การออกแบบและผลิตกลไกข้อเข่าเทียม สำหรับผู้พิการขาขาดที่สูงอายุ
Design and Manufacturing of Prosthetic Knee Joint for Older Adult Amputees

วิชญ์ ณัฐวุฒิ[1], ชัญญาพันธ์ วิรุฬห์ศรี[1] และ ไพรัช ตั้งพรประเสริฐ[1]*

[1] ภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย เขตปทุมวัน กรุงเทพฯ 10330
*ผู้ติดต่อ: bio2mech@gmail.com, (662) 2186610

บทคัดย่อ

งานวิจัยนี้มีจุดประสงค์เพื่อออกแบบและผลิตต้นแบบกลไกข้อเข่าเทียมให้เหมาะสมกับการใช้งานของผู้พิการสูงอายุ ซึ่งจะเน้นการเดินบนพื้นราบเป็นหลัก การออกแบบข้อเข่าเทียมอ้างอิงข้อมูลจากวงจรการเดิน (Gait cycle) ของผู้สูงอายุ โดยมีแนวคิดในการออกแบบที่เน้นไปในด้าน การสร้างเสถียรภาพในการเดินโดยป้องกันการพับงอของข้อเข่าในจังหวะ Heel strike เพื่อสร้างความปลอดภัย และการใช้แรงน้อยให้เหมาะสมกับผู้พิการสูงอายุในการงอข้อเข่าในจังหวะ Toe off ซึ่งจะส่งผลให้ผู้พิการสูงอายุสามารถออกแรงบิดที่สะโพกในการทำให้ข้อเข่าพับงอได้อย่างสะดวกสบาย โดยในการออกแบบได้ทำการวิเคราะห์หาเส้นทางการเคลื่อนที่ของจุดหมุนที่เหมาะสม สังเคราะห์กลไก สร้างแบบ 3มิติของกลไก ตลอดจนนำมาผลิตต้นแบบ เพื่อทดสอบกลไกเบื้องต้น จากการทดสอบพบว่าข้อเข่าเทียมสามารถใช้งานในการเดินได้อย่างมีเสถียรภาพ และใช้แรงขณะเดินน้อยตามที่ต้องการ

คำหลัก: กลไกข้อเข่าแบบหลายจุดหมุน, ผู้พิการสูงอายุ, เส้นทางการเคลื่อนที่ของจุดหมุนของกลไก, เสถียรภาพของการเดิน

Abstract

The purposes of this research are to suitably design and manufacture prosthetic knee joint for older adult amputees. This project primarily focuses on walking on level floor. The design with the concept of increasing stability which protect amputees from falling cause by knee bending at heel strike position, reducing hip flexion moment base on gait cycle of older adult at toe off position which help amputees toe off to swing phase smoothly. The purpose could achieve by analyzing path of instantaneous center of rotation (centrode), synthesis of mechanism, developed 3d CAD and prototype manufacturing. Experimental results shown that the designed mechanism could reduce hip flexion/extension moment and help amputees to walk comfortably.

Keywords: polycentric knee joint, older adult amputees, centrode of mechanism, stability of walking.

