

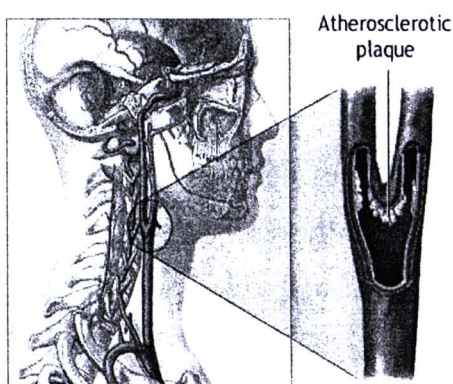
บทที่ 1

บทนำ

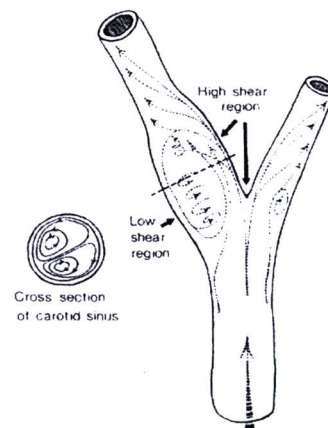
1.1 ความเป็นมาของงานวิจัย

โรคหลอดเลือดสมอง (Stroke หรือ Cerebrovascular disease) เป็นสาเหตุการตายและความพิการอันดับสามของประชากรไทยและประเทศในโลกระหว่างปี 2010-2030 [1, 2] โรคนี้ถ้าเป็นแล้วแม้รอดชีวิต ก็มักจะมีภาวะพิการหลงเหลืออยู่ไม่มากนักน้อย โรคหลอดเลือดสมอง สามารถแบ่งได้เป็น 2 ชนิดคือ ชนิดเส้นเลือดตีบ หรืออุดตัน และชนิดเส้นเลือดแตก ซึ่งโดยทั่วไปแล้วจะพบผู้ป่วยที่เป็นชนิดเส้นเลือดตีบ หรืออุดตันได้บ่อยกว่าชนิดเส้นเลือดแตก อย่างไรก็ตามโรคนี้สามารถป้องกันได้ถ้าได้รับการรักษาตั้งแต่เริ่มมีอาการก็อาจช่วยให้รอดชีวิตและมีความพิการน้อยลง หรือกลับไปทำงานตามปกติได้

สาเหตุสำคัญในการเกิดโรคหลอดเลือดสมองเกิดจากการที่หัวใจสูบฉีดเลือดเพื่อไปเลี้ยงสมองได้ไม่เพียงพอ อันเนื่องมาจากการอุดตันของไขมันในหลอดเลือดบริเวณลำคอที่แยกออกเป็นสองทาง (Carotid artery bifurcation) ดังแสดงในรูปที่ 1.1 (ก) โดยบริเวณเส้นเลือดที่แยกออกเป็นสองทางนี้เป็นบริเวณที่มีแรงต้านเฉือน (Shearing force) ที่สูง อีกทั้งการไหลของกระแสเลือดยังมีลักษณะที่ไหลแบบปั่นป่วน (Turbulent flow) ดังแสดงในรูปที่ 1.1 (ข) [3]



(ก)



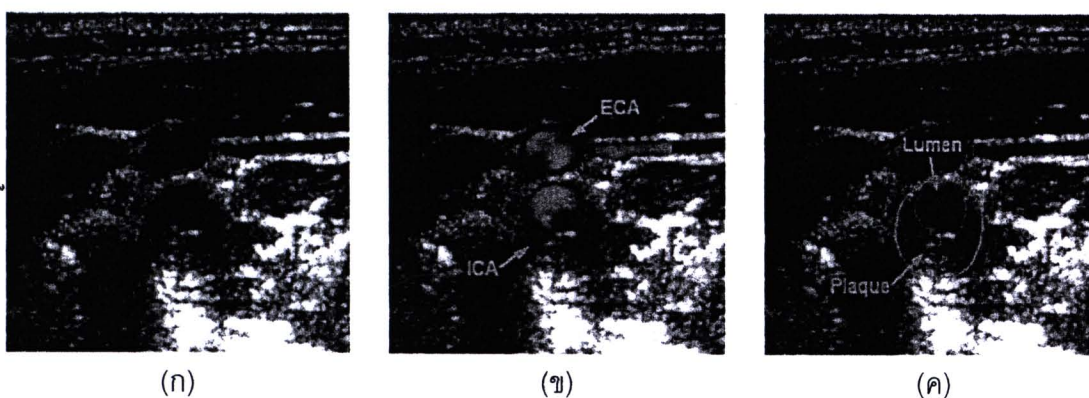
(ข)

รูปที่ 1.1 การอุดตันของไขมันและการไหลของกระแสเลือดในหลอดเลือดบริเวณลำคอที่แยกออกเป็นสองทาง

(ก) บริเวณที่มีการอุดตันของไขมันของหลอดเลือดบริเวณลำคอที่แยกออกเป็นสองทาง

(ข) บริเวณที่เกิดแรงต้านเฉือน และมีการไหลแบบปั่นป่วนของหลอดเลือดบริเวณลำคอที่แยกออกเป็นสองทาง

