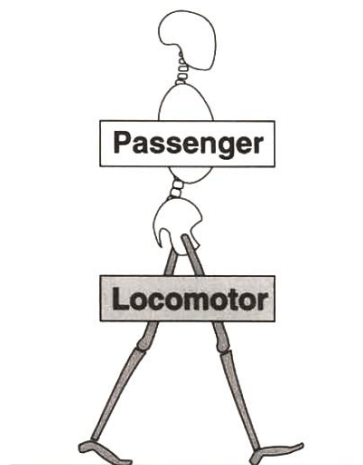


บทที่ 2 ทฤษฎี

ในบทที่ 2 นี้เป็นส่วนของทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง โดยจะประกอบไปด้วยเนื้อหาทั้งหมด 5 ส่วน คือ ส่วนแรกเป็นทฤษฎีเกี่ยวกับการเดินซึ่งจะอธิบายถึงกายวิภาคของร่างกายรวมไปถึงความหมายและวงจรในขณะเดินแต่ละก้าว ถัดมาเป็นส่วนของการวิเคราะห์การเดินเพื่อนำข้อมูลที่ได้ไปใช้ในการศึกษา จากนั้นในส่วนที่ 3 คือ Adduction moment ที่เกิดขึ้นที่ข้อเข่าในขณะเดิน จากนั้นในส่วนที่ 4 เป็นทฤษฎีและการออกแบบ Compliant mechanism และในส่วนสุดท้ายเป็นงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

2.1 พื้นฐานของการเดิน (Basics of walking) [5, 6]

การเดิน (Walking) เป็นวิธีการเคลื่อนย้ายร่างกายของมนุษย์ไปยังตำแหน่งที่ต้องการ โดยการเคลื่อนไหวยาวทั้ง 2 ข้างสลับกัน ในขณะเดินจำเป็นต้องมีเท้าอย่างน้อยหนึ่งข้างที่สัมผัสกับพื้นเพื่อทำหน้าที่รับน้ำหนักตัว (Body weight) จากนั้นเท้าอีกข้างหนึ่งที่ไม่ได้สัมผัสกับพื้นจะถูกเหวี่ยงไปด้านหลังเพื่อถ่ายเทน้ำหนักตัวหรือตำแหน่ง Center of gravity (CoG) ของร่างกายให้เคลื่อนที่ไปข้างหน้าซึ่งวงจรนี้จะเกิดขึ้นสลับกันไปจนกระทั่งสิ้นสุดการเดิน ในขณะเดินร่างกายจะแบ่งการทำงานออกเป็น 2 ส่วนคือ Passenger unit และ Locomotion unit โดยที่ Passenger unit จะประกอบไปด้วยศีรษะ, คอ, ลำตัวและแขนทั้ง 2 ข้างซึ่งร่างกายในตอนบนนี้มีหน้าที่ในการทรงตัวเมื่อร่างกายเคลื่อนไหว ในขณะที่ Locomotion unit ซึ่งเป็นร่างกายท่อนล่างตั้งแต่เชิงกราน (Pelvic) ลงไปจนถึงเท้าทั้ง 2 ข้างโดยมีหน้าที่สำคัญในการนำพาร่างกายไปยังตำแหน่งที่ต้องการ

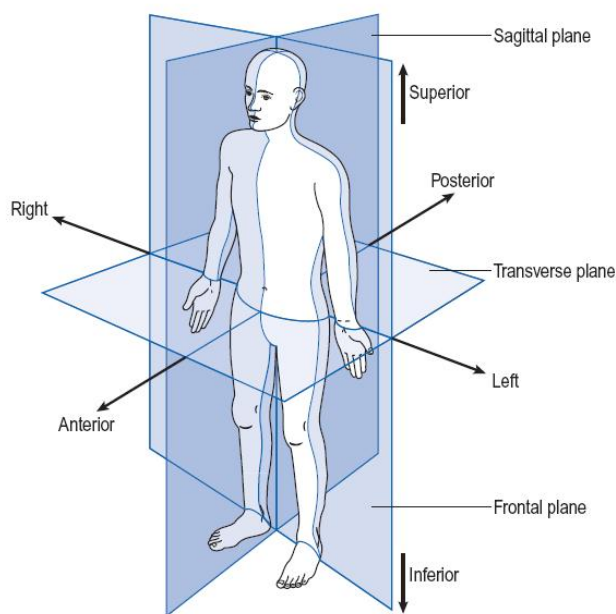


รูปที่ 2.1 แสดงการแบ่งหน้าที่การทำงานของร่างกายในขณะเดิน [5]

2.1.1 Basic terminology terms

การเคลื่อนไหวร่างกายซึ่งรวมไปถึงการเดินเป็นการทำงานร่วมกันอย่างซับซ้อนระหว่างสมอง, กล้ามเนื้อ, ระบบประสาท, กระดูกและข้อต่อ ดังนั้นการทำความเข้าใจถึงกลไกการเคลื่อนไหวร่างกาย จำเป็นต้องใช้ความรู้ทางวิทยาศาสตร์ต่างๆเพื่ออธิบายกลไกการเคลื่อนที่ที่เกิดขึ้นซึ่งจะประกอบไปด้วยความรู้ทางกายวิภาคศาสตร์ (Anatomy), สรีรศาสตร์ (Physiology) และชีวกลศาสตร์ (Biomechanics) การอธิบายความสัมพันธ์ของตำแหน่งและการเคลื่อนที่ของอวัยวะแต่ละส่วนจะใช้ระนาบ (Plane) สำหรับอ้างอิงดังรูปที่ 2.2 ซึ่งประกอบไปด้วย

1. Sagittal plane เป็นระนาบที่แบ่งร่างกายออกเป็น 2 ส่วนคือซีกขวาและซีกซ้าย
2. Frontal plane เป็นระนาบที่แบ่งร่างกายออกเป็น 2 ส่วนคือด้านหน้าและด้านหลัง
3. Transverse plane เป็นระนาบที่แบ่งร่างกายออกเป็น 2 ส่วนคือท่อนบนและท่อนล่าง

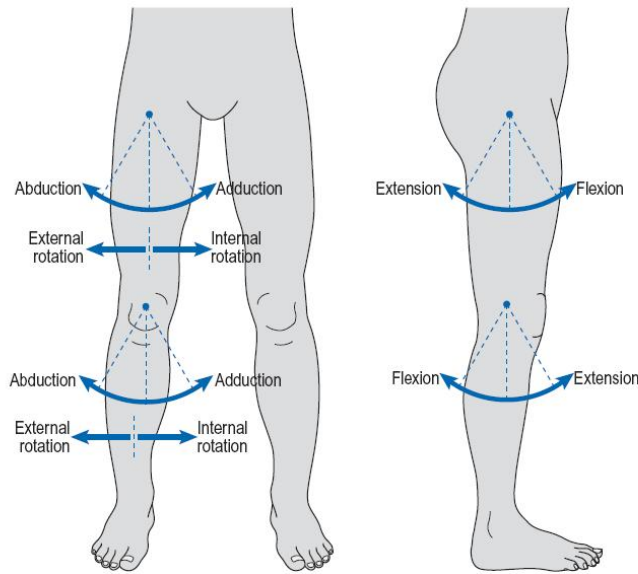


รูปที่ 2.2 แสดงระนาบของร่างกายสำหรับใช้แสดงความสัมพันธ์ระหว่างอวัยวะส่วนต่างๆ [6]

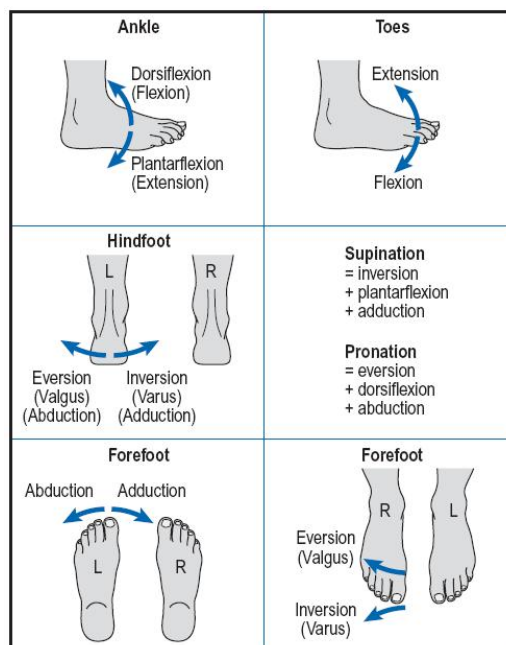
การเคลื่อนไหวของข้อต่อจะสามารถเกิดขึ้นได้บนระนาบใดระนาบหนึ่งหรือทั้งสองระนาบจากทั้งหมด จากรูปที่ 2.3 และ 2.4 สามารถเรียกลักษณะในการเคลื่อนไหวข้อต่อได้ดังนี้คือ

1. Flexion and extension เป็นการเรียกลักษณะการเคลื่อนไหวของข้อสะโพกและข้อเข่าที่เกิดขึ้นบนระนาบ Sagittal plane แต่ในข้อเท้าจะถูกเรียกว่า Dorsiflexion และ Plantarflexion ตามลำดับ

2. Abduction and adduction เป็นการเรียกลักษณะการเคลื่อนไหวของข้อต่อในระนาบ Frontal plane แต่ในบางครั้งก็จะเรียกลักษณะที่มุมของข้อต่อเคลื่อนที่เปลี่ยนไปจากเส้นกึ่งกลาง (Baseline) ของส่วนนั้นๆบนระนาบ Frontal plane เป็น Varus และ Vagus ได้เช่นกัน
3. Internal and external เป็นการเรียกลักษณะการเคลื่อนไหวของข้อต่อที่เกิดขึ้นบนระนาบ Transverse plane ซึ่งในบางครั้งอาจจะถูกเรียกแทนด้วย Medial และ Lateral ตามลำดับ



