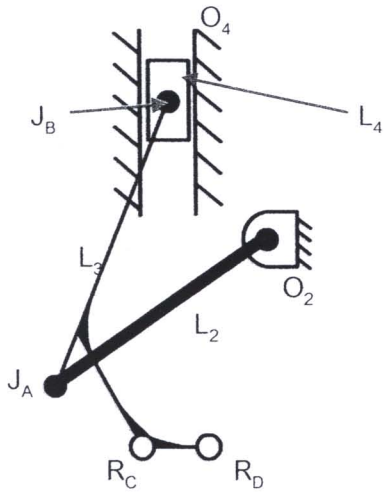
บทที่ 3

แนวคิดหลักและขั้นตอนในการออกแบบเบื้องต้น

3.1 แนวคิดหลักในการออกแบบ

โดยจากบทที่ 2 เมื่อพิจารณาแล้วจะเห็นว่าถึงแม้การควบคุมอัตราหน่วงของการงอขาโดยมีระบบของไหลควบคู่กับระบบอิเล็คทรอนิคส์จะให้การเดินที่ดีแต่ลักษณะของกลไกเป็นแบบแกนหมุนเดี่ยวจึงทำให้เส้นทางการเคลื่อนที่ไม่เหมือนกับเข่าจริงในธรรมชาติเท่าที่ควร ดังนั้นจึงเลือกออกแบบกลไกข้อเข่าให้เป็นกลไกแบบ Four-bar linkage เนื่องจากเป็นรูปแบบของกลไกที่ง่ายที่สุดที่สามารถให้ลักษณะการเคลื่อนที่แบบหลายจุดหมุน (Polycentric) ทั้งนี้หากออกแบบเป็น Four-bar linkage ตามปกตินั้นจะต้องมี 4 ก้านต่อ (Linkage) และ 4 จุดต่อแบบหมุน (Revolute joint) แต่ถ้ามีการเปลี่ยนจุดต่อแบบหมุนมาเป็นจุดต่อแบบลื่นไถล (Prismatic joint) แล้วนำมารวมกัน กลไกที่ได้ยังเป็นรูปแบบของ Four-bar linkage เช่นเดิมแต่จะทำให้ชิ้นส่วนของกลไกลดน้อยลง ซึ่งเป็นกลไก Four-bar linkage อีกแบบหนึ่งเรียกว่า Inverse offset slider-crank mechanism สำหรับการใช้กลไกแบบนี้ในการเลียนแบบเข่านั้นจะออกแบบกลไกให้การเคลื่อนที่ไม่ครบเป็นวงกลม 360 องศา คือจะมีลักษณะคล้ายกับการเคลื่อนที่กลับไปมาคล้ายกับการพับงอและเหยียดของเข่า [12] สุดท้ายจะได้ Kinematic diagram ของกลไกที่จะนำไปใช้ในขั้นตอนต่อไปดังรูปที่ 3.1 โดยมี Linkage L_1 เป็น Ground linkage O_2 (Revolute joint) และ O_4 (Prismatic joint) เป็น Ground pivot ส่วนสำหรับ Moving pivot คือ joint J_A และ J_B ตามลำดับ สุดท้ายมีจุดที่อยู่บน Linkage L_3 สองจุดสำหรับใช้เลียนแบบการเคลื่อนที่เข่าคือ R_C และ R_D



สำนักงานคณะกรรมการวิจัยแห่งชาติ ห้องสมุดงานวิจัย

รูปที่ 3.1 Kinematic diagram ของกลไกข้อเข่าเทียมที่ได้ออกแบบ

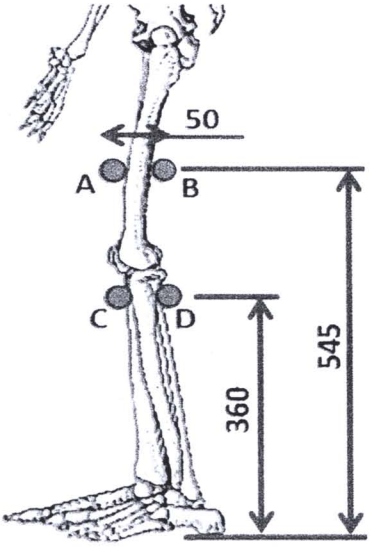
3.2 การออกแบบเบื้องต้น

ในการออกแบบกลไกเข่าเริ่มต้นจากการหาเส้นทางการเคลื่อนที่ของจุดบนขาท่อนล่างสัมพัทธ์กับจุดบนขาท่อนบน เพื่อใช้อ้างอิงเป็นการเคลื่อนไหวที่เลียนแบบธรรมชาติ หลังจากนั้นจึงออกแบบกลไกที่มีเส้นทางการเคลื่อนที่เหมือนกับเส้นทางที่ได้ดังกล่าว แล้วนำแบบกลไกที่เป็นแบบโครงร่าง (Kinematic diagram) มาออกแบบเพื่อใช้งาน (Detail design) เมื่อได้กลไกที่สมบูรณ์แล้ว จึงนำกลไกนี้ไปตรวจสอบเสถียรภาพในการใช้งานจริง คือให้อาสาสมัครทดลองใช้เดิน ว่ากลไกมีเสถียรภาพตาม Gait cycle หรือไม่ โดยแต่ละขั้นตอนการออกแบบจะมีรายละเอียดดังนี้

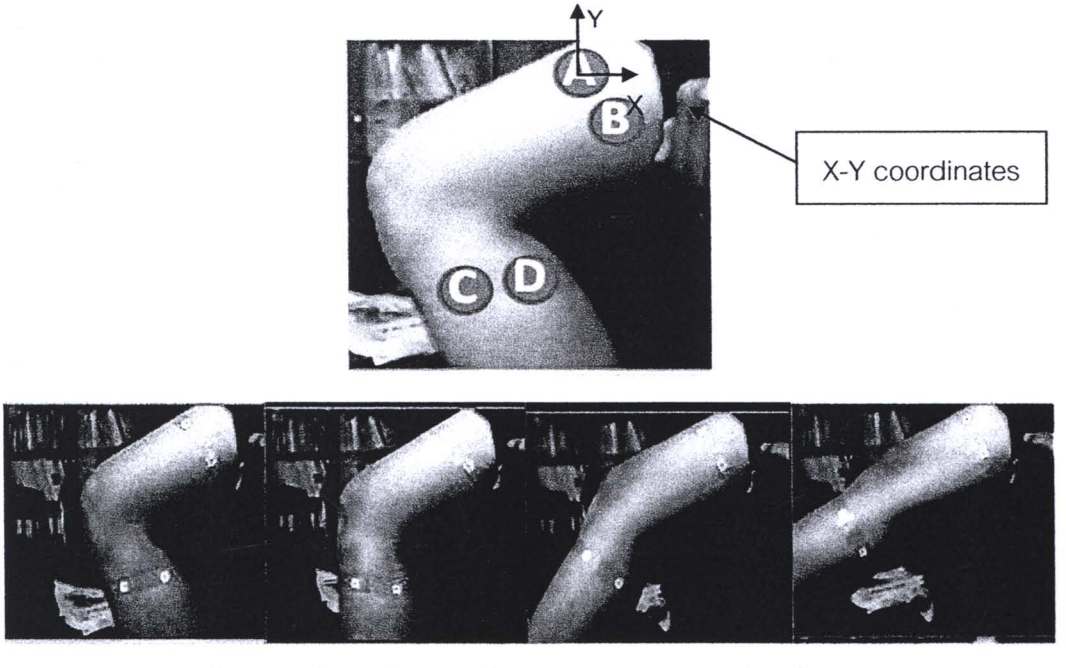
3.2.1 การหาข้อมูลเส้นทางการเคลื่อนที่ของขา