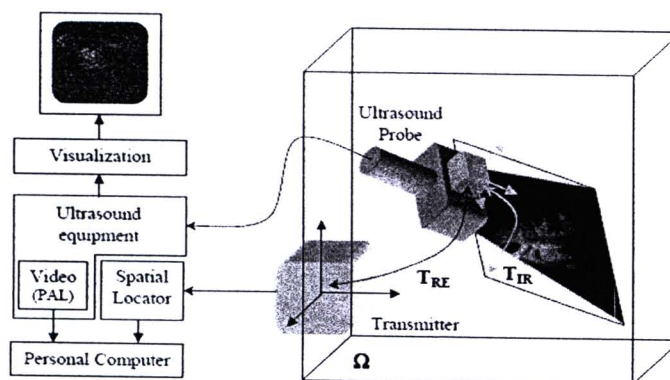
ในปัจจุบันหนึ่งในวิธีการวินิจฉัยโรคหลอดเลือดสมองจากเส้นเลือดแดงบริเวณลำคอที่นิยมทำกันจะใช้วิธีการในการวินิจฉัยด้วยภาพอัลตราซาวนด์ (Ultrasound image) เนื่องจากเป็นวิธีที่ไม่เสี่ยงอันตรายต่อผู้ถูกวินิจฉัย ไม่รุกราน (Non-invasive) หรือมีการทิ่มแทงผ่านผิวหนังเข้าไปในร่างกาย และไม่มีการแผ่พลังงานสร้างไอออน (Ionizing radiation) อีกทั้งใช้เวลาน้อย และประหยัดค่าใช้จ่าย แตกต่างจากวิธีการฉายรังสีเส้นโลหิต (angiographic) โดยทั่วไป เช่น X-ray, CT (Computerized Tomography) และ MRA (Magnetic Resonance Angiography) โดยวิธีการ X-ray และ CT นั้นผู้ป่วยจะต้องเสี่ยงกับการรับรังสีเอกซ์และสารทึบรังสีที่ฉีดเข้าไปในหลอดเลือด อีกทั้งยังมีข้อจำกัดในการนำไปใช้กับผู้ป่วยที่เป็นโรคไต ส่วนการตรวจโดยใช้คลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า (MRA) นอกจากจะใช้เวลาในการตรวจค่อนข้างนานและมีค่าใช้จ่ายที่สูงแล้ว ยังไม่สามารถตรวจในผู้ป่วยที่ใช้เครื่องกระตุ้นหัวใจ (pacemaker) และผู้ป่วยที่เป็นโรคกลัวที่แคบอย่างรุนแรง (claustrophobia) อีกด้วย โดยภาพอัลตราซาวนด์สำหรับใช้ในการวินิจฉัยส่วนนั้นใหญ่จะใช้เทคนิคการสแกนภาพแบบบีโหมด (B-mode ultrasound imaging) ดังแสดงในรูปที่ 1.2 (ก) เพื่อตรวจดูรูปร่างทางกายวิภาคของเนื้อเยื่ออ่อน หลอดเลือด และการอุดตันของชั้นไขมัน ซึ่งโดยทั่วไปแล้วมักจะให้ผลการแสดงภาพที่ดี แต่ในบางครั้งการสร้างกลับภาพเพื่อนำมาแสดงผลนั้นมักจะมีเงาของคลื่นเสียงสะท้อน (Acoustic shadow) มาเคลือบคลุมบริเวณส่วนที่สำคัญของภาพทำให้ไม่สามารถทำการวินิจฉัยโรคได้อย่างแม่นยำ ดังนั้นจึงได้มีการนำเทคนิคดอปเพลอร์อัลตราซาวนด์ (doppler ultrasound) ซึ่งใช้หลักการของคลื่นเสียงที่สะท้อนกลับจากการกระทบกับเม็ดเลือดที่กำลังเคลื่อน ที่อยู่ในหลอดเลือดจะมีความถี่เปลี่ยนไป (Doppler effect) โดยถ้าเม็ดเลือดไหลเข้าหาหัวตรวจหรือโพรบ (Probe) ความถี่ที่ตรวจจับได้จะมีค่าสูงขึ้น ในทางตรงข้ามถ้าเม็ดเลือดไหลออกจากหัวตรวจ ความถี่ที่ตรวจจับได้จะมีค่าลดลง นอกจากจะสามารถบอกทิศทางการไหลของเลือดแล้ว ดอปเพลอร์อัลตราซาวนด์ยังสามารถคำนวณความเร็วของกระแสเลือดได้ ซึ่งจะนำไปใช้บอกความรุนแรงของการตีบแคบของหลอดเลือด โดยใช้หลักที่ว่าเลือดจะไหลเร็วขึ้นเมื่อผ่านท่อที่แคบลง [4] อย่างไรก็ตามวิธีการนี้ไม่สามารถที่จะมองเห็นกายวิภาค (Anatomy) ของเนื้อเยื่อและรูปร่างที่แท้จริงหลอดเลือดได้ จะเห็นก็เพียงแต่บริเวณที่มีการเติมสีในบริเวณที่เกิดดอปเพลอร์อัลตราซาวนด์ (Color doppler ultrasound) เพื่อให้เห็นภาพการไหลของกระแสเลือดในส่วนช่องว่างภายในหลอดเลือด (Lumen) ได้เพียงเท่านั้น เพื่อแก้ไขข้อจำกัดดังกล่าวจึงได้มีการพัฒนาเทคนิคในการสร้างภาพอัลตราซาวนด์เพื่อให้ได้ภาพที่มีความละเอียดสูงและมีคุณภาพที่ดีขึ้น โดยการรวมคุณสมบัติของการสแกนภาพอัลตราซาวนด์แบบบีโหมด และวิธีดอปเพลอร์อัลตราซาวนด์เข้าไว้ด้วยกัน หรือที่เรียกกันว่าการสแกนแบบดูเพล็กซ์ (duplex scanning) [5] ซึ่งสามารถที่จะแสดงรูปภาพการไหลของโลหิตพร้อมทั้งเห็นเนื้อเยื่ออ่อน (soft tissue) ของผนังหลอดเลือดพร้อมกัน ดังแสดงในรูปที่ 1.2 (ข) [6]



