

กลศาสตร์ประยุกต์ของข้อสะโพก (Applied Biomechanics of the hip)

ผศ.นพ.วัชร วิไลรัตน์

ภาควิชาออร์โธปิดิกส์

คณะแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

วัตถุประสงค์
วัตถุประสงค์

1. อธิบายการเคลื่อนไหวของข้อสะโพก ในขณะประวัตินและเมื่อมีกิจวัตรประจำวัน
2. อธิบายแรงที่เกิดขึ้นในข้อสะโพกและปัจจัยที่มีผลต่อ joint reaction
3. อธิบายวิธีการคำนวณแรงที่เกิดในข้อสะโพกในแนว Sagittal plane ได้
4. ประยุกต์นำไปใช้กับการดูแลรักษาผู้ป่วยที่มีปัญหาข้อสะโพกและการดูแลผู้ป่วยหลังผ่าตัด
5. เข้าใจวิธีการลดแรงที่กระทำต่อข้อสะโพก

ข้อสะโพกมีลักษณะเป็น Ball and Socket joint ที่ใหญ่ที่สุดในร่างกายความมั่นคงของข้อที่ทำให้ข้อไปหลุดออกจากกัน เกิดจากปัจจัยต่างๆ เหล่านี้คือ

1. ลักษณะ Ball and Socket joint ที่ไม่สามารถทำให้การเลื่อนหลุดจากการ Sliding
2. ความลึกของ acetabular lumbar ซึ่งเป็น fibrocartilage รอบขอบของข้อทำให้จุดหมุนของ femoral head อยู่ลึกเข้าไปใน acetabular
3. เป็นต่าง ๆ ที่ยึดข้อที่สำคัญคือ Iliofemoral ligament และส่วนของ anterior joint capsule ที่หน้าตัวทางด้านหน้า
4. กล้ามเนื้อโดยรอบข้อสะโพก สิ่งเหล่านี้ทำให้ข้อสะโพกมีความมั่นคงมากที่สุดข้อหนึ่ง ถึงแม้จะมีการเคลื่อนไหวได้มาก แรงที่มากระทำทำให้ข้อหลุดออกจากกัน ต้องใช้แรงมาก บางครั้งพบว่ามีกระดูกหักร่วมด้วย เช่น Posterior hip dislocation ใน adult ส่วนใหญ่มี fracture posterior hip ของ acetabular ร่วมด้วย

ส่วนของ acetabulum ที่มีลักษณะ concave จะมีส่วน cartilage ที่หนาอยู่บริเวณรอบ ๆ มีลักษณะเป็นรูปเกือบม้า ส่วนที่หนาแสดงถึงบริเวณที่รับแรงกดในข้อจากกระดูก femoral head มากซึ่งจะเป็นบริเวณ postero superior ของ acetabular และตรงกับบริเวณที่ข้อมีการเสียดมากที่สุด จากการศึกษาใน cadaver specimen⁽¹⁾ และจากการศึกษาถึงแรงที่มากระทำในส่วนต่าง ๆ ของ acetabulum ของผู้ป่วยที่มีกระดูก acetabulum แตก พบว่าส่วนของ acetabulum ที่รับแรงกดมากที่สุด คือ ส่วน Posterior well รองลงมาคือ anterior well และ Superior wall ของ acetabular ตามลำดับ⁽²⁾

บริเวณส่วน femoral head ที่ประกอบเป็น hip joint จะมีลักษณะ convex เข้ากับส่วน acetabulum femoral head มีรูปร่างเป็นทรงกลม แต่มีส่วนด้านติดกับ Acetabulum เป็นรูป $\frac{2}{3}$ ของทรงกลม ผิวของ femoral head ประกอบด้วย Cartilage โดยจะมีส่วนที่รับน้ำหนักด้าน Superior หนามากที่สุด เมื่อเทียบกับของรอบนอกและด้านใน การทำผ่าตัดบาง

ชนิดต้องการเปลี่ยนจุดรับน้ำหนักของข้อโดยไปแทนที่ บริเวณ superior articular surface ผลที่ได้ พบว่า ไม่ดีเท่าที่ควรซึ่งสามารถอธิบายจากการที่ความหนาของผิวข้อที่ไปแทนที่ไม่มากเท่าเดิมจึงเกิด การเปลี่ยนแปลงชนิดข้อเสื่อมได้เร็วกว่าปกติ⁽⁵⁾ โดยสรุปที่บริเวณ femoral head จุดที่รับน้ำหนักมากที่สุดอยู่ที่ superior quadrant ของ femoral head

