

บทความทั่วไป

ชนิดของข้อเข่าเทียมและการทำงานของข้อเข่าภายหลังการผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข่าทั้งข้อ (Types of Knee Prosthesis and Knee Function after Total Knee Arthroplasty)

สมรรถชัย จันทนกิจ*

1. บทนำ

ในปัจจุบัน ผู้ป่วยที่เข้ารับการเปลี่ยนข้อเข่าเทียมในแต่ละปีมีจำนวนมากขึ้น สาเหตุหนึ่งคือ ความชุกของโรคข้อเข่าเสื่อมที่เพิ่มขึ้น เนื่องจากจำนวนประชากรวัยสูงอายุที่มีมากขึ้น ข้อบ่งชี้สำหรับการผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข่าเทียมชนิดเปลี่ยนข้อทั้งหมด¹ (Total Knee Arthroplasty หรือ TKA) คือ เป็นผู้ป่วยที่มีอาการปวดข้อเข่ามากจากโรคข้อ และสูญเสียความสามารถในการดำเนินชีวิตประจำวัน ไม่ตอบสนองต่อการรักษาด้วยวิธีอื่นหรือประกอบกับการมีข้อเข่าผิดรูปมากทำให้มีการเดินผิดปกติ และมีการสึกกร่อนของผิวข้อมาก เห็นได้ชัดจากภาพถ่ายรังสี ถึงแม้ส่วนใหญ่จะทำ TKA ในผู้ป่วยสูงอายุ แต่ในปัจจุบันการผ่าตัดทำ TKA ให้กับผู้ป่วยที่มีอายุน้อยแต่จำเป็นต้องเปลี่ยนข้อเข่าก็มีเพิ่มมากขึ้นเช่นกัน

แม้ว่าการเปลี่ยนข้อเข่าเทียมจะช่วยลดอาการปวดและเพิ่มการทำงานของข้อเข่าในผู้ป่วยได้เป็นที่น่าพอใจ ผู้ป่วยส่วนใหญ่ภายหลังจากเปลี่ยนข้อเข่ายังคงมีปัญหาต่อเนื่องจากภาวะข้อเข่าเสื่อม² เช่น การอ่อนแรงของกล้ามเนื้อรอบข้อเข่า การเคลื่อนไหวข้อเข่าได้ไม่สุดช่วง และท่าทางการเดินที่ผิดปกติ ทำให้ผู้ป่วยไม่สามารถกลับไปทำกิจวัตรประจำวันได้อย่างเต็มที่

การออกแบบของข้อเข่าเทียม (Knee prosthesis design) มีวัตถุประสงค์หลักเพื่อพัฒนาข้อเข่าเทียมให้มีคุณสมบัติใกล้เคียงกับข้อเข่าปกติ เพื่อให้ข้อเข่ากลับมาเคลื่อนไหวได้เป็นธรรมชาติมากที่สุด ในปัจจุบัน

มีงานวิจัยจำนวนมากที่ศึกษาถึงผลของข้อเข่าเทียมชนิดต่างๆ ต่อการทำงานของข้อเข่าภายหลังการผ่าตัด สำหรับนักกายภาพบำบัด ความรู้ความเข้าใจเกี่ยวกับชนิดของข้อเข่าเทียม และผลของชนิดข้อเข่าเทียมต่อการทำงานของข้อเข่า (Knee function) จะช่วยให้การกำหนดเป้าหมายและการวางแผนฟื้นฟูสมรรถภาพสำหรับผู้ป่วยเปลี่ยนข้อเข่าเทียมแต่ละราย เป็นไปอย่างเหมาะสมและมีประสิทธิภาพมากขึ้น ดังนั้น ในบทความนี้จะกล่าวถึงการแยกประเภทและวิวัฒนาการของข้อเข่าเทียมที่ใช้กันมากในปัจจุบัน และความแตกต่างของ knee function ในผู้ป่วยที่ได้รับการผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข่าเทียมชนิดต่างๆ

2. การจำแนกประเภทของข้อเข่าเทียม

ส่วนใหญ่แล้วในข้อเข่าเทียมแบบหนึ่งๆ จะมีลักษณะหลายประการรวมกัน โดยทั่วไปสามารถแบ่งแยกประเภทข้อเข่าเทียมออกได้ตามประเด็นต่างๆ¹ เช่น

1. การใช้หรือไม่ใช้ซีเมนต์ในการยึดข้อเทียมกับกระดูก (Cemented or cementless TKA)
2. การตัดหรือรักษาเอ็นไขว้หลังไว้ (Posterior cruciate ligament sacrificing or Retained TKA)
3. ลักษณะการยอมให้มีการเคลื่อนไหว (Mobility) ของ polyethylene joint surface bearing แบ่งออกได้เป็นชนิดอยู่กับที่ (Fixed-bearing TKA) หรือ ชนิดเคลื่อนที่ได้ (Mobile-bearing TKA)
4. การควบคุมความมั่นคงของข้อเข่าเทียมว่า