รูปที่ 1.2 ตัวอย่างภาพอัลตราซาวนด์ของหลอดเลือดบริเวณลำคอที่แยกออกเป็นสองทาง
 (ก) ภาพอัลตราซาวนด์ในโหมดดูเพล็กซ์ บริเวณที่เป็นสีแดงแสดงบริเวณที่มีการไหลของ
 กระแสเลือดที่ ตรวจจับได้โดยเทคนิคดอปเพลอร์ พื้นวงกลมสีแดงด้านบนและด้านล่าง
 แสดงการไหลของหลอดเลือด ECA และ ICA ตามลำดับ
 (ข) ภาพอัลตราซาวนด์ในโหมดบีสแกน
 (ค) ภาพการแยกส่วนผนังหลอดเลือดและไขมันอุดตันในหลอดเลือด ICA โดยผู้เชี่ยวชาญ

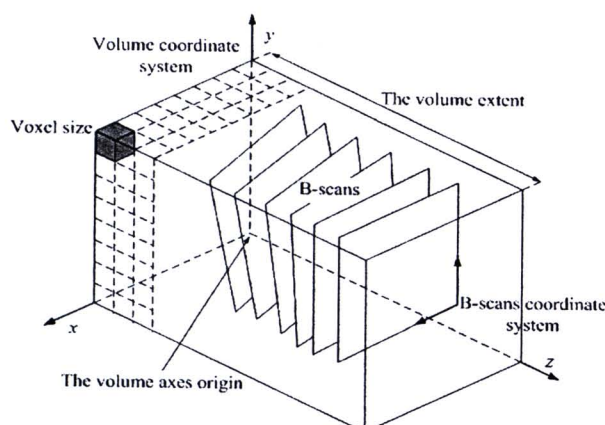
หลักการในการสร้างภาพอัลตราซาวนด์สองมิติ (Two-dimensional (2-D) ultrasound image) โดยทั่วไปนั้นจะใช้โพรบมือถือ (Hand-held probe) ในการส่งพัลส์ของคลื่นเหนือเสียง (Ultrasonic pulse) เข้าไปในร่างกายและตรวจจับสัญญาณสะท้อน (Echoes) มาสร้างเป็นภาพระดับสีเทา (Gray-level image) แบบตัดขวางสองมิติหรือที่นิยมเรียกกันว่าภาพบีสแกน (B-scan) อย่างไรก็ตาม ภาพบีสแกนนี้มีข้อจำกัดในเรื่องของการนำมาใช้วินิจฉัย ตรวจสอบ และติดตามความคืบหน้าในการเกิดโรค ดังนั้นจึงได้มีการพัฒนาเทคนิคการสร้างภาพอัลตราซาวนด์สามมิติ (Three-dimensional (3-D) ultrasound image) ขึ้นมาเพื่อแก้ไขข้อจำกัดดังกล่าว วิธีการหนึ่งในการสร้างกลับภาพอัลตราซาวนด์สามมิติจะให้เทคนิคในการกวาดหรือสแกน (Scan) ภาพแบบเลื่อนหัวตรวจ โดยหัวตรวจที่ฝังตัวอยู่ในโพรบแบบถืออิสระ (Freehand probe) จะถูกติดตั้งด้วยอุปกรณ์ตรวจรู้ตำแหน่ง (Positioning-sensor device) เพื่อระบุภาพบีสแกนแต่ละสไลซ์ (Slice) ที่บันทึกได้นั้นอยู่ในตำแหน่งและทิศทางใดในปริภูมิสามมิติ [7] ดังแสดงในรูปที่ 1.3 [8]

ชุดภาพบีสแกนที่บันทึกได้ดังกล่าวจะถูกนำมาใช้ในการสร้างกลับเป็นภาพอัลตราซาวนด์สามมิติในแถวลำดับ (Array) ของจุดภาพเชิงปริมาตรหรือที่เรียกว่าว็อกเซล (Voxel) แบบปกติ โดยการเติมจุดภาพหรือพิกเซล (Pixel) จากชุดภาพบีสแกนไปยังตำแหน่งที่สอดคล้องกันในแถวลำดับของว็อกเซลสามมิติ (3-D voxel array) ส่วนตำแหน่งว็อกเซลที่ไม่ถูกเติม (Unfilled voxel) ด้วยข้อมูลจากชุดภาพบีสแกนจะถูกนำมาประมาณค่าในช่วง (Interpolation) ด้วยข้อมูลในว็อก-