ส่วนของ femoral neck ทำมุมกับ femoral shaft ประมาณ 125 องศา (90-125 องศา) การที่มีมุมเกิดขึ้นจะช่วยให้การเคลื่อนที่ของข้อเป็นไปได้มากขึ้น เช่น การ flexion ของ hip จะประกอบด้วย flexion และ external rotation ทำให้ข้อสะโพกสามารถงอได้มากถึง 140 องศา แต่ถ้าไม่มี neck shaft ที่ทำมุมกับเกิดขึ้น การงอของข้อสะโพกอย่างเดียวจากการ flexion ของ femur ทำให้งอได้ไม่ถึง 90° ก็จะเกิดการชนกันระหว่าง Greater trochanter กับขอบของกระดูกเชิงกราน neck shaft angle ถ้าน้อยกว่า 125 องศา เรียกว่า Coxa vara มีผลต่อแรงที่กระทำในข้อสะโพกกล่าวคือ ใน Coxa vara ระยะระหว่าง greater trochanter กับจุดหมุนของ femoral head สั้นกว่าในภาวะปกติ ทำให้ abductor moment arm มากขึ้น กล้ามเนื้อ gluteus medius ที่เกาะที่ greater trochanter ได้เปรียบเชิงกลจึงทำงานน้อยลง ดังนั้นผลรวมที่เกิดขึ้น คือ joint reaction force ที่เกิดในข้อสะโพกจึงลดลง แต่เมื่อมองที่ femoral neck พบว่าบริเวณ cortex ของ femoral neck ด้านนอกต้องรับแรง bending moment สูงถ่วงในภาวะปกติซึ่งอาจเกิด stress fracture ได้ตามมา ในกรณีของ coxa valga คือ ภาวะที่ neck shaft angle อยู่มากกว่าปกติคือมากกว่า 135 องศา ผลที่เกิดตามมาก็คือ ระยะระหว่างกล้ามเนื้อ gluteus medius คือ จุดหมุนของ femoral head จะสั้นกว่าปกติ กล้ามเนื้อ Gluteus medius จึงต้องทำงานมากขึ้นเพื่อให้สมดุลย์ ดังนั้น ผลรวมของ joint reaction force ที่เกิดขึ้นภายในข้อจึงมากขึ้น จากการศึกษาพบว่า การทำ valgus osteotomy สามารถทำให้ joint reaction force เกิดได้มากขึ้น ดังนั้นจึงต้องทำ Greater trochanteric advancement ร่วมด้วย⁽⁴⁾ femoral head นอกจากนี้จะมี neck shaft angle แล้วยังมี anteversion ซึ่งวัดจาก long axis ของ femoral head ทำมุมกับ transverse axis ของ femoral condyle ในคนปกติจะมีค่าประมาณ 15 องศา^(5,6) ในกรณีที่ femoral anteversion มากกว่า 15 องศา พบว่าในท่า neutral ของ leg ส่วนของ femoral head ด้าน anterior จะออกมาพ้นขอบของ acetabulum ดังนั้นเพื่อให้ส่วน anterior ของ femoral head กลับเข้าไปใน acetabulum ร่างกายจึงต้อง internal rotation ของ hip นั่นคือ นั่นคือเวลาเดินจะเกิด Toe in gait เกิดขึ้น พบในกรณีที่ผู้ป่วยมี degenerative hip⁽⁷⁾

ผู้ป่วยที่มี femoral anteversion น้อย พบว่าลักษณะการเดินของผู้ป่วยผิดปกติ คือ เดิน toe out gait เหมือน.... พบได้ในผู้ป่วยที่มี fracture ของ femoral neck และมี malunion ของ neck ในท่า retroversion

ส่วนประกอบด้านในของ femoral neck ประกอบด้วย cancellous bone ที่มีการเรียงตัวเป็นระเบียบตามแรงที่มากระทำ แบ่งเป็น 2 กลุ่มใหญ่ ๆ คือ Compression Trabecular และ Tension Trabecular ในส่วน compression trabecular ส่วนใหญ่อยู่บริเวณด้าน medial side ของ femoral neck และส่วน tensile trabecular อยู่ในส่วนของ greater trochanter ในผู้สูงอายุโดย aging process พบว่า tensile trabecular จางหายไปก่อน compression trabecular

ลักษณะทาง Kinematics ของข้อสะโพก เป็นการศึกษาลักษณะการเคลื่อนไหวของข้อโดยดูจากรูปร่างของข้อเป็นหลัก ข้อสะโพกมีลักษณะเป็น Ball and Socket joint การเคลื่อนไหวแบ่งเป็น 3 แนว คือ sagittal plane คือการเคลื่อนที่ flexion และ extension การเคลื่อนที่ในแนว transverse plane ประกอบด้วย การเคลื่อนที่ internal และ external rotation สุดท้ายคือการเคลื่อนไหวในแนว frontal plane ได้แก่ การเคลื่อนที่ไปทิศทาง abduction และ adduction พบว่าข้อสะโพก

