บทที่ 2

ทบทวนวรรณกรรม

หัวข้อของวรรณกรรมที่ทบทวนประกอบด้วย

1.กายวิภาคศาสตร์ของข้อเข่า (anatomy of the knee)

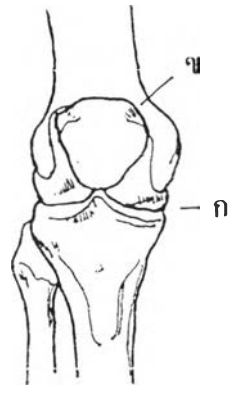
2. มุมควอดไดร์เซ็ปส์ (Quadriceps angle หรือ Q angle)

3. การเดินและชีวกลศาสตร์ของการเดิน (gait and biomechanics of the knee)

1. <u>กายวิภาคศาสตร์ของข้อเข่า</u>

" ข้อเข่า" เป็นข้อต่อชนิด synovial ที่เกิดจากการเชื่อมต่อกันของกระดูกต้นขา (femur) กับกระดูกขาส่วนปลาย (tibia) และมีกระดูกสะบ้า (patella) อยู่ทางด้านหน้า โดยการเชื่อมต่อดังกล่าวทำให้เกิดข้อต่อที่ประกอบเป็นข้อเข่า 2 ข้อต่อ คือ (ดังภาพที่ 3)

1. ข้อต่อ tibiofemoral เกิดจากการเชื่อมต่อกันของส่วนปลายของกระดูกต้นขา (distal end of femur) กับส่วนต้นของ กระดูกต้นขาส่วนปลาย (upper end of tibia) โดยมีเยื่อหุ้มข้อต่อ และเอ็นข้อต่อ (capsule และ ligament) และเอ็นกล้ามเนื้อเป็นตัวเชื่อม
2. ข้อต่อ patellofemoral เกิดจากการเชื่อมต่อกันของกระดูก patella กับกระดูก femur ทางด้านหน้า โดยมีเอ็นกล้ามเนื้อควอดไดร์เซ็ปส์เป็นตัวเชื่อม



ภาพที่ 3 แสดงข้อต่อของข้อเข่า ก ข้อต่อ tibiofemoral ข ข้อต่อ patellofemoral

(จาก Blackburn TA and Craig E, 1980, Phys Ther.)

นอกจากกระดูกที่มาเชื่อมต่อกันเป็นข้อเข่าแล้วยังมีเอ็นข้อต่อ และเอ็นกล้ามเนื้อที่สำคัญของกล้ามเนื้อที่มีหน้าที่ในการทำให้เกิดการเคลื่อนไหวของข้อเข่า เพื่อช่วยในการเชื่อมยึด ให้ความมั่นคงแข็งแรงของข้อเข่า รวมทั้งทำให้เกิดการเคลื่อนไหวของเข่าในการทำกิจวัตรประจำวันต่างๆ ประกอบด้วย

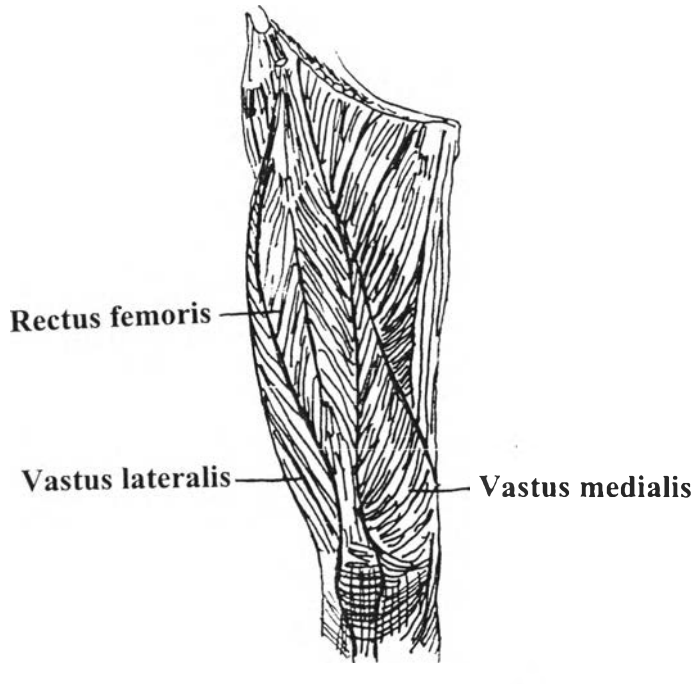
1. เอ็นกล้ามเนื้อ (tendon) สามารถแบ่งได้เป็น 2 กลุ่มใหญ่ๆ คือ กลุ่มกล้ามเนื้อหลักและกลุ่มกล้ามเนื้อเสริม ได้แก่ (ดังภาพที่ 4)