1. บทนำ

ปัจจุบันจำนวนผู้พิการขาขาดในประเทศไทยมีจำนวนเพิ่มมากขึ้น ซึ่งเป็นผู้พิการขาขาดเหนือเข่ามากกว่า 24,798 คน และจากจำนวนนี้มีผู้พิการขาขาดเหนือเข่าที่มีอายุมากกว่า 60 ปีสูงถึง 9,515 คน [1] เนื่องจากประเทศไทยยังไม่มีผู้ผลิตข้อเข่าเทียมที่มีคุณภาพ ทำให้ขาเทียมที่ถูกใช้งานในประเทศนั้นต้องนำเข้ามาจากต่างประเทศ มีราคาสูง ข้อเข่าที่ถูกนำเข้ามาใช้กันมาก คือแบบแกนหมุนเดียว (single axis knee) เนื่องจากเป็นแบบที่มีราคาถูกที่สุด แต่มีราคาสูงถึงสี่หมื่นบาท ซึ่งกลไกชนิดนี้จะมีจุดหมุนอยู่ในตำแหน่งที่ไม่ช่วยผ่อนแรงในการเดิน กลไกจึงเหมาะกับผู้พิการที่มีความแข็งแรงมาก[2] ไม่เหมาะกับผู้พิการสูงอายุ โดยเมื่อผู้พิการชราขึ้น ผู้พิการจะมีแรงบิดที่สะโพกลดน้อยลงตามไปด้วย[3] นอกจากนี้ข้อเข่าเทียมชนิดอื่นๆที่มีใช้ในประเทศไทยในปัจจุบัน เมื่อปรับให้กลไกมีเสถียรภาพมาก ผู้พิการจะต้องใช้แรงในการเดินมากตามไปด้วย ซึ่งไม่เหมาะสมกับผู้พิการสูงอายุอีกเช่นกัน

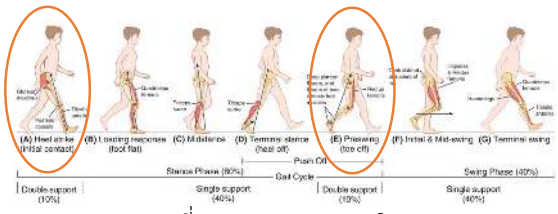
ดังนั้นงานวิจัยนี้ จึงมีจุดประสงค์เพื่อปรับปรุงและพัฒนากลไกข้อเข่าเทียมเพื่อแก้ปัญหาดังกล่าว โดยออกแบบให้กลไกมีจุดหมุนที่สร้างเสถียรภาพสูงให้เหมาะกับผู้พิการสูงอายุ และลดการออกแรงบิดที่สะโพกในการงอข้อเข่าในจังหวะ toe off เพื่อให้กลไกข้อเข่าเทียมเหมาะกับการใช้งานในผู้สูงอายุเป็นสำคัญ

2. แนวความคิดในการออกแบบ

ข้อเข่าเทียมสำหรับผู้พิการถูกใช้เพื่อทดแทนในขาข้างที่พิการของผู้พิการขาขาด โดยมีจุดประสงค์เพื่อช่วยเหลือผู้พิการให้สามารถใช้ชีวิตประจำวันได้ใกล้เคียงกับคนปกติมากที่สุด ออกแรงใกล้เคียงกับขาข้างที่ปกติและสามารถเดินได้โดยไม่เหนื่อย นอกจากนี้ ยังได้คำนึงถึงการใช้งานในการนั่ง ซึ่งจะต้องสามารถนั่งได้โดยข้อเข่าเทียมไม่ดีดออกไปเวลานั่ง รวมถึงคำนึงถึงมุมสูงสุดที่ข้อเข่าเทียมสามารถพับได้ในขณะใช้งานในการนั่ง

ในการออกแบบกลไกข้อเข่านี้จะออกแบบให้กลไกทำงานใน Sagittal plane ดังรูปที่ 1 โดยในการเดินที่เป็นธรรมชาติจะแบ่งออกเป็น 2 ส่วน Stance phase คือช่วงที่เท้าสัมผัสพื้น ข้อเข่าจะต้องสามารถรับน้ำหนักตัวของผู้พิการได้ดังรูปที่ 2(A-E) Swing phase คือช่วงที่เท้าถูกยกขึ้นจากพื้นและเหวี่ยงไปข้างหน้าในการเดินดังรูปที่ 2(F,G)

รูปที่ 1 ระนาบ Sagittal plane



รูปที่ 2 แสดงวงจรการเดิน[4]