มีการเคลื่อนไหวได้มากที่สุดไปในแนว saggital plane ซึ่งสามารถเคลื่อนไหวจาก 0 องศา ถึง hip flexion 1400 องศา และยัง
สามารถทำ extension ซึ่งในชีวิตประจำวันใช้น้อย อยู่ในช่วง 0 ถึง 15 องศา ในแนว frontal plane ข้อสะโพกสามารถ
abduction ได้จาก 0 ถึง 30 องศา ส่วน adductio สามารถทำได้น้อยกว่า โดยมีค่าอยู่ระหว่าง 0 ถึง 25 องศาในแนว Transverse
plane ข้อสะโพกสามารถ external rotation ได้จาก 0 ถึง 90 องศา เนื่องจากมี anteversion neck shaft angle และ การทำ
internal rotation สามารถทำได้น้อยกว่า โดยมีค่าระหว่าง 0-70 องศา ในขณะที่ข้อสะโพก เมื่อจัดการหมุน internal และ
external rotation ในท่า hip extension พบว่า มีค่าน้อยกว่าเนื่องจากในท่า hip extersion soft tissue รอบข้อ เช่น anterior
capusle จะดึงทำให้การเคลื่อนที่ลดลง

การรัดการเคลื่อนที่ของข้อสะโพกขณะเดินสามารถทำไปใช้ประโยชน์ได้มาก การวัดโดยใช้ electrogoniometric
ในทั้ง 3 plane ของการเคลื่อนที่พบว่า ข้อสะโพกจะงอมากที่สุดในช่วง late swing phase

การเคลื่อนไหวในช่วงที่มี extension ของข้อสะโพกมากที่สุด ช่วง hell-off โดยรวมแล้วพบว่า การเคลื่อนที่ของ
การเดินสะโพกจะใช้มุมตั้งแต่ 0 ถึง 35 หรือ 40 องศาในแนว Sagittal plane การเคลื่อนไหวขณะเดินในแนว frontal plane
พบว่า hip มี abduction เกิดขึ้น ในช่วง swing phase โดยจะเริ่มในช่วง Toe-off แต่ขณะ heel strike ข้อสะโพก จะ
เปลี่ยนเป็น adduction เพื่อทำให้เกิด moment of inertia เข้าสู่ศูนย์กลางจนถึงระยะ late stance phase ในขณะที่ hip joint
อยู่ในช่วง swing phase hip จะอยู่ในท่า externally rotate จนถึงก่อนที่เกิด heel strike จึงเปลี่ยนมา เช่น internally rotation
โดยเฉลี่ยแล้ว การเคลื่อนที่ในแนว frontal plane เท่ากับ 12 องศา และในแนว transverse plane เท่ากับ 13 องศา การเคลื่อนที่
ของข้อสะโพกในคนสูงอายุพบว่าแตกต่างจากคนอายุน้อย โดยพบว่าคนสูงอายุจะมีระยะ Strie ที่สั้นกว่าและการ
เคลื่อนที่ของข้อสะโพกน้อยกว่าทั้งใน flexion และ extension การเคลื่อนไหวของข้อสะโพกในขณะที่มีกิจกรรมแตกต่าง
กัน ก็จะใช้ range of motion ต่างกันไป ข้อสะโพกต้องใช้ช่วงการเคลื่อนที่มากที่สุดในขณะนั่งยอง ๆ หรือนั่งผูกเชือกทรงเท้า
ใช้มุมในการเคลื่อนที่แนว saggital plane เท่ากับ 122 องศา ขณะนั้นบันไดใช้มุม 67 องศา มากกว่าขณะลงบันไดซึ่งใช้การ
เคลื่อนที่ประมาณ 36 องศา ในขณะที่นั่งเก้าอี้ต้องใช้การเคลื่อนที่ของข้อสะโพก 104 องศา โดยปรกตินอกจากใช้การ
เคลื่อนที่ในแนว Sagittal plane เป็นหลักแล้ว ข้อสะโพกต้องมีการเคลื่อนที่ในแนว frontal และ transverse plane ควบคู่ไป
ด้วย โดยสรุปในชีวิตประจำวันข้อสะโพกควรจะต้องสามารถเคลื่อนที่ในแนว Sagittal plane ได้ อย่างน้อย 120 องศา และมี
การหมุนในแนว transverse plane ได้อย่างน้อย 20 องศา จึงจะสามารถใช้ชีวิตประจำวันได้ด้วยความสะดวกสบาย