ในการออกแบบกลไกเข่านี้ใช้ข้อมูลเส้นทางการเคลื่อนที่ซึ่งหามาได้โดย เริ่มต้นกำหนดความสูงของตำแหน่งที่จะติดจุดอ้างอิง 4 จุดเทียบกับพื้น และกำหนดระยะห่างระหว่างจุดในแนวระดับให้เป็นไปดังรูปที่ 3.2 จากนั้นนำจุดอ้างอิงทั้ง 4 จุดไปติดที่ตำแหน่งของขาจริงจากนั้นให้อาสาสมัครยืดและขอเข่าในขณะนั่งเก้าอี้ดังรูปที่ 3.3 แล้วทำการถ่ายภาพวีดีโอเก็บไว้ หลังจากได้ภาพวีดีโอแล้วจึงใช้โปรแกรมคอมพิวเตอร์เพื่อใช้ในการนำพิกัดจุดของแต่ละจุดอ้างอิงออกมาเป็นข้อมูลในการเคลื่อนที่แล้วนำมาสร้างเป็นกราฟในระนาบ X-Y โดยมีจุดกำเนิด อยู่ที่จุด A และหากกำหนดให้จุด A และจุด B อยู่กับที่ตลอดการงอเหยียดขาก็จะได้เส้นทางการเคลื่อนที่ของจุด C

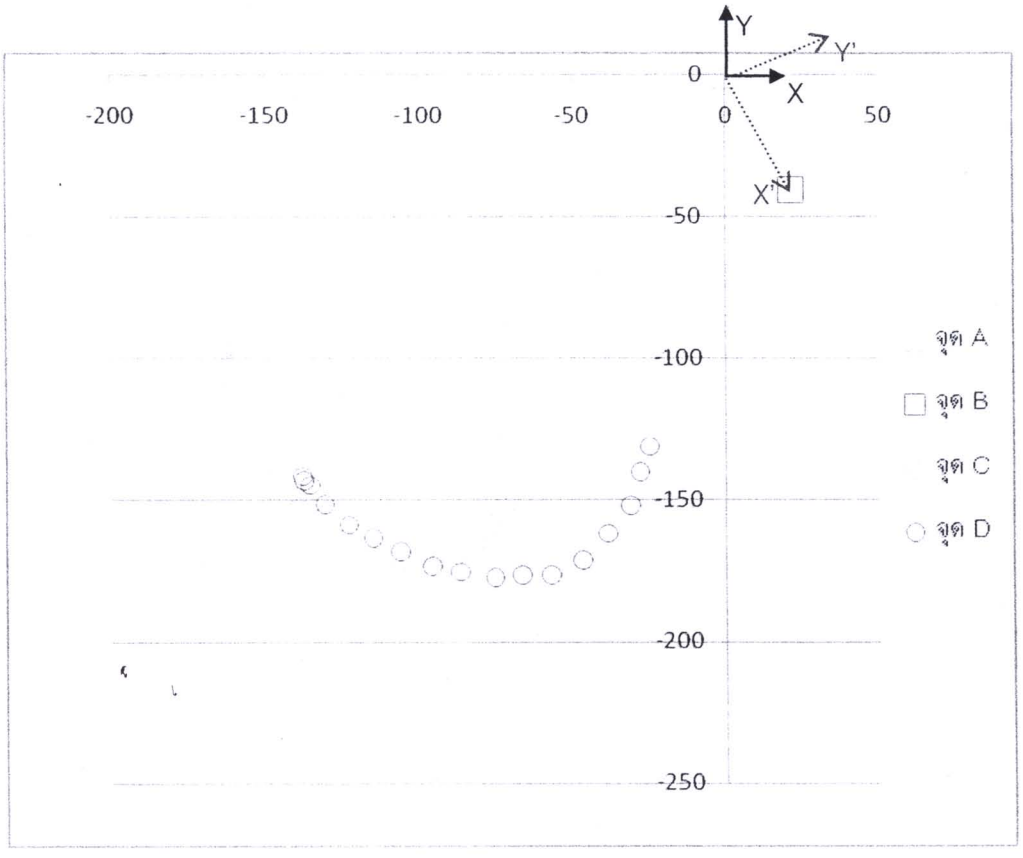
และจุด D เทียบกับจุด A และจุด B และได้กราฟของข้อมูลในพิกัด X-Y coordinate ดังรูปที่ 3.4 และเมื่อทำการ Coordinate transform ไปยังพิกัด X'-Y' coordinate ซึ่งเสมือนขากำลังยืนตรงอยู่ ซึ่งจะได้ข้อมูลที่นำมาใช้ในขั้นตอนการออกแบบต่อไปดังรูปที่ 3.5



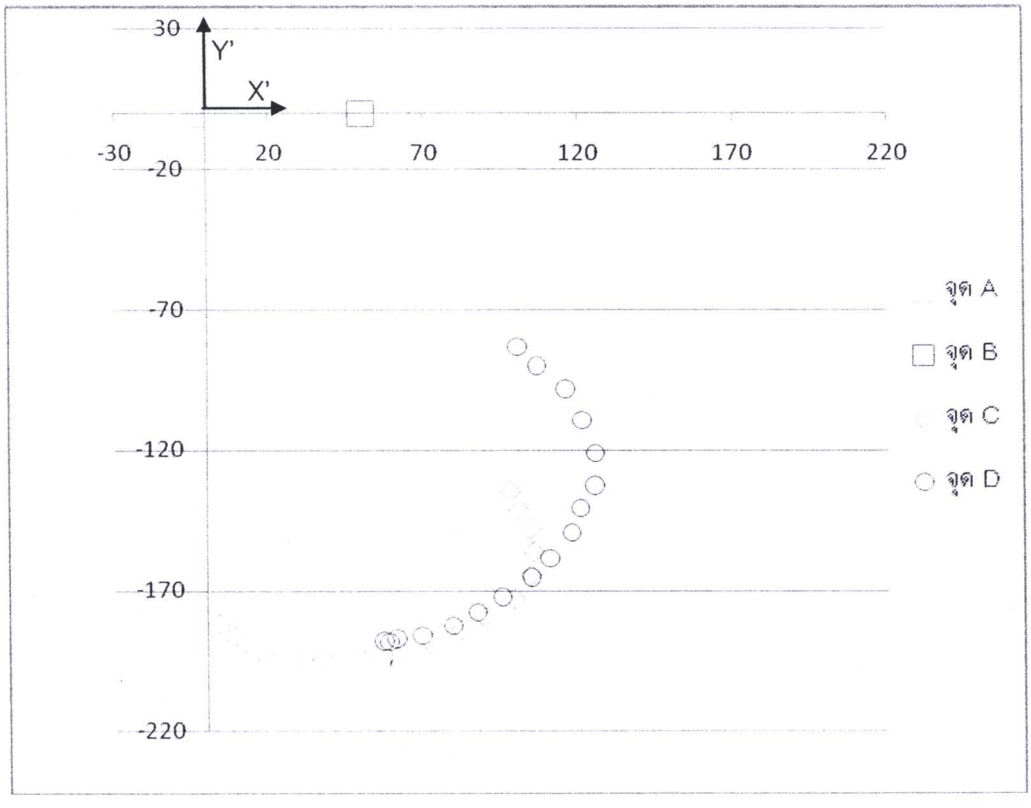
รูปที่ 3.2 ตำแหน่งจุดอ้างอิงที่ใช้หาเส้นทางการเคลื่อนที่ของเข่า



