บทที่ 2

ทฤษฎีที่เกี่ยวข้องและปริทัศน์วรรณกรรม

2.1 คำศัพท์เฉพาะทางในกายวิภาคศาสตร์ (Anatomical nomenclature)

2.1.1 ระนาบซึ่งเกี่ยวข้องกับกายวิภาคศาสตร์ (Anatomical planes)

ระนาบในทางกายวิภาคศาสตร์แบ่งออกเป็น 4 ระนาบ โดยมีชื่อเรียกดังนี้

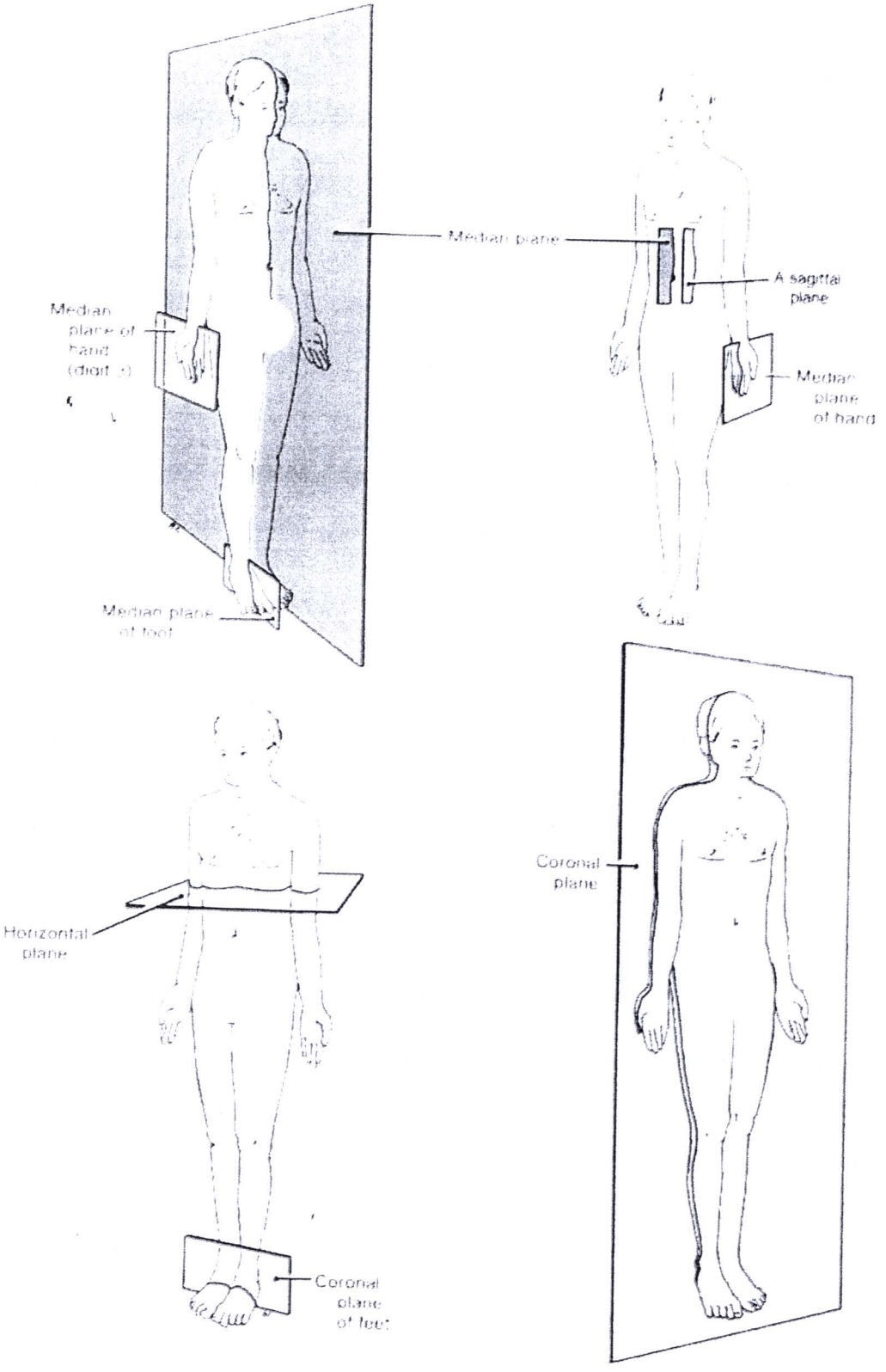
1. Median plane (รูปที่ 2.1) เป็นระนาบในแนวดิ่งซึ่งตัดตามยาวของร่างกายจากด้านหลังมาด้านหน้า และแบ่งร่างกายออกเป็นซีกซ้ายและซีกขวาตรงกึ่งกลาง
2. Sagittal plane (รูปที่ 2.1) เป็นระนาบในแนวดิ่งซึ่งขนานกับ Median plane และแบ่งร่างกายออกเป็นซีกซ้ายและซีกขวา แต่ไม่จำเป็นต้องผ่านกึ่งกลางของร่างกาย สำหรับ Sagittal plane ที่ทับกับ Median plane พอดีมักถูกเรียกว่า Median sagittal Plane หรือ Midsagittal plane ส่วน Sagittal plane ที่นอกเหนือจากนั้นมักเรียกว่า Parasagittal planes
3. Coronal Plane (รูปที่ 2.1) เป็นระนาบซึ่งตั้งฉากกับ Median plane และแบ่งร่างกายออกเป็นซีกด้านหน้า (Anterior portion) และซีกด้านหลัง (Posterior portion) มีชื่อหนึ่งว่า Frontal plane
4. Horizontal plane (รูปที่ 2.1) เป็นระนาบซึ่งตั้งฉากกับ Median plane และ Coronal plane วางตัวในแนวขนานกับพื้นโลก และแบ่งร่างกายออกเป็นซีกด้านบน (Superior part) และซีกด้านล่าง (Inferior part)

2.1.2 คำศัพท์ซึ่งแสดงความสัมพันธ์ของตำแหน่งทางกายวิภาคศาสตร์

คำศัพท์สำคัญซึ่งใช้ในการระบุตำแหน่งของอวัยวะเทียบกับกับอวัยวะอื่นๆ และจะใช้อ้างอิงต่อไปในรายงานฉบับนี้ได้แสดงไว้ในตารางที่ 2.1

ตารางที่ 2.1 ชื่อเรียกและความหมายของคำศัพท์ที่ใช้ในการระบุตำแหน่งของอวัยวะต่างๆ

คำศัพท์	ความหมาย
Superior	อยู่ในตำแหน่งทางด้านหัว
Inferior	อยู่ในตำแหน่งทางด้านเท้า
Anterior	อยู่ในตำแหน่งด้านหน้า
Posterior	อยู่ในตำแหน่งด้านหลัง
Medial	อยู่ในตำแหน่งใกล้กับ Median plane
Lateral	อยู่ในตำแหน่งห่างออกจาก Median plane
External	เข้าหาหรืออยู่ในตำแหน่งทางด้านนอก
Internal	เข้าหาหรืออยู่ในตำแหน่งทางด้านใน



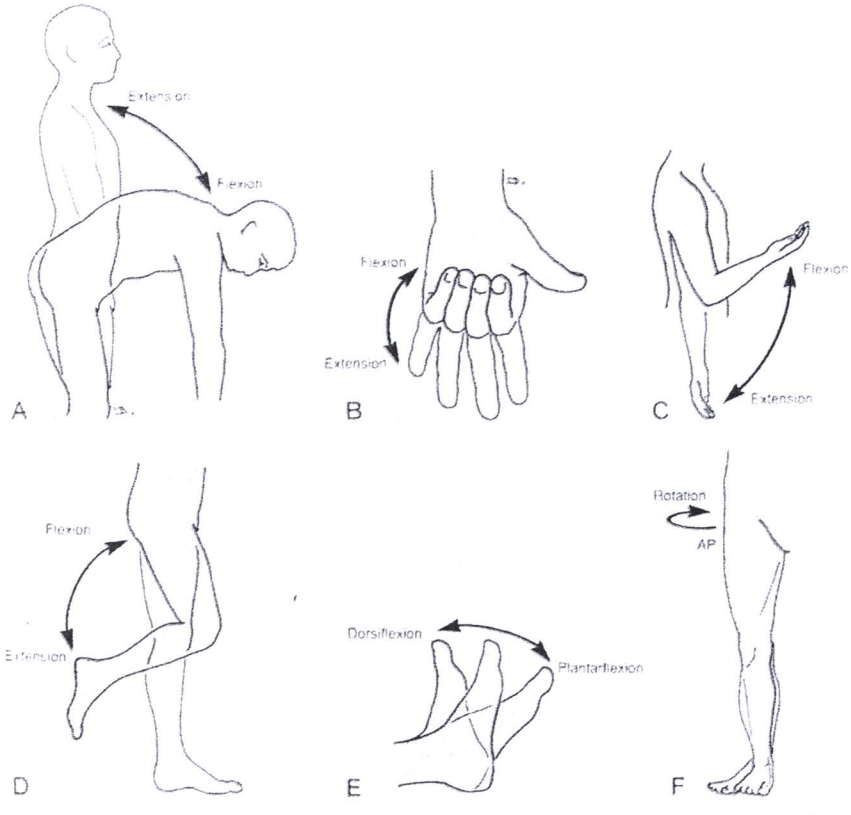
รูปที่ 2.1 ระนาบต่างๆในทางกายวิภาคศาสตร์ [6]

2.1.3 คำศัพท์แสดงลักษณะการเคลื่อนไหวของอวัยวะต่างๆ ซึ่งเกิดขึ้นที่บริเวณข้อ

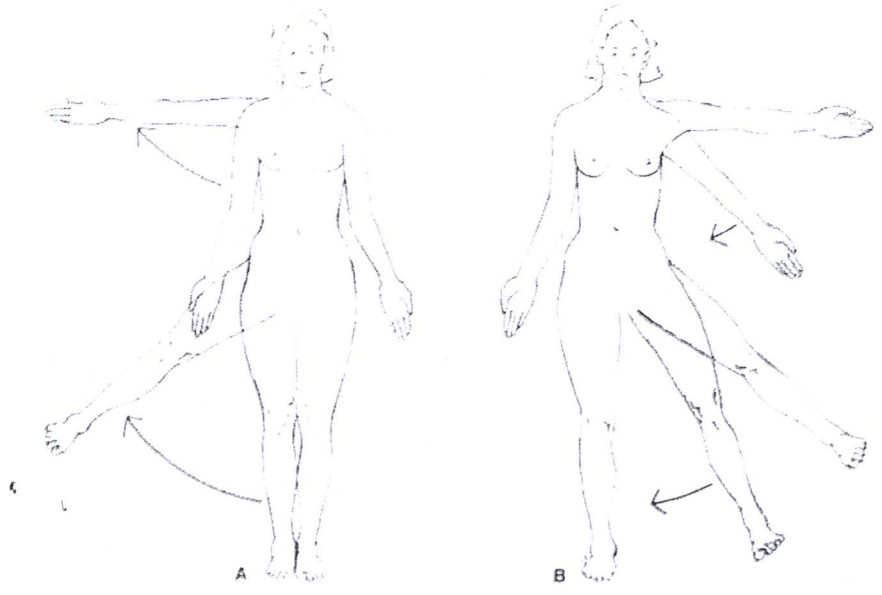
คำศัพท์สำคัญซึ่งใช้ในการระบุการเคลื่อนไหวของอวัยวะเทียบกับกับอวัยวะอื่นๆ และจะใช้อ้างอิงต่อไปในรายงานฉบับนี้ได้แสดงไว้ในตารางที่ 2.2