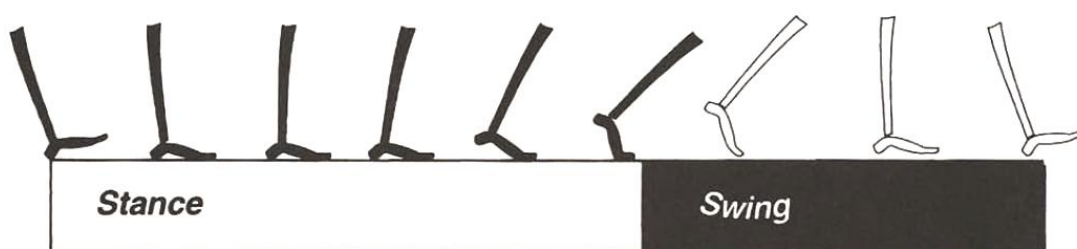
รูปที่ 2.3 แสดงการเคลื่อนไหวของข้อสะโพกและข้อเข่า [6]



รูปที่ 2.4 แสดงการเคลื่อนไหวของข้อเท้าและเท้า [6]

2.1.2 Gait cycle

Gait cycle (GC) หมายถึง ช่วงวงจรในการเดิน 1 รอบโดยเริ่มตั้งแต่เท้าข้างหนึ่งสัมผัสกับพื้นไปจนกระทั่งเท้าข้างเดิมเคลื่อนที่ไปข้างหน้าแล้ววนกลับมาสัมผัสกับพื้นอีกครั้ง ในแต่ละ GC สามารถแบ่งได้เป็น 2 ช่วงใหญ่ๆได้คือ Stance phase และ Swing phase โดยที่ในช่วง Stance phase จะครอบคลุมช่วงเวลาในการเดินประมาณ 60% ของ GC ในขณะที่ในช่วง Swing Phase จะเท่ากับ 40% ของ GC ดังรูปที่ 2.5 เมื่อความเร็วในการเดินเพิ่มขึ้นจะทำให้สัดส่วนช่วงเวลาของช่วง Swing phase เพิ่มขึ้นทำให้ช่วงเวลาที่เป็ Stance phase จะสั้นลง



รูปที่ 2.5 แสดงการแบ่งช่วงเวลาในแต่ละ Gait cycle [5]

นอกจากนี้ยังสามารถแบ่งช่วงในการเดินในแต่ละ GC ออกเป็นช่วงย่อยได้อีก 8 ช่วงคือ

1. Initial contact เป็นจังหวะแรกที่ส้นเท้าสัมผัสกับพื้นเพื่อเริ่มต้นเข้าสู่ช่วงแรกของการเดินซึ่งก็คือช่วง Stance phase โดยช่วงเวลาที่เกิดขึ้นคิดเป็น 0 – 2 % ของ GC
2. Loading response เริ่มตั้งแต่จังหวะที่ส้นเท้าสัมผัสกับพื้นไปจนกระทั่งเท้าอีกข้างหนึ่งกำลังจะถูกยกเพื่อเหวี่ยงไปด้านหน้า ซึ่งในช่วงเวลานี้คิดเป็น 0 – 10 % ของ GC
3. Mid stance ในจังหวะนี้ร่างกายจะเคลื่อนที่ไปข้างหน้าผ่านตำแหน่งเท้าที่อยู่กับที่ โดยเริ่มตั้งแต่ในขณะที่เท้าข้างที่เหวี่ยงเคลื่อนที่ผ่านเท้าข้างที่อยู่กับที่ไปจนกระทั่งลำตัวอยู่ในแนวเดียวกับเท้าข้างที่อยู่กับที่ ซึ่งในช่วงนี้คิดเป็น 10 – 30 % ของ GC
4. Terminal stance โดยในช่วงนี้จะเริ่มตั้งแต่ช่วงที่ลำตัวเคลื่อนที่ผ่านตำแหน่ง Forefoot ของเท้าข้างที่อยู่กับที่ ซึ่งในช่วงนี้คิดเป็น 30 – 50 % ของ GC
5. Pre-swing เป็นช่วงสุดท้ายของ Stance phase ซึ่งเป็นช่วงที่จะเริ่ม Toe-off เพื่อพร้อมสำหรับการเหวี่ยงเท้าไปข้างหน้า ในช่วงนี้จะคิดเป็น 50 – 60 % ของ GC
6. Initial swing เป็นช่วงเริ่มต้นของ Swing phase ซึ่งจะเริ่มตั้งแต่เท้ายกขึ้นจากพื้นไปจนกระทั่งเคลื่อนที่ไปอยู่ในตำแหน่งตรงกันข้ามกับเท้าข้างที่อยู่กับพื้น ซึ่งในช่วงนี้จะคิดเป็น 60 – 73 % ของ GC

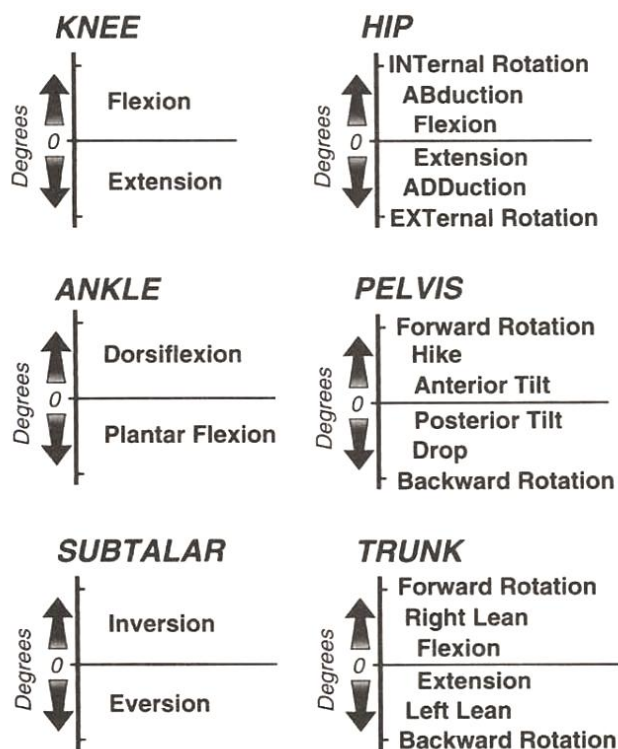
7. Mid swing เป็นช่วงที่ 2 ของ Swing phase โดยจะเริ่มตั้งแต่ในขณะที่ยกเท้าทั้งสองข้างอยู่ในตำแหน่งตรงกันข้ามจนกระทั่งส่วนหน้าแข้ง (Tibia) ของเท้าข้างที่เหวี่ยงไปข้างหน้าวางตัวในแนวตั้งกับพื้น ในช่วงนี้คิดเป็น 73 – 87 % ของ GC
8. Terminal swing เป็นช่วงสุดท้ายของ Swing phase และของ GC โดยจะเริ่มตั้งแต่ที่หน้าแข้งซึ่งวางตัวอยู่ในแนวตั้งกับพื้นเคลื่อนที่ไปข้างหน้าจนกระทั่งเท้าข้างนั้นกำลังจะเริ่มสัมผัสกับพื้น สำหรับในช่วงนี้คิดเป็น 87 – 100 % ของ GC

2.2 การวิเคราะห์การเดิน (Gait analysis) [5, 6, 7]

การวิเคราะห์การเดิน (Gait analysis) เป็นการวัดและประเมินเชิงปริมาณของการเคลื่อนที่ของมนุษย์ จากผลการวิเคราะห์การเดินที่ได้ทำให้ให้นักวิทยาศาสตร์มีความเข้าใจในกลไกการหดและยืดตัวของกล้ามเนื้อในขณะที่มีการเคลื่อนที่มากขึ้นซึ่งทำให้สามารถนำข้อมูลที่ได้ไปใช้ประโยชน์ได้มากมาย ไม่ว่าจะเป็นการนำไปใช้สำหรับปรับปรุงการเคลื่อนที่ของนักกีฬาเพื่อหลีกเลี่ยงการเกิดอาการบาดเจ็บ ตลอดจนสามารถนำการวิเคราะห์การเดินนี้ไปใช้ในการพัฒนาอุปกรณ์กีฬาให้มีประสิทธิภาพและมีลักษณะสอดคล้องกับการเคลื่อนไหวของนักกีฬาแต่ละคนได้ด้วย สำหรับการวิเคราะห์การเดินในทางการแพทย์จะนำข้อมูลที่ได้มาใช้สำหรับวางแผนในการรักษาหรือเพื่อเลือกใช้กายอุปกรณ์เสริมให้เหมาะสมกับลักษณะการเดินที่ผิดปกติของผู้ป่วยได้ การที่จะทำการวิเคราะห์การเดินได้นั้นจำเป็นต้องมีการเก็บข้อมูลหลายชนิดซึ่งในปัจจุบันก็มีอุปกรณ์ที่ช่วยในการเก็บข้อมูลได้ง่ายและแม่นยำมากขึ้น ทั้งนี้การเลือกใช้เครื่องมือขึ้นอยู่กับวิธีการและชนิดของข้อมูลที่สนใจศึกษา ในเก็บข้อมูลของ Gait analysis จะสามารถทำได้ 5 วิธีซึ่งประกอบไปด้วย