วงจรการเดินแบ่งเป็นจังหวะที่สำคัญดังนี้

A) Heel strike คือจังหวะที่ส้นเท้าเริ่มสัมผัสพื้น

C) Mid-stance คือจังหวะที่เท้าอีกข้างพ้นพื้น มีการรับน้ำหนักอยู่บนขาข้างเดียว

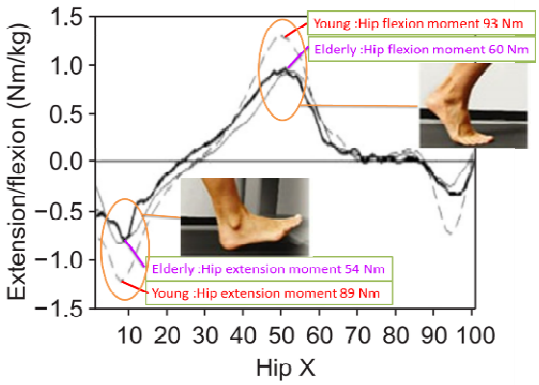
E) Toe off คือจังหวะที่ข้อเข่าเริ่มงอและปลายเท้าถูกยกพ้นพื้น

ส่วนแรงบิดที่สะโพก (Hip moment) ที่ใช้ขณะเดินในระนาบ Sagittal plane สามารถแบ่งได้ออกเป็น 2 ส่วนคือ

1) Hip flexion moment คือโมเมนต์ที่สะโพกที่ทำให้ข้อสะโพกพับงอ หรือทำให้ต้นขายกเข้าหาลำตัว

2) Hip extension moment คือโมเมนที่สะโพกที่ทำให้ข้อสะโพกเหยียดไปข้างหลังหรือเคลื่อนที่ออกจากลำตัว

แรงบิดที่สะโพกในขณะเดิน เมื่อเปรียบเทียบระหว่างผู้สูงอายุและวัยหนุ่มสาวพบว่า ผู้สูงอายุใช้ hip flexion moment 60 Nm ต่ำกว่าวัยหนุ่มสาว 35% และ hip extension moment 54 Nm ต่ำกว่า 39% ดังแสดงในรูปที่ 3



รูปที่ 3 แสดง hip moment ที่เกิดขึ้นในขณะเดิน เมื่อเปรียบเทียบระหว่างผู้สูงอายุ และคนวัยหนุ่มสาว[5]

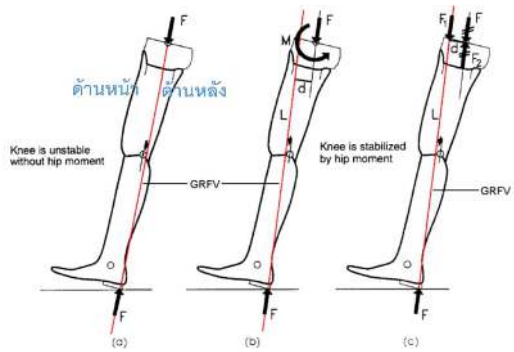
สำหรับแนวคิดในการออกแบบข้อเข่าเทียมของงานวิจัยนี้คือ ให้เหมาะสมกับผู้สูงอายุเป็นเป็นสำคัญ สามารถสรุปประเด็นสำคัญในการออกแบบได้ดังนี้

2.1 ความมีเสถียรภาพ

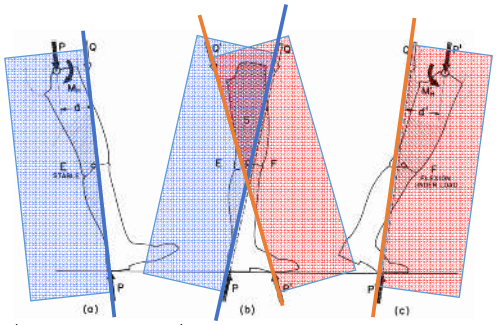
ความมีเสถียรภาพถือเป็นเรื่องที่สำคัญสำหรับการเดินของผู้สูงอายุ เนื่องด้วยการล้มในผู้สูงอายุอาจนำไปสู่การบาดเจ็บได้ การออกแบบข้อเข่าเทียมให้มีเสถียรภาพจึงได้มีการกำหนดปัจจัยที่เกี่ยวข้อง 2 ประการ คือการป้องกันการพับงอในจังหวะ heel strike และ การควบคุมการพับงอข้อเข่าเทียมในจังหวะ toe off