รูปที่ 3.3 ขาที่ติดจุดอ้างอิงเพื่อใช้หาเส้นทางการเคลื่อนที่ของเข่า



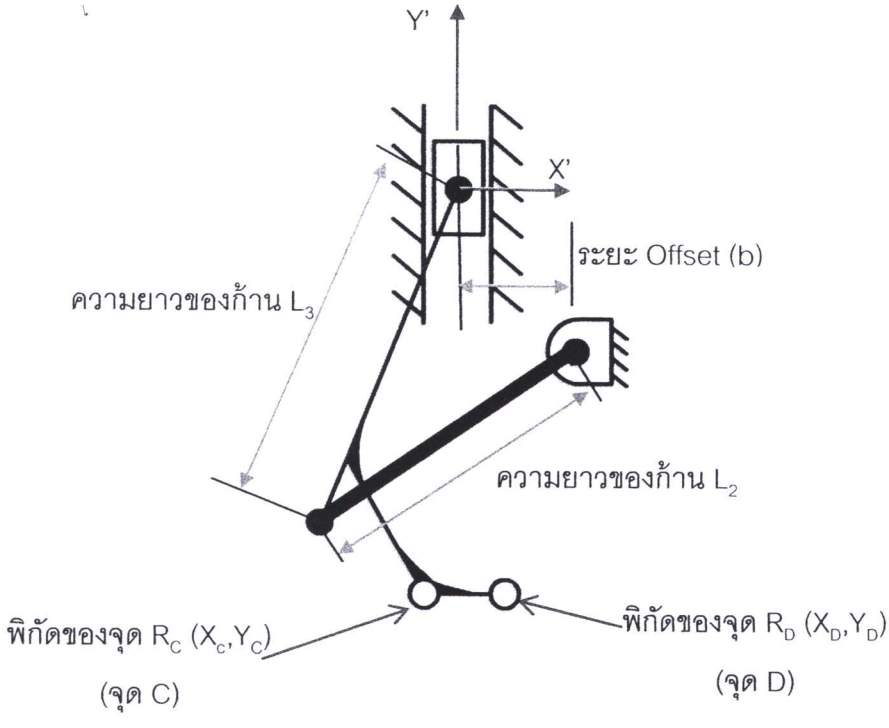
รูปที่ 3.4 เส้นทางการเคลื่อนที่ของเข่าใน X-Y coordinate



รูปที่ 3.5 เส้นทางการเคลื่อนที่ของเข่าที่ Coordinate transform มายัง X'-Y' coordinate

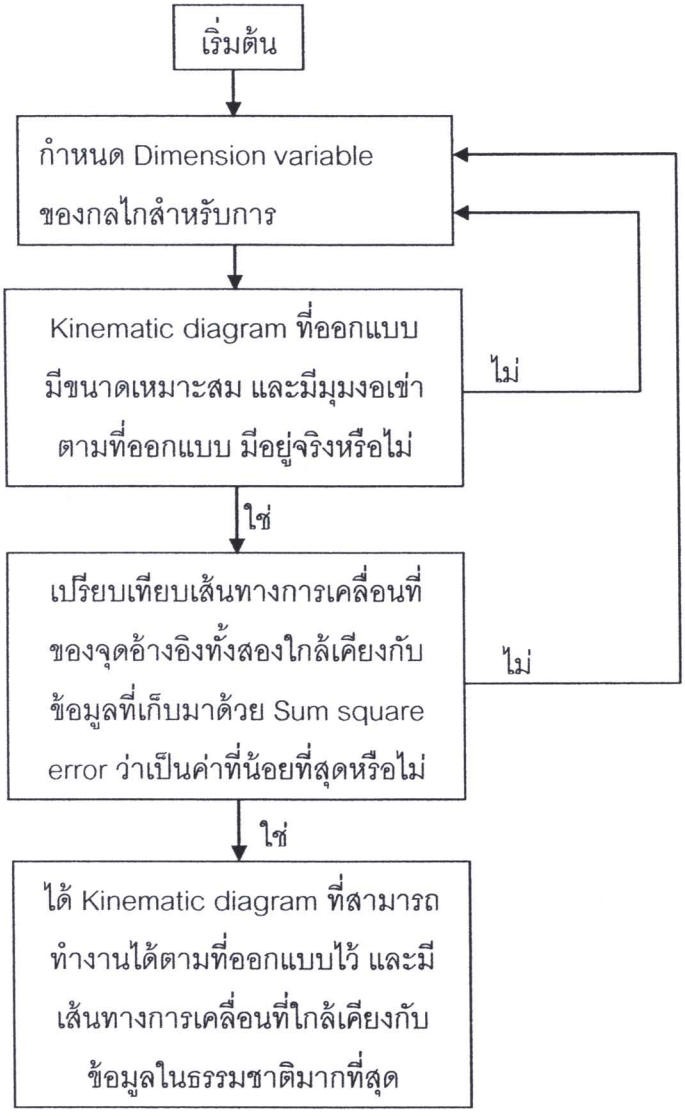
3.2.2 การหาขนาดของแบบโครงร่าง (Dimension of kinematic diagram)

จากข้อมูลการเคลื่อนที่ที่ได้มาจากหัวข้อที่แล้วจึงสามารถสร้างแบบโครงร่างของกลไก โดยกำหนดตัวแปรที่สำคัญในกระบวนการ Optimization ยกตัวอย่างเช่น ความยาวของก้านกลไกแต่ละก้าน และตำแหน่งของจุดอ้างอิง การจัดวางเริ่มต้น (Initial orientation) ของกลไก เป็นต้น โดยตัวแปรที่กำหนดให้เปลี่ยนค่าในกระบวนการ Optimization เช่น ระยะ Offset (b) ความยาว L_2,L_3 และพิกัดของจุด R_C ,R_D ในแกน X-Y เป็นต้น ดังแสดงในรูปที่ 3.6 และเพื่อให้จุดอ้างอิงทั้งสองมีเส้นทางการเคลื่อนที่ขณะทำงานคล้ายกับข้อมูลที่ได้ให้มากที่สุด ความคล้ายกันนี้วัดได้จากค่า Sum square error ของพิกัดของข้อมูลทั้งสองชุดที่ได้นำมาเปรียบเทียบกัน