2.2.1 Motion analysis

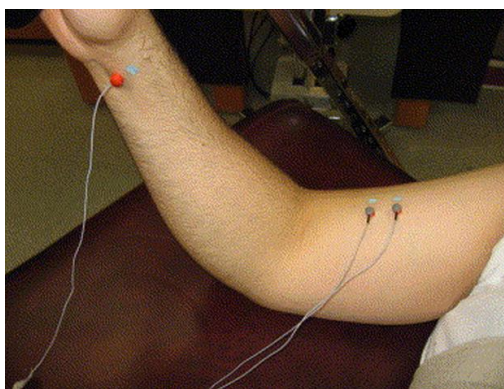
เป็นการเก็บข้อมูลที่เกี่ยวข้องกับการเคลื่อนไหวร่างกายซึ่งเป็นการเคลื่อนย้ายตำแหน่งและทิศทางของร่างกายส่วนใดส่วนหนึ่งหรือทุกส่วนในร่างกาย ในปัจจุบันมีเครื่องมือหลายชนิดที่ใช้วัดค่าการเปลี่ยนแปลงที่เกิดขึ้น เช่น Multiaxis accelerometer ใช้สำหรับวัดความเร่งเชิงเส้นและความเร่งเชิงมุมได้ ในขณะเดียวกันหากต้องการทราบมุมที่เปลี่ยนแปลงไปของข้อต่อในขณะที่เคลื่อนไหวร่างกายก็สามารถใช้ Electrogoniometer ในการวัดค่าได้ สำหรับการเก็บข้อมูลการเคลื่อนไหวในปัจจุบันนิยมใช้ Video camera-based system โดยการเคลื่อนไหวจะถูกบันทึกด้วยกล้องและ Marker ที่ถูกติดอยู่ที่ร่างกายเพื่อให้ทราบถึงเส้นทางการเคลื่อนที่ของส่วนนั้นๆ จากนั้นจะนำข้อมูลทั้งหมดมารวมกันเพื่อสร้างเป็นแบบจำลอง 3 มิติ ดังนั้นจำนวนกล้องและ Marker ที่ใช้จะส่งผลต่อความแม่นยำของข้อมูลด้วย จากรูปที่ 2.6 แสดงการเรียกมุมที่เปลี่ยนแปลงไปในแต่ละข้อต่อ



รูปที่ 2.6 แสดงการอธิบายมุมที่เปลี่ยนแปลงของส่วนต่างๆในร่างกาย [5]

2.2.2 Electromyography

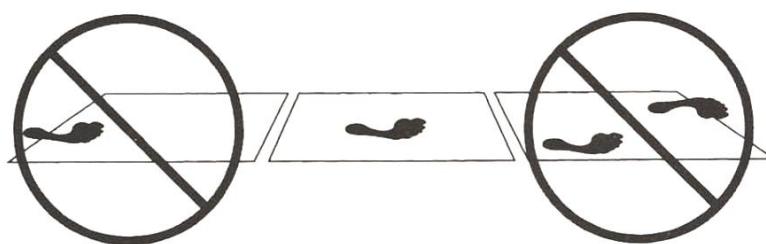
การเก็บข้อมูลโดยใช้ Electromyography (EMG) เป็นการวัดการทำงานของกล้ามเนื้อโดยอุปกรณ์สำหรับวัดสัญญาณไฟฟ้าที่เปลี่ยนแปลงในขณะที่กล้ามเนื้อมีการหดตัว ซึ่งสัญญาณไฟฟ้าที่วัดได้นี้จะทำให้ทราบถึงช่วงเวลาที่กล้ามเนื้อทำงานและความสามารถของกล้ามเนื้อได้ โดยอิเล็กโทรดที่ใช้มีด้วยกันทั้งหมด 3 ประเภทคือ แบบ Surface electrode, แบบ Fine wire electrode และแบบ Needle electrode



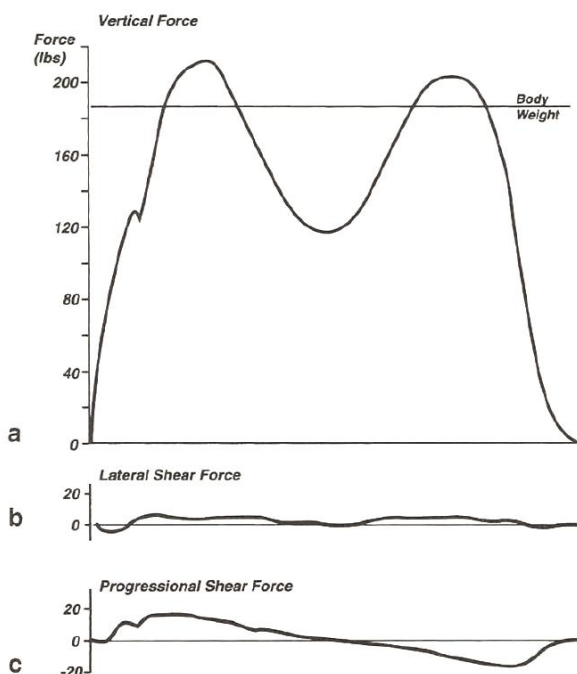
รูปที่ 2.7 แสดงภาพการติดตั้ง Electrode บนร่างกาย [8]

2.2.3 Ground reaction force

Force plate เป็นอุปกรณ์ที่ใช้สำหรับวัดแรงที่เกิดขึ้นที่ในขณะที่น้ำหนักตัวอยู่ถ่ายเทไปยังเท้าที่สัมผัสกับพื้นซึ่งประกอบไปด้วยแรงในแนว Vertical และแรงในแนว Horizontal โดยที่ภายในของ Force plate จะประกอบไปด้วย Sensor สำหรับวัดแรง ซึ่งโดยทั่วไปมักจะนิยมใช้ Piezoelectric หรือ Strain guage หลายตัวเรียงต่อกันทำให้ Force plate นอกจากจะสามารถวัดแรงปฏิกิริยาที่เกิดขึ้นที่เท้าได้แล้วยังสามารถวัดการกระจายตัวของแรงที่ฝ่าเท้าได้ด้วย ความแม่นยำที่วัดจะขึ้นอยู่กับตำแหน่งในขณะที่เท้าสัมผัสกับ Force plate โดยเท้าควรจะอยู่ในตำแหน่งกึ่งกลางของ Force plate ดังรูปที่ 2.8



รูปที่ 2.8 แสดงตำแหน่งที่เหมาะสมสำหรับการวัด Ground reaction force [5]



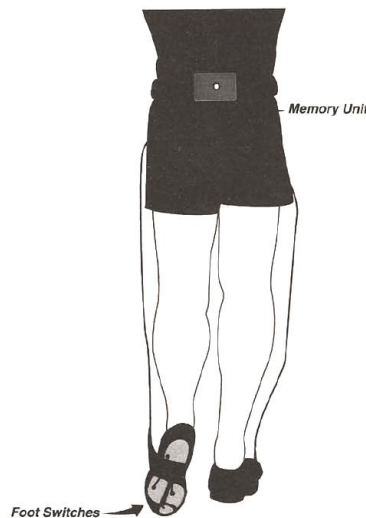
รูปที่ 2.9 แสดงรูปแบบของแรงที่วัดได้จาก Force plate (a) Vertical force, (b) Lateral shear force และ (c) Progression shear force [5]

2.2.4 Stride analysis

การวัดความเร็วในการเดิน (Walking speed) เป็นพื้นฐานสำหรับการพิจารณาความสามารถในการเดิน โดยทิศทางในการเดินและความยาวในการก้าวเท้า (Stride length) มีความสำคัญอย่างมากต่อข้อมูลที่ได้ การวัดความเร็วในการเดินสามารถใช้อุปกรณ์ที่หาได้ง่ายทั่วไป เช่น สายวัดและนาฬิกาจับเวลา ในขณะที่ Foot switch ก็เป็นอุปกรณ์อีกชนิดหนึ่งที่สามารถนำมาใช้ในการเก็บข้อมูลความเร็วในการเดินได้ด้วยดังรูปที่ 2.10 โดยที่ Foot switch จะทำให้ทราบความถี่ในการก้าวเท้า (Cadence) ซึ่งโดยเฉลี่ยจะมีความถี่ในการก้าวเท้าประมาณ 113 ก้าวต่อนาทีสำหรับผู้ใหญ่ ความเร็วในการเดินจะขึ้นอยู่กับลักษณะรูปร่าง, อายุและเพศ โดยทั่วไปความเร็วเฉลี่ยในการเดินจะมีค่าประมาณ 82 เมตรต่อนาที ซึ่งผู้ชายจะมีความเร็วในการเดินมากกว่าผู้หญิงแต่ผู้หญิงจะมีความถี่ในการก้าวเท้ามากกว่า นอกจากนี้ยังสามารถหาความเร็วในการเดินได้จากสมการ (2.1)

$$V = S \times 0.5C_{cad} \quad (2.1)$$

โดยที่ V คือความเร็วในการเดิน, S คือความยาวของการก้าวเท้าและ C_{cad} คือความถี่ในการก้าวเท้า

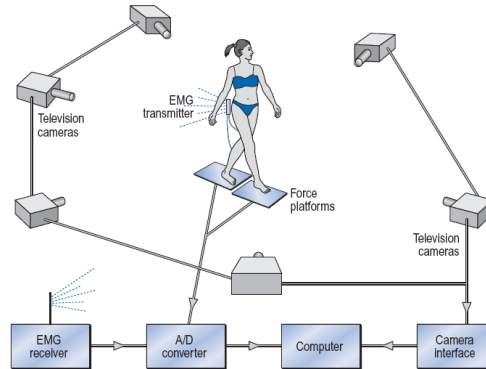


รูปที่ 2.10 แสดงการเก็บข้อมูลความเร็วในการเดินโดยใช้ Foot switch [5]

