

การออกแบบกลไกป้องกันการงอเข้าขณะเดินสำหรับผู้สูงอายุที่มีอาการกล้ามเนื้ออ่อนแรง Design of Knee-Ankle-Foot Orthosis for Elders with Muscle Weakness

ไพรัช ตั้งพรประเสริฐ¹, ชัญญาพันธ์ วิรุฬห์ศรี¹ และ ชวิน หงสาณกุลสันต์¹

¹ ภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ถนนพญาไท แขวงวังใหม่ เขตปทุมวัน กรุงเทพฯ 10330

*ติดต่อ: pairat.t@chula.ac.th เบอร์โทรศัพท์ 0-2218-6610, เบอร์โทรสาร 0-2252-2779

บทคัดย่อ

งานวิจัยนี้มีวัตถุประสงค์เพื่อออกแบบและสร้างกลไกเพื่อลดอันตรายที่เกิดจากการล้มเนื่องจากอาการกล้ามเนื้ออ่อนแรงในผู้สูงอายุ โดยป้องกันการงอเข้าอย่างเฉียบพลันในช่วง Stance Phase* บนระนาบแนวตั้งขณะเดิน เพื่อให้ผู้สูงอายุเดินด้วยตนเองได้เป็นปกติและปลอดภัยมากยิ่งขึ้น จากการทดสอบกลไกที่สร้างขึ้นพบว่าเมื่อผู้ใช้กลไกเกิดอาการกล้ามเนื้ออ่อนแรงอย่างฉับพลันในจังหวะ Heel strike*, Foot flat*, Midstance* และ Heel off* กลไกสามารถพยุงตัวผู้ที่ไม่ให้ล้มได้โดยกลไกล็อกข้อเข้าไว้ที่มุม 15 องศาจากตำแหน่งเหยียดตรง และในจังหวะ Heel off ก่อนเข้าสู่ช่วง Swing phase** กลไกปลดล็อกเมื่อเข่างอทำมุมในช่วง 13 - 15 องศาจากตำแหน่งเหยียดตรง และพบว่าวงจรการเดินของผู้ใช้มีความใกล้เคียงกับวงจรการเดินปกติ

คำหลัก: กลไกป้องกันการงอเข้า กล้ามเนื้ออ่อนแรง

Abstract

The purpose of this research is to design and manufacture the mechanism for decrease the risks of accidents from knees collapse due to muscle weakness in elders. It prevents the sudden collapse of knees in “Stance Phase” on the Sagittal Plane while walking, so that elders can maintain their walking routine with more security. From clinical trial, when the sudden muscle weakness occurred during “Heel strike, Foot flat, Mid stance, Heel off” motions. The developed mechanism can help the users to stabilize their knees by locking their knees' position at 15 degrees from stretch angle. During “Heel off” motions before entering “Swing phase” the mechanism can unlock when the knees are positioned between 13-15 degrees from stretch angle. Moreover, the walking cycles of elders using the developed mechanism and the walking cycles of normal people are almost the same.

Keywords: Knee-Ankle-Foot Orthosis, muscle weakness.

1. บทนำ

การล้มเป็นปัญหาที่พบมากในผู้สูงอายุ จากสถิติพบว่า หนึ่งในสามของผู้สูงอายุเกิดการล้มอย่างน้อยปีละ 1 ครั้ง และมากกว่าร้อยละ 50 ของผู้สูงอายุดังกล่าวเกิดการล้มเป็นครั้งที่สอง โดยผู้สูงอายุในประเทศไทยมีปัญหาในลักษณะที่ได้กล่าวมาข้างต้นคิดเป็นหนึ่งในห้าของผู้สูงอายุทั้งหมดในประเทศ [1]

สิ่งที่เกิดขึ้นตามมาภายหลังจากการล้มคือ การเกิดอาการแตกร้าหรือหักของกระดูก ซึ่งถือได้ว่าเป็นสิ่งที่ต้องพึงระวังมากที่สุดในผู้สูงอายุ เนื่องจากผู้สูงอายุใช้เวลานานในการฟื้นฟูสภาพร่างกาย การล้มในผู้สูงอายุบางรายอาจทำให้ไม่สามารถเดินได้ด้วยตนเองอีกต่อไป หรือเป็นอัมพาต และหนึ่งในสาเหตุสำคัญที่ทำให้เกิดการล้ม คือ อาการกล้ามเนื้ออ่อนแรง