รูปที่ 3.6 ตัวอย่างตัวแปรที่กำหนดให้มีการเปลี่ยนค่าในกระบวนการ Optimization

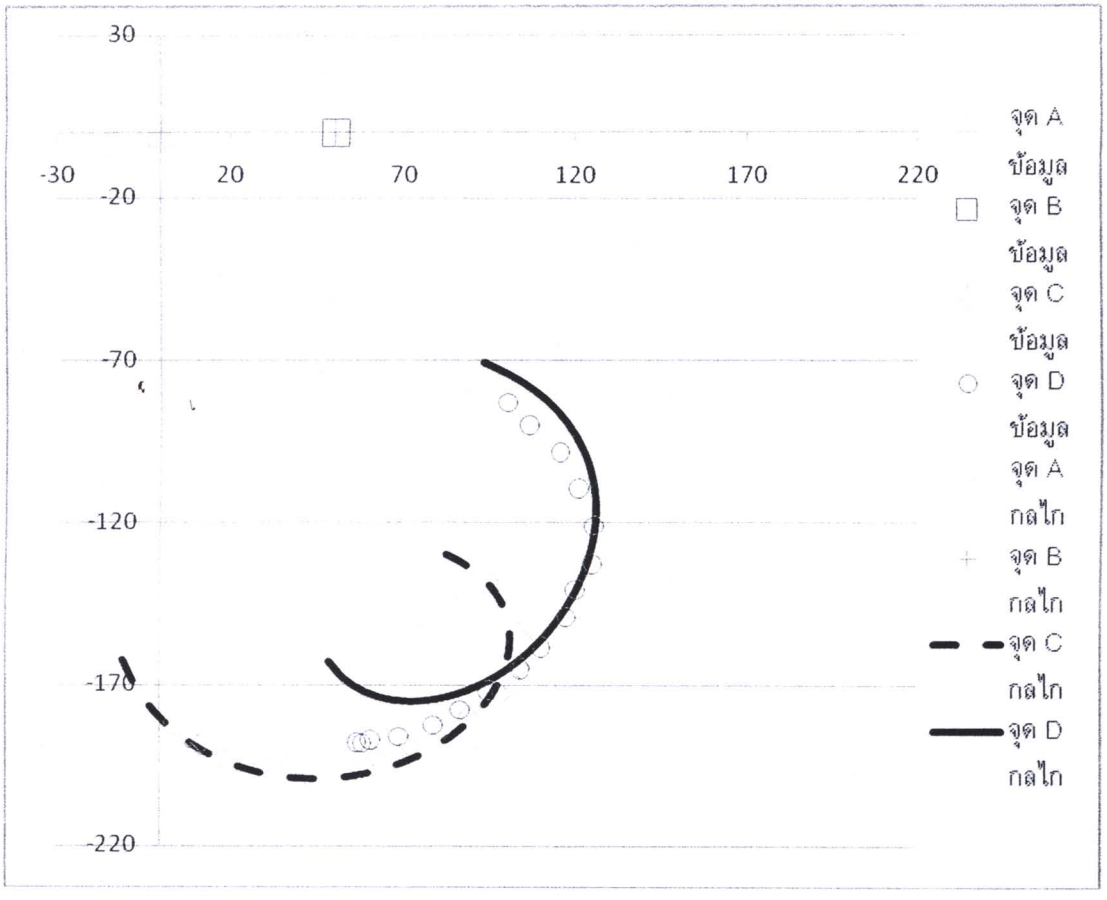
กระบวนการ Optimization จะเริ่มจาก กำหนดค่าเริ่มต้นให้กับตัวแปรที่ต้องการจะเปลี่ยนค่า ต่อมาคำนวณเพื่อเคลื่อนกลไกทีละน้อยเพื่อสร้างเส้นทางการเคลื่อนที่ของจุดอ้างอิง เป้าหมายของการ Optimization นี้คือ Minimize sum square error ดังที่กล่าวข้างต้นให้ได้มากที่สุด โดยที่มีข้อกำหนดในด้านการออกแบบอื่นๆเข้ามาเกี่ยวข้องด้วย ยกตัวอย่างเช่น ความกะทัดรัดของกลไก มุมของการงอเข่ามากสุด และ ความยาวของช่องว่างสำหรับใส่สปริง เป็นต้น โดยจะมีแผนภูมิแสดงการทำงาน (Flow chart) ดังรูปที่ 3.7



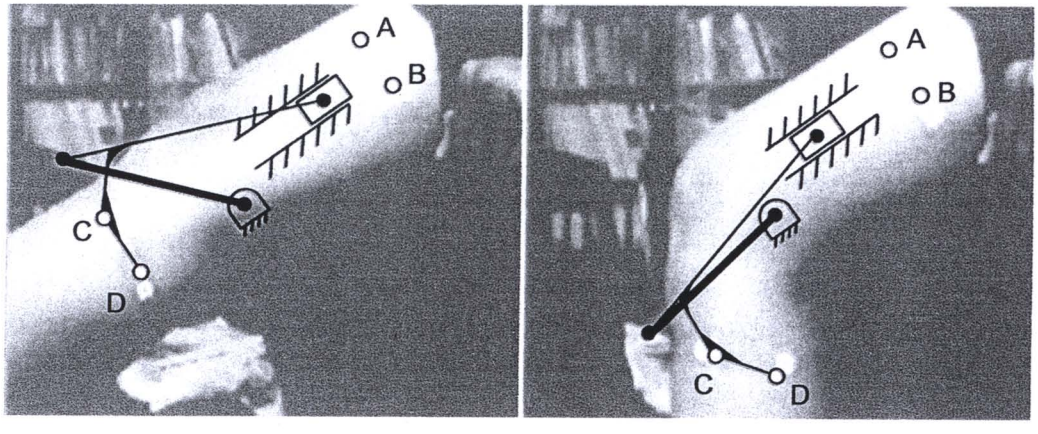
รูปที่ 3.7 การทำงานของการ Optimazation เพื่อหา Kinematic diagram ของกลไกที่เหมาะสม

การสังเคราะห์กลไกจากข้อมูลเส้นทางการเคลื่อนที่ได้ผลการเคลื่อนที่ของกลไกออกมาใกล้เคียงกับข้อมูลที่เก็บมาได้ กระบวนการ Optimization นี้ใช้โมดูล Solver [13] จากโปรแกรม Microsoft Excel ซึ่งใช้วิธีการของ Newton-Raphson ในการ Minimize objective function ของกระบวนการ Optimization ซึ่งในที่นี้คือค่า Sum square error ระหว่างพิกัดของจุด R_C และ R_D กับ พิกัดของข้อมูลจุด C และจุด D ที่เก็บข้อมูลมาได้ ถึงแม้ Newton-Raphson method จะไม่สามารถคำนวณระบบสมการที่มีความเป็น Nonlinearity สูงได้อย่างสมบูรณ์แบบ แต่ยังสามารถหาคำตอบที่ใกล้เคียงได้โดยหลังจากแก้ระบบด้วยวิธี Newton-Raphson เพื่อให้ได้มาซึ่งคำตอบที่ใกล้เคียงแล้วจึงใช้วิธีการค่อยๆปรับค่าตัวแปรที่กำหนดจนได้ว่าเส้นทางการเคลื่อนที่ที่ได้ใกล้เคียง

กันกับข้อมูล สุดท้ายก็จะได้ Kinematic diagram ของกลไกที่มีเส้นทางการเคลื่อนที่คล้ายกับข้อมูลมากที่สุด เมื่อทำการ Optimize เรียบร้อยแล้วก็จะได้ลักษณะของเส้นทางการเคลื่อนที่ของจุดอ้างอิงทั้งสองออกมาดังรูปที่ 3.8 และการเปรียบเทียบกลไกกับภาพที่เก็บมาดังรูปที่ 3.9



รูปที่ 3.8 เส้นทางการเคลื่อนที่ของกลไกเปรียบเทียบกับข้อมูลเส้นทางการเคลื่อนที่ของเข่า



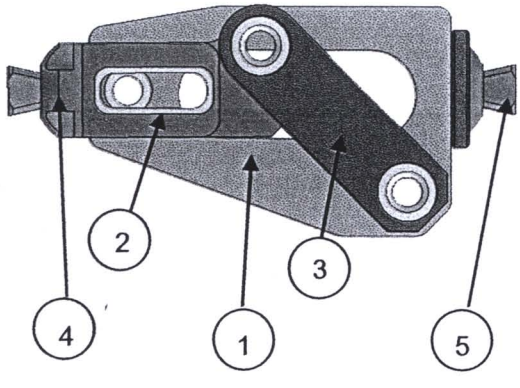
รูปที่ 3.9 กลไกที่ได้เทียบกับลักษณะการงอขา

3.2.3 การออกแบบแบบใช้งาน (Detail design)