ตารางที่ 2.2 ชื่อเรียกและความหมายของคำศัพท์ที่ใช้ในการระบุการเคลื่อนไหวของอวัยวะต่างๆ

คำศัพท์	ความหมาย
Flexion	การงอเข้าหาหรือ การลดมุมระหว่างอวัยวะที่อยู่ติดกัน (รูปที่ 2.2 A ถึงรูปที่ 2.2 D)
Extension	การยืดออกหรือ การเพิ่มมุมระหว่างอวัยวะที่อยู่ติดกัน (รูปที่ 2.2 A ถึงรูปที่ 2.2 D)
Abduction	การเคลื่อนที่ออกห่างจาก median plane (รูปที่ 2.3 A)
Adduction	การเคลื่อนที่เข้าหา median plane (รูปที่ 2.3 B)
Rotation	การหมุนรอบแกนของอวัยวะ (รูปที่ 2.2 F)



รูปที่ 2.2 ชื่อเรียกการเคลื่อนที่ของอวัยวะในรูปแบบต่างๆ [6]

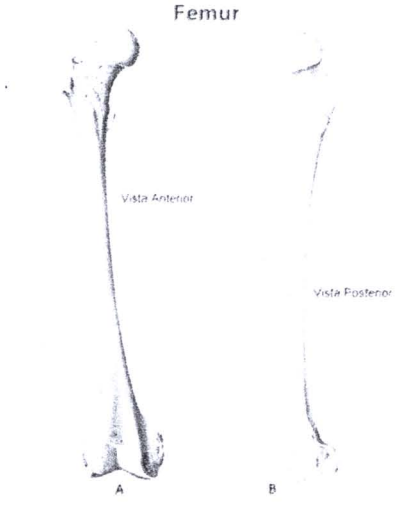


รูปที่ 2.3 การเคลื่อนที่ของแขนและขาแบบ Abduction และ Adduction ตามลำดับ [6]

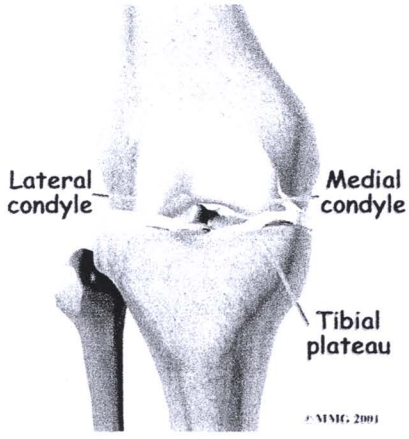
2.2 กายวิภาคศาสตร์ของข้อเข่า (Anatomy of knee)

ข้อเข่า เป็นข้อต่อที่มีขนาดใหญ่ที่สุดในร่างกายมนุษย์ เป็นข้อต่อแบบ Synovial Joint ซึ่งเชื่อมกันด้วยกระดูกอ่อน โดยมี Synovial membrane ห่อหุ้มข้อต่อโดยรอบ กระดูกที่สำคัญที่เกี่ยวข้องกับเข่ามีด้วยกัน 4 ชนิด ได้แก่ กระดูกต้นขา (Femur), กระดูกแข้ง (Tibia), กระดูกน่อง (Fibula) และลูกสะบ้าหัวเข่า (Patella) แต่ละชิ้นยึดกันด้วยเส้นเอ็น

1. กระดูกต้นขา (Femur) (รูปที่ 2.4) เป็นกระดูกที่แข็งแรงและยาวที่สุดในร่างกายมนุษย์ คือ มีความยาวโดยเฉลี่ยเท่ากับ 43.2 เซนติเมตร เชื่อมต่อระหว่างข้อสะโพกและข้อเข่า กระดูกต้นขาด้านที่ติดกับข้อเข่า (Distal end) มีลักษณะเป็นกระดูกอ่อนซึ่งถูกแบ่งเป็น 2 ซีกเรียกว่า Medial condyle และ Lateral condyle (รูปที่ 2.5) ซึ่งกระดูกอ่อนทั้ง 2 ซีกนี้จะเป็นส่วนที่เคลื่อนที่สัมพัทธ์กับกระดูกแข้ง และรับแรงทั้งหมดที่ส่งผ่านขาแต่ละข้าง

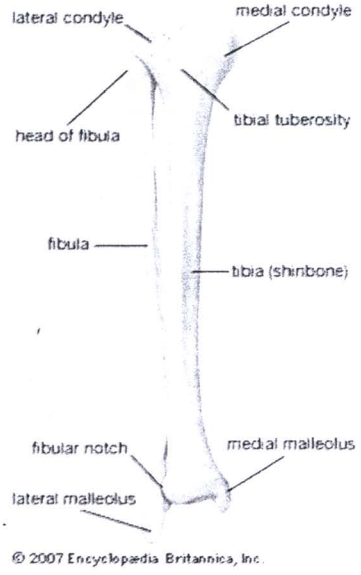


รูปที่ 2.4 กระดูกต้นขาเมื่อมองจาก ด้านหน้า (A) และ ด้านหลัง (B) [6]

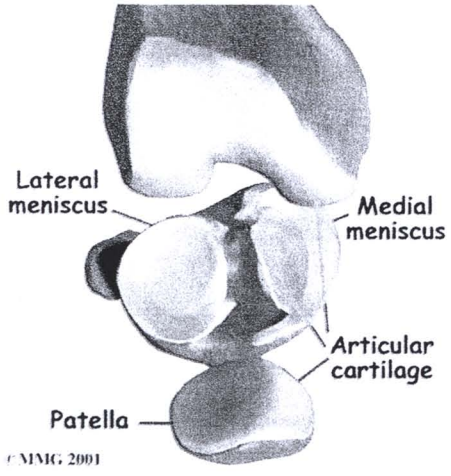


รูปที่ 2.5 Medial condyle และ Lateral condyle [6]

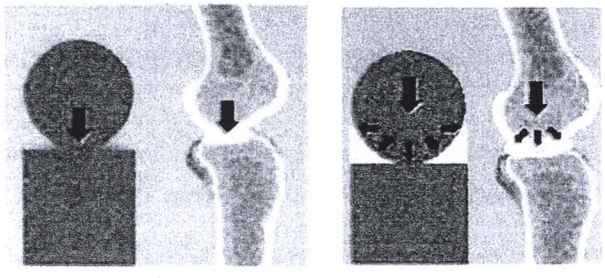
2. กระดูกหน้าแข้ง (Tibia) เป็นกระดูกแท่งยาวเป็นอันดับ 2 ของร่างกายอยู่ด้านล่างของเข่า เชื่อมระหว่างข้อเข่าและข้อเท้า ส่วนบนของกระดูกแข้งมีลักษณะบานออกเพื่อรองรับ Medial condyle และ Lateral condyle ของกระดูกต้นขา ดังรูปที่ 2.6 ส่วนที่สัมผัสกับกระดูกต้นขามีลักษณะเป็นกระดูกอ่อนผิวเรียบ 2 ซีกคือ Medial condyle และ Lateral condyle โดยมี Medial meniscus และ Lateral meniscus (ดังรูปที่ 2.7) ซึ่งเป็นกระดูกอ่อนรูปเสี้ยวพระจันทร์อยู่ด้านบนอีกชั้นหนึ่งมีหน้าที่เพื่อเพิ่มพื้นที่สัมผัส ดูดซับแรงกระแทกและส่งผ่านแรงที่ข้อเข่า (รูปที่ 2.8)



รูปที่ 2.6 ลักษณะของกระดูกแข้งและกระดูกน่อง [6]

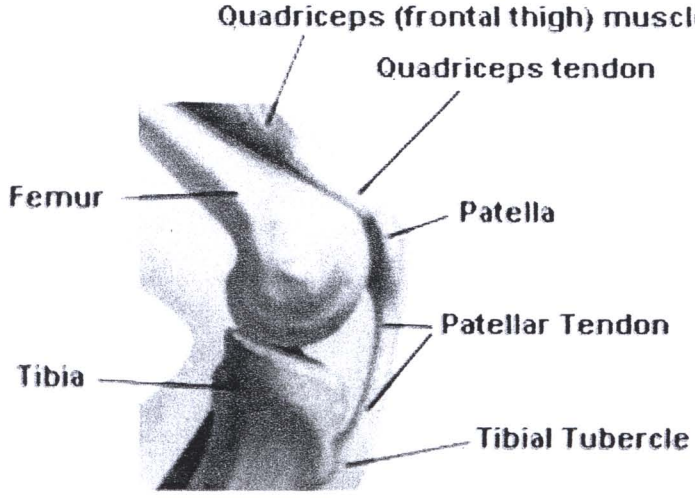


รูปที่ 2.7 Medial meniscus และ Lateral meniscus [6]



รูปที่ 2.8 การกระจายของแรงเมื่อ (A) ไม่มี Meniscus (B) มี Meniscus [6]

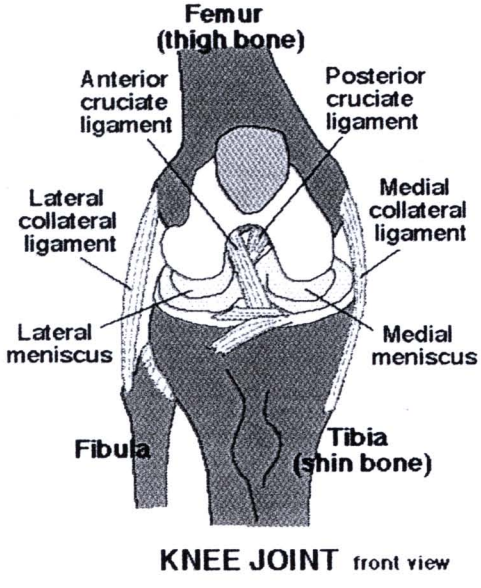
3. กระดูกน่อง (Fibula) (รูปที่ 2.6) เป็นกระดูกลักษณะยาวและบิดเล็กน้อย อยู่เยื้องไปทางด้านหลังของกระดูกหน้าแข้ง ยึดติดกับข้อเข่าและข้อเท้า ด้านบนของกระดูกน่องเชื่อมต่อกับด้านบนของกระดูกแข้งด้วยเส้นเอ็น กระดูกส่วนหนึ่งไม่ได้มีหน้าที่รับน้ำหนักแต่มีหน้าที่ยึดให้กระดูกข้อเท้าอยู่ในลักษณะที่ถูกต้อง และเป็นหลักให้กล้ามเนื้อมายึดเกาะ นอกจากนั้นยังช่วยให้กระดูกแข้งสามารถรับการดัดและการบิดได้ หากไม่มีกระดูกน่อง กระดูกแข้งก็มีโอกาสที่จะหักได้ง่าย
4. ลูกสะบ้าหัวเข่า (Patella) เป็นกระดูกหนารูปสามเหลี่ยมมน ทำหน้าที่ปกป้องด้านหน้าของข้อเข่า เชื่อมต่อกับกระดูกต้นขาโดยเส้นเอ็นของ Quadriceps femoris muscle และติดกับกระดูกแข้งด้วย Patella ligament เคลื่อนที่ไปมาเพื่อปกป้องหัวเข่าขณะยืดและงอ ดังรูป 2.9