ผิวของข้อสะโพกโดยปรกติต้องมีผิวมันเรียบเนื่องจากการเคลื่อนไหวที่เกิดขึ้น จากลักษณะรูปร่างเช่น Ball and
Soket joint ดังนั้น การเคลื่อนที่ส่วนใหญ่ คือ การ “ Gliding” ของ femoral head ไปที่ผิวของ acetabulum ในกรณีที่มีรูปทรง
ของ femoral head ผิดปรกติ เช่น กรณีที่เกิด avascular necrosis ของ femoral head และมีการหลุดตัวของ femoral head
ตามมาก ผิวข้อที่ femoral head เมื่อมีการเคลื่อนที่ Gliding ไปที่ผิวของ acetabulum เกิดลักษณะ compression และ tension
ที่ผิวของข้อที่ผิดปรกติทำให้กระดูกอ่อนมีการเสื่อมสภาพและเกิด secondary osteoarthritis ตามมา

โดยสรุป การเคลื่อนที่ของข้อสะโพกใช้ Gliding ที่ Ball and Socket เป็นหลัก โดยมีการเคลื่อนที่ผิวของข้อชนาน
กันระหว่าง femoral head และ acetabulum cortiage

การศึกษาการเคลื่อนไหวของข้อสะโพกโดยคุณลักษณะ Kinetics : เป็นการศึกษาเรื่องของแรงที่กระทำกับข้อสะโพก ในขณะที่ทำ activity ที่แตกต่างกันออกไป

ในขณะที่ยืน 2 ขา (two-leg stance) Body center gravity จะผ่านระหว่างข้อสะโพกทั้ง 2 ข้างในแนว frontal plane และในแนว sagittal plane จะผ่านหลังต่อ pubic symphysis ในขณะที่ยืนตรง 2 ขาไม่พบว่า มี Moment เกิดขึ้นที่สะโพกข้าง 2 ข้าง ดังนั้น joint reaction force ที่เกิดขึ้น เท่ากับ ครึ่งหนึ่งของน้ำหนักตัวส่วนที่เหนือข้อสะโพกน้ำหนักของใต้ข้อสะโพกโดยปรกติประมาณ $\frac{1}{6}$ ของน้ำหนักตัว ดังนั้น น้ำหนักส่วนที่เหนือข้อสะโพกเท่ากับ $\frac{2}{3}$ ของน้ำหนักตัว ดังนั้น joint reaction force ที่ขณะยืน 2 ขา ของข้อสะโพกแต่ละข้างเท่ากับ $\frac{1}{3}$ เท่าของน้ำหนักตัว ($\frac{1}{2} \times \frac{2}{3}$) ทั้งนี้ต้องไม่มีแรงของกล้ามเนื้อเข้ามาเกี่ยวข้องด้วย

ในภาวะยืนขาเดียว (Single-leg stance) พบว่าในกรณีนี้มีแรงที่เกิดจาก gluteus medius เข้ามาเกี่ยวข้องด้วย⁸ โดยคิดว่าเมื่อยืนขาข้างเดียวและสามารถทรงตัวอยู่ได้ moment ที่เกิดรอยจุดหมุนของข้อสะโพกจะเป็นศูนย์ ดังนั้น moment ที่เกิดจากน้ำหนักตัวส่วนที่เหลือน้ำหนักกล้ามเนื้อ gluteus medius จึงต้องเท่ากัน (moment เกิดจากแรงคูณด้วยระยะทางที่ตั้งฉากกับแนวแรง) ระยะทางจากจุดศูนย์กลางของ femoral head มาถึงบริเวณที่กล้ามเนื้อ gluteus medius และจุดที่น้ำหนักตัวผ่าน สามารถวัดได้จากภาพถ่าย X-ray กล้ามเนื้อ gluteus medius คูณกับระยะระหว่างจุดศูนย์กลางของ femoral head มาถึง greater trochanter จะมีค่าเท่ากับ $\frac{5}{6}$ ของ body weight (คำนวณจาก BW-น้ำหนักของขา 1 ข้าง = $w - \frac{1}{6}W = \frac{5}{6}W$) คูณกับระยะทางระหว่างจุดศูนย์กลางของข้อสะโพกถึงจุดที่น้ำหนักตัวผ่าน จากการคำนวณสามารถหาค่าแรงของกล้ามเนื้อ gluteus medius ได้เท่ากับ 2 เท่าของ BW (2W) เมื่อทราบแรงที่กระทำทั้ง 2 แรง จึงสามารถหาผลรวมของแรงที่เกิดจากกล้ามเนื้อ gluteus medius และ น้ำหนัก $\frac{5}{6}$ BW โดยอาศัยหลัก Triangle of forces พบว่า Joint reaction force ของ hip joint มีค่าเท่ากับ $2.75 BW$ ⁽⁸⁾ โดยทำมุม ประมาณ 15-20 องศาจากแนว vertical จากการคำนวณหาค่า joint reaction force สามารถนำไปใช้กับวิธีการรักษาคนไข้ที่มีภาวะข้อเสื่อม โดยอาศัยหลักการลดแรงที่เกิดขึ้นในข้อ ซึ่งเมื่อ joint reaction ของ hip joint ลดลง อาการปวดที่เกิดขึ้นสามารถลดลงตามไปด้วย การลดน้ำหนักสามารถลด joint reaction force ได้โดยตรง แต่เป็นส่วนที่ผู้ป่วยทำได้ยาก เนื่องจากผู้ป่วยเจ็บข้อสะโพกการเคลื่อนไหวก็ลำบากการออกกำลังกายมีน้อยจึงเกิด positive nitrogen balance น้ำหนักตัวก็มีแต่จะเพิ่มขึ้นการเพิ่มระยะทางระหว่างจุดกึ่งกลางของ femoral head กับ greater trochanter สามารถทำให้ แรงที่เกิดจาก gluteus medius ที่ใช้ในการรักษาสมดุลของ moment ลดลง ผลที่ได้คือ joint reaction force ลดลง ในการผ่าตัดเปลี่ยนข้อสะโพกการวางส่วนของ acetabulum cup เข้ามาด้านใน (medialization) สามารถลด joint reaction force ได้เช่นกัน ในผู้ป่วยที่มีข้อสะโพกเสื่อมพบว่าการเคลื่อนที่ของจุดกึ่งกลางข้อสะโพกไปด้าน lateral, superior และ posterior ทั้งนี้อาจอธิบายได้จากการที่กล้ามเนื้อ gluteus medius อ่อนแรงทำให้แรงที่ดันได้ femoral head เข้าสู่จุดกึ่งกลางลดลง เมื่อจุดหมุนของ hip joint เลื่อนออกไปด้านนอกยิ่งทำให้ joint reaction force เกิดมากขึ้นตามมา