1.1 กลุ่มกล้ามเนื้อหลัก

1.1.1 Quadriceps tendon หรือ patellar tendon เกิดจากกล้ามเนื้อ vastus medialis กล้ามเนื้อ rectus femoris กล้ามเนื้อ vastus intermedius และกล้ามเนื้อ vastus lateralis ที่รวมกันเป็นเอ็นกล้ามเนื้อที่มีลักษณะเป็นแผ่นพาดผ่านบนกระดูก patella ทางด้านหน้า ไปเกาะที่ tibial tubercleทำหน้าที่เหยียด เข่า (knee extension)

1.1.2 Biceps femoris tendon เป็นเอ็นกล้ามเนื้อทางด้านหลังข้างนอก (posterolateral) ไปเกาะที่ส่วนต้นของกระดูกขา tibia ทางด้านหลัง ทำหน้าที่งอเข่า (knee flexion)

1.1.3 Semimembranosus และ Semitendinosus tendon เป็นเอ็นกล้ามเนื้อที่เกาะอยู่ ด้านหลังข้างใน (posteromedial) ทำหน้าที่ในการงอเข่าร่วมกับ Biceps femoris tendon

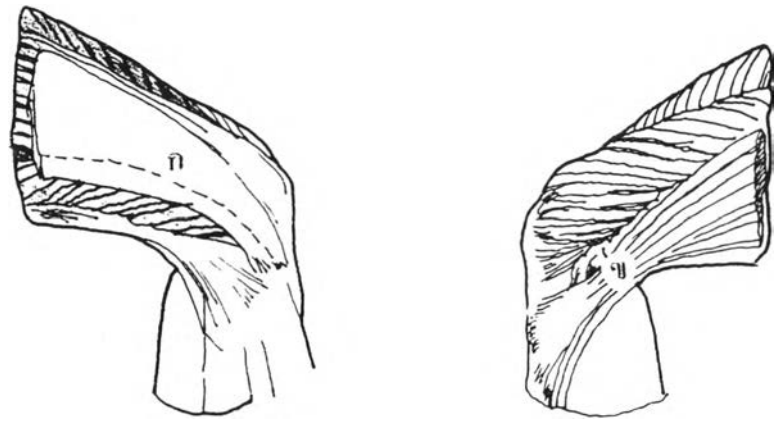


ภาพที่ 4 แสดงการเกาะของเอ็นกล้ามเนื้อ Quadriceps

1.2 กลุ่มกล้ามเนื้อเสริม ได้แก่ (ดังภาพที่ 5)

1.2.1 Iliotibial band เป็นเอ็นของกล้ามเนื้อ tensor fascia latae ที่อยู่ทางด้านนอกของต้นขา มาเกาะที่ด้านนอกของ distal end of femur ทำหน้าที่ช่วยป้องกันการบิด (เคลื่อน)ของกระดูกขาส่วนปลายออกไปทางด้านนอก

1.2.2 Pes ancerinus เป็นชื่อรวมของเอ็นกล้ามเนื้อ sartorius กับเอ็นกล้ามเนื้อ gracillis และ เอ็นกล้ามเนื้อ semitendinosus อยู่ทางด้านในของกระดูก femur ไปเกาะที่กระดูก tibia ทางด้านใน ทำหน้าที่ป้องกันการบิด (เคลื่อน) ของกระดูก tibia เข้ามาทางด้านใน