2.1.1 การป้องกันการพับงอในจังหวะ heel strike

ในจังหวะ heel strike ของขาเทียม จะมีเสถียรภาพก็ต่อเมื่อเส้น load line ไปอยู่หน้าจุดหมุน โดยเส้น Load line คือเส้นจากจุดที่แรงกระทำบนส้นเท้าขึ้นไปจนถึงข้อสะโพกที่น้ำหนักตัวลง ดังรูปที่ 4(a) จะเห็นได้ว่าจุดศูนย์กลางของเข่าอยู่ด้านหลังเส้น Load line ซึ่งจะทำให้ข้อเข่าพับงอหรือขาดเสถียรภาพในจังหวะ Heel strike และอาจส่งผลให้ผู้พิการล้มได้ โดยทั่วไปแล้วขาเทียมไม่ควรโค้งงอหรือพับงอภายใต้เส้น load line นี้ เนื่องจากผู้พิการโดยปกติจะมีกล้ามเนื้อเหยียดตึงที่สะโพก (Hip extension moment) ที่สามารถย้ายเส้นแรง load line ให้ผ่านด้านหน้าจุดหมุนของข้อเข่าเทียมเพื่อควบคุมเสถียรภาพของข้อเข่าและทำให้ข้อเข่าเหยียดตึงได้ ดังรูปที่ 4(b) แต่กล้ามเนื้อนี้จะเสื่อมสภาพลงเมื่อมีอายุสูงขึ้น ดังนั้นผู้สูงอายุจึงมีโอกาสที่ข้อเข่าจะพับได้มากขึ้นในจังหวะ Heel strike อันเนื่องมาจากมี Hip extension moment ไม่เพียงพอในการย้ายเส้น load line ไปอยู่หน้าจุดหมุนของข้อเข่าเทียม จากรูปที่ 5(a) จะแสดงให้เห็นถึงเส้น load line สีน้ำเงินในจังหวะ Heel strike ถ้าจุดหมุนของข้อเข่าเทียมอยู่ด้านหลังเส้น load line นี้หรืออยู่ในโซน E พื้นที่สีน้ำเงินจะทำให้ข้อเข่าเทียมนี้มีเสถียรภาพในจังหวะ Heel strike



รูปที่ 4 แสดงทิศของ ground reaction force.ในจังหวะ heel strike (a) with no hip moment, (b) with hip extension moment[6]



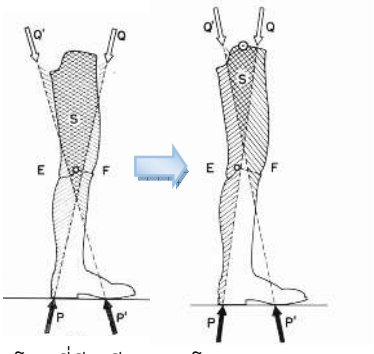
รูปที่ 5 แสดงถึงโซนที่มีเสถียรภาพโดยสามารถควบคุมได้ของข้อเข่าเทียม[7]