2.2.5 Energetic

ในการเดินจำเป็นต้องอาศัยพลังงานจากกระบวนการเผาผลาญ (Metabolism) เพื่อให้กล้ามเนื้อสามารถทำงานได้ ดังนั้นถ้าสามารถวัดพลังงานที่ใช้ในขณะที่เดินได้ก็จะสามารถทำให้ทราบความผิดปกติในการทำงานของร่างกายได้ ปริมาณก๊าซออกซิเจน (O_2) ที่ใช้สามารถบอกได้ถึงประสิทธิภาพในการเดินได้ด้วย โดยที่ O_2 cost หมายถึงปริมาณก๊าซออกซิเจนที่ถูกใช้ในการเดินต่อระยะทางในการเดิน ซึ่งในผู้ป่วยจะแสดงค่า O_2 cost มากกว่าคนปกติ ในขณะที่ O_2 rate จะหมายถึงอัตราการใช้ก๊าซออกซิเจนต่อ

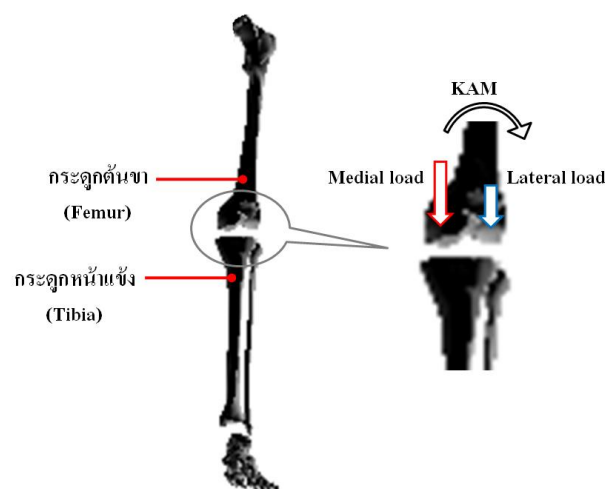
หน่วยเวลา ดังนั้นถ้าคนที่มีความสามารถในการเดินต่อเนื่องได้นานกว่าคนที่มีความสามารถน้อยกว่า



รูปที่ 2.11 แสดงการใช้ Force plate, EMG และ Video camera based system ร่วมกันสำหรับเก็บข้อมูลการเดินใน Gait analysis [6]

2.3 โมเมนต์ดัดที่ข้อเข่า (Knee adduction moment) [5, 9, 10]

ข้อเข่าเป็นอวัยวะส่วนที่มีความสำคัญอย่างมากสำหรับการเดิน โดยเป็นจุดที่เชื่อมต่อกันระหว่างกระดูกชั้นใหญ่ 2 ชิ้นคือกระดูกต้นขา (Femur) และกระดูกหน้าแข้ง (Tibia) ดังรูปที่ 2.12 โดยที่ข้อเข่าสามารถเคลื่อนไหวได้หลายทิศทางโดยเฉพาะอย่างยิ่งในระนาบ Sagittal plane ซึ่งจะมีการเคลื่อนไหวมากในจังหวะที่กำลังเหวี่ยงขา นอกจากนี้ในช่วง Stance phase ข้อเข่าจะมีหน้าที่สำคัญในการรับน้ำหนักตัวโดยการเปลี่ยนแปลงตำแหน่งของข้อเข่าที่เกิดขึ้นในระนาบ Frontal plane และ Transverse plane จะส่งผลต่อเสถียรภาพ (Stability) ในการทรงตัวของร่างกายในช่วง Stance phase



รูปที่ 2.12 แสดงส่วนประกอบของข้อเข่าและแรงที่จะเกิดขึ้นในขณะเดิน

ขณะที่ข้อเข่ารับน้ำหนักตัวในขณะที่เดินจะเกิดแรงกระทำขึ้นที่ข้อเข่าคือ Medial load และ Lateral load โดยปกติ Medial load ที่เกิดขึ้นจะมากกว่า Lateral load ซึ่งในคนปกติ 60% ของแรงทั้งหมดที่เกิดขึ้นที่ข้อเข่าจะเป็น Medial load และอาจจะเพิ่มขึ้นถึง 80% ได้ในผู้ป่วยที่มีอาการของโรคข้อเข่าเสื่อม โดยแรงที่เกิดขึ้นนี้เป็นผลมาจากโมเมนต์ที่เกิดขึ้นที่ข้อเข่าซึ่งมีลักษณะเหนียวหรือดัดให้ข้อเข่าโก่งออก (Varus) จะเรียกโมเมนต์ที่เกิดขึ้นที่เข่าในลักษณะนี้ว่า Knee adduction moment หรือ KAM

KAM หรือโมเมนต์ดัดที่ข้อเข่าเป็นผลคูณระหว่าง Ground reaction force (GRF) ในระนาบ Frontal plane และระยะตั้งฉากจากจุดหมุนที่ข้อเข่าถึงแนวแรง $GRF_{frontal}$ หรือ Frontal lever arm โดยที่ $GRF_{frontal}$ เป็นผลรวมเวกเตอร์ของแรง $GRF_{vertical}$ และ $GRF_{mediolateral}$

$$\overrightarrow{GRF_{frontal}} = \overrightarrow{GRF_{vertical}} + \overrightarrow{GRF_{mediolateral}} \quad (2.2)$$

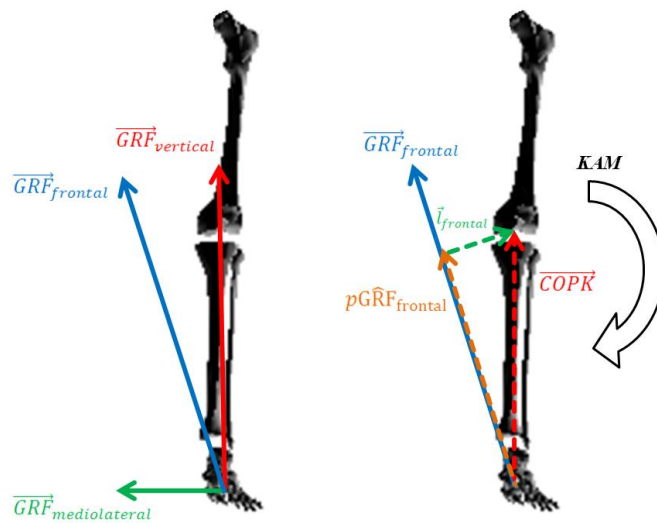
สมมติให้ p เป็น Scalar projection ของเวกเตอร์จาก Center of Pressure (CoP) ถึงจุดหมุนที่ข้อเข่าที่ฉายลงบนเวกเตอร์ $GRF_{frontal}$ โดยที่ $GRF_{frontal}$ เป็นเวกเตอร์ขนาดหนึ่งหน่วยของเวกเตอร์ $GRF_{frontal}$ และ $\overrightarrow{COPK}$ เป็นเวกเตอร์จาก CoP ถึงจุดหมุนที่ข้อเข่า

$$p = \overrightarrow{COPK} \cdot \overrightarrow{GRF_{frontal}} \quad (2.3)$$

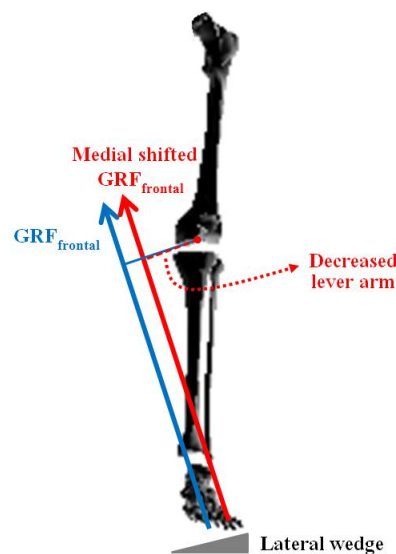
ดังนั้นสามารถหาคำนวณหาเวกเตอร์ Frontal lever arm ($\overrightarrow{l_{frontal}}$) ได้จากสมการ (2.4)

$$\overrightarrow{l_{frontal}} = \overrightarrow{COPK} - p\overrightarrow{GRF_{frontal}} \quad (2.4)$$

จากรูปที่ 2.13 จะเห็นได้ว่าตัวแปรที่ส่งผลต่อค่า KAM คือขนาดของ $GRF_{frontal}$ และความยาวของ Lever arm แต่ $GRF_{frontal}$ เป็นค่าที่จะแปรผันกับน้ำหนักตัวซึ่งจะไม่เปลี่ยนแปลงไปจากเดิมมาก ดังนั้น Lever arm จึงเป็นตัวแปรที่มีความสำคัญอย่างมากสำหรับการศึกษาเพื่อต้องการลด KAM ที่เกิดขึ้นในขณะที่เดิน ตัวอย่างหนึ่งของอุปกรณ์ที่ช่วยให้สามารถลดความยาวของ Lever arm คือการใช้ Lateral wedge insole (LWI) ซึ่งอุปกรณ์ชนิดนี้ช่วยให้สามารถลดความยาวของ Lever arm ได้โดยใช้หลักการในการย้ายตำแหน่ง CoP จากด้าน Medial ไปสู่ด้าน Lateral ของฝ่าเท้าดังแสดงในรูปที่ 2.14 เมื่อตำแหน่งของแรง $GRF_{frontal}$ เลื่อนจากด้านในของฝ่าเท้าออกไปสู่ด้านนอกของฝ่าเท้าทำให้ตำแหน่งของ $GRF_{frontal}$ เลื่อนเข้าไปอยู่ใกล้กับข้อเข่ามากขึ้นเป็นผลทำให้ความยาวของ Lever arm ลดลง ดังนั้นด้วยเหตุผลนี้ทำให้ Lateral wedge insole ถูกนำมาใช้สำหรับการศึกษาเพื่อลด KAM ในขณะเดิน



