทำหนังสือ Proceedings of the ThaiBME2010 หวังเป็นอย่างยิ่งว่าองค์ความรู้ที่ได้รับการตีพิมพ์ไว้ในหนังสือเล่มนี้ จะมีส่วนช่วยเสริมสร้างรากฐานวิชาการ จุดประกายการสร้างผลงานวิจัยใหม่ๆ และเป็นขุมพลังทางปัญญาที่มีประโยชน์ต่อวงการวิจัยด้านวิศวกรรมชีวการแพทย์ของประเทศชาติต่อไป อย่างไรก็ตาม หากมีข้อผิดพลาดบกพร่องประการใด ต้องขออภัยและขอขอบพระคุณโปรแกรมการวิจัยและพัฒนาาระบบการแพทย์อัจฉริยะ สำนักงานพัฒนาวิทยาศาสตร์และเทคโนโลยีแห่งชาติ (สวทช) ที่สนับสนุนการจัดพิมพ์หนังสือเล่มนี้ และขอบขอบคุณทุกท่านที่มีส่วนร่วมในการจัดทำหนังสือเล่มนี้มา ณ ที่นี้ด้วย

ผู้ช่วยศาสตราจารย์วัชรชัย วิริยะสุทธีวงศ์ (มศว)

อาจารย์ปิยะมาศ เสือเพ็ง (มรส)

อาจารย์สุกัญญา แพรสมบูรณ์ (มจพ)

บรรณาธิการ Proceedings of the ThaiBME2010

สารบัญ

Biomedical Imaging

- การตัดแยกชนิดเม็ดเลือดขาวโดยใช้ ลักษณะรูปร่างและสี 1
จันทร์ทิพย์ ศรีจาด, อาทร สรรพานิช, เทอดศักดิ์ ลีว่าหาทอง, ชูชาติ ปิณฑวิรุจน์, มนต์ สังวรศิลป์
- ระบบการสร้างภาพคลื่น 3 มิติ จากภาพ 2 มิติ 6
ศุภกาญจน์ ชินวราพัฒน์, มนต์ สังวรศิลป์, ชูชาติ ปิณฑวิรุจน์
- การแสดงผลภาพ 3 มิติเชิงปริมาตรโดยใช้กราฟิกการ์ดผ่านฟังก์ชันของ VTK 10
ภิญโญ เข้มพราย, เสาวภาคย์ ชงวิจิตรมณี, วลิตะ นาคบัวแก้ว, กิตติ ขุนสนธิ, วศิน สิ้นธุภิญโญ
- การสร้างแบบจำลอง 3 มิติเชิงผิวด้วยเทคนิคการหมุนรอบแกนบนไลบรารีกราฟฟิก VTK 15
วลิตะ นาคบัวแก้ว, เสาวภาคย์ ชงวิจิตรมณี, ภิญโญ เข้มพราย, กิตติ ขุนสนธิ, วศิน สิ้นธุภิญโญ
- การตรวจหาเส้นเลือดสำหรับภาพจอประสาทตาของเด็กทารกแรกเกิดที่มีความคมชัดต่ำ 19
ปิยะมาศ เสือเพ็ง, มนชพร ชูไว้, วิภาดา งอยหล้า, อโณทัย พณิชีพ, ชุตินา หงษ์ทอง, สมบูรณ์ รักเดช
- การแสวงหาข้อมูลภาพและการประมวลผลภาพสำหรับการเปรียบเทียบอาวุธปืนและ 24
ร่องรอยจากเครื่องมือในงานด้านนิติวิทยาศาสตร์
ปิยะมาศ เสือเพ็ง, ชวภัทร ประสิทธิ์สถาพร, สายรุ่ง จันทร์ปุก, นนทศักดิ์ เหล่าสีรัตน์, ปกรณ์ คุณสิทธิ์
- โปรแกรมการหาบริเวณหลอดเลือดในสมองอุดตันจากภาพถ่ายสมอง CT-SCAN 29
โดยใช้เทคนิคการประมวลผลภาพดิจิทัล
สันติชัย เฟื่องกาญจน์, สมชาติ โชคชัยธรรม, สมบัติ มุ่งทวีพงษ์
- การจำแนกป้ายจราจรโดยใช้เทคนิคการกระจายของกลุ่มสีสำหรับรถคนพิการอัตโนมัติ 33
เดชาวุธ ใจคำ, ชีระศักดิ์ จันทร์วิมลสิ่ง, ชัยวัฒน์ เจริญพงษ์

Biomedical Instrumentations

- ดิจิตอลสไปโรมิเตอร์แสดงผลด้วยจอแสดงผลแบบกราฟฟิก 37
ธเนศ อังศุวัฒนากุล, พรณัชชา ศรีจุฑา, นพรัตน์ วิคำ

สารบัญ (ต่อ)

- **Ear Preference and Hand Dominance for Telephone Use by Thai People** 42
Therdpong Daengsi, Chai Wutiwivatchai, Apiruck Preechayasomboon, Gareth Clayton
- **การศึกษาการออกแบบและสร้างเครื่องทดสอบพลังงานเครื่องฟิบริลเลเตอร์** 46
ชวิษ แก้วกัณฑ์, สุรพันธ์ ยิ้มมั่น, ชัยณรงค์ เข้มทอง, สันทยา จันทมาลา
- **เครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่านระบบเครือข่ายคอมพิวเตอร์ ทีซีพี/ไอพี** 51
ฉัตรชัย นันทภูษิตานนท์, สุทัศน์ อุ่ทอง, พิเชษฐ ศรีสังข์งาม, สุรพันธ์ ยิ้มมั่น
- **การหาค่า kVp และ mAs ที่เหมาะสมในการเอกซเรย์ทรวงอกโดยใช้เทคนิค Least Square** 55
รศจรินทร์ บุญทวัน, ฐาณิญา ชวนชม, ศศิภรณ์ นิโรธเริงศิริ, ศาสตราวุธ ธรรมกิตติพันธ์
- **การพัฒนาและทดสอบชุดฝึกความว่องไวสำหรับนักศึกษา** 60
ธีระศักดิ์ จันทรวีเมธียง, ทศพล เจศรีชัย, ภิรมพันธ์ุ เจริญพงษ์, วงศ์วิทย์ เสนะวงศ์
- **ระบบการวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบไร้สาย** 66
รศจรินทร์ บุญทวัน, สุรพันธ์ ยิ้มมั่น, ไพลิน ไม้แก้ว, จุฬาลักษณ์ ทองแถม
- **ศูนย์กลางแสดงผลคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบไร้สาย** 70
จิตพันธ์ุ จองสถาพร, พยุงศักดิ์ เจริญกิตติกุล, อัครินทร์ กระจงนอก
- **ฉลากยาอัจฉริยะสำหรับผู้มีปัญหาทางสายตา** 75
รศจรินทร์ บุญทวัน, เอกลักษณ์ มณีเสาวภาคย์, สุรพันธ์ ยิ้มมั่น
- **อุปกรณ์บอกสถานที่สำหรับผู้พิการทางสายตา** 79
สุภารัตน์ สุนทโรภาส, ปิยพร สุขย์เสาวลักษณ์, ศิริจันทร์ พันธแดง
- **อุปกรณ์แจ้งเตือนพยาบาลกรณีผู้ป่วยหกล้มแบบไร้สาย** 85
สุภารัตน์ สุนทโรภาส, นายคมกริช ชันโท, ชีรพงษ์ บุญสุภาพ

สารบัญ (ต่อ)

- อุปกรณ์อำนวยความสะดวกสำหรับผู้พิการระดับสูง 89
สุทัศน์ อุ่ทอง, เจริญ จันท์ทาโล, ไพฑูรย์ สมักรกิจ, ยศกร สมานราษฎร์, คุณฎิ ริยาพันธ์
- อุปกรณ์เรียกพยาบาลฉุกเฉิน 93
สุทัศน์ อุ่ทอง, เจริญ จันท์ทาโล, สายันต์ เสาวฤกษ์, ปิยะพงษ์ วงศ์ป้อม, ศุภารัตน์ สัตนาโค
- การออกแบบตัวชุดเขยความบกพร่องทางการได้ยินในเครื่องช่วยฟัง 97
วดีนาถ วรรณสวัสดิ์กุล, มนูญ พ่วงพูล, สรวุช จันท์ผง

Biomedical Measurements

- การวัดไนตริกออกไซด์ทางแสงแบบไม่รุกราน 102
พงษ์ศักดิ์ สาระภักดี, สุทธิลักษณ์ ปทุมราช, มานะ ศรียุทธศักดิ์
- การศึกษาและทดสอบระบบการวัดกำลังของคลื่นอัลตราซาวนด์ด้วยวิธีวัดแรงการแผ่รังสี 108
อรวรรณ หริสดี, ขนิษฐา สวัสดิ์, คมกฤษ จักขุคำ, วิรัตน์ เปล่งแสงมาศ, สุเมธ อ่ำจิต
- การสอบเทียบเครื่องมือวัดกำลังของคลื่นอัลตราซาวด์ที่ใช้ในทางการแพทย์ 114
ขนิษฐา สวัสดิ์, อรวรรณ หริสดี, คมกฤษ จักขุคำ, วิรัตน์ เปล่งแสงมาศ, สุเมธ อ่ำจิต
- เครื่องวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบประหยัดพลังงาน 120
ปาริฉัตร แก่นสม, ณัฐพล ชุมวรฐายี, สุรพันธ์ อิ่มมั่น, พยุง มีตั้ง

Biomedical Signal Processing

- การลดสัญญาณรบกวนในสัญญาณเสียงต้นหัวใจโดยการประมาณค่าจุดเริ่มเปลี่ยน 124
ของการแปลงเวฟเล็ต
พิเชษฐ ศรีสังข์งาม, อภิชาติ กระจ่างเข้า
- การออกแบบและจำลองเครื่องช่วยฟัง 128
สุทัศน์ อุ่ทอง, เจริญ จันท์ทาโล, ไพฑูรย์ สมักรกิจ, น้ำฝน แก้วสุริยา

สารบัญ (ต่อ)

- การออกแบบตัวกรองเชิงเลข IIR ชนิด 2 โพลที่มีผลตอบสนองทางขนาดหลากหลายรูปแบบ สำหรับเครื่องช่วยฟัง 133
วดีนาถ วรรณสวัสดิ์กุล, มนูญ พ่วงพุด, สรวุฑ จันทร์ผง
- การเพิ่มประสิทธิภาพของการบีบอัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วยการจัดเรียงข้อมูล 137
โยทกา ชมภูศรี, กอบชัย เดชหาญ, สุรพันธ์ ยิ้มมัน

Cardiovascular Engineering

- การพัฒนาการตรวจหาตำแหน่ง QRS ของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 143
โดยเทคนิคการแปลงฟูเรียร์ช่วงเวลาสั้น
สกนธวัฒน์ อินแบน, นภดล อุชายภิชชาติ
- การศึกษาผลของการประมาณสัญญาณ Heart Rate Variability ต่อวิธีการทำทายการเกิด 147
Paroxysmal Atrial Fibrillation ด้วยเทคนิค Wavelet Transform
มนทกานต์ ภาณุสิทธิกร, นภดล อุชายภิชชาติ, จาตุรงค์ ตันติบัณฑิต, อธิศัย บัวคำศรี
- การพัฒนาเครื่องมือสร้างสัญญาณ Heart Rate Variability (HRV) 151
กฤษณ์ ปิ่นสุข, จรี ไชยชาญ

Gas Monitoring Systems

- การศึกษา การออกแบบ และสร้างเครื่องวัดอัตราชีพจรและเปอร์เซ็นต์ความอิ่มตัวของฮีโมโกลบินจากชีพจร 156
ทัสวรรณ พุทธสกุล, อนงค์นาถ เสือมาก, ดารารัตน์ โยธา, รณชิต คีปานแก้ว
- การศึกษาการออกแบบและสร้างเครื่องโมนิเตอร์ความดันก๊าซออกซิเจนในระบบท่อ สำหรับรถพยาบาล 161
ชาญชัย สุกกิจอมรพันธุ์, อนุสรรา พุดซ้อน, ดวงใจ บุญถนอม, พริษฐ์ อารีหทัยรัตน์

สารบัญ (ต่อ)

- **เครื่องวัดก๊าซคาร์บอนไดออกไซด์จากลมหายใจออกของผู้ป่วย** 165
สุทัศน์ อุ๋ทอง, เจริญ จันทร์ทาโล, พิเชษฐ เนตรสว่าง, สุรพันธ์ ยิ้มมัน, นิรันุช มะธุระ

Biomedical Engineering Related Topics

- **A FPGA design and Implementation of DMX Controller via Multi-core Approach** 170
Kittinan Noimanee, Somsak Choomchuay, Chuchart Pinthavirooj, Manas Sangworasil
- **Measurement of ECG with Tele-consult via WiMAX Technology** 175
A.Kumchotiroad, S.Noimanee
- **อุปกรณ์ตรวจทางตจวิทยา** 179
ปิยะมาศ เสือเพ็ง, เบญจวรรณ เฮ้าเมา, สกาวเดือน แสงลับ, ดวงใจ หมั่นพงษ์, จุฑารัตน์ สัตนัน, วรรณาด มิลภัยสง, เมทินี ทองชวน
- **Design of Signal Control by Using FPGA for Indirect X-Ray Detector Couple with CIS Image Sensor** 185
Kittinan Noimanee, Suranan Noimanee, Chuchart Pintavirooj, Manas Sangworasil
- **ระบบการวิเคราะห์ภาวะหยุดหายใจขณะนอนหลับ** 190
อริก ตรีรัตน์กิตติกุล, ฐาณวัฒน์ พุ่มสวัสดิ์, ประจักษ์ แซ่โอ้ว, พระระพีพัฒน์ ภาสบุตร, พงษ์ศักดิ์ มหาโชคเลิศวัฒนา, นิตการ นิ่มสุข, ณัฐพงศ์กร ภาวนะวิเชียร, ณัฐกร ตรีรัตน์กิตติกุล
- **ผลกระทบที่เกิดกับประชากรไทยจากภาวะการนอนหลับผิดปกติ** 195
อริก ตรีรัตน์กิตติกุล, , ประจักษ์ แซ่โอ้ว, ฐาณวัฒน์ พุ่มสวัสดิ์, นิตการ นิ่มสุข, พงษ์ศักดิ์ มหาโชคเลิศวัฒนา, พระระพีพัฒน์ ภาสบุตร, ณัฐพงศ์กร ภาวนะวิเชียร, ณัฐกร ตรีรัตน์กิตติกุล
- **Medical Expert System for Acute Abdominal Pain** 200
Watcharachai Wiriyasuttiwong, Sanguansak Rerksuppaphol, Walita Narkbuakeaw, Somphop Rodamporn



การพัฒนาตามหลัก**เศรษฐกิจพอเพียง**

คือ การพัฒนาอย่าง...

พอประมาณ มีเหตุผล และมีภูมิคุ้มกันที่ดี

โดยอาศัยความรู้ คู่คุณธรรม

การคัดแยกชนิดเม็ดเลือดขาวโดยใช้ ลักษณะรูปร่างและสี

AUTOMATIC CLASSIFICATION OF LEUKOCYTES BASED ON GEOMETRY AND COLOR

จันทร์ทิพย์ ศรีจาด, อาทร สรรพพานิช, เทอดศักดิ์ ลีวหาทอง, ชูชาติ ปิณฑวิรุจน์, มนัส สังวรศิลป์
ภาควิชาอิเล็กทรอนิกส์ คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
3 หมู่ที่ 2 ถนนฉลองกรุง เขตลาดกระบัง กรุงเทพฯ 10520 โทรศัพท์ : 0-2326-4550

บทคัดย่อ

งานวิจัยฉบับนี้เสนออัลกอริทึมเริ่มต้นในการพัฒนาระบบการแยกส่วนและคัดแยกชนิดเม็ดเลือดขาวของเลือดคนมนุษย์สำหรับการคัดแยกนับชนิดเม็ดเลือดขาวอัตโนมัติ ที่ซึ่งใช้การวิเคราะห์แยกแยะชนิดของเม็ดเลือดขาวจากภาพสเมียร์เลือดโดยตรง โดยได้ทำการแยกส่วนเม็ดเลือดขาวจากคุณสมบัติที่ต่างชนิดกันของเม็ดเลือดขาว ที่ซึ่งใช้การเปรียบเทียบจากลักษณะรูปร่าง ได้แก่ พื้นที่ของนิวเคลียส พื้นที่ของไซโตพลาซึม รูปร่างของนิวเคลียส พื้นผิวของนิวเคลียส และสีของแกรนูลภายในเม็ดเลือดขาว ผลงานวิจัยจากการใช้อัลกอริทึมนี้ ใช้ในการตรวจนับเม็ดเลือดขาว และแยกแยะลักษณะต่างๆ เพื่อนำไปใช้ในการจำแนกชนิดเม็ดเลือดขาวร่วมกับการใช้ข่ายงานระบบประสาทเทียมต่อไป ผลการทดลองจากการจำลองอัลกอริทึมนี้แสดงว่ามีความไวสูงในการตรวจนับเม็ดเลือดขาวและมีความถูกต้องในการคัดแยกชนิดมากกว่า 80% นอกจากนี้ยังพบว่าอัลกอริทึมนี้สามารถช่วยตรวจนับการคัดแยกชนิดที่ผิดปกติให้ผู้เชี่ยวชาญทางโลหิตวิทยาเพิ่มคุณภาพงานคัดแยกชนิดเม็ดเลือดขาว

Abstract

This research proposes the initial algorithm in developing a system to segment and classify white blood cell (WBC) of human peripheral blood smear samples for the automatic compilation of differential blood count, which is based on the direct analysis of a blood smear image. The segmentation of white blood cell from many morphological parameters of the cell, which comparing with geometry there are nucleus area, cytoplasm area, shape, texture and color of white blood cell. The results of the algorithm testing enables the detection of classified differential leukocytes with artificial neural network in the future. The results of the algorithm testing show high sensitivity of the algorithm in leukocyte detection and classification accuracy over 80%. In that way, this algorithm help a hematological expert, enables additional increase in the differential blood count compilation quality.

Keywords: differential blood count, segmentation, classification

1. บทนำ

การตรวจเลือดเป็นขั้นตอนที่สำคัญขั้นตอนหนึ่งในการตรวจร่างกายและวินิจฉัยโรค ในปัจจุบันการวินิจฉัยโรคทางการแพทย์ส่วนใหญ่จะใช้การตรวจนับจำนวนเม็ดเลือด และตรวจหาเซลล์เม็ดเลือดที่ผิดปกติ เช่น การวินิจฉัยโรคไข้มาลาเรีย มะเร็งเม็ดเลือดขาวและโรคโลหิตจาง โดยอาศัยเครื่องมือทางการแพทย์ เครื่องมือตรวจนับที่นิยมใช้ในปัจจุบันใช้หลักการของ Laser light scatter, Electrical impedance, Light scatter / absorption และ Radio frequency energy [1]ซึ่งบางวิธีมีความแม่นยำสูงและสามารถแยกแยะเม็ดเลือดบางชนิดได้ แต่เครื่องมือเหล่านี้มีราคาแพงและไม่สามารถวิเคราะห์รูปร่างของเม็ดเลือดแดง และแยกแยะชนิดเม็ดเลือดขาวได้อย่างเต็มที่โดยยังต้องอาศัยการวิเคราะห์รูปร่างต่างๆ จากภาพที่เห็นภายใต้กล้องจุลทรรศน์และยังไม่สามารถเก็บภาพเม็ดเลือดเอาไว้เพื่อเปรียบเทียบผลการรักษา และเก็บไว้ให้ผู้เชี่ยวชาญทางด้านโลหิตวิทยาได้วินิจฉัยต่อไปได้ ดังนั้นการตรวจวิเคราะห์รูปร่างของเม็ดเลือดส่วนใหญ่จะตรวจผ่านสายตาของผู้ชำนาญการด้านโลหิตวิทยา ซึ่งวิธีดังกล่าวนี้ไม่สะดวก กินเวลาและต้องอาศัยผู้เชี่ยวชาญ รวมทั้งต้องใช้งบประมาณสูงอุปกรณ์ดังกล่าวทำให้การวิเคราะห์ตรวจนับเม็ดเลือดสามารถกระทำได้ตามโรงพยาบาลในเมืองใหญ่ๆเท่านั้น

เม็ดเลือดขาวเป็นเซลล์ของระบบภูมิคุ้มกันป้องกันร่างกายจากทั้งเชื้อก่อโรคและสารแปลกปลอมจำนวนของเซลล์เม็ดเลือดขาวในเลือดมักใช้เป็นข้อบ่งชี้โรคและการดำเนินไปของโรค เม็ดเลือดขาวในเลือดมีอยู่ด้วยกัน 5 ชนิด คือ นิวโทรฟิลล์ ลิมโฟไซต์ โมโนไซต์ อีโอสิโนฟิลล์ และ เบซิฟิลล์ เม็ดเลือดขาวทั้ง 5 ชนิดนี้ มีความแตกต่างกัน ในด้านรูปร่าง พื้นผิวของนิวเคลียส ขนาดของนิวเคลียส สีของแกรนูลภายในเม็ดเลือดขาว และหน้าที่ทางภูมิคุ้มกัน โดยเม็ดเลือดขาวมีหน้าที่ต่อสู้กับสิ่งแปลกปลอมที่เข้ามาสู่ร่างกายแล้วทำให้เกิดโรค เปรียบเสมือนเป็นกองกำลังทหารของร่างกายคนเราพยาธิสภาพทางร่างกายอันเกิดจากโรค มีผลต่อการเปลี่ยนแปลงจำนวนของเม็ดเลือดขาวชนิดใดชนิดหนึ่ง เป็นเหตุผลให้ต้องมีกรนับจำนวนเม็ดเลือดขาวให้ถูกต้องชัดเจนในเลือดของผู้ป่วย ซึ่งมีประโยชน์มากในการวินิจฉัยโรคเพื่อแพทย์จะนำผลที่ได้ไปใช้เป็นข้อมูลในการสนับสนุนการให้การรักษา การติดตามผลการรักษา และการพยากรณ์โรคต่อไป

ในงานวิจัยนี้จะมุ่งไปที่การหาลักษณะเฉพาะที่แตกต่างกันของเม็ดเลือดขาวแต่ละชนิดนำมาใช้ในการคัดแยกชนิดทั้ง 5 ชนิดเพื่อนับจำนวนแต่ละชนิดออกมาเป็นเปอร์เซ็นต์ซึ่งวิธีที่ใช้ในการแสดงเปอร์เซ็นต์การมีอยู่ของเม็ดเลือดขาวแต่ละชนิดในเลือดถูกเรียกว่า การคัดแยกชนิดเม็ดเลือดขาวหรือ Differential blood count คือการหาอัตราส่วนของเม็ดเลือดขาวแต่ละชนิดโดยการนับเม็ดเลือดขาวแต่ละชนิดว่ามีกี่เปอร์เซ็นต์ การคัดแยกชนิดเม็ดเลือดขาวถูกนำมาใช้มากในการวินิจฉัยโรคทางการแพทย์ซึ่งวิธีที่ใช้ในปัจจุบันเป็นการวิเคราะห์ด้วยตาเปล่าแต่วิธีนี้ค่อนข้างจะกินเวลานาน [2] ข้อเสียของวิธีการคัดแยกด้วยตาเปล่าเหล่านี้เป็นแรงจูงใจอย่างสูงสำหรับการคิดค้นวิธีอัตโนมัติสำหรับการคัดแยกชนิดเม็ดเลือดขาวที่น่าเชื่อถือและไวใจได้

อัลกอริทึมที่จะกล่าวถึงต่อไปจากนี้ แสดงให้เห็นถึงการคัดแยกลักษณะที่แตกต่างกันของเม็ดเลือดขาวทั้ง 5 ชนิด โดยใช้โปรแกรม MATLAB 7.4.0 R(2007a) งานวิจัยฉบับนี้ได้แบ่งเนื้อหาออกเป็น 5 บทด้วยกันโดยในบทแรก กล่าวถึงความจำเป็นของงานวิจัย ความมุ่งหมาย และแสดงบทนำสั้นๆ เกี่ยวกับเม็ดเลือดขาว, การนับจำนวนเม็ดเลือดขาว บทที่สอง กล่าวถึงขั้นตอนการวิจัย ได้แก่ ขั้นตอนขั้นต้นในการได้มาซึ่งภาพและปรับปรุงภาพให้ดีขึ้น บทที่ สาม กล่าวถึงขั้นตอนขั้นกลาง เป็นการหาค่าพารามิเตอร์ต่างๆที่จะนำมาใช้ในขั้นตอนการแยกแยะประเภท บทที่ สี่ กล่าวถึงขั้นตอนสุดท้ายเพื่อให้ได้มาซึ่งผลการวิจัยจากการหาค่าพารามิเตอร์ที่ใช้ในการคัดแยกชนิดเม็ดเลือดขาวและผลที่ได้จากการจำลองระบบการคัดแยก เพื่อแสดงให้เห็นว่าวิธีการที่นำเสนอสามารถช่วยในการคัดแยกชนิดเม็ดเลือดขาวทั้ง 5 ชนิดได้บทสุดท้าย เป็นบทสรุปและข้อเสนอแนะ

2. การได้มาซึ่งภาพและปรับปรุงภาพให้ดีขึ้น

การคัดแยกลักษณะของเม็ดเลือดขาวทั้ง 5 ชนิด เป็นขั้นตอนสำคัญในการประมวลผลภาพเพื่อนำไปใช้กับวิธีการทางคอมพิวเตอร์ด้วยช่างานประสาทเทียมหรือวิธีการคัดแยกอื่นๆต่อไป และเพื่อที่จะให้ประสบความสำเร็จในการจัดกลุ่มคัดแยกเม็ดเลือดขาวชนิดหนึ่งที่มีรูปร่างลักษณะเซลล์หลากหลายโดยในความหลากหลายเหล่านี้สามารถนำมาใช้ให้เป็นประโยชน์เพื่อการคัดแยกชนิดออกมา ซึ่งลักษณะสำคัญที่สามารถใช้ในการจำแนกเม็ดเลือดขาวออกมาได้ ได้แก่ ขนาดของเซลล์เม็ดเลือดขาวขนาดของนิวเคลียส รูปร่างของนิวเคลียส ลักษณะพื้นผิวของนิวเคลียส สีของนิวเคลียสและของไซโตพลาซึม เป็นต้น ดังนั้นเครื่องคัดแยกชนิดเม็ดเลือดขาวอัตโนมัติ ต้องสามารถนำมากำหนดลักษณะสำคัญแต่ละจุดเด่นของเซลล์อย่างเพียงพอในการวิเคราะห์จากภาพเม็ดเลือดขาวและยังต้องสามารถนับจำนวนที่เกิดจากการจำแนกชนิดเม็ดเลือดขาวแต่ละชนิดได้[3]

ในขั้นตอนการทำงานวิจัยนี้ได้รวบรวมสเมียร์เลือดเพื่อใช้ในงานวิจัยนี้ มาจำนวนหนึ่งจากคนปกติที่มาตรวจสุขภาพที่โรงพยาบาลหัวเฉียวโดยเก็บภาพมาจากสไลด์ของคนปกติ 10 คน โดยคัดเลือกภาพมา

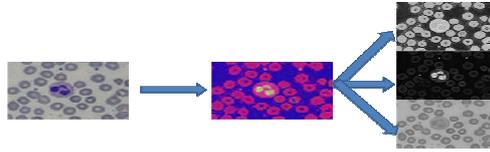
ย้อมด้วยสี Wright-Geimsa stain ได้ สไลด์มา 50 แผ่น นำสไลด์มาถ่ายเก็บภาพด้วยกล้องจุลทรรศน์ Olympus BX 21 ที่ติด CCD camera เก็บภาพได้จำนวน 657 ภาพประกอบด้วย Neutrophils 282 ภาพ, Lymphocytes 170 ภาพ, Eosinophils 104 ภาพ, Monocytes 86 ภาพ และ Basophil 15 ภาพ แบ่งออกมาชนิดละประมาณ 50 % เพื่อใช้เก็บข้อมูล และอีกครั้งหนึ่งใช้เพื่อทำการทดลองคัดแยก สเมียร์เลือดเหล่านี้ถูกนำถ่ายภาพด้วยกล้องจุลทรรศน์ที่ติดด้วยกล้องถ่ายภาพ เป็นภาพ RGB นามสกุล .JPG ขนาด 640x480 ก่อนที่จะนำภาพมาทำการประมวลผล ภาพทั้งหมดที่เก็บมาได้เป็นภาพสีในระบบ RGB ก่อนจะแปลงต่อไปเป็นระบบสี HSV

จากภาพระบบสี HSV นำมาแปลงต่อไปเป็นภาพไบนารี ซึ่งเป็นกระบวนการแปลงภาพสีให้มีการแสดงผลได้แค่ 2 ระดับ คือ ขาว และดำ โดยใช้ Thresholding Technique คือการพิจารณาจุดพิกเซล ในภาพว่าจุดใดควรจะเป็นจุดขาว หรือจุดใดควรจะเป็นจุดที่มีค่าเท่ากับ 1 โดยจะทำการเปรียบเทียบค่าของแต่ละพิกเซล ($f(x,y)$) กับค่าคงที่ที่เรียกว่า Threshold Value ในงานวิจัยนี้ใช้วิธีการของ Otsu (Otsu's Thresholding method) หลักการเลือกค่า Threshold ของ Otsu นั้นคือจะต้องเป็น ค่าที่สามารถทำให้ฮิสโตแกรมของระดับความเข้มสีมีการกระจายตัวน้อยที่สุด เทคนิคนี้นิยมใช้กันมากในกรณีที่มีความแตกต่างระหว่างสิ่งที่เราสนใจ และพื้นหลัง ค่า พิกเซล ในภาพที่มีค่าน้อยกว่าค่า Threshold จะถูกกำหนดเป็น 1 (จุดขาว) และถ้าค่าของพิกเซล ใด ๆ ในภาพมีค่ามากกว่าหรือเท่ากับค่า Threshold จะถูกกำหนดให้เป็น 0 (จุดดำ) ในการทำภาพ Binary โดยการ Thresholding ให้ได้ภาพดีและคมชัด ต้องเกิดจากการเลือกค่า Threshold ที่ถูกต้องและเหมาะสม[4]

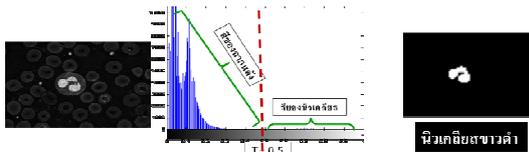
โดยทั่วไปสไลด์เลือดที่ย้อมสีแล้วจะประกอบไปด้วย 3 ส่วน ประกอบด้วยกัน คือส่วนที่เป็นพื้นหลัง ส่วนที่เป็นเม็ดเลือดขาว และส่วนที่เป็นเม็ดเลือดแดง เพื่อที่จะให้ได้มาซึ่งแต่ละเซลล์เม็ดเลือดขาวมาใช้ในการการคัดแยกชนิด จำเป็นที่จะต้องมีการปรับแก้ไขคุณสมบัติสีย้อมจากภาพถ่ายที่ได้มาให้ง่ายแก่การแปลงภาพเป็นไบนารี ในขั้นตอนแรก การประมวลผลภาพต้องมีการปรับสีภาพจากเดิมเป็นภาพสี RGB (รูปที่ 1) ให้เป็นระบบสีใหม่ HSV เพื่อให้เป็นประโยชน์ในขั้นตอนต่อมาคือการแปลงภาพโทนสี HSV ไปเป็นภาพไบนารีได้ง่ายขึ้นและแบ่งแยกนิวเคลียสได้ชัดเจนยิ่งขึ้น ในงานวิจัยนี้ใช้ คุณสมบัติที่ค่าฮิสโตแกรมใน stack saturation ที่ฮิสโตแกรมมีการแยกพื้นหลังออกจากวัตถุที่เราสนใจได้ดีที่สุด จึงนำเอา Threshold ในช่วงนี้มาใช้ โดยการใช้ฟังก์ชัน Graythres ด้วยวิธี Otsu โดยจากระดับสีในโทน HSV(:, :, 2) จะแปลงโดยการกำหนดพิกเซลในภาพทุกค่าให้มีค่าเพียงแค่ 0 กับ 1 เท่านั้น ทำให้ได้พื้นที่ที่เป็นนิวเคลียสของเม็ดเลือดขาวจากภาพโทน HSV เดิมเมื่อแปลงเป็นภาพไบนารีจะถูกตั้งค่าพิกเซลใหม่ให้เป็นเลข 1 ให้โทนสีขาว ส่วนอื่นๆ ของภาพจะถูกตั้งค่าเป็นเลข 0 ให้โทนสีดำ ดูที่ภาพ (รูปที่ 2) จากนั้นภาพไบนารีจะถูกปรับปรุงคุณภาพ ด้วยการตัดกลุ่มย่อยๆพวกเศษเซลล์เล็กๆ ที่มีขนาดพิกเซลต่ำกว่า 1000 ทิ้งไป

ภาพไบนารี ที่ถูกปรับปรุงคุณภาพแล้วนั้นจะทำการจำกัดพื้นที่นิวเคลียสของเม็ดเลือดขาวโดยการตัดขนาดของภาพให้ครอบคลุมเม็ด

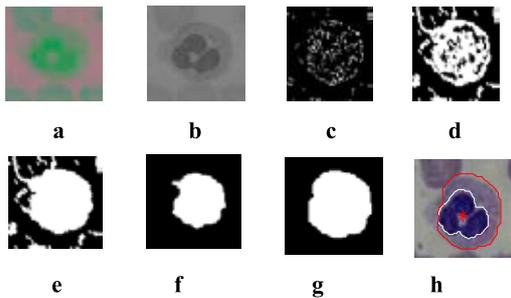
เลือดขาวโดยมีขนาดภาพเท่ากับ 200x200 ทำให้สามารถเห็นเม็ดเลือดได้ชัดเจนขึ้นและนำมาซึ่งการคัดแยกลักษณะที่ง่ายขึ้น[6] โดยการหาจุดศูนย์กลางของนิวเคลียสในภาพและตัดภาพจากจุดศูนย์กลางให้มีขนาด 200x200 จะสามารถแยกภาพเม็ดเลือดขาวออกมาได้ดังภาพ (รูปที่ 4)



รูปที่ 1 การแปลงภาพสีระบบ RGB ไปเป็น ระบบ HSV



รูปที่ 2 การใช้ค่า Threshold จาก saturation ของ สี HSV



รูปที่ 3 การประมาณพื้นที่ไซโตพลาซึม

3. การหาค่าพารามิเตอร์ที่เพื่อใช้ในขั้นตอนการแยกแยะประเภท

3.1 การหาพื้นที่นิวเคลียส

การคัดแยกชนิดเม็ดเลือดขาวจากภาพจำเป็นต้องทำการวิเคราะห์จากลักษณะจุดเด่นของรูปร่างเม็ดเลือดขาวแต่ละชนิดซึ่งลักษณะแรกที่นำมาทำการวิเคราะห์คัดแยกคือ การหาพื้นที่นิวเคลียส สำหรับพื้นที่นิวเคลียสที่นำมาทำการวิเคราะห์ทำโดยนับจำนวนพิกเซลทั้งหมดที่มีตัวเลขเป็น 1 จากภาพไบนารีของเม็ดเลือดขาว จะได้ออกมาเป็นพื้นที่นิวเคลียส พื้นที่ของไซโตพลาซึม หลังจากตัดภาพออกมาให้มีขนาด 200x200 แล้วได้ออกมาเป็นนิวเคลียสเม็ดเลือดขาวเดิมจะออกมาเป็นนิวเคลียสที่ภายในมีช่องว่างจากสีเดิมที่ไม่สม่ำเสมอต้องมีการเติมเต็มภายใน แล้วทำการหาพื้นที่นิวเคลียสจากจำนวนพิกเซลที่เท่ากับ 1 (สีขาว)

3.2 การประมาณหาพื้นที่ของไซโตพลาซึม

ต่อมาสามารถทำการประมาณพื้นที่ของไซโตพลาซึมอย่างง่าย ๆ ทำได้โดยการแปลงภาพดั้งเดิมในระบบสี RGB ให้อยู่ในระบบสี

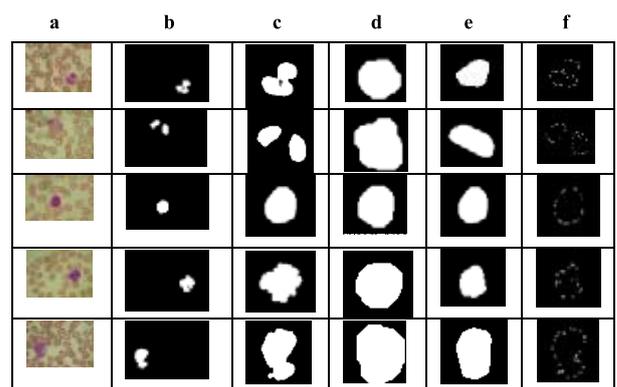
ใหม่คือ CIE_Lab (รูปที่ 3 (a)) เนื่องจากระบบสีนี้เมื่อเลือกใช้ Stack b (รูปที่ 3 (b)) จะช่วยให้เห็นความแตกต่างได้ชัดเจนกว่าเมื่อหาขอบของวัตถุแบบ sobel(รูปที่ 3 (c)) จากนั้นทำการขยายขอบที่ได้ให้หนาขึ้น (รูปที่ 3 (d)) เมื่อได้แนวเส้นที่หนาขึ้นจะเริ่มเห็นรูปร่างของเม็ดเลือดขาวเด่นออกมา ทำเติมเต็มช่องว่าง ได้ส่วนที่เป็นเซลล์เม็ดเลือดขาวออกมา (รูปที่ 3 (e)) ต่อมาทำการ ลดขนาดภาพที่ได้เพื่อให้ส่วนต่อเล็กลง ในภาพที่ไม่เกี่ยวข้องกับเซลล์เม็ดเลือดขาวนั้น หลุดออกไป (รูปที่ 3 (f)) และปิดท้ายด้วยการขยายขนาดกลับดังเดิม (รูปที่ 3 (g)) สุดท้ายจะได้ภาพแสดงพื้นที่ไซโตพลาซึมของเม็ดเลือดขาวโดยประมาณตามรูปที่ 3 (h)

3.3 การหาอัตราส่วนระหว่างพื้นที่นิวเคลียสกับพื้นที่เซลล์ทั้งหมด

ในการวิเคราะห์แยกแยะโครงร่างนิวเคลียสเม็ดเลือดขาวจากลักษณะจุดเด่นของรูปร่างเม็ดเลือดขาวแต่ละชนิดลักษณะแรกที่นำมาทำการวิเคราะห์คัดแยกคือ การหาอัตราส่วนระหว่างพื้นที่นิวเคลียส(รูปที่ 4c) กับพื้นที่เซลล์ทั้งหมด (รูปที่ 4d) นำค่าที่ได้จากพื้นที่นิวเคลียสหารด้วยพื้นที่เซลล์ทั้งหมดตั้งค่าที่เหมาะสมจะสามารถแยกเซลล์ที่มีลักษณะนิวเคลียสเกือบเต็มเซลล์อย่างลิมโฟไซต์ และเบซิฟิวส์ออกมาได้

3.4 การหาสัดส่วนพื้นที่

ลักษณะสำคัญต่อมาที่ถูกนำมาวิเคราะห์คัดแยกคือการนำค่าพื้นที่นิวเคลียส (รูปที่ 4c) หารพื้นที่ของคอนเวกซ์ฮูล (รูปที่ 4e) ซึ่งพื้นที่ของคอนเวกซ์ฮูลได้มาจากการล้อมกรอบพิกเซลของนิวเคลียสทั้งหมด ด้วยวิธีนี้จะดีกับการคัดแยกชนิดเซลล์เม็ดเลือดขาวที่มีนิวเคลียสเต็มวง ที่เป็นลักษณะจำเพาะของเม็ดเลือดขาวชนิดลิมโฟไซต์ ซึ่งจะให้ค่าที่เข้าใกล้ 1 มากที่สุด ส่วนกับเม็ดเลือดขาวชนิดนิวโทรฟิลส์ อีโอซิโนฟิลส์ โมโนไซต์ จะมีความสำคัญน้อยที่สุดเพราะเม็ดเลือดขาวชนิดนี้มีนิวเคลียสที่แบ่งออกเป็นพื้นที่ซับซ้อน หลังจากหาคอนเวกซ์ฮูลของนิวเคลียสเม็ดเลือดขาวได้แล้วให้หาจำนวนพิกเซลที่เท่ากับ 1 เก็บค่าไว้นำมาหารกับค่าพื้นที่ของนิวเคลียสได้ สัดส่วนพื้นที่ระหว่างนิวเคลียสกับคอนเวกซ์ฮูล



รูปที่ 4 การแยกคุณลักษณะที่ต่างชนิดกันของเม็ดเลือดขาวได้แก่ a:ภาพดั้งเดิม, b:segmentation image, c : nucleus area, d:cytoplasm area e:convex hull f: perimeter ของ 1 Neutrophil ,2Eosinophil ,3Lymphocyte,4Basophil ,5Monocyte ตามลำดับ

3.5 การหาลักษณะพื้นผิวของนิวเคลียส

เนื่องจากลักษณะพื้นผิวของนิวเคลียสแบ่งออกได้หลายลักษณะได้แก่ ลักษณะที่เป็นรูปร่าง จับกันเป็นก้อน เป็นเม็ดหรือสาย และราบเรียบ ข้อมูลเหล่านี้มีความสำคัญมากกับการคัดแยกชนิดเม็ดเลือดขาวอัตโนมัติที่จะให้ข้อมูลเกี่ยวกับพื้นผิวนิวเคลียสเพื่อใช้ในการคัดแยกนับจำนวนเซลล์เม็ดเลือด เพื่อที่จะให้ได้รับข้อมูลลักษณะพื้นผิวนิวเคลียส จะต้องทำการวัดภายในนิวเคลียสหรือภายในส่วนเล็กๆของนิวเคลียสเท่านั้น ด้วยวิธีนี้จะมีผลกระทบต่อพื้นที่ขอบเขตของนิวเคลียส พื้นผิวที่จะใช้นามาวัดจะถูกทำให้เล็กลง ซึ่งพื้นผิวนิวเคลียสก่อนที่จะนามาวิเคราะห์ จะต้องผ่านการลดขนาดภาพของเม็ดเลือดขาวให้มีขนาดครอบคลุมเพียงเฉพาะนิวเคลียสให้มีขนาด 50x50 (รูปที่ 5) ทำการวัดค่าเชิงปริมาณสีขาวและสีน้ำเงิน (Contrast) ของพิกเซลบนวัตถุที่สนใจ ซึ่งใช้เทคนิคที่เรียกว่าการวิเคราะห์ห่มตริกซ์ความสัมพันธ์ของระดับสีเทา (GLCM : Gray-Level Cooccurrence Matrix) [5] ประกอบด้วยค่าที่แสดงลักษณะพื้นผิวนิวเคลียสเป็นค่าวัดเชิงปริมาณความขรุขระของพื้นผิว วัดเชิงปริมาณที่แสดงความมืดและสว่างของพื้นผิวบนพิกเซลที่สนใจ



รูปที่ 5 การแยกคุณลักษณะที่ต่างชนิดกันของเม็ดเลือดขาวทาง texture ของ 1 Neutrophil ,2Eosinophil ,3Lymphocyte,4Basophil ,5Monocyte ตามลำดับ

3.6 การหาจำนวน Lobes ของนิวเคลียส

พารามิเตอร์อีกอย่างหนึ่งคือการหาจำนวน Lobes ของนิวเคลียส ที่ซึ่งเป็นคุณสมบัติอย่างหนึ่งของนิวเคลียสเม็ดเลือดขาวทั้ง 5 ชนิดที่จะช่วยคัดแยกเอาเม็ดเลือดขาวที่มีนิวเคลียสกลมๆ ไม่แบ่งเป็น Lobes ได้แก่ เบโซฟิลล์ ลิมโฟไซท์ และ โมโนไซท์ ออกจาก เม็ดเลือดขาวนิวโตรฟิลล์ อีโอซิโนฟิลล์ ที่มีหลาย Lobes เริ่มต้นด้วยการทำ imerode จากภาพนิวเคลียสขาวค่าที่ตัดให้มีขนาด 200x200 ไร่แล้วให้เหมาะสมแล้วหา centroid จากส่วนแยกของนิวเคลียสที่ได้หลังลดขนาดภาพ(รูปที่ 6) เพื่อตัดรอยเชื่อมต่อน้อยๆที่มีในนิวเคลียสของเม็ดเลือดขาวบางชนิด โดยเม็ดเลือดขาวที่มีนิวเคลียสเป็น Lobes จะแยกออกจากกันได้โดยง่าย หลังจากทำการลดขนาดภาพแล้ว ส่วนเม็ดเลือดขาวที่มีนิวเคลียสเดียวไม่มีร่องรอยแบ่งแยกเป็น Lobes เมื่อหา centroid จะได้เท่ากับ 1 จุดเท่านั้น ทำการนับจำนวน centroid เพื่อหาจำนวน Lobes ของนิวเคลียส มาใช้ในการคัดแยกต่อไป



รูปที่ 6 การหาจำนวน Lobes จาก centroid

3.7 การหาค่าเฉลี่ยช่วงระดับความเข้มสีของเม็ดเลือด

นอกจากนี้ยังสามารถคัดแยกชนิดได้จาก การดูสีของเม็ดเลือด โดยสีย้อม May-Grunwald-Giemsa ที่ใช้ในการย้อมสเมียร์เลือด ประกอบด้วย 2 องค์ประกอบ องค์ประกอบแรกคือ ส่วนประกอบที่เป็นค่าให้สีน้ำเงิน จะจับกับแกรนูลของเม็ดเลือดขาวชนิดเบโซฟิลล์ อีกส่วนประกอบหนึ่งมีฤทธิ์เป็นกรดให้สีแดง จะมีคุณสมบัติเกาะติดกับแกรนูลที่มีคุณสมบัติจับกับสีที่เป็นกรด ในเม็ดเลือดขาวชนิดอีโอซิโนฟิลล์ ดังนั้นความแตกต่างของคุณสมบัติการจับกับสีสามารถนำมาใช้อธิบายสีของนิวเคลียสและของไซโตพลาซึมของเซลล์เมื่อมีการคัดแยกชนิดเม็ดเลือดขาวได้ด้วยเหมือนกัน ทำการเฉลี่ยช่วงระดับความเข้มสีของเม็ดเลือดค่าแต่ละชนิดมีค่าอยู่ในช่วงไหน และกำหนดเป็นค่าอ้างอิงของเม็ดเลือดนั้นๆ ภาพถ่ายที่นำมาประมวลผลจะผ่านการทำฮิสโตแกรมโดยเก็บเฉพาะสีที่อยู่ภายในเม็ดเลือดขาวแยกเป็น 3 กลุ่ม คือ สีแดง สีเขียว และสีน้ำเงิน (RGB) แล้วนำค่าฮิสโตแกรมที่ได้คำนวณร้อยละขององค์ประกอบในแต่ละสีของเม็ดเลือดขาวมาใช้ในการคำนวณ[6]

ในขบวนการขั้นกลางสรุปขั้นตอนง่าย ๆ ออกมาเป็นไปตามรูปที่ 3 -6 จากการวิเคราะห์คุณลักษณะทั้งหมดจากค่าความแตกต่างของลักษณะที่สำคัญของเม็ดเลือดขาว ซึ่งจะได้ค่าต่างออกมาจาก การหาอัตราส่วนระหว่างพื้นที่นิวเคลียส กับพื้นที่เซลล์ทั้งหมด การหาอัตราส่วนระหว่างพื้นที่นิวเคลียสและพื้นที่ของคอนเวกซ์ฮูล การวิเคราะห์ลักษณะพื้นผิว การหาจำนวน Lobes ของนิวเคลียส และการวิเคราะห์ลักษณะสี แสดงค่าตัวเลขฮิสโตแกรมเฉลี่ยความเข้มสี ที่ได้แยกออกมาแล้วนั้น จะไปด้วยกันทำให้สามารถทำการวิเคราะห์คัดแยกชนิดเม็ดเลือดขาวทั้ง 5 ชนิดออกมาได้เป็นอย่างดี และข้อมูลเหล่านี้สามารถนำมาสร้างเป็นเวกเตอร์นำไปใช้ในการคัดแยกชนิดเม็ดเลือดขาวต่อไป การคัดแยกชนิดออกมาโดยทำการแยก Lymphocyte ก่อนด้วยค่าสัดส่วนพื้นที่(Fullness Ratio)ที่มากกว่า 0.95 แยก Basophil ด้วยความเป็นทรงกลม(Circularity) ขั้นตอนต่อมาแยก Eosinophil ด้วยค่าเฉลี่ยของสี(Color histogram) ขั้นตอนสุดท้ายใช้ค่าพื้นผิว(Texture) ของนิวเคลียสเพื่อช่วยคัดแยก Neutrophil และ Monocyte ออกจากกัน

4.ผลการทดลอง

ในการทดลองงานวิจัยนี้ได้รวบรวมภาพเม็ดเลือดขาวที่ย้อมด้วยสี Wright-Geimsa stain จำนวน 657 ภาพประกอบด้วย Neutrophils 282 ภาพ, Lymphocytes 170 ภาพ, Eosinophils 104 ภาพ, Monocytes 86 ภาพ และ Basophil 15 ภาพ มาใช้ทั้งหมดโดย แบ่งออกมานิดละประมาณ 50 % เพื่อใช้เก็บข้อมูล และอีกครั้งหนึ่งใช้เพื่อทำการทดลองคัดแยกชนิด ดังที่กล่าวมาแล้ว

ความถูกต้องในการคัดแยกชนิดเม็ดเลือดขาวด้วยการใช้วิธีที่ได้กล่าวมาแล้วนั้นสามารถคัดแยกเม็ดเลือดขาวออกมาได้ถูกต้องค่อนข้างสูงจากจำนวนของเม็ดเลือดขาวทั้งหมดที่ตั้งเอาไว้ โดยในงานวิจัยนี้ได้เก็บ

ภาพเม็ดเลือดขาวแต่ละชนิดให้มีความแตกต่างกันในรูปร่างลักษณะ โดยทั่วไป ผลจากการตรวจจับเซลล์เม็ดเลือดขาวพบว่ามีความไวในการตรวจจับเม็ดเลือดขาวค่อนข้างสูงซึ่งจากกระบวนการวิเคราะห์ดังกล่าวจะให้ผลการทดลองออกมาโดยใช้ Tree classification algorithm ในการจำลองกระบวนการคัดแยกชนิดเม็ดเลือดขาว

งานวิจัยนี้แสดงถึงอัลกอริทึม ในการคัดแยกชนิดเม็ดเลือดขาวอัตโนมัติโดยการใช้เทคนิคการประมวลผลภาพ งานวิจัยในการคัดแยกชนิดเม็ดเลือดขาวด้วยอัลกอริทึมนี้สามารถแยกได้ถูกต้องสูงจากจำนวนเม็ดเลือดขาวที่ถูกตั้งเอาไว้ ผลงานวิจัยนี้มีประโยชน์เป็นที่น่าพอใจในการเริ่มต้นสร้างเครื่องมือคัดแยกชนิดเม็ดเลือดขาวอัตโนมัติตามตารางที่ 1 โดยอาศัยจากภาพสเมียร์เลือดโดยตรง งานวิจัยนี้เป็นการเริ่มต้นหาปัจจัยต่างๆ ที่มีความสำคัญต่อการคัดแยกชนิดด้วยวิธีอื่นๆ ที่ซับซ้อนมากกว่านี้

ตารางที่ 1 แสดงเปอร์เซ็นต์ความถูกต้องในการคัดแยกชนิดเม็ดเลือดขาว

WBC Type	Number of WBC	Number of WBC corrected	Percent
Basophils	15	13	87%
Eosinophils	61	43	70%
Lymphocytes	61	57	93%
Monocytes	44	37	84%
Neutrophils	111	101	93%

5.สรุปผลการวิจัย

ค่าเชิงตัวเลขที่แสดงถึงลักษณะเม็ดเลือดขาวแต่ละชนิดตามลักษณะเฉพาะแต่ละอย่าง Accurately classified leukocytes : Neutrophils, Lymphocytes, Monocytes ให้ค่าที่ถูกต้อง > 80% Eosinophil ให้ค่าถูกต้องเพียง 70 % สาเหตุเกิดจากโปรแกรมมักนับออกมาเป็น Neutrophils เนื่องจากการแยกออกมาด้วยสีเป็นไปอย่างลำบาก

โปรแกรมตรวจจับเม็ดเลือดขาวสามารถนับจำนวนเม็ดเลือดขาวที่ได้มาจากการถ่ายภาพด้วยกล้อง CCD ที่ต่อกับกล้องจุลทรรศน์แล้วนำมาเปิดไฟล์ โดยอาศัยหลักการของ Image segmentation ซึ่งให้ผลการนับที่แน่นอน นอกจากนี้โปรแกรมยังสามารถจดจำและแยกแยะประเภทของความคิดพิคของเม็ดเลือดขาว สามารถระบุรูปร่างที่คิดพิคได้ในระดับหนึ่งจากรายงานสรุปผลการทดสอบโปรแกรมข้างต้น เม็ดเลือดขาวเป็นต้นแบบการ เก็บค่าเฉลี่ยข้อมูลตัวเลข จำนวนมากก็ให้ผลลัพธ์ต่างกันเช่นกัน เราสามารถทำการเก็บค่าเฉลี่ยข้อมูลตัวเลข ได้เรื่อยๆจน Error ต่ำ

ที่สุดและค่าเปอร์เซ็นต์ความคิดพิคก็เปลี่ยนแปลงไปด้วย ซึ่งในขณะนี้ยังไม่มีการตรวจสอบกับทางผู้เชี่ยวชาญว่าควรเก็บค่าเฉลี่ยข้อมูลตัวเลขระดับไหน หรือว่า Features ใดที่เหมาะสมที่สุดถึงจะให้ผลที่ถูกต้องได้[7]

เอกสารอ้างอิง

- [1] B.F. Rodak, G.A.Fritsma and K.Doig. "Hematology: Clinical Principles and Applications". 3rd edition. Saunders company. 2007.
- [2] Stanislav Mircic and Nikola Jorgovanovic, Automatic Classification of Leukocytes, Journal Of Automatic Control, University Of BELGRADE, VOL 16:29-32, 2006
- [3] P. Tosranon, C. Pintavirooj, S. Tearturakarn and S. Bunluechokchai. "White Blood Cell Segmentation Using Artificial Neural Network". Proceeding of the International Conference on Engineering, Applied Sciences and Technology (ICEAST 2007), Thailand, 2007.
- [4] http://homepages.inf.ed.ac.uk/rbf/CVonline/LOCAL_COPIES/MORSE/threshold.pdf.
- [5] Mustafa Ozden, Ediz Polat., "Image segmentation using color and texture features", IEEE.
- [6] H.D. Cheng*, X.H. Jiang, Y. Sun, Jingli Wang." Color image segmentation: advances and prospects". Pattern Recognition 34 (2001) 2259-2281.
- [7] Juma Al-Muhairy, Automatic white blood cell segmentation based on image processing, IFAC, 2005.

ระบบการสร้างภาพคิน 3 มิติ จากภาพ 2 มิติ

3D FROM 2D RECONSTRUCTION IMAGING SYSTEM

ศุภกาญจน์ ชินวราพัฒน์¹, มนัส สังวรศิลป์² และ ชุชาติ ปิณฑาวิรุจน์³

¹ ภาควิชาอิเล็กทรอนิกส์ คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
3 หมู่ที่ 2 ถนนฉลองกรุง เขตลาดกระบัง กรุงเทพฯ 10520

² ภาควิชาอิเล็กทรอนิกส์ คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
3 หมู่ที่ 2 ถนนฉลองกรุง เขตลาดกระบัง กรุงเทพฯ 10520 E-mail: ksmanas@kmitl.ac.th

³ ภาควิชาอิเล็กทรอนิกส์ คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
3 หมู่ที่ 2 ถนนฉลองกรุง เขตลาดกระบัง กรุงเทพฯ 10520 E-mail: kpchucha@kmitl.ac.th

บทคัดย่อ

ปัจจุบันการสร้างภาพเคลื่อนไหวที่แสดงให้เห็นในรูปของภาพแอนิเมชัน 3 มิติ นั้นได้ถูกนำมาประยุกต์ใช้งานในหลายๆ ด้าน รวมถึงทางการแพทย์ ซึ่งได้นำมาใช้ในการวิเคราะห์การเคลื่อนไหวของมนุษย์ เอกสารนี้จะกล่าวถึงระบบการสร้างภาพคิน 3 มิติ จากภาพ 2 มิติ ที่ใช้ผลิตแบบจำลองต่างๆ ระบบดังกล่าวประกอบด้วยกล้องดิจิทัลหลายๆ ตัววางที่ตำแหน่งใดก็ได้รอบวัตถุ ตรงข้อต่อของวัตถุจะถูกติดด้วย Marker แล้วกล้องจะทำการบันทึกภาพของวัตถุที่ถูกติดด้วย Marker และวิเคราะห์เพื่อหาค่าพิกัด 3 มิติของ Marker โดยอาศัยเทคนิค Direct Linear Transform (DLT) ระบบการสร้างภาพคิน 3 มิติ จากภาพ 2 มิติ สามารถกระทำกับวัตถุได้หลากหลายชนิด

คำสำคัญ: แบบจำลองกล้อง, การหาพิกัด 3 มิติ, Direct Linear Transform

Abstract

Currently, Computer Technology develops very fast, especially in 3D animation. One of the application of 3D animation in medicine include gait analysis. This paper describes 3D from 2D Reconstruction Imaging System to generate a skeleton model. The system consists of a number of digital cameras placed at arbitrary position around the subject. The subject's joints to be measured are attached with illuminated landmarks using the Direct Linear Transform (DLT) technique. The 3D from 2D Reconstruction Imaging System has been performed to visualize various subjects.

Keywords: camera modelling, 3D coordinate extraction, DLT

1. คำนำ

ในปัจจุบันเนื่องจากความก้าวหน้าทางเทคโนโลยีทำให้เราได้เห็นถึงการเปลี่ยนแปลงหลายๆ อย่าง รวมไปถึงการพัฒนาทางด้านคอมพิวเตอร์ในเรื่องที่เกี่ยวกับงานด้าน 3 มิติ ซึ่งได้ถูกนำมาใช้ในการสร้างภาพกราฟิก แอนิเมชันต่างๆ ที่มีให้เห็นกันอย่างแพร่หลาย โดยที่ภาพวัตถุ 3 มิติ ที่มีให้เห็นตามภาพยนตร์หรือเกมส์นั้น ต้องผ่านกระบวนการทำงานประมวลผลหลายขั้นตอน ซึ่งพื้นฐานในการทำการประมวลผลจะมาจากกรวิเคราะห์ภาพระบบ 3 มิติ แล้วนำไปใช้ในการวิเคราะห์แบบจำลองของสิ่งต่างๆ โดยขึ้นอยู่กับกรเขียนโปรแกรมและองค์ประกอบต่างๆ เพื่อให้ได้ภาพที่มีความสมจริง และสมบูรณ์มากที่สุด

ระบบการสร้างภาพคิน 3 มิติ จากภาพ 2 มิติ สามารถนำไปประยุกต์ใช้งานในการสร้างภาพ 2 มิติ เป็น 3 มิติ เพื่อที่จะนำไปประยุกต์ใช้งานในด้านอื่นๆ อีกมากมาย เช่น

- ทางด้านการศึกษา เป็นการวิเคราะห์การเคลื่อนไหวระดับสูงในวิทยาศาสตร์การกีฬา และการใช้อุปกรณ์กีฬาบางประเภท
- ทางด้านกลศาสตร์ชีวภาพ เป็นการวิเคราะห์สำหรับงานวิจัยกลศาสตร์ชีวภาพด้านการกีฬา และด้านการแพทย์
- ทางด้านสัลยกรรมกระดูก เป็นการวิเคราะห์คุณภาพโดยการวิเคราะห์การเคลื่อนไหวแบบ 2 มิติ และ 3 มิติ
- ทางด้านการบำบัดผู้ป่วย โดยใช้การวิเคราะห์การเคลื่อนไหวจากข้อมูลภาพวิดีโอที่สามารถเปรียบเทียบวัด และบันทึกข้อมูลการเคลื่อนไหวได้ในหลายๆ วิธี
- ทางด้านอุตสาหกรรมใช้สังเกตการณ์เคลื่อนไหวที่สมบูรณ์ของเครื่องจักร

ระบบการสร้างภาพคิน 3 มิติ จากภาพ 2 มิติ แสดงถึงการสร้างภาพแบบจำลอง 3 มิติ โดยการแคปเจอร์ภาพจากกล้อง 3 ตัว ที่วางในตำแหน่ง และมุมมองที่ต่างกัน ซึ่งภาพที่แคปเจอร์ได้จะมีพิกัด 2 มิติ ดังนั้นภาพที่ได้จะต้องนำไปประมวลผลเพื่อให้ได้พิกัดเป็น 3 มิติ โดย

อาศัยเทคนิค Direct Linear Transform (DLT) เมื่อได้ค่าพิกัดภาพที่เป็น 3 มิติ แล้วก็นำค่าพิกัด 3 มิติที่ได้มาสร้างเป็นภาพแบบจำลอง 3 มิติ [1-7]

งานนี้จะอธิบายข้อมูลเป็นส่วนดังต่อไปนี้: ส่วนที่ 2 อธิบายแบบจำลองกล้อง ส่วนที่ 3 อธิบายการประมวลผลการหาพิกัด 3 มิติของวัตถุ ส่วนที่ 4 อธิบายผลลัพธ์ที่ได้จากการทดลอง และส่วนที่ 5 อธิบายบทสรุป

2. แบบจำลองกล้อง

ภาพ 2 มิติส่วนใหญ่ได้มาจากการมองวัตถุ 3 มิติผ่านเลนส์ของกล้อง ภาพถ่าย 2 มิติที่ถ่ายผ่านเลนส์ของกล้องผ่าน linear transformation จาก 3D projective space P^3 ออกจาก 2D projective space P^2 สามารถอธิบายโดยสมการ

$$\begin{bmatrix} u \\ v \\ w \end{bmatrix} = K[I_3 | O_3] \begin{bmatrix} R & -T \\ O_3^T & I \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \\ 1 \end{bmatrix}$$

หรือ $\begin{bmatrix} u \\ v \\ w \end{bmatrix} = M \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \\ 1 \end{bmatrix}$ โดยที่ $M = [KR | -KRT]$ (1)

จุดฉาก $[X_s Y_s Z_s 1]^T$ แสดงในระบบพิกัดของโลก (ในรูปที่ 1)

$[x_i y_i z_i]^T$ คือ ภาพของจุดฉากในหน่วย pixel ในระบบพิกัดกล้อง

เมทริกซ์ K ในสมการ (1) คือ เมทริกซ์การปรับเทียบกล้อง เป็นเมทริกซ์ที่ประกอบด้วยพารามิเตอร์ภายในที่สำคัญของกล้อง

$$K = \begin{bmatrix} fa & 0 & u_0 & 0 \\ 0 & fb & v_0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \end{bmatrix} \quad (2)$$

เมื่อ f คือ ความยาวโฟกัสของ projection

(u_0, v_0) คือ จุดหลักของ projection

เมทริกซ์ R และ T เป็นพารามิเตอร์ภายนอกของกระบวนการปรับเทียบกล้อง โดย R แทนเมทริกซ์ที่เป็นผลรวมของการหมุนระบบพิกัด มี 3 element ของการหมุนของกล้องเทียบกับระบบพิกัดพื้นโลก การหมุนรอบแกน x, y และ z คือการหมุน pan (ซ้าย), tilt (เอียง) และ roll ตามลำดับ

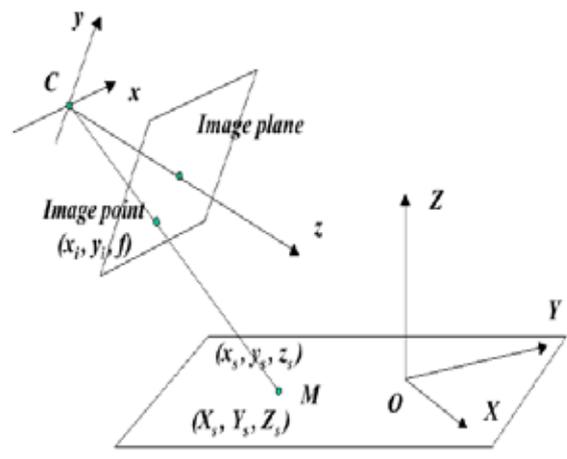
และ T แทนเวกเตอร์ที่เป็นผลรวมของการเคลื่อนย้ายระบบพิกัด มี 3 element ของการเคลื่อนที่จากจุดกำเนิดของระบบพิกัดโลกที่เทียบกับระบบพิกัดกล้อง การปรับเทียบกล้องเป็นการหาค่าประมาณของเมทริกซ์ M จากจุดในฉาก 3 มิติที่รู้ตำแหน่ง และภาพที่เกิดขึ้นของจุด

ในการหาเมทริกซ์ M เราจะทำการหาจุดในฉากที่เราทราบพิกัด $X = [x \ y \ z \ 1]^T$ และจุดในภาพ 2 มิติที่สอดคล้องกัน $[u \ v \ w]^T$ ซึ่งจะได้สมการที่อยู่ในรูปสมการ (3) ดังนี้

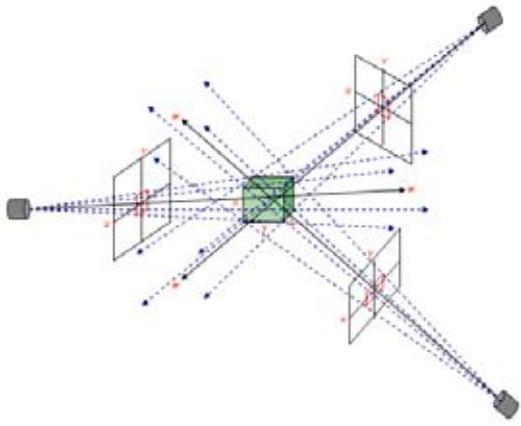
$$\begin{bmatrix} x & y & z & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 & -ux & -uy & -uz & -u \\ 0 & 0 & 0 & 0 & x & y & z & 1 & -vx & -vy & -vz & -v \\ & & & & & & & & & & & \vdots \\ & & & & & & & & & & & -m_{34} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} m_{11} \\ m_{12} \\ \vdots \\ m_{34} \end{bmatrix} = 0$$

หรือ $AX = 0$ (3)

เมทริกซ์ X หาได้โดยการทำ Singular Value Decomposition (SVD) ของ A ซึ่งการทำ Singular Value Decomposition (SVD) เป็นการ decomposed matrix ออกเป็นผลคูณของ matrix 3 matrix คือ $A = UDV^T$ โดยที่ column สุดท้ายของ v คือ M เมื่อได้เมทริกซ์ M แล้วขั้นตอนต่อไปทำการแยกพารามิเตอร์ภายนอก เนื่องจาก M สามารถเขียนใหม่ได้ $M = [A | b]$ ดังนั้นเมทริกซ์ย่อย 3x3 แทนด้วย A เวกเตอร์คอลัมน์ทางขวามือสุดแทนด้วย b เวกเตอร์ที่มีพารามิเตอร์ระยะเคลื่อนที่สามารถแยกออกมาได้ง่าย โดย $T = -A^{-1}b$ เวกเตอร์ T ให้ข้อมูลที่บ่งบอกถึงตำแหน่งกึ่งกลางของ Image plane



รูปที่ 1 ระบบพิกัดของกล้อง



รูปที่ 2 การประมวลผลการปรับเทียบกล้อง

3. การหาพิกัด 3D โดยใช้เทคนิค DLT

ในการประมวลผลโดยใช้กล้อง 3 ตัว ที่วางตำแหน่งใดก็ได้รอบๆ วัตถุ กล้องแต่ละตัวผ่านกระบวนการปรับเทียบกล้อง (สมการ 3) ในขบวนการปรับเทียบกล้องเราให้กล้องทั้ง 3 ตัว ถ่ายภาพวัตถุที่เราทราบพิกัด แสดงในรูปที่ 2 ให้ M' , M'' และ M''' คือ การคำนวณ projection matrix สำหรับกล้อง 3 ตัว ภาพของวัตถุที่ติด Marker จะถูกบันทึกโดยใช้กล้องดิจิทัล

ถ้า (u', v') , (u'', v'') และ (u''', v''') คือ ค่าที่ได้จากการคำนวณพิกัดของ Marker บนเฟรมที่พิจารณา ดังนั้นข้อมูล 3 มิติของ Marker $X = (x, y, z)$ สามารถคำนวณโดยแก้สมการโฮโมจีเนียส

$$\begin{bmatrix} u' m_3^T - w' m_1^T \\ v' m_3^T - w' m_2^T \\ u'' m_3^T - w'' m_1^T \\ v'' m_3^T - w'' m_2^T \\ u''' m_3^T - w''' m_1^T \\ v''' m_3^T - w''' m_2^T \end{bmatrix} X = AX = 0 \quad (4)$$

โดยที่ m_i^T คือแถวที่ i ของ projection เมตริกซ์ M ส่วนหนึ่งของการหาพิกัด 3 มิติคือ แสดงผลที่ต่อเนื่องกันที่ได้รับมาจากการวิเคราะห์การเคลื่อนที่ของแบบจำลองโครงสร้าง 3 มิติ

4. ผลการทดลอง

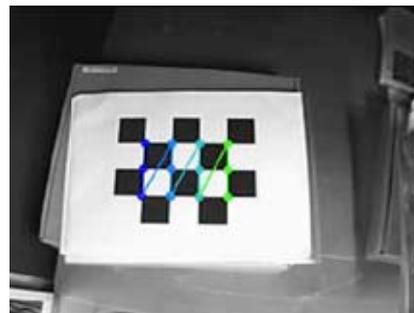
4.1 การปรับเทียบกล้อง

การปรับเทียบกล้องโดยใช้กล้อง 3 ตัว ทำบันทึกภาพนิ่ง โดยอ้างอิงวัตถุที่รู้ค่าเป็นจุดกำเนิด จากนั้นทำการตรวจสอบโดยการคำนวณ

projection matrix M แล้วทำการ reprojection ในสมการ (1) เพื่อทำการคำนวณจุดอ้างอิงของภาพ และแสดงผลพิกัดซ้อนทับของภาพที่ทำการบันทึก



รูปที่ 3 แสดงตำแหน่งของกล้องทั้ง 3 และแบบจำลอง



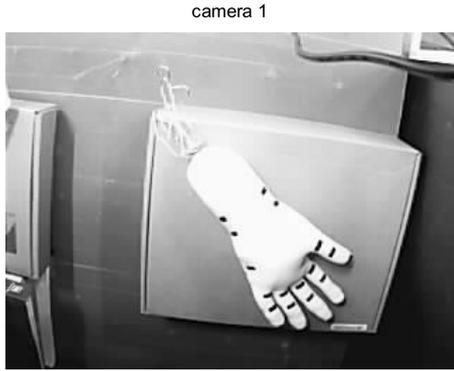
รูปที่ 4 กระบวนการ reprojection แสดงจุดอ้างอิง



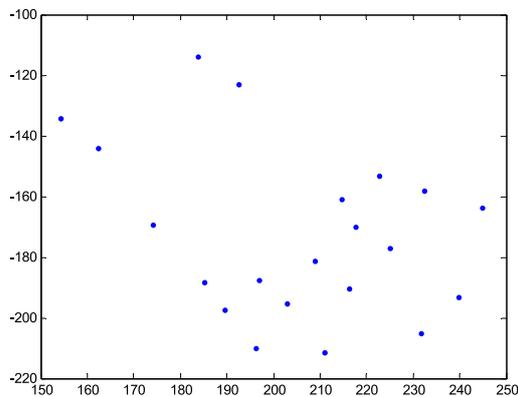
รูปที่ 5 กระบวนการ reprojection แสดง Reprojected ภาพของจุดอ้างอิง

4.2 การหาพิกัด (x, y) ของแบบจำลอง

การหาพิกัด (x, y) ของแบบจำลอง โดยใช้กล้องในการบันทึกภาพแบบจำลอง ส่วนของแบบจำลองที่ติดด้วย Marker ซึ่งแสดงในรูปที่ 6 ทำการโหลดภาพเข้าสู่โปรแกรม แล้วทำการหาพิกัด (x, y) ของ Marker ในแบบจำลอง



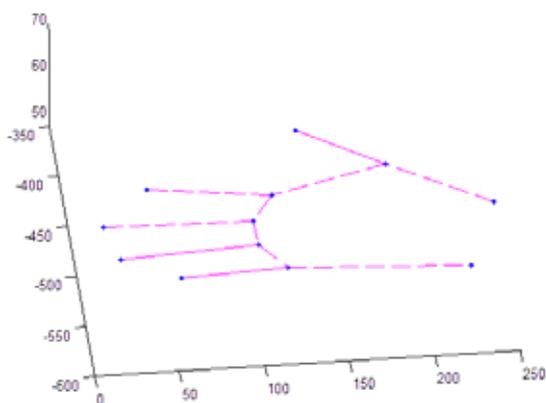
รูปที่ 6 ส่วนข้อต่อของวัตถุที่ติดด้วย Marker



รูปที่ 7 ค่าพิกัด (x, y) ของ Marker ในภาพแบบจำลอง

4.3 การหาพิกัด 3D ของวัตถุ

การหาพิกัด 3 มิติของวัตถุ โดยใช้กล้อง 3 ตัวในการบันทึกวิดีโอของวัตถุ ส่วนต่างๆ ของวัตถุที่ติดด้วย Marker จำนวนหาพิกัด 3 มิติของ Marker โดยใช้เทคนิค Direct Linear Transform (DLT) ได้ผลตามรูปที่ 8 แสดงพิกัด 3 มิติของ Marker ที่ติดบนวัตถุ



รูปที่ 8 พิกัด 3 มิติของ Marker ที่ติดบนวัตถุ

5. สรุป

ระบบการสร้างภาพพื้น 3 มิติ จากภาพ 2 มิติ นี้ต้องการกล้องที่อยู่ในพื้นที่ใดก็ได้รอบวัตถุที่ติด Marker แล้วทำการบันทึกภาพ โดยทำการหาพิกัดของ Marker ที่ติดรอบวัตถุ แล้วนำพิกัดของ Marker ที่ได้มาสร้างเป็นแบบจำลอง 3 มิติ โดยอาศัยเทคนิค Direct Linear Transform (DLT) ระบบดังกล่าวสามารถนำไปประยุกต์ใช้งานได้หลากหลาย ทั้งกับวัตถุที่เคลื่อนที่และวัตถุที่หยุดนิ่ง ทั้งยังสามารถใช้งานได้กับวัตถุหลากหลายชนิด

เทคนิคการหาพิกัด 3 มิติมีหลายวิธี เช่น เทคนิคการถ่ายภาพสเตอริโอ ซึ่งจะมีความยุ่งยากในการเก็บภาพโดยเฉพาะการต้องใช้อุปกรณ์ 2 ตัวที่มีคุณสมบัติและการวางตัวที่เหมือนกัน แต่เทคนิค DLT กล้องที่ใช้ไม่จำเป็นต้องเหมือนกัน การวางตัวของกล้องเป็นไปอย่างอิสระ ข้อเสียของเทคนิค DLT คือจำเป็นต้องมีการปรับเทียบกล้องทุกครั้งที่มีการปรับเปลี่ยนตำแหน่งกล้อง

เอกสารอ้างอิง

- [1] Bosch T. et. al. "3D Object Construction Using a Self-mixing Type Scanning Laser Range Finder." IEEE Trans. Instrum. and Meas. vol. 45, pp. 1326-1329, 1998.
- [2] Boulgouris, N.V.; Plataniotis, K.N.; Hatzinakos, D, "Gait analysis and recognition using angular transforms", Canadian Conference on Electrical and Computer Engineering, 2004. volume 3, 2-5 May 2004 pp.:1317 – 1320
- [3] Franjo, C., Wamadeva, B. and Rommanee J., "A Stereo Vision System for Pedestrian Navigation", 17 International Conference on Applied Electromagnetic and Communications, 1-3 October, 2003,
- [4] Geisheimer, J.L.; Marshall, W.S.; Grenaker, E., "A continuous-wave (CW) radar for gait analysis", Conference Record of the Thirty-Fifth Asilomar on Signals, Systems and Computers, 2001. Volume 1, 4-7 Nov. 2001 pp.:834 - 838
- [5] Okada, N., Kondo, E., Zha, H., Morooka, K. and Nagata, T., "3D Object Model Construction from Range Images Taken by a Range Finder on a Mobile Robot," Proc. of the 1998 IEEE/RJS Int. Conf. Of Intell. Robot. and Sys., pp. 1853-1858, 1998.
- [6] Sorapong A., Manas S., Chuchart P., Electronics, KMITL, "A 3D MOTION CAPTURE SYSTEM USING DIRECT LINEAR TRANSFORM AND QUAD-TREE SEARCHING SCHEME", ECTI-CON 2006, UbonRatchathani, Thailand, May 2006.
- [7] Weng, N., Yang, Y. H., and Pierson, R., "3D Surface Reconstruction using Optical Flow for Medical Imaging," IEEE Trans. on Medical Imaging, Vol. 16, No. 5, 1997, pp. 630-641.

การแสดงผลภาพ 3 มิติเชิงปริมาตรโดยใช้กราฟิกการ์ดผ่านฟังก์ชันของ VTK Volume Rendering with Graphic Processing Unit Based on vtk library

ภิญญา เข้มพราย เสาวภาคย์ ชงวิจิตรธณี วลิตะ นาคบัวแก้ว กิตติ ขุนสนิท วศิน สันฐภิญโญ

ศูนย์เทคโนโลยีอิเล็กทรอนิกส์และคอมพิวเตอร์แห่งชาติ (NECTEC)

บทคัดย่อ

การใช้รูปแบบสามมิติในซอฟต์แวร์เกี่ยวกับข้อมูลภาพทางการแพทย์เป็นที่นิยมนำมาใช้งานในปัจจุบันเพราะสะดวกในการสื่อสารกับผู้ใช้บริการรักษา โดยทั่วไปรูปแบบสามมิติมี 2 แบบ คือ การประมวลผลเชิงผิว และการประมวลผลเชิงปริมาตร ซึ่งการประมวลผลเชิงปริมาตรสามารถให้ความสมจริงของวัตถุได้ดีกว่า แต่ในทางกลับกันการคำนวณเพื่อแสดงผลนั้นช้ามาก ดังนั้น การประมวลผลด้วยกราฟิกการ์ดถูกนำมาใช้เพื่อช่วยแก้ปัญหาความเร็วของการคำนวณ บทความสารบัญนี้ พวกเขาทดสอบพื้นฐานการประมวลผลโดยเริ่มจากฟังก์ชันพื้นฐานซึ่งประกอบด้วย Isosurface, MIP และ Composite จากนั้นจึงเป็นการเปรียบเทียบประสิทธิภาพระหว่างการคำนวณด้วยซีพียูกับกราฟิกการ์ดด้วยฟังก์ชันของ composite ผลการทดลองพบความเหมาะสมในการใช้งานของฟังก์ชันพื้นฐาน และความแตกต่างของการคำนวณระหว่างซีพียูกับกราฟิกการ์ด โดยกราฟิกการ์ดจะให้ประสิทธิภาพที่ดีที่สุด

Abstract

A 3D model is widely used in medical imaging software because it is convenient to communicate between users in image data. In general, 3D model from volume rendering technique creates the best object in 3D system; On the other hand, the best object gets very slow for calculation. Thus, the volume rendering technique by using graphic card is propose in this paper. In the first step, we test pipeline rendering by using basic function such as the Iso-surface, the maximum-intensity projection (MIP) , and the composite. Then, we compare performance of volume rendering between CPU calculation and graphic card. The experimental results show the basic function for working properly, and show difference between the volume rendering on CPU and graphic card. The volume rendering on graphic card has the high performance.

Keywords: 3D model, volume rendering

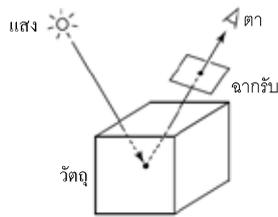
1. คำนำ

การแสดงผลภาพ 3 มิติเป็นเทคนิคที่นำมาใช้ในการแสดงองค์ประกอบของข้อมูลภาพในลักษณะของวัตถุ 3 มิติ โดยอาศัยชุดข้อมูลภาพจากเครื่องมือทางการแพทย์เช่น เครื่อง CT, เครื่อง MRI และ PET เป็นต้น วิธีการนี้เป็นที่นิยมใช้กันทั่วไป เนื่องจาก เป็นเครื่องมือช่วยในการสื่อสารระหว่างแพทย์กับผู้ใช้บริการรักษา ซึ่งง่ายต่อความเข้าใจ อีกทั้งช่วยวิเคราะห์ความคิดปกติได้รวดเร็วยิ่งขึ้น สำหรับการแสดงผลภาพ 3 มิติแบ่งออกเป็น 2 ชนิดคือ การแสดงผลภาพ 3 มิติเชิงผิว (3D Surface rendering) และการแสดงผล 3 มิติเชิงปริมาตร (3D Volume rendering) ในส่วนการแสดงผลภาพ 3 มิติเชิงผิวมีข้อดีในการใช้งานคือ ใช้เวลาน้อยมากเพื่อแสดงผลภาพ 3 มิติ เช่น เมื่อสามารถขึ้นภาพ 3 มิติได้แล้ว การหมุนหรือขยายภาพ จะใช้เวลาน้อยมากในการแสดงผลภาพ เนื่องจากการสร้างแผ่นสามเหลี่ยมปิดของพื้นผิวทำให้สามารถปรับเปลี่ยนมุมมองได้โดยไม่ต้องสร้างสามเหลี่ยมที่พื้นผิวใหม่ที่มุมมองใหม่มีผลให้การแสดงผลได้รวดเร็ว ส่วนการแสดงผลภาพ 3 มิติแบบเชิงปริมาตรใช้หลักการคำนวณการเดินทางของแสงที่สามารถทะลุผ่านวัตถุซึ่งเป็นลักษณะของการมองเห็น ทุกครั้งที่มีการหมุนมุมมองหรือขยายภาพนั้น จะมีการคำนวณแสงที่พุ่งผ่านวัตถุทุกครั้ง ดังนั้นการทำงานของแสดงผลเชิงปริมาตรนั้นจะให้ความสมจริงและมีความสวยงามกว่าการแสดงผลภาพ 3 มิติแบบเชิงผิว แต่ด้านการใช้งานจริงนั้นค่อนข้างช้ามาก เนื่องจากเมื่อผู้ใช้ปรับมุมมองใหม่ก็จะคำนวณการเดินทางของแสงที่สามารถทะลุผ่านวัตถุใหม่เพื่อแสดงผลส่งผลให้ผู้ใช้ต้องเสียเวลาในการรอการประมวลผลจากการปรับมุมมอง ดังนั้นการค้นหาวิธีการเร่งความเร็วเพื่อให้การแสดงผลภาพเชิงปริมาตรทำงานเร็วขึ้นเป็นสิ่งที่น่าสนใจ ซึ่งในปัจจุบันนี้กราฟิกการ์ดสามารถตอบสนองด้านความเร็วในการคำนวณทางด้านกราฟิกมากขึ้น ในบทความนี้ต้องการนำเสนอความเร็วของการแสดงผลเชิงปริมาตรด้วยการคำนวณด้วยกราฟิกการ์ด [1] เปรียบเทียบกับการคำนวณด้วยซีพียู โดยอาศัยความสามารถของไลบรารีทางด้านกราฟิก Visualization Toolkit (VTK) [2] ที่ได้รวบรวมเครื่องมือต่างๆที่เกี่ยวกับคอมพิวเตอร์กราฟิกเอาไว้และ การแสดงผลภาพ 3 มิติเชิงปริมาตรแบบต่างๆเช่นการคำนวณแบบ Iso-surface, แบบ maximum-intensity projection (MIP) และ แบบ composite ซึ่งเป็นส่วนหนึ่งของเครื่องมือนี้ สำหรับไลบรารีนี้ถูกพัฒนาด้วยหลักการโปรแกรมเชิงวัตถุ (Object-Oriented Programing) มีลักษณะการทำงานแบบเป็นสาย (Pipeline)

ส่งผลให้ระบบที่นำเสนอนี้ง่ายต่อการนำไปใช้ โดยเนื้อหาของบทความนี้จะกล่าวถึงหลักการพื้นฐานของการแสดงผลภาพ 3 มิติเชิงปริมาตรเพื่อความเข้าใจ จากนั้นหลักการแสดงผลเชิงปริมาตรด้วยฟังก์ชันคำนวณการเดินทางของแสงที่สามารถทะลุผ่านวัตถุจะถูกนำเสนอเพื่อสังเกตทางด้านการใช้งาน จากนั้นการทดสอบความเร็วของการคำนวณด้วยกราฟิกการ์ดจะถูกนำเสนอ โดยทั้งหมดนี้ใช้ไลบรารี VTK เป็นเครื่องมือช่วยในการทดสอบ ส่วนผลทดสอบรวมถึงผลลัพธ์การแสดงผล 3 มิติเชิงปริมาตรในแบบต่างๆจะถูกนำมาแสดงผล สุดท้ายจะสรุปประสิทธิภาพโดยรวมของระบบต่างๆที่ได้นำเสนอในบทความนี้

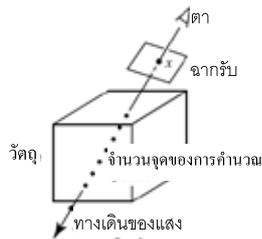
2. พื้นฐานของการแสดงผลภาพ 3 มิติเชิงปริมาตร

การแสดงผลภาพ 3 มิติเชิงปริมาตรมีพื้นฐานที่สามารถอธิบายด้วยหลักการง่ายๆ จากการมองเห็นของมนุษย์โดยอาศัยหลักการของแสงตกกระทบวัตถุแล้วสะท้อนใส่จากรับดังรูปที่ 1



รูปที่ 1. แสดงลักษณะการเดินทางของแสงผ่านวัตถุ

สำหรับงานทางด้านการประมวลผลภาพนั้น จะมองความหนาแน่นของวัตถุเป็นระดับเทาของชุดข้อมูลภาพ ความแตกต่างของแต่ละฟังก์ชันของการประมวลผลเชิงปริมาตรนั้น คือ การออกแบบลักษณะการเดินทางของแสงผ่านวัตถุแล้วสะท้อนกลับจากรับในลักษณะต่างๆ นอกจากนี้ ความสมจริงขึ้นตรงกับจำนวนจุดของการคำนวณ (Sample point) บนเส้นทางเดินของแสงด้วย ดังรูปที่ 2

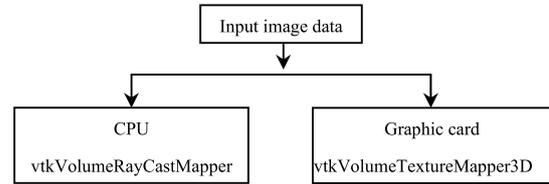


รูปที่ 2. แสดงการเดินทางของแสงทะลุผ่านปริมาตร

โดยคุณภาพของวัตถุสามมิติจะแปรผันตรงกับจำนวนจุดและ แปรผันตรงความเร็ว หากต้องการความสวยงาม จำเป็นต้องใช้จำนวนจุดของการคำนวณมาก รวมไปถึงสูญเสียเวลาคำนวณมากเช่นกัน

3. การแสดงผลภาพ 3 มิติเชิงปริมาตร

บทสำหรับการแสดงผลภาพสามมิติเชิงปริมาตรในการทดสอบนี้ จะแบ่งออกเป็นสองหัวข้อคือ การคำนวณบนซีพียู และ การคำนวณบนกราฟิกการ์ด ดังรูปที่ 3

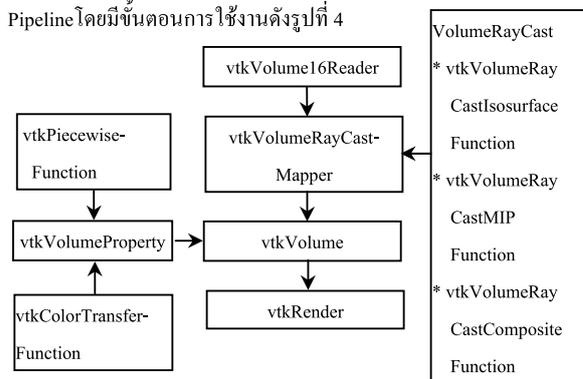


รูปที่ 3. แสดงวิธีการคำนวณเพื่อแสดงผลภาพ 3 มิติเชิงปริมาตร

สำหรับการคำนวณบนซีพียู เป็นการทดสอบคุณลักษณะของภาพที่ขึ้นตรงกับฟังก์ชันการคำนวณการเดินทางของแสงที่สามารถทะลุผ่านวัตถุ เช่น ฟังก์ชัน Iso-surface จะควบคุมการเดินทางของแสงไม่สามารถทะลุผ่านระดับเทาที่สนใจ วิธีการนี้จะแสดงพื้นผิวของวัตถุ ส่วนฟังก์ชัน maximum-intensity projection (MIP) เป็นการตั้งค่าให้การเดินทางของแสงทะลุผ่านวัตถุได้ทั้งหมดผลคือ วัตถุสามมิติโปร่งใส และ ฟังก์ชัน composite เป็นการตั้งค่าให้แสงสามารถทะลุวัตถุหรือไม่สามารถทะลุผ่านบางวัตถุได้ ผลที่ได้จะแสดงรายละเอียดต่างๆของวัตถุเช่น ความแตกต่างของเนื้อเยื่อ และกระดูก เป็นต้น สำหรับการทดสอบที่สองนั้นต้องการทดสอบความเร็วในการแสดงผลภาพ 3 มิติโดยกำหนดให้ใช้ฟังก์ชัน composite เพื่อเปรียบเทียบระหว่างการคำนวณบนกราฟิกการ์ด และ ซีพียู โดยอ้างอิงข้อมูลเดียวกันเพื่อสังเกตความแตกต่าง ซึ่งสามารถอธิบายแยกย่อยเป็นหัวข้อได้ดังนี้

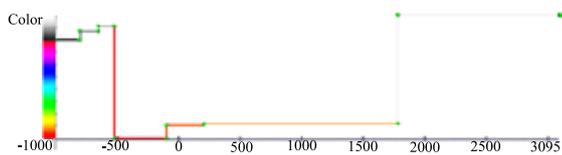
3.1 ประมวลผลเชิงปริมาตรแบบต่างๆ

สำหรับขั้นตอนนี้ทั้งหมดเป็นการคำนวณบนซีพียูทั้งหมดโดยใช้ vtkVolumeRayCastMapper เป็นหลักในการสร้างวัตถุสามมิติเชิงปริมาตรจากชุดข้อมูลภาพ โดยใช้ไลบรารีของ Visualization Toolkit นั้นอาศัยพื้นฐานของการเขียน โปรแกรมเชิงวัตถุ ซึ่งมีลักษณะการทำงานแบบ Pipeline โดยมีขั้นตอนการใช้งานดังรูปที่ 4



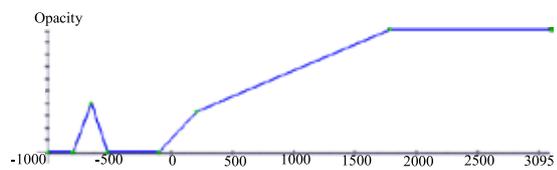
รูปที่ 4. แสดงกระบวนการประมวลผลเชิงปริมาตรด้วยซีพียู

จากรูปที่ 3 คลาสของ vtkVolume16Reader ใช้อ่านชุดข้อมูลภาพจากนั้น คลาส vtkVolumeRayCastMapper จะรับชุดข้อมูลภาพโดยใช้ method SetInput และ method SetVolumeRayCastFunction มีไว้สำหรับกำหนดค่าของความสัมพันธ์ของแสงที่สามารถทะลุผ่านวัตถุ โดยค่านี้สามารถเลือกได้ โดยการสร้างฟังก์ชันการคำนวณการเดินทางของแสงที่สามารถทะลุผ่านวัตถุ ซึ่งมีให้เลือกดังนี้ vtkVolumeRayCastIsosurfaceFunction เป็นกำหนดค่าให้การเดินทางของแสงที่ไม่สามารถทะลุพื้นผิวได้, vtkVolumeRayCastMIP-Function เป็นกำหนดค่าให้การเดินทางของแสงสามารถทะลุผ่านได้ ทั้งปริมาตรของชุดข้อมูลภาพ และ vtkVolumeRayCastComposite-Function เป็นกำหนดค่าให้การเดินทางของแสงสามารถทะลุผ่านปริมาตร หรือไม่ทะลุบางส่วนได้ เมื่อเลือกฟังก์ชันได้แล้วจะถูกส่งต่อไปคลาส vtkVolume ซึ่งเป็นคลาสที่ทำหน้าที่กำหนดคุณสมบัติของวัตถุสามมิติผ่าน vtkVolumeProperty เช่นพารามิเตอร์การปรับแต่งสีเพื่อช่วยให้สังเกตเห็นความแตกต่างของชั้นข้อมูลจาก method SetColor() ส่วนของการกำหนดสีในแต่ละชั้นของข้อมูลใช้คลาสของ vtkColorTransferFunction มี method AddRGBPoint ในการรับค่าสีโดยอ้างอิงกับระดับเทาของภาพ สำหรับหน่วยของระดับเทาของภาพในบทความนี้เลือกใช้หน่วยของ Hounsfield unit (HU) ในการนำเสนอค่าระดับเทาเนื่องจากเป็นหน่วยมาตรฐานที่นิยมใช้ในปัจจุบัน ซึ่งการทดสอบนี้ได้กำหนดให้ ค่าระดับเทาเท่ากับ -1000 เป็นสีดำ, ค่าระดับเทาเท่ากับ -800 เป็นสีเทา, ค่าระดับเทาเท่ากับ -520 เป็นสีแดง, ค่าระดับเทาเท่ากับ 207 เป็นสีเหลืองทอง และ ค่าระดับเทาเท่ากับ 1780 เป็นสีขาว สามารถเขียนให้อยู่ในรูปของกราฟดังรูปที่ 5



รูปที่ 5. แสดงค่าสีในแต่ละชั้นของข้อมูลอ้างอิงระดับเทา

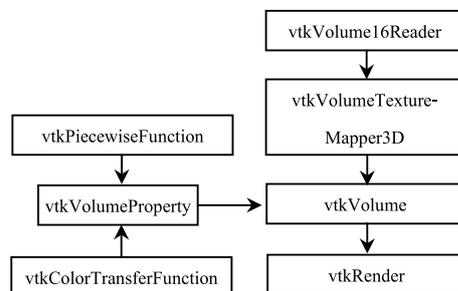
ส่วนการปรับแต่งค่าความโปร่งใสของวัตถุนั้นแตกต่างกันตามฟังก์ชันการคำนวณมีรายละเอียดดังนี้ ที่ฟังก์ชัน Composite สามารถกำหนดค่าความโปร่งใสของวัตถุได้จาก vtkPiecewiseFunction ใน method AddPoint() เพื่อกำหนดค่าผ่าน method SetScalar-Opacity() ของคลาส vtkVolumeProperty สำหรับการกำหนดความโปร่งใสอ้างอิงกับค่าระดับเทาจะกำหนดเป็นคู่ลำดับ ระหว่างค่าความโปร่งใสคู่กับค่าน้ำหนักความโปร่งใส แสดงดังรูปที่ 6



รูปที่ 6. แสดงความโปร่งใสของวัตถุในฟังก์ชัน composite โดยน้ำหนักความโปร่งใสจะมีค่าระหว่าง 0-1 ซึ่งค่า 0 เป็นการกำหนดให้วัตถุโปร่งใสมาก ส่วน 1 เป็นการกำหนดวัตถุทึบ ภายในการทดลองนี้ได้กำหนดให้ที่ค่าระดับเทาเท่ากับ -1000 มีค่าความโปร่งใสเท่ากับ 0, ค่าระดับเทาเท่ากับ -800 มีค่าความโปร่งใสเท่ากับ 0, ค่าระดับเทาเท่ากับ -650 มีค่าความโปร่งใสเท่ากับ 0.4, ค่าระดับเทาเท่ากับ -520 มีค่าความโปร่งใสเท่ากับ 0.03, ค่าระดับเทาเท่ากับ 207 มีค่าความโปร่งใสเท่ากับ 0.33 และ ที่ค่าระดับเทาเท่ากับ 1780 มีค่าความโปร่งใสเท่ากับ 1 ในส่วนของฟังก์ชัน IsoSurface เราได้กำหนดค่าความโปร่งใสของวัตถุด้วย method SetIsoValue ของคลาส vtkVolumeRayCastIsosurfaceFunction เพื่อกำหนดจุดที่แสงของการมองเห็นตกกระทบ ในการทดลองนี้ใช้ค่า -800 ในส่วนของ MIPFunction เรียกใช้ได้เลยเนื่องจากวิธีนี้เป็นการคำนวณโดยให้แสงทะลุผ่านได้หมด ในส่วนนี้พบว่าที่ฟังก์ชันการคำนวณการเดินทางของแสงที่สามารถทะลุผ่านวัตถุต่างกัน Pipeline ยังคงเดิมเพียงแค่แตกต่างในการกำหนดความโปร่งใสของวัตถุ

3.2 แนวทางการเพื่อเร่งความเร็วในการแสดงผล

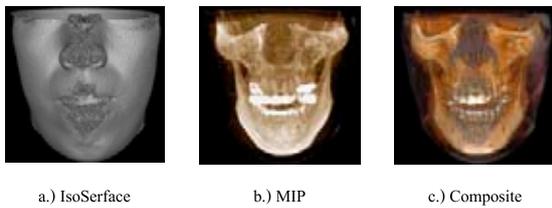
สำหรับการเร่งความเร็วในการแสดงผลภาพสามมิติเชิงปริมาตร โดยอาศัยการคำนวณด้วยกราฟิกการ์ด โดยใช้ vtkVolumeTextureMapper3D เป็นหลัก สำหรับคลาสนี้เป็นส่วนหนึ่งของไลบรารี Visualization Toolkit เช่นกัน ในการทดสอบจะกำหนดให้ใช้ข้อมูลเดียวกัน ที่ค่าของสีและความโปร่งใสของวัตถุที่เหมือนกัน ส่วนทางด้านการใช้งานสามารถ กระทำได้โดยปรับเปลี่ยนคลาส vtkVolumeRayCastMapper เดิมออก และ นำเอาคลาส vtkVolume-TextureMapper3D มาใส่แทนเพียงเท่านี้ การคำนวณจะเปลี่ยนไปเป็นส่งค่าการคำนวณไปยังกราฟิกการ์ด ดังรูปที่ 7



รูปที่ 7. แสดงการประมวลผลเชิงปริมาตรผ่านกราฟิกการ์ด

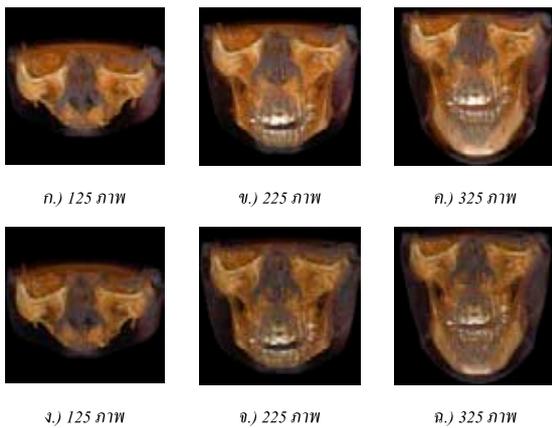
4. ผลการทดลอง

ตัวอักษรในกระบวนการทดลองนี้ใช้ชุดข้อมูลภาพถ่ายที่ได้เครื่อง CT Scan โดยข้อมูลภายในภาพไม่มีการเปลี่ยนแปลงใดๆทั้งสิ้น จากภาพ Dicom ซึ่งมีขนาด 400x400x325 เป็นชุดข้อมูลภาพ 16 bit และแสดงผลบนจอภาพ แสดงผลขนาด 500x500 บนเครื่อง Cpu Pentium Duo Core 1.8GHz บนกราฟิกการ์ด Nvidia Geforce8400 GS 512 Mb และ Ram 2 Gb โดยใช้การตั้งค่าการทำงานดังรูปที่ 3 เป็นกระบวนการประมวลผลเชิงปริมาตรด้วยซีพียู เพื่อสังเกตความแตกต่างในการใช้งาน และ จากการตั้งค่าดังกล่าวจึงทำให้การประมวลผลเชิงปริมาตรได้ดังรูปที่ 8



รูปที่ 8. แสดงความแตกต่างของฟังก์ชันแบบต่างๆ โดยอ้างอิงข้อมูลเดียวกัน จากการทดลองแรกทดสอบการประมวลผลสามชนิด โดยแบ่งตามลักษณะของการมองเห็นคือ Composite , Iso-Surface และ MIP ส่วนความเร็วในการประมวลผลนั้น Composite จะทำงานช้าสุดรองลงมาคือ Iso-Surface และ MIP ตามลำดับ

สำหรับการทดลองความเร็วในการประมวลผลเลือกใช้วิธีการคำนวณด้วยกราฟิกการ์ด เพื่อเปรียบเทียบกับซีพียู โดยอ้างอิงจากข้อมูลเดียวกันที่สามขนาด คือ 400x400x125, 400x400x225 และ 400x400x325 ภาพ ผลการประมวลผลดังรูปที่ 9



รูปที่ 9. เปรียบเทียบผลระหว่างการสร้างภาพสามมิติเชิงปริมาตรที่ใช้จำนวนภาพ 125 225 325 ตามลำดับ

โดย ก-ค การสร้างภาพสามมิติเชิงปริมาตรด้วยซีพียู

ง-ฉ การสร้างภาพสามมิติเชิงปริมาตรด้วยกราฟิกการ์ด

จากนั้นวัดความแตกต่างของการคำนวณด้วยการการจับเวลาที่ใช้ในการสร้างวัตถุสามมิติ เพื่อบันทึกเวลาในการประมวลผลเชิงปริมาตร โดยจะทำการจับเวลาเฉพาะส่วนของการประมวลผลที่ขึ้นแสดงภาพเท่านั้น โดยค่าที่วัดได้แสดงดังตารางที่ 1

ตารางที่ 1 เปรียบเทียบเวลาการสร้างวัตถุเพื่อแสดงผลที่ขนาดต่างๆ

	ขนาดของชุดข้อมูล		
	400x400x125	400x400x225	400x400x325
ซีพียู	3 วินาที	5 วินาที	7 วินาที
กราฟิกการ์ด	4 วินาที	4 วินาที	4 วินาที

ตารางที่ 2 ทดสอบการประมวลผลของจุดของการคำนวณที่ระยะต่างๆบนข้อมูลเดียวกัน

	Sample Point บนข้อมูล 400x400x325			
	0.15	0.75	3.75	18.75
ซีพียู	7 วินาที	6 วินาที	5 วินาที	5 วินาที
กราฟิกการ์ด	4 วินาที	4 วินาที	3 วินาที	3 วินาที

จากตารางที่ 1 จะสังเกตเห็นได้ว่าการประมวลผลผ่านกราฟิกการ์ดจะคำนวณได้เร็วกว่าการใช้ซีพียู ถึงแม้จะมีการเพิ่มจำนวนภาพความเร็วในการประมวลผลด้วยการคำนวณนั้นไม่มีผลกระทบต่อ ส่วนตารางที่ 2 ก็เช่นกัน ระยะระหว่างจุดของการคำนวณบนเส้นทางเดินแสงนั้นไม่ค่อยมีผลมากนักต่อการคำนวณด้วยกราฟิกการ์ด ซึ่งความเร็วสูงสุดที่ทำได้ของซีพียูคือ 5 วินาที ส่วนการคำนวณใช้เวลา 3 วินาที จากนั้นทำการทดสอบการคำนวณต่อเนื่อง โดยกำหนดให้หมุนทุก 1 องศาจากทั้งหมด 360 องศารอบวัตถุได้ผลของการประมวลผลดังตารางที่ 3

ตารางที่ 3 เปรียบเทียบเวลาการประมวลผลที่ละ 1 องศาทั้งหมด 360 องศา เพื่อหมุนวัตถุ

	ขนาดของชุดข้อมูล		
	400x400x125	400x400x225	400x400x325
ซีพียู	6 นาที 37 วินาที	10 นาที 3 วินาที	13 นาที 4 วินาที
กราฟิกการ์ด	2 นาที 15 วินาที	2 นาที 56 วินาที	3 นาที 1 วินาที

จากตารางที่พบว่าการประมวลผลด้วยกราฟิกการ์ดนั้นเร็วกว่า ซีพียูอย่างเห็นได้ชัดและขนาดที่เพิ่มขึ้นจะไม่ค่อยมีผลกระทบต่อกราฟิกการ์ดมากนัก

5. บทสรุป

ภายในบทความฉบับนี้ได้เรียบเรียงระเบียบวิธีการประมวลผลเชิงปริมาตรด้วยไลบรารีของ VTK ซึ่งเป็นเครื่องมือที่ใช้งานง่ายสำหรับคอมพิวเตอร์กราฟิกเป็นเครื่องมือที่ช่วยในงานประมวลผลได้ตั้งแต่การครอบงำรูปแบบจากการทดลองพบว่า ในด้านการใช้งานแสดงภาพสามมิติเชิงปริมาตรด้วยฟังก์ชันการคำนวณการเดินทางของแสงที่สามารถทะลุผ่านวัตถุแบบต่างๆ นั้นพบว่า ส่วนคุณลักษณะของภาพที่แสดงบนจอภาพก็จะแตกต่างกันออกไป โดย IsoSurface ใช้สำหรับงานที่ต้องการพิจารณาที่บริเวณพื้นผิวของวัตถุ ส่วน MIP เหมาะสำหรับงานที่ต้องการมองภาพรวมทั้งหมด และฟังก์ชัน Composite เป็นการคำนวณที่เหมาะสมกับงานที่ต้องการพิจารณาองค์ประกอบโดยรวมร่วมกับจุดที่สนใจ เช่นงานทางการแพทย์ให้ความสนใจที่กระดูก ในขณะที่พิจารณาความคิดปกติของเนื้อเยื่อบริเวณนั้นประกอบเพื่อช่วยในการพิจารณา ดังนั้นสำหรับงานทางการแพทย์การใช้ฟังก์ชัน Composite เหมาะที่สุด จากนั้นการทดสอบความเร็วของการแสดงผลเชิงปริมาตรด้วยการคำนวณด้วยกราฟิกการ์ดเปรียบเทียบกับการคำนวณด้วยซีพียูพบว่า การประมวลผลเชิงปริมาตรด้วยกราฟิกการ์ดนั้นมีประสิทธิภาพในการทำงานค่อนข้างสูง สามารถรองรับการใช้งานจริงได้ ปริมาณขนาดของข้อมูล หรือผลจากการปรับระยะระหว่างจุดของการคำนวณบนเส้นทางเดินแสงนั้น ไม่ส่งผลกระทบต่อการทำงานมากนัก ดังนั้นการประมวลผลด้วยกราฟิกการ์ดเป็นอีกทางเลือกหนึ่งที่สามารถตอบโจทย์ของผู้ใช้ได้เป็นอย่างดี สำหรับความเร็วของการประมวลผล

เอกสารอ้างอิง

- [1] Yang Heng and Lixu Gu, "GPU-based Volume Rendering for Medical Image Visualization", Engineering in Medicine and Biology Society, Jan 2006. pp. 5145 - 5148
- [2] W. Schroeder, K. Martin, and B. Lorensen. "The Visualization Toolkit: An Object-Oriented Approach to 3D Graphics." Prentice Hall 2006.
- [3] S. Stegmaier, M. Strengert, T. Klein and T. Ertl, "A Simple and Flexible Volume Rendering Framework for Graphics-Hardware-based Raycasting", Volume Graphics, June 2005. pp. 187- 241
- [4] E. Gröller and L. Szirmay-Kalos, "Opacity Peeling for Direct Volume Rendering", Computer Graphics Forum, Vol. 25, No. 3, 2006. pp. 596 - 606

การสร้างแบบจำลอง 3 มิติเชิงผิวด้วยเทคนิคการหมุนรอบแกนบนไลบรารีกราฟฟิค VTK

3D Surface Modeling Using Surface of Revolution Technique Based on VTK Library

วลิตะ นาคบัวแก้ว, เสาวภาภย์ ธงวิจิตรมณี, ธิญญา โยชัยพราย, กิตติ ขุนสนิท, วศิน สิ้นธุธิญญา

ศูนย์เทคโนโลยีอิเล็กทรอนิกส์และคอมพิวเตอร์แห่งชาติ

112 อุทยานวิทยาศาสตร์ประเทศไทย พหลโยธิน คลองหนึ่ง คลองหลวง ปทุมธานี

บทคัดย่อ

สำหรับงานทางด้านคอมพิวเตอร์กราฟฟิคการสร้างแบบจำลอง 3 มิติเชิงผิวด้วยเทคนิคการหมุนรอบแกนเป็นเทคนิคที่ได้รับความนิยมในการนำมาใช้ เนื่องจากสามารถสร้างแบบจำลอง 3 มิติ ได้หลากหลายรูปทรงโดยอาศัยเพียงแค่เส้นขอบของวัตถุเท่านั้น อย่างไรก็ตามเทคนิคดังกล่าวเมื่อนำมาใช้ในระบบที่ต้องการปรับเปลี่ยนรูปทรงในลักษณะโต้ตอบกับผู้ใช้จะส่งผลให้การพัฒนาระบบมีความซับซ้อนและไม่สะดวกต่อการใช้งาน ดังนั้นบทความฉบับนี้จึงนำเสนอแนวทางการพัฒนาระบบเพื่อใช้ในการสร้างแบบจำลอง 3 มิติเชิงผิวด้วยเทคนิคการหมุนรอบแกนบนไลบรารี VTK โดยกระบวนการที่นำเสนอจะประกอบไปด้วย 2 ส่วนหลักๆ คือ การสร้างเส้นขอบของวัตถุด้วย Cardinal Spline และการสร้างแบบจำลอง 3 มิติด้วยเทคนิคการหมุนรอบแกน ซึ่งจากผลการทดสอบแสดงให้เห็นว่าวิธีการที่นำเสนอสามารถสร้างแบบจำลอง 3 มิติได้อย่างสมบูรณ์, รวดเร็ว, และง่ายต่อการปรับเปลี่ยนรูปทรง

Abstract

In computer graphic application, 3D surface of revolution is very popular because it can support many kinds of shapes, and use only a contour of object. However, it will be difficult to apply in a practical system if the system lets us adjust interactively a shape. Hence, we propose an alternative way, which is easy to implement 3D surface of revolution, and it is based on the Visualization Toolkit (VTK) library. The proposed method consists of two main parts: contour generation by using cardinal spline, and 3D surface generation by using a revolution technique. The experimental results show that the proposed method can construct a 3D surface model completely and quickly; in addition, it is convenient to adjust a shape also.

Keywords: Surface of Revolution, Computer Graphic, VTK library

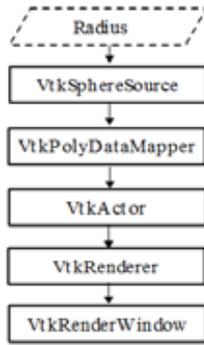
1. คำนำ

การสร้างแบบจำลอง 3 มิติเชิงผิวด้วยเทคนิคการหมุนรอบแกนเป็นวิธีการที่อาศัยเพียงแค่เส้นขอบของวัตถุที่สมมาตรที่ถูกนำมาหมุนรอบแกนจนครบรอบ ดังนั้นวิธีการนี้จึงสามารถสร้างแบบจำลองได้หลากหลายรูปทรงเพียงแค่การปรับแก้เส้นขอบของวัตถุอย่างไรก็ตามการนำหลักการดังกล่าวมาใช้ในการพัฒนาซอฟต์แวร์อาจจะไม่ใช่เรื่องที่ทำได้ง่ายนักหากต้องการให้ระบบสามารถรองรับการปรับเปลี่ยนรูปทรงได้อย่างอิสระและเป็นไปในแบบโต้ตอบ (Interaction) กับผู้ใช้ด้วยเหตุผลดังกล่าวบทความฉบับนี้จึงได้นำเสนอแนวทางการพัฒนาระบบการสร้างแบบจำลอง 3 มิติด้วยเทคนิคการหมุนรอบแกนที่อาศัยความสามารถของไลบรารีกราฟฟิคที่เรียกว่า Visualization Toolkit (VTK) [1] ซึ่งเป็นไลบรารีที่ได้รับความนิยมในงานทางด้านคอมพิวเตอร์กราฟฟิคเนื่องจากมีฟังก์ชันที่หลากหลายเช่นการสร้างแบบจำลองเชิงผิวจากขอบเขตในแนวตัดขวางของวัตถุด้วยตัวกรองเส้นขอบ (Contour Filter) หรือมาร์ชิ่งคิวบ์ (Marching Cubes), การสร้างแบบจำลองเชิงปริมาตร (Volume Rendering), และรวมถึงการสร้างแบบจำลองเชิงผิวจากการหมุนรอบแกน (Surface of Revolution) นี้ด้วยเช่นกัน โดยไลบรารีนี้ถูกพัฒนาด้วยหลักการโปรแกรมเชิงวัตถุ (Object-Oriented Programming) และมีลักษณะการทำงานแบบเป็นสาย (Pipeline) ส่งผลให้ระบบที่นำเสนอนี้ง่ายต่อการนำไปใช้ โดยรายละเอียดของการพัฒนาระบบสามารถแบ่งออกเป็น 2 ส่วนหลักๆ คือ ส่วนการสร้างเส้นขอบของวัตถุ และส่วนการสร้างแบบจำลอง 3 มิติด้วยเทคนิคการหมุนรอบแกน (Surface of Revolution) [2] ทั้งนี้เนื้อหาของบทความฉบับนี้จะกล่าวถึงหลักการการทำงานอย่างคร่าวๆ ของ VTK ไลบรารีก่อนจะนำเข้าสู่การพัฒนาในระบบในแต่ละส่วนข้างต้น จากนั้นจะกล่าวถึงการทดสอบและผลลัพธ์การสร้างแบบจำลอง 3 มิติที่ได้จากระบบที่เรานำเสนอและส่วนสุดท้ายจะเป็นภาพโดยรวมของระบบที่ได้นำเสนอนี้

2. หลักการทำงานของ VTK ไลบรารี

Visualization Toolkit หรือ VTK เป็นไลบรารีที่ออกแบบอยู่บนพื้นฐานของการโปรแกรมเชิงวัตถุและมีลักษณะการทำงานแบบ Pipeline นั่นหมายถึง

ฟังก์ชันที่จะนำมาเชื่อมต่อกันนั้น นอกจากจะต้องมีอินพุตและเอาต์พุตที่สัมพันธ์กันแล้วนั้น จะต้องมีการเรียกที่ถูกต้องอีกด้วยยกตัวอย่างเช่น เราต้องการสร้างแบบจำลองทรงกลมในระบบ 3 มิติ เราจะสามารถสร้าง Pipeline อย่างง่ายได้ดังนี้



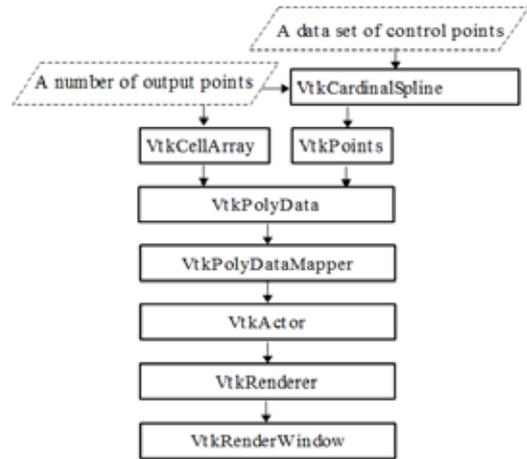
รูปที่ 1 ตัวอย่าง Pipeline สำหรับการแบบจำลองทรงกลม

จากรูปที่ 1 เรากำหนดรัศมีทรงกลมให้กับ VtkSphereSource เพื่อสร้างโพลีดาต้าของทรงกลม จากนั้นใช้ VtkPolyDataMapper เพื่อทำการแมปข้อมูลให้สัมพันธ์กับ บัณฑิต มิติและป้อนให้กับคำสั่ง SetMapper ใน VtkActor ซึ่งผลลัพธ์ของคลาสนี้ จะได้รับอนุญาตให้แสดงบนหน้าต่างการทำงานที่กำหนดโดย VtkRenderWindow และควบคุมการโต้ตอบด้วย VtkRenderer โดย VtkActor คลาสนั้น จะอนุญาตให้เรา กำหนดคุณสมบัติของวัตถุที่เราต้องการแสดงผลได้เช่น การกำหนดค่าสีและการกำหนดความโปร่งใสของวัตถุ

3. การสร้างเส้นขอบของวัตถุ

เมื่อทำการพิจารณาเส้นขอบ (Contour) ของหน้าตัดที่ใช้สำหรับสร้างแบบจำลอง 3 มิติ ด้วยเทคนิคการหมุนรอบแกนนั้น จะพบว่ามีส่วนประกอบหลัก 2 ส่วนคือ 1) ส่วนจุดควบคุม ซึ่งใช้ในการโต้ตอบกับผู้ใช้ในระยะ 2 มิติ และ 2) ส่วนชุดข้อมูลของจุดและเส้นที่เชื่อมต่อทั้งหมดหรือที่เรียกว่าโพลีดาต้า (PolyData) ของเส้นขอบ โดยทั้ง 2 ส่วนนี้รองรับด้วย Pipeline ของ VTK ด้วยเช่นกัน สำหรับในส่วนจุดควบคุมที่ใช้แสดงบนระนาบ 2 มิติ นั้นยังคงสามารถใช้ Pipeline ที่แสดงในรูปที่ 1 เพียงแต่เปลี่ยนจาก VtkSphereSource เป็น VtkDiskSource เท่านั้น ส่วนกรณีของโพลีดาต้าของเส้นขอบนั้น จะสามารถสร้างได้จากการลากเส้นเชื่อมต่อระหว่างจุดควบคุมที่สร้างขึ้นซึ่งมี 2 รูปแบบคือ เส้นตรง และเส้นโค้ง โดยในที่นี้เรากำหนดให้เชื่อมต่อกันด้วยความสัมพันธ์ของสมการส่วนโค้งที่เรียกว่า Cardinal Spline เพื่อให้รองรับการเชื่อมต่อทั้ง 2 รูปแบบโดยสมการส่วนโค้งดังกล่าวมักจะ

นิยมนำมาใช้ในการเชื่อมต่อจุดในกรณีที่มีจุดควบคุมจำนวนมากนอกจากนี้ สมการส่วนโค้งดังกล่าวยังปรากฏอยู่ใน VTK ไบเบรารีด้วยเช่นกัน โดยเราสามารถเรียกใช้ได้จาก VtkCardinalSpline คลาส ดังนั้นเราสามารถสร้างโพลีดาต้าของเส้นขอบได้จาก Pipeline ในรูปที่ 2



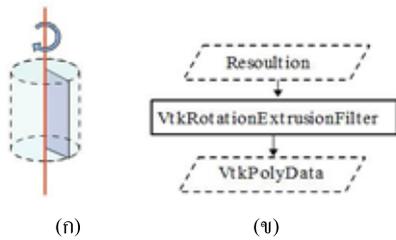
รูปที่ 2 Pipeline การสร้างเส้นเชื่อมต่อด้วย Cardinal Spline

จากรูปที่ 2 คลาส VtkCardinalSpline จะต้องการอินพุต 2 ชุดด้วยกันคือ 1) ชุดข้อมูลของจุดควบคุม และ 2) จำนวนจุดเอาต์พุตที่ต้องการ จำนวนจุดเอาต์พุตนี้จะเป็นตัวกำหนดลักษณะของเส้นเชื่อมต่อที่สร้างขึ้นซึ่งถ้าเราต้องการกำหนดเส้นเชื่อมต่อเป็นเส้นตรงเราจะกำหนดจำนวนจุดเอาต์พุตให้เท่ากับอินพุตโดยผลลัพธ์ของคลาสนี้ จะถูกนำมาสร้างความสัมพันธ์ของลำดับจุดด้วย VtkCellArray คลาส ขณะที่เราใช้ VtkPoints คลาสในการเก็บชุดข้อมูลจุดทั้งหมดที่คำนวณได้ จากนั้นเราจะนำ VtkCellArray และ VtkPoints มาทำการสร้างโพลีดาต้าด้วย VtkPolyData class เมื่อมาถึงขั้นตอนนี้ เราจะได้โพลีดาต้าที่พร้อมจะนำมาแสดงผลโดยอาศัยขั้นตอนเช่นเดียวกับกับ Pipeline ในรูปที่ 1

4. การสร้างแบบจำลอง 3 มิติเชิงผิวด้วยเทคนิคการหมุนรอบแกน

การสร้างแบบจำลอง 3 มิติเชิงผิวด้วยเทคนิคการหมุนรอบแกนสามารถหาได้จากกรณีนำเอาจุดทุกจุดบนเส้นขอบมาทำการหมุนรอบแกนใดแกนหนึ่ง ดังรูปที่ 3 (ก) โดยเทคนิคนี้ถูกรองรับด้วย VtkRotationExtrusionFilter คลาสใน VTK ไบเบรารีด้วยเช่นกัน โดยคลาสนี้ ใช้อินพุตเป็นโพลีดาต้าของเส้นขอบ ดังนั้นในส่วนนี้เราจึงสามารถใช้เส้นขอบที่สร้างขึ้นในขั้นตอนก่อนหน้าได้อย่างสะดวกนอกจากนี้ คลาสนี้ยังอนุญาตให้เรา กำหนดความละเอียดของการหมุนรอบแกนได้โดยกำหนดผ่านคำสั่ง SetResolution โดย

ผลลัพธ์ที่ได้จากคลาสนี้ จะเป็น โพลีดาต้าของแบบจำลอง 3 มิติที่พร้อมจะนำมาใช้แสดงผลเช่นเดียวกับ Pipeline อื่นๆ ที่กล่าวมาข้างต้น โดย Pipeline ที่ใช้สามารถแสดงได้ดังรูปที่ 3 (ข)

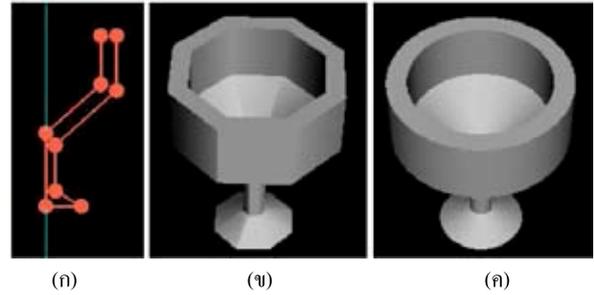


รูปที่ 3 การสร้างแบบจำลอง 3 มิติด้วยการหมุนรอบแกน (ก) หลักการสร้างแบบจำลอง 3 มิติด้วยการหมุนรอบแกน และ (ข) Pipeline การสร้างแบบจำลอง 3 มิติ

5. การทดสอบและผลการทดสอบ

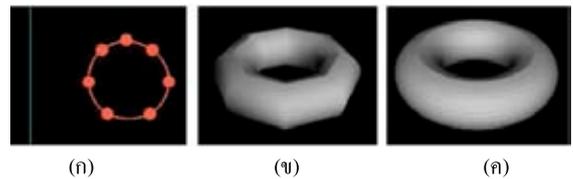
ในบทความฉบับนี้ เราทำการทดสอบระเบียบวิธีที่นำเสนอโดยใช้ภาษาจาวาร่วมกับ VTK ไบบริารี โดยเริ่มทดสอบด้วยการสร้างเส้นขอบที่เชื่อมต่อกันด้วยเส้นตรง (รูปที่ 4 ก) และให้หมุนรอบแกน Z (ในที่นี้ แกน Z ถูกแสดงด้วยเส้นสีฟ้า) ด้วยความละเอียดของการหมุนเป็น 8 และ 60 ได้ผลลัพธ์แบบจำลอง 3 มิติดังแสดงในรูปที่ 4 (ข) และ (ค) ตามลำดับ ทั้งนี้เรากำหนดให้มีโหมดรองรับการทำงานหลักๆ โหมดด้วยกันคือ โหมดการสร้างจุดควบคุม, โหมดการลบจุดควบคุม, และโหมดการเลื่อนจุดควบคุม เพื่อให้เราสามารถปรับเส้นขอบของแบบจำลองได้อย่างสะดวกจากรูปที่ 4 เราจะเห็นได้ชัดว่าความละเอียดของการหมุนรอบแกนนั้นมีผลต่อความนุ่มนวลของแบบจำลอง 3 มิติอย่างชัดเจน โดยการกำหนดค่าความละเอียดดังกล่าวจะเท่ากับจำนวนด้านของแบบจำลอง 3 มิติที่สร้างขึ้น ยกตัวอย่างเช่นรูปที่ 4 (ข) ที่กำหนดความละเอียดเป็น 8 ส่งผลให้แบบจำลอง 3 มิติที่ได้มี 8 ด้านนั่นเอง

จากนั้นเราทำการทดสอบการเชื่อมต่อจุดด้วยเส้นโค้ง (รูปที่ 5 ก) แล้วทำการทดสอบด้วยการหมุนรอบแกนด้วยความละเอียดของการหมุนเป็น 8 และ 60 เช่นเดียวกัน ได้ผลลัพธ์แบบจำลอง 3 มิติดังในรูปที่ 5 (ข) และ (ค) ตามลำดับ ซึ่งจากผลการทดสอบแสดงให้เห็นว่า VtkRotationExtrusionFilter คลาสรองรับการสร้างแบบจำลอง 3 มิติจากเส้นขอบที่สร้างจากเส้นโค้งได้เป็นอย่างดี



(ก) (ข) (ค)

รูปที่ 4 การสร้างแบบจำลอง 3 มิติจากการหมุนรอบแกนของเส้นขอบที่เชื่อมต่อกับเส้นตรง: (ก) เส้นขอบ, (ข) แบบจำลอง 3 มิติที่ความละเอียดการหมุนรอบแกนเท่ากับ 8 และ (ค) แบบจำลอง 3 มิติที่ความละเอียดการหมุนรอบแกนเท่ากับ 60



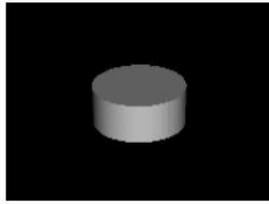
(ก) (ข) (ค)

รูปที่ 5 การสร้างแบบจำลอง 3 มิติจากการหมุนรอบแกนของเส้นขอบที่เชื่อมต่อกับเส้นโค้ง: (ก) เส้นขอบ, (ข) แบบจำลอง 3 มิติที่ความละเอียดการหมุนรอบแกนเท่ากับ 8 และ (ค) แบบจำลอง 3 มิติที่ความละเอียดการหมุนรอบแกนเท่ากับ 60

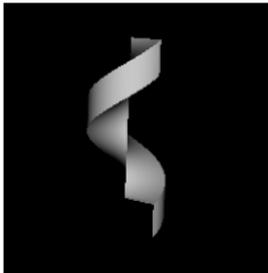
นอกจากคุณสมบัติการกำหนดความละเอียดของการหมุนรอบแกนของคลาส VtkRotationExtrusionFilter แล้วคลาสนี้ยังอนุญาตให้เราทำการกำหนดทิศทางการหมุนรอบแกนที่เคลื่อนที่ตามแนวแกน Z ในขณะที่ทำการหมุนรอบแกนได้ โดยการกำหนดค่าความสูงโดยรวมผ่านคำสั่ง SetTranslation ยกตัวอย่างเช่นถ้าเรากำหนดเส้นขอบของแบบจำลอง 3 มิติเป็นสี่เหลี่ยมดังรูปที่ 6 (ก) แบบจำลอง 3 มิติที่ทำการหมุนรอบแกนปกติจะได้ผลลัพธ์ดังรูปที่ 6 (ข) แต่เมื่อเราทำการกำหนดค่าความสูงโดยรวมเป็น 80 จะส่งผลให้เราได้แบบจำลอง 3 มิติดังในรูปที่ 6 (ค) สำหรับการหมุนรอบแกน 1 รอบ และถ้าเรากำหนดจำนวนรอบการหมุนรอบแกนเป็น 3 รอบ จะทำให้เราได้รูปแบบจำลอง 3 มิติดังแสดงในรูปที่ 6 (ง) ซึ่งจำนวนรอบการหมุนรอบแกนสามารถกำหนดได้ผ่านคำสั่ง SetAngle ด้วยการป้อนค่าองศาที่หมุนรอบแกน Z ดังนั้นการหมุนรอบแกน 3 รอบจึงมีค่าเท่ากับ 1080 องศา



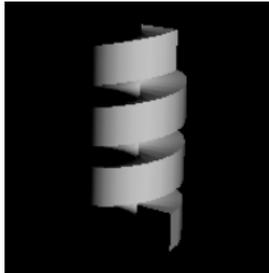
(ก)



(ข)



(ค)



(ง)

รูปที่ 6 ผลการสร้างแบบจำลอง 3 มิติจากการหมุนรอบแกนของเส้นขอบเมื่อมีการกำหนดความสูง: (ก) เส้นขอบที่ใช้หมุนรอบแกน, (ข) ผลของแบบจำลอง 3 มิติที่หมุนรอบแกน 1 รอบปกติ (ค) ผลการหมุนรอบแกน 1 รอบและสูง 30, และ (ง) ผลการหมุนรอบแกน 3 รอบและสูง 30



(ก)



(ข)

รูปที่ 7 ผลการสร้างแบบจำลอง 3 มิติจากการหมุนรอบแกนของเส้นขอบเมื่อมีการกำหนดรัศมีระหว่างการหมุน: (ก) ผลการเพิ่มรัศมีระหว่างการหมุนเป็น 45, (ข) ผลการเพิ่มรัศมีระหว่างการหมุนเป็น 45 และกำหนดความสูงที่ 30

ในกรณีที่เรากำลังกำหนดรัศมีของการหมุนรอบแกนให้เพิ่มขึ้นระหว่างการหมุนสามารถทำได้โดยใช้คำสั่ง SetDataRadius ในคลาสนี้เช่นกันซึ่งผลลัพธ์ของการเพิ่มรัศมีการหมุนเป็น 45 เมื่อกำหนดให้เส้นขอบเป็นข้อมูลชุดเดียวกันกับข้อมูลในรูป (ก) และทำการหมุนรอบแกน 1 รอบโดยที่ไม่มี การเคลื่อนที่ในแนวแกน Z สามารถแสดงได้ดังรูปที่ 7 (ก) ขณะที่รูปที่ 7 (ข) แสดงผลลัพธ์จากการหมุนรอบแกน 3 รอบและมีการเคลื่อนที่ในแนวแกน Z พร้อมกับเพิ่มรัศมีการหมุนเป็น 45 และด้วยความสามารถในการรองรับการปรับเปลี่ยนคุณสมบัติการหมุนรอบแกนผ่านคำสั่งดังกล่าวส่งผลให้ระเบียบวิธีที่นำเสนอสามารถสร้างแบบจำลอง 3 มิติได้หลากหลายและง่ายต่อการนำไปใช้งาน

6. บทสรุป

บทความฉบับนี้นำเสนอระเบียบวิธีการสร้างแบบจำลอง 3 มิติด้วยเทคนิคการหมุนรอบแกนบนไลบรารี VTK ซึ่งเป็นไลบรารีทางคอมพิวเตอร์กราฟิก ทำให้ง่ายต่อการปรับเปลี่ยนรูปทรงของแบบจำลอง 3 มิติที่ได้จากการกำหนดคุณสมบัติการหมุนรอบแกนและการปรับรูปทรงของเส้นขอบ ซึ่งจากผลการทดสอบเราพบว่าระเบียบวิธีที่นำเสนอสามารถที่จะสร้างแบบจำลอง 3 มิติเชิงผิวได้อย่างสมบูรณ์และรวดเร็ว อีกทั้งยังรองรับการปรับเปลี่ยนรูปทรงของเส้นขอบของแบบจำลองผ่านการกำหนดตำแหน่งของจุดควบคุมของเส้นขอบที่สามารถเลือกรูปแบบการเชื่อมต่อจุดได้ทั้งแบบเส้นตรงและแบบส่วนโค้งทำให้สามารถรองรับการปรับเปลี่ยนรูปทรงแบบจำลอง 3 มิติในลักษณะโต้ตอบกับผู้ใช้ได้เป็นอย่างดี

เอกสารอ้างอิง

- [1] Will Schroeder, Ken Martin, and Bill Lorensen. *The Visualization Toolkit: An Object-Oriented Approach to 3D Graphics*, Prentice Hall 2006.
- [2] David F. Roger, and J. Alan Adams. *Mathematical Elements for Computer Graphics*, McGraw-Hill 1990.

การตรวจหาเส้นเลือดสำหรับภาพจอประสาทตาของเด็กทารกแรกเกิดที่มีความคมชัดต่ำ

Vessel Detection for Low-Contrast Baby's Retinal Images

ปิยะมาศ เสือเพ็ง¹, มนชพร ชูไว้², วิภาดา งอยหล้า³, อโหมทัย พมิษฐ์⁴, ชุตติมา หงษ์ทอง⁵, สมบูรณ์ รักเดชะ⁶

1,2,3,4,5,6 สาขาวิชาอุปกรณ์การแพทย์ ภาควิชาฟิสิกส์ คณะวิทยาศาสตร์ มหาวิทยาลัยรังสิต

หลักหก ปทุมธานี 12000 Email: piyamas@rsu.ac.th

บทคัดย่อ

โครงการนี้มีวัตถุประสงค์ในการศึกษาออกแบบและสร้างโปรแกรมการตรวจหาเส้นเลือด สำหรับจอประสาทตาของเด็กทารกแรกเกิดที่มีความคมชัดต่ำด้วยโปรแกรม MATLAB 2009 โดยอาศัยหลักการการประมวลผลภาพทางการแพทย์ ผลการจัดทำโครงการสามารถออกแบบและสร้างโปรแกรมการตรวจหาเส้นเลือดสำหรับจอประสาทตาของเด็กทารกแรกเกิดที่มีความคมชัดต่ำ ที่ประกอบด้วยส่วนประกอบหลัก 3 ส่วนคือ 1) ฟังก์ชันการเปิดภาพประกอบด้วยฟังก์ชันการเปิดภาพแบบเฟรมเดียว และฟังก์ชันการเปิดภาพแบบมัลติเฟรม ในรูปแบบไฟล์ .bmp และ .jpg 2) ฟังก์ชันการประมวลผลภาพ ซึ่งประกอบด้วยการปรับความคมชัดโดยหลักการ Local Contrast Enhancement และการหาขอบภาพโดยหลักการ Sobel, Robert, Prewitt และ Canny และ 3) ฟังก์ชันการแสดงผลภาพ ซึ่งสามารถแสดงผลได้ทั้งแบบเฟรมเดียว และแบบมัลติเฟรม ผลการทดสอบการทำงานของโปรแกรมการตรวจหาเส้นเลือดสำหรับจอประสาทตาของเด็กทารกแรกเกิดที่มีความคมชัดต่ำ พบว่าโปรแกรมสามารถเปิดภาพ ประมวลผลภาพ แสดงผลภาพ และสามารถใช้ในการตรวจหาเส้นเลือดสำหรับจอประสาทตาของเด็กทารกแรกเกิดที่มีความคมชัดต่ำได้ตามที่ออกแบบ

Abstract

The objective of this project was to study on the design and construction of vessel detection for low – contrast baby's retinal image by MATLAB 2009. This project has adopted the principle of medical image processing. The designed and construction of vessel detection for low – contrast baby's retinal image was composed of 3 main parts : 1) the opening image functions compose of single frame opening image function and multi – frame opening image function in .bmp and .jpg file format, 2) image processing functions consisting of contrast enhancement based on the principle of local contrast enhancement and edge detection based on the principle of Sobel, Robert, Prewitt and Canny and 3) display images

functions which can display either a single frame and multi frame. The results of functional testing of vessel detection for low – contrast baby's retinal image program showed that the program can open, image processing, display image and can be used to detect blood vessel of low – contrast baby's retinal image as designed.