ผู้ป่วยที่มีข้อสะโพกเสื่อมร่างกายจะพยายามลดแรงที่เกิดขึ้นในข้อสะโพก โดยการเอียงตัวเข้าหาข้อสะโพกข้างที่มีปัญหา ทั้งนี้เพื่อเป็นการลด moment ที่เกิดจากน้ำหนักตัวคูณกับระยะทางถึงจุดหมุนข้อสะโพก ดังนั้นกล้ามเนื้อ gluteus medius ทำงานลดลง ผลรวมของ joint reaction force ก็ลดลง ลักษณะการเดินของผู้ป่วยนี้เหล่านี้

“Trendelenburg gait”

การนำความรู้เรื่อง moment ที่เกิดขึ้นรอบข้อสะโพกสามารถนำมาใช้ในการรักษาผู้ป่วยโดยมีเป้าหมายในการลดแรงที่เกิดในข้อสะโพกการใช้ไม้เท้าช่วยพยุงตัวสามารถลดแรงที่กระทำที่ข้อสะโพกได้ พบว่าถ้าใช้ cane ในด้านตรงข้ามกับข้อที่มีพยาธิสภาพ จะสามารถลดแรงที่เกิดในข้อสะโพก (joint reaction force) ลงได้ถึง 35%⁽⁹⁾ นอกจากนี้มีการศึกษาการใช้ ไม้เท้าช่วยเดิน พบว่า ถ้าใช้ไม้เท้าในด้านตรงข้ามกับข้อสะโพกที่มีพยาธิสภาพโดยใช้น้ำหนัก 15% ของน้ำหนักตัวของผู้คนไม้เท้าจะทำให้ joint reaction force ลดลงถึง 50%⁽¹⁰⁾