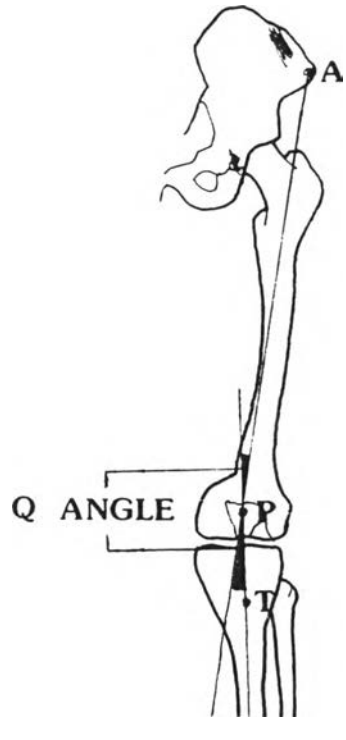


ภาพที่ 5 แสดงการเกาะของเอ็นกล้ามเนื้อเสริม
ก เอ็นกล้ามเนื้อทางด้านนอก ข เอ็นกล้ามเนื้อทางด้านใน
(จาก Blackburn TA and Craig E, 1980, Phys Ther.)

2. กล้ามเนื้อ ได้แก่ กล้ามเนื้อ popliteus ที่เกาะอยู่ทางด้านหลังของข้อต่อ tibiofemoral ที่เกาะอยู่ในแนวเฉียง จากทางด้านนอกของกระดูก femur ทางด้านหลังมาเกาะทางด้านใน ของกระดูก tibia ทำหน้าที่ช่วยในการเพิ่มความมั่นคงของข้อเข่าเมื่ออยู่ในท่าเหยียดเข่า

2. มุมควอดไดร์เซ็ปส์ (Quadriceps angle หรือ Q angle)

จากที่กล่าวมาข้างต้นเกี่ยวกับส่วนประกอบต่างๆของข้อเข่าแล้วนั้น จะพบว่าในแนวการวางตัวของกระดูกทั้ง 3 ชิ้น เมื่อพิจารณาทางด้านหน้าจะพบมุม มุมหนึ่งที่สามารถใช้บอกแนวการวางตัวของกระดูก patella ที่เกิดจากแนวแรงดึงของกล้ามเนื้อ quadriceps โดยเทียบกับแนวการวางตัวของกระดูก femur และกระดูก tibia มุมดังกล่าวนี้เรียกว่า "มุมควอดไดร์เซ็ปส์" (Quadriceps angle หรือ Q angle) มุมนี้เกิดจากการตัดกันของเส้นสมมติ 2 เส้น คือ เส้นที่ลากจากปุ่มกระดูกสะโพกทางด้านหน้า ที่เรียกว่า anterior superior iliac spine (ASIS) ไปยังกึ่งกลางกระดูก patella อีกเส้นหนึ่งลากจากกึ่งกลางกระดูก pattella (mid patella) ไปที่ tibial tubercle จะพบว่าทั้งสองเส้นนี้ทำมุมกันที่ตำแหน่ง mid patella ซึ่งในทางคลินิกใช้เป็นตัวบอกที่สำคัญเกี่ยวกับตำแหน่งการวางตัวของกระดูก patella (ดังภาพที่ 6)



ภาพที่ 6 แสดงภาพการเกิด Q angle (A=anterior superior iliac spine, P=center of patella (mid-patella), T=tibial tubercle) (จาก Schulthies SS et al, 1995, Phys Ther)

จากที่กล่าวมาแล้วว่า Q angle เป็นมุมที่ใช้ในการบอกแนวการวางตัวของกระดูก patella ได้ วิธีการที่สามารถวัดแนวการวางตัวที่เบี่ยงเบนไปนั้น สามารถทำได้โดยการใช้อุปกรณ์การวัด คือ "goniometer" ประกอบด้วย 3 ส่วน คือ