Keywords: Medical Image, Digital Image, Edge Detection, Local Contrast Enhancement

1. คำนำ

ในปัจจุบันจักษุแพทย์ได้นำเทคโนโลยีทางการถ่ายภาพดวงตาทารกแรกเกิด ด้วยกล้อง RetCam เพื่อวินิจฉัยโรคแทรกซ้อนทางดวงตาเด็กแรกเกิด คลอดก่อนกำหนด (Retinopathy of Prematurity; ROP) ซึ่งในบางครั้งภาพที่ได้ นั้นยังไม่มีความคมชัดและไม่สามารถมองเห็นเส้นเลือดได้อย่างชัดเจน เพราะการถ่ายภาพต้องใช้แสงปริมาณน้อย และธรรมชาติของเส้นเลือดของทารกเองยังพัฒนาไม่เต็มที่ จึงส่งผลให้การวินิจฉัยโรคล่าช้าและส่งผลให้การรักษาโรคไม่ทันเวลาที่

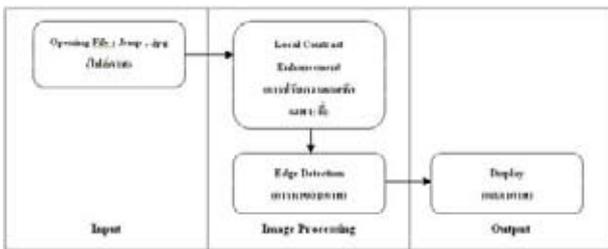
การประมวลผลภาพทางการแพทย์ (Medical Image Processing) เป็นวิธีที่สามารถนำมาประยุกต์ใช้ในการปรับปรุงคุณภาพภาพทางการแพทย์เพื่อช่วยในการมองเห็นของแพทย์ดีขึ้น จึงทำให้การวินิจฉัยโรคดังกล่าวทำได้รวดเร็วยิ่งขึ้น ซึ่งวิธีที่นำมาใช้ในการศึกษาทำโครงการนี้คือ วิธีการปรับความคมชัดของภาพโดยอาศัยหลักการ Local Contrast Enhancement เพื่อนำมาใช้ปรับความคมชัดของภาพจอประสาทตาของเด็กทารกแรกเกิดให้ดีขึ้น และวิธีการหาขอบภาพ (Edge Detection) เพื่อการค้นหาขอบของเส้นเลือดบนภาพจอประสาทตาของเด็กทารกแรกเกิด โดยอาศัยหลักการ Sobel, Robert, Prewitt และ Canny นอกจากนี้ได้นำผลการหาขอบภาพเส้นเลือดที่ได้จากหลักการดังกล่าวทั้ง 4 หลักการเปรียบเทียบกับโดยแพทย์เฉพาะทางเกี่ยวกับโรคแทรกซ้อนทางดวงตาในเด็กทารกแรกเกิดคลอดก่อนกำหนด

เพื่อหาว่าหลักการหาขอบภาพใดมีความเหมาะสมในการวินิจฉัยโรคแทรกซ้อนทางดวงตาเด็กทารกแรกเกิดคลอดก่อนกำหนด

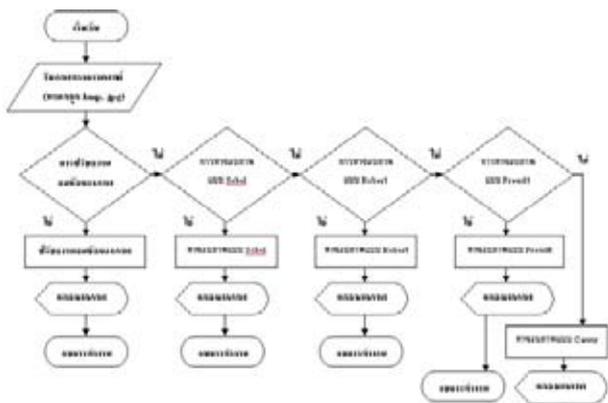
2. วัตถุประสงค์และวิธีการ

วิธีการดำเนินโครงการ การศึกษาการออกแบบและสร้างโปรแกรม โปรแกรมการตรวจหาเส้นเลือด สำหรับจอประสาทตาของเด็กทารกแรกเกิดที่มีความคมชัดต่ำ สามารถออกแบบแผนผังแสดงขั้นตอนการทำงานของโปรแกรมและ Flow Chart การทำงานของโปรแกรมได้ดังรูปที่ 1 และรูปที่ 2 ตามลำดับ

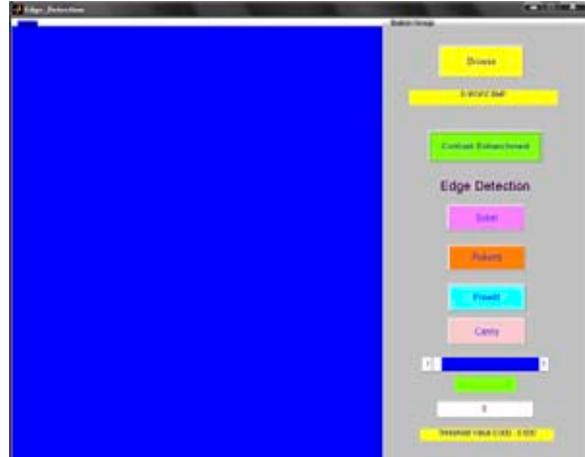
ในส่วนการออกแบบส่วนติดต่อกับผู้ใช้โดยกำหนดและวางฟังก์ชันการทำงานต่างๆ ที่ต้องการสำหรับโปรแกรม ลงบนหน้าต่าง GUI และมีลักษณะดังรูปที่ 3 จากนั้นเขียนโปรแกรมเพื่อกำหนดการทำงานของฟังก์ชันการทำงานต่างๆ ในหน้าต่าง GUI และเมื่อเขียนโปรแกรมลงในฟังก์ชันการทำงานแต่ละส่วนแล้ว ฟังก์ชันการทำงานแต่ละส่วนนั้นจะทำงานตามคำสั่งหรือโปรแกรมที่เขียน



รูปที่ 1 แผนผังการทำงาน (Block Diagram) ของโปรแกรม



รูปที่ 2 Flow chart การทำงานภาพรวมของ โปรแกรม



รูปที่ 3 หน้าต่างเชื่อมต่อกับผู้ใช้ที่ออกแบบ

3. ผลการศึกษา

3.1 ผลการทดสอบปุ่ม Browse ในส่วนของการแสดงภาพ

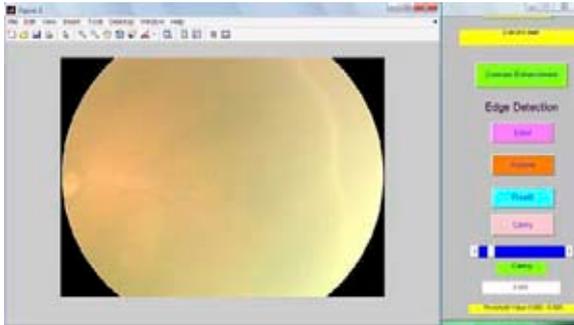
เมื่อกดปุ่ม Browse โปรแกรมจะแสดงหน้าต่าง Browse ขึ้นมาให้เลือกไฟล์ภาพนามสกุล .bmp และ .jpg เพราะโปรแกรมจะสามารถอ่านได้เฉพาะภาพทางการแพทย์ที่เป็นนามสกุล .bmp และ .jpg เท่านั้น เมื่อทำการเลือกภาพได้แล้ว ภาพจะแสดงบนหน้าต่างเชื่อมต่อกับผู้ใช้ ดังรูปที่ 4



รูปที่ 4 ภาพหน้าต่างเชื่อมต่อกับผู้ใช้ที่แสดงภาพทางการแพทย์

3.2 ผลการทดสอบปุ่มการปรับความคมชัด (Contrast Enhancement)

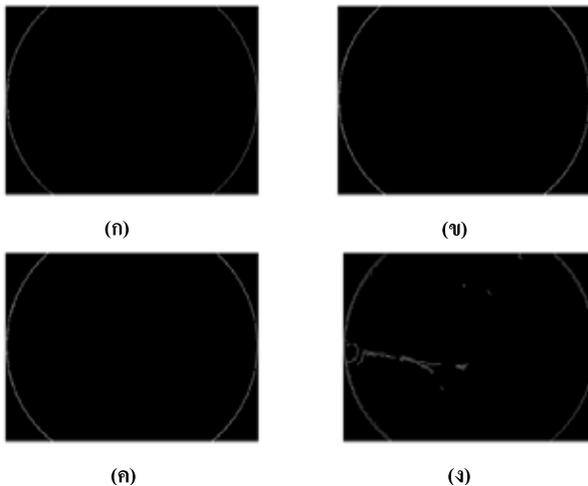
เมื่อกดปุ่มการปรับความคมชัด (Contrast Enhancement) โปรแกรมจะแสดงหน้าต่าง Browse ขึ้นมา เลือกไฟล์ภาพนามสกุล .bmp และ .jpg ตามต้องการแล้วกด Open หรือดับเบิลคลิกที่ไฟล์ภาพ ไฟล์ภาพที่เลือกจะแสดงบนหน้าต่างเชื่อมต่อกับผู้ใช้ พร้อมทั้งแสดงข้อมูลภาพบนหน้าต่าง Command Window ใน MATLAB ดังรูปที่ 5



รูปที่ 5 ภาพหน้าต่างเชื่อมต่อผู้ใช้ที่แสดงภาพการปรับความคมชัด

3.3 ผลการทดสอบโปรแกรมหาขอบ (Edge Detection)

เมื่อคลิกปุ่ม Sobel, Robert, Prewitt หรือ Canny โปรแกรมจะแสดงหน้าต่าง Browse ขึ้นมา เลือกไฟล์ภาพนามสกุล .bmp และ .jpg ตามต้องการ แล้วกด Open หรือดับเบิลคลิกที่ไฟล์ภาพ ไฟล์ภาพที่เลือกจะแสดงบนหน้าต่างเชื่อมต่อผู้ใช้ พร้อมทั้งแสดงข้อมูลภาพบนหน้าต่าง Command Window ใน MATLAB ดังรูปที่ 6



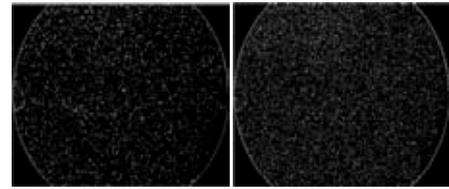
(ก) (ข) (ค) (ง)

รูปที่ 6 ภาพการหาขอบแบบ

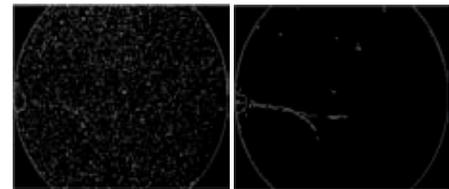
(ก) Sobel (ข) Robert (ค) Prewitt และ (ง) Canny

3.4 ผลการทดสอบปุ่ม Threshold Value

เมื่อเลื่อนปุ่ม Threshold Value โปรแกรมจะแสดงหน้าต่าง Browse ขึ้นมา เลือกไฟล์ภาพนามสกุล .bmp และ .jpg ตามต้องการ แล้วกด Open หรือดับเบิลคลิกที่ไฟล์ภาพ ไฟล์ภาพที่เลือกจะแสดงบนหน้าต่างเชื่อมต่อผู้ใช้ พร้อมทั้งแสดงข้อมูลภาพบนหน้าต่าง Command Window ใน MATLAB ดังรูปที่ 7



(ก) (ข)



(ค) (ง)

รูปที่ 7 ภาพการปรับ Threshold ที่เหมาะสมที่สุดของภาพในแต่ละหลักการหาขอบภาพ (ก) แบบ Sobel คือ 0.015 (ข) แบบ Roberts คือ 0.020 (ค) แบบ Prewitt คือ 0.015 และ (ง) แบบ Canny คือ 0.030

3.5 ผลการทดสอบประสิทธิภาพหลักการหาขอบภาพแต่ละหลักการโดยแพทย์ผู้เชี่ยวชาญ

3.5.1 ด้านการใช้งาน

ชื่อแพทย์	โปรแกรมมีความง่ายต่อการใช้งาน (5)	ออกแบบหน้าจอเหมาะสมง่ายต่อการใช้ (5)	ปุ่มมีลักษณะของขนาดของตัวอักษรชัดเจนสวยงาม (5)	การวางลำดับการทำงานของโปรแกรม (5)
นพ.สมเกียรติ อธิคมกุลชัย	4	3	4	4
ศส.นพ.ศักดิ์ชัย วงศ์ศิริรักษ์	3	4	4	4
พญ.พิศพลิน รัตนวิจารณ์	3	4	4	4

3.5.2 ด้านความถูกต้องของโปรแกรม

ชื่อแพทย์	โปรแกรมแสดงผลภาพให้ข้อมูลมีคุณภาพที่ถูกต้อง (5)				ความพึงพอใจของลักษณะภาพที่แสดงหลังการหาขอบภาพแล้ว (5)				ความพึงพอใจในการเก็บข้อมูลภาพ (5)			
	Sobel	Roberts	Prewitt	Canny	Sobel	Roberts	Prewitt	Canny	Sobel	Roberts	Prewitt	Canny
นพ.สมเกียรติ อธิคมกุลชัย	1	1	1	5	1	1	1	4	4	4	4	5
ศส.นพ.ศักดิ์ชัย วงศ์ศิริรักษ์	1	1	1	4	1	1	1	4	4	4	4	4
พญ.พิศพลิน รัตนวิจารณ์	1	1	1	4	1	1	1	4	4	4	4	4

3.5.3 ด้านช่วยในการวินิจฉัย

ชื่อแพทย์	คุณภาพหลังจากการหาขอบภาพมีส่วนช่วยในการวินิจฉัยที่มีความสะดวกมากขึ้น (5)			
	Sobel	Roberts	Prewitt	Canny
นพ.สมเกียรติ อธิกุลชัย	1	1	1	4
ผศ.นพ.ศักดิ์ชัย วงศ์ศิริภักดิ์	1	1	1	4
พญ.พิศพลิน รัตนวิจารณ์	1	1	1	4

4. อภิปรายผลการศึกษา

จากการทำการทดสอบโปรแกรมการตรวจหาเส้นเลือดสำหรับภาพจอประสาทตาของเด็กทารกแรกเกิดตลอดก่อนกำหนดที่มีความคมชัดต่ำ โปรแกรมสามารถปรับความคมชัดของภาพให้มีความสว่างมากขึ้นเมื่อเปรียบเทียบกับภาพต้นฉบับเดิม ทำให้สามารถเห็นรายละเอียดของภาพได้ชัดเจนขึ้น เนื่องจากการปรับความคมชัดโดยอาศัยหลักการ Local Contrast Enhancement เป็นการนำค่าระดับสีในแต่ละพิกเซลมาคำนวณปรับความคมชัด จึงสามารถปรับความคมชัดได้ผลดีกับทุกภาพ

ในส่วนของการหาขอบภาพโดยใช้หลักการ 4 หลักการ คือ Sobel Roberts Prewitt และ Canny เมื่อเปรียบเทียบแล้วพบว่าผลการหาขอบภาพโดยหลักการ Canny สามารถแสดงรายละเอียดภาพเส้นเลือดในดวงตา ได้ข้อมูลภาพมากที่สุด เนื่องจากหลักการ Canny ใช้ mask ที่คำนวณได้ตามสมการในบทที่ 2 เมื่อเปรียบเทียบกับหลักการ Sobel Roberts และ Prewitt ซึ่งผลจากการหาขอบภาพจากภาพถ่ายดวงตาเด็กทารกแรกเกิดตลอดก่อนกำหนดที่เป็นโรค ROP พบว่าหลักการ Canny สามารถช่วยในการวินิจฉัยของแพทย์ให้เกิดความสะดวกขึ้น สามารถวินิจฉัยโอกาสเสี่ยงในการเกิดโรค ROP เบื้องต้นได้

ในการจัดทำโครงการนี้พบว่า การแสดงผลภาพหรือการปรับระดับ Threshold Value ในแต่ละภาพจะแตกต่างกัน เนื่องจากสาเหตุปัจจัยหลายประการ เช่น ความละเอียดของภาพ, ความคมชัดของภาพ และภาพจากกล้อง RetCam ต่างรุ่นกัน เป็นต้น

5. สรุปผลการศึกษา

โปรแกรมการตรวจหาเส้นเลือดสำหรับภาพจอประสาทตาของเด็กทารกแรกเกิดที่มีความชัดต่ำ มีประโยชน์อย่างมากสำหรับการวินิจฉัยความผิดปกติของเส้นเลือดจากภาพถ่ายดวงตา โดยคุณลักษณะของโปรแกรมมีดังนี้

1) โครงการศึกษาและสร้างโปรแกรมการตรวจเส้นเลือดสำหรับภาพจอประสาทตาของเด็กทารกแรกเกิดที่มีความคมชัดต่ำ โดยใช้โปรแกรม MATLAB ในการจัดทำโปรแกรมนี้นั้นจนสำเร็จมีคุณสมบัติดังต่อไปนี้

- สามารถปรับความคมชัดของภาพด้วยหลักการ Local Contrast Enhancement ได้
- สามารถหาขอบภาพด้วยหลักการ Sobel ได้
- สามารถหาขอบภาพด้วยหลักการ Roberts ได้
- สามารถหาขอบภาพด้วยหลักการ Prewitt ได้
- สามารถหาขอบภาพด้วยหลักการ Canny ได้

2) ผลการทดสอบ

เมื่อทำการทดสอบโดยการเปรียบเทียบภาพต้นฉบับ และภาพที่ถูกปรับความคมชัดแล้วพบว่าภาพที่ถูกปรับความคมชัดมีความสว่างของภาพและเห็นรายละเอียดของภาพได้ชัดเจน และทดสอบการหาขอบภาพจากภาพถ่ายดวงตาเด็กทารกแรกเกิดตลอดก่อนกำหนดที่เป็นโรค ROP สามารถแสดงภาพการหาขอบภาพของเส้นเลือดได้ สามารถเห็นรายละเอียดของเส้นเลือดได้ชัดเจนขึ้น โดยผ่านการประเมินจากแพทย์ผู้เชี่ยวชาญเฉพาะทางด้านจักษุวิทยาสำหรับเด็ก พบว่าโปรแกรมนี้นั้นมีส่วนช่วยในการวินิจฉัยสำหรับโรค ROP เบื้องต้นได้ โดย หลักการหาขอบภาพโดยหลักการ Canny มีประสิทธิภาพดีกว่าหลักการอื่นๆ ทั้ง 3 หลักการ

3) สรุปผลการทดสอบ

เมื่อทำการเปรียบเทียบค่า Threshold Value ในการหาขอบภาพทั้ง 4 หลักการพบว่าหลักการ Canny ให้ผลการทดสอบที่เหมาะสมที่สุด เนื่องจากสามารถแสดงองค์ประกอบรายละเอียดของภาพได้สมบูรณ์กว่าเมื่อเปรียบเทียบในระดับ Threshold Value เดียวกัน คือในการทดสอบการแสดงผลภาพการหาขอบภาพโดยปรับระดับ Threshold Value ให้เหมาะสมที่สุดในการแสดงผลรายละเอียดภาพสมบูรณ์ที่สุด พบว่าอยู่ในระดับ Threshold Value ต่างกัน คือหลักการ Sobel เท่ากับ 0.015, Roberts เท่ากับ 0.020, Prewitt เท่ากับ 0.015, Canny เท่ากับ 0.030 และเมื่อนำภาพทั้ง 4 หลักการมาเปรียบเทียบกัน สามารถสรุปผลได้ว่า ภาพของการหาขอบภาพด้วยหลักการ Canny เป็นวิธีที่เหมาะสมที่สุดในการใช้ในการจัดทำโครงการนี้

6. กิตติกรรมประกาศ

ผู้เขียนขอขอบคุณมหาวิทยาลัยรังสิต ที่ให้ทุนสนับสนุนงานวิจัย และขอขอบคุณอาจารย์ เจ้าหน้าที่ และนักศึกษา ภาควิชาฟิสิกส์อุตสาหกรรมและอุปกรณ์การแพทย์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าพระนครเหนือ ที่

ให้คำปรึกษา ความช่วยเหลือ และอนุเคราะห์ให้ยืมอุปกรณ์และเครื่องมือในการทำงานวิจัย

เอกสารอ้างอิง

- [1] จันทร์จิรา สิ้นทนะ โยธิน และสุธี ผู้เจริญขณะชัย. “เทคนิคการวิเคราะห์ภาพเพื่อการวินิจฉัยภาพเรตินา”. *งานประชุมวิชาการประจำปี NECTEC*, 2543.
- [2] ปิยะมาศ เสือเพ็ง และคณะ. “เรื่องการบีบอัดภาพและการบันทึกข้อมูลภาพในรูปแบบไดคอมสำหรับเครื่องเอ็กซเรย์ระบบดิจิทัล”. *วารสารงานประชุมวิชาการวิทยาศาสตร์และเทคโนโลยีครั้งที่ 33*, 2550.
- [3] มนัส สังวศิลป์ และวรัตน์ ภัทรอมรกุล. *คู่มือการใช้ MATLAB ฉบับสมบูรณ์*. นนทบุรี: สำนักพิมพ์อินโฟเพรส, 2543.
- [4] ไศรฎา แจ้เงการ และกนต์ธร ชำนิประศาสน์. *การใช้ MATLAB สำหรับงานทางวิศวกรรม*. พิมพ์ ครั้งที่ 2. มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี
- [5] เอกลักษณ์ เหมทานนท์, บุญญฤทธิ์ อุทยานวาระ และนายแพทย์ศักดิ์ชัย วงกิตติรักษ์. “การวิเคราะห์หาเส้นเลือดในภาพดวงตาเด็กทารกแรกเกิดโดยอัตโนมัติ”. *วารสารงานประชุมวิชาการวิทยาศาสตร์และเทคโนโลยีครั้งที่ 31*, 2548.
- [6] Alaknanda, R.S. Anand, Pradeep Kumar, *NDT&E International*, **1–5**, 2005.
- [7] Gang Wang, T. Warren Liao, *NDT&E International*, **35**, **519–528**, 2002.
- [8] Gonzales RC, Woods RE, *Digital Image Processing*, 2000.
- [9] H.I. Shafeeka, E.S. Gadelmawla, *NDT&E International*, **37**, **291–299**, 2004.
- [10] H.I. Shafeeka, E.S. Gadelmawl, *NDT&E International*, **37**, **301–307**, 2004.
- [11] Randy Crane, *Simplified approach to Image Processing*, 1997.
- [12] The MathWorks Inc., *Image Processing Toolbox for Use With MATLAB*, The MathWorks Inc., 1999.

การแสวงหาข้อมูลภาพและการประมวลผลภาพสำหรับการเปรียบเทียบอาวุธปืนและร่องรอยจาก เครื่องมือในงานด้านนิติวิทยาศาสตร์ IMAGE ACQUISITION AND IMAGE PROCESSING FOR FIREARMS AND TOOLMARK COMPARISON IN FORENSIC SCIENCE

ปิยะมาศ เสือเพ็ง¹, ชวภัทร ประสิทธิ์สถาพร², สายรุ่ง จันทร์ปุก³, นนทศักดิ์ เหล่าลีอรัตน์⁴, ปกรณ์ คุณสิทธิ์⁵

1,2,3,4,5 สาขาวิชาอุปกรณ์ชีวการแพทย์ ภาควิชาฟิสิกส์ คณะวิทยาศาสตร์ มหาวิทยาลัยรังสิต

หลักหก ปทุมธานี 12000 Email: piyamas@rsu.ac.th

บทคัดย่อ

โครงการนี้มีวัตถุประสงค์เพื่อศึกษาการออกแบบและสร้างโปรแกรมการแสวงหาข้อมูลภาพและการประมวลผลภาพสำหรับการเปรียบเทียบอาวุธปืนและร่องรอยที่เกิดจากเครื่องมือทางด้านนิติวิทยาศาสตร์ โดยอาศัยหลักการการแสวงหาข้อมูลภาพและการประมวลผลภาพ ผลการจัดทำโครงการสามารถออกแบบและสร้างโปรแกรมการแสวงหาข้อมูลภาพและการประมวลผลภาพ สำหรับการเปรียบเทียบอาวุธปืนและร่องรอยที่เกิดจากเครื่องมือทางด้านนิติวิทยาศาสตร์ ด้วยโปรแกรม Borland C++ ที่ประกอบด้วย 2 ฟังก์ชัน คือ 1) ฟังก์ชันการแสวงหาข้อมูลภาพ เป็นฟังก์ชันสำหรับเชื่อมต่อกับสัญญาณภาพ 2 ช่องสัญญาณจากกล้องจุลทรรศน์เปรียบเทียบ โดยผ่านทางอุปกรณ์จับสัญญาณภาพและสามารถบันทึกภาพได้ทั้งแบบเฟรมเดียวในรูปแบบนามสกุล .BMP และแบบต่อเนื่องในรูปแบบนามสกุล .AVI 2) ฟังก์ชันการประมวลผลภาพ เป็นฟังก์ชันสำหรับการประมวลผลภาพโดยอาศัยหลักการการขยายภาพ การหมุนภาพ และการเลื่อนภาพ ผลการทดสอบการทำงานของโปรแกรมพบว่าโปรแกรมสามารถติดต่อกับกล้องจุลทรรศน์แบบเปรียบเทียบจากอุปกรณ์จับสัญญาณภาพ บันทึกสัญญาณภาพ 2 ช่องสัญญาณพร้อมกัน แบบเฟรมเดียวในรูปแบบนามสกุล .BMP และแบบต่อเนื่องในรูปแบบไฟล์นามสกุล .AVI โดยไม่ทำให้เกิดการผิดรูปแต่อย่างใด

Abstract

The objective of this project was to study on the design and construction of image acquisition and image processing for firearms and toolmark comparison in forensic science. This project has adopted the principle of image acquisition and image processing. The designed and constructed the image acquisition and image processing for firearms and toolmark comparison in forensic science by Borland C++ can be operated in 2 functions, i.e. 1) image acquisition function, a function for connecting on 2-channel image signal from the comparison microscope via image

capture device and can archive either a single frame in .bmp file format and continuous frame in .avi file format, 2) image processing function, a function for image processing based on interpolation, rotation and shift techniques. The results of functional testing found that the program can connect to image signal from Comparison Microscope by capture card, archive 2 channel both single frame, .BMP file format and continuous frame, .AVI file format without distortion of image.

Keywords: Comparison Microscope, Firearms and Toolmark Comparison, Image Acquisition and Image Processing

1. คำนำ

ทุกครั้งที่มีการก่อคดีอาชญากรรมด้วยอาวุธปืน (Firearms) ในสถานที่เกิดเหตุจะพบปลอกกระสุนปืนเป็นจำนวนมาก ทางนิติวิทยาศาสตร์จะนำปลอกกระสุนปืนไปวิเคราะห์บริเวณเข็มแทงจนวนและร่องเกลียว ซึ่งบริเวณดังกล่าวเป็นลักษณะเฉพาะตัวของปลอกกระสุนปืนที่ออกมาจากกระบอกปืนแต่ละกระบอก กล่าวคือ เข็มแทงจนวนแต่ละกระบอกที่แทงลงบนกระสุนนั้นจะแตกต่างกันไป ส่วนร่องเกลียวนั้น เกิดจากการที่กระสุนหมุนเป็นเกลียวภายในลำกล้อง จึงเกิดเป็นลักษณะเฉพาะของร่องเกลียวของปืนแต่ละกระบอก

อุปกรณ์ในการตรวจสอบปลอกกระสุนปืน สำหรับขยายลักษณะทางกายภาพบริเวณเข็มแทงจนวนและร่องเกลียวให้แก่ผู้ชำนาญการ ซึ่งมีชื่อเรียกว่า “กล้องจุลทรรศน์แบบเปรียบเทียบ (Comparison-Microscope)” เพื่อวิเคราะห์และพิสูจน์กระสุนว่าถูกยิงมาจากปืนกระบอกเดียวกันหรือไม่ อุปกรณ์นี้สามารถแสดงผลภาพแบบเวลาจริง (Real time) ในลักษณะสองหน้าต่าง (2 windows) และสามารถบันทึกภาพในลักษณะภาพแบบเฟรมเดียวได้ ปัจจุบันกล้องจุลทรรศน์แบบเปรียบเทียบพร้อมซอฟต์แวร์การทำงานมีราคาสูง อีกทั้งฟังก์ชันการทำงานของโปรแกรมบันทึกภาพสามารถ

บันทึกภาพแบบเฟรมเดียวได้เท่านั้น และไม่มีฟังก์ชันการประมวลผลและปรับปรุงภาพ จากที่มาและความสำคัญของปัญหาดังกล่าว ทางคณะผู้จัดทำจึงเกิดแนวคิดในการศึกษาการออกแบบและสร้าง โปรแกรมตรวจสอบอาวูรป็นและวัตถุขานทางฟิสิกส์สำหรับงานทางด้านนิติวิทยาศาสตร์ จะประกอบไปด้วยโปรแกรมที่สามารถเปรียบเทียบปลอกกระสุนปืน ที่สามารถแสดงภาพได้สองภาพพร้อมกัน โดยฟังก์ชันการทำงานของโปรแกรมดังกล่าวสามารถเก็บภาพได้ทั้งภาพเฟรมเดียวและภาพต่อเนื่อง และมีฟังก์ชันการทำหน้าที่ในการประมวลผลและปรับปรุงภาพ

2. วัตถุประสงค์และวิธีการ

วิธีการดำเนินโครงการ การศึกษาการออกแบบและสร้าง โปรแกรมการแสวงหาข้อมูลภาพและการประมวลผลภาพสำหรับการเปรียบเทียบอาวูรป็นและร่องรอยที่เกิดจากเครื่องมือทางด้านนิติวิทยาศาสตร์ แบ่งส่วนการดำเนินการเป็น 3 ส่วนคือ ส่วนที่หนึ่งเป็นการติดต่อกับอุปกรณ์รับสัญญาณภาพ ส่วนที่สองเป็นส่วนของการประมวลผลสัญญาณภาพ และส่วนสุดท้ายเป็นการแสดงผล

สามารถออกแบบแผนผังแสดงขั้นตอนการทำงานของ โปรแกรมการแสวงหาข้อมูลภาพและการประมวลผลภาพ สำหรับการเปรียบเทียบอาวูรป็นและร่องรอยที่เกิดจากเครื่องมือทางด้านนิติวิทยาศาสตร์ ได้ดังรูปที่ 1

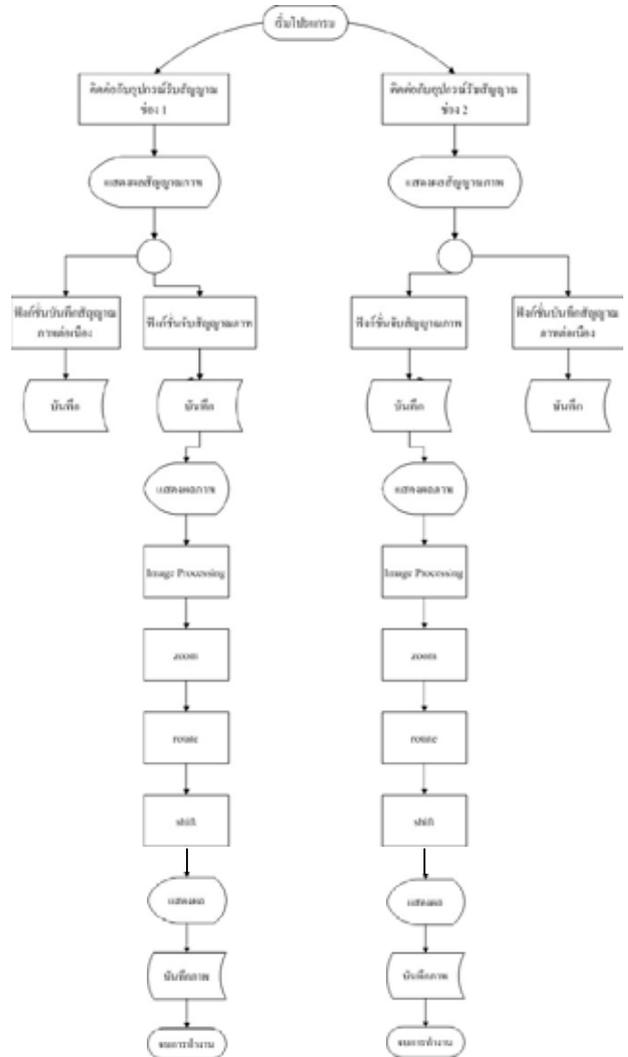


รูปที่ 1 แผนผังการทำงาน (Block Diagram) ของโปรแกรม

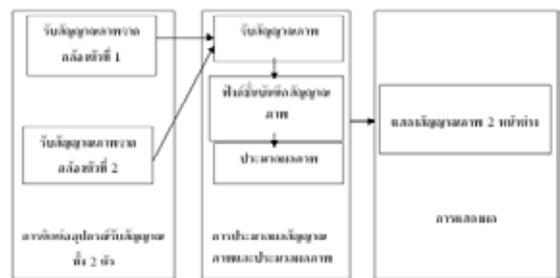
รูปที่ 1 เป็นแผนผังการทำงานในการแสดงขั้นตอนการทำงานของโปรแกรมการแสวงหาข้อมูลภาพและการประมวลผลภาพ สำหรับการเปรียบเทียบอาวูรป็นและร่องรอยที่เกิดจากเครื่องมือทางด้านนิติวิทยาศาสตร์ โดยในแต่ละส่วนจะแบ่งออกตามฟังก์ชันต่างๆ ดังรูปที่ 3

จากแผนผังแสดงฟังก์ชันการทำงานของโปรแกรมการแสวงหาข้อมูลภาพและการประมวลผลภาพ สำหรับการเปรียบเทียบอาวูรป็นและร่องรอยที่เกิดจากเครื่องมือทางด้านนิติวิทยาศาสตร์ ซึ่งออกแบบโดยการรับภาพจากโปรแกรมที่เปิดภาพปลอกกระสุนปืนขึ้นมา และแยกข้อมูลสารสนเทศของภาพออก แล้วนำข้อมูลภาพมาประมวลผล ในด้านต่างๆ คือ การหมุนภาพ

(Rotate), การซูม (Zoom in and Zoom out) และนำภาพไปแสดงผลยังหน้าต่างติดต่อกับผู้ใช้ ดังรูปที่ 4



รูปที่ 2 Flow chart การทำงานภาพรวมของโปรแกรม



รูปที่ 3 ฟังก์ชันการทำงานของโปรแกรม



รูปที่ 4 (ก) หน้าต่างเชื่อมต่อกับผู้ใช้ที่ออกแบบ และ (ข) หน้าต่างการประมวลผลและแสดงผลภาพ

3. ผลการศึกษา

3.1 ผลการทดสอบฟังก์ชันการติดต่อกับอุปกรณ์รับสัญญาณภาพ

รูปที่ 5 แสดงผลการใช้ฟังก์ชันติดต่อกับอุปกรณ์รับสัญญาณภาพ เมื่อคลิกปุ่ม Connect ในช่องของ Channel โปรแกรมจะทำการติดต่อกับอุปกรณ์รับสัญญาณภาพ แล้วเปลี่ยนสถานะของปุ่ม Connect เป็นแบบไม่พร้อมทำงาน และเปลี่ยนสถานะของปุ่ม Disconnect ให้พร้อมทำงาน หน้าต่างของโปรแกรมก็จะแสดงสัญญาณภาพ



รูปที่ 5 ผลการใช้ฟังก์ชันการติดต่อกับอุปกรณ์รับสัญญาณภาพ

3.2 ผลการทดสอบฟังก์ชันการบันทึกภาพต่อเนื่อง

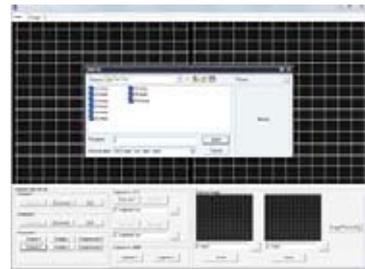
รูปที่ 6 แสดงผลหลังจากคลิกปุ่มบันทึกภาพต่อเนื่องแบบคลิกปุ่มเริ่มและหยุดการบันทึก โปรแกรมจะแสดงหน้าต่างให้ใส่ชื่อและเลือกไฟล์ที่จะเก็บไฟล์ที่บันทึกได้ที่เป็น .AVI



รูปที่ 6 (ก) ผลหลังจากคลิกปุ่มบันทึกภาพต่อเนื่องแบบคลิกปุ่มเริ่ม และ (ข) หยุดการบันทึก

3.3 ผลการทดสอบฟังก์ชันการบันทึกภาพแบบเฟรมเดียว

รูปที่ 7 แสดงผลหลังจากคลิกปุ่มเลือกที่เก็บไฟล์และตั้งชื่อ เมื่อคลิกปุ่ม ... จะมีหน้าต่างให้ใส่ชื่อและเลือกไฟล์ที่จะเก็บภาพที่บันทึกได้ หลังจากนั้นจึงคลิกปุ่ม Save เพื่อเป็นการบันทึกภาพที่จับสัญญาณภาพได้ จะมีข้อความขึ้นมาเพื่อแสดงให้เห็นว่าได้ทำการบันทึกภาพเรียบร้อยแล้ว

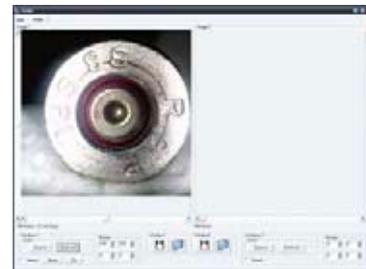


รูปที่ 7 ผลหลังจากคลิกปุ่มเลือกที่เก็บไฟล์และตั้งชื่อ

3.4 ผลการทดสอบการส่งภาพที่ถูก Capture ไปยังหน้าต่าง

Image

รูปที่ 8 แสดงผลหลังจากคลิกปุ่ม Image Processing โปรแกรมก็จะแสดงหน้าต่าง Image และแสดงภาพที่จับสัญญาณได้ของทั้ง 2 Channel บนพื้นที่แสดงรูปภาพ



รูปที่ 8 ผลหลังจากคลิกปุ่ม Image Processing

3.5 ผลการทดสอบฟังก์ชันการหมุนภาพ

รูปที่ 9 ภาพแสดงผลการทำงานของฟังก์ชันการหมุนภาพ เมื่อทำการกำหนดมุมในการหมุน ภาพที่แสดงอยู่ก็จะหมุนไปเป็นตามมุมที่กำหนด และแสดงได้สมบูรณ์

3.6 ผลการทดสอบฟังก์ชันการ Shift ภาพ

รูปที่ 10 เป็นภาพแสดงผลการทำงานของฟังก์ชัน Shift ภาพ เมื่อทำการเลื่อนแถบข้างล่างภาพไปด้านซ้าย ภาพก็จะเลื่อนไปด้านซ้าย เมื่อเลื่อนไป

ด้านขวา ภาพจะเลื่อนไปด้านขวาด้วยเช่นกัน ดังรูปที่ 10 และเมื่อเลื่อนแถบด้านข้างขึ้น ภาพจะเลื่อนขึ้นไปด้านบน เมื่อเลื่อนลงภาพก็จะลงด้านล่าง



รูปที่ 9 ผลการทำงานของฟังก์ชันการหมุนภาพ



รูปที่ 10 ผลการทำงานของฟังก์ชัน Shift ภาพ

3.7 ผลการทดสอบฟังก์ชันการซูมเข้าและซูมออก

รูปที่ 11 ภาพแสดงผลการทำงานของฟังก์ชันการซูมเข้า เมื่อทำการกดปุ่ม Zoom in ภาพก็จะมีขนาดใหญ่ขึ้น เมื่อทำการกดซูมออกที่ปุ่ม Zoom out ภาพก็จะมีขนาดเท่าเดิม และเมื่อกดอีกครั้งภาพก็จะมีขนาดเล็กลง โดยสามารถซูมเข้าและซูมออกได้สูงสุด 3 เท่า

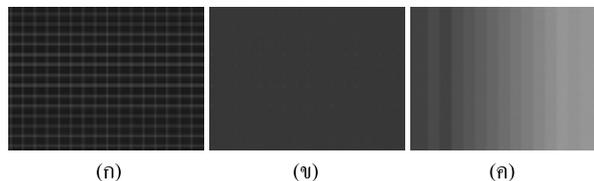


รูปที่ 11 (ก) ผลการทำงานของฟังก์ชันการซูมเข้าและ (ข) การซูมออก

3.8 การทดสอบด้านการบิดรูป (Distortion) ของภาพ

รูปที่ 12 รูปภาพ, รูปภาพแบบจุด และภาพระบบเทา การบันทึกภาพจากโปรแกรมการแสวงหาข้อมูลภาพและการประมวลผลภาพ สำหรับการ

เปรียบเทียบอาวุธปืนและร่องรอยที่เกิดจากเครื่องมือทางด้านนิติวิทยาศาสตร์ ไม่ทำให้ภาพบิดรูป และสีของภาพไม่ผิดปกติ



รูปที่ 12 (ก) รูปภาพตะแกรง (Bar) (ข) รูปภาพจุด (Dot) และ (ค) รูปภาพระดับเทา (Gray Scale) ที่ความละเอียด 320×240 และมีระดับสี 24 บิต

4. อภิปรายผลการศึกษา

โปรแกรมการแสวงหาข้อมูลภาพและการประมวลผลภาพ สำหรับการเปรียบเทียบอาวุธปืนและร่องรอยที่เกิดจากเครื่องมือทางด้านนิติวิทยาศาสตร์ เกิดข้อผิดพลาดทางการแสวงหาข้อมูลภาพในส่วนของการติดต่อกับอุปกรณ์จับสัญญาณภาพ จะเกิดข้อผิดพลาดด้านการใช้อุปกรณ์จับสัญญาณภาพชนิดเดียวกัน เนื่องจากโปรแกรมการแสวงหาข้อมูลภาพและการประมวลผลภาพ สำหรับการเปรียบเทียบอาวุธปืนและร่องรอยที่เกิดจากเครื่องมือทางด้านนิติวิทยาศาสตร์ ต้องทำการติดต่อกับอุปกรณ์รับสัญญาณภาพ 2 ตัว และ 2 ตัวนั้น มีชื่อเหมือนกัน รุ่นเดียวกัน ทำให้โปรแกรมทำงานผิดพลาดโดยการมองเห็นอุปกรณ์รับสัญญาณภาพเป็นตัวเดียวกัน

5. สรุปผลการศึกษา

โปรแกรมการแสวงหาข้อมูลภาพและการประมวลผลภาพสำหรับการเปรียบเทียบอาวุธปืนและร่องรอยที่เกิดจากเครื่องมือทางด้านนิติวิทยาศาสตร์ มีฟังก์ชันการทำงานแบ่งออกเป็น 2 ส่วน คือ

5.1 การแสวงหาข้อมูลภาพ

- 5.1.1 สามารถบันทึกภาพต่อเนื่องได้ทั้ง 2 หน้าต่างพร้อมกัน ที่ความละเอียด 160×120 , 176×144 , 320×240 , 352×288 และ 640×480 โดยภาพที่บันทึกได้ไม่มีการบิดรูปแต่อย่างใด
- 5.1.2 สามารถบันทึกภาพแบบเฟรมเดียวและแสดงผลภาพแบบเฟรมเดียวได้ทั้ง 2 หน้าต่าง ที่ความละเอียด 160×120 , 176×144 , 320×240 , 352×288 และ 640×480 โดยภาพที่บันทึกได้ไม่มีการบิดรูปแต่อย่างใด

5.2 การประมวลผลภาพ

5.2.1 สามารถทำการหมุน (Rotate) ภาพได้ทั้ง 360 องศา ซึ่งภาพจะหมุนไปครั้งละ 0.01 องศา ทำให้ผู้ใช้งานสามารถเปรียบเทียบระหว่างภาพต้นฉบับกับภาพที่ต้องการพิสูจน์ได้ง่ายยิ่งขึ้น

5.2.2 สามารถทำการเลื่อน (Shift) ภาพได้ คือสามารถเลื่อนภาพไปมาได้ทั้งซ้าย-ขวา และจากบนลงล่าง ทำให้ผู้ใช้งานมีความสะดวกในการเลื่อนภาพเข้ามาชิดกัน ทำให้สามารถเปรียบเทียบภาพทั้งสองภาพว่าเป็นภาพของกระสุนปืนหรือภาพของวัตถุชนิดเดียวกันหรือไม่

5.2.3 สามารถทำการซูม (Zoom) ภาพได้ ซึ่งสามารถทำได้ทั้งซูมเข้าและซูมออกสูงสุด 3 เท่า ทำให้ผู้ใช้งานมองเห็นภาพบริเวณที่ต้องการดูได้อย่างชัดเจน

6. กิตติกรรมประกาศ

ผู้เขียนขอขอบคุณมหาวิทยาลัยรังสิต ที่ให้ทุนสนับสนุนงานวิจัย และขอบคุณอาจารย์ เจ้าหน้าที่ และนักศึกษา ภาควิชาฟิสิกส์อุตสาหกรรมและอุปกรณ์การแพทย์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าพระนครเหนือ ที่ให้คำปรึกษา ความช่วยเหลือ และอนุเคราะห์ให้ยืมอุปกรณ์และเครื่องมือในการทำงานวิจัย

เอกสารอ้างอิง

- [1] กมลมาศ ทำจรกิจการ (2542). *คู่มือพัฒนาโปรแกรมด้วย Delphi 4*. กรุงเทพฯ: บริษัท โปรวิชั่น จำกัด.
- [2] มนัส สังวศิลป์ และวรรณ ภัทรอมรกุล. *คู่มือการใช้ MATLAB ฉบับสมบูรณ์*. นนทบุรี: สำนักพิมพ์อินโฟเพรส, 2543.
- [3] สุรพันธ์ ชัยมั่น. *Digital Signal Processing*. กรุงเทพฯ : คณะวิทยาศาสตร์ประยุกต์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าพระนครเหนือ, 2552.
- [4] Piyamas Suapang, Surapun Yimmum, Kobchai Dejhan, "Medical Image Compression and DICOM-Format Image Archive", *ICROS-SICE International Joint Conference 2009 (ICCAS-SICE 2009)*, 2009.
- [5] ความหมายของนิติวิทยาศาสตร์. แหล่งที่เข้าถึง: www.wikipedia.org/wiki/นิติวิทยาศาสตร์: <http://blog.spu.ac.th/spufcontent5/2008/08/27/entry-14> [10 ตุลาคม 2552]
- [6] การวิเคราะห์กระสุนปืนตามหลักนิติวิทยาศาสตร์ (*Bullet and Cartridge Identification*). แหล่งที่เข้าถึง: [http://filmfever.spaces.live.com/wiki/Black_Sunday_\(1977_film\)](http://filmfever.spaces.live.com/wiki/Black_Sunday_(1977_film)) [10 ตุลาคม 2552]
- [7] ภาพดิจิทัล. แหล่งที่เข้าถึง: <http://www.dcomputer.com/proinfo/support/TipTrick/Vol07.asp> [10 ตุลาคม 2552]

- [8] *การซูมภาพ*. แหล่งที่เข้าถึง : <http://www.mt.mahidol.ac.th/> [15 ธันวาคม 2552]
- [9] *ทฤษฎีสี*. แหล่งที่เข้าถึง: <http://pioneer.netserv.chula.ac.th/~kchawan/colortheory/color1.html> [15 ธันวาคม 2552]
- [10] *คุณสมบัติของไฟล์ภาพ*. แหล่งที่เข้าถึง: <http://www.thaicybergames.com/webboard/index.php?topic=62799.msg1714869> [15 ธันวาคม 2552]
- [11] เชลพงษ์ พงศกและสารวม ขวัญสง. ภาควิชาไฟฟ้า สาขาวิชาอิเล็กทรอนิกส์. *รศสำรวจควบคุมผ่านทางกล้อง CCD*. แหล่งเข้าถึง: <http://library.kmutnb.ac.th/projects/ind/ETT/ett0012t.html> [27 มกราคม 2553]
- [12] ภาณุวิชญ์ วุฒิชัยกิจเจริญและวศิน ศิริวาลัย. ภาควิชาเทคโนโลยีอิเล็กทรอนิกส์ (คอมพิวเตอร์). สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าพระนครเหนือ. *ระบบการควบคุมและแสดงสถานะอุปกรณ์ไฟฟ้าพร้อมแสดงภาพด้วยกล้อง CCD โดยผ่านทางโมเด็ม*. แหล่งเข้าถึง: <http://library.kmutnb.ac.th/projects/ind/ECT/ect0028t.html> [27 มกราคม 2553]
- [13] *Image Processing*. แหล่งที่เข้าถึง: <http://www.efg2.com/Lab/ImageProcessing/RotateScanline.htm> [6 มกราคม 2553]
- [14] *Lee's C++ Builder Programming Notes*. แหล่งที่เข้าถึง: <http://leebcb.blogspot.com> [27 มกราคม 2553]

โปรแกรมการหาบริเวณหลอดเลือดในสมองอุดตันจากภาพถ่ายสมอง CT-SCAN

โดยใช้เทคนิคการประมวลผลภาพดิจิทัล

Simulation program of Finding Ischemic Stroke Area with CT-SCAN image

Based on Digital Image Processing Techniques

สันติชัย เพ็ญกาญจน์¹, สมชาติ โชคชัยธรรม¹, สมบัติ มุ่งทวีพงษา²

¹ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยธรรมศาสตร์

ศูนย์รังสิต ปทุมธานี 12120 Email: santichai_tu@hotmail.com , csomchar@engr.tu.ac.th

²หน่วยประสาทวิทยา คณะแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยธรรมศาสตร์

ศูนย์รังสิต ปทุมธานี 12120 Email: sombatm@hotmail.com

บทคัดย่อ

งานวิจัยนี้นำเสนอการออกแบบและสร้างโปรแกรมในการวิเคราะห์โรคหลอดเลือดในสมองอุดตัน จากภาพ CT-Scan โดยใช้หลักการทางด้านการประมวลผลภาพดิจิทัล เพื่อนำมาใช้ในการพัฒนาโปรแกรมให้เป็นเครื่องมือสำหรับช่วยในการวิเคราะห์บริเวณสมอง ที่มีหลอดเลือดอุดตันจากภาพ CT-Scan ด้วยโปรแกรม MATLAB

การวิจัยนี้เป็นการประยุกต์เทคนิคการประมวลผลภาพดิจิทัลเพื่อเปรียบเทียบภาพระหว่างภาพ CBV (Cerebral Blood Volume), ภาพ CBF (Cerebral Blood Flow) โดยจะกำหนดระดับ Threshold เพื่อเปรียบเทียบสีและแบ่งบริเวณของสมองเป็น 2 บริเวณ คือ บริเวณที่ปกติ และ บริเวณที่สงสัย หลังจากนั้น โปรแกรมจะทำการเปรียบเทียบภาพทั้งสอง ซึ่งในการเปรียบเทียบภาพที่ได้ จะแสดงออกมาในรูปแบบของเซลล์สมอง N-Match (เซลล์สมองปกติ) , D-Match(เซลล์สมองตายแล้ว) และ Mismatch (เซลล์สมองที่สงสัยว่ามีการอุดตัน) ซึ่งบริเวณ Mismatch นี้ จะมีความสำคัญทางการแพทย์ คือ เป็นบริเวณที่แพทย์ทางสมองสงสัยว่าเป็นบริเวณที่สมองเริ่มขาดเลือด แต่ถ้าได้รับยาทันเวลา จะสามารถรักษาได้

Abstract

This research paper presents a new designed program to initially analyze Brain Blood Clot Areas from Computed Tomography scan (CT-scan) based on Digital Image Processing Techniques. The MATLAB program is applied to develop the designed software to analyze the brain areas.

The new designed software find suspect area by comparing a pair of image between CBV (Cerebral Blood Volume), CBF (Cerebral Blood Flow). The designed software can adjust threshold for deciding

normal or suspect of clot tissue area. As results of the designed software , N-Match , D-Match, Mismatch mean normal tissue area , dead tissue area , blood cot tissue area , respectively. The mismatch areas are interesting areas for doctor because these areas are suspect-brain areas. If patient receives medicine in time, these area will be cured.

Keywords: CT-scan , Ischemic Stroke , CBV (Cerebral Blood Volume) , CBF (Cerebral Blood Flow) , Mismatch , Matlab

1. คำนำ

โรคหลอดเลือดสมองอุดตัน (Stroke) นับเป็นปัญหาสุขภาพที่สำคัญของประเทศไทยเช่นเดียวกับในอีกหลายประเทศ ซึ่งจากสถิติทางการแพทย์โรคหลอดเลือดสมองอุดตัน หรือแตกเป็นหนึ่งสาเหตุการตายที่สำคัญ [1-2] ผู้ป่วยที่มีอาการเส้นเลือดอุดตัน ในสมองระยะแรกสามารถทำการตรวจหาได้หลายวิธี เช่น การตรวจด้วยคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า (MRI) หรือ การเอกซเรย์คอมพิวเตอร์สมอง (CT-Scan) ในทางปฏิบัติโดยทั่วไป สำหรับผู้ป่วย stroke นั้นการวินิจฉัยโรคควรเริ่มด้วย CT-Scan ก่อน ทั้งนี้เพราะ CT-Scan มีราคาในการตรวจที่ถูกลงกว่า ใช้เวลาตรวจน้อยกว่า และให้คุณภาพความละเอียดของภาพที่ดีพอกับการตรวจในลักษณะอื่นๆ ที่กล่าวมาในเบื้องต้น

การรักษาโรคและประสาทอายุรแพทย์ ในปัจจุบันยังขาดแคลนบุคลากรอยู่มากไม่เพียงพอต่อการให้บริการ อีกทั้งยังมีผู้ป่วยเป็นจำนวนมากเมื่อเทียบกับหมอที่ทำการรักษา ทำให้แพทย์อาจอ่านค่าสี จากการวิเคราะห์ภาพ CT-Scan ที่มีความใกล้เคียงกันของค่าสเกลสีผิดพลาดได้ ดังนั้นถ้ามีเครื่องมือที่ช่วยในการวิเคราะห์ โรคหลอดเลือดสมองอุดตันจากภาพ CT-Scan ก็จะเป็นการช่วยแพทย์ในการตัดสินใจวิเคราะห์อาการของผู้ป่วยได้ดีขึ้น

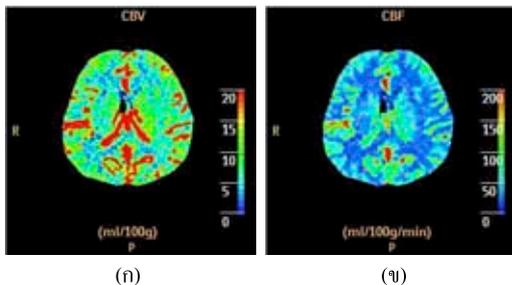
จากการสำรวจงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง ในการวิเคราะห์โรคเส้นเลือดในสมองอุดตัน จากภาพถ่ายเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ (CT-Scan) [3] งานวิจัยนี้เป็นการแยกระหว่างการมีภาวะเนื้อตายในสมอง กับการเกิดภาวะเลือดออกในสมอง วิธีการนี้จำเป็นจะต้องใช้นักรังสีวินิจฉัยที่มีความชำนาญเพื่อกำหนดตำแหน่งที่จะทำการวิเคราะห์ เพราะหากกำหนดตำแหน่งที่ทำการวิเคราะห์ผิด จะส่งผลทำให้การวินิจฉัยผิดพลาด และ งานวิจัย [4] เป็นการหา Mismatch เพื่อกำหนดบริเวณเส้นเลือดอุดตันในสมองบนภาพ CT-Scan จากการเปรียบเทียบระหว่างภาพ CBV และ CBF ในการระบุบริเวณที่เกิด N-Match , D-Match และ Mismatch

งานวิจัยนี้จึงมีแนวคิดที่จะออกแบบ และสร้างโปรแกรมการวิเคราะห์โรคหลอดเลือดสมองอุดตัน จากภาพ CT-Scan เพื่อเป็นข้อมูลเชิงวิเคราะห์เบื้องต้น สำหรับแพทย์ผู้ทำการรักษา ที่มีการใช้งานง่ายและราคาถูกลงเวลาในการวิเคราะห์แก่แพทย์ผู้ทำการรักษาที่ยังช่วยเพิ่มความถูกต้องในการวิเคราะห์ เพื่อให้ผู้ป่วยได้รับการรักษาอย่างมีประสิทธิภาพ

2. การดำเนินการและทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง

2.1 การวิเคราะห์ภาพ CT-scan ด้วยแพทย์ผู้เชี่ยวชาญ

การวินิจฉัยอาการของผู้ป่วย จากการตรวจด้วย CT-Scan แพทย์สามารถทำการวินิจฉัยอาการของผู้ป่วย ได้จากการวิเคราะห์ภาพ CT-Scan โดยใช้สายตามองเปรียบเทียบค่าสีที่ปรากฏบนภาพ CBV และ CBF เพื่อหา Mismatch ของภาพ ทำให้สามารถสังเกตความรุนแรงของอาการเส้นเลือดอุดตันในสมอง แล้วนำผลที่ได้ไประบุ บริเวณที่เกิดเส้นเลือดอุดตันบนภาพ CT-Scan ที่ละชั้น [5]



รูปที่ 1. CT-scan ของสมองซึ่งถูกแทนด้วยสีที่ใช้บ่งบอกปริมาณของเลือดที่ไหลเวียน : CBV และ บ่งบอกอัตราการไหลของเลือด : CBF

จากรูปที่ 1 (ก) แสดงให้เห็นถึงปริมาณของเลือดในบริเวณต่างๆ โดยที่มีการแทนค่าปริมาณของเลือดด้วยสีสด ดั้งเดิมที่แสดงทางด้านขวาของภาพ เช่น ในบริเวณเนื้อสมองที่มีสีเหลืองจะหมายถึงปริมาณเลือดในบริเวณนั้นมีปริมาณของเลือดประมาณ 20 ml/100g ซึ่งในการเปรียบเทียบ

ภาพจะทำได้โดยการกำหนดค่า Threshold หากในบริเวณใดที่มีค่าสีที่อยู่ระดับต่ำกว่าที่กำหนด จะถือว่าเป็นบริเวณที่มีค่าน้อย

จากรูปที่ 1 (ข) แสดงให้เห็นถึงอัตราการไหลเวียนของเลือดในบริเวณเนื้อสมอง โดยที่มีการแทนค่าอัตราการไหลเวียนของเลือดด้วยสีดั้งเดิมที่แสดงทางด้านขวาของภาพ เช่น ในบริเวณเนื้อสมองที่มีสีเขียวจะหมายถึงปริมาณเลือดในบริเวณนั้นมีอัตราการไหลเวียนของเลือด 100 ml/100g/min ซึ่งในการเปรียบเทียบภาพโดยการกำหนดค่า Threshold หากในบริเวณใดที่มีค่าสีที่อยู่ระดับต่ำกว่าที่กำหนด จะถือว่าเป็นบริเวณที่มีค่าน้อยเช่นเดียวกับกับภาพ CBV

การระบุบริเวณของหลอดเลือดอุดตันของแพทย์ผู้เชี่ยวชาญ ทำได้โดยการนำภาพ CBV และ ภาพ CBF มาทำการแบ่งออกมาเป็นปริมาณจำนวนของเซลล์สมองที่มากหรือน้อย (โดยการมองจากค่าสีที่สเกล) และทำการเปรียบเทียบค่าสีที่ปรากฏ เพื่อหา Mismatch ของภาพ ทำให้สามารถสังเกตความรุนแรงของอาการหลอดเลือดในสมองอุดตัน และทำให้แพทย์สามารถกำหนดการรักษาได้อย่างเหมาะสม แต่ในการเปรียบเทียบนี้แพทย์แต่ละคนอาจจะมอง ค่าสเกลสีทางฝั่งซ้ายมือของภาพ CT-Scan ในการตัดค่าสีที่แตกต่างกัน ทั้งนี้เนื่องจากคุณสมบัติทางกายภาพของแต่ละบุคคลด้วย

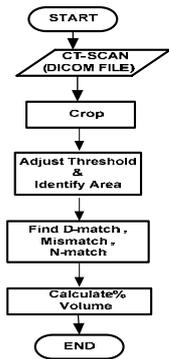
	เซลล์สมองตาย (D-Match)	เซลล์สมองใกล้ตาย (Mismatch)	เซลล์สมองปกติ (N-Match)
ค่า CBV	น้อย	มาก	มาก
ค่า CBF	น้อย	น้อย	มาก

ตารางที่ 1 ผลของการเปรียบเทียบค่าสีของภาพ CBV และ CBF

3.การออกแบบการทำงานของระบบ

3.1การประยุกต์ทฤษฎีการประมวลผลภาพดิจิทัลกับงานทางการแพทย์

การประมวลผลภาพเข้ามามีบทบาทในการวิเคราะห์ โดยการนำภาพ CBV และ CBF มาทำการกรองข้อมูล เพื่อนำเอาส่วนที่เราไม่สนใจออกจากภาพ เช่น ตัวเลข ตัวอักษร เป็นต้น จากนั้น นำภาพ CBV และ CBF มาทำการ Identify Area เพื่อดึงเอาส่วนที่เราต้องการนำไปเปรียบเทียบของทั้งสองภาพออกมา โดยภาพ CBV ดึงค่าสีที่มีค่ามากจนถึงปานกลางออกมา และ ภาพ CBF ดึงค่าสีที่มีค่าน้อยออกมา นำค่าสีที่เราสนใจจากการดึงออกมาจากภาพ CBV และ ภาพ CBF มาทำการเปรียบเทียบเพื่อกำหนดบริเวณที่เกิด D-Match, Mismatch และ N-Match บนภาพ CT-Scan ใหม่ที่สร้างขึ้นมา โดยคำนวณปริมาณ D-Match, Mismatch และ N-Match คิดออกมาเป็นเปอร์เซ็นต์ ซึ่งสามารถแสดงได้ดังรูปที่ 2



รูปที่ 2 บล็อกไดอะแกรมวิธีการวิเคราะห์ภาพ CT-Scan

3.2 กรองข้อมูลที่ไม่ต้องการออก (Crop)

หลังจากที่ได้ทำการสำรวจภาพ CBV และ CBF จำนวนมากพบว่า แลวดที่น้อยกว่าแลวดที่ 15 และมากกว่าแลวดที่ 227 และ คอลัมน์ที่น้อยกว่า 15 และมากกว่า 220 ของทุกภาพ จะเป็นข้อมูลอื่น ๆ เช่น ตัวอักษร หรือตัวเลข และ แลบลี เป็นต้น โดยเป็นส่วนของข้อมูลที่ไม่จำเป็นต้องทำการ Mismatch จึงสามารถทำการกรองส่วนที่ไม่ต้องการออกจากภาพได้ โดยทำการเปลี่ยนแลวดและคอลัมน์ดังกล่าวให้เป็นพิกเซลสีดำ

3.3 การดึงส่วนที่เราต้องการเพื่อทำการวิเคราะห์ (Identify Area)

นำภาพ CBV และ CBF ที่ได้ทำการกรองข้อมูลส่วนที่ไม่ต้องการออกแล้วมาทำ Threshold ดังสมการที่ (1) [6]

$$F_T[i, j] = \begin{cases} 255 & \text{if } F[i, j] = 0 \\ 1 & \text{if } F[i, j] \geq T \\ 0 & \text{otherwise} \end{cases} \quad (1)$$

โดยที่ $F[i, j]$ คือ ภาพดั้งเดิม (Original Image)

$F_T[i, j]$ คือ ภาพขาวดำ (เขียนแบบ Binary Image แต่เพิ่มค่า 255 สำหรับกรณีที่ไม่เกี่ยวข้องกับเนื้อสมอง)

T คือ ค่า Threshold ที่เราทำการกำหนดของการทำ Threshold นี้ ทำเพื่อต้องการแบ่งส่วนพื้นที่ส่วนของสมองว่า ในบริเวณใด มีค่าที่มาก หรือ น้อย ในระดับปกติ และ บริเวณใดมีค่าที่ผิดปกติ ซึ่งผลลัพธ์ที่ได้นั้น เป็นการเขียนแบบภาพ Binary

$F_T[i, j]$ ที่มีค่าเท่ากับ 255 แสดงว่า พื้นที่บริเวณนั้นไม่เกี่ยวข้องกับบริเวณเนื้อสมอง

$F_T[i, j]$ ที่มีค่าเท่ากับ 1 แสดงว่า พื้นที่บริเวณเนื้อสมองในส่วนนั้นปกติ

$F_T[i, j]$ ที่มีค่าเท่ากับ 0 แสดงว่า พื้นที่บริเวณเนื้อสมองในส่วนนั้นมีปัญหา

3.4 หาปริมาณของ D-Match Mismatch N-Match

ทำการนับจำนวนพิกเซลบริเวณที่เกิด D-Match , Mismatch และ N-Match จากนั้นนำจำนวนพิกเซลแต่ละกลุ่ม ไปเปรียบเทียบกับพิกเซลเนื้อสมองทั้งหมด ซึ่งแสดงผลลัพธ์ออกมาเป็นเปอร์เซ็นต์ โดยใช้สมการที่ (2)

$$\frac{\text{Pixel Segment}}{\text{Pixel Brain}} \times 100 = \text{Volume Segment\%} \quad (2)$$

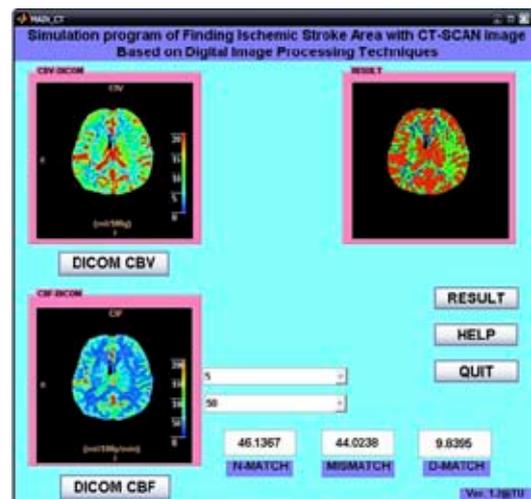
โดยที่ Pixel Segment คือ จำนวนพิกเซลในกลุ่มที่เราสนใจ เช่น

D-Match, Mismatch และ N-Match

Pixel Brain คือ จำนวนพิกเซลทั้งหมดของเนื้อสมอง

Volume Segment คือ เปอร์เซนต์ปริมาณของ D-Match, Mismatch และ N-Match ที่เกิดขึ้น

จากรูปที่ 2 ได้ออกแบบโปรแกรม ที่สามารถติดต่อกับผู้ใช้งาน โดยใช้รูปแบบของ Graphic User Interface (GUI) ภายได้โปรแกรม MATLAB โดยแบ่งการออกแบบการทำงานของโปรแกรมออกเป็น 3 ส่วน คือส่วนรับข้อมูล ส่วนแสดงผล และ ส่วนประมวลผลภาพ โดยการทำงานของโปรแกรมจะเริ่มต้นจากการรับข้อมูล ไฟล์ DICOM แล้วทำการประมวลผลภาพ และสุดท้าย ส่วนของการแสดงผลจะแสดงผลออกมาในลักษณะของภาพ Scan ที่ถูกกำหนดบริเวณ D-Match (สีน้ำเงิน) , Mismatch (สีเขียว) และ N-Match (สีแดง) สามารถแสดงการทำงานของโปรแกรมที่ออกแบบและการวิเคราะห์โรคหลอดเลือดอุดตัน จากภาพ CT-Scan ดังแสดงในรูปที่ 3



รูปที่ 3 แสดงการทำงานของโปรแกรมเมื่อทำการกำหนดระดับ

Threshold CBV=5 และ CBF=50

4.ผลการทดลอง

จากวิธีการที่นำเสนอ นำไปทดสอบกับภาพ CT-Scan ของผู้ป่วยที่ป่วยเป็นเส้นเลือดอุดตันในสมองจำนวน 5 รูป เมื่อทำการกำหนดระดับ Threshold CBV=5 , CBF=50 และ Threshold CBV=3 , CBF=50 และ Threshold CBV=5 , CBF=40 และ Threshold CBV=3 , CBF=40 สามารถคำนวณหา ปริมาณ D-Match , Mismatch และ N-Match เป็นเปอร์เซ็นต์ได้ ดังตารางที่ 2 ถึงตารางที่ 6

ภาพที่ 1	Mismatch	N-Match	D-Match
5V/50F	43.2428	47.4241	9.3331
3V/50F	48.6329	47.4334	3.9337
5V/40F	24.5763	66.1547	9.2691
3V/40F	29.9047	66.1785	3.9167

ตารางที่ 2 ปริมาณเปอร์เซ็นต์ Mismatch , D-Match และ N-Match เมื่อทำการกำหนดระดับ Threshold ที่ต่างกัน ในภาพที่ 1

ภาพที่ 2	Mismatch	N-Match	D-Match
5V/50F	39.7179	52.8327	7.4494
3V/50F	44.4806	52.8441	2.6753
5V/40F	20.0506	72.5223	7.4271
3V/40F	24.7891	72.5356	2.6753

ตารางที่ 3 ปริมาณเปอร์เซ็นต์ Mismatch , D-Match และ N-Match เมื่อทำการกำหนดระดับ Threshold ที่ต่างกัน ในภาพที่ 2

ภาพที่ 3	Mismatch	N-Match	D-Match
5V/50F	44.0238	46.1367	9.8395
3V/50F	50.3351	46.1585	3.5064
5V/40F	30.7682	59.4228	9.809
3V/40F	37.0591	59.4476	3.4933

ตารางที่ 4 ปริมาณเปอร์เซ็นต์ Mismatch , D-Match และ N-Match เมื่อทำการกำหนดระดับ Threshold ที่ต่างกัน ในภาพที่ 3

ภาพที่ 4	Mismatch	N-Match	D-Match
5V/50F	35.2079	58.0935	6.6986
3V/50F	39.4539	58.1027	2.4433
5V/40F	20.1871	73.1625	6.6505
3V/40F	24.3928	73.1783	2.429

ตารางที่ 5 ปริมาณเปอร์เซ็นต์ Mismatch , D-Match และ N-Match เมื่อทำการกำหนดระดับ Threshold ที่ต่างกัน ในภาพที่ 4

ภาพที่ 5	Mismatch	N-Match	D-Match
5V/50F	29.014	66.6348	4.3512
3V/50F	31.5469	66.6435	1.8096
5V/40F	14.2621	81.495	4.2429
3V/40F	16.7	81.516	1.784

ตารางที่ 6 ปริมาณเปอร์เซ็นต์ Mismatch , D-Match และ N-Match เมื่อทำการกำหนดระดับ Threshold ที่ต่างกัน ในภาพที่ 5

เมื่อนำค่าเปอร์เซ็นต์ที่ได้จากการคำนวณหาพื้นที่ในการเกิด Mismatch , N-Match และ D-Match ในตารางที่ 2 ถึง 6 มาทำการวิเคราะห์แล้ว จะพบว่าภาพ CBV และ CBF คู่เดียวกัน แต่ทำการกำหนด Threshold ที่แตกต่างกัน จะให้ผลค่าเปอร์เซ็นต์ที่เกิด D-Match, Mismatch และ N-Match ต่างกัน โดยดูประกอบกับเงื่อนไขที่ตั้งขึ้นในตารางที่ 1 สามารถสรุปได้ดังนี้

ถ้า CBV มีค่าคงที่แต่ CBV มีค่าลดลงหรือเพิ่มขึ้น ผลที่ได้จะมีผลต่อปริมาณ D-Match และ Mismatch กล่าวคือ ถ้า CBV มีค่าลดลงจะมีผลทำให้ D-Match ลดลง แต่ Mismatch มีค่ามากขึ้น และ ถ้า CBV มีค่ามากขึ้นจะมีผลทำให้ D-Match เพิ่มขึ้น แต่ Mismatch มีค่าลดลง โดยที่ N-Match มีผลเปลี่ยนแปลงเล็กน้อย

ถ้า CBV มีค่าคงที่แต่ CBF มีค่าลดลงหรือเพิ่มขึ้น ผลที่ได้จะมีผลต่อปริมาณ N-Match และ Mismatch กล่าวคือ ถ้า CBF มีค่าลดลงจะมีผลทำให้ N-Match มากขึ้น แต่ Mismatch มีค่าลดลง และ ถ้า CBF มีค่ามากขึ้นจะมีผลทำให้ N-Match ลดลง แต่ Mismatch มีค่ามากขึ้น โดยที่ D-Match มีผลเปลี่ยนแปลงเล็กน้อย

ทั้งนี้ขึ้นอยู่กับลักษณะของภาพและตัวผู้ป่วย กล่าวคือ ในการกำหนด Threshold ของผู้ป่วยแต่ละคนนั้นอาจจะแตกต่างกันซึ่งเกิดจากคุณลักษณะทางกายภาพของผู้ป่วยเอง

5.สรุปผลการทดลอง

งานวิจัยนี้ได้พัฒนาโปรแกรมสำหรับการการวิเคราะห์โรคหลอดเลือดสมองอุดตัน จากภาพ CT-Scan โดยใช้หลักการทางด้านการประมวลผลภาพดิจิทัลมาประยุกต์ใช้กับภาพทางการแพทย์ ซึ่งจะเห็นว่าโปรแกรมที่พัฒนาขึ้นมานั้น สามารถระบุบริเวณและระบุปริมาณเป็นเปอร์เซ็นต์ของ D-Match, Mismatch และ N-Match ได้แต่ยังไม่สามารถบ่งชี้ตำแหน่งที่หลอดเลือดสมองอุดตันได้ชัดเจน 100 % เพราะเป็นการบอกโดยภาพรวมของพื้นที่สมองทั้งหมด จากการตั้ง Threshold ที่ต้องการพิจารณาจึงจำเป็นที่จะต้องหาคนไข้เพิ่มเติม และการดูภาพส่วนอื่นประกอบ เช่น TTP หรือ MTT ในการระบุตำแหน่งที่ชัดเจนของ Mismatch

ประโยชน์ของงานวิจัยนี้คือ สามารถนำไปใช้เป็นข้อมูลเชิงวิเคราะห์เบื้องต้นแพทย์เพื่อทำการรักษาผู้ป่วยโรคหลอดเลือดสมองอุดตัน และสามารถนำไปขยายผลในการใช้งานในหัวข้อเรื่องที่เกี่ยวข้องได้

เอกสารอ้างอิง

- [1] Pongvarin N., "Epidemiology of Stroke". In Pongvarin N. ed. Stroke. Bangkok: Reunkeaw Karnpim, p11-37, 1981.
- [2] http://www.vichaiyut.co.th/jul/32_03-2548
- [3] T Kesavamurthy, S SubhRani " Pattern Classification using imaging techniques for Infarct and Hemorrhage Identification in the Human Brain", Calicut Medical Journal 2006;4(3):e1
- [4] T. Orachon , S.Chokchaitam , S. Muengtawepongsa , "Finding a mismatch for brain blood clot area on ct-scan images via digital image processing technique", eecon-31. pp 1229-1232 . 2008
- [5] Judy Rose James. Olaniyi Osuntokun. Karmen Yoder. Askiel Bruno. Evan D. Morris "A supervised method for calculation of perfusion/diffusion mismatch volume in acute stroke" IEEE.pp1295-1298.2004
- [6] Ramesh Jain. Rangachar Kasturi. Brain G. Schunck "machine Vision" McGRAW-HILL. International Edition Vol4.1995

การจำแนกป้ายจราจรโดยใช้เทคนิคการกระจายของกลุ่มสีสำหรับรถคนพิการอัตโนมัติ

Traffic Sign Classification by Using Color Space for Automatic Wheel Chair

เดชาวุธ ใจคำ, ธีระศักดิ์ จันทน์วิมลสิ่ง, ทัฬหพันธ์ เจริญพงษ์³

^{1,2,3} ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ

63 หมู่ 7 ต. ออกรักษ์ อ. ออกรักษ์ จ. นครนายก 26120

Email : det_a248@hotmail.com, theerasak@swu.ac.th, theekapun@gmail.com

บทคัดย่อ

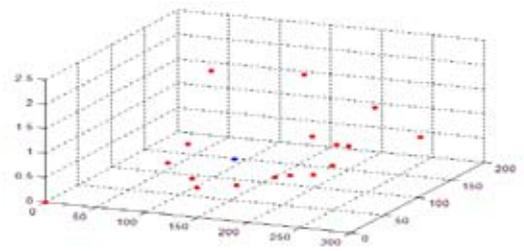
เนื่องจากรถสำหรับคนพิการมีความสำคัญอย่างมากต่อการดำรงชีวิตของผู้พิการ ซึ่งระบบการขับเคลื่อนอัตโนมัติจะช่วยอำนวยความสะดวกให้แก่ผู้พิการ บทความนี้นำเสนอการจำแนกป้ายจราจรเพื่อพัฒนาสู่การขับเคลื่อนอัตโนมัติสำหรับรถคนพิการ โดยใช้เทคนิคของการกระจายตัวของกลุ่มสี โดยทำการแบ่งแยกภาพด้วยการกระจายของค่าสี การย่อขยายภาพ และการลดสัญญาณรบกวนของภาพ ก่อนนำไปทำการเปรียบเทียบกับภาพต้นแบบด้วยการเปรียบเทียบหาความแตกต่างของค่าสีต่ำสุด เพื่อการจำแนกเคลื่อนหมายจราจร ในการทดลองใช้ภาพจราจรเลี้ยวซ้ายและเลี้ยวขวา ซึ่งจากการทดลองใช้ภาพทั้งหมด 6 ภาพ ได้ผลการทดลองถูกต้อง 100%

Abstract

As wheel chair is importance for disabled, the automatic system will make the disabled more convenience. The paper proposes traffic sign classification by using color space for automatic wheel chair. The input image is still image. Traffic sign is segmented by using distribution of color in RGB space. By using Least Mean Squares, the traffic sign is classified. The experiment was done by using two types of traffic sign which are turn left and turn right sign. Six image is used in the experiment. The accuracy is 100%. The result is satisfactory.

1. บทนำ

ปัจจุบันเทคโนโลยี การประมวลผลภาพ หรือ Image processing มีความก้าวหน้าและเป็นที่นิยมมากขึ้น เพราะสามารถประมวลผลได้รวดเร็วและแม่นยำ จึงมีการนำเทคโนโลยีนี้มาใช้งานอย่างแพร่หลายในด้านต่างๆ มากขึ้น รวมถึงการนำเทคโนโลยีการประมวลผลภาพเข้ามาเข้ามาเป็นส่วนหนึ่งของการแก้ปัญหาการจราจรและอุบัติเหตุบนท้องถนน



รูปที่ 1 กราฟ 3 มิติของ R,G,Bกลุ่มสีเหลือง

สาเหตุใหญ่ๆของการเกิดอุบัติเหตุทางรถยนต์ในปัจจุบันคือ การที่สภาพร่างกายของผู้ขับขี่อยู่ในสภาพที่ไม่สมบูรณ์ เช่น อ่อนเพลีย ง่วงนอน หรือมีเมฆมาจากการดื่มสุรา ดังนั้นจึงได้เกิดการสร้างรถอัจฉริยะที่สามารถวิ่งบนถนนได้เองโดยปราศจากคนขับ มีระบบการตัดสินใจที่แม่นยำ

จึงได้คิดโปรแกรมรู้จักป้ายจราจรซึ่งเป็นส่วนสำคัญอย่างในรถอัจฉริยะ ที่สามารถตรวจหาป้ายจราจรและรับรู้ได้อย่างอัตโนมัติมีความแม่นยำเชื่อถือได้ เพื่อเป็นส่วนหนึ่งในการช่วยพัฒนาระบบประมวลผลของรถอัจฉริยะ และเป็นแนวทางการพัฒนาของงานวิจัยที่เป็นประโยชน์อื่นๆอีกต่อไปได้

2. ทฤษฎีและหลักการ

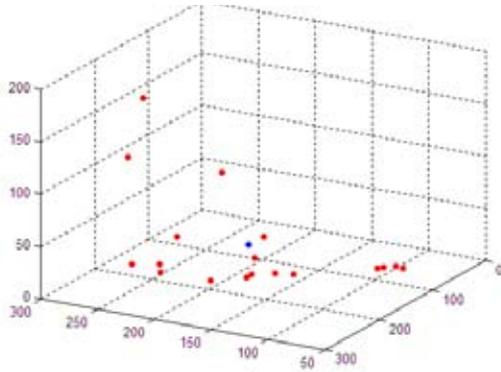
การทำงานจะแบ่งได้ออกเป็น 2 ส่วนใหญ่ คือ ส่วนการของแบ่งแยกภาพด้วยสี (Color Segmentation) การส่วนของกรรับรู้ภาพเพื่อเปรียบเทียบ

2.1 การแบ่งแยกภาพด้วยสี (Color Segmentation)

จะทำการเก็บข้อมูลของสี ในที่นี้ต้องการสีเหลือง ซึ่งเป็นสีของป้ายจราจรที่ใช้ในการทดลอง จากรูปภาพตัวอย่างหลายๆรูป เอาค่า R,G,B ของสีที่ได้จากภาพมาทำการพล็อตกราฟ 3 มิติ โดยตั้งสมมติฐานว่ากลุ่มสีที่พล็อตออกมาจะมีลักษณะเป็นทรงกลม หากค่าเฉลี่ยของข้อมูลที่ได้จะเป็นจุดศูนย์กลางของทรงกลม และหาระยะไกลสุดจากจุดศูนย์กลาง จากสมการที่ (1)

$$D_{\max} = \sqrt{X^2 + Y^2 + Z^2} \quad (1)$$

โดยที่ระยะที่ไกลสุดที่หาได้จะถือว่าเป็นจุดสิ้นสุดของสีเหลือง มากกว่านี้ก็ไม่ถือว่าเป็นสีเหลือง จากการพล็อตกราฟจะได้ดังรูป



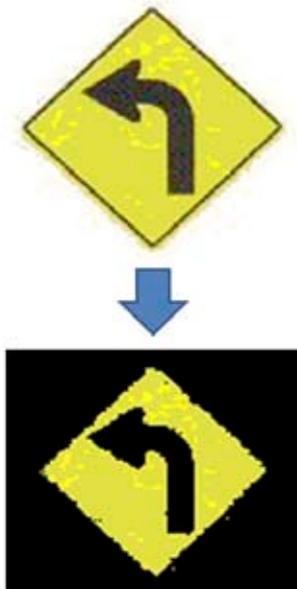
รูปที่ 2 กราฟของกลุ่มสีเมื่อมีจำนวนมากขึ้น

หาค่าเฉลี่ยของ R,G,B ทั้งหมดจากสูตร

$$R_{av} = \frac{\sum_{i=1}^n R_i}{N} \quad (2)$$

$$G_{av} = \frac{\sum_{i=1}^n G_i}{N} \quad (3)$$

$$B_{av} = \frac{\sum_{i=1}^n B_i}{N} \quad (4)$$



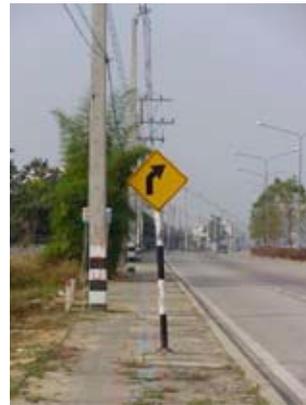
รูปที่ 3 ภาพก่อนและหลังการแย่งแยกภาพ

นำกลับเข้าไปแทนค่าในสมการที่ 1 จะได้

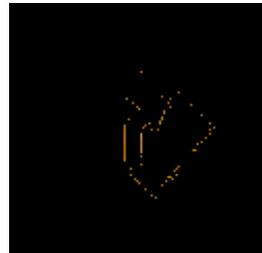
$$D_{\max} = \sqrt{(R(y,x)-R_{av})^2 + (G(y,x)-G_{av})^2 + (B(y,x)-B_{av})^2} \quad (5)$$

เมื่อ $R(y,x), G(y,x), B(y,x)$ คือค่า R,G,B ตั้งแต่พิกเซลแรกจนถึงพิกเซลสุดท้าย ค่าระยะไกลสุดจากจุดศูนย์กลางที่คำนวณได้จะมีค่าเปลี่ยนแปลงไปตามความละเอียดของกลุ่มสี และสามารถเปลี่ยนแปลงค่าเพื่อความละเอียดขึ้นได้

รูปที่ 3 เป็นรูปของป้ายจราจรก่อนและหลังการ Color Segmentation ที่ระยะไกลสุด 0.2 จะเห็นได้ว่าสามารถแยกสีได้ชัดเจน



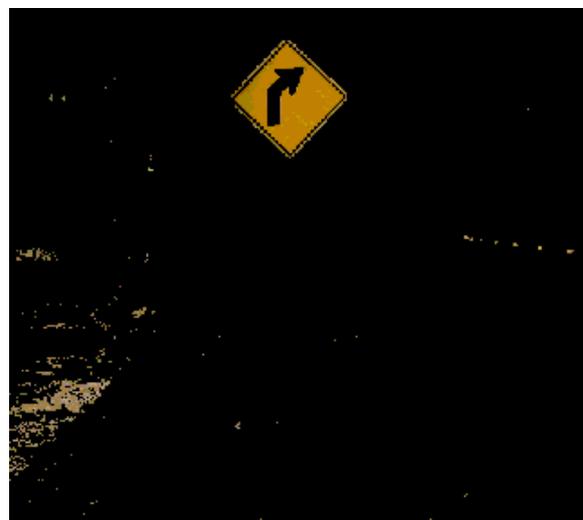
รูปที่ 4 ภาพเวลาจริง



รูปที่ 5 ที่ระยะไกลสุด 0.1

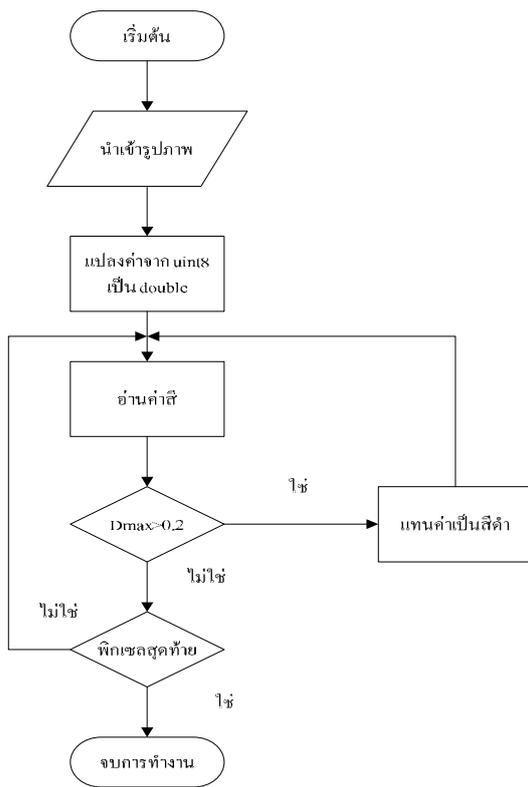


รูปที่ 6 ที่ระยะไกลสุด 0.2



รูปที่ 7 ที่ระยะไกลสุด 0.3

จากการทดสอบกับภาพแบบเวลาจริง (Real time) พบว่า การกำหนดค่าของระยะไกลสุด ถ้ากำหนดให้มีค่าน้อย จะทำให้การตรวจจับหาสี่เหลี่ยมทำได้ไม่ชัดเจน และถ้ากำหนดให้ค่าระยะไกลสุดมีค่าที่มากเกินไปก็จะได้ภาพของป้ายจราจรที่สมบูรณ์ แต่จะมีสัญญาณรบกวนมากขึ้น ดังนั้นการกำหนดค่าระยะไกลสุดที่มีความพอจะทำให้ภาพที่ออกมาสมบูรณ์มีสัญญาณรบกวนน้อย สำหรับการทดสอบนี้ได้ค่าระยะไกลสุดที่เหมาะสมคือ 0.2 ซึ่งสามารถทำซ้ำนี้ให้ละเอียดขึ้นได้อีก



รูปที่ 8 โฟลวชาร์ต ของโปรแกรมแยกสี

2.2 การรับรู้และเปรียบเทียบภาพ

หลังจากการแบ่งแยกภาพด้วย ก็จะสู่ขั้นตอนการรับรู้และเปรียบเทียบภาพ ซึ่งจะแบ่งย่อยเป็นการปรับปรุงคุณภาพของภาพ การย่อขยายภาพ และการเปรียบเทียบภาพ

2.2.1 การปรับปรุงคุณภาพของภาพ

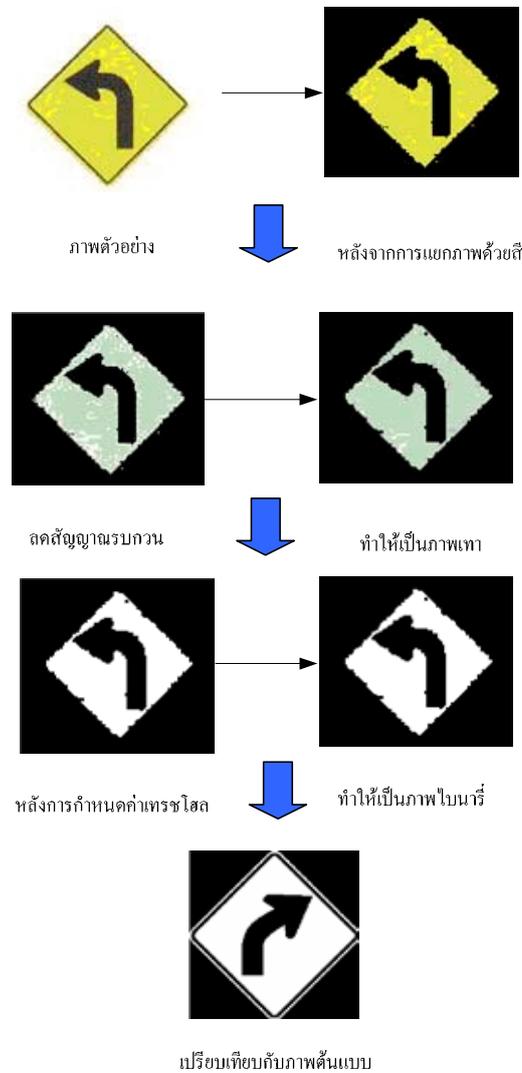
ลดสัญญาณรบกวนโดยการใช้เทคนิคการลดขนาดของพิกเซล (Erosion) เป็นการกำจัดจุดที่เป็นสิ่งรบกวน บนภาพออกไป ตามสมการ

$$A \ominus B = \{ w : B_w \subset A \} \quad (6)$$

เรียก B ว่าเป็น Structuring element in Erosion (SE) โดยทำการสแกนจากตำแหน่งบนซ้ายไปยังตำแหน่งล่างขวา ซึ่งจะเปลี่ยนค่าของพิกเซลที่มีค่าเป็น 1 ให้มีค่าเป็น 0 เมื่อพิกเซลใดพิกเซลหนึ่งบน SE มีค่าตรงกับค่าของพิกเซลภาพ และจะมีค่าคงเดิม เมื่อทุกพิกเซลของ SE มีค่าตรงกับค่าของพิกเซลภาพ

2.2.2 การเปรียบเทียบภาพ

จากกระบวนการที่กล่าวมา จะนำภาพที่ได้มาแปลงให้เป็นภาพสีเทา (Gray scale) เพื่อที่จะนำไปหาค่าเทรชโธล กำหนดให้ค่าที่มีมากกว่าค่าเทรชโธลมีค่าเป็นสีขาว 255 แล้วก็แปลงภาพให้เป็นภาพไบนารี (BW) เปรียบเทียบกับภาพต้นแบบที่เก็บไว้ แบบจุดต่อจุด เมื่อเปรียบเทียบกับภาพต้นแบบภาพไหนแล้วได้ค่ามากที่สุดถือว่าคือภาพนั้น



รูปที่ 9 ขั้นตอนทั้งหมด

3. ผลการทดสอบ

ผลการทดสอบในการตรวจหาป้ายจราจรด้วยเทคนิคการแยกด้วยกลุ่มสี สัญญาณจราจรที่นำมาใช้ได้แก่ ภาพเลี้ยวซ้าย และ ภาพเลี้ยวขวา คอมพิวเตอร์ที่นำมาประมวลผลได้แก่ Intel Core(TM) 2 Duo 1.83 GHz หน่วยความจำ 2 GB โปรแกรมที่ใช้ได้แก่ Matlab2008a

จากการทดสอบกับป้ายจราจรที่แตกต่างกัน จำนวน 6 ป้าย พบว่าโปรแกรมสามารถระบุป้ายจราจรชนิดเดียวกันได้อย่างถูกต้อง 100%

ขนาดภาพ	เวลาที่ใช้ (วินาที)
250x250	0.43
360x351	0.34
372x344	0.34
640x480	1.64
800x600	2.92
1024x768	5.85
3264x2448	141

ตารางที่ 1 เวลาที่ใช้ในการ แยกภาพด้วยสี

ปัญหาที่มีผลต่อประสิทธิภาพของระบบได้แก่ การเปลี่ยนแปลงความเข้มแสงในภาพ ซึ่งจะทำการจำแนกป้ายจราจรเกิดความผิดพลาด ขนาดของภาพ ภาพที่มีขนาดต่างกันจะใช้เวลาประมวลผลที่ไม่เท่ากัน โดยภาพที่มีขนาดเล็กกว่าจะใช้เวลาในการประมวลผลสั้นกว่าภาพที่มีขนาดใหญ่กว่า และ ในการทดลองนี้ได้ผลดีสำหรับป้ายจราจรที่ถ่ายภาพด้านตรงเท่านั้น ซึ่งถ้าภาพป้ายจราจรเอียงหรือบิดเบี้ยวจะทำให้เกิดการผิดพลาดในขั้นตอนการจำแนกป้ายสัญญาณจราจร

4. สรุป

งานวิจัยนี้นำเสนอการจำแนกป้ายจราจรสำหรับระบบขับเคลื่อนอัตโนมัติของรถคนพิการ โดยใช้เทคนิคของการกระจายตัวของกลุ่มสี วิธีนี้นำภาพนิ่งมาประมวลผล โดยการแบ่งแยกภาพด้วยการกระจายของค่าสี การย่อขยายภาพ และการลดสัญญาณรบกวนของภาพ ก่อนนำไปทำการเปรียบเทียบกับภาพต้นแบบด้วยการเปรียบเทียบหาความแตกต่างของค่าสีต่ำสุด เพื่อการจำแนกเครื่องหมายจราจร ในการทดลองใช้ภาพจราจรเลี้ยวซ้าย และเลี้ยวขวา ซึ่งจากการทดลองใช้ภาพทั้งหมด 6 ภาพ ได้ผลการทดลองถูกต้อง 100% ปัญหาที่พบ ได้แก่ การเปลี่ยนแปลงความเข้มแสง และการบิดหรือเอียงของป้ายสัญญาณจราจร

การพัฒนาในขั้นตอนต่อไปคือ การแก้ปัญหาของประสิทธิภาพของโปรแกรมจากการเปลี่ยนแปลงความเข้มแสง

และการบิดเอียงของป้ายสัญญาณจราจรในภาพ เพื่อให้รู้ต้นแบบสำหรับคนพิการที่มีประสิทธิภาพสูงสุด

5. เอกสารอ้างอิง

- [1] Oliver Jesorsky, Klaus J. Kirchberg, and Robert W. Frischholz "Robust Face Detection Using the Hausdorff Distance" Third International Conference on Audio- and Video-based Biometric Person Authentication, Springer, Lecture Notes in Computer Science, LNCS-2091, pp. 90-95, Halmstad, Sweden, 6-8 June 2001.
- [2] อำนาจ สารสิทธิ์, (2549). ระบบตรวจหาป้ายกำหนดความเร็วจากวิดีโอ. สาขาวิชาวิทยาการคอมพิวเตอร์ ภาควิชาวิทยาการคอมพิวเตอร์และสารสนเทศ บัณฑิตวิทยาลัย วิทยาลัยนพนธ์วิทยาศาสตร์มหาบัณฑิต สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าพระนครเหนือ.
- [3] อรรถกร พูนศิลป์, วศิน ภิรมย์, และ อรรถวิทย์ สุดแสง. (2552). เทคนิคการเพิ่มความเร็วและความคงทนในการตรวจจับภาพใบหน้าสีแบบทันกาล โดยใช้แฮชดอร์ฟดิสแทนซ์. การสัมมนาวิชาการ ครั้งที่ 3 national cs&ict conference 2009 ณ มหาวิทยาลัยมหาสารคาม. 14 กุมภาพันธ์ 2552.
- [4] อำนาจ เพ็ชรพล, และ สนั่น ศรีสุข. (2552). การรู้จำวัตถุโดยใช้แฮชดอร์ฟดิสแทนซ์แบบหลายมิติ. การสัมมนาวิชาการ ครั้งที่ 3 national cs&ict conference 2009 ณ มหาวิทยาลัยมหาสารคาม. 14 กุมภาพันธ์ 2552.
- [5] สนั่น ศรีสุข, คำรณ สุนดี, และ วีระศักดิ์ คุรุฑ์ช. การปรับปรุงแฮชดอร์ฟดิสแทนซ์สำหรับการค้นหาตำแหน่งภาพใบหน้าตรง. The National Computer Science and Engineering Conference (NCSEC'99), Dec.15-17, 1999.

ดิจิทัลสไปโรมิเตอร์แสดงผลด้วยจอแสดงผลแบบกราฟฟิค

Digital Spirometer with Graphic LCD

ธนศ อังสุวรรณากุล, พรณัชชา ศรีจุฑา, นพรัตน์ วีลีลา

ภาควิชาฟิสิกส์ คณะวิทยาศาสตร์ มหาวิทยาลัยรังสิต

หลักหก ปทุมธานี 12000 Email: thanate_ang@hotmail.com

บทคัดย่อ

สไปโรมิเตอร์คือเครื่องมือแพทย์ที่ใช้ในการประเมินความคิดปกติของระบบทางเดินหายใจโดยใช้หลักการสไปโรเมตรี สำหรับสไปโรมิเตอร์แบบพกพาได้นั้นมีความสะดวกในการใช้งาน แต่จะแสดงผลเป็นตัวเลข ในขณะที่สไปโรมิเตอร์แบบแสดงผลกราฟฟิคสไปโรแกรมนั้นจะมีขนาดใหญ่ และมีราคาสูง บทความนี้ได้นำเสนอการออกแบบและสร้างดิจิทัลสไปโรมิเตอร์แสดงผลด้วยจอแสดงผลแบบกราฟฟิค ซึ่งมีส่วนประกอบที่สำคัญ 2 ส่วนคือ 1) ส่วนทรานสดิวเซอร์ ประกอบด้วย ใบพัดและเซ็นเซอร์แสง 2) ส่วนประมวลผลและแสดงผล ประกอบด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์ ARM7 LPC 2138 และจอแสดงผล GLCD Touch Screen สำหรับแสดงค่าปริมาตรสูงสุดของอากาศที่หายใจออกอย่างรวดเร็วและแรงเต็มที่ จากการหายใจเข้าเต็มที่ (FVC) ค่าปริมาตรของอากาศที่ถูกขับออกในวินาทีแรกของการหายใจออกอย่างรวดเร็วและแรงเต็มที่ (FEV₁) ค่าเปอร์เซ็นต์ FEV₁/FVC และกราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างปริมาตรของความจุปอดกับเวลา เครื่องสไปโรมิเตอร์ที่ได้รับการออกแบบได้ทดสอบการทำงานของเครื่องด้วยอาสาสมัครชายและหญิง ช่วงอายุ 20-30 ปี และส่วนสูงในช่วง 150-170 ซม. จำนวน 30 คนเปรียบเทียบกับสมการมาตรฐานสิริราช

คำสำคัญ : สไปโรมิเตอร์, สไปโรเมตรี, สไปโรแกรม, จอแสดงผลแบบกราฟฟิค

Abstract

Spirometer is medical equipment which can find and predict respiratory system pathologies by Spirometry. Portable spirometer is easy to use but it can display only the number of spirometry's parameter while spirometer that can display in spirogram must be install and more expensive. The paper proposed the design and construction of digital spirometer with graphic LCD. The designed and constructed the digital spirometer with graphic LCD compose of 2 main parts : 1) the transducer consisting of the optical sensor and propeller, 2) the processing and display part composing of microcontroller ARM 7 LPC 2138 and GLCD touch screen for showing the value of forced vital capacity (FVC), the value of forced expiratory

volume in one second (FEV₁), the value of percentage of FEV₁/FVC and graph the relationship between volume of lung capacity and time. The result of testing to 20-30 years old male and female, height 150-170 cm in 30 people compared with the standard of Siriraj's equation.

Keywords: Spirometer, Spirometry, Spirogram, Graphic LCD

1. บทนำ

สไปโรมิเตอร์เป็นเครื่องมือที่แพทย์ใช้สำหรับทดสอบสมรรถภาพของปอด โดยใช้ “หลักการ สไปโรเมตรี (Spirometry) แบบการวัดอัตราการไหล (Flow Sensing Spirometry)” ซึ่งเป็นหลักการที่อาศัยเซ็นเซอร์ วัดอัตราการไหลและคำนวณการเปลี่ยนแปลงของสัญญาณนั้นให้เป็นปริมาตร สามารถบอกถึงระดับความรุนแรงของพยาธิสภาพที่ทำให้การทำงานของปอดลดลง แต่ไม่สามารถบอกถึงสาเหตุลักษณะเฉพาะทางพยาธิวิทยาของพยาธิสภาพนั้นๆ ได้ โดยนำผลที่ได้ไปทำการวินิจฉัยโรคที่จะเกิดขึ้นกับปอด สไปโรมิเตอร์ที่ใช้ในปัจจุบันนั้น มีทั้งแบบพกพาและแบบติดตั้งกับที่ ซึ่งสไปโรมิเตอร์แบบพกพาส่วนใหญ่จะแสดงผลเป็นค่าตัวเลขในขณะที่แบบตั้งโต๊ะจะสามารถแสดงผลและพิมพ์ผลค่าตัวเลขและกราฟได้ ดังรูปที่ 1



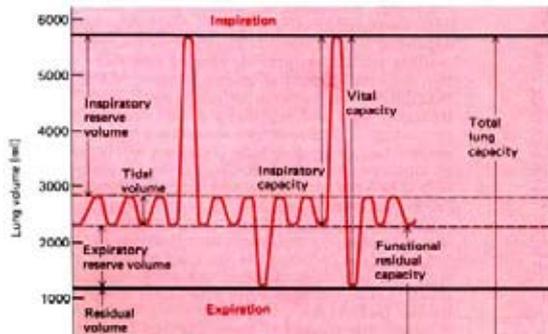
รูปที่ 1 แสดงตัวอย่างเครื่องดิจิทัลสไปโรมิเตอร์

2. สมรรถภาพปอดและสไปโรเมตรี (Spirometry)

สไปโรเมตรี หมายถึงการตรวจสอบสมรรถภาพปอดโดยวัดปริมาตรของอากาศที่หายใจเข้าและออกจากปอด โดยใช้เครื่องมือที่เรียกว่า “สไปโรมิเตอร์” ผลจากการวัดสมรรถภาพปอดจะแสดงออกมาเป็นตัวเลข และกราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างปริมาตรกับเวลา ซึ่งเรียกว่า “สไปโรแกรม” [1]

2.1 ปริมาตรปอดและความจุปอด

ปริมาตรปอด (Lung Volume) และความจุปอด (Lung Capacity) เป็นสิ่งสำคัญในการตรวจสอบสมรรถภาพปอด เนื่องจากโดยปกติแล้วปอดมีความสามารถในการสำรองสูง ดังนั้นหากไม่มีการตรวจสอบสมรรถภาพปอด ผู้ป่วยมักมีอาการเหนื่อยหลังจากที่เกิดพยาธิสภาพในปอดมากแล้ว [1] ปริมาตรปอดและความจุปอดของคนปกติเป็นดังรูปที่ 2



รูปที่ 2 แสดงปริมาตรปอดและความจุปอด [2]

2.2 ค่าต่างๆที่ได้จากการทำสไปโรเมตรี

- Force Vital Capacity (FVC) หรือ Force Expiratory Volume Time (FEV) เป็นการวัดปริมาตรอากาศที่หายใจออกเต็มที่ในช่วงเวลาที่กำหนด มีหน่วยเป็น ลิตร โดยที่ผู้ทดสอบหายใจเข้าอย่างลึกที่สุดและหายใจออกเร็วที่สุดเท่าที่จะทำได้ผ่านสไปโรมิเตอร์
- Force Expiratory Volume in One Second (FEV₁) เป็นปริมาตรอากาศที่หายใจออกในเวลา 1 วินาที มีหน่วยเป็นลิตร
- % FEV₁/FVC ค่าปกติ คือ มีค่ามากกว่า 80% ค่าลดลงเมื่ออายุมากขึ้น
- อัตราการหายใจออกสูงสุด (Maximum Expiratory Flow Rate) โดยให้ผู้ทดสอบหายใจออกอย่างเต็มที่ผ่าน Flow meter อัตราการไหลของอากาศจากการหายใจออกที่ต่ำกว่าค่าปกติ 350 – 500 ลิตร/นาที่ จะแสดงให้เห็นถึงการเพิ่มความต้านทานของทางเดินอากาศหรือความสามารถในการหดตัวกลับขณะหายใจออกของปอดลดลง การหายใจออกจะอาศัยการทำงานของกล้ามเนื้อท้องและกล้ามเนื้ออื่นๆช่วยขับลมออกจากปอด ทำให้ต้องใช้พลังงานมากขึ้น
- FEF 25 – 75% (Forced Expiratory Flow at 25 – 75% of FVC) เป็นค่าเฉลี่ยของอัตราการไหลของอากาศในช่วงกลางของ FVC มีหน่วยเป็นลิตรต่อวินาที หรือลิตรต่อนาที ที่ BTPS

- PEF (Peak Expiratory Flow) เป็นอัตราการไหลของอากาศหายใจออกที่สูงที่สุด จะเกิดขึ้นในช่วงต้นของการหายใจออกอย่างรวดเร็วและแรงเต็มที่จาก ตำแหน่งหายใจเข้าเต็มที่ มีหน่วยเป็นลิตรต่อนาทีหรือ ลิตรต่อวินาที ที่ BTPS
- SVC (Slow Vital Capacity) เป็นปริมาตรสูงสุดของอากาศที่หายใจออกอย่างช้าๆจนสุดจากตำแหน่งที่หายใจเข้าเต็มที่ มีหน่วยเป็นลิตร ที่ BTPS

2.3 สไปโรมิเตอร์ (Spirometer)

สไปโรมิเตอร์ คือเครื่องมือที่ใช้วัดสมรรถภาพของปอด ซึ่งสามารถแบ่งออกเป็น 2 กลุ่มใหญ่ได้ดังต่อไปนี้

- Volume-displacement spirometers ใช้หลักการแทนที่ของสารแล้ววัดปริมาตรที่เปลี่ยนแปลงไป โดยอาศัยการเคลื่อนที่ของถัง (bell) : water-sealed spirometer กระจกบอกลูกสูบ (piston) : dry rolling seal spirometer เครื่องเป่าไฟหรือเครื่องเสียง (bellow) : bellow spirometer
- Flow sensing spirometer อาศัยเซ็นเซอร์ที่บันทึกอัตราการไหลและจะคำนวณการเปลี่ยนแปลงสัญญาณนั้น ให้เป็นปริมาตรโดยอาศัยความแตกต่างของความดันที่ลดลงเมื่อผ่านวัสดุที่มีแรงต้าน เช่น Fleisch pneumotach อาศัยการเย็นลงของลวดที่ร้อน เช่น Hot wire pneumotach อาศัยนับรอบการหมุนของกังหันและคำนวณหาความเร็วของลม เช่น Turbine pneumotach [3-4]

2.4 การประมาณค่าสมรรถภาพปอดของคนไทย

สมรรถภาพปอดของคนไทยได้ถูกสำรวจและรวบรวมข้อมูลขึ้นโดยสมาคมอุรเวชช์แห่งประเทศไทย ในปี 2543 ได้ข้อมูลสำหรับการประมาณค่าสมรรถภาพปอดของคนไทยดังตารางที่ 1

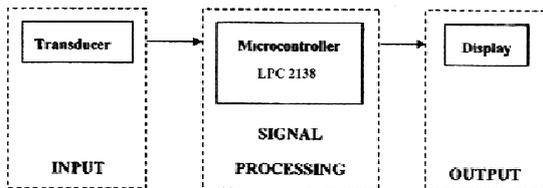
ตารางที่ 1 สมการคำนวณค่าคาดคะเนสมรรถภาพปอดประชากรไทย

Parameter	Equation
FVC(L)	Male $-2.601+0.122A-0.00046A^2+0.00023H^2-0.00061AH$ Female $-5.914+0.088A+0.056H-0.0003A^2-0.0005AH$
FEV1(L)	Male $-7.697+0.123A-0.067H-0.00034A^2-0.0007AH$ Female $-10.6+0.085A+0.12H-0.00019A^2-0.00022H^2-0.00056AH$
FEF _{25-75%} (L/s)	Male $-19.049+0.201A+0.207H-0.00042A^2-0.00039AH^2-0.0012AH$ Female $-21.528+0.11A+0.272H-0.00017A^2-0.0007H^2-0.00082AH$
PEF(L/s)	Male $-16.859+0.307A+0.141H-0.0018A^2-0.001AH$ Female $-31.355+0.162A+0.391H-0.00084A^2-0.00099H^2-0.00072AH$
FEV ₁ /FEV ₀ (%)	Male $19.362+0.49A+0.829H-0.0023H^2-0.0041AH$ Female $83.126+0.243A+0.084H-0.002A^2-0.0036AH$

A = Age(Y) H = Height(cm.)

3. การออกแบบและสร้างเครื่องดิจิทัลสปิโรมิเตอร์

เครื่องดิจิทัลสปิโรมิเตอร์ที่ได้ถูกออกแบบขึ้นมาจะแบ่งการออกแบบเป็น 2 ส่วน คือ ภาคทรานสดิวเซอร์ ซึ่งเป็นภาครับสัญญาณซึ่งเป็นการแปลผลหายใจออก โดยใช้ใบพัด และเซ็นเซอร์แสง เป็นชุดรับและแปลงข้อมูล จากนั้นจะส่งข้อมูลที่ไปยังภาคควบคุมและแสดงผล [5] ดังรูปที่ 3



รูปที่ 3 แสดงบล็อกไดอะแกรมของเครื่องดิจิทัลสปิโรมิเตอร์

จากบล็อกไดอะแกรมของเครื่อง สามารถอธิบายในแต่ละส่วนได้ดังนี้

3.1 ภาคทรานสดิวเซอร์

เครื่องดิจิทัลสปิโรมิเตอร์ที่ได้มีการออกแบบนี้ ได้ใช้หลักการของการวัดอัตราการไหลของอากาศโดยอาศัยใบพัดเป็นตัวรับ และนับรอบการหมุนของใบพัดเพื่อนำไปคำนวณความเร็วและปริมาตรของอากาศที่ไหลผ่าน ใบพัดจะหมุนผ่านเซ็นเซอร์แสง ซึ่งใช้แสงอินฟราเรด เมื่อใบพัดหมุนมา ณ ตำแหน่งของเซ็นเซอร์ แสงอินฟราเรดที่ส่งไปจะสะท้อนกลับมายังตัวรับแสงอินฟราเรดที่อยู่ข้างกันกับตัวส่ง สัญญาณเอาต์พุตที่ไปยังภาคประมวลผลจะมีลักษณะเป็นสัญญาณพัลส์ ดังแสดงในรูปที่ 4 และ 5

3.2 ภาคควบคุมและแสดงผล

เมื่อได้สัญญาณพัลส์ซึ่งหมายถึงจำนวนรอบการหมุนของใบพัดแล้ว สัญญาณที่ได้จะเข้าสู่ภาคควบคุมซึ่งใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์ ARM7 LPC2138 นับจำนวนพัลส์ที่เข้ามาด้วย Counter ไมโครคอนโทรลเลอร์จะวัดจำนวนพัลส์ที่ได้เทียบกับอัตราการไหลที่วัดจาก Flow meter และเอาอัตราการไหลที่ได้คูณกับเวลาที่ใช้งานซึ่งจับเวลาจาก Timer ผลลัพธ์ที่ได้คือ ปริมาตรของปอด ณ เวลานั้น ซึ่งสามารถอธิบายได้ดังสมการต่อไปนี้

$$V = (0.3(x/n)+k)t \quad (1)$$

เมื่อ V คือ ปริมาตร หน่วย ลิตร
 x คือ จำนวนพัลส์ที่นับได้
 n คือ จำนวนครีของใบพัด
 t คือ เวลาที่ใช้ มีหน่วยเป็น นาที
 k คือ ค่าคงที่ของสมการ

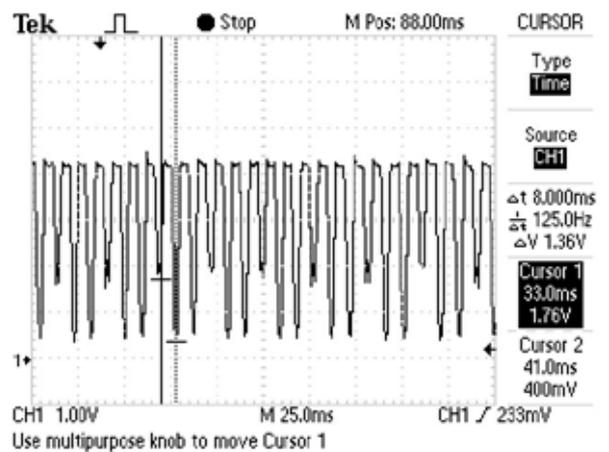
ข้อมูลต่างๆที่ได้จะถูกนำไปแสดงผลบนหน้าจอแสดงผลแบบกราฟฟิก โดยจะแสดงรายละเอียดต่างๆดังนี้

- ข้อมูลพื้นฐานของผู้ทดสอบ ซึ่งจะถูกนำไปใช้ในการคำนวณค่าตามสมการในตารางที่ 1
- กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างปริมาตรเทียบกับเวลา
- ปริมาตรลมหายใจที่เป่าออกมา ณ เวลาต่างๆ ในรูปแบบของค่า FVC, FEV₁ และค่า %FEV₁/FVC

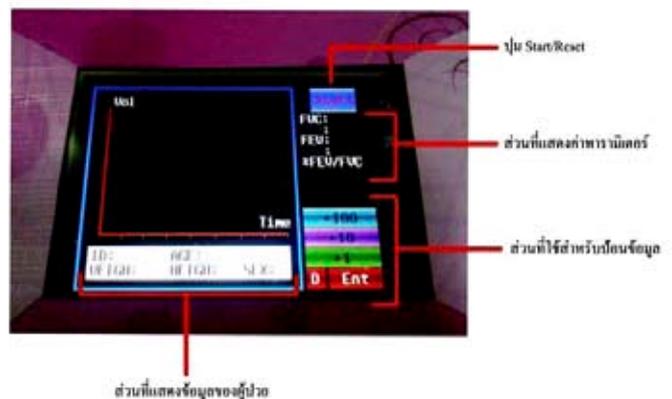
สำหรับหน้าจอแสดงผลและขั้นตอนในการประมวลผลจะแสดงในรูปที่ 6 และ 7 ตามลำดับ



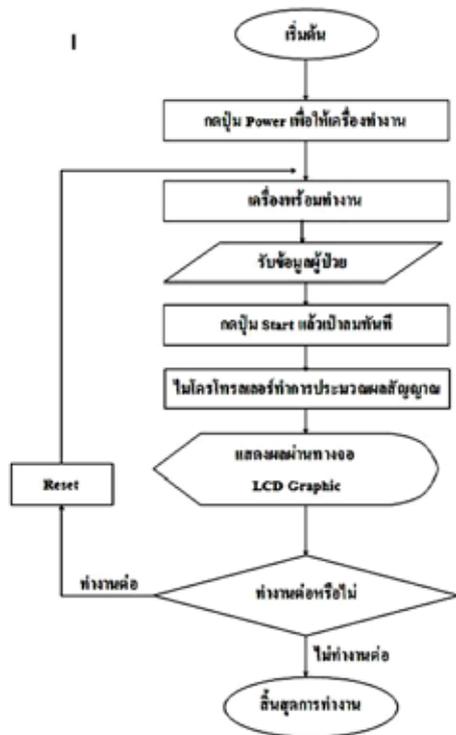
รูปที่ 4 แสดงการติดตั้งภาคทรานสดิวเซอร์



รูปที่ 5 แสดงสัญญาณที่ได้จากทรานสดิวเซอร์



รูปที่ 6 แสดงหน้าจอแสดงผลของเครื่องดิจิทัลสปิโรมิเตอร์



รูปที่ 7 แสดงขั้นตอนการทำงานของเครื่องดิจิทัลสไปโรมิเตอร์

4. ผลการทดลอง

การทดสอบเครื่องดิจิทัลสไปโรมิเตอร์ที่ออกแบบขึ้นมาได้แบ่งผลการทดสอบเป็น 2 ส่วน คือ

4.1 ผลการทดสอบความแม่นยำของเครื่อง

ทำการทดสอบความแม่นยำของเครื่องดิจิทัลสไปโรมิเตอร์โดยการใช้อาสาสมัครเป่าตามขั้นตอนมาตรฐานของการเป่าเครื่องสไปโรมิเตอร์ โดยกำหนดให้อาสาสมัครเป่าเครื่องดิจิทัลสไปโรมิเตอร์คนละ 5 ครั้ง ซึ่งได้ผลดังตารางที่ 2

ตารางที่ 2 แสดงผลการเป่าสไปโรมิเตอร์ของอาสาสมัครเพื่อทดสอบความแม่นยำของเครื่องดิจิทัลสไปโรมิเตอร์ที่ได้รับการออกแบบ

คนที่	ครั้งที่	ค่าพารามิเตอร์ที่ได้จากการทดสอบ		
		FVC (L)	FEV ₁ (L)	% FEV ₁ / FVC
1	1	3.3	3.6	91.67
	2	2.7	3.1	87.10
	3	3.1	3.3	93.94
	4	3.3	2.9	113.79
	5	2.8	3.6	77.78
	\bar{X}	3.04	3.3	92.85
	% ความแม่นยำ	99.01	80.86	97.78

คนที่	ครั้งที่	ค่าพารามิเตอร์ที่ได้จากการทดสอบ	คนที่	ครั้งที่
2	1	2.8	2.7	103.70
	2	2.6	3.1	83.87
	3	2.7	2.9	93.10
	4	2.7	2.9	93.10
	5	3.3	3.1	106.45
	\bar{X}	2.82	2.94	96.05
	% ความแม่นยำ	89.72	93.09	92.47
3	1	2.7	2.4	88.89
	2	2.2	1.9	86.36
	3	3.1	2.2	70.96
	4	2.9	2.4	82.75
	5	2.6	1.9	73.08
	\bar{X}	2.7	2.16	80.41
	% ความแม่นยำ	86.82	80.29	91.38

เมื่อพิจารณาจากผลการทดสอบความแม่นยำข้างต้น จะเห็นได้ว่า ค่าความแม่นยำของเครื่องมีค่าที่สูงมากกว่า 80% แต่มีบางค่าที่มีความคลาดเคลื่อนซึ่งเกิดจากการเป่าที่ผิดพลาด อาจเกิดจากการกดปุ่มรับค่าไม่ตรงกับจังหวะการเป่า หรือลักษณะของการเป่าที่ผิดวิธี

4.2 ผลการทดสอบความถูกต้องของเครื่อง

ทำการทดสอบความถูกต้องของเครื่องโดยเทียบกับค่าการคาดคะเนของสมาคมอูรเวชแห่งประเทศไทยโดยการคำนวณตามสมการในตารางที่ 1 โดยให้อาสาสมัครชายหญิงเข้าร่วมการทดสอบ

ตารางที่ 3 แสดงผลการเป่าสไปโรมิเตอร์ของอาสาสมัครเพศชาย เพื่อทดสอบความถูกต้องของเครื่องดิจิทัลสไปโรมิเตอร์ที่ได้รับการออกแบบ

คนที่	ค่า FEV ₁ (L)		FVC (L)		% FEV ₁ / FVC		อายุ (ปี)	ส่วนสูง (cm)
	การเป่า	ค่าจากสมการ	การเป่า	ค่าจากสมการ	การเป่า	ค่าจากสมการ		
1	3.60	3.782	3.80	4.360	94.73	98.221	16	172
2	3.30	3.558	3.90	4.087	84.62	95.024	16	168
3	3.30	3.655	3.90	4.227	84.62	96.199	18	170
4	3.40	3.637	3.80	4.229	89.47	95.785	20	170
5	3.60	3.889	4.10	4.561	87.80	99.530	21	175
6	3.80	4.045	4.20	4.766	90.47	101.96	21	178
7	3.80	4.012	4.40	4.753	86.36	101.48	23	178
8	3.60	3.605	5.30	4.225	67.92	95.164	23	170
9	3.60	3.828	4.20	4.537	85.71	95.729	25	175
10	3.20	3.599	3.80	4.303	84.21	95.208	30	172
11	3.60	3.350	3.70	4.023	97.29	91.445	34	168
12	2.80	3.078	3.30	3.789	84.84	88.590	45	167

ตารางที่ 4 แสดงผลการเป่าสไปโรมิเตอร์ของอาสาสมัครเพศหญิง เพื่อทดสอบความถูกต้องของเครื่องดิจิตอลสไปโรมิเตอร์ที่ได้รับการออกแบบ

คนที่	ค่า FEV ₁ (L)		FVC (L)		% FEV ₁ /FVC		อายุ (ปี)	ส่วนสูง (cm)
	การเป่า	ค่าจากสมการ	การเป่า	ค่าจากสมการ	การเป่า	ค่าจากสมการ		
1	2.70	2.722	3.00	2.953	90.00	91.671	16	157
2	2.20	2.621	2.70	2.858	81.48	91.124	18	155
3	2.40	2.683	2.70	2.948	88.88	90.670	20	157
4	2.60	2.935	3.60	3.264	72.22	90.489	21	164
5	1.90	2.583	2.60	2.852	73.07	90.184	22	155
6	2.20	2.885	2.90	3.212	75.86	90.222	22	163
7	2.9	3.158	3.60	3.572	80.55	90.261	22	170
8	3.30	2.762	3.60	3.071	109.09	89.965	23	160
9	3.30	3.005	3.60	3.407	109.09	89.443	25	168
10	1.90	2.476	2.90	2.803	65.52	88.303	31	155
11	2.40	2.557	2.60	2.925	92.31	88.220	31	158
12	1.90	2.347	2.30	2.749	82.61	85.94	44	158

จากผลการทดสอบที่ได้ จะสามารถเห็นได้ว่าค่าการทดสอบส่วนใหญ่มีค่าที่ใกล้เคียงกับค่าคาดคะเนสมรรถภาพปอดของประชากรไทย

5. สรุปผล

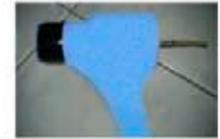
งานวิจัยนี้ได้พัฒนาเครื่องดิจิตอลสไปโรมิเตอร์ที่สามารถแสดงผลสไปโรแกรมบนหน้าจอแสดงผลแบบกราฟฟิค โดยใช้ทรานสดิวเซอร์แสงเป็นตัวแปลงอัตราการไหลของลมหายใจออกเต็มที่เป็นสัญญาณไฟฟ้าเพื่อนำไปประมวลผลและแสดงผลค่าพื้นฐานที่จำเป็นต่อการคาดการณ์และวินิจฉัยสมรรถภาพปอด โดยอาศัยการคาดคะเนจากข้อมูลของสมาคมเวชศาสตร์แห่งประเทศไทย ที่ได้เคยเก็บกลุ่มตัวอย่างประชากรไว้ ผลที่ได้จากเครื่องต้นแบบนี้มีความแม่นยำที่ดีและมีความถูกต้องในระดับที่น่าพอใจ ซึ่งจะนำไปสู่การสร้างสรรค์อุปกรณ์การแพทย์ภายในประเทศเพื่อให้มีราคาที่ถูกลงและทดแทนการนำเข้าจากต่างประเทศอีกด้วย



รูปที่ 8 แสดงการแสดงผลของหน้าจอแสดงผล



รูปแสดงตัวเครื่อง



รูปแสดงท่อเป่า

รูปที่ 9 แสดงเครื่องต้นแบบดิจิตอลสไปโรมิเตอร์ที่ได้รับการออกแบบ

6. กิตติกรรมประกาศ

ขอขอบพระคุณบุคลากรต่างๆ ภาควิชาฟิสิกส์ สาขาอุปกรณ์ชีวการแพทย์ทุกท่าน ที่ให้คำแนะนำ และกำลังใจเสมอมา

ขอขอบพระคุณ มหาวิทยาลัยรังสิต ที่ให้ทุนสนับสนุนงานวิจัย และสถานที่สำหรับทำวิจัยนี้

เอกสารอ้างอิง

- [1] สมาคมเวชศาสตร์แห่งประเทศไทย “แนวทางการตรวจสมรรถภาพปอด” <http://www.thaiThoracic.or.th/knowledge/download/GuidelinePFT.pdf>
- [2] www.byronsmith.ca/everest2000/gfx/ehb_lungvol.gif
- [3] A.Lay-Ekuakile, G. Vengramin and A. Trotta “Breath Flow Sensing via Spirometric Instrumentation: Pathology Prediction Using a Genetic Algorithm” 3rd International Conference on Sensing Technology, Nov. 30 – Dec. 3, 2008, Tainan, Taiwan
- [4] Alejos-Palomares R., Ramirez Cortes J.M. and Dominguez-Martinez N. “Digital Spirometer with LabView Interface” 18th International Conference on Electronics, Communications and Computers, 2008
- [5] RS Khandpur “Handbook of Biomedical Instrumentation 2nd Edition” New Delhi : McGraw-Hill. 2003
- [6] Tatsuo Togawa, Toshiyo Tamura and P.Ako Oberg “Biomedical Transducers and Instruments” CRC Press LLC : USA 1997

Ear Preference and Hand Dominance for Telephone Use by Thai People

Therdpong Daengsi¹, Chai Wutiw WATCHAI², Apiruck Preechayasomboon³, Gareth Clayton⁴

¹Faculty of Information Technology, King Mongkut's University of Technology North Bangkok
1518 Pibulsongkram Road, Bangsue, Bangkok 10800, Thailand. Email: therdpong1@yahoo.com

²Human Language Technology Laboratory, National Electronics and computer Technology Center
112 Thailand Science Park, Phahonyothin Rd., Klong 1, Klong Luang, Pathumthani Thailand 12120.
Email: chai.wutiw WATCHAI@nectec.or.th

³International Business Development Department, TOT Public Company Limited,
89/2 Moo 3 Chaengwattana Rd., Thungsonghong, Laksi, Bangkok 10210 Thailand. Email: apiruck@tot.co.th

⁴Department of Applied Statistics, Faculty of Applied Science,
King Mongkut's University of Technology North Bangkok
1518 Pibulsongkram Road, Bangsue, Bangkok 10800 Thailand Email: gareth@kmutnb.ac.th

Abstract- Earlier studies have compared preferred ear for telephone use and dominant hand by speakers of English which is a non-tonal language. This paper reports an investigation of ear preference and hand dominance for Thai people who use the tonal Thai language. Tone is an important feature of tonal languages because different tones result in different lexical words. However, this study found results similar to the result from prior research with non-tonal languages.

Keywords - Ear preference, Hand dominance, Handedness, Tonal language

I. INTRODUCTION

There are few available papers that studied ear preference and telephone use behavior [1][2][3]. Those papers studied in an environment where people use English which is a non-tonal language. This paper presents a study about these issues with Thai people in Thailand, who use Thai which is a tonal language. In particular Thais process tone in a different part of the brain from speakers of non tonal languages [4][5][6]. Before going to the next sections which consist of methodology, results, discussion and conclusion respectively, a brief background that relates to this study is given below.

A. Status of Telephone Subscribers in Thailand

In Thailand, there are approximately 7.02 million subscribers for fixed-line telephones and 64.67 million subscribers for mobile phones at the end of the 3rd quarter of 2009 whereas currently the Thai population is approximately 67.20 million people in May 2010 [7][8]. That means most people in Thailand use telephones, especially mobile phones. In Fig. 1, it shows quarterly report for the trend and the number of mobile phones subscribers between the 1st quarter of 2008 to the 3rd quarter of 2009

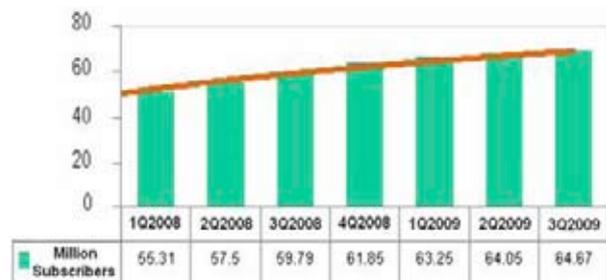


Fig. 1 The number of mobile phone subscribers and its trend between 2008 – 2009 by quarter [7].

B. Language Ability and Tone Processing in Thai Brains

In general, the area of the brain that is responsible for language ability is found in the Left Hemisphere (LH) of cerebrum, even for 70% of people who are left-handed [9]. Language ability involves two areas in the cerebral cortex, Broca's and Wernicke's areas which are concerned with speaking ability and language comprehension respectively [9][10]. Also, a few papers claim that LH of Thai brains have some advantage when listening to the Thai language. For example, as in [4], it was found from tests, with Thai native listeners who do not understand Chinese, that the LH of the participants were predominant in perception of Thai speech samples which they understand, whereas RH of the participants were predominant in perception of Chinese speech sounds which they did not understand. Also, it has been found in relation to discriminating pitch patterns in Thai words that Thai native listeners presented activation in some parts of LH when compared with American English native listeners who do not know Thai. Also the results from another work, about presenting Thai tones to groups of Thai native listeners and Chinese and English native listeners who do not know Thai showed similar results [5] [6].

II. METHODOLOGY

This research was conducted using a questionnaire. The paper-based questionnaire forms were distributed in Bangkok to Thai people in 7 universities who could be considered representative general users and in 5 call centers who could be considered representative of heavy users. Mainly, the questionnaire asked about the following issues:

- 1) Which type of telephone that is the most frequent used?
- 2) Which ear is your preferred ear for telephone use?
- 3) Which is your dominant hand?
- 4) Which hand do you use to hold a handset or a telephone while you are on the line?
- 5) In the case of loud noise, unclear voice or very low voice, which ear do you use?
- 6) Which ear is better for telephone conversation?

Also, the relationships between these pairs were analyzed:

- 1) Preferred ear for telephone conversation and handedness.
- 2) Handedness and preferred hand for telephone use.
- 3) Preferred ear and preferred hand for telephone use.
- 4) Preferred ear in case of difficulty (such as loud noise or unclear voice) and perceived better ear.

The results are analyzed and discussed, and conclusions drawn in the next three sections respectively.

III. RESULTS

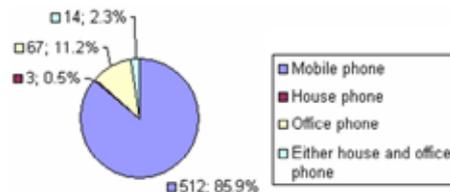
After gathering data from 601 respondents who completed the questionnaire forms from the survey the following results were obtained:

A. General Results

The proportion of representatives of general users and heavy users is 72.4% and 27.6% respectively, as in Fig. 2 (a).



(a) Number of general users and heavy users



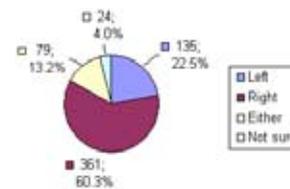
(b) Telephone types, used by the participants

Fig. 2 Pie charts for proportion of general surveyed data

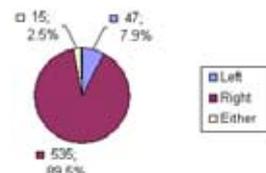
Also, from Question 1's answers, 85.9% of users use mobile phone more than other types whereas 11.2 % of users use telephone in their office more than other types, whereas the rest of users, 2.8% use telephone at home and either at office and home, as in Fig. 2 (b).

B. Focused and Analyzed Results

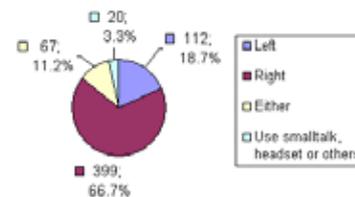
After focusing on the ear preference and handedness, it was found from Question 2's answers that 60.3% of users use right ear for telephone conversation, as in Fig. 3 (a). From Question 3-4's answers, 89.5 % of them are right-handed people but not all of them use the right hand to handle telephones because there are 67% of users who use the right hand for this activity, as in Fig. 3 (b) and (c) respectively. From Question 5-6's answers, it was found that about half of users, 50.8%, use right ears when there is some difficulty to hear the voice such as loud noise, unclear voice and very low voice, even though 52.9% of users think that hearing ability of both ears are the same, as in Fig. 3 (d) and (e). However, it was also found that about one fourth of users, 25.5%, think their right ear is better than their left ear, as shown in Fig. 3 (e).



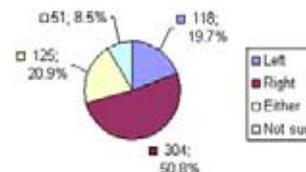
(a) Ear preference (Question 2)



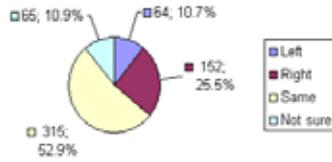
(b) Handedness or dominant hand (Question 3)



(c) Telephone handling behavior (Question 4)



(d) Ear preference in case of difficulty (Question 5)



(e) Opinion on hearing ability of each ear (Question 6)
Fig 3. Pie charts for proportion of focused-surveyed data

The Chi-squared test for independence was used on the contingency tables for various pairs of variables. For these tasks the 'not sure' answers were removed from the counts because they like missing values. The following results were obtained:

1) For the relationship between preferred ear for telephone conversation and handedness, the hypotheses are:

- H_0 : preferred ear does not depend on dominant hand
- H_1 : preferred ear depends on dominant hand

Table 1. Contingency table for the relationship between preferred ear for taking a telephone call and handedness

Preferred ear for taking a telephone call	Handedness or dominant hand			Total
	Left	Right	Either	
Left	25	102	8	135
Right	10	350	1	361
Either	8	66	5	79
Total	43	518	14	575

$\chi^2 = 57.46$ with $df = 4$ and p value < 0.001 which is less than 0.05. Therefore, H_0 is rejected and H_1 is accepted. This means there is a relationship between preferred ear and dominant hand.

2) For the relationship between handedness and preferred hand to take a telephone call, it has hypotheses as follows:

- H_0 : Dominant hand does not depend on preferred hand
- H_1 : Dominant hand depends on the preferred hand

Table 2. Contingency table for the relationship between dominant hand and preferred hand for taking a telephone call

Dominant hand	Preferred hand for taking a telephone call				Total
	Left	Right	Either	Headset, earset or others	
Left	29	8	9	1	47
Right	80	389	53	12	534
Either	10	1	5	0	16
Total	119	398	67	13	597

$\chi^2 = 100.957$ with $df = 6$ and p value < 0.001 which is less than 0.05. Therefore, H_0 is rejected and H_1 is accepted. Thus there is a relationship between dominant hand and preferred hand for taking a telephone call.

3) The hypotheses for the relationship between preferred ear and preferred hand to take a telephone call are:

- H_0 : Preferred ear is not related to preferred hand
- H_1 : Preferred ear is related to preferred hand

Table 3. Contingency table for the relationship between preferred ear and preferred hand for taking a telephone call

Preferred ear to take a telephone call	Preferred hand for taking a telephone call				Total
	Left	Right	Either	Headset, earset or others	
Left	100	19	10	6	135
Right	5	334	14	7	360
Either	11	34	34	0	79
Total	116	387	58	13	574

$\chi^2 = 461.062$ with $df = 6$ and p value < 0.001 which is less than 0.05. Therefore, H_0 is rejected and H_1 is accepted. There is a relationship between preferred hand for taking a call and preferred ear.

4) The hypotheses for the relationship between preferred ear in case of difficulty, such as, loud noise, unclear voice or very low voice, and the better ear in opinion are:

- H_0 : Preferred ear in case of difficulty is not related to perceived better ear.
- H_1 : Preferred ear in case if difficulty is related to perceived better ear.

Table 4. Contingency table for the relationship between preferred ear in case of difficulty and better are in opinion

Preferred ear in case of difficulty	Perceived better ear			Total
	Left	Right	Either	
Left	53	10	50	113
Right	5	116	146	267
Either	5	21	91	117
Total	63	147	287	497

$\chi^2 = 186.785$ with $df = 4$ and p value < 0.001 which is less than 0.05. Therefore, H_0 is rejected and H_1 is accepted. Thus the preferred ear in the case of difficulty is related to the perceived better ear.

IV. DISCUSSION

From this study, it can be said that:

- 1) As shown in Fig. 2 (b), it is consistent with [7] because the mobile phone users from the survey were the majority of participants, whereas mobile phone users are majority in Thailand.
- 2) The majority of participants, who were designed as representatives of educated Thai people, are right handed. (They are certainly not representative of the general population.)

3) The right ear has an advantage over the left ear. This is similar to the reported in [2].

4) The pattern of ear preference and hand preference for taking a telephone call are very similar which suggests there should be high relationship.

5) From the Chi-square test on Table 1, there is a significant relationship between preferred ear for telephone conversation and dominant hand. However, the contingency coefficient value is 0.301. That means the level of the relationship is weak.

6) From the Chi-square test on Table 2 there is a significant relationship between preferred hand for using the telephone and dominant hand. However, the contingency coefficient is only 0.380. That means the level of the relationship is weak.

7) From the Chi-square test on Table 3 there is a significant relationship between preferred ear and preferred hand for using the telephone. The contingency coefficient is 0.667, which means the level of the relationship is rather strong.

8) From the Chi-square test on Table 4 there is a significantly relationship between preferred ear in case of difficulty, such as, loud noise, unclear voice or very low voice, and perceived better ear. However the contingency coefficient is 0.523. That means the level of the relationship is only of medium strong.

Note: contingency coefficient has the meaning as in table 5 below:

Table 5. Contingency coefficient and its meaning

Contingency coefficient	Meaning of the relationship
0.01 - 0.20	very weak
0.21 - 0.40	weak
0.41 - 0.60	medium
0.61 - 0.75	Rather strong
0.76 - 0.90	strong
0.91 - 1.00	very strong

V. CONCLUSION

After this study, it could be concluded as follows:

1) It is consistent with the prior research that the right ear has an advantage over the left ear. That means it is the same either in people who use tonal or non-tonal language.

2) Although, the right ear has an advantage over the left ear but it relates to habit or behavior to take a telephone call by the preferred hand. Normally, it is not about hearing ability or perception with tone processing in LF of Thai brains because the people do not realize that it is important except in case of difficulty.

However, this study was from the survey using questionnaire, some of them may answer from what they think but it may not from the real. Therefore, the future work should be conducted with observation from the real situation as in [1]. Besides, this paper has not considered the relationship about using left ear in the group of Thai people who are heavy users, so it could be studies in a future work. Moreover, there should be some study in

details to investigate about the advantage of the right ear over the left ear in Thai people using a brain scanning technique to compare activations in language comprehensive and auditory areas in LH and RH.

ACKNOWLEDGMENT

Thank you Ms. Suchada Thaitae, Academic Staff, Research Department, Program for International Student Assessment, the Institute for the Promotion of Teaching Science and Technology, for providing the data analysis, and thank you the reviewer for good recommendation.

REFERENCES

- [1] Linnett S. *et al.*, "Ear Preference and Mobile Phone Use". Retrieved from: http://prospero.fmc.flinders.edu.au/LINNETT_1.pdf, May 2010.
- [2] Surwillo W., "Ear asymmetry in telephone listening behaviour", *Cortex*, 17, 625-632, 1981. Abstract retrieved from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/7344827>, May 2010.
- [3] Noonan M. and Axelrod S., "Earedness (ear choice in monaural tasks): its measurement and relationship to other lateral preferences", *J. Aud. Res.*, 21, 263-277, 1981. Retrieved from: http://www3.canisius.edu/~noonan/research/researchreports/human_earedness.pdf, May 2010.
- [4] Sittiprapaporn W., Chindaduangratn C. and Kotchabhakdi D., "Brain electric activity during the preattentive perception of speech sounds in tonal languages," *Songklanakarinn J. Sci. Technol.*, Vol. 26, No. 4, pp. 439-445, 2004.
- [5] Gandour J., Wong D. and Hutchins G., "Pitch processing in the human brain is influenced by language experience," *Neuroreport*, Rapid Science, Vol. 9, No. 9, pp. 2115-2119, 1998.
- [6] Gandour J. *et al.*, "A crosslinguistic PET study of tone perception," *J. Cogn. Neurosci.*, Massachusetts Institute of Technology, Vol. 12, No. 1, pp. 207-222, 2000.
- [7] The National Telecommunications Commission, "Telecommunication Market Status Report: Quarter 3, 2009". Retrieved from: [http://www.ntc.or.th/uploadfiles/0492010518263Q2009%20\(9-4-53\).pdf](http://www.ntc.or.th/uploadfiles/0492010518263Q2009%20(9-4-53).pdf), May 2010
- [8] National Statistical Office, "No. of Population", 2010. Retrieved from: http://portal.nso.go.th/otherWS-world-context-root/webstat/indicator/Pop_Jan-Dec53.xls, May 2010.
- [9] Silverthorn D. U., *Human Physiology: An Integrated Approach*, 2nd ed., Pearson Education, CA, 2001.
- [10] Cindy L. S. and William J., *Principles of Human Physiology*, 3rd ed., Pearson Education, CA, 2008.

การศึกษาการออกแบบและสร้างเครื่องทดสอบพลังงานเครื่องดีฟิบริเลเตอร์

A STUDY ON THE DESIGN AND CONSTRUCTION OF THE DEFIBRILLATOR ENERGY TESTER

ธวัช แก้วกันท์¹, สุรพันธ์ ยิ้มมัน², ชัยณรงค์ เข้มทอง³, สันทยา จันทมาลา³

¹ภาควิชาฟิสิกส์อุตสาหกรรมและอุปกรณ์การแพทย์ คณะวิทยาศาสตร์ประยุกต์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าพระนครเหนือ
11000 Email: thawat@rsu.ac.th

บทคัดย่อ

โครงการนี้มีวัตถุประสงค์เพื่อศึกษาการออกแบบและสร้างเครื่องทดสอบพลังงานเครื่องดีฟิบริเลเตอร์ โดยอาศัยหลักการทางการแพทย์ หลักการทางไฟฟ้า อิเล็กทรอนิกส์และไมโครคอนโทรลเลอร์ ผลการจัดทำโครงการสามารถออกแบบและสร้างเครื่องทดสอบพลังงานเครื่องดีฟิบริเลเตอร์ที่ประกอบด้วยส่วนสำคัญ 3 ส่วน คือ 1) ส่วนอินพุต ประกอบด้วย แผ่นรองรับแพดเดิลอิเล็กโทรด 2) ภาคประมวลผลและปรับปรุงสัญญาณประกอบด้วย วงจรลดทอนแรงดัน อุปกรณ์ป้องกันไฟกระชากแรงดันสูงซึ่งใช้ IC SP720 วงจรเปรียบเทียบแรงดันโดยใช้ ออปแอมป์ LM339 ส่วนแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นสัญญาณดิจิทัล และ ส่วนประมวลผลสัญญาณโดยใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูล PIC 16F877 และ 3) ภาคแสดงผลประกอบด้วยจอแสดงผลแบบผลึกเหลว สำหรับแสดงค่าพลังงานในหน่วยจูล แรงดันไฟฟ้าสูงสุดในหน่วยโวลต์ กระแสไฟฟ้าสูงสุดในหน่วยแอมแปร์ และเวลาในหน่วยมิลลิวินาที ผลการทดสอบการทำงานของเครื่องทดสอบพลังงานเครื่องดีฟิบริเลเตอร์เปรียบเทียบกับเครื่องวิเคราะห์ดีฟิบริเลเตอร์ FLUKE รุ่น Impulse 6000D พบว่ามีความคลาดเคลื่อนเฉลี่ยในการวัดพลังงาน แรงดันไฟฟ้าสูงสุด กระแสไฟฟ้าสูงสุด และเวลา เท่ากับ 1.23 % 0.48 % 0.83 % 5.30 % ตามลำดับ

Abstract

The purpose of this project was to study on the design and construction of the defibrillator energy tester. This project has adopted the principle of medical, electricity, electronics and microcontroller. The constructed defibrillator energy tester was composed of 3 main parts: 1) the input part consisting of paddle plates, 2) the signal conditioner and processing part composing of voltage attenuator circuit, surge protection system using IC SP720, voltage comparator circuit using op-amp LM339, analog to digital converter and signal processing using microcontroller PIC 16F877 with C++ language program and 3) the display part consisting of liquid crystal display for displaying the energy value in joule unit, peak voltage in Volt unit, peak current in Ampere unit and period in millisecond unit.

The results of functional testing compared with defibrillator analyzer Fluke Impulse 6000D showed that the measuring average percentage error of energy, the peak voltage, the peak current and the period were 1.23 % 0.48 % 0.83 % 5.30 % respectively.