จากหัวข้อ 3.2.1 เมื่อได้ Kinematic diagram ของกลไกที่มีตัวแปรที่ใช้ในการ Optimization เป็นตัวกำหนดขนาดมิติ (Dimension) หลักๆของกลไกมาแล้วจึงนำไปออกแบบ Detail design เพื่อให้เป็นกลไกที่สามารถใช้งานได้ต่อไป โดยการออกแบบยึดหลักให้แต่ละชิ้นส่วนต้องผลิตง่าย คือกัดขึ้นรูปได้ง่าย และเสียวัสดุจากการกัดขึ้นรูปน้อยที่สุด สำหรับวัสดุที่ใช้ในส่วนของโครงสร้างหลักของกลไกได้เลือกใช้อะลูมิเนียม เนื่องจากสามารถหาได้ทั่วไป น้ำหนักเบา และอะลูมิเนียมสามารถหล่อขึ้นรูปได้ง่าย แต่ยังมีบางชิ้นส่วนของกลไกต้องการความแข็งแรงทนทานและความแข็ง (Hardness) ของพื้นผิว เช่น พีระมิดชิ้นบนที่ใช้ยึดติดกับเบ้า พีระมิดชิ้นล่างที่ใช้ยึดตัดุกับส่วนหน้าแข้ง และสลักของแต่ละ Joint จึงต้องใช้วัสดุเป็นเหล็กกล้าไร้สนิม (Stainless steel 304 : SS304) เนื่องจากที่ SS304 สามารถหาซื้อได้ทั่วไปและมีราคาถูก ในการป้องกันความเสียหายจากแรงกดและการเสียดสี ที่บริเวณ Joint เนื่องจากอะลูมิเนียมนั้นเมื่อเสียดสีกันเองจะทำให้เกิดการสึกหรอมากและอาจทำให้กลไกติดขัดระหว่างการใช้งาน ดังนั้นจึงเลือกใช้ทองเหลืองเป็นตัวช่วยรองรับการสึกหรอและช่วยให้ลื่นทำให้เคลื่อนที่ได้ง่าย โดยกลไกข้อเข่าทั้งหมดจะมีส่วนประกอบของกลไกดังนี้

- ส่วนประกอบโครงสร้างของกลไก

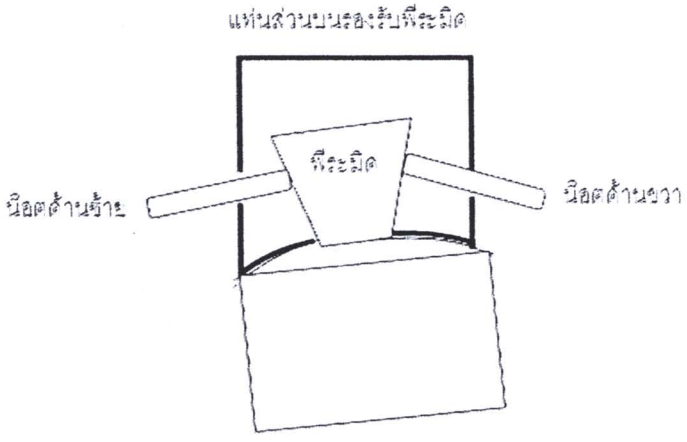
ส่วนประกอบของโครงสร้างประกอบด้วย 5 ชิ้นด้วยกันคือ โครงภายนอก (ซ้าย-ขวา) ก้านแกว่ง ชิ้นร่อง พีระมิดบน และ พีระมิดล่าง โดยแต่ละชิ้นส่วนจะมีตำแหน่งเมื่อประกอบกับดังรูปที่ 3.10



รูปที่ 3.10 ชิ้นส่วนโครงสร้างหลักของกลไก

1. โครงภายนอก ทำจากอะลูมิเนียมเป็นชิ้นส่วนที่เสมือนเป็น Ground linkage ของกลไก มีสองชิ้นคือด้านซ้ายและด้านขวาประกบกันและมีชิ้นส่วนอื่นๆอยู่ระหว่างกลางของสองชิ้น
2. ชิ้นร่อง ทำจากอะลูมิเนียมเป็นชิ้นที่ยึดกับพีระมิดบน และมีช่องสำหรับสลักซึ่งทำหน้าที่เป็นข้อต่อแบบสล๊อต (Slot joint) ในกลไก และมีข้อต่อแบบหมุน (Revolute joint) สำหรับต่อกับชิ้นก้านแกว่ง
3. ก้านแกว่ง ทำจากอะลูมิเนียมยึดติดระหว่างโครงภายนอกและชิ้นร่องโดยข้อต่อแบบหมุน (Revolute joint) ทั้งสองจุด ทำหน้าที่ร่วมกับชิ้นร่องในการแกว่งเพื่อให้ได้เส้นทางการเคลื่อนที่แบบหลายแกนหมุน
4. พีระมิดบน ทำจาก SS304 ใช้สำหรับต่อกับเบ้าขาเทียม สามารถปรับมุมเอียงสำหรับผู้ใช้แต่ละคนได้
5. พีระมิดล่าง ทำจาก SS304 ใช้สำหรับต่อกับหน้าแข้ง สามารถปรับมุมเอียงสำหรับผู้ใช้แต่ละคนได้เช่นเดียวกับพีระมิดบน

โครงภายนอกใช้สำหรับติดชิ้นส่วนอื่นๆเข้าไป ซึ่งเปรียบเสมือนเป็น Ground link ของกลไกนี้ แต่ส่วนของก้านแกว่งและชิ้นร่องจะเคลื่อนที่ในขณะที่กลไกทำงาน เปรียบเสมือน Linkage ของกลไก ชิ้นส่วนที่ทำหน้าที่เป็นตัวต่อใช้ในการประกอบกับเบ้าขาเทียมและส่วนหน้าแข้งจะเรียกชิ้นส่วนทั้งสองชิ้นนี้ว่า พีระมิดบน และ พีระมิดล่าง ตามลำดับ โดยเนื่องจากผู้พิการแต่ละคนมีลักษณะของขาต่างกัน ส่งผลให้แนว Alignment ต่างกัน หากข้อเข่าเทียมที่สร้างขึ้นไม่มีการตั้ง Alignment ให้เหมาะสม อาจจะส่งผลต่อเสถียรภาพทั้งขณะยืนและขณะเดิน เพื่อให้ง่ายต่อการปรับ Alignment จึงต้องมีข้อต่อพีระมิดที่ช่วยในการปรับแนว Alignment ติดอยู่กับด้านบนและด้านล่างของข้อเข่าเทียม โดยการปรับ Alignment นั้นปรับได้จากการขันน็อตให้เอียงไปในด้านที่ต้องการ ดังรูปที่ 3.11 เช่น หากต้องการปรับ Alignment ให้หัวพีระมิดเอียงไปด้านซ้าย จะต้องปรับขันน็อตทางด้านขวาให้เข้าไปลึกกว่าน็อตทางด้านซ้ายในรูปที่ 3.11 ในทำนองเดียวกันก็สามารถปรับหัวพีระมิดให้เอียงไปทางด้านหน้าและด้านหลังได้ด้วย



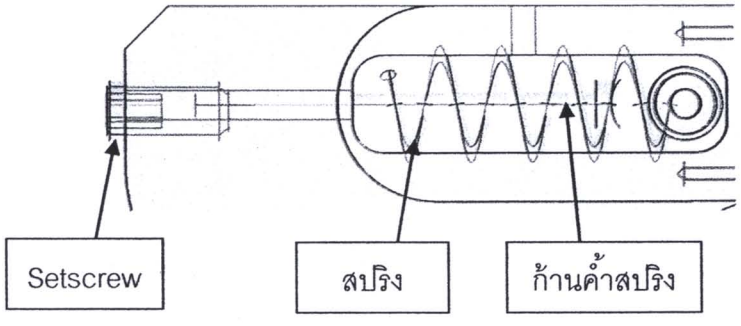
รูปที่ 3.11 ชิ้นส่วนพีระมิดเมื่อนำไปใช้งาน