*วงจรการเดินของมนุษย์ (Gait cycle) เมื่อพิจารณาขาข้างใดข้างหนึ่ง จะถูกแบ่งเป็น 2 ช่วงคือ Stance phase และ Swing phase โดย Stance phase คือ ช่วงที่เท้าแตะพื้นดิน ซึ่งเป็น 60% ของวงจรการเดินทั้งหมด ประกอบด้วยช่วง Heel strike, Foot flat, Midstance, Heel off, Toe off

**Swing phase คือ ช่วงที่เท้าไม่แตะพื้นดิน ซึ่งเป็น 40% ของวงจรการเดินทั้งหมด ประกอบด้วยช่วง Toe off, Midswing, Heel strike

จากสาเหตุดังกล่าวจึงเป็นที่มาของงานวิจัยนี้ โดยมีวัตถุประสงค์เพื่อออกแบบระบบกลไกทางกลเพื่อป้องกันการรบกวนของเท้าในช่วง Stance phase ขณะเดินสำหรับผู้สูงอายุที่มีอาการกล้ามเนื้ออ่อนแรงเพื่อให้สามารถเดินด้วยตนเองได้อย่างปลอดภัย และสร้างต้นแบบกลไกเพื่อทดสอบการทำงานของกลไก

2. ข้อกำหนดและแนวคิดในการออกแบบ

2.1 แนวคิดในการออกแบบ

เพื่อให้สามารถออกแบบและสร้างกลไกต้นแบบได้ตรงตามวัตถุประสงค์ที่กำหนดไว้ กลไกต้นแบบถูกออกแบบตามแนวคิดในการออกแบบ ดังนี้

- กลไกสามารถผลิตและประกอบได้ง่าย
- หลังจากสวมใส่กลไก ผู้สวมใส่กลไกสามารถเดินอย่างเป็นธรรมชาติเทียบกับก่อนสวมใส่กลไก กล่าวคือกลไกไม่ทำให้วงจรการเดินของผู้สวมใส่เปลี่ยนไปในสภาวะปกติ
- กลไกสามารถป้องกันการล้มของผู้สูงอายุที่มีอาการกล้ามเนื้ออ่อนแรงและกลไกไม่ทำให้เกิดอันตรายในขณะเดิน

2.2 ข้อกำหนดในการออกแบบ

- กลไกใช้สำหรับยึดติดกับต้นขาถึงเท้าของผู้ใช้
- กลไกควบคุมการเคลื่อนไหวเฉพาะในระนาบแนวดิ่ง (Sagittal Plane)
- เพื่อความปลอดภัยสำหรับผู้สูงอายุจึงออกแบบให้กลไกรับน้ำหนักได้มากที่สุดไม่เกิน 80 กิโลกรัม ซึ่งมีน้ำหนักมากกว่าน้ำหนักเฉลี่ยของผู้สูงอายุ อ้างอิงจากน้ำหนักเฉลี่ยของผู้ชายในประเทศไทยซึ่งมีค่า 68.9 กิโลกรัม [1]

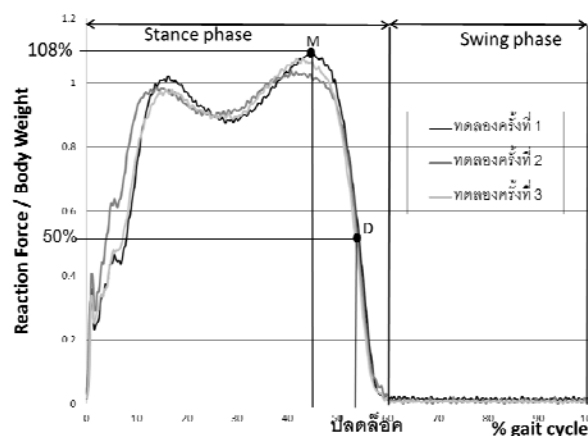
- กลไกใช้กับผู้ที่มีอาการกล้ามเนื้ออ่อนแรงที่สามารถเดินได้เป็นปกติ แต่ในบางจังหวะของการเดินผู้ใช้เกิดการล้มจากอาการกล้ามเนื้ออ่อนแรงอย่างฉับพลัน

- กลไกช่วยรับโมเมนต์บริเวณข้อเท้าในขณะที่เกิดอาการกล้ามเนื้ออ่อนแรงอย่างฉับพลัน แต่จะไม่ช่วยรับน้ำหนักตัวของผู้สวมใส่ในกรณีผู้สวมใส่เดินปกติ