Keywords: Defibrillator, Energy Tester, Attenuator Circuit and Analog to Digital Converter

1. คำนำ

เครื่องดีฟิบริเลเตอร์เป็นอุปกรณ์ทางการแพทย์ที่สำคัญในการช่วยชีวิตผู้ป่วยที่มีความผิดปกติจากการเต้นของหัวใจ ชนิดร้ายแรงที่เรียกว่า ภาวะเวนต์คิวลาร์ไฟบริลเลชัน (Ventricular Fibrillation) ซึ่งเป็นสาเหตุหลักที่ทำให้เกิดการเสียชีวิตโดยเฉียบพลันจากหัวใจ ส่วนการช่วยเหลือเพื่อชีวิตปัจจุบันมีเพียงวิธีเดียวที่ถือว่ามีประสิทธิภาพที่สุด คือ การใช้เครื่องกระตุกหัวใจ (Defibrillator) ซึ่งมีหลักการทำงาน คือ การเก็บประจุไฟฟ้าไว้ในตัวเก็บประจุ และทำการคายประจุไฟฟ้าผ่านหัวใจ เพื่อหยุดการเต้นผิดจังหวะของภาวะเวนต์คิวลาร์ไฟบริลเลชันให้กลับมาเป็นปกติ ส่วนผลของการรักษาจะขึ้นอยู่กับชนิดของคลื่นที่ใช้กระตุกหัวใจ ปริมาณกระแสไฟฟ้า ศักย์ไฟฟ้า รวมถึงระยะเวลาในการปล่อยกระแสไฟฟ้าที่เหมาะสมในแต่ละบุคคล ดังนั้น การประเมินค่ากระแสไฟฟ้า ค่าศักย์ไฟฟ้า, ระยะเวลาในการปล่อยกระแสไฟฟ้า จึงมีความจำเป็นต้องได้รับการทดสอบทดสอบความถูกต้อง แม่นยำที่เกิดจากเครื่องดีฟิบริเลเตอร์ เพราะฉะนั้น เครื่องมือที่ใช้ในการทดสอบพลังงานจากเครื่องดีฟิบริเลเตอร์ จึงมีความจำเป็นต้องใช้เพื่อทดสอบความถูกต้องและแม่นยำ ก่อนนำเครื่องดีฟิบริเลเตอร์ ไปใช้ช่วยชีวิตผู้ป่วย

2. อุปกรณ์และวิธีการทำโครงการ

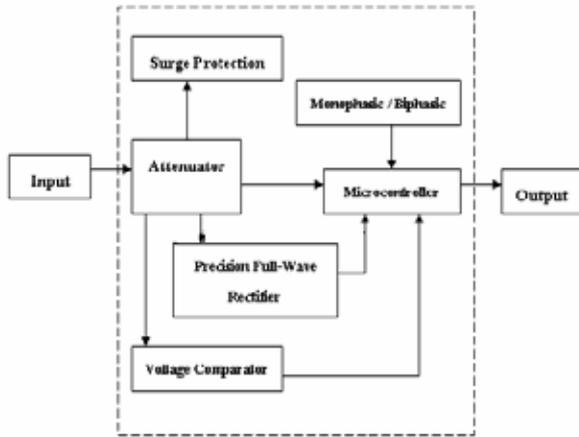
ภาครับสัญญาณ

การออกแบบส่วนที่รองรับแพดเดิลที่ทำจากโลหะสแตนเลส มีขนาดความยาว 60 มิลลิเมตร กว้าง 50.80 มิลลิเมตร สูง 3 มิลลิเมตร แสดงได้ดังรูป



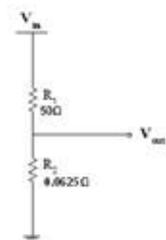
รูปที่ 1 แสดงการออกแบบแผ่นรองรับแพดเคลือบเล็กโครด

ภาคประมวลผลและปรับปรุงสัญญาณ



รูปที่ 2 แสดงบล็อกไดอะแกรมภาคประมวลผลและปรับปรุงสัญญาณ วงจรลดทอนแรงดัน

การออกแบบวงจรลดทอนแรงดัน โดยใช้หลักการแบ่งแรงดัน เพื่อลดระดับแรงดันจากเครื่องดีพีบริลเลเตอร์ที่จ่ายพลังงาน 360 จูลจะมีค่าแรงดันไฟฟ้าประมาณ 3 กิโลโวลต์ให้เหลือระดับแรงดัน 5 โวลต์



รูปที่ 3 แสดงวงจรลดทอนแรงดัน

จากรูปการคำนวณหาค่าความต้านทานของตัวต้านทานสามารถคำนวณได้จากสมการ

$$V_o = \left(\frac{R_2}{R_1 + R_2} \right) V_T$$

เมื่อ R_2 = ค่าความต้านทานที่ใช้ในการลดทอนแรงดัน
 V_o = แรงดันที่ลดทอนแล้ว มีค่า 0-5 โวลต์

V_T = แรงดันทั้งหมด มีค่า 4 กิโลโวลต์

R_1 = ค่าความต้านทาน มีค่า 50 โอห์ม

นำค่าที่ได้มาแทนในสมการจะได้

$$R_2 = \frac{50 \times 5}{(4 \times 10^3) - 5}$$

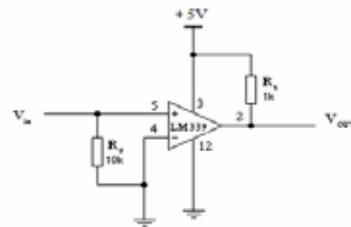
$$= \frac{250}{3995}$$

$$= 0.0625 \text{ โอห์ม}$$

สำหรับโครงการนี้ใช้ตัวต้านทานขนาด 1 โอห์ม 5 วัตต์ จำนวน 16 ตัว มาต่อขนานกันจะได้ค่ากำลังไฟฟ้า 80 วัตต์ และมีค่าความต้านทานเท่ากับ 0.0625 โอห์ม

วงจรเปรียบเทียบแรงดัน

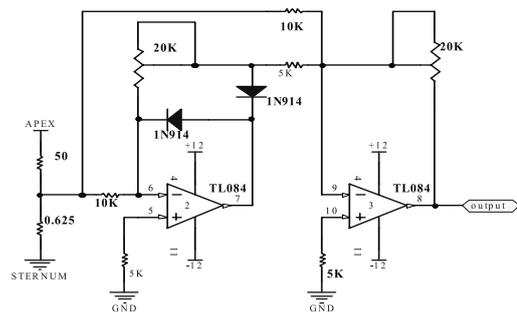
ส่วนของวงจรเปรียบเทียบแรงดันใช้แบบ Zero Crossing เพื่อสร้างลอจิก "1" และลอจิก "0" ส่งไปยังขา RB.3 ของไมโครคอนโทรลเลอร์ เพื่อเป็นการรับค่าจากวงจรเปรียบเทียบแรงดันที่ตอบสนองแรงดันทางด้านบวกเพียงอย่างเดียวเพื่อให้โปรแกรมจับเวลา จึงเลือกใช้ Op-Amp LM 339 ต่อแบบ Open Loop ใช้ R_1 เป็นตัวต้านทาน Pull Up ทางด้าน Output และ R_2 เป็นตัวต้านทาน Pull Down ทางด้าน Input และสามารถต่อวงจรได้ดังรูป



รูปที่ 4 แสดงการต่อวงจรเปรียบเทียบแรงดัน

วงจรเรียงกระแสแบบเต็มลูกคลื่น

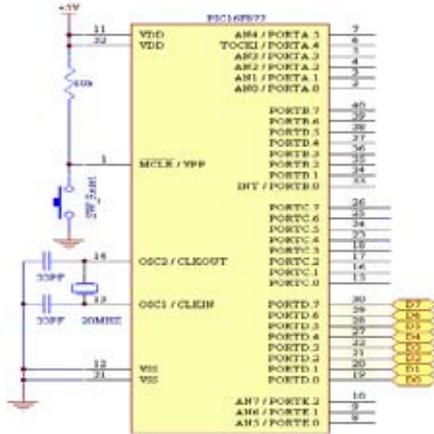
วงจรเรียงกระแสแบบเต็มลูกคลื่นมาใช้ในการแปลงรูปคลื่นสัญญาณที่เป็นเฟสลบของรูปคลื่น ไปเฟลิกให้กลับเฟสขึ้นมาเป็นเฟสบวกส่งสัญญาณเข้าส่วนการประมวลผล สามารถต่อวงจรได้ดังรูป



รูปที่ 5 แสดงการต่อวงจรเรียงกระแสเพียงตรง

วงจรไมโครคอนโทรลเลอร์

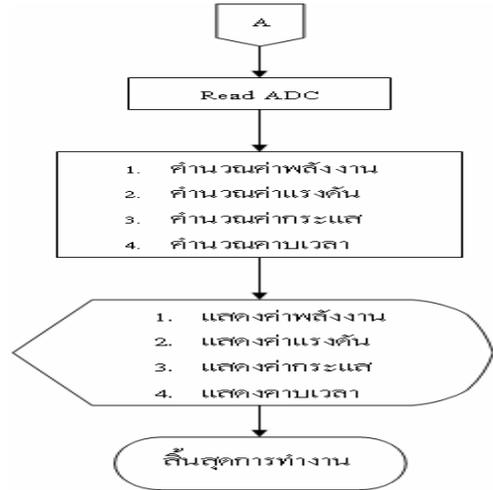
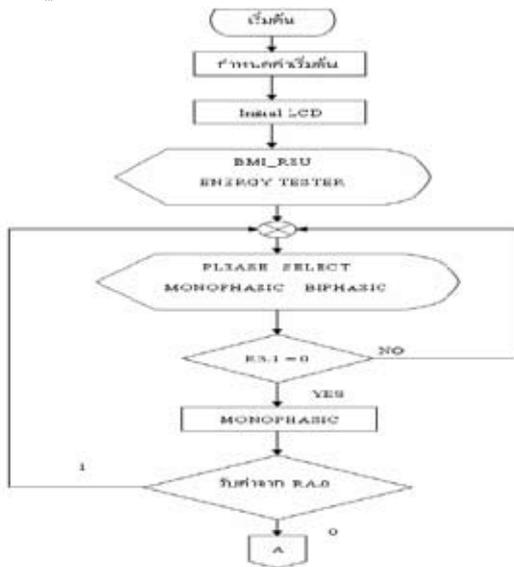
วงจรประกอบด้วยวงจรไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูล PIC เบอร์ 16F877 และอุปกรณ์ประกอบต่างๆ ในการประมวลสัญญาณต่อจากรูปเลือกใช้การเขียนโปรแกรมภาษาซี มีการกำหนดพอร์ตของไมโครคอนโทรลเลอร์ โดยกำหนดให้พอร์ต RA.0 และ RA.1 ทำการรับแรงดันที่เป็นสัญญาณดิจิทัลที่ได้จาก ADC ส่งให้ไมโครคอนโทรลเลอร์ทำการประมวลผล ค่าแรงดันที่ได้จากการประมวลผลจะถูกส่งไปแสดงผลบนจอ LCD ผ่านพอร์ต RD.0 – RD.7 ของไมโครคอนโทรลเลอร์



รูปที่ 6 แสดงวงจรของส่วนประมวลสัญญาณ

วิธีการประมวลผล

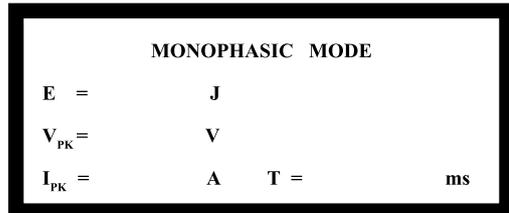
การทดสอบโดยการจ่ายพลังงานจากเครื่องดีพีบริลเลเตอร์เข้าสู่วงจรลดทอนแรงดันที่ต่อกับวงจร A/D เพื่อให้ได้ค่าดิจิทัลเอาต์พุต ไปเปรียบเทียบกับค่าพลังงาน, แรงดันสูงสุด, กระแสสูงสุด และเวลา จากเครื่องวิเคราะห์มาตรฐาน



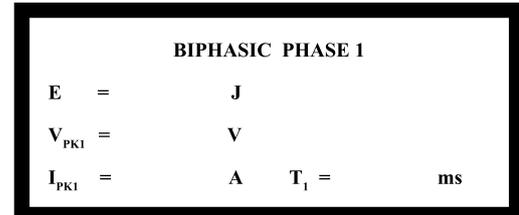
รูปที่ 7 แสดงแผนภูมิการไหลของโปรแกรมประมวลสัญญาณ

ภาคแสดงผล

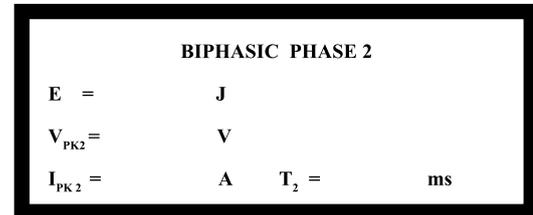
สัญญาณที่ผ่านภาคประมวลสัญญาณแล้ว จะเข้ามาในภาคแสดงผล โดยใช้จอแสดงผลแบบผลึกเหลว (Liquid Crystal Display: LCD) เลือกใช้ LCD ขนาด 4 บรรทัด 20 ตัวอักษร โดยมีรูปแบบการแสดงผลดังรูป



รูปที่ 8 รูปแบบการแสดงผลของจอแสดงผลชนิด โมโนเฟสิก



รูปที่ 9 รูปแบบการแสดงผลของจอแสดงผลชนิดไบเฟสิกเฟสที่ 1



รูปที่ 10 แสดงรูปแบบของจอแสดงผลชนิดไบเฟสิกเฟสที่ 2

วิธีทดสอบโครงงาน

การทดสอบโดยการจ่ายพลังงานจากเครื่องดีพีบริลเลเตอร์เข้าสู่จรวดทอนแรงดันที่ต่อ กับวงจร A/D เพื่อให้ได้ค่าดิจิตอลเอาต์พุตจากนั้นนำดิจิตอลเอาต์พุตที่อ่านได้ไป เขียนกราฟเพื่อหาความสัมพันธ์ระหว่างค่าพลังงานกับดิจิตอลเอาต์พุต และความสัมพันธ์ระหว่างค่าแรงดันไฟฟ้ากับดิจิตอลเอาต์พุตในรูปสมการเส้นตรงนำข้อมูลที่บันทึกมาวิเคราะห์หาความสัมพันธ์ของค่าพลังงานกับดิจิตอลเอาต์พุต จากสมการ

$$Y = mX + C$$

เมื่อ m คือ ค่าคงที่ (ความชัน)

Y คือ ตัวแปรตาม

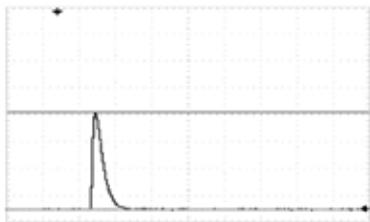
X คือ ตัวแปรต้น

C คือ ค่าคงตัวมีขนาดเท่ากับระยะที่กราฟตัดแกน Y

จากสมการสามารถคำนวณหาค่าพลังงาน , ค่าแรงดันไฟฟ้า และค่ากระแสไฟฟ้าได้

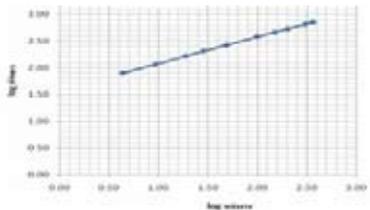
3. ผลการทดสอบโครงงาน

การทดสอบโดยการจ่ายพลังงานจากเครื่องดีพีบริลเลเตอร์ชนิดโมโนเฟลิก เข้าสู่จรวดทอนแรงดันที่ต่อ กับวงจร A/D



รูปที่ 11 แสดงแรงดันไฟฟ้าที่ลดทอนจากเครื่องดีพีบริลเลเตอร์ชนิดโมโนเฟลิก

นำค่าที่ได้มาเขียนกราฟเส้นตรงแสดงความสัมพันธ์ระหว่างค่า log (พลังงาน) กับค่า log (ดิจิตอลเอาต์พุต) ซึ่งจะได้กราฟและสมการเส้นตรงดังนี้



รูปที่ 12 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างค่าพลังงานกับดิจิตอลเอาต์พุต (โมโนเฟลิก)

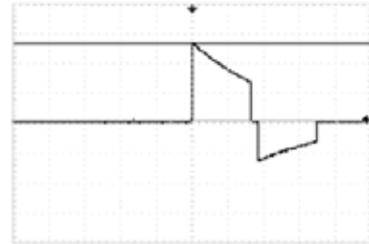
$$\log(Y) = m \log(X) + C$$

$$\log(Y) = 0.498\log(X) + 1.584$$

$$Y = 1.584 X^{0.498}$$

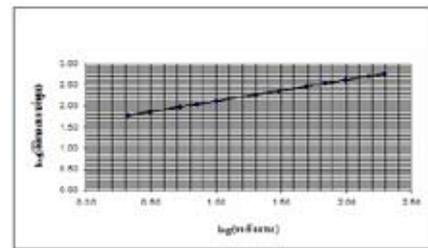
$$\text{จะได้ } X = 0.498\sqrt{0.02606Y}$$

การทดสอบโดยการจ่ายพลังงานจากเครื่องดีพีบริลเลเตอร์ชนิดไบเฟลิก เข้าสู่จรวดทอนแรงดันที่ต่อ กับวงจร A/D



รูปที่ 13 แสดงแรงดันไฟฟ้าที่ลดทอนจากเครื่องดีพีบริลเลเตอร์ชนิดไบเฟลิก

นำค่าที่ได้มาเขียนกราฟเส้นตรงแสดงความสัมพันธ์ระหว่างค่า log (พลังงาน) กับค่า log (ดิจิตอลเอาต์พุต) ซึ่งจะได้กราฟและสมการเส้นตรงดังนี้



รูปที่ 14 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างค่าพลังงานกับดิจิตอลเอาต์พุต (ไบเฟลิก)

$$\log(Y) = m\log(X) + C$$

$$\log(Y) = 0.50\log(X) + 1.61$$

$$Y = 1.61 X^{0.50}$$

$$\text{จะได้ } X = 0.50\sqrt{0.02454Y}$$

การทดสอบสมรรถนะของเครื่อง (Performance Testing)

ผลการทดสอบการทำงานของเครื่องทดสอบพลังงานเครื่องดีพี บริลเลเตอร์ชนิดโมโนเฟลิก

จากการทดสอบการวัดค่าพลังงานของเครื่องทดสอบพลังงานเครื่องดีพีบริลเลเตอร์เปรียบเทียบกับเครื่องวิเคราะห์ดีพีบริลเลเตอร์ FLUKE รุ่น Impulse 6000D พบว่า พบว่ามีความคลาดเคลื่อนเฉลี่ยในการวัดพลังงานแรงดันไฟฟ้าสูงสุด กระแสไฟฟ้าสูงสุด และคาบเวลา เท่ากับ 3.32 % 3.39 % 2.54% 4.89% ตามลำดับ

ผลการทดสอบการทำงานของเครื่องทดสอบพลังงานเครื่องดีพีบริลเลเตอร์ชนิดโมโนเฟส

จากการทดสอบการวัดค่าพลังงานของเครื่องทดสอบพลังงานเครื่องดีพีบริลเลเตอร์เปรียบเทียบกับเครื่องวิเคราะห์ดีพีบริลเลเตอร์ FLUKE รุ่น Impulse 6000D พบว่า พบว่ามีความคลาดเคลื่อนเฉลี่ยในการวัดพลังงานแรงดันไฟฟ้าสูงสุด กระแสไฟฟ้าสูงสุด และคาบเวลา เท่ากับ 1.23 % 0.48 % 0.83 % 5.30 % ตามลำดับ

4.สรุปและวิจารณ์ผลการจัดทำโครงการงาน

สรุปผลการจัดทำโครงการงาน

ผลการจัดทำโครงการงานสามารถออกแบบและสร้างเครื่องทดสอบพลังงานเครื่องดีพีบริลเลเตอร์ที่มีคุณลักษณะดังนี้

- 1) ใช้ตัวต้านทานกำลังวัตต์สูงในการสร้างวงจรแบ่งแรงดัน
- 2) ใช้อุปกรณ์ป้องกันไฟกระชากแรงดันสูงช่วงขณะ เบอร์ SP720
- 3) ใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์ PIC 16F877 ด้วยโปรแกรมภาษาซี ในการประมวลผล

4) แสดงผลของค่าพลังงาน , แรงดันไฟฟ้าสูงสุด , กระแสไฟฟ้าสูงสุด และคาบเวลาด้วยจอแสดงผลแบบผลึกเหลว

5) สามารถทดสอบพลังงานสำหรับเครื่องดีพีบริลเลเตอร์ ชนิดโมโนเฟส โดยมีความคลาดเคลื่อนเฉลี่ยเท่ากับ 3.32 เปอร์เซ็นต์ , มีส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานเฉลี่ยเท่ากับ 6.60 และมีความแม่นยำเฉลี่ยเท่ากับ 97.56 เปอร์เซ็นต์

6) สามารถทดสอบพลังงานสำหรับเครื่องดีพีบริลเลเตอร์ชนิดโมโนเฟส โดยมีความคลาดเคลื่อนเฉลี่ยเท่ากับ 1.23 เปอร์เซ็นต์ , มีส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานเฉลี่ยเท่ากับ 0.00 และมีความแม่นยำเฉลี่ยเท่ากับ 100 เปอร์เซ็นต์

การอภิปรายผลการจัดทำโครงการงาน

เพื่อให้ได้เครื่องทดสอบพลังงานเครื่องดีพีบริลเลเตอร์ที่มีความถูกต้องและมีเสถียรภาพที่ดี มีความปลอดภัยและมีต้นทุนต่ำในการจัดทำเครื่องต้นแบบ ผู้จัดทำโครงการงานได้เลือกใช้วัสดุอุปกรณ์และเทคนิคในการออกแบบและสร้างเครื่องทดสอบพลังงานเครื่องดีพีบริลเลเตอร์ ดังรายละเอียดดังต่อไปนี้

1) เลือกใช้ตัวต้านทานกำลังวัตต์สูงในการสร้างวงจรแบ่งแรงดัน เนื่องจากสามารถทนค่าพลังงานสูงได้ โดยเลือกใช้ตัวต้านทาน 50 โอห์ม เพื่อให้ได้แรงดันที่ไม่เกิน 0 - 5 โวลต์

2) เลือกใช้วงจรเรียงกระแสที่ยังตรงเต็มลูกคลื่น (Precision Full-Wave Rectifier) ในการกลับเฟสของกรโผลของกระแสในเครื่องดีพีบริลเลเตอร์ชนิดโมโนเฟส เพื่อให้ได้ค่าที่อ่านนั้นถูกต้องมากขึ้น

3) การทดสอบการทำงานของเครื่องทดสอบพลังงานเครื่องดีพีบริลเลเตอร์ พบว่าสำหรับชนิดโมโนเฟสมีความคลาดเคลื่อนเฉลี่ยเท่ากับ 3.32

เปอร์เซ็นต์ และ 1.23 เปอร์เซ็นต์ สำหรับชนิดโมโนเฟส ซึ่งเป็นค่าเปอร์เซ็นต์ความคลาดเคลื่อนที่สามารถยอมรับได้เมื่อเทียบกับค่ามาตรฐานของ ECRI (Emergency Care Research Institute) ซึ่งมีค่าความคลาดเคลื่อนของการวัดค่าพลังงานไม่เกิน 200 จูล อยู่ที่ $\pm 5\%$ จูล และ ค่าพลังงานเกิน 200 จูล ค่าผิดพลาดที่ยอมรับได้คือ $\pm 10\%$ จูล

5.กิตติกรรมประกาศ

ขอขอบพระคุณรศ.ดร. สุรพันธ์ อิ่มมั่นที่ให้คำแนะนำในการเขียนบทความขอขอบพระคุณมหาวิทยาลัยรังสิตที่ให้ความอนุเคราะห์ในเรื่องของสถานที่และเครื่องมือที่ใช้ในการจัดทำโครงการงานและขอขอบพระคุณ คณะกรรมการสภาวิชาการ ชมรมวิจัยวิศวกรรมชีวการแพทย์ไทย (ThaiBME Council Committee) ที่กรุณาให้คำแนะนำเป็นอย่างดี ในการจัดทำรูปแบบบทความสำหรับการประชุมวิชาการวิศวกรรม-ชีวการแพทย์ไทย (The Symposium on Thai Biomedical Engineering) นี้

6.เอกสารอ้างอิง

1. สมศรี คาวฉาย. **อุปกรณ์การแพทย์ในหอผู้ป่วยวิกฤติ**. กรุงเทพฯ : เอสพีซีมีเดียแอนด์ พับลิคิตีง 2549
2. อัจฉรา เตชฤทธิพิทักษ์. **การพยาบาลผู้ป่วยในภาวะวิกฤติในระบบหัวใจ และหลอดเลือด**. กรุงเทพฯ : สุภาวิชการพิมพ์ 25 48
3. David Prutchi & Michael Norris. **Design and Development of Medical Electronic Instrumentation** , WILEY ,2004
5. WilliamH. Hayt **Engineering circuit Analysis** Mc Graw – Hill, 2002
6. **Medical Instrumentation Application and Design** ,Webster ,1992
7. **Handbook of Biomedical Instrumentation** , Tata McGraw-Hill ,2003
8. **Health Devices Inspection and Preventive Maintenance System ECRI**,1995
9. L.Leija,J.AElias,G.A.Valantion,R.Perez. **A Microcontroller Based Defibrillator Analyzer System** IEEE, 1995.

เครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่านระบบเครือข่ายคอมพิวเตอร์ที่ซีพี/ไอพี

ECG Monitor and Recorder via TCP/IP Network

ฉัตรชัย นันทภูมิตานนท์¹, สุทัศน์ อุ่ทอง², พิเชษฐ ศรีสังข์งาม³, สุรพันธ์ ยิ้มมัน⁴

คณะวิทยาศาสตร์ประยุกต์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าพระนครเหนือ 1518 ถ. ประชาอุทิศ

บางซื่อ เขตดุสิต กทม. 10800 Email: sym_imi@gmail.com

คณะวิทยาศาสตร์และเทคโนโลยี มหาวิทยาลัยราชภัฏพระนครศรีอยุธยา 96 ถ. โรจนะ ต. ประดู่ชัย

อ. พระนครศรีอยุธยา จ. พระนครศรีอยุธยา 13000 Email: spichet@aru.ac.th

บทคัดย่อ

สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจเป็นปัจจัยที่สำคัญอย่างหนึ่งสำหรับการวินิจฉัยโรคของแพทย์ แต่ในปัจจุบันแพทย์ที่มีความเชี่ยวชาญมีจำนวนน้อยและมักจะทำงานในเมือง ทำให้ผู้ป่วยที่อยู่ห่างไกลในชนบท ได้รับการวินิจฉัยโรคล่าช้า เนื่องจากต้องเสียเวลาในการส่งข้อมูลรูปคลื่นไฟฟ้าหัวใจไปให้แพทย์ผู้เชี่ยวชาญทำการวินิจฉัยโรค ซึ่งในบางครั้งที่การวินิจฉัยโรคล่าช้าจะส่งผลกระทบต่ออย่างร้ายแรงกับผู้ป่วย ดังนั้นงานวิจัยนี้จึงนำเสนอการออกแบบและสร้างเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่านระบบเครือข่ายอินเทอร์เน็ต โดยที่เครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจนี้ทำหน้าที่เสมือนเป็น Webserver ผลการทดลองพบว่าเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจสามารถวัดและแสดงผลบนโปรแกรม Browser ได้รูปคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่วัดได้จากผู้ป่วย สามารถแสดงผลได้อย่างถูกต้องบนโปรแกรม Browser ซึ่งทำให้แพทย์สามารถวินิจฉัยโรคของผู้ป่วยที่อยู่ห่างไกลได้

Abstract

ECG Signal is one of important parameters for medical diagnosis. However, medical experts are insufficient and usually live in city. So, patients live in far away that delaying of ECG signals from the experts for diagnosis and causing detrimental effects on the patients. Therefore, this paper is introducing design and construction of an ECG monitor via TCP/IP computer network system which the monitor functions as a web server. The results from the experiments have shown that ECG Monitor can measure and display ECG waves from a patient on a browser program, enabling physicians to diagnose the patient from far away.

1. คำนำ

การตรวจวัดและการบันทึกสัญญาณไฟฟ้าหัวใจหรืออีซีจี (ECG:Electrocardiogram) มีประโยชน์อย่างมาก ในการช่วยแพทย์วินิจฉัยการทำงานของหัวใจผู้ป่วย โดยเฉพาะผู้ป่วยที่เข้ารับการรักษาหรืออยู่ในภาวะวิกฤต ซึ่งแพทย์ต้องสังเกตการเต้นของหัวใจอย่างต่อเนื่องตลอดเวลา แต่ในพื้นที่ชนบทที่ห่างไกลจะขาดแคลนแพทย์ผู้เชี่ยวชาญเฉพาะด้านในการวิเคราะห์โรค เครื่องตรวจสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่แพทย์ใช้จึงต้องสามารถแสดงผลสัญญาณไฟฟ้าหัวใจได้อย่างต่อเนื่องเป็นเวลานาน รวมถึงอาจมีการเก็บบันทึกสัญญาณไฟฟ้าหัวใจและส่งคลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่านระบบเครือข่ายหรืออินเทอร์เน็ตเพื่อให้แพทย์ผู้ชำนาญที่อยู่คนละสถานที่ช่วยวิเคราะห์ได้ทันเวลาที่

ดังนั้นผู้วิจัยจึงต้องการพัฒนาเครื่องมือวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยมีการแสดงผลคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่สามารถแสดงผลผ่านระบบเครือข่ายที่ซีพี/ไอพี (TCP/IP) ที่สามารถวัดและบันทึกสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ โดยที่ผู้ใช้สามารถเชื่อมต่อเครื่องคอมพิวเตอร์ส่วนบุคคล (PC: Personal Computer) เข้ากับระบบเครือข่าย เพื่อดูหรือบันทึกผลสัญญาณไฟฟ้าหัวใจและวินิจฉัยสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่จอคอมพิวเตอร์ได้

2. วัตถุประสงค์การวิจัย

- 2.1 เพื่อออกแบบและสร้างเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่านระบบเครือข่ายอินเทอร์เน็ต
- 2.2 เพื่อนำระบบเครือข่ายคอมพิวเตอร์เน็ตมาประยุกต์ใช้ทางการแพทย์

3. การออกแบบและสร้างเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่านระบบเครือข่ายอินเทอร์เน็ต

เครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่านระบบเครือข่าย

อินเทอร์เน็ตมีส่วนประกอบต่าง ๆ ดังนี้

ภาพที่ 1 ส่วนประกอบของเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่านระบบเครือข่ายอินเทอร์เน็ต

3.1 ภาควิทยาสัญญาณเบื้องต้น

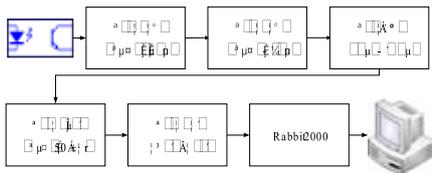
วงจรต่างๆในส่วนนี้ ทำหน้าที่ขยายสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากร่างกาย สัญญาณที่ได้จากวงจรในภาคนี้จะมีขนาดใหญ่มากพอที่เราสามารถนำไปประมวลผลในส่วนถัดไป

บางส่วนของวงจรในภาคนี้จะต่อกับออปติคัลทรานสดิวเซอร์ (Transducer) ซึ่งต้องติดอยู่กับร่างกายคน ทำให้อาจเกิดกระแสไฟฟ้ารั่ว (Leakage Current) ผ่านเข้าสู่ร่างกายเพื่อความปลอดภัย เราจึงต้องส่งผ่านสัญญาณที่ได้จากวงจรในภาคนี้ไปยังวงจรต่างๆในส่วนหลัง โดยใช้การส่งผ่านสัญญาณด้วยอุปกรณ์ออปโตคัปเปิล (Opto-Couple) และแยกสายดิน (Ground) รวมทั้งแหล่งจ่ายไฟของวงจรในภาคนี้ออกจากวงจรส่วนอื่นๆ

ภาพที่ 2 แผนผังของวงจรในภาควิทยาสัญญาณเบื้องต้น

3.2 ภาควิทยาสัญญาณ

สัญญาณต่างๆ เมื่อถูกมอดูเลตแบบพัลส์สวิตช์ (Pulse-Width Modulation) และส่งผ่านทางแสงจากวงจรในภาควิทยาสัญญาณส่วนหน้าแล้ว สัญญาณพาหะจะต้องถูกกำจัดออกไปและต้องมีการประมวลผลสัญญาณต่างๆ เพื่อให้ได้สัญญาณที่เหมาะสมต่อการป้อนเข้าสู่ไมโครคอนโทรลเลอร์ (Microcontroller) ต่อไป ซึ่งประกอบด้วยวงจรต่างๆ ดังนี้



ภาพที่ 4 แผนผังของวงจรต่างๆ ในภาควิทยาสัญญาณ

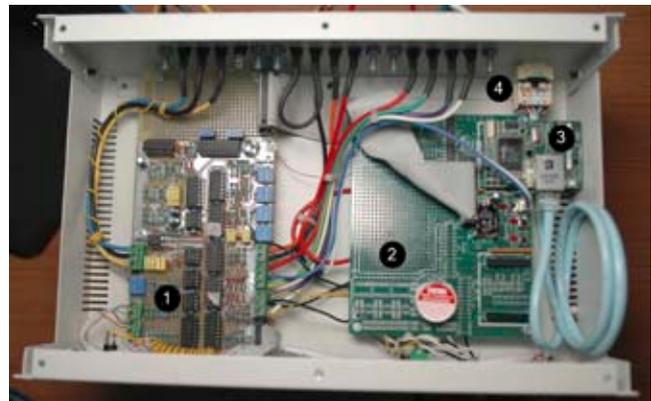
เครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่านระบบเครือข่ายอินเทอร์เน็ต ต้นแบบ แสดงดังภาพที่ 5 และภาพที่ 6



ภาพที่ 5 ด้านหน้าของเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่านระบบเครือข่ายคอมพิวเตอร์ TCP/IP

รายละเอียดตำแหน่งต่างๆบนภาพที่ 4-1 มีดังต่อไปนี้

- ตำแหน่งที่ 1 สวิตช์เลือกอัตราการขยายสัญญาณ
- ตำแหน่งที่ 2 ไฟแสดงสถานะตำแหน่งขยายสัญญาณ 0.5 , 1 , 2 และ 3 เท่า
- ตำแหน่งที่ 3 สวิตช์เลือกสัญญาณจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจหรือสัญญาณจากร่างกายคนใช้
- ตำแหน่งที่ 4 จุดเชื่อมต่อสัญญาณจากเครื่องจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจ
- ตำแหน่งที่ 5 จุดเชื่อมต่อสัญญาณจากลิค
- ตำแหน่งที่ 6 สวิตช์เปิด-ปิดเครื่อง
- ตำแหน่งที่ 7 ลีคสำหรับติดบนร่างกายคนใช้



ภาพที่ 6 ส่วนประกอบภายในเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่านระบบเครือข่ายคอมพิวเตอร์ TCP/IP

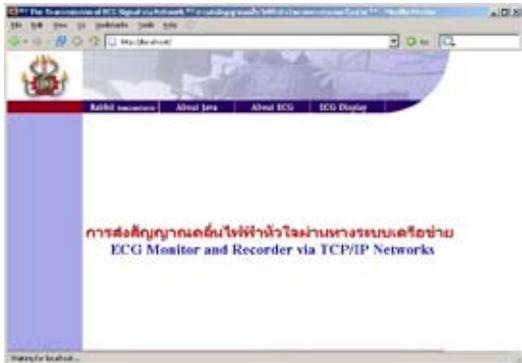
รายละเอียดตำแหน่งต่างๆบนภาพที่ 4-1 มีดังต่อไปนี้

- ตำแหน่งที่ 1 แผงวงจรภาควิทยาสัญญาณและวงจรส่วนอื่นๆ
- ตำแหน่งที่ 2 Prototype Board ของแรบบิทคอนโทรลเลอร์
- ตำแหน่งที่ 3 โมดูลแรบบิท RCM2250
- ตำแหน่งที่ 4 จุดเชื่อมต่อ RJ-45 กับระบบเครือข่าย

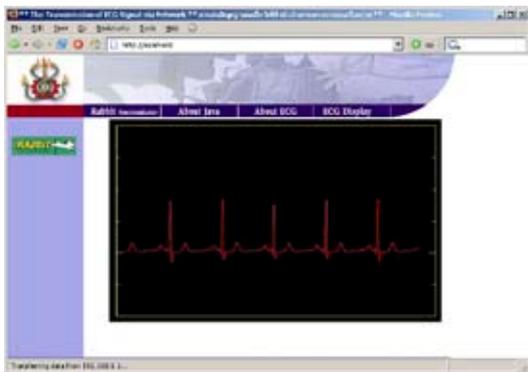
4. ผลการวิจัย

งานวิจัยนี้พัฒนาโปรแกรมแสดงผล โดยแบ่งออกเป็น 2 ส่วน คือ โปรแกรมแสดงผลบนเว็บ-เบราว์เซอร์ และโปรแกรมแสดงผลที่สร้างจากภาษาซี ซึ่งการทดสอบได้แบ่งออกเป็น 2 ส่วนดังนี้

4.1 การแสดงผลบนเว็บเบราว์เซอร์

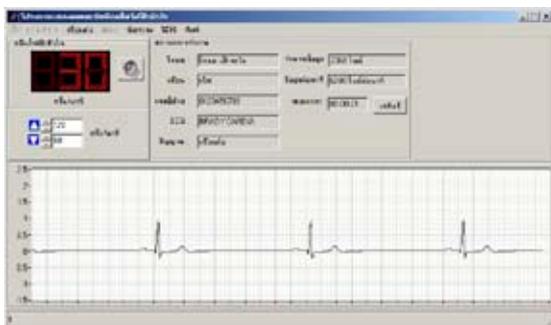


ภาพที่ 7 หน้าจอหลักการเฝ้าระวังผู้ป่วยด้วยเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจบนโปรแกรมเว็บเบราว์เซอร์



ภาพที่ 8 สัญญาณจากเครื่องจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจ อัตราการเต้นของหัวใจ 60 ครั้งต่อนาที (Normal Sinus Rhythm) เมื่อเฝ้าระวังด้วยโปรแกรมเว็บเบราว์เซอร์

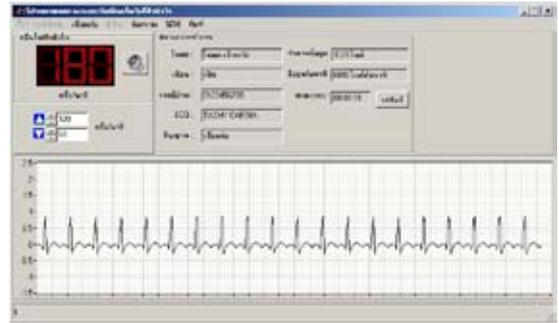
4.2 การทดสอบการแสดงผลของโปรแกรมที่สร้างจากภาษาซี



ภาพที่ 9 สัญญาณจากเครื่องจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจ อัตราการเต้นของหัวใจ 30 ครั้งต่อนาที



ภาพที่ 10 สัญญาณจากเครื่องจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจ อัตราการเต้นของหัวใจ 90 ครั้งต่อนาที



ภาพที่ 11 สัญญาณจากเครื่องจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจ อัตราการเต้นของหัวใจ 180 ครั้งต่อนาที

5. การอภิปรายผลการทดลอง

เครื่องตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ผู้วิจัยได้ออกแบบและสร้างขึ้นสามารถตรวจวัด คลื่นไฟฟ้าหัวใจในลีด II และส่งข้อมูลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจไปยังคอมพิวเตอร์ผ่านทาง TCP/IP ในขณะที่รับส่งข้อมูลตัวเครื่องจะทำงานร่วมกับโปรแกรมแสดงผล ซึ่งได้รับการออกแบบให้แสดงกราฟสัญญาณและบันทึกข้อมูลต่างๆ ในฐานข้อมูลเพื่อให้ผู้ใช้สามารถเรียก ข้อมูลต่างๆ กลับมาดูได้อีกครั้ง รวมถึงการพิมพ์กราฟสัญญาณออกมาทางเครื่องพิมพ์ ในส่วนของการทดสอบเครื่องตรวจวัด ผู้วิจัยได้ทำการทดสอบโดยป้อนสัญญาณเข้าไปในแต่ละวงจรและวัดสัญญาณที่ได้ เพื่อดูความสามารถของวงจรในการขยายและกำจัดสัญญาณ ครอบคลุมรวมถึงการตอบสนองต่อความถี่คลื่นไฟฟ้าหัวใจ และท้ายที่สุดเมื่อได้ผลเป็นที่พอใจ จึงได้ทดสอบเครื่องโดยการตรวจวัดกับร่างกายคนจริงๆ สำหรับส่วนของโปรแกรมแสดงผล ผู้วิจัยได้ทดสอบโดยการป้อนคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากเครื่องจำลองสัญญาณ และให้โปรแกรมทำการแสดงผล ก่อนที่จะวัดสัญญาณจากร่างกายคนจริงๆ ซึ่งโปรแกรมก็สามารถทำงานได้ตามที่ต้องการ เช่น การแสดงผล, การบันทึกข้อมูลและเปิดแฟ้มเพื่อดูข้อมูลต่างๆ

6. ข้อเสนอแนะ

ผู้วิจัยได้ออกแบบเครื่องตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจเพื่อแสดงผลบนเครื่องคอมพิวเตอร์ ผ่านระบบอินเทอร์เน็ตได้มีการออกแบบให้สามารถวัดได้เพียงลีด 2 ลีดเดียว ทำให้ไม่พอเพียงต่อการนำไปใช้งานเพื่อวิเคราะห์ความผิดปกติของหัวใจ ในส่วนของการแสดง

และบันทึกสัญญาณ ผู้ใช้จะต้องเชื่อมต่อเครื่องตรวจวัดและเครื่องคอมพิวเตอร์กับระบบเครือข่ายคอมพิวเตอร์ ซึ่งจะแสดงหรือบันทึกกราฟสัญญาณ ได้ สำหรับการส่งข้อมูล ไปแสดงผลที่คอมพิวเตอร์ เนื่องจากมีการส่งข้อมูลผ่านระบบเครือข่ายทำให้เกิดความล่าช้าในการรับข้อมูลซึ่งจะเร็วหรือช้าเพียงใดก็ขึ้นอยู่กับความหนาแน่นของข้อมูลในระบบเครือข่ายในขณะนั้น

ส่วนของการบันทึกข้อมูล ตัวโปรแกรมจะบันทึกข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจลงในฐานข้อมูลทำให้เป็นการรักษาความปลอดภัยของข้อมูลได้อย่างดี แต่การจัดเก็บข้อมูลไม่ได้ผ่านขบวนการบีบอัดข้อมูล(ปัจจุบันใช้เนื้อที่ในการจัดเก็บ 6500 กิโลไบต์ต่อนาที) จึงต้องใช้เนื้อที่ของฮาร์ดดิสมากกว่าการเก็บข้อมูลแบบบีบอัด ซึ่งในอนาคตผู้ที่สนใจที่จะศึกษางานวิจัยด้านนี้ อาจจะออกแบบให้เครื่องตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้จำนวนลิตที่มากขึ้น รวมทั้งมีการแสดงกราฟสัญญาณต่างๆหรือเก็บข้อมูลที่ตัวเครื่อง นอกจากนี้ในส่วนของแหล่งจ่ายไฟอาจจะออกแบบระบบไฟฟ้าสำรองหรือแบตเตอรี่ ไว้ใช้ในกรณีฉุกเฉินและหากต้องการผลิตเครื่องตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจให้เป็นผลิตภัณฑ์ ผู้ผลิตก็ควรใช้อุปกรณ์ ที่มีคุณภาพที่สูงขึ้น เพื่อให้ได้สัญญาณที่มีคุณภาพที่ดีขึ้น ส่วนของโปรแกรมก็อาจจะออกแบบให้มีการประมวลผลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ เพื่อตรวจหาความผิดปกติของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ เป็นต้น

7. กิตติกรรมประกาศ

ขอขอบคุณ รศ. ดร. กอบชัย เดชหาญ ดร. ศรีวัฒน์ ชิวปริษา ภาควิชาโทรคมนาคม มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง รศ. ดร. สุรพันธ์ น้อยมณี ภาควิชาวิศวกรรมคอมพิวเตอร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่ ที่ให้คำปรึกษา และแนวทางในการทำวิจัยในครั้งนี้

8. เอกสารอ้างอิง

- [1] ชมพูนุท อ่องจรีต. คลื่นไฟฟ้าหัวใจทางคลินิก. กรุงเทพฯ: สำนักพิมพ์กรุงเทพเวชสารยูนิตีพับลิเคชั่น, 2530.
- [2] จีรศักดิ์ นพคุณ. สรีรวิทยาคณิตขั้นพื้นฐาน. กรุงเทพฯ: สำนักพิมพ์จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย, 2527.
- [3] มานิตย์ เกียรติกิจาษาจร. “การลดขนาดข้อมูลสัญญาณไฟฟ้าหัวใจโดยการแปลงเวฟเล็ต.” วิทยานิพนธ์ปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมไฟฟ้า บัณฑิตวิทยาลัย สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง, 2542.
- [4] วรรณต์ ตรีพรหม. สัญญาณชีพ โครงการตำรา ภาควิชาการพยาบาลพื้นฐาน. คณะพยาบาลศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่ โอเดียนสโตร์, 2537.
- [5] ณาจารย์ภาควิชาสรีรวิทยา. สรีรวิทยา. ภาควิชาสรีรวิทยา. คณะวิทยาศาสตร์ มหาวิทยาลัยมหิดล, 2542.

- [6] ชูศักดิ์ เวชแพศย์. อุปกรณ์การแพทย์: หลักการ, การออกแบบและการนำไปใช้งาน. โครงการวิจัยและพัฒนาอุปกรณ์ชีวการแพทย์. มหาวิทยาลัยมหิดล, 2526.
- [7] สมศรี ดาวฉาย. วิชาอุปกรณ์การแพทย์สำหรับหอผู้ป่วยหนัก. กรุงเทพฯ: สวัสดิการพิมพ์, 2540.
- [8] สุรศักดิ์ สงวนพงษ์. สถาปัตยกรรมและโปรโตคอลที่ซีพี/ไอพี. กรุงเทพฯ : เอช.เอ็น. กรุ๊ป, 2543.
- [9] สมพร จิวรสกุล. คู่มือการติดตั้ง และใช้งาน Microsoft SQL Server 2000 ฉบับสมบูรณ์. นนทบุรี : อินโฟเพรส, 2545.
- [10] ยืน ภู่วรรณ. เทคนิคการประยุกต์และใช้งานลินีเยร์ไอซีเล่ม 1. กรุงเทพฯ: บ. ซีเอ็ดดูเคชั่น จำกัด, 2538.
- [11] วัฒนา โพธิ์เจริญ. “การออกแบบระบบการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบรวมศูนย์.” วิทยานิพนธ์ปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมไฟฟ้า บัณฑิตวิทยาลัย สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง, 2541
- [12] Degem Systems .Biomeical Measurements and Signal Data Processing. U.S.A.: I.T.S Inter Training in Systems Ltd., 1992.
- [13] Brown, John M., and Carr, Joseph J. Introduction to Biomedical Equipment Technology. U.S.A. Prentice-Hall, Inc. Simon & Schuster/A Viacom Company, Upper Saddle River, New jersey, 1998.
- [14] Rabbit Semiconductor. Rabbit 2000 Microprocessor User's Manual. U.S.A. Rabbit Semiconductor, 2003.
- [15] Webster, John G. Medical Instrumentation Application and Design. U.S.A. Houghtoun Mifflin Company Boston Toronto, 1992.
- [16] Tompkins, Willis J. Biomedical Digital Signal Processing. U.S.A. Prentice-Hall, Inc. A Simon & Schuster Company Engiewood Cliffs, New Jersey, 1993.

การหาค่า kVp และ mAs ที่เหมาะสมในการเอกซเรย์ทรวงอกโดยใช้เทคนิค Least Square

Optimum kVp and mAs for Chest X-RAY Using Least Square

รสจรินทร์ บุญทวัน¹, ธาณิญา ชวนชม¹, ศศิกรณ์ นิโรธเริงศิริ¹, ศาสตราวุธ ธรรมกิตติพันธ์²

¹ภาควิชาฟิสิกส์อุตสาหกรรมและอุปกรณ์การแพทย์ คณะวิทยาศาสตร์ประยุกต์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าพระนครเหนือ

1518 ถนนพิบูลย์สงคราม บาง ซื่อ กรุงเทพฯ 10800 Email: rodjarinb@yahoo.com

²คณะแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยมหิดล

6 ถนนโยธี เขตราชเทวี กรุงเทพฯ 10400 Email: sastra_tham@yahoo.com

บทคัดย่อ

การเอกซเรย์ปอดเป็นวิธีการที่แพทย์ใช้ในการวินิจฉัยโรคติดตามผลการรักษาที่มีราคาถูกสามารถแสดงให้เห็นรอยโรคได้ การกำหนดค่า kVp และ mAs ที่เหมาะสมกับขนาดตัวของผู้ป่วยจะทำให้ได้ภาพที่ดี สามารถนำไปวินิจฉัยโรคได้อย่างถูกต้อง งานวิจัยฉบับนี้กล่าวถึงการออกแบบและสร้างเครื่องวัดความหนาตัวผู้ป่วยที่สามารถแสดงปริมาณรังสีที่เหมาะสมกับขนาดตัวผู้ป่วย โดยใช้เทคนิค Least Square จากการประมวลผลด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์ AVR Mega32 ที่รับสัญญาณจากอุปกรณ์ตรวจวัดระยะทางผลจากการวิจัยปรากฏว่าเครื่องวัดความหนาตัวผู้ป่วยที่สามารถ แสดงปริมาณรังสีที่เหมาะสมกับขนาดตัวผู้ป่วย มีความถูกต้อง และประสิทธิภาพ มีความเหมาะสม สามารถนำไปใช้กับผู้ป่วยได้

Abstract

The plain chest radiograph is the basic tool in diagnosis and follow-up patients in general times with inexpensive imaging and to demonstrate pathological lesions. Selected Optimum kVp and mAs for the thickness of the Patient can give a qualified radiography and accurate diagnosis. The aim of this study was to design and construction of the instrument to measure the patient size and display the optimum exposure using Least square calculating output signal from Distance Measuring Sensors by AVR Mega32 microcontroller. The result showed that our constructed equipments for measurement of the thickness of the patients can show the accurate and efficient value of optimum exposure. This equipment can be used for radiographic diagnosis.

Keywords: kVp, mAs, Least square, Microcontroller

1. บทนำ

การกำหนดค่า kVp และ mAs ที่เหมาะสมในการเอกซเรย์ทรวงอก ทำให้ได้ภาพเอกซเรย์ที่มี Resolution, Contrast และคุณภาพของภาพที่ดี สามารถเห็นรายละเอียดของภาพเอกซเรย์ได้ดี เห็นรอยโรคได้ชัดเจนมากยิ่งขึ้น ทำให้การวินิจฉัยมีความถูกต้องมากขึ้นในการวัดความหนาของผู้ป่วยต้องใช้ อุปกรณ์วัดความหนา และต้องใช้เวลาในการวัดช่วงหนึ่ง ซึ่งทำให้เสียเวลา ที่อาจเกิดข้อผิดพลาดของแต่ละบุคคล ดังนั้นในการกำหนดค่า kVp และ mAs จึงยังอาศัยการคาดคะเนขนาดของผู้ป่วยโดยสายตา แล้วกำหนดค่า kVp และ mAs โดยนักรังสีการแพทย์ ทำให้เกิดความผิดพลาดในการ กำหนดค่า kVp และ mAs ที่เหมาะสม ภาพที่ได้จึงมีคุณภาพด้อยลงจากความเป็นจริง อาจเกิดข้อผิดพลาดในการวินิจฉัยโรคได้ ดังนั้นเพื่อให้มีการ กำหนดค่า kVp และ mAs ที่ถูกต้องจึงต้องมีการวัดขนาดความหนาของผู้ป่วยเพื่อให้ได้ภาพเอกซเรย์ที่มีคุณภาพ ซึ่งวิธีการวัดนั้นจะต้องมีความ ถูกต้องและรวดเร็วเพื่อให้สามารถบริการผู้ป่วยที่มารับบริการได้อย่างมีคุณภาพและรวดเร็ว

2. ทฤษฎีและหลักการ

2.1 การประมาณค่าโดยวิธี Least Square[5]

การสร้างแบบจำลองทางคณิตศาสตร์ เพื่ออธิบายปรากฏการณ์ทางวิทยาศาสตร์วิธีหนึ่ง คือการนำข้อมูลจากการทดลองมาหาความสัมพันธ์ระหว่างตัวแปรที่ปรากฏในการทดลอง แล้วเขียนเป็นสมการ หรือฟังก์ชันทางคณิตศาสตร์ เพื่ออธิบายปรากฏการณ์นั้น การประมาณค่าฟังก์ชันโดยวิธี Least Square จะได้ฟังก์ชันที่เป็นตัวแทนที่ดีที่สุดของข้อมูล เพราะได้จากการเฉลี่ยค่าความคลาดเคลื่อนของข้อมูลให้เหลือน้อยที่สุด ดังนั้นเมื่อเขียนกราฟของฟังก์ชัน เส้นกราฟจะผ่านบริเวณจุดต่างๆ ของข้อมูล โดยจะตัดผ่านจุดของข้อมูลบางจุด การประมาณค่าโดยวิธีนี้ เส้นกราฟจะมีลักษณะราบเรียบ ใกล้เคียงความเป็นจริงกว่าสมการที่ได้จะได้สมการที่กะทัดรัด ไม่

ขึ้นอยู่กับจำนวนของข้อมูลสามารถนำมาหาอนุพันธ์ หรืออินทิเกรต เพื่อให้ได้ค่าที่ต้องการได้ง่าย โดยฟังก์ชันที่สร้างขึ้นใหม่นี้จะอยู่ในรูปสมการโพลิโนเมียล ความถูกต้องของฟังก์ชันจะขึ้นอยู่กับคิกรีของโพลิโนเมียล การประมาณค่า Least Square เป็นเทคนิคที่ใช้ได้หลากหลาย ในขั้นต้นจะกล่าวถึงการประมาณค่า Continuous Least Square ซึ่งจะประมาณค่า $f \in C[a, b]$ ในรูปแบบพื้นฐานจะหาค่าประมาณโพลิโนเมียล Π_n นั่นคือจะหาค่า $p \in \Pi_n$

$$\|f - p\|_2^2 = \int_a^b (f(x) - p(x))^2 dx \quad (1)$$

เขียน p ในรูปแบบพื้นฐานได้

$$p(x) = a_0 + a_1x + a_2x^2 + \dots + a_nx^n \quad (2)$$

จากนั้นหาค่าสัมประสิทธิ์ a_0, a_1, \dots, a_n ได้จาก

$$F(a_0, a_1, \dots, a_n) = \int_a^b (f(x) - a_0 - a_1x - \dots - a_nx^n)^2 dx \quad (3)$$

จากนั้นทำการหาอนุพันธ์เทียบกับ a_i แสดงได้ดังสมการที่ 2-4

$$\frac{\partial F}{\partial a_i} = -2 \int_a^b x^i (f(x) - a_0 - a_1x - \dots - a_nx^n) dx \quad (4)$$

จากสมการที่ (4) F จะมีค่าน้อยที่สุดเมื่อ $\partial F / \partial a_i = 0$ สำหรับทุก i และสามารถจัดให้อยู่ในรูปได้ดังสมการที่ (5) และอยู่ในรูปเมตริกได้ดังสมการที่ (6)

$$a_0 \int_a^b x^i dx + a_1 \int_a^b x^{i+1} dx + \dots + a_n \int_a^b x^{i+n} dx = \int_a^b x^i f(x) dx \quad (5)$$

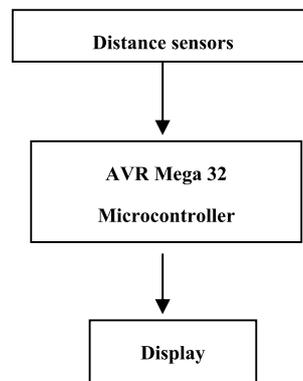
$$Xa = f \quad (6)$$

จากสมการที่ (6) เมตริก X และเวกเตอร์ข้างขวาของ f มีองค์ประกอบดังสมการที่ (7)

$$x_{ij} = \int_a^b x^{i+j-2} dx \quad f_i = \int_a^b x^{i-1} f(x) dx \quad (7)$$

3. วิธีการดำเนินการวิจัย

โครงการวิจัยในส่วนนี้ เป็นการออกแบบเครื่องวัดความหนาของตัวผู้ป่วยที่สามารถแสดงค่าปริมาณรังสีที่เหมาะสมในการเอกซเรย์ทรวงอก โดยใช้อุปกรณ์ตรวจวัดระยะทาง Distance Measuring Sensor ที่เป็นคลื่นอินฟราเรด (Infrared) เพื่อความแม่นยำในการวัด สัญญาณที่ออกมา (Output) จะออกมาในรูปของแรงดัน (Voltage) ในรูปของสัญญาณอนาล็อก (Analog) ดังนั้นจึงต้องผ่านกระบวนการแปลงสัญญาณเสียก่อนเพื่อให้ได้สัญญาณ ในรูปแบบดิจิทัลที่สามารถประมวลผลได้ โดยใช้อุปกรณ์แปลงสัญญาณ Analog to Digital Converter (ADC) ก่อนจะนำมาต่อกับตัวไมโครคอนโทรลเลอร์เพื่อทำการประมวลผล แล้วจะแสดงผลที่ได้ออกทางจอแสดงผล Liquid Crystal Display (LCD)



รูปที่ 1 บล็อกโคโตะแกรมเครื่องวัดความหนาของตัวผู้ป่วยที่สามารถแสดงค่าปริมาณรังสีที่เหมาะสมในการเอกซเรย์ทรวงอก

3.1 การหาค่าปริมาณรังสีที่เหมาะสมเพื่อนำไปคำนวณหาปริมาณรังสี
 การหาค่าปริมาณรังสีที่เหมาะสมเพื่อนำไปคำนวณหาปริมาณรังสีที่เหมาะสมกับขนาดตัวผู้ป่วยในท่า Postero anterior (PA) โดยใช้เครื่องมือวัดขนาดตัวผู้ป่วยซึ่งมีความละเอียดในหน่วยเซนติเมตร โดยจะวัดบริเวณจุดกึ่งกลางลำรังสีสำหรับการถ่ายภาพเอกซเรย์ทรวงอกในที่นี้คือ Inferior Angle of Scapular แล้วให้รังสีเทคนิคกำหนดค่าปริมาณรังสี โดยกำหนดค่าความต่างศักย์สูงสุดที่ 110 kVp [8] เนื่องจากการที่ค่าความต่างศักย์สูงสุดที่สูงนั้นเนื่องจากปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับนั้นจะมีปริมาณน้อยกว่าการใช้ค่าความต่างศักย์สูงสุดที่ต่ำ การวิจัยครั้งนี้จึงเป็นหาค่า mAs ที่เหมาะสมกับขนาดตัวผู้ป่วย โดยดูจากค่า Sensitivity ของภาพเอกซเรย์ซึ่งจะต้องมีค่าระหว่าง 100 ถึง 300 จึงจะถือว่าค่า mAs ที่พอเหมาะเป็นค่าที่ยอมรับได้ และภาพที่ได้แพทย์ต้องสามารถอ่านผลได้ แล้วบันทึกการทดลอง นำไปหาค่าเฉลี่ย ของ

แต่ละความหนาของทรงอกของคนไข้ แล้วนำไปหาค่าปริมาณรังสีที่เหมาะสมโดยใช้เทคนิคการประมาณค่า Least Square โดยใช้โปรแกรม Matlab ช่วยในการหาออร์เดอร์ที่เหมาะสมสำหรับการ ในการวิจัยครั้งนี้ ออร์เดอร์ที่เหมาะสมคือออร์เดอร์ 3



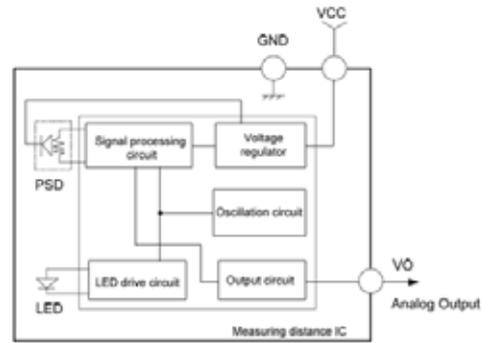
รูปที่ 2 เครื่องมือวัดความหนาตัวผู้ป่วยแบบ Scale

3.2 การออกแบบเครื่องวัดความหนาของตัวผู้ป่วยที่สามารถแสดงค่าปริมาณรังสีที่เหมาะสมในการเอกซเรย์ทรงอก

การสร้างเครื่องวัดความหนาของตัวผู้ป่วยที่สามารถแสดงค่าปริมาณรังสีที่เหมาะสมในการเอกซเรย์ทรงอกนั้นต้องมีอุปกรณ์ตรวจวัดระยะทางด้วยคลื่นแสงอินฟราเรดที่ใช้สำหรับการวัดระยะทาง ในโครงงานวิจัยนี้ผู้วิจัยจึงได้ทำการออกแบบเครื่องมือขึ้นมาโดยอุปกรณ์ชนิดนี้จะทำหน้าที่ในการวัดระยะทางจากหลอดเอกซเรย์ถึงตัวผู้ป่วย แล้วนำไปลบกับระยะทางจากหลอดเอกซเรย์ถึงแผ่นรับสัญญาณภาพ (Imaging Plate) ส่วนประกอบของเครื่องวัดความหนาของตัวผู้ป่วยที่สามารถแสดงค่าปริมาณรังสีที่เหมาะสมในการเอกซเรย์ทรงอกจะประกอบไปด้วยอุปกรณ์ตรวจวัดระยะทาง (Distance Measuring Sensors) ของบริษัท SHARP รุ่น GP2Y0A700K0F, บอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์ AVR Mega32 ซึ่งหน้าที่แปลงสัญญาณจากอนาล็อกเป็นสัญญาณดิจิทัล (Analog to Digital Converter) และหน้าจอ LCD



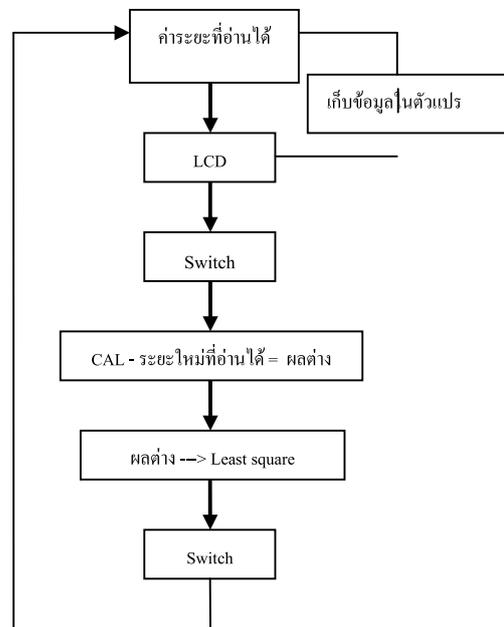
รูปที่ 3 อุปกรณ์ตรวจวัดระยะทาง (Distance Measuring Sensors)



รูปที่ 4 โค้ดแกรมภายในของอุปกรณ์ตรวจวัดระยะทาง

3.3 การออกแบบซอฟต์แวร์ (Software)

หลักการการทำงานของโปรแกรม คือ ไมโครคอนโทรลเลอร์รับสัญญาณจาก Distance Measuring Sensors ที่เป็นแรงดันเอาต์พุต (สัญญาณอนาล็อก) แล้วแปลงสัญญาณเอาต์พุตที่ได้ให้เป็นระยะทาง แล้วเก็บไว้ในตัวแปร CAL แล้วเมื่อกดสวิทช์ ไมโครคอนโทรลเลอร์จะทำการรับสัญญาณจาก Distance Measuring Sensors อีกครั้ง แปลงสัญญาณเอาต์พุตที่ได้ให้เป็นระยะทางซึ่งค่าที่ได้ต้องมีค่าน้อยลงเนื่องจากการรับสัญญาณครั้งที่ 2 จะมีผู้ป่วยอยู่ทำให้ระยะทางลดลง นำค่าระยะทางที่ได้ ไปลบออกจากค่า CAL ก็จะได้ความหนาของตัวผู้ป่วย แล้วนำค่าที่ได้ไปคำนวณโดยใช้ Least square เพื่อให้ได้ค่าปริมาณรังสีที่พอเหมาะ กดสวิทช์อีกครั้งเพื่อเริ่มทำการวัดใหม่



รูปที่ 5 โฟลว์ชาร์ทการทำงานของโปรแกรม

4. ผลการทดลอง

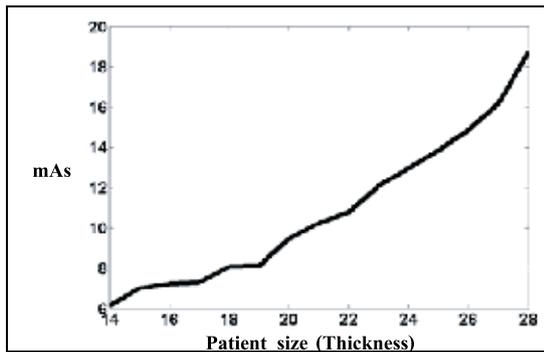
4.1 ค่าปริมาณรังสีที่เหมาะสมในการเอกซเรย์ทรวงอกจากการทดลอง

ค่าปริมาณรังสีที่เหมาะสมในการเอกซเรย์ทรวงอกได้จากการทดลองจากผู้ป่วยทั้งสิ้นจำนวน 338 ราย ที่มีค่า Sensitivity อยู่ในช่วงที่ยอมรับได้คือ 100-300 โดยนักรังสีการแพทย์กำหนดค่า mAs ตามความหนาของตัวผู้ป่วยที่วัดได้จากเครื่องมือวัดความหนา (Scale) แล้วนำมาหาค่าเฉลี่ย เพื่อนำไปหาค่าปริมาณรังสีที่เหมาะสมโดยใช้เทคนิค Least Square

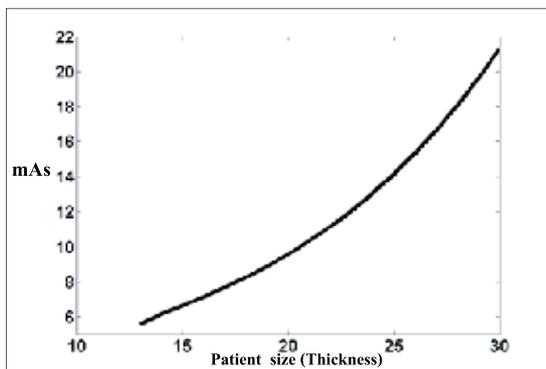
4.2 ค่า mAs เฉลี่ย ของความหนาของตัวผู้ป่วยที่นำไปหาค่าที่เหมาะสม

โดยเทคนิค Least Square

ค่า mAs เฉลี่ยที่นำไปคำนวณหาค่าปริมาณรังสีที่เหมาะสมโดยใช้เทคนิค Least Square ซึ่งใช้โปรแกรม Matlab ในการคำนวณเพื่อหาออร์เดอร์ที่ถูกต้อง ในที่นี้คือออร์เดอร์ 3 ซึ่งเมื่อทำการพลอตกราฟจะแสดงให้เห็นว่าความสัมพันธ์ของขนาดความหนาของผู้ป่วยกับค่า mAs มีแนวโน้มความสัมพันธ์ในแนวเส้นตรงมากขึ้น และมีค่าใกล้เคียงกับค่า mAs เฉลี่ยในแต่ละความหนา



รูปที่ 6 กราฟแสดงความสัมพันธ์ของขนาดความหนาของผู้ป่วยกับค่า mAs



รูปที่ 7 กราฟแสดงความสัมพันธ์ของขนาดความหนาของผู้ป่วยกับค่า mAs เมื่อใช้ Least square ที่ออร์เดอร์ 3

ตารางที่ 1 ค่า mAs เฉลี่ยที่ใช้ในแต่ละความหนาที่นำไปหาค่าที่เหมาะสม โดยเทคนิค Least Square

Patient size	mAs	Patient size	mAs
14	6.125	22	10.774
15	7	23	12.085
16	7.231	24	12.969
17	7.305	25	13.846
18	8.063	26	14.875
19	8.117	27	16.167
20	9.482	28	18.75
21	11.536		

5. สรุป

เครื่องวัดความหนาของผู้ป่วยที่สามารถแสดงปริมาณรังสีที่เหมาะสมในการเอกซเรย์ทรวงอกที่ผู้วิจัยได้ออกแบบและสร้างขึ้นมานั้นได้มีการพัฒนาให้สะดวกต่อการตรวจวัดความหนา มีความแม่นยำและถูกต้องในการวัดระยะ ซึ่งลักษณะของการออกแบบจะทำให้มีการใช้งานง่าย ในส่วนของการทดสอบเครื่องตรวจวัด ผู้วิจัยได้ทำการทดสอบโดยใช้เครื่องวัดความหนาของผู้ป่วยที่สามารถแสดงปริมาณรังสีที่เหมาะสมในการเอกซเรย์ทรวงอกกับผู้ป่วยจริงจำนวน 50 ราย และจากการดูค่า Sensitivity ที่ออกมาทุกครั้งจะอยู่ในช่วง 100 ถึง 300 นั้นแสดงปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับนั้นมีปริมาณที่เหมาะสม และแพทย์สามารถอ่านผลจากภาพเอกซเรย์เหล่านั้นได้ แสดงว่าเครื่องดังกล่าวสามารถใช้ได้กับผู้ป่วยจริง ทำให้สามารถประหยัดเวลา และทรัพยากรต่างๆ

เอกสารอ้างอิง

- [1]. ขวลิขิต วงษ์เอก, เทคนิคการให้ปริมาณรังสีเพื่อการถ่ายภาพเอกซเรย์ <http://www.mt.mahidol.ac.th/homepage/eLearning/MTRD310/w%20first/fl.htm>
- [2]. จิตต์ชัย สุริยะไชยากร,มานัส มงคลสุข,มาลินี ธารารุณ,ขวลิขิต วงษ์เอก, การควบคุมคุณภาพของภาพเอกซเรย์.พิมพ์ครั้งที่ 2 , 2539.
- [3]. FREY PAPP,QUALITY MANAGEMENT IN THE IMAGING SCIENCES,Von Hoffmann Press,INC.,1st ed ., 1998, 106-107
- [4]. Jeffrey Papp, Quality management in the Imaging Sciences, 3rd ed: Mosby Inc, St. Louis, Missouri, 2006

- [5]. ทรงศักดิ์ ศรีบุญจิตต์, เอกสารคำสอน, Economic by Peter Schmich, คณะเศรษฐศาสตร์, มหาวิทยาลัยเชียงใหม่
- [6]. นคร ภักดีชาติ, กฤษดา ใจเย็น, ชัยวัฒน์ ลิ้มพรจิตรวิไล, เรียน เล่น ไมโครคอนโทรลเลอร์ AVR กับ ATmega8. กรุงเทพฯ :บ. อินโนเวตีฟ เอ็กเพอริเมนท์.
- [7]. วรวิรินทร์ เคารพ. เรียนรู้และเข้าใจสถาปัตยกรรมไมโครคอนโทรลเลอร์ PIC16F877. กรุงเทพฯ : บ. อีทีที จำกัด, 2546.
- [8]. High kVp chest radiography, AJR AM J Roengenol. 1977 Dec;129(6):1138-9: pp. 9-16, Bangkok, Thailand, 1999.

การพัฒนาและทดสอบชุดฝึกความว่องไวสำหรับนักกีฬา Development and Test of Agility Training Kit for Sports Persons

ธีระศักดิ์ จันทร์วิมลเรือง¹, ทศพล เจริญชัย², จิรมพันธุ์ เจริญพงษ์¹, วงศ์วิทย์ เสนะวงศ์¹

¹ สาขาวิศวกรรมชีวการแพทย์ คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ

Email: theerasak@swu.ac.th, wongwit@swu.ac.th

² คณะสหเวชศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ

Email: tossaphon@swu.ac.th

บทคัดย่อ

ความว่องไวเป็นทักษะที่สำคัญอย่างหนึ่งสำหรับนักกีฬาในการนำไปสู่ความสำเร็จ ในกีฬาบอลเลย์บอลความว่องไวของนักกีฬาจะบ่งบอกถึงศักยภาพในการเคลื่อนที่เข้าหาบอลเพื่อรับหรือตีลูก การประเมินและการฝึกความว่องไวที่ใช้อยู่ในปัจจุบัน มักเป็นการฝึกที่มีรูปแบบที่ดูคล้ายความว่องไวของนักกีฬาโดยรวม คณะผู้วิจัยจึงสนใจที่จะพัฒนาอุปกรณ์ที่ใช้เพื่อพัฒนาทักษะความว่องไวสำหรับนักกีฬา อุปกรณ์ดังกล่าวอาศัยหลักการของการทดสอบปฏิกิริยาตอบสนองมาประยุกต์ใช้ โดยทำเสาไฟที่มีไฟสามระดับสูง-กลาง-ต่ำ และแต่ละเสามีความอิสระต่อกันและควบคุมผ่านไมโครคอนโทรลเลอร์ด้วยการใช้ระบบไร้สาย ในการตั้งเวลาและควบคุมการเปิด-ปิดของหลอดไฟในแต่ละเสา ทำให้สามารถประเมินศักยภาพการตอบสนองของสายตา การตัดสินใจและการพุ่งตัวเคลื่อนที่ไปยังเป้าหมายของนักกีฬาที่ทดสอบได้ โดยผลที่ออกมาจากการทดสอบจะเป็นเวลาที่ใช้ตั้งแต่เริ่มกดทดสอบและเคลื่อนตัวไปแตะไฟที่ติดจนดับและช่วงที่สองคือเวลาที่ใช้ตั้งแต่ไฟที่แตะดับจนกระทั่งกลับมาแตะจุดเริ่มต้นในการทดสอบ แต่ละครั้งในเสาแต่ละต้น จึงเป็นการดูปฏิกิริยาเคลื่อนที่ตอบสนองในแต่ละทิศทางได้ และสามารถคำนวณหาความเร็วและความเร่งของการเคลื่อนที่ในแต่ละทิศทางได้ โดยใส่ระยะทางจากจุดเริ่มต้นไปยังเสาแต่ละต้น โปรแกรมที่ใช้ในการควบคุมสัญญาณและการประมวลผลจะใช้งานบนระบบปฏิบัติการวินโดวส์ ซึ่งง่ายต่อการใช้งานผลที่ได้จากการทดสอบจะทำให้ผู้ฝึกสอนนักกีฬาและนักกีฬาสามารถทราบถึงศักยภาพการเคลื่อนที่และการเคลื่อนไหวตอบสนองในแต่ละทิศทางของตนเอง และสามารถนำไปปรับปรุงรูปแบบการฝึกเฉพาะสำหรับนักกีฬาแต่ละบุคคลได้ นอกจากนี้ยังอุปกรณ์ดังกล่าวยังสามารถประยุกต์ใช้เพื่อสร้างรูปแบบการฝึกเพื่อพัฒนาความว่องไวของนักกีฬาได้อีกด้วย

Abstract

Agility is one of the most important skills for any sport person to succeed. In volleyball, agility indicates the potential to move to the approaching

ball. Practicing and evaluating agility now may only be a pattern to give overview of the sportsmen. Our group of researchers developed a tool to increase the agility skills. The concept is about using the reaction to the post which has different levels of light bulbs, low, medium and high. Each post can be controlled independently through microcontroller via wireless system. The timing and controlling of on-off switching of light bulbs are controlled in order to determine the eye response, ability and agility of the sport person moving to those bulbs. The results show the time taking from starting to pass the sensor of the flashing bulb and the time from the light bulb shut to the moment the starting point is touched again. Therefore, the reaction to each bulb from different post in different directions can be analyzed by the trainer through the controlling and processing program via Microsoft windows which is easy to operate. The results will give the trainer and the sport person the ability and potential to move in different directions and the program can be adapted to suit each sport person. Moreover, this agility training kit can be applied to make different patterns of agility training for any sport person.

Keywords: ความว่องไวของนักกีฬา, การฝึกความว่องไว, Agility training, Sport Movement

1. คำนำ

ความว่องไว (Agility) เป็นสมรรถภาพทางกายอย่างหนึ่งที่สำคัญในนักกีฬา โดยเป็นความสามารถในการเปลี่ยนตำแหน่งร่างกายอย่างรวดเร็ว ซึ่งจะต้องอาศัยศักยภาพทางกายหลากหลายอย่างมาผสมผสานไม่ว่าปฏิกิริยาการตอบสนอง ความแข็งแรง การทรงตัว การประสานสัมพันธ์ของเอ็นกล้ามเนื้อและข้อต่อ การรักษาสมดุลและการทรงท่าของร่างกาย ฯลฯ ดังนั้นจึงไม่สามารถปฏิเสธได้ว่าความว่องไวของร่างกายนั้นมีความสำคัญอย่างมากโดยเฉพาะอย่างยิ่งในนักกีฬา การฝึกเพื่อฟื้นฟูสมรรถภาพการ



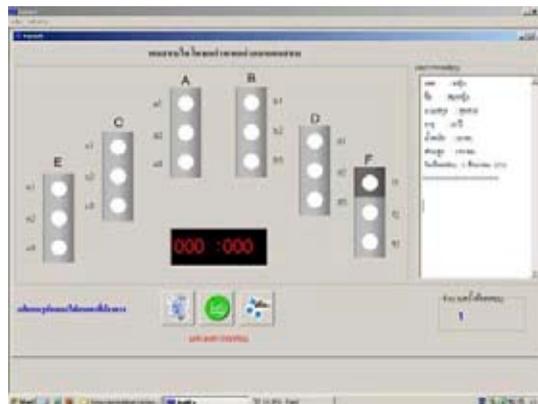
รูปที่ 3 ชุดฝึกความว่องไวสำหรับนักกีฬาที่ออกแบบขึ้น

การทดสอบด้วยชุดเครื่องมือฝึก-ทดสอบความว่องไว จะทำการทดสอบ 2 รูปแบบ ได้แก่ รูปแบบแรกเป็นรูปแบบที่ผู้เข้าร่วมการวิจัยทราบลำดับการคิดของตำแหน่งหลอดไฟบนเสาแต่ละต้นไว้ล่วงหน้า (Agility on Sequence Testing) หลอดไฟแต่ละตำแหน่งจะติด 1 ครั้งในแต่ละรอบของการทดสอบ ทำการทดสอบ 2 รอบ แต่ละรอบพัก 10 นาที การทดสอบนี้ต้องการเพื่อประเมินความว่องไวในการเคลื่อนที่ไปในแต่ละทิศทางเป็นหลัก และรูปแบบที่สอง เป็นการสุ่มตำแหน่งของการคิดของหลอดไฟโดยที่ผู้เข้าร่วมตารางที่ 1 แสดงลำดับตำแหน่งการคิดของหลอดไฟในแต่ละรูปแบบของการทดสอบ Agility on Random testing

Pattern 1	Pattern 2	Pattern 3
B-low	D-low	B-mid
A-mid	C-low	B-low
D-mid	D-mid	A-low
C-mid	B-low	D-mid
C-low	B-mid	A-mid
A-low	A-low	C-low
B-mid	C-mid	D-low
D-low	A-mid	C-mid

*A = แทนทดสอบ A, B = แทนทดสอบ B, C = แทนทดสอบ C, และ D = แทนทดสอบ D

* Low = ตำแหน่งหลอดไฟอยู่ระดับล่าง, mid = ตำแหน่งหลอดไฟอยู่ระดับกลาง



รูปที่ 4 ซอฟต์แวร์ที่สร้างขึ้นเพื่อใช้ควบคุมชุดฝึกความว่องไวสำหรับนักกีฬา

รูปแบบที่สอง เป็นการสุ่มตำแหน่งของการคิดของหลอดไฟโดยที่ผู้เข้าร่วมทดสอบไม่ทราบล่วงหน้า (Agility on Random Testing) ทำการทดสอบ 3 ครั้งมีรูปแบบการคิดของหลอดไฟ 3 รูปแบบ และสุ่มลำดับการทดสอบแต่ละรูปแบบในแต่ละคน เพื่อใช้ประเมินเวลาปฏิกิริยาตอบสนอง ของการสังเกตด้วยสายตาต่อการตัดสินใจเคลื่อนที่ไปยังแต่ละเป้าหมาย รูปภาพจะต้องมีความกว้างไม่เกิน 81 มม. เพื่อให้ลงในหนึ่งคอลัมน์ได้ หรือในกรณีจำเป็นจริงๆ เพื่อรักษารายละเอียดในภาพอาจยอมให้มีความกว้างได้เพิ่มหน้ากระดาษ (กว้าง 168 มม.) โดยที่ตัวอักษรทั้งหมดในรูปภาพ จะต้องมีความใหญ่สามารถอ่านได้สะดวก และต้องไม่เล็กกว่าตัวอักษรในเรื่องเรื่อง

การทดสอบด้วยชุดฝึกความว่องไวสำหรับนักกีฬา (Agility Test Kit) จะทำการจับเวลาที่ใช้ในแต่ละครั้งของการคิดและดับของหลอดไฟแต่ละหลอดที่เกิดจากผู้รับการทดสอบกดปุ่มที่แทนที่อยู่จุดเริ่มที่อยู่กึ่งกลาง และสังเกตตำแหน่งหลอดไฟบนเสาที่สว่างแล้วจึงวิ่งไปสัมผัสเซ็นเซอร์ที่อยู่ใต้หลอดไฟบนเสา จากนั้นหลอดไฟดังกล่าวจะดับลง และกลับมาจุดปุ่มที่จุดเริ่มอีกครั้งเพื่อหยุดเวลาที่ใช้ในการเคลื่อนที่ที่กลับและเริ่มทดสอบตำแหน่งต่อไป ระบบจะทำการวัดเวลาที่ใช้ไปตั้งแต่เริ่มทดสอบ จนกระทั่งสัมผัสเซ็นเซอร์ และเวลาที่ใช้ตั้งแต่ไฟดับและกลับมาที่จุดเริ่ม ข้อมูลเวลาดังกล่าวจะถูกส่งผ่านโดยโมดูลแบบไร้สายโดยใช้ระบบไฟฟ้าอิเล็กทรอนิกส์ไปยังเครื่องคอมพิวเตอร์เพื่อบันทึกและประมวลผลค่าความเร็วในการตอบสนอง

4. ผลการศึกษา อภิปรายและสรุปผลการศึกษา

อาสาสมัครผู้เข้าร่วมการวิจัยจำนวน 5 คนมีอายุอยู่ในช่วง 19-20 ปี น้ำหนักเฉลี่ย 76.2±12.91 กิโลกรัม ส่วนสูงเฉลี่ย 173.6 ±7.77 เซนติเมตร ค่าเฉลี่ยของเวลา (S) ที่ได้จากการทดสอบความว่องไวแบบอิลินอยส์และแบบทราบลำดับการคิดของตำแหน่งหลอดไฟบนเสาแต่ละต้นไว้ล่วงหน้า ด้วย



รูปที่ 5 การทดสอบกับชุดฝึกความว่องไวสำหรับนักกีฬา

ชุดฝึกความว่องไวสำหรับนักกีฬา ดังแสดงในตารางที่ 2 ซึ่งเป็นรูปแบบที่ผู้เข้าร่วมทดสอบไม่ทราบล่วงหน้า ด้วยเครื่องชุดฝึกความว่องไวสำหรับนักกีฬา ดังแสดงในตารางที่ 3

การศึกษาคั้งนี้เป็นการพัฒนาอุปกรณ์และวิธีการเพื่อนำมาใช้ในการทดสอบและฝึกความว่องไว โดยกระบวนการทดสอบอุปกรณ์เป็นการนำวิธีการมาตรฐานอย่างหนึ่งที่ใช้กันในปัจจุบัน นำเป็นทดสอบร่วมกับการใช้ชุดฝึกความว่องไวสำหรับนักกีฬา เพื่อให้สามารถนำข้อมูลจากการทดสอบมาวิเคราะห์เปรียบเทียบข้อมูลในเชิงลึกเกี่ยวกับความว่องไวของผู้ถูกทดสอบหรือสามารถนำไปใช้ได้จริงกับนักกีฬาต่อไป โดยแบบมาตรฐานการทดสอบความว่องไวที่นำมาใช้ คือ การทดสอบความว่องไวแบบอิลินอยส์จากการทดสอบจับเวลาเมื่อเทียบกับค่าเกณฑ์การทดสอบที่มีพบว่าผู้เข้าร่วมการศึกษามีค่าความว่องไวอยู่ในเกณฑ์แย่ (Poor; male > 18.3 s) 3 คน และอยู่ในเกณฑ์ปานกลาง (Average; male > 18.1-16.2 s) 2 คน ซึ่งผลดังกล่าวที่บ่งบอกมาเป็นการบอกรวมรรถภาพความว่องไวในการเคลื่อนที่โดยรวม ไม่สามารถจำแนกแยกแยะเพื่อนำไปปรับปรุงผู้รับการทดสอบได้

การทดสอบแบบทราบลำดับการคิดของตำแหน่งหลอดไฟบนเสาแต่ละต้นไว้ล่วงหน้า ด้วยเครื่องชุดฝึกความว่องไวสำหรับนักกีฬา เป็นอุปกรณ์และวิธีการที่คณะผู้วิจัยได้ประยุกต์ขึ้นเพื่อนำมาใช้ประเมินความว่องไวในการเคลื่อนที่แต่ละทิศทางของผู้ทดสอบ การทดสอบจะมีการแจ้งลำดับการคิดของหลอดไฟบนเสาต่างๆล่วงหน้าและให้ผู้เข้ารับการทดสอบฝึกซ้อม

ก่อนทำการทดสอบจริง เพื่อเป็นการประเมินเกี่ยวกับความว่องไวในการเคลื่อนที่ไปในแต่ละทิศทางของนักกีฬาโดยตรง โดยระยะความห่างของเสาที่ตั้งไว้จากจุดกึ่งกลางที่ตั้งไว้ 2 เมตร เป็นระยะ โดยประมาณที่กะไว้ในการที่ผู้เล่นกีฬาบอลเลย์บอลเคลื่อนที่ไปรับลูกบอลเลย์บอล และตั้ง 4 เสาในมุมที่เป็นตำแหน่งการรับลูก ผลการศึกษาพบว่าเวลาที่ใช้เคลื่อนที่จากจุดเริ่มไปยังเป้าหมายที่มีไฟติดแต่ละเสาโดยเฉลี่ยของทั้ง 5 คนอยู่ที่ 1.62 ± 0.07 วินาที (range 1.55-1.73 วินาที) คิดเป็นความเร็วของการเคลื่อนไหวโดยเฉลี่ย 1.23 ± 0.06 เมตรต่อวินาที (range 1.16-1.29 เมตรต่อวินาที) ส่วนเวลาที่ใช้ในการเคลื่อนที่กลับจากเสาเป้าหมายมายังจุดเริ่มโดยเฉลี่ยของอยู่ที่ 0.64 ± 0.12 วินาที (range 0.5-0.8 วินาที) คิดเป็นความเร็วของการเคลื่อนไหวโดยเฉลี่ย 3.20 ± 0.61 เมตรต่อวินาที (range 2.49-4.03 เมตรต่อวินาที) ที่ตอนเคลื่อนที่กลับใช้เวลาน้อยกว่า อาจเป็นเพราะไม่จำเป็นต้องเคลื่อนตัวเพื่อปรับทิศทางเหมือนเคลื่อนที่ไปยังเป้าหมายใหม่แต่เป็นการกลับหันกลับมาและใช้แขนอีกข้างแตะที่จุดเริ่มต้นทำให้ใช้เวลานี้น้อยกว่า

ส่วนในการทดสอบที่ผู้เข้าร่วมทดสอบไม่ทราบล่วงหน้าคณะผู้วิจัยต้องการประเมินว่าสามารถนำวิธีการดังกล่าวเพื่อดูกระบวนการปฏิบัติตอบสนอง ของผู้เข้าร่วมการทดสอบเพื่อสังเกตและตัดสินใจก่อนเคลื่อนไ้ไปยังเป้าหมายในแต่ละทิศทางของผู้เข้าร่วมการทดสอบ โดยทำการหาค่าเวลาที่ใช้ในการเคลื่อนที่จากจุดเริ่มไปยังเป้าหมาย ของการทดสอบแบบผู้เข้าร่วมทดสอบไม่ทราบล่วงหน้า ของแต่ละตำแหน่งเสาด้วยค่าเฉลี่ยของค่าเวลาที่ใช้ในการเคลื่อนที่จากจุดเริ่มไปยังเป้าหมาย ของการทดสอบแบบทราบไว้ล่วงหน้า ของตำแหน่งเดียวกัน และนำมาหาค่าเฉลี่ยของเวลาที่ใช้ พบว่า ผู้เข้าร่วมการทดสอบทั้ง 5 คนมีค่าของเวลาปฏิกิริยาตอบสนองเฉลี่ยเท่ากับ 0.87, 0.42, 0.53, 0.82 และ 0.81 วินาทีตามลำดับ

ตารางที่ 2 แสดงค่าเฉลี่ยของเวลา (s) ที่ใช้ในการทดสอบ Illinois Agility Test และ Agility on Sequence testing

Sub ject	Average time (second)	Compare to Illinois Agility Run Rating Testing	Average time (s) of Running on Sequence testing															
			A-low		B-low		C-low		D-low		A-mid		B-mid		C-mid		D-mid	
			Go	Back	Go	Back	Go	Back	Go	Back	Go	Back	Go	Back	Go	Back	Go	Back
1	19.51	Poor	1.37	0.53	1.33	0.59	1.44	0.54	1.87	0.59	1.27	0.65	1.31	0.65	2.25	0.63	1.69	2.23
2	17.65	Average	1.4	0.41	1.6	0.4	2.21	0.61	2.1	0.64	1.71	0.7	1.55	0.64	1.7	0.48	1.58	1.68
3	18.91	Poor	1.42	0.44	1.23	0.49	1.41	0.49	1.96	0.58	1.59	0.44	1.39	0.5	2.58	0.49	1.75	1.02
4	17.47	Average	1.43	0.38	1.34	0.38	1.72	0.3	1.43	0.36	2.41	0.37	1.21	0.45	1.59	0.52	1.7	1.19
5	20.02	Poor	1.58	0.53	1.3	0.58	1.41	0.53	1.59	0.47	1.72	0.61	1.43	0.56	1.77	0.53	1.61	1.53

* Go = เคลื่อนที่จากจุดเริ่มไปยังตำแหน่งบนแทนทดสอบ (A,B,C, and D), Back = เคลื่อนที่กลับจากจุดบนแทนทดสอบไปยังจุดเริ่ม

ตารางที่ 3 แสดงค่าเฉลี่ยของเวลา (s) ที่ใช้ในการทดสอบ Agility on Random testing

Subjects	Average time of running on Random test (S)															
	A-low		B-low		C-low		D-low		A-mid		B-mid		C-mid		D-mid	
	Go	Back	Go	Back	Go	Back	Go	Back	Go	Back	Go	Back	Go	Back	Go	Back
1	1.37	0.53	1.33	0.59	1.44	0.54	1.87	0.59	1.27	0.65	1.31	0.65	2.25	0.63	1.69	2.23
2	1.40	0.41	1.60	0.40	2.21	0.61	2.10	0.64	1.71	0.70	1.55	0.64	1.70	0.48	1.58	1.68
3	1.42	0.44	1.23	0.49	1.41	0.49	1.96	0.58	1.59	0.44	1.39	0.50	2.58	0.49	1.75	1.02
4	1.43	0.38	1.34	0.38	1.72	0.30	1.43	0.36	2.41	0.37	1.21	0.45	1.59	0.52	1.70	1.19
5	1.58	0.53	1.30	0.58	1.41	0.53	1.59	0.47	1.72	0.61	1.43	0.56	1.77	0.53	1.61	1.53

* Go = เคลื่อนที่จากจุดเริ่มไปยังตำแหน่งบนแทนทดสอบ (A,B,C, and D), Back = เคลื่อนที่กลับจากจุดบนแทนทดสอบไปยังจุดเริ่ม

เมื่อนำวิธีการทดสอบแบบทราบตำแหน่งไว้ล่วงหน้าและแบบไม่ทราบล่วงหน้า เปรียบเทียบกับวิธีการทดสอบแบบเปลี่ยนทิศทางของความเร็ว (Change of direction speed test: CODST [2],[3],[4]) ที่เป็นการทดสอบความเร็วในการเคลื่อนเปลี่ยนทิศทางไปทางด้านข้างและ การทดสอบปฏิกิริยาความว่องไว (Reactive agility test: RAT) [5] เป็นการทดสอบความว่องไวโดยเคลื่อนที่ไปยังทิศทางตามคำสั่งที่กำหนดให้เร็วที่สุดโดยที่ผู้ทดสอบจะไม่ทราบลำดับการเคลื่อนที่ล่วงหน้า ซึ่งกล่าวว่าเป็นวิธีการทดสอบความว่องไวที่เหมาะสม สามารถให้ข้อมูลผลการฝึกและทดสอบที่ได้ผลประจักษ์ในการทดสอบในสนามการแข่งขันจริง พบว่าวิธีการทดสอบแบบเปลี่ยนทิศทางของความเร็ว และ การทดสอบปฏิกิริยาความว่องไว สามารถนำชุดเครื่องมือฝึก-ทดสอบความว่องไว ประยุกต์ใช้ในการทดสอบได้อย่างมีประสิทธิภาพ

โดยสรุปการศึกษารุ่นนี้ เป็นกระบวนการเริ่มต้นที่คณะผู้วิจัยได้ทำการพัฒนาอุปกรณ์และกระบวนการทดสอบเพื่อประเมินความว่องไวในแต่ละทิศทางการเคลื่อนที่ของผู้เข้าร่วมวิจัย รวมทั้งประยุกต์ใช้เพื่อประเมินเกี่ยวกับเวลาของปฏิกิริยาตอบสนอง

โดยการศึกษาครั้งต่อไปจะนำไปใช้ทดสอบจริงในนักกีฬาประเภทต่างๆรวมทั้งใช้ฝึกนักกีฬาและผู้ที่เกี่ยวข้องกับการรักษาฟื้นฟูสมรรถภาพร่างกาย และจะปรับปรุงเครื่องมือให้มีความสะดวกในการเคลื่อนย้ายและสามารถประเมินสมรรถภาพด้านอื่นไปพร้อมกันด้วยเช่นการวัดการเต้นของหัวใจหรือการเคลื่อนไหวของร่างกายขณะทดสอบ

เอกสารอ้างอิง

- [1] Illinois agility test. Topend sports (The sport and science resource); Fitness testing (Testing agility). <http://www.topendsports.com/testing/agility-about.htm>. Last modified 03/17/2010.
- [2] Draper JA, Lancaster MG. The 505 test: a test for agility in horizontal plane. Aust J Sci Med Sport 1985; 17(1): 15-8.
- [3] Semenick D. test and measurement: the t-test. Strength Cond J 1990; 12(1):36-7.
- [4] Ellis L, Gastin P, Lawrence S, et al. Protocols for the physiological assessment of the team sport players. In: Gore CJ, editor. Physiological tests for elite athletes. Canberra: Australian Sports Commission; 2000 . P 128-44.
- [5] Sheppard JM, Young B, Doyle TLA, Sheppard A, Newton RU. An evaluation of a new test of reactive agility and its relationship to sprint speed and change of direction speed. Journal of Science and Medicine in Sport 2006; 9: 342-9.

ระบบการวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบไร้สาย

Wireless ECG Monitoring Systems

รศจรินทร์ บุญทวัน¹, สุรพันธ์ อิ่มมัน¹, โพลิน ไม้แก้ว¹, จุฬาลักษณ์ ทองเฒ่า¹

¹ภาควิชาฟิสิกส์อุตสาหกรรมและอุปกรณ์การแพทย์ คณะวิทยาศาสตร์ประยุกต์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าพระนครเหนือ

1518 ถนนพินทุยสังคราม บาง ซื่อ กรุงเทพฯ 10800 Email: rodjarinb@yahoo.com

บทคัดย่อ

บทความนี้นำเสนอการออกแบบเครื่องตรวจวัดและบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจชนิดพกพา โดยใช้เทคโนโลยีบลูทูธ เพื่อใช้ในการตรวจวัดสัญญาณพื้นฐานของผู้ป่วย เช่น อัตราการเต้นของหัวใจ และ อุณหภูมิของร่างกาย กรณีที่ผู้ป่วยจำเป็นต้องได้รับการดูแลจากแพทย์ตลอดเวลา ซึ่งในการออกแบบระบบการวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบไร้สาย อุปกรณ์จะมีขนาดเล็กสามารถพกพาได้, น้ำหนักเบา, ใช้พลังงานต่ำ ใช้งานง่าย และสามารถบันทึกผลไว้ในหน่วยความจำได้ โดยระบบการวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบไร้สายจะประกอบด้วยวงจรในการตรวจวัดสัญญาณต่างๆจากร่างกาย เช่น วงจรตรวจวัดสัญญาณพื้นฐาน, วงจรขยายและวงจรกรองสัญญาณ ซึ่งสัญญาณที่วงจรตรวจวัดได้จะถูกส่งเข้าไมโครคอนโทรลเลอร์เพื่อทำการประมวลผลจากนั้นส่งให้วงจรบลูทูธ เพื่อเชื่อมต่อและรับส่งข้อมูลไปยังอุปกรณ์ที่รองรับเทคโนโลยีบลูทูธต่อไป

Abstract

This paper proposed design and construction of the ECG monitoring system using bluetooth technology. For measurement are heart rate and temperature of patient. As the wireless system of heart beat-wave measurement, the machine must be small, portable, lightweight, low power, easy to use and can record in memory. The system consists of the main circuit for body signal's measurement, basic-signal cycle, signal-extending cycle, etc. The signal that has been caught by the circuit will be sent to the microcontroller in terms of translation. Then, the signal will be passed to Bluetooth circuit in order to connect and deliver the information to another machine.

Keywords: : Bluetooth, ECG , Wireless, Heart beat

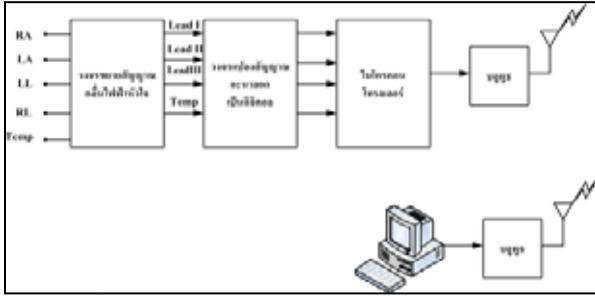
1. คำนำ

การตรวจวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจหรืออีซีจี มีประโยชน์อย่างมากในการช่วยแพทย์วินิจฉัยหาความผิดปกติของผู้ป่วยที่มีอาการทางหัวใจ ซึ่งพบว่ลักษณะของเครื่องตรวจวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะมีขนาดใหญ่ ไม่สะดวกต่อการเคลื่อนย้าย จากลักษณะของการใช้เครื่องวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ผู้ป่วยกับตัวเครื่องจะต้องอยู่ใกล้กันตลอดเวลาและที่สำคัญแพทย์จะต้องทำการส่งคลื่นไฟฟ้าหัวใจของผู้ป่วยตลอดเวลาด้วยเช่นกัน ซึ่งบ่อยครั้งมักประสบปัญหาเกี่ยวกับการเคลื่อนย้ายเนื่องจากตัวผู้ป่วยเองหรือในสภาวะฉุกเฉินที่ต้องเฝ้าระวัง เพื่อเป็นการแก้ปัญหาข้างที่ได้กล่าวมาแล้วและนำเทคโนโลยีไร้สายเข้ามาประยุกต์ใช้งานร่วมกับการแพทย์ ดังนั้นผู้วิจัยจึงได้นำเสนอการออกแบบและสร้างระบบการวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบไร้สายโดยใช้เทคโนโลยีบลูทูธ ให้มีขนาดเล็ก น้ำหนักเบา ใช้พลังงานต่ำ และสามารถพกพาได้ ซึ่งจะทำให้การวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากผู้ป่วยทำได้ง่ายโดย ไม่ต้องใช้สายนำสัญญาณเชื่อมต่อไปไปยังอุปกรณ์แสดงผล ทำให้สามารถวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากผู้ป่วยได้อย่างต่อเนื่องแม้ว่าจะมีการเคลื่อนย้ายก็ตาม

2. วิธีดำเนินการวิจัย

2.1 การออกแบบเครื่องตรวจวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

ในการออกแบบเครื่องวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบไร้สายนี้ แบ่งลักษณะการทำงานออกเป็น 2 ส่วน ได้แก่ ส่วนที่หนึ่งทำหน้าที่เป็นเครื่องวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากผู้หรือผู้ป่วย ส่วนที่สองทำหน้าที่ในส่วนของการรับสัญญาณและแสดงผลซึ่งสามารถแสดงเป็นไดอะแกรมได้ดังรูปที่ 1



รูปที่ 1 บล็อกไดอะแกรมระบบการตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบไร้สาย

จากรูปที่ 1 เป็นบล็อกไดอะแกรมระบบการตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบไร้สาย โดยการทำงานจะเริ่มจากในส่วนของเครื่องวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ โดยเครื่องจะทำการวัดคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจและอุณหภูมิจากร่างกาย ซึ่งสัญญาณที่ได้จะมีขนาดเล็กมากทำให้ได้ค่าที่ไม่เหมาะสม ดังนั้นจึงต้องมีการขยายสัญญาณให้ได้ค่าที่เหมาะสมแล้วนำสัญญาณที่ขยายได้แล้วนำไปแปลงเป็นดิจิทัลด้วยวงจรแปลงสัญญาณ อนุภาคเป็นดิจิทัล (A/D) หลังจากนั้นจะส่งข้อมูลเข้าสู่ไมโครคอนโทรลเลอร์ (Microcontroller) เพื่อทำการประมวลผล ผลที่ได้จะส่งสัญญาณเข้าไปยังบลูทูธ ที่ทำงานที่ความถี่ 2.4 GHz เพื่อส่งสัญญาณไปยังภาครับต่อไป



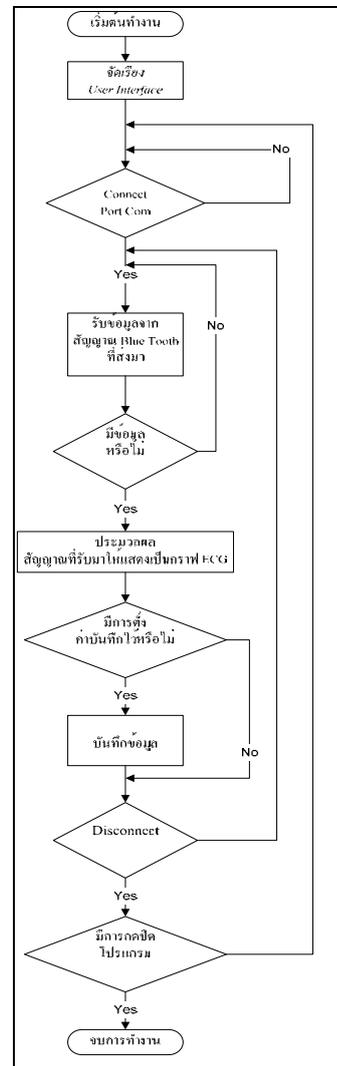
รูปที่ 2 เครื่องตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

2.2 โปรแกรมแสดงผล

ในส่วนของภาครับสัญญาณผู้วิจัยใช้บลูทูธที่มีลักษณะเป็นพอร์ต USB ซึ่งจะให้ความสะดวกต่ออุปกรณ์ต่อพ่วงต่างๆ และสะดวกต่อการเขียนโปรแกรมแสดงผลอีกด้วย ซึ่งในส่วนของโปรแกรมแสดงผลนั้นผู้วิจัยใช้โปรแกรมเคลฟไนในการเขียนโปรแกรมแสดงผลมีขั้นตอนการทำงานดังรูปที่ 4 และลักษณะของโปรแกรมแสดงผลบนหน้าจอคอมพิวเตอร์แสดงดังรูปที่ 5



รูปที่ 3 เครื่องตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจและอุปกรณ์ประกอบ



รูปที่ 4 แผนผังการทำงานโปรแกรมแสดงผล



รูปที่ 5 หน้าจอแสดงผลบนคอมพิวเตอร์ส่วนบุคคล



รูปที่ 7 สัญญาณจากเครื่องจำลองคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ ในอัตราการเต้นของหัวใจ 60 ครั้งต่อนาที

3. ผลการวิจัย

จากโครงการวิจัยนี้ผู้วิจัยได้ทำการออกแบบเครื่องตรวจวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบไร้สายให้มีขนาดเล็ก ใช้พลังงานต่ำและสามารถเชื่อมต่อข้อมูลโดยผ่านทางเทคโนโลยีไร้สายคือบลูทูธได้ ผู้วิจัยได้ทำการทดสอบเครื่องวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยใช้เครื่องจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจซึ่งจะทำการทดสอบโดยกำหนดอัตราการเต้นของหัวใจที่ 30.60 และ 120 ครั้งต่อนาทีจะแสดงผลได้รูปที่ 6 – รูปที่ 8



รูปที่ 6 สัญญาณจากเครื่องจำลองคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ ในอัตราการเต้นของหัวใจ 30 ครั้งต่อนาที



รูปที่ 8 สัญญาณจากเครื่องจำลองคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ ในอัตราการเต้นของหัวใจ 120 ครั้งต่อนาที

4. สรุปผลการวิจัย

เครื่องตรวจวัดคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่ผู้วิจัยได้ออกแบบและสร้างขึ้นมานั้นได้มีการพัฒนาให้มีขนาดเล็ก กระทัดรัด ซึ่งลักษณะของการออกแบบจะทำให้มีการใช้งานง่าย สะดวกต่อการเคลื่อนย้ายและที่สำคัญใช้พลังงานต่ำ พลังงานที่ใช้จะใช้พลังงานจากแบตเตอรี่ไฟฉายขนาด AA จำนวน 6 ก้อน ซึ่งหาซื้อได้สะดวกตามท้องตลาดทั่วไป โดยเครื่องตรวจวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจสามารถตรวจวัดคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจใน ลีด I, ลีด II, ลีด III นอกจากนี้ยังสามารถตรวจวัดอุณหภูมิของร่างกายในเวลาเดียวกันด้วย รวมทั้งมีการส่งข้อมูลสัญญาณต่างๆ ไปยังคอมพิวเตอร์ผ่านทาง บลูทูธ ในขณะที่รับส่งข้อมูลตัวเครื่องจะทำงานร่วมกับ โปรแกรมแสดงผลซึ่งได้รับ

การออกแบบให้แสดงกราฟสัญญาณและบันทึกข้อมูลต่างๆลงในแฟ้ม เพื่อให้ผู้ใช้สามารถเรียกข้อมูลกลับมาดูได้อีกครั้ง ในส่วนของการทดสอบ เครื่องตรวจวัด ผู้วิจัยได้ทำการทดสอบโดยป้อนสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ เข้าไปในวงจรและทำการวัดสัญญาณที่ได้ เพื่อดูความสามารถของวงจรในการขยายสัญญาณและท้ายที่สุดเมื่อผลเป็นที่น่าพอใจแล้ว จึงได้ทำการทดสอบเครื่องกับร่างกายคนจริงๆ ซึ่งโปรแกรมก็สามารถทำงานได้ตามที่ต้องการ เช่น การแสดงผลของกราฟคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจและอุณหภูมิ ที่ทำการวัดขณะนั้น

เอกสารอ้างอิง

- [1] Willis J. Tompkins, "Biomedical digital signal processing," Englewood Cliffs, N.J.: Prentice Hall, 1993.
- [2] M.Berggren, "Wireless Communication in telemedicine using Bluetooth and IEEE 802.11b," M.S.thesis, Dept, Computing Science, Uppasala Univ., Sweden, Nov. 2001.
- [3] Bluetooth. Internet site address. Available: <https://www.bluetooth.org/> [Online].
- [4] Analog Device. Internet site address. Available: http://www.analog.com/en/prod/0,762_0_ADUC81,00.html. [Online]
- [5] CSR. Internet site address. Available: <http://www.csr.com>. [Online]
- [6] Santiago Led, Jorge Fernandez and Luis Serano, "Design of a Wearable Device for ECG Continuous Monitoring Using Wireless Technology," in Proc. 26th Annu. EMBS conf., Sep. 1-5, 2004.
- [7] Mohd Fadlee A. Rasid and Bryan Woodward, "Bluetooth Telemedicine Processor for Multichannel Biomedical Signal Transmission via Mobile Cellular Networks," IEEE Trans. Information Technology in Biomedicine., vol. 9, no. 1, Mar 2005.
- [8] พิชัย คูศิริวานิชกร. การใช้ระบบไมโครคอมพิวเตอร์ในเครื่องไอ.ซี.ยู มอนิเตอร์. วิทยานิพนธ์ปริญญาวิศวกรรมศาสตร มหาบัณฑิต สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง, 2529.
- [9] มานิตย์ เกียรติกาจายจร. การลดขนาดข้อมูลสัญญาณไฟฟ้าหัวใจโดยการแปลงเวฟเล็ด. วิทยานิพนธ์ปริญญาวิศวกรรมศาสตร มหาบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมไฟฟ้า บัณฑิตวิทยาลัยสถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง, 2542.
- [10] Degem Systems. Biomedical Measurements and Singnal Data Processing. U.S.A. : I.T.S Inter Training in Systems Ltd., 1992.
- [11] Brown, Jonh M., and Carr, Joseph J. Introduction to Biomedical Equipment Technology. U.S.A. Prentice-Hall, Inc. Simon & Schuster/A Viacom Company, Upper Saddle River, New jersey, 1998.
- [12] วรมนต์ ศรีพรหม. สัญญาณชีพ. โครงการตำรา ภาควิชาการพยาบาลพื้นฐาน. คณะพยาบาลศาสตรมหาวิทาลัยเชียงใหม่ โอเคียนสโตร์, 2537.
- [13] จิรศักดิ์ นพคุณ. สรีรวิทยาคลินิกขั้นพื้นฐาน. กรุงเทพฯ : สำนักพิมพ์จุฬาลงกรณ์ มหาวิทยาลัย, 2527.
- [14] คณาจารย์ภาควิชาสรีรวิทยา. สรีรวิทยา. ภาควิชาสรีรวิทยา. คณะวิทยาศาสตร์ มหาวิทยาลัยมหิดล, 2542.
- [15] สมศรี ดาวฉาย. วิชาอุปกรณ์การแพทย์สำหรับหอผู้ป่วยหนัก. กรุงเทพฯ : สุวีตีการพิมพ์, 2540.
- [16] วชิรินทร์ เคารพ. เรียนรู้และเข้าใจสถาปัตยกรรมไมโคร คอนโทรลเลอร์ PIC16F877. กรุงเทพฯ : บ. อีทีที จำกัด, 2546.
- [17] ลภณ สุภาพ. เรียนรู้และปฏิบัติการเชื่อมต่อคอมพิวเตอร์กับอุปกรณ์ภายนอกผ่านพอร์ต USB ขั้นพื้นฐาน. กรุงเทพฯ : บ. อินโนเวทีฟ เอ็กเพอริเม้นต์ จำกัด.
- [18] วิโรจน์ อัครวงษ์. ออปแอมป์และลิเนียร์ไอซี. กรุงเทพฯ : บ.ซีเอ็ดยูเคชั่น จำกัด.
- [19] พงษ์ศักดิ์ สุตัมพันธ์ไพบูลย์. Bluetooth เทคโนโลยีสื่อสารไร้สาย. คอมพิวเตอร์อิเล็กทรอนิกส์ เวลด์. ฉบับที่ 3 (2542): หน้า 16-23.
- [20] ขจรเดช อารักษ์. เซมิคอนดักเตอร์อิเล็กทรอนิกส์. ปีที่3 ฉบับที่ 2 (ธันวาคม 2520) : หน้า 159-165.

ศูนย์กลางแสดงผลคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบไร้สาย Wireless ECG Central Monitor

จิตพันธ์ุ จงสถาพร¹, พยุงศักดิ์ เจริญศิริกุล², อัครินทร์ กระละดอนอก¹

¹ภาควิชาฟิสิกส์อุตสาหกรรมและอุปกรณ์การแพทย์ คณะวิทยาศาสตร์ประยุกต์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าพระนครเหนือ

1518 ถนนพินัยสงคราม บาง ซื่อ กรุงเทพฯ 10800 E-Mail : thitaphanj@kmutnb.ac.th

²โรงพยาบาลพระนั่งเกล้า 206 หมู่ 6 ต.บางกระสอ อ.เมือง จ.นนทบุรี 11000

บทคัดย่อ

งานวิจัยนี้เป็นการนำเสนอ การออกแบบและ สร้างศูนย์กลางแสดงผลคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบไร้สาย โดยสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะถูกขยายให้มีความเหมาะสม และถูกแปลงให้เป็นข้อมูลดิจิทัล แล้วประมวลผลด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์ ข้อมูลที่ได้จากการประมวลผล จะถูกส่งไปยังภาคแสดงผลบนเครื่องคอมพิวเตอร์แม่ข่าย ผ่านอุปกรณ์ส่งสัญญาณบลูทูธ จากนั้นเครื่องคอมพิวเตอร์แม่ข่ายจะทำการกระจายข้อมูลไปยังเครื่องลูกข่ายผ่านเครือข่าย TCP/IP แบบไร้สายเพื่อแสดงผล ผลการทดลองพบว่าสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่วัดได้ สามารถแสดงผลได้ทั้งบนเครื่องแม่ข่ายและเครื่องลูกข่ายได้อย่างถูกต้อง

Abstract

This paper presents design and constructs the Wireless ECG Central Monitor. The ECG wave will be amplified, convert to digital data and process by microcontroller. The digital data from processing will be transmitted to display section on server computer by Bluetooth. Then server computer transmits this data to display on client computer via wireless TCP/IP network. The results from experiments have shown that ECG wave can detected and display on both of server and client correctly

Keywords: ECG Wave, Wireless LAN, Bluetooth

1. บทนำ

ในปัจจุบันศูนย์กลางแสดงผลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (ECG Central Monitor) ที่มีใช้ในหอผู้ป่วยหนัก (ICU Intensive Care Unit) และหอผู้ป่วยทางหลอดเลือดและหัวใจ (CCU Coronary Care Unit) ของโรงพยาบาล ได้มีการนำเทคโนโลยีแบบไร้สายมาใช้ เรียกว่า โฮลเตอร์ (Holter Monitor) ซึ่งอุปกรณ์นี้จะถูกติดตั้งอยู่ในบริเวณเคาท์เตอร์พยาบาล (Nurse Station) เพื่อให้แพทย์และพยาบาลได้ติดตามและวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้าหัวใจของผู้ป่วย ประกอบกับการรักษาต่อไป จากที่กล่าวมาข้างต้นจะพบปัญหาว่า เครื่องโฮลเตอร์ที่

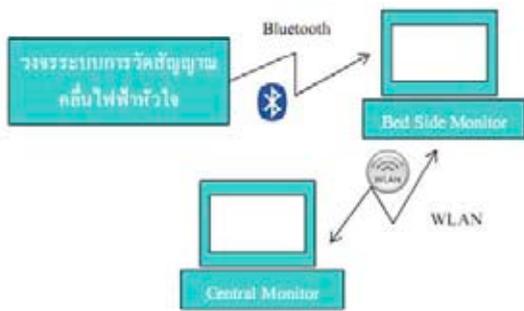
ติดกับตัวผู้ป่วยจะไม่สามารถแสดงผล ที่เครื่องแสดงผลคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ข้างเตียง (ECG Bedside Monitor) ซึ่งเป็นสิ่งจำเป็นในระหว่างที่แพทย์และพยาบาลปฏิบัติหัตถการกับผู้ป่วยได้ ตลอดจนการขยายระบบเครือข่ายทำได้ยาก เนื่องจากใช้เครื่องศูนย์กลางแสดงผลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ เป็นเครื่องแม่ข่าย (Server) เมื่อต้องการขยายระบบจะต้องมีการติดตั้งอุปกรณ์เพิ่มให้กับเครื่องแม่ข่าย เป็นผลให้มีความจำกัดในเรื่องของจำนวนเครื่องในเครือข่าย จากข้อจำกัดทางด้านอุปกรณ์ที่ต้องติดตั้งเพิ่มนั้น เพื่อเป็นการแก้ไขปัญหาดังกล่าว งานวิจัยนี้จะเป็นการนำเสนอการออกแบบและสร้างระบบแสดงผลกลางคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบไร้สาย (Wireless ECG Central Monitor) ที่สามารถแสดงผลได้ทั้งแบบข้างเตียง และ เครื่องศูนย์กลาง ระบบการเชื่อมต่อแบบไร้สายระหว่างเครือข่าย สามารถเคลื่อนย้ายและติดตั้งได้ง่าย อีกทั้งสามารถเพิ่มจำนวนได้ตามประสิทธิภาพของอุปกรณ์เครือข่ายไร้สายที่เลือกใช้

2. เทคโนโลยีบลูทูธ (Bluetooth)

บลูทูธ คือ ระบบสื่อสารของอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ แบบสองทางด้วยคลื่นวิทยุระยะสั้น โดยปราศจากการใช้สายเคเบิลหรือสายสัญญาณเชื่อมต่อ โดยข้อมูลที่ส่งผ่านบลูทูธนี้สามารถส่งได้ทั้งเสียงและข้อมูล Bluetooth จะใช้สัญญาณวิทยุความถี่สูง 2.4 GHz แต่จะแยกย่อยออกไป ตามแต่ละประเทศ อย่างในแถบยุโรปและอเมริกา จะใช้ช่วง 2.400 GHz ถึง 2.4835 GHz แบ่งออกเป็น 79 ช่องสัญญาณ และจะใช้ช่องสัญญาณที่แบ่งนี้ เพื่อส่งข้อมูลสลับช่องไปมา 1,600 ครั้งต่อวินาที ส่วนที่ญี่ปุ่นจะใช้ความถี่ 2.402 GHz ถึง 2.480 GHz แบ่งออกเป็น 23 ช่องและส่งผ่านข้อมูลได้สูงสุด 721 Kbps มีอัตราข้อมูลดิบอยู่ที่ 1 Mbps โดยหลักของบลูทูธจะถูกออกแบบมาเพื่อใช้กับอุปกรณ์ที่มีขนาดเล็ก เนื่องจากใช้การขนส่งข้อมูลในจำนวนที่ไม่มาก และสามารถเคลื่อนย้ายได้ง่าย ภายในรัศมีทำการที่กำหนดไว้ (ระยะทำการของ Bluetooth จะอยู่ที่ประมาณ 5-10 เมตร) นอกจากนี้ การใช้พลังงานอยู่ในระดับต่ำ ประมาณ 0.1 วัตต์ ระบบบลูทูธที่สมบูรณ์ประกอบไปด้วยวงจรรับส่งคลื่นวิทยุ หน่วยควบคุม การเชื่อมต่อ และการจัดการเชื่อมต่อ

3. วิธีดำเนินการวิจัย

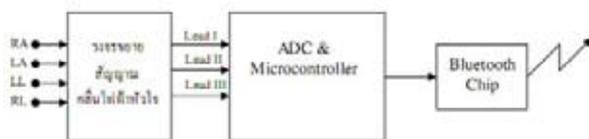
วงจรรบบวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ทำหน้าที่ตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจของผู้ป่วยแล้วทำการแปลงสัญญาณไฟฟ้าที่วัดได้ เป็นข้อมูลดิจิทัลเพื่อส่งผ่านไปยังเครื่องแสดงผลคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ข้างเตียง (Bed Side Monitor) เพื่อทำการจัดเก็บ ในขณะที่เดียวกันก็จะทำการแปลงข้อมูลเป็นรูปคลื่นไฟฟ้าหัวใจเพื่อแสดงบนหน้าจอ ในส่วนของส่วนแสดงผลกลาง (Central Monitor) จะทำการมอนิเตอร์ การแสดงผลของเครื่องแสดงผลคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ข้างเตียงผ่านทางเว็บเบราว์เซอร์ (Web Browser) โดยผ่านเครือข่ายแบบไร้สาย ดังนั้น ขั้นตอนในการดำเนินการวิจัยนี้จะแบ่งออกเป็น 3 ส่วน ดังนี้



ภาพที่ 1 ส่วนประกอบของโครงงานวิจัย

3.1 ออกแบบวงจรการวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบไร้สาย

การทำงานจะเริ่มจากในส่วนของเครื่องวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ โดยเครื่องจะทำการรับคลื่นไฟฟ้าหัวใจ และอัตราการเต้นของหัวใจจากอิเล็กโทรดที่ติดอยู่บนร่างกาย การวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะเป็นแบบไบโพลาร์ลิมบ์ลีด (Bipolar Limb Lead) จะวัดพร้อมกันทั้ง 3 ลีด จึงต้องติดอิเล็กโทรดทั้งหมด 4 ตำแหน่ง คือ แขนขวา (RA), แขนซ้าย (LA), ขาซ้าย (LL), และขาขวา (RL) โดยในส่วนของขาขวา (RL) จะทำหน้าที่เป็นสายกราวด์ ซึ่งสัญญาณที่ได้จะมีขนาดเล็กมาก ดังนั้นจึงต้องมีการขยายสัญญาณให้ได้ค่าที่เหมาะสม โดยในงานวิจัยนี้ใช้อินสตรูเมนต์ออปแอมป์ เบอร์ INA122 จากนั้นจึงนำสัญญาณที่ได้ไปแปลงเป็นสัญญาณดิจิทัล โดยมีไมโครคอนโทรลเลอร์ ควบคุมการทำงาน และนำสัญญาณดิจิทัลที่ได้ส่งไปยัง Bluetooth เพื่อส่งสัญญาณไปยังภาครับต่อไป



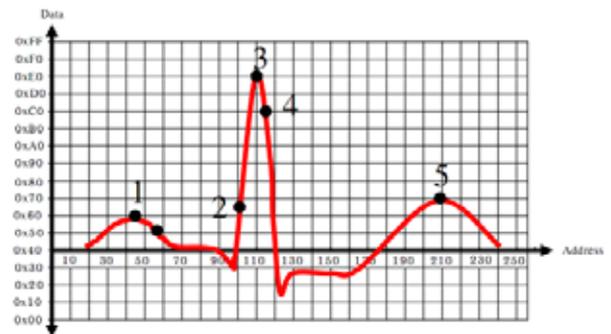
ภาพที่ 2 บล็อกโคแอดเวอร์จันการวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบไร้สาย

3.2 ออกแบบโปรแกรมเครื่องแสดงผลคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ข้างเตียง

ขั้นตอนการทำงานของโปรแกรมหลักจะทำการติดต่อกับบลูทูธ เพื่อรับสัญญาณไบนารีที่ส่งมาจากระบบวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ จากนั้นทำการจัดเก็บ ในขณะที่เดียวกันจะนำข้อมูลไปพล็อตบนหน้าจอแสดงผลเป็นรูปคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

- โปรแกรมบนเครื่องแสดงผลคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ข้างเตียง เมื่อติดต่อกับบลูทูธของวงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้แล้ว โปรแกรมจะรับข้อมูลมาเก็บไว้ใจ Buffer จากนั้น เมื่อทำการตรวจจับข้อมูล FF ซึ่งเป็น Start bit ได้แล้ว จะแยกข้อมูลออกเป็น 3 ชุด m1, m2, m3 ซึ่งเป็นข้อมูลของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจใน Lead I, II และ III ตามลำดับ เพื่อนำไปจัดเก็บพล็อตกราฟรูปคลื่นและส่งข้อมูลไปขึ้นบนเว็บ

- โปรแกรมนับอัตราการเต้นของหัวใจ (Heart Rate) โปรแกรมจะทำการเปรียบเทียบข้อมูลที่เข้ามาเพื่อหาค่า R-Wave นำไปนับและคำนวณกับค่าเวลาที่ใช้ในการอ่านแอมพลิจูด นำค่าที่ได้ไปแสดงเป็นค่าอัตราการเต้นของหัวใจ ขั้นตอนแรกในการนับอัตราการเต้นของหัวใจจะทำการตรวจหา R-Wave ซึ่งเป็นข้อมูลที่มีค่าสูงสุด โดยจะใช้วิธีเทียบค่าข้อมูลที่เข้ามาก่อนกับข้อมูลที่เข้ามาทีหลัง ดังภาพที่ 3 จะเห็นได้ว่าในช่วงคลื่นแรกที่จุดที่ 1 ค่า HRmax จะเก็บค่า 06hex ไปถึงจุดที่ 2 ซึ่งมีค่ามากกว่า จากนั้นค่าที่เก็บใน HRmax จะเพิ่มขึ้นเรื่อยๆ เนื่องจากรูปคลื่นมีค่าแอมพลิจูดที่สูงขึ้นจนถึงจุดที่ 3 ของ HRmax จะมีค่า E0hex ซึ่งเป็นค่า R-Wave เพราะเวลาที่จุดที่ 4 และ 5 มีค่าน้อยกว่าจุดที่ 3



ภาพที่ 3 วิธีหาค่าสูงสุด(R-Wave) ของรูปคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

3.3 ออกแบบโปรแกรมที่เครื่องแสดงผลกลางคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

โปรแกรมบนเครื่องแสดงผลกลางคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะใช้โปรแกรม Internet Explorer ที่มีอยู่ในระบบปฏิบัติการวินโดวส์อยู่แล้ว เพียงแต่เราต้องไปที่เครื่องแสดงผลคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบข้างเตียง โดยใช้ IP Address เมื่อ Connect ได้เครื่องจะโหลด ActiveX จากโปรแกรมบนเครื่อง

แสดงผลไฟฟ้าหัวใจแบบข้างเดียวมาแสดงผลบนเครื่องแสดงผลกลาง
คลื่นไฟฟ้าหัวใจได้

4 การทดสอบและผลการทดสอบ

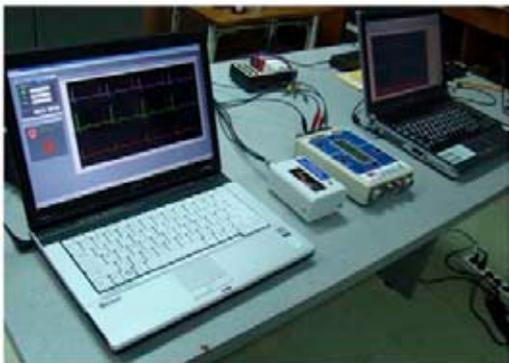
ในการทดสอบงานวิจัยนี้จะแบ่งการทดสอบออกเป็น 2 แบบคือการทดสอบ
ความถูกต้องของการรับสัญญาณจากวงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ไปแสดงผล
บนเครื่องแสดงผลคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ข้างเดียว กับการทดสอบความถูกต้อง
ของการแสดงผลที่เครื่องแสดงผลคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ข้างเดียวกับ ส่วน
แสดงผลกลางคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

4.1 การทดสอบความถูกต้องของการรับสัญญาณ จากวงจรวัด คลื่นไฟฟ้าหัวใจไปแสดงผลบนเครื่องแสดงผลข้างเดียว

ทำการทดสอบโดยการใช้วงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบไร้สาย วัดจากเครื่อง
จำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจแล้วส่งผ่านบลูทูธไปแสดงผลบนหน้าจอเครื่อง
แสดงผลคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ข้างเดียว จากนั้นปรับอัตราการเต้นหัวใจที่เครื่อง
จำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (ECG Simulator) ที่ 30, 60 และ 120 ครั้งต่อนาที
เพื่อดูผลการทดสอบ

4.2 การทดสอบความถูกต้องของการแสดงผลที่เครื่องแสดงผล คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ข้างเดียว กับส่วนแสดงผลกลาง

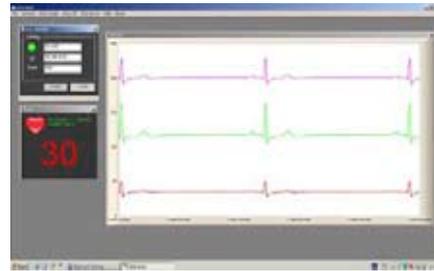
ทำการทดสอบโดยทำการเชื่อมต่อเครื่องแสดงผลกลางกับเครื่องแสดงผล
คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ข้างเดียวผ่านทาง Wireless LAN เพื่อดูผลการทดสอบ



ภาพที่ 4 อุปกรณ์ที่ใช้ในการทดสอบ

4.3 ผลการทดสอบ

- ผลการทดสอบความถูกต้องของการรับสัญญาณจากวงจรวัด
คลื่นไฟฟ้าหัวใจไปแสดงผลบนเครื่องแสดงผลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ
ที่ข้างเดียว ที่อัตราการเต้นของหัวใจ 30 ครั้งต่อนาที



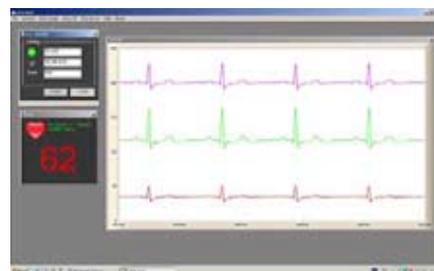
ภาพที่ 5 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากเครื่องแสดงผลข้างเดียวที่อัตราการ
เต้นของหัวใจ 30 ครั้งต่อนาที

- ผลการทดสอบความถูกต้องของการแสดงผลที่เครื่องแสดงผล
คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ข้างเดียวกับ ส่วนแสดงผลกลาง ที่อัตราการ
เต้นของหัวใจ 30 ครั้งต่อนาที



ภาพที่ 6 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากเครื่องแสดงผลกลางที่อัตราการเต้น
ของหัวใจ 30 ครั้งต่อนาที

- ผลการทดสอบความถูกต้องของการรับสัญญาณจากวงจรวัด
คลื่นไฟฟ้าหัวใจไปแสดงผลบนเครื่องแสดงผลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ
ที่ข้างเดียว ที่อัตราการเต้นของหัวใจ 60 ครั้งต่อนาที



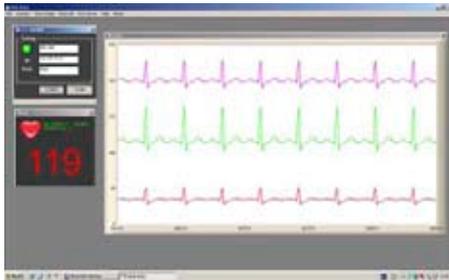
ภาพที่ 7 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากเครื่องแสดงผลข้างเดียวที่อัตราการ
เต้นของหัวใจ 60 ครั้งต่อนาที

- ผลการทดสอบความถูกต้องของการแสดงผลที่เครื่องแสดงผลคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ข้างเดียวกับ ส่วนแสดงผลกลาง ที่อัตราการเต้นของหัวใจ 60 ครั้งต่อนาที



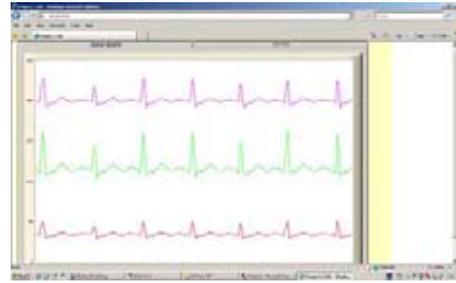
ภาพที่ 8 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากเครื่องแสดงผลกลางที่อัตราการเต้นของหัวใจ 60 ครั้งต่อนาที

- ผลการทดสอบความถูกต้องของการรับสัญญาณจากวงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจไปแสดงผลบนเครื่องแสดงผลคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ข้างเดียวกับ ที่อัตราการเต้นของหัวใจ 120 ครั้งต่อนาที



ภาพที่ 9 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากเครื่องแสดงผลข้างเดียวกับที่อัตราการเต้นของหัวใจ 120 ครั้งต่อนาที

- ผลการทดสอบความถูกต้องของการแสดงผลที่เครื่องแสดงผลคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ข้างเดียวกับ ส่วนแสดงผลกลาง ที่อัตราการเต้นของหัวใจ 120 ครั้งต่อนาที



ภาพที่ 10 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากเครื่องแสดงผลกลางที่อัตราการเต้นของหัวใจ 120 ครั้งต่อนาที

5. สรุป

ศูนย์กลางแสดงผลคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจแบบไร้สายที่ผู้วิจัยได้ออกแบบและสร้างขึ้นมานั้น มีลักษณะของการออกแบบให้มีการใช้งานง่าย สะดวกต่อการติดตั้งและเคลื่อนย้ายและที่สำคัญเป็นการทดลองเปลี่ยนรูปแบบการส่งข้อมูลแบบใหม่ โดยเครื่องแสดงผลกลางคลื่นไฟฟ้าหัวใจทำหน้าที่เพียงติดต่อเครื่องแสดงผลคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ข้างเดียว เพื่อดูรูปคลื่นไฟฟ้าหัวใจของเครื่องแสดงผลคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ข้างเดียวผ่านทางโปรแกรม IE Web Browser ซึ่งต่างจากระบบเก่า ที่เครื่องแสดงผลกลางคลื่นไฟฟ้าหัวใจส่วนใหญ่จะต้องมีประสิทธิภาพสูงเพื่อใช้ในการเก็บรวบรวมข้อมูลของเครื่องแสดงผลคลื่นไฟฟ้าหัวใจเครื่องอื่นๆ มาไว้ที่ตัวของเครื่องแสดงผลกลาง อีกทั้งยังเป็นการทดลองระบบเครือข่ายแบบไร้สายที่มีลักษณะของการขยายลูกข่าย ที่เพิ่มได้ตามประสิทธิภาพของอุปกรณ์เครือข่ายไร้สาย ไม่ได้ขึ้นอยู่กับประสิทธิภาพของส่วนแสดงผลกลาง ในส่วนการทดสอบ ผู้วิจัยได้ทำการทดสอบโดยวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแล้วส่งผ่านบลูทูธไปยังเครื่องแสดงผลคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ข้างเดียว เพื่อแสดงรูปคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้อย่างถูกต้อง ในขณะที่ส่วนแสดงผลกลางก็สามารถรองรับรูปคลื่นที่แสดงบนจอของเครื่องแสดงผลคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ข้างเดียวผ่านทางโปรแกรม IE Web Browser ได้อย่างถูกต้อง

เอกสารอ้างอิง

- [1] Degem Systems. Biomedical Measurements and Signal Data Processing. U.S.A. : I.T.S Inter Training in Systems Ltd., 1992.
- [2] Frank, G. Y. The Alan E. Lindsey ECG learning Center in Cyberspace. [online] 2003. [cited January 5, 2008]. Available from <http://library.med.utah.edu/kw/ecg/index.html>

- [3] ณรงค์ศักดิ์ วิริยะนันทศักดิ์. การวิเคราะห์คุณลักษณะของ
สัญญาณไฟฟ้าหัวใจ โดยใช้การแปลงเวฟเล็ตและโครงข่าย
ประสาทเทียม. วิทยานิพนธ์วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชา
วิศวกรรมไฟฟ้า บัณฑิตวิทยาลัย มหาวิทยาลัยขอนแก่น, 2545.

ฉลากยาอัจฉริยะสำหรับผู้มีปัญหาทางสายตา Smart Drug Label for Visual Implantment

รสจรินทร์ บุญทวัน¹, เอกลักษณ์ มณีเสาวภาคย์¹, สุรพันธ์ ยิ้มมัน¹

¹ภาควิชาฟิสิกส์อุตสาหกรรมและอุปกรณ์การแพทย์ คณะวิทยาศาสตร์ประยุกต์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าพระนครเหนือ
1518 ถนนพิบูลย์สงคราม บาง ซื่อ กรุงเทพฯ 10800 Email: rodjarinb@yahoo.com

บทคัดย่อ

บทความนี้นำเสนอถึงการออกแบบเครื่องอ่านฉลากยาอัจฉริยะสำหรับผู้มีปัญหาทางสายตาโดยใช้เทคโนโลยีอาร์เอฟไอดีซึ่งมีข้อดีคือสามารถอ่านข้อมูลจากป้าย (Tag) แบบไร้สัมผัส ทนต่อความเปียกชื้น แรงสั่นสะเทือน การกระทบกระแทกและสามารถอ่านข้อมูลด้วยความเร็วสูง จากข้อดีดังกล่าวจึงนำเทคโนโลยีอาร์เอฟไอดีมาใช้กับฉลากยาที่ใช้อยู่ในปัจจุบัน โดยฉลากยานี้จะเก็บข้อมูลของยาอยู่ในลักษณะชุดข้อมูลตัวเลขและส่งผ่านข้อมูลด้วยคลื่นความถี่โดยมีตัวส่ง Tag และตัวรับ (RFID reader) ที่มีตัวถอดรหัสอาร์เอฟไอดีเป็นตัวรับสัญญาณควบคุมด้วยระบบไมโครคอนโทรลเลอร์ และเชื่อมต่อกับฐานข้อมูลของยาที่เก็บอยู่ในแรมโมริการ์ดและแสดงผลผ่านชุดสังเคราะห์เสียงให้ผู้ใช้งานทราบถึงข้อมูลของยาและเมื่อทำการทดสอบ พบว่ามีการแสดงผลที่ถูกต้องแม่นยำ โดยมีระยะห่างไกลสุดในการอ่านค่าจากตัวรับถึงป้ายอยู่ที่ประมาณ 5 เซนติเมตร และทั้งนี้ยังป้องกันการอ่านค่าผิดเนื่องจากการซ้อนกันของป้ายได้อีกด้วย

Abstract

This paper is proposed guidance problem that occurs with people who have problems with the eye. The advantage of technology of RFID, that can read information from multiple tags by wireless communication and tags are strong in humidity, vibration, attack and good performance to communicate. The replacement language-label Bell are expensive and inconvenient to use. The label will collect information on characteristics of drug also combinations of numbers and transmit data with a frequency transmitter by tags and receive by RFID reader that the decoding RF ID is received. Signal is controlled by the microcontroller and connects to a database of drugs stored in memory cards and even the display through

a set of synthetic voice users aware of information of the drug. The results of test can accurate with distance of extreme values, read from the label to reader are approximately 5 cm. and also prevent the reading error due to the overlap of the label.