- ส่วนประกอบอื่นๆที่สำคัญในกลไก

สำหรับชิ้นส่วนที่จำเป็นนอกเหนือจากชิ้นส่วนโครงสร้างที่จะช่วยให้กลไกเข่านี้ทำงานได้ได้แก่

1. สปริง ทำหน้าที่ให้กลไกดีดกลับในจังหวะกลับจาก Swing phase ไปยัง Stance phase
2. น็อตหนอน (Set screw) ทำหน้าที่ปรับค่าหดตัวเริ่มต้นของสปริงทำให้ผู้ใช้สามารถปรับแรงต้านในจังหวะเริ่มงอของกลไกเข่าได้
3. ก้านค้ำสปริง ทำหน้าที่ช่วยป้องกันไม่ให้สปริงงอตัวไปด้านข้าง (Column buckling failure) ซึ่งจะทำให้กลไกไม่สามารถทำงานได้

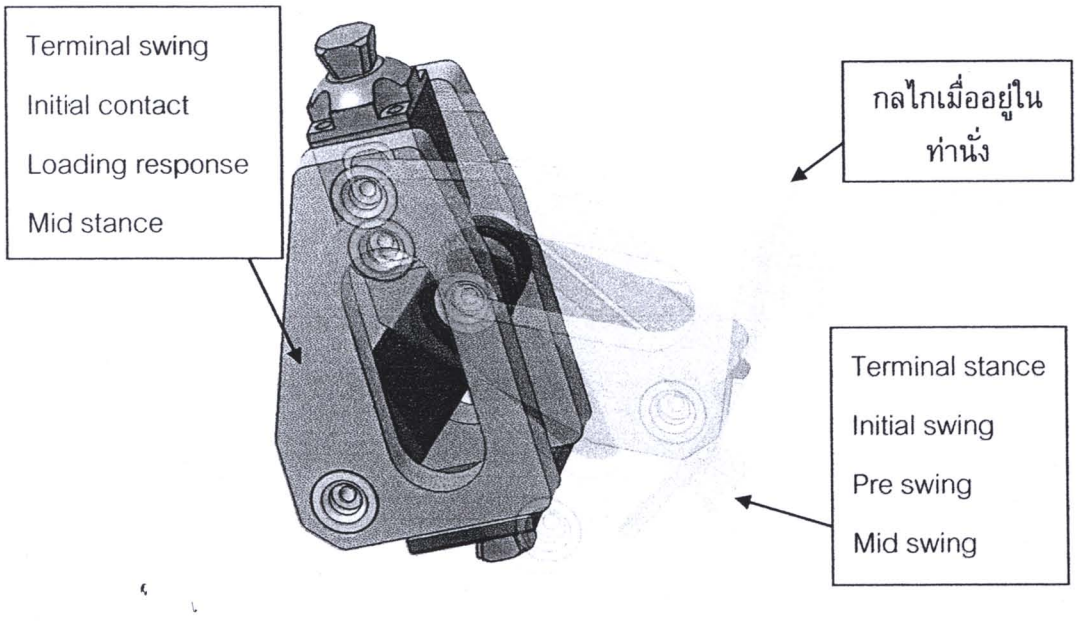
โดยเมื่อประกอบกลไกแล้วจะอยู่ในกลไกดังรูปที่ 3.12



รูปที่ 3.12 ชิ้นส่วนที่ทำงานเป็นส่วนดีดกลับของกลไก

3.2.4 หลักการทำงานของกลไก

หลังจากที่ประกอบชิ้นส่วนทุกชิ้นแล้วจะได้กลไกเข่าที่สามารถทำงานได้โดยหากเทียบกับตอนขายืดตรงเป็นตำแหน่งเริ่มต้นคือ 0 องศาจะมีมุมงอของเข่ามากที่สุด (Maximum flexion angle) เท่ากับ 90 องศา และที่ตำแหน่งต่างๆในขณะที่กลไกทำงานจะมีลักษณะเป็นดังรูปที่ 3.13