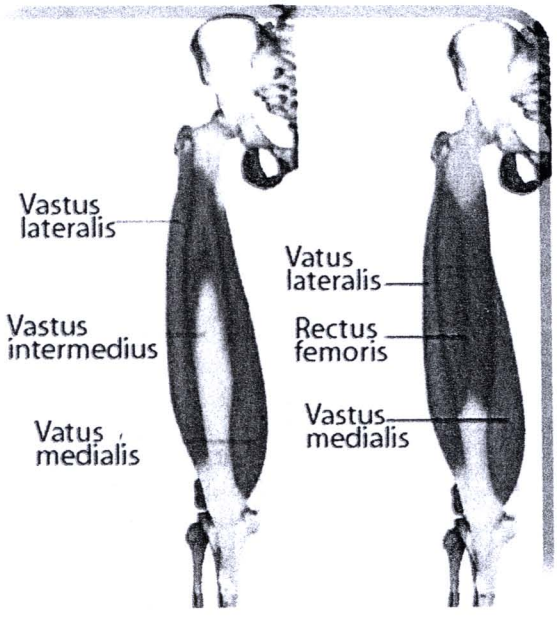
รูปที่ 2.9 ส่วนประกอบต่างๆของลูกสะบ้าหัวเข่า [6]

5. Medial collateral ligament (MCL) และ Lateral collateral ligament (LCL) เป็นเส้นเอ็นที่วางตัวอยู่ด้านข้างของหัวเข่า ยึดระหว่างปลายกระดูกต้นขากับส่วนต้นของกระดูกแข้ง โดย MCL วางตัวอยู่ทางด้าน Medial และ LCL วางตัวอยู่ด้าน Lateral ดังแสดงในรูปที่ 2.10 เส้นเอ็นทั้งสองทำหน้าที่จำกัดการเคลื่อนที่ไปทางด้านข้างของข้อเข่าไม่ให้มากเกินไป
6. Anterior cruciate ligament (ACL) และ Posterior cruciate ligament (PCL) เส้นเอ็นทั้งสองวางตัวไขว้กันเป็นรูปกากบาท ทำงานคล้ายกับกลไก crossed 4 bar linkage (รูปที่ 2.10) โดย ACL ยึดกับกระดูกแข้งที่ด้านหน้าทางด้าน Medial วางตัวเฉียงขึ้นไปด้านบนและยึดติดกับกระดูกต้นขาด้านหลัง (Posterior) ค่อนไปทางด้าน Medial ของ Lateral condyle มีหน้าที่ป้องกันการเลื่อนถอยหลังของกระดูกต้นขาเทียบกับกระดูกแข้ง ส่วน PCL ยึดกับกระดูกแข้งที่ด้านหลัง วางตัวเฉียงขึ้นไปด้านบนและยึดติดกับกระดูกต้นขาด้านหน้า ค่อนไปทางด้าน Lateral ของ Medial condyle ทำหน้าที่ป้องกันการเลื่อนไปด้านหน้าของกระดูกต้นขาเทียบกับกระดูกแข้ง และเป็นกลไกสำคัญที่ทำให้เกิดเสถียรภาพและเพิ่มความแข็งแรงให้แก่ข้อเข่า
7. กล้ามเนื้อ Quadriceps เป็นกลุ่มกล้ามเนื้อที่ประกอบไปด้วยกล้ามเนื้อ 4 มัด อยู่บริเวณส่วนหน้าของขา นั่นคือ Vastus medialis, Intermedius และ Lateralis ดังรูป 2.11 กล้ามเนื้อสามมัดนี้ยึดตั้งแต่ส่วนเริ่มต้นของกระดูกต้นขาไปจนถึงด้านหน้าของกระดูกแข้ง ส่วนกล้ามเนื้อ Rectus femoris เริ่มยึดตั้งแต่กระดูกเชิงกรานไขว้ข้ามข้อสะโพกไปยัง

กระดูกแข้ง กล้ามเนื้อส่วนนี้เป็นกล้ามเนื้อที่มีขนาดใหญ่ที่สุดในร่างกาย และเป็นกลไกสำคัญในการยืดขาส่วนล่าง เส้นเอ็นจากกล้ามเนื้อทั้งสี่นี้มารวมกันกลายเป็น Quadriceps tendon ซึ่งเชื่อมต่อกันลูกสะบ้าหัวเข่าและยาวต่อลงมาเป็น Patella ligament เชื่อมกระดูกแข้ง ทำให้ขาส่วนล่างยืดตรง เช่นในขณะลุกจากเก้าอี้ ขึ้นบันได หรือกระโดดเป็นต้น

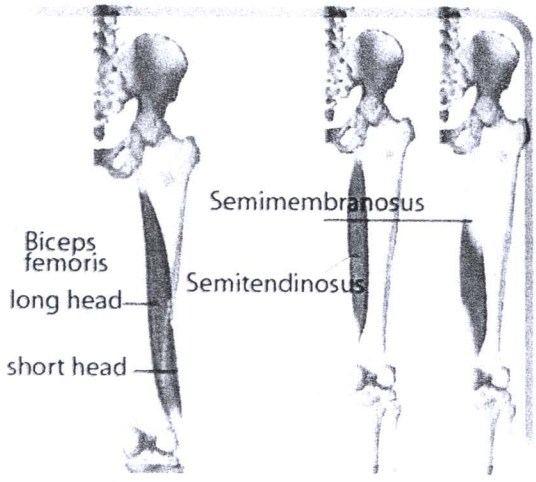


รูปที่ 2.10 Ligament ต่างๆที่เป็นส่วนประกอบของข้อเข่า [6]



รูปที่ 2.11 มัดกล้ามเนื้อ Quadricepts [6]

8. กล้ามเนื้อ Hamstrings ประกอบด้วยกล้ามเนื้อ 3 มัด ดังรูป 2.12 นั่นคือ Biceps femoris, Semitendinosus และ Semimembranosus กล้ามเนื้อเหล่านี้เริ่มต้นใต้กล้ามเนื้อ Gluteus maximus บนกระดูกเชิงกรานและไปยึดที่กระดูกแข้ง โดยพื้นฐานกล้ามเนื้อ Hamstrings เป็นกล้ามเนื้อที่ตอบสนองต่อการเคลื่อนไหวที่มีกำลังมาก เป็นกลไกสำคัญในการงอขา



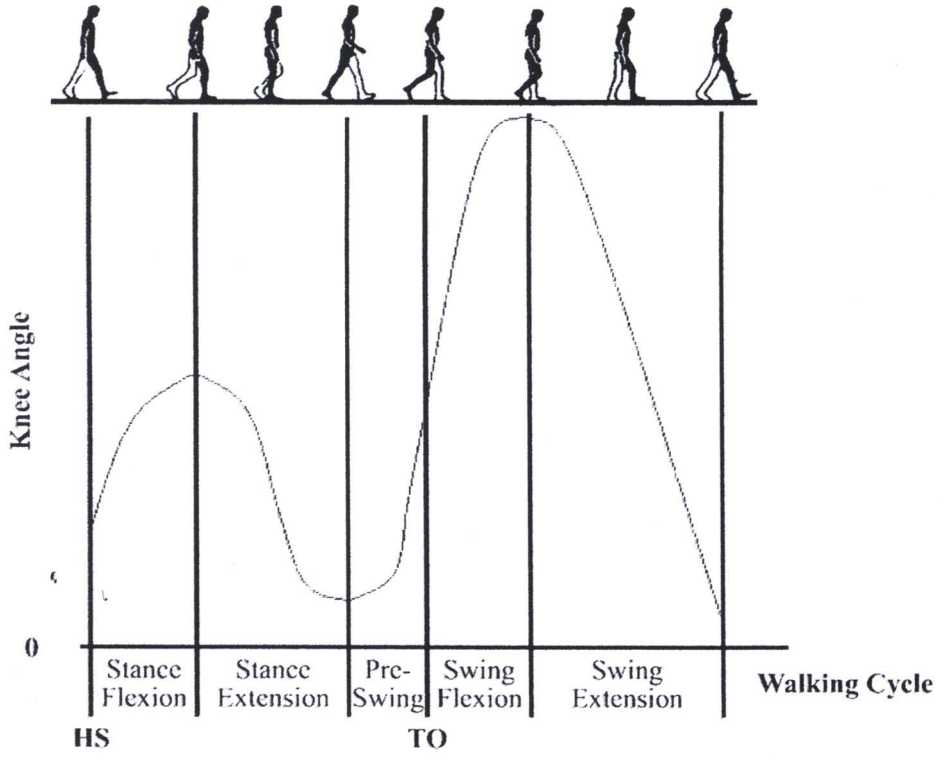
รูปที่ 2.12 กล้ามเนื้อ hamstrings [6]

สำนักงานคณะกรรมการวิจัยแห่งชาติ
ห้องสมุดงานวิจัย
วันที่ 25 ก.ค. 2555
เลขทะเบียน 247936
เลขเรียกหนังสือ

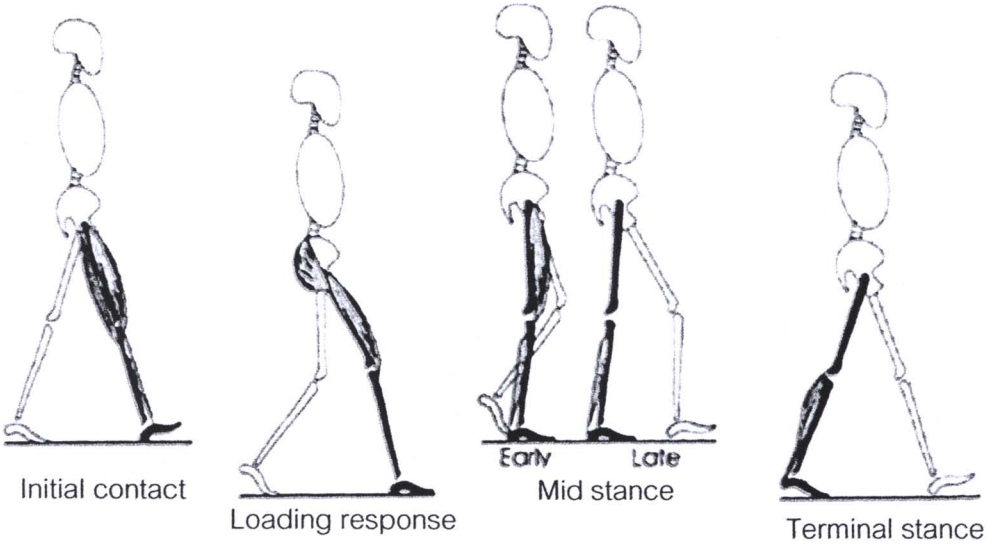
2.3 วงจรการเดิน (Gait cycle)