Keywords: RFID, Microcontroller

1. คำนำ

ในปัจจุบันผู้มีปัญหาทางสายตาที่สามารถอ่านภาษาเบลล์ได้นั้นมีอยู่ปริมาณน้อยเมื่อเทียบกับจำนวนผู้มีปัญหาทางสายตาทั้งหมด จึงทำให้เกิดปัญหาในการสื่อสารโดยการใช้ตัวอักษร ภาษาเบลล์ซึ่งเป็นปัญหาสำคัญหากเกิดกรณีที่ผู้มีปัญหาทางสายตาเกิดการเจ็บป่วยและจำเป็นต้องรับประทานยาที่ต้องอาศัยฉลากยาแบบภาษาเบลล์ซึ่งมีราคาสูงและเสี่ยงกับการที่ผู้มีปัญหาทางสายตาได้รับอันตรายจากการรับประทานยาที่ไม่ถูกต้อง ดังนั้นงานวิจัยนี้จึงได้นำเสนอแนวทางการแก้ไขปัญหาค่าที่ติดกันกับผู้ที่ปัญหาทางสายตา โดยอาศัย เทคโนโลยีอาร์เอฟไอดี ซึ่งจะเก็บข้อมูลของยาอยู่ในลักษณะชุดข้อมูลตัวเลขและส่งผ่านข้อมูลด้วยคลื่นความถี่โดยจะมีตัวส่ง (Tag) และตัวรับ (RFID reader) ซึ่งมีตัวถอดรหัสอาร์เอฟไอดีเป็นตัวรับสัญญาณและถอดรหัสสัญญาณ โดยจะถูกควบคุมการทำงานด้วยระบบไมโครคอนโทรลเลอร์และเชื่อมต่อกับฐานข้อมูลของยาที่เก็บอยู่ในการ์ดหน่วยความจำและแสดงผลผ่านชุดสังเคราะห์เสียงให้ผู้ใช้งานได้รับทราบข้อมูลยาในรูปแบบของสัญญาณเสียง

2. วิธีดำเนินการวิจัย

2.1 บล็อกไดอะแกรม

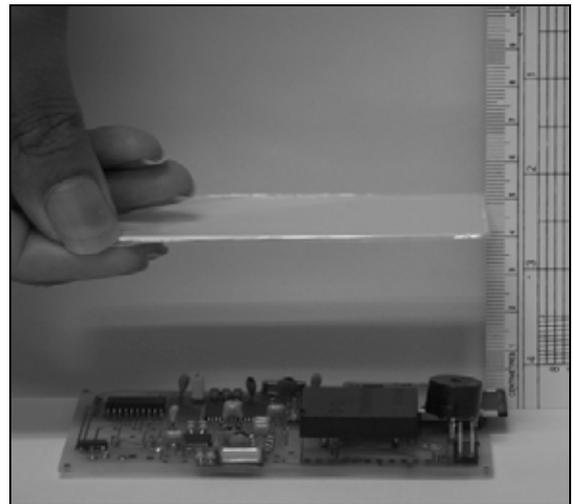
การออกแบบวงจรที่ใช้ในฉลากยาอัจฉริยะสำหรับผู้มีปัญหาทางสายตา แสดงได้ดังบล็อกไดอะแกรมในภาพที่ 1



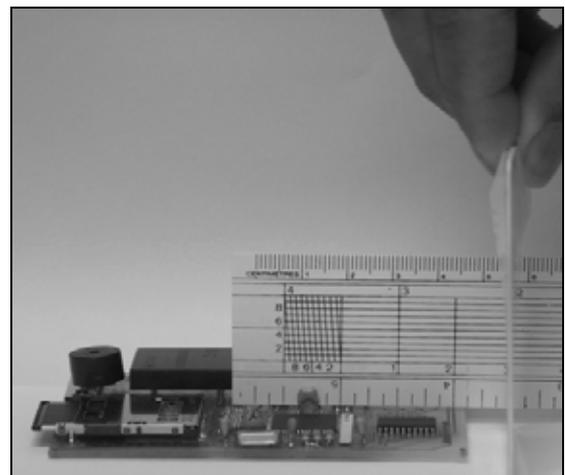
ภาพที่ 5 การทำงานของโปรแกรม

3. ผลการทดลอง

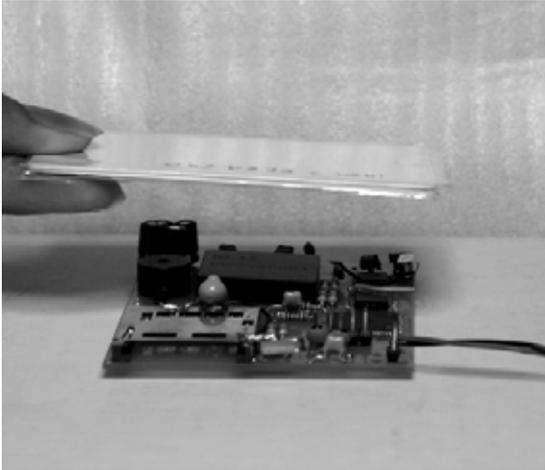
จากผลการทดลองพบว่าการวางตัวของ Tag ระบายที่ RFID Reader สามารถ อ่านข้อมูลของการ์ดแบบไร้สัมผัสจากทั้ง 6 ทิศทางได้และทำงานที่ระยะห่าง 5 เซนติเมตร จากตัวอ่านถึงชิพที่อยู่ในการ์ด ส่วนกรณีที่ Tag ไม่สามารถอ่านค่าได้จะมีอยู่ 2 กรณีคือ ในกรณีที่ 1 มีการซ้อนกันของ Tag มากกว่า 1 แผ่น กรณีที่ 2 คือมีการอ่าน Tag แรกอยู่ก่อนแล้วยังไม่ได้นำออก จากตัว RFID Reader เมื่อมี Tag ที่สองป้อนข้อมูลเข้ามาจะไม่สามารถอ่านค่าได้



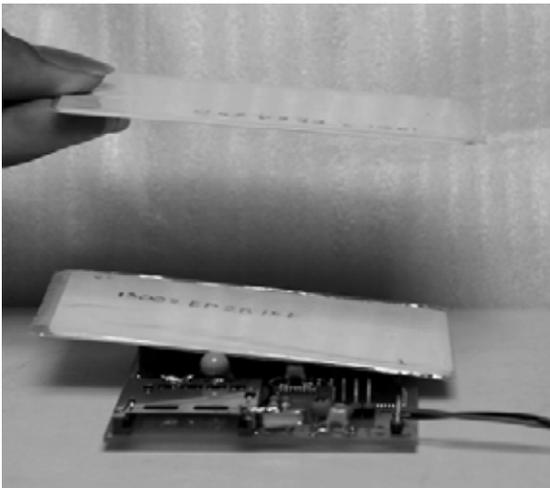
ภาพที่ 6 ระบายที่ RFID Reader สามารถอ่านได้ในระบายที่ 1



ภาพที่ 7 ระบายที่ RFID Reader สามารถอ่านได้ในระบายที่ 2



ภาพที่ 8 ลักษณะที่ RFID Reader ไม่สามารถอ่านได้แบบที่ 1



ภาพที่ 9 ลักษณะที่ RFID Reader ไม่สามารถอ่านได้แบบที่ 2

4. สรุป

งานวิจัยนี้ได้ศึกษาเกี่ยวกับระบบการทำงานของอาร์เอฟไอดีซึ่งถือว่าเป็นเทคโนโลยีที่กำลังเป็นที่สนใจและเริ่มมีการนำเอามาประยุกต์ใช้ในชีวิตประจำวันมากขึ้น โดยทางผู้จัดทำ งานวิจัยได้ศึกษาเกี่ยวกับระบบการทำงานของอาร์เอฟไอดีตั้งแต่ส่วนประกอบต่างๆ ทั้งในส่วน ของตัวส่งและเครื่องอ่าน โดยได้ศึกษาถึงโครงสร้างและหลักการทำงานตลอดจนเทคนิคการส่งข้อมูล การเข้ารหัสสัญญาณ และการถอดรหัสสัญญาณรวมถึงย่านความถี่ที่ใช้งาน

โครงการจลาจลสำหรับผู้มีปัญหาทางสายตาที่ได้นำเอาระบบอาร์เอฟไอดีมาประยุกต์ใช้งานกับผู้พิการทางสายตาโดยทางผู้จัดทำโครงการได้ใช้โมดูล ID-12 ออกแบบตัวอ่านโดยใช้งานในย่านความถี่ 125 KHz ส่งข้อมูลแบบทางเดียว มีการเข้ารหัสแบบแมนเชสเตอร์และมีการมอดูเลตสัญญาณทางแอมพลิจูด มาทำงานร่วมกับไมโครคอนโทรลเลอร์ AVR ATmega128 และไอซี VS1011 เพื่อนำมาประยุกต์ให้ทั้งสามส่วนทำงาน ร่วมกันได้เป็นเครื่องอ่านจลาจลสำหรับผู้มีปัญหาทางสายตาในส่วน ของจลาจลที่เราได้นำเอาตัวส่งแบบไม่ต้องสัมผัส ซึ่งให้หลักการเหนี่ยวนำสนามแม่เหล็กในการส่ง ข้อมูลให้เป็นจลาจลโดยสามารถสรุปสิ่งที่ได้จากการศึกษาโครงการปัญหาและอุปสรรค ข้อจำกัด รวมถึงข้อเสนอแนะได้ดังนั้น สิ่งที่ได้จากการศึกษาโครงการคือ ได้รับความรู้เกี่ยวกับโครงสร้างและส่วนประกอบของระบบอาร์เอฟไอดีรู้เกี่ยวกับพื้นฐานของระบบอาร์เอฟไอดีการสื่อสารระหว่างตัวส่งกับเครื่อง อ่าน ย่านความถี่ที่ใช้และเทคนิคการรับส่งข้อมูล, นำระบบอาร์เอฟไอดีมาประยุกต์ใช้งาน, ได้รับความรู้เกี่ยวกับการใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์ AVR และโปรแกรม Code Vision ซึ่งเป็นตัวโปรแกรมภาษาซี, ได้รับความรู้เกี่ยวกับการทำงานของไอซีเสียง VS10xx อีกทั้งยังได้รู้จักการศึกษาค้นคว้าข้อมูลด้วยตนเอง, ได้รับความรู้เกี่ยวกับการทำงานของอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ต่างๆ ได้รับความรู้ในการประกอบอุปกรณ์ต่างๆ และสามารถเลือกใช้อุปกรณ์ที่เหมาะสมและ สามารถนำความรู้ทางทฤษฎีมาใช้ในการปฏิบัติได้จริง

เอกสารอ้างอิง

- [1] IET Co.,Ltd. RFID Application. Slide presentation, 2004.
- [2] Klaus Finkenzeller. RFID Handbook : Fundamentals and Application in Contactless Smart Cards and Identification. England : John Wiley & Sons, 2003.
- [3] Robert A. RFID Labeling Smart Labeling concepts&Applications for the consumer Package a Goods Supply Chain. United States of America : Printronix, 2005.
- [4] ประจัน พลังสันติกุล. การประยุกต์ใช้งาน ภาษา C สำหรับไมโครคอนโทรลเลอร์ AVR 1. กรุงเทพมหานคร : แอพซอพด์เทค จำกัด, 2551.

อุปกรณ์บอกสถานที่สำหรับผู้พิการทางสายตา

Pilot device for the visual impairments

สุธารัตน์ สุทธโรภาส¹, ปิยพร สุชัยเสาวลักษณ์¹, ศิริจันทร์ พันธุ์แดง¹

¹ภาควิชาฟิสิกส์อุตสาหกรรมและอุปกรณ์การแพทย์ คณะวิทยาศาสตร์ประยุกต์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าพระนครเหนือ

1518 ถนนพิบูลย์สงคราม บาง ซื่อ กรุงเทพฯ 10800 Email: sudaraths@kmutnb.ac.th

บทคัดย่อ

บทความฉบับนี้นำเสนอการออกแบบอุปกรณ์บอกสถานที่สำหรับผู้พิการทางสายตาซึ่งในการออกแบบนั้น ได้พัฒนาเทคโนโลยีทางด้านการรับ-ส่งด้วยสัญญาณวิทยุที่ความถี่ 434 MHz ผ่านสายอากาศ เพื่อช่วยให้ผู้พิการทางสายตาสามารถรับฟังสัญญาณเสียงที่บอกตำแหน่งสถานที่หรือเพื่อเป็นการเตือนว่าถึงที่หมายแล้ว ทำให้ผู้พิการทางสายตามีความคล่องแคล่วในการเดินทางมากขึ้น หลักการทำงานของอุปกรณ์บอกสถานที่สำหรับผู้พิการทางสายตา คือ จะมีอุปกรณ์ส่งสัญญาณที่ขนาดกระทัดรัดเหมาะสำหรับผู้ใช้งานสามารถนำติดตัวได้ และมีอุปกรณ์รับสัญญาณติดตั้งตามสถานที่ต่างๆ เมื่อผู้ใช้เดินทางผ่านสถานที่ใดที่ทำการติดตั้งอุปกรณ์รับสัญญาณ และอุปกรณ์รับสัญญาณได้รับสัญญาณก็จะประมวลผลและเปล่งเสียงออกทางลำโพงบอกตำแหน่งสถานที่นั้น

Abstract

The degree composes this present designing pilot device for the visual impairments. In designing get develop the technology of taking - signal the radio at frequency 434 MHz for help give person crippled sight way can listen to sound signal that tells place position or for is the warning that be doomed to die mark already. Make person crippled sight way has the deftness in the travel more and more. The principle work of the pilot device for the visual impairments. Be will have the equipment signals at the size convenient for the user has can to lead in hand. And have the equipment takes a signal sets up to area all place. When the user travels to change which place the office sets up the equipment takes a signal. The equipment takes a signal receives a signal will evaluate and utter go out loudspeaker way tells place that position.

Keywords: pilot device, Blind, visual impairments

1. คำนำ

ผู้พิการทางสายตาเป็นผู้ด้อยโอกาสในการดำเนินชีวิตประจำวัน บางครั้งต้องพึ่งพามัคคนรอบข้าง แม้แต่ในเมืองใหญ่ที่มีความเจริญและความพร้อมด้านสาธารณูปโภค เช่น กรุงเทพมหานครก็ยังมีอุปกรณ์ช่วยเหลือและอำนวยความสะดวกแก่คนพิการอย่างจำกัด ดังนั้นการพัฒนาระบบช่วยเหลือและอำนวยความสะดวกแก่คนพิการจึงเป็นสิ่งที่มีความสำคัญเป็นอย่างยิ่ง ระบบช่วยเหลือผู้พิการทางสายตาระบบเดิม คือการปูอิฐทางเท้า ภายนอกอาคารที่ทำ เครื่องหมายพิเศษเพื่อนำทางให้ผู้พิการโดยใช้ไม้เท้าสัมผัส ซึ่งให้ข้อมูลได้เฉพาะว่าเป็นทางตรง ทางแยกหรือทางลาด ถึงแม้ว่าจะทำให้การเดินทางของผู้พิการทางสายตามีความสะดวกมากขึ้นแต่ยังขาดการให้ข้อมูลเกี่ยวกับทิศทางและสถานที่นั้น ทำให้ผู้พิการยังต้องพึ่งพาคคนปกตินในการขึ้นนำออกซื้อสถานที่และข้อมูลอื่นๆ ที่เกี่ยวข้อง ด้วยเหตุนี้จึงมีแนวคิดที่จะสร้างอุปกรณ์ช่วยบอกสถานที่แก่ผู้พิการทางสายตา โดยมีวัตถุประสงค์ของการทำ “อุปกรณ์บอกสถานที่สำหรับผู้พิการทางสายตา” คือเพื่อส่งเสริมให้ผู้พิการทางสายตาสามารถดำรงชีวิตอยู่ในสังคมอย่างมีความสุข สร้างและพัฒนาต้นแบบอุปกรณ์บอกสถานที่สำหรับผู้พิการทางสายตา

2. หลักการและทฤษฎี

ในงานวิจัยนี้ใช้หลักการรับและส่งข้อมูลด้วยคลื่นวิทยุที่ความถี่ 434 MHz ผ่านสายอากาศ สัญญาณที่ใช้แทนข้อมูล หรือแทนการควบคุมอาจอยู่ในรูปของสัญญาณอนาล็อกหรือสัญญาณดิจิทัล ดังนั้นในการส่งสัญญาณข้อมูลหรือข่าวสารใดๆก็ตาม เราสามารถส่งได้ใน 2 ลักษณะคือ

- ส่งสัญญาณแบบอนาล็อก ซึ่งสัญญาณที่ส่งออกไปนั้นมีความต่อเนื่องกันตลอดเวลา เช่น การส่งสัญญาณเสียงผ่านเครือข่ายโทรศัพท์อนาล็อก

- การส่งสัญญาณแบบดิจิทัล หรือสัญญาณแบบไม่ต่อเนื่อง คือ การส่งสัญญาณที่มีแค่ “ON” และ “OFF” หรือเป็นแบบเลขไบนารี (Binary) “0” และ “1”

ระบบการสื่อสารข้อมูลก็แบ่งออกเป็น 2 ระบบเช่นกันคือ ระบบสื่อสารใช้ติดต่อ ส่ง-รับ ข้อมูล แบบอนาล็อก เช่น ระบบโทรศัพท์สาธารณะในบ้านเรา และระบบสื่อสารใช้ติดต่อ ส่ง-รับ ข้อมูล แบบดิจิทัล เช่นระบบเครือข่ายท้องถิ่น (LAN) ไม่ว่าระบบสื่อสารข้อมูลจะเป็นระบบใดก็สามารถใช้ ส่ง-รับ ข้อมูล ได้ทั้งนั้น เพียงแต่ว่าจะต้องมีการแปลงรูปแบบสัญญาณให้เหมาะสมก่อนที่จะส่งเข้าไปในระบบสื่อสารด้วยวิธีการที่เรียกว่า “การกล่าหรือการมอดูเลตสัญญาณ” (Signal Modulation) ในระบบสื่อสารอนาล็อกหากข้อมูลเป็นข้อมูลอนาล็อกอาจใช้วิธีมอดูเลตสัญญาณแบบ AM, FM หรือ PM แต่ถ้าข้อมูลเป็นข้อมูลดิจิทัลก็จะใช้วิธีการมอดูเลตสัญญาณแบบ ASK, FSK หรือ PSK สำหรับระบบสื่อสารแบบดิจิทัล เราสามารถส่งข้อมูลดิจิทัลเข้าสู่ระบบโดยผ่านทางอินเตอร์เฟซดิจิทัล แต่หากข้อมูลที่จะส่งเข้าไปในระบบเป็นข้อมูลอนาล็อกก็จำเป็นต้องแปลงสัญญาณให้เป็นดิจิทัลก่อนด้วยการมอดูเลตสัญญาณแบบ PAM หรือ PCM

2.1 การเข้ารหัสสัญญาณ

อุปกรณ์สำหรับมอดูเลตสัญญาณ (Modulator) จะสร้างสัญญาณคลื่นพาห์และรวมเข้ากับ สัญญาณข้อมูล เพื่อให้สัญญาณมีความแรงพอที่จะส่งผ่านสื่อกลางไปยังอีกจุดหนึ่งที่อยู่ไกลออกไปได้และเมื่อถึงปลายทางก็จะมีอุปกรณ์ซึ่งทำหน้าที่แยกสัญญาณคลื่นพาห์ออก ให้เหลือเพียงสัญญาณข้อมูลเราเรียกวิธีการแยกสัญญาณนี้ว่า (Demodulation) เรื่องการมอดูเลตสัญญาณเป็นเรื่องที่สำคัญมากในการสื่อสารข้อมูล การเลือกวิธีการมอดูเลตและการตีมอดูเลตที่เหมาะสมจะช่วยให้เราทำการส่งข้อมูลข่าวสารได้อย่างมีประสิทธิภาพ การเข้ารหัสสัญญาณมีหลายแบบ คือ การเข้ารหัสสัญญาณแบบดิจิทัลเป็นดิจิทัล การเข้ารหัสสัญญาณแบบอนาล็อกเป็นดิจิทัลและการเข้ารหัสสัญญาณแบบดิจิทัลเป็นอนาล็อก แต่ที่เราสนใจเป็นการเข้ารหัสสัญญาณแบบดิจิทัลเป็นอนาล็อก ดังนั้นจึงขอกล่าวแค่เพียงแบบเดียวเนื่องจากการเข้ารหัสแบบดิจิทัลเป็นอนาล็อก ซึ่งเป็นแบบของการเข้ารหัสที่ใช้ในการทำโครงงานนี้ ในปัจจุบันการส่งสัญญาณข้อมูลดิจิทัลโดยผ่านช่องทางสื่อสารแบบอนาล็อกที่เราคุ้นเคยกัน ได้แก่ การส่งข้อมูลคอมพิวเตอร์ผ่านทางเครือข่ายโทรศัพท์สาธารณะเครือข่ายโทรศัพท์ถูกออกแบบมาเพื่อทำการสลับสวิทช์และส่งสัญญาณอนาล็อก ซึ่งเป็นย่านความถี่ของเสียงหรือประมาณ 300 – 3400 เฮิรตซ์ อุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ที่ทำหน้าที่แปลงสัญญาณข้อมูลดิจิทัลให้เป็นสัญญาณอนาล็อกย่านความถี่เสียงเราเรียกว่า โมเด็ม (MODEM หรือ Modulator – Demodulator)

สำหรับเทคนิคการเข้ารหัสสัญญาณข้อมูลดิจิทัลให้เป็นสัญญาณอนาล็อกนั้นมีอยู่ด้วยกัน 3 วิธี คือ

2.1.1 การเข้ารหัสเชิงเลขทางแอมพลิจูด (ASK) เป็นการเข้ารหัสที่มีการเปลี่ยนขนาดของคลื่นพาห์ (Carrier Wave) แต่ความถี่ของคลื่นพาห์จะไม่เปลี่ยนแปลง เมื่อค่าของบิตของสัญญาณข้อมูลดิจิทัลมีค่าเป็น “1” ขนาดของคลื่นพาห์จะสูงขึ้นกว่าตอนปกติ และเมื่อบิตมีค่าเป็น “0” ขนาดของคลื่นพาห์จะตกลง กว่า ตอนปกติ การเข้ารหัสแบบ ASK มักจะไม่ค่อยได้รับความนิยมนเพราะถูกรบกวนจากสัญญาณอื่นได้ง่าย

2.1.2 การเข้ารหัสเชิงเลขทางความถี่ (FSK) เป็นการเข้ารหัสที่มีการเปลี่ยนความถี่ของคลื่นพาห์ แต่ขนาดของคลื่นพาห์จะไม่เปลี่ยนแปลงคือ นั่นคือเมื่อบิตมีค่าเป็น “1” ความถี่ของคลื่นพาห์จะสูงกว่าตอนปกติ และเมื่อบิตมีค่าเป็น “0” ความถี่ของคลื่นพาห์ก็จะต่ำกว่าปกติ

2.1.3 การเข้ารหัสเชิงเลขทางเฟส (PSK) เป็นการเข้ารหัสที่ไม่มีการเปลี่ยนแปลงขนาดและความถี่ของคลื่นพาห์จะ แต่ที่จะมีการเปลี่ยนเฟสของสัญญาณ กล่าวคือเมื่อมีการเปลี่ยนแปลงสภาวะของบิตจาก “1” ไปเป็น “0” หรือเปลี่ยนจาก “0” ไปเป็น “1” เฟสของคลื่นจะเปลี่ยน ไป 180° ด้วย

2.2 องค์ประกอบของระบบสื่อสารข้อมูล

ในระบบสื่อสารจะต้องประกอบไปด้วย

2.2.1 ผู้ส่งหรืออุปกรณ์ส่งข้อมูล (Sender) เป็นอุปกรณ์ที่ใช้ในการส่งข่าวสารเป็นต้นทาง ของการสื่อสารข้อมูล

2.2.2 ผู้รับหรืออุปกรณ์รับข้อมูล (Receiver) เป็นปลายทางการสื่อสารมีหน้าที่รับข้อมูลที่ส่งมาให้

2.2.3 สื่อกลาง (Medium) เป็นเส้นทางการสื่อสารเพื่อนำข้อมูลจากต้นทางไปยังปลายทางสื่อกลางการสื่อสารอาจจะเป็นเส้นลวดทองแดง สายไฟทองแดง สายเคเบิล สายใยแก้วนำแสงหรือคลื่นที่ส่งผ่านทางอากาศ เช่น คลื่นไมโครเวฟ คลื่นดาวเทียม คลื่นวิทยุ หรือคลื่นโทรศัพท์

2.2.4 ข่าวสาร (Message) สัญญาณอิเล็กทรอนิกส์ที่ส่งผ่านไปในระบบสื่อสารนั้นบางทีก็เรียกว่า Information รูปแบบของข่าวสารในการสื่อสารข้อมูลมี 4 รูปแบบด้วยกัน คือ เสียง (Voice), ข้อมูล (Data), ข้อความ (Text), ภาพ (Image)

2.2.5 โปรโตคอล (Protocol) และซอฟต์แวร์ (Software) คือวิธีการกฎระเบียบหรือข้อตกลงที่ใช้ในการสื่อสารข้อมูลระหว่างผู้รับและผู้ส่ง

2.3 ไมโครคอนโทรลเลอร์ PIC16F628

PIC คือ microcontroller อีกตระกูลหนึ่ง ย่อมาจากคำว่า Peripheral Interface Controller ซึ่ง concept ของเจ้า microcontroller ตระกูลนี้ก็คือ พยายามรวมเอาทุกอย่างเอาไว้ในตัวของมันไม่ว่าจะเป็น PROGRAM MEMORY,

RAM, EEPROM, SERIAL, I2C, PWM, A/D ฯลฯ โดยไม่จำเป็นต้องต่ออุปกรณ์เสริมจากภายนอก ในตัวของ PIC จะมีฟังก์ชันที่ใช้ในการประมวลผล รวมทั้งหน่วยความจำ ซึ่งทำให้มันเหมือนกับ CPU โครงสร้างโดยทั่วไปของไมโครคอนโทรลเลอร์นั้น สามารถแบ่งออกมาได้เป็น 5 ส่วนใหญ่ๆ ดังต่อไปนี้

1. หน่วยประมวลผลกลางหรือซีพียู (CPU : Central Processing Unit)
2. หน่วยความจำ (Memory) สามารถแบ่งออกเป็น 2 ส่วน คือ หน่วยความจำที่มีไว้สำหรับเก็บโปรแกรมหลัก (Program Memory) เปรียบเสมือนฮาร์ดดิสก์ของเครื่องคอมพิวเตอร์ตั้งโต๊ะคือ ข้อมูลใดๆ ที่ถูกเก็บไว้ในนี้จะไม่สูญหายไปแม้ไม่มีไฟเลี้ยง อีกส่วนหนึ่งคือหน่วยความจำข้อมูล (Data Memory) เป็นที่พักข้อมูลชั่วคราวขณะทำงาน แต่หากไม่มีไฟเลี้ยง ข้อมูลก็จะหายไปคล้ายกับหน่วยความจำ (RAM) ในเครื่องคอมพิวเตอร์ทั่วไป แต่สำหรับไมโครคอนโทรลเลอร์สมัยใหม่ หน่วยความจำข้อมูลจะมีทั้งที่เป็นหน่วยความจำแรม ซึ่งข้อมูลจะหายไปเมื่อไม่มีไฟเลี้ยง และเป็นอีอีพรอม (EEPROM : Erasable Electrically Read-Only Memory) ซึ่งสามารถเก็บข้อมูลได้แม้ไม่มีไฟเลี้ยง
3. ส่วนติดต่อกับอุปกรณ์ภายนอกหรือพอร์ต (Port) มี 2 ลักษณะคือ พอร์ตอินพุต (Input Port) และพอร์ตส่งสัญญาณหรือพอร์ตเอาต์พุต (Output Port) ส่วนนี้จะใช้ในการเชื่อมต่อกับอุปกรณ์ภายนอก ถือว่าเป็นส่วนที่สำคัญมากใช้ร่วมกันระหว่างพอร์ตอินพุต เพื่อรับสัญญาณ อาจจะใช้การกดสวิทช์เพื่อนำไปประมวลผลและส่งไปพอร์ตเอาต์พุต เพื่อแสดงผล
4. ช่องทางเดินของสัญญาณหรือบัส (BUS) คือเส้นทางการแลกเปลี่ยนสัญญาณข้อมูลระหว่าง ซีพียู หน่วยความจำและพอร์ต เป็นลักษณะของสายสัญญาณ จำนวนมากอยู่ภายในตัวไมโครคอนโทรลเลอร์ โดยแบ่งเป็นบัสข้อมูล (Data Bus), บัสแอดเดรส (Address Bus) และบัสควบคุม (Control Bus) บัสข้อมูลเป็นสายสัญญาณที่บรรจุข้อมูล เพื่อการประมวลผลทั้งหมดขนาดของบัสจะขึ้นอยู่กับการประมวลผลของซีพียู
5. วงจรกำเนิดสัญญาณนาฬิกา นับเป็นส่วนประกอบที่สำคัญมากอีกส่วนหนึ่ง เนื่องจากการทำงานที่เกิดขึ้นในตัวไมโครคอนโทรลเลอร์ จะขึ้นอยู่กับ การกำหนดจังหวะ หากสัญญาณนาฬิกาที่มีความถี่สูง จังหวะการทำงานก็จะสามารถทำได้ถี่ขึ้น ส่งผลให้ไมโครคอนโทรลเลอร์ตัวนั้น มีความเร็วในการประมวลผลสูงตามไปด้วย สำหรับงานวิจัยนี้จะใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์ PIC16F628 ที่ผลิตจากบริษัท Microchip ทำหน้าที่ควบคุมจังหวะการส่งคลื่นวิทยุของ โมดูลส่งสัญญาณ โดยสามารถโปรแกรมคำสั่งการควบคุมเก็บไว้ในหน่วยความจำภายในไอซีได้

2.4 วงจรเข้ารหัส วงจรถอดรหัส

วงจรรหัส ทำหน้าที่ในการเปลี่ยนระดับของแรงดัน หรือของการกดสวิทช์ มาเป็นสัญญาณลอจิกตามรหัสที่ต้องการ วงจรถอดรหัส ซึ่งทำหน้าที่ในการเปลี่ยนรหัส จากรหัสหนึ่งไปเป็นอีกรหัสหนึ่ง

- วงจรรหัส (Encoder) คือ วงจรที่ทำหน้าที่แปลงตัวเลข ตัวอักษร หรือสัญลักษณ์ ซึ่งอยู่ในรูปของระดับแรงดันให้เป็นสัญญาณลอจิกตามรหัสที่ต้องการ สำหรับงานวิจัยนี้จะใช้ไอซีเอ็นโค้ดเดอร์ (Encoder HT12E) เป็นไอซีที่ทำหน้าที่ในการเข้ารหัสข้อมูลดิจิทัล โดยรับข้อมูลดิจิทัล
- วงจรถอดรหัส (Decoder) คือ วงจรที่ทำหน้าที่เปลี่ยนสัญญาณลอจิกไปเป็นอีกรหัสหนึ่ง สำหรับงานวิจัยนี้จะใช้ไอซีดีโค้ดเดอร์ (Decoder HT12D) ทำหน้าที่ถอดรหัสข้อมูลดิจิทัลหลังจากไอซีโมดูลรับคลื่นวิทยุรับมาได้
- ไอซี ISD1790 ใช้สำหรับการบันทึกเสียง โดยที่ภายในตัว ISD1790 จะรวมระบบการจัดการข้อความ หรือระบบที่ใช้สำหรับการประเมินสัญญาณเสียงไว้ในตัวไอซี

2.5 เซลล์พลังงานแสงอาทิตย์ (Solar Cell)

เซลล์แสงอาทิตย์ (Solar Cell) เป็นสิ่งประดิษฐ์กรรมทางอิเล็กทรอนิกส์ ที่สร้างขึ้นเพื่อเป็นอุปกรณ์สำหรับเปลี่ยนพลังงานแสงอาทิตย์ให้เป็นพลังงานไฟฟ้า โดยการนำสารกึ่งตัวนำ เช่น ซิลิกอน ซึ่งมีราคาสูงที่สุดและมีมากที่อุดมบนพื้นโลกมาผ่านกระบวนการทางวิทยาศาสตร์เพื่อผลิตให้เป็นแผ่นบางบริสุทธิ์ และพื้นที่ที่แสงตกกระทบบนแผ่นเซลล์ รังสีของแสงที่มีอนุภาคของพลังงานประกอบที่เรียกว่า โฟตอน (Photon) จะถ่ายเทพลังงานให้กับอิเล็กตรอน (Electron) ในสารกึ่งตัวนำงานมีพลังงานมากพอที่จะกระโดดออกมาจากแรงดึงดูดของอะตอม (atom) และเคลื่อนที่ได้อย่างอิสระ ดังนั้นเมื่ออิเล็กตรอนเคลื่อนที่ครบวงจรจะทำให้เกิดไฟฟ้ากระแสตรงขึ้น เมื่อพิจารณาถึงลักษณะการผลิตไฟฟ้าจากเซลล์แสงอาทิตย์พบว่า เซลล์แสงอาทิตย์จะมีประสิทธิภาพการผลิตไฟฟ้าสูงที่สุดในช่วงเวลากลางวัน ซึ่งสอดคล้องและเหมาะสมในการนำเซลล์แสงอาทิตย์มาใช้ผลิตไฟฟ้า เพื่อแก้ไขปัญหาการขาดแคลนพลังงานไฟฟ้าในช่วงเวลากลางวัน เซลล์แสงอาทิตย์ที่นิยมใช้กันอยู่ในปัจจุบันจะแบ่งออกเป็น 2 กลุ่มใหญ่ๆ คือ

2.5.1 กลุ่ม เซลล์แสงอาทิตย์ที่ทำจากสารกึ่งตัวนำประเภทซิลิกอน จะแบ่งตามลักษณะของผลึกที่เกิดขึ้น คือ แบบที่เป็น รูปผลึก (Crystal) และแบบที่ไม่เป็นรูปผลึก (Amorphous) แบบที่เป็นรูปผลึก จะแบ่งออกเป็น 2 ชนิด คือ ชนิดผลึกเดี่ยวซิลิกอน (Single Crystalline Silicon Solar Cell) และ ชนิดผลึกกรมซิลิกอน (Poly Crystalline Silicon Solar Cell) แบบที่ไม่เป็นรูปผลึก คือ ชนิดฟิล์มบางอะมอร์ฟัสซิลิกอน (Amorphous Silicon Solar Cell)

2.5.2 กลุ่มเซลล์แสงอาทิตย์ที่ทำจากสารประกอบที่ไม่ใช่ซิลิคอน ซึ่งประเภทนี้จะเป็นเซลล์แสงอาทิตย์ที่มีประสิทธิภาพสูงถึง 25% ขึ้นไป แต่มีราคาสูงมาก ไม่นิยมนำมาใช้บนพื้นโลก จึงใช้งานสำหรับดาวเทียมและระบบรวมแสงเป็นส่วนใหญ่ แต่การพัฒนาขบวนการผลิตสมัยใหม่จะทำให้มีราคาถูกลง และนำมาใช้มากขึ้นในอนาคต (ปัจจุบันนำมาใช้เพียง 7 % ของปริมาณที่มีใช้ทั้งหมด)

2.5.3 ส่วนประกอบของเซลล์แสงอาทิตย์ แรงเคลื่อนไฟฟ้าที่ผลิตขึ้นจากเซลล์แสงอาทิตย์เพียงเซลล์เดียวจะมีค่าต่ำมาก การนำมาใช้งานจะต้องนำเซลล์หลาย ๆ เซลล์มาต่อกันแบบอนุกรมเพื่อเพิ่มแรงเคลื่อนไฟฟ้าให้สูงขึ้น เซลล์ที่นำมาต่อกันในจำนวนและขนาดที่เหมาะสมเรียกว่า แผงเซลล์แสงอาทิตย์ (Solar Module หรือ Solar Panel)

2.5.4 หลักการทำงานของเซลล์แสงอาทิตย์ การทำงานของเซลล์แสงอาทิตย์เป็นขบวนการเปลี่ยนพลังงานแสงเป็นกระแสไฟฟ้าโดยตรง โดยเมื่อแสงซึ่งเป็นคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าและมีพลังงานกระทบกับสารกึ่งตัวนำ จะเกิดการถ่ายทอดพลังงานระหว่างกัน พลังงานจากแสงจะทำให้เกิดการเคลื่อนที่ของกระแสไฟฟ้า (อิเล็กตรอน) ขึ้นในสารกึ่งตัวนำ จึงสามารถต่อกระแสไฟฟ้าไปใช้งานได้

2.5.4.1 n - type ซิลิคอน ซึ่งอยู่ด้านหน้าของเซลล์ คือ สารกึ่งตัวนำที่ได้รับการโด๊ปด้วยสารฟอสฟอรัส มีคุณสมบัติเป็นตัวให้อิเล็กตรอนเมื่อรับพลังงานจากแสงอาทิตย์ p - type ซิลิคอน คือสารกึ่งตัวนำที่ได้รับการโด๊ปด้วยสารโบรอน ทำให้โครงสร้างของอะตอมสูญเสียอิเล็กตรอน (โฮล) เมื่อรับพลังงาน จากแสงอาทิตย์จะทำหน้าที่เป็นตัวรับอิเล็กตรอน เมื่อนำซิลิคอนทั้ง 2 ชนิด มาประกบต่อกันด้วย p - n junction จึงทำให้เกิดเป็น " เซลล์แสงอาทิตย์ " ในสภาวะที่ยังไม่มีแสงแดด n - type ซิลิคอนซึ่งอยู่ด้านหน้าของเซลล์ ส่วนประกอบส่วนใหญ่พร้อมจะให้อิเล็กตรอน แต่ก็ยังมีโฮลปะปนอยู่บ้างเล็กน้อย ด้านหน้าของ n - type จะมีแถบโลหะเรียกว่า Front Electrode ทำหน้าที่เป็นตัวรับอิเล็กตรอน ส่วน p - type ซิลิคอนซึ่งอยู่ด้านหลังของเซลล์ โครงสร้างส่วนใหญ่เป็นโฮล แต่ก็ยังมีอิเล็กตรอนปะปนบ้างเล็กน้อย ด้านหลังของ p - type ซิลิคอนจะมีแถบโลหะเรียกว่า Back Electrode ทำหน้าที่เป็นตัวรวบรวมโฮล

2.5.4.2 เมื่อมีแสงอาทิตย์ตกกระทบ แสงอาทิตย์จะถ่ายเทพลังงานให้กับอิเล็กตรอนและโฮล ทำให้เกิดการเคลื่อนไหว เมื่อพลังสูงพอทั้งอิเล็กตรอนและโฮลจะวิ่งเข้าหาเพื่อจับคู่กัน อิเล็กตรอนจะวิ่งไปยังชั้น n - type และโฮลจะวิ่งไปยังชั้น p type

2.5.4.3 อิเล็กตรอนวิ่งไปรวมกันที่ Front Electrode และโฮลวิ่งไปรวมกันที่ Back Electrode เมื่อมีการต่อวงจรไฟฟ้าจาก Front Electrode และ Back Electrode ให้ครบวงจร ก็จะเกิดกระแสไฟฟ้าขึ้น เนื่องจากทั้งอิเล็กตรอนและโฮลจะวิ่งเพื่อจับคู่กัน

2.5.5 การผลิตกระแสไฟฟ้าด้วยเซลล์แสงอาทิตย์ แบ่งออกเป็น 3 ระบบ คือ

2.5.5.1 การผลิตกระแสไฟฟ้าด้วยเซลล์แสงอาทิตย์แบบอิสระ (PV Stand alone system) เป็นระบบผลิตไฟฟ้าที่ได้รับการออกแบบสำหรับใช้งานในพื้นที่ชนบท ที่ไม่มีระบบสายส่งไฟฟ้า อุปกรณ์ระบบที่สำคัญประกอบด้วยแผงเซลล์แสงอาทิตย์ อุปกรณ์ควบคุมการประจุแบตเตอรี่ แบตเตอรี่ และอุปกรณ์เปลี่ยนระบบไฟฟ้ากระแสตรงเป็นไฟฟ้ากระแสสลับแบบอิสระ

2.5.5.2 การผลิตกระแสไฟฟ้าด้วยเซลล์แสงอาทิตย์แบบต่อกับระบบจำหน่าย (PV Grid connected system) เป็นระบบผลิตไฟฟ้าที่ถูกรออกแบบสำหรับ ผลิตไฟฟ้าผ่านอุปกรณ์เปลี่ยนระบบไฟฟ้ากระแสตรงเป็นไฟฟ้ากระแสสลับ เข้าสู่ระบบสายส่งไฟฟ้าโดยตรง ใช้ผลิตไฟฟ้าในเขตเมือง หรือพื้นที่ที่มีระบบจำหน่ายไฟฟ้าเข้าถึง อุปกรณ์ระบบที่สำคัญประกอบด้วยแผงเซลล์แสงอาทิตย์ อุปกรณ์เปลี่ยนระบบไฟฟ้ากระแสตรงเป็นไฟฟ้ากระแสสลับชนิดต่อกับระบบจำหน่ายไฟฟ้า

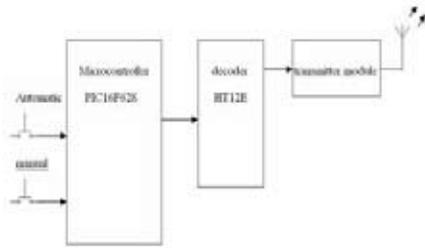
2.5.5.3 การผลิตกระแสไฟฟ้าด้วยเซลล์แสงอาทิตย์แบบผสมผสาน (PV Hybrid system) เป็นระบบผลิตไฟฟ้าที่ถูกรออกแบบสำหรับทำงานร่วมกับอุปกรณ์ผลิตไฟฟ้าอื่นๆ เช่น ระบบเซลล์แสงอาทิตย์กับพลังงานลม และเครื่องยนต์ดีเซล ระบบเซลล์แสงอาทิตย์กับพลังงานลม และไฟฟ้าพลังน้ำ เป็นต้น โดยรูปแบบระบบจะขึ้นอยู่กับการออกแบบตามวัตถุประสงค์โครงการเป็นกรณีเฉพาะ

3. การออกแบบและสร้างเครื่องบอกสถานที่สำหรับผู้พิการทางสายตา

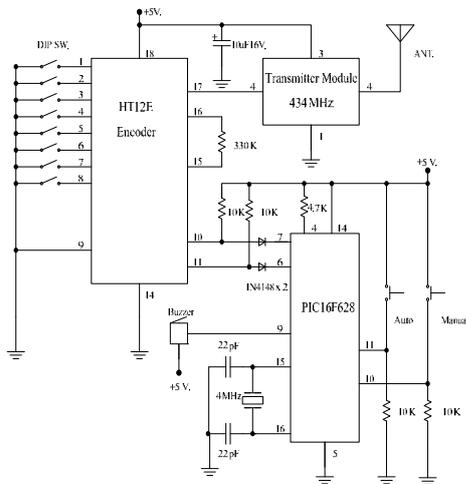
อุปกรณ์บอกสถานที่สำหรับผู้พิการทางสายตาประกอบด้วยอุปกรณ์ 2 ส่วน คือ อุปกรณ์ส่งสัญญาณ และอุปกรณ์รับสัญญาณ โดยจะมีลักษณะของการทำงานและรูปแบบของการออกแบบของวงจรดังต่อไปนี้

3.1 ภาคส่งสัญญาณ (Transmitter circuit)

อุปกรณ์ส่งสัญญาณเป็นอุปกรณ์ที่ผู้พิการทางสายตาพกพาติดตัว ทำหน้าที่ในการส่งสัญญาณความถี่วิทยุ 434 MHz และมอดูเลทข้อมูลดิจิทัล 8 บิต เข้าไปด้วย โดยใช้ไอซีโคเดอ HT12D และการส่งความถี่วิทยุ จะถูกควบคุมด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์ เบอร์ PIC16F628 ซึ่งจะควบคุมได้ 2 แบบ คือ แบบอัตโนมัติ เครื่องจะส่งคลื่นวิทยุตลอดเวลา และแบบเลือกเอง เครื่องจะส่งวิทยุก็ต่อเมื่อผู้พิการกดปุ่มเพื่อต้องการทราบชื่อสถานที่เท่านั้น จากบล็อกโคเดอแกรมในรูปแบบที่ 1ก. จะเห็นได้ว่าไมโครคอนโทรลเลอร์จะรับคำสั่งจากสวิทช์ 2 ตัว คือ สวิทช์ Auto และสวิทช์ Manual โดยสวิทช์ Auto จะเป็นการส่งสัญญาณให้กับตัวรับตลอดเวลา ส่วนสวิทช์ Manual จะเป็นการส่งสัญญาณเมื่อมีการกดสวิทช์เท่านั้น



รูปที่ 1 แสดงบล็อกไดอะแกรมของภาคส่งสัญญาณ



รูปที่ 2 แสดงวงจรสมบูรณ์ของภาคส่งสัญญาณ

3.2 ภาครับสัญญาณ (Receiver Module)

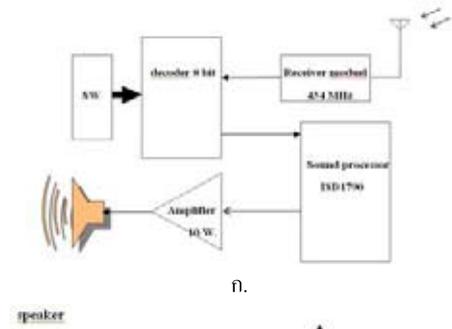
ภาครับสัญญาณเป็นอุปกรณ์ที่ติดตั้งอยู่ ณ สถานที่ที่ต้องการบอกให้แก่ผู้พิการทางสายตาทราบ เมื่อผู้พิการทางสายตาเข้ามาอยู่ในรัศมี 2-3 เมตร บริเวณสถานที่นั้นๆ ซึ่งอุปกรณ์ส่งสัญญาณซึ่งพกติดตัวกับผู้พิการทางสายตาจะส่งสัญญาณเป็นคลื่นวิทยุย่าน UHF มีความถี่ 434 MHz มายังภาครับสัญญาณและภาคจ่ายไฟของอุปกรณ์ภาครับสัญญาณซึ่งจะมีบล็อกไดอะแกรม ดังรูปที่ 3 ก. และ ข. และรูปที่ 4 แสดงวงจรสมบูรณ์ของภาครับสัญญาณซึ่งประกอบด้วย

- 3.2.1 ภาครับคลื่นวิทยุ โมดูลตัวรับคลื่นวิทยุ ทำหน้าที่รับคลื่นวิทยุที่มีความถี่ 434 MHz เท่านั้น โดยเมื่อรับมาแล้วจะทำการดีมอดูเลทเพื่อเอาเฉพาะข้อมูลซึ่งมอดูเลทแบบ ASK
- 3.2.2 ภาคไมโครคอนโทรลเลอร์ ทำหน้าที่ควบคุมการทำงานต่างๆ โดยใช้ไอซี PIC16F628 ของบริษัทไมโครชิป

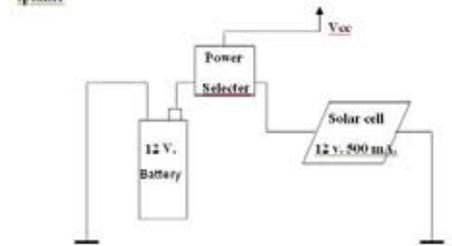
3.2.3. ภาคบันทึกและเล่นกลับสัญญาณเสียง จะใช้ไอซี ISD1790 ซึ่งเป็นไอซีที่สามารถบันทึกสัญญาณเสียงได้และสามารถเล่นสัญญาณเสียงที่บันทึกได้อย่างง่ายดาย

3.2.4. ภาคขยายสัญญาณเสียง ใช้ไอซี TDA2009 มีกำลังขยาย 10 วัตต์ ออกสู่ลำโพง

3.2.5. วงจรภาคจ่ายไฟจะรับพลังงานมาจาก 3 แหล่งหลักๆ ได้แก่ แบตเตอรี่ เซลล์แสงอาทิตย์ และแหล่งจ่ายไฟจากภายนอก พลังงานจากทั้ง 3 แหล่งจะใช้ในลักษณะต่างๆกัน โดยเซลล์แสงอาทิตย์จากเป็นพลังงานที่ผลิตจากแสงอาทิตย์ ใช้สำหรับชาร์จพลังงานเข้าสู่แบตเตอรี่ พลังงานจากแหล่งจ่ายไฟภายนอกเป็นการนำพลังงานจ่ายเข้าสู่วงจร และพลังงานจากแบตเตอรี่ซึ่งเป็นพลังงานหลัก



ก.



ข.

รูปที่ 3 ก. แสดงบล็อกไดอะแกรมของภาครับสัญญาณ
ข. แสดงบล็อกไดอะแกรมภาคจ่ายไฟอุปกรณ์ภาครับสัญญาณ

4. ผลการทดลอง

จากการทดลอง เครื่องส่งสัญญาณที่ติดตั้งอยู่กับผู้พิการทางสายตา ซึ่งสามารถควบคุมการทำงานของอุปกรณ์ได้ 2 แบบคือ การทำงานของอุปกรณ์แบบอัตโนมัติ และการทำงานของอุปกรณ์แบบเลือกเอง จะส่งสัญญาณจากเครื่องส่งสัญญาณ ไปยังเครื่องรับสัญญาณ ที่ทำการติดตั้งไว้ ณ สถานที่ต่างๆ ที่ต้องการทราบและได้ทำการโปรแกรมไว้ การส่งสัญญาณระหว่างภาคส่งและภาคนั้นจะเป็นแบบ ASK (Amplitude Shift Keying) ที่ความถี่ 434 MHz ผ่านสายอากาศและเมื่อภาครับสัญญาณได้รับสัญญาณก็จะส่งสัญญาณ

อุปกรณ์แจ้งเตือนพยาบาลกรณีผู้ป่วยหกล้มแบบไร้สาย

Wireless nurse call in patient fall down

สุดารัตน์ สุนทรโรภาส¹, นายคมกริช ชันโท ¹, ชีรพงษ์ บุญสุภาพ ¹

¹ภาควิชาฟิสิกส์อุตสาหกรรมและอุปกรณ์การแพทย์ คณะวิทยาศาสตร์ประยุกต์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าพระนครเหนือ
1518 ถนนพิบูลย์สงคราม บาง ซื่อ กรุงเทพฯ 10800 Email: sudaraths@kmutnb.ac.th

บทคัดย่อ

บทความฉบับนี้นำเสนออุปกรณ์แจ้งเตือนพยาบาลกรณีผู้ป่วยหกล้มแบบไร้สาย ในกรณีผู้ป่วยหกล้มโดยใช้เซนเซอร์วัดความเอียง ค่าความโน้มเอียงหรือ ค่าความเร่ง เมื่อผู้ป่วยหกล้มจะทำให้ผู้ป่วยเอียง จึงทำให้เซนเซอร์ตัวส่งที่ติดขาผู้ป่วยทำงาน ส่งสัญญาณการเปลี่ยนแปลงของแรงดันไปยัง PIC18F25K20 เพื่อประมวลผลแล้วข้อมูลไปยัง TRW-2.4G เพื่อส่งสัญญาณไปที่กับตัวรับ แล้วตัวรับจะรับข้อมูลด้วย TRW-2.4G จากนั้นจะส่งข้อมูลไปยัง AT89C4051 ดังนั้นจะทำการประมวลผลเพื่อแยกรหัสตัวส่งที่รับมาแล้วแสดงผลทาง7-segment เพื่อสำหรับเตือนพยาบาลให้รีบไปช่วยเหลือผู้ป่วยที่หกล้มฉุกเฉิน

Abstract

This paper present to Wireless nurse call in patient fall down. By the equipment informs to warn nurse in case of the patient falls. And important this project use the propensity value sensor or acceleration value sensor for measure. When, the patient fall will make the patient lean. Then make the transmitter sensor at patient leg can works. Send signal the change of the pressure goes to still PIC18F25K20. For evaluate already the data goes to still TRW-2.4G and send signal go to the receiver sensor. And receiver sensor will take the data by TRW-2.4G. Next time will send the data goes to still AT89C4051. So will evaluate data processing for separate code transmitter sensor at data receiver show displayed on the 7-segment. For warn nurse are hurry go to help patient fall.

Keywords: wireless , Nurse Call

1. คำนำ

จากการที่มีผู้ป่วยพักรักษาตัวหรือพักฟื้นร่างกายให้หายป่วยอยู่ในโรงพยาบาลจะมีการใช้อุปกรณ์เรียกพยาบาล (Nurse Call) เพื่อเรียกพยาบาลในกรณีฉุกเฉินที่ผู้ป่วยได้รับ แต่อุปกรณ์ที่ใช้ในการเรียกพยาบาลเป็นแบบ

การเดินสาย และมีการติดตั้งไว้แค่หัวเตียง จึงทำให้มีข้อจำกัดในการเรียกพยาบาลในกรณีฉุกเฉิน และในการพักรักษาของผู้ป่วยบางครั้งที่ผู้ป่วยอาจเดินออกจากบริเวณที่พยาบาลมองไม่เห็นและดูไม่ได้ เพราะผู้ป่วยจะมีการเดิน ไปพักผ่อนนอกห้องหรือสวนหย่อมที่โรงพยาบาลจัดให้พักผ่อนและบริเวณที่ผู้ป่วยได้ไปพักผ่อนจะไม่มียุติการเรียกพยาบาลและในการเดินพักผ่อนของผู้ป่วยนั้นอาจจะมีการหกล้ม เนื่องจากการเป็นลม หน้ามืด โรควิตกกังวล โลกมืดสูง อุบัติเหตุที่เกิดจากการเดินของผู้ป่วย หรือในกรณีที่ผู้ป่วยเป็นผู้สูงอายุจะมีการเดินที่ไม่ค่อยสะดวกจึงเป็นสาเหตุให้หกล้มได้ ผู้ป่วยก็สามารถใช้อุปกรณ์เรียกพยาบาลฉุกเฉินแบบไร้สายได้ แต่ในการล้มของผู้ป่วย ผู้ป่วยอาจจะหมดสติแล้วเรียกพยาบาลไม่ได้ดังนั้นควรมีอุปกรณ์แจ้งเตือนผู้ป่วยหกล้ม

ดังนั้นคณะผู้วิจัยจึงมีแนวคิดที่จะออกแบบและสร้างอุปกรณ์แจ้งเตือนผู้ป่วยหกล้มขึ้นมา เพื่อให้การเรียกพยาบาลในกรณีผู้ป่วยหกล้มได้ทันที และเพื่ออำนวยความสะดวกให้ทั้งผู้ป่วยและพยาบาลในการรักษาและดูแลผู้ป่วย

2. หลักการและทฤษฎี

ในงานวิจัยนี้ใช้หลักการรับและส่งข้อมูลด้วยคลื่นวิทยุระยะไกล ผ่านสายอากาศในตัว ในช่วงความถี่ 2.4GHz - 2.54GHz โดยใช้อุปกรณ์ไร้สาย (wireless) ซึ่งมีหลักการดังนี้

2.1 อุปกรณ์ไร้สาย (TRW-24G)

เป็น Module ตัวรับส่งข้อมูลผ่านคลื่นวิทยุระยะไกล ซึ่งมีความสามารถในการส่งข้อมูลที่รวดเร็ว และมีเสถียรภาพสูง ขนาดเล็ก สามารถประยุกต์ใช้งานได้หลากหลายสามารถเป็นได้ทั้งตัวรับและตัวส่ง มีสายอากาศในตัว ในการส่งสัญญาณ ใช้ความถี่ 2.4GHz - 2.54GHz อัตราเร็วในส่งสัญญาณ 1Mbps - 250 Kbps และในที่โล่งแจ้งสามารถส่งไปได้ไกลถึง 280 m โหมดการใช้งานของตัวส่ง/รับสัญญาณ TRW.24GHz มีอยู่ 2 โหมด คือ Shock Burst Mode และ Direct Mode โดยในงานวิจัยนี้ได้กำหนดให้โมดูลความถี่วิทยุมีการทำงานในโหมดช็อคเบิร์สต์ (Shock Burst) ซึ่งเป็นการ

ใช้เทคโนโลยีรับ/ส่งข้อมูลบนชีพแบบเข้าก่อน-ออกก่อน (First in- First out) โดยในการส่งข้อมูลมีทั้งระดับในการส่งบิตข้อมูลทั้งความเร็วต่ำและระดับความเร็วสูง เมื่อโมดูลความถี่วิทยุทำงานในโหมดช็อคเบิร์ต สามารถเพิ่มการเข้าถึงระดับความเร็วในการส่งข้อมูลได้สูง (1 Mbps) โดยใช้ย่านความถี่ 2.4 GHz และต้องใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์ความเร็วสูงในการประมวลผล

2.2 ทฤษฎีเซนเซอร์

2.2.1 ความหมายของเซนเซอร์

เซนเซอร์ คือ อุปกรณ์ตรวจจับสัญญาณ หรือปริมาณทางฟิสิกส์ต่างๆ เช่น อุณหภูมิแสง เสียง ความเร็ว อัตราเร่ง ระดับของของเหลว หรือแม้กระทั่งอัตราการไหล เป็นต้น จากนั้นจะทำหน้าที่เปลี่ยนให้เป็นสัญญาณออกหรือปริมาณเอาต์พุตที่ได้จากการวัดในอีกรูปแบบหนึ่ง (Measurable output) ที่สามารถนำไปประมวลผลต่อได้ในส่วนของการตรวจวัดและตรวจจับปริมาณทางฟิสิกส์ต่างๆ นั้น มักถูกกำหนดตามความต้องการของอุตสาหกรรมผลิตในการที่จะตรวจสอบ ควบคุมค่ากระบวนการ ตลอดจนนำตัวแปรทางฟิสิกส์เหล่านั้น ไปใช้งาน ดังนั้นเงื่อนไขซึ่งจำเป็นปัจจัยในการเลือกเซนเซอร์ใช้งานจึงขึ้นอยู่กับธรรมชาติของปริมาณทางฟิสิกส์ที่จะทำการวัด นอกจากนี้ยังมีปัจจัยสำคัญอื่นที่ควรพิจารณาอีก อาทิเช่น ความเหมาะสมของเซนเซอร์ที่จะนำไปใช้งานในสภาพแวดล้อมนั้นๆ ยกตัวอย่างเช่น เซนเซอร์ตรวจวัดอุณหภูมิที่ถูกออกแบบให้ทำงานในบ้านพักอาศัยทั่วไป จะมีความแตกต่างและไม่สามารถนำไปใช้แทน เซนเซอร์ตรวจวัดอุณหภูมิที่ใช้งานในโรงงานผลิตสารเคมีได้ทั้งนี้เนื่องจากเซนเซอร์ตรวจวัดอุณหภูมิซึ่งใช้ในกระบวนการผลิตในโรงงานอุตสาหกรรมต่างๆ นั้นจำเป็นต้องมีอัตราความสามารถในการทนต่อสภาพการใช้งานในสภาวะที่อุณหภูมิสูง ความดันสูงหรือ สามารถทนต่อสภาพการกัดกร่อนได้สูงกว่าเซนเซอร์ตรวจวัดอุณหภูมิที่ถูกออกแบบมาให้ใช้งานทั่วไปซึ่งโดยทั่วไปพบว่าเทคโนโลยีของเซนเซอร์ได้ถูกนำไปใช้ประกอบหลักที่สำคัญในลักษณะงาน 2 ประเภท คือ ใช้ตรวจวัดปริมาณทางฟิสิกส์ เพื่อนำไปแสดงผลการตรวจวัดหรือจัดเก็บบันทึกเป็นข้อมูลในระบบการวัด (Measurement system) และอีกประเภทคือใช้ตรวจสอบสภาพกระบวนการ (process variable) ในระบบควบคุม (control system) เซนเซอร์สำหรับการตรวจวัดข้อมูลที่เป็นตัวแปรทางฟิสิกส์ โดยมากจะถูกนำไปใช้เป็นข้อมูลเพื่อแสดงสถานะสภาพของระบบในขณะนั้น

2.2.2 เซนเซอร์วัดความเอียง (Triple Axis +/- 3g Accelerometer

Breakout - ADXL335)

ADXL335 เป็นระบบการวัดความเร่งในแนว 3 แกนบนไอซี ADXL335 มีขอบเขตของการวัดอย่างน้อย $\pm 3 g$ สัญญาณเอาต์พุตที่ได้จะเป็นแรงดันอนาล็อกที่มีค่าตรงกับความเร่งตัวเซนเซอร์วัดความเร่งสามารถวัดค่าความเร่งคงที่ของแรงดึงดูดเกี่ยวกับการเคลื่อนที่ได้ดี ค่าที่สามารถวัดจากตัวเซนเซอร์วัดความเร่งนี้ ยกตัวอย่างเช่น จากการเคลื่อนที่การสั่นหรือการสะเทือนโครงสร้างของเซนเซอร์วัดความเร่ง ADXL335 จะมีโพลิซิลิกอนฉาบบนผิวหน้าและถูกสร้างให้อยู่สูงสุดบนซิลิกอนที่เป็นแผ่นบางๆ โพลิซิลิกอนที่ถูกทำให้ยึดหยุ่นจะถูกแนบอยู่บนโครงสร้างด้านบนของผิวหน้าบนแผ่นบางๆ และมีการทำให้มีการต่อต้านหรือฝืนต่อกำลังของความเร่ง การเปลี่ยนแปลงของโครงสร้างจะเป็นตัววัดความแตกต่างของคาปาซิเตอร์ที่มีลักษณะเป็นแผ่นหลายแผ่น ซึ่งถูกยึดไว้โดยเป็นอิสระต่อกัน และแผ่นแต่ละแผ่นจะอยู่ติดกับมวลที่เคลื่อนไหว การวัดความเร่งที่เปลี่ยนแปลงจากมวลที่เคลื่อนไหวและไม่สมดุลนั้น ความแตกต่างของคาปาซิเตอร์จะแสดงผลลัพธ์ออกมาทางเอาต์พุตของตัวเซนเซอร์เองโดยมี แอมพลิจูดตรงกับความเป็นจริง เทคนิค การปรับความไวต่อความรู้สึกต่อสิ่งกระตุ้น จะถูกกำหนดด้วยขนาดและทิศทางของความเร่งเองโครงสร้างภายในของตัวเซนเซอร์ ADXL335 และลักษณะภายนอกของ ADXL335

2.3 ไมโครคอนโทรลเลอร์

ไมโครคอนโทรลเลอร์ที่ใช้ในโครงงานนี้เป็นตระกูล MCS-51 เบอร์ AT89C4051 ซึ่งเป็นของบริษัท Atmel Corporation ใช้ได้ตั้งแต่ 2.7 โวลต์ ถึง 6 โวลต์ มีหน่วยความจำโปรแกรมชนิด Flash Memory ขนาด 1, 2 และ 4 KBytes สำหรับไอซีเบอร์ AT89C1051 มีหน่วยความจำแบบแรม 8 Bit ขนาด 64 Byte และไอซีเบอร์ AT89C2051 มีหน่วยความจำแบบแรม 8 Bit ขนาด 128 Byte และ AT89C4051 ทำงานที่ความเร็วสัญญาณนาฬิกาได้สูงสุดถึง 24 MHz

3. ขั้นตอนและวิธีการดำเนินงาน

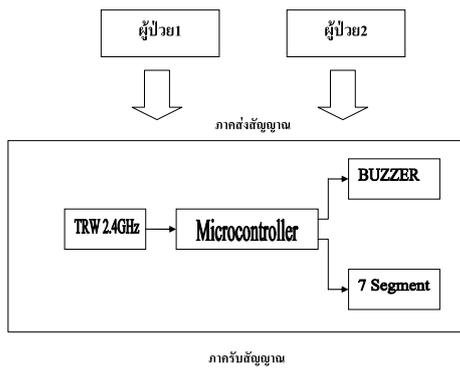
3.1 การออกแบบและการสร้างในส่วนของฮาร์ดแวร์

การออกแบบวงจรฮาร์ดแวร์ของระบบสื่อสารข้อมูลไร้สายประกอบด้วยส่วนต่างๆ ดังนี้ ส่วนรับและส่งสัญญาณแบบไร้สายด้วยชุดรับ/ส่งสัญญาณ TRW 2.4GHz และ ส่วนแสดงผลผ่าน 7 Segment ดังรูปที่ 1



รูปที่ 1 บล็อกไดอะแกรมของระบบอุปกรณ์แจ้งเตือนพยาบาลกรณีผู้ป่วยหกล้มแบบไร้สาย

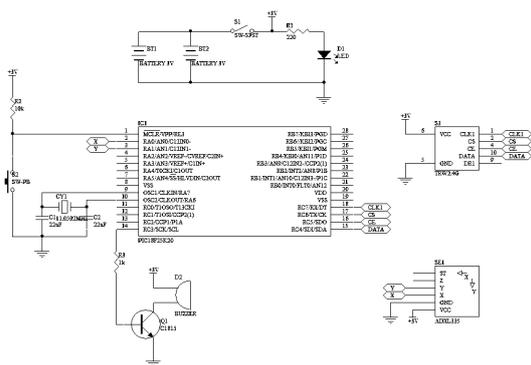
โดยออกแบบให้มีอุปกรณ์ส่งทั้งหมด 2 ตัว สามารถใช้กับผู้ป่วยได้ 2 คน โดยแต่ละตัวจะส่งสัญญาณไปยังตัวรับสัญญาณสถานีเดียวกัน เมื่อมีการหกล้มของผู้ป่วย เจ้าหน้าที่พยาบาลสามารถทราบการร้องขอความช่วยเหลือได้จากสัญญาณไฟ 7 Segment ที่จะระบุหมายเลขผู้ป่วยที่ขอความช่วยเหลือ และจะมีเสียงกริ่งดังขึ้นที่ผู้ป่วยด้วย พร้อมกับมีเสียงกริ่งเตือนให้เจ้าหน้าที่พยาบาลทราบ ดังรูปที่ 2



รูปที่ 2 ชุดอุปกรณ์ในระบบอุปกรณ์แจ้งเตือนเตือนพยาบาลกรณีผู้ป่วยหกล้มแบบไร้สาย

3.2 วงจรส่งสัญญาณขอความช่วยเหลือด้วย TRW 2.4 GHz

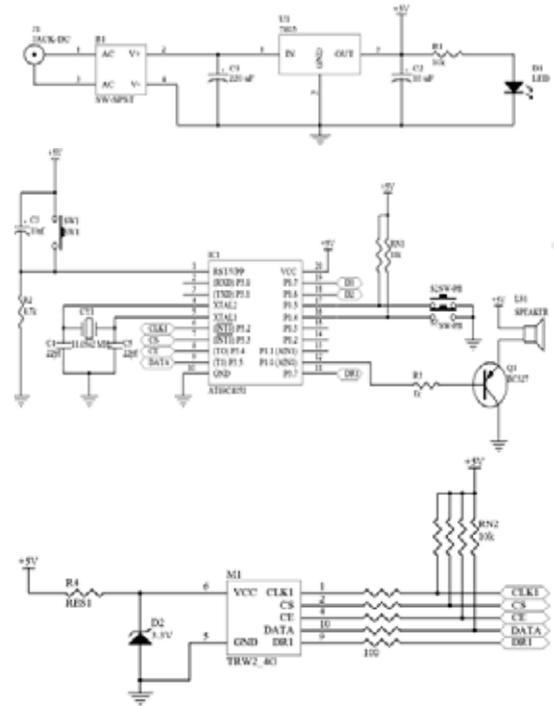
วงจรส่งสัญญาณประกอบด้วยส่วนสำคัญ 3 ส่วน คือ ไมโครคอนโทรลเลอร์ TRW 2.4 GHz และ ADXL335 ซึ่งไมโครคอนโทรลเลอร์จะคอยรับสัญญาณจากการหกล้มของผู้ป่วย ด้วย ADXL335 จะทำหน้าที่เป็นตัวส่งสัญญาณให้กับไมโครคอนโทรลเลอร์ แล้วไมโครคอนโทรลเลอร์จะส่งข้อมูลให้กับ TRW 2.4 GHz ดังรูปที่ 3



รูปที่ 3 วงจรส่งสัญญาณขอความช่วยเหลือด้วย TRW 2.4 GHz

3.3 วงจรรับสัญญาณขอความช่วยเหลือด้วย TRW 2.4 GHz

ตัวรับสัญญาณขอความช่วยเหลือด้วย TRW 2.4 GHz มีหน้าที่ในการรับสัญญาณแบบไร้สายผ่านคลื่นวิทยุโดยจะทำงานร่วมกับไมโครคอนโทรลเลอร์ และทำการแสดงผลออกที่ 7 Segment และรองรับสัญญาณจากสวิทช์ เพื่อทำการเคลียร์ค่าบน 7 Segment ตามวงจรในรูปที่ 4



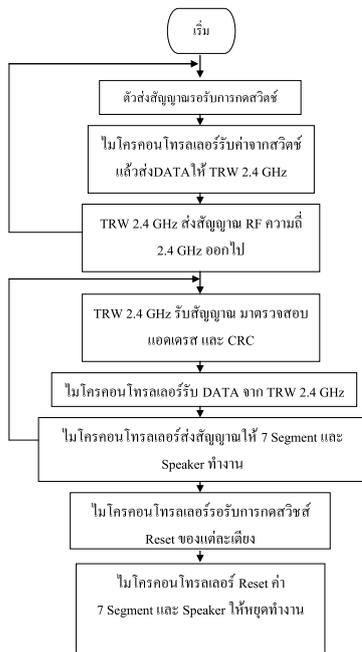
รูปที่ 4 วงจรรับสัญญาณขอความช่วยเหลือด้วย TRW 2.4 GHz

3.4 วงจรแสดงสัญญาณขอความช่วยเหลือด้วย 7 Segment

วงจรแสดงสัญญาณขอความช่วยเหลือด้วย 7-Segment ประกอบด้วย 7-Segment จำนวน 2 ตัวทำงานโดยรองรับสัญญาณจากไมโครคอนโทรลเลอร์ ในการระบุตำแหน่งหมายเลขเตียงของผู้ป่วย โดยแต่ละวงจรจะมี IC ULN 2803A ทำหน้าที่ที่จ่ายกระแสไฟให้กับ 7 Segment และ IC ULN 2803A สามารถควบคุมกระแสได้โดย การต่อกับตัวต้านทาน Pull-up เนื่องจากมีโครงสร้างภายในเป็นแบบ Open Collector จึงต้องต่อตัวต้านทานในการใช้งาน ถ้าต่อตัวต้านทานค่าน้อยกระแสจะไหลมากทำให้ 7 Segment มีความสว่างมาก

3.5 การออกแบบในส่วนซอฟต์แวร์

การทำงานของวงจรรับข้อมูลด้วย TRW 2.4 GHz สามารถแสดงได้โดยแผนภาพดังรูปที่ 5



รูปที่ 5 โฟลว์ชาร์ตแสดงการทำงานของตัวส่ง/
รับ สัญญาณ TRW 2.4 GHz

4. ผลการทดลอง

จากการทดลองพบว่าที่ความเร็วของสัญญาณ 1 Mbps จะใช้ได้ดีที่สุดถ้าผู้ป่วยอยู่ในสถานที่โล่งแจ้งสามารถวัดระยะรับ / ส่งสัญญาณได้ดีที่ระยะ 1-90 เมตร แต่ถ้าผู้ป่วยอยู่ในอาคารจะรับ / ส่งสัญญาณได้ดีที่ระยะไม่เกิน 75 เมตร ส่วนความเร็วของสัญญาณ 250 Kbps จะรับ / ส่งสัญญาณได้ดีที่สุดถ้าผู้ป่วยอยู่ในสถานที่โล่งที่ระยะ 1-250 เมตร แต่ถ้าผู้ป่วยอยู่ในอาคารจะรับ / ส่งสัญญาณได้ดีที่ระยะไม่เกิน 90 เมตร จากการทดลองเมื่อสัญญาณทะลุผ่านสิ่งกีดขวางถ้าสิ่งกีดขวางเป็นกระจกและไม้สามารถทะลุผ่านไปได้ 2 ห้อง แต่ถ้าสิ่งกีดขวางเป็นซีเมนต์สามารถทะลุผ่านไปได้ 1 ห้อง และจากการทดลองจะทราบอีกว่าถ้าผู้ป่วยหกล้มลงไป ในลักษณะนอนราบไปกับพื้นหรือมีองศาที่ต่างจากการอื่นในท่าปกติไป 90° ตัวส่งสัญญาณก็จะส่งสัญญาณไปยังภาครับสัญญาณเป็นการแจ้งเตือนว่ามีผู้ป่วยหกล้มหมดสติ

5. สรุป

อุปกรณ์แจ้งเตือนพยาบาลกรณีผู้ป่วยหกล้มแบบไร้สายสามารถทำงานได้เป็นผลสำเร็จ และมีประสิทธิภาพที่ดี สามารถส่งสัญญาณในที่โล่งแจ้งได้มากกว่า 100 เมตร และสามารถส่งสัญญาณในอาคารที่มีสัญญาณ Wi-Fi กระจายอยู่ภายในอาคารได้อย่างดี ไม่มีปัญหาสัญญาณรบกวน ทั้งสามารถส่งสัญญาณผ่านผนังที่เป็น กระจก ไม้ และซีเมนต์ ซึ่งสามารถส่งสัญญาณ

ผ่านผนังได้มากกว่า 1 ชั้น แต่ขึ้นอยู่กับความหนาของผนังด้วย ความไวในการส่งสัญญาณมีความรวดเร็วอย่างมากจึงสามารถตอบสนองการที่จะไปช่วยเหลือจากผู้ป่วยได้อย่างทันท่วงที เหมาะแก่การใช้ในผู้ป่วยที่มีอายุหรือผู้ป่วยที่ไม่สามารถช่วยเหลือตัวเองได้ ปัญหาที่เกิดขึ้นระหว่างการทดลองพบว่า TRW 2.4 GHz มีสายอากาศที่มีขนาดเล็กติดมากับตัวโมดูลซึ่งทำให้บางครั้งไม่สามารถรับหรือส่งสัญญาณกันได้ดี แต่ถ้าหันด้านหน้าของสายอากาศเข้าหากันในการรับหรือส่งสัญญาณ และยิ่งวางในที่สูงก็จะส่งสัญญาณได้ดีขึ้น นอกจากนี้ สามารถพัฒนา TRW 2.4 GHz ให้ส่งข้อมูลประเภทอุณหภูมิ สัญญาณวงจรไฟฟ้ามาพร้อมกันกับการส่งสัญญาณ ขอความช่วยเหลือ ที่ส่งเข้ามาทำให้พยาบาลสามารถสันนิษฐานเบื้องต้นเกี่ยวกับอาการของผู้ป่วยที่ขอความช่วยเหลือก่อนได้

เอกสารอ้างอิง

- [1] Kristen L. Straka MSN, RN, CPN " Wireless Telephone Systems and the Impact on Patient Satisfaction Scoring: A Pilot Study", *Journal of Pediatric Nursing*, vol.25, pp. 33-34, 2010.
- [2] ประสิทธิ์ พิทยพัฒน์. การออกแบบระบบไฟฟ้า Electrical System Design , พิมพ์ครั้งที่ 2. กรุงเทพฯ : ทีซีซี พรินติ้ง, 2545

อุปกรณ์อำนวยความสะดวกสำหรับผู้พิการระดับสูง

Facilitate Device for High Level Handicap

สุทัศน์ อุทอง¹, เจริญ จันทร์ทาโล¹, ไพฑูรย์ สมัครกิจ¹, ชศกร สมานราษฎร์², คุญฎี ธิยาพันธ์²

¹คณะวิทยาศาสตร์และเทคโนโลยี มหาวิทยาลัยราชภัฏพระนครศรีอยุธยา

พระนครศรีอยุธยา 13000 E-Mail: sutud2004@hotmail.com

²ภาควิชาฟิสิกส์อุตสาหกรรมและอุปกรณ์การแพทย์ คณะวิทยาศาสตร์ประยุกต์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าพระนครเหนือ
1518 ถนนพินุสัยสงคราม บาง ซ้อ กรุงเทพฯ 10800

บทคัดย่อ

บทความฉบับนี้นำเสนอการสร้างอุปกรณ์อำนวยความสะดวกสำหรับผู้พิการระดับสูง โดยมีวัตถุประสงค์เพื่อช่วยเหลือผู้พิการให้สามารถใช้งานคอมพิวเตอร์ได้ โดยการใช้ศีรษะเป็นตัวกำหนดทิศทางการเคลื่อนที่ของเมาส์และใช้โปรแกรม Active click ควบคุมการคลิกซ้ายคลิกขวาและดับเบิลคลิก ซึ่งหลักการการทำงานของอุปกรณ์อำนวยความสะดวกสำหรับผู้พิการระดับสูงนั้น เริ่มจาก LED Infrared จะส่งแสงอินฟราเรดไปยัง Photo Transistor ทั้ง 9 จุดจากนั้นนำสัญญาณที่ได้ขยายสัญญาณให้มีขนาดที่เหมาะสม โดยสัญญาณที่ขยายแล้วจะถูกนำไปคำนวณหาตำแหน่งของแสงที่ส่งมาจาก LED Infrared ด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์ ผลลัพธ์ที่ได้จากการคำนวณจะถูกแปลงให้เป็นสัญญาณที่ใช้สำหรับการควบคุมการทำงานของเมาส์บนหน้าจอคอมพิวเตอร์ สัญญาณดิจิทัลที่ได้จากไมโครคอนโทรลเลอร์ ATmega32 แล้วนั้นจะนำมาประมวลผลและควบคุม

Abstract

This paper proposed the design of Facilitate Device for High Level Handicap was produced with the purpose to help disable person to use a computer by use head to appoint the direction of mouse motion, and use Active click to control left click right click and double click. Which the principle of Facilitate Device for High Level Handicap begin from LED Infrared will shine pour go to still the photosensitive device pours both of 9 the dot has from that time to lead a signal that enlarges a signal has the size that is appropriate by a signal had that to enlarge then induced calculate seek a position in the light that sends to are from LED Infrared with the cow carries the microcontroller the result has that from the calculation was modified to a signal that uses for work liquor supervision on computer monitor . The digital signal from microcontroller ATmega32 is processing and controls.

Keywords: Facilitate Device, High Level Handicap

1. บทนำ

ในปัจจุบันมีผู้พิการจำนวนหนึ่งโดยระดับความพิการที่แตกต่างกันหลายระดับความพิการโดยผู้พิการในกลุ่มนี้จะมีอาการทั้งแขนและขา ทำให้ในการทำกิจกรรมต่างๆ ของผู้พิการในกลุ่มนี้จะกระทำได้อย่างยากและเพื่อเป็นการส่งเสริมให้ผู้พิการในกลุ่มนี้สามารถทำกิจกรรมต่างได้ด้วยตนเอง จึงได้พัฒนาต้นแบบอุปกรณ์อำนวยความสะดวกสำหรับผู้พิการระดับสูงขึ้น โดยอุปกรณ์นี้จะช่วยให้ผู้พิการสามารถทำกิจกรรมบางอย่างได้ด้วยตนเอง สะดวกมากขึ้น เช่นสามารถใช้เครื่องคอมพิวเตอร์ สามารถเปิด/ปิดทีวี เป็นต้น เพื่อลดปัญหาดังกล่าวจึงมีแนวคิดที่จะสร้างและพัฒนาอุปกรณ์อำนวยความสะดวกสำหรับผู้พิการระดับสูง เพื่อช่วยเหลือผู้พิการในกลุ่มนี้สามารถทำกิจกรรมได้เหมือนอย่างคนปกติทั่วไป

2. ขั้นตอนและวิธีการดำเนินงาน

2.1 ส่วนของฮาร์ดแวร์ (Hardware)

2.1.1 วงจรกำเนิดแสงอินฟราเรด

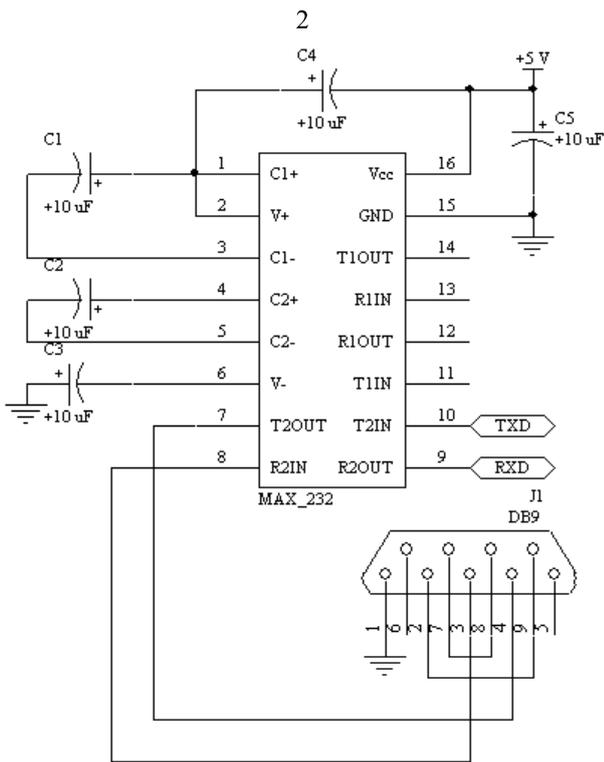
เป็นวงจรที่ส่งแสงอินฟราเรดโดยหลักการการทำงานก็คือเมื่อได้รับลอจิกหนึ่งซึ่งใช้คู่กับวงจรโฟโตทรานซิสเตอร์ตัวเซนเซอร์

2.1.2 วงจรรับแสงอินฟราเรดด้วย Photo Transistor

เป็นวงจรที่ทำหน้าที่ตรวจจับแสงที่มีความคลื่นอยู่ในช่วงอินฟราเรด ซึ่งมีค่าระหว่าง 1 ไมโครเมตรถึง 1 มิลลิเมตร โดยที่ตรวจสอบว่าจับแสงอินฟราเรดได้หรือไม่ ให้เอาต์พุตเป็นสัญญาณดิจิทัลเป็นลอจิกศูนย์เมื่อตรวจจับแสงอินฟราเรดโดยจะต่อโฟโตทรานซิสเตอร์ไว้แก้อู้อุปกรณ์แต่ละจุดทำหน้าที่รับแสงอินฟราเรดเข้ามาแล้วไปประมวลผลด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์

2.2.3 วงจรเชื่อมต่อกับคอมพิวเตอร์ (RS-232)

วงจรที่ใช้ติดต่อกับคอมพิวเตอร์เลือกใช้ไอซีเบอร์ MAX232CPE ซึ่งเป็นไอซีที่ทำหน้าที่ปรับระดับแรงดันของพอร์ตคอมพิวเตอร์ ให้เหมาะสมกับระดับแรงดันของพอร์ตของไมโครคอนโทรลเลอร์



ภาพที่ 1 วงจรเชื่อมต่อกับคอมพิวเตอร์ (RS-232)

2.2.4 วงจรบอร์ด AVR Microcontroller ATmega32

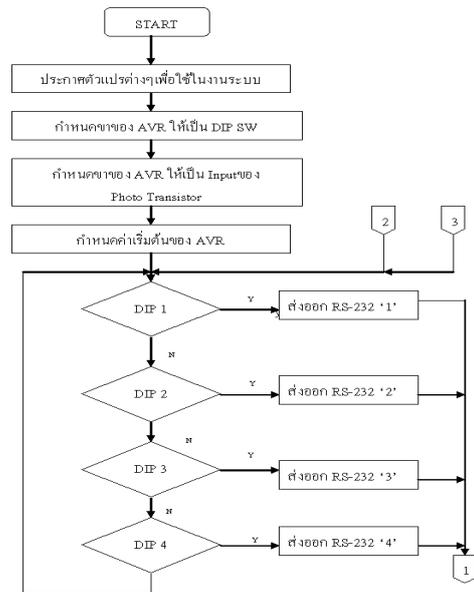
เป็นบอร์ดที่ใช้ในการประมวลผลและควบคุมการทำงานของตัวเครื่อง ซึ่งเป็นการทำงานภายใต้การควบคุมของชิพ AVR Microcontroller ATmega32

2.3 ส่วนของซอฟต์แวร์ (Software)

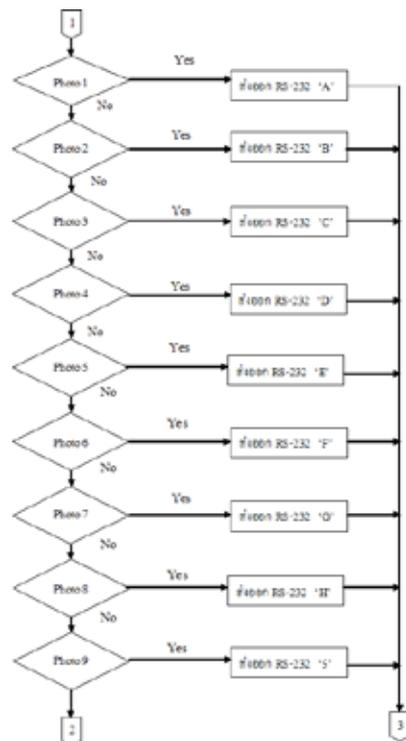
โครงสร้างโดยรวมของโปรแกรม 2 ส่วนหลัก ๆ คือ ส่วนของการรับสัญญาณดิจิทัลจากวงจรรับแสงอินฟราเรด และส่วนของการควบคุมการเลื่อนตำแหน่ง

2.3.1 ส่วนของการรับสัญญาณดิจิทัลจากวงจรรับแสงอินฟราเรด

สำหรับการดำเนินการในส่วนนี้ จะรับค่าจากโฟโต้ทรานซิสเตอร์ทั้งเก้าจุด แล้วมาประมวลผลโดยมีหลักการทำงานดังภาพที่ 2 และภาพที่ 3



ภาพที่ 2 การทำงานของการรับสัญญาณจากวงจรรับแสงอินฟราเรด



ภาพที่ 3 การทำงานของการรับสัญญาณจากวงจรรับแสงอินฟราเรด

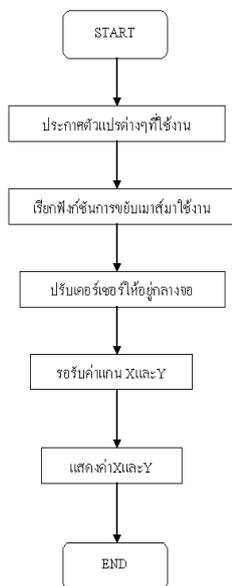
จากภาพที่ 2 และ 3 แผนผังการทำงานของแผนผังการทำงานของารรับสัญญาณดิจิตอลจากวงจรรับแสงอินฟราเรด จะอธิบายได้ว่าไมโครคอนโทรลเลอร์จะทำหน้าที่ประมวลผลสัญญาณดิจิตอลที่เข้ามาในแต่ละพอร์ตจากที่กำหนดไว้ จะส่งค่าดิจิตอลไปยังโปรแกรมบนคอมพิวเตอร์ต่อไป โดยค่าเอาต์พุตที่ได้คือ

- ค่าที่ได้จากวงจรรับแสงอินฟราเรด จะใช้หลักการก็คือจะต่อ Photo Transistor ไว้แกจุดซึ่งได้กำหนดให้ไปทางขา ซ้าย หน้า หลัง อย่างละสองจุด และตำแหน่งตรงกลางหนึ่งจุดนำไปควบคุมทิศทางเคลื่อนที่ของเมาส์ โดยเซนเซอร์จะถูกต่อกับพอร์ตของ AVR Microcontroller ATmega32 ที่ขา PA0, PA1 PA2, PA3 PA4, PA5 PA6, PA7 และPB4 ตามลำดับ

- ค่าที่ได้ Dip Switch จะใช้หลักการของการเปลี่ยนสถานะจากลอจิกต่ำ (Low) "0" ของ Switch ในตอนปกติที่ยังไม่มีกรกดปุ่ม ไปเป็นลอจิกสูง (High) "1" เมื่อมีการกดปุ่มเกิดขึ้น ค่าการเปลี่ยนแปลงนี้จะไปควบคุมความเร็วของเคอร์เซอร์เมาส์ โดยปุ่มกดแต่ละปุ่มจะถูกต่อกับพอร์ตของ AVR Microcontroller ATmega32 ที่ขา PB0, PB1 PB2, และPB3

2.3.2 ส่วนของการควบคุมการทำงานของเมาส์

สำหรับการดำเนินการในส่วนของการควบคุมการทำงานของเมาส์นั้น จะเป็นการนำค่าดิจิตอลที่ได้จากเซนเซอร์และ Dip Switch มาประมวลผลบนโปรแกรม ซึ่งเขียนด้วยโปรแกรม Visual Basic 6.0 โดยมีหลักการการทำงานของโปรแกรมดังภาพที่ 4



ภาพที่ 4 การควบคุมการทำงานของเมาส์

3. ผลการทดลอง

การทดสอบประสิทธิภาพของอุปกรณ์อำนวยความสะดวกสำหรับผู้พิการระดับสูง โดยใช้ศีรษะในการควบคุมการเคลื่อนที่ของเมาส์ และใช้โปรแกรม Active click ในการควบคุมการคลิกซ้าย คลิกขวา และดับเบิลคลิก โดยทดสอบกับโปรแกรมพื้นฐานทั่วไปบนคอมพิวเตอร์ จากการทดสอบการทำงานของอุปกรณ์อำนวยความสะดวกสำหรับผู้พิการระดับสูง โดยใช้ศีรษะในการควบคุมการเคลื่อนที่ของเมาส์ และใช้โปรแกรม Active click ในการควบคุมการคลิกซ้าย คลิกขวา และดับเบิลคลิกแสดงได้ดังภาพที่ 7



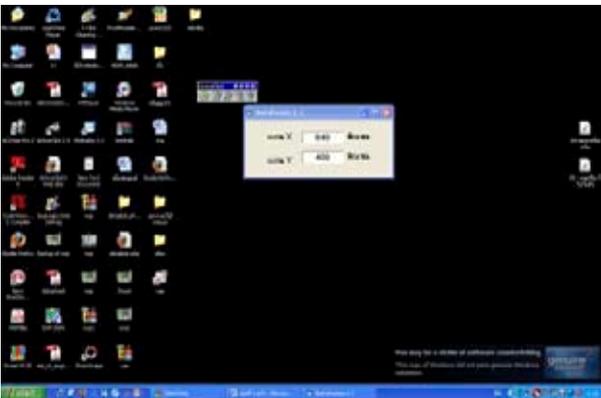
ภาพที่ 5 ภาพด้านหน้าของอุปกรณ์



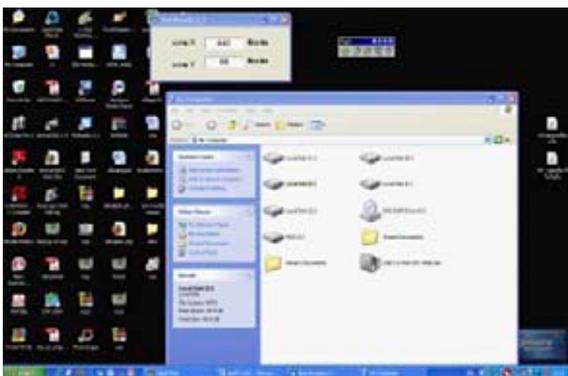
ภาพที่ 6 ภาพด้านหลังของอุปกรณ์



ภาพที่ 7 การต่ออุปกรณ์อำนวยความสะดวกสำหรับผู้พิการระดับสูงกับคอมพิวเตอร์ผ่านทางพอร์ตอนุกรม(RS-232)



ภาพที่ 7 การทำงานของเมาส์และโปรแกรม Active click



ภาพที่ 8 การเคลื่อนของเมาส์ไปที่ไอคอน My Computer และ โปรแกรม Active click ทำการดับเบิลคลิก

4. สรุปผล

อุปกรณ์อำนวยความสะดวกสำหรับผู้พิการระดับสูง และโปรแกรมเมาส์สำหรับผู้พิการ โดยใช้ศีรษะเป็นตัวกำหนดทิศทางการเคลื่อนที่ของเมาส์ และใช้โปรแกรม Active click ควบคุมการคลิกซ้าย คลิกขวา ดับเบิลคลิก ซึ่งให้ผลอยู่ในเกณฑ์ที่ยอมรับได้ นอกจากนี้ตัวเครื่องยังสามารถเลือก ระดับความเร็ว – ซ้ำ ในการเคลื่อนที่ของเมาส์ ซึ่งมีด้วยกัน 4 ระดับ แล้วแต่ ความถนัดของแต่ละบุคคล โดยอุปกรณ์อำนวยความสะดวกสำหรับผู้พิการ ระดับสูงที่สร้างขึ้นนั้นจะมีการเชื่อมต่อกับคอมพิวเตอร์ผ่านทางพอร์ต อนุกรม (RS-232) หรือเชื่อมต่อผ่านทางพอร์ต USB

เอกสารอ้างอิง

- [1] พัฒนพงศ์ พันธะติวงศ์, “การเขียน โปรแกรมคอมพิวเตอร์ด้วย Microsoft Visual Basic 6.0”: ซีเอ็ดดูเคชั่น จำกัด, 2545.
- [2] ประจัน พลังสันติกุล, “การเขียนโปรแกรมควบคุมไมโครคอนโทรลเลอร์ AVR ด้วยภาษา C กับ Win AVR (C Compiler)”: แอพซอพด์เทค จำกัด, 2549
- [3] ดุสิต เครื่องาม, “สิ่งประดิษฐ์ออปโตอิเล็กทรอนิกส์”, ฟิสิกส์ เทคโนโลยีและการใช้งาน เล่ม 1, หน้า 11-26, 2542
- [3] ดุสิต เครื่องาม, “สิ่งประดิษฐ์ออปโตอิเล็กทรอนิกส์”, ฟิสิกส์ เทคโนโลยีและการใช้งาน เล่ม 1, หน้า 187-188, 2542

อุปกรณ์เรียกพยาบาลฉุกเฉิน NURSE CALL

สุทัศน์ อู่ทอง¹, เจริญ จันทร์ทาโล¹, สายันต์ เสาวฤกษ์¹, ปิยะพงษ์ วงศ์ป้อม¹, สุภารัตน์ สัตนาโค²

¹คณะวิทยาศาสตร์และเทคโนโลยี มหาวิทยาลัยราชภัฏพระนครศรีอยุธยา

พระนครศรีอยุธยา 13000 E-Mail: sutud2004@hotmail.com

²ภาควิชาฟิสิกส์อุตสาหกรรมและอุปกรณ์การแพทย์ คณะวิทยาศาสตร์ประยุกต์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าพระนครเหนือ

1518 ถนนพินุลย์สงคราม บาง ซ้อ กรุงเทพฯ 10800

บทคัดย่อ

บทความฉบับนี้นำเสนอการออกแบบอุปกรณ์เรียกพยาบาลฉุกเฉิน (Nurse Call) ซึ่งประกอบด้วยวงจรอิเล็กทรอนิกส์สองส่วน ได้แก่ ภาคส่งสัญญาณและภาครับสัญญาณ ได้นำโมดูลสำเร็จรูปมาใช้งานที่ย่านความถี่ 2.4 – 2.527 GHz โดยทั้งภาครับและภาคส่งมีการมอดูเลตแบบ GFSK ด้วยอัตราความเร็วในการส่งข้อมูล 250 กิโลบิตต่อวินาที โดยภาคส่งจะรับสัญญาณจากสวิตช์อินพุตไปมอดูเลตแบบ GFSK ซึ่งควบคุมการทำงานด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูล AT89C51 ในส่วนภาครับสัญญาณดิจิทัล มาตรวจสอบแอดเดรสของสัญญาณดิจิทัลที่รับเข้ามาแล้วแปลงเป็นสัญญาณ Analog แล้วส่งสัญญาณไปยังเครื่องรับสัญญาณ

Abstract

The paper presents the domestic Nurse Call including 2 parts of electronics. Circuit for first transverse and receiver. We use module in frequency 2.4-2.527 GHz by transverse and receiver GFSK Module Modulated where the data speed is at 250 kilo bits per second. Which are the transmitting circuit and the receiving circuit. Transmitting circuit, receive ring switch from input to sent to modulated GFSK. What controller by microcontroller AT89C51. Receiving circuit, receiving digital signal to checking address and transform to analog signal. And to sent receiving circuit.

Keywords: NURSE CALL

1. บทนำ

ระบบเรียกพยาบาล(Nurse Call) สำหรับใช้ในโรงพยาบาล สถานีนอนามัย ในยามฉุกเฉิน ในปัจจุบัน Nurse Call อุปกรณ์ข้างต้นนั้นมีความแพง จะต้องมีการเดินสายในโรงพยาบาลที่ยุงยากมาก ทำให้เป็นปัญหาสายรุงรับบริเวณเตียงผู้ป่วย ดังนั้นโครงการนี้จึงได้คิดระบบเรียกพยาบาลฉุกเฉินแบบไร้สาย

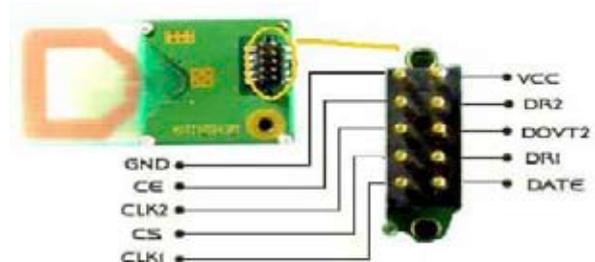
เพื่อสะดวกต่อการใช้งานในโรงพยาบาล เพื่ออำนวยความสะดวกให้ทั้งผู้ป่วยและพยาบาลในการรักษาและดูแลผู้ป่วย

1.1 อุปกรณ์ไร้สาย (TRW-24G)

เป็น Module ตัวรับส่งข้อมูลผ่านคลื่นวิทยุระยะไกล ซึ่งมีความสามารถในการส่งข้อมูลที่รวดเร็ว และมีเสถียรภาพสูง ขนาดเล็ก สามารถประยุกต์ใช้งานได้หลากหลาย คุณสมบัติทั่วไปของ TRW-24G สามารถเป็นตัวรับและส่งในตัว ส่งได้ไกลถึง 280 m ในที่โล่ง ทำงานที่แรงดัน 1.9 V ถึง 3.6 V กระแส 10.5 mA ขณะส่ง 18 mA ขณะรับ มีสายอากาศในตัว ความถี่ในการส่ง 2.4GHz ถึง 2.54GHz อัตราการส่ง 1Mbps ถึง 250 Kbps ส่งได้ 125 Channel



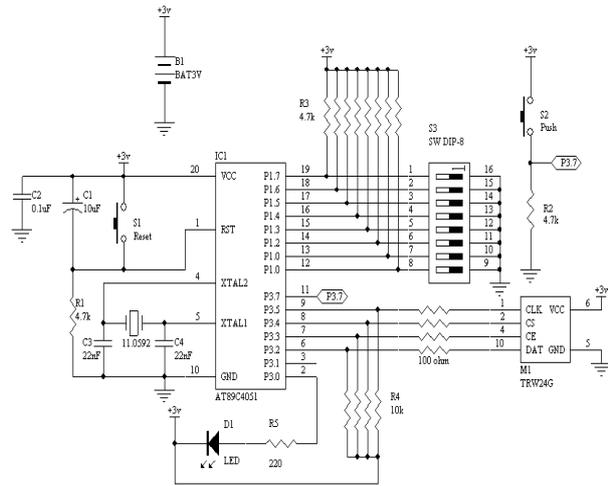
รูปที่ 1 ลักษณะโครงสร้างภายนอกของอุปกรณ์ไร้สาย (TRW-24G)



รูปที่ 2 ขาของอุปกรณ์ไร้สาย (TRW-24G)

1.2 รูปแบบการสื่อสารข้อมูลของตัวส่ง/รับสัญญาณ TRW-2.4GHz

โหมดการใช้งานของตัวส่ง/รับสัญญาณ TRW2.4GHz มีอยู่ 2 โหมดคือ Shock Burst Mode และ Direct Mode โดยในบทความนี้ได้กำหนดให้โหมดความถี่วิทยุมีการทำงานในโหมดช็อคเบิร์ส(Shock Burst) ซึ่งโหมดช็อคเบิร์ส เป็นการใช้เทคโนโลยีรับ/ส่งข้อมูลบนชิปแบบเข้าก่อนออกก่อน (First in- First out) โดยในการส่งข้อมูลมีทั้งระดับในการส่งปิดข้อมูลที่มีความเร็วต่ำและระดับความเร็วสูง เมื่อโหมดความถี่วิทยุทำงานในโหมดช็อคเบิร์ส สามารถเพิ่มการเข้าถึงระดับความเร็วในการส่งข้อมูลได้สูง (1 Mbps) โดยใช้ย่านความถี่ 2.4 GHz และต้องใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์ความเร็วสูงในการประมวลผลโดยการจัดการกระบวนการประมวลผลให้เหมาะสมกับโปรโตคอลบนชิป จะทำให้ได้รับประโยชน์จากโหมดความถี่วิทยุที่ตามมาในเรื่อง ประหยัดกระแส ระบบมีราคาต่ำ ลดการชนกันของข้อมูลเมื่อใช้เวลาในการส่งระยะสั้นๆ



รูปที่ 3 วงจรส่งสัญญาณขอความช่วยเหลือด้วย TRW 2.4 GHz

2. การออกแบบ

การออกแบบวงจรฮาร์ดแวร์ ของระบบสื่อสารข้อมูลไร้สายประกอบด้วย ส่วนต่างๆ ดังนี้

- ส่วนส่งสัญญาณ แบบไร้สายด้วยชุดรับ/ส่งสัญญาณ TRW 2.4 GHz
- ส่วนรับสัญญาณ แบบไร้สายด้วยชุดรับ/ส่งสัญญาณ TRW 2.4 GHz
- ส่วนแสดงผลผ่าน 7 Segment

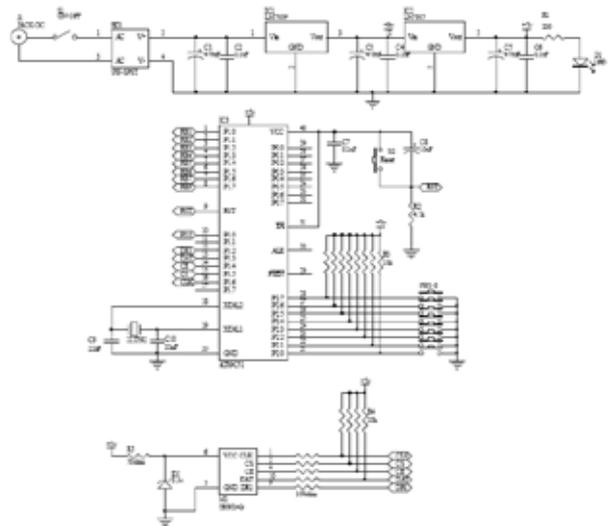
โดยออกแบบให้มีอุปกรณ์ส่งทั้งหมด 8 ตัว สามารถใช้กับเตียงผู้ป่วยได้ 8 เตียง โดยแต่ละเตียงจะส่งสัญญาณไปยังตัวรับสัญญาณสถานีเดียวกัน เมื่อมีการกดปุ่มร้องขอความช่วยเหลือจากผู้ป่วย เจ้าหน้าที่พยาบาลสามารถทราบการร้องขอความช่วยเหลือได้จากสัญญาณไฟ 7 Segment ซึ่งจะระบุหมายเลขเตียงของผู้ป่วยที่ขอความช่วยเหลือ พร้อมกับมีเสียงกริ่งเตือนให้เจ้าหน้าที่พยาบาลทราบ

2.1 วงจรส่งสัญญาณขอความช่วยเหลือด้วย TRW 2.4 GHz

วงจรส่งสัญญาณ ประกอบไปด้วย ส่วนสำคัญ 2 ส่วน คือ ไมโครคอนโทรลเลอร์ และ TRW 2.4 GHz ซึ่งไมโครคอนโทรลเลอร์คอยรับสัญญาณการกดสวิทช์ของผู้ป่วย และส่ง DATA ให้กับ TRW 2.4 GHz ออกไปโดยที่เราสามารถเช็คค่า DATA ได้จาก DIP Switch

2.2 วงจรรับสัญญาณขอความช่วยเหลือด้วย TRW 2.4 GHz

ตัวรับสัญญาณขอความช่วยเหลือด้วย TRW 2.4 GHz มีหน้าที่ในการรับสัญญาณแบบไร้สายผ่านคลื่นวิทยุ โดยจะทำงานร่วมกับไมโครคอนโทรลเลอร์ และทำการแสดงผลออกที่ 7 Segment กับ Speaker และรอรับสัญญาณจากสวิทช์ เพื่อเคลียร์ค่าบน 7 Segment และ Speaker

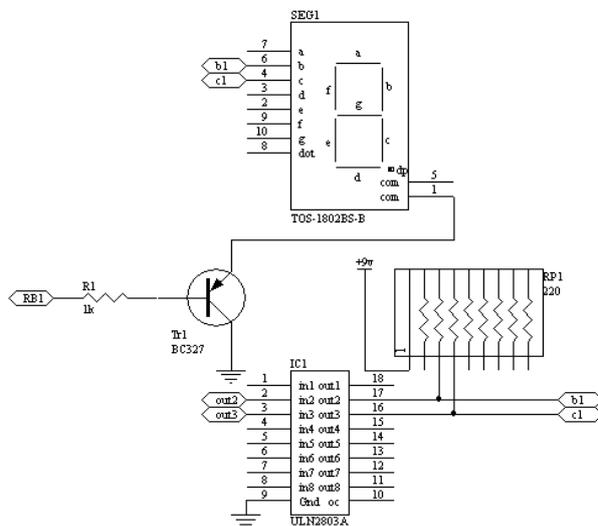


รูปที่ 4 วงจรรับสัญญาณขอความช่วยเหลือด้วย TRW 2.4 GHz

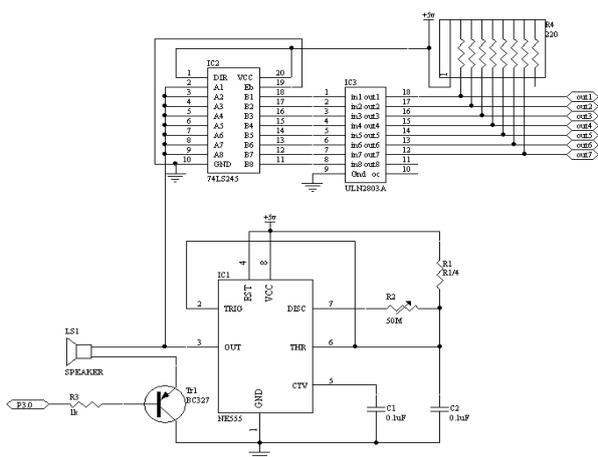
2.3 วงจรแสดงสัญญาณขอความช่วยเหลือด้วย 7 Segment

วงจรแสดงสัญญาณขอความช่วยเหลือด้วย 7Segment ประกอบด้วย 7 Segment จำนวน 8 ตัว ทำงานโดยรอรับสัญญาณจากไมโครคอนโทรลเลอร์ ในการระบุตำแหน่งหมายเลขเตียงของผู้ป่วย โดยแต่ละวงจรจะมี IC ULN 2803A ทำหน้าที่จ่ายกระแสไฟให้กับ 7 Segment IC ULN 2803A สามารถควบคุมกระแสได้โดย การต่อตัวต้านทาน Pull-up เนื่องจากมีโครงสร้าง

ภายในเป็นแบบ Open Collector จึงต้องต่อตัวต้านทานในการใช้งาน ถ้าต่อตัวต้านทานค่าน้อยกระแสจะไหลมากทำให้ 7 Segment มีความสว่างมาก IC ULN 2803A ยังทำหน้าที่ในการรับสัญญาณพัลส์ จากวงจรสร้างสัญญาณพัลส์ ซึ่งทำหน้าที่ให้ไฟกระพริบ และแต่ละวงจรแสดงผล 7 Segment มีการต่อใช้งานขาของ 7 Segment ที่แตกต่างกันขึ้นอยู่กับหมายเลขผู้ป้อน ในการทำให้สัญญาณไฟ 7 Segment กระพริบ และ Speaker มีเสียงสัญญาณ เราอาศัยการทำงานของวงจรสร้างสัญญาณพัลส์ โดยเราอาศัยขอบสัญญาณขาขึ้นของวงจรในการทำงาน โดย IC ที่ใช้คือ เบอร์ NE555 ซึ่งเป็น IC ชนิด TTL โดยใช้เป็นตัว Oscillator ซึ่งสามารถควบคุมได้โดยใช้ ตัวต้านทานและตัวเก็บประจุ ต่อเนื่องควบคุมวงจร เรียกว่า วงจรที่ต่อเนื่องว่า วงจร Astable

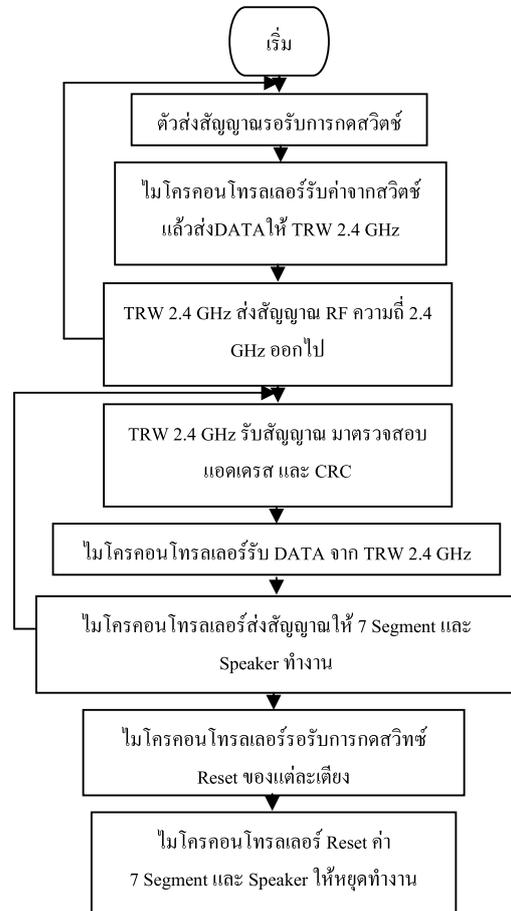


รูปที่ 5 วงจรแสดงผลหมายเลขเพียงที่ 1



รูปที่ 6 วงจรสัญญาณพัลส์

2.3.1 การทำงานของการส่ง/รับข้อมูลด้วย TRW 2.4 GHz



รูปที่ 7 โฟลว์ชาร์ตการทำงานของตัวส่ง/รับสัญญาณ TRW 2.4 GHz

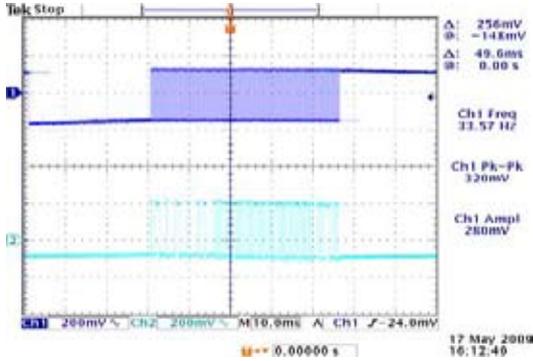
3. การทดลองและผลการทดลอง

3.1 สัญญาณที่ใช้ในการควบคุมการทำงานของตัวส่ง / รับสัญญาณ TRW 2.4 GHz

3.1.1 วัตถุประสงค์ของการทดลอง

การใช้งานตัวส่ง / รับสัญญาณ ต้องทำการตั้งค่าการใช้งานทุกครั้งที่จะใช้งานอุปกรณ์นั้นๆ โดยไมโครคอนโทรลเลอร์ที่เป็นตัวควบคุมการทำงานของตัวส่ง / รับสัญญาณจะส่งค่าที่ใช้ในการตั้งค่าไปยังตัวส่ง / รับสัญญาณจะส่งค่าที่ใช้ในการตั้งค่าไปยังตัวส่ง / รับสัญญาณเพื่อให้อุปกรณ์นั้นๆ ทำงานเป็นตัวส่งหรือตัวรับสัญญาณ โดยส่งข้อมูลเข้าไปทั้งหมด 18 ไบต์ พร้อมกับสัญญาณนาฬิกาที่รูปที่ 8 โดย ช่องสัญญาณที่ 1 เป็นสัญญาณนาฬิกาที่ส่งเข้าไปเพื่อสร้างจังหวะในการสื่อสารระหว่างกัน

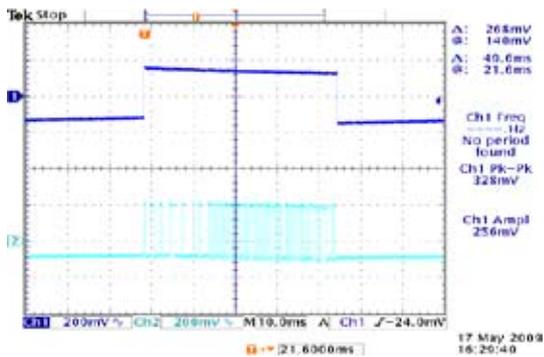
ช่องสัญญาณที่ 2 เป็นสัญญาณข้อมูลการตั้งค่าที่ส่งออกมาจากไมโครคอนโทรลเลอร์ CS + DATA



รูปที่ 8 สัญญาณคำสั่งที่ใช้วัดขา CLK เทียบกับ ขา DATA

3.1.2 วัดสัญญาณ ขา CS เทียบ ขา DATA

การตั้งค่าการใช้งานตัวส่ง / รับ สัญญาณนั้นนอกจากที่จะต้องใช้สัญญาณนาฬิกาแล้ว ยังต้องใช้อีกหนึ่งสัญญาณเพื่อแจ้งให้ตัวส่ง / รับสัญญาณทราบว่าค่าคงที่ไมโครคอนโทรลเลอร์ส่งเข้านั้นเป็นค่าที่ตัวส่ง / รับสัญญาณต้องเอาไปใช้ในการกำหนดการทำงานตัวเอง สัญญาณดังกล่าวจะส่งเข้าไปที่ขา CS ซึ่งสัญญาณดังกล่าวจะต้องเป็น "1" ที่ขาสัญญาณนั้นตลอดช่วงเวลาที่จะส่งค่าในการกำหนดการทำงานเข้าไปดังรูปที่ 9 โดยช่องสัญญาณที่ 1 เป็นสัญญาณเพื่อแจ้งการตั้งค่าที่ส่งออกมาจากไมโครคอนโทรลเลอร์ ช่องสัญญาณที่ 2 เป็นสัญญาณข้อมูลการตั้งค่าที่ส่งออกมาจากไมโครคอนโทรลเลอร์



รูปที่ 9 สัญญาณคำสั่งที่ใช้วัดขา CS เทียบกับ ขา DATA

3.2 ผลวัดการส่ง / รับสัญญาณ

ตารางที่ 1 ผลการวัดระยะรับ / ส่งสัญญาณ

สถานที่	ความเร็ว 1 Mbps	ความเร็ว 250 Kbps
ในที่โล่งแจ้ง	1m-90m	1m-250m
ระนาบแนวตั้งในอาคาร	9ชั้น	9ชั้น
ระนาบแนวนอนในอาคาร	75m	75m

3.3 ผลการวัดสิ่งกีดขวาง

ตารางที่ 2 ผลการวัดสิ่งกีดขวาง

ประเภทของสิ่งกีดขวาง	ความหนาของสิ่งกีดขวาง
กระจก	2 ชั้น
ไม้	2 ชั้น
ซีเมนต์	1 ชั้น

4. สรุปผล

เครื่องเรียกพยาบาลฉุกเฉินสามารถทำงานได้เป็นผลสำเร็จ และมีประสิทธิภาพที่ดี สามารถส่งสัญญาณในที่โล่งแจ้งได้มากกว่า 100m ขึ้นไป และสามารถส่งสัญญาณในอาคารที่มีสัญญาณ WiFi กระจายอยู่ภายในอาคารได้อย่างดี ไม่มีปัญหาสัญญาณรบกวน ทั้งสามารถส่งสัญญาณผ่านผนังที่เป็น กระจก ไม้ ซีเมนต์ได้มากกว่า 1 ชั้น ขึ้นอยู่กับความหนาของผนังด้วย มีความไวในการส่งที่รวดเร็วอย่างมากจึงสามารถตอบสนองการขอความช่วยเหลือจากผู้ป่วยได้อย่างดีเหมาะแก่การใช้ในห้องพยาบาลรวมทั้งมีเตียงผู้ป่วยหลายๆห้องจะใช้ในห้อง ICU ก็ได้

เอกสารอ้างอิง

- [1] ประจัน พลังสันติกุล, "การเขียน โปรแกรมควบคุมไมโครคอนโทรลเลอร์ AVR ด้วยภาษา C กับ Win AVR (C Compiler)"; แอพซอพพ์เทคนิคจำกัด, 2549
- [2] นคร ถักศิชาติ, ชัยวัฒน์ ลิ้มพรจิตรวิไล, "ไมโครคอนโทรลเลอร์ MCS-51 ด้วยโปรแกรมภาษา C"; อินโนเวตีฟ เอ็ดจิวเรียมส์, 2546
- [3] อุดม รานอก, "ภาษา C สำหรับงานควบคุมไมโครคอนโทรลเลอร์ MCS 51"; ไอทีซี-1, 2548.

การออกแบบตัวชดเชยความบกพร่องทางการได้ยินในเครื่องช่วยฟัง

The Compensation Design for Hearing Aid

วดีนาถ วรรณสวัสดิ์กุล¹, มนูญ พ่วงพูล¹, สรวุฒ จันทรพงษ์²

¹ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าพระนครเหนือ
1518 ถนนพินุญสังคราม บางซื่อ กรุงเทพฯ 10800 E-Mail: wannasawaskul@hotmail.com

²ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า วิทยาลัยวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยรังสิต
ถ.พหลโยธิน ต.หลักหก อ.เมือง จ.ปทุมธานี 12000

บทคัดย่อ

บทความนี้เป็นงานนำเสนอวิธีการออกแบบตัวชดเชยความบกพร่องทางการได้ยินในเครื่องช่วยฟังสำหรับผู้ที่มีปัญหาทางการรับฟังเสียง ซึ่งเครื่องช่วยฟังในแต่ละเครื่องจะใช้ได้เฉพาะบุคคล โดยการปรับแต่งสัญญาณเสียงให้สามารถรับฟังเสียงได้ดีขึ้นนั้น แต่เดิมใช้การปรับจูนที่ละความถี่ โดยผลการปรับจูนนั้นขึ้นอยู่กับความชำนาญของนักโสตวิทยา เพื่อแก้ปัญหาดังกล่าวจึงได้ทำการออกแบบตัวกรองเชิงเลขแบบไออาร์ (IIR Filter) ขึ้นมาช่วยชดเชยสัญญาณความบกพร่อง โดยหลักการออกแบบเริ่มจากการสร้างตัวกรองเชิงเลขแบบ All-pass และนำมาต่อรวมในลักษณะผลต่างกับผลตอบสนองทางความถี่ของผู้บกพร่องทางการได้ยิน ผลการชดเชยความบกพร่องวิธีการที่นำเสนอสามารถชดเชยความบกพร่องได้เป็นอย่างดี

Abstract

This paper proposes a method designed to compensate for hearing loss of hearing aid. The hearing aid will be available in each individual and adjusting of hearing aid better then. Originally use adjustable the hearing loss audiogram suitable at each frequency. The results of adjustable depends on the expertise of EENT-medical technician. To solve this problem is to design IIR filter to help compensate for signal defects. The system function of hearing impairment compensate was implemented by hearing impairment system function with all-pass filter system function and connect the two systems in difference form. The proposed design result found that, the hearing impairment system function to work with high accuracy and accord with hearing loss audiogram and the system function of hearing impairment compensate could perform the compensate with high accuracy

Keywords: Hearing Loss, Audiogram, IIR Filter, Pole-Zero,

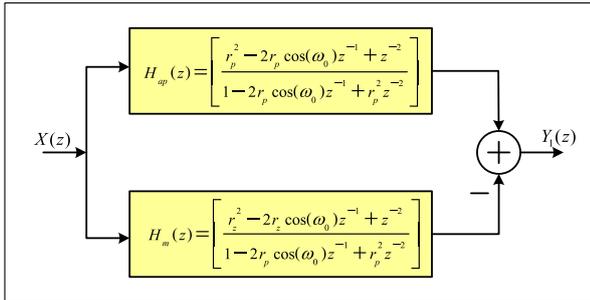
1. บทนำ

ในผู้ป่วยที่มีความบกพร่องทางการรับฟังเสียง เมื่อเข้ารับการรักษาจากแพทย์เฉพาะทาง แพทย์จะทำการทดสอบการรับฟังเสียงด้วยวิธีต่างๆ หนึ่งในวิธีการเหล่านั้นคือการตรวจด้วยเครื่องออกดีโอมิเตอร์ (Audiometer) ซึ่งหน้าที่ในการทดสอบจะเป็นของนักโสตวิทยา โดยการทดสอบจะให้ผู้ทดสอบเข้าไปอยู่ในห้องเก็บเสียงและสวมหูฟังที่ต่อพ่วงกับเครื่องออกดีโอมิเตอร์ หลังจากนั้นโสตแพทย์จะทำการปล่อยสัญญาณเสียงที่มีความถี่ 250, 500, 1000, 2000, 4000, 6000, 8000 Hz ที่ละความถี่ วิธีทดสอบนี้เริ่มจากความถี่ของผู้ถูกทดสอบไม่ได้ยินก่อน แล้วเพิ่มความดังทีละ 10 dB จนถึงจุดที่ผู้ถูกทดสอบเริ่มได้ยินเสียงเบาที่สุด แล้วลดเสียงลง 5 dB ทำกลับไปมาจนได้จุดที่ผู้ถูกทดสอบได้ยินเสียงบ้างไม่ได้ยินเสียงบ้าง จุดนั้นคือ Hearing Threshold เมื่อทำการทดสอบทุกความถี่ นักโสตวิทยาจะได้กราฟ Audiogram และนำกราฟนี้ไปทำการปรับจูน ซึ่งผลการปรับจูนจะขึ้นกับความชำนาญของนักโสตวิทยา เพื่อให้การปรับแต่งสัญญาณความบกพร่องทางการได้ยินมีประสิทธิภาพมากขึ้น บทความนี้จึงนำเสนอวิธีการออกแบบตัวชดเชยความบกพร่องทางการได้ยิน โดยการนำกราฟออกดีโอมิเตอร์ที่ได้จากการทดสอบมาสร้างในลักษณะผลตอบสนองทางขนาดก่อน หลังจากนั้นทำการออกแบบตัวชดเชยความบกพร่องทางการได้ยินโดยการต่อรวมกันในลักษณะผลต่างกับตัวกรองเชิงเลขแบบ All-pass ผลที่ได้จะเป็นตัวชดเชยความบกพร่องทางการได้ยิน และหลักการในการชดเชยความบกพร่องทางการได้ยินใช้หลักการต่อรวมกันในลักษณะผลบวกระหว่างตัวชดเชยที่ได้ออกแบบไว้กับตัวกรองเชิงเลขแบบ All-pass ผลการทดสอบการชดเชยความบกพร่องทางการได้ยินจากหลักการที่นำเสนอสามารถชดเชยความบกพร่องทางการได้ยินของผู้ที่มีความผิดปกติทางการรับฟังเสียงได้เป็นอย่างดี

2. การออกแบบผลตอบสนองทางความถี่ของตัวชดเชยความ

บคพร่องทางการได้ยิน

วิธีการออกแบบผลตอบสนองทางความถี่ของตัวชดเชยความบคพร่องทางการได้ยิน ($H_c(z)$) อาศัยหลักการนำตัวจำลองของผลตอบสนองทางความถี่ ($H_m(z)$) มาต่อร่วมกันในลักษณะผลต่างกับตัวกรองเชิงเลขแบบ All-pass ($H_{ap}(z)$) โดยที่ ω_0 ของตัวกรองทั้งสองต้องเท่ากัน



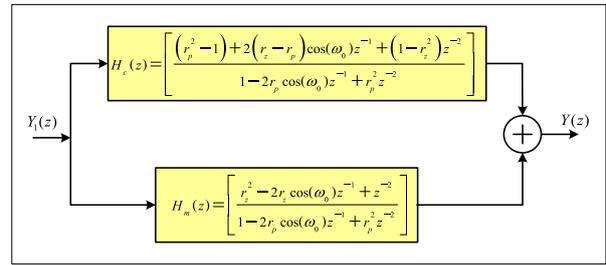
รูปที่ 1 การต่อร่วมกันในลักษณะผลต่างของ $H_{ap}(z)$ กับ $H_m(z)$

$$H_c(z) = [H_{ap}(z) - H_m(z)] \quad (1)$$

$$H_c(z) = \left[\frac{r_p^2 - 2r_p \cos(\omega_0)z^{-1} + z^{-2}}{1 - 2r_p \cos(\omega_0)z^{-1} + r_p^2 z^{-2}} \right] - \left[\frac{r_z^2 - 2r_z \cos(\omega_0)z^{-1} + z^{-2}}{1 - 2r_p \cos(\omega_0)z^{-1} + r_p^2 z^{-2}} \right] \quad (2)$$

$$H_c(z) = \left[\frac{1 + [2(r_z - r_p) \cos(\omega_0) / (r_p^2 - r_z^2)] z^{-1}}{1 - 2r_p \cos(\omega_0)z^{-1} + r_p^2 z^{-2}} \right] \quad (3)$$

ตรวจสอบผลการออกแบบผลตอบสนองทางความถี่ของตัวชดเชยความบคพร่องทางการได้ยินว่าสามารถชดเชยความบคพร่องทางการได้ยินได้จากการนำตัวจำลองของผลตอบสนองทางความถี่ของผู้บคพร่องทางการได้ยินกับผลตอบสนองทางความถี่ของตัวชดเชยความบคพร่องทางการได้ยินมาต่อร่วมกันในลักษณะผลบวก



รูปที่ 2 การต่อร่วมกันในลักษณะผลบวกของ $H_m(z)$ กับ $H_c(z)$

$$H_s(z) = [H_m(z) + H_c(z)] \quad (4)$$

$$H_s(z) = \left[\frac{(r_p^2 - r_z^2) + 2(r_z - r_p) \cos(\omega_0)z^{-1}}{1 - 2r_p \cos(\omega_0)z^{-1} + r_p^2 z^{-2}} \right] + \left[\frac{r_z^2 - 2r_z \cos(\omega_0)z^{-1} + z^{-2}}{1 - 2r_p \cos(\omega_0)z^{-1} + r_p^2 z^{-2}} \right] \quad (5)$$

$$H_s(z) = \left[\frac{r_p^2 - 2r_p \cos(\omega_0)z^{-1} + z^{-2}}{1 - 2r_p \cos(\omega_0)z^{-1} + r_p^2 z^{-2}} \right] \quad (6)$$

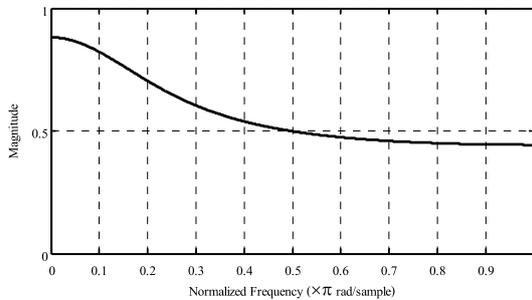
เมื่อ $H_s(z)$ คือ ผลตอบสนองทางความถี่ที่ทำการชดเชยความบคพร่องทางการได้ยินแล้ว

จากสมการที่ (6) จะเห็นได้ว่าสมการมีค่าเท่ากับฟังก์ชันถ่ายโอนของตัวกรองเชิงเลขแบบ All-pass นั้นแสดงว่าผลตอบสนองทางความถี่จะมีค่าเป็น 1 ในทุกความถี่ แต่เนื่องจากตัวจำลองของผลตอบสนองทางความถี่ของผู้บคพร่องทางการได้ยินที่ได้ทำการออกแบบตามหลักการที่นำเสนอ ยังมีความผิดพลาดอยู่บ้าง ดังนั้นผลตอบสนองทางความถี่ของผู้ป่วยที่มีความบคพร่องทางการได้ยินที่ทำการชดเชยความบคพร่องทางการได้ยินแล้ว จะมีค่าเท่ากับผลต่างของตัวต้นแบบของผลตอบสนองทางความถี่ของผู้บคพร่องทางการได้ยินกับตัวจำลองของผลตอบสนองทางความถี่ของผู้บคพร่องทางการได้ยิน

3 การทดลอง

จากรูปที่ 3 แสดงลักษณะผลตอบสนองทางความถี่ของผู้บคพร่องทางการได้ยินจากโปรแกรม MATLAB ที่นำมาใช้ในการออกแบบผลตอบสนองทางความถี่ของตัวชดเชยความบคพร่องทางการได้ยิน โดยตัวแปรที่นำมาใช้ในการออกแบบมีค่า $\omega_0 = 0.0625$, $r_p = 0.4726$, $r_z = 0.3203$ และ $G = 0.551047$ ซึ่งสามารถเขียนเป็นฟังก์ชันถ่ายโอนดังสมการที่ (7)

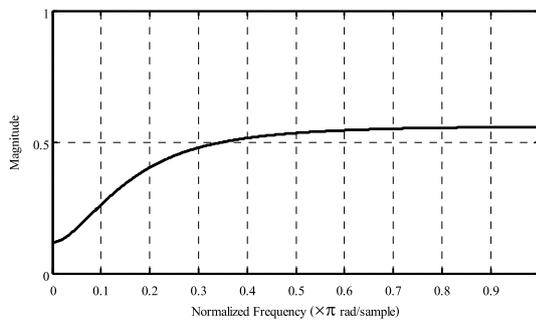
$$H(z) = \frac{0.056533063 - 0.346217898z^{-1} + 0.551047z^{-2}}{1 - 0.927038247z^{-1} + 0.22335076z^{-2}} \quad (7)$$



รูปที่ 3 ผลตอบสนองทางความถี่ของผู้บกพร่องทางการได้ยิน จากโปรแกรม MATLAB

การออกแบบผลตอบสนองทางความถี่ของตัวชดเชยความบกพร่องทางการได้ยินด้วยวิธีที่นำเสนอในสมการที่ (3) สามารถเขียนเป็นฟังก์ชันถ่ายโอนดังสมการที่ (8) และในรูปที่ 4 แสดงผลตอบสนองทางความถี่ของตัวชดเชยความบกพร่องทางการได้ยินที่ได้จาก MATLAB

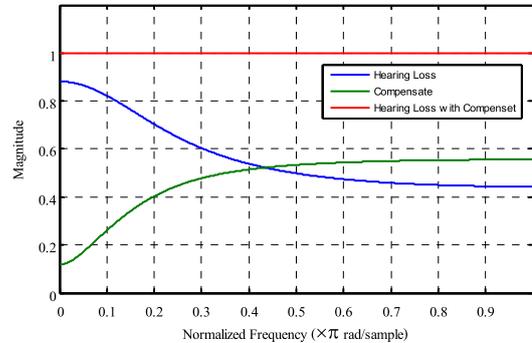
$$H_c(z) = \frac{0.1668176965 - 0.5808203484z^{-1} + 0.448953z^{-2}}{1 - 0.927038247z^{-1} + 0.22335076z^{-2}} \quad (8)$$



รูปที่ 4 ผลตอบสนองทางความถี่ของตัวชดเชยความบกพร่องทางการได้ยิน จากโปรแกรม MATLAB

การชดเชยความบกพร่องทางการได้ยินสามารถสร้างได้จากสมการที่ (6) และในรูปที่ 5 แสดงการเปรียบเทียบระหว่างผลตอบสนองทางความถี่ของผู้บกพร่องทางการได้ยิน (Hearing Loss) ผลตอบสนองทางความถี่ของตัว

ชดเชยความบกพร่องทางการได้ยิน (Compensate) และผลการชดเชยความบกพร่องทางการได้ยิน (Hearing Loss with Compensate)



รูปที่ 5 การเปรียบเทียบระหว่างผลตอบสนองทางความถี่ของผู้บกพร่องทางการได้ยิน ผลตอบสนองทางความถี่ของตัวชดเชยความบกพร่องทางการได้ยิน และผลการชดเชยความบกพร่องทางการได้ยิน

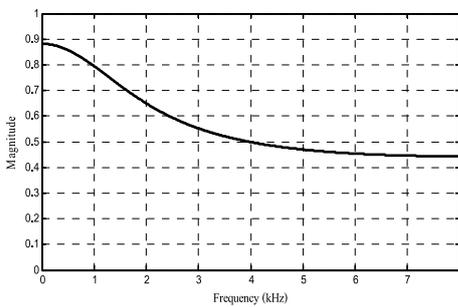
4. ผลการทดลอง

เพื่อให้เห็นว่าการสร้างตัวชดเชยความบกพร่องทางการได้ยินจากหลักการที่นำเสนอ สามารถนำไปใช้ในเครื่องช่วยฟังสำหรับผู้บกพร่องทางการได้ยินได้จริง จึงได้ทำการสร้างจริงด้วยบอร์ดประมวลผลสัญญาณเชิงเลข TMS320C31 และแสดงผลด้วยเครื่องวิเคราะห์สัญญาณแบบไดนามิก (Dynamic Signal Analyzer) รุ่น Agilent 35760A การทดลองจะต่อระบบประมวลผลสัญญาณเชิงเลขเข้ากับเครื่องมือและอุปกรณ์ต่างๆ ดังรูปที่ 6 ซึ่งแสดงอุปกรณ์ทั้งหมดที่ใช้ในการทดลอง

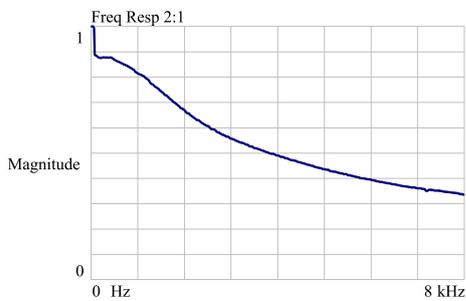


รูปที่ 6 อุปกรณ์ทั้งหมดที่ใช้ในการสร้างด้วยตัวประมวลผลสัญญาณเชิงเลข

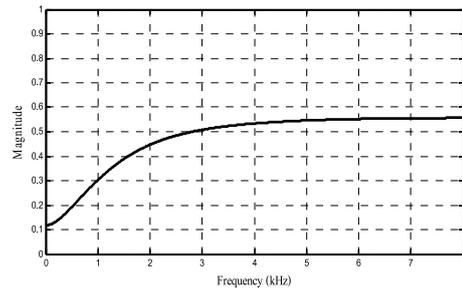
ในรูปที่ 7 และในรูปที่ 8 แสดงการเปรียบเทียบระหว่างผลตอบสนองทางความถี่ของผู้บ่งพ้องทางการได้ยินในหน่วย kHz ที่ได้จากการจำลองในโปรแกรม MATLAB และจากการสร้างจริง ส่วนในรูปที่ 9 และในรูปที่ 10 แสดงการเปรียบเทียบระหว่างผลตอบสนองทางความถี่ของตัวชดเชยความบกพร่องทางการได้ยินในหน่วย kHz ที่ได้จากการจำลองในโปรแกรม MATLAB และจากการสร้างจริง สุดท้ายแสดงการเปรียบเทียบระหว่างผลการชดเชยความบกพร่องทางการได้ยินในหน่วย kHz จากการจำลองในโปรแกรม MATLAB และจากการสร้างจริง ในรูปที่ 11 และ ในรูปที่ 12 ตามลำดับ



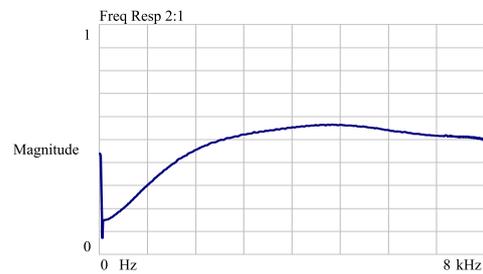
รูปที่ 7 ผลตอบสนองทางความถี่ของผู้บ่งพ้องทางการได้ยินในหน่วย kHz จากโปรแกรม MATLAB



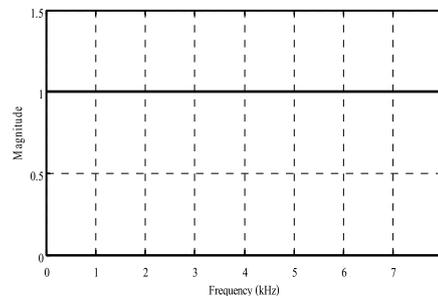
รูปที่ 8 ผลตอบสนองทางความถี่ของผู้บ่งพ้องทางการได้ยินในหน่วย kHz จากการสร้างจริง



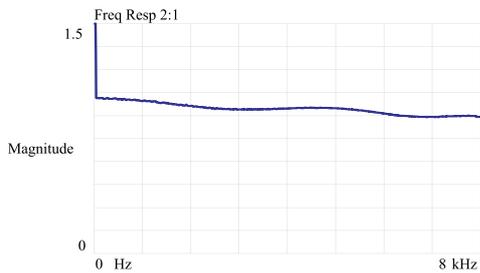
รูปที่ 9 ผลตอบสนองทางความถี่ของตัวชดเชยความบกพร่องทางการได้ยินในหน่วย kHz จากโปรแกรม MATLAB



รูปที่ 10 ผลตอบสนองทางความถี่ของตัวชดเชยความบกพร่องทางการได้ยินในหน่วย kHz จากการสร้างจริง



รูปที่ 11 ผลการชดเชยความบกพร่องทางการได้ยินในหน่วย kHz จากโปรแกรม MATLAB



รูปที่ 12 ผลการชดเชยความบกพร่องทางการได้ยินในหน่วย kHz
จากการสร้างจริง

5. สรุปผลการทดลอง

ผลที่ได้จากการทดลองสามารถชดเชยความบกพร่องทางการได้ยินได้ดี แม้ว่ากรนำไปสร้างจริงด้วยตัวประมวลผลสัญญาณเชิงเลข จะเกิดค่าผิดพลาดโดยเฉพาะที่ความถี่สูงๆ เนื่องจากในตัวประมวลผลสัญญาณเชิงเลขฝั่งขาออกมีตัวกรองเชิงเลขแบบ Lowpass อยู่ ดังนั้นแนวทางแก้ไขคือ กำหนด Bandwidth ให้เหมาะสมกับตัวกรองที่ได้จากการออกแบบนั้นๆ และเพื่อให้เกิดความคลาดเคลื่อนในการชดเชยความบกพร่องทางการได้ยินน้อยที่สุดการออกแบบตัวจำลองผลตอบสนองทางความถี่ของผู้บกพร่องทางการได้ยินต้องมีความผิดพลาดน้อยที่สุดด้วย

เอกสารอ้างอิง

- [1] Yimman, S., Hinjit, W., Sriboonsong S., Puangpool M. and Dejhan, K. "IIR Notch Filter Design With Modified Pole Zero Placement Algorithm." The 2003 IEEE International Symposium on Signal Processing and Information Technology. (14-17 Dec. 2003) : 822-825.
- [2] http://www.rcot.org/hearing_aids.html, ราชวิทยาลัย โสต ศอ นาสิกแพทย์ แห่งประเทศไทย
- [3] <http://www.intimexhearing.com/car.html> ศูนย์บริการเครื่องช่วยฟังอินทิเม็กซ์. องค์ประกอบของหู.
- [4] http://drdavidson.ucsd.edu/portals/cmo/CMO_01.htm Head and Neck History and Physical Examination.

ตัวตรวจวัดไนตริกออกไซด์ทางแสงแบบไม่รุกราน

Non-invasive Nitric Oxide Optical Sensor

พงษ์ศักดิ์ สาระภักดิ์¹, สุทธิลักษณ์ ปทุมราช², มานะ ศรีบุษยศักดิ์³

¹สาขาวิชาวิศวกรรมชีวเวช บัณฑิตวิทยาลัย จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ปทุมวัน กรุงเทพมหานคร 10330 Email: sarapukdee@gmail.com

²ภาควิชาสรีรวิทยา คณะแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ปทุมวัน กรุงเทพมหานคร 10330 Email: suthilukp@yahoo.com

³ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ปทุมวัน กรุงเทพมหานคร 10330 Email: mana.s@chula.ac.th

บทคัดย่อ

บทความนี้รายงานการประดิษฐ์เครื่องตรวจวัดไนตริกออกไซด์ด้วยหลักการดูดกลืนแสงชนิดไม่รุกรานร่างกาย ตัวเครื่องประกอบด้วยหลอดไดโอดเปล่งแสงที่มีความยาวคลื่น 525 นาโนเมตร โฟโตไดโอดที่สามารถตอบสนองต่อแสงที่มีความยาวคลื่นอยู่ในช่วง 400-1000 นาโนเมตร และวงจรวัดและประมวลสัญญาณที่ส่งข้อมูลไปแสดงผลยังคอมพิวเตอร์ จากการนำเครื่องมือที่ประดิษฐ์ขึ้นไปตรวจวัดสารละลายมาตรฐานของอนุพันธ์ของไนตริกออกไซด์ที่มีความเข้มข้นในช่วง 0.125-1.000 มิลลิโมล โดยเปรียบเทียบกับเครื่องสเปกโตรโฟโตมิเตอร์โดยการวัดแบบส่องผ่าน พบว่าการวัดทั้งสองวิธีมีความสัมพันธ์เชิงเส้นตรงที่มีค่าสัมประสิทธิ์การตัดสินใจ (R^2) เท่ากับ 0.975 จากนั้นได้ทำการทดสอบการวัดที่ปลายนิ้วมือแบบสะท้อนเพื่อตรวจวัดการเปลี่ยนแปลงระดับไนตริกออกไซด์ในกระแสเลือด โดยการกระตุ้นการสร้างไนตริกออกไซด์ด้วยการรัดที่ต้นแขน ในผู้ถูกทดสอบจำนวน 7 คน พบว่าสามารถตรวจวัดการเปลี่ยนแปลงระดับไนตริกออกไซด์ในกระแสเลือดหลังจากทำการกระตุ้นได้

Abstract

This study reports the fabrication of non-invasive nitric oxide optical sensor. The sensor composes of light emitting diode with a wavelength at 525 nm, photo diode having sensitivity in the range of 400 to 1000 nm, measuring circuit that could transfer data to personal computer for analyzing and displaying result in real time. For preliminary test, the system was used to measure a standard nitric oxide derivative solution concentration of 0.125-1.000 mM in transmission mode. It was found that a linear correlation between the fabricated sensor and the conventional spectrophotometer (UV-Vis Spectrophotometer; UV-3101PC, Shimada, Japan) was obtained with the coefficient of determination (R^2) of 0.975.