รูปที่ 1.3 ระบบสำหรับการเก็บข้อมูลภาพตำแหน่งและทิศทางของชุดภาพอัลตราซาวนด์

เซลล์ที่ถูกเติม (Filled voxel) [9], ระบบพิกัดเชิงปริมาตร (Volume coordinate system) ที่นิยมใช้ในการสร้างกลับภาพอัลตราซาวนด์สามมิติจะเป็นระบบพิกัดคาร์ทีเซียน (Cartesian coordinate system) ดังแสดงในรูปที่ 1.4 [10]



รูปที่ 1.4 ระบบพิกัดเชิงปริมาตรแบบคาร์ทีเซียนที่นิยมใช้ในการสร้างกลับภาพอัลตราซาวนด์สามมิติ

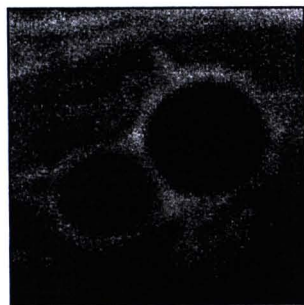
ถึงแม้ว่าโพรบแบบถีอออิสระที่ถูกติดตั้งด้วยอุปกรณ์ตรวจรู้ตำแหน่งจะสามารถเคลื่อนย้ายเพื่อตรวจดูกายวิภาค (Anatomy) ณ ตำแหน่งต่างๆ ได้อย่างสะดวก แต่ระบบดังกล่าวต้องการผู้ติดตั้ง และผู้ดูแลระบบติดตามตำแหน่งเพื่อให้สามารถทำงานได้อย่างถูกต้อง นอกจากนั้นคุณภาพของชุดภาพที่จะนำมาใช้ในการสร้างกลับอาจจะอยู่ในสภาวะที่ไม่ดี หากการสแกนภาพมีระยะห่างระหว่างภาพที่มากเกินไป โดยเฉพาะอย่างยิ่งเมื่อต้องการสร้างกลับภาพความละเอียดสูงในภาพที่มีวัตถุขนาดเล็กอยู่ภายใน ยิ่งไปกว่านั้นการสแกนภาพด้วยระบบดังกล่าวข้างต้นนี้ยังมีข้อจำกัดและความยุ่งยากในตัวอุปกรณ์ตรวจรู้ตำแหน่ง นั่นคือในอุปกรณ์ตรวจรู้ตำแหน่งโดยใช้เสียง (Acoustic positioning-sensor device) นั้น ผู้ใช้งานจะต้องมั่นใจว่าเส้นทางในแนวสายตา (Line

of sight) ระหว่างตัวตรวจรู้ที่โพรบ และตัวตรวจรู้ข้างอิงที่สถานีฐานจะต้องปราศจากสิ่งกีดขวางใดๆ อีกทั้งความถูกต้องในการตรวจรู้ตำแหน่งของอุปกรณ์ดังกล่าวยังขึ้นอยู่กับความเร็วของคลื่นเสียงในอากาศซึ่งอาจมีการผันแปรอันเนื่องมาจากการเปลี่ยนแปลงของอุณหภูมิ และความชื้นภายในห้อง ในขณะที่อุปกรณ์ตรวจรู้ตำแหน่งโดยใช้สนามแม่เหล็กไฟฟ้า (Electromagnetic field positioning-sensor device) นั้น ต้องการระยะห่างระหว่างตัวรับ-ส่งสัญญาณที่สั้น และต้องไม่มีโลหะอยู่ใกล้ ส่งผลให้ผู้ใช้งานต้องระมัดระวังไม่ให้ตัวตรวจรู้ที่โพรบอยู่นอกเขตพื้นที่ของการส่งสัญญาณ [11]

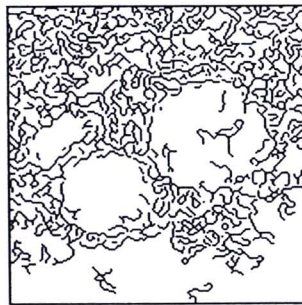
อีกทางเลือกหนึ่งนอกเหนือจากการใช้โพรบแบบถีออิสระที่ติดตั้งด้วยอุปกรณ์ตรวจรู้ตำแหน่งมาใช้ในการเก็บข้อมูลชุดภาพปัสแกน นั่นก็คือการใช้โพรบสามมิติ (3-D probe) โดยโพรบดังกล่าวนี้จะมีกลไกแบบแกว่งกวัด (Oscillating mechanism) ผังตัวอยู่ภายในสำหรับใช้ในการสแกนพื้นที่ที่เราสนใจ รูปแบบการสแกนเชิงเรขาคณิตของโพรบสามมิติที่ถูกพัฒนาขึ้นมาได้แก่ การสแกนแบบเชิงเส้น (Linear scanning), การสแกนรูปพัด (Fan scanning) และการสแกนแบบหมุน (Rotational scanning) ตรงกันข้ามกับการใช้โพรบแบบถีออิสระ รูปแบบการสแกนแบบเชิงเส้นของโพรบสามมิติจะสามารถกำหนดและรู้ได้ในล่วงหน้า เนื่องจากทรานส์ดิวเซอร์ (Transducer) ในตัวโพรบจะเคลื่อนที่เพื่อสแกนพื้นที่ที่สนใจอย่างอัตโนมัติ ชุดภาพปัสแกนที่บันทึกได้จะมีลักษณะที่ขนานกัน และมีระยะห่างของแต่ละภาพที่เท่ากัน ส่งผลทำให้ระเบียบวิธีที่จะนำมาใช้ในการสร้างกลับภาพอัลตราซาวนด์สามมิติสามารถใช้ประโยชน์จากรูปแบบความสม่ำเสมอของชุดภาพ ดังกล่าว มาเพิ่มประสิทธิภาพในการสร้างกลับทางเวลาให้สั้นลงได้ [12]