- กำหนดให้กลไกล็อกที่มุมข้อเท้า 15 องศา จากตำแหน่งเหยียดตรง เพราะในการเดินปกติเข้าสามารถงอได้สูงสุดในช่วง Stance phase ที่มุมนี้ โดยในช่วง Stance phase ข้อเท้าจะสามารถเคลื่อนที่ได้อย่างอิสระ (ในช่วงมุมข้อเท้าได้ไม่เกิน 15 องศา) แต่ในกรณีเกิด

อาการกล้ามเนื้ออ่อนแรงอย่างฉับพลัน กลไกจะล็อกเพื่อควบคุมมุมข้อเท้าไว้ที่ 15 องศา

- กลไกปลดล็อกเมื่อเข่างอท่ามุม 15 องศา จากตำแหน่งเหยียดตรง ในช่วงปลาย Stance phase ก่อนเข้าสู่จังหวะ Swing phase เพราะในจังหวะต่อไปข้อเท้าจะงอมากกว่า 15 องศา และจากการวัดค่าแรงปฏิกิริยาที่เท้าข้างที่สวมกลไก ดังแสดงในรูปที่ 1 พบว่า ณ จุด D (54 % ของ Gait cycle) หรือที่ตำแหน่งเข่างอท่ามุม 15 องศา จากตำแหน่งเหยียดตรง ในช่วงปลาย Stance phase ก่อนเข้าสู่จังหวะ Swing phase ขาข้างที่สวมกลไกรับน้ำหนักตัวประมาณ 50 % และมีแนวโน้มลดลง ซึ่งเป็นจังหวะเดียวกับที่ขาอีกข้างจะรับน้ำหนักตัวส่วนใหญ่ ในกรณีขาข้างที่สวมกลไกเกิดการอ่อนแรงอย่างฉับพลันหลังจากการกลไกปลดล็อก น้ำหนักตัวส่วนใหญ่จะสามารถถ่ายทอดมาที่ขาอีกข้างได้ทันและพยุงตัวไว้ไม่ให้ล้ม



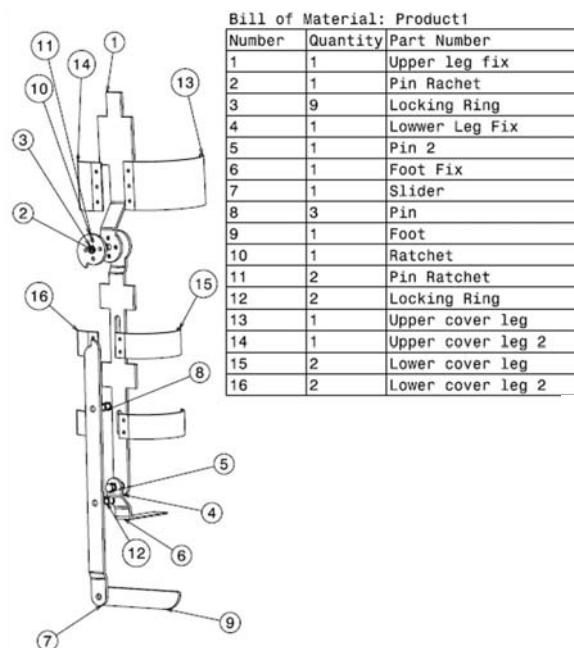
รูปที่ 1 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างแรงปฏิกิริยาที่เท้าของขาข้างที่สวมกลไกเปรียบเทียบกับเปอร์เซ็นต์วงจรการเดิน

3. การออกแบบกลไก

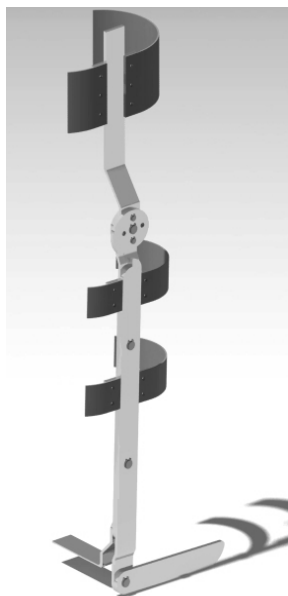
3.1 ส่วนประกอบของกลไก

หลังจากศึกษาข้อมูลลักษณะการล้มและวิเคราะห์สาเหตุการล้มของผู้สูงอายุที่มีอาการกล้ามเนื้ออ่อนแรงอย่างฉับพลัน วงจรการเดินและแรงปฏิกิริยาบริเวณเท้าที่จังหวะการเดินต่างๆ ของคนปกติ และกลไกที่มีอยู่ในปัจจุบัน สามารถออกแบบกลไกได้ตรงตามข้อกำหนดและแนวคิดการออกแบบโดยการสร้างแบบจำลองขึ้นเพื่อทดสอบ และทำให้พบปัญหาในการออกแบบบางประการ ซึ่งได้หาวิธีในการแก้ไขปัญหาและเลือกการออกแบบที่