การเดินเป็นการเคลื่อนที่จากจุดหนึ่งไปยังอีกจุดหนึ่งโดยเท้า 2 ข้างก้าวสลับกัน ขาทั้ง 2 ข้างจะต้องแข็งแรงมั่นคงจึงสามารถรับน้ำหนักตัวและมีแรงดันให้ลำตัวไปทางด้านหน้า เมื่อถูกตัดขาข้างใดข้างหนึ่งก็จะทำให้เดินไม่ได้ จำเป็นต้องทำขาเทียมมาสวมเพื่อให้อย่างน้อยที่สุดสามารถรับน้ำหนักตัวได้เพื่อจะไม่ต้องใช้ไม้ค้ำยัน เพื่อจะมีมือทั้ง 2 ข้างที่เป็นอิสระที่จะทำงานช่วยเหลือตนเองได้ เมื่อจะนำขาเทียมมาใส่ ขาเทียมนั้นก็จะต้องมีการทำงานให้คล้ายขาจริง คือ รับแรงกระแทก รับน้ำหนักตัว มีแรงส่งดันลำตัว และก้าวไปข้างหน้าได้ จึงจำเป็นจะต้องศึกษาและรู้จักวงจรการเดินและมุมขอของเข่าของคนปกติ ดังรูปที่ 2.13 วงจรการเดินประกอบด้วย 2 ช่วง คือ

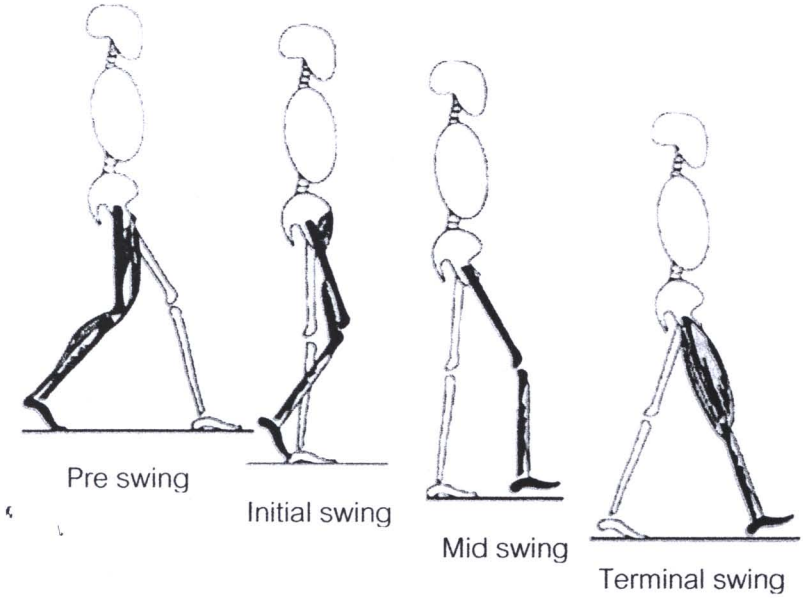
1. Stance phase เป็นช่วงที่ขาข้างนั้นยันรับน้ำหนักตัวมีอยู่ 60% โดยแบ่งพิจารณาย่อยๆได้เป็นจังหวะดังแสดงในรูปที่ 2.14
2. swing phase เป็นช่วงที่ขาข้างนั้นลอยอยู่ในอากาศ เหวี่ยงจากด้านหลังลำตัวไปข้างหน้าของลำตัว มีอยู่ 40% โดยแบ่งพิจารณาย่อยๆได้เป็นจังหวะดังแสดงในรูปที่ 2.15



รูปที่ 2.13 มุมขอของเข่าในวงจรการเดินของคนปกติ [4]



รูปที่ 2.14 จังหวะการเดินตามปกติของคนในช่วง Stance phase [4]



รูปที่ 2.15 จังหวะการเดินตามปกติของคนในช่วง Swing phase [4]

ตามรูปที่ 2.14 เริ่มจากขาข้างขวารับน้ำหนักตัว (ช่วง Stance phase) ส้นเท้าจะสัมผัส (Heel strike หรือ Heel contact ตามรูปได้แก่ Initial contact กับพื้น ข้อเข่าจะเหยียดเต็มที่ด้วยการทำงานของกล้ามเนื้อ Quadriceps ลำตัวเคลื่อนมาข้างหน้า ฝ่าเท้าแนบราบไปบนพื้น (Foot flat หรือ ช่วง Loading response) กล้ามเนื้อ Quadriceps จะคอยรั้งป้องกันไม่ให้เข่างอเพราะแนวแรงน้ำหนักตัว อยู่บนหรือเหนือขาและเท้าข้างขวา (ช่วง Mid stance) น้ำหนักตัวจะลงบนขาข้างขวาเต็มที่และแนวแรงของน้ำหนักตัวจะเลื่อนมาทางด้านหน้าของจุดหมุนของข้อเข่า ช่วงนี้ข้อเข่าจะไม่พับ เพราะเกิดโมเมนต์ที่เหยียดข้อเข่า ลำตัวก็ยังคงเคลื่อนที่ไปข้างหน้าทำให้เท้าอยู่หลังต่อลำตัว จนกระทั่งส้นเท้าถูกดึงให้ลอยพ้นพื้น (Heel off) ลำตัวก็ยังคงเคลื่อนตัวไปข้างหน้าจนกระทั่งปลายเท้าพ้นไปจากพื้น (Toe off หรือช่วง Terminal stance) แรงเฉื่อยจากการที่ปลายเท้าตวัดลงเมื่อเท้าพ้นจากพื้น ร่วมกับการทำงานของกล้ามเนื้อ Hamstring ทำให้ข้อเข่างอยกให้ขาข้างขวาลอยพ้นพื้น เข้าสู่ช่วง Swing phase ระยะนี้ตอนแรกข้อสะโพกจะอยู่ในท่าเหยียด (Extension) ขาข้างขวาอยู่หลังต่อลำตัว กล้ามเนื้อที่ใช้งอสะโพกคือ Iliopsoas จะดึงต้นขากระดูก Femur มาทางด้านหน้า จังหวะนี้เรียกว่า Acceleration เมื่อเท้าขวาลอยมาอยู่ใต้ลำตัว เรียกว่า Mid swing แรงเฉื่อยของขาขวาจะทำให้ขาเหวี่ยงไปข้างหน้าต่อไป กล้ามเนื้อที่ใช้ในการเหยียดข้อสะโพกจะต้องคอยดึงไม่ให้ข้อสะโพกงอมาก ป้องกันขาขวาไม่ให้เหวี่ยงไปข้างหน้ามากเกินไป จังหวะนี้เรียกว่า Deceleration และยังช่วยดึงรั้งให้ขาขวากลับลงมากระทบพื้นเกิด Heel contact

เข้าสู่ Stance phase ต่อไป ตั้งแต่ส้นเท้าขวากระทบพื้นตอนแรก จนกระทั่งมากระทบพื้นอีกครั้งหนึ่งเป็นการครบวงจรพอดี เราจึงเรียกว่าวงจรการเดิน (Gait cycle) ดังนั้นวงจรการเดินจึงประกอบไปด้วย Stance และ Swing phase ซึ่งมีอัตราส่วน 60% ต่อ 40% เมื่อขาขวาอยู่ใน stance phase ขาซ้ายจะอยู่ใน Swing phase และเมื่อขาซ้ายอยู่ใน Stance phase ขาขวาจะอยู่ใน Swing phase สลับกันไป แต่จะมีช่วงหนึ่งที่เท้าทั้งสองข้างอยู่บนพื้นพร้อมกัน เช่น Heel contact ข้างขวาและ Toe off ข้างซ้ายหรือ Heel contact ข้างซ้ายและ Toe off ข้างขวา ช่วงนี้เราเรียกว่า Double support ซึ่งจะมีอยู่ประมาณ 20% ของ Gait cycle

การวิเคราะห์รายละเอียด (Kinematic study) ในแต่ละช่วงการเดิน การทำงานของกล้ามเนื้อ แนวของแรง และมุมของส่วนต่างๆของขาในขณะเดิน

- Heel strike ดังแสดงในตารางที่ 2.3
- Foot flat ดังแสดงในตารางที่ 2.4
- Mid stance ดังแสดงในตารางที่ 2.5
- Heel off ดังแสดงในตารางที่ 2.6
- Toe off ดังแสดงในตารางที่ 2.7
- Acceleration ดังแสดงในตารางที่ 2.8
- Mid swing ดังแสดงในตารางที่ 2.9
- Deceleration ดังแสดงในตารางที่ 2.10

ตารางที่ 2.3 ท่า แนวแรงปฏิกิริยา และโมเมนต์ที่ข้อเท้า ข้อเข่าและข้อสะโพกขณะจังหวะ Heel strike

	ข้อเท้า	ข้อเข่า	ข้อสะโพก
ท่า (Position)	5° กระดกลง	5°งอ	25°งอ
แนวแรงปฏิกิริยาจากพื้นโลก (GRF)	หลัง	หลัง	หน้า
โมเมนต์ (Moment)	ทำให้กระดกลง	ทำให้งอ	ทำให้งอ

ตารางที่ 2.4 ท่า แนวแรงปฏิกิริยา และโมเมนต์ที่ข้อเท้า ข้อเข่าและข้อสะโพกขณะจังหวะ Foot flat

	ข้อเท้า	ข้อเข่า	ข้อสะโพก
ท่า (Position)	10° กระดกลง	15°งอ	25°งอ
แนวแรงปฏิกิริยาจากพื้นโลก (GRF)	หลัง	หลัง	หน้า
โมเมนต์ (Moment)	ทำให้กระดกลง	ทำให้งอ	ทำให้งอ

ตารางที่ 2.5 ท่า แนวแรงปฏิกิริยาและโมเมนต์ที่ข้อเท้าข้อเข่าและข้อสะโพกขณะจังหวะ Mid stance

	ข้อเท้า	ข้อเข่า	ข้อสะโพก
ท่า (Position)	5° กระดกขึ้น	10°งอ	10°งอ
แนวแรงปฏิกิริยาจากพื้นโลก (GRF)	หน้า	หลัง	ผ่านข้อพอดี
โมเมนต์ (Moment)	ทำให้กระดกขึ้น	ทำให้งอ	ไม่มี

ตารางที่ 2.6 ท่า แนวแรงปฏิกิริยา และโมเมนต์ที่ข้อเท้า ข้อเข่าและข้อสะโพกขณะจังหวะ Heel off