นอกเหนือจากปัญหาในการพัฒนาระบบสำหรับใช้ในการสร้างกลับภาพอัลตราซาวนด์สามมิติจากชุดภาพปัสแกนแล้ว ยังมีอีกหนึ่งปัญหาหลักในการพัฒนาระเบียบวิธีในการสร้างกลับภาพอัลตราซาวนด์สามมิติ ซึ่งก็คือมีการปนเปื้อนของสัญญาณรบกวนแบบจุด (Speckle noise) ในแต่ละภาพปัสแกนที่บันทึกได้ โดยสัญญาณรบกวนดังกล่าวเกิดจากการที่คลื่นอัลตราซาวนด์ตกกระทบกับเนื้อเยื่อ (Tissue) ที่มีความไม่ราบเรียบของพื้นผิวสะท้อนของอวัยวะภายในร่างกาย สัญญาณที่บันทึกได้บริเวณหัวตรวจจึงเสมือนกับการตรวจจับสัญญาณที่สะท้อนกลับมาจากหลายทิศทาง และเกิดการแทรกสอด (Interference) ระหว่างหน้าคลื่นที่สะท้อนกลับกลายเป็นสัญญาณรบกวนแบบจุดขึ้น [13] อันเป็นสาเหตุหลักที่ทำให้ความถูกต้องในการสร้างกลับภาพอัลตราซาวนด์สามมิติมีความผิดพลาดเกิดขึ้น รูปที่ 1.5 (ก) และ (ข) แสดงให้เห็นถึงผลกระทบของสัญญาณรบกวนในภาพอัลตราซาวนด์โดยเส้นขอบของภาพอัลตราซาวนด์ที่ผ่านการตรวจจับด้วยวงจรตรวจจับเส้นขอบของแคนนี่ (Canny's edge detector) [14] โดยไม่ผ่านการกรองด้วยวงจรกรองใดๆ ในกรณีวิธีล่วงหน้า จะเห็นได้ว่ามีเส้นขอบของสัญญาณรบกวนเกิดขึ้นอยู่มากมายซึ่งถึงแม้ว่าในตัววงจรตรวจจับเส้นขอบของแคนนี่จะมีส่วนประกอบของการใช้วงจรกรองแบบเกาส์

(Gaussian filters) ฝังตัวอยู่แต่ดูจะไม่เพียงพอที่จะช่วยลดทอนสัญญาณรบกวนในภาพเพื่อให้การตรวจจับเส้นขอบเป็นไปได้อย่างมีประสิทธิภาพ ดังนั้นในการพัฒนาและปรับปรุงประสิทธิภาพของระเบียบวิธีในการสร้างกลับภาพอัลตราซาวนด์สามมิตินั้น ระเบียบวิธีที่จะพัฒนาขึ้นมา นอกจากจะสามารถประมาณค่าในช่วงของตำแหน่งข้อมูลที่ขาดหายไปแล้วยังต้องสามารถลดทอนสัญญาณรบกวนแบบจุดในตำแหน่งที่มีข้อมูลได้ในเวลาเดียวกัน



(ก)



(ข)

รูปที่ 1.5 ตัวอย่างภาพบีสแกนของหลอดเลือดแดงบริเวณลำคอที่แยกออกเป็นสองทางและผลกระทบของสัญญาณรบกวนแบบจุดในภาพ