1.stationary arm เป็นแกนที่อยู่นิ่ง ใช้เป็นแกนอ้างอิงขณะทำการวัด

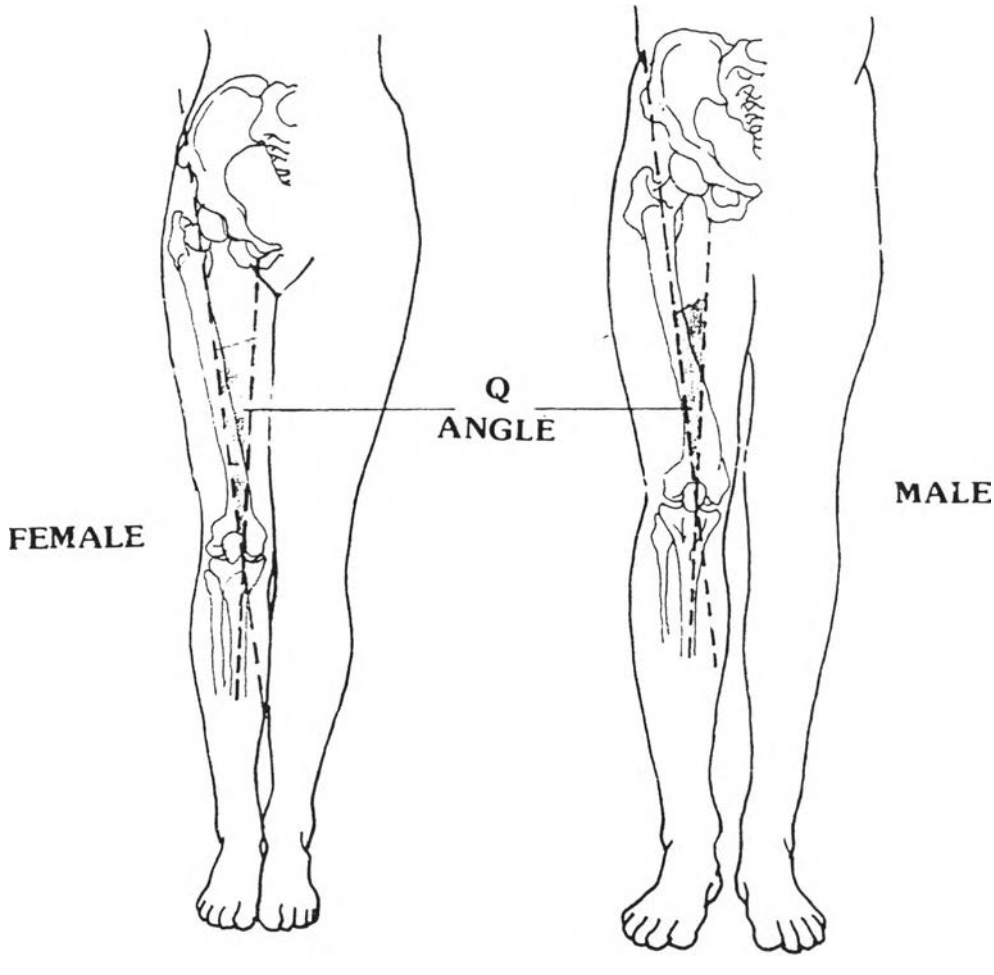
2.movable arm เป็นแขนที่เคลื่อนไหว ไปตามแนวแกนของกระดูกที่เคลื่อนไหว เพื่อใช้ บอกค่าองศา

3.axis และ standard scale เป็นจุดหมุนที่มีค่าองศาไว้สำหรับอ่านค่าองศาที่ได้ จากการเคลื่อนไปของ movable arm

ในการวัด Q angle ที่เกิดจากเส้นสมมติ 2 เส้น ที่ตัดกันที่ตำแหน่ง mid patella นั้น ให้นำ goniometer มาวางตามตำแหน่งอ้างอิงต่างๆ ดังนี้ คือ axis และ standard scale วางบนตำแหน่ง mid patella ส่วน stationary arm วางขนานกับแนวเส้นสมมติเส้นที่ 1 (ลากจาก ASIS มาที่ mid patella) และวาง movable arm ขนานกับเส้นสมมติเส้นที่ 2 (ลากจาก mid patella ไปที่ tibial tubercle) แล้วอ่านค่าองศาของมุมที่ได้จาก standard scale ซึ่งได้มีผู้ทำการศึกษาถึง reliability ของการใช้ goniometer ด้วยการทดสอบ intrareliability และ interreliability โดยการให้นักศึกษากายภาพบำบัดที่ได้เรียนและรับการฝึกใช้ goniometer แล้ว จำนวน 40 คน ทำการวัดมุมของข้อต่อต่างๆ ด้วย goniometer และให้นักศึกษาแต่ละคนทำการวัดมุมของข้อต่อเดิม ซ้ำหลายครั้งใน 1 วัน ทำการศึกษาเป็นเวลา 2 สัปดาห์ พบว่า reliability ของ intrareliability มากกว่า interreliability รวมทั้งได้ค่าผิดพลาดที่น้อยกว่า interreliability อีกด้วย (Boone et al 1978, Grohmann 1983, Mayerson & Milano 1984)