* ภาควิชากายภาพบำบัด คณะเทคนิคการแพทย์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่

เป็น Constrained TKA หรือ Non-constrained TKA

3. วิวัฒนาการของข้อเข่าเทียม

ในช่วงปี ค.ศ.1950 ศัลยแพทย์เริ่มทำการเปลี่ยนผิวข้อเข่าทั้งส่วน Femoral articular และ tibial articular โดยข้อเทียมที่ใช้ในยุคแรกๆ จัดอยู่ในกลุ่ม constrained TKA ที่ทั้ง Anterior cruciate ligament (ACL) และ Posterior cruciate ligament (PCL) ถูกตัดออก แนวการเคลื่อนไหวและความมั่นคงของข้อเทียม ขึ้นอยู่กับรูปทรงของ Articular surface เป็นหลัก การออกแบบเน้นทางกลศาสตร์มากกว่าเลียนแบบ Kinematics ของการเคลื่อนไหวในข้อเข่าปกติ ตัวอย่างของ Constrained TKA คือ ข้อเข่าเทียมชนิดบานพับ³ (Hinged Implants) ที่ยอมให้เกิดการเคลื่อนไหวเฉพาะในแนวเหยียดและงอเท่านั้น จึงมีความแตกต่างจากข้อเข่าปกติเป็นอย่างมาก ที่ยอมให้มีการเคลื่อนไหวได้อย่างอิสระหลายทิศทาง (Non-constrained) ทำให้ข้อเข่าเทียมในยุคแรกๆ เกิดปัญหาความไม่ทนทาน มีการสึกกร่อน (Wear) ของวัสดุที่ใช้ทำผิวข้อ ส่งผลให้มีผู้ที่ต้องเข้ารับการเปลี่ยนข้อเข่าซ้ำ (Revision TKA) เป็นจำนวนมาก⁴ ดังนั้นจึงมีการเปลี่ยนแปลงรูปแบบของข้อเข่าเทียมให้มีการจำกัดการเคลื่อนไหวน้อยลง เช่น Rotating hinge TKA ที่ยอมให้ข้อเข่าเทียมเคลื่อนไหวเลียนแบบข้อเข่าปกติมากขึ้น คือสามารถหมุนรอบแกน Longitudinal axis ของกระดูก Tibia ได้บ้าง

ข้อเข่าเทียมชนิด Total condylar prosthesis จัดได้ว่าเป็นต้นแบบของข้อเข่าเทียมยุคใหม่ที่ใช้กันในปัจจุบัน⁵ เป็นข้อเข่าเทียมที่ถูกคิดค้นโดย Insall และคณะ ในปี ค.ศ. 1973 ข้อเข่าเทียมชนิดนี้ยังคงจัดอยู่ในกลุ่ม Constrained TKA ที่ทั้ง Anterior cruciate ligament (ACL) และ Posterior cruciate ligament (PCL) ถูกตัดออก รูปทรงของ Total condylar prosthesis เลียนแบบ articular surface ของข้อเข่าปกติมากขึ้น และยอมให้ข้อเข่าเทียมมีการเคลื่อนไหวเพิ่มขึ้นในทิศทาง Medial-lateral ได้บ้าง อย่างไรก็ตามปัญหาหลักของ Total condylar prosthesis คือการจำกัดช่วงการเคลื่อนไหวของข้อเข่า⁶ (ประมาณ 90 -100 องศา) เนื่องจากขาดกลไก Femoral roll-back ที่พบในข้อเข่าปกติ ทำให้ไม่สามารถงอข้อเข่าได้สุดช่วง การจำกัดช่วงการเคลื่อนไหวเกิดขึ้น

เนื่องจาก ส่วน Posterior condyle ของ Femoral component เบียดชนกับ Tibial articular surface ระหว่างที่กระดูก Femur พับเข้าหากระดูก Tibia อีกปัญหาหนึ่งได้แก่ แนวโน้มที่จะเกิดการเคลื่อนหลุดได้ง่าย ถ้าการผ่าตัดไม่สามารถควบคุมสมดุลของ soft tissue และ ligament รอบข้อเข่าได้อย่างเหมาะสม