Further studied was done in human fingertip with reflection mode, the changes of nitric oxide level were observed after using upper-arm occlusion technique (n=7 subjects). According to the results, it demonstrates the feasibility of non-invasive detection of nitric oxide levels in blood vessels

Keywords : nitric oxide, S-nitrosothiols, optical sensors, non-invasive

1. บทนำ

ที่มาและความสำคัญ

ไนตริกออกไซด์ (Nitric Oxide)[1] เป็นก๊าซโมเลกุลขนาดเล็กที่มีความสำคัญอย่างมากในทางสรีรวิทยา โดยเฉพาะไนตริกออกไซด์ที่ผลิตขึ้นจากเซลล์เยื่อผนังหลอดเลือด (Endothelial cell) มีหน้าที่สำคัญคือ การควบคุมความต้านทานการไหลของเลือด โดยผ่านการกระตุ้นให้กล้ามเนื้อเรียบ (Smooth muscle) ที่อยู่รอบหลอดเลือดแดงคลายตัว (Relaxation) จึงมีผลทำให้เลือดสามารถไหลผ่านหลอดเลือดบริเวณนั้นได้มากขึ้น ในอวัยวะที่สำคัญต่อชีวิต เช่น หัวใจและสมอง พบว่ากลไกการควบคุมความต้านทานการไหลของเลือดเป็นการทำงานแบบอัตโนมัติ (Autoregulation) ทั้งนี้เพื่อป้องกันอวัยวะที่สำคัญนั้นขาดเลือดไปเลี้ยง ปัจจุบันพบว่า โรคของหัวใจและหลอดเลือดหลายชนิด มีสาเหตุของการเกิดโรคที่เกี่ยวข้องกับสภาวะเซลล์เยื่อผนังหลอดเลือดไม่ทำงาน (Endothelial dysfunction)[2] คือเซลล์เยื่อผนังหลอดเลือดทำหน้าที่ผิดปกติ ไม่สามารถผลิตไนตริกออกไซด์ได้ตามปกติทำให้หลอดเลือดแดงไม่สามารถคลายตัวนำไปสู่การเกิดหลอดเลือดตีบ (Vasoconstriction) ทำให้เกิดการขาดเลือดไปเลี้ยงอวัยวะนั้นๆ และอาจเป็นสาเหตุการเกิดโรค ความดันโลหิตสูงได้ โดยเฉพาะในกลุ่มที่มีปัจจัยเสี่ยงสูงได้แก่ ผู้ป่วยเบาหวาน ผู้ป่วยโรคอ้วน ผู้ที่มีไขมันในเลือดสูง และในผู้ที่สูบบุหรี่ เป็นต้น ดังนั้นการประเมินสภาวะเซลล์เยื่อผนังหลอดเลือด

เลือดไม่ทำงานได้ล่วงหน้าจะส่งผลต่อการป้องกันการเกิดโรคที่รุนแรง และมีอันตรายถึงชีวิตดังกล่าว

2. หลักการและความรู้พื้นฐาน

2.1 ไนตริกออกไซด์

ไนตริกออกไซด์ (Nitric Oxide) มีสูตรทางเคมีคือ NO ในอดีตถูกเรียกว่า Endothelium-derived relaxing factor หรือ EDRF [3] NO ทำหน้าที่และส่งผลต่อการทำงานของระบบต่างๆในร่างกาย เช่น หน้าที่ในการควบคุมการขยายหลอดเลือด ยับยั้งการจับตัวของเกล็ดเลือด เป็นสารสื่อประสาท (Neurotransmitter) และเป็นสารกำจัดสิ่งแปลกปลอมในเม็ดเลือดขาว (Immunity) เป็นต้น โดยพบว่า NO สามารถผลิตขึ้นได้จากเซลล์หลายชนิด สำหรับงานวิจัยนี้สนใจที่จะศึกษาไนตริกออกไซด์ที่ถูกผลิตขึ้นโดยเซลล์บุผนังหลอดเลือด โดยเอนไซม์ เอ็นโดทีเลียลไนตริกออกไซด์ซินเทส (Endothelial nitric oxide synthase; eNOS)[4] พบว่า eNOS จะถูกกระตุ้นด้วยปัจจัยหลายอย่าง เช่น

- โดยกลุ่มสารเคมี ที่เรียกว่า “Vasodilators”[5] ได้แก่ Acetylcholine, Bradykinin, Histamine, Vasoactive intestinal peptide (VIP) และ Substance P เป็นต้น
- โดยแรงกระทำต่อผนังเซลล์ เช่น จากการไหลของเลือด (Shears Strees)
- โดยสภาวะร่างกายขาดออกซิเจน (Hypoxia) เช่น ใน ขณะการออกกำลังกายหรือหลอดเลือดถูกปิดกั้น

เมื่อไนตริกออกไซด์ถูกผลิตขึ้นจะแพร่กระจายออกไปรอบเซลล์ที่ผลิต มีทั้งแพร่ไปที่ภายในหลอดเลือด และแพร่ไปที่กล้ามเนื้อเรียบที่อยู่ติดกับหลอดเลือด เกิดกระบวนการทำให้กล้ามเนื้อเรียบคลายตัว และส่งผลให้หลอดเลือดนั้นขยายตัวพบว่ากระบวนการดังกล่าวนี้จะเกิดขึ้นอย่างต่อเนื่องในร่างกายเพื่อควบคุมปริมาณเลือดที่ไหลไปอวัยวะต่างๆในร่างกายอย่างเหมาะสม

2.2 การตรวจวัดไนตริกออกไซด์

ไนตริกออกไซด์ (NO) เป็นก๊าซโมเลกุลขนาดเล็กที่สามารถแพร่ผ่านเยื่อหุ้มเซลล์ได้ดี NO ที่ถูกสังเคราะห์โดยเอนไซม์ eNOS จะมีปริมาณน้อยเป็นนาโนกรัม รวมทั้ง มีค่าครึ่งชีวิตที่สั้น คือมีค่าน้อยกว่า 30 วินาที จึงทำให้การตรวจวัดไนตริกออกไซด์โดยตรงทำได้ค่อนข้างยาก ในปัจจุบันมีการตรวจวัดไนตริกออกไซด์ได้หลายวิธี เช่น การตรวจวัดไนตริกออกไซด์ทางอ้อม ซึ่งใช้จากตัวบ่งชี้ลำดับที่สอง เป็นอีกหนึ่งวิธีที่น่าสนใจ เช่น การใช้สารกลุ่มไทโธลทำปฏิกิริยาเข้าจับกับไนตริกออกไซด์ [6] ได้ซัลเฟอร์-ไนโตรโซไทโธล (S-nitrosothiols) ซึ่งสารตัวนี้จะมีความเสถียรมากกว่าไนตริกออกไซด์ ดังนั้นการตรวจวัด ซัลเฟอร์-ไนโตรโซไทโธล ในกระแสเลือดจึงเป็นอีกวิธีหนึ่งที่สามารถประเมินปริมาณของไนตริกออกไซด์ที่มีอยู่ใน

กระแสเลือดเลือดได้[7] จากรายงานพบว่าซัลเฟอร์-ไนโตรโซไทโธล มีการดูดกลืนแสงที่ความยาวคลื่นระหว่าง 200-600 นาโนเมตร[8] และค่าดูดกลืนแสงสูงสุดอยู่ที่ความยาวคลื่น (λ_{max}) ประมาณ 330 นาโนเมตร จากข้อมูลข้างต้นคณะผู้วิจัยจึงมีแนวคิดที่จะพัฒนาวิธีการตรวจ NO ด้วยการวัดด้วยแสงที่ความยาวคลื่นในช่วง 200-600 นาโนเมตร ผ่านผิวหนังโดยทำการกระตุ้นให้มีการสร้างไนตริกออกไซด์เพิ่มมากขึ้น โดยการรัดแขน (Upper-arm occlusion technique) [9] การรัดแขนด้วยแรงดันที่มากกว่าแรงดัน Systolic pressure ประมาณ 50 มิลลิปรอท(mmHg) จะส่งผลให้เกิดภาวะขาดเลือด (Hypoxia) ซึ่งจะกระตุ้นให้สร้าง NO จาก eNOS มากขึ้น และหลังจากการปล่อยที่รัดแขนจะเกิดแรง(Shear Stress) จากการไหลกลับ(Reperfusion) เข้าไปบริเวณที่ถูกรัดมากขึ้น มีผลกระตุ้นเซลล์เยื่อบุผนังหลอดเลือดให้สร้าง NO จาก eNOS เพิ่มมากยิ่งขึ้น (Flow-mediated release of nitric oxide) โดยในงานวิจัยครั้งนี้จะรัดต้นแขนนานประมาณ 60 วินาที

2.3 การดูดกลืนแสง

การดูดกลืนแสง คือกระบวนการที่ตัวกลางดูดกลืนพลังงานจากแสงที่เดินทางเข้ามาสู่ตัวกลางนั้นๆ[11] การดูดกลืนแสง (Absorbance, A) หรือค่าความหนาแน่นแสง (Optical density, OD) สามารถหาได้จาก

$$A = OD = \epsilon \cdot C \cdot Z \quad (1)$$

ϵ คือสัมประสิทธิ์การดูดกลืนแสงของตัวกลาง C คือความเข้มข้นของตัวกลาง และ Z คือความยาวของตัวกลาง ในตัวกลางที่มีองค์ประกอบที่ดูดกลืนแสงหลายชนิด ค่าการดูดกลืนแสงสุทธิจะเท่ากับผลรวม ของค่าการดูดกลืนแสงขององค์ประกอบที่ดูดกลืนแสงแต่ละชนิด ดังนี้

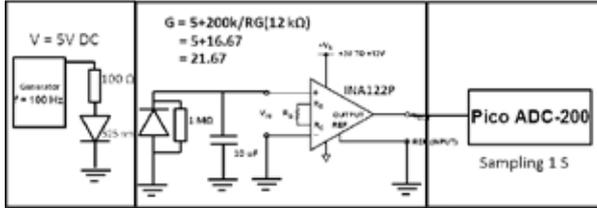
$$A = \epsilon_1 \cdot [C_1] \cdot Z + \epsilon_2 \cdot [C_2] \cdot Z + \dots + \epsilon_n \cdot [C_n] \cdot Z$$

หรือ $A = \sum_n \epsilon_n(\lambda) \cdot [C_n] \cdot Z \quad (2)$

จากที่กล่าวมาข้างต้นทำให้สามารถประยุกต์นำหลักการการดูดกลืนแสงดังกล่าวมาใช้ในการตรวจวัดผ่านทางเนื้อเยื่อของมนุษย์ได้ ถึงแม้ว่าการวัด NO ทางแสง จะผ่านชั้นของเนื้อเยื่อผิวหนังและหลอดเลือดซึ่งประกอบด้วยเซลล์ต่างๆ หลายชนิด แต่จากหลักการการกระตุ้นด้วยการรัดแขนดังกล่าวมาแล้วข้างต้น จึงสมมติฐานว่า (Assumption) การเปลี่ยนแปลงที่เกิดขึ้นจะแปรโดยตรงกับการเปลี่ยนแปลงของปริมาณ NO ที่หลังจากเซลล์เยื่อบุผนังหลอดเลือดที่กระตุ้นให้สร้าง NO มากขึ้นตามหลักของ ischemia and reperfusion

3. อุปกรณ์และวิธีการทดลอง

3.1 ออกแบบและพัฒนาเครื่องมือ



รูปที่ 1 แผนผังเครื่องตรวจวัดที่ประดิษฐ์ขึ้น

เครื่องวัดปริมาณซัลเฟอร์-ไนโตรไซไทออล ด้วยหลักการการดูดกลืนแสง ประกอบด้วย 3 ส่วน ดังแสดงในรูปที่ 1

ส่วนที่ 1: ตัวกำเนิดแสง(Light source) ใช้หลอดไดโอดเปล่งแสงที่มีความยาวคลื่น 525 นาโนเมตร ทำงานโดยป้อนแรงดันไฟฟ้า 5 โวลต์ ความถี่ 100 เฮิร์ต จากเครื่องกำเนิดสัญญาณ

ส่วนที่ 2 : ตัวรับแสง(Detector) ใช้โฟโตไดโอด ชื่อรุ่น Photo Selonex SLD70C2 (Silonex Inc., Canada) ที่สามารถรับแสงได้ในช่วง 400-1000 นาโนเมตร ตัวขยายสัญญาณใช้ วงจรขยายแบบ Instrumentation amplifier รหัส INA122P (Burr-Brown, United States) และกรองสัญญาณที่มีความถี่สูงด้วยตัวเก็บประจุ

ส่วนที่ 3 : เชื่อมต่อกับตัวแปลงสัญญาณแอนาลอกเป็นดิจิทัลด้วยเครื่อง Pico ADC-200 (Pico Technology, United Kingdom) โดยอ่านค่าแรงดัน ไฟฟ้าทุกวินาที แสดงผลบนหน้าจอคอมพิวเตอร์และเก็บข้อมูลเพื่อไปวิเคราะห์ด้วยโปรแกรม Pico Log Recorder(Pico Technology, United Kingdom)

3.2 การวัดสารละลายมาตรฐาน

เตรียมสารละลายมาตรฐานซัลเฟอร์-ไนโตรไซไทออล อ่างอิงวิธีการเตรียมจาก Nitric Oxide Protocols โดย Jayne M. Tutlett และคณะ [8] เตรียมที่ความเข้มข้น 1, 0.5, 0.25, 0.125 มิลลิโมล นำสารละลายที่เตรียมได้ไปตรวจวัดด้วยเครื่องที่ประดิษฐ์ขึ้นเปรียบเทียบกับความเข้มข้นที่คำนวณได้จาก การตรวจด้วยเครื่องสเปกโตรโฟโตมิเตอร์ (UV-Vis Spectrophotometer; UV-3101PC, Shimada, Japan) โดยการวัดแบบส่องผ่าน

3.3 การตรวจวัดที่ปลายนิ้ว

ขั้นตอนการตรวจวัดสัญญาณที่ปลายนิ้ว ผู้ที่จะตรวจต้องมีการเตรียมตัวเพื่อลดปัจจัยเสี่ยงที่จะทำให้ปริมาณไนตริกออกไซด์ในร่างกายเปลี่ยนแปลง ในการทดลองนี้ได้ใช้อาสาสมัครเข้าร่วมทำการทดลองทั้งหมด 7 คน ดังนี้

1. ผู้ถูกตรวจวัดต้องไม่ปฏิบัติตัวที่เป็นสาเหตุให้การไหลเวียนเลือดผิดปกติ เป็นเวลาอย่างน้อย 8-12 ชั่วโมง ได้แก่ การรับประทานอาหาร ยา กาแฟ อยู่ในอุณหภูมิที่สูง ออกกำลังกายอย่างหนัก หรือสาเหตุอื่นอันเป็นปัจจัยให้การไหลเวียน เลือดผิดปกติ

2. ห้องที่ใช้ในการทดสอบจะต้องเงียบ มีการควบคุมอุณหภูมิที่เหมาะสม ประมาณ 25 องศาเซลเซียส

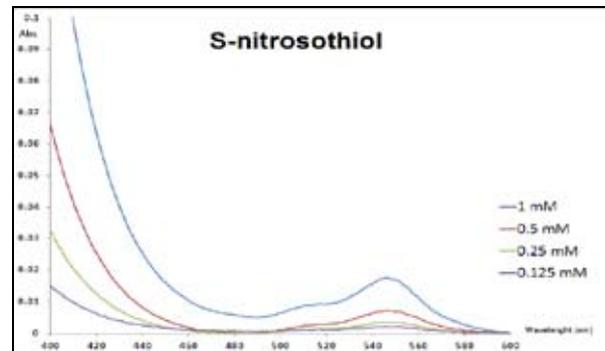
3. ใช้เครื่องตรวจวัดจับที่นิ้วมือที่นิ้วางด้านที่ไม่ถนัด จากนั้นวัดค่าเริ่มต้นของหลอดเลือด เป็นค่าพื้นหลัง (Baseline) นานประมาณ 30 วินาที ในการเก็บข้อมูลเรียกข้อมูลชุดนี้ว่า **Pre-occlusion**

4. ใช้เครื่องวัดความดันของโลหิต (Sphygmomanometric) วัดที่ต้นแขน ด้วยแรงดันประมาณ 150 มิลลิปรอท เพื่อกระตุ้นให้เกิดการสร้างไนตริกออกไซด์ขึ้นในหลอดเลือด เป็นเวลาประมาณ 60 วินาที ข้อมูลชุดนี้เรียกว่า **Occlusion** เมื่อปล่อยที่รัดแขน เก็บข้อมูลต่อเนื่องต่อไปอีกอีกประมาณ 2 นาที ข้อมูลชุดนี้เรียกว่า **Post-occlusion**

5. นำค่าที่ได้มาวิเคราะห์ผลหาความแตกต่างระหว่างก่อนรัดแขนและหลังรัดแขน

4. ผลการทดลองและอภิปรายผล

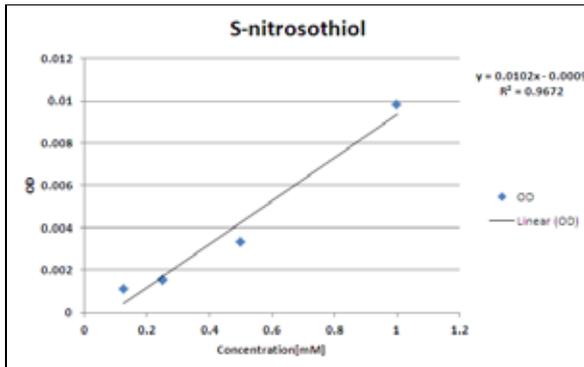
4.1 ผลการทดลองหาช่วงความยาวคลื่นแสงที่จะวัด



รูปที่ 2 การดูดกลืนแสงของซัลเฟอร์-ไนโตรไซไทออล ในช่วงความยาวคลื่นตั้งแต่ 400-600 นาโนเมตร

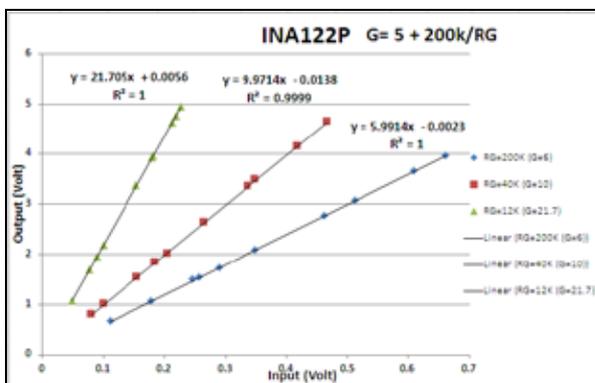
การทดลองตรวจหาช่วงของความยาวคลื่นแสงที่ซัลเฟอร์-ไนโตรไซไทออลสามารถดูดกลืนแสงได้จากสารละลายมาตรฐานซัลเฟอร์-ไนโตรไซไทออลที่มีความเข้มข้นแตกต่างกัน โดยใช้เครื่องสเปกโตรโฟโตมิเตอร์ตรวจหาช่วงของการดูดกลืนแสงตั้งแต่ 400-600 นาโนเมตร ได้ผลการทดลองดัง รูปที่ 2 จากผลการทดลองพบว่าช่วงของการดูดกลืนแสงที่มีค่าแปรผันตามความเข้มข้นของสารละลายมาตรฐานใน ช่วง 500-580 นาโนเมตร ซึ่งเป็น

ช่วงความยาวคลื่นที่หลอดกำเนิดแสงไดโอดทำงาน(525 นาโนเมตร) หลอดกำเนิดแสงนี้หาได้ง่าย ราคาถูกและเป็นช่วงที่ทะลุชั้นต่างๆของผิวหนังได้ดี [10] เมื่อนำค่าการดูดกลืนแสงที่ 525 นาโนเมตรมาเขียนกราฟความสัมพันธ์ระหว่างค่าการดูดกลืนแสงกับความเข้มข้นได้ผลดังแสดงในรูปที่ 3 ซึ่งพบว่าค่าการดูดกลืนแสงกับความเข้มข้นมีความสัมพันธ์เป็นเชิงเส้น โดยมีค่าสัมประสิทธิ์การตัดสินใจ (R^2) เท่ากับ 0.967



รูปที่ 3 ค่าการดูดกลืนแสงกับความเข้มข้นของสารละลายมาตรฐาน ซัลเฟอร์-ไนโตรโซไทโธล วัดด้วยเครื่องสเปกโตรโฟโตมิเตอร์

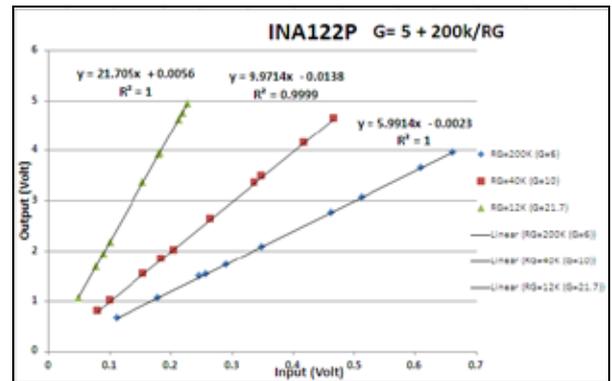
4.2 ทดสอบความถูกต้องของการขยายสัญญาณ



รูปที่ 4 ความสัมพันธ์ระหว่างสัญญาณขาเข้า และสัญญาณขาออก พบว่าสัญญาณที่ได้มีความเที่ยงตรงตามกำลังขยายที่เลือกไว้

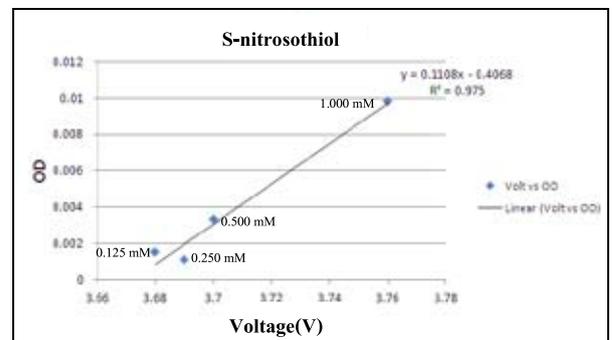
ทดสอบการขยายสัญญาณของ Instrumentation Amplifier รหัส INA122P เพื่อตรวจสอบความเที่ยงตรงของตัวขยายสัญญาณ และช่วงที่เหมาะสมในการขยายสัญญาณ โดยทดสอบการขยายสัญญาณ 6, 10, 21.7 เท่า จากนั้นนำข้อมูลที่ได้นำมาเขียนกราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างสัญญาณที่ให้อ่านไป

(Input) กับสัญญาณที่ได้ออกมา(Output) ได้ผลดังรูปที่ 4 จากผลการทดลองพบว่าการขยายสัญญาณมีความถูกต้องสูง และช่วงของการขยายสัญญาณที่เหมาะสมคือ 10 เท่า ซึ่งเมื่อขยายสัญญาณเป็นค่าประมาณ 4 โวลต์ พบว่าห่างจากช่วงที่การขยายสัญญาณอ้อมตัวที่ 5 โวลต์ จึงแสดงให้เห็นว่าสัญญาณที่รับมามีค่าสูงพอ และจะไม่เกิดการอ้อมตัว



รูปที่ 4 ความสัมพันธ์ระหว่างสัญญาณขาเข้า และสัญญาณขาออก พบว่าสัญญาณที่ได้มีความเที่ยงตรงตามกำลังขยายที่เลือกไว้

4.3 ผลการตรวจวัดสารละลายมาตรฐาน

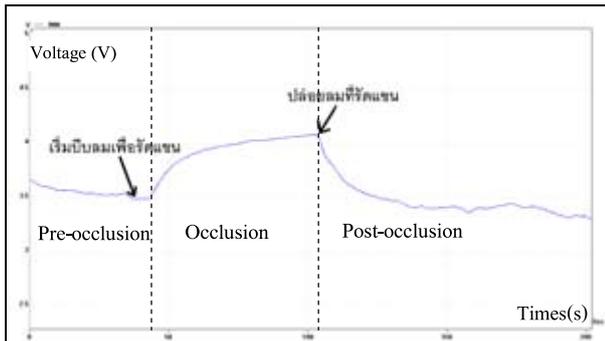


รูปที่ 5 ความสัมพันธ์ระหว่างค่าการดูดกลืนแสงที่ได้จากเครื่องสเปกโตรโฟโตมิเตอร์ (OD; Optical density) กับค่าแรงดันไฟฟ้า (V; Voltage) ที่ได้จากเครื่องตรวจวัดที่ประดิษฐ์ขึ้น โดยวัดสารละลายที่มีความเข้มข้นเท่ากัน

ผลการทดลองเปรียบเทียบการวัดสารละลายมาตรฐานที่มีความเข้มข้น 1, 0.5, 0.25, 0.125 มิลลิโมล ด้วยเครื่องที่ประดิษฐ์ขึ้นกับค่าการดูดกลืนแสงที่วัดด้วยเครื่องสเปกโตรโฟโตมิเตอร์ เมื่อนำข้อมูลมาเขียนกราฟความสัมพันธ์ระหว่างค่าแรงดันที่วัดได้จากเครื่องที่ประดิษฐ์ขึ้นกับค่าการดูดกลืนแสงได้ผลดังแสดงในรูปที่ 5 พบว่าค่าทั้งสองมีความสัมพันธ์กัน โดยมีค่า

สัมประสิทธิ์การคัดลिनใจ (R^2) เท่ากับ 0.975 จากการทดลองนี้สรุปได้ว่า เครื่องที่ประดิษฐ์ขึ้นสามารถตรวจวัดสารละลายมาตรฐานซัลเฟอร์-ไนโตรโซไทออล ที่มีความเข้มข้นที่แตกต่างกันได้ เช่นเดียวกับเครื่องสเปคโตรโฟโตมิเตอร์

4.4 ผลการตรวจวัดที่ปลายนิ้วมือ



รูปที่ 6 ค่าแรงดันไฟฟ้าที่วัดได้จากปลายนิ้วของอาสาสมัครท่านหนึ่ง (subject 5) ตามเวลาที่เปลี่ยนแปลงไป

subjects	age	แรงดันไฟฟ้า (Voltage; V)		
		Pre-occlusion	Occlusion	Post-occlusion
1	26	3.554	4.021	3.240
2	26	2.858	2.985	2.884
3	27	3.152	3.707	3.035
4	28	3.469	4.061	3.513
5	30	3.496	4.083	3.409
6	35	3.744	3.890	3.572
7	39	4.414	4.835	4.544

ตารางที่ 1 แสดงค่าแรงดันไฟฟ้า (Voltage; V) ที่วัดจากปลายนิ้ว ค่าเฉลี่ยก่อนการรัดแขน (Pre- occlusion) ค่าสูงสุดของช่วงรัดแขน (Occlusion) และค่าเฉลี่ยหลังปล่อยการรัดแขน (Post-occlusion)

ผลของการทดลองนำเครื่องมือที่ประดิษฐ์ขึ้นไปตรวจวัดที่ปลายนิ้วของบุคคลปกติ ในช่วงอายุ 26-39 ปี ตัวอย่างการวัดที่ปลายนิ้วแสดงดังรูปที่ 6 สัญญาณที่วัดได้ตั้งแต่ก่อนเริ่มการบีบรัดแขน (Pre-occlusion) ช่วงรัดแขน (Occlusion) จนถึงหลังปล่อยที่รัดแขน (Post-occlusion) มีการเปลี่ยนแปลงไปตามการบีบรัดแขนตั้งแต่เริ่มบีบ (วินาทีที่ 38) พบว่าจะมีช่วงที่สัญญาณยังไม่ขึ้นทันทีซึ่งคาดว่าเป็นเพราะสายที่รัดยังมีลมไม่พอที่จะมีการบีบรัด

และเมื่อแรงดันเริ่มมากขึ้นจนเลยแรงดัน Systolic pressure ที่มากพอที่จะทำให้เลือดหยุดไหล (วินาทีที่ 43) ในช่วงที่เลือดหยุดไหลนั้นพบว่าสัญญาณการวัดมีค่าเพิ่มขึ้นและสูงต่อเนื่องไปเรื่อยๆ และมีค่าสูงสุด 4.083 โวลต์ จนเมื่อปล่อยที่รัดแขน (วินาทีที่ 110) สัญญาณแรงดันที่วัดได้จะตกลงโดยใช้เวลาประมาณ 40 วินาที จึงเข้าสู่สภาวะพัก (Resting state) อีกครั้ง แต่พบว่าสัญญาณพื้นหลังของก่อนรัดแขนและหลังรัดแขนไม่เท่าเดิม โดยหลังรัดแขนสัญญาณจะต่ำกว่าสัญญาณก่อนรัดแขนประมาณ 0.1 โวลต์ กลุ่มอาสาสมัครส่วนใหญ่จะมีลักษณะของสัญญาณที่คล้ายคลึงกันคือ เพิ่มขึ้นขณะมีการบีบรัด และลดลงเมื่อปล่อยที่บีบรัดแขน ดังแสดงในตารางที่ 1

5. สรุปผล

จากการทดลองสามารถสรุปได้ว่า การใช้แหล่งกำเนิดแสงที่มีความยาวคลื่น 525 นาโนเมตรและตัวรับสัญญาณที่รับแสงความยาวคลื่นในช่วง 400-1000 นาโนเมตร สามารถตรวจวัดการเปลี่ยนแปลงของระดับปริมาณไนตริกออกไซด์ในกระแสเลือดได้ โดย แสดงผลเป็น ความแรงดันไฟฟ้า (Voltage) ที่แปรตาม NO-associated Photo-absorption หลังจากทำการกระตุ้นการสร้างไนตริกออกไซด์ด้วยการรัดที่ต้นแขน

6. กิตติกรรมประกาศ

ขอขอบคุณ สาขาวิศวกรรมชีวเวช บัณฑิตวิทยาลัย จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย เพื่อนๆ พี่ๆ ที่ทำงานในห้องปฏิบัติการไบโออิเล็กทรอนิกส์ ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย และอาสาสมัครทุกท่านที่เข้าร่วมการทดลอง

เอกสารอ้างอิง

- [1] Pacher P, Beckman JS, Liaudet L. Nitric oxide and peroxynitrite in health and disease. *Physiological Reviews*, 2007;87(1):315-424.
- [2] Grover-Páez F, Zavalza-Gómez AB. Endothelial dysfunction and cardiovascular risk factors. *Diabetes Research and Clinical Practice*, 2009;84(1):1-10.
- [3] Marletta MA. Nitric oxide: Biosynthesis and biological significance. *Trends in Biochemical Sciences*, 1989;14(12):488-92.
- [4] Mayer BH. *Enzymology of Nitric Oxide Synthases*. In: Titheradge MA, editor. *Nitric Oxide Protocols*. Totowa, New Jersey: Humana Press Inc; 1998. p. 1-32.
- [5] Peach MJ, Singer HA, Izzo Jr NJ, Loeb AL. Role of calcium in endothelium-dependent relaxation of arterial smooth muscle. *American Journal of Cardiology*, 1987;59(2):35A-43A.

- [6] Giustarini D, Milzani A, Colombo R, Dalle-Donne I, Rossi R. Nitric oxide, S-nitrosothiols and hemoglobin: Is methodology the key? *Trends in Pharmacological Sciences*, 2004;25(6):311-6.
- [7] Giustarini D, Milzani A, Dalle-Donne I, Rossi R. Detection of S-nitrosothiols in biological fluids: A comparison among the most widely applied methodologies. *Journal of Chromatography B: Analytical Technologies in the Biomedical and Life Sciences*, 2007;851(1-2):124-39.
- [8] Jayne M, Tutlett, Daryl D, Rees. Use of NO Donors in Biological System. In: Titheradge MA, editor. *Nitric Oxide Protocols*. Totowa, New Jersey: Humana Press; 1998.
- [9] Corretti MC, Anderson TJ, Benjamin EJ, et al. Guidelines for the ultrasound assessment of endothelial-dependent flow mediated vasodilation of the brachial artery: A report of the international brachial artery reactivity task force. *Journal of the American College of Cardiology*, 2002;39(2):257-65.
- [10] Maikala RV. Modified Beer's Law - historical perspectives and relevance in near-infrared monitoring of optical properties of human tissue. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 2009.

การศึกษาและทดสอบระบบการวัดกำลังของคลื่นอัลตราซาวด์ด้วยวิธีวัดแรงการแผ่รังสี

The Study and Testing of the Ultrasound Power Measurement System using Radiation Force Balance Technique

อรวรรณ หริสดี¹, ขนิษฐา สวัสดิ์¹, กนกฤษ จักภูคำ², วิรัตน์ เปล่งแสงมาศ², สุเมธ อ่ำซิด¹

¹ภาควิชาฟิสิกส์อุตสาหกรรมและอุปกรณ์การแพทย์ คณะวิทยาศาสตร์ประยุกต์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าพระนครเหนือ

บางซื่อ กรุงเทพมหานคร 10800

²ฝ่ายมาตรวิทยาเสียงและการสั่นสะเทือน สถาบันมาตรวิทยาแห่งชาติ กระทรวงวิทยาศาสตร์และเทคโนโลยี ราชเทวี กรุงเทพมหานคร 10400

Email: ora.noon@hotmail.com

บทคัดย่อ

ความสำคัญในการวัดกำลังของคลื่นอัลตราซาวด์ทางการแพทย์นั้นก็เพื่อความปลอดภัยต่อผู้ป่วยและความมั่นใจในประสิทธิภาพของเครื่องมือ จึงเป็นที่มาของการศึกษาระบบการวัดกำลังของคลื่นอัลตราซาวด์ในระดับปฐมภูมิดังกล่าวด้วยวิธีการ Radiation Force Balance ซึ่งเป็นไปตามมาตรฐานสากล IEC 61161 โดยระบบที่ได้ทำการศึกษามีความสามารถในการวัดคลื่นอัลตราซาวด์ในช่วงความถี่ 1 เมกะเฮิรตซ์ ถึง 10 เมกะเฮิรตซ์ และกำลังตั้งแต่ 1 มิลลิวัตต์ ถึง 500 มิลลิวัตต์ พร้อมทั้งนี้ก็ได้ทำการทดสอบระบบร่วมกับสถาบันมาตรวิทยาแห่งชาติ โดยทำการวัดกำลังด้วยเครื่องกำเนิดคลื่นอัลตราซาวด์ทดสอบที่ความถี่ 3.5 เมกะเฮิรตซ์ ที่กำลัง 10, 100 และ 1000 มิลลิวัตต์ และด้วยหัวทรานสดิวเซอร์มาตรฐานที่ความถี่ 1, 2.25, 5 และ 10 เมกะเฮิรตซ์ ที่กำลังในช่วง 1 มิลลิวัตต์ ถึง 500 มิลลิวัตต์ จากผลการทดสอบพบว่า ระบบมีความถูกต้องในการวัดกำลังของคลื่นอัลตราซาวด์ในช่วงความถี่และช่วงกำลังได้สอดคล้องตามขีดความสามารถของระบบเป็นอย่างดี

Abstract

The quality assurance and patient safety are the main reasons to measure the total output power from the ultrasound devices. The objective of this research was to study and test a primary level ultrasound power measurement system by using Radiation Force Balance Technique based on IEC 61161 standard. This system is able to measure the total ultrasound output power in the frequency range from 1 to 10 MHz, and in the power range from 1 to 500 mW. The testing of system was performed by comparing the results of the total output power measured from a 3.5 MHz ultrasound check source at 3 nominal output values (10 mW, 100 mW and 1000 mW) by developed primary system at the National Institute of Metrology, Thailand (NIMT) with those measured by the primary system

at the National Physical Laboratory (NPL, UK). To improve the performance testing of system, an additional measurement was carried out using four ultrasound transducers at four different frequencies (1, 2.25, 5 and 10 MHz). The results of the measurement in this paper show that the system is currently capable of determining the ultrasound output power in the frequency range from 1 MHz to 10 MHz and in the power range from 1 mW to 500 mW.

Keywords: Ultrasound output power, Radiation force balance, Ultrasound metrology, Biomedical ultrasound

1. บทนำ

แม้ว่าในปัจจุบันระบบทางการแพทย์จะเจริญรุดหน้าเพียงไร แต่ความปลอดภัยของผู้ป่วยหรือผู้รับบริการทางการแพทย์ยังคงเป็นสิ่งที่จะต้องตระหนักถึงเป็นอันดับแรก สำหรับเทคโนโลยีทางด้านอัลตราซาวด์ก็เช่นกัน แม้ว่าจะก่อให้เกิดผลข้างเคียงกับผู้ป่วยได้ไม่บ่อยนัก แต่เพื่อหลีกเลี่ยงโอกาสเสี่ยงดังกล่าว จึงต้องมีการตรวจสอบความปลอดภัยและประสิทธิภาพของเครื่องมืออยู่เสมอ วิธีหนึ่งในการตรวจสอบเครื่องอัลตราซาวด์คือ การวัดกำลังของคลื่นอัลตราซาวด์ที่ปล่อยออกมาจากหัวอัลตราซาวด์ทรานสดิวเซอร์ว่าอยู่ในระดับที่ถูกต้องหรือไม่ เพราะหากว่ากำลังที่คลื่นอัลตราซาวด์ปล่อยออกมาสูงเกินไปก็อาจก่อให้เกิดอันตรายกับระบบชีวภาพในร่างกายขึ้นได้ [1] แต่หากว่ากำลังน้อยเกินไปก็อาจยังผลสัมฤทธิ์ในการรักษา ดังนั้นจึงมีเครื่องมือสำหรับวัดกำลังของคลื่นอัลตราซาวด์ (Ultrasound power meter) หรือโดยทั่วไปเรียกว่าเครื่อง UPM ซึ่งถือเป็นเครื่องมือวัดกำลังในระดับทุติยภูมิ (Secondary system) ดังนั้นในทางกลับกันเครื่อง UPM จึงจำเป็นต้องทำการสอบเทียบเช่นกัน โดยจะทำการสอบเทียบกับระบบการวัดกำลังของคลื่นอัลตราซาวด์ระดับปฐมภูมิ

(Primary system) ซึ่งถือเป็นมาตรฐานในขั้นต้นของการสอบเทียบ และในปัจจุบันระบบดังกล่าวได้ถูกสร้างและพัฒนาขึ้น โดยสถาบันมาตรวิทยาแห่งชาติเมื่อไม่นานมานี้ งานวิจัยนี้จึงมุ่งเน้นในการศึกษาและทดสอบระบบการวัดกำลังของคลื่นอัลตราซาวด์ในระดับปฐมภูมิที่ถูกพัฒนาขึ้นโดยใช้วิธีวัดแรงการแผ่รังสีหรือที่เรียกว่า Radiation Force Balance ซึ่งเป็นวิธีการที่อ้างอิงตามมาตรฐานสากล IEC 61161 [2] โดยระบบที่ถูกพัฒนาขึ้นนี้มีความสามารถในการวัดค่ากำลังตั้งแต่ 1 มิลลิวัตต์ ถึง 500 มิลลิวัตต์ ในช่วงความถี่ตั้งแต่ 1 เมกะเฮิรตซ์ ถึง 10 เมกะเฮิรตซ์

2. หลักการและระบบการวัด

2.1 หลักการ Radiation Force Balance

หลักการ Radiation Force Balance ที่นำมาใช้ในการวัดค่ากำลังของคลื่นอัลตราซาวด์นั้นเป็นการวัดแรงที่ได้จากคลื่นอัลตราซาวด์ที่แผ่ออกมาจากหัวทรานสดิวเซอร์ ซึ่งในทางปฏิบัติแล้วสามารถที่จะควบคุมให้หัวทรานสดิวเซอร์นั้นทำการปล่อยหรือหยุดปล่อยคลื่นออกมาได้ ตามช่วงเวลาและจำนวนครั้งที่ต้องการ (โดยปกติจะอยู่ในช่วง 15-35 วินาที และมีจำนวน 1-6 ช่วง) [3] จากนั้นคลื่นจะถูกส่งผ่านน้ำซึ่งเป็นตัวกลางที่มีคุณสมบัติคล้ายกับเนื้อเยื่อในร่างกายไปตกกระทบยังวัตถุที่เป็นเป้ารับ (target) ซึ่งแขวนไว้กับเครื่องชั่งทำให้สามารถวัดค่าน้ำหนักที่เปลี่ยนแปลงไปจากค่าน้ำหนักก่อนที่จะมีการปล่อยคลื่นอัลตราซาวด์แล้วนำค่าน้ำหนักมาเฉลี่ยกัน ค่าน้ำหนักดังกล่าวถือเป็นแรงที่ได้จากคลื่นอัลตราซาวด์ที่แผ่ออกมาหรือที่เรียกว่า Radiation Force เมื่อนำมาคำนวณตามสมการในทฤษฎี [4] ก็จะ สามารถหาค่ากำลังทั้งหมดของคลื่นอัลตราซาวด์ที่แผ่ออกมาได้ ซึ่งสมการที่ใช้คำนวณค่ากำลังนั้นจะขึ้นอยู่กับชนิดของเป้ารับที่ใช้ โดยหากเป็นเป้ารับชนิดลูกคลื่น ค่ากำลังของคลื่นอัลตราซาวด์จะเป็นไปตามสมการ (1)

$$P = \frac{\Delta m \cdot g \cdot c(T)}{1 + R^2} \quad (1)$$

โดย P คือค่ากำลังของคลื่นอัลตราซาวด์ที่แผ่ออกมา, Δm คือน้ำหนักที่เปลี่ยนแปลงอันเนื่องมาจากแรงของคลื่นที่แผ่ออกมา, g คือค่าของแรงโน้มถ่วงโลก (9.78297034 m/s^2), $c(T)$ คือความเร็วของคลื่นเสียงในน้ำซึ่งขึ้นกับอุณหภูมิของน้ำ และ R คือสัมประสิทธิ์การสะท้อนของเป้ารับ ซึ่งในกรณีนี้จะถือว่าค่า R มีค่าน้อยมากจนไม่ต้องนำมาคำนวณ

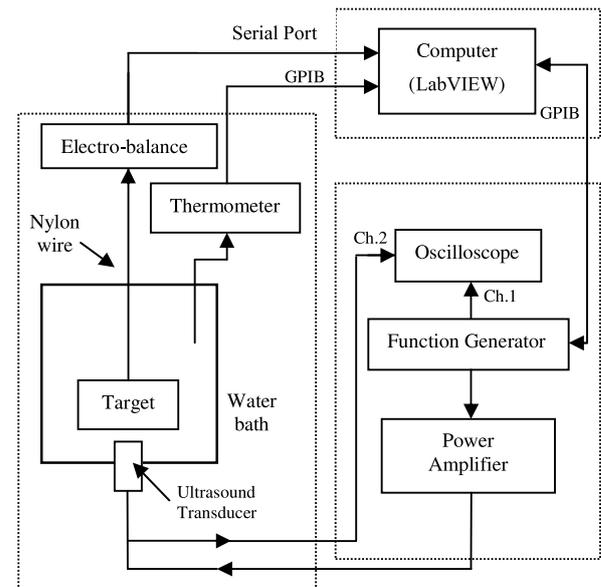
และหากเป็นเป้ารับชนิดสะท้อนกลับ ซึ่งโดยทั่วไปแล้วจะเป็นลักษณะทรงแปดเหลี่ยม ค่ากำลังของคลื่นอัลตราซาวด์จะเป็นไปตามสมการ (2)

$$P = \frac{\Delta m \cdot g \cdot c(T)}{2 \cos^2 \theta} \quad (2)$$

โดยที่ θ คือมุมระหว่างเส้นทางเดินปกติของคลื่นกับเส้นที่ลากเส้นสะท้อน โดยถ้ากรวยเป้ารับทำมุม 90° มุมของ θ จะมีค่า 45° [3]

2.2 ระบบและวิธีการวัด

ในระบบการวัดค่ากำลังของคลื่นอัลตราซาวด์ระดับปฐมภูมิจะประกอบไปด้วยส่วนประกอบที่สำคัญ 3 ส่วนหลัก ดังจะแสดงเป็นแผนภาพในรูปที่ 1 และภาพจริงของระบบในภาพที่ 2 ดังนี้



รูปที่ 1 แผนภาพระบบการวัดค่ากำลังของคลื่นอัลตราซาวด์ระดับปฐมภูมิ

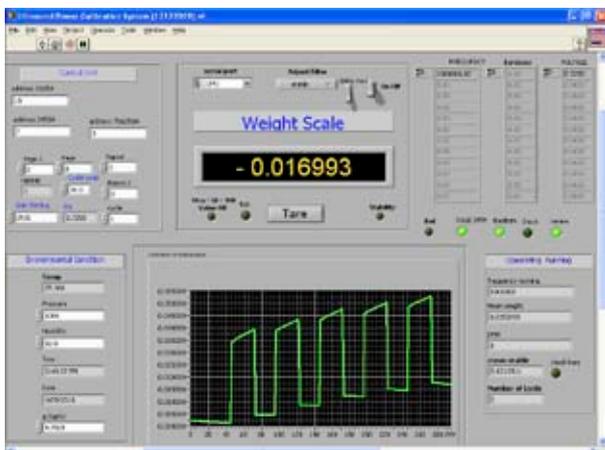
โดยส่วนแรกเป็นส่วนของการควบคุมระบบและวิเคราะห์ผลการวัด โดยคอมพิวเตอร์ ซึ่งเป็นการออกแบบโปรแกรม LabVIEW ให้ควบคุมการปล่อยและหยุดปล่อยค่าศักย์ไฟฟ้าในการผลิตคลื่นอัลตราซาวด์จำนวน 5 ช่วง โดยแต่ละช่วงมีระยะเวลา 20 วินาที พร้อมทั้งมีโปรแกรมที่ทำการเก็บค่าน้ำหนักที่เปลี่ยนแปลงจากแรงของคลื่นอัลตราซาวด์ที่แผ่ออกมาทั้งในรูปแบบของข้อมูลและแสดงในรูปของกราฟดังรูปที่ 3 พร้อมกับบันทึกค่าอุณหภูมิของน้ำ เพื่อที่จะนำมาคำนวณหาค่ากำลังทั้งหมดที่ปล่อยออกมาจากคลื่นอัลตราซาวด์ตามทฤษฎีในสมการที่ (1) โดยข้อมูลทั้งหมดจะถูกส่งผ่านทางสาย GPIB

ส่วนที่สองเป็นส่วนของการป้อนค่าศักย์ไฟฟ้าเพื่อส่งไปยังหัวทรานสดิวเซอร์ในการผลิตคลื่นอัลตราซาวด์ โดยในส่วนนี้ประกอบไปด้วยเครื่องกำเนิดสัญญาณไฟฟ้า (Function generator) จากบริษัท Agilent Technologies รุ่น 33250A ซึ่งจะถูกควบคุมการเปิด-ปิดการป้อนค่าศักย์

ไฟฟ้าทั้งปริมาณและความถี่ที่ต้องการ โดยควบคุมด้วยโปรแกรม LabVIEW จากใน ส่วนแรกผ่านทางสาย GPIB จากนั้นสัญญาณจะถูกขยายเพิ่มขึ้นโดยเครื่องขยายกำลังไฟฟ้า (Power amplifier) จากบริษัท Amplifier Research รุ่น 75A250A เพื่อให้มีค่ามากพอที่จะไปขับเคลื่อนหัวทรานสดิวเซอร์ให้ผลิตคลื่นอัลตราซาวด์ออกมาในปริมาณที่ต้องการ โดยในส่วนนี้จะมีเครื่องวัดสัญญาณไฟฟ้า (Oscilloscope) จากบริษัท Tektronix รุ่น DPO 7054 เพื่อดูค่าสัญญาณไฟฟ้าที่ป้อนให้ทรานสดิวเซอร์ทั้งก่อนและหลังขยายสัญญาณ

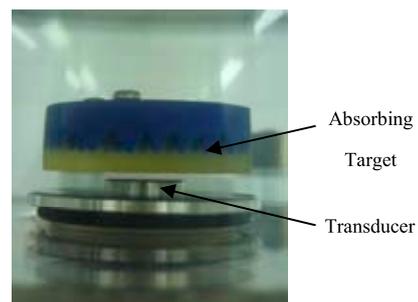


รูปที่ 2 ภาพแสดงระบบการวัดค่ากำลังจากคลื่นอัลตราซาวด์ระดับปฐมภูมิ



รูปที่ 3 หน้าโปรแกรม LabVIEW ที่ควบคุมการทำงานของระบบการวัดกำลังของคลื่นอัลตราซาวด์ระดับปฐมภูมิ

และส่วนสุดท้ายคือส่วนของระบบการวัดแรงของคลื่นอัลตราซาวด์ ซึ่งประกอบไปด้วย อ่างน้ำทดสอบที่ทำจากพลาสติกอะคริลิก ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 150 มิลลิเมตร ความสูง 160 มิลลิเมตร ที่ส่วนฐานของอ่างเป็นส่วนที่เอาไว้ติดตั้งหัวทรานสดิวเซอร์มาตรฐานจากบริษัท Olympus NDT Inc. ที่จะผลิตคลื่นอัลตราซาวด์ที่ใช้ในการทดสอบที่มีความถี่ 1, 2.25, 5 และ 10 เมกะเฮิร์ตซ์ ภายในอ่างจะบรรจุน้ำที่ปราศจากฟองอากาศ (Degassed water) เพื่อให้คลื่นอัลตราซาวด์นั้นเดินทางไปยังเป้ารับได้โดยตรงและไม่เกิดการสะท้อนกลับของคลื่นอันเนื่องมาจากรอยต่อระหว่างฟองอากาศกับน้ำ จากนั้นทำการจุ่มเป้ารับชนิดดูดกลืน (Absorbing target) ที่มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 40 มิลลิเมตร และมีความหนา 14 มิลลิเมตร ลงในอ่างทดสอบ ซึ่งจะผูกด้วยสายไนลอนที่มีความหนา 0.2 มิลลิเมตร ติดกับเครื่องซึ่งไฟฟ้าความละเอียดสูงจากบริษัท Sartorius รุ่น CC50 ให้ห้อยลงมาในอ่างน้ำทดสอบ ซึ่งเป็นส่วนรับแรงจากคลื่นอัลตราซาวด์ที่ปล่อยออกมาแล้วส่งผ่านไปยังคอมพิวเตอร์ผ่านทางสาย Serial port พร้อมทั้งจุ่มเซนเซอร์วัดค่าอุณหภูมิของน้ำจากเครื่องวัดอุณหภูมิ (Thermometer) รุ่น Fluke 1529 CHUB E-4 โดยอ่างน้ำทดสอบดังกล่าวจะวางอยู่บนเครื่องกำหนดตำแหน่งซึ่งจะใช้ระบบมอเตอร์ 3 ทิศ คือ ทิศ XYZ ซึ่งมีความละเอียดในการเคลื่อนแต่ละตำแหน่งขั้นละ 0.025 มิลลิเมตร โดยในระบบจะทำการกำหนดให้ผิวหน้าของหัวทรานสดิวเซอร์และเป้ารับมีระยะห่างกัน 2 มิลลิเมตรดังที่ได้แสดงในรูปที่ 4 โดยส่วนประกอบทั้งหมดจะกระทำภายในตู้ควบคุมสภาวะแวดล้อมเพื่อควบคุมอุณหภูมิที่ $25^{\circ}\text{C} \pm 2^{\circ}\text{C}$ และไม่ให้มีกระแสลมมารบกวน เนื่องจากระบบการวัดค่ากำลังของคลื่นอัลตราซาวด์ระดับปฐมภูมิด้วยหลักการ Radiation Force Balance นี้จะมีค่าความไวในการวัดค่อนข้างสูง



รูปที่ 4 ภาพขยายส่วนของหัวทรานสดิวเซอร์และเป้ารับ

เนื่องจากระบบการวัดนี้เป็นระบบปฐมภูมิ ซึ่งจะถูกนำไปใช้เป็นมาตรฐานในการอ้างอิงในการสอบเทียบ ดังนั้นระบบการวัดนี้จึงมุ่งเน้นถึงความถูกต้องของการวัดเป็นสำคัญ ทำให้ต้องมีการทดสอบระบบใน 2 ขั้นตอน

กล่าวคือ ขั้นตอนแรกจะทำการทดสอบความถูกต้องในแง่ของการวัดค่ากำลัง โดยทำการทดสอบวัดค่ากำลังคลื่นอัลตราซาวด์จากเครื่องกำเนิดคลื่นอัลตราซาวด์ทดสอบ (Ultrasound check source) ความถี่ 3.5 เมกะเฮิร์ตซ์ ที่ผลิตค่ากำลังมาตรฐานที่ 10, 100 และ 1000 มิลลิวัตต์ โดยจะทำการวัดซ้ำ 6 ครั้งในแต่ละค่ากำลังมาตรฐาน แล้วจึงนำค่ากำลังที่ระบบวัดได้มาทำการวิเคราะห์หาค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน และเปรียบเทียบผลการวัดค่ากำลังจากระบบการวัดคลื่นอัลตราซาวด์ระดับปฐมภูมิกับผลการสอบเทียบค่ากำลังของ National Physical Laboratory (NPL, UK) ส่วนในขั้นตอนที่สองของการตรวจสอบความถูกต้องของระบบจะเป็นการทดสอบระบบทั้งในแง่ของความถี่และค่ากำลัง โดยเป็นการวัดคลื่นอัลตราซาวด์จากหัวทรานสดิวเซอร์มาตรฐานที่ความถี่ 1, 2.25, 5 และ 10 เมกะเฮิร์ตซ์ โดยจะทำการวัดค่ากำลังตั้งแต่ 1 มิลลิวัตต์ ถึง 500 มิลลิวัตต์ ซึ่งจะทำการวัดซ้ำ 6 ครั้งในทุกๆค่าการวัด แล้วนำมาวิเคราะห์หาค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานเช่นกัน

3. ผลการทดสอบ

เมื่อทดสอบระบบการวัดค่ากำลังของคลื่นอัลตราซาวด์ระดับปฐมภูมิซึ่งได้ถูกพัฒนาด้วยหลักการ Radiation Force Balance ตามมาตรฐาน IEC 61161 แล้วนั้น ผลการทดสอบดังกล่าวถือเป็นสิ่งที่ยืนยันความถูกต้องของระบบซึ่งผลจากการทดสอบระบบการวัดค่ากำลังของคลื่นอัลตราซาวด์จะแบ่งออกเป็นสองส่วนคือ ผลการทดสอบที่ได้จากการวัดค่ากำลังของคลื่นอัลตราซาวด์ด้วยเครื่องกำเนิดคลื่นอัลตราซาวด์ทดสอบที่ผลิตคลื่นอัลตราซาวด์ความถี่ 3.5 เมกะเฮิร์ตซ์ ที่ค่ากำลัง 10, 100 และ 1000 มิลลิวัตต์ โดยค่ากำลังเฉลี่ย (Average power) ที่ได้จากการทดสอบซ้ำ 6 ครั้งในแต่ละค่ากำลังและค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน (Standard deviation; SD) พร้อมการเปรียบเทียบค่าที่วัดได้จากระบบกับค่ากำลังที่ได้จากการสอบเทียบของ NPL จะแสดงไว้ในตารางที่ 1

ตารางที่ 1 ผลการวัดค่ากำลังของคลื่นอัลตราซาวด์จากระบบปฐมภูมิที่พัฒนาขึ้นเปรียบเทียบกับผลการสอบเทียบค่ากำลังจาก NPL

Nominal Power (mW)	Radiated Power (NPL) (mW)	Radiated Power (Primary System) (mW)	SD
10	10.6 mW	10.563404 mW	0.410793
100	104 mW	105.495003 mW	1.803383
1000	870 mW	804.875195 mW	1.988069

ส่วนผลการทดสอบระบบด้วยการวัดค่ากำลังของคลื่นอัลตราซาวด์จากหัวทรานสดิวเซอร์มาตรฐานที่ความถี่ 1, 2.25, 5 และ 10 เมกะเฮิร์ตซ์ ที่ค่ากำลังอยู่ในช่วง 1 มิลลิวัตต์ ถึง 500 มิลลิวัตต์ ก็จะแสดงค่ากำลังเฉลี่ย (Average power) ที่ได้จากการทดสอบซ้ำ 6 ครั้งในแต่ละค่ากำลัง รวมทั้งแสดงค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน (Standard deviation; SD) และค่าศักย์ไฟฟ้า (Voltage input) ที่ป้อนให้กับหัวทรานสดิวเซอร์ไว้ในตารางที่ 2 ถึง 5

ตารางที่ 2 แสดงผลการวัดค่ากำลังของคลื่นอัลตราซาวด์ระดับปฐมภูมิด้วยหัวทรานสดิวเซอร์มาตรฐานที่ความถี่ 1 เมกะเฮิร์ตซ์

Nominal Power (mW)	Average Power (mW)	SD	Voltage Input (V)
1	1.063	0.240	5.325
10	10.126	0.542	16.236
20	19.624	0.399	22.654
40	40.130	0.924	32.462
60	60.748	0.504	39.635
80	80.273	1.060	45.894
100	98.899	0.771	50.592
200	199.206	0.607	71.137
300	298.717	1.728	87.494
400	398.825	1.907	100.728
500	502.831	1.397	117.034

ตารางที่ 3 แสดงผลการวัดค่ากำลังของคลื่นอัลตราซาวด์ระดับปฐมภูมิด้วยหัวทรานสดิวเซอร์มาตรฐานที่ความถี่ 2.25 เมกะเฮิร์ตซ์

Nominal Power (mW)	Average Power (mW)	SD	Voltage Input (V)
1	1.283	0.296	2.562
10	10.258	0.440	6.294
20	19.690	0.355	8.658
40	40.498	0.478	12.368
60	59.237	0.638	15.073
80	78.964	0.758	17.258
100	99.540	0.626	19.370
200	201.732	1.816	27.214

ตารางที่ 3 (ต่อ) แสดงผลการวัดค่ากำลังของคลื่นอัลตราซาวด์ระดับปฐมภูมิด้วยหัวทรานสดิวเซอร์มาตรฐานที่ความถี่ 2.25 เมกะเฮิร์ตซ์

Nominal Power (mW)	Average Power (mW)	SD	Voltage Input (V)
300	305.351	1.471	33.498
400	401.774	1.236	37.758
500	502.488	1.640	41.809

ตารางที่ 4 แสดงผลการวัดค่ากำลังของคลื่นอัลตราซาวด์ระดับปฐมภูมิด้วยหัวทรานสดิวเซอร์มาตรฐานที่ความถี่ 5 เมกะเฮิร์ตซ์

Nominal Power (mW)	Average Power (mW)	SD	Voltage Input (V)
1	1.064	0.194	6.322
10	10.449	0.514	16.163
20	20.725	0.747	22.877
40	41.152	0.887	32.898
60	62.378	1.769	40.293
80	83.377	0.973	45.813
100	103.351	1.723	52.114
200	203.073	0.954	71.571
300	301.318	1.204	86.950
400	399.679	0.915	100.165
500	502.069	1.747	111.958

ตารางที่ 5 แสดงผลการวัดค่ากำลังของคลื่นอัลตราซาวด์ระดับปฐมภูมิด้วยหัวทรานสดิวเซอร์มาตรฐานที่ความถี่ 10 เมกะเฮิร์ตซ์

Nominal Power (mW)	Average Power (mW)	SD	Voltage Input (V)
1	1.460	0.205	7.075
10	10.640	0.725	18.154
20	19.892	0.861	24.827
40	41.465	0.607	35.844
60	60.919	0.569	43.013

ตารางที่ 5 (ต่อ) แสดงผลการวัดค่ากำลังของคลื่นอัลตราซาวด์ระดับปฐมภูมิด้วยหัวทรานสดิวเซอร์มาตรฐานที่ความถี่ 10 เมกะเฮิร์ตซ์

Nominal Power (mW)	Average Power (mW)	SD	Voltage Input (V)
80	80.115	0.697	49.153
100	99.665	0.586	54.372
200	200.291	1.427	73.641

4. วิเคราะห์และสรุปผลการทดสอบ

ในการศึกษาและทดสอบระบบการวัดค่ากำลังของคลื่นอัลตราซาวด์ระดับปฐมภูมิในงานวิจัยนี้ได้เริ่มจากการศึกษาวิธีการวัดค่ากำลังของคลื่นอัลตราซาวด์ด้วยวิธี Radiation Force Balance ซึ่งเป็นวิธีที่อ้างอิงตามมาตรฐาน IEC 61161 ทั้งในการเตรียมอุปกรณ์และเครื่องมือต่างๆของระบบ รวมถึงการควบคุมสภาวะแวดล้อม อุณหภูมิ และความชื้นของระบบ และที่สำคัญคือ การได้ทดสอบความถูกต้องของระบบการวัดค่ากำลังของคลื่นอัลตราซาวด์ด้วยการตรวจสอบกับเครื่องกำเนิดคลื่นอัลตราซาวด์ทดสอบที่ผลิตคลื่นอัลตราซาวด์ความถี่ 3.5 เมกะเฮิร์ตซ์ และมีค่ากำลังอยู่ที่ 10, 100 และ 1000 มิลลิวัตต์ ซึ่งได้สอบเทียบค่ากำลังมาแล้วจาก NPL ผลการทดสอบครั้งที่แสดงตามตารางที่ 1 พบว่าค่ากำลังของคลื่นอัลตราซาวด์ที่ได้จากการวัดค่าของระบบกับผลของค่ากำลังของคลื่นอัลตราซาวด์จาก NPL เมื่อเปรียบเทียบกันแล้วนั้นมีความใกล้เคียงกันในระดับที่ทำให้มั่นใจถึงความถูกต้องในแง่ของการวัดค่ากำลังของคลื่นอัลตราซาวด์จากระบบ และเมื่อทำการทดสอบวัดค่ากำลังของคลื่นอัลตราซาวด์ในความถี่ต่างๆจากหัวทรานสดิวเซอร์มาตรฐานที่ความถี่ 1, 2.25, 5 และ 10 เมกะเฮิร์ตซ์ และที่ค่ากำลังตั้งแต่ 1 มิลลิวัตต์ ถึง 500 มิลลิวัตต์ โดยทดสอบซ้ำ 6 ครั้งในทุกๆค่าการวัด พบว่าผลการทดสอบดังที่ได้แสดงไว้ในตารางที่ 2-5 บ่งชี้ว่าระบบการวัดค่ากำลังของคลื่นอัลตราซาวด์ระดับปฐมภูมินี้มีสามารถในการวัดที่ความถี่ 1 เมกะเฮิร์ตซ์ ถึง 10 เมกะเฮิร์ตซ์ และในช่วงของค่ากำลังที่ทำได้คือ 1 มิลลิวัตต์ ถึง 500 มิลลิวัตต์ โดยมีเสถียรภาพของการวัดในระดับที่น่าพอใจ แต่กระนั้นแล้วปัญหาที่พบคือหัวทรานสดิวเซอร์มาตรฐานที่ความถี่ 10 เมกะเฮิร์ตซ์ที่ใช้ในการทดสอบมีขีดจำกัดในการป้อนค่าศักย์ไฟฟ้าเพื่อผลิตคลื่นอัลตราซาวด์ที่ค่ากำลังสูงๆจึงทำให้สามารถทดสอบค่ากำลังถึงเพียง 200 มิลลิวัตต์เท่านั้น เพื่อเป็นการหลีกเลี่ยงความเสียหายที่จะเกิดกับหัวทรานสดิวเซอร์ ส่วนในอนาคตหวังว่าจะมีการศึกษาและพัฒนาความสามารถในการวัดค่ากำลังของคลื่นอัลตราซาวด์ที่ความถี่และที่ค่า

กำลังที่สูงขึ้นเพื่อรองรับการใช้งานของเครื่องมืออัลตราซาวด์ทั้งทางด้านวินิจฉัยและทางการรักษาต่อไป

5. กิตติกรรมประกาศ

งานวิจัยนี้สำเร็จลุล่วงไปได้ด้วยดีเนื่องด้วยสถาบันมาตรวิทยาแห่งชาติให้การสนับสนุนทางด้านห้องปฏิบัติการและเครื่องมืออันทันสมัยครบครัน ขอขอบพระคุณ ดร.สุเมธ อ่ำชิต ภาควิชาฟิสิกส์อุตสาหกรรมและอุปกรณ์การแพทย์ คณะวิทยาศาสตร์ประยุกต์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าพระนครเหนือ และคุณคมกฤษ จักภูคำ เจ้าหน้าที่มาตรวิทยา สถาบันมาตรวิทยาแห่งชาติ บุคคลผู้คอยให้แนวคิด คำแนะนำและข้อมูลในงานวิจัย ตลอดจนการแก้ปัญหาต่างๆ อันเป็นประโยชน์ต่อการวิจัยนี้ และการวิจัยนี้ได้รับเงินทุนอุดหนุนบางส่วนจากทุนอุดหนุนการวิจัยเพื่อทำวิทยานิพนธ์สำหรับนักศึกษาระดับบัณฑิตศึกษา บัณฑิตวิทยาลัย มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าพระนครเหนือ

เอกสารอ้างอิง

- [1] C. Patton, G. R. Harris, and R. A. Philips, "Output levels and bioeffects indices from diagnostic ultrasound exposure data reported to the FDA," *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelec. Freq. Contr.*, vol. 41, pp. 353-359, 1994.
- [2] IEC Standard 61161, "Ultrasonics - Power measurement - Radiation force balances and performance requirements," in International Electrotechnical Commission, Geneva, 2006.
- [3] K. Beissner, "Primary measurement of ultrasonic power and dissemination of ultrasonic power reference values by means of standard transducers," *Metrologia*, vol. 36, pp. 313-320, 1999.
- [4] T. Kikuchi, S. Sato, and M. Yoshioka, "Ultrasonic Power Measurement System Using a Radiation Force Balance technique developed at AIST," 18th International Congress on Acoustics (ICA2004), 2004.

การสอบเทียบเครื่องมือวัดกำลังของคลื่นอัลตราซาวด์ที่ใช้ในทางการแพทย์

The calibration of the medical ultrasound power meters

ชนินฐา สวัสดิ์¹, อรวรรณ หริสดี¹, คมกฤษ จักญคำ², วิรัตน์ ปลั่งแสงมาศ², สุเมธ อ้าชิด¹

¹ภาควิชาฟิสิกส์อุตสาหกรรมและอุปกรณ์การแพทย์ คณะวิทยาศาสตร์ประยุกต์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าพระนครเหนือ
²ฝ่ายมาตรวิทยาเสียงและการสั่นสะเทือน สถาบันมาตรวิทยาแห่งชาติ กระทรวงวิทยาศาสตร์และเทคโนโลยี

บทคัดย่อ

บทความนี้เป็นงานนำเสนอวิธีการสอบเทียบเครื่องมือวัดกำลังของคลื่นอัลตราซาวด์ (Ultrasound Power Meters) โดยใช้หลักการแรงการแผ่รังสี (Radiation Force Balance) ซึ่งปัจจุบันยังไม่มีการสอบเทียบในประเทศไทย โดยการสอบเทียบในงานวิจัยนี้ได้นำเครื่องมือวัดกำลังของคลื่นอัลตราซาวด์ จำนวน 3 เครื่องมาใช้ในการสอบเทียบ โดยการนำทรานสดิวเซอร์ที่มีค่าความถี่ 1 เมกะเฮิร์ตซ์ (MHz), 5 เมกะเฮิร์ตซ์ และ 10 เมกะเฮิร์ตซ์ มาป้อนค่าศักย์ไฟฟ้าให้ได้กำลังของคลื่นอัลตราซาวด์อยู่ในช่วง 10 มิลลิวัตต์ (mW) ถึง 500 มิลลิวัตต์ จากนั้นนำเครื่องอัลตราซาวด์พาวเวอร์มิเตอร์มาวัดกำลังของคลื่นอัลตราซาวด์แล้วทำการเปรียบเทียบกับค่ากำลังของคลื่นอัลตราซาวด์ที่วัดได้จากระบบปฐมภูมิ (Primary System) ที่พัฒนาขึ้น โดยสถาบันมาตรวิทยาแห่งชาติ จากนั้นทำการทดสอบเครื่องมือวัดกำลังของคลื่นอัลตราซาวด์ขั้นต้น โดยการนำไปวัดค่ากำลังจากเครื่องอัลตราซาวด์ทางกายภาพบำบัด (Ultrasound Therapy) ที่ผ่านการสอบเทียบแล้ว ผลจากการสอบเทียบและการทดสอบ พบว่า เครื่องอัลตราซาวด์พาวเวอร์มิเตอร์ที่ใช้ในงานวิจัยนี้ทั้ง 3 เครื่อง แสดงผลการวัดค่ากำลังของคลื่นอัลตราซาวด์ได้สอดคล้องกันกับระบบปฐมภูมิของสถาบันมาตรวิทยาแห่งชาติ ซึ่งแสดงให้เห็นว่าเครื่องอัลตราซาวด์พาวเวอร์มิเตอร์ทั้ง 3 เครื่องอยู่ในเกณฑ์มาตรฐานที่กำหนดไว้โดยคณะกรรมการอาหารและยา (อย.) ซึ่งเมื่องานวิจัยนี้แล้วเสร็จสมบูรณ์จะช่วยส่งเสริมให้มีการสอบเทียบเครื่องอัลตราซาวด์พาวเวอร์มิเตอร์ขึ้นในประเทศไทย

Abstract

The Ultrasound Power Meter is designed to measure the ultrasound power output of diagnostic or therapeutic transducers. In addition, this Ultrasound Power Meter should be calibrated at least once a year, however there is currently no Ultrasound Power Meter calibration in Thailand. Therefore, the objective of this research is to develop a calibration technique for the Ultrasound Power Meter by using a primary level

ultrasound power measurement system developed at the National Institute of Metrology, Thailand (NIMT) as a reference. The calibration was performed in the frequency range from 1 MHz to 10 MHz and in the power range from 10 mW to 500 mW. It is shown that the power measurements from the Ultrasound Power Meters yield results that were consistent with the results from the primary system. An additional testing using an Ultrasound Therapy system was also described. The outcome of this research indicates that once fully developed and calibrated, the Ultrasound Power Meter will be calibrated in Thailand at the National Institute of Metrology, Thailand (NIMT).

Keywords: Ultrasound Power Meter, Ultrasound Therapy, Radiation Force Balance

1. คำนำ

อุปกรณ์ทางการแพทย์ทุกชนิด ก่อนจะนำไปใช้งานไม่ว่าจะเป็นอุปกรณ์เพื่อการวินิจฉัย (Diagnosis) [1] หรือเป็นอุปกรณ์ที่ใช้เพื่อการรักษา (Therapy) [1, 2, 3] จะต้องมี การตรวจสอบประสิทธิภาพและความปลอดภัยของอุปกรณ์นั้นๆ ก่อนเสมอ อุปกรณ์ทางอัลตราซาวด์ก็เช่นเดียวกัน ก่อนจะนำไปใช้งานก็ต้องมีการตรวจสอบค่ากำลังที่ออกมาจากอุปกรณ์นั้นๆ ก่อนนำไปใช้งานจริงกับผู้ป่วย เพื่อดูถึงประสิทธิภาพและความปลอดภัยของอุปกรณ์อัลตราซาวด์นั้นๆ ซึ่งการวัดค่ากำลังของคลื่นอัลตราซาวด์ทำให้ผู้ใช้เครื่องมือทางอัลตราซาวด์ทราบได้ถึงระดับกำลังของคลื่นอัลตราซาวด์ที่ออกมาจากหัวโพรบ (Probe) ซึ่งผู้ป่วยจะได้รับ และสามารถประเมินระดับความเสี่ยงที่อาจก่อให้เกิดอันตรายต่อผู้ป่วยโดยทำการเปรียบเทียบระดับกำลังของคลื่นอัลตราซาวด์ที่วัดได้กับมาตรฐานที่กำหนดไว้โดยคณะกรรมการอาหารและยา (อย.) และนอกจากนี้ยังเป็น การตรวจสอบประสิทธิภาพการทำงานของเครื่องว่ายังคงทำงานได้ตามปกติหรือไม่

เครื่องอัลตราซาวด์พาวเวอร์มิเตอร์เป็นเครื่องมือที่นิยมใช้ในการวัดค่ากำลังของคลื่นอัลตราซาวด์ที่ออกมาจากหัวโพรบอัลตราซาวด์ซึ่งปัจจุบันถูกนำมาใช้กันอย่างแพร่หลายทั้งในโรงพยาบาลและบริษัทเครื่องมือแพทย์ แต่อย่างไรก็ตาม มาตรฐานองค์การอาหารและยาระดับสากล (Food and Drug Administration) ได้แนะนำให้ทำการสอบเทียบเครื่องอัลตราซาวด์พาวเวอร์มิเตอร์อย่างน้อยปีละ 1 ครั้ง ซึ่งปัจจุบันนั้นยังไม่สามารถทำการสอบเทียบเครื่องอัลตราซาวด์พาวเวอร์มิเตอร์ได้ในประเทศไทย ดังนั้น โรงพยาบาลและบริษัทเครื่องมือแพทย์จึงต้องทำการส่งเครื่องอัลตราซาวด์พาวเวอร์มิเตอร์ไปสอบเทียบยังต่างประเทศ ทำให้การสอบเทียบแต่ละครั้งต้องใช้เวลาและค่าใช้จ่ายในการสอบเทียบที่สูงตามไปด้วย จากเหตุผลที่กล่าวมาข้างต้น จึงเป็นที่มาของการทำงาน วิจัยเรื่องการ สอบเทียบเครื่องอัลตราซาวด์พาวเวอร์มิเตอร์ โดยจะทำการสอบเทียบกับระบบการวัดกำลังแบบปฐมภูมิที่ถูกพัฒนาขึ้นที่สถาบันมาตรวิทยาแห่งชาติ

2. วิธีการทดลอง

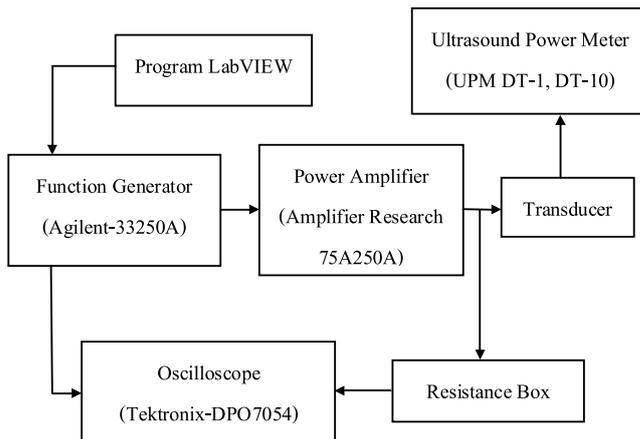
วิธีการทดลองประกอบไปด้วย 2 ส่วน โดยส่วนแรกเป็นการสอบเทียบเครื่องอัลตราซาวด์พาวเวอร์มิเตอร์ จำนวน 3 เครื่อง โดยทำการสอบเทียบในช่วงความถี่ตั้งแต่ 1 เมกะเฮิร์ตซ์ ถึง 10 เมกะเฮิร์ตซ์ และในช่วงกำลังตั้งแต่ 10 มิลลิวัตต์ ถึง 500 มิลลิวัตต์ ส่วนที่สองเป็นการทดสอบเครื่องอัลตราซาวด์พาวเวอร์มิเตอร์ที่ผ่านการสอบเทียบจากส่วนแรกแล้ววัดค่ากำลังที่ได้จากเครื่องอัลตราซาวด์ทางกายภาพบำบัด (Ultrasound Therapy) ที่ผ่านการสอบเทียบแล้ว ที่ความถี่ 0.86 เมกะเฮิร์ตซ์, 2 เมกะเฮิร์ตซ์ และ 3 เมกะเฮิร์ตซ์ โดยมีค่ากำลังในช่วงตั้งแต่ 125 มิลลิวัตต์ ถึง 10 วัตต์ โดยการทดลองในแต่ละส่วนมีรายละเอียด ดังนี้

การสอบเทียบเครื่องอัลตราซาวด์พาวเวอร์มิเตอร์

การสอบเทียบเครื่องอัลตราซาวด์พาวเวอร์มิเตอร์ในส่วนนี้เป็นการนำทรานสดิวเซอร์ที่มีค่าความถี่ 1 เมกะเฮิร์ตซ์, 5 เมกะเฮิร์ตซ์ และ 10 เมกะเฮิร์ตซ์ มาป้อนค่าศักย์ไฟฟ้าที่โวลต์ต่างๆ ให้ได้ค่ากำลังของคลื่นอัลตราซาวด์ในช่วง 10 มิลลิวัตต์ ถึง 500 มิลลิวัตต์ จากนั้นอ่านค่ากำลังของคลื่นอัลตราซาวด์ที่วัดได้จากเครื่องอัลตราซาวด์พาวเวอร์มิเตอร์ แล้วนำค่ากำลังที่วัดได้มาเปรียบเทียบกับค่ากำลังที่วัดได้จากระบบปฐมภูมิซึ่งพัฒนาโดยสถาบันมาตรวิทยาแห่งชาติ ซึ่งส่วนประกอบต่างๆ ในการสอบเทียบแสดงดังรูปที่ 1

การสอบเทียบเครื่องอัลตราซาวด์พาวเวอร์มิเตอร์สามารถแสดงรายละเอียดของส่วนประกอบต่างๆ ดังนี้

1. เครื่องกำเนิดสัญญาณไฟฟ้า (Function Generator) ยี่ห้อ Agilent รุ่น 33250A มีหน้าที่ ให้กำเนิดสัญญาณโดยสามารถเลือกรูปแบบของสัญญาณที่ต้องการได้หลายรูปแบบ ซึ่งรูปแบบของสัญญาณที่ใช้ในการสอบเทียบจะเป็นสัญญาณแบบรูปคลื่นไซน์ (sinusoidal wave)



รูปที่ 1 แสดง Block Diagram ของการสอบเทียบเครื่องอัลตราซาวด์พาวเวอร์มิเตอร์

2. เครื่องขยายกำลังไฟฟ้า (Power Amplifier) ยี่ห้อ Amplifier Research รุ่น 75A250A มีหน้าที่ ขยายสัญญาณที่กำหนดมาจากเครื่องกำเนิดสัญญาณไฟฟ้าให้มีขนาดของสัญญาณที่เพียงพอที่จะทำให้เกิดสัญญาณคลื่นอัลตราซาวด์ในช่วงกำลังตั้งแต่ 10 มิลลิวัตต์ ถึง 500 มิลลิวัตต์
3. เครื่องวัดสัญญาณไฟฟ้า (Oscilloscope) ยี่ห้อ Tektronix รุ่น DFO7054 ทำหน้าที่แสดงคุณสมบัติของสัญญาณไฟฟ้าที่กำหนดมาจากเครื่องกำเนิดสัญญาณไฟฟ้า ทั้งสัญญาณก่อนเข้า เครื่องขยายกำลังไฟฟ้า และสัญญาณที่ผ่านออกมาจากเครื่องขยายกำลังไฟฟ้าเพื่อเข้าไปยังทรานสดิวเซอร์
4. Resistance Box เป็นอุปกรณ์ที่ใช้ลดค่าความต่างศักย์ของสัญญาณให้เป็นไปตามสัดส่วนตามหลักการของ Voltage Divider เพื่อให้ค่าความต่างศักย์อยู่ในช่วงที่สามารถแสดงได้บนเครื่องวัดสัญญาณไฟฟ้า
5. โปรแกรม LabVIEW เป็นโปรแกรมที่ใช้ในการควบคุมการ เปิด-ปิด ของเครื่องกำเนิดสัญญาณไฟฟ้า ที่ทำหน้าที่กำเนิดสัญญาณคลื่นรูปไซน์ (sine wave)
6. เครื่องอัลตราซาวด์พาวเวอร์มิเตอร์ (Ultrasound Power Meters) ที่ใช้ในการสอบเทียบประกอบด้วย 3 เครื่อง ยี่ห้อ Ohmic ผลิตจากประเทศ

สหรัฐอเมริกา รุ่น UPM-DT-1 จำนวน 2 เครื่อง และ ยี่ห้อ Ohmic ผลิตจาก ประเทศสหรัฐอเมริกา รุ่น UPM-DT-10 จำนวน 1 เครื่อง

7. อัลตราซาวด์ทรานสดิวเซอร์ (Ultrasound Transducers) ที่ใช้ในการสอบเทียบจะใช้ทรานสดิวเซอร์ชนิดไม่เข้าสู่ศูนย์กลาง (Unfocus) ที่มีความถี่ 1 เมกะเฮิร์ตซ์, 5 เมกะเฮิร์ตซ์ และ 10 เมกะเฮิร์ตซ์ จากบริษัท Olympus NDT ประเทศสหรัฐอเมริกา เนื่องจากเครื่องอัลตราซาวด์ฟาวเวอร์มิเตอร์ที่ใช้ในการสอบเทียบสามารถวัดความถี่ได้ตั้งแต่ค่าความถี่ 1 เมกะเฮิร์ตซ์ ถึง 10 เมกะเฮิร์ตซ์

8. น้ำ [4,5] ที่ใช้จะต้องเป็นน้ำที่ปราศจากแก๊ส (degassed water) เพื่อป้องกันการเกิดปรากฏการณ์คาวิเทชัน (cavitation) ซึ่งฟองที่เกิดขึ้นจะมีผลต่อค่า attenuation โดยฟองที่เกิดขึ้นจะมีผลให้ค่ากำลังที่วัดเกิดความไม่ถูกต้องอันเนื่องมาจากการสะท้อนของคลื่นกับฟองอากาศ [4,5]

เมื่อนำหัวทรานสดิวเซอร์ไปวางในตำแหน่งเหนือตัวเป้าหมายแบบสะท้อนที่บริเวณกึ่งกลางของเครื่องอัลตราซาวด์ฟาวเวอร์มิเตอร์เป็นที่เรียบร้อยแล้วจะปล่อยค่าศักย์ไฟฟ้าที่มีความต่างศักย์ไฟฟ้าต่างๆ โดยใช้โปรแกรม LabVIEW เป็นตัวควบคุมการเปิด-ปิดของเครื่องกำเนิดสัญญาณไฟฟ้าเพื่อให้ได้ค่ากำลังของคลื่นอัลตราซาวด์ที่มีค่าอยู่ในช่วง 10 มิลลิวัตต์ ถึง 500 มิลลิวัตต์ การหาค่ากำลังของคลื่นอัลตราซาวด์สามารถหาได้จากหลักการแรงการแผ่รังสี (Radiation Force Balance) ที่อ่านค่าได้จากเครื่องอัลตราซาวด์ฟาวเวอร์มิเตอร์ โดยการวัดค่ากำลังในแต่ละค่าจะทดลองซ้ำ 6 ครั้งและหาค่าเฉลี่ย (Average) ซึ่งสามารถพิจารณาการเดินทางของคลื่นอัลตราซาวด์ที่ตกกระทบบนกรวยเป้าหมายแบบสะท้อนได้จากสมการ [4]

$$P = \frac{Fc}{2 \cos\theta \cos\phi} \quad (1)$$

โดยที่ P คือ กำลังเฉลี่ย

F คือ แรงการแผ่รังสีของคลื่นอัลตราซาวด์ (N)

c คือ ความเร็วของคลื่นอัลตราซาวด์ในตัวกลาง (m/s)

θ คือ มุมสะท้อนระหว่างลำคลื่นอัลตราซาวด์กับเส้นตั้งฉากของกรวยเป้าหมาย ($^{\circ}$)

ϕ คือ มุมตกกระทบระหว่างลำคลื่นอัลตราซาวด์กับเส้นตั้งฉากของกรวยเป้าหมาย ($^{\circ}$)

เมื่อพิจารณาการเดินทางของคลื่นอัลตราซาวด์ เมื่อมุมตกกระทบเท่ากับมุมสะท้อน ดังนั้น จากสมการที่ 1 สามารถเขียนใหม่ได้ ดังนี้ [4]

$$P = \frac{Fc}{2 \cos\theta^2} \quad (2)$$

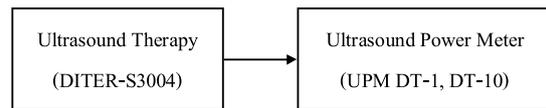
$$\text{เมื่อ } c = -0.0414T^2 + 4.7312T + 1404.3$$

T คือ อุณหภูมิที่น้ำบริสุทธิ์ที่คลื่นอัลตราซาวด์ผ่านในช่วง 15 ถึง 25 $^{\circ}$ C

เมื่อทำการสอบเทียบเครื่องอัลตราซาวด์ฟาวเวอร์มิเตอร์เสร็จเรียบร้อยแล้วทั้ง 3 เครื่องแล้ว จะนำเครื่องอัลตราซาวด์ฟาวเวอร์มิเตอร์มาทดสอบซ้ำอีกครั้ง โดยการนำไปวัดค่ากำลังของคลื่นอัลตราซาวด์ที่ได้จากเครื่องอัลตราซาวด์ทางกายภาพบำบัด

การทดสอบเครื่องอัลตราซาวด์ฟาวเวอร์มิเตอร์ด้วยเครื่องอัลตราซาวด์ทางกายภาพบำบัด (Ultrasound Therapy)

การทดสอบเครื่องอัลตราซาวด์ฟาวเวอร์มิเตอร์ที่ผ่านการสอบเทียบแล้ว โดยการวัดค่ากำลังที่ได้จากเครื่องอัลตราซาวด์ทางกายภาพบำบัดเป็นการทดสอบเครื่องอัลตราซาวด์ฟาวเวอร์มิเตอร์ซ้ำอีกครั้งหลังจากผ่านการสอบเทียบเรียบร้อยแล้ว ซึ่งส่วนประกอบต่างๆ ในการทดสอบแสดงดังรูปที่ 2



รูปที่ 2 แสดง Block Diagram ของการทดสอบเครื่องอัลตราซาวด์ฟาวเวอร์มิเตอร์ด้วยเครื่องอัลตราซาวด์ทางกายภาพบำบัด

การทดสอบเครื่องอัลตราซาวด์ฟาวเวอร์มิเตอร์ด้วยเครื่องอัลตราซาวด์ทางกายภาพบำบัด สามารถแสดงรายละเอียดของส่วนประกอบต่างๆ ดังนี้

1. เครื่องอัลตราซาวด์ทางกายภาพบำบัด (Ultrasound Therapy) ที่ใช้ในการทดสอบเป็นเครื่องยี่ห้อ DITER รุ่น S3004 ซึ่งสามารถตั้งค่าความถี่ (frequency) ได้ 3 ระดับ คือ 0.86 เมกะเฮิร์ตซ์, 2 เมกะเฮิร์ตซ์ และ 3 เมกะเฮิร์ตซ์ สามารถตั้งลักษณะของรูปคลื่นที่ออกมาได้ทั้ง แบบช่วงคลื่น (Pulse) และแบบคลื่นต่อเนื่อง (Continuous Wave, CW) โดยปรับรูปแบบของช่วงคลื่นได้ 3 รูปแบบ คือ แบบ 1:10, 1:5 และ 1:2 และนอกจากนี้ยังสามารถปรับระดับความเข้ม (Intensity) ได้ 8 ระดับ ในกรณีที่เป็นรูปคลื่นแบบช่วงคลื่น คือ 0.25, 0.5, 0.8, 1.0, 1.5, 2.0, 2.5 และ 3.0 วัตต์ต่อตารางเซนติเมตร (W/cm²) และ 6 ระดับ ในกรณีที่เป็นรูปคลื่นแบบต่อเนื่อง คือ 0.25, 0.5, 0.8, 1.0, 1.5 และ 2.0 วัตต์ต่อตารางเซนติเมตร โดยส่วนหัวของทรานสดิวเซอร์มีพื้นที่เท่ากับ 4.5±1 ตารางเซนติเมตร (cm²) ซึ่งส่งผลทำให้เครื่องอัลตราซาวด์ทางกายภาพบำบัดนี้สามารถกำเนิดคลื่นอัลตราซาวด์ที่มีค่ากำลังในช่วงตั้งแต่ 125 มิลลิวัตต์ ถึง 10 วัตต์

2. เครื่องอัลตราซาวด์พาวเวอร์มิเตอร์ที่ใช้จะเป็นเครื่องเดียวกับเครื่องที่ใช้ในการสอบเทียบในตอนแรก

3. น้ำที่ใช้จะต้องมีคุณสมบัติเช่นเดียวกับน้ำที่นำมาใช้ในการสอบเทียบ คือ เป็นน้ำที่ปราศจากแก๊สเพื่อป้องกันการสะท้อนของคลื่นอัลตราซาวด์ที่อาจจะเกิดขึ้นเมื่อมีฟองอากาศ

การวัดค่ากำลังของคลื่นอัลตราซาวด์ทางกายภาพบำบัดสามารถวัดได้โดยการนำหัวทรานสดิวเซอร์จุ่มลงในน้ำและอยู่ในตำแหน่งศูนย์กลางของเป้าหมายแบบสะท้อนจากนั้นปรับเลือกค่าความถี่ เลือกชนิดและลักษณะของรูปคลื่นที่ต้องการและเลือกระดับความเข้มของคลื่นอัลตราซาวด์ที่ต้องการ โดยจะทำการทดลองซ้ำ 6 ครั้ง ในแต่ละค่าการวัด

3. ผลการทดลอง

การสอบเทียบเครื่องอัลตราซาวด์พาวเวอร์มิเตอร์ ในงานวิจัยนี้จะแบ่งออกเป็น 2 ส่วน ส่วนแรกจะเป็นการสอบเทียบเครื่องอัลตราซาวด์พาวเวอร์มิเตอร์ โดยนำทรานสดิวเซอร์ที่มีค่าความถี่ 1 เมกะเฮิร์ตซ์, 5 เมกะเฮิร์ตซ์ และ 10 เมกะเฮิร์ตซ์ มาป้อนค่าศักย์ไฟฟ้าให้ได้ค่ากำลังของคลื่นอัลตราซาวด์อยู่ในช่วง 10 มิลลิวัตต์ ถึง 500 มิลลิวัตต์ โดยการนำเครื่องอัลตราซาวด์พาวเวอร์มิเตอร์มาวัดค่ากำลังแล้วนำมาทำการเปรียบเทียบกับค่ากำลังของคลื่นอัลตราซาวด์ที่วัดได้จากระบบปฐมภูมิ (Primary System) ที่พัฒนาขึ้นโดยสถาบันมาตรวิทยาแห่งชาติ ดังที่แสดงในตารางที่ 1 และส่วนที่สองเป็นการทดสอบเครื่องอัลตราซาวด์พาวเวอร์มิเตอร์ขั้นต้น โดยการนำไปวัดค่ากำลังของคลื่นอัลตราซาวด์จากเครื่องอัลตราซาวด์ทางกายภาพบำบัด (Ultrasound Therapy) ดังแสดงในตารางที่ 2

ตารางที่ 1 แสดงค่ากำลังเฉลี่ย (Average Power) ของคลื่นอัลตราซาวด์ที่วัดจากเครื่องอัลตราซาวด์พาวเวอร์มิเตอร์ยี่ห้อ Ohmic รุ่น UPM-DT-1 และ UPM-DT-10 เปรียบเทียบกับระบบปฐมภูมิที่พัฒนาโดยสถาบันมาตรวิทยาแห่งชาติ

Frequency (MHz)	Nominal Power (Watts)	Primary System (Watts)	UPM-DT-1 (Watts) เครื่องที่ 1	UPM-DT-1 (Watts) เครื่องที่ 2	UPM-DT-10 (Watts)
1	0.010	0.010	0.010	0.010	0.01
1	0.020	0.017	0.019	0.019	0.02
1	0.040	0.040	0.041	0.043	0.05
1	0.060	0.058	0.059	0.062	0.06
1	0.080	0.076	0.077	0.081	0.08
1	0.100	0.098	0.098	0.102	0.10
1	0.200	0.192	0.193	0.202	0.22
1	0.300	0.287	0.292	0.304	0.32

Frequency (MHz)	Nominal Power (Watts)	Primary System (Watts)	UPM-DT-1 (Watts) เครื่องที่ 1	UPM-DT-1 (Watts) เครื่องที่ 2	UPM-DT-10 (Watts)
1	0.400	0.367	0.380	0.388	0.42
1	0.500	0.463	0.487	0.485	0.54
5	0.010	0.012	0.011	0.011	0.01
5	0.020	0.022	0.024	0.022	0.02
5	0.040	0.042	0.043	0.042	0.04
5	0.060	0.065	0.065	0.066	0.07
5	0.080	0.086	0.086	0.084	0.09
5	0.100	0.108	0.111	0.110	0.11
5	0.200	0.216	0.219	0.214	0.24
5	0.300	0.320	0.328	0.327	0.36
5	0.400	0.398	0.409	0.406	0.45
5	0.500	0.506	0.523	0.517	0.57
10	0.010	0.011	0.010	0.011	0.01
10	0.020	0.028	0.025	0.026	0.02
10	0.040	0.046	0.040	0.041	0.04
10	0.060	0.068	0.059	0.062	0.06
10	0.080	0.088	0.077	0.080	0.09
10	0.100	0.105	0.094	0.100	0.11
10	0.200	0.226	0.201	0.200	0.22

ตารางที่ 2 แสดงค่ากำลังเฉลี่ย (Average Power) ของคลื่นอัลตราซาวด์ที่วัดจากเครื่องอัลตราซาวด์ทางกายภาพบำบัด โดยใช้เครื่องอัลตราซาวด์พาวเวอร์มิเตอร์ยี่ห้อ Ohmic รุ่น UPM-DT-1 และ UPM-DT-10

Frequency (MHz)	Intensity		Nominal Power (Watts)	UPM-DT-1 (Watts)	UPM-DT-10 (Watts)
	Pulse	W/cm ²			
0.86	1:10	0.25	0.125	0.131	0.13
0.86	1:10	0.5	0.250	0.372	0.28
0.86	1:10	0.8	0.400	0.451	0.49
0.86	1:10	1.0	0.500	0.554	0.59
0.86	1:10	1.5	0.750	0.882	0.91
0.86	1:10	2.0	1.000	1.146	1.21
0.86	1:10	2.5	1.250	1.484	1.53
0.86	1:10	3.0	1.500	1.722	1.82
0.86	1:5	0.25	0.250	0.237	0.26
0.86	1:5	0.5	0.500	0.499	0.53
0.86	1:5	0.8	0.800	0.825	0.88
0.86	1:5	1.0	1.000	1.013	1.08
0.86	1:5	1.5	1.500	1.594	1.69
0.86	1:5	2.0	2.000	2.071	2.17
0.86	1:5	2.5	2.500	2.665	2.82
0.86	1:5	3.0	3.000	3.139	3.29
0.86	1:2	0.25	0.625	0.635	0.66
0.86	1:2	0.5	1.250	1.286	1.34

Frequency (MHz)	Intensity		Nominal Power (Watts)	UPM-DT-1 (Watts)	UPM-DT-10 (Watts)
	Pulse	W/cm ²			
0.86	1:2	0.8	2.000	2.107	2.23
0.86	1:2	1.0	2.500	2.553	2.73
0.86	1:2	1.5	3.750	4.027	4.29
0.86	1:2	2.0	5.000	5.184	5.47
0.86	1:2	2.5	6.250	6.665	7.10
0.86	1:2	3.0	7.500	7.808	8.22
0.86	CW	0.25	1.250	1.421	1.52
0.86	CW	0.5	2.500	2.896	3.09
0.86	CW	0.8	4.000	4.714	5.10
0.86	CW	1.0	5.000	5.727	6.23
0.86	CW	1.5	7.500	9.069	9.70
0.86	CW	2.0	10.000	11.771	12.39
2	1:10	0.25	0.125	0.131	0.14
2	1:10	0.5	0.250	0.253	0.26
2	1:10	0.8	0.400	0.416	0.42
2	1:10	1.0	0.500	0.510	0.52
2	1:10	1.5	0.750	0.803	0.82
2	1:10	2.0	1.000	1.039	1.07
2	1:10	2.5	1.250	1.338	1.38
2	1:10	3.0	1.500	1.562	1.60
2	1:5	0.25	0.250	0.230	0.23
2	1:5	0.5	0.500	0.470	0.47
2	1:5	0.8	0.800	0.764	0.77
2	1:5	1.0	1.000	0.934	0.94
2	1:5	1.5	1.500	1.468	1.50
2	1:5	2.0	2.000	1.883	1.91
2	1:5	2.5	2.500	2.426	2.49
2	1:5	3.0	3.000	2.810	2.91
2	1:2	0.25	0.625	0.594	0.60
2	1:2	0.5	1.250	1.193	1.20
2	1:2	0.8	2.000	1.930	1.98
2	1:2	1.0	2.500	2.362	2.42
2	1:2	1.5	3.750	3.668	3.78
2	1:2	2.0	5.000	4.726	4.84
2	1:2	2.5	6.250	6.107	6.26
2	1:2	3.0	7.500	7.050	7.25
2	CW	0.25	1.250	1.349	1.36
2	CW	0.5	2.500	2.701	2.72
2	CW	0.8	4.000	4.367	4.50
2	CW	1.0	5.000	5.371	5.45
2	CW	1.5	7.500	8.318	8.55

Frequency (MHz)	Intensity		Nominal Power (Watts)	UPM-DT-1 (Watts)	UPM-DT-10 (Watts)
	Pulse	W/cm ²			
2	CW	2.0	10.000	10.675	10.92
3	1:10	0.25	0.125	0.136	0.13
3	1:10	0.5	0.250	0.254	0.26
3	1:10	0.8	0.400	0.420	0.42
3	1:10	1.0	0.500	0.513	0.51
3	1:10	1.5	0.750	0.700	0.80
3	1:10	2.0	1.000	1.032	1.04
3	1:10	2.5	1.250	1.334	1.34
3	1:10	3.0	1.500	1.551	1.55
3	1:5	0.25	0.250	0.237	0.23
3	1:5	0.5	0.500	0.464	0.47
3	1:5	0.8	0.800	0.760	0.77
3	1:5	1.0	1.000	0.928	0.93
3	1:5	1.5	1.500	1.438	1.45
3	1:5	2.0	2.000	1.838	1.85
3	1:5	2.5	2.500	2.385	2.40
3	1:5	3.0	3.000	2.759	2.80
3	1:2	0.25	0.625	0.599	0.60
3	1:2	0.5	1.250	1.185	1.17
3	1:2	0.8	2.000	1.923	1.94
3	1:2	1.0	2.500	2.336	2.35
3	1:2	1.5	3.750	3.631	3.66
3	1:2	2.0	5.000	4.627	4.68
3	1:2	2.5	6.250	5.976	6.02
3	1:2	3.0	7.500	6.931	7.03
3	CW	0.25	1.250	1.350	1.34
3	CW	0.5	2.500	2.668	2.65
3	CW	0.8	4.000	4.333	4.38
3	CW	1.0	5.000	5.288	5.32
3	CW	1.5	7.500	8.185	7.25
3	CW	2.0	10.000	10.443	10.55

4. อภิปราย

การวิจัยนี้เป็นการวิจัยเรื่องการสอบเทียบเครื่องอัลตราซาวด์ฟาวเวอร์มิเตอร์ (ยี่ห้อ Ohmic รุ่น UPM-DT-1 และ รุ่น UPM-DT-10) โดยนำทรานสดิวเซอร์ที่มีค่าความถี่ 1 เมกะเฮิร์ตซ์, 5 เมกะเฮิร์ตซ์ และ 10 เมกะเฮิร์ตซ์ มาป้อนศักย์ไฟฟ้าให้ได้กำลังของคลื่นอัลตราซาวด์อยู่ในช่วง 10 มิลลิวัตต์ ถึง 500 มิลลิวัตต์ โดยเปรียบเทียบกำลังของคลื่นอัลตราซาวด์ที่วัดได้จากเครื่องอัลตราซาวด์ฟาวเวอร์มิเตอร์กับค่ากำลังที่วัดได้จากระบบปฐมภูมิที่

พัฒนาขึ้น โดยสถาบันมาตรฐานแห่งชาติ พบว่า เครื่องอัลตราซาวด์ พาวเวอร์มิเตอร์ ยี่ห้อ Ohmic รุ่น UPM-DT-1 และ รุ่น UPM-DT-10 สามารถวัดค่ากำลังของคลื่นอัลตราซาวด์ได้ค่าใกล้เคียงกับระบบปฐมภูมิของสถาบันมาตรฐานแห่งชาติ และเมื่อนำเครื่องอัลตราซาวด์ พาวเวอร์มิเตอร์มาทดสอบซ้ำ โดยการนำวัดค่ากำลังของคลื่นอัลตราซาวด์จากเครื่องอัลตราซาวด์ทางกายภาพบำบัด ผลที่ได้พบว่าเครื่องอัลตราซาวด์ พาวเวอร์มิเตอร์ ยี่ห้อ Ohmic รุ่น UPM-DT-1 และ รุ่น UPM-DT-10 สามารถวัดค่ากำลังของคลื่นอัลตราซาวด์ได้ใกล้เคียงกับค่ามาตรฐานที่ตั้งไว้โดยผู้ผลิตเครื่องอัลตราซาวด์ทางกายภาพบำบัด ยกเว้นค่ากำลังที่สูงกว่า 2.5 วัตต์ ที่ความถี่ 0.86 เมกะเฮิร์ตซ์ ซึ่งค่าที่วัดได้จากเครื่องมือวัดกำลังของคลื่นอัลตราซาวด์มีค่าสูงกว่าค่ามาตรฐานที่ตั้งไว้โดยผู้ผลิตเครื่องอัลตราซาวด์ทางกายภาพบำบัดมา ซึ่งเหตุผลที่ทำให้ค่าการวัดมีความแตกต่างเนื่องจากเครื่องมือวัดกำลังของคลื่นอัลตราซาวด์ตามคู่มือการใช้งานนั้น สามารถเริ่มวัดค่ากำลังได้ในช่วงความถี่ 1 เมกะเฮิร์ตซ์ ถึง 10 เมกะเฮิร์ตซ์ แต่ความถี่ 0.86 เมกะเฮิร์ตซ์ นั้นต่ำกว่าช่วงความถี่ที่กำหนดในคู่มือการใช้งานของเครื่อง แต่อย่างไรก็ตาม ผลการทดสอบโดยรวมแสดงให้เห็นว่าเครื่องอัลตราซาวด์ พาวเวอร์มิเตอร์ทั้ง 3 เครื่อง อยู่ในเกณฑ์มาตรฐานที่กำหนดไว้ และหากพบว่า ถ้าค่ากำลังของคลื่นอัลตราซาวด์ที่วัดได้โดยเครื่องอัลตราซาวด์ พาวเวอร์มิเตอร์ที่นำมาสอบเทียบมีค่าที่แตกต่างไปจากระบบปฐมภูมิของสถาบันมาตรฐานแห่งชาติ ก็ควรจะทำการส่งเครื่องอัลตราซาวด์ พาวเวอร์มิเตอร์กลับไปยังบริษัทผู้ผลิตเพื่อทำการปรับแก้และตรวจสอบเครื่องอัลตราซาวด์ พาวเวอร์มิเตอร์ เพื่อให้เครื่องอัลตราซาวด์ พาวเวอร์มิเตอร์สามารถวัดค่ากำลังของคลื่นอัลตราซาวด์ให้อยู่ในเกณฑ์มาตรฐานดั้งเดิม

5. สรุป

การทำวิจัยเรื่องการสอบเทียบเครื่องมือวัดกำลังของคลื่นอัลตราซาวด์ (Ultrasound Power Meters) นี้เป็นการพัฒนาเทคนิคในการสอบเทียบเครื่องมือวัดกำลังของเครื่องอัลตราซาวด์ ควบคู่ไปกับการพัฒนาระบบการวัดกำลังระบบปฐมภูมิของสถาบันมาตรฐานแห่งชาติ ซึ่งในการสอบเทียบเครื่องอัลตราซาวด์ พาวเวอร์มิเตอร์ในงานวิจัยนี้ใช้วิธีการวัดค่ากำลังของคลื่นอัลตราซาวด์ที่ออกมาจากทรานสดิวเซอร์ แทนการสอบเทียบด้วยวิธีการใช้คัมมน้ำหนักเพื่อวัดค่ากำลังของคลื่นอัลตราซาวด์ ขณะนี้ทางผู้ทำวิจัยกำลังทำการคำนวณหาความไม่แน่นอนรวมของระบบและขยายช่วงการสอบเทียบค่ากำลังของเครื่องมือวัดกำลังของคลื่นอัลตราซาวด์ให้กว้างขึ้น เพื่อให้สามารถรองรับการใช้งานของเครื่องอัลตราซาวด์ ทั้งเครื่องอัลตราซาวด์เพื่อการวินิจฉัยและเครื่องอัลตราซาวด์เพื่อการรักษาได้อย่างสมบูรณ์ เมื่องานวิจัยนี้เสร็จสมบูรณ์จะช่วยส่งเสริมให้สามารถทำการ

สอบเทียบเครื่อง อัลตราซาวด์ พาวเวอร์มิเตอร์โดยสถาบันมาตรฐานแห่งชาติขึ้นภายในประเทศ

6. กิตติกรรมประกาศ

การทำวิจัยเรื่องการสอบเทียบเครื่องมือวัดกำลังของคลื่นอัลตราซาวด์ที่ใช้ในทางการแพทย์ สำเร็จลุล่วงได้เนื่องจากการสนับสนุนของบุคคลหลายฝ่าย โดยได้รับความช่วยเหลือจากคุณวิรัตน์ ปลั่งแสงมาศ คุณคมกฤษ จักภูคำ และเจ้าหน้าที่ฝ่ายมาตรฐานเสียงและการสั่นสะเทือน สถาบันมาตรฐานแห่งชาติ กระทรวงวิทยาศาสตร์และเทคโนโลยี บริษัท อินทิเกรตเต็ด เมดิคอล เซอร์วิส จำกัด ดร.สุเมธ อ่ำชาติ อาจารย์ประจำภาควิชาฟิสิกส์ อุตสาหกรรมและอุปกรณ์การแพทย์ คณะวิทยาศาสตร์ประยุกต์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าพระนครเหนือ ในการสนับสนุนเครื่องมือและอุปกรณ์ในการทำวิจัย และสถานที่ในการทำวิจัย พร้อมทั้งคำแนะนำในการดำเนินงานวิจัย และการวิจัยนี้ได้รับทุนอุดหนุนบางส่วนจากทุนอุดหนุนการวิจัยเพื่อทำวิทยานิพนธ์สำหรับนักศึกษาระดับบัณฑิตศึกษา บัณฑิตวิทยาลัย มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าพระนครเหนือ ผู้ทำวิจัยจึงกราบขอบพระคุณมา ณ ที่นี้

Reference

- [1] Environmental Health Criteria 22., ULTRASOUND, World Health Organization, Geneva, pp. 13-55, 1982
- [2] Beissner K., "Primary Measurement of Ultrasonic Power and Dissemination of Ultrasonic Power Reference Values by Means of Standard Transducers", Metrologia, vol. 36, pp. 313-320, 1999.
- [3] Perkins M., "A Versatile Force Balance for Ultrasound Power Measurement", Physics in Medicine & Biology, vol. 34, no. 11, pp. 1645-1651.
- [4] International Standard IEC 1161, Ultrasonic Power Measurement in Liquids in the Frequency Range 0.5 MHz to 25 MHz, Edition 1., pp. 1-47, 1998.
- [5] International Electrotechnical Commission IEC Report Publication 854, Methods of Measuring the Performance of Ultrasonic Pulse-Echo Diagnostic an Equipment, Edition 1., pp. 31-37, 1986.

เครื่องวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบประหยัดพลังงาน

Self Energy for EKG Signal Measurement

ปาริฉัตร แก่นสม¹, ณัฐพล ชุมวรฐายี², สุรพันธ์ ยิ้มมัน³, พงษ์ มีสัง⁴

¹สาขาวิชาเทคโนโลยีอิเล็กทรอนิกส์ คณะเทคโนโลยีอุตสาหกรรม มหาวิทยาลัยราชภัฏพระนคร

บางเขน กรุงเทพมหานคร 10220 Email: chart5001@yahoo.com

²สาขาวิชาการบริหารและพัฒนาเมือง คณะมนุษยศาสตร์และสังคมศาสตร์ มหาวิทยาลัยราชภัฏพระนคร

บางเขน กรุงเทพมหานคร 10220 Email: c_chum@yahoo.com

³ภาควิชาฟิสิกส์อุตสาหกรรมและอุปกรณ์การแพทย์ คณะวิทยาศาสตร์ประยุกต์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าพระนครเหนือ

1518 ถนนพิบูลย์สงคราม บาง ซื่อ กรุงเทพฯ 10800

⁴ภาควิชาครุศาสตร์ไฟฟ้า คณะครุศาสตร์อุตสาหกรรม มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าพระนครเหนือ

1518 ถนนพิบูลย์สงคราม บาง ซื่อ กรุงเทพฯ 10800

บทคัดย่อ

บทความนี้นำเสนอการออกแบบและสร้างเครื่องวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบประหยัดพลังงาน ซึ่งเครื่องวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบประหยัดพลังงานประกอบไปด้วย ภาคขยายส่วนหน้า ภาคตัวกรองสัญญาณความถี่สูง ภาคความถี่ต่ำ ภาคประมวลผลด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์ MSP430 และบลูทูธ โดยหลักการการทำงานของเครื่องวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบประหยัดพลังงานนี้จะเริ่มจากการขยายสัญญาณจากตัวขยายส่วนหน้าและทำการลดทอนสัญญาณรบกวนความถี่สูงจากการรบกวนข้างกายโดยใช้ตัวกรองความถี่ต่ำผ่าน หลังจากนั้นแปลงสัญญาณ EKG เป็นสัญญาณเชิงเลขและทำการประมวลผลด้วยบอร์ด MSP430 ข้อมูลที่ได้จากการประมวลผลจะถูกส่งไปแสดงผลที่หน้าจอด้วยอุปกรณ์รับส่งสัญญาณ Bluetooth สำหรับเครื่องวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบประหยัดพลังงานนี้ใช้การจ่ายพลังงานไฟฟ้าแบบต่อเนื่อง 3.3 V และกระแสไฟฟ้า 20 mA ผลการทดลองพบว่าเครื่องวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบประหยัดพลังงานสามารถทำงานได้อย่างมีประสิทธิภาพ

Abstract

This paper proposed the design and implementation of low power EKG monitor. The low power EKG monitor are include the front-end EKG amplifier, high pass active filter, low pass active, MSP430 microcontroller, Blue-tooth module. The principle of low power EKG monitor, the EKG signal from the sensor is amplified by the front-end EKG amplifier and attenuated the motion artifact noise by active high pass and noise at high frequencies by active low pass filter. After that, the EKG signals are converted to digital signal and process by MSP430

microcontroller, then the digital data is send to monitor by Bluetooth module. The power supply for the low power EKG monitor is +3.3 Volts 20 mA continuous. The result found that the low power EKG monitor to work with high accurate.

Keywords: EKG, Energy, ECG Monitoring

1. บทนำ

คลื่นไฟฟ้าหัวใจ (Electrocardiogram: ECG หรือ EKG) เป็นผลการเปลี่ยนแปลงศักย์ไฟฟ้าจากหัวใจที่เกิดขึ้นในขณะที่หัวใจบีบตัวและคลายตัวในแต่ละครั้ง ซึ่งผลการเปลี่ยนแปลงศักย์ไฟฟ้าทำให้เกิดความต่างศักย์ไฟฟ้าที่สามารถวัดได้บนผิวหนัง การบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ระบบขั้วบันทึก (Lead System) การวางขั้วไฟฟ้า (electrode) ที่ผิวหนัง สามารถวางได้หลายแบบ ระบบขั้วบันทึกที่นิยมใช้ในการตรวจปกติทางคลินิกมี 12 lead ที่วางขั้วไฟฟ้ารับสัญญาณที่แขนขาเรียกเป็น limb lead โดย lead ที่วางขั้วไฟฟ้าไว้บริเวณหน้าอก ใกล้เคียง หัวใจ เรียก chest lead หรือ precordial lead ทั้ง 12 lead จะคิดสายดิน (ground) ที่ขาขวาเหมือนกันทั้งหมด เพื่อวิเคราะห์ไฟฟ้าในหัวใจและวินิจฉัยโรค limb lead มีทั้งหมด 6 lead แบ่งเป็น 2 กลุ่มคือ bipolar limb lead หรือ standard limb lead จำนวน 3 lead ที่ใช้เพื่อการเฝ้าระวังคลื่นไฟฟ้าผิดปกติที่อาจเกิดขึ้นกับผู้ป่วยวิกฤตและ augmented limb lead จำนวน 3 lead เนื่องจากสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้มีขนาดเล็กต้องมีการขยายสัญญาณ Differential Amplifier Noninverting Amplifier และทำการกรองความถี่ High-pass Filter Low-pass Filter เพื่อนำสัญญาณที่ได้นั้นส่งให้ไมโครคอนโทรลเลอร์ MSP430 ขนาด 16 บิตพลังงานต่ำ ประมวลผลและส่งข้อมูลแบบไร้สายเป็นเทคโนโลยีที่สามารถติดต่อให้คอมพิวเตอร์

แสดงผลโดยหลักการ Spread Spectrum และ Frequency Hopping ช่วงความถี่ 2.4 GHz ในเวลาเดียวกันนั้นได้มีการส่งสัญญาณควบคุมวงจรประหยัคพลังงานด้วยวิธี PWM ซึ่งเป็นการเปลี่ยนแปลงความกว้าง (t_{on}) โดยกำหนดให้ความกว้างของคาบเวลาคงที่ และ FM เป็นการเปลี่ยนแปลงความถี่ของการเป็นสวิตช์ โดยกำหนดให้คาบเวลาของสัญญาณเปลี่ยนแปลง

2. ทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

2.1 ระบบขั้วบันทึก

ระบบขั้วบันทึก (Lead System) การวางขั้วไฟฟ้า (electrode) ที่ผิวหนังสามารถวางได้หลายแบบ โดยเรียกเป็น lead system ที่นิยมในการตรวจปกติทางคลินิกมี 12 lead ที่วางขั้วไฟฟ้ารับสัญญาณที่แขนขาเรียกเป็น limb lead โดย lead ที่วางขั้วไฟฟ้าไว้บริเวณหน้าอก ใกล้ ๆ หัวใจ เรียก chest lead หรือ precordial lead ทั้งหมด 12 lead จะคิดสายดิน (ground) ที่ขาขวา limb lead มี 6 lead แบ่งเป็น 2 กลุ่มคือ bipolar limb lead หรือ standard limb lead และ augmented limb lead โดย chest lead หรือ precordial lead มี 6 lead การติดขั้ว bipolar limb lead หรือ standard limb lead มีตำแหน่งการติดตั้งนี้ lead I ขั้วลบบอยู่แขนขวา ขั้วบวกอยู่แขนซ้าย lead II ขั้วลบบอยู่แขนขวา ขั้วบวกอยู่ขาซ้าย lead III ขั้วลบบอยู่แขนซ้าย ขั้วบวกอยู่ขาซ้าย

2.2 ไมโครคอนโทรลเลอร์

ไมโครคอนโทรลเลอร์ MSP430 (Mixed-Signal Processors) เป็นไมโครคอนโทรลเลอร์ขนาด 16 บิต พลังงานต่ำ มีโปรแกรมและดีบั๊กตรวจสอบการทำงานได้ มีคุณสมบัติในการทำงานที่แรงดันไฟฟ้า 1.8-3.6 โวลต์โหมดการทำงานใช้เพียง 160 ไมโครแอมป์ ที่ความถี่ 1 เมกะเฮิร์ตซ์ แรงดัน 2.2 โวลต์ โดยที่โหมดประหยัคพลังงาน ใช้กระแสไฟฟ้าเพียง 0.7 ไมโครแอมป์ ที่โหมดหยุดการทำงานใช้กระแสไฟฟ้า 0.1 ไมโครแอมป์ทำให้ใช้งานกระแสไฟต่ำมาก โครงสร้าง CPU เป็นแบบ RISC โดยแต่ละคำสั่งใช้เวลา 125 นาโนวินาที ในเวลา 1 คาบ การทำงานจากโหมดประหยัคพลังงานใช้เวลาเพียง 6 ไมโครวินาที สัญญาณนาฬิกาใช้ความถี่ในระบบได้ตั้งแต่ 32 กิโลเฮิร์ตซ์ จนถึง 8 เมกะเฮิร์ตซ์ โดยเลือกจากตัวกำเนิดความถี่ภายใน หรือต่อร่วมกับอุปกรณ์ภายนอก

2.3 วงจรขยายสัญญาณเครื่องมือวัด

วงจรขยายสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยใช้ IC OP07 ที่มีอัตราขยาย 1000 เท่า ซึ่งได้จากวงจร Differential Amplifier ที่มีอัตราขยาย 20 เท่า สัญญาณเอาต์พุตที่ได้ต่ออันดับกับวงจร High-pass Filter ลำดับที่ 2 สำหรับสัญญาณที่มีความถี่ต่ำกว่าจะถูกลดระดับลงให้กับวงจร Noninverting Amplifier ที่มีอัตราขยาย 50 เท่า สัญญาณเอาต์พุตที่ได้ต่ออันดับกับวงจร Low-pass Filter ลำดับที่ 2 สำหรับความถี่สูงจะถูกลดระดับ

2.4 การควบคุมการทำงานของอุปกรณ์ที่เป็นสวิตช์

การศึกษาเครื่องวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบประหยัคพลังงานโดยใช้การควบคุมการทำงานของอุปกรณ์ที่เป็นสวิตช์ โดยหาค่าเฉลี่ยของลูกคลื่นแรงดันไฟฟ้ากระแสตรง (V_{dc}) คิดคำนวณได้จากพื้นที่ของลูกคลื่นสี่เหลี่ยมเทียบกับกราวด์ แสดงดังสมการที่ (1)

$$V_{dc} = \frac{t_{on}}{t_{period}} V_{pk} \quad (1)$$

การหาค่าเฉลี่ยแรงดันไฟฟ้ากระแสตรง สามารถทำได้ 2 วิธี คือ 1) การเปลี่ยนแปลงความกว้างของพัลส์ 2) การเปลี่ยนแปลงความถี่

2.4.1 การเปลี่ยนแปลงความกว้างของพัลส์

การเปลี่ยนแปลงความกว้างของพัลส์ (Pulse Width Modulation : PWM) เป็นการเปลี่ยนแปลงเวลา (t_{on}) และให้คาบเวลาของสัญญาณคงที่ 2.4.2

2.4.2 การเปลี่ยนแปลงความถี่

การเปลี่ยนแปลงความถี่ (Frequency Modulation : FM) เป็นการเปลี่ยนแปลงความถี่ของการเป็นสวิตช์และกำหนดให้คาบของสัญญาณเปลี่ยนแปลง

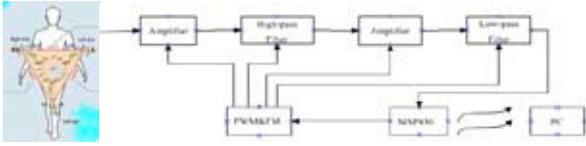
2.5 การสื่อสารไร้สาย

การสื่อสารไร้สายเป็นการส่งผ่านข้อมูลดิจิทัลผ่านตัวกลางส่งข้อมูลในรูปแบบโบนารีเพื่อเชื่อมต่อ มีวิธีการส่งข้อมูลแบบขนาน (Parallel Transmission) และการส่งข้อมูลแบบอนุกรม (Serial Transmission) โดยการส่งข้อมูลแบบขนานนั้นจะมีกลุ่มของบิตที่ส่งไปพร้อมกับจังหวะสัญญาณนาฬิกา ส่วนการส่งข้อมูลแบบอนุกรมนั้น จะเป็นการส่งแต่ละบิตไปกับจังหวะสัญญาณนาฬิกา ซึ่งมีอยู่สองวิธีด้วยกันคือ แบบซิงโครนัส (Synchronous Transmission) และแบบอะซิงโครนัส (Asynchronous Transmission) การส่งข้อมูลแบบอะซิงโครนัสเป็นการสื่อสารด้วยวิธีการส่งอักขระ (character) แต่ละตัว ณ เวลาใดก็ได้โดยฝ่ายส่งข้อมูลและฝ่ายรับข้อมูลต่างก็มีสัญญาณนาฬิกาควบคุมจังหวะการทำงานด้วยตัวเองที่ย่านความถี่ใช้งานอยู่ในช่วง 2.4 GHz

3. วิธีการดำเนินงาน

3.1 การออกแบบเครื่องวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบประหยัคพลังงาน

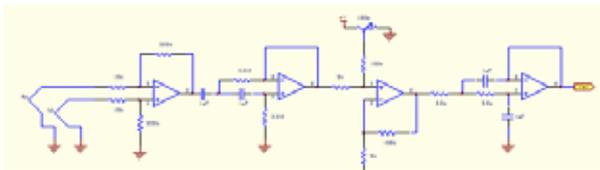
การออกแบบเครื่องวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบประหยัคพลังงานประกอบด้วย วงจรขยายสัญญาณเครื่องมือวัด วงจรควบคุมการประหยัคพลังงานด้วยวิธี PWM และ FM ไมโครคอนโทรลเลอร์ MSP430 และระบบการสื่อสารไร้สาย ดังรูปที่ 1



รูปที่ 1 บล็อกไดอะแกรมเครื่องมือวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบประหยัดพลังงาน

3.2 วงจรขยายสัญญาณเครื่องมือวัด

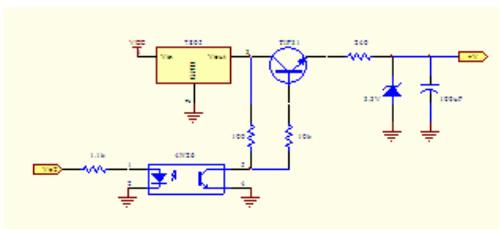
วงจรขยายสัญญาณเครื่องมือวัด ได้นำสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจาก standard limb lead มาขยายสัญญาณโดยใช้วงจร Differential Amplifier High-pass Filter Noninverting Amplifier และ Low-pass Filter มาต่อวงจรแบบ Cascade ดังรูปที่ 2



รูปที่ 2 วงจรขยายสัญญาณเครื่องมือวัด

3.3 วงจรควบคุมการประหยัดพลังงานด้วยวิธีPWMและFM

วงจรควบคุมการประหยัดพลังงาน จะได้รับสัญญาณพัลส์ควบคุมที่ถูกสร้างขึ้นจากไมโครคอนโทรลเลอร์ MSP430 ทำให้ Optoisolators 4N26 ส่งสัญญาณให้ TIP31 ทำหน้าที่เป็นสวิทช์ในการควบคุมแรงดันที่ Zener diode 3.3 V จ่ายให้กับวงจรขยายสัญญาณเครื่องมือวัด ดังรูปที่ 3

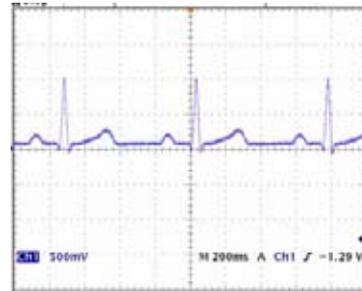


รูปที่ 3 วงจรควบคุมการประหยัดพลังงานด้วยวิธี PWM และ FM

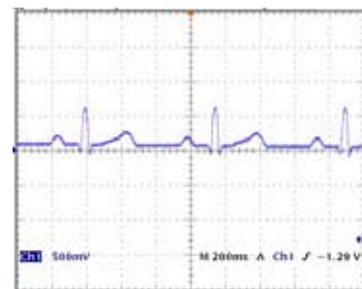
4. ผลการทดลอง

การทดสอบการทำงานเครื่องมือวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบประหยัดพลังงาน โดยติดขั้วไฟฟ้าไว้ที่ตำแหน่งดังนี้ Lead I ขั้วลบบนข้อมือขวา ขั้วบวกอยู่บนข้อมือซ้าย Lead II ขั้วลบบนข้อมือขวา ขั้วบวกอยู่บนข้อมือซ้าย Lead III ขั้วลบบนข้อมือซ้าย

แขนซ้าย ขั้วบวกอยู่บนข้อมือซ้ายและสายดิน ที่ขาขวา ส่งไปประมวลผลที่ไมโครคอนโทรลเลอร์ MSP430 และข้อมูลจะไปแสดงที่คอมพิวเตอร์เป็นสัญญาณถูกต้องดังรูปที่ 4 และรูปสัญญาณที่คลาดเคลื่อนไปจากสัญญาณอินพุตดังรูปที่ 5



รูปที่ 4 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจความถี่ 1 kHz ที่ t_{on} 75%



รูปที่ 5 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจความถี่ 1 kHz ที่ t_{on} 25%

การทดสอบการทำงานเครื่องมือวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบประหยัดพลังงาน โดยการปรับความถี่ตั้งแต่ 250 Hz ถึง 5 kHz และปรับ t_{on} ตั้งแต่ 25% ถึง 100% สรุปผลได้ดังตารางที่ 1

ตารางที่ 1 แสดงค่าแรงดันที่วัดจากสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

ความถี่ (Hz) / t_{on} (%)	250	500	800	1k	2k	5k
100	1.05V	1.05V	1.05V	1.05V	1.05V	1.05V
75	1.05V	1.05V	1.05V	1.04V	1.04V	1.04V
50	1.05V	1.05V	1.05V	1.05V	1.04V	1.03V
25	0.75V	0.8V	0.75V	0.9V	0.7V	0.7V

2.3 การหาค่าความต่างคงเหลือ (Residual difference)

ค่าความต่างคงเหลือจะหาได้จากการนำค่าของสัญญาณจังหวะการเดินหักล้างกับค่าที่ถูกจับคู่จากสัญญาณการเดินของหัวใจอ้างอิง หากจังหวะการเดินนั้นถูกจับคู่โดยใช้เทคนิค Period Scaling ตำแหน่งของสัญญาณการเดินของหัวใจอ้างอิงจะถูกคำนวณกลับมาจาก Period Scaling Parameter แต่ถ้าใช้เทคนิค Dynamic Time Warping ค่าของ Warp Path จะเป็นตัวบอกตำแหน่งของการจับคู่โดยไม่มี Algorithm ในการคำนวณกลับ

2.4 การกำจัดข้อมูลส่วนเกิน (Redundancy Eliminating)

ในการกำจัดข้อมูลส่วนเกินนั้นประกอบด้วยสองขั้นตอนคือ ขั้นตอนการแปลงดีสครีตเวฟเลต (Discrete Wavelet Transform) เป็นการแยกส่วนประกอบของสัญญาณออกมาในช่วงความถี่ต่างๆ โดยในงานวิจัยนี้ใช้เวฟเลตแม่ Dabechies โดยใช้ในการแยกส่วนประกอบออกมาสามระดับ โดยผลลัพธ์ที่ได้จะประกอบด้วย สัมประสิทธิ์ Approximation ซึ่งเป็นส่วนประกอบของสัญญาณที่มีความถี่ต่ำ และสัมประสิทธิ์ Detail ซึ่งเป็นส่วนประกอบของสัญญาณที่มีความถี่สูง และขั้นตอนการตัดค่าทิ้ง (Thresholding) โดยขั้นตอนนี้จะทำการตัดค่าที่ไม่มีความสำคัญทิ้งไป โดยจะมีการกำหนดค่า Threshold ถ้าค่าที่เปรียบเทียบกับค่าระดับ Threshold ค่า นั้นจะมีค่าเป็นศูนย์ ส่วนค่าที่สูงกว่าระดับ Threshold จะคงไว้ โดยในงานวิจัยนี้ค่า Threshold จะมีความสัมพันธ์กับค่า Energy Packing Efficiency, EPE คือ ร้อยละของพลังงานของสัญญาณที่คงไว้หลังจากถูกตัดค่าทิ้งต่อค่าพลังงานของสัญญาณก่อนถูกตัดทิ้ง [8] โดยค่าดังกล่าวสามารถกำหนดแยกในแต่ละความถี่ ขึ้นอยู่กับความละเอียดของการจัดเก็บข้อมูลของในแต่ละช่วงความถี่ของสัญญาณในการคำนวณกลับ

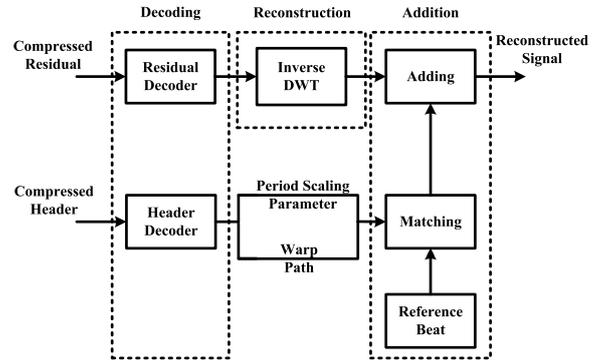
2.5 การเข้ารหัสสัญญาณ (Encoding)

จากนั้นสัญญาณและข้อมูล Header จะถูกนำมาเข้ารหัส โดยในงานวิจัยนี้เลือกใช้วิธี Huffman เนื่องจากลักษณะของข้อมูลที่จะทำการบีบอัดจะมีข้อมูลบางชุดที่มีการซ้ำกันมาก ซึ่งวิธี Huffman เป็นวิธีการเข้ารหัสที่ช่วยทำให้ข้อมูลประเภทนี้ มีขนาดลดลงได้อย่างมีประสิทธิภาพ

3. วิธีการสร้างคืนสัญญาณ

ในรูปที่ 3 แสดงขั้นตอนในการสร้างคืนสัญญาณ ในขั้นตอนแรกสัญญาณที่ผ่านการบีบอัด (Compressed Residual) และข้อมูล Header จะถูกนำมาถอดรหัส ต่อมาสัญญาณคงเหลือ (Residual) จะถูกแปลงกลับมายังโดเมนเวลาอีกครั้งโดยการใช้การแปลงกลับของดีสครีตเวฟเลต (Inverse Discrete Wavelet Transform) ในขณะเดียวกัน ข้อมูล Header จะถูกแยกออกมาเพื่อใช้ในการหาตำแหน่งที่ถูกจับคู่ระหว่างสัญญาณที่กำลังถูกประมวลผลและสัญญาณการเดินของหัวใจอ้างอิง (Reference Beat) จากนั้น

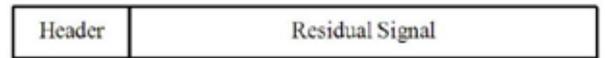
ค่าของสัญญาณจังหวะการเดินที่ถูกอ้างอิงจะถูกนำไปบวกกลับเข้าไป จะทำให้ได้สัญญาณสร้างคืน



รูปที่ 3 วิธีการสร้างคืนสัญญาณ

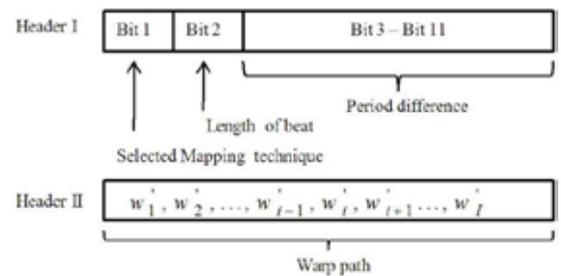
4. การจัดเรียงข้อมูล (Header Format)

จากการบีบอัดสัญญาณ ข้อมูลของหนึ่งจังหวะการเดินจะประกอบด้วยข้อมูล Header และสัญญาณส่วนต่างคงเหลือดังแสดงในรูปที่ 4



รูปที่ 4 ข้อมูลของสัญญาณหนึ่งจังหวะการเดินที่ถูกบีบอัดแล้ว

ในขั้นตอนการจัดเรียงข้อมูล Header จะต้องทำให้ขนาดของ Header มีขนาดน้อยที่สุด เพราะขนาดของ Header จะส่งผลกระทบต่อค่าอัตราการบีบอัด (Compression Ratio) โดยตรง ถ้าข้อมูล Header มีขนาดใหญ่จะทำให้อัตราการบีบอัดลดลง ดังนั้น ในงานวิจัยนี้จึงออกแบบวิธีการจัดเรียงข้อมูลให้มีขนาดเล็กลงเพื่อเพิ่มประสิทธิภาพในการบีบอัดข้อมูล ในขณะเดียวกันขั้นตอนนี้จะต้องไม่ส่งผลกระทบต่อค่าความผิดพลาดของสัญญาณสร้างคืนด้วย ในรูปที่ 5 แสดงรูปแบบของ Header ซึ่งจะประกอบด้วย Header จำนวนสองชุด คือ Header I และ Header II โดยจำนวนชุดของ Header ของแต่ละจังหวะการเดินที่จะถูกสร้างขึ้นมาจะขึ้นอยู่กับชนิดของเทคนิคการจับคู่ที่ถูกใช้



รูปที่ 5 รูปแบบของข้อมูล Header

การลดสัญญาณรบกวนในสัญญาณเสียงเต้นหัวใจโดยการประมาณค่าจุดเริ่มเปลี่ยน ของการแปลงเวฟเล็ต

De-noising in Heartbeat Signal Based on Threshold Estimation of Wavelet Transform

พิเชษฐ์ ศรีสังข์งาม¹, อภิชาติ กระจำงะยา¹

¹ คณะวิทยาศาสตร์และเทคโนโลยี มหาวิทยาลัยราชภัฏพระนครศรีอยุธยา

96 ถ.โรจนะ ต.ประตู่ชัย อ.พระนครศรีอยุธยา จ.พระนครศรีอยุธยา 13000 Email: spichet@aru.ac.th

บทคัดย่อ

บทความนี้นำเสนอการลดสัญญาณรบกวนในสัญญาณเสียงเต้นหัวใจ (Heartbeat) โดยการประมาณค่าจุดเริ่มเปลี่ยน (Threshold) ของการแปลงเวฟเล็ตด้วยวิธี Generalized Cross Validation (GCV.) โดยงานวิจัยนี้ใช้สัญญาณเสียงหัวใจในการทดสอบ 5 แบบ คือ สัญญาณเสียงหัวใจปกติ (Normal) สัญญาณเสียงหัวใจผิดปกติแบบ Diastolic Rumble, Pan Systolic Murmur, Late Systolic Murmur และ Opening Snap สัญญาณเสียงหัวใจแต่ละแบบจะถูกรบกวนจากสัญญาณรบกวน 3 ชนิด คือ สัญญาณเสียงพูด (Speech Babble noise) สัญญาณเสียงในโรงงาน (Factory noise) และสัญญาณรบกวนสีชมพู (Pink noise) ผลการวิจัยแสดงให้เห็นว่าการลดสัญญาณรบกวนในสัญญาณเสียงเต้นหัวใจด้วยวิธีนี้มีประสิทธิภาพดีกว่าวิธีการลดสัญญาณรบกวนด้วยวิธีการแปลงเวฟเล็ตที่ใช้การประมาณค่าจุดเริ่มเปลี่ยนแบบดั้งเดิม

คำสำคัญ การลดสัญญาณรบกวน สัญญาณเสียงเต้นหัวใจ
การประมาณค่าจุดเริ่มเปลี่ยน การแปลงเวฟเล็ต

Abstract

This paper is present in de-noise of heartbeat signal by using the Generalized Cross Validation (GCV.) threshold method. The heart sound signals were used in experiments that have 5 types, Normal heart sound, Diastolic Rumble, Pan Systolic Murmur, Late Systolic Murmur and Opening Snap. Each type of heart sounds were disturbed by Speech babble noise, Factory noise and Pink noise. Result show proposes method can be de-noise more than classical wavelet transform threshold.

Keywords: De-noising, heartbeat, threshold estimate,
wavelet transform.

1. คำนำ

ปัจจุบันมีการนำเทคโนโลยีอิเล็กทรอนิกส์และคอมพิวเตอร์มาประยุกต์ใช้ เพื่อช่วยในการตรวจวินิจฉัยโรคมากขึ้น หูฟังแพทย์ (Stethoscope) ก็เช่นเดียวกันมีการปรับปรุงให้ดีขึ้นด้วยอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์และคอมพิวเตอร์ และเรียกอุปกรณ์นี้ว่า หูฟังแพทย์อิเล็กทรอนิกส์ (Electronic Stethoscope) ซึ่งมีคุณสมบัติที่ดีกว่าหูฟังแพทย์แบบเดิมหลายประการ เช่น สามารถปรับระดับความดังของเสียงเต้นหัวใจได้ บันทึกเสียงเต้นหัวใจได้ ฟังซ้ำ (Replay) ได้ นำไปวิเคราะห์ด้วยโปรแกรมคอมพิวเตอร์ได้ หรือแม้แต่ส่งสัญญาณเสียงเต้นหัวใจไปให้แพทย์ผู้เชี่ยวชาญด้านโรคหัวใจซึ่งอยู่ห่างไกลช่วยวินิจฉัยได้ แม้ว่าหูฟังแพทย์อิเล็กทรอนิกส์จะมีความสัมพันธ์ที่ดีกว่าหูฟังแพทย์แบบเดิมที่กล่าวมาแล้ว แต่ปัญหาสำคัญของหูฟังแพทย์อิเล็กทรอนิกส์ก็คือ สัญญาณรบกวน เช่น สัญญาณรบกวนจากปอด สัญญาณรบกวนจากสัญญาณเสียงเต้นหัวใจของทารกในครรภ์ที่ผู้ถูกวินิจฉัยโรคลำกำลังตั้งครรภ์ สัญญาณรบกวนจากสิ่งแวดล้อมรอบข้าง เป็นต้น การลดสัญญาณรบกวนในสัญญาณเสียงเต้นของหัวใจที่มีประสิทธิภาพวิธีหนึ่งก็คือ การลดสัญญาณรบกวนโดยการแปลงเวฟเล็ต (Wavelet Transform) การลดสัญญาณรบกวนด้วยวิธีการนี้จะขึ้นอยู่กับการประมาณจุดเริ่มเปลี่ยนดังที่ Donoho [1] ได้แสดงให้เห็นว่าการลดสัญญาณรบกวนวิธีนี้มีคุณสมบัติที่เหมาะสมในการลดสัญญาณรบกวน โดยค่าสัมประสิทธิ์ที่ไม่สำคัญและขึ้นกับจุดเริ่มเปลี่ยนจะเปรียบได้กับสัญญาณรบกวน ขณะที่ค่าสัมประสิทธิ์ที่สำคัญจะเปรียบได้กับสัญญาณหลัก ดังนั้นการลดสัญญาณรบกวนด้วยวิธีนี้ จะมีประสิทธิภาพมากน้อยเพียงใดจึงขึ้นอยู่กับค่าจุดเริ่มเปลี่ยน เพราะถ้ามีค่ามากเกินไปองค์ประกอบของสัญญาณหลักก็จะสูญเสียไปมาก แต่ถ้าน้อยเกินไปก็จะไม่สามารถขจัดสัญญาณรบกวนออกไปได้ ดังนั้นการเลือกค่าจุดเริ่มเปลี่ยนจึงเป็นสิ่งสำคัญในการลดสัญญาณรบกวนด้วยวิธีนี้ [2] บทความนี้จะนำเสนอการประยุกต์ใช้การประมาณค่าจุดเริ่มเปลี่ยนของเวฟเล็ตในการลดสัญญาณรบกวนด้วยวิธีการ Generalize Cross Validation (GCV.) โดยใช้สัญญาณเสียงหัวใจในการทดสอบ 5 แบบ คือ สัญญาณเสียงหัวใจปกติ (Normal) สัญญาณเสียงหัวใจผิดปกติ

แบบ Diastolic Rumble, Pan Systolic Murmur, Late Systolic Murmur และ Opening Snap สัญญาณเสียงหัวใจแต่ละแบบจะถูกกรองจากสัญญาณรบกวน 3 ชนิด คือ สัญญาณเสียงพูด (Speech Babble noise) สัญญาณเสียงในโรงงาน (Factory floor noise) และสัญญาณรบกวนสีชมพู (Pink noise) ผลการวิจัยแสดงให้เห็นว่าการลดสัญญาณรบกวนในสัญญาณเสียงต้นหัวใจด้วยวิธีที่นำเสนอนี้มีประสิทธิภาพดีกว่าวิธีการลดสัญญาณรบกวนด้วยวิธีการแปลงเวฟเล็ตที่ใช้การประมาณค่าจุดเริ่มเปลี่ยนแบบเดิม

2. การประมาณค่าจุดเริ่มเปลี่ยนด้วยวิธี Generalized-Cross Validation

การแปลงเวฟเล็ตแบบดิสครีท 1 มิติ ใช้หลักการวิเคราะห์สัญญาณด้วยฟิลเตอร์แบงก์ [5,7] โดยการกำหนดให้ $x(n)$ เป็นข้อมูลอินพุต $h_0(n)$ เป็นสัมประสิทธิ์ของตัวกรองความถี่ต่ำ และ $h_1(n)$ เป็นสัมประสิทธิ์ของตัวกรองความถี่สูง จะสามารถเขียนเป็นสมการการวิเคราะห์ได้ดังสมการที่ 1 และ 2 [2]

$$yA(k) = \sum_m h_0(2k - m)x(m) \quad (1)$$

$$yD(k) = \sum_m h_1(2k - m)x(m) \quad (2)$$

เมื่อ yA คือ สัมประสิทธิ์เวฟเล็ตขององค์ประกอบความถี่ต่ำ
 yD คือ สัมประสิทธิ์เวฟเล็ตขององค์ประกอบความถี่สูง

หลักการสังเคราะห์สัญญาณด้วยฟิลเตอร์แบงก์กำหนดให้ $g_0(n)$ คือ สัมประสิทธิ์ของตัวกรองความถี่ต่ำ และ $g_1(n)$ คือ สัมประสิทธิ์ของตัวกรองความถี่สูง ซึ่งสามารถเขียนเป็นสมการการสังเคราะห์ได้ดังสมการที่ 3

$$x(n) = \sum_m yA(m)g_0(n-2m) + \sum_m yD(m)g_1(n-2m) \quad (3)$$

การประมาณค่าจุดเริ่มเปลี่ยนของเวฟเล็ตด้วยวิธีการ soft-thresholding [1] การลดขนาดของค่าสัมประสิทธิ์ของเวฟเล็ตจะขึ้นอยู่กับค่าจุดเริ่มเปลี่ยน ซึ่งมีวิธีการหาค่าดังสมการที่ 4 และ 5

$$C = \begin{cases} \text{sgn}(c)(|c| - th), & |c| \geq th \\ 0, & |c| < th \end{cases} \quad (4)$$

กำหนดให้ $C = \text{Soft}(c, th)$ (5)

เมื่อ c คือ ค่าสัมประสิทธิ์เวฟเล็ต

C คือ สัมประสิทธิ์เวฟเล็ตที่ผ่านการทำ soft-thresholding

th คือ ค่าจุดเริ่มเปลี่ยน

การหาค่าจุดเริ่มเปลี่ยนมีความสำคัญต่อการลดสัญญาณรบกวนด้วยวิธีการประมาณค่าจุดเริ่มเปลี่ยนของเวฟเล็ตแบบ soft-thresholding เป็นอย่างมาก และการหาค่าจุดเริ่มเปลี่ยนมีอยู่ด้วยกันหลายวิธี โดยวิธี Generalized Cross Validation (GCV) เป็นวิธีที่มีประสิทธิภาพดีกว่าวิธีอื่นๆ [2] ซึ่งวิธีนี้สามารถแสดงเป็นสมการได้ดังสมการที่ 6

$$GCV(i, th) = \frac{\sum (Soft(yD_i, th) - yD_i)^2}{\frac{N_i}{\left[\frac{N_{oi}}{N_i}\right]^2}} \quad (6)$$

เมื่อ th_i คือ จุดเริ่มเปลี่ยนที่ระดับแบนด์ย่อยที่ i

yD_i คือ สัมประสิทธิ์เวฟเล็ตที่แบนด์ย่อยที่ i

J คือ จำนวนระดับการแปลงแบบย่อยทั้งหมด

N_i คือ จำนวนสัมประสิทธิ์เวฟเล็ตที่แบนด์ย่อยที่ i

N_{oi} คือ จำนวนข้อมูลที่มีค่าเท่ากับศูนย์ของสัมประสิทธิ์เวฟเล็ตที่แบนด์ย่อยที่ i

3. วิธีการดำเนินการวิจัย

วิธีการดำเนินการวิจัยจะใช้โปรแกรม MATLAB ทำการคำนวณค่าอัตราส่วนระหว่างสัญญาณต่อสัญญาณรบกวน (Signal to noise ratio (SNR.)) ดังสมการที่ 7 ในการคำนวณหาประสิทธิภาพของการลดสัญญาณรบกวนในสัญญาณเสียงหัวใจแต่ละแบบที่ถูกกรองโดยสัญญาณรบกวนแต่ละชนิด

$$SNR = 20 \log \frac{|signal|}{|signal - noise|} \quad (7)$$

สัญญาณเสียงหัวใจที่ใช้ในการทดสอบมี 5 แบบ คือ สัญญาณเสียงหัวใจปกติ (Normal) สัญญาณเสียงหัวใจผิดปกติแบบ Diastolic Rumble, Pan Systolic Murmur, Late Systolic Murmur และ Opening Snap โดยสัญญาณเสียงหัวใจแต่ละแบบจะถูกกรองจากสัญญาณรบกวน 3 ชนิด คือ สัญญาณเสียงพูด (Speech Babble noise) สัญญาณเสียงในโรงงาน (Factory noise) และสัญญาณรบกวนแสงสีชมพู (Pink noise)

สัญญาณเสียงหัวใจและสัญญาณรบกวนแต่ละชนิด จะถูกสุ่มด้วยอัตราการสุ่ม 8,000 เฮิรซ์ แล้วนำสัญญาณลำดับที่ 8,000 ถึง 14,000 มาทำการคำนวณหาค่าอัตราส่วนระหว่างสัญญาณต่อสัญญาณรบกวน โดยจะคำนวณเปรียบเทียบระหว่างวิธีการลดสัญญาณรบกวนด้วยวิธีการแปลงเวฟเล็ตที่มีการประมาณค่าจุดเริ่มเปลี่ยนแบบเดิม ตามที่ Sheila R. Messer และคณะ[3] นำเสนอ กับวิธีการลดสัญญาณรบกวนด้วยวิธีการแปลงเวฟเล็ตที่ใช้การประมาณค่าจุดเปลี่ยนด้วยวิธีการที่นำเสนอ

4. ผลการทดลอง

สัญญาณเสียงหัวใจทั้ง 5 แบบ แสดงดังภาพที่ 1 สัญญาณรบกวนทั้ง 3 ชนิด แสดงดังภาพที่ 2 ส่วนภาพที่ 3 แสดงผลการลดสัญญาณรบกวนด้วยวิธีการเดิมเปรียบเทียบกับวิธีการที่นำเสนอและค่า SNR แสดงดังตารางที่ 1

5. การอภิปรายผลการทดลอง

จากผลการทดลองจะเห็นว่าโดยรวมแล้ววิธีการที่นำเสนอมีประสิทธิภาพในการลดสัญญาณรบกวนได้มากกว่าวิธีการเดิม โดยที่วิธีการที่นำเสนอจะมีประสิทธิภาพดีที่สุดเมื่อสัญญาณเสียงหัวใจเป็นแบบ Diastolic Rumble และจะมีประสิทธิภาพลดลงเมื่อสัญญาณเสียงหัวใจเป็นแบบ Normal Split S1 ที่มีสัญญาณรบกวนเป็นชนิด Factory และ Pink และสัญญาณเสียงหัวใจแบบ Opening Snap ที่มีสัญญาณรบกวนชนิด Pink

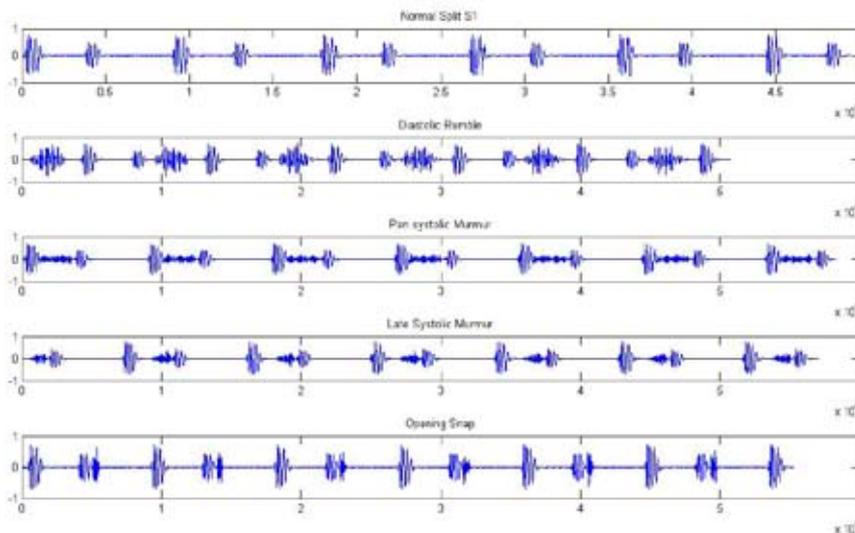
6. สรุป

วิธีการลดสัญญาณรบกวนในสัญญาณเสียงหัวใจด้วยวิธีการที่นำเสนอมีประสิทธิภาพในการลดสัญญาณรบกวนมากกว่าวิธีการเดิม เนื่องจากวิธีการที่นำเสนอมีการประมาณค่าจุดเปลี่ยนของการ

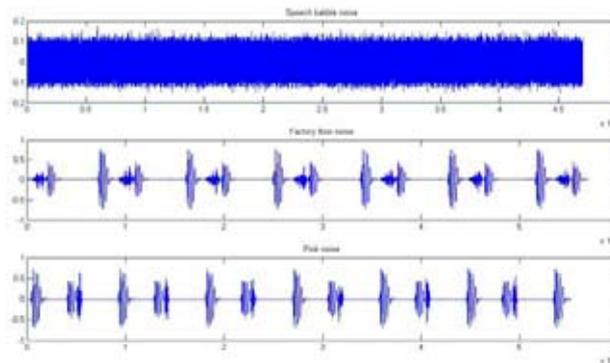
แปลงเวฟเลตที่ให้ค่าเหมาะสมที่สุด (Optimal) มากกว่าวิธีการแบบเดิม

7. เอกสารอ้างอิง

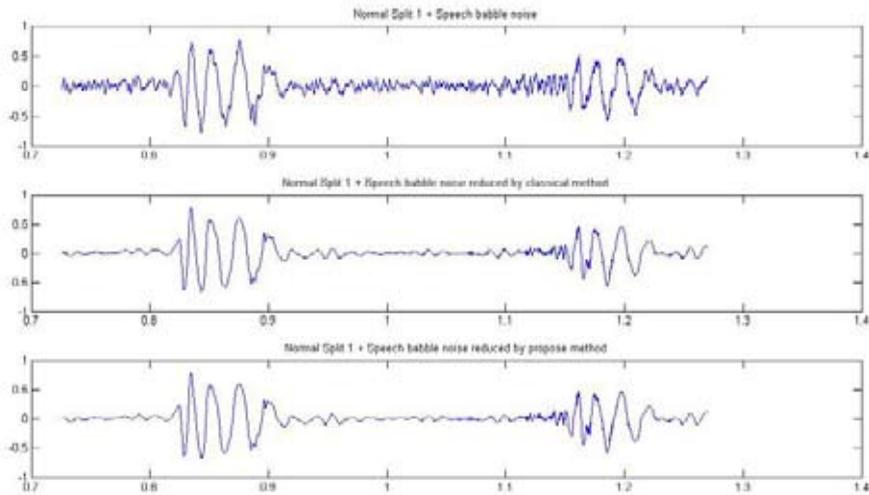
- [1] Donoho, D. (1995) De-noise by soft-thresholding. IEEE trans. Inform. Theory. vol 41, 613-627.
- [2] ณัฐนันท์ ทัดพิทักษ์กุล และคณะ. (2547). การลดสัญญาณรบกวนของการจดจำเสียงพูดด้วยการแปลงเวฟเลตโดยการประมาณค่าจุดเปลี่ยน. 27 Electrical Engineering Conference (EECON27).
- [3] S heila R. Messer, Johm Agzarian, Derek Abbott (2001) Optimal wavelet denoising for phonocardiograms. Microelectronics Journal, vol. 32 931-341.
- [4] H Liang, S Lukkarinen, I Hartimo. (1997). Heart Sound Segmentation Algorithm Based on Heart Sound Envelolgram. Computers in Cardiology. 7-10 September, 105-108.