(ก) ตัวอย่างภาพบีสแกนของหลอดเลือดแดงบริเวณลำคอที่แยกออกเป็นสองทาง

(ข) เส้นขอบภาพในรูปที่ 1.5 (ก) ที่ผ่านการตรวจจับด้วยวงจรตรวจจับเส้นขอบของแคนนี่

1.2 วัตถุประสงค์ของงานวิจัย

1. ศึกษาที่มาและแนวเหตุผลในการสร้างกลับภาพอัลตราซาวนด์สามมิติสำหรับนำมาช่วยใช้ในการวินิจฉัยทางการแพทย์
2. พัฒนาระเบียบวิธีในการสร้างกลับภาพอัลตราซาวนด์สามมิติแบบใหม่ในขอบข่ายงานของการสแกนแบบเชิงเส้นทางกล โดยให้สามารถประมาณค่าในช่วงของตำแหน่งข้อมูลที่ขาดหายไปและสามารถลดทอนสัญญาณรบกวนแบบจุดในตำแหน่งที่มีข้อมูลได้ในเวลาเดียวกัน
3. ประเมินสมรรถนะของระเบียบวิธีที่ได้พัฒนาขึ้นมาพร้อมทั้งเปรียบเทียบประสิทธิภาพในการสร้างกลับ และประสิทธิภาพในการคำนวณกับระเบียบวิธีที่ใช้ในการสร้างกลับภาพอัลตราซาวนด์สามมิติที่นิยมใช้กัน
4. สามารถนำผลที่ได้จากระเบียบวิธีที่ใช้ในการสร้างกลับภาพอัลตราซาวนด์สามมิติมาประมวลผลในภายหลังสำหรับใช้ในการสร้างกลับเชิงเรขาคณิตของหลอดเลือดแดงบริเวณลำคอที่แยกออกเป็นสองทางได้อย่างมีประสิทธิภาพ

1.3 งานวิจัยที่ผ่านมา

จากงานวิจัยในด้านการพัฒนาระเบียบวิธีในการสร้างกลับภาพอัลตราซาวด์สามมิติที่ผ่านมา Rohling และทีมวิจัย [15] ได้รวบรวมและสรุประเบียบวิธีที่นิยมใช้กันไว้สามวิธีหลักๆ คือ ระเบียบวิธีการประมาณค่าในช่วงด้วยว็อกเซลบริเวณใกล้เคียงที่ใกล้ที่สุด (Voxel Nearest-Neighbor : VNN interpolation), ระเบียบวิธีการประมาณค่าในช่วงด้วยพิกเซลบริเวณใกล้เคียงที่ใกล้ที่สุด (Pixel Nearest-Neighbor : PNN interpolation), และระเบียบวิธีการประมาณค่าในช่วงแบบถ่วงน้ำหนักตามระยะทาง (Distance-Weighted : DW interpolation) โดยระเบียบวิธี VNN นั้น แถวลำดับของว็อกเซลสามมิติ (3-D voxel array) จะถูกเติมด้วยค่าความเข้มของจุดภาพที่อยู่ในชุดภาพปัดแกนที่ใกล้ที่สุด จากนั้นว็อกเซลที่ยังไม่ถูกเติม (Unfilled voxel) จะถูกกำหนดให้มีค่าเท่ากับค่าในว็อกเซลที่ถูกเติม (Filled voxel) ที่ใกล้ที่สุดอีกครั้ง [16] ถึงแม้ว่าการสร้างกลับด้วยวิธีการนี้จะค่อนข้างง่ายและรวดเร็ว แต่ระเบียบวิธีนี้จะปรากฏสิ่งแปลกปลอม (Artifact) ในภาพสามมิติที่สร้างกลับคืนมาโดยเฉพาะอย่างยิ่งเมื่อช่วงในการสุ่มภาพในทิศทางของการสแกนมีขนาดใหญ่ สำหรับระเบียบวิธี PNN นั้นเป็นวิธีที่ใช้หลักการรวมเชิงพื้นที่ (Spatial compounding) เมื่อมีข้อมูลที่จะเข้าไปอยู่ในว็อกเซลเดียวกันหลายค่า โดยเริ่มแรกนั้นแถวลำดับของว็อกเซลสามมิติจะถูกเติมด้วยค่าความเข้มของจุดภาพที่อยู่ในชุดภาพปัดแกนที่ใกล้ที่สุดเช่นเดียวกับระเบียบวิธี VNN หากในว็อกเซลที่จะถูกเติมมีข้อมูลที่จะนำไปใส่อยู่หลายค่า ข้อมูลเหล่านั้นจะถูกนำมาเฉลี่ยแล้วจึงค่อยเติมค่าเฉลี่ยนั้นลงไป ส่วนว็อกเซลที่ยังไม่ถูกเติมจะถูกกำหนดค่าลงไปด้วยการเฉลี่ยข้อมูลในว็อกเซลที่ถูกเติมในว็อกเซลบริเวณใกล้เคียง (Voxel neighborhood) ขนาด $3 \times 3 \times 3$ ว็อกเซล หากในบริเวณดังกล่าวยังไม่มีว็อกเซลของข้อมูลที่ถูกเติม จะทำการขยายขนาดของว็อกเซลบริเวณใกล้เคียงจนกว่าจะมีการเฉลี่ยของข้อมูลในว็อกเซลที่ถูกเติมในบริเวณดังกล่าว [17]