	ข้อเท้า	ข้อเข่า	ข้อสะโพก
ท่า (Position)	15° กระดกขึ้น	2°งอ	10°งอ
แนวแรงปฏิกิริยาจากพื้นโลก (GRF)	หน้า	หน้า	หลัง
โมเมนต์ (Moment)	ทำให้กระดกขึ้น	ทำให้เหยียด	ทำให้เหยียด

ตารางที่ 2.7 ท่า แนวแรงปฏิกิริยา และโมเมนต์ที่ข้อเท้า ข้อเข่าและข้อสะโพกขณะจังหวะ Toe off

	ข้อเท้า	ข้อเข่า	ข้อสะโพก
ท่า (Position)	20° กระดกลง	40°งอ	10°งอ
แนวแรงปฏิกิริยาจากพื้นโลก (GRF)	หน้า	หลัง	หน้า
โมเมนต์ (Moment)	ทำให้กระดกขึ้น	ทำให้งอ	ทำให้งอ

ตารางที่ 2.8 ท่า แนวแรงปฏิกิริยา และโมเมนต์ที่ข้อเท้า ข้อเข่าและข้อสะโพกขณะจังหวะ Acceleration

	ข้อเท้า	ข้อเข่า	ข้อสะโพก
ท่า (Position)	20° กระดกลง	40°งอ	10°งอ

ตารางที่ 2.9 ท่า แนวแรงปฏิกิริยา และโมเมนต์ที่ข้อเท้า ข้อเข่าและข้อสะโพกขณะ Mid swing

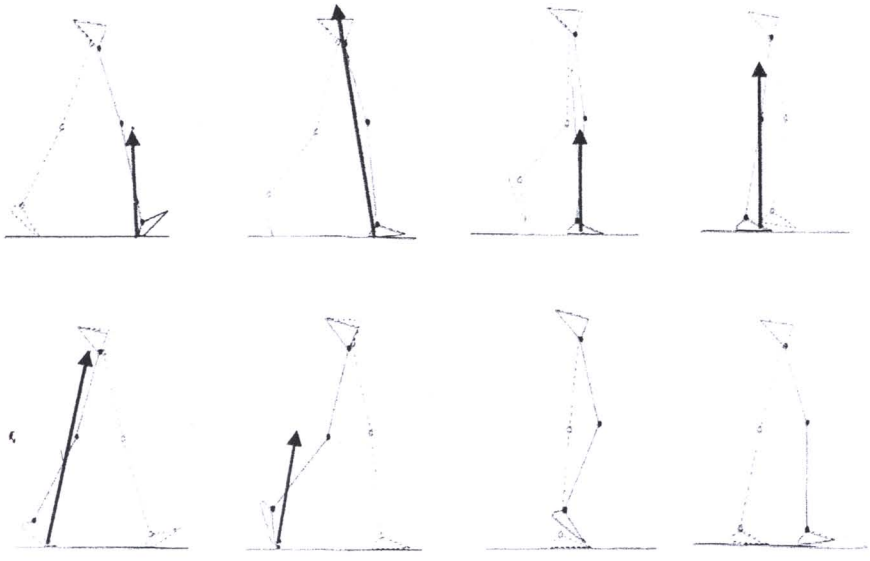
	ข้อเท้า	ข้อเข่า	ข้อสะโพก
ท่า (Position)	ปกติ (Neutral)	60°	20°งอ

ตารางที่ 2.10 ท่า แนวแรงปฏิกิริยา และโมเมนต์ที่ข้อเท้า ข้อเข่าและข้อสะโพกขณะจังหวะ Deceleration

	ข้อเท้า	ข้อเข่า	ข้อสะโพก
ท่า (Position)	ปกติ (Neutral)	งอ→เหยียด	25°งอ

Ground reaction force หมายถึงแรงซึ่งประกอบไปด้วยขนาดและทิศทางที่พื้นกระทำกับคนจะมีทิศทางตรงกันข้ามกับแรงจากคนกระทำต่อพื้นแต่ขนาดเท่ากัน ในการพิจารณาวงจรการ

เดิน Ground reaction force มีผลมากต่อการออกแบบขาเทียม เราสามารถศึกษาลักษณะของ Ground reaction force ได้จากรูป 2.16



รูปที่ 2.16 ลักษณะ Ground reaction force ขณะเดิน [4]

2.4 ความมีเสถียรภาพของข้อเข่าขาเทียม

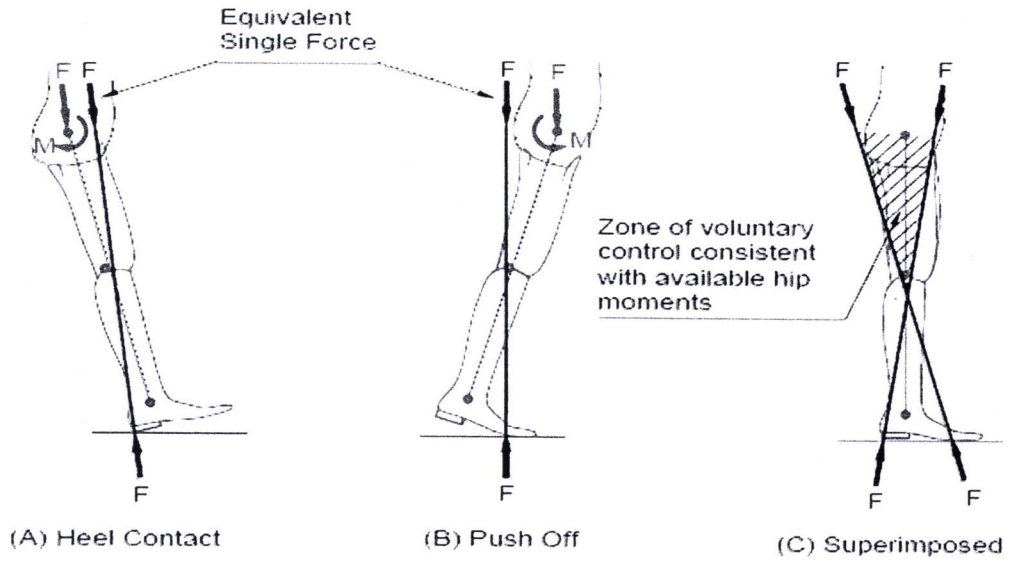
การรักษาเสถียรภาพ (Stability) ของการเดินและน้ำหนักของขาที่เหลืออยู่มีผลต่อการเดินของผู้พิการที่สวมใส่ขาเทียมเป็นอย่างมาก เนื่องจากการที่ผู้สวมใส่ขาเทียมจะเดินได้อย่างปลอดภัยนั้นข้อเข่าจะต้องต่อต้านการพับงอทันทีเมื่ออยู่ภายใต้แรงกดลง ปัจจัยที่ทำให้เข่ามีเสถียรภาพมีอยู่หลายประการดังนี้ [4]

1. ความยาวและกำลังของตอขาที่เหลืออยู่
2. ความเหมาะสมของพื้นที่ตอขาและเบ้าขาเทียม
3. ตำแหน่งสัมพันธ์ตั้งแต่ข้อสะโพกถึงเข่า และ ข้อเท้า ของผู้พิการ
4. คุณสมบัติเฉพาะของการทำงานของกลไกข้อเข่าและข้อเท้าเมื่อทำงานร่วมกัน

ในช่วงต่างๆของการเดินการรักษาเสถียรภาพจะต่างกันไป เช่นในจังหวะ Heel contact ของขาเทียมอาจไม่มีเสถียรภาพหากไม่มีกล้ามเนื้อที่ทำให้สะโพกยืดขึ้นเอง กล่าวคือไม่มี Hip moment นั้นเอง หากไม่มี Hip moment เส้น Load line จากจุดศูนย์กลางที่แรงกระทำบนส้นเท้าขึ้นไปจนถึงข้อต่อสะโพก ซึ่งทำให้เข่าไม่มีเสถียรภาพเพราะจุดศูนย์กลางของเข่าอยู่ด้านหลัง Load

line ถ้า Load line ผ่านหลังจุดศูนย์กลางของเข่าจะทำให้เข่าไม่เสถียรภาพ แต่ส่วนมากขาเทียมจะไม่โค้งงอภายใต้เงื่อนไขเหล่านี้ เนื่องจากผู้พิการส่วนมากมีระบบกล้ามเนื้อสะโพกที่สมบูรณ์แม้ว่าจะถูกตัดขา ผู้พิการยังคงควบคุมเสถียรภาพของสะโพกได้เช่นเดียวกับตอนที่ยังไม่ถูกตัดขา

จากรูป 2.17 เส้นหนาแสดงการย้ายของเส้น Load line บนขาเทียม เมื่อผู้พิการเพิ่มโมเมนต์รอบสะโพกในจังหวะ Heel contact การเพิ่มโมเมนต์รอบๆสะโพกช่วยรักษาการยืดออกของเข่าและขับให้เท้าแตะพื้น แม้ว่าการเปลี่ยนแปลงแรงปฏิกิริยาจากพื้นที่มีน้อย แต่การเปลี่ยนแปลงมุมของแรงปฏิกิริยาจากพื้นเช่นในขณะที่ Load line อยู่ด้านหน้าจุดหมุนของเข่าจะช่วยรักษาเสถียรภาพของเข่า และ Load line ไม่ได้ผ่านข้อต่อสะโพกเสมอไป แต่จะผ่านเมื่อไม่มี Hip moment เท่านั้น [4]



รูปที่ 2.17 แนว Load line ที่กระทำต่อขาในช่วงต่างๆ [4]

2.5 ชนิดของกลไกข้อเข่าเทียม

ข้อเข่าเทียมถูกพัฒนามาอย่างต่อเนื่องเป็นระยะเวลายาวนานจากลักษณะของข้อที่เพียงเหมือนข้อพับ (Hinge joint) ธรรมดา เมื่อก่อนสงครามโลกครั้งที่ 1 คือเป็นข้อที่รับน้ำหนักตัวได้ งอ-เหยียด เดินได้ แต่จังหวะความเร็วของการเดินมีเพียงจังหวะเดียว (One cadence) มาเป็นข้อที่มีความปลอดภัยสูงคือ ไม่งอพับได้ง่ายในช่วงแรกของ Stance phase ซึ่งเรียกว่า Safety knee ซึ่งจะใช้พิจารณาเป็นหลักในที่นี้ กลไกที่มีอยู่ในปัจจุบันจะสามารถแบ่งออกเป็นประเภทหลักๆได้ 2

ประเภท คือ กลไกที่มีระบบไฟฟ้าเข้ามาเกี่ยวข้อง (Passive knee joint mechanism) และกลไกที่เป็นระบบทางกลเพียงอย่างเดียว (Active knee joint mechanism) โดยที่กลไก Passive knee joint นั้นจะมีระบบอิเล็คทรอนิคส์ช่วยในการควบคุมการเคลื่อนไหวซึ่งสามารถให้อิสระในการการเคลื่อนที่ของผู้ใช้ได้มากกว่ากลไกแบบ Active ยกตัวอย่างเช่น การเดินบนพื้นต่างระดับ การขึ้นลงบันได รวมถึงการออกกำลังกายเล่นกีฬา เป็นต้น ซึ่งทำให้ราคาของ Passive knee joint ที่ช่วยให้ผู้ใช้สามารถทำกิจกรรมได้หลากหลายมากขึ้นนั้นสูงมากขึ้นไปตามลำดับ แต่อย่างไรก็ตาม ลักษณะของกลไกใน Passive knee joint นั้นยังเป็นแบบแกนหมุนเดี่ยวอยู่ ดังรูปที่ 2.18 สำหรับ Active knee joint แล้วมีการออกแบบทั้งแกนหมุนเดี่ยวและหลายแกนหมุน ดังรูปที่ 2.19