ภาพที่ 1 สัญญาณเสียงหัวใจแบบ Normal Split S1, Diastolic Rumble, Pan Systolic Murmur, Late Systolic Murmur และ Opening Snap



ภาพที่ 2 สัญญาณรบกวนชนิด Speech babble noise, Factory noise และ Pink noise



ภาพที่ 3 สัญญาณเสียงหัวใจแบบ Normal Split S1 ที่ถูกรบกวนด้วยสัญญาณรบกวนชนิด Speech babble noise ที่ใช้วิธีการลดสัญญาณรบกวนโดยการประมาณค่าจุดเปลี่ยนด้วยวิธีเดิมเปรียบเทียบกับวิธีการลดสัญญาณรบกวนโดยการประมาณค่าจุดเปลี่ยนด้วยวิธีการที่นำเสนอ

ตารางที่ 1 ผลการทดลองลดสัญญาณรบกวนโดยใช้วิธีการการประมาณค่าจุดเปลี่ยนด้วยวิธีเดิมเปรียบเทียบกับวิธีการลดสัญญาณรบกวนโดยการประมาณค่าจุดเปลี่ยนด้วยวิธีการที่นำเสนอ

สัญญาณเสียงหัวใจและสัญญาณรบกวน	ค่าเฉลี่ยของสัญญาณ	ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของสัญญาณ	ค่า SNR ของวิธีการแบบเดิม	ค่า SNR ของวิธีการที่นำเสนอ	เปอร์เซ็นต์ค่า SNR. เพิ่ม/ลดเมื่อเทียบกับวิธีการเดิม
S1 ถูกรบกวนด้วย N1	0.0030	0.2013	12.0111	12.0159	0.04
S1 ถูกรบกวนด้วย N2	0.0053	0.1979	12.9441	12.9417	-0.02
S1 ถูกรบกวนด้วย N3	0.0044	0.1956	14.4426	14.4406	-0.01
S2 ถูกรบกวนด้วย N1	-0.000642	0.2485	11.0737	11.1138	0.36
S2 ถูกรบกวนด้วย N2	0.0017	0.2450	11.3381	11.3870	0.43
S2 ถูกรบกวนด้วย N3	0.00083	0.2402	13.4334	13.4698	0.27
S3 ถูกรบกวนด้วย N1	0.0030	0.2000	10.5665	10.5761	0.09
S3 ถูกรบกวนด้วย N2	0.0053	0.1923	10.9194	10.9306	0.10
S3 ถูกรบกวนด้วย N3	0.0044	0.1882	13.0997	13.1089	0.07
S4 ถูกรบกวนด้วย N1	0.0012	0.1325	8.1310	8.1363	0.07
S4 ถูกรบกวนด้วย N2	0.0035	0.1277	8.9888	8.9921	0.04
S4 ถูกรบกวนด้วย N3	0.0027	0.1199	11.4451	11.4462	0.01
S5 ถูกรบกวนด้วย N1	0.0028	0.1938	12.1092	12.1194	0.08
S5 ถูกรบกวนด้วย N2	0.0051	0.1850	13.3743	13.3747	0.00
S5 ถูกรบกวนด้วย N3	0.0043	0.1893	14.8784	14.8763	-0.01

*หมายเหตุ

S1 หมายถึง สัญญาณเสียงหัวใจแบบ Normal Split S1

S2 หมายถึง สัญญาณเสียงหัวใจแบบ Diastolic Rumble

S3 หมายถึง สัญญาณเสียงหัวใจแบบ Pan Systolic Murmur

S4 หมายถึง สัญญาณเสียงหัวใจแบบ Late Systolic Murmur

S5 หมายถึง สัญญาณเสียงหัวใจแบบ Opening Snap

N1 หมายถึง สัญญาณรบกวนชนิด Speech Babble Noise

N2 หมายถึง สัญญาณรบกวนชนิด Factory Floor Noise

N3 หมายถึง สัญญาณรบกวนชนิด Pink Noise

การออกแบบและจำลองเครื่องช่วยฟัง

Design and Simulation of Hearing Aids

สุทัศน์ อู่ทอง¹, เจริญ จันทร์ทาโล¹, ไพฑูรย์ สมัครกิจ¹, น้ำฝน แก้วสุริยา²

¹คณะวิทยาศาสตร์และเทคโนโลยี มหาวิทยาลัยราชภัฏพระนครศรีอยุธยา
พระนครศรีอยุธยา 13000 E-Mail: sutud2004@hotmail.com

²ภาควิชาฟิสิกส์อุตสาหกรรมและอุปกรณ์การแพทย์ คณะวิทยาศาสตร์ประยุกต์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าพระนครเหนือ
1518 ถนนพินุทธ์สงคราม บาง ซื่อ กรุงเทพฯ 10800

บทคัดย่อ

บทความฉบับนี้ ทำการออกแบบและจำลองเครื่องช่วยฟัง โดยแบ่งเป็นสอง ส่วนใหญ่ ๆ คือ ส่วนทางด้านฮาร์ดแวร์ ประกอบด้วย ไมโครโฟนชนิด คอนเดนเซอร์ วงจรปรีไมโครโฟน ชุดบอร์ดทดลองประมวลผลสัญญาณ ดิจิตอลแบบจุดทศนิยมลอย TMS320C3x และวงจรขยายกำลัง ส่วนทางด้าน ซอฟต์แวร์เป็นการออกแบบตัวกรองความถี่แบบ FIR ที่มีการตอบสนอง 6 ช่วงความถี่ ซึ่งแต่ละช่วงความถี่สามารถปรับ Gain การขยายให้เหมาะสม กับแต่ละช่วงความถี่จากกราฟเสียง (Audiogram) ของผู้บกพร่องทางการได้ยิน ซึ่งการออกแบบจำลองเครื่องช่วยฟังนี้ผลที่ได้สามารถปรับระดับกราฟ เสียง (Audiogram) ของผู้บกพร่องทางการได้ยินให้อยู่ในช่วงระดับ Normal Hearing (0-20 dB)

Abstract

This paper will provide the design and Simulation of Hearing Aids. It includes a set of two parts. Part one is hardware, which is composes of Condenser microphone, Pre-Microphone circuit, Signal processing experiment board with TMS320C31 floating point type and Amplifier circuit. Part two is software design about FIR frequency filters with 6 ranges of frequency response. Each ranges of frequency can adjust to increase suitable gain for each ranges of frequency from audiogram of hearing problem. For the measured results, this Hearing Aids can fine the sound graph (Audiogram) level of hearing problem on a level with Normal Hearing (0-20dB).

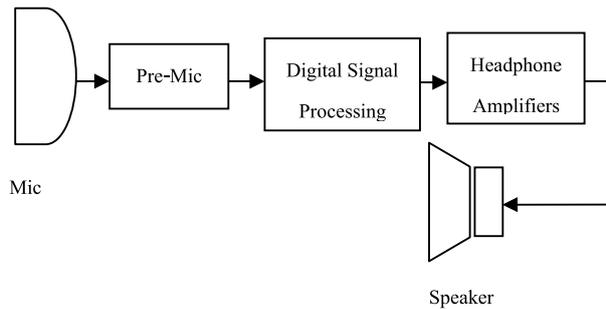
Keywords: Hearing Aids

1. บทนำ

ปัจจุบันมีผู้คนจำนวนมากทั่วโลก แม้กระทั่งในประเทศไทยที่มีปัญหาเกี่ยวกับการได้ยินโดยสาเหตุต่างๆ ที่เกิดขึ้น เช่น เกิดจากการทำงานในโรงงานที่ ได้รับผลกระทบกับเสียงโดยตรง เกิดขึ้นเองโดยกำเนิด เกิดขึ้นตามวัยสูงอายุ เกิดขึ้นจากอุบัติเหตุ และผลกระทบอื่นๆ ทำให้เกิดการรับรู้และการได้ยิน ผิดปรกติไป และปัจจุบันผู้มีความบกพร่องทางการได้ยินมีแนวโน้มเพิ่มมากขึ้น ในการที่จะทำให้ผู้บกพร่องทางการได้ยินกลับมาได้ยินเสียงใกล้เคียงปกติ นั้นทำได้หลายวิธีด้วยกัน เช่น การรักษาด้วยวิธีผ่าตัด การรักษาด้วยยา การรักษาด้วยวิธีการเหล่านี้ต้องใช้กรรมวิธีที่ยุ่งยากและใช้ค่าใช้จ่ายสูงในการรักษา แต่มีอุปกรณ์หนึ่งซึ่งช่วยบรรเทาอาการของผู้บกพร่องทางการได้ยิน โดยที่ไม่ต้องใช้กรรมวิธียุ่งยากในการรักษาและเสียค่าใช้จ่ายน้อย คือ เครื่องช่วย ฟัง เครื่องช่วยฟังก็คือ เครื่องขยายเสียงขนาดเล็กซึ่งประกอบด้วยวงจรขยาย ขนาดเล็ก ซึ่งจะมีประโยชน์กับผู้ที่มีปัญหาการได้ยิน วัตถุประสงค์ที่สำคัญที่สุดของการใช้เครื่องช่วยฟังก็เพื่อให้ผู้ใช้สามารถใช้ในการได้ยินที่เหลืออยู่ ให้ เกิดประโยชน์ได้มากที่สุด การใส่เครื่องช่วยฟังที่เหมาะสมจะช่วยให้เกิดความเข้าใจเสียง รวมทั้งคุณภาพของเสียงคำพูดที่ฟังได้ดีขึ้นในอีกทีก บาง รายสามารถรับรู้การได้ใกล้เคียงปกติแม้ว่ามีเสียงรบกวนเล็กน้อยเข้ามาแทรก ซึ่งในปัจจุบันเครื่องช่วยฟังที่มีขายทั่วไปจะมีหลายแบบ เช่นแบบกล่อง แบบหัด หลังหู แบบใส่ในช่องหู แต่ที่นิยมใช้คือแบบกล่องเพราะมีราคาถูก เนื่องจาก เครื่องช่วยฟังที่ยกตัวอย่างมานี้ส่วนใหญ่ต้องนำเข้าจากต่างประเทศซึ่งมีราคา แพงและหาซื้อได้ยาก เวลาเครื่องฟังก็หาซื้ออะไหล่เปลี่ยนยาก จึงได้คิดที่จะ ศึกษาถึงอุปกรณ์ชนิดนี้ เพื่อทำเป็นปริญญานิพนธ์ ในเรื่อง การออกแบบและ จำลองเครื่องช่วยฟังขึ้น เพื่อนำค่าจากกราฟที่ผู้บกพร่องทางการได้ยินวัดมา จากเครื่องวัดความบกพร่องทางการได้ยินตามโรงพยาบาลแผนกโสต โดยแต่ละคนจะมีค่าต่างกัน และนำมาปรับให้ค่าที่บกพร่องให้ปกติโดยใช้ระบบ ประมวลผลโดยชิป DSP ให้เหมาะสมก่อนนำไปโปรแกรมในเครื่องช่วยฟัง จริง

2. การออกแบบและจำลองเครื่องช่วยฟัง

หลักการการทำงานของเครื่องช่วยฟัง จะประกอบด้วยไมโครโฟน ทำหน้าที่เป็นตัวรับสัญญาณเสียงเปลี่ยนเป็นสัญญาณไฟฟ้าแล้วนำสัญญาณผ่านเข้ามาที่วงจรปริโมโครโฟนเพื่อขยายสัญญาณให้แรงขึ้น จากนั้นนำสัญญาณที่ได้ไปประมวลผลผ่านชิพ DSP เพื่อให้ได้สัญญาณในช่วงความถี่ที่ต้องการ



รูปที่ 1 หลักการทำงานของเครื่องช่วยฟัง

2.1 วงจรปริโมโครโฟน

เนื่องจากไมโครโฟนเป็นอุปกรณ์ที่รับสัญญาณเสียงมาเปลี่ยนเป็นสัญญาณทางไฟฟ้าซึ่งให้ค่าสัญญาณที่ได้ต่ำจึงจำเป็นต้องมีการขยายแรงดันสัญญาณทางไฟฟ้าให้สูงขึ้น โดยใช้วงจรปริโมโครโฟน สาเหตุที่เลือกใช้คอนเดนเซอร์ไมโครโฟน เนื่องจากมีคุณสมบัติในการตอบสนองความถี่ได้ตั้งแต่ 20 Hz - 20 kHz อินพุตอิมพีแดนซ์ต่ำ ความไวที่ 1kHz เท่ากับ 6 mV/Pa และเลือกใช้โอซีเบอร์ LM324N ทำการขยายสัญญาณในวงจรปริโมโครโฟน สาเหตุที่เลือกใช้โอซีเบอร์ LM324N เนื่องจากโอซีมีคุณสมบัติที่ใช้กระแสและแรงดันต่ำ หาซื้อได้ง่าย และเป็นโอซีแบบซิงเกิลซัพพลาย

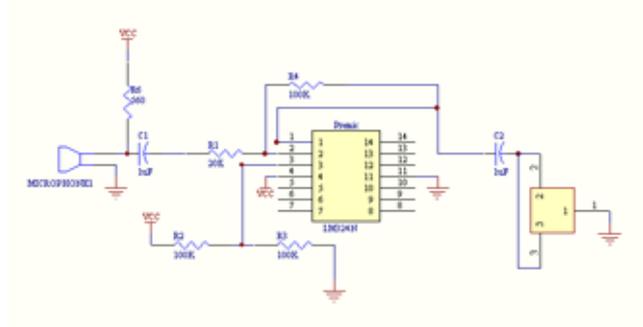
- ในการออกแบบได้ใช้ IC เบอร์ LM324N
- ใช้ไฟเลี้ยง 3V ถึง 32 V
- กำหนดอัตราขยายของสัญญาณ 5 เท่า ออกแบบวงจรได้ดังรูปที่ 2

2.2 วงจรขยายเสียง (Headphone Amplifiers)

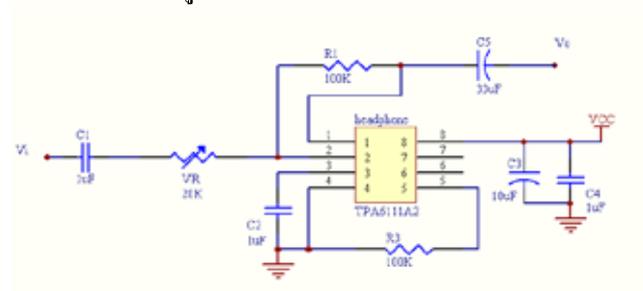
เนื่องจากสัญญาณเอาต์พุตที่ได้ออกมาจาก DSP สัญญาณที่ได้มีอัตราการขยายต่ำไม่มีความสามารถที่จะขับสัญญาณของลำโพงให้เกิดความดังได้ เพราะฉะนั้นจึงต้องมีการขยายสัญญาณที่ได้จากบอร์ด DSP TMS320C3X เพื่อให้สัญญาณที่ได้มีอัตราการขยายที่สูงเพื่อขับลำโพง

- ในการออกแบบได้ใช้ IC เบอร์ OPA611a2
- ใช้ไฟเลี้ยง 3.3 V ถึง 5 V

- อัตราการขยายของสัญญาณได้มีการออกแบบสามารถปรับระดับเสียง เพื่อให้ผู้บกพร่องทางการได้ยินสามารถได้ยินอยู่ในระดับเสียงเหมือนคนปกติซึ่งได้ออกแบบวงจรดังรูปที่ 3



รูปที่ 2 วงจรภาคปริโมโครโฟน



รูปที่ 3 วงจรขยายเสียง

2.3 ตัวกรองสัญญาณแบบเอฟไออาร์ (FIR)

เอฟไออาร์มีคุณสมบัติดังสมการ

$$y(n) = \sum_{k=0}^{n-1} h(k)x(n-k) \quad (1)$$

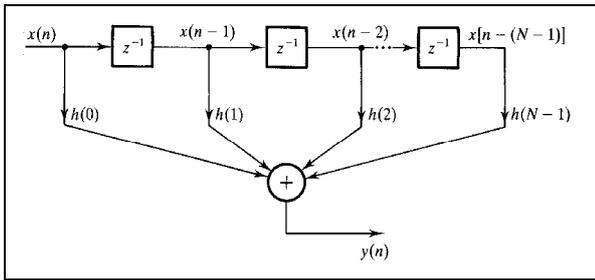
เขียนให้อยู่ในรูปแซด โดเมน (Z-domain) ดังสมการ

$$y(z) = \sum_{k=0}^{n-1} h(k)x(z)z^{-k} \quad (2)$$

หรือสามารถเขียนให้อยู่ในรูปของฟังก์ชันถ่ายโอนจะได้

$$H(z) = \sum_{k=0}^{n-1} h(k)z^{-k} \quad (3)$$

สามารถนำไปเขียนเป็น โครงสร้างได้ดังรูปที่ 4



รูปที่ 4 ภาพแสดง โครงสร้างของเฟอไออาร์

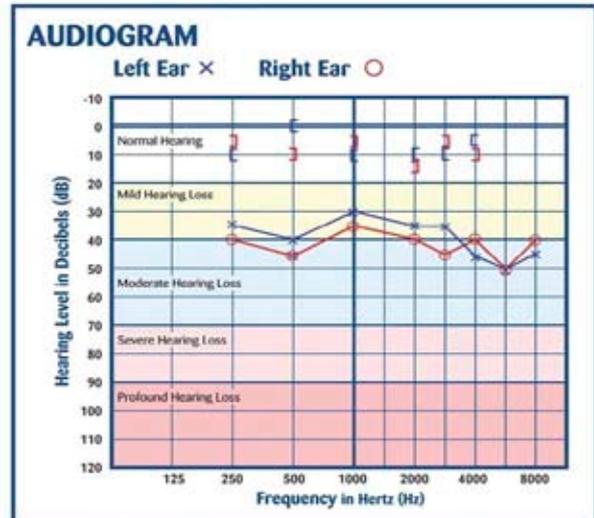
ตัวกรองแบบเฟอไออาร์จัดเป็นตัวกรองสัญญาณแบบนอนรีเคอร์ซีฟ (Non Recursive) เนื่องจากไม่มีการป้อนกลับจากทางเอาต์พุตและนอกจากนี้ตัวกรองสัญญาณแบบเฟอไออาร์ยังมีคุณสมบัติอื่นๆ อีก คือ

- สามารถสร้างได้ง่ายเมื่อเทียบกับตัวกรองแบบไออาร์
- มีคุณสมบัติการตอบสนองทางเฟสแบบเชิงเส้น (Liner Phase)
- สัมประสิทธิ์ที่เกิดจากการคำนวณจะมีค่าไม่เกินหนึ่งทำให้สามารถสร้างและทำงานได้ดิบดับประมวลผลแบบจุดทศนิยมคงที่ (Fix-point)
- ตัวกรองแบบเฟอไออาร์จะเสถียรภาพ (Stable) แน่นอนเนื่องจากว่ามีโพลอยู่ที่จุดกำเนิด (Origin) บนระนาบเซด

2.4 การออกแบบโปรแกรมควบคุมการทำงานชุดบอร์ดประมวลผลสัญญาณดิจิทัล TMS320C3x

โปรแกรมควบคุมระบบจำลองเครื่องช่วยฟัง ได้ใช้ภาษาซีในการเขียน โดยใช้ชุดบอร์ดประมวลผลสัญญาณดิจิทัล TMS320C3x สามารถเขียนได้ 2 ภาษา คือ ภาษา Assembly และ ภาษา C โดยที่ภาษา Assembly สามารถคอมไพล์เป็นไฟล์ DSK ที่สามารถ Run บนบอร์ดได้ ส่วนภาษา C ต้องใช้ Command file (CMD file) มาคอมไพล์เป็นไฟล์ OUT ก่อนจึงจะสามารถ Run บน บอร์ดได้ ในส่วนของโครงงานนี้ใช้โปรแกรมภาษา C ในการทดลอง โดยวิธีการออกแบบเขียนโปรแกรมประมวลผลสัญญาณดิจิทัล (DSP) จะทำการออกแบบการทำงานให้เหมือนกับ อีควอลไลเซอร์เสียง (Audio Equalizer) ซึ่งกำหนดใช้ตัวกรองดิจิทัลแบ่งเสียงออกเป็นย่านความถี่หลาย ๆ ย่านและให้สามารถปรับค่าอัตราขยายในแต่ละย่านได้ เนื่องจากผู้ป่วยจะมีความสามารถในการได้ยินในแต่ละย่านความถี่ที่แตกต่างกัน ซึ่งแพทย์สามารถตรวจสอบ และวัดระดับการได้ยินของผู้ป่วยที่ย่านความถี่ต่างๆ ออกมาได้ เป็นกราฟที่เรียกว่า ออดิโอแกรม (Audiogram) ซึ่งจะใช้โปรแกรมที่ทำการออกแบบ เพื่อปรับระดับการได้ยินในแต่ละย่านความถี่ของผู้บกพร่องทางการได้ยินให้อยู่ในระดับที่เหมาะสม ข้อดีของการออกแบบโดยใช้ชุดการประมวลผลสัญญาณดิจิทัล คือ สามารถใช้

ฮาร์ดแวร์เดียวกันสำหรับผู้ป่วยทุก ๆ คนได้ โดยปรับค่าสัมประสิทธิ์ของโปรแกรมให้เหมาะสมกับออดิโอแกรมของผู้ป่วยแต่ละรายเท่านั้น ทำให้สะดวก และรวดเร็วต่อการใช้งาน



* An air-bone gap that could be a sign of ear infection, that could be treated through the use of antibiotics.

รูปที่ 5 ตัวอย่างกราฟออดิโอแกรม (Audiogram) ของผู้บกพร่องการได้ยิน

X = หูซ้าย

O = หูขวา

จากรูปที่ 5 จะเห็นได้ว่าเส้นกราฟ ออดิโอแกรม (Audiogram) นั้น ผลตอบสนองแต่ละย่านความถี่ไม่เป็นเส้นตรงที่ระดับ 0 dB ถึง 20 dB ฉะนั้นจึงต้องออกแบบโปรแกรมเพื่อที่จะยกระดับเส้นกราฟออดิโอแกรม (Audiogram) ของผู้บกพร่องให้ได้อยู่ในระดับการตอบสนองที่ระดับปกติ (Normal Hearing) คือ 0 dB ถึง 20 dB จากการศึกษาข้อมูลช่วงความถี่สูญเสียการได้ยินโดยส่วนมากที่ใช้เครื่องช่วยฟังจะอยู่ในช่วงความถี่ระหว่าง 200 Hz ถึง 3800 Hz ฉะนั้นการออกแบบโปรแกรมตัวกรองความถี่จึงออกแบบเป็น 6 ช่วงย่านความถี่ที่สำคัญ คือ

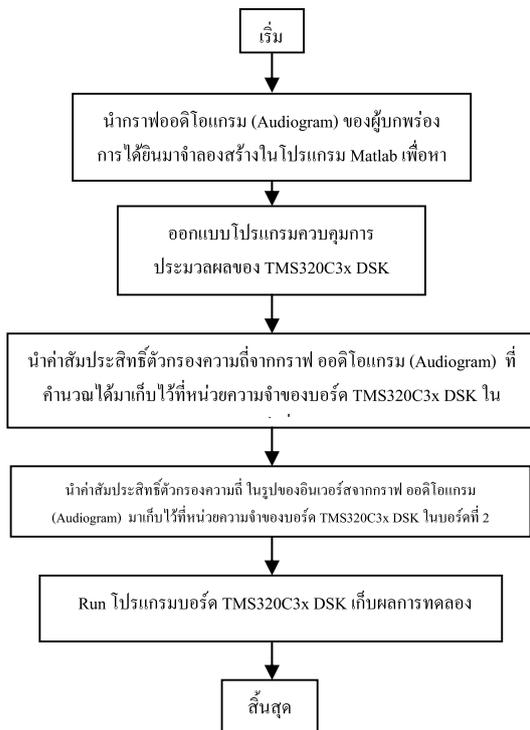
1. ผ่านย่านความถี่ 0-250
2. ผ่านย่านความถี่ 250-500
3. ผ่านย่านความถี่ 500-1000
4. ผ่านย่านความถี่ 1000-2000
5. ผ่านย่านความถี่ 2000-4000
6. ผ่านย่านความถี่ 4000 ขึ้นไป

ตัวที่หนึ่งเป็นตัวกรองแบบความถี่ต่ำผ่าน (Low pass Filter) ตัวที่สองถึงห้าเป็นตัวกรองแบบช่วงความถี่ผ่าน (Band pass Filter) และตัวที่หกเป็นตัวกรองแบบความถี่สูงผ่าน (High pass Filter) ตัวกรองความถี่ผ่านทั้ง 6 ตัวสามารถออกแบบโดยใช้ตัวกรองแบบ FIR โดยต้องออกแบบให้ผลรวมของฟังก์ชันถ่ายโอนทั้งหมดรวมแล้วเป็นตัวกรองแบบผ่านตลอด (All pass filter) ที่มีอัตราขยายคงที่ตลอดทุกย่านความถี่ การออกแบบนี้โดยให้ความถี่ตัดของตัวกรองมีค่าเท่ากับจุดความถี่ปลายของความถี่ซึ่งจะได้ผลตอบสนองเชิงความถี่ของแต่ละย่านความถี่

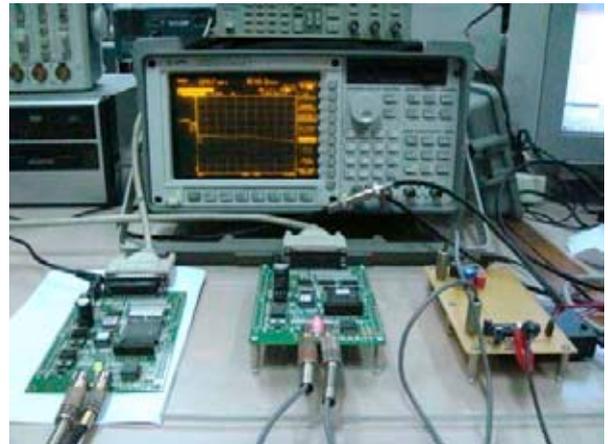
สังเกตได้ว่า ผลบวกของ $h_i(n)$ ทุกตัว จะได้เป็นตัวกรองแบบผ่านตลอดที่สัญญาณขาออกได้ดังสมการที่ 4

$$h_1(n) + h_2(n) + h_3(n) + h_4(n) + h_5(n) + h_6(n) = \delta_n(n) \quad (4)$$

ดังนั้นผลตอบสนองจากตัวกรองแต่ละตัวสามารถนำมาผ่านตัวคูณปรับค่าได้โดยปรับให้เหมาะสมกับผู้ใช้แต่ละคนเพื่อให้อยู่ในระดับการได้ยินปกติ Normal Hearing ซึ่งมีขั้นตอนการออกแบบโปรแกรมและแผนการทำงานดังนี้



รูปที่ 6 ขั้นตอนการออกแบบโปรแกรมและแผนการทำงาน

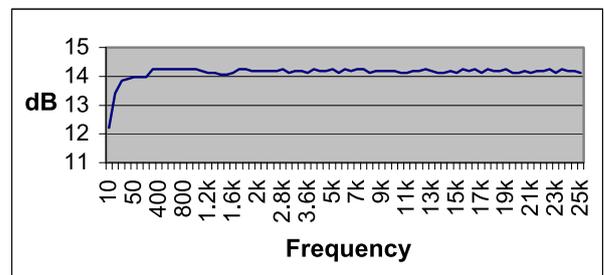


รูปที่ 7 การใช้งานจริง โดยแสดงผลที่เครื่อง Dynamic Signal Analyzer

3. ผลการทดลอง

3.1 ผลการทดสอบวงจรถ่ายขยายเสียง (Headphone Amplifier)

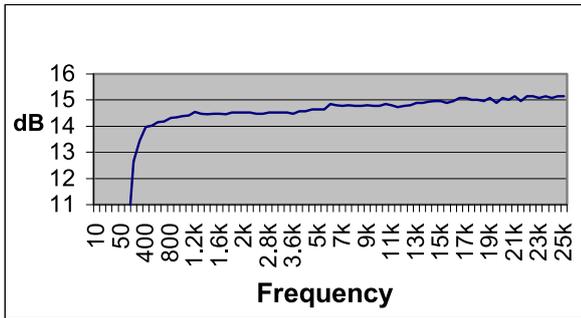
โดยมีอัตราขยายของวงจรถ่ายขยายเสียงอยู่ที่ 5 เท่าของแรงดันอินพุต มีการจ่ายสัญญาณอินพุตที่มีลักษณะสัญญาณ SINE ซึ่งมีขนาดแรงดันอินพุต 100 มิลลิโวลต์และสัญญาณเอาต์พุตที่ได้จะเป็นสัญญาณ SINE ซึ่งมีขนาดแรงดันเอาต์พุต แสดง ได้ดังรูปที่ 8



รูปที่ 8 อัตราการขยายของวงจรถ่ายขยายเสียง

3.2 ผลการทดสอบวงจรถ่ายขยายเสียง (Headphone Amplifiers)

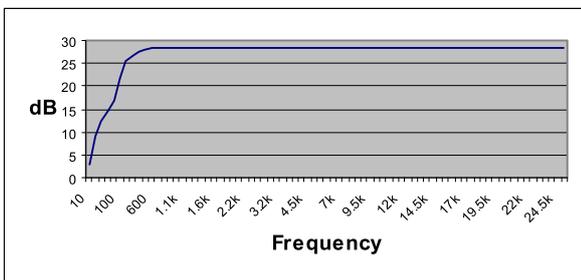
โดยมีอัตราขยายของวงจรถ่ายขยายเสียงอยู่ที่ 5 เท่าของแรงดันอินพุต โดยที่มีการจ่ายสัญญาณอินพุตที่มีลักษณะสัญญาณ SINE ซึ่งมีขนาดแรงดันอินพุต 100 มิลลิโวลต์และสัญญาณเอาต์พุตที่ได้จะเป็นสัญญาณ SINE ซึ่งมีขนาดแรงดันเอาต์พุต ดังรูปที่ 9



รูปที่ 9 อัตราการขยายของวงจขยายเสียง (Headphone Amplifiers)

3.3 ผลการทดสอบอัตราการขยายภาคปริไมโครโฟน (Pre-Mic) ต่อกับ วงจขยายเสียง (Headphone Amplifiers)

โดยมีอัตราการขยายภาคปริไมโครโฟน (Pre-Mic) ต่อกับ วงจขยายเสียง (Headphone Amplifiers) แล้วเท่ากับ 25 เท่าของแรงดันอินพุตมีการจ่าย สัญญาณอินพุตที่มีลักษณะสัญญาณ SINE ซึ่งมีขนาดแรงดันอินพุต 100 มิลลิโวลต์และสัญญาณเอาต์พุตที่ได้จะเป็นสัญญาณ SINE ซึ่งมีขนาด แรงดันเอาต์พุต ดังรูปที่ 10



รูปที่ 4.3 อัตราการขยายของภาคปริไมโครโฟน ต่อกับวงจขยายเสียง

4. สรุปผล

จากการออกแบบและการจำลองเครื่องช่วยฟังมีคุณสมบัติในการจำลองการใช้งานของตัวโปรแกรมสามารถตอบสนองการขยายความถี่เป็นช่วงๆ ได้ โดยการใช้ชุดบอร์ดประมวลผลสัญญาณดิจิทัล DSP TMS320c3x ตัวชุดจำลองเครื่องช่วยฟังมีแจ็คต่อขนาด 3.5 mm สามารถเลือกใช้หูฟังแบบสอดในช่องหูได้ตามความเหมาะสมของผู้ทดสอบ และเครื่องช่วยฟังมี Volume ปรับระดับการขยายเสียงให้เหมาะสมกับผู้ทดสอบใช้แต่ละบุคคลได้

เอกสารอ้างอิง

- [1] กิ่งแก้ว ปาจารย์, “ การฟื้นฟูสมรรถภาพเด็กพิการ”, กรีน พรินท์, 2542.
- [2] พวงแก้ว กิจธรรม, “การช่วยเหลือเด็กหูหนวก และการให้โอกาสทางการศึกษา ".2546.
- [3] สำนักงานสถิติแห่งชาติ, “ประชากรที่พิการ จำแนกตามลักษณะความพิการ เพศ เขตการปกครองและภาค พ.ศ. 2544”. 2544.

การออกแบบตัวกรองเชิงเลขไอโออาร์ ชนิด 2 โพล ที่มีผลตอบสนองทางขนาดหลากหลายรูปแบบ สำหรับเครื่องช่วยฟัง

Two-pole IIR Filter Design with Arbitrary Magnitude Response for Hearing Aid

วดีนาถ วรณสวัสดิ์กุล¹, มนูญ พ่วงพูล¹, สราวุธ จันทร์ผง²

¹ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าพระนครเหนือ
1518 ถนนพิบูลย์สงคราม บาง ซื่อ กรุงเทพฯ 10800 E-Mail: wannasawaskul@hotmail.com

²ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า วิทยาลัยวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยรังสิต
ถ.พหลโยธิน ต.หลักหก อ.เมือง จ.ปทุมธานี 12000

บทคัดย่อ

บทความนี้เป็นงานนำเสนอวิธีการออกแบบตัวกรองเชิงเลขไอโออาร์ ชนิด 2 โพล ที่มีผลตอบสนองทางขนาดหลากหลายรูปแบบ โดยอาศัยความสัมพันธ์ระหว่างตำแหน่งการวางโพล-ซีโร กับผลตอบสนองทางขนาด และเพื่อให้เห็นถึงประโยชน์ของงานวิจัยนี้ จึงเน้นไปที่การออกแบบผลตอบสนองทางความถี่ของผู้บกพร่องทางการได้ยิน (Audiogram) เนื่องจากการชดเชยความบกพร่องทางการได้ยินแต่เดิมนั้นใช้วิธีการปรับจนถึงความถี่ ซึ่งความละเอียดชัดเจนของเสียงหลังการปรับแตงนั้นขึ้นอยู่กับความเชี่ยวชาญของโสตแพทย์ เพื่อให้การชดเชยมีประสิทธิภาพมากขึ้น จึงต้องการสร้างตัวจำลองผลตอบสนองทางความถี่ที่ลักษณะใกล้เคียงกับผลตอบสนองทางความถี่ของผู้บกพร่องทางการได้ยินก่อนทำการสร้างตัวชดเชยความบกพร่องทางการได้ยิน การออกแบบรูปจำลองทางคณิตศาสตร์ของผลตอบสนองทางขนาดเริ่มจากออกแบบตัวกรองเชิงเลขแบบ All-pass และเปลี่ยนตำแหน่งของโพล-ซีโรเพื่อควบคุมผลตอบสนองทางขนาดให้สอดคล้องกับกราฟแสดงความบกพร่องทางการได้ยิน ผลการทดลองพบว่า ฟังก์ชันถ่ายโอนความบกพร่องทางการได้ยินที่ถูกสร้างขึ้นตามหลักการที่นำเสนอมีความถูกต้องสอดคล้องกับกราฟแสดงความบกพร่องทางการได้ยิน

Abstract

This paper proposes two-pole IIR filter design with arbitrary magnitude response used principle relationship between pole-zero position with magnitude response and to benefit to be specific design Audiogram because formerly the compensation use adjustable the hearing loss audiogram suitable at standard frequency for each patients. However, for adjusting of hearing aid depend based on experienced of EENT-medical technician. For efficiency, before we design magnitude response in the

vicinity of Audiogram. The design of hearing impairment mathematical, from the all-pass filter design with change the pole-zeros position for accord with hearing loss audiogram. The proposed design result found that, the hearing impairment system function to work with high accuracy and accord with hearing loss audiogram and the system function of hearing impairment compensate could perform the compensate with high accuracy

Keywords: Hearing Loss, Audiogram, IIR Filter, Pole-Zero

1. บทนำ

ในงานบางประเภทมีความจำเป็นที่จะต้องชดเชยสัญญาณ หรือปรับแต่งสัญญาณให้มีลักษณะ สัญญาณเป็นไปตามข้อกำหนด ตัวอย่างเช่น การประมวลผลสัญญาณเสียง (Audio Processing) งานทางด้านทางการแพทย์ เช่น การชดเชยสัญญาณในเครื่องช่วยฟังสำหรับผู้ที่มีความบกพร่องทางการได้ยิน (Hearing Aids) เป็นต้น ซึ่งแต่เดิมได้มีการนำเสนอการชดเชยสัญญาณโดยใช้ตัวกรองเชิงเลขแบบเอฟไออาร์ (FIR Filter) ทั้งนี้เนื่องจากตัวกรองเชิงเลขแบบเอฟไออาร์มีคุณสมบัติที่สำคัญคือ มีผลตอบสนองทางเฟสเป็นเชิงเส้น (Linear Phase Response) ซึ่งจากคุณสมบัติดังกล่าวทำให้ตัวกรองเชิงเลขแบบเอฟไออาร์สามารถออกแบบให้มีผลตอบสนองทางขนาดได้หลากหลายรูปแบบ อย่างไรก็ตามการชดเชยสัญญาณโดยใช้ตัวกรองเชิงเลขแบบเอฟไออาร์นั้นยังมีข้อจำกัดอยู่บางประการเช่น ต้องใช้จำนวน Order ของตัวกรองมาก ซึ่งเป็นผลให้การนำไปสร้างจริง (Hardware Implementation) ต้องใช้ตัวประมวลผลที่มีประสิทธิภาพสูง จากปัญหาที่กล่าวมาทั้งหมด ดังนั้นวิทยานิพนธ์ฉบับนี้จึงเป็นการนำเสนอ วิธีการออกแบบตัวกรองเชิงเลขแบบไอโออาร์ ชนิด 2 โพล ที่สามารถกำหนดผลตอบสนองทางขนาดให้มีรูปแบบที่หลากหลาย โดยอาศัยความสัมพันธ์

ระหว่างตำแหน่งการวางโพล-ซีโร (Pole-Zero) บนระนาบ z กับ ผลตอบสนองทางขนาด ซึ่งวิธีนี้เป็นหลักการโดยง่ายในการออกแบบ เพราะระบบของตัวกรองสำหรับซดเซยสัญญาณจะมีเพียงโพลและซีโร 1 คู่เท่านั้น จึงสะดวกต่อการสร้างจริงเพราะฮาร์ดแวร์ที่นำมาใช้นั้นไม่จำเป็นต้องมีประสิทธิภาพมากก็สามารถทำงานได้อย่างดี

2. การออกแบบผลตอบสนองทางถี่ของผู้กรองทางการได้ยีน
 หลักการที่ใช้ในการออกแบบตัวจำลองของผลตอบสนองทางความถี่ของผู้กรองทางการได้ยีน เริ่มจากการสร้างผลตอบสนองทางความถี่ของตัวกรองเชิงเลขแบบ All-pass ก่อน ซึ่งจะสังเกตได้ว่าในสมการที่ (1) มีตัวแปรอิสระอยู่ 3 ตัวด้วยกัน คือ มุมของโพล-ซีโร ในการออกแบบ (ω_0), ระยะห่างระหว่างตำแหน่งโพล กับ มุม Origin (r_p), และระยะห่างระหว่างตำแหน่งซีโร กับ มุม Origin (r_z) ดังนั้นบทความนี้จะนำเสนอวิธีการคำนวณหาค่าตัวแปรต่างๆ ที่เหมาะสมกับการสร้างตัวจำลองของผลตอบสนองทางความถี่ของผู้กรองทางการได้ยีน

$$H(z) = \frac{r_z^2 - 2r_z \cos(\omega_0)z^{-1} + z^{-2}}{1 - 2r_p \cos(\omega_0)z^{-1} + r_p^2 z^{-2}} \quad (1)$$

การกำหนด ω_0 สามารถกำหนดได้จากระดับเสียงที่ต่ำสุดหรือสูงสุดที่เห็นได้ชัด หลังจากนั้นค่า r_p ได้จากความสัมพันธ์ของ Bandwidth (Bw) ดังแสดงในสมการที่ (2)

$$Bw \cong (1 - r_p)Fs \quad (2)$$

ดังนั้นจะทราบค่า ω_0 และ r_p ของระบบแล้ว ต่อจากนั้นทำการคำนวณหา ค่า r_z โดยใช้ Least Square เมื่อ x คือ ความถี่ที่ใช้ในการทดสอบการได้ยีน

$$H(x) = \frac{r_z^2 - 2r_z \cos(\omega_0)e^{-jx} + e^{-2jx}}{1 - 2r_p \cos(\omega_0)e^{-jx} + r_p^2 e^{-2jx}} \quad (3)$$

กำหนดให้ H_x

$$H_x = H(x) \cdot (1 - 2r_p \cos(\omega_0)e^{-jx} + r_p^2 e^{-2jx}) \quad (4)$$

เพราะฉะนั้นพจน์ของ r_z จะเท่ากับ H_x

$$r_z^2 - 2r_z \cos(\omega_0)e^{-jx} + e^{-2jx} = H_x \quad (5)$$

เนื่องจากการทดสอบการได้ยีนมีมากกว่า 1 ความถี่ จึงทำให้จำนวนสมการมากกว่าจำนวนตัวแปร (Over Determined) ดังนั้นจะต้องทำการประมาณค่า r_z เพื่อให้เกิดค่าผิดพลาดน้อยที่สุด ซึ่งบทความนี้เลือกใช้วิธี Least Square [1] ทำการประมาณค่า r_z

$$\begin{aligned} r_z^2 - 2r_z \cos(\omega_0)e^{-jx_0} + e^{-2jx_0} &= H_{x_0} \\ r_z^2 - 2r_z \cos(\omega_0)e^{-jx_1} + e^{-2jx_1} &= H_{x_1} \\ &\vdots \\ r_z^2 - 2r_z \cos(\omega_0)e^{-jx_n} + e^{-2jx_n} &= H_{x_n} \end{aligned} \quad (6)$$

กำหนดให้ r_z คือ Euclidean Norm และเป็นค่าที่ต้องการความคลาดเคลื่อนน้อยที่สุด จัดสมการให้ (6) ให้มีค่าน้อยที่สุดนั้นก็คือเท่ากับศูนย์ และสามารถเขียนให้อยู่ในรูป Matrix form ได้ในสมการที่ (7)

$$P = \begin{bmatrix} P_{x_0} \\ P_{x_1} \\ \vdots \\ P_{x_n} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} H_{x_0} - r_z^2 + 2r_z \cos(\omega_0)e^{-jx_0} - e^{-2jx_0} \\ H_{x_1} - r_z^2 + 2r_z \cos(\omega_0)e^{-jx_1} - e^{-2jx_1} \\ \vdots \\ H_{x_n} - r_z^2 + 2r_z \cos(\omega_0)e^{-jx_n} - e^{-2jx_n} \end{bmatrix} \quad (7)$$

ค่าของ r_z หาได้จากการหาค่าต่ำสุดของฟังก์ชัน ($\|P\|$) โดยทำการหาอนุพันธ์เทียบกับ r_z

$$\left. \begin{aligned} \|P\| &= \sqrt{P_{x_0}^2 + P_{x_1}^2 + \dots + P_{x_n}^2} \\ (\|P\|)^2 &= P_{x_0}^2 + P_{x_1}^2 + \dots + P_{x_n}^2 \end{aligned} \right\} \quad (8)$$

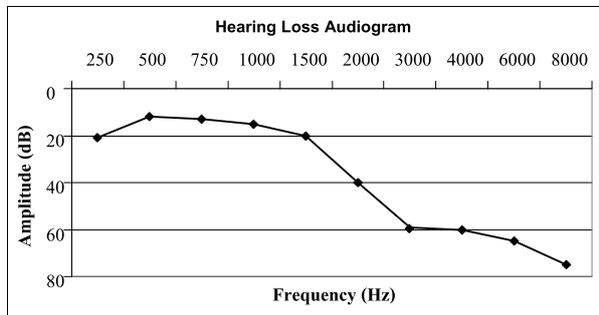
กำหนดให้

$$\left. \begin{aligned} A &= x_{0,1} + x_{1,1} + \dots + x_{n,1} \\ B &= x_{0,2} + x_{1,2} + \dots + x_{n,2} \\ C &= x_{0,3} + x_{1,3} + \dots + x_{n,3} \\ D &= x_{0,4} + x_{1,4} + \dots + x_{n,4} \end{aligned} \right\} \quad (10)$$

$$Ar_z^3 + Br_z^2 + Cr_z + D = 0 \quad (11)$$

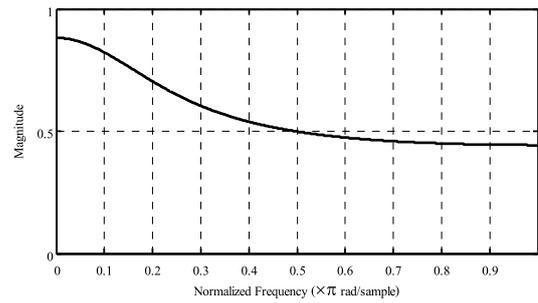
3 การทดลอง

จากรูปที่ 1 เป็นการแสดงลักษณะผลตอบสนองทางความถี่ของผู้บกพร่องทางการได้ยิน [2] ที่นำมาใช้เป็นตัวต้นแบบในการจำลองผลตอบสนองทางขนาด และจากหลักการที่นำเสนอจะได้ค่า $\omega_0 = 0.0625$, $r_p = 0.4726$, $r_z = 0.3203$ และ อัตราขยาย $G = 0.551047$ ซึ่งสามารถเขียนเป็นฟังก์ชันถ่ายโอนดังสมการที่ (12) และในรูปที่ 2 และ 3 แสดงการจำลองผลตอบสนองทางขนาดและตำแหน่งโพล-ซีโรของผลตอบสนองทางความถี่ของผู้บกพร่องทางการได้ยินด้วยโปรแกรม MATLAB และในรูปที่ 4 เป็นการเปรียบเทียบผลตอบสนองทางความถี่ของผู้บกพร่องทางการได้ยินระหว่างตัวต้นแบบกับตัวจำลอง

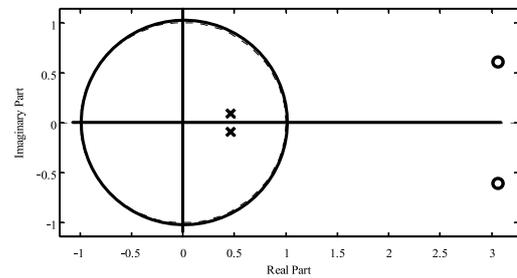


รูปที่ 1 ต้นแบบของผลตอบสนองทางความถี่ของผู้บกพร่องทางการได้ยิน

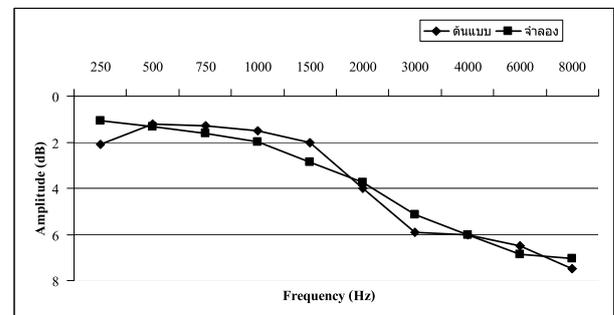
$$H(z) = \frac{0.056533063 - 0.346217898z^{-1} + 0.551047z^{-2}}{1 - 0.927038247z^{-1} + 0.22335076z^{-2}} \quad (12)$$



รูปที่ 2 ผลการจำลองผลตอบสนองทางความถี่ของผู้บกพร่องทางการได้ยินด้วยโปรแกรม MATLAB



รูปที่ 3 ตำแหน่งโพล-ซีโรของผลการจำลองผลตอบสนองทางความถี่ของผู้บกพร่องทางการได้ยินด้วยโปรแกรม MATLAB



รูปที่ 4 เปรียบเทียบผลตอบสนองทางความถี่ของผู้บกพร่องทางการได้ยินระหว่างตัวต้นแบบกับตัวจำลอง

4. ผลการทดลอง

จากการทดลองออกแบบผลตอบสนองทางความถี่ของผู้บกพร่องทางการได้ยิน ผลที่ได้จากการจำลองมีผลต่างมากที่สุดอยู่ที่ 10.222 และน้อยที่สุดอยู่ที่ 0.5888 ซึ่งยอมรับได้เนื่องจากระดับการได้ยินเสียงปกติอยู่ที่ 25 dB ตาม

ตารางที่ 2 ดังนั้นเมื่อทำการชดเชยความบกพร่องทางการได้ยินจึงยังอยู่ในช่วงของหูปกติ

ตารางที่ 1 ค่าความผิดพลาดในการออกแบบ

Frequency	$ H(z) $	$ H_m(z) $	ผลต่าง
250	21	10.778	10.222
500	12	13.3329	1.3329
750	13	16.1739	3.1739
1000	15	19.8392	4.8392
1500	20	28.5214	8.5214
2000	40	37.3639	2.6361
3000	59	51.4864	7.5136
4000	60	60.5888	0.5888
6000	65	68.5888	3.5888
8000	75	70.6017	4.3983

เมื่อ $|H_m(z)|$ คือ ตัวจำลองผลตอบสนองทางความถี่ของผู้บกพร่องทางการได้ยิน

ตารางที่ 2 ระดับความบกพร่องทางการได้ยิน [2]

ระดับการได้ยิน	ค่าเฉลี่ยความไวของหู ณ ความถี่ 500-2000 Hz. ของหูข้างที่ดึกกว่า (dB)	ความสามารถในการเข้าใจ คำพูด
หูปกติ	ไม่เกิน 25	ไม่ลำบากในการรับฟังคำพูด
หูตึงน้อย	25-40	ไม่ได้ยินเสียงพูดเบา
หูตึงปานกลาง	40-55	พูดด้วยความดังปกติแล้ว ไม่ได้ยิน
หูตึงมาก	55-70	พูดด้วยดังๆแล้วไม่ได้ยิน
หูตึงอย่างแรง	70-90	ต้องตะโกนหรือใช้เครื่อง ขยายเสียงจึงจะได้ยินและได้ ยินไม่ชัดด้วย
หูหนวก	มากกว่า 90	ตะโกนหรือขยายเสียงพูด แล้วก็ยังไม่ได้ยินและไม่ เข้าใจ

5. สรุปผลการทดลอง

วิธีการออกแบบตัวกรองเชิงเลขไออาร์ ชนิด 2 โพล ที่มีผลตอบสนองทางขนาดหลายรูปแบบ โดยอาศัยความสัมพันธ์ระหว่างตำแหน่งการวางโพล-ซีโร กับผลตอบสนองทางขนาดตามหลักการที่นำเสนอ สามารถออกแบบผลตอบสนองทางขนาดให้มีลักษณะใกล้เคียงผลตอบสนองทางความถี่ของผู้บกพร่องทางการได้ยินได้เป็นอย่างดี แต่เนื่องจากจำนวนอันดับของตัวกรองที่น้อยรวมทั้งข้อมูลที่ใช้ในการออกแบบไม่ละเอียดมากพอจึงทำให้ผลการออกแบบเกิดความคลาดเคลื่อนบ้าง แต่ยังคงอยู่ในขอบเขตที่พอแก้ไขได้จากการชดเชยความบกพร่องทางการได้ยิน

เอกสารอ้างอิง

- [1] Yimman, S., Hinjit, W., Sriboonsong S., Puangpool M. and Dejhan, K. "IIR Notch Filter Design With Modified Pole Zero Placement Algorithm." The 2003 IEEE International Symposium on Signal Processing and Information Technology. (14-17 Dec. 2003) : 822-825.
- [2] http://www.rcot.org/hearing_aids.html, ราชวิทยาลัย โสต ศอ นาสิก แพทย์ แห่งประเทศไทย
- [3] <http://www.intimexhearing.com/ear.html> ศูนย์บริการเครื่องช่วยฟังอินทิเม็กซ์. องค์ประกอบของหู.
- [4] http://drdavidson.ucsd.edu/portals/cmo/CMO_01.htm Head and Neck History and Physical Examination.

การเพิ่มประสิทธิภาพของการบีบอัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วยการจัดเรียงข้อมูล

Header Format for ECG Compression

โยทกา ชมภูศรี¹, กอบชัย เดชหาญ¹, สุรพันธ์ อิมมัน²

¹ คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

ลาดกระบัง กรุงเทพมหานคร 10520 Email: S2610156@kmitl.ac.th, kobchai@telecom.kmitl.ac.th

² คณะวิทยาศาสตร์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าพระนครเหนือ

บางซื่อ กรุงเทพมหานคร 10800 Email: sym@kmutnb.ac.th

บทคัดย่อ

การนำเทคนิคการจับคู่สัญญาณเข้ามาช่วยในการบีบอัดข้อมูล ผลลัพธ์ที่ได้จะมีความผิดพลาดระหว่างสัญญาณดั้งเดิมและสัญญาณสร้าง ขึ้นน้อยมากทั้งในกรณีของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีคาบปกติและไม่ ปกติ แต่ต้องจํานวนครั้งในการใช้เทคนิค Dynamic Time Warping มากกว่า ใช้เทคนิค Period Scaling จะทำให้เกิดข้อมูล Header เพิ่มมากขึ้น และข้อมูล Header นี้มีความสำคัญเพราะจะต้องถูกนำไปใช้ในขั้นตอนการ สร้างคืนสัญญาณ โดยข้อมูล Header จะมีขนาดมากกว่า 8 เท่าของสัญญาณ ค่าคงเหลือ (Residual Signal) ซึ่งจะส่งผลให้อัตราการบีบอัดลดลง เพื่อเป็นการ เพิ่มประสิทธิภาพการบีบอัดข้อมูล งานวิจัยนี้จึงนำเสนอการจัดเรียง ข้อมูล Header เพื่อให้มีขนาดที่เล็กลงและในขณะเดียวกันต้องไม่ส่งผลต่อ ค่าความผิดพลาดของสัญญาณสร้างคืนด้วย จากผลลัพธ์ที่ได้พบว่าวิธีการ จัดเรียงข้อมูลที่น่าเสนอสามารถลดขนาดของ Header ได้อย่างน้อย 7.5 เท่า

Abstract

The error from applying compression method based on Selective Mapping technique on both regular and irregular period ECG signal is very small. But, when more beat requires the Dynamic Time Warping technique than Period Scaling technique, the more additional information is produced and the size of this header data is large. This data contain the mapping information which is importance information in reconstruction process. In case of Dynamic Time Warping technique, the header size is greater than 8 times of residual size therefore it enormously reduces the Compression Ratio. To improve the compression performance by not affecting the error, the designed header format is proposed to lower the size of additional data producing from mapping process. As the result, this arrangement of new header format can reduce the header size lower than 7.5 times of original header size.

Keywords: Compression, ECG, Dynamic Time Warping, Wavelet Transform

1. คำนำ

Electrocardiogram (ECG) คือสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่เกิดขึ้น เมื่อกล้ามเนื้อหัวใจมีการเต้น สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจมีความสำคัญมาก ในทางการแพทย์ เพราะสามารถนำสัญญาณดังกล่าวมาวิเคราะห์เพื่อ วินิจฉัยโรคทางด้านหัวใจจากลักษณะรูปร่างของสัญญาณดังกล่าวได้ ใน การนำสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจมาวิเคราะห์หรือแม้กระทั่งการติดตามดู อาการของผู้ป่วย จะต้องมีการบันทึกข้อมูลของสัญญาณในช่วงระยะเวลา อย่างน้อย 24 ชั่วโมง ทำให้ขนาดของสัญญาณที่ถูกบันทึกมีขนาดใหญ่ ดังนั้น การบีบอัดข้อมูลเพื่อให้ใช้หน่วยความจำในการเก็บข้อมูลลงจึงมี ความสำคัญในทางการแพทย์ โดยการบีบอัดข้อมูลจะต้องคงข้อมูลหรือ ลักษณะที่สำคัญของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจเอาไว้ ที่ผ่านมามีงานวิจัย ทางด้านการบีบอัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจอยู่เป็นจำนวนมาก สามารถแบ่ง ออกได้เป็น หมวดหลัก ได้ 3 แบบคือ [1-5] วิธีบีบอัดโดยตรง วิธีบีบอัดโดย ผ่านการแปลง และวิธีดึงลักษณะสำคัญ ในปัจจุบัน จะพบงานวิจัยเรื่องการ บีบอัดข้อมูลโดยใช้วิธีบีบอัดในโดเมนอื่นๆ โดยเฉพาะการแปลงเวฟเลต ก่อนข้างมาก เนื่องจากการแปลงเวฟเลตสามารถวิเคราะห์หาค่าประกอบ ความถี่ต่างๆ ของสัญญาณที่สเกลเวลาต่างๆ ได้ ลักษณะของสัญญาณ คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่พบโดยทั่วไป ถ้าแบ่งตามลักษณะของการเปลี่ยนแปลง ของอัตราการเต้นของหัวใจ จะได้ลักษณะของสัญญาณสองแบบคือ สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีคาบแบบปกติและสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มี คาบแบบไม่ปกติ โดยในแต่ละจังหวะการเต้นของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ที่มีคาบแบบปกติจะมีความสัมพันธ์กันค่อนข้างสูง ส่งผลทำให้การบีบอัดทำ ได้มีประสิทธิภาพ ในทางกลับกันในกรณีของสัญญาณคลื่นไฟฟ้า หัวใจที่มีคาบแบบไม่ปกติ ในบางจังหวะการเต้นหรือทุกจังหวะการเต้นจะมีความสัมพันธ์กันน้อยมาก ขึ้นอยู่กับความผิดปกติมากน้อยเพียงใด ส่งผลให้ การบีบอัดข้อมูลด้วยอัตราการบีบอัดที่สูงและมีค่าความผิดพลาดต่ำเป็นสิ่งที

2.3 การหาค่าความต่างคงเหลือ (Residual difference)

ค่าความต่างคงเหลือจะหาได้จากการนำค่าของสัญญาณจังหวะการเดินหักล้างกับค่าที่ถูกจับคู่จากสัญญาณการเดินของหัวใจอ้างอิง หากจังหวะการเดินนั้นถูกจับคู่โดยใช้เทคนิค Period Scaling ตำแหน่งของสัญญาณการเดินของหัวใจอ้างอิงจะถูกคำนวณกลับมาจาก Period Scaling Parameter แต่ถ้าใช้เทคนิค Dynamic Time Warping ค่าของ Warp Path จะเป็นตัวบอกตำแหน่งของการจับคู่โดยไม่มี Algorithm ในการคำนวณกลับ

2.4 การกำจัดข้อมูลส่วนเกิน (Redundancy Eliminating)

ในการกำจัดข้อมูลส่วนเกินนั้นประกอบด้วยสองขั้นตอนคือ ขั้นตอนการแปลงดีสครีตเวฟเลต (Discrete Wavelet Transform) เป็นการแยกส่วนประกอบของสัญญาณออกมาในช่วงความถี่ต่างๆ โดยในงานวิจัยนี้ใช้เวฟเลตแม่ Dabechies โดยใช้ในการแยกส่วนประกอบออกมาสาระดับโดยผลลัพธ์ที่ได้จะประกอบด้วย สัมประสิทธิ์ Approximation ซึ่งเป็นส่วนประกอบของสัญญาณที่มีความถี่ต่ำ และสัมประสิทธิ์ Detail ซึ่งเป็นส่วนประกอบของสัญญาณที่มีความถี่สูง และขั้นตอนการตัดค่าทิ้ง (Thresholding) โดยขั้นตอนนี้จะทำการตัดค่าที่ไม่มีค่าสำคัญทิ้งไป โดยจะมีการกำหนดค่า Threshold ถ้าค่าที่เปรียบเทียบกับค่าระดับ Threshold ค่า นั้นจะมีค่าเป็นศูนย์ ส่วนค่าที่สูงกว่าระดับ Threshold จะคงไว้ โดยในงานวิจัยนี้ค่า Threshold จะมีความสัมพันธ์กับค่า Energy Packing Efficiency, EPE คือ ร้อยละของพลังงานของสัญญาณที่คงไว้หลังจากถูกตัดค่าทิ้งต่อค่าพลังงานของสัญญาณก่อนถูกตัดทิ้ง [8] โดยค่าดังกล่าวสามารถกำหนดแยกในแต่ละความถี่ ขึ้นอยู่กับความละเอียดของการจัดเก็บข้อมูลของในแต่ละช่วงความถี่ของสัญญาณในการคำนวณกลับ

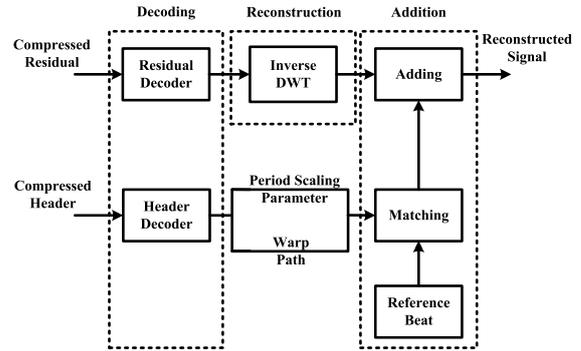
2.5 การเข้ารหัสสัญญาณ (Encoding)

จากนั้นสัญญาณและข้อมูล Header จะถูกนำมาเข้ารหัส โดยในงานวิจัยนี้เลือกใช้วิธี Huffman เนื่องจากลักษณะของข้อมูลที่จะทำการบีบอัดจะมีข้อมูลบางชุดที่มีการซ้ำกันมาก ซึ่งวิธี Huffman เป็นวิธีการเข้ารหัสที่ช่วยทำให้ข้อมูลประเภทนี้ มีขนาดลดลงได้อย่างมีประสิทธิภาพ

3. วิธีการสร้างคืนสัญญาณ

ในรูปที่ 3 แสดงขั้นตอนในการสร้างคืนสัญญาณ ในขั้นตอนแรกสัญญาณที่ผ่านการบีบอัด (Compressed Residual) และข้อมูล Header จะถูกนำมาถอดรหัส ต่อมาสัญญาณคงเหลือ (Residual) จะถูกแปลงกลับมายังโดเมนเวลาอีกครั้งโดยการใช้การแปลงกลับของดีสครีตเวฟเลต (Inverse Discrete Wavelet Transform) ในขณะเดียวกัน ข้อมูล Header จะถูกแยกออกมาเพื่อใช้ในการหาตำแหน่งที่ถูกจับคู่ระหว่างสัญญาณที่กำลังถูกประมวลผลและสัญญาณการเดินของหัวใจอ้างอิง (Reference Beat) จากนั้น

ค่าของสัญญาณจังหวะการเดินที่ถูกอ้างอิงจะถูกนำไปบวกกลับเข้าไป จะทำให้ได้สัญญาณสร้างคืน



รูปที่ 3 วิธีการสร้างคืนสัญญาณ

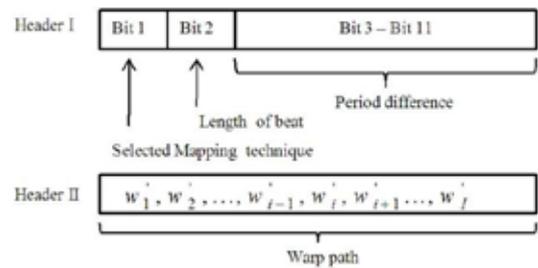
4. การจัดเรียงข้อมูล (Header Format)

จากการบีบอัดสัญญาณ ข้อมูลของหนึ่งจังหวะการเดินจะประกอบด้วยข้อมูล Header และสัญญาณส่วนต่างคงเหลือดังแสดงในรูปที่ 4



รูปที่ 4 ข้อมูลของสัญญาณหนึ่งจังหวะการเดินที่ถูกบีบอัดแล้ว

ในขั้นตอนการจัดเรียงข้อมูล Header จะต้องทำให้ขนาดของ Header มีขนาดเล็กที่สุด เพราะขนาดของ Header จะส่งผลกระทบต่อค่าอัตราการบีบอัด (Compression Ratio) โดยตรง ถ้าข้อมูล Header มีขนาดใหญ่จะทำให้ อัตราการบีบอัดลดลง ดังนั้น ในงานวิจัยนี้จึงออกแบบวิธีการจัดเรียงข้อมูล ให้มีขนาดเล็กเพื่อเพิ่มประสิทธิภาพในการบีบอัดข้อมูล ในขณะเดียวกัน ขั้นตอนนี้จะต้องไม่ส่งผลกระทบต่อค่าความผิดพลาดของสัญญาณสร้างคืนด้วย ในรูปที่ 5 แสดงรูปแบบของ Header ซึ่งจะประกอบด้วย Header จำนวนสองชุด คือ Header I และ Header II โดยจำนวนชุดของ Header ของแต่ละจังหวะการเดินที่จะถูกสร้างขึ้นมานี้จะขึ้นอยู่กับชนิดของเทคนิคการจับคู่ที่ใช้



รูปที่ 5 รูปแบบของข้อมูล Header

Header I เป็นข้อมูลที่จะเกิดขึ้นเสมอ โดย Header ชนิดนี้จะมีข้อมูลทั้งหมด 11 บิต บิตแรกจะเป็นตัวชี้ว่าสัญญาณนี้ถูกจับคู่โดยการใช้เทคนิค Period Scaling หรือ Dynamic Time Warping และบิตที่สองจะบอกว่าคาบสัญญาณ จังหวะการเดินนี้ยาวกว่าหรือสั้นกว่าคาบของสัญญาณการเดินของหัวใจอ้างอิง ส่วนบิตที่เหลือตั้งแต่บิตที่ 3 ถึงบิตที่ 11 จะเก็บค่าส่วนต่างระหว่างคาบของทั้งสองสัญญาณ ส่วน Header II เป็นข้อมูลที่เกิดขึ้นเฉพาะเมื่อมีการใช้เทคนิค Dynamic Time Warping ในการจับคู่สัญญาณเท่านั้น โดย Header II จะเก็บข้อมูลของ Warp Path ซึ่งข้อมูลนี้จะมีขนาดใหญ่เพราะจะต้องเก็บตำแหน่งของคู่ของสัญญาณที่ถูกจับคู่ ในงานวิจัยนี้จึงทำการออกแบบการจัดเรียงข้อมูลของ Header II ใหม่เพื่อให้มีขนาดที่น้อยลง

มีสัญญาณจังหวะการเดิน X , โดยมีคาบเท่ากับ I และสัญญาณการเดินของหัวใจอ้างอิง Y , โดยมีคาบเวลาเท่ากับ J ดังแสดงในสมการที่ (1) และ (2) ตามลำดับ

$$X = x_1, x_2, \dots, x_i, \dots, x_I \quad (1)$$

$$Y = y_1, y_2, \dots, y_j, \dots, y_J \quad (2)$$

Warp path, W จะเก็บตำแหน่งของค่าที่ถูกจับคู่ระหว่างสัญญาณ X และสัญญาณ Y ตามสมการที่ (3)

$$W = w_1, w_2, \dots, w_k, \dots, w_K \quad (3)$$

โดยที่ K คือความยาวของ Warp path โดย $\max(I, J) \leq K \leq I+J$ จากนั้นทำการลดขนาดของ Warp Path ให้เหลือความยาวเท่ากับคาบของสัญญาณจังหวะการเดิน, X โดยหากสัญญาณถูกจับคู่กับหลายค่า ก็ทำการเลือกค่าที่ใกล้เคียงกันมากที่สุดมาเพียงหนึ่งค่า จะได้ Warp Path ที่มีความยาวเท่ากับ I ดังสมการที่ (4)

$$W = w_1, w_2, \dots, w_i, \dots, w_I \quad (4)$$

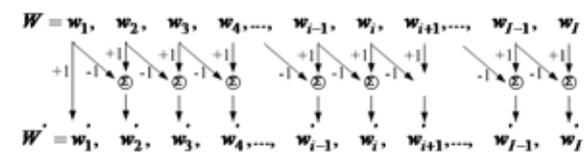
โดย $w_i = (i, j)$ คือค่าแต่ละค่าของ Warp Path และค่า i คือตำแหน่งค่าของสัญญาณจังหวะการเดินและ j คือตำแหน่งค่าของสัญญาณการเดินของหัวใจอ้างอิง เนื่องจากความยาวของ Warp Path เท่ากับความยาวของสัญญาณจังหวะการเดิน และแต่ละค่าของ Warp Path เก็บค่าตำแหน่งเป็นจำนวนสองค่า ทำให้ขนาดของ Warp Path มากกว่าขนาดของสัญญาณจังหวะการเดินถึงสองเท่า ในงานวิจัยนี้ได้ทำการลดขนาดของข้อมูลของ Warp Path ใหม่เพื่อให้มีขนาดเล็กลงโดยการให้แต่ละค่าของ Warp Path ที่ตำแหน่งของสัญญาณจังหวะอ้างอิงเก็บเฉพาะค่าตำแหน่งของสัญญาณการเดินของหัวใจอ้างอิงที่ถูกจับคู่เท่านั้น ดังสมการที่ (5)

$$w_i = j \quad (5)$$

ทำให้ขนาดของ Warp Path ลดลงเหลือเพียงครึ่งเดียว และจากคุณสมบัติของ Warp Path ที่จะต้องเป็นลักษณะที่ค่อยๆ เพิ่มขึ้น ทำให้ตำแหน่งที่ถูกจับคู่ของสัญญาณการเดินของหัวใจอ้างอิงที่ถูกจับคู่จะต้องเท่ากับหรือมากกว่าตำแหน่งก่อนหน้าดังแสดงในสมการที่ (6)

$$w_i = j, w_{i+1} = j' : j \leq j' \quad (6)$$

จากนั้นทำการปรับปรุง Warp Path อีกครั้งเพื่อให้ใช้จำนวนบิตในการเก็บตำแหน่งที่ถูกจับคู่น้อยลงโดยแสดงวิธีการคำนวณค่า Warp Path ใหม่, W' ดังรูปที่ 6 ดังตัวอย่างนี้



รูปที่ 6 รูปแบบของข้อมูล Header

Warp Path ใหม่จะเก็บค่าความต่างระหว่างตำแหน่งปัจจุบันกับตำแหน่งก่อนหน้าที่อยู่ติดกัน การจัดเรียงข้อมูลแบบนี้จะทำให้ขนาดของ Warp Path เล็กลง และทำให้ค่าตัวชี้ตำแหน่งมีค่าน้อยลงและค่าใน Warp Path จะเป็นค่าที่ซ้ำกันมากซึ่งจะส่งผลให้การบีบอัดข้อมูลทำได้ดีขึ้น

5. การวิเคราะห์

ในงานวิจัยนี้ได้ทำการทดสอบประสิทธิภาพของวิธีการเพิ่มประสิทธิภาพของการบีบอัดข้อมูล โดยการพยายามลดขนาดของข้อมูล Header โดยเฉพาะอย่างยิ่ง การลดขนาดของ Warp Path ในการทดสอบได้ใช้สัญญาณ ECG จากฐานข้อมูล MIT-BIH โดยมีอัตราการสุ่มเท่ากับ 360 Hz และเก็บข้อมูลขนาด 11 บิตต่อหนึ่งค่าสัญญาณ การวัดประสิทธิภาพของวิธีการบีบอัดจะใช้ค่าสองค่าเป็นตัวชี้วัด

Percent Root Means Square Difference (PRD) คือ ค่าที่ใช้วัดความผิดพลาดของสัญญาณสร้างคืนต่อสัญญาณตั้งต้น โดยคำนวณได้ดังสมการที่ (7)

$$PRD = \sqrt{\frac{(x_i - x'_i)^2}{x_i^2}} \times 100\% \quad (7)$$

โดยที่ x_i คือสัญญาณตั้งต้น x'_i คือสัญญาณสร้างคืน

Compression Ratio (CR) คือ อัตราส่วนระหว่างขนาดของสัญญาณตั้งต้นและขนาดของสัญญาณที่ถูกบีบอัดทั้งหมดดังสมการที่ (8)

$$CR = N_x / (N_{\text{reference beat}} + N_{\text{compressed header}} + N_{\text{compressed residual}}) \quad (8)$$

โดย N_x คือ ขนาดของข้อมูลสัญญาณตั้งต้น $N_{reference\ beat}$ คือ ขนาดของข้อมูลของสัญญาณอ้างอิง $N_{compressed\ header}$ คือ ขนาดข้อมูลของ Header ที่ถูกบีบอัด และ $N_{compressed\ residual}$ คือ ขนาดของข้อมูลค่าความต่างคงเหลือที่ถูกบีบอัด โดยในงานวิจัยนี้ได้ใช้ค่า Header Size Ratio (HSR) คือ อัตราส่วนระหว่างจำนวนบิตของ Header ตั้งต้นต่อจำนวนบิตของ Header ที่มีการจัดเรียงใหม่ ดังสมการที่ (9) โดยค่า HSR จะใช้ในการวัดประสิทธิภาพในการลดขนาดของ Header

$$HSR = \text{original header's bit} / \text{proposed header's bit} \quad (9)$$

ในการทดลองนี้จะทำการทดสอบกับสัญญาณทั้งสองแบบ คือ สัญญาณที่มีความปกติ โดยใช้สัญญาณหมายเลข 100, 103 และ 105 และสัญญาณที่มีความไม่ปกติ โดยใช้สัญญาณหมายเลข 117, 119 และ 203

สำหรับการ Threshold ค่าระดับพลังงานของสัมประสิทธิ์ Approximation, EPE_{AC} จะตั้งไว้ที่ 99% เพื่อ คงข้อมูลที่สำคัญไว้ และค่าระดับพลังงานของสัมประสิทธิ์ Detail, EPE_{DC} จะตั้งไว้ที่ 90%

ข้อมูลในตารางที่ 1 แสดงจำนวนบิตที่ใช้ในการเก็บข้อมูลของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจตั้งต้นและจำนวนบิตที่เก็บสัญญาณการเดินของหัวใจอ้างอิง ส่วนตารางที่ 2 แสดงการเปรียบเทียบขนาดระหว่าง Header ตั้งต้นและ Header ที่นำเสนอ โดยค่าระดับ Beat PRD จะตั้งไว้ที่ 0% นั่นหมายความว่าทุกจังหวะการเดินจะถูกจับคู่ด้วยเทคนิค Dynamic Time Warping ดังนั้น ในกรณีนี้ข้อมูล Header ที่ได้ทั้งแบบตั้งต้นและแบบที่นำเสนอจะมีขนาดมากที่สุด ซึ่งจะส่งผลต่อค่าอัตราการบีบอัด Header (HSR) มากที่สุดด้วย ในกรณีนี้ค่า PRD ที่ได้ของสัญญาณรวมจะมีค่าน้อยมากแม้ว่าสัญญาณจะมีคาบแบบผิดปกติสูง เช่น สัญญาณหมายเลข 119 และ 203 จากตารางจะเห็นว่าขนาดของ Header ตั้งต้นจะมีขนาดมากกว่าขนาดของสัญญาณถึง 8.5 เท่าซึ่งจะส่งผลให้อัตราการบีบอัดข้อมูล (CR) ลดลงเป็นอย่างมาก เมื่อมีการจัดเรียงข้อมูลของ Header ใหม่จะเห็นว่าขนาดของ Header ที่นำเสนอจะลดลงได้มากกว่า 8 เท่าของขนาด Header ตั้งต้น

ตารางที่ 1

ขนาดของสัญญาณตั้งต้นและสัญญาณอ้างอิง

Signal No.	Original Signal (bit)	Reference Beat (bit)
100	1,095,160	3,278
103	1,094,940	3,366
105	1,090,738	2,805
117	1,094,280	4,719
119	1,089,297	3,608
203	1,086,976	2,563

ตารางที่ 2

ขนาด Header สูงสุดของวิธีการที่นำเสนอ

Signal Number	PRD (%)	Residual (bit)	Original Header (bit)	Proposed Header (bit)	HSR
100	0.14	171,104	1,520,652	169,640	8.96
103	0.16	153,314	1,583,623	184,564	8.58
105	0.17	171,689	1,511,714	180,956	8.35
117	0.21	187,595	1,575,750	169,810	9.28
119	0.75	146,524	1,566,021	160,159	9.78
203	0.68	153,411	1,475,353	159,355	9.26

ตารางที่ 3 และ 4 แสดงผลการทดลองเมื่อมีการตั้งค่าระดับ Beat PRD โดยจะตั้งไว้ที่ 0.65 % สำหรับสัญญาณที่คาบมีการเปลี่ยนแปลงไม่มาก (สัญญาณ 100, 103, 105, 117) และค่าระดับ Beat PRD จะตั้งไว้ที่ 1.5 % สำหรับสัญญาณที่คาบมีการเปลี่ยนแปลงมาก (สัญญาณ 119, 203) นั่นหมายความว่าทั้งเทคนิค Period Scaling และเทคนิค Dynamic Time Warping จะถูกนำมาใช้ทั้งคู่ ในตารางที่ 3 แสดงจำนวนจังหวะการเดินหัวใจของสัญญาณทั้งหมดและแสดงจำนวนครั้งที่มีการใช้เทคนิค Dynamic Time Warping จากผลการทดลองจะเห็นว่าเมื่อค่า Beat PRD ถูกตั้งขึ้นเป็นการลดจำนวนครั้งของการใช้เทคนิค Dynamic Time Warping

ตารางที่ 3

การตั้งค่า Beat PRD และจำนวนการใช้เทคนิค DTW

Signal Number	Beat PRD Threshold Level (%)	Total Beat	Beat Mapping by DTW
100	0.65	341	18
103	0.65	328	287
105	0.65	383	25
117	0.65	231	166
119	1.5	299	151
203	1.5	450	138

ในตารางที่ 4 แสดงให้เห็นว่าเมื่อมีการลดจำนวนครั้งในการใช้เทคนิค Dynamic Time Warping ในการจับคู่จะทำให้ค่า PRD สูงขึ้น อย่างไรก็ตามจำนวนบิตของ Header จะลดลงอย่างเห็นได้ชัดเนื่องจากมีการใช้เทคนิค Period Scaling แทนเทคนิค Dynamic Time warping ทำให้ลดจำนวน Warp

Path ลงได้ ดังนั้น ขนาดของ Header จะขึ้นอยู่กับจำนวนครั้งที่ใช้เทคนิค Dynamic Time Warping ในขณะที่เกี่ยวกับการจัดเรียง Header ที่นำเสนอ ก็ยังคงสามารถลดขนาดของ Header ได้มากถึง 7.8 เท่า ซึ่งแสดงโดยค่า HSR ซึ่งไม่แตกต่างจากตารางที่ 2 มากนัก

ตารางที่ 4

อัตราการลดขนาด Header ของวิธีการที่นำเสนอ

Signal Number	PRD (%)	Residual (bit)	Original Header (bit)	Proposed Header (bit)	HSR
100	0.48	137,458	82,944	10,522	7.88
103	0.2	144,159	1,383,952	161,551	8.57
105	0.46	192,786	101,099	13,391	7.55
117	0.32	172,319	1,142,054	123,060	9.28
119	0.99	167,636	799,555	80,944	9.88
203	1.07	190,120	417,816	49,016	8.52

6. สรุป

วิธีการบีบอัดข้อมูลที่นำเสนอจะให้ผลลัพธ์ในส่วนค่าความผิดพลาดหรือค่า PRD ต่ำมากเมื่อเทียบกับวิธีการอื่น อย่างไรก็ตาม ประสิทธิภาพการบีบอัดไม่สูงมากนัก เนื่องจากการใช้เทคนิค Dynamic Time warping ในการจับคู่สัญญาณจังหวะการเต้นกับสัญญาณการเต้นของหัวใจอ้างอิง จะมีการสร้างข้อมูลเพิ่มเติมขึ้นมา ซึ่งข้อมูลดังกล่าวจะมีขนาดที่ใหญ่กว่าขนาดสัญญาณหลายเท่า ดังนั้นจึงมีการเพิ่มเทคนิค Period Scaling เข้าไปใช้ในการจับคู่กรณีที่สัญญาณจังหวะการเต้นมีความสัมพันธ์กับสัญญาณการเต้นของหัวใจอ้างอิงสูง ทำให้สามารถช่วยลดขนาดของข้อมูลได้ในระดับหนึ่ง เพื่อให้ประสิทธิภาพการบีบอัดดีขึ้น งานวิจัยนี้จึงได้นำเสนอวิธีการออกแบบการจัดเรียงข้อมูล Header ที่มีขนาดใหญ่ให้มีขนาดที่เล็กลง โดยจะเน้นที่การจัดเรียงของข้อมูลที่เกิดจากเทคนิค Dynamic Time Warping จากการทดสอบพบว่าสามารถลดขนาดของ Header ได้อย่างมีประสิทธิภาพ ส่งผลให้อัตราการบีบอัดสูงขึ้น ข้อดีของการเพิ่มประสิทธิภาพของการบีบอัดข้อมูลด้วยการจัดเรียงข้อมูล Header ก็จะไม่ส่งผลกระทบต่อค่าความผิดพลาดระหว่างสัญญาณตั้งต้นและสัญญาณสร้างคืน

เอกสารอ้างอิง

- [1] S. M. S. Jalaeddine, C. G. Hutchens, R. D. Strattan, and W. A. Coberly, "ECG data compression techniques-a unified approach," Biomedical Engineering, IEEE Transactions on, vol. 37, pp. 329-343, 1990.
- [2] M. Shaou-Gang, Y. Heng-Lin, and L. Chih-Lung, "Wavelet-based ECG compression using dynamic vector quantization with tree codevectors in single codebook," Biomedical Engineering, IEEE Transactions on, vol. 49, pp. 671-680, 2002.
- [3] L. Zhitao, K. Dong Youn, and W. A. Pearlman, "Wavelet compression of ECG signals by the set partitioning in hierarchical trees algorithm," Biomedical Engineering, IEEE Transactions on, vol. 47, pp. 849-856, 2000.
- [4] C. Hsiao-Hsuan, C. Ying-Jui, S. Yu-Chien, and K. Te-Son, "A high performance compression algorithm for ECG with irregular periods," in Biomedical Circuits and Systems, 2004 IEEE International Workshop on, 2004, pp. S2/4-9-12.
- [5] C. Hsiao-Hsuan, C. Ying-Jui, S. Yu-Chien, and K. Te-son, "An effective and efficient compression algorithm for ECG signals with irregular periods," Biomedical Engineering, IEEE Transactions on, vol. 53, pp. 1198-1205, 2006.
- [6] P. S. Hamilton and W. J. Tompkins, "Compression of the ambulatory ECG by average beat subtraction and residual differencing," Biomedical Engineering, IEEE Transactions on, vol. 38, pp. 253-259, 1991.
- [7] B. Huang and W. Kinsner, "ECG frame classification using dynamic time warping," in Electrical and Computer Engineering, 2002. IEEE CCECE 2002. Canadian Conference on, vol.2, pp. 1105-1110, 2002.
- [8] B. A. Rajoub, "An efficient coding algorithm for the compression of ECG signals using the wavelet transform," Biomedical Engineering, IEEE Transactions on, vol. 49, pp. 355-362, 2002.

การพัฒนาการตรวจหาตำแหน่ง QRS ของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ โดยเทคนิคการแปลงฟูเรียร์ช่วงเวลาด้าน

Development of QRS Detection using Short-time Fourier Transform based Technique

สกนชวัฒน์ อินแบน, นกมล อุทัยภักดี¹

¹Med-Intelligence and Innovation Lab โครงการวิศวกรรมทางการแพทย์ คณะวิศวกรรมศาสตร์
มหาวิทยาลัยธรรมศาสตร์ ศูนย์รังสิต คลองหลวง ปทุมธานี 12120 Email: unopadol@engr.tu.ac.th

บทคัดย่อ

บทความฉบับนี้รายงานผลการวิจัยของการพัฒนาวิธีตรวจหาตำแหน่ง QRS ในคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ในกระบวนการกรองสัญญาณนั้นได้ประยุกต์วิธีการ Short-time Fourier transform (STFT) เพื่อประมวลผลสัญญาณ โดยข้อมูลทางเวลาที่ความถี่ 45 Hz บน Spectrogram ถูกนำมาใช้ในการวิเคราะห์หาตำแหน่ง QRS สำหรับวิธีการตรวจจับ QRS ได้พัฒนาวิธีการปรับค่า Threshold แบบอัตโนมัติร่วมกับวิธีการหาตำแหน่ง Local maxima ในการค้นหาตำแหน่ง QRS โดยข้อมูลที่ใช้ในการศึกษาครั้งนี้คือ MIT-BIH Arrhythmia Database จากผลจากการวิจัยพบว่าวิธีการที่นำเสนอสามารถตรวจหาตำแหน่งของ QRS ได้มีประสิทธิภาพที่ Sensitivity 98±3 % และ Positive Prediction 99±1%

Abstract

This paper reports our study in QRS complex detection. The short-time Fourier transform (STFT) was employed in ECG filtering stage. The temporal information at 45 Hz from spectrogram was analyzed for detecting QRS locations. The automatic thresholding combined with local maxima finding method was modified to find the QRS location. The MIT-BIH Arrhythmia database was examined in this investigation. As the results, our proposed technique can detect QRS location with 98±3 % sensitivity and 99±1% positive prediction.

Keywords: QRS detection, Electrocardiogram, Short-time Fourier transform

1. คำนำ

ในปัจจุบันจำนวนผู้เสียชีวิตอันเนื่องมาจากโรคหัวใจมีจำนวนเพิ่มขึ้นอย่างต่อเนื่อง สำหรับการตรวจรักษาผู้ป่วยโรคหัวใจนั้นแพทย์ผู้เชี่ยวชาญต้องวินิจฉัยจากคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (Electrocardiogram: ECG) ของผู้ป่วย โดยจะ

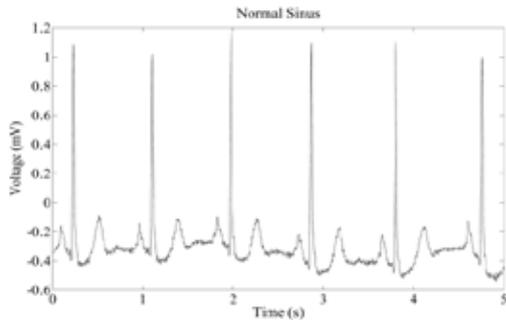
วิเคราะห์ลักษณะโครงสร้างต่างๆของ ECG เช่น P wave, QRS complex, และ T wave เครื่องมือทางการแพทย์ในยุคปัจจุบันนับได้ว่าเป็นส่วนสำคัญที่สามารถช่วยสนับสนุนการตรวจรักษาของแพทย์ได้เป็นอย่างดี ในการตรวจหาตำแหน่งของสัญญาณ QRS นั้นเป็นกระบวนการหนึ่งที่สำคัญในการวิเคราะห์สัญญาณ ECG ซึ่งในการวัดสัญญาณ ECG นั้นจะมีสัญญาณรบกวนที่เป็นอุปสรรคในการตรวจจับสัญญาณ QRS ได้เช่น สัญญาณรบกวนจากกล้ามเนื้อ สัญญาณรบกวนจากสายไฟฟ้า เป็นต้น ดังนั้นในปัจจุบันมีกลุ่มนักวิจัยหลายกลุ่มพยายามที่จะพัฒนาวิธีการตรวจหาตำแหน่งของสัญญาณ QRS ให้มีประสิทธิภาพสูงสุด โดยเทคนิคที่นำมาใช้มีหลายวิธีด้วยกัน เช่น การพัฒนาวิธีการปรับแต่งค่า Threshold [1-4] การกรองสัญญาณด้วย Wavelet transform [5] การกรองสัญญาณด้วย Hilbert transform [6] เป็นต้น ในงานวิจัยนี้ได้นำเสนอวิธีการการตรวจจับสัญญาณ QRS ด้วยเทคนิค Short-time Fourier transform (STFT) ในการกรองสัญญาณ ECG และวิธีการตรวจจับนั้นใช้หลักการ Thresholding แบบอัตโนมัติ โดยข้อมูลที่ใช้ในการศึกษาครั้งนี้คือข้อมูล MIT-BIH Arrhythmia database

2. ข้อมูลและระเบียบวิธีวิจัย

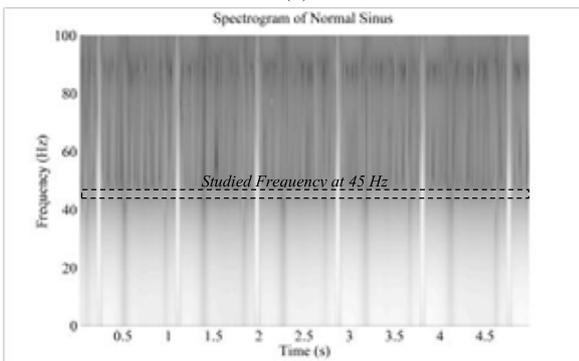
2.1 ข้อมูล

ข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจในฐานะข้อมูล MIT-BIH Arrhythmia นั้นเป็นข้อมูลบันทึกที่ได้มาจาก Beth Israel Hospital Arrhythmia Laboratory ซึ่งมีบันทึกจำนวน 48 รายการ แต่ละรายการมีความยาวประมาณรายการละ 30 นาที โดยข้อมูลสามารถแบ่งได้เป็น 2 กลุ่มคือ กลุ่มที่ 1 มี 23 รายการ (100-124) และกลุ่มที่ 2 มี 25 รายการ ซึ่งกลุ่มที่ 1 มีวัตถุประสงค์ของการบันทึกคือเพื่อเป็นกลุ่มตัวอย่างของความหลากหลายของรูปแบบคลื่นไฟฟ้าหัวใจและข้อผิดพลาดบางประการที่ตัวตรวจจับภาวะหัวใจเต้นไม่เป็นจังหวะอาจพบเจอได้ในการใช้งานทั่วไป ส่วนวัตถุประสงค์ของการบันทึกของกลุ่มที่ 2 คือบันทึกของผู้ป่วยที่มี Complex ventricular, Junctional, Supraventricular arrhythmias และ Conduction abnormalities บันทึกส่วนใหญ่เป็นการบันทึก

สัญญาณจาก Modified limb lead II (MLII) และ Modified lead V1 (บางครั้งอาจจะเป็น V2, V5 หรือ V4) ข้อมูลถูกแปลงจากอนาล็อก (Analog) ไปเป็นดิจิทัล (Digital) ด้วยการสุ่มด้วยความถี่ 360 ตัวอย่างต่อวินาทีด้วยความละเอียด 11-bit ในช่วงแรงดันไฟฟ้า 10 mV



(ก)



(ข)

รูปที่ 1 ผลการแปลง STFT : (ก) สัญญาณ ECG ปกติ

(ข) Spectrogram แบบ log scale ของสัญญาณ ECG

2.2 การกรองสัญญาณ

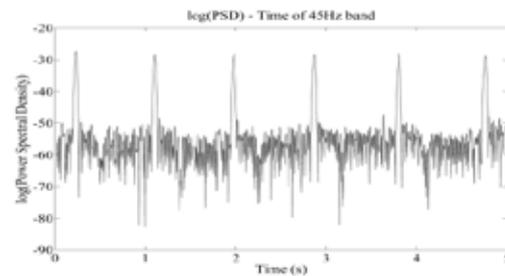
งานวิจัยนี้ได้ประยุกต์ STFT เพื่อใช้ในการกรองสัญญาณ โดยวิธี STFT นั้นเป็นวิธีการที่ได้รับการพัฒนามาจาก Fourier transform เพื่อให้มีความเหมาะสมกับสัญญาณที่มีลักษณะแบบ non-stationary โดยผลลัพธ์ของการแปลง STFT นั้นข้อมูลของสัญญาณจะถูกแสดงบนระนาบของโดเมนเวลาและความถี่ (Time-frequency domain) โดยสมการที่ (1) แสดงสมการในการแปลง STFT

$$T(f, \tau) = \int_{-\infty}^{\infty} [x(t)w(t-\tau)]e^{-j2\pi ft} dt \quad (1)$$

ซึ่งวิธีการ STFT นั้นจะวิเคราะห์องค์ประกอบความถี่ของสัญญาณที่ต้องการวิเคราะห์ $x(t)$ ออกเป็นช่วงสั้นภายในวินโดว์ฟังก์ชัน $w(t-\tau)$ โดยที่ τ แสดงตำแหน่งของหน้าต่าง โดยขนาดความกว้างของวินโดว์ฟังก์ชันนั้นจะมีผลต่อการวิเคราะห์สัญญาณ คือ การแปลง STFT ด้วยวินโดว์ฟังก์ชันที่กว้างจะมีผลต่อการวิเคราะห์สัญญาณที่มีความละเอียดสูงในโดเมนความถี่แต่มีความละเอียดต่ำในโดเมนเวลา ในทางตรงกันข้ามหากใช้วินโดว์ฟังก์ชันที่แคบจะมีผลในการวิเคราะห์สัญญาณที่มีความละเอียดต่ำในโดเมนความถี่แต่มีความละเอียดสูงในโดเมนเวลา ดังนั้นในการวิเคราะห์หาตำแหน่งของ QRS complex ซึ่งมีลักษณะการเปลี่ยนแปลงทางเวลาค่อนข้างไวซึ่งในการวิเคราะห์นั้นจำเป็นต้องการรายละเอียดทางโดเมนเวลาค่อนข้างละเอียด จากเหตุผลดังกล่าวในการวิเคราะห์หาตำแหน่ง QRS ด้วยเทคนิค STFT จึงเลือกใช้วินโดว์ฟังก์ชันที่แคบ โดยในการศึกษานี้ได้เลือกใช้วินโดว์ฟังก์ชันที่เป็นแบบ Hamming window ที่มีความกว้าง 16 จุด ในการประมวลผลสัญญาณ ECG จากรูปที่ 1 แสดงผลการแปลง STFT ของตัวอย่างสัญญาณ ECG โดยรูปที่ 1(ก) แสดงสัญญาณ ECG ปกติในช่วงเวลา 5 วินาที และรูปที่ 1(ข) แสดง Spectrogram แบบ log scale ของสัญญาณ ECG บนระนาบเวลาและความถี่ โดยในขั้นตอนการกรองสัญญาณนั้นได้เลือกสัญญาณในแถบความถี่ที่ 45 Hz เพื่อแยกข้อมูลอื่นๆของ ECG ในย่านความถี่ต่ำออกเช่น P wave, T wave เป็นต้น โดยแถบความถี่ที่นำมาวิเคราะห์นั้นสามารถแสดงได้ดังแถบสีเหลี่ยมในรูปที่ 1 (ข) โดยสัญญาณที่เลือกมานั้นสามารถแสดงได้ตามรูปที่ 2

2.3 วิธีการตรวจหาตำแหน่ง QRS complex

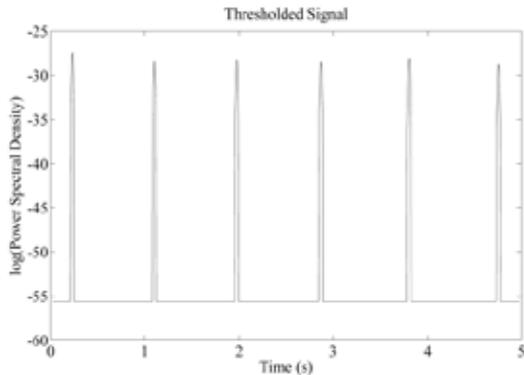
สัญญาณ ECG ที่ผ่านการกรองตามหัวข้อที่ 2.2 นั้น จะผ่านกระบวนการ Thresholding โดยค่า Threshold ที่ใช้จะหาได้จากสมการที่ (2)



รูปที่ 2 สัญญาณในแถบความถี่ที่ 45 Hz ของ Spectrogram

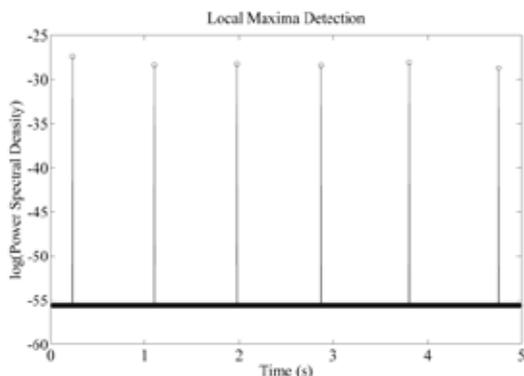
$$Threshold_value = Mean + \frac{2}{3}(Max - Mean) \quad (2)$$

โดย Mean และ Max คือค่าเฉลี่ยและค่าสูงสุดของสัญญาณในช่วงเวลา 5 วินาทีของสัญญาณที่ผ่านการกรอง โดยผลลัพธ์ของการ Thresholding จะปรับค่าสัญญาณที่มีค่าน้อยกว่าค่า Threshold ให้มีค่าเท่ากับ Mean ซึ่งตัวอย่างของสัญญาณที่ผ่านการ Thresholding นั้นสามารถแสดงได้ดังรูปที่ 3



รูปที่ 3 สัญญาณที่ผ่านกระบวนการ Thresholding

โดยตำแหน่งของสัญญาณที่เหลืออยู่นั้นจะถูกนำไปพิจารณาต่อโดยการผ่านกระบวนการหาตำแหน่งของ local maxima โดยจุดของสัญญาณที่ไม่ใช่ local maxima จะปรับให้มีความเท่ากับค่า Mean รูปที่ 4 แสดงตัวอย่างของผลลัพธ์การหาตำแหน่ง local maxima โดยตำแหน่งของ local maxima ที่เหลืออยู่นั้นจะถูกพิจารณาให้เป็นตำแหน่งของ QRS complex ที่ตรวจจับได้



รูปที่ 4 สัญญาณที่ผ่านกระบวนการหาตำแหน่งของ local maxima

2.4 การวัดประสิทธิภาพในการตรวจจับ

ในการศึกษาจะเปรียบเทียบผลของการหาตำแหน่ง QRS complex เทียบกับข้อมูล Annotation ที่ระบุไว้ในฐานข้อมูล MIT-BIH Arrhythmia database โดยความผิดพลาดที่ยอมรับได้ไม่เกิน 200 มิลลิวินาที ในการวัดประสิทธิภาพของการตรวจจับนั้นจะใช้ค่า Sensitivity (Se) ซึ่งเป็น

ประสิทธิภาพของระบบในการตรวจจับ QRS ที่ถูกต้องเมื่อเปรียบเทียบกับจำนวน Beat จริงที่เกิดขึ้นทั้งหมด และ Positive Prediction (+P) ซึ่งเป็นประสิทธิภาพของระบบในการตรวจจับ QRS ที่ถูกต้องเมื่อเปรียบเทียบกับจำนวน Beat ที่ตรวจจับได้ทั้งหมด เป็นตัวชี้วัดประสิทธิภาพของการตรวจจับ โดยค่า Sensitivity และ Positive Prediction สามารถคำนวณได้จากสมการที่ (3) และ (4) ตามลำดับ

$$Sensitivity = \frac{TP}{TP + FN} \quad (3)$$

$$Positive Prediction = \frac{TP}{TP + FP} \quad (4)$$

โดยที่ TP หรือ True positive คือ จำนวนของ QRS ที่เกิดขึ้นจริงและระบบสามารถตรวจจับได้ FN หรือ False negative คือ จำนวนของ QRS ที่เกิดขึ้นจริงแต่ระบบไม่สามารถตรวจจับได้ และ FP หรือ False positive คือ จำนวนของ QRS ที่ระบบสามารถตรวจจับได้แต่ไม่ได้เกิดขึ้นจริง [2]

ตารางที่ 1 ผลการทดลองการตรวจหา QRS ในสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

Record	Beats	Se (%)	+P (%)	Record	Beats	Se (%)	+P (%)
100	2273	99.82	100.00	201	1963	96.23	100.00
101	1865	99.79	99.52	202	2136	99.53	99.95
102	2187	98.77	100.00	203	2980	87.85	97.36
103	2084	100.00	100.00	205	2656	99.28	100.00
104	2229	98.47	98.78	207	2344	85.49	98.82
105	2572	98.60	99.02	208	2955	86.43	99.92
106	2027	96.20	99.90	209	3005	99.87	100.00
107	2137	98.64	99.95	210	2650	97.51	99.54
108	1763	96.43	93.00	212	2748	99.75	99.93
109	2532	99.68	99.88	213	3251	99.14	100.00
111	2124	99.95	99.58	214	2262	99.20	99.82
112	2539	99.84	100.00	215	3363	99.70	99.97
113	1795	99.94	100.00	217	2208	99.32	99.95
114	1880	99.89	99.63	219	2154	99.77	100.00
115	1953	100.00	100.00	220	2048	99.95	100.00
116	2412	99.21	99.83	221	2427	98.97	99.96
117	1535	99.87	99.80	222	2483	99.72	99.88
118	2278	99.21	99.87	223	2605	91.17	99.92
119	1987	99.85	99.95	228	2056	98.05	97.67
121	1863	95.76	96.64	230	2256	100.00	99.96
122	2476	99.84	100.00	231	1571	99.81	100.00
123	1518	99.67	99.93	232	1780	99.72	99.55
124	1619	99.88	99.94	233	3079	99.12	100.00
200	2601	98.85	97.87	234	2753	99.78	100.00

3 ผลการทดลอง

จากวิธีการที่อธิบายในหัวข้อที่ 2 นั้น เมื่อทดสอบกับฐานข้อมูล MIT-BIH Arrhythmia Database จำนวน 48 ไฟล์ ได้ผลลัพธ์ของการตรวจจับ QRS complex ดังตารางที่ 1 จะเห็นได้ว่าวิธีการที่นำเสนอสามารถตรวจหาตำแหน่งของ QRS complex ได้ค่อนข้างแม่นยำในหลายๆไฟล์ ยกเว้นบางไฟล์ที่ยังพบข้อผิดพลาดในการตรวจจับเมื่อพิจารณาจาก Sensitivity และ Positive Prediction ที่ต่ำกว่า 95% โดยไฟล์ข้อมูลที่ยังพบข้อผิดพลาดคือ ไฟล์ที่ 108, 203, 207, 208, 223 แต่อย่างไรก็ตามเมื่อพิจารณาในภาพรวมนั้น ประสิทธิภาพของวิธีการที่นำเสนอมีค่าเฉลี่ย Sensitivity ที่ $98 \pm 3\%$ และ Positive Prediction ที่ $99 \pm 1\%$

4 สรุปผลการทดลอง

ในการวิจัยครั้งนี้ได้ศึกษาวิธีการตรวจหาตำแหน่ง QRS complex ของสัญญาณ ECG โดยมีการประยุกต์ใช้การแปลง STFT มาเพื่อกรองสัญญาณที่มีความถี่ 45 Hz จาก Spectrogram เพื่อมาใช้ในการตรวจจับ ซึ่งวิธีการตรวจจับ QRS complex นั้น ได้ใช้การ Thresholding แบบปรับค่าอัตโนมัติ เพื่อหาตำแหน่งของ QRS จากผลการทดลองพบว่าวิธีการดังกล่าวมีประสิทธิภาพในการตรวจหาตำแหน่งของ QRS complex ที่ Sensitivity $98 \pm 3\%$ และ Positive Prediction $99 \pm 1\%$ แต่อย่างไรก็ตามประสิทธิภาพในการตรวจหานั้นยังพบข้อผิดพลาดในบางไฟล์ของฐานข้อมูลที่ศึกษาดังนั้นในการวิจัยหลังจากนี้จะมีการพัฒนาระบบการตรวจหาที่มีประสิทธิภาพมากขึ้น โดยวิธีการกรองสัญญาณอาจมีการประยุกต์ใช้วิธีการอื่นๆ เช่น การแปลงเวฟเล็ต และในขั้นตอนการตรวจหาตำแหน่งนั้น จำเป็นต้องมีการพัฒนาวิธีการด้วยเทคนิคขั้นสูงขึ้นไป เช่น โครงข่ายประสาทเทียม วิธีการทางพันธุกรรม เป็นต้น

เอกสารอ้างอิง

- [1] Ivan A. Dotsinsky and Todor V. Stoyanov. Ventricular beat detection in single channel electrocardiogram. BioMedical Engineering OnLine, 3(3), January 2004.
- [2] Iyaylo Christov. Real time electrocardiogram QRS detection using combined adaptive threshold. BioMedical Engineering OnLine, 3(28), August 2004.
- [3] Jaipu Pan and Willis J. Tompkins. A real-time QRS detection algorithm. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 32(3):230–236, March 1985.
- [4] Antti Ruha, Sami Sallinen, and Seppo Nissilä. A real-time microprocessor QRS detector system with 1-ms timing accuracy for the measurement of ambulatory HRV. IEEE Transactions on

Biomedical Engineering, 44(3):159–167, March 1997.

- [5] L. Szil'agyi, Z. Beny'ó, S. M. Szil'agui, 'A Szi'avec, and L. Nagy. On-line QRS complex detection using wavelet filtering. In Proceedings of the 23rd Annual EMBS International Conference, pages 1872–1874. IEEE, October 2001.
- [6] DS. Benitez, PA. Gaydecki, A. Zaidi, and AP. Fitzpatrick. A new QRS detection algorithm based on the hilbert transform. Computers in Cardiology, 27:379–382, 2000.
- [7] John Darrington, Towards real time QRS detection: A fast method using minimal pre-processing. Biomedical Signal Processing and Control, 1(2), 169-176, October 2006.
- [8] Jos'e Fern'andez, Matthew Harris, and Carsten Meyer. Combining algorithms in automatic detection of R-peaks in ECG signals. In Proceedings of the 18th IEEE Symposium on Computer-Based Medical Systems, 2005.

การศึกษาผลของการประมาณสัญญาณ Heart Rate Variability ต่อวิธีการทำนายการเกิด Paroxysmal Atrial Fibrillation ด้วยเทคนิค Wavelet Transform

The Effect of Heart Rate Variability Estimation on Paroxysmal Atrial Fibrillation using Wavelet Transform

มนทกานต์ ภาณุสิทธิกร¹, นกมล อุชายภักดี¹, จาตุรงค์ ตัมดิมขันธ์¹, อคิษฐ์ บัวคำศรี²

¹Med-Intelligence and Innovation Lab ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้าและคอมพิวเตอร์ คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยธรรมศาสตร์

คลองหลวง ปทุมธานี 12121 Email: unopadol@engr.tu.ac.th

²หน่วยโรคหัวใจ คณะแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยธรรมศาสตร์

คลองหลวง ปทุมธานี 12121

บทคัดย่อ

Paroxysmal Atrial Fibrillation (PAF) เป็นอาการหัวใจเต้นผิดจังหวะชนิดหนึ่งซึ่งเกิดขึ้นแล้ว จะสามารถหายไปได้เอง งานวิจัยฉบับนี้ได้ศึกษาผลของการประมาณค่าสัญญาณ heart rate variability (HRV) ด้วยวิธีต่างๆ ในการทำนายการเกิด PAF โดยในการวิเคราะห์สัญญาณได้ประยุกต์ใช้วิธีการ Wavelet Transform เพื่อวิเคราะห์คุณลักษณะเด่นของสัญญาณซึ่งประกอบด้วย เอนโทรปี (Entropy) และการเปลี่ยนแปลงของแอมพลิจูด (Amplitude Variation) ในย่านความถี่ต่างๆ จากผลการจำแนกด้วยวิธี K-nearest neighbor พบว่าวิธีการประมาณค่าสัญญาณ HRV แบบ cubic spline ให้ผลการจำแนกผู้ป่วย PAF ดีที่สุดด้วยประสิทธิภาพ Sensitivity และ Specificity ที่ $74\pm 1.4\%$ และ $67\pm 1.3\%$ ตามลำดับ

Abstract

The Paroxysmal Atrial Fibrillation (PAF) is a type of AF that is self-terminated in less than 7 days and can recur later. This paper studies the effect of estimated heart rate variability (HRV) with different method from electrocardiogram (ECG) on the prediction of PAF. The characteristic feature including entropy (ENT) and amplitude variation (VAR) were extracted from temporal wavelet information of HRV. As the results, the HRV estimated with cubic spline interpolation achieved the highest performance with K-nearest neighbor classification at sensitivity of $74\pm 1.4\%$ and specificity of $67\pm 1.3\%$.

Keywords: Wavelet Transform, Paroxysmal Atrial Fibrillation, Heart Rate Variability

1. คำนำ

Atrial Fibrillation (AF) เป็นอาการหัวใจเต้นผิดจังหวะชนิดหนึ่งที่เกิดขึ้นมากในผู้ป่วยที่เป็นโรคหัวใจ ซึ่งสาเหตุมาจากความผิดปกติของหัวใจห้องบน โดยอัตราความเสี่ยงในการเป็น AF นั้น ขึ้นอยู่กับอายุที่เพิ่มขึ้นของผู้ป่วย อาการโดยทั่วไปที่เกิดขึ้นกับผู้ป่วย คือ แน่นหน้าอก หายใจไม่ออก หรือในผู้ป่วยบางรายอาจจะเป็นอัมพาตเนื่องจากเกิดลิ่มเลือดเข้าไปอุดตันในสมอง AF สามารถแบ่งได้เป็น 3 ระยะ ตามระยะเวลาในการหายไปเองของโรค คือ Paroxysmal AF (PAF), Persistent AF และ Permanent AF ในงานวิจัยนี้สนใจ PAF ซึ่งเป็นอาการที่จะหายไปได้เองภายใน 7 วัน และก็จะสามารถเกิดขึ้นได้อีกในอนาคต โดยที่ไม่สามารถจะบอกได้ว่าจะเกิดขึ้นเวลาใด ดังนั้นการทำนายการเกิด PAF ในผู้ป่วยแต่ละราย จึงเป็นสิ่งสำคัญที่จะช่วยให้เกิดการรักษาส่งผู้ป่วยได้อย่างทันที่ ในงานวิจัยที่ผ่านมา ได้เสนอวิธีการต่างๆ ในการทำนายการเกิด PAF เช่น การวิเคราะห์สัญญาณ ECG ในโดเมนเวลา [1-5] ในงานวิจัยฉบับนี้ได้ศึกษาผลของการประมาณค่าสัญญาณ Heart Rate Variability (HRV) ด้วยวิธีต่างๆ ที่มีต่อการทำนายการเกิด PAF โดยได้ประยุกต์ Wavelet Transform มาใช้ในการวิเคราะห์สัญญาณ และ K-nearest neighbor (KNN) ในการจำแนกผู้ป่วย PAF

2. วิธีการดำเนินงาน

2.1 Wavelet Transform

Wavelet Transform เป็นเครื่องมืออย่างหนึ่งที่ใช้ในการวิเคราะห์สัญญาณที่มีความซับซ้อน และ เกิดการเปลี่ยนแปลงอย่างทันทีทันใด ซึ่งรวมถึงสัญญาณในทางการแพทย์ เช่น คลื่นไฟฟ้าหัวใจ เป็นต้น ด้วย การแปลงเวฟเล็ทนั้นจะสามารถวิเคราะห์ข้อมูลของสัญญาณได้มากกว่าการวิเคราะห์ของ

Fourier Transform ที่มีข้อจำกัดในการวิเคราะห์สัญญาณแบบ non-stationary โดยวิธีการ Fourier transform เป็นการวิเคราะห์ห้วงค้ประกอบความถี่ของสัญญาณแบบภาพรวม ดังนั้นรายละเอียดของข้อมูลบางส่วนจึงไม่สามารถแสดงออกมาได้อย่างชัดเจน [6] โดยสมการของ Wavelet Transform ของสัญญาณ $f(t)$ สามารถแสดงได้ดังสมการที่ (1)

$$T(a,b) = \frac{1}{\sqrt{a}} \int_{-\infty}^{\infty} \psi^* \left(\frac{t-b}{a} \right) f(t) dt \quad (1)$$

โดยที่ $\Psi(t)$ คือ เวฟเล็ทแม่ที่นำมาวิเคราะห์ ซึ่งในงานวิจัยนี้ใช้ Morlet wavelet ที่มีค่าความถี่กลาง เป็น 5.28 rad/s และ $f(t)$ คือสัญญาณ หลักการ Wavelet Transform คือ นำสัญญาณที่สนใจมา cross-correlation กับสัญญาณเวฟเล็ทแม่ ที่มีการเคลื่อนที่ของสัญญาณไป b หน่วย และปรับเปลี่ยนความหดยึดตามสเกล a โดยความสัมพันธ์ระหว่างความถี่ของสัญญาณกับความถี่ของเวฟเล็ทแม่คือ

$$f = \frac{f_c}{a} \quad (2)$$

โดย f_c คือความถี่กลางของเวฟเล็ทแม่ สำหรับการกระจายตัวของพลังงานของ Wavelet Transform สามารถแสดงได้ด้วย Scalogram โดยคำนวณได้จากสมการที่ (3)

$$E(f,b) = |T(f,b)|^2 \quad (3)$$

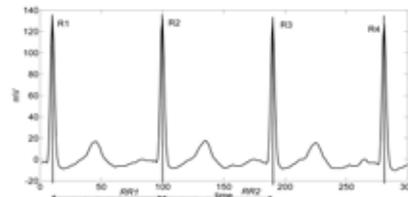
2.2 ข้อมูลที่ใช้ในการวิจัย

ข้อมูลที่นำมาวิเคราะห์ในงานวิจัยนี้ นำมาจากฐานข้อมูล PAF Prediction Database (AFPDB) ใน Physionet จะประกอบด้วยข้อมูลสัญญาณ ECG ที่มี ความยาว 30 นาที โดยแต่ละสัญญาณบันทึกด้วยความถี่ในการซักรสัญญาณ 128 Hz ที่ 16-bit [7] โดยสัญญาณที่นำมาวิเคราะห์นั้นสามารถแบ่งเป็น 2 กลุ่ม คือ กลุ่มคนปกติ (class N) จำนวน 50 ข้อมูลและกลุ่มผู้ป่วยที่พบ PAF (class P) จำนวน 50 ข้อมูล

2.3 วิธีการประมาณค่า HRV

ในงานวิจัยนี้จะนำสัญญาณ HRV ที่คำนวณจากสัญญาณ ECG ดังรูปที่ 1 โดยวิธีการประมาณสัญญาณ HRV เป็นการวัดการเปลี่ยนแปลงของความกว้าง R-R interval เทียบกับเวลา เพื่อให้สัญญาณ HRV ในแต่ละจุดมีระยะห่างเท่ากันคือ 1 วินาที ดังนั้นจำเป็นต้องมีการประมาณค่าของสัญญาณ HRV โดยวิธีการที่ใช้ในงานวิจัยประกอบด้วย 4 วิธี คือ 1) วิธี Nearest

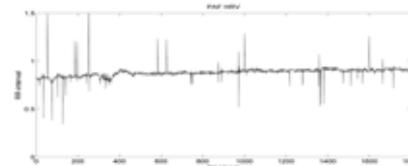
interpolation 2) วิธี Linear interpolation 3) วิธี Cubic interpolation และ 4) วิธี Cubic spline interpolation ในการประมาณค่าสัญญาณ HRV



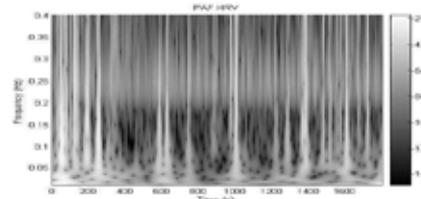
รูปที่ 1 สัญญาณ HRV จากสัญญาณ ECG

2.4 วิธีการวิเคราะห์คุณลักษณะเด่นของสัญญาณ

จากรูปที่ 2 แสดงตัวอย่างผลการแปลง Wavelet Transform ของค่าประมาณสัญญาณ HRV โดยในรูปที่ 2(ก) แสดงตัวอย่างสัญญาณประมาณ HRV ของผู้ป่วยในกลุ่ม P ด้วยวิธีการ Cubic interpolation และรูปที่ 2(ข) แสดง Scalogram ของสัญญาณ HRV



(ก)



(ข)

รูปที่ 2 ผลการแปลง Wavelet transform ของสัญญาณตัวอย่าง

(ก) สัญญาณประมาณ HRV ของกลุ่ม PAF ด้วยวิธีการ Cubic interpolation (ข) แสดง Scalogram ของสัญญาณ

ในการศึกษาจะวิเคราะห์ข้อมูลสัญญาณทางเวลา (Temporal Information) บน Scalogram ในแถบความถี่ต่างๆ คือ Very Low Frequency (VLF: ≤ 0.04 Hz), Low Frequency (LF: 0.04-0.15 Hz) และ High Frequency (HF: 0.15-0.4Hz) [8] โดยค่าที่ใช้ในสเกล การแปลงเวฟเล็ทอยู่ในช่วง 2 ถึง 82 โดยข้อมูลสัญญาณทางเวลาสามารถคำนวณได้จากสมการที่ (4)

$$P(b) = \int_{f_1}^{f_2} E(f,b) df \quad (4)$$

สมการ Normalization ของสัญญาณ $P(b)$ แสดงได้ดังสมการที่ (5)

$$P_n(b) = \frac{P(b)}{\sum P(b)} \quad (5)$$

จากสมการที่ (4) และ (5) ในงานวิจัยได้สนใจคุณลักษณะของสัญญาณ HRV 2 ชนิด คือ Shannon Entropy (ENT) และ Amplitude Variation (VAR) ตามสมการที่ (6) และ (7)

$$ENT = -\sum P_n(b) \log_2 P_n(b) \quad (6)$$

$$VAR = VAR(P(b)) \quad (7)$$

2.5 วิธีการจำแนก

ในงานวิจัยนี้ได้นำวิธี K-nearest neighbor (KNN) มาใช้ในการแบ่งกลุ่มระหว่างกลุ่มข้อมูล N และ P นั้น ซึ่งเป็นการคำนวณหาระยะทางระหว่าง test vector กับ training vector และ K คือ จำนวนของเวกเตอร์ข้างเคียง (neighbor vector) เพื่อใช้จำแนกกลุ่มให้กับ test vector ตามสมการ

$$d = \sqrt{(x_1 - y_1)^2 + \dots + (x_n - y_n)^2} \quad (8)$$

เมื่อ $\hat{x} = [x_1, x_2, \dots, x_n]$ คือ test vector และ $\hat{y} = [y_1, y_2, \dots, y_n]$ คือ training vector และ d คือ ระยะทางระหว่างเวกเตอร์ โดยในการศึกษา แบ่งเป็นกลุ่ม

training จำนวน 35 ตัวอย่างและกลุ่ม test จำนวน 15 ตัวอย่าง โดยในการทดสอบระบบนั้นเพื่อความแม่นยำของระบบ ได้ทำการทดลองซ้ำจำนวน 100 ครั้ง โดยประสิทธิภาพในการจำแนกผู้ป่วยในกลุ่ม P จากกลุ่ม N จะวัดจากค่า Sensitivity แสดงถึงประสิทธิภาพของระบบในการตรวจหากลุ่มผู้ป่วยที่มีอาการ PAF และค่า Specificity แสดงถึงประสิทธิภาพของระบบในการตรวจจับในกลุ่มผู้ป่วยที่ไม่ได้เป็น PAF หรือกลุ่มที่ปกติ

4. ผลการทดลอง

จากผลการทดลองตารางที่ 1 แสดงข้อมูลของคุณลักษณะ ENT และ VAR ของสัญญาณ HRV ที่ประมาณโดยวิธีที่อธิบายในหัวข้อ 2.3 โดยการเปรียบเทียบความแตกต่างของข้อมูลระหว่างกลุ่ม N และ P จะทดสอบด้วยวิธีการ Wilcoxon rank sum test โดยมีค่านัยสำคัญที่ค่า P เท่ากับ 0.05 โดยจะเห็นได้ว่าคุณลักษณะที่ทำการศึกษาโดยส่วนใหญ่แล้วจะให้ค่าความแตกต่างระหว่างกลุ่ม N และ กลุ่ม P อย่างมีนัยสำคัญ ยกเว้นคุณลักษณะ VAR ของ cubic, nearest, linear interpolation ในช่วงความถี่ย่าน VLF และ ENT ของ nearest interpolation ในย่านความถี่ VLF จากผลการศึกษาดังกล่าวทำให้คุณลักษณะที่ให้ผลความแตกต่างระหว่างกลุ่ม N และ กลุ่ม P อย่างมีนัยสำคัญถูกนำมาใช้ในการจำแนกด้วยระบบ KNN ที่มีค่า K เท่ากับ 1, 3, 5, 7, และ 9 ผลการจำแนกระหว่างกลุ่ม N และ กลุ่ม P แสดงในตารางที่ 2 ซึ่งผลลัพธ์ที่ดีที่สุดการวิเคราะห์ด้วยสัญญาณ HRV ที่ประมาณด้วยวิธีการ Cubic spline interpolation โดยมีประสิทธิภาพที่ Sensitivity เท่ากับ $74 \pm 1.4\%$ และ Specificity เท่ากับ $67 \pm 1.3\%$ สำหรับกรณีค่า K เท่ากับ 9

ตารางที่ 1 ผลการเปรียบเทียบค่าพารามิเตอร์ต่างๆ กับวิธีการประมาณแบบต่างๆ

Interpolation Method	VLF		LF		HF	
	N	P	N	P	N	P
Cubic						
ENT	8.8±0.9	8.5±0.7	9.4±0.9	8.5±1.2	9.0±1.4	7.9±1.5
VAR	0.0001±6.5e-5	0.0001±5.43e-5	7.51e-5±7.53e-5	0.0001±0.0001	0.0001±0.0001	0.0002±0.0001
Nearest						
ENT	8.8±0.9	8.6±0.7	9.5±0.9	8.6±1.2	9.1±1.37	7.8±1.5
VAR	0.0002±1.8e-6	0.0002±1.5e-6	1.72e-5±3.15e-5	3.9e-6±4.6e-6	0.0003±0.0007	0.0009±1.1e-5
Linear						
ENT	8.8±0.9	8.5±0.7	9.4±0.9	8.5±1.2	8.9±1.4	7.7±1.6
VAR	2.6e-6±1.89e-6	3.1e-6±1.5e-6	1.9e-6±3.27e-6	4.3e-6±4.7e-6	0.0004±0.0001	0.0008±0.0001
Cubic spline						
ENT	8.8±0.9	8.5±0.7	9.3±1.1	8.4±1.3	8.9±1.4	7.7±1.6
VAR	2.6e-6±1.8e-6	3.1e-6±1.5e-6	2.1e-6±3.7e-6	4.8±5.3e-6	0.0004±0.0001	0.0001±0.0001

Gray Highlight is significant parameters between N and P class

5. สรุป

งานวิจัยฉบับนี้ได้ศึกษาผลของการประมาณค่าสัญญาณ heart rate variability (HRV) ด้วยวิธีต่างๆ ในการทำนายการเกิด PAF โดยในการวิเคราะห์สัญญาณได้ประยุกต์ใช้วิธีการ wavelet transform โดยคุณลักษณะ ENT และ VAR ของข้อมูลทางเวลาในย่านความถี่ VLF, VF, และ HF โดยผลที่ได้พบว่า การประมาณค่าสัญญาณ HRV ด้วยวิธี Cubic spline interpolation ให้ผลลัพธ์ในการจำแนกผู้ป่วยในกลุ่ม P จากคนปกติในกลุ่ม N ได้ดีที่สุด โดยการทดสอบกับระบบจำแนกแบบ KNN ที่มีค่า K เท่ากับ 9 นั้น ได้ผลในการจำแนกที่ Sensitivity เท่ากับ 74±1.4% และ

Specificity เท่ากับ 67±1.3% ในงานวิจัยหลังจากนี้จำเป็นต้องมีการพัฒนาอย่างต่อเนื่อง เพื่อเพิ่มประสิทธิภาพในการทำนายการเกิด PAF เช่น การเลือกใช้ Mother wavelet ชนิดอื่น หรือพัฒนาระบบจำแนกให้มีความมีประสิทธิภาพมากยิ่งขึ้น

6. กิตติกรรมประกาศ

งานวิจัยนี้ได้รับการสนับสนุนจาก สำนักงานสนับสนุนกองทุนวิจัย (สกว) สัญญาเลขที่ MRG5380184

ตารางที่ 2 ผลการจำแนกข้อมูลระหว่างกลุ่ม N และ P ด้วยวิธีต่างๆ

Method	Sensitivity					Specificity				
	K					K				
	1	3	5	7	9	1	3	5	7	9
1. Cubic	66±1.5	68±1.4	70±1.3	71±1.4	71±1.5	65±1.5	63±1.96	65±1.4	65±1.3	65±1.3
2. Nearest	63±1.4	68±1.4	66±1.6	66±1.7	66±1.6	56±1.6	6±1.4	66±2.4	68±1.9	68±1.7
3. Linear	63±1.6	68±1.6	71±1.7	73±1.6	73±1.6	69±1.2	66±1.4	65±1.4	65±1.3	65±1.2
4. Cubic Spline	66±1.1	70±1.1	72±1.3	73±1.4	74±1.4	68±1.3	68±1.4	67±1.3	67±1.1	67±1.3

เอกสารอ้างอิง

[1] E. Ros, S. Mota, F. J. Fernández, F. J. Toro, J. L. Bernier, "ECG Characterization of paroxysmal atrial fibrillation: parameter extraction and automatic diagnosis algorithm," Computers in Biology and Medicine, Vol. 34(8), pp. 679-696, 2004.

[2] Yuriy V. Chesnokov, "Complexity and spectral analysis of the heart rate variability dynamics for distant prediction of paroxysmal atrial fibrillation with artificial intelligence methods," Artificial Intelligence in Medicine, Vol. 43(2), pp. 151-165, 2008.

[3] Takahisa Yamada, Masatake Fukunami, Tsuyoshi Shimonagata, Kazuaki Kumagai, Hisakazu Ogita, Yoshihiro Asano, Akio Hirata, Masatsugu Hori, Noritake Hoki, "Prediction of paroxysmal atrial fibrillation in patients with congestive heart failure: a prospective study," Journal of the American College of Cardiology, Vol. 35(2), pp. 405-413, 2000.

[4] Ranjit Arulnayagam Thuraisingham, "An electrocardiogram marker to detect paroxysmal atrial fibrillation," Journal of Electrocardiology, Vol. 40(4), pp. 344-347, 2007.

[5] Polychronis E. Dilaveris, Elias J. Gialafos, Skevos K. Sideris, Artemis M. Theopistou, George K. Andrikopoulos, Michael Kyriakidis, John E. Gialafos, Pavlos K. Toutouzas, "Simple electrocardiographic markers for the prediction of paroxysmal idiopathic atrial fibrillation," American Heart Journal, Vol. 135(5), pp. 733-738, 1998.

[6] P.S. Addison, *The illustrated wavelet transform handbook: Introductory theory and applications in science, engineering, medicine and finance*, (Bristol and Philadelphia, Institute of Physics Publishing), 2002.

[7] Goldberger AL, Amaral LA, Glass L, Hausdorff JM, Ivanov PC, Mark RG, Mietus JE, Moody GB, Peng CK, "Stanley HE, PhysioBank, PhysioToolkit, and PhysioNet: Components of a New Research Resource for Complex Physiologic Signals," Circulation, 101:e215-e220, 2000.

[8] YV Chesnokov, AV Holden, H Zhang, "Screening Patients with Paroxysmal Atrial Fibrillation(PAF) from Non-PAF Heart Rhythm Using HRV Data Analysis," Computers in Cardiology, Vol.34, pp.459-462, 2007.

การพัฒนาเครื่องมือสร้างสัญญาณ HEART RATE VARIABILITY(HRV)

Development of Heart Rate Variability Monitoring

กฤษณ์ ปิ่นสุข¹, จรี ไชยชาญ²

¹โครงการวิศวกรรมทางการแพทย์ คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยธรรมศาสตร์ ศูนย์รังสิต

คลองหลวง ปทุมธานี 12120 Email: k_pinsuk007@yahoo.com

²โครงการวิศวกรรมทางการแพทย์ คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยธรรมศาสตร์ ศูนย์รังสิต

คลองหลวง ปทุมธานี 12120 Email: cjairee@engr.tu.ac.th

บทคัดย่อ

เครื่องมือที่สำคัญในการตรวจโรคหัวใจ คือ Electrocardiogram (ECG) ใช้วัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ นอกจากจะดูความผิดปกติจากสัญญาณ ECG โดยตรงแล้ว เมื่อใช้วิธีที่เหมาะสมสามารถสร้างสัญญาณ Heart Rate Variability (HRV) จากสัญญาณ ECG เมื่อแปลงสัญญาณ HRV ให้เป็นโดเมนความถี่ ผลที่ได้จะใช้วัดการทำงานของระบบประสาทอัตโนมัติได้ในงานวิจัยนี้เราได้สร้างเครื่องสร้างสัญญาณ HRV ราคาประหยัด ใช้งานง่าย โดยประกอบด้วยส่วนของฮาร์ดแวร์ คือ เครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจสามารถแปลงสัญญาณ ECG เป็นสัญญาณดิจิทัล โดยใช้ NI USB-6008 พร้อมทั้ง สามารถนำข้อมูลที่ได้นำไปต่อเข้ากับคอมพิวเตอร์ โดยผ่าน USB พอร์ต และส่วนของซอฟต์แวร์ที่นำผลของค่าสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ Real Time นำไปหา R-R Interval(RRI) และนำไปวิเคราะห์หา HRV โดยโปรแกรมด้วย Matlab ซึ่งเป็นโปรแกรมที่ง่ายต่อการนำไปใช้งาน ผลที่ได้จากการทดลองพบว่าสามารถแปลงสัญญาณ ECG เป็น HRV ได้สำเร็จ

Abstract

Electrocardiogram (ECG) is an important device for heart disease monitoring. Heart Rate Variability (HRV) extracted from ECG signals is used to quantify the autonomic nervous system (ANS). In this study, we developed a HRV monitoring system which is low cost and easy to use. It consists of 1) hardware part which is ECG measurement and NI USB-6008 which can convert ECG signal to digital signal and import data to the computer via USB port and 2) software part which use ECG signals in Real Time to find the RR Interval (RRI) and use for HRV analysis with Matlab software. The results obtained from experiments showed that the ECG signal can be converted into HRV successfully.