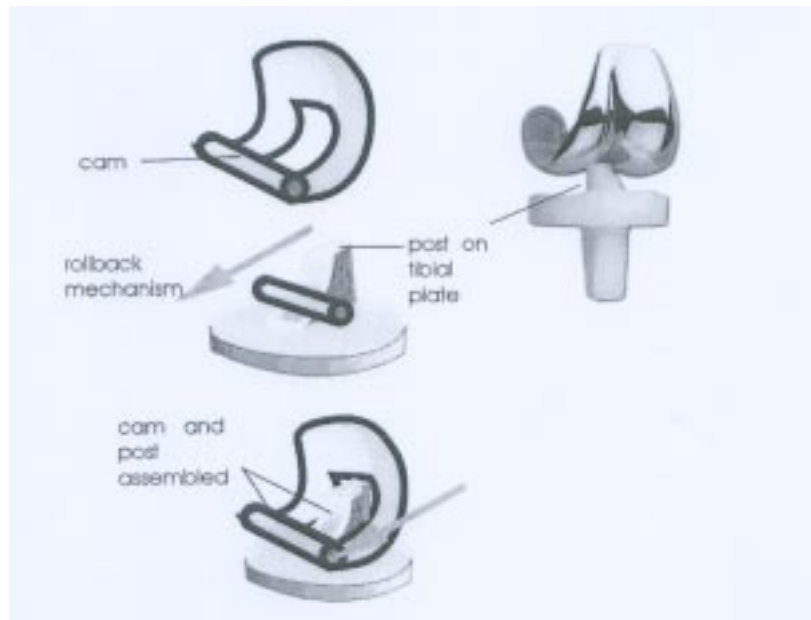
แม้ว่าข้อเข่าเทียมชนิด Total condylar prosthesis ไม่สามารถส่งเสริมให้ผู้ป่วยมี Knee function ที่เป็นปกติได้ ข้อเทียมชนิดนี้ก็ให้ผลภายหลังการผ่าตัดเป็นที่น่าพอใจ จากการศึกษาค้นคว้าของ Falatyn และคณะ⁷ พบว่าอัตราการคงอยู่ (Survivorship rate) ของข้อเข่าเทียมชนิดนี้เท่ากับ 96.9% จากการติดตามผลเป็นเวลา 10 ปี

Total condylar prosthesis ชนิดที่ ACL ถูกตัดออก แต่ยังเก็บ PCL ไว้ จัดว่าเป็นชนิด Semi-constrained TKA ที่ความมั่นคงของข้อเข่าเทียมนั้นขึ้นกับทั้งรูปทรงของ Articular surface เอง และ จาก Knee ligaments คือ PCL และ Collateral ligaments โดยผิวข้อเทียมส่วน Tibial component มีลักษณะค่อนข้างแบนราบ เพื่อส่งเสริมให้ PCL สามารถควบคุมการเกิด Femoral roll-back ได้ และช่วยลดแรงเครียดระหว่างผิวสัมผัสข้อต่อ อย่างไรก็ตามการจัดแรงดึงของ PCL ให้ได้พอเหมาะระหว่างการผ่าตัดนั้นทำได้ยาก มีรายงานว่า Normal tension ของ PCL พบได้เพียง 10% ของผู้ที่เข้ารับการผ่าตัด PCL-retained TKA โดยผลจากการจัดแรงดึงที่มากเกินไปนั้น จะไปจำกัดการเคลื่อนไหวของข้อเข่า และอาจทำให้เกิดภาวะเจ็บเข่าด้านหน้า (Anterior knee pain) หรือหาก PCL นั้นหย่อนเกินไป การควบคุมการเคลื่อนไหวของผิวข้อเพื่อให้เกิด Femoral rollback ก็เกิดขึ้นได้ไม่เต็มที่

ต่อมาในปี ค.ศ. 1978 ข้อเข่าเทียมชนิดที่มีตัวควบคุมด้านหลัง⁸ (Posterior stabilized หรือ PCL substituting TKA) ได้ถูกออกแบบขึ้นเพื่อแก้ปัญหาดังกล่าว Femoral roll back ตัวอย่างของข้อเข่าเทียมชนิดนี้คือ Insall-Burstein posterior-stabilized design ที่ใช้หลักการของ Cam-and-Post mechanism (รูปที่ 1) กลไกนี้เกิดขึ้นเมื่อส่วน Cam ของ Femoral component เริ่มสัมผัสกับส่วน Central post ของ Tibial component ดันให้ Femoral condyle เคลื่อนไปด้านหลัง ระหว่างที่มีการ

งอเข้า ทำให้ Flexion gap กว้างขึ้น เกิดเป็นช่องว่างที่เพียงพอที่จะช่วยให้ Posterior edge ของ Tibial pla-

teau ไม่กดเบียดกับ Soft tissue ทางด้านหลังของ Distal femoral condyle เป็นผลให้ข้อเข่างอเข้าได้เพิ่มมากขึ้น