รูปที่ 2.18 กลไกข้อเข่าแบบ Active knee joint ที่มีขายในประเทศไทย [3],[7]

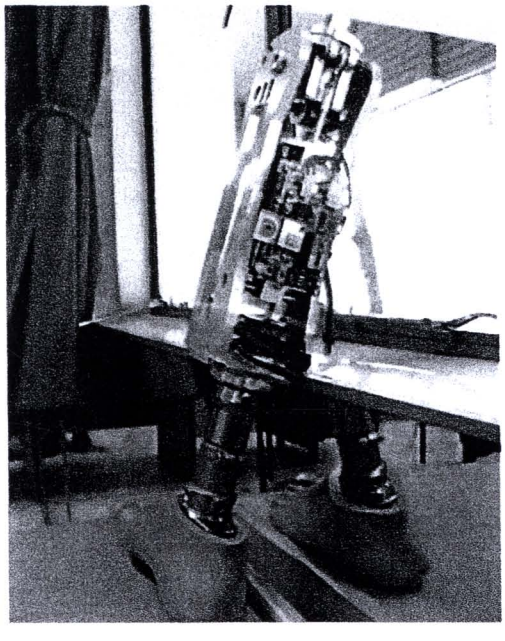
รูปที่ 2.19 กลไกข้อเข่าแบบ Passive knee joint ที่มีขายในประเทศไทย [3],[7]

สำหรับกลไกหลายแกนหมุนที่มีขายในท้องตลาดปัจจุบันนั้นนิยมเป็นแบบ Four-bar linkage หรือ Six-bar linkage เพราะนอกจากให้เส้นทางการเคลื่อนที่คล้ายธรรมชาติแล้ว ยังให้มุมขอเข่า (Knee flexion angle) ที่ค่อนข้างมาก โดยจะสามารถงอได้ประมาณ 160-170 องศา บางแบบมีระบบของไหลสำหรับปรับค่าอัตราหน่วงในระหว่างการดี ดกลับของกลไกเข่า ข้อดีอีกข้อสำหรับกลไกหลายแกนหมุนคือในจังหวะ Swing phase จะมีช่องว่างระหว่างพื้นและเท้ามากขึ้น ทำให้ลดโอกาสที่จะทำให้ผู้ใช้สะดุดหกล้มเนื่องจากสะดุดสิ่งกีดขวาง แต่กลไกแบบนี้มีจุดด้อยคือ

ตัวกลไกมีความซับซ้อน มีชิ้นส่วนที่ต้องประกอบจำนวนมากหากต้องผลิตขึ้นใช้เอง และยากต่อการซ่อมแซมบำรุงรักษา จะเห็นได้ว่ากลไกข้อเข่าเทียมที่มีขายในท้องตลาดนั้นแม้จะมีให้เลือกหลากหลายตามความเหมาะสมของการใช้งานของผู้ใช้แต่ละคน แต่ในส่วนของราคานั้นมีราคาที่สูงมาก ซึ่งเป็นปัญหาของผู้พิการที่ขาดโอกาสในประเทศอย่างมาก

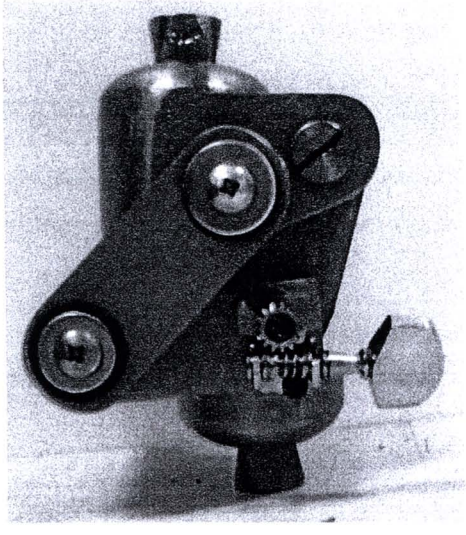
2.6 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

ปัจจุบันแนวโน้มในการวิจัยเกี่ยวกับเรื่องกลไกข้อเข่าเทียมในปัจจุบันนั้นส่วนใหญ่จะมุ่งเน้นไปที่การควบคุมอัตราหน่วง (Damping ratio) ของกลไกในระหว่างการเดิน โดยการนำระบบของไหลทั้งแบบไฮดรอลิคส์ (Hydraulic) หรือ แบบลม (Pneumatic) เข้ามาควบคุม โดยในบางงานวิจัยนั้นระบบของไหลเหล่านี้จะใช้ระบบอิเล็คทรอนิคส์ในการควบคุม สำหรับงานวิจัยในประเทศที่เกี่ยวกับขาเทียมนั้นมีจำนวนไม่มาก ตัวอย่างเช่นงานวิจัยของ ชิต เหล่าวัฒนา และคณะ เรื่องขาเทียมสำหรับคนพิการแบบปรับอัตราหน่วงได้ [8] ที่ใช้ไมโครโปรเซสเซอร์เข้ามาควบคุมการปรับอัตราหน่วง ร่วมกับการใช้สปริง ซึ่งจะทำให้สามารถตอบสนองการเดินได้ในจังหวะความเร็วเดินที่หลากหลาย แต่อาจไม่เหมาะสมกับการใช้งานในสภาพที่ธุรกันดาร โดยกลไกมีรูปแสดงลักษณะของกลไกข้อเข่าดังรูปที่ 2.20



รูปที่ 2.20 ขาเทียมแบบปรับอัตราหน่วงซึ่งควบคุมด้วยระบบอิเล็คทรอนิคส์ [8]

แนวโน้มการพัฒนากลไกข้อเข่าเทียมทางในด้านความเรียบง่ายของกลไกแต่ยังคงใช้งานได้อย่างเป็นธรรมชาติและไม่สร้างอาการบาดเจ็บให้กับผู้ใช้จึงไม่ค่อยมีปรากฏให้เป็นนัก แต่สำหรับในประเทศไทยนับได้ว่าเป็นสิ่งจำเป็นด้วยเหตุที่ว่าการแก้ปัญหาด้านความขาดแคลนขาเทียมน่าจะมีความสำคัญมากกว่าการพัฒนาขาเทียมให้สามารถเคลื่อนไหวได้ดีขึ้นเรื่อยๆ จากกลไกข้อเข่าที่เคยถูกพัฒนาไว้ในโครงการทางวิศวกรรมเครื่องกลประจำปีการศึกษา 2550 เรื่องการออกแบบและผลิตต้นแบบขาเทียมสำหรับผู้พิการขาขาดเหนือเข่าเลียนแบบการเคลื่อนไหวตามธรรมชาติ [6] ซึ่งทำการออกแบบกลไกข้อเข่าเทียมแบบ Four-bar linkage เอาไว้ ซึ่งมีลักษณะของกลไกเป็นดังรูปที่ 2.21 ตัวกลไกที่ออกแบบได้เน้นการเลียนแบบลักษณะการเคลื่อนที่ของธรรมชาติ และสามารถปรับจังหวะการเดินช้าเร็วได้ตามลักษณะการเดินของผู้พิการแต่ละคน เมื่อนำไปทดสอบกับอาสาสมัครจากโรงพยาบาลทหารผ่านศึกพบว่าสามารถเดินได้อย่างมีเสถียรภาพ ยังมีปัญหาคือกลไกยังมีชิ้นส่วนมากแต่ละชิ้นส่วนยากต่อการขึ้นรูปและยังไม่มีการคำนวณทางวิศวกรรมเกี่ยวกับความแข็งแรงและอายุการใช้งาน



รูปที่ 2.21 ลักษณะของกลไกที่พัฒนามาก่อนหน้า [6]

สำนักงานคณะกรรมการวิจัยแห่งชาติ ห้องสมุดงานวิจัย

2.7 แนวทางการสังเคราะห์กลไก

จากโครงงานทางวิศวกรรมที่ได้กล่าวไว้ข้างต้น การสังเคราะห์กลไก Four-bar linkage นี้จะใช้วิธีสังเคราะห์กลไกด้วยวิธีแบบ 3 positions synthesis with moving pivot ซึ่งจัดได้ว่าเป็น Graphical method [9],[10],[11] โดยข้อมูลที่นำมาใช้นำมาจากการเก็บข้อมูลจากกลไกข้อเข่าจริงของอาสาสมัคร แต่ด้วยวิธีการนี้ข้อมูลที่เก็บมาจะต้องทดลองสุ่มเลือกใช้ข้อมูลเพียง 3 จุดจากข้อมูลทั้งหมดที่เก็บมาได้ในการสังเคราะห์กลไก เมื่อเลือกจุด 3 จุดนั้นแล้วจึงหาเส้นทางการเคลื่อนที่ของกลไกแล้วค่อยตรวจสอบว่าเส้นทางการเคลื่อนที่ที่ได้นั้นมีความใกล้เคียงกับข้อมูลหรือไม่ หากไม่จึงสุ่มเลือก 3 จุดใหม่แล้วใช้วิธีเดิมเพื่อสังเคราะห์กลไกที่สามารถเลียนแบบข้อมูลทั้งหมดได้ดีที่สุด แต่ยังมีอีกวิธีในการสังเคราะห์กลไกคือการสังเคราะห์แบบ Analytical method ซึ่งทำโดยสร้างแบบจำลองทางคณิตศาสตร์แล้วใช้กระบวนการ Optimization (การหาคำตอบที่เหมาะสมที่สุด) ซึ่งเน้นให้ความผิดพลาด ระหว่างข้อมูลข้อเข่าที่เก็บมากับเส้นทางการเคลื่อนที่ที่ได้จากกลไกมีค่าน้อยที่สุด (Minimization of sum square error) โดยมีตัวแปรที่ต้องเปลี่ยนค่าเป็นขนาดความยาวของก้านกลไกและตำแหน่งของจุดอ้างอิงที่ใช้ลากหาเส้นทางการเคลื่อนที่ของกลไกเมื่อ ความผิดพลาดมีค่าน้อยจนยอมรับได้แล้วก็จะได้กลไกข้อเข่าที่ต้องการ ด้วยวิธีนี้น่าจะทำให้การออกแบบกลไกข้อเข่าเป็นไปได้อย่างไม่ลำบากนักสำหรับพิกัดข้อมูลจำนวนมากที่เก็บมาได้