2.1.2 การควบคุมการพับงอข้อเข่าเทียมในจังหวะ toe off โดยในจังหวะ Toe off เป็นจังหวะที่ข้อเข่าเริ่มพับงอเพื่อเข้าสู่ Swing phase ในจังหวะนี้ผู้พิการจำเป็นต้องใส่ Hip flexion moment ทำให้เส้น load line อยู่ด้านหลังจุดหมุน เพื่อให้ข้อเข่าสามารถพับงอได้ในจังหวะ Toe off เพื่อยกปลายเท้าให้พ้นพื้น จากรูปที่ 5(c) แสดงให้เห็นถึงเส้น load line สีแดงในจังหวะ Toe off ถ้าจุดหมุนของข้อเข่าเทียมอยู่ด้านหน้าเส้น load line หรืออยู่ในโซน F พื้นที่สีแดงจะทำให้ข้อเข่าเทียมนี้สามารถพับได้ในจังหวะ Toe off

โดยเมื่อทำการจำลองวาดเส้นแรงในทั้งสองจังหวะรวมเข้าด้วยกัน ดังรูปที่ 5(b) จะเห็นได้ว่าหากมีการออกแบบข้อเข่าเทียมให้จุดหมุนอยู่ในพื้นที่ร่วมกันระหว่างโซน E และ F หรือโซน S สีม่วง จะทำให้ข้อเข่าเทียมมีเสถียรภาพในจังหวะ Heel strike และผู้พิการสามารถทำให้ข้อเข้างอพับได้ในจังหวะ Toe off หรือเรียกโซนนี้ว่า โซนที่ทำให้ข้อเข่าเทียมมีเสถียรภาพโดยสามารถควบคุมได้ (Zone of voluntary stability)

2.2 โซนที่มีเสถียรภาพโดยสามารถควบคุมได้ในผู้สูงอายุ

เนื่องจากผู้สูงอายุมีแรงบิดที่สะโพกลดลง ซึ่งส่งผลให้ความสามารถในการย้ายเส้นแรงมีมุมที่แคบลง จะเห็นได้ว่าโซนโซนที่มีเสถียรภาพโดยสามารถควบคุมได้ในผู้สูงอายุ(พื้นที่แรเงา S)จะมีขนาดเล็กลงตามไปด้วย ดังแสดงในรูปที่ 6



รูปที่ 6 โซนที่มีเสถียรภาพโดยสามารถควบคุมได้ในผู้สูงอายุ[8]

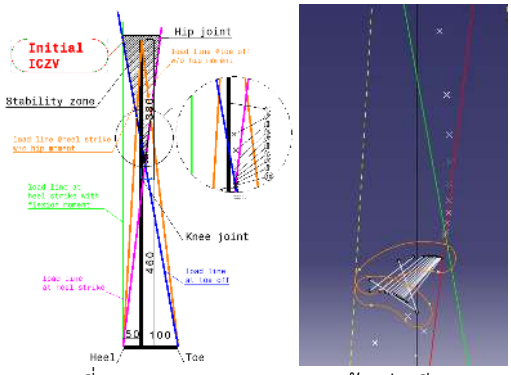
3. ข้อกำหนดของการออกแบบ

เนื่องจากผู้พิการมีความต้องการใช้ข้อเข่าเทียมที่แตกต่างกันในหลายปัจจัย เช่น สภาพร่างกาย หรือ อายุของผู้พิการ เป็นต้น ดังนั้นโครงการนี้จึงได้กำหนดข้อกำหนดและลักษณะจำเพาะบางประการเพื่อให้ได้รูปแบบการออกแบบที่เหมาะสมกับผู้พิการสูงอายุ ดังนี้

- ข้อเข่าเทียมที่ออกแบบสามารถใช้งานได้ดีบนพื้นราบและ รองรับการทำกิจกรรมเบา (Low activity) ได้
- มีการเคลื่อนที่ในระนาบ Sagittal plane เท่านั้น โดยมี knee flexion angle อยู่ในช่วง 0 – 90 องศา
- เป็นระบบเชิงกล ไม่มีระบบไฟฟ้าและอิเล็กทรอนิกส์
- สามารถนั่งได้ โดยข้อเข่าเทียมไม่ดีดออกมา หรือ change position ที่มากกว่า 70 องศา
- ผู้ใช้งานเป็นผู้พิการขาเหนือหัวเข่าที่มีอายุอยู่ในช่วง 50-70 ปี และมีน้ำหนักอยู่ในช่วง 50-80 กิโลกรัม
- ข้อเข่าเทียมมีน้ำหนักไม่เกิน 1 กิโลกรัม
- เหมาะสำหรับ คนสูงอายุที่มีแรงบิด Hip flexion moment และ hip extension moment มากกว่า 40 นิวตันเมตร