รูปที่ 2.13 แสดงไดอะแกรมของแรงและโมเมนต์ที่เกิดขึ้นที่ข้อเข่า

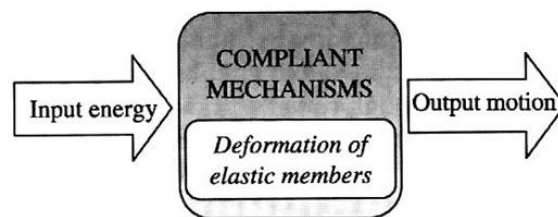


รูปที่ 2.14 แสดงการลดความยาวของ Lever arm โดยการนำ LWI มาใช้เพื่อเลื่อนตำแหน่ง CoP สำหรับการลด KAM ในขณะเดิน

2.4 กลไกแบบยืดหยุ่น (Compliant mechanisms) [11]

กลไกทางกล (Mechanical mechanism) หมายถึง อุปกรณ์ที่สามารถถ่ายโอนหรือเปลี่ยนแปลงการเคลื่อนที่, พลังงานและแรงที่เกิดขึ้นได้ โดยกลไกทางกลจะประกอบด้วยแขนที่มีรูปร่างคงตัว (Rigid link) ที่เชื่อมต่ออยู่กับข้อต่อที่สามารถเคลื่อนที่ได้ (Movable joint) ตัวอย่างหนึ่งของกลไกทางกลคือ Reciprocating engine เป็นกลไกที่ใช้ในเครื่องยนต์โดยจะเปลี่ยนการเคลื่อนที่ในแนวเส้นตรงจากแรงระเบิดในห้องเผาไหม้ให้เป็นแรงบิดที่ใช้ในการหมุนเพลาคือเพลาข้อเหวี่ยง ในขณะที่กลไกแบบยืดหยุ่น

(Compliant mechanism) ก็สามารถถ่ายโอนหรือเปลี่ยนแปลงการเคลื่อนที่, พลังงานและแรงได้เช่นเดียวกันกัน แต่การเปลี่ยนแปลงที่เกิดขึ้นไม่ได้มาจาก Rigid link และ Movable joint แต่จะมาจากการแอ่นตัวหรือโค้งงอในชิ้นส่วนที่มีความยืดหยุ่นของกลไก โดยในขณะที่ยื่นส่วนมีการเปลี่ยนแปลงรูปร่างก็จะมีผลกระทบพลังงานเอาไว้ในรูปของพลังงานความเครียด (Strain energy)



รูปที่ 2.15 แสดงไดอะแกรมการทำงานของกลไก Compliant mechanism [11]

2.4.1 Advantage of compliant mechanism

ข้อดีของการนำ Compliant mechanism มาใช้สามารถแบ่งได้เป็น 2 ข้อคือ

1. การลดต้นทุนการผลิต (Cost reduction) โดยที่ Compliant mechanism เป็นกลไกที่มีส่วนประกอบน้อยทำให้สามารถลดเวลาที่ใช้สำหรับประกอบชิ้นส่วนในขั้นตอนการผลิตได้ นอกจากนี้ในชิ้นส่วนบางชิ้นเมื่อถูกออกแบบให้เป็น Compliant mechanism แล้วทำให้สามารถผลิตชิ้นส่วนนั้นๆ ได้ด้วยการฉีดขึ้นรูปด้วยแม่พิมพ์ ด้วยวิธีการผลิตนี้ทำให้สามารถช่วยลดต้นทุนในการผลิตได้เป็นอย่างมาก ไม่เพียงแค่ว่าจะสามารถลดต้นทุนในขั้นตอนการผลิตเท่านั้นแต่ยังช่วยลดต้นทุนการขนส่งด้วยเพราะ Compliant mechanism เป็นกลไกที่มีขนาดเล็กและมีน้ำหนักเบา
2. การเพิ่มประสิทธิภาพ (Increase performance) เนื่องจาก Compliant mechanism เป็นกลไกที่ประกอบชิ้นส่วนเพียงไม่กี่ชิ้นจึงทำให้กลไกมีความแม่นยำในการทำงานที่มากกว่า นอกจากนี้ยังสามารถลดเสียงและการสั่นสะเทือนในขณะใช้งานได้ดีกว่าการทำงานด้วยกลไกปกติ

ถึงแม้ว่าจะมีข้อดีมากมายในการใช้ Compliant mechanism แต่การออกแบบจะมีความซับซ้อนมากกว่าการออกแบบกลไกทางกลปกติ โดยจำเป็นต้องใช้การวิเคราะห์การยืดหยุ่นของวัสดุซึ่งจะต้องสอดคล้องกับการเคลื่อนไหวของส่วนต่างๆ ในกลไก นอกจากนี้ยังมีข้อจำกัดในการเคลื่อนไหวด้วย เช่น ในส่วนของ Flexural pivot ไม่สามารถที่จะหมุนได้รอบ อีกทั้งในการออกแบบยังต้องคำนึงถึง Stress และ Fatigue ที่จะเกิดขึ้นระหว่างใช้งานด้วย

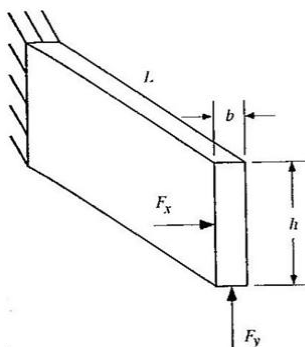
2.4.2 Linear and non-linear deflection

ในการพิจารณาวัสดุทั่วไปที่เป็นในช่วงอีลาสติกซึ่งความเค้น (Strain, ϵ) จะเป็นสัดส่วนโดยตรงกับความเครียด (Stress, σ) จะสมมติให้ระยะยวบตัว (Deflection, δ) มีค่าน้อยมากเมื่อเทียบกับขนาดของโครงสร้าง โดยที่ในการวิเคราะห์ถ้าสมการเป็นความสัมพันธ์แบบเส้นตรงจะทำให้สามารถหาผลลัพธ์ที่ค่อนข้างมีความแม่นยำได้ แต่ในบางกรณีโครงสร้างที่สนใจก็อาจจะไม่ได้เป็นความสัมพันธ์แบบเส้นตรงซึ่งทำให้ไม่สามารถใช้หลักการข้างต้นเพื่อคำนวณได้ โดยที่ความสัมพันธ์แบบไม่เป็นเส้นตรงนี้สามารถแบ่งได้เป็น 2 ลักษณะคือ

1. Material nonlinearity ในบางครั้งวัสดุที่นำมาใช้สำหรับออกแบบโครงสร้างเป็นวัสดุประเภท Plasticity, Non-linear elastic หรือ Hyper elasticity ซึ่งวัสดุเหล่านี้ไม่สามารถใช้ Hook's law ในการอธิบายความสัมพันธ์ระหว่างความเค้นและความเครียดที่เกิดขึ้นได้
2. Geometry nonlinearity เมื่อโครงสร้างมีการเปลี่ยนแปลงรูปร่างในขณะที่ใช้งานมากเกินไป ซึ่งโครงสร้างที่เปลี่ยนแปลงไปนี้จะส่งผลกระทบต่อความสามารถในการต้านทานการเปลี่ยนรูปร่าง (Stiffness) ของโครงสร้าง ดังนั้นในโครงสร้างของ Compliant mechanism ที่มีการยวบตัวหรือเปลี่ยนแปลงรูปร่างของโครงสร้างในขณะที่ใช้งานมากจะถูกพิจารณาให้เป็น Nonlinearity

2.4.3 Strength and stiffness

Strength เป็นคุณสมบัติของวัสดุที่จะบอกถึงความสามารถในการรับความเค้นก่อนที่จะเกิดความเสียหายขึ้น ในขณะที่ Stiffness หมายถึงความสามารถในการต้านทานต่อการเปลี่ยนแปลงรูปร่างเมื่อมีโหลดภายนอกกระทำ ดังนั้นวัสดุที่มีค่า Stiffness น้อยจะหมายถึงวัสดุที่สามารถเปลี่ยนรูปร่างได้ง่ายกว่าวัสดุที่มีค่า Stiffness มากเมื่อมีโหลดจากภายนอกกระทำเท่ากัน จากรูปที่ 2.16 แสดงภาพ Cantilever beam ในขณะที่มีแรงมากระทำที่ปลายคานในทิศทาง x และ y หากสมมติให้คานมีหน้าตัดเป็นรูปสี่เหลี่ยมผืนผ้า



รูปที่ 2.16 แสดงภาพของ Cantilever beam ที่ถูกกระทำด้วยแรงจากภายนอกในทิศ x และ y [11]