2.8 การทดสอบความแข็งแรงของกลไกข้อเข่าเทียม

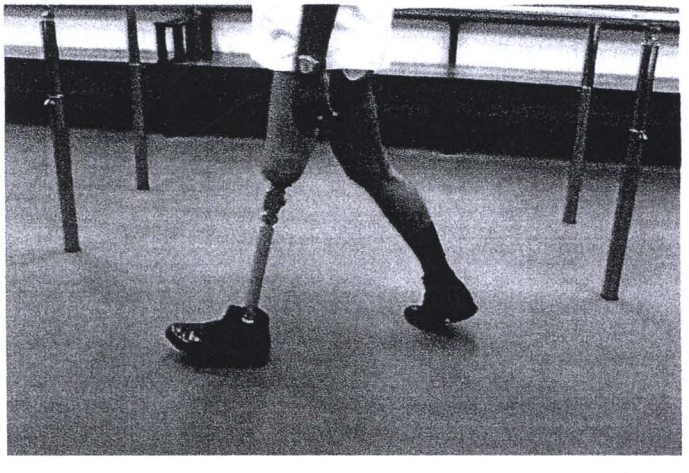
2.8.1 การทดสอบความแข็งแรงของกลไกข้อเข่าเทียมในท่าเดิน

โดยยึดตามมาตรฐาน ISO 10328:2006 Prosthetics - Structural testing of lower-limb prostheses - Requirements and test methods ซึ่งการทดสอบความแข็งแรงของกลไกข้อเข่าเทียมในท่าเดินจะแบ่งออกเป็นสองประเภทคือ Principal static load test และ Principal cyclic load test สำหรับจุดประสงค์หลักของการทดสอบทั้งสองประเภทเป็นดังนี้

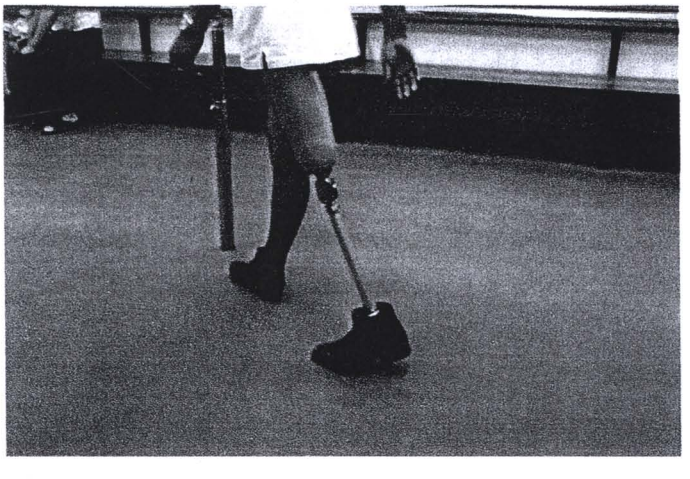
1. Principal static load test เป็นการทดสอบความสามารถในการรับแรงของกลไก โดยแรงนั้นเป็นแรงที่มากที่สุดที่เป็นไปได้ซึ่งเกิดขึ้นจากกิจกรรมในชีวิตประจำวัน หลังจากผ่านการทดสอบนี้แล้วกลไกเข่าต้องสามารถทำงานได้ตามที่ออกแบบไว้ดังเดิมและมีค่าเสียรูป (Deformation) น้อยกว่าเกณฑ์ที่มาตรฐานกำหนด จึงจะผ่านการทดสอบประเภทนี้

2. Principal cyclic load test เป็นการทดสอบโดยเลียนแบบลักษณะของแรงที่กลไกข้อเข่าต้องได้รับจากการเดินตามปกติในธรรมชาติ ด้วยเหตุว่าแรงที่เกิดขึ้นในธรรมชาตินั้นแต่ละวงรอบของการเดิน (Gait cycle) มีค่าเท่ากัน ดังนั้นการทดสอบนี้จึงสร้างแรงที่เป็นตัวแทนของแรงในธรรมชาติดังกล่าว หากกลไกเข่าสามารถทำงานได้ตามที่ออกแบบก็จะสรุปได้ว่ากลไกเข้าสามารถทนทานต่อความเสียหายเนื่องจากความล้าและมีอายุการใช้งานที่เหมาะสม

โดยที่แต่ละประเภทนั้น (ทั้ง Principal static load test และ Principal cyclic load test) จะต้องทดสอบในสองท่าหลักที่ใช้รับแรงในการเดินคือจังหวะ Heel strike และจังหวะ Toe off ดังรูปที่ 2.22 และรูปที่ 2.23 ตามลำดับ ซึ่งทั้งสองท่านี้จะบอกถึงทิศทางของแรงที่จะส่งไปยังกลไกข้อเข่าเทียมในการทดสอบทั้งสองประเภท และแต่ละประเภทจะมีรายละเอียดของการทดสอบซึ่งจะกล่าวต่อไป



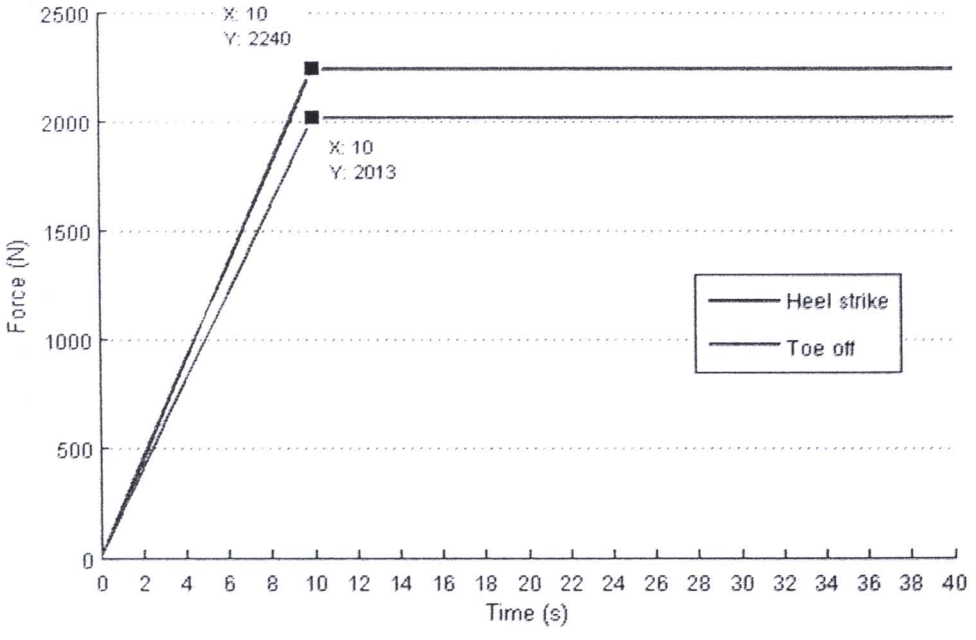
รูปที่ 2.22 ท่า Heel strike ใน Gait cycle ที่ใช้เป็นตัวแทนในการทดสอบความแข็งแรง



รูปที่ 2.23 ท่า Toe off ใน Gait cycle ที่ใช้เป็นตัวแทนในการทดสอบความแข็งแรง

2.8.1.1 Principal static load test

สำหรับการทดสอบความแข็งแรงนี้จะใช้แรงกดเป็นระยะเวลาหนึ่ง คือช่วงแรงจะเป็นการค่อยๆเพิ่มแรงกดจากศูนย์ไปจนถึงแรงกดที่มาตรฐานกำหนดภายในเวลา 10 วินาที จากนั้นออกแรงกดค้างไว้เป็นเวลา 30 วินาที โดยที่แรงกดและเวลาในการกดของทั้งจังหวะ Heel strike และ Toe off จะแสดงเป็นกราฟได้ดังรูปที่ 2.24 หลังจากที่ออกแรงกดแล้วจึงวัดการเสียรูป (Deformation) ของกลไกหลังจากที่ไม่ใส่แรงกดและทำการวัดภายใน 5 นาที หากค่า Deformation นี้มีค่าน้อยกว่าค่าที่กำหนด (การวัดค่า Deformation ตั้งเครื่องมือดังรูปที่ 5.2 และรูปที่ 5.3) และหากกลไกยังสามารถทำงานได้ตามปกติ โครงสร้างไม่เกิดความเสียหาย ก็จะถือได้ว่าผ่านการทดสอบ Static load test

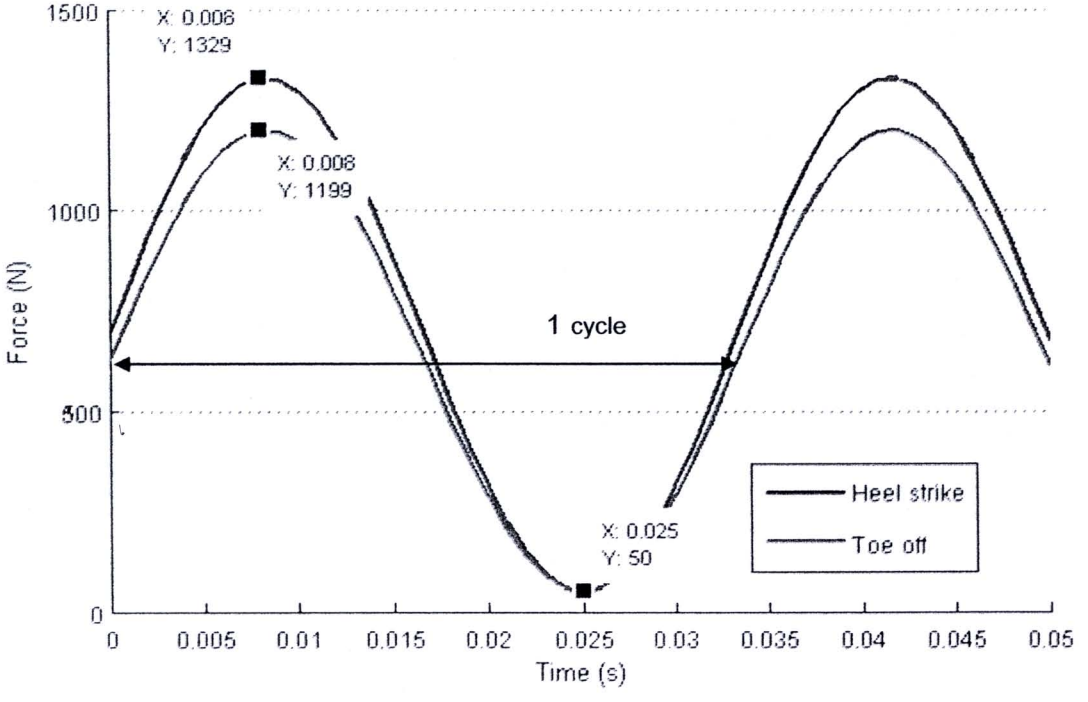


รูปที่ 2.24 ลักษณะแรงกดเทียบกับเวลาที่ใช้ใน Principal static load test ทั้งจังหวะ Heel strike และ Toe off