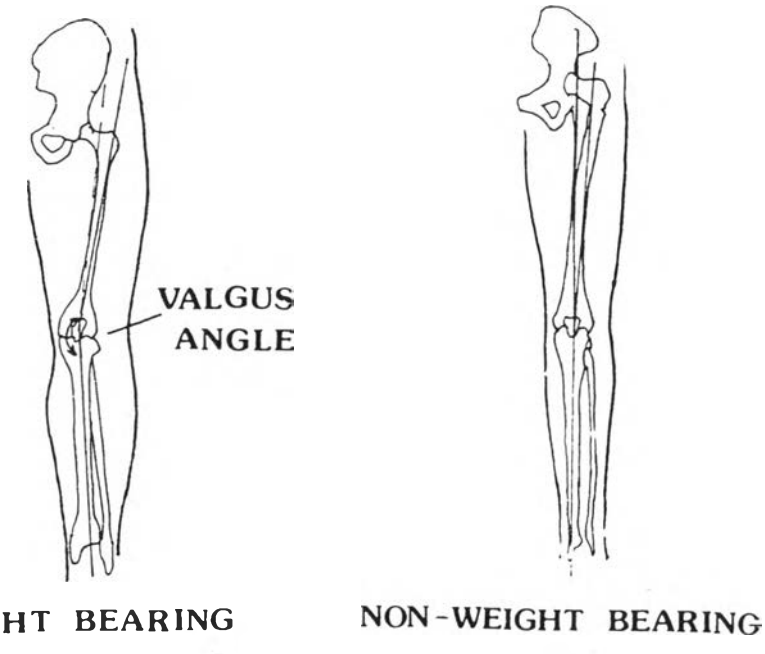
จากการศึกษางานวิจัยที่ผ่านมาพบว่า ค่า Q angle ที่รายงานไว้นั้นขึ้นกับปัจจัยอื่นๆอีกหลายปัจจัย โดยในปี 1984 Olerud & Berg ได้ทำการศึกษาตำแหน่งของเท้า (foot position) ขณะยืนลงน้ำหนักแบบต่างๆ โดยให้ผู้ถูกวัดยืน 4 แบบ คือ หมุนขาเข้าด้านใน (internal rotation of lower limb) หมุนขาออกด้านนอก (external rotation of lower limb) ยืนคว่ำฝ่าเท้า (pronation of subtalar joint) และยืนหงายฝ่าเท้า (supination of subtalar joint) พบว่า Q angle ที่วัดได้เปลี่ยนแปลงไปตามท่ายืน โดย Q angle จะเพิ่มขึ้นเมื่อยืนหมุนขาเข้าและคว่ำฝ่าเท้า เนื่องจากมีการเปลี่ยนแปลงของตำแหน่ง tibial tubercle ทำให้แนวของเส้นสมมติเส้นที่ 2 เปลี่ยนแปลงไป (Greer 1993, Klingman 1997) เพราะเมื่อคว่ำฝ่าเท้ามากๆ (excessive pronation) ที่ subtalar joint จะเหนี่ยวนำให้เกิด internal rotation ของกระดูก tibia ร่วมกับ กระดูก femur เนื่องจากกระดูกทั้งสองชิ้นนี้เป็นที่เกาะของกล้ามเนื้อ quadriceps ทำให้เมื่อกระดูกชิ้นหนึ่งมีการบิดตัวอีกชิ้นหนึ่งก็จะ บิดตัวตามไปด้วย เรียกการเปลี่ยนแปลงนี้ว่า compensatory internal rotation of femur (CIRF) (Tiberio 1987)