Keywords: Heart Rate Variability, Autonomic Nervous System, ECG, Fast Fourier Transforms

1. คำนำ

อัตราการเต้นของหัวใจจะถูกควบคุมด้วยระบบประสาทอัตโนมัติ (ANS, Autonomic Nervous System) ผ่านทางสองวิธี คือ ระบบประสาทซิมพาเทติก(Sympathetic)และพาราซิมพาเทติก(Parasympathetic) โดยระบบประสาทซิมพาเทติกจะทำให้หัวใจเต้นเร็วขึ้นและแรงขึ้นในภาวะที่ร่างกายมีความเครียดหรือมีความตื่นเต้น ขณะที่พาราซิมพาเทติกจะตรงกันข้ามคือทำให้หัวใจเต้นช้าลงในขณะพักผ่อน ผลของการทำงานที่แตกต่างกันของระบบประสาทอัตโนมัติทั้งสองชนิดทำให้เกิดความแปรปรวนในอัตราการเต้นของหัวใจโดยค่านี้นั้นจะวัดเป็นค่าที่เรียกว่า Heart Rate Variability (HRV) ซึ่งหมายถึงระยะเวลาระหว่างการเต้นดูบๆของหัวใจ โดยที่ HRV นั้นมาจากค่า RRI ที่ปรากฏอยู่ใน ECG ส่วนมากการวัด HRV เกี่ยวข้องกับการคำนวณตำแหน่งของ R-Wave ที่ถูกทำการบ่งชี้ไว้ในแต่ละตำแหน่งการเต้นของหัวใจ ที่ R-Wave ถูกใช้เพราะว่ามีลักษณะที่เด่นชัดคือมียอดคลื่นยื่นออกมาสะดุดตาทำให้เป็นส่วนที่ง่ายในการที่จะใช้คอมพิวเตอร์นำมาคำนวณหา โดยที่ตัว HRV นั้น ขึ้นอยู่กับการทำงานของระบบประสาทอัตโนมัติทั้งสอง ในคนที่มีความตื่นเต้นนั้น HRV จะมีค่าสูง ขณะที่คนที่มีความผิดปกติเกี่ยวกับระบบหมุนเวียนเลือดนั้นจะมี HRV ที่ต่ำ[1] ส่วนวิธีการวัดการทำงานของระบบประสาทอัตโนมัติ ที่ง่ายและประหยัดคือใช้วิธีการวิเคราะห์ Power Spectral ของสัญญาณการเต้นของหัวใจ (HRV) [2-3] ซึ่งเลือกใช้วิธี Fast Fourier Transforms(FFT) ผลของการแปลงเราจะแบ่งความถี่ออกเป็น 3 ช่วง ได้แก่ ช่วงความถี่สูง(high-frequency band)ซึ่งอยู่ในช่วง 0.15-0.4 เฮิรซ์ ช่วงความถี่ต่ำ(low-frequency band) ซึ่งอยู่ในช่วง 0.05-0.15 เฮิรซ์ และช่วงความถี่ต่ำมากๆ(very low-frequency band) ซึ่งอยู่ในช่วง 0.02-0.05 เฮิรซ์ การทำงานของระบบประสาทพาราซิมพาเทติกสามารถดูได้จาก สัญญาณ HRV ย่านความถี่ 0.15-0.5 เฮิรซ์ ส่วนการทำงานของระบบประสาทซิมพาเทติกดูได้จากอัตราส่วนของสัญญาณ HRV ที่ย่านความถี่ 0.04-0.15 เฮิรซ์ ต่อ สัญญาณ HRV ย่านความถี่ 0.15-0.5 เฮิรซ์

อย่างไรก็ตาม วิธีนี้ไม่ได้คำนึงถึงการเปลี่ยนแปลงของ HRV อันเนื่องมาจากการหายใจ [3-7]

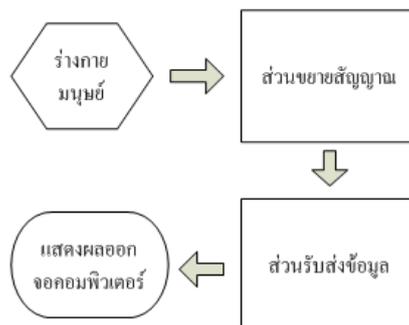
การวัดค่าสัญญาณผ่านทางเครื่องคอมพิวเตอร์ ในการส่งข้อมูลเข้าสู่คอมพิวเตอร์เพื่อทำการแสดงผลค่าของสัญญาณนั้นมีความหลากหลายวิธี เช่น ทาง Serial Port , Printer Port, USB Port เป็นต้น ในงานวิจัยนี้ได้เสนอให้ใช้ส่งผ่านสัญญาณเข้าคอมพิวเตอร์ทาง USB Port เนื่องจากเป็น Port มาตรฐานที่คอมพิวเตอร์ทุกเครื่องต้องมีเพื่อความสะดวกในการทำงานและในส่วนของโปรแกรมคอมพิวเตอร์ที่ใช้สำหรับแสดงผลและสร้างสัญญาณ HRV จากสัญญาณ ECG นั้น มีอยู่ด้วยกันหลากหลายโปรแกรม เช่น โปรแกรม Matlab, Visual Basic, LabView เป็นต้น จากการศึกษาค้นคว้าโปรแกรม Matlab เป็นโปรแกรมที่ง่ายต่อการใช้งานและมีประสิทธิภาพสูง เราจึงทำการออกแบบให้โปรแกรมแสดงผลค่าของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจและสร้างสัญญาณ HRV จากสัญญาณ ECG ได้ ในงานวิจัยนี้จึงเสนอการสร้างเครื่องมือที่ใช้หา Heart Rate Variability(HRV) โดยเครื่องมือถูกแบ่งออกเป็น 2 ส่วน ส่วนแรกคือส่วนของฮาร์ดแวร์ได้แก่เครื่องวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจซึ่งสามารถวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีขนาดเล็กระยะประมาณ 1 mV เพื่อให้ได้สัญญาณที่มีขนาดมากพอจึงต้องใช้วงจรที่มีอัตราขยายสูงและต้องกำจัดวงจรให้ขยายสัญญาณช่วงคลื่นไฟฟ้าหัวใจซึ่งมีความถี่อยู่ที่ประมาณ 0.05-200 เฮิรซ์ เนื่องจากปกติสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจำแนกเป็น 3 ช่วงความถี่ ช่วงความถี่แรกช่วง 0.05-100 เฮิรซ์ ใช้งานมาตรฐานด้านคลินิกในการวิเคราะห์สัญญาณ 12 Lead ECG ช่วงที่สองใช้ติดตามลักษณะจำเพาะและจังหวะการเต้นของหัวใจ ซึ่งมีช่วงความถี่ 0.5-50 เฮิรซ์ และช่วงความถี่ที่สาม ที่เหมาะสมสำหรับใช้วัดอัตราเต้นของหัวใจเท่านั้น ซึ่งช่วงความถี่นี้จะให้สัญญาณ QRS Complex ผ่านไปเท่านั้นและลดสัญญาณความถี่อื่นหมดทำให้ ECG Signal ที่ได้จากความถี่นี้ผิดเพี้ยนอย่างมาก ไม่ควรใช้เพื่อการวิเคราะห์ผล จึงเหมาะสมสำหรับใช้วัดอัตราเต้นของหัวใจเท่านั้น[8] ส่วนที่สองคือส่วนของซอฟต์แวร์ที่นำข้อมูล ECG ที่ได้มาจากส่วนแรกนำไปหา RRI แล้วจึงนำไปวิเคราะห์หา HRV โดยโปรแกรมด้วย Matlab

2. หลักการทำงานของเครื่องมือสร้างสัญญาณ Heart Rate Variability (HRV)

ได้แบ่งหลักการทำงานเป็น 2 ส่วน คือ ส่วนของฮาร์ดแวร์ได้แก่ เครื่องวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจและส่วนของซอฟต์แวร์ซึ่งจะนำข้อมูล ECG ที่ได้จากเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจมาวิเคราะห์หา HRV

2.1 ส่วนของฮาร์ดแวร์ คือ เครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

หลักการทำงานของเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

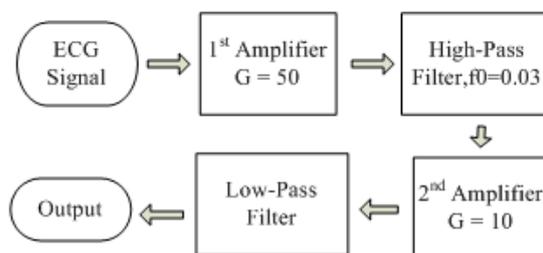


รูปที่ 1 แสดงหลักการทำงานของเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

ในรูปที่ 1 แสดงบล็อกไดอะแกรมของหลักการทำงานของเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ โดยที่สัญญาณ ECG ถูกวัดโดยใช้อิเล็กโทรดที่ร่างกายมนุษย์จากนั้นนำสัญญาณ ECG ที่ได้ไปขยายสัญญาณ โดยต่อเข้ากับวงจขยายสัญญาณที่มีอัตราขยาย 50 เท่า หลังจากนั้นก็ต่อเข้ากับ NI USB 6008 เพื่อส่งข้อมูลเข้าไปในคอมพิวเตอร์

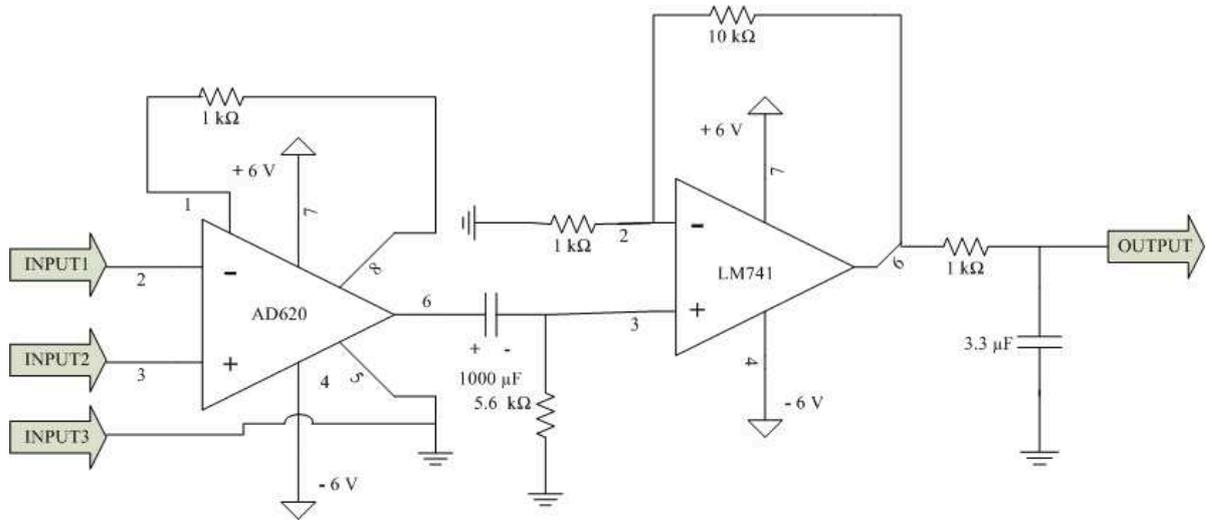
เครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้แบ่งหลักการทำงานเป็น 2 ส่วน คือ ส่วนขยายสัญญาณและส่วนการรับส่งข้อมูล

2.1.1 ส่วนที่ 1 ส่วนขยายสัญญาณ



รูปที่ 2 แสดงบล็อกไดอะแกรมของส่วนการขยายสัญญาณ

ส่วนขยายสัญญาณได้แสดงการทำงานตามบล็อกไดอะแกรมในรูปที่ 2 ส่วนในรูปที่ 3 เป็นการแสดงรูปวงจรับส่วนขยายสัญญาณที่ประกอบไปด้วยสัญญาณเข้า 3 จุดซึ่งเป็นการนำอิเล็กโทรดที่เป็นตัวตรวจจับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ เพื่อนำสัญญาณส่งผ่านไปยังวงจขยายสัญญาณอินสตรูเมนต์ชั่ง ซึ่งมีอัตราขยายสัญญาณ 50 เท่า ผ่านเข้าสู่วงจรกรองความถี่สูง ซึ่งมี Cut off frequency 0.03 Hz ส่งผ่านไปยังวงจขยายแบบไม่กลับขั้วสัญญาณ ซึ่งมีอัตราขยายสัญญาณ 10 เท่า และวงจรกรองความถี่ต่ำที่มี Cut off frequency 48 Hz [9] ซึ่งการวัดจะเป็นแบบลีด 1 คือ จะใช้ขั้วไฟฟ้าวัดศักย์ไฟฟ้าที่แขนขวาและแขนซ้ายเทียบกัน โดยใช้ศักย์ไฟฟ้าจากขาขวาเป็นตัวอย่าง[10]



รูปที่ 3 แสดงรูปวงจรส่วนขยายสัญญาณ

2.1.2 ส่วนที่ 2 ส่วนการรับส่งข้อมูล



รูปที่ 4 NI USB-6008

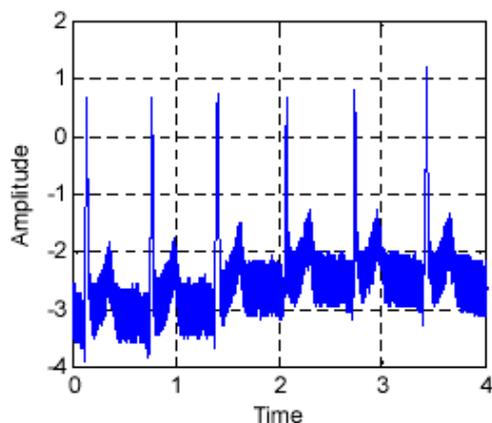
ส่วนการรับส่งข้อมูลนำสัญญาณที่ได้จากส่วนขยายสัญญาณเข้าสู่ NI USB-6008 เป็นส่วนทำการแปลงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่เป็นสัญญาณแอนะล็อก ให้เป็นสัญญาณดิจิทัลเพื่อนำไปประมวลผลต่อไป โดยที่ตัว NI USB-6008 ได้แสดงไว้ในรูปที่ 4



รูปที่ 5 ตัวอย่างการทดลองเครื่องวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่สร้างขึ้น

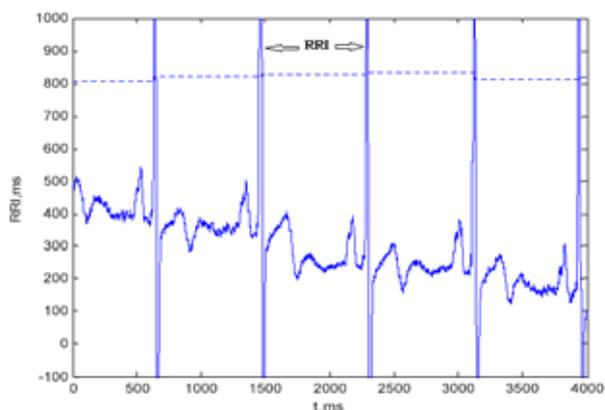
ในรูปที่ 5 แสดงการวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ คือ จะใช้ขั้วไฟฟ้าวัดศักย์ไฟฟ้าที่อกขวาและอกซ้ายเทียบกัน โดยใช้ศักย์ไฟฟ้าจากแขนซ้ายเป็นตัวอ้างอิง

2.2 ส่วนของซอฟต์แวร์ คือ ส่วนที่รับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจมาสร้างสัญญาณ HRV



รูปที่ 6 ผลการทดลองที่แสดงผลออกทางคอมพิวเตอร์

ในรูปที่ 6 เป็นตัวอย่างของคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่แสดงออกทางจอคอมพิวเตอร์ซึ่งแสดงผลที่ได้ออกจากการวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้าหัวใจ โดยใช้โปรแกรม Matlab โดยการออกแบบโปรแกรมเพื่อแสดงผลจะต้องออกแบบให้เป็นการแสดงผลแบบ Real Time เพื่อสังเกตการเปลี่ยนแปลงของคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้อย่างต่อเนื่อง ตัวโปรแกรมต้องสามารถบันทึกผลและสามารถนำข้อมูลที่ถูกบันทึกมาแสดงผลได้ เพื่อการนำไปใช้ประโยชน์ต่อไป



รูปที่ 7 ผลการแปลง ECG เป็น Heart Rate Variability (HRV) โดยที่เส้นประแสดงค่า RRI Signal ที่ได้มาจาก ECG Signal

ส่วนนี้เป็นส่วนที่รับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจมาจากเครื่องวัดคลื่นหัวใจแล้วนำมาเข้าซอฟต์แวร์ที่เขียนด้วย Matlab เพื่อใช้ในการสร้างสัญญาณ Heart rate variability (HRV) โดยสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้มาจากเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะถูกสุ่มยกตัวอย่างที่อัตราการสุ่มข้อมูล (Sampling Frequency) 1000 Hz นานประมาณ 2 นาที สำหรับในแต่ละสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ เริ่มแรก จะถูกตัดสัญญาณรบกวนออกจากสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ หลังจากนั้นจุดเริ่มต้นของแต่ละ R-Wave ถูกเลือกท้ายที่สุดสัญญาณ RRI ถูกดึงออกมาแสดงตามรูปที่ 7 และในรูปที่ 7 ได้แสดงผลของ HRV ออกมา เพื่อที่จะนำไปใช้ในการวัดการทำงานของระบบประสาทอัตโนมัติได้ต่อไปในภายหน้า

3. สรุปผลการทดลอง

ส่วนแรกคือส่วนของเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ การวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากร่างกายด้วยเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้ออกแบบมานั้น พบว่าสามารถขยายสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีขนาดเล็กได้และมืองค์ประกอบครบถ้วนเมื่อเปรียบเทียบกับมาตรฐาน

ส่วนที่สองคือส่วนรับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจมาสร้างสัญญาณ HRV ตัวซอฟต์แวร์สามารถที่จะนำสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากร่างกายที่ผ่านการขยายด้วยวงจรขยายสัญญาณแล้ว มาแสดงผลบนคอมพิวเตอร์ในรูปแบบเสมือนจริงได้ และเวลาในการแสดงผล จะถูกกำหนดตามความต้องการของผู้ใช้ พร้อมทั้งสามารถสร้างสัญญาณ HRV จากสัญญาณ ECG ได้ด้วย โดยตัวซอฟต์แวร์สามารถที่จะบันทึกสัญญาณที่ได้แสดงผลไปแล้ว และนำกลับมาแสดงผลใหม่ได้ในภายหลัง การบันทึกชื่อไฟล์ต้องอยู่ภายใต้ข้อจำกัดที่ว่าต้องตามด้วยนามสกุลไฟล์ .mat ที่เป็นนามสกุลเฉพาะของโปรแกรม Matlab เท่านั้น

งานวิจัยนี้เป็นพื้นฐานในการมุ่งสร้างเครื่องมือวัดการทำงานของระบบประสาทอัตโนมัติ ที่มีคุณภาพดี ในอนาคตควรที่จะพัฒนาให้มีขนาดเล็ก สะดวกในการใช้งาน มีราคาประหยัด ในที่สุดก็จะสามารถใช้เป็นเครื่องมือพื้นฐานที่ใช้วัดตามบ้านได้ เช่นเดียวกับเครื่องวัดความดันหรือเครื่องชั่งน้ำหนัก ที่ปัจจุบันมีใช้กันทั่วไป หวังว่าในที่สุดคนไทยจะรู้เท่าทันโรครุมมากขึ้น และมีคุณภาพชีวิตที่ดีขึ้น

เอกสารอ้างอิง

- [1] John Enderle, Susan Blanchard, Joseph Bronzino. Introduction to Biomedical Engineering, Second Edition. Elsevier Academic Press. 2005.
- [2] Malliani A. The pattern of sympathovagal balance explored in the frequency domain. *News Physiol. Sci.*14:111-117, 1999.
- [3] Michael C.K. Khoo, Tae-Sun Kim, Richard B. Berry. Spectral Indices of Cardiac Autonomic Function in Obstructive Sleep Apnea. *SLEEP*, Vol. 22, No. 4, 1999.
- [4] Arthur B. Ritter, Stanley Reisman, Bozena B. Michniak. Biomedical Engineering Principles. Taylor&Francis Group. 2005.
- [5] McCraty R, Atkinson M, Tiller WA, Rein G, Watkins AD. The effects of emotions on short-term power spectrum analysis of heart rate variability. *Am J Cardiol* 1995;76 :1089-1993.
- [6] Surapol Sriboonsong, The study of meditation effect to heart rate, *Journal of Medicine and Health Sciences, Faculty of Medicine, Srinakharinwirot University*, Vol. 12 No. 3 December, 2005.
- [7] Parati A, Saul JP, Rienzo MD and Mancia G. Spectral analysis of blood pressure and heart rate variability in evaluating cardiovascular regulation. *Hypertension*. 25:1276-1286, 1995.
- [8] Willis J. Tompkins. Biomedical Digital Signal Processing. PTR Prentice-Hall. 1993.
- [9] "Simple ECG Amplifier with AD620", CS.wright.edu , www.bioamplifier-circuit.mytutorialcafe.com
- [10] L. A. Geddes, L. E. Baker. Principles of Applied Biomedical Instrumentation, Third Edition. John Wiley & Sons, Inc. 1989.

การศึกษาการออกแบบและสร้างเครื่องวัดอัตราชีพจร และเปอร์เซ็นต์ความอิ่มตัวของฮีโมโกลบินจากชีพจร

A Study on the Design and Construction of Pulse rate and Pulse oxymeter

ทศวรรษ พุทธสกุล, อนงค์นาด เสือมาก, ดารารัตน์ โยธา, รณชิต ดีปานแก้ว

สาขาวิชาอุปกรณ์ชีวการแพทย์ ภาควิชาฟิสิกส์ คณะวิทยาศาสตร์ มหาวิทยาลัยรังสิต

52/347 เมืองเอก ถนนพหลโยธิน ต.หลักหก อ.เมือง จ.ปทุมธานี 12000 Email: kang_2528@hotmail.com

บทคัดย่อ

โครงการนี้มีวัตถุประสงค์ในการออกแบบและสร้างเครื่องวัดอัตราชีพจรและความอิ่มตัวของออกซิเจนของฮีโมโกลบินจากชีพจร โดยอาศัยหลักการของคุณลักษณะเฉพาะของการดูดกลืนคลื่นแสงที่แตกต่างกันของฮีโมโกลบินที่จับกับออกซิเจน และฮีโมโกลบินที่ไม่จับกับออกซิเจน ซึ่งประกอบด้วยส่วนสำคัญ 4 ส่วน คือ 1) ภาควินพุท ประกอบด้วยเซ็นเซอร์แสงที่มีตัวส่งและตัวรับแสงความยาวคลื่น 660 นาโนเมตร และ 940 นาโนเมตร 2) ภาควิธีปรับสัญญาณประกอบด้วย วงจรเปลี่ยนความถี่เป็นแรงดัน อินทราเมนทแอมพลิไฟเออร์ วงจรกรองความถี่ และวงจรแปลงอนาล็อกเป็นดิจิตอล 3) ภาควิธีประมวลผลสัญญาณ 4) ภาควิธีแสดงผลสำหรับแสดงค่าเปอร์เซ็นต์ออกซิเจนในเลือด และอัตราการเต้นของชีพจร ผลการทดสอบการทำงานของเครื่องวัดความอิ่มตัวของออกซิเจนของฮีโมโกลบินจากชีพจร เปรียบเทียบกับเครื่องวัดความอิ่มตัวของออกซิเจนของฮีโมโกลบินจากชีพจรมาตรฐาน Handheld Prince100F พบว่ามีเปอร์เซ็นต์ความคลาดเคลื่อนเฉลี่ยเท่ากับ 2 เปอร์เซ็นต์

Abstract

The objective of this project was to study on the design and construction of pulse rate and pulse oxymeter. This project has adopted the principle of light absorption characteristics of oxygenated and deoxygenated hemoglobin. The designed and constructed the pulse oxymeter was composed of 4 main parts: 1) Input part consisting of light with transmitter and receiver optical wavelength of 660 nm and 940 nm, 2) signal conditioner part composing of frequency to voltage converter circuit, instrument amplifier, filter circuit and analog to digital converter circuit, 3) signal processing part and 4) display part for displaying the values of percent of Saturation of peripheral oxygen and pulse rate in beat per minute. The results of functional testing compared with standard pulse

oxymeter tester, Handheld Prince100F showed that the average percentage error was 2%.

Keywords: Pulse Oxymeter, Pulse Rate and %SpO₂

1. คำนำ

การตรวจวัดสัญญาณชีพเป็นการบ่งบอกถึงสภาพร่างกาย ซึ่งปริมาณออกซิเจนในฮีโมโกลบิน (Oxygen saturation) และอัตราการเต้นของชีพจร (Pulse rate) ก็เป็นสัญญาณชีพที่มีความสำคัญในการประเมินสภาพร่างกายของผู้ป่วย เช่น ถ้าผู้ป่วยมีภาวะออกซิเจนในเลือดต่ำ (Hypoxemia) ซึ่งเป็นภาวะหนึ่งที่พบบ่อย จะต้องมีการวินิจฉัยและรักษาอย่างถูกต้อง โดยวิธีการตรวจคือการวินิจฉัยก๊าซในเลือดแดง(Arterial Blood Gas Analysis) ซึ่งเป็นการตรวจมาตรฐานในการวินิจฉัยภาวะออกซิเจนในเลือด แต่การตรวจยังมีข้อจำกัดบางประการ เช่น ต้องเจาะเลือดจากหลอดเลือดแดง ค่าใช้จ่ายสูง และต้องรอผลการตรวจเป็นเวลานาน จึงมีการคิดสร้างเครื่องวัดอัตราชีพจรและเปอร์เซ็นต์ออกซิเจนในเลือด (Pulse oxymeter) ขึ้น และมีการพัฒนาต่อเนื่อง รวมถึงประเทศไทยก็ได้นำมาใช้อย่างแพร่หลายในทางคลินิก แต่เครื่องยังต้องนำเข้าจากต่างประเทศ ประกอบกับเครื่องมือราคาสูงทำให้โรงพยาบาลต่าง ๆ เช่น ในต่างจังหวัดยังมีเครื่อง Pulse oxymeter ใช้น้อย ดังนั้นโครงการวิจัยนี้จึงได้เล็งเห็นความสำคัญในส่วนนี้ และศึกษาการออกแบบและสร้างเครื่องวัดอัตราชีพจรและเปอร์เซ็นต์ความอิ่มตัวของออกซิเจนของฮีโมโกลบินจากชีพจร (Pulse oxymeter) ขึ้น และเป็นเครื่องมือวัดอย่างต่อเนื่องแบบไม่รุกราน (Non-Invasive)

2. หลักการตรวจวัดความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือด

เครื่องตรวจวัดความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือด (pulse oximeter) จะวัดความอิ่มตัวของออกซิเจนของฮีโมโกลบินในหลอดเลือดแดง (arterial oxygen saturation) โดยอาศัยหลักการดูดซับคลื่นแสงที่แตกต่างกันของฮีโมโกลบินที่จับกับออกซิเจน(oxyhemoglobin, HbO₂) และฮีโมโกลบินที่ไม่จับกับ

ออกซิเจน(deoxyhemoglobin หรือ reduced hemoglobin, HbR) จากแถบสเปกตรัมของการดูดกลืนแสงในความยาวช่วงคลื่นรังสีอินฟราเรดตามรูปที่ 1 เราจะพิจารณา ลักษณะการดูดกลืนคลื่นของทั้งออกซีฮีโมโกลบินและดีออกซีฮีโมโกลบิน ณ ค่าความยาวคลื่นที่สำคัญสองค่าคือค่าความยาวคลื่น 660 นาโนเมตร (red) และค่าความยาวคลื่น 940 นาโนเมตร (infrared) จะเห็นได้ว่าที่ค่าความยาวช่วงคลื่น 660 นาโนเมตรนั้นค่าการดูดกลืนของออกซีฮีโมโกลบินและดีออกซีฮีโมโกลบินจะมีค่าการดูดกลืนแสงที่มีความแตกต่างกันมากที่สุด โดย ณ ที่ค่าความยาวคลื่นนี้ก็พบว่าออกซีฮีโมโกลบินจะมีการดูดกลืนที่ถือว่าต่ำสุดด้วย ส่วนที่ค่าความยาวคลื่น 940 นาโนเมตรก็จะเห็นว่าออกซีฮีโมโกลบินจะมีค่าการดูดกลืนที่ถือว่าสูงสุดด้วย (เมื่อพิจารณาถึงลักษณะการเปลี่ยนแปลง ตลอดทั้งเส้นกราฟการดูดกลืน) ดังนั้นที่ความยาวคลื่นรังสีอินฟราเรดทั้งสองค่านี้ (660 และ 940 นาโนเมตร) จึงถูกใช้เป็นตัวความยาวคลื่นหลักในการตรวจวัดการดูดกลืนปริมาณคลื่นรังสีอินฟราเรดสำหรับทั้งออกซีฮีโมโกลบิน และดีออกซีฮีโมโกลบินที่มีอยู่ในเลือดแดง อย่างไรก็ตาม จากกราฟค่าการดูดกลืนคลื่นรังสีอินฟราเรดของทั้งออกซีฮีโมโกลบินและดีออกซีฮีโมโกลบินตามรูปจะเห็นว่า มีจุดตัดกันของกราฟอยู่ที่ค่าความยาวคลื่นประมาณเท่ากับ 804 นาโนเมตร ซึ่งถือได้ว่า ณ ค่าความยาวคลื่นนี้ทั้งออกซีฮีโมโกลบินและดีออกซีฮีโมโกลบินมีการดูดกลืนแสงที่เท่ากันพอดีโดยสามารถที่จะใช้เป็นจุดอ้างอิงในการวัดการดูดกลืนที่เท่ากันได้ เครื่องตรวจวัดความอิ่มตัวของออกซิเจนของออกซิเจนในเลือดจะปล่อยคลื่นแสง 2 ช่วงคลื่น คือ คลื่นความยาว 660 และ 940 นาโนเมตร เมื่อคลื่นแสงเดินทางผ่านเนื้อเยื่อ ตัวรับสัญญาณจะแยกความแตกต่างของคลื่นแสงช่วงที่ไม่มีเลือดไหลผ่าน (non-pulsatile flow หรือ direct current light, DC) ซึ่งเป็นการดูดซับคลื่นแสงของเนื้อเยื่อ (กระดูกกล้ามเนื้อ เนื้อเยื่ออ่อน) และเลือดในหลอดเลือดดำและแดงกับช่วงที่มีการไหลผ่านของเลือดในหลอดเลือดแดงตามการบีบตัวของหัวใจ (pulsatile flow หรือ alternating current light, AC) ดังรูปที่ 2 นำค่าการดูดซับคลื่นแสงในช่วงต่างๆ มาคำนวณเป็นอัตราส่วน (R) ดังสมการที่ (1) ของการดูดซับคลื่นแสงแล้วคำนวณเป็นความอิ่มตัวของออกซิเจนของฮีโมโกลบินในช่วงที่มีเลือดไหลผ่าน (pulse oxygen saturation, SpO₂) พบว่า ที่ค่า R เท่ากับ 0.4, 1 และ 3.4 ค่า SpO₂ จะเท่ากับร้อยละ 100, 85 และ 0 ตามลำดับ ดังรูปที่ 3

$$R = \frac{AC_{660}/DC_{660}}{AC_{940}/DC_{940}} \quad (1)$$

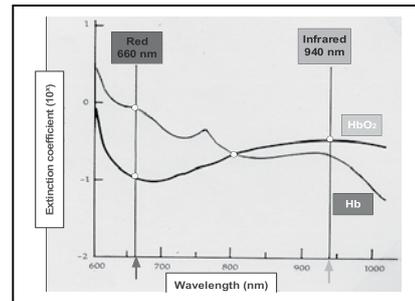
จากรูปที่ 3 สามารถเขียนเป็นสมการได้ 2 สมการคือ

เส้นที่ 1 ที่ SpO₂ มากกว่าหรือเท่ากับ 85%

$$SpO_2 = 110 - 25 R \quad (2)$$

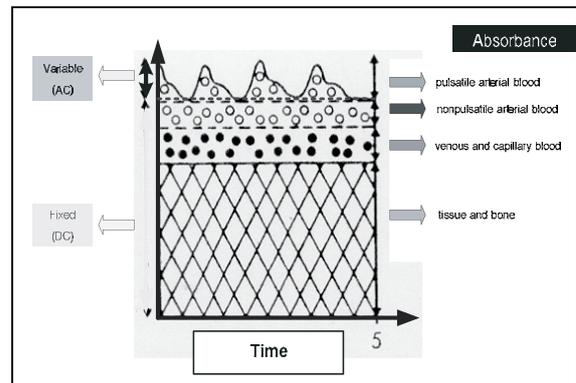
เส้นที่ 2 ที่ SpO₂ น้อยกว่า 85%

$$SpO_2 = 120.42 - 35.42 R \quad (3)$$



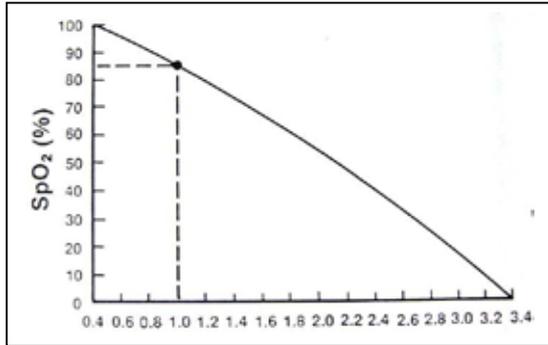
รูปที่ 1 แถบสเปกตรัมการดูดกลืนคลื่นแสงอินฟราเรดโดยออกซีฮีโมโกลบินกับดีออกซีฮีโมโกลบิน

(www.bjmmedical.com/knowledge_detail_th.php?knowledgeid=4)



รูปที่ 2 รูปแบบจำลองของการดูดกลืนและการส่องผ่านแสงอินฟราเรดทั้งที่มี และไม่มีเปลี่ยนแปลง

(www.bjmmedical.com/knowledge_detail_th.php?knowledgeid=4)

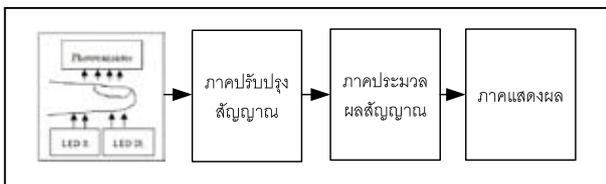


รูปที่ 3 กราฟแสดงอัตราส่วนการดูดซับคลื่นแสง (R) และค่าความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบิน

(www.bjmmmedical.com/knowledge_detail_th.php?knowledgeid=4)

3. หลักการทำงาน ส่วนประกอบ และวิธีการ

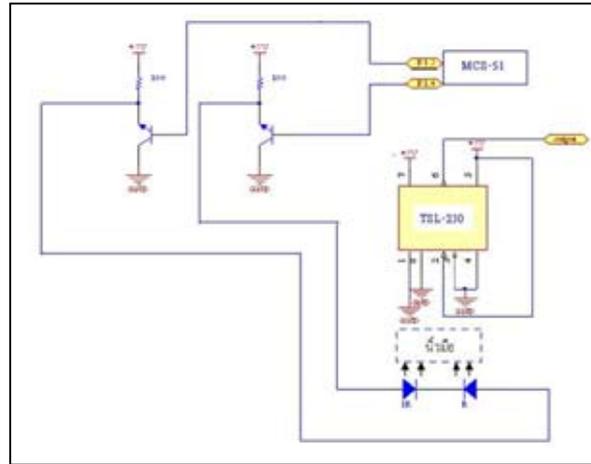
สำหรับการทำงานของเครื่องวัดอัตราชีพจรและเปอร์เซ็นต์ความอิ่มตัวออกซิเจนในเลือดที่ได้พัฒนาออกแบบขึ้นแบ่งเป็นส่วนประกอบสำคัญ 4 ส่วน ดังแสดงในรูปที่ 4 ซึ่งสามารถแยกอธิบายการทำงานของแต่ละส่วนได้ดังนี้



รูปที่ 4 การทำงานเครื่องวัดอัตราชีพจรและเปอร์เซ็นต์ออกซิเจนในเลือด

3.1 ภาคอินพุต

ภาคอินพุตใช้ LED Red (660nm) และ LED Infrared (940nm) เป็นตัวปล่อยคลื่นแสง และใช้โฟโตทรานซิสเตอร์ (Photo Transistors) ของ Texas Instruments เบอร์ TSL230 เป็นตัวรับแสงที่ส่งผ่านเลือดที่ปลายนิ้วมือ โดยจะรับแสงในช่วงความยาวคลื่นที่ 300-1100 nm ซึ่งเป็นช่วงคลื่นแสงที่ใช้ในการส่องผ่านปลายนิ้วเพื่อทำการวัดค่าการดูดกลืน ได้เป็นสัญญาณสี่เหลี่ยมที่มีความถี่เปลี่ยนแปลงตามปริมาณแสงที่มากกระทบบ โดยที่ตัว LED นี้จะถูกควบคุมให้ติด-ดับสลับกันตามความถี่ของสัญญาณควบคุมจากไมโครคอนโทรลเลอร์ในภาคประมวลผลสัญญาณ ดังแสดงในรูปที่ 5



รูปที่ 5 วงจรการทำงานส่วนภาครับสัญญาณ

3.2 ภาคปรับปรุงสัญญาณ

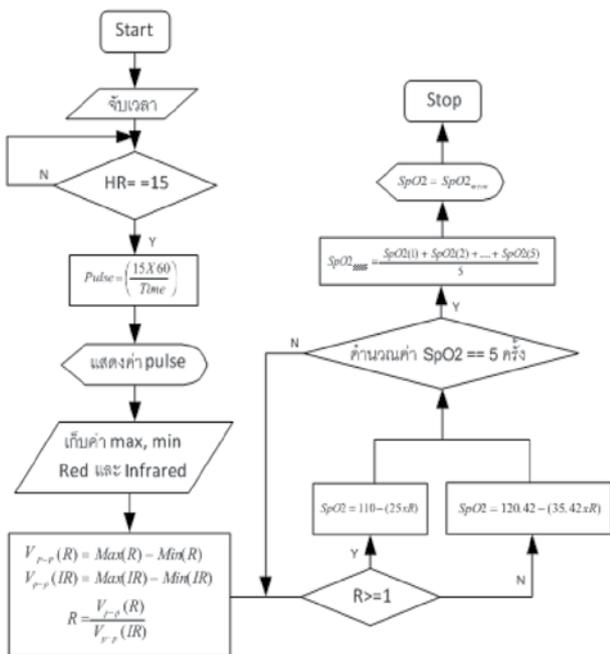
ในส่วนภาคปรับปรุงสัญญาณได้ทำการออกแบบวงจรซึ่งประกอบด้วย 8 วงจรสำคัญ ได้แก่

- วงจรบัฟเฟอร์
- วงจรเปรียบเทียบแรงดัน
- วงจรเปลี่ยนความถี่เป็นแรงดัน
- วงจรดิฟเฟอเรนเชียล
- วงจรอินทิเกรเตอร์
- วงจรขยายอินพุต
- วงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน 5 Hz
- วงจรรวมสัญญาณ

ในภาคปรับปรุงสัญญาณใช้วงจรบัฟเฟอร์เพื่อเป็นการปรับค่าอินพุตอิมพีแดนซ์ให้มีความสูงขึ้น เพื่อป้องกันการลดทอนสัญญาณอินพุตในขณะการตรวจวัด จากนั้นนำสัญญาณที่ได้มาเข้าวงจรเปรียบเทียบแรงดันเพื่อทำการขยายสัญญาณให้มีขนาดใหญ่ขึ้น ซึ่งในการนำวงจรเปรียบเทียบแรงดันมาขยายสัญญาณนั้นเนื่องจากสัญญาณที่ได้จากภาคอินพุตนั้นเป็นสัญญาณสี่เหลี่ยมที่มีความถี่เปลี่ยนแปลงตามปริมาณแสงที่มากกระทบบ โดยได้ทำการขยายสัญญาณให้มีขนาด 12 V ก่อนที่จะเข้าวงจรเปลี่ยนความถี่เป็นแรงดัน ซึ่งในการออกแบบวงจรเปลี่ยนความถี่เป็นแรงดันนั้นได้เลือกใช้ไอซีเบอร์ LM2917 ซึ่งต้องการสัญญาณอินพุตอยู่ในช่วง 0-18 V จากนั้นนำมาเข้าวงจรดิฟเฟอเรนเชียลเนื่องจากในการออกแบบต้องการสัญญาณ AC เท่านั้นจึงจำเป็นต้องใช้วงจรดิฟเฟอเรนเชียลเพื่อตัด

สัญญาณ DC ทั้ง และจากนั้นนำมาเข้าวงจรอินทิเกรเตอร์เพื่อให้สัญญาณดังกล่าวกลับมามีรูปร่างสัญญาณเหมือนเดิม และนำมาเข้าวงจรขยายอินสทรูเมนต์ เนื่องจากสัญญาณที่ผ่านวงจรอินทิเกรเตอร์ออกมา มีขนาดแอมพลิจูดของสัญญาณต่ำ มีค่าแรงดันไฟฟ้าสูงเพียงช่วง 100 mV – 1V จึงต้องมีกรขยายสัญญาณที่มีอัตราขยายสองเท่าเพื่อให้ได้สัญญาณที่มีระดับแรงดันมากพอที่จะเข้าสู่ภาคประมวลผลสัญญาณ จากนั้นนำสัญญาณที่ได้มาเข้าวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน 5 Hz และทำการขยายระดับสัญญาณด้วยวงจรรวมสัญญาณ เนื่องจาก A/D ที่ใช้จะรับค่าสัญญาณตั้งแต่ 0 - 5V เท่านั้นนั้นเพื่อส่งค่าให้กับไมโครคอนโทรลเลอร์จึงจำเป็นต้องมีการขยายสัญญาณให้มีแรงดันเหนือศูนย์แล้วนำเข้าสู่ภาคประมวลผลสัญญาณต่อไป

3.3 ภาคประมวลผลสัญญาณ



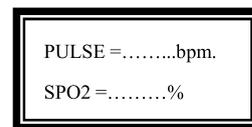
รูปที่ 6 แผนผังการทำงานของโปรแกรม

ภาคประมวลผลสัญญาณใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์เบอร์ P89v51Rx2 โดยได้ทำการเขียนโปรแกรมด้วยภาษาซีซึ่งมีหลักการการทำงานของโปรแกรมเริ่มจากการควบคุมการติดดับของ LED โดยเริ่มจากการให้ RED ดับ Infrared ดับ แล้วทำการคำนวณค่าอัตราการเดินทางชีพจรจากนั้นให้ RED ดับ Infrared ดับ จากนั้นทำการเก็บค่าแอมพลิจูดของสัญญาณที่ได้จาก LED จากนั้นให้ RED ดับ Infrared ดับ ทำการเก็บค่าแอมพลิจูดของสัญญาณที่ได้จาก Infrared และนำค่าที่ได้จากสัญญาณทั้งสองมาคำนวณค่า SpO2 แผนผังการทำงานของ

โปรแกรมในส่วนการคำนวณค่าอัตราการเดินทางของชีพจรและ SpO2 แสดงดังรูปที่ 6

3.4 ภาคแสดงผล

สำหรับภาคแสดงผลในโครงงานวิจัยนี้ได้เลือกใช้ LCD ชนิด 16 ตัวอักษร 2 แถว ซึ่งในการแสดงผลนี้สามารถแสดงผลค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดเป็นเปอร์เซ็นต์ และแสดงค่าอัตราการเดินทางของชีพจรเป็นครั้งต่อนาทีได้ โดยค่าที่แสดงผลนั้นได้รับค่ามาจากไมโครคอนโทรลเลอร์ในภาคประมวลผลสัญญาณ ซึ่งการแสดงผลเป็นดังรูปที่ 7



รูปที่ 7 การแสดงผลทางจอ LCD

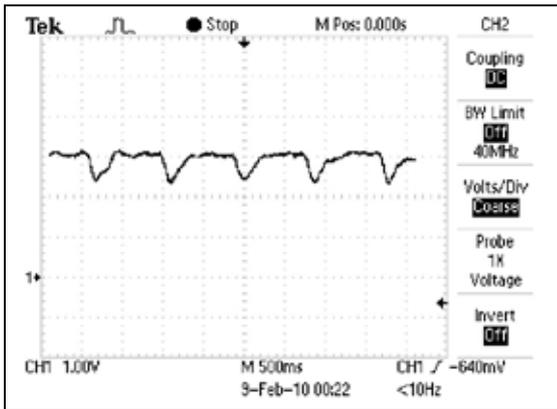
4. ผลการทดลอง

อาสาสมัครคนที่	เครื่อง Pulse oxymeter ที่โครงงานวิจัยนี้สร้างขึ้น		เครื่อง Pulse oxymeter ยี่ห้อ Handhead รุ่น Prince100F	
	SpO2 (%)	Pulse rate (bpm)	SpO2 (%)	Pulse rate (bpm)
1	97	69	98	67
2	98	62	98	63
3	97	73	98	73
4	97	62	98	66
5	97	76	97	74
6	98	74	98	73
7	96	69	97	72
8	97	65	98	66
9	97	63	98	62
10	97	89	97	87

ตารางที่ 1 แสดงการเปรียบเทียบการทำงานของเครื่อง โดยทดสอบกับกลุ่มอาสาสมัครจำนวน 10 คน

จากตารางที่ 1 แสดงการเปรียบเทียบการทำงานของเครื่องวัดเปอร์เซ็นต์ความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดที่โครงงานวิจัยนี้สร้างขึ้น กับเครื่องวัด

เปอร์เซ็นต์ความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดที่หือ Handheld รุ่น Prince100F ซึ่งจากรายที่ 1 แสดงให้เห็นว่าค่าเปอร์เซ็นต์ความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือด และอัตราการเต้นของชีพจรมีค่าใกล้เคียงกับค่าที่วัดได้จากเครื่อง Handheld รุ่น Prince100F จากผลการทดสอบวัดชีพจรของอาสาสมัคร 10 คน จะได้เปอร์เซ็นต์ความคลาดเคลื่อนของเครื่องวัดเปอร์เซ็นต์ความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดคือ ค่าเปอร์เซ็นต์ความคลาดเคลื่อนของค่า SpO₂ เฉลี่ยจากอาสาสมัครเท่ากับ 0.82 % เปอร์เซ็นต์ความคลาดเคลื่อนของค่า Pulse rate เฉลี่ยจากอาสาสมัครเท่ากับ 2.70 %



รูปที่ 8 สัญญาณอัตราการเต้นของชีพจรที่ได้จากภาคปรับปรุงสัญญาณโดยการใช้ LED Infrared (940nm) เป็นตัวปล่อยคลื่นแสง

จากรูปที่ 8 แสดงลักษณะสัญญาณอัตราการเต้นของชีพจรที่ได้จากภาคปรับปรุงสัญญาณ โดยการใช้ LED Infrared (940nm) เป็นตัวปล่อยคลื่นแสง

5. สรุปผลการทดลอง

ในการสร้างเครื่องวัดเปอร์เซ็นต์ความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดสามารถแสดงผลค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดได้เป็นเปอร์เซ็นต์ และสามารถวัดค่าอัตราการเต้นของชีพจรเป็นครั้งต่อนาที โดยมีค่าความเปอร์เซ็นต์ความคลาดเคลื่อนของค่า SpO₂ เฉลี่ยจากอาสาสมัคร 10 คนเท่ากับ 0.82 % เปอร์เซ็นต์ความคลาดเคลื่อนของค่า Pulse rate เฉลี่ยจากอาสาสมัคร 10 คน เท่ากับ 2.70 %

เอกสารอ้างอิง

- [1] กาญจนพันธ์ สุขวิชชัย “เอกสารประกอบการสอนวิชา Lab Microcontroller” กรุงเทพฯ : มหาวิทยาลัยเกษตรศาสตร์, 2552
- [2] บดินทร์ ขวัญนิมิตร. “การวัดความอิ่มตัวของออกซิเจนของฮีโมโกลบินจากชีพจรในผู้ใหญ่” สงขลานครินทร์เวชสาร, ปีที่ 24 ฉบับที่ 3 พ.ค.-มิ.ย. 2549
- [3] นันทชัย ทองแป้น. “ฟิสิกส์สำหรับอุปกรณ์ชีวการแพทย์ 2.” ปทุมธานี : มหาวิทยาลัยรังสิต, 2550

การศึกษาการออกแบบและสร้างเครื่องโมนิเตอร์ความดันก๊าซออกซิเจนในระบบท่อสำหรับรถพยาบาล

A Study on the Design and Construction of Oxygen Pressure Monitor in Pipeline System for Ambulance

ชาญชัย ศุภกิจอมรพันธุ์¹, อนุสรณ์ พุดซ้อน², ดวงใจ บุญถนอม³, พริษฐ์ อารีหทัยรัตน์⁴

¹ภาควิชาฟิสิกส์ สาขาอุปกรณ์ชีวการแพทย์ คณะวิทยาศาสตร์ มหาวิทยาลัยรังสิต

พหลโยธิน ปทุมธานี 12000 Email: chan_rsu@yahoo.co.th

^{2, 3, 4}ภาควิชาฟิสิกส์ สาขาอุปกรณ์ชีวการแพทย์ คณะวิทยาศาสตร์ มหาวิทยาลัยรังสิต

พหลโยธิน ปทุมธานี 12000

บทคัดย่อ

โครงการนี้มีวัตถุประสงค์ในการศึกษาการออกแบบและสร้างเครื่องโมนิเตอร์ความดันก๊าซออกซิเจนในระบบท่อสำหรับรถพยาบาล โดยอาศัยหลักการกลศาสตร์ของไหล และหลักการทางอิเล็กทรอนิกส์ ผลการทำโครงการสามารถออกแบบ และสร้างเครื่องโมนิเตอร์ความดันก๊าซออกซิเจนในระบบท่อสำหรับรถพยาบาลที่ประกอบด้วยส่วนประกอบสำคัญ 4 ภาค คือ 1) ภาคอินพุตประกอบด้วยตัวแปรสัญญาณความดันของ Smartec รุ่น SPD 2) ภาคปรับปรุงสัญญาณประกอบด้วยตัวไอซีเบอร์ MCP3201 3) ภาคประมวลผลประกอบด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์ MCS-51 เบอร์ P89V51RD2 โปรแกรมด้วยภาษาซีและ 4) ภาคแสดงผล และระบบสัญญาณเตือนประกอบด้วยจอแสดงผลแบบคลิกเหลว แสดงค่าความดันในหน่วย ปอนด์ต่อตารางนิ้ว และบuzzer สำหรับแสดงสัญญาณเตือนเมื่อความดันต่ำกว่า 40 psi และสูงกว่า 60 psi ผลการทดสอบการทำงานของเครื่องเปรียบเทียบกับมาตรวัดความดันแบบดิจิทัลของ Supco รุ่น DPG-100 พบว่าการวัดความดันในช่วง 40 ถึง 60 psi ไม่มีความคลาดเคลื่อน โครงการนี้มีต้นทุนในการออกแบบและสร้างเครื่องต้นแบบประมาณ 9,000 บาท

Abstract

The objective of this project was to study on the design and construction of oxygen pressure monitor in pipeline system for ambulance. This project has adopted the principle of medical, fluid mechanics and electronics. The designed and constructed the oxygen pressure monitor in pipeline system for ambulance was composed 4 main parts: 1) the input part which consists of pressure transducer Smartes model SPD, 2) signal conditioner part which consists of analog to digital converter MCP3201, 3) the processing part which consists of microcontroller MCS-51 P89V51RD2

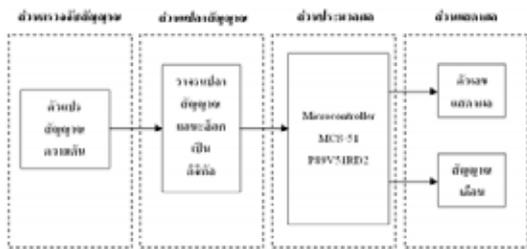
with C-Language program and 4) the display and alarm system part which consists of liquid crystal display that show the pressure value in psi unit and buzzer for alarming when the pressure is lower than 40 psi and higher than 60 psi. The result of functional testing compare with the digital pressure gauge Supco model DPG-100 found that the pressure measurement in range of 40 to 60 psi were not found an error. The production cost of prototype is 9,000 baht

Keywords: oxygen pressure monitor in pipeline system for ambulance, Ambulance, Pressure transducer, Microcontroller, Liquid crystal display, Buzzer

1. คำนำ

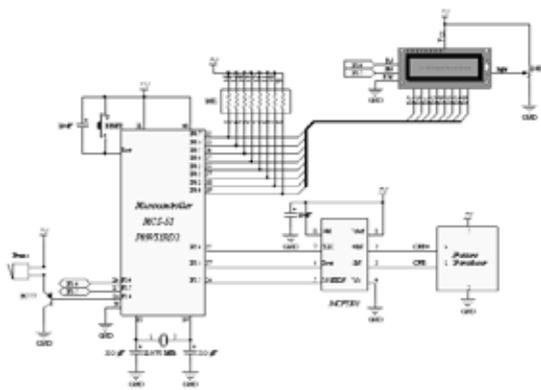
ในปัจจุบันประเทศไทยมีความจำเป็นการใช้รถพยาบาลในการเคลื่อนย้ายผู้ป่วยเพิ่มมากขึ้นในทุกโรงพยาบาล จะต้องมียานพาหนะอย่างน้อยโรงพยาบาลละ 1 ถึง 2 คัน ทำให้รถพยาบาลเป็นส่วนที่สำคัญ สำหรับการปฏิบัติงานต้องได้มีการออกแบบส่วนประกอบระบบต่างๆและติดตั้งอุปกรณ์การแพทย์ภายในสำหรับการช่วยชีวิตในระหว่างเคลื่อนย้ายผู้ป่วยเป็นไปตามมาตรฐานการแพทย์ รถพยาบาลจึงมีระบบที่สำคัญหลายระบบในระบบหนึ่งนั้น ก็คือ ระบบท่อก๊าซออกซิเจน เป็นระบบการช่วยชีวิตของผู้ป่วย ระบบนี้จำเป็นต้องมีอุปกรณ์ในการโมนิเตอร์ความดันก๊าซออกซิเจนในระบบท่อก๊าซ เพราะช่วยแสดงค่าระดับความดันออกซิเจนของระบบท่อก๊าซขณะมีการใช้งาน มีความดันคงที่ มีความดันต่ำไม่พอใช้งาน และมีระบบเตือนมีระดับความดันภายในระบบท่อก๊าซออกซิเจนผิดปกติไปเนื่องจากเครื่องนี้ ต้องจัดหา นำเข้าจากต่างประเทศ และมีราคาแพง จากความสำคัญและปัญหาดังกล่าว จึงได้ทำโครงการนี้เป็นเครื่องต้นแบบขึ้น

2. ส่วนประกอบและการดำเนินโครงการงาน



รูปที่ 1 การออกแบบระบบการทำงานของเครื่อง โมนิเตอร์ความดัน ก๊าซ ออกซิเจนในระบบท่อสำหรับรถพยาบาล

ในโครงการนี้มีส่วนประกอบที่สำคัญได้ 4 ส่วน คือ 1. ส่วนตรวจจับสัญญาณ 2. ส่วนแปลงสัญญาณ A/D 3. ส่วนประมวลผลและ 4. ส่วนแสดงผล ในส่วนที่ 1 ตรวจจับความดัน ใช้ Pressure Transducer ใช้งานช่วง 0-100 psi ส่วนที่ 2 แปลงสัญญาณ Analog to Digital converter ใช้ MCP3201 ส่วนที่ 3 ประมวลผล ใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์ P89V51RD2 และในส่วนที่ 4 แสดงผลค่าความดันและสัญญาณเสียงเตือนใช้ตัวอักษร LCD Black Light และเสียงเตือนด้วย Piezo Buzzer ของ HXD® ในการดำเนินโครงการนี้อาศัยหลักการทำงานของตัวแปรสัญญาณความดัน (Pressure Transducer) ทำการตรวจจับความดันภายในระบบท่อก๊าซแล้วเปลี่ยนเป็นสัญญาณทางไฟฟ้า จากนั้นส่งเข้าไปยังส่วนของวงจรมแปลงสัญญาณ A/D converter เพื่อให้สัญญาณสามารถเข้าไปส่วนประมวลผลโดยใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์ ค่าตรวจจับได้เทียบค่าในโปรแกรมสัญญาณทางไฟฟ้ากลับไปเป็นค่าความดันใช้แสดงค่าบนจอแสดงผล และแสดงสัญญาณเสียงเตือน ซึ่งความดันต่ำกว่าหรือสูงกว่าค่าความดันที่ปรับตั้งไว้ โดยได้ออกแบบและสร้างวงจรทั้งหมด แสดงในรูปที่ 2

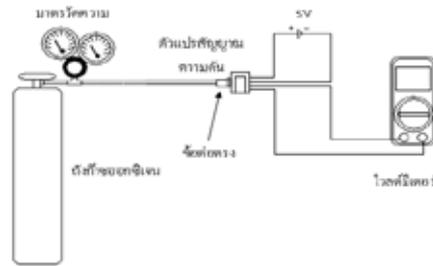


รูปที่ 2 แสดงวงจรการทำงานรวม

3 การทดสอบโครงการงาน

3.1 ทดสอบการทำงานของตัวแปรสัญญาณความดัน

การทดสอบการทำงานของตัวแปรสัญญาณความดัน เพื่อตรวจสอบเช็ควงจรที่ต่าง ๆ และอุปกรณ์เสริมต่างๆ ให้อยู่ในสภาพที่พร้อมใช้งาน และ ทำการต่ออุปกรณ์ต่างๆ ดังรูปที่ 3 จ่ายไฟให้กับตัวแปรสัญญาณความดันเปิดวาล์วถังก๊าซออกซิเจน ปรับมาวัดความดันที่ 10 ถึง 100 psi ตามลำดับ อ่านค่าความต่างศักย์ไฟฟ้าจากโวลต์มิเตอร์ บันทึกผลดังตารางที่ 1

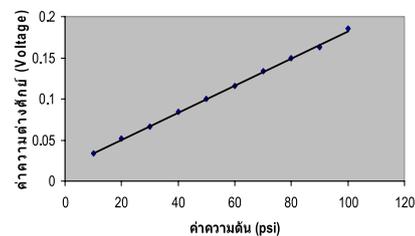


รูปที่ 3 แสดงการทดสอบการทำงานของตัวแปรสัญญาณความดัน

ตารางที่ 1 แสดงตารางบันทึกผลการทดสอบตัวแปรสัญญาณความดัน

ค่าความดัน (psi)	ค่าความต่างศักย์ (Voltage)										\bar{X}	σ_x
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10		
10	0.024	0.023	0.032	0.013	0.033	0.032	0.024	0.025	0.033	0.024	0.033	0.001
20	0.052	0.053	0.054	0.050	0.052	0.053	0.054	0.050	0.052	0.051	0.050	0.001
30	0.066	0.068	0.067	0.065	0.063	0.065	0.066	0.065	0.066	0.065	0.065	0.001
40	0.084	0.086	0.085	0.082	0.084	0.084	0.085	0.085	0.083	0.082	0.084	0.001
50	0.100	0.100	0.098	0.102	0.099	0.100	0.101	0.103	0.099	0.100	0.100	0.001
60	0.116	0.114	0.115	0.113	0.116	0.114	0.115	0.113	0.116	0.115	0.115	0.001
70	0.134	0.137	0.134	0.136	0.135	0.137	0.135	0.136	0.136	0.137	0.135	0.001
80	0.149	0.149	0.147	0.146	0.147	0.148	0.146	0.148	0.146	0.149	0.148	0.001
90	0.167	0.165	0.166	0.165	0.169	0.164	0.163	0.167	0.166	0.163	0.166	0.001
100	0.185	0.183	0.185	0.186	0.184	0.184	0.185	0.186	0.185	0.184	0.185	0.001

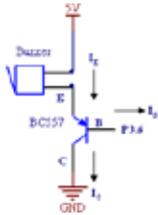
กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างค่าความดันกับค่าความต่างศักย์



รูปที่ 4 แสดงกราฟความสัมพันธ์ระหว่างค่าความดันกับค่าปริมาณแรงดันทางไฟฟ้า

3.2 ทดสอบการทำงานของวงจรเตือนสัญญาณ

การทดสอบการทำงานของวงจรเตือนสัญญาณ โดยต่อวงจรดังรูปที่ 5 บันทึกผลการทดสอบดังตารางที่ 2



รูปที่ 5 แสดงวงจรเตือนสัญญาณ

ตารางที่ 2 แสดงบันทึกผลการทดสอบการทำงานของวงจรเตือนสัญญาณ

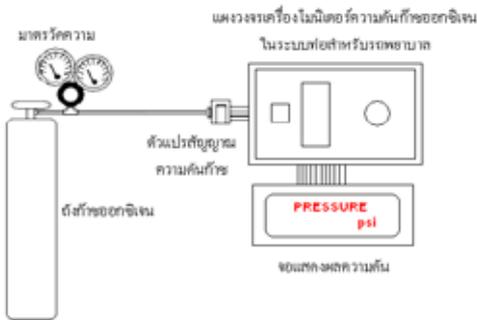
สัญญาณขั้วบวก	ผลการทดสอบ	
	ทราบดีเตอร์	มิชเซอร์
ลอจิก 0	ทำงาน	ดัง
ลอจิก 1	ไม่ทำงาน	ไม่ดัง

หมายเหตุ ลอจิก 0 แทนด้วยแรงดัน 0 โวลต์

ลอจิก 1 แทนด้วยแรงดัน 5 โวลต์

3.3 การทดสอบสถานะ การทำงานของวงจรเตือนสัญญาณ

การทดสอบสถานการณ์ทำงานของวงจรเตือนสัญญาณ เป็นการตรวจสอบอุปกรณ์และอุปกรณ์เสริมต่างๆ ให้อยู่ในสภาพที่พร้อมใช้งาน โดยทำการต่ออุปกรณ์ต่างๆ ดังรูปที่ 6 ซึ่งจ่ายไฟให้กับ แผงวงจรเครื่องโมนิเตอร์ก๊าซออกซิเจนในระบบท่อสำหรับรถพยาบาล เป็ดวาล์วล้างก๊าซออกซิเจนโดยปรับมาตรวัดความดันที่ 38, 39, 40, 41, 42, 58, 59, 60, 61 และ 62 psi อ่านค่าความดันที่จอแสดงผลความดัน สังเกตการเตือนของวงจรเตือนสัญญาณ บันทึกผลการทดสอบ ดังตารางที่ 3



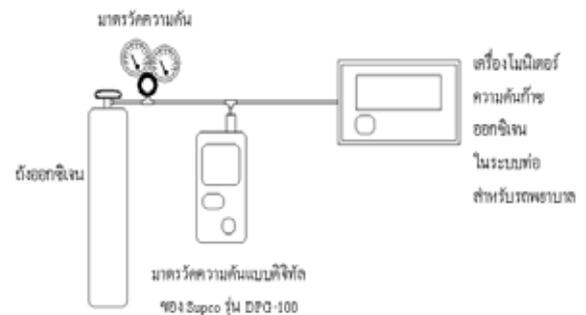
รูปที่ 6 แสดงการทดสอบสถานะ การทำงานของวงจรเตือนสัญญาณ

ตารางที่ 3 แสดงตารางบันทึกผลการทดสอบสถานการณ์ทำงานของวงจรเตือนสัญญาณ

ระดับความดัน (psi)	ค่า	ผลการทดสอบของวงจรเตือนสัญญาณ									
		กรณี									
		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
ต่ำ	38	ดัง	ดัง	ดัง	ดัง	ดัง	ดัง	ดัง	ดัง	ดัง	ดัง
	39	ดัง	ดัง	ดัง	ดัง	ดัง	ดัง	ดัง	ดัง	ดัง	ดัง
ปกติ	40	ไม่ดัง	ไม่ดัง	ไม่ดัง	ไม่ดัง	ไม่ดัง	ไม่ดัง	ไม่ดัง	ไม่ดัง	ไม่ดัง	ไม่ดัง
	41	ไม่ดัง	ไม่ดัง	ไม่ดัง	ไม่ดัง	ไม่ดัง	ไม่ดัง	ไม่ดัง	ไม่ดัง	ไม่ดัง	ไม่ดัง
	42	ไม่ดัง	ไม่ดัง	ไม่ดัง	ไม่ดัง	ไม่ดัง	ไม่ดัง	ไม่ดัง	ไม่ดัง	ไม่ดัง	ไม่ดัง
	58	ไม่ดัง	ไม่ดัง	ไม่ดัง	ไม่ดัง	ไม่ดัง	ไม่ดัง	ไม่ดัง	ไม่ดัง	ไม่ดัง	ไม่ดัง
	59	ไม่ดัง	ไม่ดัง	ไม่ดัง	ไม่ดัง	ไม่ดัง	ไม่ดัง	ไม่ดัง	ไม่ดัง	ไม่ดัง	ไม่ดัง
	60	ดัง	ดัง	ดัง	ดัง	ดัง	ดัง	ดัง	ดัง	ดัง	ดัง
สูง	61	ดัง	ดัง	ดัง	ดัง	ดัง	ดัง	ดัง	ดัง	ดัง	ดัง
	62	ดัง	ดัง	ดัง	ดัง	ดัง	ดัง	ดัง	ดัง	ดัง	ดัง

3.4 ทดสอบสมรรถภาพของเครื่อง (Performance Test)

ทดสอบสมรรถภาพของเครื่อง (Performance Test) เป็นการทดสอบการแสดงผลของค่าความดันเปรียบเทียบกับเครื่องมาตรฐานวัดความดันแบบดิจิทัลของ Supco รุ่น DPG-100 เพื่อเป็นการตรวจสอบความถูกต้อง (Accuracy) และแม่นยำ (Precision) ของเครื่อง ซึ่งได้ทำการทดสอบ ดังรูปที่ 7



รูปที่ 7 แสดงการทดสอบสมรรถภาพของเครื่อง

ทำการปิดเครื่อง โมนิเตอร์ความดันก๊าซออกซิเจนในระบบท่อสำหรับรถพยาบาลเป็ดวาล์วล้างก๊าซออกซิเจน โดยปรับมาตรวัดความดันที่ 10 ถึง 100 psi ตามลำดับ ทำการอ่านค่าความดันที่ได้จากมาตรวัดความดันแบบดิจิทัลของ Supco รุ่น DPG-100 พร้อมทั้งอ่านค่าความดันที่ได้จากเครื่องโมนิเตอร์ความดันก๊าซออกซิเจนในระบบท่อสำหรับรถพยาบาล ทำการบันทึกผลความดันที่ได้ ดังตารางที่ 4

ตารางที่ 4 แสดงตารางบันทึกผลการทดสอบการทำงานของ เครื่องโมนิเตอร์ความดันก๊าซออกซิเจนในระบบท่อสำหรับรพพยาบาล

ลำดับที่ (no)	ค่าความดันที่วัดได้ (psi)										\bar{X}	σ_x	เปอร์เซ็นต์ความคลาดเคลื่อน
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10			
10	12	13	11	12	12	13	12	12	11	13	12	1	20
20	22	21	21	21	22	23	22	22	21	22	22	1	10
30	31	31	31	32	31	31	31	30	30	30	31	1	3
40	41	43	40	40	40	41	41	40	40	40	40	1	0
50	49	50	50	50	50	49	49	51	49	49	50	1	0
60	60	60	59	59	60	60	60	60	61	60	60	1	0
70	71	70	70	70	70	71	69	69	69	70	70	1	0
80	80	80	79	81	81	81	79	79	80	80	80	1	0
90	90	91	90	90	90	91	89	89	90	90	90	1	0
100	100	100	101	99	99	100	101	100	101	99	100	1	0

3.5 ผลดำเนินการโครงการ

ผลในการดำเนินโครงการนี้ ในการศึกษาออกแบบและสร้างเครื่อง โมนิเตอร์ความดันก๊าซออกซิเจนในระบบท่อสำหรับรพพยาบาล เป็น เครื่องต้นแบบ เครื่องมีความถูกต้องมีเสถียรภาพที่ดี และมีความปลอดภัย โดยได้เลือกใช้วัสดุอุปกรณ์ และเทคนิคในการออกแบบ ตามมาตรฐาน ระบบก๊าซทางการแพทย์สำหรับรพพยาบาล

4. สรุป

โครงการนี้ สามารถออกแบบและสร้างเครื่อง โมนิเตอร์ความดันก๊าซ ออกซิเจนในระบบท่อสำหรับรพพยาบาลเป็นเครื่องต้นแบบ โดยใช้ตัวแปร สัญญาณความดันของSmartec รุ่น SPD เป็นตัวตรวจจับความดัน ไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูล MCS-51 เบอร์ P89V51RD2 ที่โปรแกรมด้วย ภาษาซีเป็นตัวประมวลผลความดัน สามารถ แสดงผลค่าของความดันขณะ ใช้งานด้วยจอแสดงผลแบบผลึกเหลว 16 ตัวอักษร 2 บรรทัด พื้นหลังเป็นสี แดง และ แสดงผลสัญญาณเตือนด้วยเสียง ในกรณีที่ค่าความดันต่ำกว่า 40 psi และสูงกว่า 60 psi ซึ่งเป็นความดันที่ไม่อยู่ในช่วงที่ใช้งานทางการแพทย์ และสามารถแสดงค่าความดันของก๊าซออกซิเจน ในระดับความดันที่ 0 ถึง 100 psi โดยมีความผิดพลาดเฉลี่ยเท่ากับ 3.3 เปอร์เซ็นต์ และระดับความดัน ในช่วงที่ใช้งานที่ 40 ถึง 60 psi พบว่าไม่มีความผิดพลาด โครงการนี้มี ต้นทุนประมาณ 9,000 บาท

5. กิตติกรรมประกาศ

โครงการการศึกษา การออกแบบและสร้างเครื่อง โมนิเตอร์ความดันก๊าซ ออกซิเจนในระบบท่อสำหรับรพพยาบาล เป็นเครื่องต้นแบบนี้สำเร็จลุล่วง เป็นอย่างดี ได้รับความกรุณาจาก คณาจารย์ และเจ้าหน้าที่ทุกท่าน ของ ภาควิชาฟิสิกส์ สาขาอุปกรณ์ชีวการแพทย์ คณะวิทยาศาสตร์ มหาวิทยาลัย รังสิต ซึ่งเป็นที่ปรึกษา ช่วยจัดหาอุปกรณ์ และเครื่องมือมาตรฐาน ดำเนินการทดสอบ ทั้งยังให้ข้อคำแนะนำรวมทั้งวิธีดำเนินงานมาโดย ตลอด และขอขอบพระคุณอย่างสูงและขอขอบพระคุณหน่วยงานวิจัยและ พัฒนาของ บริษัท สุพรีม โปรดักส์ จำกัด ที่ให้ความอนุเคราะห์ให้คำแนะนำ และข้อมูล เกี่ยวกับมาตรฐานเครื่อง โมนิเตอร์ออกซิเจนในระบบท่อสำหรับ รพพยาบาล ในการทำโครงการนี้

เอกสารอ้างอิง

- [1] โครงสร้างภายนอกของไอซีแปลงสัญญาณแอนะล็อกเป็นดิจิทัลเบอร์ MCP3201 แหล่งที่เข้าถึง: <http://www.microchip.com> [22 ธันวาคม 2550]
- [2] โครงสร้างภายในของไมโครคอนโทรลเลอร์ MCS – 51. แหล่งที่เข้าถึง: <http://www.school.net.th/library/webcontest2003/100team/dlines137/am/Microcontroller.html> [22 ธันวาคม 2550]
- [3] นคร ภักดีชาติ และชัยวัฒน์ ลิมพรจิตรวิไล ทดลองและใช้งาน ไมโครคอนโทรลเลอร์ MCS-51 ด้วย ภาษา C. กรุงเทพฯ: อินโนเวทีฟ เอ็ดดูเคชัน จำกัด, ม.ป.ป.
- [4] นันทชัย ทองแป้น. เอกสารประกอบการสอนวิชาการวัดและการสอบเทียบ. ภาควิชาฟิสิกส์ คณะวิทยาศาสตร์: มหาวิทยาลัยรังสิต, 2550.
- [5] บทเรียนบทที่ 3. ตัวแปรสัญญาณแบบสเตรณเกจ. แหล่งที่เข้าถึง: http://www.thaiinstrument.net/chapter/3/6_7.html [16 มีนาคม 2551]
- [6] วิกิพีเดีย สารานุกรม4. เสรี. ออกซิเจน. แหล่งที่ เข้าถึง: www.wikipediathailand.com [18 สิงหาคม 2550]
- [7] สมชาย อังสุโชติกุล. พื้นฐานไมโครคอนโทรลเลอร์ MCS-51.กรุงเทพฯ: ศูนย์ฝึกอบรม ไมโครคอนโทรลเลอร์ครบวงจร, ม.ป.ป. การจัดทำของ ไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูล MCS-51.แหล่งที่เข้าถึง: http://www.geocities.com/ch_kwang/12.html [25 ธันวาคม 2550]
- [8] อัจฉรา พันธุ์อำไพ และคณะฟิสิกส์พื้นฐานชั้นมหาวิทยาลัย 1. กรุงเทพฯ : ชวนพิมพ์, 2540

เครื่องวัดก๊าซคาร์บอนไดออกไซด์จากลมหายใจออกของผู้ป่วย Entidal Carbondioxide

สุทัศน์ อู่ทอง¹, เจริญ จันทร์ทาโล¹, พิเศษฐ์ เนตรสว่าง¹, สุรพันธ์ อิมมัน², นิรุช มະฐะระ²

¹คณะวิทยาศาสตร์และเทคโนโลยี มหาวิทยาลัยราชภัฏพระนครศรีอยุธยา

พระนครศรีอยุธยา 13000 E-Mail: sutud2004@hotmail.com

²ภาควิชาฟิสิกส์อุตสาหกรรมและอุปกรณ์การแพทย์ คณะวิทยาศาสตร์ประยุกต์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าพระนครเหนือ
1518 ถนนพินุลย์สงคราม บาง ซ้อ กรุงเทพฯ 10800

บทคัดย่อ

เครื่องวัดก๊าซคาร์บอนไดออกไซด์จากลมหายใจออกของผู้ป่วยเป็นอุปกรณ์ในทางการแพทย์ โดยที่แพทย์ใช้ประเมินสภาวะต่างๆ ของผู้ป่วยที่สำคัญเพื่อนำมาใช้ในการวินิจฉัย บทความฉบับนี้เป็นการศึกษาการออกแบบสร้างเครื่องวัดก๊าซคาร์บอนไดออกไซด์ หลักการทำงานของเครื่องวัดก๊าซคาร์บอนไดออกไซด์จากลมหายใจออกของผู้ป่วย เริ่มจากใช้เซ็นเซอร์ ที่ประกอบด้วยตัวแปลงแสงของแสงสีแดง และแสงอินฟราเรด ในการตรวจวัด ส่วนตัวรับแสงของทั้งสองสีเป็นโฟโตไดโอด การควบคุมและการประมวลผลจะใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์ และแสดงผลบนจอ LCD เป็นค่าเปอร์เซ็นต์จากการทดลองเครื่องวัดก๊าซคาร์บอนไดออกไซด์จากลมหายใจออกของผู้ป่วยที่สร้างขึ้น พบว่าเครื่องมีเปอร์เซ็นต์ผิดพลาดเฉลี่ยประมาณ 2% อยู่ในเกณฑ์ที่สามารถยอมรับได้

Abstract

Entidal carbondioxide is a medical instrument used to assess the status of the patient. Which a doctor will apply in diagnosing. This paper is the study on the design and construction of the Entidal carbondioxide. Which the principle of Facilitate Device for patient Handicap begins from use sensor, have red light and infrared, and have photodiode take the light. The supervision and the evaluation will use microcontroller and show on the screen LCD, be the percent. From "Entidal carbondioxide" experiment, that establishes to meet that have the percent shares to make a mistake about 2%.

Keywords: Entidal Carbondioxide

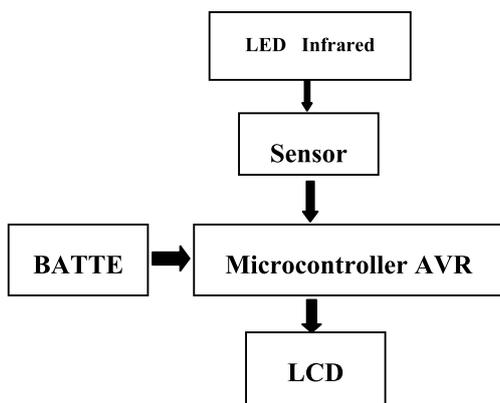
1. บทนำ

ในปัจจุบันเทคโนโลยีของเครื่องมือทางการแพทย์มีความจำเป็นต่อการเพิ่มประสิทธิภาพในการรักษาผู้ป่วยมากขึ้น สำหรับการช่วยชีวิตและวัดสัญญาณชีพต่างๆของผู้ป่วย ซึ่งเครื่องมือมาตรฐานทางการแพทย์ที่ใช้ใฝ่ระวังและวัดสัญญาณชีพของผู้ป่วยในปัจจุบันนั้น จะมีการตรวจผู้ป่วยแบบมาตรฐาน คือ ค่าความดันโลหิต อัตราการเต้นของหัวใจ เปอร์เซนต์ออกซิเจนในเลือด คลื่นไฟฟ้าหัวใจ อุณหภูมิ และอัตราการหายใจ แต่ในการตรวจรักษาผู้ป่วยพบว่าเครื่องวัดก๊าซคาร์บอนไดออกไซด์ จากลมหายใจออกของผู้ป่วย มีความจำเป็นมากในการใฝ่ระวังติดตามสัญญาณชีพกับผู้ป่วยเพิ่มเติมขึ้นมา เช่น ใช้ในการใฝ่ระวังผู้ป่วยขณะดมยาสลบ เพื่อดูว่าปริมาณก๊าซคาร์บอนไดออกไซด์จากลมหายใจออกของผู้ป่วยมากหรือน้อยเกินไปหรือไม่ หรือใฝ่ระวังผู้ป่วยในไอซียู ซึ่งหากเกิดการผิดพลาดจากการตรวจวัดก๊าซคาร์บอนไดออกไซด์ อาจทำให้ผู้ป่วยเสียชีวิตได้เนื่องจากปริมาณก๊าซคาร์บอนไดออกไซด์เพิ่มสูงและค้างในสมอง หรือหากน้อยเกินไปก็จะไม่สามารถปลุกให้ผู้ป่วยตื่นได้ในกรณีผู้ป่วยหมดสติในขณะดมยาสลบแล้ว แต่ในปัจจุบันนี้นั้นโรงพยาบาลใหญ่ๆ หรือ โรงเรียนแพทย์เท่านั้นที่มีเครื่องมือแพทย์ชนิดนี้เนื่องจากเครื่องวัดก๊าซคาร์บอนไดออกไซด์จากลมหายใจออกของผู้ป่วยในปัจจุบัน เนื่องจากเครื่องมือชนิดนี้มีราคาสูงมาก ในท้องตลาดที่ขายอยู่ในปัจจุบันทำให้โรงพยาบาลจำนวนมากไม่มีงบประมาณในการซื้อเครื่องวัดก๊าซคาร์บอนไดออกไซด์จากลมหายใจออกของผู้ป่วย ซึ่งทำให้ประสิทธิภาพในการช่วยใฝ่ระวังผู้ป่วยจากอาการก๊าซคาร์บอนไดออกไซด์ค้างในสมอง จึงลดลงตามไปด้วย เครื่องวัดก๊าซคาร์บอนไดออกไซด์จากลมหายใจออกของผู้ป่วย โดยทั่วไปจะนำเข้าจากต่างประเทศซึ่งมีราคาสูงมาก โดยเครื่องวัดก๊าซคาร์บอนไดออกไซด์จากลมหายใจออกของผู้ป่วย ใช้หลักการของความสามารถเฉพาะตัว ของก๊าซคาร์บอนไดออกไซด์ที่สามารถดูดซับแสงอินฟราเรดได้ เมื่อก๊าซคาร์บอนไดออกไซด์จากลมหายใจออกของผู้ป่วยผ่านเซ็นเซอร์ที่ใช้วัด โดยมีเซ็นเซอร์ตัวส่งแสงอินฟราเรดและตัวเซ็นเซอร์รับคอยรับแสงอินฟราเรดที่เหลือเมื่อ

ผ่านก๊าซคาร์บอนไดออกไซด์ แล้วเขียนโปรแกรมคำนวณผลออกมาว่า แสงอินฟราเรดถูกดูดซับไปมากน้อยเท่าใดซึ่งสามารถทำให้คำนวณได้ว่ามีปริมาณก๊าซคาร์บอนไดออกไซด์เท่าใดจากลมหายใจออกของผู้ป่วยออกมา มากน้อยเท่าใด ซึ่งค่าปกติของปริมาณก๊าซคาร์บอนไดออกไซด์จากลมหายใจออกควรมีค่าประมาณ 30 ถึง 45 mmHg. เราจึงคิดค้นเครื่องวัดก๊าซคาร์บอนไดออกไซด์จากลมหายใจออกผู้ป่วย ขึ้นมาเพื่อให้มีประสิทธิภาพนำไปพัฒนาใช้กับผู้ป่วยจริงได้ต่อไป

2. การออกแบบและจำลองเครื่องช่วยฟัง

เครื่องตรวจวัดค่าก๊าซคาร์บอนไดออกไซด์ในลมหายใจ เช่น เซ็นเซอร์ที่ใช้จะประกอบด้วย LED ที่ใช้เป็นแหล่งกำเนิดแสง โดยใช้โฟโตไดโอดเป็นตัวรับแสง โดยที่แหล่งกำเนิดแสงจะประกอบด้วยแสงสองแสงคือ แสงสีแดงที่มีช่วงความยาวคลื่น 660 นาโนเมตรและแสงอินฟราเรดที่มีช่วงความยาวคลื่น 940 นาโนเมตร แต่โฟโตไดโอดไม่สามารถแยกช่วงความยาวคลื่นระหว่างแสงสีแดงและแสงอินฟราเรดได้ จึงต้องใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์เพื่อควบคุมอนุภาคขับ LED ให้สลับกันทำงาน เมื่อมีก๊าซคาร์บอนไดออกไซด์ผ่านเซ็นเซอร์ เซ็นเซอร์ก็จะทำหน้าที่ตรวจจับก๊าซคาร์บอนไดออกไซด์ในลมหายใจของผู้ป่วยที่หายใจในแต่ละครั้ง ดังนั้น โฟโตไดโอดที่รับแสงในเซ็นเซอร์จะเกิดสัญญาณและทำการขยายสัญญาณสัญญาณที่ขยายจะถูกส่งไปยังภาค Synchronous Detector เพื่อเลือกให้สัญญาณที่ต้องการผ่านเพียงอย่างเดียว และตีออสซิลเลชันสัญญาณเพื่อแยกสัญญาณออกจากกัน ซึ่งจะได้สัญญาณสองสัญญาณ คือ สัญญาณแสงสีแดง (R) และสัญญาณแสงอินฟราเรด (IR) ทั้งสองสัญญาณจะถูกกรองความถี่ที่ไม่ต้องการแล้วส่งต่อไปยังภาค A/D เพื่อแปลงสัญญาณให้อยู่ในรูปของดิจิตอลเพื่อนำค่าที่ได้ส่งไปคำนวณที่ไมโครคอนโทรลเลอร์เพื่อหาค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนและอัตราการเต้นของหัวใจ และประมวลผลที่ได้ออกที่หน้าจอ LCD



ภาพที่ 1 Block Diagram ในส่วนของ Hardware

2.1 ขั้นตอนการออกแบบและสร้างวงจร

การออกแบบและสร้างวงจรฮาร์ดแวร์ของระบบมีดังนี้

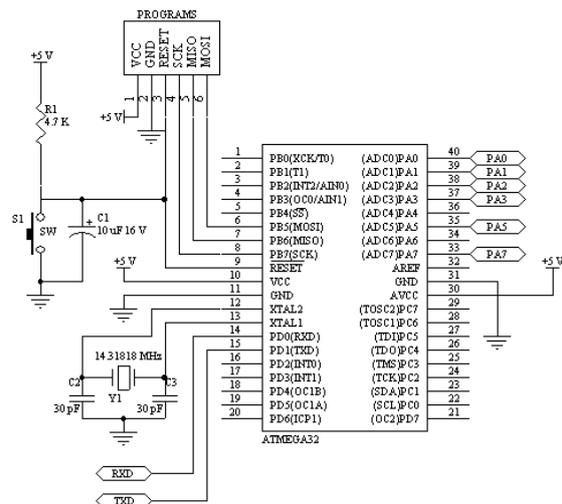
- ส่วนของแบตเตอรี่
- ส่วนของวงจร AVR Microcontroller ATmega32
- ส่วนของวงจรเซ็นเซอร์วัดก๊าซคาร์บอนไดออกไซด์
- ส่วนแสดงผลผ่าน LCD

2.1.1 BATTERY

ในการใช้ Battery นั้นจะใช้ ถ่าน 3A ขนาด 1.5 volt จำนวน 4 ก้อน รวมแล้วจะเป็น 6 volt ในวงจรเครื่องวัดก๊าซ CO₂ จะใช้ไฟไม่ต่ำกว่า 4.5 volt แต่ไม่เกิน 12 volt

2.1.2 วงจร AVR Microcontroller ATmega32

AVR Microcontroller ถูกนำมาใช้เพื่อทำหน้าที่ควบคุมการทำงานของ Sensor CO₂ ในที่นี้ใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์ AVR เบอร์ ATmega32 ใช้สัญญาณจาก PA0 ของไมโครคอนโทรลเลอร์ เป็นตัว Output ไปยัง sensor ของ CO₂ เพื่อควบคุมการทำงานของ Sensor

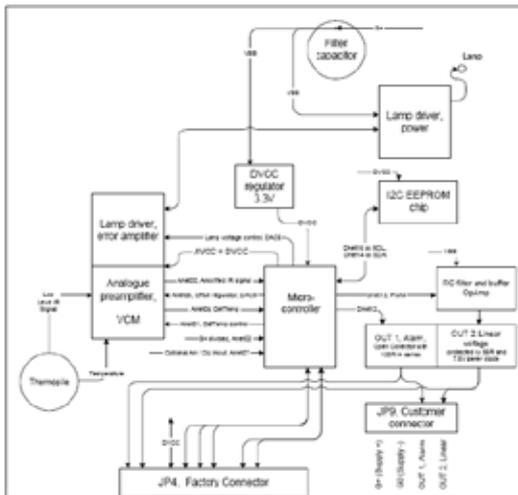


ภาพที่ 2 วงจรบอร์ด AVR Microcontroller ATmega32

2.1.3 วงจร SENSOR

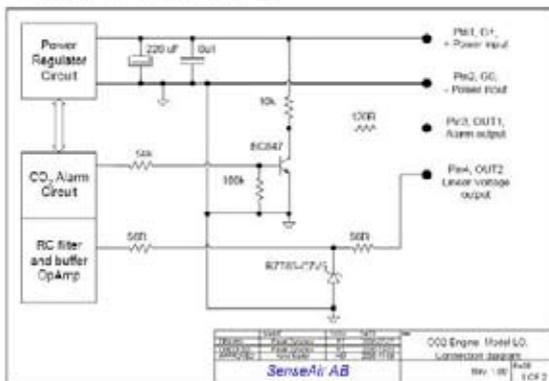
Sensor ตัวนี้ถูกออกแบบมาให้ทำงานภายใต้แรงดันไฟ 4.5-12 V. ถ้าแรงดันไฟต่ำกว่า 4 Volt ก็เกิดการ Alarm และการทำงานของ Sensor จะทำการจับค่าของก๊าซ CO₂ ทุกๆ 2 วินาที โดยการวัด CO₂ จะถูกกรองและส่งไปที่ตัวควบคุม ซึ่งเป็นแรงดันที่เป็นเส้นตรง

Circuit functional diagram

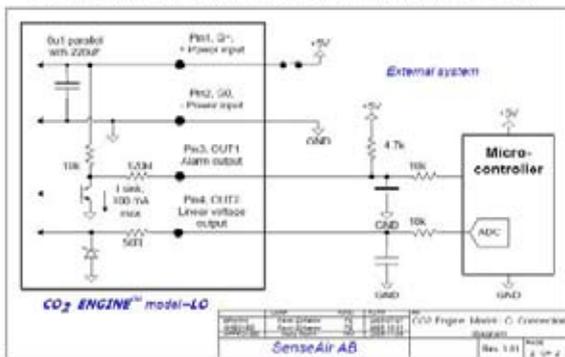


ภาพที่ 3 Circuit functional diagram ของ Sensor

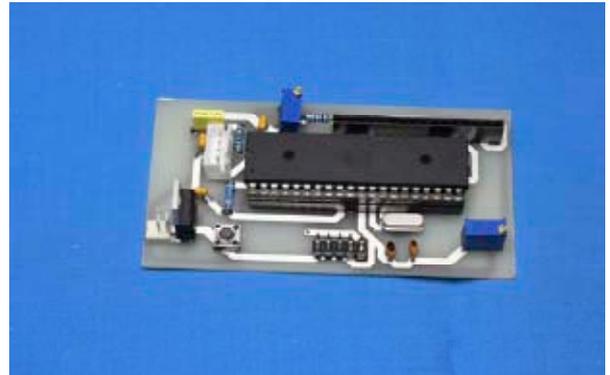
Sensor power and output schematica



Wiring interface with alarm (status) signal to external microcontroller



ภาพที่ 4 วงจรการทำงานของ Sensor



ภาพที่ 5 บอร์ดเมื่อต่อเข้ากับ AVR ATmega32



ภาพที่ 6 บอร์ดเมื่อต่อเข้ากับ LCD



ภาพที่ 7 วงจร AVR ATmega32 และ แบตเตอรี่กล่อง



ภาพที่ 8 Sensor เมื่อนำลงกล่อง

3. ผลการทดลอง

การทดสอบการทำงานของเครื่องวัดก๊าซคาร์บอนไดออกไซด์ในลมหายใจออกของผู้ป่วย ซึ่งอาศัยหลักการของ Entidal carbondioxide คือการใช้ลมหายใจออกเป็นตัววัดปริมาณก๊าซคาร์บอนไดออกไซด์ ซึ่งจะมีเซ็นเซอร์ที่ใช้แสงอินฟราเรดตรวจจับก๊าซคาร์บอนไดออกไซด์ในขณะที่เราหายใจออกและส่งไปประมวลผลที่ไมโครคอนโทรลเลอร์ AVR ATmega32 และข้อมูลที่ได้จะไปแสดงผลที่ LCD



ภาพที่ 9 เครื่องวัดก๊าซคาร์บอนไดออกไซด์

การทดสอบการทำงานของเครื่องวัดก๊าซคาร์บอนไดออกไซด์จากลมหายใจออกที่ผู้ป่วยของผู้ทำการทดลอง ซึ่งเราจะใช้ผู้ทดลองจำนวน 3 คน



ภาพที่ 10 ผู้ทำการทดลองเริ่มหายใจผ่านเซ็นเซอร์



ภาพที่ 11 ค่าก๊าซคาร์บอนไดออกไซด์ที่วัดได้จากผู้ทดลอง

ตารางที่ 4.1 ค่าก๊าซคาร์บอนไดออกไซด์ของผู้ทำการทดลอง

ครั้งที่	คนที่ 1 ค่า CO ₂ (%)	คนที่ 2 ค่า CO ₂ (%)	คนที่ 3 ค่า CO ₂ (%)
1	64.54	70.56	62.34
2	65.65	69.65	64.02
3	66.54	67.87	61.78
4	63.65	68.57	63.74
5	66.84	66.65	65.57
6	67.65	69.74	66.79
7	64.45	70.65	62.54
8	68.57	68.68	65.33
9	67.65	71.87	66.48
10	68.63	70.98	63.58
ค่าเฉลี่ย	66.42	69.51	64.22

4. สรุปผล

จากการทดลองใช้เครื่องวัดก๊าซคาร์บอนไดออกไซด์จากลมหายใจออกของผู้ป่วย โดยใช้ผู้ทดลองปล่อยลมหายใจออกจากปากจำนวน 3 คน พบว่ามีค่าของคาร์บอนไดออกไซด์ออกมา แต่เกิดปัญหาเมื่อค่าของก๊าซคาร์บอนไดออกไซด์ที่วัดได้นั้น มีค่าที่ได้จากการวัดเปลี่ยนแปลงเพิ่มขึ้นและลดลงอย่างรวดเร็ว จนจับช่วงระหว่างกลางของค่าที่ออกมาได้ไม่ทัน ผลการทดลองที่ได้ออกมาจึงมีค่าความผิดพลาดเกิดขึ้น และมีค่าผิดพลาดอยู่ในระดับที่ยอมรับได้

เอกสารอ้างอิง

- [1] พัฒนพงศ์ พันธะดิวงษ์, “การเขียนโปรแกรมคอมพิวเตอร์ด้วย Microsoft Visual Basic 6.0”: ซีเอ็ดดูเคชั่น จำกัด, 2545.
- [2] ประจัน พลังสันติกุล, “การเขียนโปรแกรมควบคุมไมโครคอนโทรลเลอร์ AVR ด้วยภาษา C กับ Win AVR (C Compiler)” แอพซอพท์ เทค จำกัด, 2549
- [3] คุณิต เครื่องงาม, “สิ่งประดิษฐ์อุปได้อิเล็กทรอนิกส์”, ฟิลิกส์ เทค โนโลยีและการใช้งาน เล่ม 1, หน้า 11-26, 2542

A FPGA design and Implementation of DMX Controller via Multi-core Approach

Kittinan Noimanee¹, Somsak Choomchuay², Chuchart Pinthavirooj³, and Manas Sangworasil⁴

Department of Electronic Engineering, Faculty of Engineering, King Mongkut's Institute of Technology Ladkrabang
Chalongkrung Road, Ladkrabang, Bangkok 10520, Thailand

¹e-mail: all_of_none@hotmail.com ²email: skcxch@gmail.com

³e-mail: kpchucha@kmitl.ac.th ⁴email: ksmantas@kmitl.ac.th

Abstract— This paper reports the design and implementation of a multi-core approach FPGA DMX controller. The controller can control up to 4 DMX channels, in parallel. The embedded processor PowerPC 405 is the heart of traffic control of communications within the chip. For the design to support both standalone and bypass operations, TCP/IP interfacing and CF card interface are included. Upon the preliminary evaluation, the design works well even at much higher clock frequency.

Keywords- Multi-core designed Application; FPGA; DMX Controller; Xilinx XC2VP30

I. INTRODUCTION

Creation of light and color has developed rapidly due to the development of LED technology as well as computer control hardware. These technologies enable users to create a variety of colors from LEDs. In addition, LED lifetime is generally longer than traditional old comparable technology: bulb and filament. Several modern buildings increase the usage of LED decorative lighting, in the form of strip light, floodlight, flashlight, text display and others. The display pattern and motion of these lights are by far controlled by a specific controller with its own protocol; DMX controller. The DMX controller can be a PC or a Microcontroller (MCU) that stores and sends control data to the devices. Using a PC as a DMX controller can offer high flexibility in real time or close to real time control as well as multiple output channel utility. The obvious drawback is the overhead cost of operation and the un-necessary power consumption. Likewise MCU-based DMX controller can send data at the rate of one channel at a time. This approach offers lower system performance especially when many channels are required.

In general, one DMX controller can control up to 512 DMX devices (or addresses). Those devices can be lamps, spotlights, smoke machines, or any hardware compatible with DMX512 protocol. DMX LED Matrix with three colors (Red, Green, Blue), is also made available lately. It also can work independently. This matrix device has been used in various applications, for instances, LED spotlight, Message sign, LED display, LED tube and so on. The limitation of LED Matrix module is that it needs many DMX address per device. For example, 10x7 LED matrix display, which has three colors (Red, Green, Blue) [1, 6], needs up to 210 addresses. Simply one DMX512 controller can cover

only to set of this LED. More DMX controllers are then of necessary.

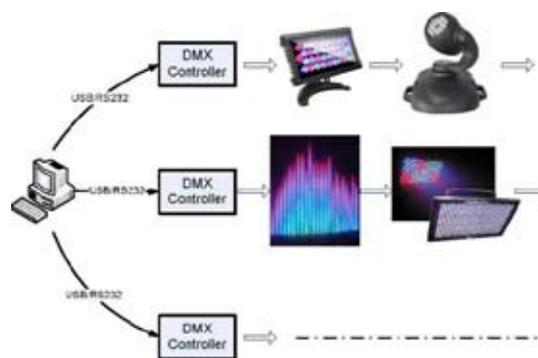


Figure 1. Appearance of DMX Controller

In this paper we try an alternative way to solve the existing limitation of DMX usages. The FPGA based multi-core DMX controller can; not only consume less power consumption but also less overhead compared to the PC based controller. Its faster operation and multi-core technique can replace well the clumsy and slow MCU based ones. In additions, for the sake of easy-to-use we include the internet interface to our FPGA chip.

The rests of this paper are organized as follows: The details of DMX controller is elaborated in section II where communication is included. In section III we outline the design description. Core is emphasized. Mode of operations; standalone mode and bypass mode are detailed in section IV. Designed results and evaluation are given in section V before we conclude the work.

II. DMX512 CONTROLLER

A. General

DMX512 is a standard of communication protocol that uses EIA-485 basis. It is a popular protocol for lighting equipments and/or effect creators. DMX has been developed by The United States Institute for Theatre Technology (USITT) since 1986. In 2004 the protocol has been developed to ANSI E1.11 USITT DMX512-A “Asynchronous Serial Digital Data Transmission Standard for Controlling Lighting Equipment and Accessories” [4].

B. DMX Communications

DMX512 communication is unidirectional. The general usage of this protocol is ideal for lighting control

or other devices used in the show or concert stages. DMX512 standard data rate is 250Kbps. That means each bit of the data we sent takes 4 us. It can support a refresh rate of 43Hz.

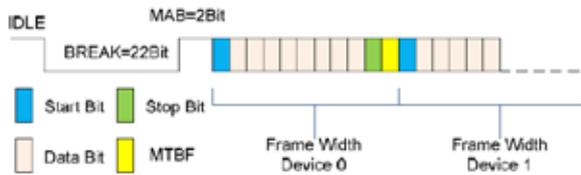


Figure 2. Packet of DMX512

DMX controller send data (in frame format) to DMX devices cascading in the same bus. The package format of the bus is shown in Figure 2. The normal state of the bus is "IDLE". To start sending data, DMX controller sends 22-bit "BREAK" and 2-bit "Mask After Break" (MAB). Then followed by data of each DMX device in serial form, sorting by address of the device. When the data of the first device is completed "Mask Time Between Frame" (MTBF) will be sent before sending the data for the next device. The data will continue being sent to devices until all data for 512 devices is completed. Generally, the DMX device has its own DMX address, which the user can set it by a DIP Switch on each device. That allows the user to configure the address of the devices.

In some cases, the number of devices on the bus is not 512. Therefore data sent from the DMX Controller does not require 512 addresses. We can send as much as the number of devices that are connected on the bus. The total transmission time can be calculated form (1).

$$t_{Tr} = \frac{(BREAK + MAB) - (11 \times Dn)}{280 \times 10^3} \quad \text{Sec.} \quad (1)$$

Where BREAK = 22, MAB = 2 and the Dn denotes the number devices on the bus. After that, we can determine the maximum Frame Rate from (2).

$$FR_M = \frac{1}{t_{Tr}} \quad \text{Frame / sec.} \quad (2)$$

III. SYSTEM DESIGN DESCRIPTION

In our work the FPGA-based DMX controller is developed by using XUP Virtex II Pro Board. The board includes Xilinx XC2VP30 FPGA with built-in Embedded PowerPC 405. The said board also supports XILKernel [3]. The Embedded Development Kit (EDK) software is used for Embedded Systems development for the Xilinx FPGA with Real Time Operating System (RTOS).

XILKernel is a small and high performance kernel. The kernel freely provided when used with a PowerPC or Microblaze in Xilinx's FPGA, it allows user to control various hardware more effectively. XILKernel is also equipped with software library such as File System, TCP/IP Stack.

A. System Architecture

The DMX controller core is designed to connect to the Embedded Processor via a Processor Local Bus (PLB) [5]. The controller core is thus restrictive base addressing. Hardware devices are connected through PLB [5,7,8]. They are also restrictive base addressing. Application software uses base address of each device to control them. In summary, the designed system includes:

- PowerPC 405 embedded processor which is included as a built-in piece in Xilinx XC2VP30 FPGA.
- DMX controller core: we designed 4 identity cores in this work.
- DDR-SDRAM interface: RAMs are used for program execution performed the processor
- CF Card interface: A CF card is used to store booting routines and user data.
- DIP Switch interface
- Ethernet interface: users can control the DMX directly via TCP/IP protocol [2].
- RS-232 interface: the port is used for debugging.

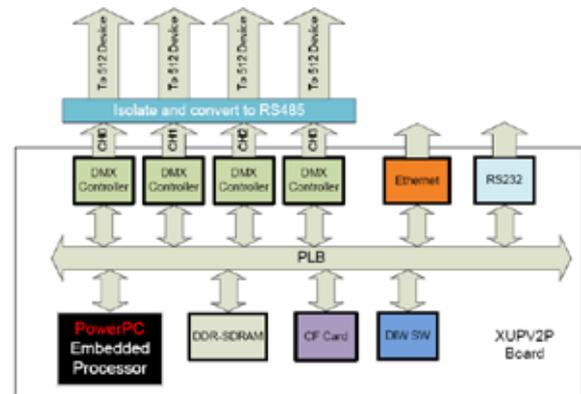


Figure 3. FPGA Based DMX Controller System Architecture

All modules are hooked to the PLB bus. When the embedded processor starts the boot-loader, it will load the image of application software (stored in Compact Flash), into the DDR-SDRAM. Subsequently the processor will run on the DDR-SDRAM and will begin to initialize the hardware and other registers. Finally it will check the mode of operation from the DIP Switch.

B. DMX Controller Cores

Beside their different base address, those 4 DMX cores are identically designed. It is synthesized via VHDL. The core's block diagram shows in Figure 6 consist of three sub-blocks. First, "PLB Interface" allows the DMX controller to communicate with the embedded processor. Second, two 512-Byte "Buffer" is used to store DMX device data before exporting them to the devices. And last, "DMX Sender" reads data from "Buffer" and arranges them to confine to DMX512 format then exports it outside the chip.

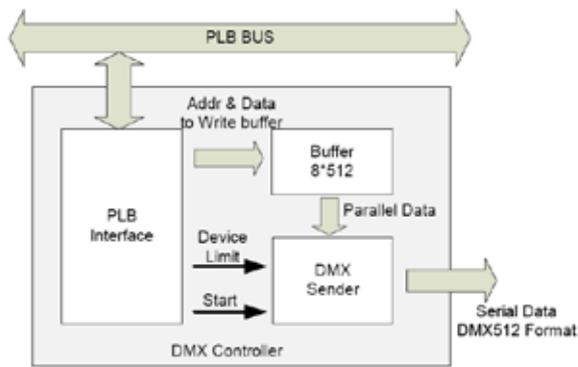


Figure 4. DMX Core Architecture

In its operation, firstly, the processor sets number of devices on DMX bus to the DMX sender. Then it writes the data (to be transmitted) to the buffer of the DMX controller. Subsequently, the processor sends "Start" command to tell the DMX sender to begin to send data to DMX devices. Then DMX sender generates timing sequence of the DMX512 standard signal. It creates "BREAK" and "MAB" respectively, then reads data in the address 0 of the "Buffer" (That is data of DMX device address 0) and sends the signal START: DATA (Address x):STOP:MTBF respectively. So on and so for the DMX sender reads the data in next address (address 1) and sends it out in the same sequence. It repeats this process until the last address. The DMX sender then returns to the IDLE state. This completes a data transmission of one DMX package.

DMX signals transmitted from the FPGA are generally with perfect timing but generally not appropriate to drive the output devices. Drivers (or current buffers) are needed. The RS-485 signals can be arranged by the uses of opto-isolators [9].

IV. MODE OF OPERATIONS

Embedded DMX Controller can work in 2 different modes: namely; Standalone mode and Bypass mode. In the first mode, data are pre-loaded and stored in a compact flash. In the second mode, the controller is connected to a PC via network connection (TCP/IP).

A. Standalone Mode

When the controller operates in standalone mode, the data are pre-loaded and stored in a compact flash with FAT16 file system. The stored file size depends on the number of DMX channels (4 channels in this case). After processor started and completed its initialization routines, it creates software threads in 4 threads. Each controls the operation of each channel of the DMX controller. The thread reads data from files stored in the compact flash. Thread knows these files by recognizing the file names. Each file has a header which tells the number of devices in the channel, the number of frames, the delay between frames and the data to be transmitted (see also DMX file format).

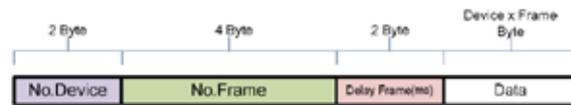


Figure 5. DMX File Format

When the file is read, the thread sends the first frame data to the DMX controller core and then it stops for a while. The delay time is set in the header of the file being read. When the delay is finished, the thread sends the next frame, and repeats the transmission in cycle.

The period of time used to transmit one file depends on the number of frames, and delay times. Equation (3) is used to calculate this period.

$$T = F \times D \quad (3)$$

Where 'T' is the period of time used to transmit one file, 'F' is the number of frames recorded in the file and 'D' is the delay time between each frame.

Updating the data in the compact flash is controlled by the host computer over the TCP/IP network. The host computer can add or to delete files in the compact flash as needed. The file name of the data is defined to match the channel number of the DMX controller channel; for example, ch0.dmx, ch1.dmx, ch2.dmx and ch3.dmx and so on. If the channel file doesn't exist in the compact flash, the channel will not work at all.

B. Bypass Mode

In this mode, the data to DMX devices comes directly from the host computer over the TCP/IP. User has to enter the IP address and the port number of the embedded DMX512 controller. The user interface can be developed as preferred. In our implementation we used Visual C#. Users can define their data by dragging a bottom on a sliding bar. When "Update" is clicked the program generates header and append DMX data to the frame before transmitting over TCP/IP.

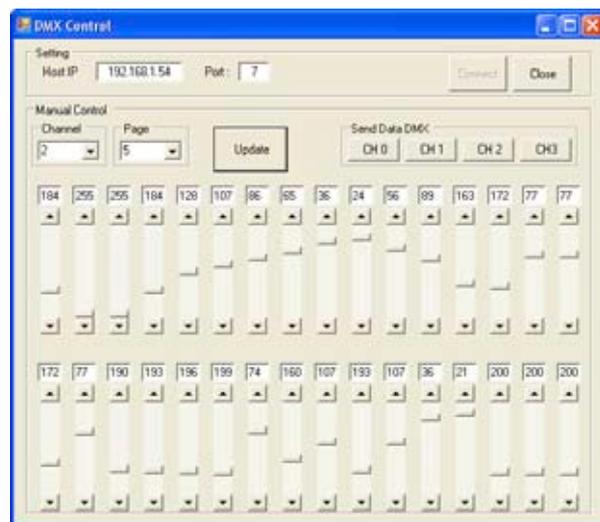


Figure 6. Screen interface of the bypass mode data entry

V. DESIGN RESULTS & EVALUATION

After completing the design and synthesis, we did optimization the DMX core in both area optimization and speed optimization. The result is show in Table I, below. No matter we did optimization for, the maximum controller speed is much higher than what is needed in practical application where the core can operate at even low speed of 5 or 10 MHz clock frequency. Therefore area optimization is of preference. Lower area, lower clock rate also implies lower power consumption. We did evaluate the power consumption of the core operates at different clock frequency. The result is shown in Table II for core power consumption and Table III show system power consumption .

TABLE I. FPGA RESOURCE UTILIZATION

FPGA Resource Utilization		
	Area opt.	Speed opt.
Slices	192	246
F/F	223	309
4 input LUTs	310	341
Max. Speed	169 MHz	235 MHz

TABLE II. CORE POWER UTILIZATION

Core Power Consumption (mW)		
Core Speed	Area opt.	Speed opt.
5 MHz	29.17	15.12
10 MHz	29.40	15.28
20 MHz	29.86	15.61
40 MHz	30.77	16.26
80 MHz	32.60	17.56

TABLE III. SYSTEM POWER UTILIZATION

System Power Consumption				
Name	mW	Used	Total	Utilization (%)
Clocks	203	9	-	-
Logic	52	5342	27392	19.5
Signals	173	12544	-	-
IOs	145	94	588	16
BRAMs	37	27	136	19.9
DCMs	6	2	8	25
PPCs	10	2	2	100
Quiescent	103			
Dynamic	628			
Total	731			
Junction Temp	25 (degrees C)			

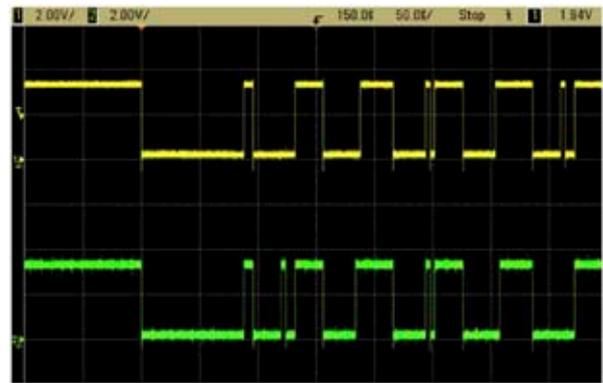


Figure 7. DMX Data from different channels (Above: CH0, and Below: CH3)

Oscilloscope screen captured shown in Figure 7 above demonstrates the data deliver from channel No.0 and channel No. 3 of the controller. Obviously the design works quite well.

CONCLUSIONS

In this paper we have reported the FPGA designed and implementation of DMX controller. Multi-core based DMX controller enables the controller to control more than 512 DMX devices (or addresses) at a time. (A single lighting hardware may need several DMX addresses). The multi-core implementation reduces the overhead of using several individual DMX controllers. FPGA implementation holds an advantage in term of speed when compared with MCU, and holds lower overhead of power and installation cost when compared with PC-based controller. The designed core can be duplicated and used as many as needed. The limitations are the size of FPGA and the amount of memory available in a compact flash. Regardless of hardware overhead, the bypass mode of operation provides better flexibility since the controller can be directly controlled via the TCP/IP utility. This suit well the live commands. Moreover, the controller can be remotely commanded via the internet by changing the data content stored in the compact flash memory.

The core itself can be compactly designed by imposing the area option in design optimization. However when power consumption is a case, one can alternatively does speed optimization.

REFERENCES

- [1] Carlos Lopez, Lucia Costas-Perez, Jesus Doval-gandoy, "FPGA-Based Improved High Brightness RGB LED Matrix Automation", *Proc. of International Symposium on Industrial Electronics, ISIE'08*, pp.1902-1907, 2008.
- [2] Wei Chen; Shu-Bo Qiu; Ying--Chun Zhang "The Porting and Implementation of Light-Weight TCP/IP for Embedded Web Server", *Proc. of Wireless Communications, Networking and Mobile Computing, 2008. WiCOM '08*, pp.1-4, 2008.
- [3] Xilinx, "XILKernel", 12.2006, pp. 1-3.
- [4] American National Standard E1.11-2004, Entertainment Technology USITT DMX512-A, Asynchronous Serial Digital Data Transmission Standard for Controlling Lighting Equipment and Accessories, Entertainment Services and Technology Association, USA, 2004.

- [5] Xilinx, "CoreConnect Architecture -Processor Local Bus (PLB)"
- [6] Feng Tian, Xiang Wu, Jingao Liu, "Research and Realization of LED Display System Based on Combining CAN Bus with DMX512 Standard", *Proc. of Audio, Language and Image Processing, ICALIP'08*, Shanghai, pp.813-818, 2008.
- [7] Xilinx, Xilinx University Program: VIRTEX II PRO Reference Guide.
- [8] Bennete, A., Recommended Practice for DMX512, PLASA, UK, 1994.
- [9] Sarat Yoowattana, Chinnapat Nantajiwakornchai, and Manas Sangworasil, "A Design of Embedded DMX512 Controller using FPGA and XILKernel," *Proc. IEEE Symposium on Industrial Electronics and Applications (ISIEA 2009)*, pp. 73-77.

MEASUREMENT OF ECG WITH TELE-CONSULT VIA WiMAX TECHNOLOGY

A.Kumchotiroad and S.Noimanee

Department of Computer Engineering, Chiang Mai University, Chiang Mai, Thailand.

E-mail: yamapees@hotmail.com, suranan@chiangmai.ac.th

ABSTRACT

WiMAX (Worldwide Interoperability for Microwave Access) is a high-speed wireless broadband technology that was developed on the IEEE 802.16 standards and has developed to support mobile usage by setting a new standard IEEE 802.16e, the ability to send signals to spread from point-to-multipoint simultaneous with the ability to work in support Non-Line-of-Sight. This paper presents a measurement of ECG signals with tele-consult using IP video camera when the patient has symptom. The patient attached the sensor for measure ECG signals. The abnormal ECG signals of patient will send to IP video camera near patient in order to open for panning video camera of patient and being monitored by the physicians. The physicians can monitor patient using IP video camera through the web browser and ECG signals through the application via WiMAX technology.

Index Terms— WiMAX, ECG Signal, IP video Camera

1. INTRODUCTION

At present, heart disease is the most serious disease and its incidence increases with age that patients must be treated constantly monitored closely. Most of the cardiac deaths occur outside of the hospital.

Communicative wearable health systems [1]–[3] are recognized as one of the most promising platforms for minimally obtrusive and individualized health services at the point of need. The new generation of biomedical sensors presents a large spectrum bandwidth allowing new measurements on humans and new approaches for diagnosis, ambulatory healthcare, and care at the point of need, any time [4].

The electrocardiogram (ECG) is very important for diagnosis Care to prevent patients receiving life threatening. In progress has been made in the development of a remote monitoring system for ECG Signals, the deployment of packet data services over telecommunication network with new applications [5]. The tele-transmitting and receiving of ECG Signals is the main problem for tele-diagnosis and monitoring. This system is provided remote monitoring of one or several patients wearing portable devices equipped with a PDA-based portable wireless ECG monitoring for

physician personal area networks wireless connectivity based on different technologies [6].

Recently, the fast development of mobile technologies, including increased communication bandwidth and miniaturization of mobile terminals, has accelerated developments in the field of mobile telemedicine [7]. Wireless patient monitoring systems not only increase the mobility of patients and medical personnel but also improve the quality of health care [8]. The IEEE 802.16e mobile WiMAX system describes a wireless broadband technology that can support mobile users. Mobile WiMAX is the wireless network which can connect Internet in high data rate anywhere and anytime. Video surveillance systems are very effective and important for security management. Combining traditional cameras and network video technology together, the IP camera can compress and deliver live video clips to the Internet without using a PC so that people can remotely browse and watch the protected area activities. Hence, the IP cameras are key devices of the surveillance systems [9]. This paper describes a complete laboratory prototype real-time ECG signals tele-monitoring system with the panning IP video camera of patient. The physicians can use PDA or notebook for monitoring ECG signals and view panning video camera of patient simultaneously via WiMAX technology.

2. STRUCTURE OF THE SYSTEM



Fig. 1 Structure of overall system

Fig.1 shows the structure of overall system. The system consists of four subsystems namely:

1. Portable ECG Transceiver check status of patient and send the biosignal with ZigBee/IEEE RF module.
2. IP video camera pans video of patient.
3. WiMAX transceiver sends ECG signals and panning video camera of the patient to the physicians via WiMAX technology.

4. Personal monitor consist application on physician's PDAs or notebook for monitor information system, analysis data and view panning video camera of patient.

3. SYSTEM IMPLEMENTATION

Physicians can use PDA connect to the IP video camera by the web browser and monitoring ECG signals by the application on physician's PDA via WiMAX technology.

3.1 Portable ECG transceiver

The ECG signals acquired from electrodes must be amplified by amplifier and eliminate range of frequency of unwanted signal left before to the microcontroller. Then, the ECG signals from microcontroller will be connects via ZigBee/ IEEE technology which is XBee-PRO OEM RF on IEEE 802.15.4 standards and support the unique needs of low-cost, low-power wireless sensor networks. Fig.2 illustrates essential blocks for portable ECG transmitter and Fig.3 shows transmit ECG signals by ZigBee/IEEE technology.

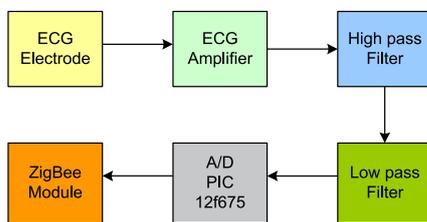


Fig. 2 Portable ECG transmitter

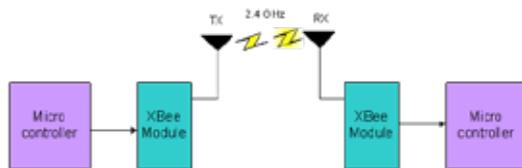


Fig. 3 ZigBee/ IEEE technology

Fig.4 shows ECG amplifiers with high pass filter and low pass filter circuit board.



Fig. 4 Circuit board of ECG amplifiers with high pass filter and low pass filter

Fig.5 shows PIC12F675 microcontroller for analog to digital signal conversion and patient interface with ZigBee's transmitter. Fig.6 shows ZigBee's receiver.



Fig. 5 Microcontroller with ZigBee's transmitter



Fig. 6 ZigBee's receiver

3.2 IP video camera

At ZigBee's receiver, the abnormal ECG signals of patient will lead to trig the relay for open the IP video camera. If the relay is triggered, the IP video camera that connects to the relay will be opened.

3.3 WiMAX transceiver

WiMAX refers to interoperable implementations of the IEEE 802.16 wireless-networks standard, in similarity with Wi-Fi, which refers to interoperable implementations of the IEEE 802.11 wireless LAN standard. The bandwidth and range of WiMAX provide portable mobile broadband connectivity across cities and countries through a variety of devices and a wireless alternative to cable and DSL for last mile broadband access.

There are numerous devices that provide connectivity to a WiMAX network. These are known as the subscriber unit (SU) such as Residential Subscriber Unit, Outdoor Subscriber Unit, Mobile Subscriber Unit and PC Card CPE (customer-premises equipment). There is an increasing focus on portable units, this includes handsets (similar to cellular smartphones), PC peripherals (PC Cards or USB dongles), and embedded devices in laptops, which are now available for Wi-Fi services. It is notable that WiMAX is more similar to Wi-Fi than to 3G cellular technologies. WiMAX and Wi-Fi are related to wireless connectivity and Internet access.

WiMAX Base Transceiver Station (WiMAX BTS) delivers flexible, high-speed connectivity for fixed and nomadic wireless broadband access. It will keep costs down as your system needs change by supporting a highly scalable system architecture for both

rural and metropolitan areas. In conjunction with the Residential Subscriber Unit, Outdoor Subscriber Unit, Mobile Subscriber Unit, and PC Card CPE, the BTS incorporates automatic adaptive modulation to maximize the capacity of the airlink over a wide variety of configurations and propagation conditions.

WiMAX operates on the same general principles as WiFi, it sends data from one computer to another via radio signals. A computer (either a desktop or a laptop) equipped with WiMAX would receive data from the WiMAX transmitting station, probably using encrypted data keys to prevent unauthorized users from stealing access. The fastest WiFi connection can transmit up to 54 megabits per second under optimal conditions. WiMAX should be able to handle up to 70 megabits per second. The biggest difference isn't speed; it's distance. WiMAX outdistances WiFi by miles. WiFi's range is about 100 feet (30 m). WiMAX will blanket a radius of 30 miles (50 km) with wireless access. The increased range is due to the frequencies used and the power of the transmitter.

WiMAX can be used for wireless networking in much the same way as the more common WiFi protocol. WiMAX is a second-generation protocol that allows for more efficient bandwidth use, interference avoidance, and is intended to allow higher data rates over longer distances. In practical terms, WiMAX would operate similar to WiFi but at higher speeds, over greater distances and for a greater number of users. WiMAX BTS use channel bandwidth at 2.6 GHz in the range of 3-6 MHz, operating in mode time division duplex (TDD), RF output power equal to 2 watts, RF input impedance and RF output impedance are 50 ohms, Power Requirements about 36 to 60 vdc and Average Power Consumption is 100 watts.

3.4 Personal monitor

A physician access by remote monitoring client, and can request information of patient by PDA or notebook. These must be install ECG monitor software for get patient's information and connected to hospital server including view panning video camera of patient through the web browser via WiMAX technology.

4. TEST RESULTS

We will test sending the abnormal ECG signals to trig the relay for open the IP video camera, Physicians can view panning video camera of patient when IP video patient's information and monitoring patient's ECG signals by use PDA via WiMAX technology. Fig.7 shows using LED (Light-emitting diode) instead of ECG signals that normal from patient's electrodes. Relay is not triggered as a result IP video camera is not opened.

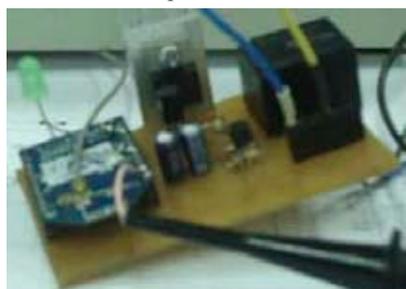


Fig. 7 Represent of the normal ECG signals

Fig.8 shows using LED instead of ECG signals that abnormal from patient's electrodes. Relay is triggered as a result IP video camera is

opened.



Fig. 8 Represent of the abnormal ECG signals

Fig. 9 shows the abnormal ECG signals on screen of PC with the patient's video.

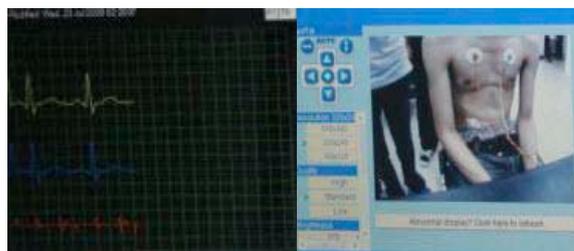


Fig. 9 The ECG display on screen of PC with video of patient

5. CONCLUSIONS

The design of measurement of ECG with tele-consult via WiMAX technology is completed following portable ECG transceiver, IP video camera, Wimax transceiver and personal monitor. In this paper we have presented the global architecture of measurement ECG signals with tele-consult platform, we have designed and performed some experiments that consisted ECG measurement for measure the abnormal ECG signals of the patient, the device ZigBee/IEEE which is a wireless communications that it's a good alternative to other interface and IP video camera for panning video of patient while the patient has abnormal ECG signals. The system provides a much satisfaction for remote patient monitoring, and a remote monitoring PDA clients of the physicians to analyze the data easily and quickly and shows information via WiMAX technology.

6. REFERENCES

- [1] A. Lymberis, "Smart wearable systems for personalized health management: Current R&D and future challenges," in *Proc. 25th Ann.Int.Conf. IEEE EMBS*, vol. 4, Sept. 2003, pp. 3716-3719, 2003.
- [2] P. Bonato, "Wearable sensors/systems and their impact on biomedical engineering," *IEEE Eng. Med. Biol. Mag.*, vol. 22, no. 3, pp. 18-20, May/June 2003.
- [3] N. Saranummi, "Information technology in biomedicine," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 49, no. 12, pp. 1385-1386, 2002.

- [4] F. Axisa, P.M. Schmitt, G. Delhomme, E.McAdams, and A. Dittmar, "Flexible technologies and smart clothing for citizen medicine, home healthcare, and disease prevention," *IEEE Trans. Inform. Technol. Biomed.*, vol. 9, no. 3, pp. 325-336, 2005.
- [5] P.Khanja, S.Wattanasirichaigoon, J.Natwichai, L.Ramingwong, S.Noimane "A web base system for ECG data transfered using ZigBee/IEEE technology," *The 3rd International Symposium on Biomedical Engineering*, pp.109-112, 2008.
- [6] Cano-Garcia, J.M., Gonzalez-Parada,E., Alarcon Collantes, V., and Casilari-Perez, E., "PDA-based portable wireless ECG monitor for medical personal area networks," Electrotechnical Conference, 2006. MELECON 2006, IEEE Mediterranean, pp. 713 – 716, 16-19 May, 2006.
- [7] C. S. Pattichis, E. Kyriacou, S.Voskarides, M. S. Pattichis, R. Istepanian, and C. N. Schizas, "Wireless telemedicine systems: an overview," *IEEE Antennas Propag. Mag.*, vol. 44, pp. 143–153, Apr. 2002.
- [8] S. P. Nelwan, T. B. van Dam, P. Klootwijk, and S. H. Meij, "Ubiquitous mobile access to real-time patient monitoring data," *Comput. Cardiology*, vol. 29, pp. 557–560, Sept. 2002.
- [9] Ming-Jiang Yang, Jo Yew Tham, Dajun Wu, Kwong Huang Goh "Cost Effective IP Camera for Video Surveillance," *IEEE conference on the 4th industrial electronics and applications*, pp.2432-2435, 2009.

อุปกรณ์ตรวจทางตจวิทยา

Dermatology Inspection Equipment

ปิยะมาส เสือเพ็ง¹, เบลูจวรรณ เสาเมา², สกาวเดือน แสงลับ³, ดวงใจ หมื่นพงษ์⁴, จุฑารัตน์ สัตนัน⁵, วรรณดา มิลภัยสง⁶, เมทินี ทองยวน⁷

1,2,3,4,5,6,7 สาขาวิชาอุปกรณ์ชีวการแพทย์ ภาควิชาฟิสิกส์ คณะวิทยาศาสตร์ มหาวิทยาลัยรังสิต

หลักหก ปทุมธานี 12000 Email: piyamas@rsu.ac.th

บทคัดย่อ

โครงการนี้มีวัตถุประสงค์ในการศึกษาการออกแบบและสร้างอุปกรณ์ตรวจทางตจวิทยา โดยอาศัยหลักการวิทยาศาสตร์การแพทย์ หลักการทางทัศนศาสตร์ อิเล็กทรอนิกส์ และการประมวลผลภาพทางการแพทย์ ผลการจัดทำโครงการสามารถการศึกษาการออกแบบและสร้างอุปกรณ์ตรวจทางตจวิทยา ที่ประกอบด้วยส่วนประกอบสำคัญ 2 ส่วน คือ 1) ส่วนฮาร์ดแวร์ ประกอบด้วยกล้องไมโครยูเอสบีกำลังขยาย 250 เท่า 2) ส่วนซอฟต์แวร์ ประกอบด้วย โปรแกรมรับสัญญาณภาพ โปรแกรมประมวลผลภาพ โปรแกรมบันทึกสัญญาณภาพ และโปรแกรมแสดงผลภาพ ผลการทดสอบการทำงานของเครื่องพบว่า อุปกรณ์ตรวจทางตจวิทยา สามารถถ่ายภาพประมวลผลภาพโดยอาศัยเทคนิคการครอบภาพ และการขยายภาพ บันทึกและแสดงผลภาพได้ 2 ช่องสัญญาณ ทั้งแบบเฟรมเดียวในรูปแบบไฟล์ .BMP และ เฟรมต่อเนื่องในรูปแบบไฟล์ .AVI โดยไม่ก่อให้เกิดการผิดรูปของภาพ

Abstract

The objective of this project was to study on the design and construction of dermatology inspection equipment. This project has adopted the principle of medical science, optic, electronics and medical image processing. The designed and constructed the Dermatology Inspection Equipment was composed of 2 main parts: 1) hard ware part composes of micro USB camera with magnification 250X , 2) soft ware part consisting of program reception image , Image processing program ,and image recording program. The results of functional testing found that Dermatology Inspection Equipment can photograph , image processing by cropping image technique and zoom image technique , record and 2 channels display image including a single frame , .BMP file format and continuous frame , .AVI file format with out image distortion.

Keywords: Dermatology, Single Frame, Continuous Frame

1. คำนำ

เครื่องตรวจทางตจวิทยาเป็นเครื่องมือที่ใช้ในการศึกษาสภาพผิวหนังและส่วนประกอบของผิวหนังชั้นนอก ในการตรวจวินิจฉัยในแผนกโรคผิวหนัง ในโรงพยาบาลและสถาบันเสริมความงามจะทำการถ่ายภาพสภาพผิวหนังผ่านกล้องถ่ายภาพเพื่อตรวจสอบสภาพผิวของผู้ป่วย เช่น สภาพผิวที่แห้งสภาพผิวมัน และลักษณะโครงข่ายผิว เป็นต้น อีกทั้งยังสามารถบันทึกภาพที่ได้จากกล้องถ่ายภาพ เพื่อที่จะนำมาใช้ในการเรียนรู้เป็นสื่อในการเรียนการสอน การวิจัยในเรื่องของเวชภัณฑ์ยาที่ผลิตขึ้นมาเพื่อที่ทำการรักษาผิวหนังโดยเฉพาะ ปัจจุบันนั้นเครื่องตรวจทางตจวิทยาเป็นเครื่องมือที่มีจำหน่ายเชิงพาณิชย์แล้วแต่มีราคาค่อนข้างสูง และฟังก์ชันการทำงานของโปรแกรม ยังขาดฟังก์ชันในการเปรียบเทียบสภาพผิวมากกว่า 2 บริเวณ และฟังก์ชันการประมวลผลภาพ ทางคณะผู้จัดทำจึงเกิดแนวคิดในการศึกษาการออกแบบและสร้างหัวตรวจและ โปรแกรมทางตจวิทยาขึ้นมาเพื่อทดแทนการจัดซื้อและลดข้อบกพร่องของฟังก์ชันการทำงานของโปรแกรมตรวจสภาพผิว เพื่อรองรับระบบตจวิทยาทางไกล (Teledermatology) ในอนาคต

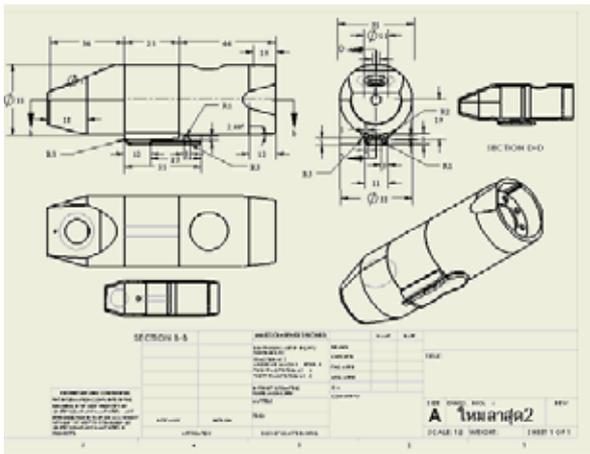
2. วัตถุประสงค์และวิธีการ

การดำเนินงานตามโครงการการศึกษาการออกแบบและสร้างอุปกรณ์ตรวจทางตจวิทยาแบ่งการดำเนินงานออกเป็น 2 ส่วนคือ ส่วนฮาร์ดแวร์ ซึ่งเป็นการออกแบบหัวตรวจทางตจวิทยา แบบเคลื่อนที่ได้ และส่วนซอฟต์แวร์ ซึ่งเป็นการออกแบบและสร้าง โปรแกรมประยุกต์เฉพาะด้าน หรือโปรแกรมสำเร็จรูป

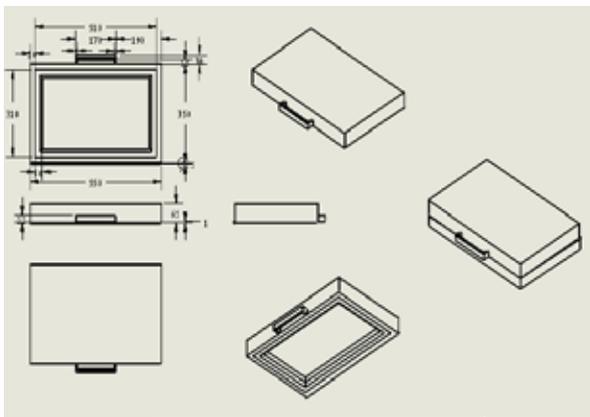
2.1 ขั้นตอนวิธีการออกแบบส่วนฮาร์ดแวร์ การออกแบบในส่วนของการออกแบบหัวตรวจทางตจวิทยา และการออกแบบกล่องใส่โครงงาน

การออกแบบหัวตรวจทางตจวิทยาแบบเคลื่อนที่ได้ เนื่องจากปัจจุบันเครื่องตรวจทางตจวิทยาที่มีอยู่ทั่วไปตามคลินิกความงามมีลักษณะเป็นแบบ

ที่ตั้งโต๊ะซึ่งมีขนาดใหญ่และตรวจได้ทั่วทั้งใบหน้า และที่พบได้ทั่วไปใน ส่วนที่เป็นแบบเคลื่อนที่ได้ จะมีลักษณะที่เป็นรูปตัวแอล เป็นส่วนใหญ่ เพราะเหตุนี้ทางผู้จัดทำโครงการมีความคิดที่ออกแบบส่วนของหัวตรวจ ทางศจวิทยา แบบเคลื่อนที่ได้ ให้มีลักษณะที่แตกต่าง คือ มีลักษณะเหมือน ปากกา หรือเป็นรูปตัวไอ ซึ่งมีขั้นตอนการดำเนินงานในการออกแบบจะมี อยู่ 2 ส่วน ประกอบด้วยส่วนของกล้องกำลังขยาย 250x และ ส่วนของการ ออกแบบหัวตรวจทางศจวิทยา ดังรูปที่ 1 และรูปที่ 2 ตามลำดับ



รูปที่ 1 แผนผังการทำงาน (Block Diagram) ของโปรแกรม

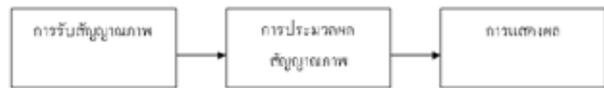


รูปที่ 2 รายละเอียดการออกแบบกล่องใส่โครงงานชิ้นล่าง

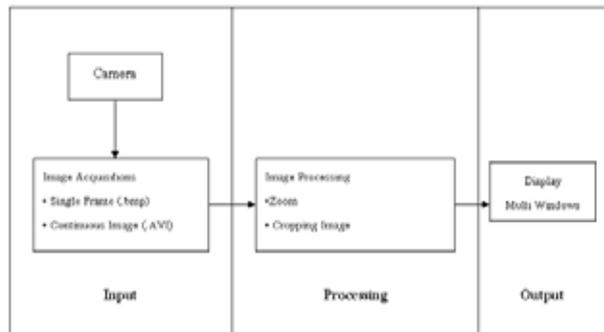
2.2 การออกแบบในส่วนของโปรแกรม

ในการออกแบบส่วนของโปรแกรมจะสามารถดำเนินงานตามขั้นตอนการทำงานดังรูปที่ 3 จากรูปที่ 4 แสดงขั้นตอนการทำงานของการศึกษาการออกแบบและสร้างอุปกรณ์ตรวจทางศจวิทยา ในขั้นตอนการออกแบบนี้จะสามารถที่จะแบ่งออกได้เป็นสามส่วนคือ ในส่วนแรกจะทำการรับสัญญาณ

ภาพจากกล้องเข้ามาและทำการเชื่อมต่อ ส่วนที่สอง จะทำการประมวลผลสัญญาณภาพ ที่เข้ามาจากส่วนแรก และสุดท้ายก็จะทำการแสดงผลออกทางด้านหน้าจอ ซึ่งสามารถที่จะทำการแบ่งส่วนการทำงานได้ดังรูปที่ 4



รูปที่ 3 หน้าต่างเชื่อมต่อกับผู้ใช้ที่ออกแบบ



รูปที่ 4 แผนผังการทำงาน Block Diagram การศึกษาการศึกษาการออกแบบ และสร้างอุปกรณ์ตรวจทางศจวิทยา

3. ผลการศึกษา

3.1 การออกแบบส่วนหัวตรวจของระบบทางศจวิทยา



รูปที่ 5 ผลการออกแบบหัวตรวจของระบบทางศจวิทยาที่สมบูรณ์

รูปที่ 5 เป็นผลการจัดทำโครงการในส่วนของกรออกแบบหัวตรวจของระบบทางศจวิทยา ซึ่งจากการออกแบบได้ทำการออกแบบลงในโปรแกรม Solid Works 2008

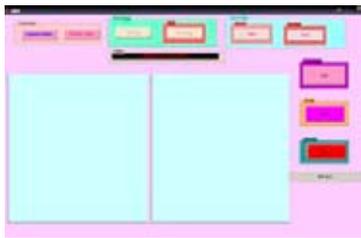
3.2 ผลการออกแบบส่วนของกล่องใส่โครงงาน

ผลการออกแบบส่วนของกล่องใส่โครงงานสามารถออกแบบได้เป็น 2 ส่วน คือ ส่วนของกล่องใส่โครงงานชิ้นบน และส่วนของกล่องใส่โครงงานชิ้นล่าง รูปที่ 6 เป็นรูปผลการออกแบบกล่องใส่โครงงานโดยทำการออกแบบบนโปรแกรม Solid Works 2008



รูปที่ 6 ผลการออกแบบกล่องใส่โครงงานที่เสร็จสมบูรณ์

3.3 ผลการจัดทำโครงงานในส่วนของซอฟต์แวร์



รูปที่ 7 ผลการเปิดโปรแกรมการศึกษาการออกแบบและสร้างอุปกรณ์ตรวจทางจักษุวิทยา

รูปที่ 7 เป็นผลการเปิดโปรแกรมการศึกษาการออกแบบและสร้างอุปกรณ์ตรวจทางจักษุวิทยา ส่วนการแสดงผลผ่านทางหน้าต่าง Command ไม่มีการเตือนการผิดพลาดของโปรแกรมการศึกษาการออกแบบและสร้างอุปกรณ์ตรวจทางจักษุวิทยา

3.3.1 ผลการทดสอบฟังก์ชันติดต่อกับอุปกรณ์รับสัญญาณภาพ

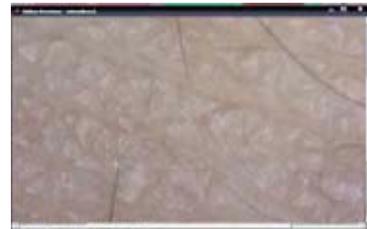


รูปที่ 8 ผลการใช้ฟังก์ชันติดต่อกับอุปกรณ์รับสัญญาณภาพ

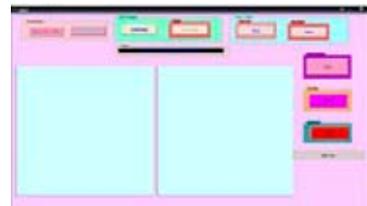
รูปที่ 8 แสดงผลการใช้ฟังก์ชันการติดต่อกับอุปกรณ์รับสัญญาณภาพ เมื่อกดปุ่ม Connect Video โปรแกรมทำการติดต่อกับอุปกรณ์รับสัญญาณภาพ แล้วเปลี่ยนปุ่ม Connect Video เป็น Disconnect Video ปุ่ม Preview Video เปลี่ยนจากสีแดงเป็นสีน้ำเงินหมายถึงพร้อมที่จะแสดงผลสัญญาณภาพ และหน้าต่างแสดงสถานะการทำงานของโปรแกรมแสดง “Video is Connecting” ส่วนการแสดงผลผ่านทางหน้าต่าง Command ของโปรแกรม

MATLAB ไม่มีการเตือนการผิดพลาดของโปรแกรมการศึกษาการออกแบบและสร้างอุปกรณ์ตรวจทางจักษุวิทยา

3.3.2. ผลการทดสอบฟังก์ชันเปิดดูสัญญาณภาพ และปิดการแสดงสัญญาณภาพ

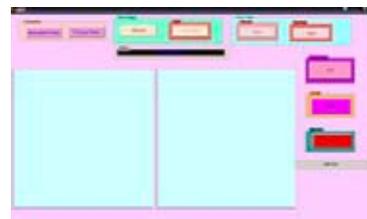


รูปที่ 9 หน้าต่างแสดงสัญญาณภาพ



รูปที่ 10 ผลการใช้ฟังก์ชันเปิดแสดงสัญญาณภาพ

รูปที่ 9 แสดงหน้าต่างแสดงสัญญาณภาพ หลังจากกดปุ่ม Preview Video หน้าต่างแสดงผลสัญญาณภาพถูกเปิดออกมาแล้วแสดงผลสัญญาณภาพที่ได้จากอุปกรณ์รับสัญญาณภาพ และรูปที่ 10 แสดงผลการใช้ฟังก์ชันเปิดแสดงสัญญาณภาพ หลังจากทีกดปุ่ม Preview Video มีการเปลี่ยนเป็น Close Preview แสดงว่าปุ่มจับภาพพร้อมเดียวและบันทึกภาพพร้อมเดียวพร้อมใช้งาน หน้าต่างแสดงคำว่า “Video is Connect and Preview” ส่วนการแสดงผลผ่านทางหน้าต่าง Command ของโปรแกรม MATLAB ไม่มีการเกิดข้อผิดพลาดของโปรแกรมการศึกษาการออกแบบและสร้างอุปกรณ์ตรวจทางจักษุวิทยา

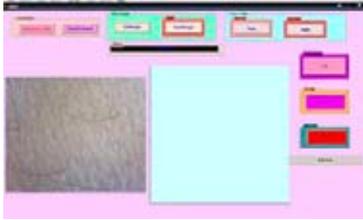


รูปที่ 11 การใช้ฟังก์ชันปิดการแสดงสัญญาณภาพ

รูปที่ 11 แสดงผลการใช้ฟังก์ชันการปิดการแสดงสัญญาณภาพ เมื่อทำการกดปุ่ม Close Preview จะมีการเปลี่ยนเป็น Preview Video เพื่อที่จะรอการ

แสดงสัญญาณภาพ ปุ่มจับภาพเฟรมเดียว และภาพต่อเนื่อง จะเปลี่ยนสีคือไม่สามารถที่จะใช้งานได้ ส่วนการแสดงผลบนหน้าต่างต่าง Command ของโปรแกรม MATLAB ไม่มีการเตือนข้อผิดพลาดของ โปรแกรมการศึกษา การออกแบบและสร้างอุปกรณ์ตรวจทางจักษุวิทยา

3.3.3 ผลการทดสอบฟังก์ชันจับสัญญาณภาพเป็นภาพเฟรมเดียว



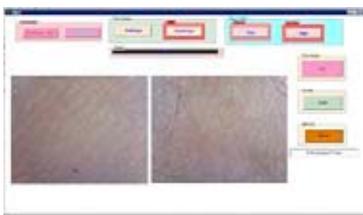
รูปที่ 12 การใช้ฟังก์ชันจับสัญญาณภาพเฟรมเดียว

จากรูปที่ 12 แสดงการใช้ฟังก์ชันจับสัญญาณภาพเฟรมเดียว เมื่อกดปุ่ม GetImage โปรแกรมจะทำการจับสัญญาณภาพแล้วแสดงหน้าต่างสัญญาณภาพเฟรมเดียว หน้าต่างแสดง “Get Image” ปุ่ม Save Image เปลี่ยนสีเพื่อรอการบันทึก ส่วนการแสดงผลบนหน้าต่างต่าง Command ของโปรแกรม MATLAB ไม่มีการเตือนความผิดพลาดของ โปรแกรมการศึกษา การออกแบบและสร้างอุปกรณ์ตรวจทางจักษุวิทยา

3.3.4 ผลการทดสอบฟังก์ชันบันทึกภาพเฟรมเดียว



รูปที่ 13 ผลหลังจากกดปุ่มบันทึกภาพเฟรมเดียว



รูปที่ 14 ผลการใช้ฟังก์ชันบันทึกภาพเฟรมเดียว

รูปที่ 13 แสดงผลหลังจากกดปุ่มบันทึกภาพเฟรมเดียว เมื่อกดปุ่ม Save Image จะมีหน้าต่างชื่อไฟล์ที่ได้ทำการบันทึกไว้ และรูปที่ 14 แสดงผลการใช้งานฟังก์ชันบันทึกภาพเฟรมเดียว เมื่อทำการใส่ชื่อเข้าไปแล้ว โปรแกรม

จะทำการบันทึกภาพเฟรมเดียวเป็น .BMP แล้วก็แสดงชื่อไฟล์ภาพเฟรมเดียวที่ทำการบันทึกหน้าต่างบันทึกภาพเฟรมเดียว

3.3.5 ผลการทดสอบฟังก์ชันบันทึกภาพต่อเนื่อง แบบกดปุ่มเริ่มและหยุดการบันทึก



รูปที่ 15 ผลหลังจากกดปุ่มบันทึกภาพต่อเนื่องแบบกดปุ่มเริ่มและหยุดการบันทึก

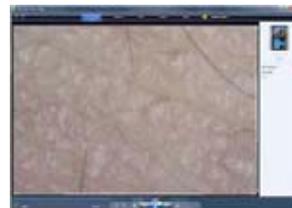
จากรูปที่ 15 แสดงผลหลังจากที่ทำการปุ่มบันทึกภาพต่อเนื่องแบบกดปุ่มเริ่มและการหยุดการบันทึก โปรแกรมจะแสดงหน้าต่างให้ทำการตั้งชื่อภาพแบบ .AVI ไฟล์หน้าต่างแสดงสถานะ “Enter AVI File Name”



รูปที่ 16 แสดงสภาพผิวหนังจากการบันทึกภาพต่อเนื่อง

จากผลการทดสอบในการบันทึกภาพต่อเนื่องโดยเริ่มจากกดปุ่มเริ่มและปุ่มหยุดเวลาที่ใช้ในการจับคือ 20.3 วินาที โดยมีค่าความคลาดเคลื่อนในการทำงาน 9.85 % ส่วนในการแสดงผลบนหน้าต่างจอ Command ของโปรแกรม MATLAB ไม่มีการเตือนการผิดพลาดของ โปรแกรมการศึกษา การออกแบบและสร้างอุปกรณ์ตรวจทางจักษุวิทยา

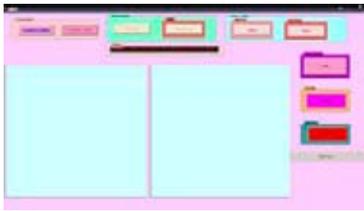
3.3.6 ผลการทดสอบการเปิดภาพต่อเนื่อง



รูปที่ 17 การทดสอบการเปิดภาพต่อเนื่อง

3.4 ผลการทดสอบการป้องกันการทำงานผิดพลาดของโปรแกรม

3.4.1 ผลการทดสอบข้อผิดพลาดขณะยังไม่มีการเชื่อมต่อกับอุปกรณ์รับสัญญาณภาพ



รูปที่ 18 แสดงผลหลังจากกดปุ่มเปิดดูสัญญาณภาพ

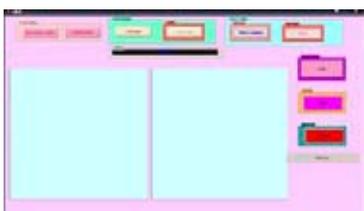
รูปที่ 18 แสดงผลหลังจากกดปุ่มเปิดดูสัญญาณภาพ เมื่อทำการกดปุ่มแสดงผลสัญญาณภาพขณะที่ติดต่อกับไม่ได้ เมื่อทำการกดปุ่มแล้วจะแสดงข้อความ “Warning: Video not Connecting, Please Connect to Video.”