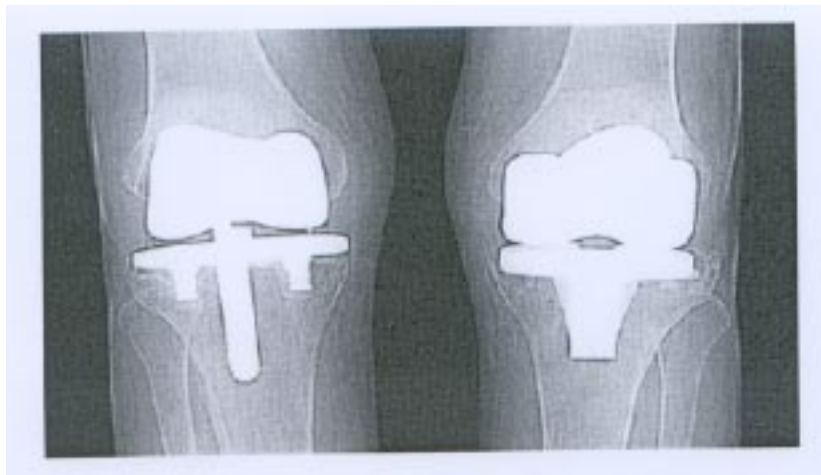


รูปที่ 1 แสดงกลไกการทำงานของ Posterior stabilized TKA เพื่อทดแทน function of the PCL
(ที่มา: ดัดแปลงจาก <http://www.totaljoints.info/>)

ชนิดของข้อเข่าเทียมที่ได้กล่าวไปจัดว่าเป็น Conventional Fixed-bearing prosthesis ที่มี Polyethylene component ก่อนข้างแบนราบและยึดติดแน่นอยู่กับ Tibial base plate บนกระดูก Tibia แต่มีข้อเข่าเทียมอีกชนิดหนึ่งที่มีลักษณะแตกต่างออกไป คือ Mobile-bearing prosthesis ซึ่งมี Tibial insert ที่ไม่ยึดติดแน่นกับส่วน Tibial base plate โดยหลักการแล้ว Mobile-bearing prostheses ถูกออกแบบให้มีลักษณะของ Polyethylene bearing surface เช่นนี้ เพื่อทำหน้าที่เสมือนเป็น Meniscus ของข้อเข่าเทียม ทำหน้าที่ช่วยกระจายแรงเครียด (stress) ระหว่างผิวข้อ และเพิ่มผิวสัมผัสข้อ (Contact area) ดังนั้น Mobile-bearing prosthesis จึงเรียกได้อีกชื่อว่าเป็น Low Contact Stress THA (LCS TKA)

ข้อเข่าเทียมชนิด Mobile-bearing prosthesis ถูกแบ่งย่อยออกเป็น 2 ชนิด คือ Meniscal-bearing TKA

และ Rotating-platform TKA (รูปที่ 2) ซึ่งชนิด Rotating-platform ยอมให้มีการหมุนของข้อเข่ารอบแกน Longitudinal axis ของกระดูก Tibia ได้บ้าง จากการที่ Mobile-bearing TKA ถูกออกแบบมาเพื่อลดความเสียดสีกันระหว่างผิวข้อ ประกอบกับการเคลื่อนของ Polyethylene bearing surface บนพื้นผิวที่ลื่นมันของ Metallic tray ของ Tibial component ได้นั้น ยังช่วยส่งเสริมให้ข้อเข่าเทียมมี Joint articulation ที่ใกล้เคียงข้อเข่าปกติมากขึ้นอีกด้วย ซึ่งตามทฤษฎีแล้วน่าจะช่วยลดอัตราการสึกกร่อนของผิวข้อเทียม และการหลุดของข้อเข่าเทียมได้ แต่จากงานวิจัยพบว่า Survivorship rate ของข้อเข่าเทียมทั้งชนิด Fixed-bearing และ Mobile-bearing TKA นั้นไม่แตกต่างกัน คือมากกว่า 95% จากการติดตามผลเป็นเวลา 10 ปี ขึ้นไป⁹



รูปที่ 2 แสดงภาพถ่ายรังสีของ Mobile-bearing TKA (Right knee) และ Fixed-bearing TKA (Left knee) ในผู้ป่วยที่ได้รับการผ่าตัดข้อเข่าทั้งสองข้าง (Bilateral TKA) (ที่มา: Watanabe et al. International Orthopaedics 2005; 29: 179-181)

4. Knee function ของข้อเข่าเทียมชนิดต่าง ๆ

4.1 In vivo knee kinematics

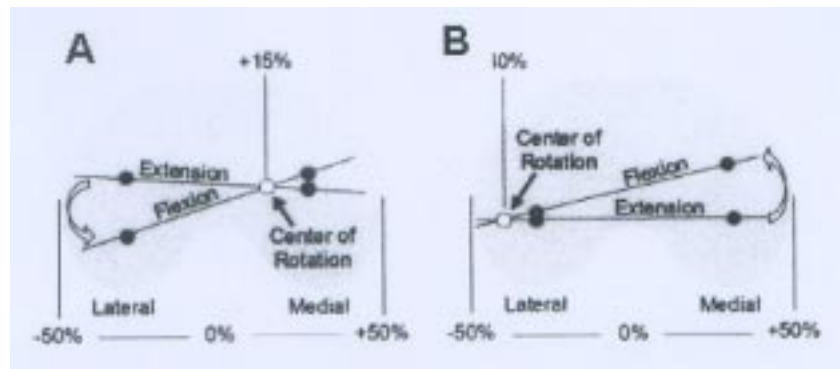
4.1.1 เปรียบเทียบระหว่าง PCL-sacrificed TKA, PCL-retained TKA และ Posterior stabilized TKA^{10,11}