การวัดแรงที่กระทำในข้อสะโพกโดยตรง สามารถทำได้โดยการผ่าตัดใส่เครื่องมือ Strain-gauged วัดที่ femoral head หรือ การใช้เครื่องมือนี้ติดกับ prosthesis ของ femoral head ซึ่งสามารถวัดแรงที่เกิดขึ้นในขณะที่ทำกิจกรรมประจำวันต่าง ๆ ได้ วิธีวัดทำในผู้ป่วยที่เปลี่ยนข้อสะโพกโดยการใช้ Strain-gauged ติดกับ Austin-Moor prosthesis⁽¹¹⁾ ในผู้ป่วยที่มีกระดูกหักที่ femoral neck แล้วทำการวัดแรงที่กดบน prosthesis โดยตรง พบว่าขณะเดิน แรงที่กดบน femoral head เท่ากับ 3 เท่าของน้ำหนักตัวที่มีค่าใกล้เคียงจากการคำนวณทางคณิตศาสตร์ ข้อดีของวิธีนี้คือสามารถวัดแรงที่ femoral head ในผู้ป่วยขณะเดิน, ขึ้นบันได หรือนั่งได้ ข้อควรระวังของ วิธีวัดโดยการใช้ strain-gauged คือผู้ป่วยต้องถูกทำผ่าตัด กล้ามเนื้อและเนื้อเยื่อและถูกทำลายบางส่วนซึ่งอาจทำให้ค่าของแรงที่มากกระทำผิดจากภาวะปกติ การทดลองวัดแรงที่มากกระทำที่ femoral head เมื่อระยะเวลาหลังจากการทำผ่าตัดใช้เวลานานร่างกายสามารถปรับตัวให้ใกล้เคียงกับปกติ บางรายงานสามารถวัดแรงที่มากกระทำที่ femoral head ที่หลังผ่าตัดได้นานถึง 33 เดือน (12,13)พบว่า ในขณะเดินแรงที่เกิด femoral head มีค่าเท่ากับ 2.7-4.3 เท่าของน้ำหนักตัว และเมื่อเดินขึ้นบันได แรงที่มากกระทำที่ femoral head คือ joint reaction force มีค่าเท่ากับ 3.4-5.5 เท่าของน้ำหนักตัว ในกรณีลงบันได มีค่าเท่ากับ 3.9-5.1 เท่าของน้ำหนักตัว สาเหตุที่มีค่ามากกว่าการเดินเนื่องจาก Body center of gravity เคลื่อนที่ออกจาก hip joint มากทำให้ moment ของน้ำหนักตัวมีค่ามากขึ้น ร่างกายต้องรักษาสมดุลโดยการให้กล้ามเนื้อทำงานมากขึ้นเพื่อต้านแรงและ moment ผลที่ได้คือ แรงที่เกิดในข้อหรือ joint reaction force มากขึ้นตามมา ผู้ป่วยที่ทำผ่าตัดเปลี่ยนข้อชนิด THA (Total hip arthroplasty) คือเปลี่ยนทั้ง femoral และ acetabulum component ลักษณะแรงที่เกิดที่ femoral head จะผิดไปจากธรรมชาติไม่สามารถนำมาเปรียบเทียบกันได้

การวัด joint reaction force ขณะเดินพบว่ามีความแปรตามความเร็วที่เดินหรือเดินเร็วแรงที่เกิดขึ้น ทำให้ผลรวมของ joint reaction force มากขึ้นเมื่อเทียบกับการเดินที่ช้า ช่วงที่มี joint reaction force มากสุดขณะเดินคือช่วงก่อนที่จะถึง Toe off ซึ่งเป็นช่วงที่ร่างกายมี moment of inertia สูงสุด ก่อน sking phase เกิดขึ้น ในช่วง foot flat ค่า joint reaction force จะลดลงเท่ากับน้ำหนักตัวเนื่องจากการ deceleration ของ center of gravity, ช่วงการเดิน seing phase ค่า joint reaction force ขึ้นกับการหดตัวหรือเกร็งตัวของกล้ามเนื้อ hip extensor (gluteu maximus) เพื่อที่จะเป็นตัวชลอการเคลื่อนที่ของต้นขา (decleration) และแรงมีขนาดเท่ากับน้ำหนักตัว ช่วงการเดิน stance phase จะมีช่วงที่ joint reaction force มากสุด 2 ช่วงคือ หลังจาก heel strike มีค่าเท่ากับ 4 เท่าของน้ำหนักตัว และก่อนที่จะถึง toe-off มีค่าเท่ากับ 7 เท่าของน้ำหนักตัวของร่างกาย

ในผู้หญิงและผู้ชายรูปแบบของการเดินเหมือนกันแต่ขนาดของแรง (Magnituerde) ผู้หญิงน้อยกว่าผู้ชาย การที่ขนาดของแรงน้อยกว่าผู้ชายมีสาเหตุมาจากลักษณะของ pelvis ที่กว้างออก ตามที่มี femoral neck shaft angle ต่างกันเป็นต้น การใช้รองเท้าสามารถทำให้รูปแบบของการเดินผิดจากการเดินเท้าเปล่า โดยสรุป joint reaction force ที่ข้อสะโพก

ในขณะที่เดินมีมากที่สุด ในช่วง stance phase และแปรตามความเร็วของการเดินเนื่องจากกล้ามเนื้อที่หดเกร็งตัวถ้ามี activity มากขึ้น

ประโยชน์ที่ได้รับจากการศึกษาเรื่อง Biomechanic ของข้อสะโพกสามารถนำไปประยุกต์ใช้ในชีวิตประจำวันและการดูแลรักษาผู้ป่วย เช่น ในผู้ป่วยที่ได้รับการผ่าตัดตามกระดูกสะโพกในระยะแรกจำเป็นต้องให้แรงที่เกิดในข้อสะโพกมีน้อยที่สุด เพื่อป้องกันการหลุดหรือหักของตัวโลหะตามกระดูก พบว่า ถ้าให้ผู้ป่วยนอนยกตัวโดยใช้ข้อศอกและชนเท้าดันตัวสูงขึ้นเพื่อที่จะใช้ Bedpan สอดให้ผู้ป่วยอุจจาระหรือปัสสาวะบนเตียง พบว่า joint reaction force บริเวณข้อสะโพกสูงมากถึง 4 เท่าของน้ำหนักตัวแต่ถ้าใช้ผู้ช่วยพยุงหรือมี monkey bar สำหรับดึงตัวขึ้นจากเตียงก็สามารถลดแรงที่เกิดจากการเกร็งตัวของกล้ามเนื้อรอบข้อสะโพกได้