เหมาะสมที่สุด ออกมาเป็นกลไกต้นแบบซึ่งประกอบด้วย
ชิ้นส่วนดังแสดงในรูปที่ 2



รูปที่ 2 ชิ้นส่วนของกลไก และ
การจัดวางกลไกก่อนการประกอบ



รูปที่ 3 กลไกต้นแบบหลังการประกอบ

นอกจากนี้กลไกใช้ร่วมกับสปริง 2 แบบคือ
Compression Spring และ Torsion Spring โดยที่
สปริงดีดจะติดอยู่ในร่อง slot ของชิ้นส่วนที่ 4 (ส่วนที่ยึด
ติดกับขาท่อนล่าง) เพื่อทำให้ชิ้นส่วนที่ 7 (Slider)

เคลื่อนที่ลงจากตำแหน่งล็อก ในจังหวะที่ปลดล็อก ส่วน
สปริงดีดจะติดกับชิ้นส่วนที่ 7 (Slider) และชิ้นส่วนที่ 9
(Foot) เพื่อช่วยให้ตัวยันพื้นออกแรงต้านกับแรงสปริงดีด
และดันตัว Slider ไม่ให้เคลื่อนที่ออกจากตำแหน่งล็อกได้
ทำให้กลไกปลดล็อกในจังหวะที่เหมาะสมไม่เร็วเกินไป

เมื่อนำชิ้นส่วนทั้งหมดมาประกอบจะได้กลไกสมบูรณ์
ดังรูปที่ 3

3.2 หลักการทำงานของกลไก

กลไกจะล็อกเมื่อสัมผัสเท้าและพื้น โดยที่ตัวยันพื้นที่ยึด
กับ Slider ด้วย Torsion Spring ดังรูปที่ 4 จะดันให้
Slider ขึ้นไปอยู่ในตำแหน่งล็อกดังรูปที่ 5 ขณะที่กลไก
ล็อกเข้าจะเคลื่อนที่ได้อย่างอิสระ แต่ไม่สามารถงอเข้าได้
เกินมุม 15 องศา จากตำแหน่งเข้าเหยียดตรงดังรูปที่ 6
เมื่อเกิดการล้มอย่างฉับพลัน Ratchet ที่ติดกับ ส่วนที่ยึด
ติดกับขาท่อนบนจะขบกับ Slider ทำให้กลไกสามารถ
ป้องกันไม่ให้เข่างอเกิน 15 องศา จากตำแหน่งที่เข้า
เหยียดตรง โดยตัวยันพื้นมีหน้าที่ช่วยให้กลไกปลดล็อกไม่
เร็วเกินไปที่กำหนดและสามารถป้องกันการล้มได้ตลอดช่วง
Stance phase



รูปที่ 4 ตัวยันพื้นที่ติดกับ Slider ด้วย Torsion Spring



รูปที่ 5 ตำแหน่งที่ Slider เลื่อนมาอยู่ในตำแหน่งล็อก

กลไกจะปลดล็อกเมื่อสันเท้าลอยจากพื้น เป็นจังหวะที่ตัวยืนพื้นไม่มีแรงดัน Slider ให้อยู่ในตำแหน่งล็อก สปริงดันจึงดัน Slider ให้เคลื่อนที่ลงมาอยู่ในตำแหน่งปลดล็อกดังรูปที่ 7



รูปที่ 6 ตำแหน่งที่ข้อเข้าทำมุม 15 องศา (มุมสูงสุดที่สามารถองได้ในช่วง Stance phase)