มีงานวิจัยจำนวนมาก ทำการศึกษาเปรียบเทียบความแตกต่างระหว่างข้อเทียมชนิด PCL ถูกตัดออก (PCL-sacrificed TKA) และชนิดเก็บ PCL ไว้ (PCL-retained TKA) เนื่องจากหน้าที่ของ PCL ในข้อเข่าปกติช่วยให้เกิด Femoral rollback ทำให้มีการคาดหวังว่าข้อเข่าเทียมที่คงไว้ซึ่ง PCL นั้น จะช่วยให้มี Joint kinematics ที่ใกล้เคียงข้อเข่าปกติมากขึ้น และช่วยเพิ่มมุมการเคลื่อนไหวของข้อเข่าได้มากกว่าข้อเทียมชนิด PCL ถูกตัดออก อย่างไรก็ตามงานวิจัยส่วนใหญ่ยังระบุว่าการใช้ระบบ Posterior stabilized TKA นั้นสามารถควบคุม Knee kinematics ได้ดีกว่า PCL-retained TKA และ PCL-sacrificed TKA

จากการศึกษาด้วย Video fluoroscope พบว่าสำหรับ PCL-retained TKA แม้ว่า Posterior rollback ยังคงเกิดขึ้นในช่วงงอเข่า 0-30 องศา แต่การเคลื่อนและการหมุนของจุดสัมผัสผิวข้อเข่าก็แตกต่างไปจากข้อเข่าปกติเป็นอย่างมาก กล่าวคือ จุดสัมผัสผิวข้อเข่ามีการเคลื่อนไปด้านหน้า ขณะที่งอเข่า และจุดสัมผัสผิวข้อเข่าอยู่ในตำแหน่งด้านหลังมากกว่าปกติในขณะเข้า

เหยียดสุด ซึ่งตรงข้ามกับการเคลื่อนของจุดสัมผัสผิวข้อที่พบในข้อเข่าปกติ สำหรับลักษณะการหมุนของข้อเข่ารอบแกน Longitudinal axis ของกระดูก Tibia ที่ไม่เป็นปกติใน PCL-retained knee นั้น พบว่า จุดหมุนของการหมุนของข้อเข่าอยู่บน Lateral side ของ Tibial component ซึ่งแตกต่างจากจุดหมุนของข้อเข่าปกติที่เกิดขึ้นบน Medial side ของ Tibial plateau (รูปที่ 3A-B) การเคลื่อนที่ที่แตกต่างไปจากข้อเข่าปกติของผิวข้อใน PCL-retained TKA นั้น อาจเป็นผลมาจากการสูญเสียสมดุลระหว่างแรงดึงของ Knee stabilizers รอบข้อเข่า เช่น การที่ ACL ถูกตัดออก การมีแรงดึงที่มากเกินไปบน PCL ประกอบกับแรงดึงของ Patellar ligament ที่ช่วยตรึงข้อเข่าให้มีความมั่นคง ปัญหาสำคัญที่เกิดจากการเคลื่อนที่ผิดปกติบนผิวข้อต่อภายในข้อเข่าเทียมนั้นคือทำให้เกิดการสึกหรอของผิวข้อก่อนเวลาอันควร (Premature wear)

สำหรับ Posterior stabilized TKA การเคลื่อนของผิวข้อก็มีความผิดปกติในลักษณะเช่นเดียวกันกับ PCL-retained TKA แต่ลักษณะการเคลื่อนที่ที่มีความใกล้เคียงกับข้อเข่าปกติมากกว่า PCL-retained TKA อันเป็นผลมาจากกลไก Cam-and-Post mechanism ที่ช่วยส่งเสริมให้เกิด Posterior rollback ใน Posterior stabilized TKA ได้มากกว่า PCL-retained TKA



รูปที่ 3A-B แสดงจุดหมุนของ Knee prosthesis รอบแกน Longitudinal axis ของกระดูก Tibia บน Tibial component (A) Medial center of rotation ของ Normal knee ขณะงอเข้า Femoral condyle หมุนออกและเคลื่อนไปทางด้านหลัง (B) Lateral center of rotation ของ PCL-retaining TKA ขณะงอเข้า Femoral condyle หมุนออกและเคลื่อนไปทางด้านหน้า (ที่มา: ตัดแปลงจาก Banks & Hodge. Clin Orthop Relat Res 2004; 426: 187-193)