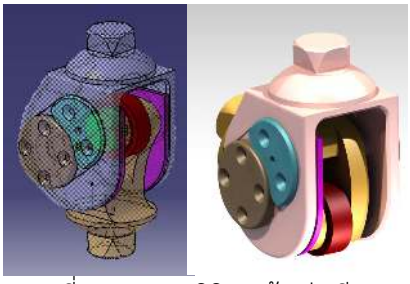
4. การสังเคราะห์กลไก

การสังเคราะห์กลไกจะใช้โปรแกรม Catia ในการวิเคราะห์หา kinematic ของกลไกข้อเข่าเทียม โดยกำหนดจุดหมุนในขณะที่ข้อเข่าเหยียดตึง (full extension) และจำลองเส้นทางการเคลื่อนที่ของจุด ICZV จะได้เส้นทางการเคลื่อนที่ของกลไกดังรูปที่ 7



รูปที่ 7 แสดง kinematic ของข้อเข่าเทียม

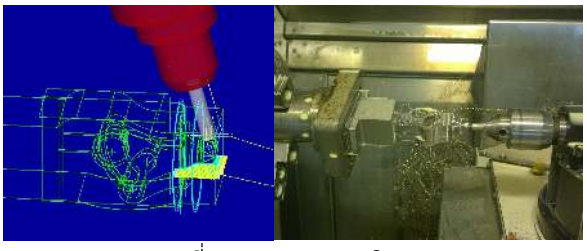
จาก kinematic ที่ได้ นำมาสังเคราะห์แบบของข้อเข่าเทียม โดยแบบสามมิติของข้อเข่าเทียมที่เสร็จสมบูรณ์แสดงในรูปที่ 8



รูปที่ 8 แบบสามมิติของข้อเข่าเทียม

5. กระบวนการผลิต

ในส่วนของการผลิต ได้มีการนำกลไกที่ออกแบบจากโปรแกรม Catia เข้าสู่โปรแกรม CAM เพื่อทำแบบการผลิตตัวต้นแบบ(Prototype) ดังแสดงรูปที่ 9(ซ้าย) โดยใช้เครื่อง CNC Machine ดังแสดงในรูปที่ 9(ขวา) ซึ่งจะเน้นไปที่การควบคุมความพอดีและพิกัดความเผื่อ (Fit and Tolerance) ให้เหมาะสม



รูปที่ 9 รูปแสดงการผลิต

หลังจากที่ผลิตชิ้นส่วนสำหรับข้อเข่าเทียมซึ่งทำมาจาก stainless steel 304 จึงนำชิ้นส่วนเหล่านั้นมาประกอบเข้าด้วยกันได้ดังแสดงในรูปที่ 10

รูปที่ 10 ชิ้นงานที่ประกอบเสร็จสมบูรณ์

6. การทดสอบกลไกข้อเข่าเทียม

งานวิจัยนี้ได้ทดสอบกลไกข้อเข่าเทียม โดยใช้คนปกติไม่พิการ ร่วมกับอุปกรณ์จำลองเสมือนผู้พิการขาดเหนือเข่า (Transfemoral prosthesis simulator) ดังแสดงในรูปที่ 11 โดยจะทำการทดสอบแยกเป็นสองกรณี