สำหรับระเบียบวิธี DW นั้นข้อมูลของจุดภาพปัดแกนในพื้นที่บริเวณใกล้เคียง และมีศูนย์กลางอยู่ที่ว็อกเซลที่กำลังสนใจจะถูกถ่วงน้ำหนักตามระยะทางแบบผกผัน (Inverse distance-weights) ระหว่างว็อกเซลจุดศูนย์กลางไปยังจุดภาพเหล่านั้น จากนั้นจึงนำค่าที่ถูกถ่วงน้ำหนักมาเฉลี่ยเป็นค่าผลลัพธ์ของว็อกเซลจุดศูนย์กลางนั้น [18] เมื่อเปรียบเทียบระเบียบวิธีการประมาณค่าในช่วงแบบ VNN กับระเบียบวิธีการประมาณค่าในช่วงแบบ PNN และ DW พบว่าระเบียบวิธี PNN และ DW ซึ่งใช้การดำเนินการแบบเฉลี่ย (Averaging operation) จะมีประสิทธิภาพในด้านการลดทอนสัญญาณรบกวนแบบจุดได้ดีกว่าระเบียบวิธี VNN อย่างไรก็ตามกระบวนการเฉลี่ยดังกล่าวมีแนวโน้มที่จะลดทอนองค์ประกอบความถี่สูงภายในภาพ และทำให้ขอบภาพมีความราบเรียบจนเกินไป [19]

เพื่อรักษาสภาพของขอบภาพและทำให้ความคมชัดในภาพดีขึ้น ระเบียบวิธีการประมาณค่าในช่วงด้วยการถ่วงน้ำหนักตามระยะทางแบบปรับตัวได้ (Adaptive Distance-Weighted : ADW interpolation) ได้ถูกพัฒนาขึ้นมาโดย Huang [20] เมื่อไม่นานมานี้ โดยเริ่มแรกระเบียบวิธี ADW จะทำการประมาณค่าเฉลี่ย (Mean) และค่าความแปรปรวน (Variance) ของแต่ละว็อกเซลจากจุดภาพที่อยู่ในชุดภาพบิสแกนในย่านที่กำหนด โดยถ่วงน้ำหนักค่าเฉลี่ยและความแปรปรวนของว็อกเซลใดในว็อกเซลบริเวณใกล้เคียงอยู่ในเงื่อนไขพื้นที่เดียวกัน (Homogeneous region) กับข้อมูลในว็อกเซลศูนย์กลาง ว็อกเซลดังกล่าวนั้นจะถูกเซตให้มีค่าถ่วงน้ำหนักเท่ากับหนึ่ง หรือก็คือเป็นการนำข้อมูลเหล่านั้นมาคำนวณหาค่าเฉลี่ยเลขคณิต (Arithmetic mean) แต่ถ้าค่าเฉลี่ย และค่าความแปรปรวนของว็อกเซลใดในว็อกเซลบริเวณใกล้เคียงอยู่ในเงื่อนไขพื้นที่เดียวกัน (Inhomogeneous region) กับข้อมูลในว็อกเซลศูนย์กลาง ว็อกเซลดังกล่าวนั้นจะถูกเซตให้มีค่าถ่วงน้ำหนักเท่ากับศูนย์ หรือก็คือเป็นการกำจัดข้อมูลเหล่านั้นออกไป นอกเหนือจากเงื่อนไขข้างต้นแล้วถ่วงน้ำหนักค่าเฉลี่ยและความแปรปรวนของว็อกเซลใดในว็อกเซลบริเวณใกล้เคียงอยู่ในเงื่อนไขของพื้นที่ที่มีการเปลี่ยนแปลง (Transition region) เมื่อเทียบกับข้อมูลในว็อกเซลศูนย์กลาง ว็อกเซลดังกล่าวนั้นจะถูกเซตให้มีค่าถ่วงน้ำหนักแบบปรับตัวได้ตามระยะทางแบบผกผันคล้ายๆ กันกับระเบียบวิธี DW อย่างไรก็ตามถึงแม้ว่าระเบียบวิธี ADW จะมีประสิทธิภาพในการประมาณค่าในช่วง และการลดทอนสัญญาณรบกวนแบบจุดเมื่อเปรียบเทียบกับระเบียบวิธีอื่นๆ แต่ระเบียบวิธี ADW ดังกล่าวต้องการการคำนวณค่าสถิติในย่าน (Local statistic) แต่ละย่านซึ่งมีความซับซ้อน (Complexity) ที่สูง ส่งผลให้ระเบียบวิธีดังกล่าวไม่เหมาะที่จะนำมาใช้ในเชิงเวลาจริง

ดังนั้นในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้จะได้นำเสนอระเบียบวิธีในการสร้างกลับภาพอัลตราซาวนด์สามมิติแบบใหม่จากชุดภาพอัลตราซาวนด์สองมิติที่ได้จากการสแกนภาพแบบเชิงเส้นทางกลแตกต่างจากระเบียบวิธีในการสร้างกลับภาพอัลตราซาวนด์สามมิติแบบอื่นๆ ที่ถูกพัฒนาและนิยมนำมาใช้กันในการขยายงานของการสแกนแบบถออิสระ ระเบียบวิธีแบบใหม่ที่จะได้พัฒนาขึ้นมานี้จะใช้ประโยชน์จากรูปแบบความสม่ำเสมอของชุดภาพที่ได้จากการสแกนแบบเชิงเส้นทางกลเพื่อเพิ่มประสิทธิภาพในการสร้างกลับทางเวลา ระเบียบวิธีในการสร้างกลับภาพอัลตราซาวนด์สามมิติแบบใหม่ที่จะได้นำเสนอนี้คือวงจรรองเร็กกูลารีไรซ์ซาวิตสกี-โกเลย์แบบวน (Cyclic Regularized Savitzky-Golay : CRSG filters) ซึ่งเป็นการพัฒนาระเบียบวิธีของวงจรรองซาวิตสกี-โกเลย์ (Savitzky-Golay : SG filters) [21] ต้นแบบออกไปในสองประเด็น ประเด็นแรกคือฟังก์ชันข้อบกพร่องวนซ้ำ (Cyclic indicator function) จะถูกพัฒนาและนำมารวมเข้ากับฟังก์ชันกำลังสองน้อยสุด (Least-squares function) เพื่อทำให้วงจรรอง CRSG สามารถลดทอนสัญญาณรบกวนแบบจุด ณ ตำแหน่งที่มีข้อมูลของจุดภาพ และสามารถประมาณค่าระหว่างช่วงข้อมูลที่ไม่สม่ำเสมอ ณ ตำแหน่งที่ไม่มีข้อมูลของจุดภาพ ประเด็นที่สองคือฟังก์ชันในการเร็กกูลารีไรซ์ (Regularization