หากพิจารณา Cantilever beam ในขณะที่เกิดความเสียหายขึ้นจะพบว่าความเค้นสูงสุดจะเท่ากับ Yield strength (S_y) ดังนั้นเมื่อมีแรงมากระทำที่ปลายคานจะสามารถคำนวณหา Strength ของคานได้ดังนี้

$$S_y = \frac{Mc}{I} \quad (2.5)$$

โดยที่ M คือโมเมนต์ซึ่งเป็นผลคูณระหว่างแรง (F) และความยาวของคาน (L), c คือระยะจากผิวคานนอกสุดของคานถึงตำแหน่งของ Centroid ซึ่งหากคานมีหน้าตัดสม่ำเสมอตำแหน่ง Centroid จะอยู่ในตำแหน่งกึ่งกลางของความสูง (h) ของคานและ I คือ Moment of inertia ซึ่งหน้าตัดสี่เหลี่ยมผืนผ้าจะมีค่า I เท่ากับ $bh^3/12$ ในขณะที่ b คือความกว้างของคาน ดังนั้นเมื่อแทนค่าทั้งหมดลงใน (2.5) จะได้ว่า

$$S_y = \frac{6FL}{bh^2} \quad (2.6)$$

เมื่อจัดรูปสมการ (2.6) ใหม่จะได้ผลลัพธ์ของแรงคือ

$$F = \frac{S_ybh^2}{6L} \quad (2.7)$$

ในขณะที่ Deflection ที่เกิดขึ้นสามารถคำนวณได้ดังนี้

$$\delta = \frac{FL^3}{3EI} \quad (2.8)$$

$$\delta = \frac{4FL^3}{Eb h^3} \quad (2.9)$$

เมื่อแทนค่า F ในสมการ (2.7) ลงในสมการ (2.9) จะทำให้สามารถคำนวณหา Deflection สูงสุด (δ_{max}) ที่เกิดขึ้นได้

$$\delta_{max} = \frac{2S_yL^2}{3Eh} \quad (2.10)$$

ดังนั้นหากมีแรง F_x และ F_y มากระทำที่ปลายคานในทิศทาง x และ y ตามลำดับจะสามารถหา Deflection ที่เกิดขึ้นได้ดังนี้

$$\delta_x = \frac{2S_yL^2}{3Eb} \quad (2.11)$$

$$\delta_y = \frac{2S_y L^2}{3Eh} \quad (2.12)$$

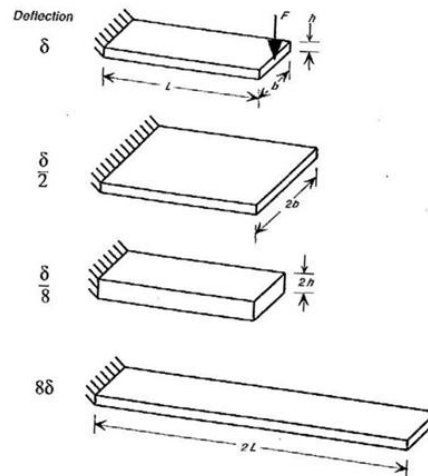
จากสมการ (2.11) และ (2.12) จะพบว่าระยะยุบตัวของคานจะขึ้นอยู่กับลักษณะหน้าตัดของคาน (b/h) ดังนั้นจากความสัมพันธ์ที่พบทำให้ทราบว่า Strength และ Stiffness ไม่มีความเกี่ยวข้องกันเพราะ ถึงแม้ว่าวัสดุที่เป็น Isotropic จะมี Strength เท่ากันทุกทิศทางแต่พบว่า Deflection เกิดขึ้นในแต่ละทิศ ไม่เท่ากันโดยสามารถแสดงความสัมพันธ์ที่เกิดขึ้นได้ดังสมการ (2.13)

$$\delta_x = \frac{b}{h} \delta_y \quad (2.13)$$

2.4.4 Flexibility

ในการออกแบบโครงสร้างทางกลทั่วไปจะพยายามออกแบบโดยใช้ชิ้นส่วนที่มีรูปร่างคงตัว (Rigid) ให้มากที่สุดเพราะในขณะใช้งานหากมีการเปลี่ยนแปลงรูปร่างของชิ้นส่วนเกิดขึ้นอาจจะทำให้ประสิทธิภาพการทำงานของเครื่องจักรนั้นๆไม่เป็นไปตามที่ออกแบบไว้ ซึ่ง Flexibility เป็นความสามารถในการเปลี่ยนรูปร่างภายใต้สภาวะที่มีแรงกระทำซึ่งจะมีความหมายตรงข้ามกับ Rigidity โดยการออกแบบกลไกที่เป็น Compliant mechanism ที่ใช้การเปลี่ยนรูปร่างของโครงสร้างแทนการเคลื่อนไหวยของ Rigid link และ Movable joint ด้วยเหตุนี้ Flexibility จึงเป็นคุณสมบัติที่มีความสำคัญอย่างมากสำหรับการออกแบบ Compliant mechanism

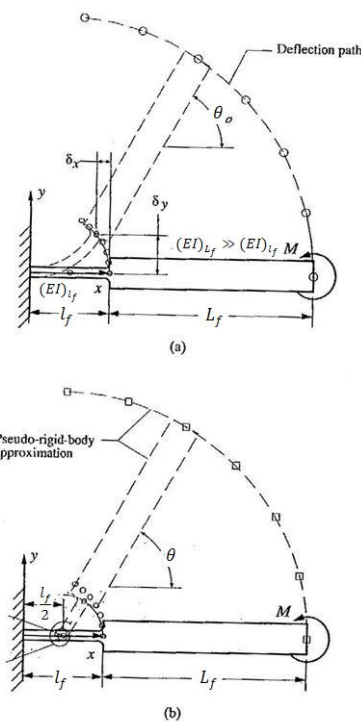
จากสมการ (2.9) พบว่า Flexibility ซึ่งสามารถแทนด้วยระยะที่เกิด Deflection จะขึ้นอยู่กับขนาดแรงที่กระทำ (F), สมบัติของวัสดุ ($1/E$) และรูปร่างของโครงสร้าง (L^3/bh^3) ดังนั้นถ้าสมมติให้ไม่มีการเปลี่ยนแปลงขนาดของแรงที่กระทำและวัสดุที่ใช้จะพบว่าการเปลี่ยนแปลงรูปร่าง (Geometry) ของโครงสร้างจะทำให้ Flexibility ของโครงสร้าง Compliant mechanism เปลี่ยนไป จากรูปที่ 2.17 พบว่าเมื่อคานมีความหนา (h) เพิ่มขึ้นเป็น 2 เท่าจากเดิมจะทำให้ Deflection ลดลงถึง 8 เท่า ในขณะที่ถ้าคานมีความยาวเพิ่มขึ้นจากเดิม 2 เท่าจะทำให้ Deflection เพิ่มขึ้น 8 เท่า ดังนั้นการเปลี่ยนแปลง Geometry ของโครงสร้างจึงเป็นวิธีพื้นฐานที่ใช้ในการออกแบบ



รูปที่ 2.17 แสดง Deflection ที่เปลี่ยนแปลงไปเมื่อ Geometry ของโครงสร้างเปลี่ยนแปลง [11]

2.4.5 Pseudo-rigid body model

ในการวิเคราะห์ Flexibility ของโครงสร้างที่มีความซับซ้อนมากนิยมใช้ Pseudo-rigid body model (PRBM) ซึ่งเป็นวิธีการแทนโครงสร้างส่วนที่มีการเคลื่อนไหวของ Compliant mechanism ด้วย Rigid link และ Pin joint โดยที่ส่วนที่มีความสำคัญอย่างอยากสำหรับการออกแบบคือตำแหน่งของ Pin joint และค่าคงที่ของสปริงที่ใช้แทนส่วนที่ยืดหยุ่น รูปที่ 2.18 แสดงการนำ PRBM มาใช้เพื่อวิเคราะห์หา Deflection โดยกำหนดให้ Flexible segment (L_f) มีความยาวมากกว่า Small-length segment (l_f)



รูปที่ 2.18 แสดงภาพ (a) Small-length pivot และ (b) Pseudo-rigid body model [11]

ในการวิเคราะห์ Deflection ที่เกิดขึ้นกับ PEBM เมื่อมีแรงกระทำที่ปลายด้านหนึ่งของ Rigid link จะสมมติให้มีเส้นทางการเคลื่อนที่ ณ ตำแหน่งปลายของ Rigid link เป็นวงกลมเพื่อง่ายต่อการพิจารณา โดยแรงที่กระทำนี้สามารถแยกพิจารณาได้เป็นแรงที่ขนานไปกับเส้นทางการเคลื่อนที่ (F_t) และแรงที่ตั้งฉากกับเส้นทางการเคลื่อนที่ (F_n) สำหรับแรง F_t นี้ทำให้เกิดโมเมนต์ขึ้นที่ Torsion spring joint ซึ่งจะเรียกแรงนี้ว่า “Active force” ในขณะที่แรง F_n จะเรียกว่า “Passive force” ซึ่งเป็นแรงที่ไม่ได้ส่งผลโดยตรงต่อ Deflection ที่เกิดขึ้นแต่จะมีผลต่อ Axial stiffening ดังนั้นในการออกแบบจำเป็นต้องคำนึงถึง Axial load ที่เกิดขึ้นด้วย จากรูปที่ 2.19 สามารถคำนวณหาแรงและมุม (ϕ) ของแรงที่กระทำกับ Rigid link ได้ดังนี้