นอกจากนั้นยังมีผู้ทำการศึกษาเกี่ยวกับปัจจัยของเพศที่มีผลต่อ Q angle โดยทำการศึกษาเกี่ยวกับผลของความแตกต่างของกระดูกเชิงกราน และความยาวของกระดูกขา ของทั้งสองเพศว่ามีผลต่อการเพิ่มขึ้นหรือลดลงของ Q angle อย่างไร (Horton & Hall 1989) พบว่าเพศหญิงจะมีค่ามุมที่มากกว่าเพศชาย (Brattstrom 1964, Insall et al 1976, Aglietti et al 1983, Horton & Hall 1989, Woodland & Francis 1992, Caylor et al 1993, Kernosek & Greer 1993, Guerra et al 1994) (ดังภาพที่ 7) เป็นเช่นนี้เพราะตำแหน่งอ้างอิง ASIS เป็นส่วนหนึ่งของกระดูกเชิงกราน เมื่อกระดูกเชิงกรานกว้าง ASIS ก็จะเยื้องออกไปทางด้านนอกมากขึ้น ทำให้ขณะยืนลงน้ำหนัก เท้าจะต้องปรับเพื่อให้อยู่ใน neutral position ขาจึงเกิด internal rotation ขึ้น (Tiberio 1987)



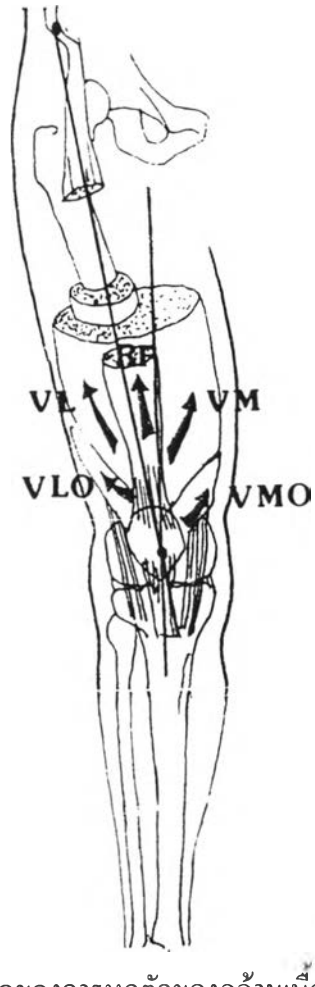
ภาพที่ 7 แสดงผลของความกว้างของกระดูกเชิงกรานที่มีต่อ Q angle

ต่อมาในปี 1992 Woodland และ Francis ได้ศึกษาเกี่ยวกับ ผลของท่าที่ใช้ในการวัด Q angle โดยเลือกเปรียบเทียบท่าที่ใช้ 2 ท่า คือ ท่านอนหงาย กับท่ายืนตรง และได้ผลว่า ในท่ายืนตรงจะได้ค่า Q angle ที่มากกว่า ท่านอนหงาย เนื่องจากมีการเพิ่มขึ้นของ knee valgus angle ที่เกิดจากการลงน้ำหนัก (ดังภาพที่ 8) ซึ่งไปทำให้เกิด internal rotation ของขา แต่ในการศึกษาครั้งนี้ ทั้งสองท่านไม่ได้กำหนดท่าทางของข้อสะโพกและข้อเท้า ว่าให้อยู่ในท่าใดขณะทำการวัด จึงยังไม่สามารถสรุปได้ชัดเจนว่า การวัดในท่านอนหงายกับท่ายืนนั้นให้ค่า Q angle ที่แตกต่างกันจริง