รูปที่ 11 อุปกรณ์จำลองเสมือนผู้พิการขาดเหนือเข่า

6.1 การทดสอบเสถียรภาพของข้อเข่าเทียม

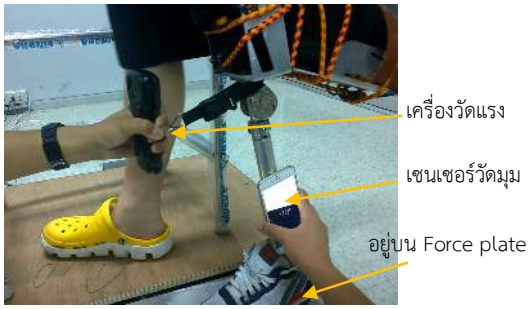
ทำการทดสอบการทำงานของกลไกในขณะเดินโดยใช้กลไกข้อเข่าเทียมที่ออกแบบและผลิตมา ดังแสดงในรูปที่ 12

รูปที่ 12 แสดงภาพขณะทดลองเดินโดยใช้ข้อเข่าเทียมในจังหวะ Heel strike(ซ้าย) จังหวะ Mid-stance (ขวา)

จากรูปที่ 12(ซ้าย) แสดงให้เห็นว่า กลไกไม่พับงอในจังหวะ Heel strike หรือมีเสถียรภาพเพียงพอ และสามารถวัดมุมเฉลี่ยที่ข้อสะโพกทำกับแนวดิ่งในจังหวะ Heel strike (จากรูปในการทดลองเดิน 5 ครั้ง) ได้ 21.5 องศา เมื่อเคลื่อนที่สู่จังหวะ Mid-stanceดังรูปที่ 12(ขวา) ซึ่งมีการถ่ายน้ำหนักทั้งหมดไปขาข้างที่ใส่ข้อเข่าเทียม พบว่าข้อเข่าไม่พับงอด้วยเช่นกัน

6.2 การทดสอบการลดแรงบิดที่สะโพก

ทดสอบโดยทำการจัดท่าทางของขาข้างที่ใส่ข้อเข่าเทียม ให้อยู่ในตำแหน่ง Toe off โดยใช้เซนเซอร์วัดมุมงอของสะโพกเทียบกับแนวดิ่งให้ได้ 11 องศาอ้างอิงจากมุมงอที่สะโพกในการเดินของผู้พิการสูงอายุในจังหวะ Toe off[5] และให้ขาข้างที่ใส่ข้อเข่าเทียมอยู่บน force plate เพื่อวัดการลงน้ำหนักขาข้างที่ใส่ข้อเข่าเทียมให้ได้ 80 กิโลกรัมในขณะ Toe off ตามที่ออกแบบดังแสดงในรูปที่ 13 จากนั้นใช้เครื่องวัดแรงดึงแบบดิจิตัลทำการออกแรงดึงจนกระทั่งข้อเข่าเทียมเริ่มพับงอ ทำการบันทึกค่าที่อ่านได้เมื่อข้อเข่าเริ่มมีการพับงอเกิดขึ้น จากการทดลองพบว่าเมื่อนำค่าที่บันทึกได้คำนวณออกมาเป็นโมเมนต์เฉลี่ย (จากการทดลอง 5 ครั้ง) ที่ข้อสะโพกที่ใช้ในการงอข้อเข่าได้เท่ากับ 35 นิวตันเมตร



รูปที่ 13 แสดงการวัดแรงบิดในจังหวะ toe off

7. อภิปรายผลและสรุปผล

จากการทดสอบเสถียรภาพในการเดินรูปที่ 12 จะเห็นได้ว่ามุมที่สะโพกคือ 21.5 องศา มีค่ามากกว่ามุมในการเดินของคนปกติที่ 15 องศา[9] จากมุมดังกล่าวส่งผลให้กลไกข้อเข่าเทียม มีเสถียรภาพมากกว่าปกติในจังหวะ Heel strike ได้