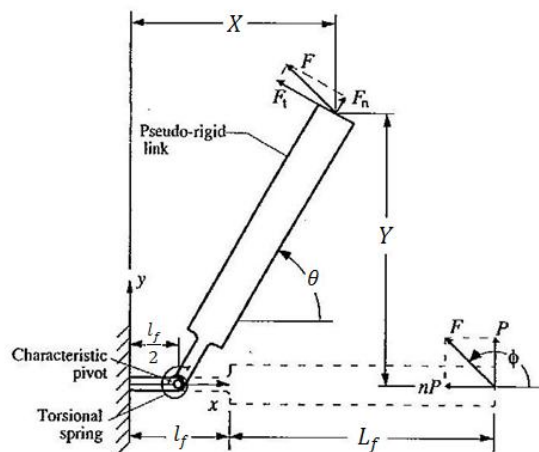
$$F = P\sqrt{n^2 + 1} \quad (2.14)$$

$$\phi = \text{atan} \frac{1}{-n} \quad (2.15)$$

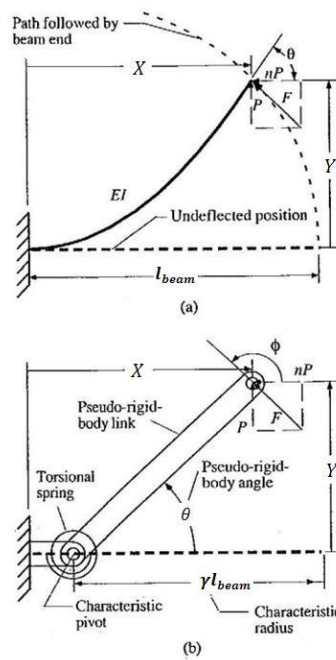
โดยที่ P คือ Tangent force และ n คือ Normal force ในขณะที่ X คือการกระจัดในแนวระนาบและ Y คือการกระจัดในแนวดิ่ง นอกจากนี้จากรูปที่ 2.20 สามารถหา Pseudo-rigid body angle (θ) ซึ่งเป็นมุมระหว่าง Rigid link และตำแหน่ง Underflected position

$$\theta = \text{atan} \frac{Y}{X - l_f(1 - \gamma)} \quad (2.16)$$

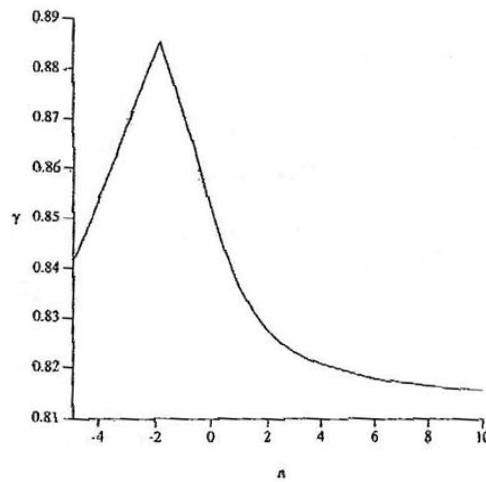
โดยที่ γ คือ Characteristic radius สามารถหาได้จากรูปที่ 2.21 ซึ่งเป็นกราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่าง γ และ n ($n=0$ หมายถึงไม่มีแรง Normal force กระทำที่ Rigid link)



รูปที่ 2.19 แสดง Pseudo-rigid body model ที่มีแรง F มากระทำที่ปลาย [11]



รูปที่ 2.20 แสดง (a) Cantilever beam ที่ถูกกระทำด้วยแรง F และ (b) Pseudo-rigid body model [11]



รูปที่ 2.21 แสดงกราฟความสัมพันธ์ระหว่าง Characteristic radius และ Normal force [11]

PRBM จะเกิด Deflection ขึ้นเท่ากับมุม θ เมื่อมีแรงบิดที่มากที่สามารถเอาชนะค่าคงที่ของสปริง (k) ซึ่งอาจจะเรียกมุม θ นี้ได้ว่า Angular deflection

$$T = k\theta \quad (2.17)$$

$$T = F_t \gamma l_{beam} \quad (2.18)$$

โดยที่ T คือ แรงบิด (Torque) จาก (2.17) และ (2.18) สามารถจัดรูปสมการได้เป็น

$$k\theta = F_t \gamma l_{beam} \quad (2.19)$$

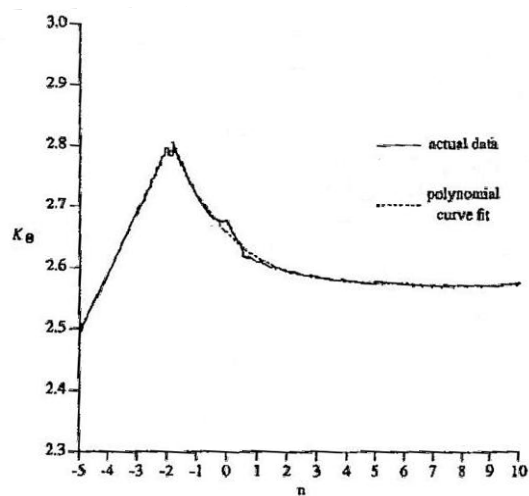
สามารถหาแรง F_t ซึ่งป็นแรงในแนว Tangential ได้จากสมการ (2.20)

$$F_t = \frac{K_\theta \theta EI}{l_{beam}^2} \quad (2.20)$$

เมื่อแทนค่า F_t ลงในสมการ (2.19) จะทำให้ได้สมการในการคำนวณหาค่า k ได้

$$k = \gamma K_\theta \frac{EI}{l_{beam}} \quad (2.21)$$

Stiffness coefficient (K_θ) เป็นค่าที่แสดงถึงความสามารถในการต้านทานการเกิด Deflection ซึ่งสามารถหาได้จากรูปที่ 2.22

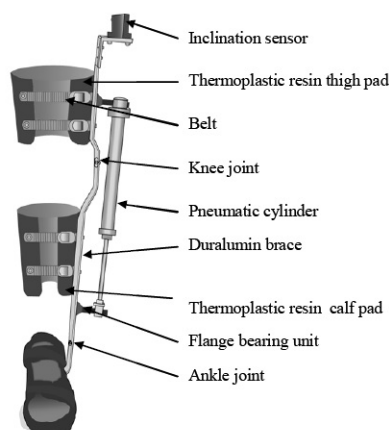


รูปที่ 2.22 แสดงกราฟความสัมพันธ์ระหว่าง Stiffness coefficient และ Normal force [11]

2.5 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

ในปัจจุบันมีการศึกษาและมีผลงานวิจัยมากมายเกี่ยวกับอุปกรณ์ช่วยเดินต่างๆ ทั้งนี้เพื่อต้องการเพิ่มขีดความสามารถของอุปกรณ์ให้สามารถรองรับการใช้ที่มีความหลากหลายมากขึ้น ตัวอย่างหนึ่งของการพัฒนาอุปกรณ์ช่วยเดินคือมีการนำอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์เข้ามาช่วยในการทำงานด้วยโดยในปีค.ศ.

2007 Morichika และคณะ [12] ได้ทำการวิจัยเพื่อพัฒนาอุปกรณ์ช่วยเดินที่ใช้การสั่งงานด้วย Controller โดยที่อุปกรณ์ชิ้นนี้จะใช้ Pneumatic cylinder เป็นตัวขับเคลื่อนในการช่วยยกขา นอกจากนี้ที่บริเวณรองเท้าจะติดตั้งเซนเซอร์ไว้สำหรับวัดน้ำหนักของผู้ใช้ เมื่อนำอุปกรณ์ที่ได้พัฒนานี้ไปใช้ทดสอบโดยเปรียบเทียบกับอุปกรณ์ช่วยเดินแบบเก่าพบว่าอุปกรณ์ที่ได้พัฒนาขึ้นใหม่นี้มีความแม่นยำมากขึ้นในการแบ่งแยกลักษณะการเดินในแต่ละแบบทำให้การใช้งานมีประสิทธิภาพมากขึ้น

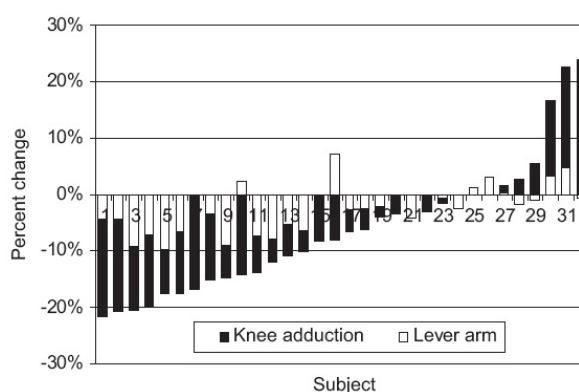


รูปที่ 2.23 แสดงส่วนประกอบของอุปกรณ์ช่วยเดินที่นำระบบอิเล็กทรอนิกส์มาใช้ [12]

ในการศึกษาถึงตัวแปรและปัจจัยต่างๆที่ส่งผลต่อการเดินจำเป็นต้องใช้เครื่องมือและอุปกรณ์หลายชนิดสำหรับเก็บข้อมูลทาง Kinetics และ Kinematics โดยที่ KAM เป็นตัวแปรที่สำคัญที่ส่งผลต่อผู้ป่วย OA ซึ่งโดยปกติในการวัด KAM จำเป็นจะต้องอาศัยเครื่องมือในห้องปฏิบัติการ Gait analysis แต่ในปัจจุบันได้มีการคิดค้นอุปกรณ์ที่สามารถเก็บผลการเดินได้โดยไม่ต้องทำในห้องปฏิบัติการซึ่งก็คือ Instrumented force shoes (IFS) ในปี ค.ศ.2012 โดย Van der Noort และคณะ [13] ได้ทำการศึกษาเพื่อเปรียบเทียบความแม่นยำในการประมาณค่า KAM ด้วยวิธี Ambulatory-based method ซึ่งเป็นการใช้ IFS และวิธี Laboratory-based method ที่เป็นการใช้ Force plate ร่วมกับ Optoelectronic system จากผลการทดลองพบว่าค่า KAM ที่สามารถหาได้จากทั้ง 2 วิธีมีความใกล้เคียงกันมากโดยเฉพาะในช่วงแรกของ Stance phase คือ 0.44% แต่ในช่วงสุดท้ายของ Stance phase กลับพบว่ามีความคลาดเคลื่อนเพิ่มขึ้นเป็น 4.84% ซึ่งผลของ KAM ที่คลาดเคลื่อนนี้มาจากตำแหน่งของข้อเท้าและ CoP ที่มีการคลาดเคลื่อนไปมากในช่วงสุดท้ายของ Stance phase ดังนั้นอุปกรณ์ IFS ยังคงต้องได้รับการพัฒนาเพิ่มเติมเพื่อให้สามารถนำไปใช้สำหรับการเก็บข้อมูลการเดินให้มีความแม่นยำมากยิ่งขึ้น