4.1.2 เปรียบเทียบระหว่าง Fixed-bearing และ Mobile-bearing TKA

Mobile-bearing TKA ช่วยให้ผิวข้อมีพื้นผิวสัมผัสได้มากขึ้น แต่ก็เพียงในช่วงการเคลื่อนไหวในช่วง 0-30 องศาแรกเท่านั้น หรือในบาง Prosthesis model ที่ผิวสัมผัสเคลื่อนได้ดีขึ้นมากกว่านั้น อย่างไรก็ตาม เมื่อข้อเข่าถึง 90 องศา การหมุนของแกนข้อเข้าใน Mobile-bearing knee ก็หยุดลง และเมื่องอเข่ามากกว่านั้น Mobile-bearing knee ก็ทำงานเช่นเดียวกับ Fixed-bearing knee¹²

จากการศึกษา In vivo kinematics พบว่าการเคลื่อนของผิวข้อใน Mobile-bearing knee ไม่แตกต่างจาก Posterior stabilized knee โดยสิ่งที่มีผลต่อการเคลื่อนที่ของผิวข้อมากกว่า คือการมี PCL หรือไม่ หรือมีการทดแทน PCL ด้วยระบบ Posterior stabilized design หรือไม่ ในข้อเข้าที่ PCL ไม่ถูกตัดออก Mobile-bearing TKA ก็จะ Function เหมือนกับ PCL-retained TKA โดยที่ ข้อเข้าเทียมที่เป็น Posterior stabilized design นั้นยังคงมี Femoral rollback ที่มากกว่า PCL-retained TKA ไม่ว่าข้อเข้าเทียมนั้นจะเป็นชนิด Mobile-bearing TKA หรือ Fixed-bearing TKA¹³

4.2 Range of Motion

Hirsch และคณะ¹⁴ ทำการทดสอบหลังการผ่าตัด

อย่างน้อย 2 ปี พบว่าไม่มีความแตกต่างของมุมงอเข่าสูงสุดระหว่าง PCL-sacrificed TKA (103°) และ PCL-retained TKA (104°) ในขณะที่ Posterior stabilized TKA (112°) มีช่วงการเคลื่อนไหวของข้อเข้าที่มากกว่า PCL-retained TKA และ PCL-sacrificed TKA จากการตรวจวัดขณะเคลื่อนไหวข้อเข้าแบบ Passive จากการศึกษา Dennis และคณะ¹⁵ พบว่าไม่มีความแตกต่างของมุมงอเข่าสูงสุดจากการตรวจวัดแบบ Passive ระหว่าง PCL-retained TKA (123°) และ Posterior stabilized TKA (127°) แต่เมื่อเปรียบเทียบใน Weight-bearing position พบว่า PCL-retained TKA (103°) งอเข้าได้น้อยกว่า Posterior stabilized TKA (113°) แม้ว่า มุมการเคลื่อนไหวของข้อเข้าเทียมทั้งสองชนิดลดลงเมื่อข้อเข้าอยู่ในท่าที่ต้องรับน้ำหนัก แต่ปัญหาการจำกัดการเคลื่อนไหวเกิดขึ้นมากกว่าใน PCL-retained TKA แสดงให้เห็นถึงปัญหาความแน่นอนในการควบคุมให้มี Femoral rollback ของ PCL-retained TKA เมื่อข้อเข้าอยู่ในท่าที่รับน้ำหนักในขณะทำกิจกรรมต่างๆ

ในปัจจุบัน ข้อเข้าเทียมรุ่นใหม่เน้นการพัฒนาออกแบบให้ได้มุมงอเข่าที่ใกล้เคียงข้อเข้าจริงให้มากที่สุด โดยเฉพาะวัฒนธรรมของชาวตะวันออกที่ต้องการมุมงอเข่ามาก เพื่อให้สามารถทำกิจกรรมต่างๆ ที่ต้องอยู่ในท่า Deep knee flexion ได้ เช่น การนั่งพับเพียบ การนั่งยองๆ การนั่งขัดสมาธิ หรือสำหรับผู้สูงอายุหรือ

นักกีฬา ส่วนใหญ่เป็นข้อเข่าเทียมที่ช่วยส่งเสริมให้มี Deep knee flexion ได้ดี คือข้อเข่าเทียมชนิด Posterior stabilized design¹⁶

4.3 Proprioception

PCL-retained TKA ถูกคาดหวังไว้ว่าจะช่วยคงไว้ซึ่ง Proprioception ของข้อเข่าภายหลังการผ่าตัด เนื่องจากผลของ mechanoreceptor ของ ligament อย่างไรก็ตาม โรคข้อเข่าเสื่อมก็ส่งผลให้เกิด Neurologic degeneration ต่อ PCL ด้วยเช่นกัน โดยพบว่าการลดลงของ Nerve receptors มากกว่า 50% ใน PCL ของ Osteoarthritis knee¹⁷ การที่ความเสื่อมเกิดขึ้นในส่วนของ Ligament เองด้วยเช่นกันนั้นทำให้การเปรียบเทียบผลในด้าน Proprioception ระหว่างข้อเข่าเทียมชนิดที่ตัด PCL และไม่ตัด PCL ออก นั้นไม่สามารถสรุปได้แน่ชัด อย่างไรก็ตาม งานวิจัยส่วนใหญ่พบว่าผู้ที่ได้รับ PCL-retained และ Posterior stabilized TKA นั้นไม่มีความแตกต่างกันในด้านความสามารถในการคาดคะเนมุมการเคลื่อนไหว,¹⁸ Joint position sense, Threshold to detect joint motion และความสามารถในการทรงตัวบน Unstable platform¹⁹ แต่สำหรับในกลุ่มคนที่ข้อเข่ามีความเสื่อมมาก (Severe arthritis) Simmons และคณะ²⁰ พบว่า การผ่าตัดข้อเข่าเทียมชนิด Posterior stabilized TKA ช่วยให้ข้อเข่ามีความสามารถในการรับรู้การเคลื่อนไหวได้ดีกว่า PCL-retained TKA