จาการทดสอบการลดแรงบิดที่สะโพกได้โมเมนต์ที่ข้อสะโพกที่ใช้ในการงอข้อเข่าเท่ากับ 35 นิวตันเมตรซึ่งมีค่าคลาดเคลื่อนจากค่าที่ออกแบบคือ 40 นิวตันเมตร อันเนื่องมาจากอาจมีแรงที่มาจากข้อสะโพกของผู้ทดสอบได้ และจากอุปกรณ์จำลองเสมือนผู้พิการขาดเหนือเข่าที่มีการติดตั้งตัวกลไกข้อเข่าเทียมไว้ต่ำกว่าตำแหน่งที่ติดตั้งในผู้พิการจริง ดังรูปที่ 11 อาจส่งผลให้ผลที่ได้จากการทดลองมีความคลาดเคลื่อนจากความเป็นจริง ในการทดลองที่จะให้ได้ผลถูกต้องแม่นยำขึ้นจึงควรทำการทดลองกับผู้พิการขาขาดจริง

จากผลการทดลองเบื้องต้นจึงสามารถสรุปได้ว่า ข้อเข่าเทียมที่ออกแบบสำหรับผู้พิการขาขาดสูงอายุ มีเสถียรภาพเพียงพอ และช่วยลดการออกแรงบิดที่สะโพกให้มีค่าใกล้เคียงกับค่าที่ออกแบบไว้ในจังหวะ Toe off

8. กิตติกรรมประกาศ

งานวิจัยนี้ได้รับทุนสนับสนุนการวิจัยจากงบประมาณแผ่นดิน จากสำนักงานคณะกรรมการวิจัยแห่งชาติ

7. เอกสารอ้างอิง

[1] “ตารางสถิติ จำนวนประชากรพิการที่มีลักษณะความบกพร่อง จำแนกตามลักษณะความบกพร่อง กลุ่มอายุ เพศ และเขตการปกครอง ทั่วราชอาณาจักร.” เทคโนโลยีสารสนเทศและการสื่อสาร, กระทรวง. สำนักงานสถิติแห่งชาติ., 2555.

[2] J. W. Michael, “Modern prosthetic knee mechanisms,” *Clin. Orthop.*, no. 361, pp. 39–47, Apr. 1999.

[3] J. C. Dean, A. D. Kuo, and N. B. Alexander, “Age-Related Changes in Maximal Hip Strength and Movement Speed,” *J.*

Gerontol. Ser. A, vol. 59, no. 3, pp. M286–M292, Mar. 2004.

[4] F. Trebuňa, V. Rajťúková, M. Michalíková, L. Bednarčíková, A. Balogová, and J. Živčák, "Biomechanics of Lower Limb Prostheses," *Procedia Eng.*, vol. 96, pp. 382–391, Jan. 2014.

[5] W. S. Kim and E. Y. Kim, "Comparing Self-Selected Speed Walking of the Elderly With Self-Selected Slow, Moderate, and Fast Speed Walking of Young Adults," *Ann. Rehabil. Med.*, vol. 38, no. 1, pp. 101–108, Feb. 2014.

[6] C. W. Radcliffe, "Four-bar linkage prosthetic knee mechanisms: Kinematics, alignment and prescription criteria," *Prosthet. Orthot. Int.*, vol. 18, no. 3, pp. 159–173, Dec. 1994.

[7] C. W. Radcliffe, "The Knud Jansen Lecture: Above-knee prosthetics," *Prosthet. Orthot. Int.*, vol. 1, no. 3, pp. 146–160, Dec. 1977.

[8] K. Öberg, "Knee mechanisms for through-knee prostheses," *Prosthet. Orthot. Int.*, vol. 7, no. 2, pp. 107–112, Aug. 1983.

[9] D. Levine, J. Richards, and M. W. Whittle, *Whittle's Gait Analysis - E-Book*. Elsevier Health Sciences, 2012.