รูปที่ 7 ตำแหน่งที่ตัว Slider เคลื่อนมาอยู่ในตำแหน่งปลดล็อก

4. การวิเคราะห์ความเค้น การเสียรูป

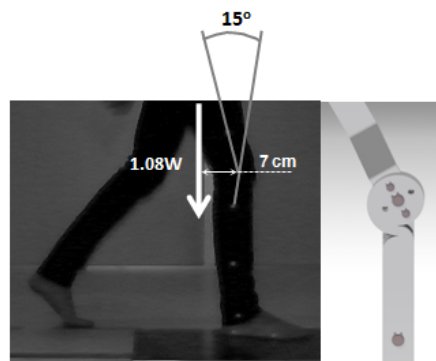
4.1 การวิเคราะห์หลักไก

หลังจากทำการออกแบบกลไกแล้ว พบว่าชิ้นส่วนหลักที่รับแรงมากและมีผลต่อความแข็งแรงของกลไก คือ Ratchet ด้านบน และ Slider จากนั้นทำการคำนวณหาแรงปฏิกิริยาบริเวณหน้าสัมผัสของ Ratchet และนำไปวิเคราะห์ค่า Total Deformation และ Equivalent Stress ในโปรแกรม ANSYS 12.1 เพื่อตรวจสอบความแข็งแรงของกลไก

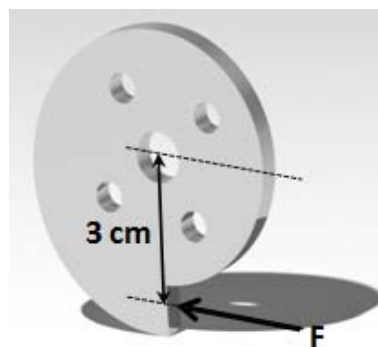
4.2 การคำนวณหาแรงปฏิกิริยาบริเวณหน้าสัมผัสของ Ratchet

ในกรณีเกิดอาการกล้ามเนื้ออ่อนแรงอย่างฉับพลัน น้ำหนักตัวจะสร้างโมเมนต์ทวนเข็มนาฬิกาการรอบจุดหมุนของเข่าทำให้มุมของข้อเข่าเพิ่มขึ้นจนมีค่าเป็น 15° จะทำ

ให้ Ratchet ของขาที่อ่อนบนสัมผัสกับ Ratchet ของขาที่อ่อนล่าง ดังรูปที่ 8 เมื่อพิจารณา Ratchet ของขาที่อ่อนบน แรงปฏิกิริยาที่หน้าสัมผัสจะสร้างโมเมนต์ตามเข็มนาฬิกาการรอบจุดหมุนของเข่า ดังรูปที่ 9 เมื่อพิจารณาให้ Safety factor มีค่า 1.5 สามารถหาแรงปฏิกิริยาที่หน้าสัมผัสได้ 2,969 N



รูปที่ 8 จังหวะการล็อกของกลไกที่มุม 15° เมื่อเกิดอาการกล้ามเนื้ออ่อนแรงอย่างฉับพลัน



รูปที่ 9 แรงปฏิกิริยาที่หน้าสัมผัสของ Ratchet

4.3 การวิเคราะห์ความเค้นและการเสียรูปด้วยโปรแกรมไฟไนต์เอลิเมนต์ ANSYS

เมื่อเกิดการล้มอย่างฉับพลัน Ratchet กับตัว Slider จะขบกัน ทำให้เกิดแรงที่บริเวณหน้าสัมผัส ทำให้ชิ้นส่วนเกิด Deformation และ Stress ขึ้น ฉะนั้นจึงต้องวิเคราะห์ค่า Total Deformation เพราะถ้ามีค่ามากแล้วอาจทำให้เข่างอเกินมุมล็อกที่กำหนดไว้ และวิเคราะห์ค่า Equivalent Stress เพื่อตรวจสอบว่ากลไกสามารถรับแรงได้โดยไม่เกิดความเสียหาย ดังแสดงในรูปที่ 10 ถึงรูปที่ 13 โดยกลไกผลิตจากอลูมิเนียมอัลลอยด์เนื่องจากมีน้ำหนักเบาและความแข็งแรง

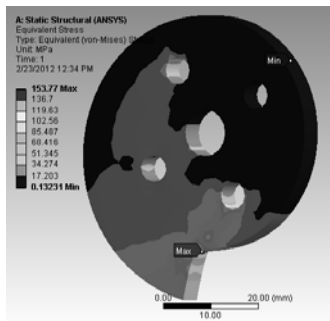
เมื่อวิเคราะห์ความแข็งแรงของชิ้นส่วน Ratchet ได้ผลดังนี้

- ค่า Equivalent Stress ที่มากที่สุดคือ 153.77 MPa
- ค่า Total Deformation ที่มากที่สุดคือ 0.045 mm