รูปที่ 19 ผลหลังจากกดปุ่มจับภาพเฟรมเดียวและปุ่มบันทึกภาพต่อเนื่อง

จากรูปที่ 19 แสดงผลหลังจากที่กดปุ่มจับภาพเฟรมเดียว ที่ไม่มีการเชื่อมต่อกับกล้องจะแสดงข้อความ “Please Connect Video.”

3.4.2 ผลการทดสอบการป้องกันข้อผิดพลาดขณะบันทึกภาพต่อเนื่อง

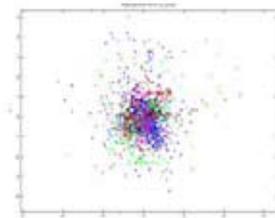


รูปที่ 20 สถานะปุ่มต่างๆ ขณะทำการบันทึก

รูปที่ 20 แสดงสถานะปุ่มต่างๆ ขณะทำการบันทึกภาพต่อเนื่อง เมื่อโปรแกรมทำการบันทึกภาพ จะมีการป้องกันเพื่อไม่ให้เกิดข้อผิดพลาดคือปุ่มต่างๆ จะไม่สามารถที่จะทำการกดได้ และหน้าต่างจะแสดงข้อความว่า Logging... ในขณะที่ทำการบันทึกภาพต่อเนื่อง

3.5 ผลการทดสอบการบิดรูป

ผลการทดสอบการบิดรูปด้วยโปรแกรม Camera Calibration Toolbox for MatLab



รูปที่ 20 กราฟความแน่นอน

รูปที่ 20 กราฟความแน่นอนจะสามารถอธิบายได้ว่า จะมีความแน่นอนมาก ซึ่งสามารถเห็นได้จากกราฟที่มีการรวมตัวกันในบริเวณเดียวกัน จะเห็นได้ว่าจุดที่ปรากฏบนภาพส่วนมากจะรวมตัวกันตรงกลาง ซึ่งหมายความว่าค่าความแน่นอนของภาพที่ถ่ายจากกล้องมีความเที่ยงตรงสูง ซึ่งจากการทดสอบจะเห็นได้ว่าค่าความถูกต้องของกล้อง จะมี $Distortion = 0$ ซึ่งก็หมายถึง กล้องนี้มีความถูกต้องที่สูงเนื่องจากไม่มีการ Distortion (บิดเบี้ยว) ของภาพเลย แต่ที่เห็นมีจุดบางส่วนกระจายออกภายนอกก็คือค่า Pixel error (คือค่าที่เกิดจากการผิดพลาดของระดับสี) ซึ่งมีค่า $[0.71892, 0.88778]$ ตามลำดับ

3.6 ผลการทดสอบฟังก์ชันการประมวลผลภาพ



รูปที่ 21 การซูมภาพซ้ายและขวา



รูปที่ 22 หลังการ Crop

4. อภิปรายผลการศึกษา

โปรแกรมการศึกษาการออกแบบและสร้างอุปกรณ์ตรวจทางตจวิทยา ถูกออกแบบและสร้างผ่านทางโปรแกรม MATLAB ดังนั้นในการใช้งานโปรแกรมการศึกษาการออกแบบและสร้างอุปกรณ์ตรวจทางตจวิทยา จึง

ต้องมีการเปิดใช้งานโปรแกรม MATLAB ไปด้วย ซึ่งโปรแกรม MATLAB เป็นโปรแกรมที่ใช้ทรัพยากรของคอมพิวเตอร์สูง จึงทำให้การเริ่มต้นบันทึกสัญญาณภาพแต่ละครั้งมีการหน่วงเวลา

การบันทึกภาพต่อเนื่องของโปรแกรมการศึกษาการออกแบบและสร้างอุปกรณ์ตรวจทางตจวิทยา โปรแกรมจะทำการ Trigger สัญญาณภาพที่ส่งเข้ามาในโปรแกรม ซึ่งการ Trigger แต่ละครั้งจะมีการส่งข้อมูลเข้ามาบันทึกในไฟล์ .AVI ทำให้การส่งข้อมูลมาถี่ และจำนวนมากทำให้คอมพิวเตอร์ทำงานหนักจึงเกิดความคลาดเคลื่อนของเวลา

จากการทำการทดสอบการทำงานของกล้อง จะมีค่าความคลาดเคลื่อนของระดับสี (Pixel Error) เท่ากับ [0.71892 , 0.88778] ตามลำดับ ซึ่งอาจจะเกิดได้จากสภาพแวดล้อมภายนอก เช่น แสง และค่าความ Error ของระดับสีในขณะที่กล้องจับภาพ

5. สรุปผลการศึกษา

โครงการการศึกษาการออกแบบและสร้างอุปกรณ์ตรวจทางตจวิทยา จะทำการออกแบบผ่านทาง GUI ของโปรแกรม MATLAB และใช้ฟังก์ชันของโปรแกรม MATLAB ในการประมวลผลสัญญาณภาพ ซึ่งโปรแกรมการศึกษาการออกแบบและสร้างอุปกรณ์ตรวจทางตจวิทยา ที่ได้จากการออกแบบและสร้างนี้จะต้องทำงานผ่านโปรแกรม MATLAB เพื่อทำการเก็บบันทึกสัญญาณภาพ

โปรแกรมการศึกษาการออกแบบและสร้างอุปกรณ์ตรวจทางตจวิทยา มีคุณสมบัติดังนี้

- 1) สามารถบันทึกภาพเฟรมเดียวและภาพต่อเนื่องได้
- 2) สามารถบันทึกภาพต่อเนื่องโดยการกดปุ่มเริ่มและหยุดเองได้
- 3) สามารถที่จะทำการบันทึกในรูปแบบไฟล์นามสกุล .BMP และ .AVI ได้
- 4) สามารถบันทึกภาพได้ โดยไม่มีการผิดรูปแบบและค่าความคลาดเคลื่อนของระดับสีเท่ากับ [0.71892 , 0.88778] ตามลำดับ
- 5) สามารถประมวลผลด้วยการ Crop และ Zoom ได้

6. กิตติกรรมประกาศ

ผู้เขียนขอขอบคุณมหาวิทยาลัยรังสิต ที่ให้ทุนสนับสนุนงานวิจัย และขอบคุณอาจารย์ เจ้าหน้าที่ และนักศึกษา ภาควิชาฟิสิกส์อุตสาหกรรมและอุปกรณ์การแพทย์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าพระนครเหนือ ที่ให้คำปรึกษา ความช่วยเหลือ และอนุเคราะห์ให้ใช้มอุปกรณ์และเครื่องมือในการทำงานวิจัย

เอกสารอ้างอิง

- [1] Somrit Unai1, Pisan Khantang, Udon Junthorn, Waipot Ngamsaad, Narin Nattavut, Wanapong Triampo, Chatchai Krittanai, *SINGLE PARTICLE TRACKING: APPLICATION TO STUDY MinD PROTEIN OSCILLATION IN LIVE Escherichia coli*, 33rd Congress on Science and Technology of Thailand, p. 333, 2007.
- [2] Richard Wootton, Nivrutti G Patil, Richard E Scott, Kendall Ho, *Telehealth in the Developing World*, Royal Society of Medicine Press Ltd., 1 Wimpole Street, London W1G 0AE, UK, 2009.
- [3] The MathWorks, Inc., *Image Acquisition Toolbox for Use With MATLAB*, The MathWorks Inc., 1999.

Design of Signal Control by Using FPGA for Indirect X-Ray Detector couple with CIS Image Sensor

Kittinan Noimanee¹, Suranan Noimanee², Chuchart Pintavirooj¹, and Manas Sangworasil¹

¹Faculty of Engineering, King Mongkut's Institute of Technology Ladkrabang (KMITL), Bangkok, Thailand 10520.

²Faculty of Engineering, Chiang Mai University (CMU), Chiang Mai, Thailand 50202.

all_of_none@hotmail.com suranan@chiangmai.ac.th kpchucha@kmitl.ac.th and ksmnas@kmitl.ac.th

Abstract- This research is the simulation phase for a design of indirect x-ray detector by using contact image sensor (CIS). In this phase present how to create signal controls. First, SP signal and MCLK signal will be created for contact image sensor part. In addition, ADCCLK signal, SCLK signal and CDSCLK2 will be generated for Analog Front End part. This research was selected Field Programmable Gate Array (FPGA) for generate signal control which created by counter method from oscillator (50MHz). All signal control of this phase will be lead to the second phase which should record raw data from contact image sensor and transfer convert raw data by analog front end. Then displayed all signal in computer.

Keyword- Indirect X-ray Detector, Signal Control, Contact Image Sensor (CIS), Field Programmable Gate Array (FPGA).

I. INTRODUCTION

Research from the past has created the X-ray detection using photo-transistor that is coated with phosphor, which has 64 sets of photo-transistor [1]. Phosphorescent material is used Gd₂O₂S: Tb, which is used to convert X-ray signal into an image. In addition, the Field Programmable Gate Array (FPGA) to control the operation of the X-ray detector. The experiments showed that the photo-transistor can be applied to a device for detecting X-ray. However, this research has limitations on size, which is too large (approximately 5 millimeters per pixel) and makes low-resolution images. Also, X-ray techniques for using the phosphorescent material coated on the surface of the photo-transistor will have problems of unevenness of phosphorescent. After that, the research has been to extend the original research [2] by reducing the size of the photo-transistor from 5 mm to 1 mm per pixel per pixel, and increase the number of photo-transistor in the X-ray detector from 64 to 256. This technique does not use phosphor coating on the X-ray detection. But the research will use the phosphorescent screen because light from the phosphorescent screen is consistent. In addition, the light reflected from the phosphorescent screen will be more consistent. The experimental results have resolution (5 line pair per inch), which has no higher value. Research has developed the X-ray detector by changing the type of sensor from photo-transistor to Charge-Coupled Devices (CCD) [3], which is a response to red light, green and blue. The maximum response of the green light is 540 nm, which matches the wavelength of light from the phosphorescent screen.

This research is reducing the size of the x-ray detector because of the size of the Charge-Coupled Devices (CCD)

per pixel is smaller when compared to the size of the photo-transistor and allows high-resolution images. The experiments showed that the value of the resolution is increased from 5 to 10 line pair per inch, the resolution of the images are limitations arising from each sensor. This research is the first phase of creating indirect x-ray detector, which will generate signals to control the contact image sensor, a device for receiving video signals and control the analog front-end. The importance of creating a signal is to control the circuit, which will be synchronized. The importance of creating a signal is to control the circuit, which will be interoperable and able to control all work. The control section consists of 1.The control image data received from the Contact Image Sensor (CIS) using the SP signal and signal control MCLK, 2.To control the information delivered to FPGA and then send information to computer.

II. CONTACT IMAGE SENSOR

Contact Image Sensor (CIS) or LED Indirect Exposure (LIDE) as shown in Figure 1 is the technology of capture of Charge-Coupled Devices (CCD), which popular used in a scanner (Scanner). The image detection technology currently used is PMT (Photomultiplier Tube), the heads of the vacuum tube can be expanded signal, which has a picture resolution, which is expensive. Contact Image Sensor (CIS) is a system that has an optical device to receive light reflected back from the image sensor to directly (not through the lens). The beam used in a 3 tube color is red, green and blue. Charge-Coupled Device (CCD), which uses heads that are sensitive to light and can convert the image to electrical signals. The behavior of the system is light to object. From the light reflected from objects is reflected back to the , then the system would measure light intensity and convert light intensity to a digital data [6], which is contrast between Charge-Coupled Device (CCD) and Contact Image Sensor (CIS), light sensor system and light source system.



Figure 1. Internal structure of Contact Image Sensor (CIS).

A. Light sensor system.

System of Charge-Coupled Device (CCD) is used along with mirror lens for extended light and to reduce the distance of the mirror. However, lens and mirror are causing the discrepancy. It also has the limitations of the "focal distance" resulting from a discrepancy because the features and quality of the lens with the mirror. This is different from the Contact Image Sensor (CIS), the structure of the lens array received light from the surface of the material to the surface of silicon in each area (1:1), which ensures more accurate.

B. Light source system

In general, the light origin of Charge-Coupled Device (CCD) is used fluorescent lamp. It will be used to control intensity to get results from Charge-Coupled Device (CCD) of each manufacturer. Color is white. Also, the color filter from the Charge-Coupled Device (CCD), which is controlled by the manufacturer. However, the light source from a fluorescent lamp will take longer to warm. It must wait for a constant intensity when the tube was heated. If the brightness of the lamp is changed, the system will use a long time for calibration. Contact Image Sensor (CIS) is difference. The light source is Light Emitting Diodes (LEDs) that light will shine on the hole to the refractive object. Also, color filter does not appear in the light sensors, which has spectrum of each LED color. The LED flashing rapidly, eliminating the need to warm up. Also, LED light that provides consistent than that of fluorescent lamp, eliminating the need to adjust the intensity of several times.

III. FIELD PROGRAMMABLE GATE ARRAY

FPGA has been used in this research to create embedded system, which used to generate signal controls to the main section of the Contact Image Sensor (CIS) and Analog Front-End. The FPGA used in this research because it must create many signal controls. Also, all signs must be synchronization. Therefore, the ability of the microcontroller cannot do the same FPGA, because the microcontroller has the ability to generate only one signal. For multiple signals, it must use multiple microcontrollers, and the problem of synchronization. This research has used FPGA version of Xilinx Spartan 3E XC3S250E-4PQ208 as shown in Figure 2, which has internal memory of 221 Kbit and connected to the USB port to send data to the computer.

A. Contact Image Sensor Signal control

Contact Image Sensor (CIS) organized into 5 modes, each mode will vary the resolution of Contact Image Sensor (CIS) as 4800DPI, 2400DPI, 1200DPI, 600DPI and 300DPI. This mode of operation can be selected by creating a Master CLK signal at 3.75 MHz and Line Start Pulse signal (SP) at 4CLK, 6CLK, 8CLK, 10CLK and 12CLK respectively. The results signal (Video Signal Output: OS) from Contact. Image Sensor (CIS) will be sent to Analog Front-End [4].

B. Analog Front-End Signal control

The Analog Front-End has selected the AD9822, which is designed for Charge-Coupled Device (CCD) and Contact Image Sensor (CIS). Analog Front-End will be responsible for converting video signals (analog signal) to digital signal

[5]. The AD9822 as shown in Figure 3 has been designed specifically for the Charge-Coupled Device (CCD) with the Contact Image Sensor (CIS), because the sensor needs speed and maximum resolution. Before use AD9822 must start by adjusting the mode and calibration, the operation mode is used 3-SHA Mode, a mode of operation for Contact Image Sensor (CIS). Characteristics of the system are controlled by Falling Edge of CDSCLK2, which signal through into Analog Front-End are three colors including red, green and blue. Results will need to adjust the offset and gain, which will refine the value of MUX Register, the results will synchronize with ADCCLK signal. (Lowest frequency is 16.67 MHz) [5].

IV. EXPERIMENTAL

In experiments, researchers will create a signal from the FPGA, which divided the work into 4 modules.

A. Clock Management Integration.

Core clock will come from Oscillator (the frequency is 50 MHz), connected directly to the GCLK port of FPGA as shown in Figure 4. After analyzing the clock signal, which must be used for creating a signal control of the sector Contact Image Sensor (CIS) and Analog front-end. All signals have different frequency requirements. Therefore, the processes of creating a clock signal must be separated into 2 main frequencies are 15 and 100 MHz, for control of Contact Image Sensor (CIS), for control of Analog front-end, respectively. This experiment will provide the clock signal through a module called Digital Clock Management (DCM), which will control the clock of FPGA as shown in Figure 5.

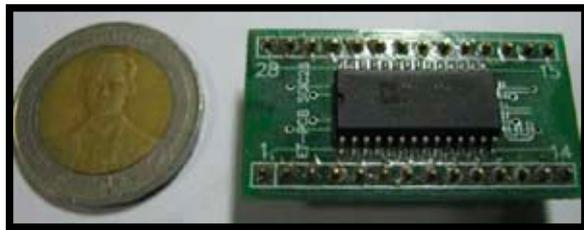


FIGURE 3. ANALOG FRONT-END (AD9822).



FIGURE 4. OSCILLATOR WITH 50 MHz FREQUENCY GENERATION BOARD XILINX SPARTAN 3E XC3S250E-4PQ208.

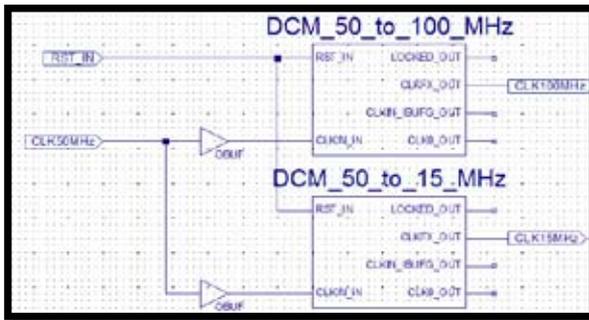


Figure 5. Digital Clock Management (DCM) for the management of clock frequency from 50 MHz to 15 MHz and 100 MHz.

B. Counter Module.

Counter module will take the clock from Digital Clock Management (DCM), which consists of signal frequency 15 and 100 MHz. After that, counter module will create a set of signals at the Figure 6.

First, Counter Signal 100 MHz (3 clock), which is generated to create ADCCLK signal, using the clock signal that the Rising Edge and Falling Edge are $t_{ADCCLK} = 30ns$ [5] as shown in Figure 7. ADCCLK signal, which must have a frequency of approximately 16.667 MHz, which is calculated from $f = 1/t = 1/(30ns+30ns) = 16.667$ MHz. Therefore, the clock frequency of 100 MHz required period 10ns. It will need to create a clock with Rising Edge at $30ns/10ns = 3$ Clock.

Second, Counter signal 100 MHz (5 clock), which is generated to create SCLK signal, using the clock signal that the Rising Edge and Falling Edge are $t_{LS} = 50ns$ [5] as shown in Figure 8. SCLK signal, which must have a frequency of approximately 10 MHz, which is calculated from $f = 1/t = 1/(50ns+50ns) = 10$ MHz. Therefore, the clock frequency of 100 MHz required period 10ns. It will need to create a clock with Rising Edge at $50ns/10ns = 5$ Clock.

Third, Counter signal 100 MHz (18 clock), which is generated to create CDSCLK2 signal, using the clock signal that the Rising Edge is $t_{C2} = 10ns$ [5]. CDSCLK2 signal must appear before 4th Rising Edge of ADCCLK signal as shown in Figure 9. The period of the clock signal is ADCCLK signal frequency, 100 MHz (3 periods). So the final range of ADCCLK signal is $180ns/10ns = 18$ clocks.

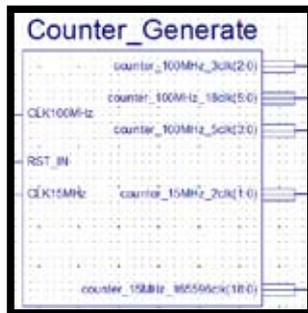


Figure 6. Counter Module.

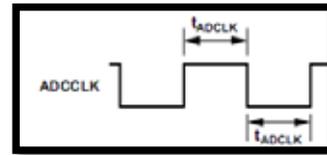


Figure 7. ADCCLK Signal ($t_{ADCCLK} = 30ns$) [5].

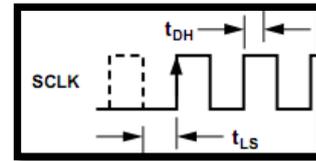


Figure 8. SCLK Signal ($t_{LS} = 50ns$) [5].

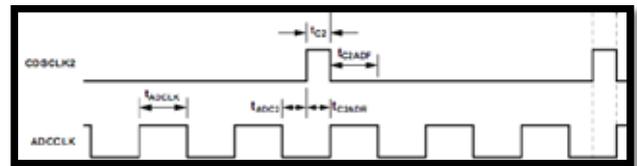


Figure 9. Period of CDSCLK2 Signal [5].

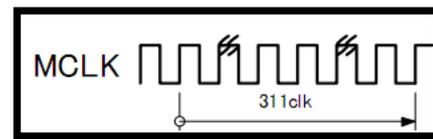


Figure 10. SCLK Signal (3.75 MHz) [4].

Then, Counter signal 15 MHz (2 clock), which is generated to create MCLK signal as shown in Figure 10. This signal requires 3.75 MHz [4] (period is 266.667ns). MCLK signal, which must have a frequency of approximately 15 MHz (period is 66.667ns). Then calculate the number of signals, $266.667ns/66.667ns = 4$ times, which will have period= $266.667ns$. Therefore, the clock frequency of 15 MHz required period 66.667ns. It will need to create a clock with Rising Edge at $(266.667/2ns)/66.667ns = 2$ Clock.

Finally, Counter signal 15 MHz (165,596 clock), which is created to make the SP signal as shown in Figure 11, the signal will be displayed when the MCLK signal is 4 clocks [5]. SP signal appears once again when the MCLK signal is $(5136x8) + 311 = 41,399$ clocks and MCLK signal divided into 4 sections. Counter module will have $41,399 \times 4 = 165,596$ clocks. Therefore, SP signal (4 clocks of MCLK signal) will be $4 \times 4 = 16$ clocks of the Counter module.

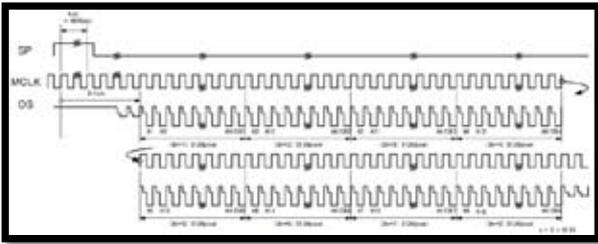


Figure 11. SP Signal and MCLK Signal [4].

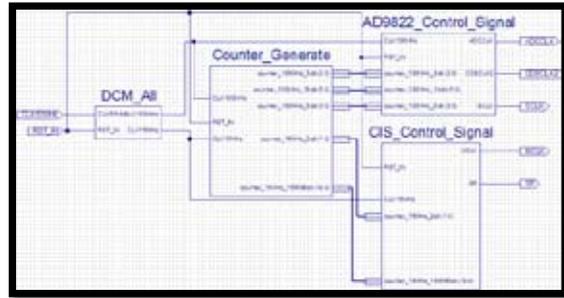


Figure 12. Overview of the entire system.

V. RESULTS AND DISCUSSION

All systems are shown in Figure 12, which has all signals following.

A. Results of generating ADCCLK Signal.

From the experimental results shown in Figure 13, the signal period is $ADCCLK\ 430ns - 370ns = 60ns$, which can calculate the frequency of the signal $1/60ns = 16.667\ MHz$. This frequency matches the results from the calculation before the experiments. The signal will appear after reset system.



Figure 13. Results of generating ADCCLK Signal.

B. Results of generating SCLK Signal.

From the experimental results shown in Figure 14, the signal period is $SCLK\ 470ns - 370ns = 100ns$, which can calculate the frequency of the signal $1/100ns = 10\ MHz$. This frequency matches the results from the calculation before the experiments. The signal will appear after reset system.

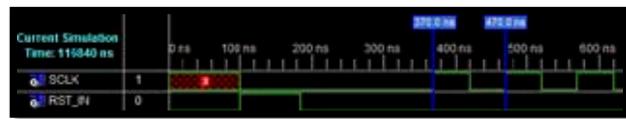


Figure 14. Results of generating SCLK Signal.

C. Results of generating CDSCLK2 Signal.

From the experimental results shown in Figure 15, the signal period is $CDSCLK2\ 550ns - 540ns = 10ns$. CDSCLK2 signal appear before Rising Edge of ADCCLK signal. This frequency matches the results from the calculation before the experiments. The signal will appear after reset system.



Figure 15. Results of generating CDSCLK2 Signal.

D. Results of generating MCLK Signal.

From the experimental results shown in Figure 16, the signal period is $MCLK\ 636.6ns - 370ns = 266.6ns$, which can calculate the frequency of the signal $1/266.6ns = 3.75\ MHz$. This frequency matches the results from the calculation before the experiments. The signal will appear after reset system.



Figure 16. Results of generating MCLK Signal.

E. Results of generating SP Signal.

From the experimental results shown in Figure 17, the results of the SP signal appears when signal MCLK signal over time to 4 clocks. Signal SP to be completed when Counter module is 16 clocks, or $'1000' = 16$ which matches the previous experimental was calculated as shown in Figure 18.

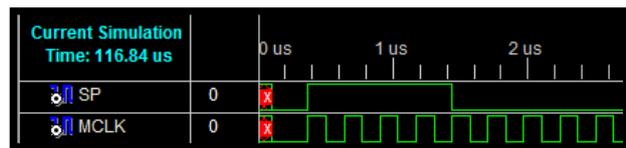


Figure 17. Results of generating SP Signal.

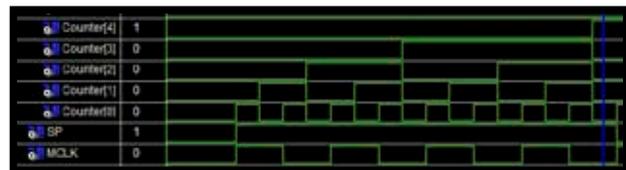


Figure 18. Number of Counter Module can count 16 clocks, which is the end of the SP Signal.

VI. CONCLUSION

To create signals by using the FPGA, can be create the Counter module in each different frequency. Starting from 50 MHz which is the main frequency. The signal will include a signal control sent to Contact Image Sensor (CIS), which comprises the MCLK signal and the SP signal. In order to save the data and signal control sent to the analog front-end consists of CDSCLK2 signal, ADCCLK signal, and SCLK signal to control the signal to read from the Contact Image Sensor (CIS). This research is the first phase of creating the signal control as shown in the Figure 19. In the next phase will bring the signal to send to an Contact Image Sensor (CIS) and Analog Front-End, store image data and sent it to FPGA for displaying the information on the computer screen.

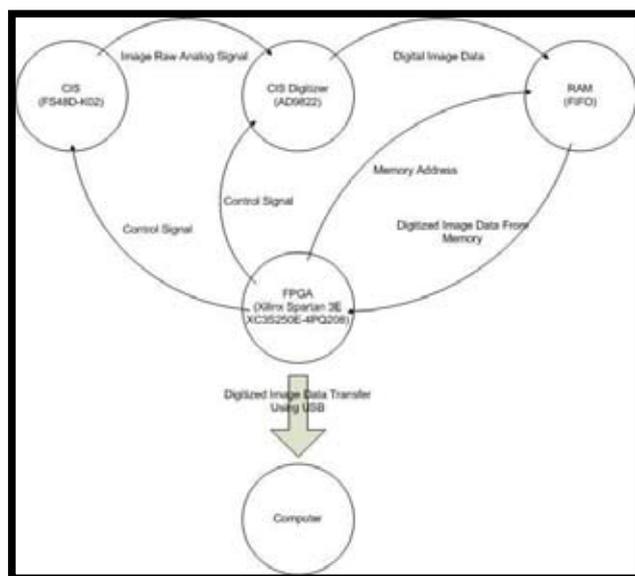


Figure 19. Overview of creating indirect x-ray detector.

ACKNOWLEDGMENT

The authors would like to thanks Assoc. Prof. Suranan Noimane, Assoc. Prof. Chuchart Pintavirooj, and Assoc. Prof. Manas Sangworasil.

REFERENCES

- [1] Akkapob Ngamlamiad, "Construction technique of line array X-ray detector using photo-transistor coated with X-ray phosphor," ISBN 9741516665, King Mongkut's Institute of Technology Ladkrabang, Bangkok, Thailand, 2005.
- [2] Thanate Angsuwatanakul, "X-ray image capturing system using phototransistor," Master Thesis, King Mongkut's Institute of Technology Ladkrabang, Bangkok, Thailand, 2007.
- [3] Chousak Jantaco, "Indirect X-ray Detector using Linear CCD Image Sensor," Master Thesis, King Mongkut's Institute of Technology Ladkrabang, Bangkok, Thailand, 2009.
- [4] Canon Components Inc, "Contact Image Sensor FS48D-K02," Product Info, Page 1-2, 2008.
- [5] Analog Devices, "Complete 14-Bit CCD/CIS Signal Processor AD9822," Inc., U.S.A., Page 1-18, 2005.
- [6] C. Jantaco, W. Iampa, C. Pintavirooj and M. Sangworasil, "Design and Construction of Linear Array X-Ray Detectors," The 3rd International Symposium on Biomedical Engineering (ISBME 2008), 2008.

ระบบการวิเคราะห์ภาวะหยุดหายใจขณะนอนหลับ Sleep Apnea Analysis System

อติก ตรีรัตนกิตติกุล ฐาณวัฒน์ พุ่มสวัสดิ์ ประจักษ์ แซ่อิว พระทีพัฒน์ ภาสบุตร พงษ์ศักดิ์ มหาโชคเลิศวัฒนา นิติการ นิ่มสุข
ณัฐพงศ์กร ภาวนะวิเชียร ณีฐาภากร ตรีรัตนกิตติกุล

ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้าและคอมพิวเตอร์ คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยธรรมศาสตร์ ศูนย์รังสิต
คลองหลวง ปทุมธานี 12121 Email: atique@mic-thailand.com

บทคัดย่อ

ในปัจจุบัน ภาวะการหยุดหายใจขณะนอนหลับได้จัดว่าเป็นอันตรายหนึ่งต่อสุขภาพ โดยเฉพาะต่อผู้สูงอายุและผู้อยู่ในวัยกลางคน วัตถุประสงค์หลักของบทความนี้คือ การอธิบายสาเหตุหลักของอาการนี้ และนำเสนอระบบการวิเคราะห์ ระบบนี้มีชื่อว่า Polysomnography ที่ทำการตรวจวัดสัญญาณไม่น้อยกว่า 20 สัญญาณ และทำการใช้สัญญาณที่ได้ทั้งหมดในการวิเคราะห์สถานะของการนอนอย่างมีประสิทธิภาพและอย่างแม่นยำ ผลวิเคราะห์ที่ได้สามารถนำไปวินิจฉัยต่อไปเพื่อหาสาเหตุของปัญหาได้

Abstract

Nowadays sleep apnea is considered a serious health threat especially for elderly and middle-aged people. The main objective of this paper is to describe the principal causes for this syndrome as well as present an analysis system. This system is known as polysomnography which measures no fewer than 20 signals and use them together to analyze the state of sleep effectively and accurately; the results can then be diagnosed further to identify the problem.

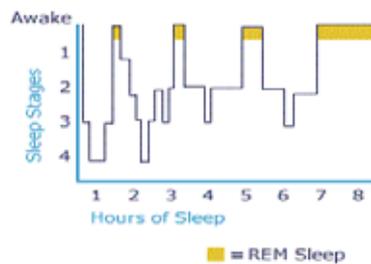
1. คำนำ

Sleep Apnea Syndrome คือ ภาวะการหยุดหายใจขณะนอนหลับซึ่งเป็นภาวะที่เกิดการอุดกั้นของทางเดินหายใจมาจนถึงขั้นก่อให้เกิดการหยุดหายใจครั้งละไม่ต่ำกว่า 10 วินาที เป็นช่วงๆขณะนอนหลับ ส่งผลให้เกิดอาการสมองตื่นช่วงขณะและปริมาณของออกซิเจนในเลือดต่ำลงอย่างต่อเนื่อง หากเกิดภาวะดังกล่าวอย่างสม่ำเสมอในทุกคืนของการนอนหลับจะส่งผลกระทบต่อร่างกาย อันทำให้มีความเสี่ยงต่อการก่อเกิดโรคต่างๆเป็น 2 เท่าของคนทั่วไป[1] เช่น โรคความดันโลหิตสูง โรคหลอดเลือดหัวใจ โรคหลอดเลือดสมอง และยังส่งผลกระทบต่ออาการเสื่อมสมรรถภาพทางเพศส่วนใหญ่แล้วผู้ที่ง่วงนอนกลางวันมากเกินไปมักจะมีสาเหตุนี้ร่วมด้วย ทาง การแพทย์มีการวินิจฉัย Sleep apnea จากลักษณะทั่วไปของผู้ป่วยเหล่านี้ที่ ส่วนใหญ่อยู่ในวัยกลางคนหรือวัยชรา กล่าวคือ มีอาการอ่อนเพลียและไม่สดชื่นในเวลากลางวัน ง่วงซึม อาจสัมพันธ์กับซึมเศร้าอารมณ์เปลี่ยนแปลง และนอนกลางวัน ผู้ป่วยมักจะ ไม่ทราบที่เกิดเหตุการณอะไรผิดปกติใน

ระหว่างนอนหลับ ดังนั้น จึงจำเป็นต้องมีระบบที่ช่วยในการวิเคราะห์สถานะของการนอน อันได้แก่ เครื่องตรวจการนอนหลับ (Polysomnography) อันจะทำการอธิบายต่อไป

2. รูปแบบของการนอนหลับ

การนอนหลับมีการเปลี่ยนแปลงทางสรีรวิทยาหลายอย่าง ได้แก่ การหายใจ การทำงานของหัวใจ ความตึงตัวของกล้ามเนื้อ อุณหภูมิ การหลั่งฮอร์โมน และความดันโลหิต โดยปกติเมื่อเข้านอนประมาณ 15 – 20 นาที จะเริ่มเคลิ้มหลับ รูปแบบการนอนจะแบ่งตามลักษณะของคลื่นสมองออกเป็น 2 ช่วง โดยที่ช่วงแรกเป็นช่วง Non Rapid Eye Movement (NREM) ซึ่งแบ่งเป็น 4 ระยะ เมื่อเริ่มหลับคลื่นสมองจะเป็น ระยะที่ 1 และหลับลึกลงเรื่อยๆผ่าน ระยะที่ 2 แล้วเข้าสู่ ระยะที่ 3 รวมทั้งหมดประมาณ 45 นาที ต่อมาจึงเข้าสู่ ระยะที่ 4 ซึ่งเป็นช่วงที่หลับลึกที่สุด หลังเข้าสู่ ระยะที่ 4 ประมาณ 45 นาที การนอนจะเข้าสู่ช่วงระยะ Rapid Eye Movement (REM) แล้วกลับสู่รูปแบบเดิมอีก ในแต่ละคืนจะเกิดวงจรเช่นนี้ 5 – 6 รอบ โดยในช่วงหลังๆ ระยะ REM จะนานขึ้น ระยะที่ 3 และ ระยะที่ 4 จะน้อยลง (รูปที่ 1)



รูปที่ 1 แสดงรูปแบบของวงจรการนอนหลับ[2]

2. ระบบการวิเคราะห์ภาวะหยุดหายใจขณะนอนหลับ

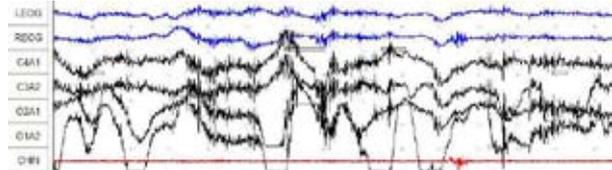
การวิเคราะห์ภาวะหยุดหายใจขณะนอนหลับสามารถทำได้โดยการวิเคราะห์สัญญาณต่างๆที่แสดงผลด้วยเครื่องตรวจการนอนหลับ (Polysomnography) โดยสามารถแยกสัญญาณออกมาเป็นสองส่วนที่สำคัญคือ ส่วนของการใช้สัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองเพื่อวิเคราะห์ระยะของการนอนหลับและส่วนของการใช้สัญญาณของระบบการหายใจเพื่อวิเคราะห์ชนิดของภาวะหยุดหายใจขณะหลับซึ่งมีรายละเอียดในการวิเคราะห์ดังต่อไปนี้

2.1 การวิเคราะห์ระยะของการนอนหลับในช่วงต่างๆ

ดังเห็นได้จากรูปที่ 1 วงจรของการนอนหลับประกอบด้วยช่วงที่ตื่นแล้วเริ่มหลับตื่นไปจนหลับลึกแล้ววนกลับมาเริ่มต้นใหม่ การสังเกตคลื่นสัญญาณไฟฟ้าที่ใช้ในการวิเคราะห์ระยะของการนอนหลับประกอบด้วยคลื่นไฟฟ้าสมอง สัญญาณการเคลื่อนไหวของลูกตา คลื่นสัญญาณจากกล้ามเนื้อคาง ทั้งสามส่วนนี้เมื่อนำมาวิเคราะห์ร่วมกันแล้วจะสามารถแยกระยะของการนอนหลับได้ดังนี้

2.1.1 ระยะตื่น

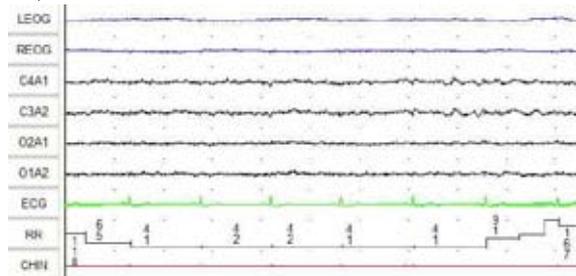
จากรูปที่ 2 ระยะตื่นในคลื่นไฟฟ้าสมอง (C4A1 C3A2 O2A1 O1A2) จะมีทั้งคลื่น Beta (ความถี่มากกว่า 13 Hz) และคลื่น Alpha (ความถี่ระหว่าง 8-13 Hz) โดยคลื่นสัญญาณจากกล้ามเนื้อคาง (CHIN) มีแอมพลิจูดสูงจากการหดตัวของกล้ามเนื้อคาง และมีความถี่ของสัญญาณการเคลื่อนไหวของลูกตา (LEOG REOG) โดยความถี่และแอมพลิจูดของคลื่นทั้งหมดดังกล่าวนี้จะลดลงเมื่อผู้เข้ารับการตรวจหยุดการเคลื่อนไหวและเริ่มง่วงนอน



รูปที่ 2 แสดงคลื่นสัญญาณไฟฟ้าที่เกิดขึ้นในระยะตื่น

2.1.2 ระยะการนอนหลับที่ 1

จากรูปที่ 3 ระยะการนอนหลับที่ 1 ในคลื่นไฟฟ้าสมอง (C4A1 C3A2 O2A1 O1A2) จะมีคลื่น Alpha ลดลงจนเหลือน้อยกว่า 50% ที่เหลือเปลี่ยนเป็นคลื่นความถี่ต่ำกว่า เช่นคลื่น Theta (ความถี่ระหว่าง 4-7 Hz) สัญญาณการเคลื่อนไหวของลูกตา (LEOG REOG) แสดงการเคลื่อนไหวของลูกตาอย่างช้าๆ

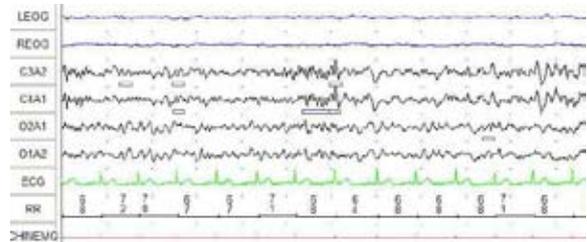


รูปที่ 3 แสดงคลื่นสัญญาณไฟฟ้าที่เกิดขึ้นในระยะการนอนหลับที่ 1

2.1.3 ระยะการนอนหลับที่ 2

จากรูปที่ 4 ระยะการนอนหลับที่ 2 ในคลื่นไฟฟ้าสมอง (C4A1 C3A2 O2A1 O1A2) จะมีคลื่น Theta มากขึ้น และคลื่น Alpha ลดลง ระยะการนอนหลับที่ 2 ถูกบ่งชี้โดย Sleep spindles (กลุ่มของคลื่นความถี่ 12-14 Hz เป็นกลุ่ม

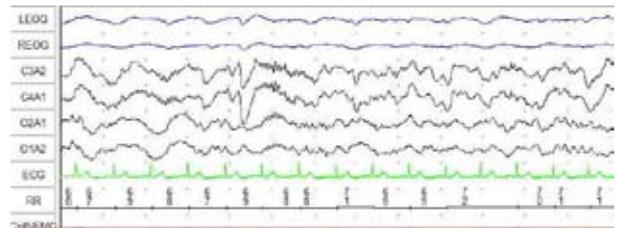
สั้นๆ) และ K-complex (คลื่นแหลมๆที่เป็นลบ ตามด้วยส่วนที่เป็นบวกอย่างช้าๆ) โดยคลื่นสัญญาณจากกล้ามเนื้อคาง (CHIN) และ สัญญาณการเคลื่อนไหวของลูกตา (LEOG REOG) อยู่นิ่ง



รูปที่ 4 แสดงคลื่นสัญญาณไฟฟ้าที่เกิดขึ้นในระยะการนอนหลับที่ 2

2.1.4 ระยะการนอนหลับที่ 3 และ 4

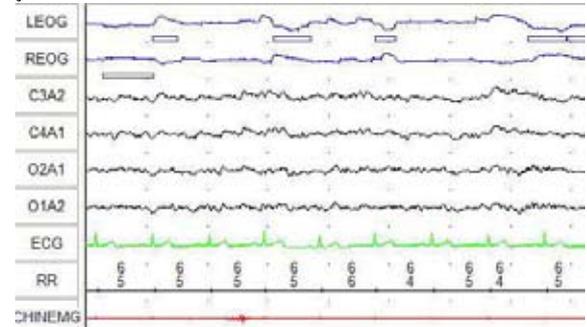
การวิเคราะห์ระยะการนอนหลับที่ 3 และ 4 ด้วยเครื่อง Polysomnography ในปัจจุบัน AASM[3] กำหนดให้วิเคราะห์ร่วมกันเป็นระยะ N3 จากรูปที่ 5 ระยะการนอนหลับที่ 3 และ 4 ในคลื่นไฟฟ้าสมอง (C4A1 C3A2 O2A1 O1A2) จะมีคลื่นแอมพลิจูดสูงคือ Delta (ความถี่น้อยกว่า 4 Hz) เกิดขึ้น



รูปที่ 5 แสดงคลื่นสัญญาณไฟฟ้าที่เกิดขึ้นในระยะการนอนหลับที่ 3 และ 4

2.1.5 ระยะ REM (Rapid Eye Movement)

จากรูปที่ 6 ระยะ REM ในคลื่นไฟฟ้าสมอง (C4A1 C3A2 O2A1 O1A2) จะเป็นคลื่นความถี่ผสมและมีความต่างศักย์ต่ำคล้ายคลึงการนอนหลับระยะที่ 1 โดยอาจจะมีคลื่นลักษณะเหมือนฟันเลื่อย เกิดขึ้นก่อนหรือพร้อมกับสัญญาณการเคลื่อนไหวของลูกตา (LEOG REOG) ที่มีการเคลื่อนไหวของลูกตาอย่างรวดเร็ว



รูปที่ 6 แสดงคลื่นสัญญาณไฟฟ้าที่เกิดขึ้นในระยะ REM

2.2 การวิเคราะห์สัญญาณของการหายใจเพื่อแยกชนิดของภาวะหยุดหายใจขณะนอนหลับ

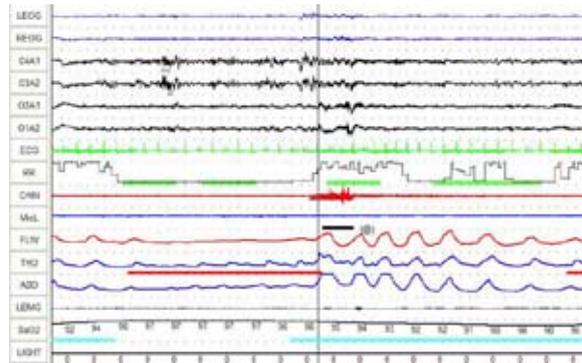
การวิเคราะห์สัญญาณของการหายใจจำเป็นต้องใช้สัญญาณจากส่วนต่างๆ ของร่างกายดังต่อไปนี้

- สัญญาณของลมหายใจ
- สัญญาณการเคลื่อนไหวของทรวงอก
- สัญญาณการเคลื่อนไหวของหน้าท้อง
- เปอร์เซนส์ของความอิ่มตัวออกซิเจนในเลือด

สัญญาณที่เกี่ยวข้องกับการหายใจทั้งหมดที่ได้ยกตัวอย่างมานี้ จำเป็นต้องนำมาใช้ในการวิเคราะห์ร่วมกัน จึงจะทำให้ทราบว่าได้เกิดภาวะหยุดหายใจขณะนอนหลับแล้ว ตัวอย่างเช่น เมื่อเริ่มเกิดภาวะหยุดหายใจขณะนอนหลับ สัญญาณของลมหายใจจะลดลงจนเรียบไปนานกว่า 10 วินาทีและสัญญาณการเคลื่อนไหวของทรวงอกกับสัญญาณการเคลื่อนไหวของหน้าท้องลดลงบางส่วนหลังจากนั้นเปอร์เซนส์ของความอิ่มตัวออกซิเจนในเลือดจะลดลงตามมาเสมอเพราะเมื่อร่างกายไม่สามารถนำพาออกซิเจนเข้าไปได้จึงทำให้ความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดลดลง เมื่อพบสัญญาณที่ได้กล่าวมานี้ แสดงให้เห็นว่ามีการเกิดภาวะหยุดหายใจขณะหลับขึ้นแล้ว โดยปกติแล้วคนทั่วไปมีการหายใจอย่างสม่ำเสมอในขณะที่ตื่นเพราะสมองมีการตื่นตัวกลั่นเนื้อทุกส่วนทำงานตามปกติ เมื่อเรานอนหลับ สมองและร่างกายเริ่มมีการผ่อนคลายกลั่นเนื้อทุกส่วนทำงานลดน้อยลง รวมทั้งกลั่นเนื้อหายใจ ทำให้หายใจไม่สม่ำเสมอในขณะที่หลับ เมื่อมีภาวะอุดกั้นของทางเดินหายใจ จนถึงกับหยุดหายใจช่วงระยะเวลา[4]ที่มีช่วงเวลานานกว่า 10 วินาที และหยุดหายใจเป็นร้อย ๆ ครั้งต่อคืน ร่วมกับมีภาวะขาดออกซิเจนในแต่ละคืนขณะหลับ ทำให้สมองต้องคอยปลุกตัวเองให้ตื่นอยู่เสมอ พอจะหลับลึกก็มีการหายใจก็เริ่มขัดข้องอีก ต้องคอยปลุกให้ตื่นตัวอยู่ตลอดเป็นอย่างนี้ซ้ำแล้วซ้ำอีกตลอดทั้งคืน เป็นผลให้เกิดปัญหาการนอนหลับเรื้อรังสะสม ความผิดปกติของการหายใจในการตรวจการนอนหลับมีอยู่ 4 ชนิดดังนี้

2.2.1 Obstructive apnea

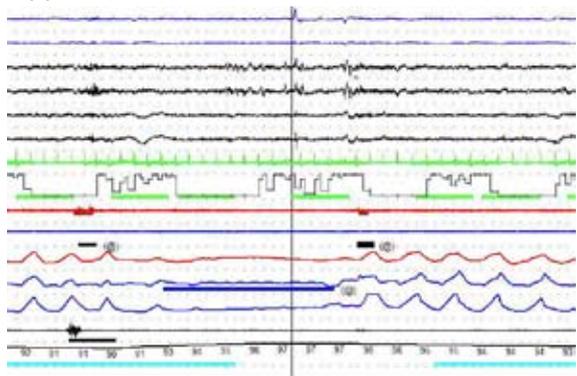
Obstructive apnea เป็นภาวะหยุดหายใจขณะนอนหลับที่เกิดจากการอุดกั้นทางเดินหายใจ ซึ่งสังเกตได้จากสัญญาณของลมหายใจที่เรียบไปเกินกว่า 10 วินาที แล้วหลังจากนั้นเกิดภาวะสมองตื่นชั่วขณะ (Arousal) และออกซิเจนลดต่ำลง 3% ในขณะที่มีการพยายามหายใจเข้า โดยสังเกตได้จากสัญญาณการเคลื่อนไหวของทรวงอกและหน้าท้องที่มีการขยับขึ้นและลงเพื่อพยายามหายใจเข้าเป็นจังหวะ จากรูปที่ 7 สังเกตจากสัญญาณ FLW เส้นสีแดงเรียบและสัญญาณ THO และ ABD เส้นสีน้ำเงินก็เรียบด้วย



รูปที่ 7 แสดงภาวะหยุดหายใจขณะหลับแบบ Obstructive apnea

2.2.2 Central apnea

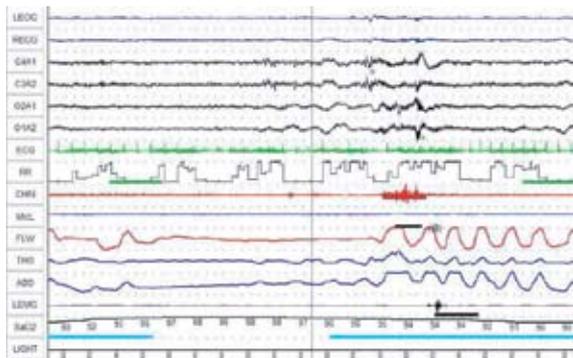
Central apnea เป็นภาวะหยุดหายใจโดยไม่มีกรพยายามหายใจเข้า ลมหายใจ เข้า-ออก หยุดลงเกินกว่า 10 วินาที และไม่มีสัญญาณแสดงถึงการพยายามหายใจหลังจากนั้นเกิดภาวะสมองตื่นชั่วขณะ (Arousal) และออกซิเจนลดต่ำลง 3% สาเหตุมักเกิดจากพยาธิสภาพในระบบประสาทส่วนกลาง จากรูปที่ 8 สังเกตจากสัญญาณ FLW เส้นสีแดงเรียบและสัญญาณ THO และ ABD เส้นสีน้ำเงินก็เรียบด้วย



รูปที่ 8 แสดงภาวะหยุดหายใจขณะหลับแบบ Central apnea

2.2.3 Mixed apnea

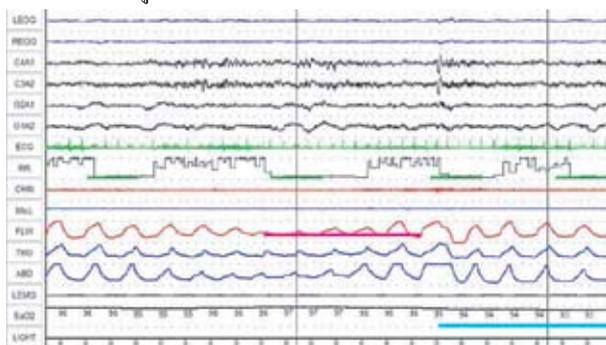
Mixed apnea เป็นภาวะหยุดหายใจที่ในช่วงแรกไม่มีการพยายามหายใจเข้า (central apnea) แต่ในช่วงหลังมีการพยายามหายใจเข้า (obstructive apnea) ลมหายใจ เข้า-ออก หยุดลงเกินกว่า 10 วินาที หลังจากนั้นเกิดภาวะสมองตื่นชั่วขณะ (Arousal) และออกซิเจนลดต่ำลง 3% จากรูปที่ 9 สังเกตจากสัญญาณ FLW เส้นสีแดงเรียบและสัญญาณ THO และ ABD เส้นสีน้ำเงินก็เรียบในช่วงประมาณ 5 วินาทีแรกจากนั้นสัญญาณ THO และ ABD ก็ขยับต่ออีกประมาณ 5 วินาที



รูปที่ 9 แสดงภาวะหยุดหายใจขณะหลับแบบ Mixed apnea

2.2.4 Hypopnea

นอกจากภาวะหยุดหายใจทั้ง 3 แบบแล้วยังมีการหายใจที่ลมหายใจเข้าออกเบาลงกว่าครั้งหนึ่งของ ปริมาตรลมหายใจหรือความสูงของสัญญาณลมหายใจปกติและมีความอืดตัวของออกซิเจนลดลงตามมาอย่างน้อย 3% ก็ถือว่ามีอาการผิดปกติของการหายใจเช่นกัน[5] จากรูปที่ 10 สังเกตจากสัญญาณ FLW เส้นสีแดงมีแอมพลิจูดลดต่ำลง 50% แต่สัญญาณ THO และ ABD เส้นสีน้ำเงินยังขยับอยู่ต่อเนื่อง



รูปที่ 10 แสดงภาวะผิดปกติขณะหลับของการหายใจแบบ Hypopnea

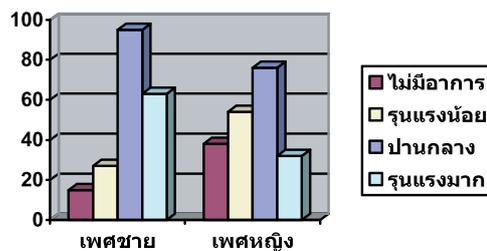
ในปัจจุบันได้มีการแบ่งระดับความรุนแรงของภาวะหยุดหายใจขณะหลับ (Obstructive Sleep Apnea Syndrome) ตามความถี่เฉลี่ยของ AHI หรือ RDI ดังนี้[6]

- RDI ระหว่าง 5-14 ครั้ง/ชั่วโมง = รุนแรงน้อย
- RDI ระหว่าง 15-30 ครั้ง/ชั่วโมง = รุนแรงปานกลาง
- RDI มากกว่า 30 ครั้ง/ชั่วโมง = รุนแรงมาก

3. ผลการประเมินผู้ป่วย

จากการทดลองการตรวจการนอนหลับกับผู้ป่วยที่มีความเสี่ยงต่อโรคหยุดหายใจขณะหลับจำนวน 400 คน พบว่ามีผู้ป่วยที่เป็นโรคหยุดหายใจขณะหลับ (มีค่า RDI มากกว่า 5 ครั้งต่อชั่วโมง) 347 คน แบ่งเป็นเพศชาย 185 คน และเพศหญิง 162 คน โดยแยกตามระดับความรุนแรงของภาวะหยุดหายใจ

ขณะนอนหลับได้ดังนี้ กลุ่มที่ไม่มีอาการ เพศชาย 15 คน เพศหญิง 38 คน กลุ่มที่มีอาการรุนแรงน้อย เพศชาย 27 คน เพศหญิง 54 คน กลุ่มที่มีอาการรุนแรงปานกลาง เพศชาย 95 คน เพศหญิง 76 คน กลุ่มที่มีอาการรุนแรงมาก เพศชาย 63 คน เพศหญิง 32 คน



รูปที่ 11 แสดงการเปรียบเทียบความรุนแรงของภาวะหยุดหายใจขณะนอนหลับในเพศชายและเพศหญิง

4. สรุป

การใช้เครื่อง Polysomnography เพื่อวิเคราะห์ความรุนแรงของภาวะหยุดหายใจขณะหลับนั้นเป็นวิธีการตรวจที่ได้ผลและเชื่อถือได้เพราะสามารถแยกแยะการวิเคราะห์ได้ทั้งวงจรการนอนหลับในระยะเวลาต่างๆซึ่งทำให้มั่นใจได้ว่าผู้ที่เข้ารับการตรวจหลับอยู่จริงและสามารถวิเคราะห์ระบบการหายใจระหว่างการนอนหลับเพื่อตรวจวัดภาวะหยุดหายใจขณะหลับ โดยที่การใช้เครื่อง Polysomnography เพื่อวิเคราะห์ความรุนแรงของภาวะหยุดหายใจขณะหลับนี้เป็นเพียงส่วนหนึ่งของการใช้สัญญาณทางไฟฟ้าเพื่อวิเคราะห์โรคที่เกี่ยวกับ Sleep disorder ซึ่งอันที่จริงแล้วทางการแพทย์ยังสามารถใช้ประโยชน์จากเครื่อง Polysomnography เพื่อวิเคราะห์โรคอื่นๆที่เกี่ยวข้องกับการนอนหลับได้อีกมากมาย เช่น การทดสอบมาตรฐานสำหรับประเมินความง่วงเชิงสรีรวิทยาและการเกิดขึ้นของการนอนหลับในช่วงกลางวัน หรือในทางกลับกันมีการทดสอบความสามารถในการดำรงสภาพการตื่น ซึ่งปัจจุบันยังไม่นิยมตรวจในประเทศไทยเท่ากับการตรวจวัดภาวะหยุดหายใจขณะหลับ

5. กิตติกรรมประกาศ

- ขอขอบพระคุณอาจารย์ทุกท่านจากสาขาวิชาวิศวกรรมไฟฟ้าและคอมพิวเตอร์ คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยธรรมศาสตร์ ศูนย์รังสิต ที่ให้การสนับสนุนและให้คำปรึกษาในการทำทความนี้จนสำเร็จลุล่วงไปได้ด้วยดี
- ขอขอบพระคุณ บริษัท เมดิคอลอินเทนซีฟแคร์ จำกัด และ บริษัท แมคพลัส จำกัด ที่ให้การสนับสนุนด้านข้อมูลเกี่ยวกับเนื้อหาในบทความนี้

เอกสารอ้างอิง

- [1] Shahar E Whitney CW Redline S Lee ET Newman AB Nieto J *et al.* for the Sleep Heart Health Study Research Group. *Sleep-disordered breathing and cardiovascular disease. Cross-sectional results of the Sleep Heart Health Study.* Am J Respir Crit Care Med 2001
- [2] ชัยรัตน์ นิรันดร์รัตน์ วันเพ็ญ หวังวิวัฒน์เจริญ การนอนกรนและกลุ่มอาการหยุดหายใจขณะหลับจากการอุดกั้น พีบี ฟอเรน นู้กเซนเตอร์ กรุงเทพมหานคร 2543
- [3] Conrad Iber MD Sonia Ancoli-Israel PhD Andrew L. Chesson Jr. MD and Stuart F. Quan MD for the American Academy of Sleep Medicine *The AASM Manual for the Scoring of Sleep and Associated Events* WestchesterIL 2007
- [4] Deegan PC McNicholas WT *Predictive value of clinical features for the obstructive sleep apnoea syndrome.* Eur Respir J 1996
- [5] Gould GA Whyte KF Rhind GB Airlie MA Catteroll JR Shapiro CM *et al.* *The sleep hypopnea syndrome.* Am Rev Respir Dis 1988
- [6] Report of a Task Force of the American Academy of sleep Medicine. *Sleep-related breathing disorder in adults : recommendations for syndrome definition and measurement techniques in clinical research.* Sleep 1999

ผลกระทบที่เกิดกับประชากรไทยจากภาวะการนอนหลับผิดปกติ

Effect of Sleep Disorder on Thai people

อชิต ตรีรัตนกิตติกุล¹, ประจักษ์ แซ่อิว¹, ฐาณวัฒน์ พุ่มสวัสดิ์¹, นิดิการ นิมสุข¹, พงษ์ศักดิ์ มหาโชคเลิศวัฒนา¹, พระพิพัฒน์ ภาสนบุตร¹,
ณัฐพงศ์ ภาวนะวิเชียร², ณัฐฐาทร ตรีรัตนกิตติกุล³

¹ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้าและคอมพิวเตอร์ คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยธรรมศาสตร์ ศูนย์รังสิต

คลองหลวง ปทุมธานี 12121 Email: atique@mic-thailand.com

²ศูนย์โรคระบบการหายใจ โรงพยาบาลวิภาวดี

จตุจักร กรุงเทพฯ 10900 Email: nata@neo-techsys.com

³ บริษัท แมคพลัส จำกัด

คลองเตย กรุงเทพฯ 10110 Email: nattakorn@mic-thailand.com

บทคัดย่อ

บทความนี้กล่าวเกี่ยวกับปัจจัยของการนอนหลับที่มีผลกระทบต่อเศรษฐกิจและสังคมของประเทศไทย โดยแสดงให้เห็นถึงระดับความเสี่ยงและผลกระทบของผู้ที่นอนกรน จากภาวะโรคการหยุดหายใจขณะนอนหลับที่มีสาเหตุจากภาวะทางเดินหายใจอุดกั้น Obstructive Sleep Apnea (OSA) รวมไปถึงความพร้อมในการรองรับการตรวจวินิจฉัย จากผลการวิจัยพบว่าภาวะโรคการหยุดหายใจขณะนอนหลับ ทั้งในระดับรุนแรงน้อย ปานกลาง และรุนแรงมาก ส่งผลกระทบต่อการดำเนินชีวิตประจำวันทำให้ประสิทธิภาพในการทำงานลดลง โดยเกิดขึ้นจากสาเหตุหลักดังนี้ ระดับสมาธิที่ลดลง (เฉลี่ยร้อยละ 60) ง่วงนอนมากขณะตื่นและขับรถ (เฉลี่ยร้อยละ 58) ปวดหัว (เฉลี่ยร้อยละ 55) และความตึงเครียด (เฉลี่ยร้อยละ 42.5) ซึ่งอาจเป็นผลร้ายต่อสุขภาพของผู้ป่วยหรืออาจเกิดอุบัติเหตุได้ ในปัจจุบันคนไทยกว่าหนึ่งล้านคนได้รับผลกระทบจาก การหยุดหายใจขณะนอนหลับ ที่มีสาเหตุจากภาวะทางเดินหายใจอุดกั้น ซึ่งส่งผลกระทบต่อสุขภาพเศรษฐกิจและสังคมของประเทศไทยอย่างมีนัย

Abstract

This paper shows how individual sleep-related factors may affect the economy and society of Thailand. The risks associated with obstructive sleep apnea (OSA) are explored, in addition, the diagnostic test is considered. According to the research results, OSA in all level of risks (mild, moderate, severe) might adversely affect to the quality of life and also decreased the job performance. Furthermore, the main causes are the lower concentration (average 60 percent), very sleepy while driving and got up (average 58 percent), the headache (average 55 percent), including the stress (average 42.5 percent), which may harm patient's health or

cause an accident. Nowadays over one million Thai people suffer from the OSA, which significantly effects Thai economy and society.

1. คำนำ

สภาพเศรษฐกิจของประเทศไทยในปัจจุบันมีการแข่งขันกันเพิ่มมากขึ้นทำให้ประชากรในประเทศต้องแข่งขันกันทำงานเพื่อให้ได้มาซึ่งผลทางธุรกิจและทางสังคม ทำให้เกิดความเหนื่อยล้าจากการทำงานเป็นอย่างมาก ดังนั้นการนอนหลับจึงเป็นการพักผ่อนที่ดีที่สุดหลังจากได้ใช้ร่างกายส่วนต่าง ๆ ทำงานกันอย่างเต็มที่แล้ว ช่วยให้ร่างกายได้ซ่อมแซมส่วนที่สึกหรอ กล้ามเนื้อมีการผ่อนคลาย สมองได้มีเวลาว่างเว้นที่ไม่ต้องทำงานหนักขณะตื่นระบบต่าง ๆ ของร่างกายมีเวลาปรับตัวเตรียมไว้สำหรับในเวลาตื่นทำให้มีสุขภาพที่ดีทั้งกายและใจส่วนการนอนหลับที่ไม่เพียงพอนั้นก็ก่อให้เกิดผลที่ตรงกันข้าม ทำให้ร่างกายไม่มีเวลาเพียงพอที่จะฟื้นตัว สมองและกล้ามเนื้อต่าง ๆ ไม่ได้มีการพักผ่อน ซึ่งอาจจะก่อให้เกิดอาการมีศีรษะปวดศีรษะ อ่อนเพลีย เหนื่อยล้า สมาธิลดลง และเกิดโรคร้ายไข้เจ็บต่าง ๆ ได้ง่ายขึ้น

นอกจากปัจจัยเรื่องเวลาในการนอนหลับพักผ่อนที่เพียงพอแล้ว ปัจจุบันได้มีการพบปัญหาเรื่องความคิดผิดปกติขณะนอนหลับสืบเนื่องมาจากอาการนอนกรนที่มีผลกระทบต่อคุณภาพในการนอน ซึ่งมีสาเหตุส่วนใหญ่มาจากโรคอ้วนหรือภาวะที่มีน้ำหนักเกินมากกว่าปกติ เป็นโรคที่พบได้บ่อยเพิ่มขึ้นในประชากรชาวไทยจากเดิมที่มีเมื่อประมาณ 30 กว่าปีที่แล้วคนไทยมีปัญหาเรื่องขาดสารอาหารเป็นปัญหาทางโภชนาการที่สำคัญ ปัจจุบันประเทศไทยมีการพัฒนาขึ้นปัญหาการขาดสารอาหารก็พบน้อยลงเรื่อยๆ แต่กลับพบปัญหาของการบริโภคอาหารที่เพิ่มขึ้นทั้งในเด็กและผู้ใหญ่ นอกจากนี้การเกิด

ความเปลี่ยนแปลงของสังคม ที่แต่เดิมเป็นสังคมเกษตรกรรมที่คนไทยต้องใช้แรงงานในการทำงานเป็นหลักมาเป็นการใช้แรงงานน้อยลง จึงก่อให้เกิดปัญหาของกรรมมีน้ำหนักมากเกินปกติ รวมถึงโรคอ้วนตามมาทั้งในเด็กและผู้ใหญ่ นอกจากนี้โรคอ้วนแล้วการนอนกรนก็อาจเกิดในคนผอมได้เช่นเดียวกัน รวมถึง การสูบบุหรี่ ไซยานอนหลับ ฯลฯ

การนอนกรนอาจเป็นสาเหตุต่อการเป็นโรคต่าง ๆ มากมาย โดยส่วนใหญ่เกิดจากความผิดปกติจากการนอนกรนที่มีกรหุดหายใจขณะหลับร่วมด้วยการนอนกรนนั้นสามารถแบ่งแยกออกได้เป็น 3 กลุ่มใหญ่ ๆ [1] คือ 1) การนอนกรนธรรมดาที่ไม่มีกรหุดหายใจซึ่งไม่มีอาการง่วงนอนมากผิดปกติ ตนกกลางวัน 2) การนอนกรนที่มีอาการง่วงนอนมากผิดปกติตอนกลางวัน แต่ไม่มีอาการหุดหายใจขณะหลับ และ 3) การนอนกรนที่มีอาการหุดหายใจขณะหลับร่วมด้วย โดยมีการศึกษาจากผลวิจัยในต่างประเทศพบว่า ร้อยละ 4 ของประชากรทั่วโลก [2] กำลังเผชิญกับปัญหานี้โดยที่การนอนกรนที่มีอาการหุดหายใจร่วมด้วยนับเป็นต้นเหตุของปัญหาสุขภาพมากมาย โดยจากการวิจัยต่างๆ พบว่า โรคร้ายแรงหลายชนิดมีสาเหตุมาจากการนอนกรนชนิดนี้ เช่น โรคหัวใจ (Cardio Vascular Disease) [3] ความดันโลหิตสูง (Hypertension) [4] โรคสมองขาดเลือด (Stroke) [5] อัมพฤกษ์อัมพาต (Cerebrovascular Accident) ฯลฯ รวมถึงอาจมีความเกี่ยวข้องไปถึงการขาดสมรรถภาพทางเพศของเพศชายอีกด้วย [6]

ภาวะหุดหายใจขณะนอนหลับจากการอุดกั้น เป็นโรคที่สามารถรักษาได้ แต่มีงานวิจัยเชิงสถิติที่แสดงให้เห็นว่า หนึ่งในสามของคนทั่วไปคิดเพียงว่าเป็นแค่อาการกรนธรรมดา ซึ่งโดยความเป็นจริงแล้วการกรนเป็นหนึ่งในปัจจัยหลักก่อให้เกิด โรคการหุดหายใจจากภาวะทางเดินหายใจถูกอุดกั้นขณะนอนหลับ ในขณะที่เกือบ 2 ใน 3 รู้สึกว่าการกรนเป็นเพียงแค่ความไม่สะดวกสบายเล็กน้อย ไม่จำเป็นต้องจัดการอะไร [7] การศึกษานี้สะท้อนให้เห็นถึงความจำเป็นในการให้ความรู้เกี่ยวกับ ภาวะการหุดหายใจขณะนอนหลับจากการอุดกั้นและความคิดปกตินั้นๆ ด้านการนอนซึ่งไม่ได้รับความสนใจอย่างจริงจังจากผู้ที่มีภาวะเสี่ยง รวมถึงผู้ที่ทำหน้าที่ดูแลสุขภาพของประชาชนส่วนใหญ่ ปัญหาเรื่องภาวะหุดหายใจขณะนอนหลับจากการอุดกั้นส่งผลกระทบต่อประสิทธิภาพการทำงาน และ คุณภาพชีวิตของประชากรไทยเป็นอย่างมากในปัจจุบัน ซึ่งส่งผลกระทบต่อเนื่องไปถึงในแง่เศรษฐกิจและสังคม

2. หลักการ

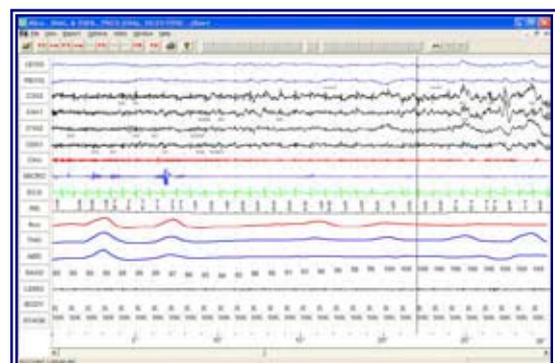
จากสถิติจำนวนประชากรไทยปี 2553 ทั้งหมด 67.1 ล้านคนแบ่งเป็นเพศชาย 32.9 ล้านคน เพศหญิง 34.1 ล้านคน [8] การคำนวณจากผลการวิจัยจากต่างประเทศพบว่า ผู้ชายวัยกลางคนร้อยละ 4.1-7.5 และ ผู้หญิงวัยกลางคน

ร้อยละ 2.1-3.2 ในเอเชียมีภาวะ โรคการหุดหายใจจากภาวะทางเดินหายใจถูกอุดกั้นขณะนอนหลับ [9] ดังนั้น ประเทศไทยจะมีผู้ที่มีภาวะ โรคการหุดหายใจจากภาวะทางเดินหายใจถูกอุดกั้นขณะนอนหลับแบ่งเป็นเพศชายวัยกลางคนเป็นจำนวน 1,348,900 คน ถึง 2,467,500 คน และ เพศหญิงวัยกลางคนเป็นจำนวน 716,100 คน ถึง 1,091,200 คน ซึ่งจะทำให้ประเทศไทยมีผู้ที่มีภาวะ โรคการหุดหายใจ เฉพาะที่อยู่ในวัยกลางคน หรือ วัยทำงานอยู่ในช่วง 2,065,000 คน ถึง 3,558,700 คน

มีการประเมินว่าร้อยละ 80-90 ของผู้ที่มีภาวะการนอนที่ผิดปกติที่ไม่ได้รับการวินิจฉัยโรค แม้ว่า อาการปรากฏชัดเจน [10] การวินิจฉัยภาวะ โรคการหุดหายใจ อาจมีเหตุผลหลายประการที่ขัดขวางการนอนหลับจึง อาจต้องอาศัยวิธีการตรวจหลายอย่าง เช่น Polysomnography (รูปที่1) เป็นการตรวจที่บันทึกการทำงานของร่างกายหลายอย่างขณะที่หลับอยู่ เช่น กระแสไฟฟ้าในสมอง การเคลื่อนไหวของตา กิจกรรมของกล้ามเนื้อต่างๆ อัตราการเต้นของหัวใจการหายใจ การไหลเวียนของอากาศ และระดับออกซิเจนในเลือด แล้วประมวลการวินิจฉัยตลอดจนการบ่งชี้ความรุนแรงเพื่อแบ่งแยกระดับความรุนแรง (รูปที่2)



รูปที่ 1 แสดงการตรวจวินิจฉัยด้วยเครื่อง Polysomnography



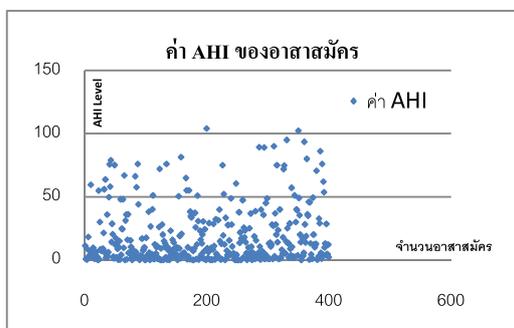
รูปที่ 2 แสดงรูปสัญญาณที่ใช้ประมวลผลการนอนหลับ เช่น สัญญาณสมอง การไหลเวียนของอากาศ การเคลื่อนไหวของกล้ามเนื้อ ฯลฯ

ตารางที่ 1 การกำหนดขนาดกลุ่มตัวอย่างของ Tay Chiengchee, 1987 แสดงระดับความน่าเชื่อถือ/จำนวนการสุ่มตัวอย่าง ต่อ กลุ่มประชากร

จำนวนประชากร	ระดับความน่าเชื่อถือ ร้อยละ 95
1,000,000	384
50,000,000	384

คณะวิจัยจึงสุ่มตัวอย่างโดยอาศัยตารางกำหนดขนาดกลุ่มตัวอย่างของ Tay Chiengchee[11][ตารางที่ 1]คัดเลือกอาสาสมัครทั้งชายและหญิงจำนวน 400 คนที่อยู่ในวัยทำงาน และ นอนกรนอยู่เป็นประจำมาตรวจวินิจฉัยด้วยเครื่อง Polysomnography เพื่อวิเคราะห์อาการและแบ่งแยกระดับความรุนแรงของภาวะโรคการหยุดหายใจจากภาวะทางเดินหายใจอุดกั้นขณะนอนหลับ (ถ้ามีข้อบ่งชี้) รวมถึงบันทึกผลกระทบเวลากลางวันต่อภาวะโรคการหยุดหายใจในกลุ่มที่มีความรุนแรงระดับเดียวกัน เช่น ง่วงนอนในเวลากลางวัน ประสิทธิภาพในการทำงาน ระดับของสมาธิ เกิดอาการเกร็ง ภาวะเศร้าซึม สมรรถภาพทางเพศ ประสิทธิภาพของการเรียนรู้และความจำ อาการหลับในขณะอยู่ที่ทำงานหรือรู้สึกง่วงขณะขับรถ เป็นต้น

3. วิธีการวิจัยและผลที่ได้

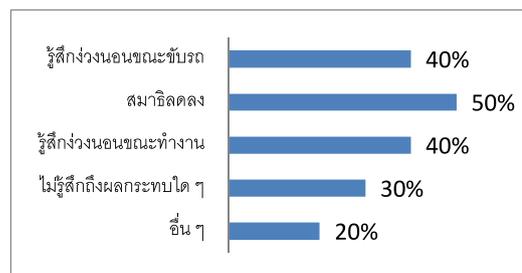


รูปที่ 3 กราฟการแบ่งระดับความรุนแรงโดยแสดงผล AHI ของอาสาสมัครจำนวน 400 คน (แกนนอน) และ ระดับความรุนแรงของ ภาวะโรคการหยุดหายใจ โดยดูจากระดับ Apnea Hypopnea Index (AHI) ของอาสาสมัครแต่ละคน (แกนตั้ง)

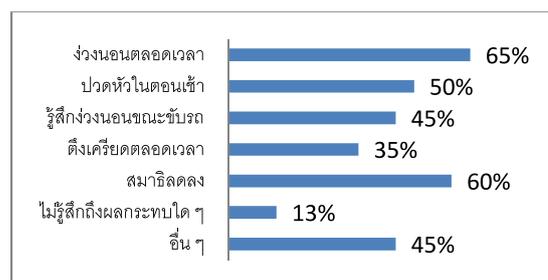
คณะวิจัยได้แบ่งอาสาสมัครที่มีภาวะทางเดินหายใจอุดกั้นขณะนอนหลับ แบ่งตาม ลักษณะความรุนแรงของอาการ โดยดูจากค่าความถี่ของภาวะทางเดินหายใจอุดกั้นขณะนอนหลับหรือค่า AHI (Apnea-Hypopnea Index) ซึ่งแบ่งได้ 3 ระดับ [12] ดังนี้

- ระดับความรุนแรงน้อย AHI น้อยกว่า 15 ครั้ง ต่อ ชั่วโมง
- ระดับความรุนแรงปานกลาง AHI อยู่ระหว่าง 15 ถึง 30 ครั้ง ต่อ ชั่วโมง
- ระดับความรุนแรงมาก AHI มากกว่า 30 ครั้ง ต่อ ชั่วโมง

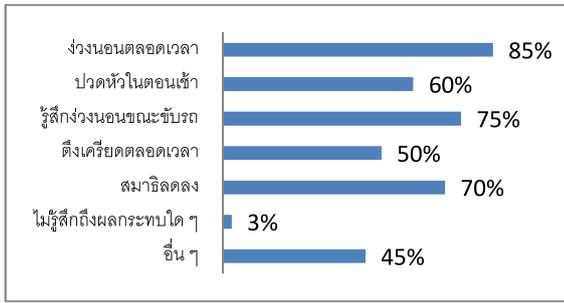
จากผลการวิจัย[รูปที่3]พบว่าอาสาสมัครที่มีระดับความรุนแรงน้อยมีค่า AHI น้อยกว่า 15 ครั้งต่อชั่วโมง มีจำนวน 256 คน คิดเป็นร้อยละ 64 ความรุนแรงปานกลางมีค่า AHI อยู่ระหว่าง 15-30 ครั้ง ต่อ ชั่วโมงมีจำนวน 60 คน คิดเป็นร้อยละ 15 ความรุนแรงมากมีค่า AHI มากกว่า 30 ครั้ง ต่อ ชั่วโมงจำนวน 84 คน คิดเป็นร้อยละ 21



รูปที่ 4 ผลกระทบในเวลากลางวันของผู้ที่มีทางเดินหายใจอุดกั้นขณะนอนหลับในระดับความรุนแรงน้อยจำนวน 256 คน



รูปที่ 5 ผลกระทบต่อผู้ที่มีทางเดินหายใจอุดกั้นขณะนอนหลับในระดับความรุนแรงปานกลางจำนวน 60 คน



รูปที่ 6 ผลกระทบต่อผู้ที่มีทางเดินหายใจถูกอุดกั้นขณะนอนหลับในระดับความรุนแรงมากจำนวน 84 คน

ผลการวิจัย [จากรูปที่ 4] พบว่าผลกระทบที่มากที่สุดในเวลากลางวันของอาสาสมัครส่วนใหญ่ที่มีระดับความรุนแรงของอาการน้อย คือ ระดับสมาธิลดลงร้อยละ 50 ตามด้วยรู้สึกง่วงนอนขณะทำงานและขณะขับรถร้อยละ 40 ไม่รู้สึกถึงผลกระทบร้อยละ 30 และอื่น ๆ เช่น คอแห้งตอนตื่นนอน ผลอหลับ เป็นต้น

ผลการวิจัย [จากรูปที่ 5] พบว่าผลกระทบที่มากที่สุดในเวลากลางวันของอาสาสมัครส่วนใหญ่ที่มีระดับความรุนแรงของอาการปานกลางคือ ง่วงนอนตลอดเวลา ร้อยละ 65 ตามด้วยระดับสมาธิลดลง ร้อยละ 60 ปวดหัวในตอนเช้า ร้อยละ 50 รู้สึกง่วงนอนขณะขับรถ และ อาการอื่น ๆ (เช่น ผลอหลับขณะทำงาน ความจำสั้น (สควีซิม) ร้อยละ 45 ภาวะเครียด ร้อยละ 35 ไม่รู้สึกถึงผลกระทบใด ๆ เพียงร้อยละ 13

ผลการวิจัย [จากรูปที่ 6] พบว่าผลกระทบที่มากที่สุดในเวลากลางวันของอาสาสมัครส่วนใหญ่ที่มีระดับความรุนแรงของอาการปานกลาง คือ ง่วงนอนตลอดเวลา ร้อยละ 85 ตามด้วย ง่วงนอนขณะขับรถ ร้อยละ 75 ระดับสมาธิลดลง ร้อยละ 70 ปวดหัวในตอนเช้า ร้อยละ 60 ภาวะเครียด ร้อยละ 50 อาการอื่น ๆ (เช่น ผลอหลับขณะทำงาน ความจำสั้น (สควีซิม) ร้อยละ 45 ภาวะเครียด ไม่รู้สึกถึงผลกระทบใด ๆ เพียงร้อยละ 3 เท่านั้น

4. วิเคราะห์และสรุป

จากการวิจัยนี้พบว่าภาวะโรคหยุดหายใจขณะนอนหลับในทุกระดับความรุนแรงส่งผลกระทบต่ออาสาสมัครจำนวน 400 คน โดยมีระดับสมาธิลดลง (เฉลี่ยร้อยละ 60) ง่วงนอนมากขณะตื่นและขับรถ (เฉลี่ยร้อยละ 58) ปวดหัว (เฉลี่ยร้อยละ 55) รวมถึงความตึงเครียด (เฉลี่ยร้อยละ 42.5) อาการอื่น ๆ (เฉลี่ยร้อยละ 36.6) จากผลการวิจัยแสดงให้เห็นถึงผลกระทบในเวลากลางวัน โดยจะเกิดมากขึ้นตามระดับของความรุนแรง

ของอาการ ผลที่เกิดขึ้นจะกระทบต่อการดำเนินชีวิตประจำวันรวมถึงการทำงานของคนจำนวนมากหลายล้านคน เพราะหากพิจารณาเฉพาะการคำนวณจากผลการวิจัยจากต่างประเทศพบว่าประเทศไทยมีผู้ที่มี ภาวะโรคการหยุดหายใจ เฉพาะที่อยู่ในวัยกลางคนหรือวัยทำงานอยู่ในช่วง 2,065,000 คน ถึง 3,558,700 คน คณะผู้วิจัยเชื่อว่าผู้ที่มีภาวะโรคการหยุดหายใจ มากกว่าตัวเลขนี้มากหากนับรวมประชากรทั้งประเทศและจะส่งผลกระทบต่อเศรษฐกิจและสังคมขึ้นมากเนื่องจากผู้ป่วยที่มีภาวะโรคหยุดหายใจจะมีแนวโน้มที่จะทำงานได้ไม่เต็มที่ สาเหตุอื่นเนื่องมาจากจะมีอาการง่วงมากในเวลากลางวัน (excessive daytime sleepiness) และมีแนวโน้มที่จะเกิดอุบัติเหตุในท้องถนนเนื่องจากการผลอหลับในขณะขับรถ โดยเฉพาะอุบัติเหตุของผู้ที่ทำงานในส่วนของโรงงานอุตสาหกรรม มีโอกาสที่จะเกิดขึ้นได้ง่ายกว่าเมื่อเทียบกับผู้คนปกติ เนื่องจากมีระดับของสมาธิลดลงขณะทำงานกับเครื่องจักรกล นอกจากนี้ยังพบว่าผู้ป่วยที่มีภาวะหยุดหายใจขณะหลับนั้นมีอัตราเสี่ยงสูงที่จะเป็นโรคอื่น ๆ หลายโรค ได้แก่ โรคความดันโลหิตสูง กล้ามเนื้อหัวใจตายเฉียบพลันจากการขาดเลือด ภาวะหัวใจเต้นผิดจังหวะ โรคของหลอดเลือดในสมอง ตลอดจนจนการมีสมรรถภาพทางเพศที่เสื่อมลง ผู้ป่วยที่มีอาการนอนกรนอย่างเดียวโดยไม่มีภาวะหยุดหายใจขณะหลับร่วมด้วยนั้น ถึงแม้ไม่มีผลกระทบมากนักต่อสุขภาพของตนเอง แต่มีผลกระทบต่อสังคมและคุณภาพชีวิตของผู้อื่น โดยเฉพาะกับคู่นอน บุคคลอื่น ๆ ในครอบครัว เพื่อนบ้านและเพื่อนร่วมงาน เช่น ทำให้ผู้อื่นนอนหลับยาก หรืออาจมากจนกระทั่งมีผลกระทบ คือ ความสัมพันธ์ระหว่างบุคคลดังกล่าวได้ เช่น อาจทำให้เกิดการหย่าร้างของคู่สามีภรรยา ดังนั้นผู้ที่มีอาการนอนกรนรวมถึงภาวะหยุดหายใจขณะหลับจำเป็นต้องได้รับการตรวจวินิจฉัย และได้รับการรักษาที่ถูกต้องเหมาะสม ทว่าภาวะทางเดินหายใจถูกอุดกั้นขณะนอนหลับยังเป็น ภาวะที่ยังไม่ได้รับการใส่ใจจากผู้ที่มีภาวะเสี่ยง และ ผู้ที่เสี่ยงเกี่ยวข้องกับสุขภาพของประชากรไทย รวมถึงจำนวนโรงพยาบาล สถานบริการพยาบาลที่มีบุคลากรผู้เชี่ยวชาญ และ เครื่องมือในการตรวจวินิจฉัยยังมีไม่เพียงพอ และ ตรวจได้ครั้งละ 1 คนต่อคืนเท่านั้น เมื่อเทียบกับผู้ที่มีภาวะเสี่ยงซึ่งมีอยู่เป็นล้าน ๆ คนในขณะนี้ จากการค้นหาข้อมูลของคณะวิจัยในขณะนี้ทำให้ทราบว่า มีโรงพยาบาล และ สถานบริการพยาบาลที่มีการให้บริการการตรวจวินิจฉัยนั้นอยู่ไม่เกิน 50 แห่งซึ่งยังไม่เพียงพอต่อการรองรับจำนวนผู้ป่วยเหล่านี้

5. กิตติกรรมประกาศ

ขอขอบพระคุณอาสาสมัครที่เข้ารับการตรวจวินิจฉัยทั้ง 400 ท่าน รวมถึงบริษัท เมคคอด อินเทนซีฟแคร์ จำกัด และบริษัท แมคพลัส จำกัด ที่ให้ความอนุเคราะห์สถานที่ และ เครื่อง Polysomnography ในการตรวจวินิจฉัยการนอนหลับมาเป็นอย่างสูงมาก ทั้งนี้

เอกสารอ้างอิง

- [1] Professor Chairat Nirunrat , Snoring & Obstructive sleep apnea syndrome.1 st ed. Bangkok 2000 April ; 176
- [2] ENT Perspective , Paraya Assanasen , MD., Wish Banhiran , M.D., Choakchai , Surgical Treatment of Snoring and Obstructive Sleep Apnea Metheetrairut,M.d.(http://www.rcot.org/pdf/679-83_Specilssue_paraya.pdf)
- [3] Br Med J (Clin Res Ed). 1987 January 3; 294(6563): 16–19.
- [4] Gislason T,Benediktsdottir B,Bjornsson jk,et al. Snoring,hypertension and the sleep apnea syndrome.An epidemiology survey of middle aged woman.Chest 1993;103:1147-51
- [5]Gawaz M, Neumann FL, et al. Platelet function in acute myocardial infarction treated with direct angioplasty. Circulation 1996;93:229-39.
- [6] หนังสือพิมพ์ไทยโพสต์ (<http://www.thaihealth.or.th/node/8351>) 15 มี.ค.2009.
- [7] Based on results of study of 2,513 people conducted by Philips Royal Electronics in the UK, USA, the Netherlands, Germany and Japan announced , introduces an intelligent sleep therapy system to treat a common sleep disorder: Obstructive Sleep Apnea on May 18, 2009
- [8]สำนักงานสถิติแห่งชาติ ข้อมูลสถิติ ; จำนวนประชากร (มี.ค. 53) <http://www.nso.go.th/>
- [9] Obstructive Sleep Apnea in Asia, Lam B; Lam DC; Ip MS, Department of Medicine, Queen Mary Hospital, University of Hong Kong Snoring as a risk factor for ischaemic heart disease and stroke in men (<http://bremedi.com/documents/34.html>)
- [10] American Family Physician, Treating Obstructive Sleep Apnea Improves Essential Hypertension and Quality of Life , January 15, 2002 (<http://www.aafp.org/afp/20020115/229.html>)
- [11] Journal of Measurement and Research in Education , Volume 21 Number 1 May 2006
- [12] นายแพทย์สิทธิ์เทพ ธนกิจจารุ , ภาวะหายใจอุดกั้น....ขณะนอนหลับ วิทยุทรูจลสาร ฉบับที่ 35 ประจำเดือน กันยายน - ธันวาคม 2549

Medical Expert System for Acute Abdominal Pain

Watcharachai Wiriyasuttiwong¹ Sanguansak Rerksupphol² Walita Narkbuakeaw³ Somphop Rodamporn¹

¹Faculty of Engineering, Srinakharinwirot University, Nakhonnayok 26120, Thailand. Email: watch@swu.ac.th

²Faculty of Medicine, Srinakharinwirot University, Nakhonnayok 26120, Thailand. E-mail: sanguansak_r@hotmail.com

³National Electronics and Computer Technology Center, Patumthani 12120, Thailand. E-mail: mrwalita@yahoo.com

Abstract— This paper presents the design and development of a medical expert system (MES) for acute abdominal pain. This system is developed for support to knowledge manipulating and inferencing. The inference mechanism of this system use interactive forward chaining technique. The knowledge base is defined as IF-THEN rule which is performed in tree structure. This system is designed to interact with user in question form, and it can support to multimedia information. The structure of this system consists of inference engine, knowledge base, user interface unit, knowledge management unit, explanation module and working memory. This medical expert system is developed by Borland c++ language on Windows XP system. Finally this system is applied to general diagnosis for checking the accuracy. The testing result of this system is found that the designed medical expert system provides reasonable diagnosis when it is compared with diagnosis of physicians.

I. INTRODUCTION

The medical informatics technology for emulation of human reasoning process and human expert problem solving is expert system. In literature survey, we found that MYCIN [6] is expert system for diagnose/remedy bacterial infections. PUFF [8] for diagnose lung disease, ANGY assists physicians in diagnosing the narrowing of coronary vessels by identifying and isolating coronary vessels in angiograms., BABY aids clinicians by monitoring patients in a newborn intensive care unit (NICU), MECS-AI helps physicians make diagnoses and suggest treatments for cardiovascular and thyroid diseases, PIP assists physicians by taking the history of the present illness of a patient with edema, WHEEZE diagnoses the presence and severity of lung disease by interpreting measurements of pulmonary function tests, NEOMYCIN helps physicians diagnose and treat patients with meningitis and similar diseases, MED1 helps physicians diagnose diseases associated with chest pain, GUIDON for instruct in bacterial infections, and HEME helps physicians diagnose hematologic diseases. From these researches, we found that benefit to public

health. However the medical and public health in Thailand is based on the assumption that fundamental of public health is the heart of public health development. The important goal is population which can take care themselves, and they can learn and understand self-care, disease protection, and healing. But there is not enough staff of health for advice to population, so this is an important problem for country development. So this research presents design and development of medical expert system for acute abdominal pain. It is an alternative way for support to public health of country, and this system help to develop the medical expert system.

II. MEDICAL EXPERT SYSTEM DESIGN

The process for design and development of medical expert system in this research is called knowledge engineering, which can be shown in figure (1). Knowledge engineer is a person who search knowledge source, design and select development tools, develop, testing and adjust for using in practical. The process of design system can describe in following: medical knowledge acquisition, design of medical expert system architecture, medical knowledge base design, user interface design and medical expert system development.

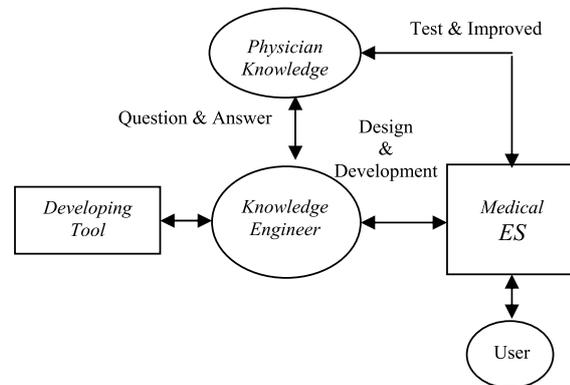


Figure 1. Design and Development Process for the Medical Expert System

A. Medical Knowledge Acquisition

Knowledge acquisition is process of acquiring, organizing and studying knowledge. In this research the knowledge is acquired from a physician ; Sanguansak Rerksuppaphol MD. in HRH Maha Chakri Sirindhorn Medical Center, Faculty of Medicine, Srinakharinwirot University

This knowledge can be divided by important fact into five groups: Right lower quadrant abdominal pain, Right upper quadrant abdominal pain, Left upper quadrant abdominal pain, Left lower quadrant abdominal pain, and Un- or poor localized pain in children as Table 1-5.

Table 1. Right Lower Quadrant Abdominal Pain

Symptoms	Diseases
Right lower quadrant abdominal pain, sharp pain; tenderness and rebound tenderness at McBurney's point (the point over the right side of the abdomen that is one-third of the distance from the anterior superior iliac spine to the umbilicus (the belly button)); tender at right side on rectal examination; complete blood counts (CBC) reveal neutrophilia and/or the presentation of white blood cells in urine	Acute Appendicitis or Meckel's diverticulitis
Peri-umbilical abdominal pain; radiated pain to right lower quadrant of abdomen; tenderness and rebound tenderness at McBurney's point	Acute Appendicitis or Meckel's diverticulitis
Right lower quadrant abdominal pain; colicky or sharp pain; Concomitant or antecedent upper respiratory tract infection; tenderness; no rebound tenderness; CBC reveals lymphocytosis	Mesenteric lymphadenitis
Right lower quadrant abdominal pain; colicky pain; pain or burning with urination and/or cloudy or bloody urine; presentation of white blood cells in urine	Urinary tract infection
Sexually active-age women; absence of the menstrual period (Amenorrhoea); positive for urine pregnancy test; right lower abdominal pain; colicky or sharp pain; tenderness and rebound tenderness	Ectopic pregnancy
Sexually active-age women; lower abdominal pain during menstrual period; colicky or sharp pain; normal menstrual period; negative for urine pregnancy test	Dysmenorrhea

Table 1. Continue

Symptoms	Diseases
Lower abdominal pain, colicky or sharp pain; diarrhea and/ or nausea, vomiting	Gastroenteritis
Sexually active-age women; lower abdominal pain during the middle menstrual period (during an ovulation); colicky or sharp pain; normal menstrual period; negative for urine pregnancy test; no abnormal leucorrhea (whitish or yellowish vaginal discharge)	Mittelschmerz syndrome
Sexually active-age women; lower abdominal tenderness; colicky or sharp pain; negative for urine pregnancy test; vaginal discharge or abnormal leucorrhea; high body temperature; elevated erythrocyte sedimentation rate (ESR) and/or C-reactive protein level; White blood cells on saline wet mount of vaginal secretion	Pelvic inflammatory disease
Infant or young children; previously healthy infant with sudden onset of colicky abdominal pain with vomiting; paroxysms of pain occur 10-20 minutes apart; appears completely well between the episodes of abdominal pain; red currant jelly stools or test positive for occult blood; a vertically oriented mass (may be palpable); the abdomen is soft and nontender early but eventually becomes distended and tender	Intussusception
Infant or young children; colicky abdominal pain; watery or mucous stool	Gastroenteritis
Right lower quadrant (RLQ) abdominal pain; colicky or dull aching pain; hardness of stool; strains excessively in order to defecate; infrequent bowel movements (<3 times per week); no fever; no or mild vomiting; no jaundice; no abdominal mass; no tenderness; Have a feeling of incomplete evacuation after having a bowel movement	Constipation

Table 2. Right Upper Quadrant Abdominal Pain

Symptoms	Diseases
Right upper quadrant (RUQ) abdominal pain (often radiated to the tip of the right scapula); colicky pain; jaundice; hepatomegaly; nausea and vomiting; fever; tenderness in the RUQ or epigastric region, often with guarding or rebound; palpable gallbladder or fullness of the RUQ; positive for Murphy sign (tenderness and an inspiratory pause elicited during palpation of the RUQ)	Cholecystitis
Right upper quadrant (RUQ) abdominal pain; colicky pain; jaundice; hepatomegaly; a palpable mass in the right upper quadrant; no fever	Choledochal cyst
Right upper quadrant (RUQ) abdominal pain; colicky pain; no jaundice; hepatomegaly; a palpable mass in the right upper quadrant; no fever	Choledochal cyst
Right upper quadrant (RUQ) abdominal pain; colicky or sharp pain; jaundice; no or mild hepatomegaly; no palpable mass in the right upper quadrant; fever; normal color-stool	Hepatitis
Right upper quadrant (RUQ) abdominal pain; colicky or sharp pain; jaundice; no or mild hepatomegaly; pale stools, dark urine, pruritus	Biliary tract obstruction
Epigastric pain or right upper quadrant pain radiating through, rather than around, to the back; nausea and/or vomiting; fever sharp pain; no jaundice; no hepatomegaly; history of previous abdominal injury or URI for 1-2 weeks; abnormal high levels of serum amylase and/or lipase; leukocytosis	Pancreatitis
Epigastric pain or right upper quadrant pain; colicky or sharp pain; no jaundice; no hepatomegaly; no abdominal mass; pain associated with meals or awakens with pain at night; no or mild tenderness; normal results of laboratory investigation	Peptic ulcer diseases
Right upper quadrant (RUQ) abdominal pain; sharp pain; no jaundice; no hepatomegaly; no abdominal mass; no tenderness; fever; cough; increase respiratory rate; capitation at lower chest	RLL Pneumonia
Right upper quadrant abdominal pain; frank pain; colicky or sharp pain; fever; flank or costovertebral angle (CVA) tenderness; cloudy or bloody urine or presentation of WBC in urine	Right Pyelonephritis

Table 3. Left Upper Quadrant Abdominal Pain

Symptoms	Diseases
Epigastric pain or left upper quadrant pain; colicky or sharp pain; no jaundice; no hepatomegaly; no abdominal mass; pain associated with meals or awakens with pain at night; no or mild tenderness; normal results of laboratory investigation	Peptic ulcer diseases
Left upper quadrant abdominal pain; frank pain; colicky or sharp pain; fever; flank or costovertebral angle (CVA) tenderness; cloudy or bloody urine or presentation of WBC in urine	Left Pyelonephritis
Left upper quadrant (RUQ) abdominal pain; sharp pain; no jaundice; no hepatomegaly; no abdominal mass; no tenderness; fever; cough; increase respiratory rate; capitation at lower chest	Left lower lobe pneumonia

Table 4. Left Lower Quadrant Abdominal Pain

Symptoms	Diseases
Left lower quadrant (LLQ) abdominal pain; colicky or dull aching pain; hardness of stool; strains excessively in order to defecate; infrequent bowel movements (<3 times per week); no fever; no or mild vomiting; no jaundice; no abdominal mass; no tenderness; Have a feeling of incomplete evacuation after having a bowel movement	Constipation
Sexually active-age women; absence of the menstrual period (Amenorrhoea); positive for urine pregnancy test; lower abdominal pain; colicky or sharp pain; tenderness and rebound tenderness	Ectopic pregnancy
Colicky and intermittent abdominal pain; abdominal distension; nausea and vomiting; bilious or fecal vomiting; constipation; previous of abdominal surgery	Band adhesion
Infant or young children; previously healthy infant with sudden onset of colicky abdominal pain with vomiting; paroxysms of pain occur 10-20 minutes apart; appears completely well between the episodes of abdominal pain; red currant jelly stools or test positive for occult blood; a vertically oriented mass (may be palpable); the abdomen is soft and nontender early but eventually becomes distended and tender	Intussusception

Table 4. Continue

Symptoms	Diseases
Colicky abdominal pain; vomiting; abdominal tenderness; Palpable purpura, particularly on the buttocks and legs; arthralgia; subcutaneous edema	Henoch-Schonlein purpura
Colicky and intermittent abdominal pain; abdominal distension; nausea and vomiting; bilious or fecal vomiting; constipation	Intestinal obstruction
Infant aged < 3 month-old; an otherwise healthy baby cries or screams frequently and for extended periods without any discernible reason; normal feeding; normal weight gain; no constipation; no diarrhea; no or mild vomiting; no jaundice; no hepatomegaly; no abdominal mass; no abdominal tenderness	Infantile colic

Table 5. Un- or Poor Localized Pain in Children

Symptoms	Diseases
Un- or poor localized or mid-abdominal pain; mild abdominal pain (not disturb normal activity); non-progressive pain; associated with low grade fever or rhinorrhea or sore throat or mild headache or vomiting or diarrhea; no jaundice; no hepatomegaly; no abdominal mass	Acute viral syndrome or Gastroenteritis

B. Design of Medical Expert System Architecture

The system contains six components which are knowledge base, inference engine, user interface unit, explanation module, knowledge management unit, and working memory. It is shown in figure 2. For this system is defined for support to manage the knowledge such as creating and editing facts/rules of physicians as shown in figure 3 and 4. So this system can help physicians for creating, updating and editing the knowledge every times. Because the system has accuracy and automatic engine for inference, so the efficiency of system is depended on knowledge of medical human expert. This knowledge is imported to the system, and the accuracy of system is depended on its.

C. Medical Knowledge Base Design

In this research uses IF-THEN rule-based knowledge representation and it consists of rulebase as shown on table 6. The rule can be defined as IF p_i THEN c_i , and we define p_i as premise and c_i as conclusion of rule. For the

relationship between each rule can be displayed in rule-tree structure. This structure consists of root node for starting rule, intermediate node for intermediate rule, terminal node for conclusion rule, and link for relation description. The algorithm for transforming rule base to rule-tree structure can be done by scanning all rules in knowledge base for finding the linkage of rule relations, which is shown in figure 5.

D. User Interface Design

Generally physician will question the patient about chief complaint and other symptoms. He will diagnose body of patient, and he will send the patient to laboratory for careful diagnosis. However this research dose not considers the result from laboratory. So when we consider the process for diagnosis of physician, we will find three important components. These components are problems of patient, data, and diagnosis. The diagnosis is important condition for indication of accuracy. So design of inference engine of expert system which must consider the process for diagnosis of physician, it is shown in figure 6. The inference engine of this expert system is interactive forward chaining inference as shown in figure 7. It uses facts of symptom and indication of disease for definition direction of inference.

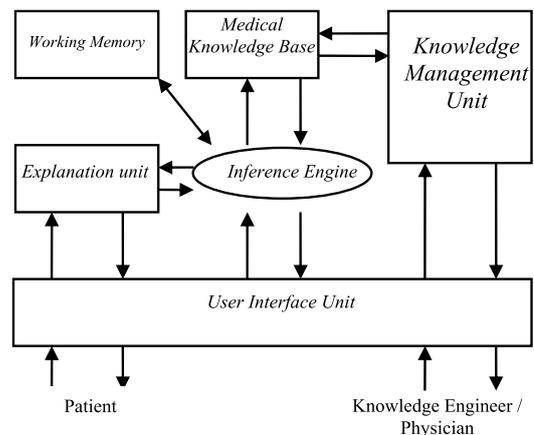


Figure 2. Architecture of the Medical Expert System

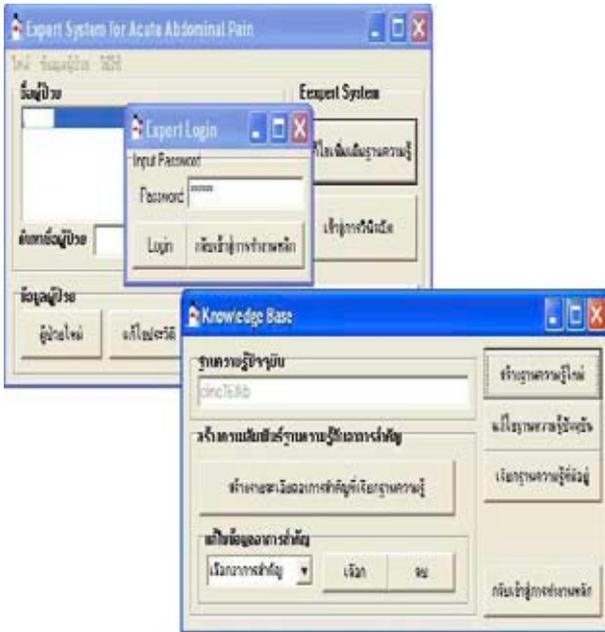


Figure 3. Knowledge Management Mode

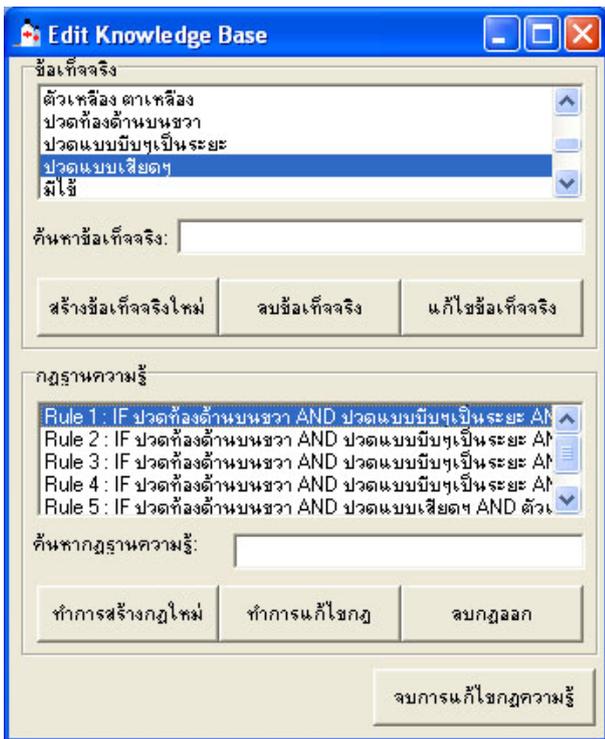


Figure 4. Knowledge Base Editor

Table 6. IF-THEN Rulebase

Rule No.	IF-THEN Rules
1	IF p_1 THEN c_1
2	IF p_2 THEN c_2
·	·
·	·
·	·
n	IF p_n THEN c_n

E. Medical Expert System Development

In this research uses Borland c++ language as tool for development. This system works on Window XP Operating System, and CPU is Pentium IV. This expert system contains two main sections, which are knowledge base editing and diagnosis sections. For diagnosis is started to the system asking user about important symptoms. Next the system will ask the patient about additional symptoms. Finally the system will show the result of diagnosis and advice for the patient. It is shown in figures 8, 9 and 10. Additionally the system can record the history of patients's data.

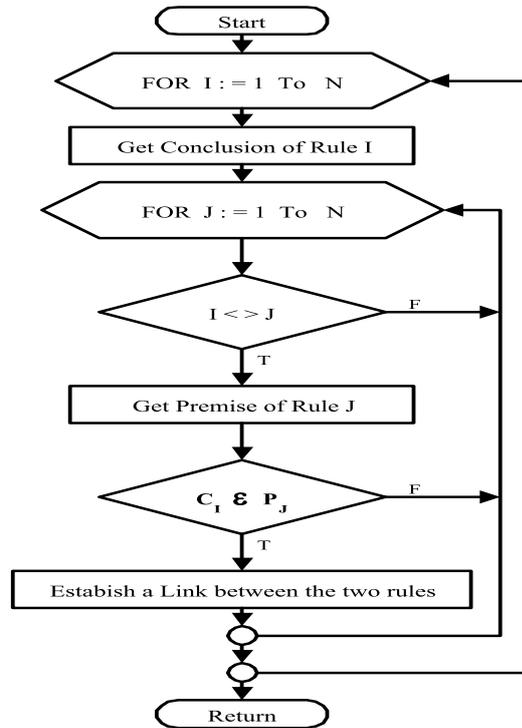


Figure 5. Tree Structure Representation Process

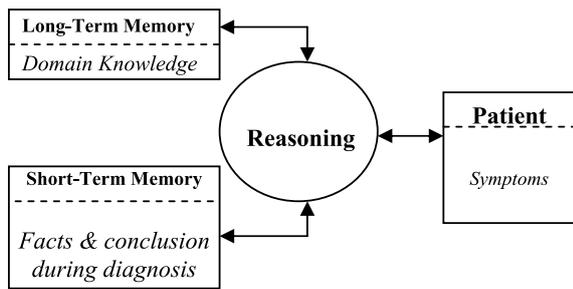


Figure 6. Diagnosis Process of Physicians

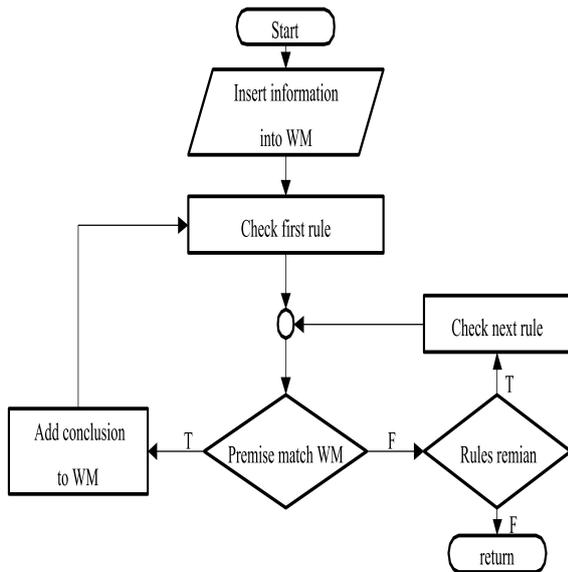


Figure 7. Interactive Forward Chaining Mechanism



Figure 8. The Medical ES for Acute Abdominal Pain

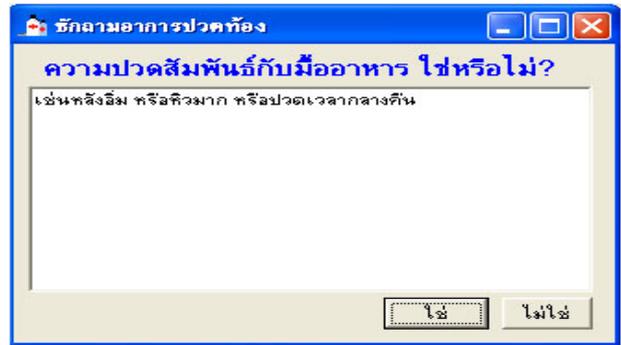


Figure 9. Diagnosis Process of the Medical ES

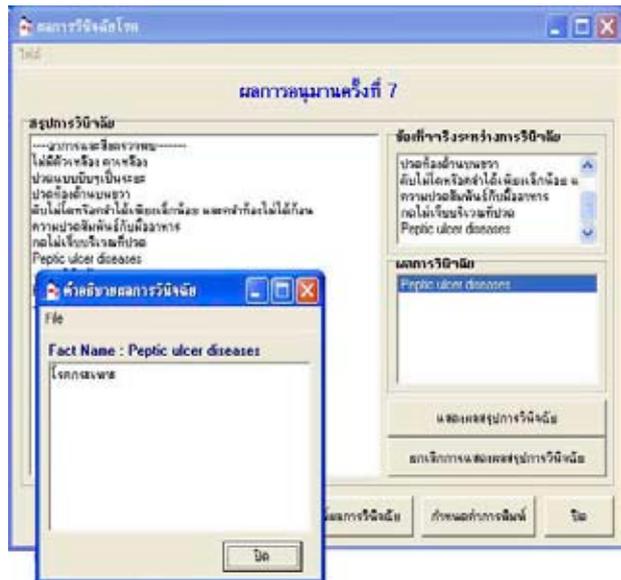


Figure 10. Diagnosis Result of the Medical ES

III. EXPERIMENT AND RESULT

After the system is developed, it must require for testing the accuracy. So this research defines the method for checking by comparison between system and physician diagnosis. For this testing, we divide the process for testing into two sections. They are alpha test (α -Test) and beta test (β -Test). We use alpha test for testing and improving, and we use beta test for evaluating.

A. Alpha Test

This section the system is tested by physicians and knowledge engineers. The objective of this testing is system improvement before using in practical. This testing are unit test and system test which consists of two elements. They are process for debugging the operation of system by knowledge engineer, and process for checking the knowledge of diagnosis by physicians.

B. Beta Test

This testing is acceptance test which used for evaluation the performance of the medical expert system. The method of evaluation is comparison between the diagnosis result of system and the diagnosis result from OPD cards of physicians (34 acute abdominal pain cases). The results from the test indicates that the designed medical expert system provides reasonable diagnosis.

IV. CONCLUSION

The testing result of the medical expert system for acute abdominal pain is found that the system gave satisfactory evaluation for the patients about 34 persons, when it is compared with diagnosis of physicians. Although the accuracy of knowledge for diagnosis is important variable for indicating the accuracy of system, but the data is imported by patient that have a many effect. This effect is occurred from the confusion or hesitation of patient. So the medical expert system requires the natural language processing for user interfacing and the method for resolving the uncertain data such as fuzzy logic or certainty factor. For the experiment in this research we compare the result between system and a physician in each case. So if we use physicians, who are more than one person, for each case, and we use a group of medical expert humans to diagnose the patient then the medical expert system is completely. Additionally it should have diagnosis following, which help the system that is believable. However physician may be missing diagnosis in sometimes because he is absolutely in body, emotion, times, or another factors.

ACKNOWLEDGEMENT

The authors wish to thank Faculty of Engineering and HRH Maha Chakri Sirindhorn Medical Center, Faculty of Medicine, Srinakharinwirot University.

REFERENCES

- [1] Albus, James S. and Meystel, Alexander M. *Engineering of Mind : An Intro. to the Science of Intelligent Systems.* New York : John-Wiley, 2001.
- [2] Aminzadeh, Fred. ; and Jamshidi, Mohammad. *Soft Computing.* New Jersey : Prentice-Hall, Inc. , 1994.
- [3] Badiru, Adedeji B. and Cheung, John Y. *Fuzzy Engineering Expert Systems with Neural Network Applications.* New York: John-Wiley, 2002.
- [4] Bahrami, A. *Designing Artificial Intelligence Based Software.* Singapore :Sigma Press-Wilmow, 1992.
- [5] Cawsey, Alison. *The Essence of Artificial Intelligence.* Harlow: Prentice-Hall, 1998.
- [6] Durkin, John. *Expert System : Design and Development.* New York : Macmillan Publishing Company, Inc., 1994.
- [7] Dym, Clive L. ; and Levitt, Raymond E. *Expert Systems in Engineering.* Singapore : McGraw-Hill, Inc. , 1991.
- [8] Giarratano, Joseph. ; and Riley, Gary. *Expert Systems : Principles and Programming(Fouth Edition).* Canada : Thomson, 2005.
- [9] Gonzalez, Avelino J. ; and Dankel, Douglas D. *The Engineering of Expert System : Theory and Practice.* New Jersey : Prentice-Hall, Inc. , 1993.
- [10] Russell, Stuart and Norvig, Peter. *Artificial Intelligence : A Modern Approach.* London : Prentice-Hall, 2003.
- [11] Schalkoff, Robert J. *Artificial Intelligence : An Engineering Approach.* Singapore : McGraw-Hill, Inc. , 1990.
- [12] Schneider, Moti. et al. *Fuzzy Expert System Tools.* Chichester : John Wiley & Sons Ltd. , 1996.
- [13] Wiriyasuttiwong, W. ; Puapornpong, P. and Narkbuakaew, W. "Designing the Pelvic Inflammatory Expert System" *Proceedings of The 4th National Meeting on Biomedical Engineering*, p143-150, Rama Garden Hotel, Bangkok, Thailand. August 25-26, 2005.
- [14] Wiriyasuttiwong, W. "Design of an Expert System for Diagnosis by History Taking" *Thai Science and Technology Journal of Thammasat University*, Vol. 14, No. 2, August-November 2006.
- [15] Wiriyasuttiwong , W. and Narkbuakeaw, W. "Medical Knowledge-Based System for Diagnosis from Symptoms and Signs" *The International Journal of Applied Biomedical Engineering (IJABME)*, Vol.2 No.1 p54-59, January – June 2009.

Authors Index

จันทร์ทิพย์ ศรีจาด	1, 6	ธีระศักดิ์ จันทร์วิเมื่อง	33, 60
กฤษณ์ ปิ่นสุข	151	นนทศักดิ์ เหล่าลีรัตน์	24
กอบชัย เดชหาญ	137	นพรัตน์ วิค้ำ	37
กิตติ ขุนสนธิ	10,15	นภดล อุชายภิชาติ	143, 147
ขนิษฐา สวัสดิ์	108, 114	น้ำฝน แก้วสุริยา	128
กมลกริช ชันโท	85	นิติการ นิมสุข	190, 195
กมลฤช จักขุค้ำ	108, 114	นรินทร์ มະรุระ	165
กีร์จันทร์ พันธุ์แดง	79	เบญจวรรณ เข้ามา	179
จรี ไชยชาญ	151	ปกรณ์ คุณสิทธิ์	24
จาตุรงค์ ตันติบัณฑิต	147	ประจักษ์ แซ่โอ้ว	190, 195
จุฬาลักษณ์ ทองเอม	66	ปาริฉัตร แก่นสม	120
เจริญ จันทร์ทาโล	89, 93, 128, 165	ปิยพงษ์ วงศ์ป้อม	93
ฉัตรชัย นันทภูมิตานนท์	51	ปิยพร สุขัยเสาวลักษณ์	79
ชวภัทร ประสิทธิ์สถาพร	24	ปิยะมาศ เสือเพ็ง	19, 24, 179
ชัยณรงค์ เข้มทอง	46	พงษ์ศักดิ์ สาระภักดี	102
ชาญชัย ศุภกิจอมรพันธุ์	161	พงษ์ศักดิ์ มหาโชคเลิศวัฒนา	190, 195
ชุตินา หงษ์ทอง	19	พยุง มีสัจ	120
ชูชาติ ปิ่นทิวจัน	1,6	พยุงศักดิ์ เจริญกิริติกุล	70
ฐาณิญา ชวนชม	55	พรณัชชา ศรีจุฑา	37
ฐานวัฒน์ พุ่มสวัสดิ์	190, 195	พระระพีพัฒน์ ภาสบุตร	190, 195
จิตพันธ์ จองสถาพร	70	พริษฐ์ อารีหทัยรัตน์	161
ทิฆพันธ์ เจริญพงษ์	33, 60	พิเชษฐ์ เนตรสว่าง	165
ณัฐพงศ์กร ภาวนะวิเชียร	190, 195	พิเชษฐ์ ศรีสังข์งาม	51, 124
ณัฐากร ตริรัตน์กิตติกุล	190, 195	ไพฑูรย์ สมัครกิจ	89, 128
ณัฐพล ชุมวรฐายี	120	ไพลิน ไม้แก้ว	66
ดวงใจ บุญถนอม	161	กัญญา แยมพราย	10, 15
ดวงใจ หมั่นพงษ์	179	มนชพร ชูไว้	19
ดารารัตน์ โยธา	156	มนทกานต์ ภาณุสิทธิกร	147
เดชาวุธ ใจค้ำ	33	มนัส สังวรศิลป์	1
ทศพล เจศรีชัย	60	มบุญ พ่วงพูล	97, 133
ทศวรรษ พุทธสกุล	156	มานะ ศรียุทธศักดิ์	102
เทอดศักดิ์ ลีวหาทอง	1	เมทินี ทองยวน	179
ธนศ อังศุวัฒนากุล	37	ยศกร สมานราษฎร์	89
ธวัช แก้วกัณฑ์	46	โยทกา ชมภูศรี	137
ธีรพงษ์ บุญสุภาพ	85	รณชิต ดีปานแก้ว	156

Authors Index

A.Kumchotiroad	175
Apiruck Preechayasomboon	42
Chai Wutiwiwatchai	42
Chuchart Pinthavirooj	170, 185
Gareth Clayton	42
Kittinan Noimanee	170, 185
Manas Sangworasil	170, 185
S.Noimanee	175
Sanguansak Rerksupparhol	200
Somphop Rodamporn	200
Somsak Choomchuay	170
Suranan Noimanee	185
Therdpong Daengsi	42
Walita Narkbuakeaw	200
Watcharachai Wiriyasuttiwong	200

Reviewers of ThaiBME2010

- ภัทรวีรินทร์ วรรัฐสุนทร
- วีระศักดิ์ อัครวงศ์อารยะ
- วงศ์วิทย์ เสนะวงศ์
- สุกัญญา แพรสมบูรณ์
- สุรนนท์ น้อยมณี
- สุเมธ อ่ำชิต
- อุดมชัย เตชะวิภู
- ชาญชัย ไทยเจียม
- ชัยนุทัศน์ บันลือโชคชัย
- ชูชาติ ปิณฑวิรุจน์
- จิรันดร อภินันท์
- ชีระ ลีอุดมวงษ์
- ทวีทอง กอนันตกุล
- ไชยันต์ สุวรรณชีวะศิริ
- สุรพันธ์ ยิ้มมั่น
- วัชรชัย วิริยะสุทธีวงศ์
- ภาวิน พัวพรพงษ์
- สงวนศักดิ์ ฤกษ์สุภผล
- เมธาพันธ์ กิจพรธีรนนท์
- สรวุฒิ พงศ์โรจน์เฝ้า
- ปิยะมาศ เสือเพ็ง
- นันทชัย ทองแป้น
- สมศักดิ์ ชุ่มช่วย
- มนัส สังวรศิลป์
- สมศรี ดาวฉาย
- สุพันธ์ ตั้งจิตกุศลมั่น
- บุญยงค์ ภูนั้นทพงษ์
- สุรพล ศรีบุญทรง
- ไตรดา กนกพานนท์
- จิรันดร อภินันท์
- สมภาพ รอดอัมพร
- วลีตะ นาคบัวแก้ว
- เสาวภาคย์ ธงวิจิตรมณี



คำสั่งมหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าพระนครเหนือ

ที่ 439 /2553

เรื่อง แต่งตั้งคณะกรรมการดำเนินการจัดประชุมวิชาการวิศวกรรมชีวการแพทย์ไทย ครั้งที่ 2
และการประชุมวิชาการอุปกรณ์ชีวการแพทย์ ครั้งที่ 23

ด้วย คณะวิทยาศาสตร์ประยุกต์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าพระนครเหนือ เป็นเจ้าภาพ ร่วมกับสภาวิชาการสมาคมวิจัยวิศวกรรมชีวการแพทย์ไทย (ThaiBME Council Committee) มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ และมหาวิทยาลัยรังสิต จัดการประชุมวิชาการวิศวกรรมชีวการแพทย์ไทย ครั้งที่ 2 (The 2nd Symposium on Thai Biomedical Engineering) วิถีเศรษฐกิจพอเพียงกับการพัฒนานวัตกรรมอุปกรณ์การแพทย์ไทย ร่วมกับการประชุมวิชาการอุปกรณ์ชีวการแพทย์ ครั้งที่ 23 ระหว่างวันที่ 5-6 สิงหาคม 2553 ณ โรงแรม เดอะ ทวิน เทอร์เวอ์ กรุงเทพมหานคร โดยมีวัตถุประสงค์เพื่อสร้างเครือข่ายความร่วมมือในสหวิชาการสาขานี้

ดังนั้นเพื่อให้การจัดประชุมวิชาการเรื่องดังกล่าวดำเนินไปด้วยความเรียบร้อย จึงขอแต่งตั้งข้าราชการ พนักงานมหาวิทยาลัย พนักงานราชการ ลูกจ้างประจำ และพนักงานพิเศษ ดังมีรายนามต่อไปนี้ เป็นคณะกรรมการจัดการประชุมวิชาการ

คณะกรรมการที่ปรึกษา

- | | |
|---|------------------------|
| 1. อธิการบดี | ประธานกรรมการที่ปรึกษา |
| 2. รองอธิการบดีฝ่ายวิชาการ | กรรมการที่ปรึกษา |
| 3. คณบดีคณะวิทยาศาสตร์ประยุกต์ | กรรมการที่ปรึกษา |
| 4. นายกสมาคมวิจัยวิศวกรรมชีวการแพทย์ไทย | กรรมการที่ปรึกษา |
| 5. นพ. ทวีทอง กอนันตกุล | กรรมการที่ปรึกษา |

ภาระหน้าที่

1. ให้การสนับสนุนเพื่อให้การจัดประชุมวิชาการวิศวกรรมชีวการแพทย์ไทย ครั้งที่ 2 (The 2nd Symposium on Thai Biomedical Engineering) วิถีเศรษฐกิจพอเพียงกับการพัฒนานวัตกรรมอุปกรณ์การแพทย์ไทย ร่วมกับการประชุมวิชาการอุปกรณ์ชีวการแพทย์ ครั้งที่ 23 สำเร็จตามวัตถุประสงค์
2. ให้คำปรึกษาแนะนำ และแก้ไขปัญหาดังกล่าวที่เกิดขึ้นเพื่อให้การจัดการประชุมวิชาการวิศวกรรมชีวการแพทย์ไทย ครั้งที่ 2 (The 2nd Symposium on Thai Biomedical Engineering) วิถีเศรษฐกิจพอเพียงกับการพัฒนานวัตกรรมอุปกรณ์การแพทย์ไทย ร่วมกับการประชุมวิชาการอุปกรณ์ชีวการแพทย์ ครั้งที่ 23 บรรลุวัตถุประสงค์ที่กำหนดไว้

คณะกรรมการอำนวยการและดำเนินการ

1. รศ.ดร. สุรพันธ์	เยี่ยมมั่น (มจพ.)	ประธานกรรมการ
2. รศ. นันทชัย	ทองแป้น (มรต.)	รองประธานกรรมการ
3. ดร. วงศ์วิทย์	เสนะวงศ์ (มศว)	รองประธานกรรมการ
4. รศ.ดร. ชูชาติ	ปิ่นทวิรุจน์ (สจล.)	กรรมการ
5. รศ.ดร. สมศักดิ์	ชุมช่วย (สจล.)	กรรมการ
6. รศ.ดร. สุรนนท์	น้อยมณี (มช.)	กรรมการ
7. รศ.ดร. มนต์	สังวรศิลป์ (สจล.)	กรรมการ
8. รศ. สมโภชน์	อิมเอิบ (มจพ.)	กรรมการ
9. รศ. เสาวนีย์	เลาหลิดานนท์ (มจพ.)	กรรมการ
10. ผศ. สมศรี	ควาฉาย (ม.มหิดล)	กรรมการ
11. ผศ. วีระศักดิ์	อัศววงศ์อารยะ (มจพ.)	กรรมการ
12. อาจารย์ ปิยะมาศ	เสื่อเพ็ง (มรต.)	กรรมการและเลขานุการ

ภาระหน้าที่

1. กำหนดนโยบายและทำหน้าที่ประสานงานกับมหาวิทยาลัย
2. กำหนดรูปแบบการประชุม อำนวยการจัดการประชุมให้ดำเนินไปด้วยความเรียบร้อย
3. พิจารณาเสนอวิทยากรบรรยายพิเศษ
4. พิจารณารายรับ – รายจ่ายที่ใช้ในการดำเนินงาน
5. ติดตามและประสานงานร่วมกับคณะกรรมการฝ่ายต่าง ๆ
6. ประสานงานกับสภาวิชาการสมาคมวิจัยวิศวกรรมชีวการแพทย์ไทย
7. ปฏิบัติงานอื่น ๆ ตามที่ได้รับมอบหมาย

คณะกรรมการฝ่ายวิชาการ

1. ผศ. ดร. ชัยนุทศน์	บรรลือ โชคชัย (มจพ.)	ประธานกรรมการ
2. ดร. สุเมธ	อำชิต (มจพ.)	รองประธานกรรมการ
3. นพ. จิรันดร์	อภิรัตน์ (จุฬาฯ)	กรรมการ
4. รศ. บุญยงค์	ภู่นันทพงษ์ (มจพ.)	กรรมการ
5. รศ. สุรพล	ศรีบุญทรง (มจพ.)	กรรมการ
6. ผศ. ดร. สุพันธุ์	ตั้งจิตกุลม้น (สจล.)	กรรมการ
7. ผศ. ดร. ไศรดา	กนกพานนท์ (จุฬาฯ)	กรรมการ
8. ดร. อุดมชัย	เดชะวิฎ (NECTEC)	กรรมการ
9. ดร. ภาคภูมิ	บุญญานันต์ (NECTEC)	กรรมการ

10. ดร. ชครนัน	วงศ์สวัสดิ์ (ม.มหิดล)	กรรมการ
11. อาจารย์วรรณนิภทศ	บัวเทศ (ม.วลัยลักษณ์)	กรรมการ
12. ดร. วงศ์วิทย์	เสนะวงศ์ (มศว)	กรรมการและเลขานุการ

ภาระหน้าที่

1. กำหนดเกณฑ์การคัดเลือกผลงานวิจัยที่จะนำเสนอแบบบรรยาย
2. กำหนดคุณสมบัติ Reader / Reviewer
3. กำหนด Reader / Reviewer ในแต่ละกลุ่มย่อย
4. แบ่งกลุ่มผลงานวิจัย และบทความย่อ เป็นกลุ่มย่อย
5. ประสานงานกับ Reader / Reviewer
6. รับและรวบรวมผลงานทางอินเทอร์เน็ต
7. ตรวจสอบผลงาน/บทความ จัดลำดับการเสนอผลงานแบบปากเปล่า
8. ประสานงานกับผู้ส่งผลงานวิจัยและบทความย่อ กำหนดรหัสผลงานแบบปากเปล่า เพื่อจัดทำดัชนีฉบับรูปเล่มของบทความย่อ และ บทความฉบับสมบูรณ์
9. จัดเตรียมการนำเสนอผลงานกลุ่มย่อย
10. รับผิดชอบการรับ-ส่ง ข้อมูลทางอินเทอร์เน็ต
11. ปฏิบัติงานอื่น ๆ ตามที่ได้รับมอบหมาย

คณะกรรมการฝ่ายเอกสารและจัดทำรูปเล่ม

1. ผศ. วัชรชัย	วิริยะสุทธีวงศ์ (มศว)	ประธานกรรมการ
2. อาจารย์ ปิยะมาศ	เสื่อเพ็ง (มรส.)	รองประธานกรรมการ
3. รศ.นพ.สงวนศักดิ์	ฤกษ์สุภผล (มศว)	กรรมการ
4. ผศ.นพ.เมธาพันธ์	กิจพรธีรนนท์ (มศว)	กรรมการ
5. ผศ.นพ.ภาวิน	พัชรพงษ์ (มศว)	กรรมการ
6. ผศ.นพ. สรวุฒิ	พงศ์โรจน์เฒ่า (มศว)	กรรมการ
7. ผศ. พยุง	เดชอยู่ (มจพ.)	กรรมการ
8. ดร. จีฬพันธ์ุ์	เจริญพงษ์ (มศว)	กรรมการ
9. อาจารย์สุชาดา	ตันติสธิระพงษ์ (มศว)	กรรมการ
10. อาจารย์ธีรศักดิ์	จันทร์วิเมื่อง (มศว)	กรรมการ
11. นายอนุชิต	นิรภัย (มศว)	กรรมการ
12. นายอาทิตย์	บุญมีพิพิธ (มศว)	กรรมการ
13. อาจารย์ สุกัญญา	แพรสมบูรณ์ (มจพ.)	กรรมการและเลขานุการ

ภาระหน้าที่

1. จัดทำรูปเล่มของบทคัดย่อ (Abstracts)
2. จัดทำรูปเล่มบทความฉบับสมบูรณ์
3. รวบรวมผลงานของผู้ที่ประสงค์จะส่งตีพิมพ์ใน Proceeding การประชุมวิชาการวิศวกรรมชีวการแพทย์ไทย
4. ปฏิบัติงานอื่น ๆ ตามที่ได้รับมอบหมาย

คณะกรรมการฝ่ายประชาสัมพันธ์ (มรต.)

1. รศ. นันทชัย	ทองแป้น	ประธานกรรมการ
2. ผศ. กาญจนา	จันทร์ประเสริฐ	รองประธานกรรมการ
3. คร. อารยา	มั่งขำนาฏกิจ	กรรมการ
4. อาจารย์ธนากร	อยู่โต	กรรมการ
5. อาจารย์ชาญชัย	ศุภกิจอมรพันธุ์	กรรมการ
6. อาจารย์ธเนศ	อังศุวัฒนากุล	กรรมการ
7. อาจารย์ยุทธนา	ปิติธีรภาพ	กรรมการ
8. อาจารย์ทศวรรษ	พุทธสกุล	กรรมการ
9. อาจารย์ธวัช	แก้วกัณฑ์	กรรมการ
10. อาจารย์จุฑามาศ	มหานิล	กรรมการ
11. น.ส. รัชณี	เสาร์สุวรรณ	กรรมการ
12. อาจารย์ปิยะมาศ	เสือเพ็ง	กรรมการและเลขานุการ

ภาระหน้าที่

1. จัดทำสื่อและแผ่นพับ ในการประชาสัมพันธ์ รวมทั้งสไลด์ประชาสัมพันธ์มหาวิทยาลัย
2. ออกแบบและดูแลเว็บไซต์
3. จัดส่งเอกสารแจ้งหน่วยงานต่าง ๆ
4. รับผิดชอบการลงทะเบียนเพื่อนำเสนอผลงาน
5. จัดทำประกาศนียบัตร สำหรับผู้นำเสนอผลงาน
6. ประสานงานกับฝ่ายเลขานุการ
7. ปฏิบัติงานอื่น ๆ ตามที่ได้รับมอบหมาย

คณะกรรมการฝ่ายอาคาร สถานที่ และโสตทัศนูปกรณ์

1. ผศ. ประสงค์	ฐุศรานนท์ (มจพ.)	ประธานกรรมการ
2. ผศ. ชีระ	ถิอุดมวงษ์ (มจพ.)	รองประธานกรรมการ
3. อาจารย์ยุทธนา	ปิติธีรภาพ (มรต.)	กรรมการ

4. นายงามพล	สุวรรณถาวร (มจพ.)	กรรมการ
5. นายประสิทธิ์ชัย	มั่งมี (มจพ.)	กรรมการ
6. นายวุฒิชัย	พัฒนชนะ (มจพ.)	กรรมการ
7. นายมงคล	คี่อุดม (มจพ.)	กรรมการ
8. นายเพชร	คำหอม (มจพ.)	กรรมการ
9. นายธีรวุฒิ	นาคขำ (มจพ.)	กรรมการ
10. อาจารย์ทศวรรษ	พุทธสกุล (มรศ.)	กรรมการและเลขานุการ

ภาระหน้าที่

1. รับผิดชอบการจัดเตรียมอุปกรณ์โสตฯ เพื่อการนำเสนอ การถ่ายภาพ ถ่ายภาพวงจรปิด และบันทึกเสียง
2. รับผิดชอบการจัดทำป้ายประชาสัมพันธ์
3. รับผิดชอบทำป้ายบอกสถานที่ และทำแผนผังแสดงสถานที่จัดงาน
4. รับผิดชอบการจัดรถรับ – ส่งวิทยากร
5. ปฏิบัติงานอื่น ๆ ตามที่ได้รับมอบหมาย

คณะกรรมการฝ่ายพิธีการและต้อนรับ

1. ผศ. ภัทรวีรินทร์	วรรัฐสุนทร (มจพ.)	ประธานกรรมการ
2. น.ส. จตุพร	คิมนารักษ์ (มจพ.)	รองประธานกรรมการ
3. ดร. อารยา	มั่งชำนานุกิจ (มรศ.)	กรรมการ
4. อาจารย์สุदारัตน์	สุนทโรภาส (มจพ.)	กรรมการ
5. อาจารย์ธเนศ	อังสุวัฒนากุล (มรศ.)	กรรมการ
6. น.ส. ภริตพร	สังข์สะนา (มจพ.)	กรรมการ
7. น.ส. ประชุม	ไทรยุทธ (มจพ.)	กรรมการและเลขานุการ
8. นาง ชนิญญา	ตั้งศุภกิจ (มจพ.)	กรรมการและผู้ช่วยเลขานุการ

ภาระหน้าที่

1. ประสานงานกับคณะกรรมการฝ่ายอาคารสถานที่ และโสตทัศนูปกรณ์ ในการจัดเตรียมห้องพิธีการ เปิด – ปิด การประชุม
2. จัดเตรียมพิธีกรดำเนินรายการช่วงพิธีเปิด-ปิด และจัดทำเอกสารที่เกี่ยวข้องกับพิธีเปิด-ปิด
3. ต้อนรับแขก ที่มาร่วมในพิธีเปิด - ปิด
4. ปฏิบัติงานอื่น ๆ ตามที่ได้รับมอบหมาย

คณะกรรมการฝ่ายเลขานุการ ประสานงานกลางและประเมินผล

1. รศ. วิจิตรา	พลเยี่ยม (มจพ.)	ประธานกรรมการ
2. น.ส. สุชาดา	ศรีเพ็ญ (มจพ.)	รองประธานกรรมการ
3. นางอรวรรณ	สิวบุรินทร์มิตร (มจพ.)	กรรมการ
4. น.ส. วรรณนิภา	ขาว่อง (มจพ.)	กรรมการ
5. น.ส. วรรณศิริ	มิดอย (มจพ.)	กรรมการ
6. นายวรพล	สมานันต์กุล (มจพ.)	กรรมการ
7. นายภาศกร	พันธุ์รอด (มจพ.)	กรรมการ
8. น.ส. อูมา	รัตนเทพี (มจพ.)	กรรมการ
9. น.ส. ประชุม	ไทรยุทธ (มจพ.)	กรรมการและเลขานุการ
10. นางชนิญา	ตั้งศุภกิจ (มจพ.)	กรรมการและผู้ช่วยเลขานุการ

ภาระหน้าที่

1. ทำหนังสือเชิญวิทยากรและประธานกลุ่มย่อย
2. จัดเอกสารใส่กระเป๋าพร้อมกับฝ่ายเอกสารและจัดทำรูปเล่ม
3. รับลงทะเบียนสำหรับผู้เข้าร่วมประชุม
4. จัดทำป้ายชื่อสำหรับผู้เข้าร่วมประชุม คณะกรรมการต่างๆ และผู้นำเสนอผลงาน
5. ลำดับที่ 6-8 ทำหน้าที่ประเมินผลการจัดประชุมวิชาการและจัดทำสรุปเป็นรูปเล่ม
6. ปฏิบัติงานอื่นๆ ตามที่ได้รับมอบหมาย

คณะกรรมการฝ่ายการเงินและพัสดุ

1. ผศ. ธงชัย	ศิริประยุทธ์ (มจพ.)	ประธานกรรมการ
2. นางสุนีย์	ศรีไชยชนะสุข (เหรียญกฐิ สมาคม ThaiBME)	รองประธานกรรมการ
3. อาจารย์สุกัญญา	แพรสมบูรณ์ (มจพ.)	กรรมการ
4. นางนิษา	ชาน้ำ (มศว)	กรรมการ
5. น.ส. กนกวรรณ	เสาวลักษณ์ (มจพ.)	กรรมการ
6. น.ส. วรวัณช์	สุจิตร์จุล (มจพ.)	กรรมการ
7. น.ส. เพ็ญศรี	ชื่นชม (มจพ.)	กรรมการและเลขานุการ

ภาระหน้าที่

1. รับผิดชอบการเบิกจ่ายค่าใช้จ่ายในการดำเนินงาน
2. รับผิดชอบการจัดหาวัสดุเพื่อใช้ในการดำเนินงาน
3. ปฏิบัติงานอื่นๆ ตามที่ได้รับมอบหมาย

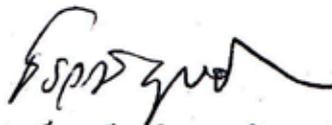
คณะกรรมการฝ่ายลงทะเบียนและสารสนเทศ

1. ศศ. ประจวบ	ยุกสันเทียะ (มจพ.)	ประธานกรรมการ
2. อาจารย์สุกัญญา	แพรสมบูรณ์ (มจพ.)	รองประธานกรรมการ
3. รศ. ไชยันต์	สุวรรณชีวะศิริ (มจพ.)	กรรมการ
4. อาจารย์จิตพันธ์ุ	จงสถาพร (มจพ.)	กรรมการ
5. น.ศ. กนกวรรณ	เสาวลักษณ์ (มจพ.)	กรรมการ
6. น.ศ. วรวิทย์	สุจจิรจุล (มจพ.)	กรรมการ
7. น.ศ. เพ็ญศรี	ชื่นชม (มจพ.)	กรรมการและเลขานุการ

ภาระหน้าที่

1. ร่วมกับฝ่ายประชาสัมพันธ์ในการออกแบบและดูแลเว็บไซต์
2. รับลงทะเบียนออนไลน์ติดต่อสื่อสารกับผู้สมัครเข้าร่วมประชุมผ่านเครือข่าย
3. ประสานงานกับฝ่ายวิชาการในการรับและตอบรับเอกสารผลงานจากผู้ประสงค์เสนอผลงานผ่านเครือข่าย
4. ปฏิบัติงานอื่นๆ ตามที่ได้รับมอบหมาย

ตั้ง ณ วันที่ 4 พฤษภาคม พ.ศ. 2553



(ศาสตราจารย์ ดร. ชีรวุฒิ บุญยโสภณ)

อธิการบดี

NECTEC
a member of NSTDA

สวทช
NSTDA

The Proceedings Supported by

โปรแกรมวิจัยและพัฒนาระบบการแพทย์อัจฉริยะ
สำนักงานพัฒนาวิทยาศาสตร์และเทคโนโลยีแห่งชาติ (สวทช.)

112 อุทยานวิทยาศาสตร์ประเทศไทย ต.คลองหนึ่ง อ.คลองหลวง จ.ปทุมธานี 12120 โทร 02-5646900 ต่อ 2603