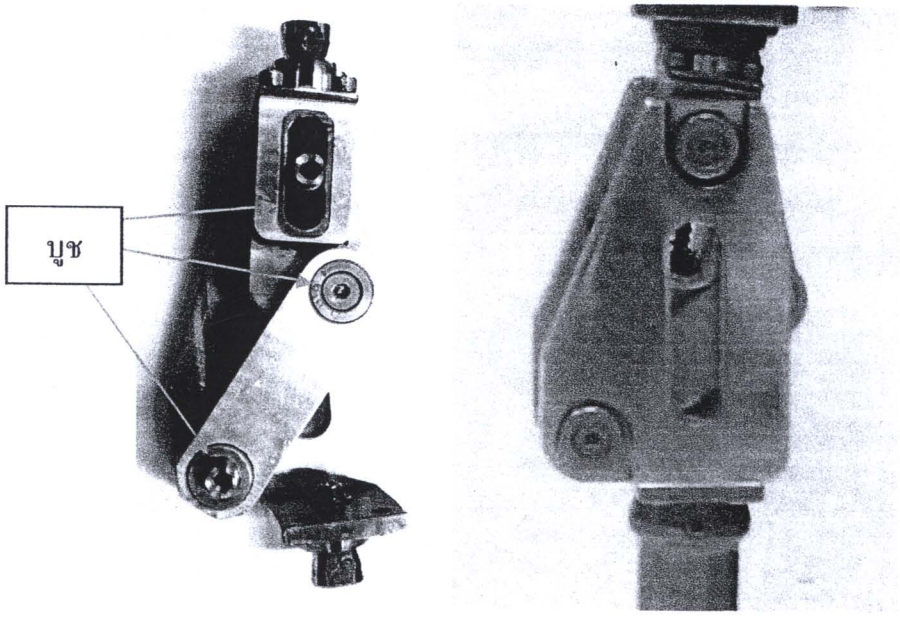


รูปที่ 3.13 การเคลื่อนที่ของกลไกเมื่อพับงอ

การทำงานของกลไกเข่านี้จะดำเนินไปตาม Gait cycle เริ่มจาก จังหวะ Heel strike ใน Stance phase คือเมื่อส้นเท้าข้างที่ใส่ขาเทียมของผู้ใช้เหยียบลงที่พื้น (Initial contact) จะเกิดแรงปฏิกิริยาจากพื้นซึ่งมีทิศผ่านด้านหน้าของจุด ICZV ของกลไกข้อเข่าเทียมซึ่งจะทำให้ข้อเข่าไม่พับงอ จากนั้นเท้าข้างที่ใส่ขาเทียมจะค่อยๆ รับน้ำหนักตัวจนถึงจังหวะที่ขาข้างที่ใส่ขาเทียมรับน้ำหนักตัวเพียงขาเดียวเท่านั้น (ช่วง Loading response จนถึง Mid stance) ในช่วงนี้แนวแรงปฏิกิริยาจากพื้นก็ยังต้องถูกรักษาให้มีทิศผ่านด้านหน้าของจุด ICZV ตามเดิม ต่อมาเมื่อเริ่มเข้าสู่จังหวะ Terminal stance จนถึง Pre swing ในทางทฤษฎีนั้นจำเป็นให้ทิศของแรงปฏิกิริยาจากพื้นนั้นผ่านทางด้านหลังของจุด ICZV เพื่อช่วยให้กลไกเข่าเริ่มพับงอเมื่อกำลังเข้าสู่ Swing phase เพราะหากทิศของแรงปฏิกิริยาจากพื้นยังคงผ่านด้านหลังของจุด ICZV จะทำให้ผู้ใช้ต้องออกแรงจากสะโพกเพิ่มเพื่อสะบัดให้กลไกเข่าเทียมพับงอก่อนที่จะเข้าสู่ Swing phase จากนั้นเมื่อกลไกพับงอก็จะทำให้สปริงในกลไกหดตัวเต็มที่ในจังหวะ Initial swing และดีดกลับในจังหวะ Mid swing ถึง Terminal swing และเมื่อดีดกลับแล้วก็จะกลับมาสู่ จังหวะ Initial contact ใน Stance phase และกลไกข้อเข่านี้เมื่อผู้ใช้นั่งกลไกจะไม่สามารถดีดกลับได้เนื่องจาก ในท่านั่งกลไกเข่าอยู่ในท่าพับงอแรงที่กดสปริงจะมีค่ามากกว่าแรงที่จะทำให้สปริงดีดกลับมาก ทำให้กลไกสามารถคงอยู่ในท่าพับงอที่ 90 องศาได้โดยไม่ดีดออกไป ก็จะทำให้ผู้ใช้สามารถนั่งได้เหมือนกับคนปกติโดยไม่เกิดอาการเมื่อยล้า

3.3 กลไกข้อเข่าที่ทดลองสร้างขึ้น

เมื่อได้แบบของกลไกข้อเข่าที่สมบูรณ์แล้ว จึงนำแบบที่ได้ไปกัดขึ้นรูปเป็นกลไกเข่าจริง แต่เนื่องจากธรรมชาติของเนื้ออะลูมิเนียมไม่สามารถทนต่อการเสียดสีได้มากอาจทำให้การทำงานของกลไกติดขัดในจังหวะที่สำคัญ ยกตัวอย่างเช่น หากกลไกติดขัดไม่ดีดกลับในจังหวะก่อนส้นเท้ากระทบพื้น (จังหวะ Terminal swing) ก็จะทำให้ผู้ใช้เกิดอุบัติเหตุจึงจำเป็นต้องให้ความสำคัญกับความเชื่อมั่น (Reliability) ของกลไกอย่างมาก ดังนั้นในส่วนที่อะลูมิเนียมต้องเสียดสีกันจึงจำเป็นต้องใส่บูชทองเหลือง (Brass bushing) รองไว้ เพราะบูชทองเหลืองมีคุณสมบัติคือ ทนต่อการเสียดสี (Wear resistance) และค่าสัมประสิทธิ์ของแรงเสียดทาน (Coefficient of friction) มีค่าต่ำ [14] ก็จะช่วยให้มั่นใจได้ว่าระหว่างการเดินทุกก้าวของผู้ใช้ กลไกสามารถดีดกลับได้ในทุกครั้งที่กลไกพับงอ กลไกที่ได้มีลักษณะดังรูปที่ 3.14

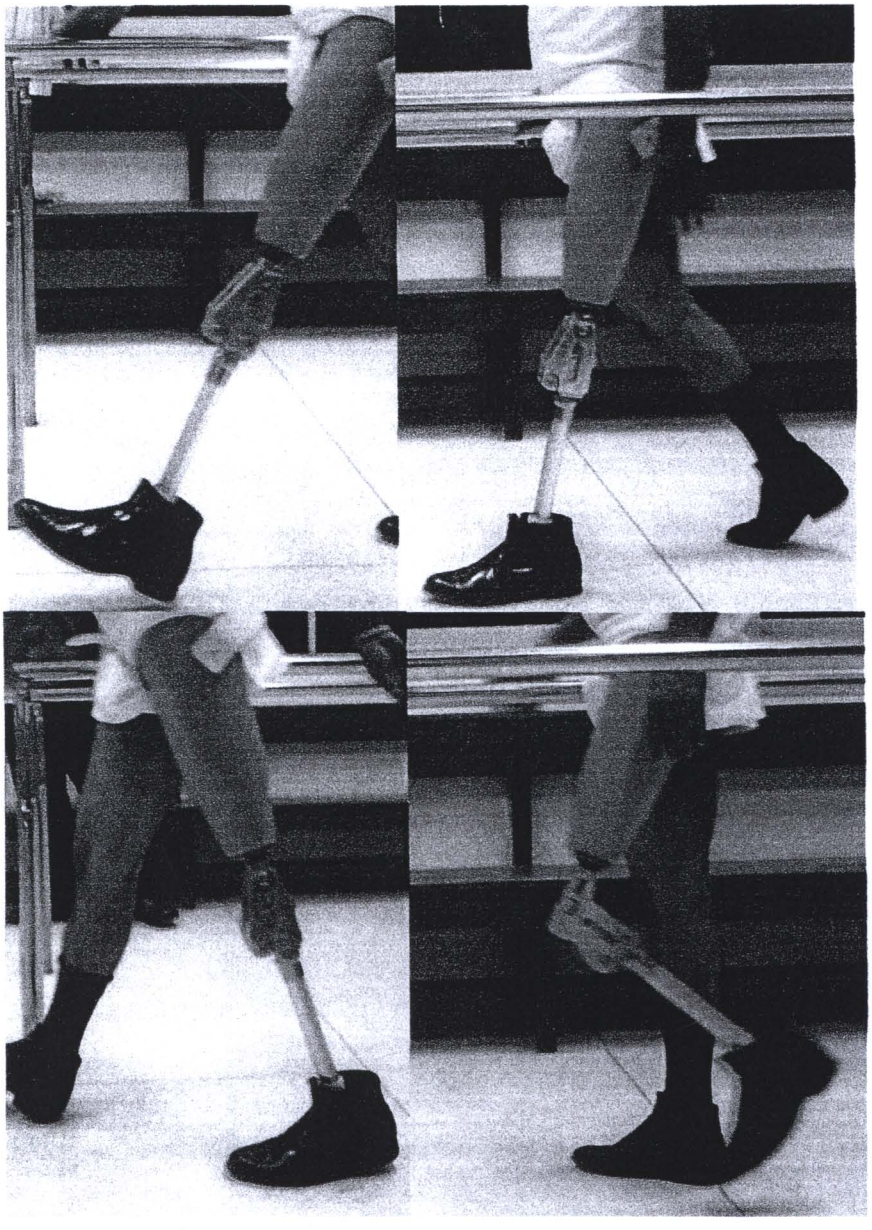


รูปที่ 3.14 กลไกข้อเข่าเทียมหลังจากการกัดขึ้นรูปแล้ว

3.3.1 การทดลองเดินจากอาสาสมัคร

ต่อมานำกลไกนี้ไปประกอบในขาเทียม แล้วให้อาสาสมัครจากโรงพยาบาลทหารผ่านศึกใส่ทดสอบเดิน ดังรูปที่ 3.14 ซึ่งพบว่าสามารถเดินได้โดยไม่ล้มและกลไกเข่าเทียมนี้มีเสถียรภาพดีในทุกจังหวะของการเดินตามที่ได้ออกแบบไว้ กล่าวคือกลไกเข่าไม่งอพับในช่วง Stance phase และกลไกสามารถดีดกลับไปยังตำแหน่งเดิมเพื่อเริ่มต้นการเดินในจังหวะการก้าวในช่วง Swing phase อาสาสมัครมีการฝึกการใส่ขาเทียมที่ออกแบบโดยใช้ราวเกาะในช่วงแรกอยู่เพียงระยะเวลา