การใช้ Hip spica สามารถลด joint reaction force ได้ที่ข้อสะโพกได้ 2/3 ของ activity ต่าง ๆ เพราะทำให้กล้ามเนื้อหดถึงได้ไม่เต็มที่ แต่อย่างไรก็ดี ในข้อสะโพกก็ยังมี joint reaction force อยู่เสมอ

การใช้ cane ช่วยพยุงเดิน เมื่อใช้ในด้านตรงข้ามกับข้อสะโพกที่มีพยาธิสภาพ สามารถช่วยลดการหดตัวของกล้ามเนื้อ gluteus median ได้ ซึ่งมีผลทำให้ joint reaction force ลดลงตามมา

การใช้ long leg brace หรือ cast สามารถเปลี่ยนแปลงแรงที่เกิดที่ข้อสะโพกได้ในขณะเดินกล้ามเนื้อต้องเกร็งตัวมากขึ้นเพื่อที่จะชนน้ำหนักของ brace ที่ใช้โดยเฉพาะในช่วง swing phase ดังนั้น long leg brace ไม่สามารถลดแรงที่เกิดในข้อสะโพกได้แต่กลับไปเพิ่ม joint reaction force เนื่องจากต้องเอาชนะ moment of insertion ที่เกิดจากน้ำหนักของตัว brace หรือ cast 107

ในขณะที่นอนแล้วยกขา เช่น การทำ straight – leg – raising exercise สูงประมาณ 2 cm จากเตียงพบว่า joint reaction force เท่ากับ 2 เท่าของน้ำหนักตัว ดังนั้นผู้ป่วยที่ได้รับการผ่าตัดและเห็นว่ายังไม่สมควรลงน้ำหนักที่ข้อสะโพก ควรจะให้นอนราบบนเตียงและไม่ควรแนะนำให้ทำการ straight – leg-raising exercise

ในผู้ป่วยที่มีข้อสะโพกเสื่อมไม่ควรแนะนำให้ออกกำลังกายโดยการเดินเร็ว, หรือวิ่ง เนื่องจากพบว่าถ้าเดินเร็ว 1.3 เมตร / วินาที เกิดแรงที่มากกระทำที่ข้อสะโพกเท่ากับ 3.8 เท่าของน้ำหนักตัว แต่ถ้าเดินในอัตราเร็ว 0.9 เมตร/ วินาที จะมีแรงที่มากกระทำที่ข้อสะโพกเท่ากับ 1.8 เท่าของน้ำหนักตัว ซึ่งแสดงให้เห็นว่า joint reaction force ในข้อสะโพกสามารถลดลงได้ถึง 50% เมื่อเดินให้ช้าลง⁽¹¹⁾

การขึ้นลงบันไดในผู้ป่วยที่มีโรคข้อสะโพกควรหลีกเลี่ยง เนื่องจากทำให้แรงที่เกิดในข้อสะโพกมีมากขึ้น จากการศึกษาพบว่า⁽¹⁴⁾ สามารถทำให้ joint reaction force สูงได้ถึง 5 เท่าของน้ำหนักตัว เมื่อพิจารณา moment ในแนว Sagittal plane พบว่าขณะขึ้นบันไดมี moment ที่เกิดเท่ากับ 123.9 newtonmeters และขณะบันไดเท่ากับ 112.5 newton-meters

โดยสรุป การขึ้นลงบันไดมีผลทำให้ joint reaction force เพิ่มขึ้นดังนั้นผู้ป่วยที่มีโรคของข้อสะโพก เช่น ข้อสะโพกเสื่อม ตัว Cartilage สามารถทนต่อแรงกดได้น้อยกว่าในภาวะปกติ ดังนั้นถ้าหลีกเลี่ยงกิจกรรมประจำวันที่มีผลต่อการเพิ่มแรงที่เกิดในข้อสะโพก ก็จะเป็นการช่วยให้ cartilage สามารถทำหน้าที่ต่อไปได้นานขึ้น