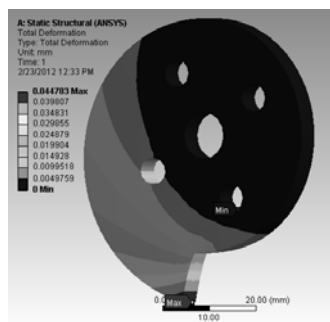
เมื่อวิเคราะห์ความแข็งแรงของชิ้นส่วน Slider ได้ผลดังนี้

- ค่า Equivalent Stress ที่มากที่สุดคือ 91.03 MPa
- ค่า Total Deformation ที่มากที่สุดคือ 0.088 mm

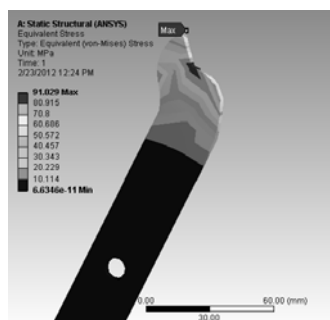
จากผลที่ได้ ค่า Equivalent Stress ที่มากที่สุดของ Ratchet และ Slider มีค่าไม่เกินค่า Yield Strength ของอลูมิเนียมอัลลอยด์ ซึ่งมีค่า 280 MPa ทำให้กลไกไม่เกิดความเสียหาย และค่า Total Deformation ที่มากที่สุดของ Ratchet และ Slider มีค่าน้อยมากจนไม่ส่งผลกระทบต่อการทำงานของกลไก



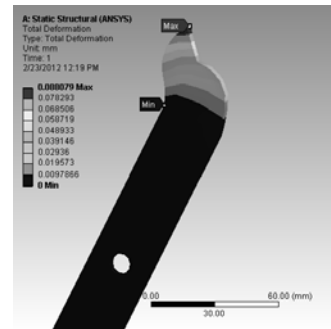
รูปที่ 10 แสดง Equivalent Stress ที่เกิดบน Ratchet



รูปที่ 11 แสดง Total Deformation ที่เกิดบน Ratchet



รูปที่ 12 แสดง Equivalent Stress ที่เกิดบน Slider



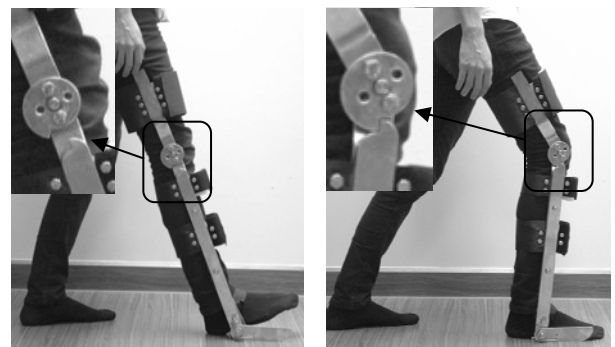
รูปที่ 13 แสดง Total Deformation ที่เกิดบน Slider

5. การทดสอบกลไกต้นแบบ

5.1 ทดสอบการลื่นไถลในช่วง Stance phase

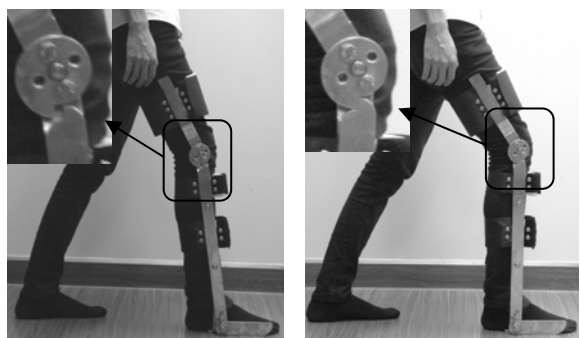
เพื่อให้สามารถบรรลุวัตถุประสงค์ที่กำหนดไว้กลไกต้องสามารถลื่นไถลเพื่อป้องกันการลื่นไถลในช่วง Stance Phase ในการทดลองให้ผู้ใช้ทดลองเดินขณะสวมใส่กลไกและจำลองเหตุการณ์ลื่นไถลในช่วง Stance Phase ที่จังหวะ Heel strike, Foot flat, Midstance และ Heel off ดังแสดงในรูปที่ 14-17