สั้น จากนั้นสามารถเดินได้อย่างเป็นธรรมชาติโดยไม่ต้องใช้ราวเกาะ และระหว่างการเดินไม่มีการยกสะโพกเพื่อที่จะพาขาเทียมให้เคลื่อนที่ไปด้านหน้า เพราะกลไกเข่าที่ออกแบบมีเส้นทางการเคลื่อนที่เลียนแบบธรรมชาติ โดยมีรูปแสดงกลไกเข่าเทียมนี้ขณะเดิน และเมื่ออยู่ในท่านั่งอยู่ในรูปที่ 3.15 และ รูปที่ 3.16 ตามลำดับ จากการสัมภาษณ์อาสาสมัคร [15] กล่าวว่ากลไกนี้ยังต้องใช้โมเมนต์จากการสะบัดสะโพกสำหรับการเดินอยู่ ถึงแม้จะสามารถเดินได้อย่างมีลักษณะที่เป็นธรรมชาติก็ตาม



รูปที่ 3.15 กลไกข้อเข่าเทียมขณะนำไปทดสอบเดิน

รูปที่ 3.16 กลไกข้อเข่าเทียมขณะอยู่ในท่านั่ง

3.3.2 อภิปรายผลการทดสอบกลไก

1. เมื่อผู้ใช้ได้ใช้ขาเทียมที่มีกลไกข้อเข่าซึ่งออกแบบและผลิตให้มีเส้นทางการเคลื่อนที่เลียนแบบเส้นทางการเคลื่อนที่ของเข่าในธรรมชาติแล้ว ขณะใช้งานผู้ใช้มีลักษณะของท่าทางการเดินคล้ายกับท่าทางการเดินของคนปกติ และในจังหวะของการเดินที่ขาข้างที่รับน้ำหนักตัวทั้งหมดเป็นขาข้างที่ใส่ขาเทียมผู้ใช้สามารถทิ้งน้ำหนักตัวทั้งหมดลงไปที่ขาข้างนั้นได้
2. สำหรับการเดินด้วยกลไกข้อเข่าที่ออกแบบนี้ ในบางจังหวะผู้ใช้ต้องออกแรงจากสะโพกเพื่อควบคุมการพับงอและดีดกลับของกลไกเข่าซึ่งอาจเกิดจากสปริงมีค่ายืดหยุ่นสปริงไม่เหมาะสมสำหรับการออกแรงในการดีดกลับของกลไกข้อเข่า
3. สปริงที่ใช้เป็นสปริงแบบกด (Compression spring) ในจังหวะที่ทำงานจำเป็นต้องมีก้านค้ำเพื่อไม่ให้สปริงมีลักษณะหดตัวออกด้านข้าง (Column buckling) ทำให้ต้องมีก้านค้าโผล่ออกมาในท่านั่งของกลไกดังรูปที่ 3.16
4. การปรับค่าการหดตัวสปริงเริ่มต้นด้วย Set screw ส่งผลต่อการเปลี่ยนค่าแรงเริ่มต้นที่ใช้ในการบีบอัดในกลไกน้อยมากถึงแม้จะปรับจากแรงต้านน้อยที่สุดจนถึงแรงต้านมากที่สุด แรงที่ใช้ในการพับงอกลไกมีค่าต่างกันน้อยมาก
5. เมื่อพิจารณาทุกด้านแล้วถึงแม้ว่ากลไกข้อเข่าที่ออกแบบมานี้จะบรรลุจุดประสงค์แล้วแต่ยังมีปัจจัยอื่นๆยกตัวอย่างเช่น มุมการงอเข่า แรงดีดจากสปริง ขนาดกับน้ำหนักของกลไกและจำนวนชิ้นส่วนย่อยๆที่ต้องใช้ในกลไก ที่ยังสามารถพัฒนากลไกเพื่อให้ใช้งานได้ดีขึ้นและเหมาะสมสำหรับการผลิตจำนวนมากเพื่อบริจาค

3.3.3 สรุปผลการออกแบบกลไกข้อเข่าเทียมเบื้องต้น

วิธีการออกแบบกลไกข้อเข่าเทียมเบื้องต้นที่ได้กล่าวมาข้างต้นนั้นถึงแม้จะสามารถนำไปสู่สร้างกลไกข้อเข่าเทียมที่ใช้งานได้ในระดับที่น่าพอใจ คือผู้ใช้สามารถเดินได้อย่างมีเสถียรภาพ แต่วิธีการนี้ยังมีจุดด้อยในรายละเอียดอยู่ ดังนี้

ข้อมูลการเคลื่อนที่ของเข่าที่นำมาอ้างอิงว่าเป็นข้อมูลที่เป็นธรรมชาติข้อมูลนี้ได้มาจากการเก็บข้อมูลจากอาสาสมัครเพียงคนเดียวในขณะที่ลักษณะการเดินและการเคลื่อนที่ของแต่ละคนแตกต่างกันไป หากสามารถบ่งชี้ได้ว่าลักษณะการเดินของคนหลายตัวอย่างมีลักษณะที่คล้ายกันจึงจะสามารถนำข้อมูลที่เป็นตัวแทนสำหรับการสังเคราะห์กลไกด้วยกระบวนการ Optimization ให้ได้มาซึ่งกลไกที่มีลักษณะตามที่ต้องการต่อไป

กลไกที่ออกแบบมานั้นมีและขนาดใหญ่เกินไปไม่เหมาะสมกับการนำไปประกอบเป็นขาเทียมเพราะนอกจากขาเทียมแบบเหนือเข่านั้นต้องประกอบกลไกข้อเข่าเข้ากับส่วนเบ้าและส่วนหน้าแข้งแล้วยังต้องมีการสวมวัสดุตกแต่งเพื่อให้เมื่อผู้ใช้สวมกางเกงแล้วขาเทียมที่ใส่มีลักษณะเหมือนขาจริง หากกลไกข้อเข่ามีขนาดใหญ่ก็จะไม่สามารถสวมวัสดุตกแต่ง หรือทำให้ฉีกขาดได้ จึงควรออกแบบให้มีขนาดและน้ำหนักเหมาะสมกับปัจจัยดังกล่าวด้วย

Maximum flexion angle ของกลไกข้อเข่าที่ออกแบบมีค่าเพียง 90 องศา ถึงแม้จะเพียงพอสำหรับการเดินแล้วแต่ในการใช้งานในชีวิตจริงของผู้ใช้ ในบางกรณีที่จำหัดท่าทางของนั่งหรือจำกัดพื้นที่ของการนั่งนั้นกลไกข้อเข่าจะต้องมีค่า Maximum flexion angle ที่มากขึ้นเพื่อรองรับลักษณะการใช้งานของผู้ใช้ที่หลากหลาย

ผลตอบสนองจากการดีดกลับของกลไกยังไม่เหมาะสมต่อการเดินของผู้ใช้ที่ต่างกัน คือแรงที่เกิดจากการดีดตัวของสปริงในกลไกเข่านั้นมีค่าน้อยเกินไป และไม่สามารถปรับค่าอัตราหน่วงของกลไกในการดีดกลับได้

แต่อย่างไรก็ตามโดยภาพรวมแนวทางการออกแบบกลไกข้อเข่านี้ยังสามารถนำไปออกแบบใหม่ (Redesign) เพื่อให้ได้มาซึ่งกลไกข้อเข่าแบบใหม่ที่สอดคล้องกับจุดประสงค์ของงานวิจัยอย่างครบถ้วนต่อไป