function) จะถูกพัฒนาและนำมารวมเข้ากับฟังก์ชันกำลังสองน้อยสุดเพื่อให้ระเบียบวิธีแบบใหม่นี้สามารถถ่วงดุลกันระหว่างระดับการลดทอนสัญญาณรบกวนแบบจุดและระดับในการรักษารายละเอียดของภาพ การประเมินสมรรถนะของวงจรกรองที่ได้พัฒนาขึ้นมาจะเปรียบเทียบกับระเบียบวิธีการประมาณค่าในช่วงแบบ VNN และประมวลผลภายหลัง (Post-process) ด้วยวงจรกรองลดทอนสัญญาณรบกวนแบบจุดปรับตัวได้ (Adaptive Speckle Reduction : ASR filters) [22], ระเบียบวิธีการประมาณค่าในช่วงแบบ VNN และประมวลผลภายหลังด้วยวงจรกรองมัธยฐานถ่วงน้ำหนักปรับตัวได้ (Adaptive Weighted Median : AWM filters) [23], ระเบียบวิธีการประมาณค่าในช่วงแบบ DW และระเบียบวิธีการประมาณค่าในช่วงแบบ ADW ในการสร้างกลับภาพอัลตราซาวนด์สังเคราะห์สามมิติและภาพอัลตราซาวนด์ของหลอดเลือดแดงบริเวณลำคอที่แยกออกเป็นสองทาง (Carotid artery bifurcation)

1.4 เป้าหมายและขอบเขตของงานวิจัย

พัฒนาระเบียบวิธีในการสร้างกลับภาพอัลตราซาวนด์สามมิติแบบใหม่ในขอบข่ายงานของการสแกนแบบเชิงเส้นทางกล โดยให้สามารถประมาณค่าในช่วงของตำแหน่งข้อมูลที่ขาดหายไป และสามารถลดทอนสัญญาณรบกวนแบบจุดในตำแหน่งที่มีข้อมูลได้ในเวลาเดียวกัน ประเมินสมรรถนะของระเบียบวิธีที่ได้พัฒนาขึ้นมาพร้อมทั้งเปรียบเทียบประสิทธิภาพในการสร้างกลับและประสิทธิภาพในการคำนวณกับระเบียบวิธีที่ใช้ในการสร้างกลับภาพอัลตราซาวนด์สามมิติที่นิยมใช้กัน

1.5 ขั้นตอนและวิธีดำเนินงาน

1. ศึกษาค้นคว้าถึงปัญหา สาเหตุ ความจำเป็น และวิธีการในการสร้างกลับภาพอัลตราซาวนด์สามมิติ
2. ศึกษาระเบียบวิธีในการสร้างกลับภาพอัลตราซาวนด์สามมิติจากงานวิจัยที่ผ่านมา
3. พัฒนาระเบียบวิธีในการสร้างกลับภาพอัลตราซาวนด์สามมิติ โดยให้สามารถประมาณค่าในช่วง และลดทอนสัญญาณรบกวนแบบจุดได้ในเวลาเดียวกัน
4. ประเมินสมรรถนะและผลการจำลองเปรียบเทียบกับระเบียบวิธีที่นิยมใช้กัน
5. วิเคราะห์ และสรุปผลงานวิจัย
6. เรียบเรียงและตีพิมพ์ผลงานวิจัย และจัดทำรายงานฉบับสมบูรณ์

1.6 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

1. ทำให้ทราบถึงขั้นตอน และวิธีการในการบันทึกข้อมูลชุดภาพปัสสาวะสำหรับนำมาสร้างกลับเป็นภาพอัลตราซาวนด์สามมิติ
2. ได้ระเบียบวิธีที่มีประสิทธิภาพในการสร้างกลับภาพอัลตราซาวนด์สามมิติ และสามารถทำงานได้ในเวลาจริง
3. เป็นแนวทางในการนำไปประยุกต์ใช้ในการสร้างกลับภาพสามมิติในภาพทางการแพทย์แบบอื่นๆ
4. ลดภาระของบุคลากรผู้เชี่ยวชาญและลดเวลาในการวินิจฉัยโรคในทางการแพทย์