Heel strike

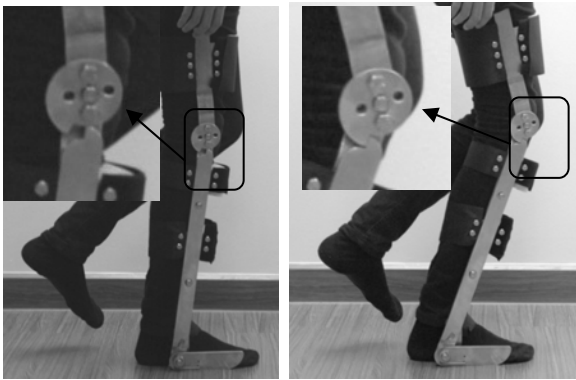


รูปที่ 14 ทดสอบการลื่นไถลจากจังหวะ Heel strike (ซ้าย)
มายังตำแหน่งกลไกลื่นไถล (ขวา)

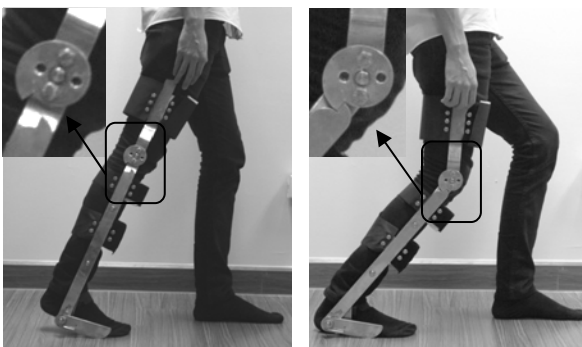
Foot flat



รูปที่ 15 ทดสอบการลื่นไถลจากจังหวะ Foot flat (ซ้าย)
มายังตำแหน่งกลไกลื่นไถล (ขวา)

Midstance

รูปที่ 16 ทดสอบการล้มจากจังหวะ Midstance (ซ้าย)
มายังตำแหน่งกลไกล็อก (ขวา)

Toe off

รูปที่ 17 ทดสอบการล้มจากจังหวะ Toe off (ซ้าย)
มายังตำแหน่งกลไกล็อก (ขวา)

จากการทดสอบพบว่ากลไกสามารถล็อกได้ทุกจังหวะการเดินในช่วง Stance Phase โดยเมื่อผู้สวมใส่เกิดอาการกล้ามเนื้ออ่อนแรงอย่างฉับพลัน กลไกสามารถล็อกเข้าไว้ที่มุม 15 องศา

5.2 การทดสอบการปลดล็อกก่อนเข้าสู่ช่วง Swing phase

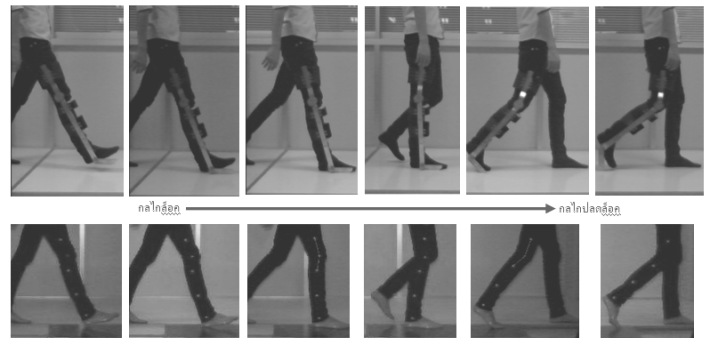


รูปที่ 18 จังหวะปลดล็อกกลไก
(Slider เลื่อนมาอยู่ในตำแหน่งปลดล็อก)

จากการทดสอบให้ผู้สวมใส่อุปกรณ์ในขณะที่เดินและสังเกตการปลดล็อกของกลไกทุกรอบของการเดินพบว่า กลไกจะปลดล็อก (ก้าน Slider ถูกผลักลงมายังตำแหน่งปลดล็อก) เมื่อเข่างอทำมุมในช่วง 13 - 15 องศาจากตำแหน่งเหยียดตรง ดังรูปที่ 18

5.3 การทดสอบความเป็นธรรมชาติในการเดิน

จากแนวคิดในการออกแบบเรื่องความเป็นธรรมชาติในการเดินในกรณีผู้สวมใส่ไม่เกิดอาการล้ม สามารถทดสอบได้จากการใช้กล้องความเร็วสูงถ่ายภาพเคลื่อนไหวของวงจรการเดินก่อนสวมใส่กลไกเปรียบเทียบกับหลังสวมใส่กลไกดังรูปที่ 19 พบว่าวงจรการเดินหลังสวมใส่กลไกมีความใกล้เคียงกับวงจรการเดินปกติก่อนสวมใส่กลไกโดยเปรียบเทียบจากมุมข้อเข่าและมุมข้อเท้ามีค่าใกล้เคียงกันทุกจังหวะของการเดิน