ในผู้ป่วยข้อเท้าเสื่อมจะพบว่า มีลักษณะการโก่งของข้อเท้ามากกว่าคนปกติ ซึ่งในปี ค.ศ.2009 Foroughi และคณะ [14] ได้ทำการศึกษาถึงผลกระทบของ Varus malalignment ที่มีต่อ KAM ซึ่งพบว่าลักษณะการโก่งของข้อเท้าจะสัมพันธ์กับค่า KAM อีกทั้งยังส่งผลถึงอาการของโรคข้อเท้าเสื่อมด้วยด้วย เมื่อ

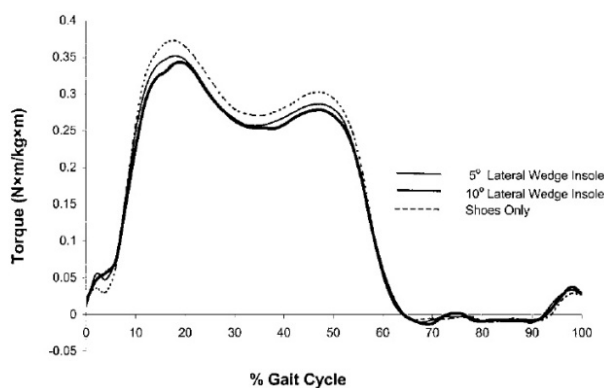
ตำแหน่งของข้อเข่าเลื่อนห่างออกไปทำให้ Lever arm ซึ่งเป็นตัวแปรหนึ่งของ KAM มีความยาวเพิ่มขึ้นด้วยเหตุนี้จึงทำให้ผู้ป่วยข้อเข่าเสื่อมที่มีลักษณะขาโก่งจะมีค่า KAM มากกว่าคนปกติ ไม่เพียงแต่ตำแหน่งของข้อเข่าเท่านั้นแต่ตำแหน่งของ CoP ก็ส่งผลต่อค่า KAM ด้วย จากการศึกษาในปี ค.ศ.2011 ของ Jenkyn และคณะ [15] โดยทำการศึกษาวิธีการลด KAM ด้วยวิธีการเลื่อนตำแหน่ง CoP โดยการใช้ Variable stiffness shoe ซึ่งพบว่าการนำ Variable stiffness shoe มาใช้สามารถช่วยให้ตำแหน่ง CoP เลื่อนตำแหน่งจากด้านในของฝ่าเท้าออกไปยังตำแหน่งด้านนอกของฝ่าเท้าซึ่งเป็นผลให้ความยาวของ Lever arm ลดลงดังแสดงในรูปที่ 2.24



รูปที่ 2.24 แสดงการเปลี่ยนแปลงของ Knee adduction moment และ Frontal lever arm เมื่อใช้ Variable stiffness shoe ในผู้ป่วยข้อเข่าเสื่อมทั้งสิ้น 32 คน [15]

จากการศึกษาที่ผ่านพบว่าวิธีการลด Peak KAM โดยการใช้ CoP ที่บริเวณฝ่าเท้าเป็นวิธีที่ค่อนข้างได้รับความนิยมมากเพราะเป็นวิธีที่สามารถทำได้ง่ายและมีขั้นตอนในการออกแบบที่ไม่ยุ่งยากมากนัก สำหรับอุปกรณ์ที่นิยมนำมาใช้ในการศึกษาผลกระทบการเปลี่ยนแปลง Peak KAM คือ LWI ในปี ค.ศ.2002 โดย Kerrigan และคณะ [16] ได้ทำการศึกษาเพื่อเปรียบเทียบถึงผลกระทบของ LWI ที่มีมุมเท่ากับ 5° และ 10° ต่อผู้ป่วยข้อเข่าเสื่อมทั้งสิ้น 15 คน พบว่าการใช้ LWI 5° สามารถช่วยลด Peak KAM ได้ประมาณ 6% ในขณะที่ LWI 10° ช่วยลด Peak KAM ที่เกิดขึ้นในขณะเดินได้ประมาณ 10% เมื่อเทียบกับการเดินในขณะที่ไม่ได้สวม LWI จากนั้นในปีต่อมา Kakihana และคณะ [17] ได้ทำการศึกษาถึงผลกระทบของ LWI ที่มีต่อผู้ป่วยข้อเข่าและคนปกติโดยใช้ LWI 6° พบว่าในผู้ป่วยข้อเข่าเสื่อมช่วยสามารถลด Peak KAM ได้ 5.6% และในคนปกติสามารถลดได้ 10.4% โดยเปรียบเทียบกับการใช้ Insole แบบปกติ ถึงแม้ว่าการนำ LWI มาใช้จะสามารถช่วยลดภาระที่จะเกิดขึ้นที่ข้อเข่าได้แต่กลับพบว่าข้อเท้าจะต้องรับภาระมากขึ้นจาก Subtalar joint valgus moment ที่เพิ่มขึ้นเท่ากับ 23.5% และ 27.7% ในผู้ป่วยข้อเข่าเสื่อมและคนปกติตามลำดับ ต่อมาในปี ค.ศ.2006 โดย Shimada และคณะ [18] ได้สนับสนุนถึงการนำ LWI มาใช้สำหรับผู้ป่วยข้อเข่าเสื่อมในระยะเริ่มต้น ซึ่งในการศึกษากับผู้ป่วยข้อเข่าเสื่อมทั้ง 23 คนจะใช้ LWI ที่ทำจาก Silicone-rubber ที่มีความสูง

บริเวณด้านหน้าของ Insole ต่างกัน 10 มม. และบริเวณสันเท้าที่มีความสูงต่างกัน 6 มม. พบว่า Peak KAM เมื่อสวม LWI จะเท่ากับ 0.86 ± 0.19 N.m/kg ในขณะที่ไม่ได้สวมจะเท่ากับ 0.90 ± 0.20 N.m/kg จากนั้นในปี ค.ศ.2012 ได้มีการศึกษาถึงผลของการใช้ LWI เพิ่มเติมที่มีต่อผู้ป่วยข้อเข่าเสื่อมทั้งหมด 73 คนโดย Hinman และคณะ [19] พบว่าเมื่อนำ LWI 5° มาใช้สามารถช่วยลด Peak KAM ได้ 5.8% เมื่อเทียบกับการไม่ใช้ LWI ไม่เพียงแต่การศึกษาถึงผลกระทบที่มีต่อผู้ป่วยข้อเข่าเสื่อมเท่านั้นแต่ Russell และ Hamill [20] ได้นำ LWI 8° มาใช้ในการทดสอบกับผู้ป่วยที่เป็นโรคอ้วน 14 คนที่มี Body mass index (BMI) เท่ากับ 37.2 kg/m^2 และคนปกติอีก 14 คน ซึ่งมี BMI เท่ากับ 22.4 kg/m^2 พบว่า LWI 8° สามารถช่วยลด Peak KAM ในขณะที่เดินได้ 3.6 ± 3.9 N.m สำหรับผู้ป่วยที่เป็นโรคอ้วนและ 1.9 ± 1.8 N.m สำหรับคนปกติ



รูปที่ 2.25 แสดงการเปรียบเทียบ Knee adduction moment เมื่อมีการใช้ LWI แบบต่างๆ [16]

ถึงแม้ว่าการนำ LWI มาใช้จะสามารถช่วยลด Peak KAM ที่เกิดขึ้นในขณะที่เดินได้แต่ในปี ค.ศ.2011 โดย Abdallah และ Radwan [21] ได้ทำการศึกษาและพบว่าการใช้ LWI ทั้งแบบข้างเดียว (Unilateral) หรือแบบพร้อมกันสองข้าง (Bilateral) ทำให้สามารถลด Peak KAM ที่เกิดขึ้นได้แต่การลดลงนี้ยังไม่มากพอสำหรับการเปลี่ยนแปลงที่มีนัยสำคัญ



รูปที่ 2.26 แสดงภาพ LWI 8° ซึ่งทำจากวัสดุประเภท Ethylene vinyl acetate (EVA) [20]

นอกจากการใช้ LWI เพื่อลด Peak KAM ที่เกิดขึ้นในขณะที่เดินแล้วยังมีวิธีการรักษาอีกหลายแบบ ในปี ค.ศ.2010 ได้มีการศึกษาถึงผลกระทบของการนำ Systematic training มาใช้เพื่อรักษาการโก่งของข้อเข่าโดย Barrios และคณะ [22] ได้พบว่าภายหลังจากที่ผู้ป่วยข้อเข่าเสื่อมได้รับการฝึกด้วย Systematic training เป็นเวลา 1 เดือน แสดงให้เห็นถึงลักษณะการโก่งของข้อเข่าหรือมุม Knee adduction ลดลง 2° ดังนั้นการรักษาด้วย Systematic training จะช่วยให้สามารถลดแรงที่จะส่งผลต่อข้อเข่าได้โดยไม่ทำให้ลักษณะการเดินผิดไปจากธรรมชาติเมื่อเปรียบเทียบกับการใช้อุปกรณ์ช่วยเดินชนิดต่างๆ ในขณะเดียวกันลักษณะการเดินที่เปลี่ยนไปก็ส่งผลต่อ Peak KAM ด้วยเช่นกัน โดยในปี ค.ศ.2013 โดย Shull และคณะ [23] ได้ศึกษาถึงผลกระทบของการเดินที่มีลักษณะของปลายเท้าหันเข้าด้านใน (Toe-in gait) พบว่าเมื่อมีการหันปลายเท้าเข้าสู่ Baseline ของร่างกายประมาณ 5° จะทำให้ First peak KAM ลดลงประมาณ 13%



รูปที่ 2.27 แสดงลักษณะเปรียบเทียบระหว่างการเดินแบบปกติ (ซ้าย) และ Toe-in gait (ขวา) [23]