4.4 Muscle Strength

ภายหลังจากการเปลี่ยนข้อเข่าผู้ป่วยยังคงมีการอ่อนแรงของกล้ามเนื้อรอบข้อเข่า แม้จากการทดสอบความแข็งแรงของกล้ามเนื้อรอบข้อเข่าภายหลังการผ่าตัดไปแล้วเป็นเวลาหลายปี Huang และคณะ²¹ ศึกษาความแตกต่างของ Knee muscle strength ระหว่างผู้ป่วยที่ได้รับ Total condylar TKA, Low contact stress rotating platform TKA (PCL sacrificed) และ Low contact stress meniscal bearing TKA (PCL retained) ภายหลังการผ่าตัด 6 ปี โดยเทียบเป็นอัตราส่วนระหว่างแรงบิดเชิงมุมของ Hamstrings และ Quadriceps (H:Q ratio) พบว่า ไม่มีความแตกต่าง ของ H:Q ratio ระหว่างทั้ง

สามกลุ่ม ทั้งจากการทดสอบแบบ Isometric และ Isokinetic muscle strength แต่พบว่าผู้ที่เปลี่ยนข้อเข่าเทียม มี H:Q ratio มากกว่าเมื่อเทียบกับคนปกติ เช่นเดียวกับการศึกษาของ Luring และคณะ²² ที่ไม่พบความแตกต่างของ Knee muscle strength ระหว่างผู้ป่วยที่ได้รับ Rotating-platform TKA และ Fixed-bearing TKA ภายหลังการผ่าตัด 2 ปี โดยที่ H:Q ratio มีค่าเท่ากับ 0.76 และ 0.82 สำหรับ Fixed-bearing และ Rotating-platform TKA ตามลำดับ

ความบกพร่องของกล้ามเนื้อรอบข้อเข่าในผู้ป่วยที่เปลี่ยนข้อเข่าเทียมนั้นเป็นไปในรูปแบบเดียวกับผู้ที่มีการบาดเจ็บของ ACL (ACL deficit knee) อันเป็นผลมาจากการอ่อนแรงของกล้ามเนื้อเหยียดข้อเข่า โดยการที่ H:Q ratio เพิ่มขึ้นนั้น แสดงถึงการที่กล้ามเนื้องอข้อเข่าต้องทำงานมากขึ้น เพื่อควบคุมความมั่นคงของข้อเข่า โดยเฉพาะในแนว Anterolateral stability เพื่อทดแทนความมั่นคงของข้อเข่าจาก Cruciate ligaments ที่ถูกตัดออกไประหว่างการผ่าตัด²³

5. บทสรุป

การผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข่าเสื่อมช่วยแก้ปัญหา ลดความเจ็บปวด และช่วยให้ผู้ป่วยสามารถทำกิจกรรมต่างๆ ได้อย่างมีประสิทธิภาพมากขึ้น ตลอดช่วง 50 ปีที่ผ่านมา ข้อเข่าเทียมได้ถูกปรับปรุงพัฒนา ให้มีกลไกการเคลื่อนไหวได้ใกล้เคียงข้อเข่าธรรมชาติมากขึ้น ลดปัญหาการสึกกร่อนของผิวข้อก่อนเวลาอันควร เพื่อให้มีอายุการใช้งานได้ตลอดอายุขัยของผู้ป่วย

อย่างไรก็ตาม ผู้ป่วยที่เปลี่ยนข้อเข่าเทียมภายหลังการผ่าตัด จะสามารถกลับไปมี Knee function ที่ใกล้เคียงข้อเข่าปกติได้มากหรือน้อยนั้น นอกเหนือไปจากผลของชนิดของข้อเข่าเทียมต่อ Knee function ที่ได้กล่าวถึงในบทความนี้แล้ว ยังขึ้นกับปัจจัยอื่นๆ อีกด้วย เช่น เทคนิคการผ่าตัดของศัลยแพทย์ การออกกำลังกายและฟื้นฟูสภาพภายหลังการผ่าตัด ตลอดจนการใช้งานข้อเข่าเทียมที่เหมาะสมภายหลังการเปลี่ยนข้อเข่า