รูปที่ 19 เปรียบเทียบวงจรการเดิน (Gait cycle)
ขณะสวมใส่กลไกและไม่สวมใส่กลไก

6. การวิเคราะห์ผลการทดสอบการทำงานของกลไก



รูปที่ 20 กลไกล็อกเมื่อเกิดการล้มในจังหวะ Mid Stance (ซ้าย) ผู้สวมใส่ใช้ขาอีกข้างที่ไม่ได้สวมกลไกเหยียบพื้นเพื่อช่วยพยุงร่างกายได้ทัน เมื่อเกิดการล้มในจังหวะ Mid Stance (ขวา)

1. กลไกสามารถล็อกในช่วง Stance Phase ได้ทั้งหมด แต่พบปัญหาในจังหวะ Mid Stance ซึ่งเป็นจังหวะที่ขาอีกข้างที่ไม่ได้สวมกลไกลอยจากพื้น เมื่อเกิดการล้ม มีเพียงขาข้างที่สวมกลไกข้างเดียวเท่านั้นที่รับน้ำหนักตัวทั้งหมดไว้ ทำให้ร่างกายของผู้สวมใส่ไม่สามารถทรงตัวอยู่ได้ (รูปที่ 20) ถ้าผู้สวมใส่ไม่สามารถใช้ขาอีกข้างเหยียบพื้นเพื่อช่วยพยุงร่างกายได้ทัน ทำให้อาจเกิดอันตรายต่อผู้สวมใส่ได้



รูปที่ 21 กลไกปลดล็อกแล้ว แต่เมื่อเกิดการล้ม กลไกจะกลักลับมาล็อก และขาอีกข้างที่ไม่ได้สวมกลไกจะเป็นตัวช่วยพยุงไม่ให้ร่างกายล้ม



รูปที่ 22 กลไกวางตัวไม่ตรงกับแนวขาตามที่ได้ออกแบบ

2. กลไกปลดล็อกเมื่อข้อเข่าทำมุม $13^\circ - 15^\circ$ ซึ่งเป็นมุมที่น้อยกว่าหรือเท่ากับมุมล็อก (15°) ทำให้เข่าสามารถงอได้อย่างอิสระในจังหวะ Swing phase และการเดินไม่ติดขัดจากการถูกกลไกล็อก จากนั้นวิเคราะห์ข้อมูลของแรงปฏิกิริยาที่กระทำในขณะนั้นพบว่า ขาข้างที่สวมกลไกยังรับน้ำหนักตัวมากกว่า 50% แต่เมื่อเกิดการล้มขาข้างที่สวมกลไกจะติดพื้น ทำให้กลไกกลักลับมาล็อก และขาอีกข้างที่ไม่ได้สวมกลไกจะเป็นตัวช่วยพยุงไม่ให้ร่างกายล้ม

ด้วย (รูปที่ 21) สาเหตุที่กลไกไม่ปลดล็อกที่มุมที่กำหนดไว้มุมเดียว (15°) เป็นเพราะกลไกวางตัวไม่ตรงกับแนวขาตามที่ได้ออกแบบไว้ หรือกลไกมีการเคลื่อนที่ในแนวระนาบ Sagital Plane ในขณะเดินดังรูปที่ 22 (เส้นประคือเส้นแนวที่กลไกวางตัวตามที่ได้ออกแบบไว้ และ เส้นทึบคือเส้นแนวที่กลไกวางตัวตามที่เกิดขึ้นจริง)

7. สรุป

กลไกป้องกันการงอเข่าขณะเดินสำหรับผู้สูงอายุที่มีอาการกล้ามเนื้ออ่อนแรงที่ออกแบบ และผลิตต้นแบบขึ้นสามารถป้องกันการล้มในช่วง Stance phase และทำให้ผู้ใช้กลไกสามารถพยุงตัวขึ้นและเดินต่อในจังหวะต่อไปได้ โดยวงจรการเดินของผู้ใช้กลไกมีความใกล้เคียงกับวงจรการเดินปกติ

8. เอกสารอ้างอิง

[1] อาจารย์นายแพทย์ วสุวัฒน์ กิตติสมประยูรกุล (2552). การล้มและการทรงตัวของผู้สูงอายุไทย: ภาควิชาเวชศาสตร์ฟื้นฟู โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์