สรุป

1. ข้อสะโพกเป็น Ball-and-socket joint ประกอบด้วย ส่วนของ femoral head และ acetabulum ของ กระดูก pelvis
2. ความหนาของผิวข้อกระดูก (cartilage) ขึ้นอยู่กับตำแหน่งที่รับแรงที่มากกระทำต่อข้อสะโพกบริเวณที่รับแรงมากจะมี กระดูกอ่อนที่หนาบริเวณ Acetabulum อยู่ที่ postero superior ของ acetabulum ส่วนที่ femoral head อยู่ที่ superior quadrant
3. การเคลื่อนไหวของข้อสะโพก hip flexion ได้อย่างน้อย 120 องศา abduction ได้ 20 องศา external rotation ได้ อย่างน้อย 20 องศา ทั้งหมดนี้มีความสำคัญต่อกิจวัตรประจำวันที่เกิดขึ้น เช่น การเดิน, นั่งขึ้นลงบันได
4. ค่า joint reaction force ประมาณ 3 เท่า (2.75) ของน้ำหนักตัวในขณะที่ยืนขาเดียว (Single-leg stance) และการ เคลื่อนที่ของร่างกายส่วนบนมีผลต่อ แรงที่เกิดในข้อสะโพก
5. ขนาดของแรงที่เกิดในข้อสะโพกได้รับอิทธิพลจากระยะทางของ abductor muscle (greater trochanter) และ ระยะทางของน้ำหนักตัวที่ตกลงมาจาก Body center of gravity โดยถ้าระยะทางของ Abductor muscle มากและ ระยะทางของ body center of gravity น้อยทำให้ joint reaction force ที่เกิดในข้อสะโพกลดลง
6. ในขณะที่เดิน แรงที่เกิดภายในข้อสะโพกสูงขึ้นได้ถึง 6 เท่าของน้ำหนักตัว แรงมากในช่วง stance phase และเท่ากับ ขนานของน้ำหนักตัวในช่วง swing phase
7. การเคลื่อนที่ช้าเร็วมีผลต่อ hip joint reaction force ทั้ง stance phase และ swing phase โดยการเคลื่อนที่เร็วจะมี joint reaction force สูงจากการทำงานของกล้ามเนื้อที่เพิ่มขึ้น
8. ผู้ป่วยที่ได้รับการผ่าตัด เช่น การใส่ implant ที่ข้อสะโพกการดูแลหลังผ่าตัดมีผลโดยตรงต่อแรงที่มากกระทำที่ implant นั้น ในระยะแรกควรหลีกเลี่ยงการกระทำที่ทำให้ joint reaction force เพิ่มขึ้น
9. การใส่ Brace หรือ cast ที่ขาที่มีผลต่อ joint reaction force ที่ข้อสะโพกเนื่องจาก moment of inertia เพิ่มขึ้นขณะ swing phase

Reference

1. Hodge WA, Carlson KL, Fijan SM, Bangess RG, Riley PO, Harris WH, Mann RW. Contact pressures from an instrumented hip endoprosthesis. *J Bone Joint Surg* 1989; 71A(9):1378-1385.
2. SA Olson, BK Bay, MW chapman, and NA Shorkey. Biomechanical consequences of fractures and repair of the posterior wall of the acetabulum. *J Bone Joint Surg* 1995; 77A: 1184-1192.
3. Sugioka Y. Transtrochanteric anterior rotational osteotomy of the femoral head in the treatment of osteonecrosis affecting the hip : a new osteotomy operation. *Clin Orthop* 1978; 130:191-201.
4. Millis MB, Murphy SB, Poss R. Osteotomies about the hip for the prevention and treatment of osteoarthritis. *J Bone Joint Surg* 1995; 77A: 626-647.
5. Fabry G, MacEwen GD, Shands AR. Torsion of the femur : a follow-up study in normal and abnormal conditions. *J Bone Joint Surg.* 1973; 55A:1726.
6. Kingsley PC, Olmsted KL. A study to determine the angle of anteversion of the neck of the femur. *J Bone Joint Surg* 1948; 30A: 745
7. Crowe JF, Mani VJ, Ranawat CW. Total hip replacement in congenital dislocation and dysplasia fo the hip. *J Bone Joint Surg* 1979; 6AA: 15-23
8. Frankel VH, Nordin M. Basic Biomechanics of the skelatal system. Philadelphia: Lea and Febiger, 1980:135-151.
9. Brand RA, Crowninshield RD. The effect of cane use on hip contact force. *Clin Orthop* 1980; 147:181-184
10. Cochran GVB: A primer of orthopaedic biomechanics, New York: Chuchill Livingsofn, 1982; 240-250.
11. Rydell NW. Forces acting on the femoral-head prosthesis: a study on straing age suuplied prosthesis living persons. *Acta Orthop Scand (suppl)* 1996; 88:37.
12. Bergmann G, Graichen F, Rohlmann A. Hip joint loading during walking and running measured in two patients. *J Biomech* 1993;26(8) : 969-900
13. Bergmann G, Graichen F, Rohlman A. Is staircase walking a risk for the fixation of hip implants. *J Biomech* 1995;28(5):535-553
14. Andriacchi TP, et al; A study of lower limb mechanics during stair-climbing. *J Bone Joint Surg* 1980: 62A:749.