2.8.1.2 Principal cyclic load test

การทดสอบนี้จะใส่แรงกดที่กลไกข้อเข่าแต่ต่างกับประเภทก่อนหน้าคือแรงที่กดจะมีลักษณะเป็นแรงกระเพื่อมขึ้นลงด้วยฟังก์ชันไซน์ (Sine function) โดยมีรายละเอียดซึ่งแสดงได้เป็นกราฟในรูปที่ 2.25 และเนื่องจากการทดสอบนี้มีขึ้นเพื่อทดสอบความทนทานเนื่องความเสียหายจากความล้า ดังนั้นการที่จะผ่านการทดสอบนี้จะกลไกข้อเข่าต้องสามารถทำงานได้ตามปกติ

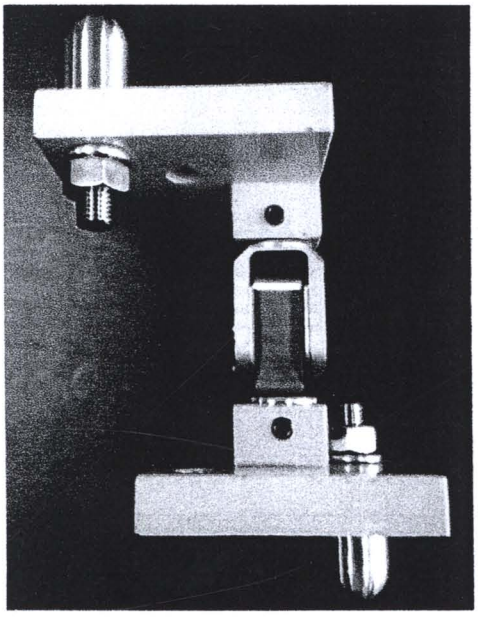
โครงสร้างไม่เกิดความเสียหาย เมื่อทดสอบด้วยแรงดังกล่าวครบตามจำนวนคาบ (Number of cycles) ที่มาตรฐานได้กำหนดเอาไว้ (3,000,000 cycles) ที่ความถี่ 30 Hz



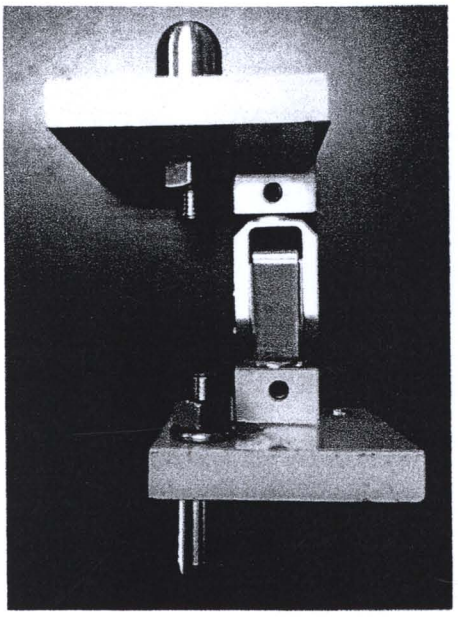
รูปที่ 2.25 ลักษณะแรงกดเทียบกับเวลาที่ใช้ใน Principal cyclic load test ทั้งจังหวะ Heel strike และ Toe off

2.8.2 การตั้งค่าทิศของแรงที่กระทำต่อกลไกข้อเข่าและเครื่องมือที่ใช้ทดสอบความแข็งแรง

การตั้งค่าเครื่องมือทดสอบก่อนทำการทดสอบนั้นต้องประกอบกลไกข้อเข่าเทียมเข้ากับชิ้นส่วนที่สร้างขึ้นเพื่อใช้ในการเปลี่ยนแนวแรงให้เป็นในทิศทางของแนวแรงที่มาตรฐานกำหนด (ภาคผนวก ก) โดยที่ชิ้นส่วนเปลี่ยนแนวแรงนี้ได้ออกแบบสำหรับทำการทดลองทั้งจังหวะ Heel strike และ Toe off โดยที่แต่ละจังหวะจะมีการประกอบเข้ากับกลไกข้อเข่าเทียมดังแสดงในรูปที่ 2.26 ก และ ข ตามลำดับเมื่อติดตั้งชุดทดสอบเข้าไปในเครื่องทดสอบไฮดรอลิกส์ก็จะได้การวางตัวที่คล้ายกับลักษณะของการเดินใน Gait cycle คือท่า Heel strike และ Toe off ดังรูปที่ 2.27 และรูปที่ 2.28 ตามลำดับ

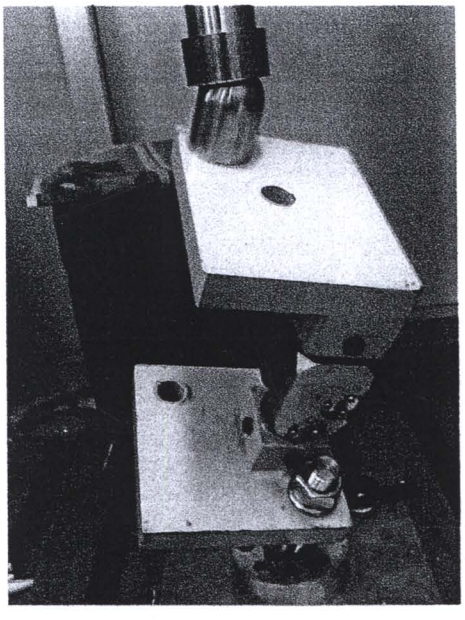


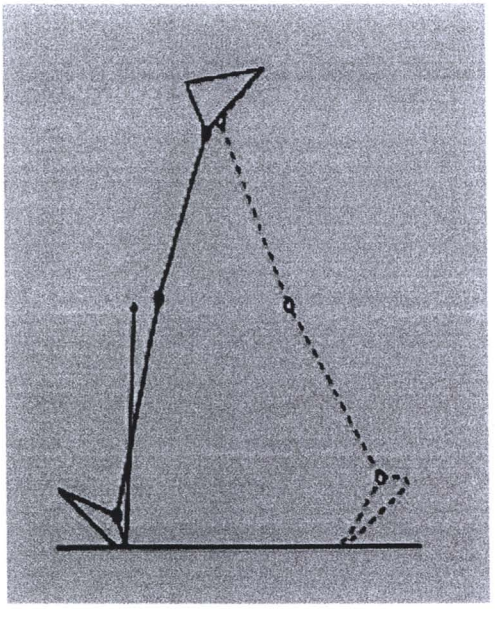
รูปที่ 2.26 ก (Heel strike)



รูปที่ 2.26 ข (Toe off)

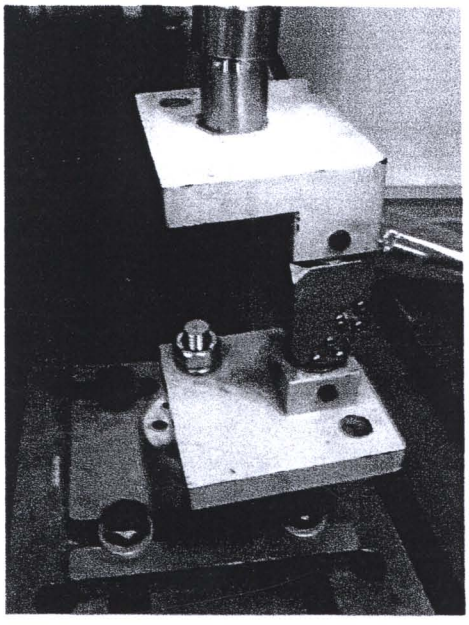
รูปที่ 2.26 กลไกข้อเข่าเทียมเมื่อต่อกับตัวต่อที่ใช้ในการปรับทิศของแนวแรงให้เข้ากับทิศของแนวแรงที่มาตรฐานกำหนด

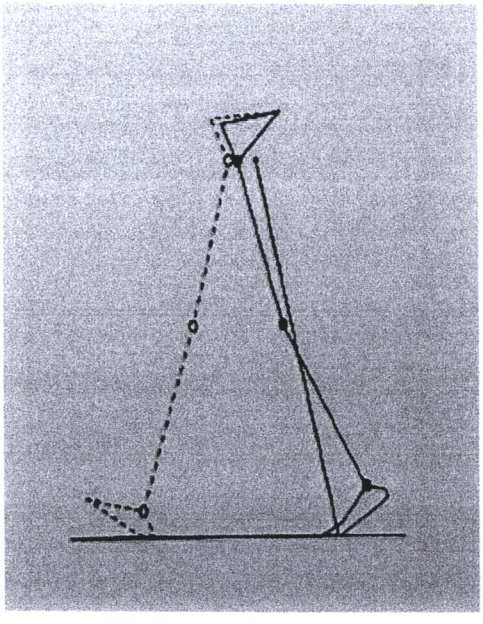




รูปที่ 2.27 กลไกข้อเข่าที่ติดกับเครื่องทดสอบและมีแนวแรงตามมาตรฐานในจังหวะ Heel strike

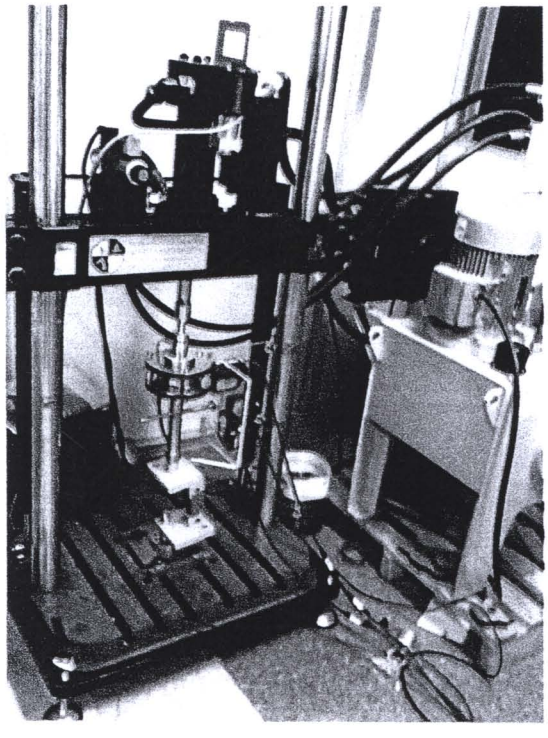
สำนักงานคณะกรรมการวิจัยแห่งชาติ ห้องสมุดงานวิจัย





รูปที่ 2.28 กลไกข้อเข่าที่ติดกับเครื่องทดสอบและมีแนวแรงตามมาตรฐานในจังหวะ Toe off

เครื่องมือที่ใช้ทดสอบความแข็งแรงจะเป็นอุปกรณ์ออกแรงกดโดยใช้ระบบไฮดรอลิกส์ (Hydraulic) ที่สามารถสร้างแรงกดดังที่กล่าวมาแล้วได้ในทั้งจังหวะ Heel strike และ Toe off ทั้งนี้ การเสียรูป (Deformation) ที่เกิดขึ้นได้ใช้เซนเซอร์ (Sensors) แบบแสงเลเซอร์ในการวัดเพื่อความแม่นยำ โดยมีลักษณะเครื่องทดสอบเป็นดังรูปที่ 2.29



รูปที่ 2.29 เครื่องมือไฮดรอลิกส์ที่ใช้ออกแรงกดในการทดสอบกลไกข้อเข่าเทียม