เอกสารอ้างอิง

1. Kenneth KA. The Technique of total knee

- arthroplasty. St. Louis : Mosby, 1990.
2. Mizner RL, Petterson SC, Stevens JE, Axe MJ, Snyder-Mackler L. Preoperative quadriceps strength predicts functional ability one year after total knee arthroplasty. *J Rheumatol* 2005; 32: 1533-9.
 3. Walldius, B. Arthroplasty of the knee joint employing an acrylic prosthesis. *Acta Orthop Scand* 1953; 23: 121-31.
 4. Hui FC, Fitzgerald RH Jr. Hinged total knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 1980; 62: 513-9.
 5. Riley LH. History and Evolution of Total Knee Replacement. In : Healy WL (ed), *Total Knee Arthroplasty: A Comprehensive Approach*. Baltimore : Williams & Wilkins, 1983: 1-4.
 6. Insall JN, Hood RW, Flawn LB, Sullivan DJ. The total condylar knee prosthesis in gonarthrosis. A five to nine-year follow-up of the first one hundred consecutive replacements. *J Bone Joint Surg Am* 1983; 65: 619-28.
 7. Falatyn S, Lachiewicz PF, Wilson FC. Survivorship analysis of cemented total condylar knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 1995; 317: 178-84.
 8. Scuderi GR, Insall JN. Performance of Posterior Cruciate Ligament: Substituting Total Knee Arthroplasty. In : Insall JN, Scott WN, Scuderi GR (eds), *Current Concepts in Primary and Revision Total Knee Arthroplasty*. Philadelphia : Lippincott-Raven, 1996: 41-6.
 9. Ritter MA, Campbell E, Faris PM, et al. Long-term survival analysis of the posterior cruciate condylar total knee arthroplasty: a 10-year evaluation. *J Arthroplasty* 1989; 4: 293-6.
 10. Banks SA, Harman MK, Bellemans J, Hodge WA. Making sense of knee arthroplasty kinematics: news you can use. *J Bone Joint Surg Am* 2003; 85-A Suppl 4: 64-72.
 11. Stiehl JB, Komistek RD, Dennis DA, Paxson RD, Hoff WA. Fluoroscopic analysis of kinematics after posterior-cruciate-retained knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg Br* 1995; 77: 884-9.
 12. Swanik CB, Lephart SM, Rubash HE. Proprioception, kinesthesia, and balance after total knee arthroplasty with cruciate-retained and posterior stabilized prostheses. *J Bone Joint Surg Am* 2004; 86-A: 328-34.
 13. Banks S, Bellemans J, Nozaki H, Whiteside LA, Harman M, Hodge WA. Knee motions during maximum flexion in fixed and mobile-bearing arthroplasties. *Clin Orthop Relat Res* 2003; 410: 131-8.
 14. Hirsch HS, Lotke PA, Morrison LD. The posterior cruciate ligament in total knee surgery. Save, sacrifice, or substitute? *Clin Orthop Relat Res* 1994; 309: 64-8.
 15. Dennis DA, Komistek RD, Stiehl JB, Walker SA, Dennis KN. Range of motion after total knee arthroplasty: the effect of implant design and weight-bearing conditions. *J Arthroplasty* 1998; 13: 748-52.
 16. Kanekasu K, Banks SA, Honjo S, Nakata O, Kato H. Fluoroscopic analysis of knee arthroplasty kinematics during deep flexion kneeling. *J Arthroplasty* 2004; 19: 998-1003.
 17. Kleinbart FA, Bryk E, Evangelista J, *et al*. Histologic comparison of posterior cruciate ligaments from arthritic and age matched knee specimens. *J Arthroplasty* 1996; 11: 726-31.
 18. Lattanzio PJ, Chess DG, MacDermid JC. Effect of the posterior cruciate ligament in knee-joint proprioception in total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 1998; 13: 580-5.
 19. Most E, Li G, Schule S, *et al*. The kinematics of

- fixed- and mobile-bearing total knee arthroplasty. Clin Orthop Relat Res 2003; 416: 197-207.
20. Simmons S, Lephart S, Rubash H, Borsa P, Barrack RL. Proprioception following total knee arthroplasty with and without the posterior cruciate ligament. J Arthroplasty 1996; 11: 763-8.
21. Huang C, Lee Y, Liao J, Cheng C. Comparison of Muscle Strength of Posterior Cruciate-Retained Versus Cruciate-Sacrificed Total Knee Arthroplasty. J Arthroplasty 1998; 13: 779-83.
22. Lurring C, Bathis H, Oczipka F. *et al.* Two-year follow-up on joint stability and muscular function comparing rotating versus fixed bearing TKR. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc 2005; 14:1-7.
23. Aagaard P, Simonsen EB, Trolle M, Bangsbo J, Klausen K. Isokinetic hamstring/quadriceps strength ratio: influence from joint angular velocity, gravity correction and contraction mode. Acta Physiol Scand 1995; 154: 421-7.