ภาพที่ 8 แสดง Knee valgus angle ขณะยืน

ในปี 1994 Guerra และคณะ คิดว่าการทำงานของกล้ามเนื้อ quadriceps น่าจะมีผลต่อการเปลี่ยนแปลงของ Q angle จึงได้ทำการศึกษาโดยเลือกการวัด Q angle ในท่ายืนตามปกติ กับท่ายืนที่มีการเกร็งของ quadriceps และการเคลื่อนไหวของลำตัวขณะทำการวัดว่าจะมีผลต่อ Q angle หรือไม่อย่างไร พบว่าการเกร็ง quadriceps จะทำให้ค่ามุมที่ได้ลดลง เนื่องจาก patella เคลื่อนออกทางด้านนอกและขึ้นไปทางด้านบนตามการหดตัวของกล้ามเนื้อ quadriceps ทำให้ patella เข้าใกล้เส้นสมมติเส้นที่ 1 มากขึ้น (ดังภาพที่ 9) ส่วนการเคลื่อนไหวลำตัวขณะวัดนั้นไม่มีผลต่อการเปลี่ยนแปลงของ Q angle นอกจากนั้นได้เสนอว่า ก่อนทำการวัดควรจัดท่าให้ข้อสะโพก ข้อเข่า และข้อเท้า อยู่ในท่าตรง (neutral position) เพราะจะทำให้ค่า Q angle ที่ได้ไม่แตกต่างกัน และเป็นการจำกัดปัจจัยที่อาจไปมีผลต่อค่า Q angle อีกด้วย



RF = rectus femoris

VL = vastus lateralis

VLO = vastus lateralis oblique

VM = vastus medialis

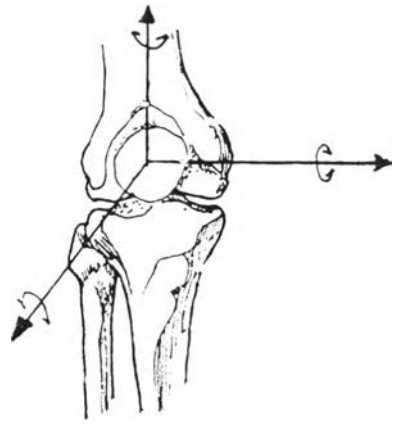
VMO = vastus medialis oblique

ภาพที่ 9 แสดงผลของการหดตัวของกล้ามเนื้อ quadriceps ต่อการเคลื่อนของ patella

⬆ = แนวแรงดึงของกล้ามเนื้อ

การบอกตำแหน่งการวางตัวของ patella อย่างง่าย ด้วยการใช้ goniometer นั้น เป็นวิธีที่นิยมใช้ในทางคลินิก ซึ่งในปี 1995 Fitzgerald & McClure และ Tomich et al 1996 ได้ทำการทดสอบความน่าเชื่อถือของการวัดแนวการวางตัวของ patella ด้วย goniometer ในทางคลินิกพบว่าสามารถเชื่อถือได้ แต่ต้องมีการควบคุมปัจจัยที่อาจไปมีผลต่อค่ามุมที่จะได้ นั่นคือ ความชำนาญของผู้วัดในด้านทักษะการเลือกตำแหน่งอ้างอิงเพื่อวางอุปกรณ์ขณะวัด และการอ่านค่ามุมที่ได้จากอุปกรณ์ที่ได้มาตรฐาน แนวทางการแก้ไขคือ ในการวัดทุกครั้งควรเป็นผู้วัดคนเดิม เพื่อป้องกันความคลาดเคลื่อนที่อาจเกิดขึ้นได้

นอกจากการวัด Q angle ด้วย goniometer แล้ว ยังมีผู้ทำการศึกษาเกี่ยวกับวิธีการวัดมุมด้วยการสร้างภาพจำลองทิศทางของแรงดึงของ quadriceps ทั้ง 4 มัด โดยแสดงแรงลัพธ์ที่เกิดขึ้นที่เอ็นกล้ามเนื้อ quadriceps ที่พาดผ่านกระดูก patella (Schulthies et al 1995) พบว่าแนวแรงลัพธ์ของกล้ามเนื้อกับแนวเส้นสมมติเส้นที่ 1 ที่ลากจาก ASIS ไปที่ mid patella นั้น ทับกันพอดีเหมือนเป็นเส้นเดียวกัน และยังพบว่าหากกล้ามเนื้อ quadriceps มีความแข็งแรงมาก แรงลัพธ์ที่ดึงกระดูก patella ก็จะออกไปทางด้านนอกมากขึ้น ค่า Q angle ที่วัดได้จะลดลง (ดังภาพที่ 10) รวมทั้งยังมีการวัด Q angle จากภาพถ่ายรังสีเอ็กซ์ (Aglietti et al 1983, Ando et al 1993, Chao et al 1994) ที่นำไปใช้ในการยืนยันการวินิจฉัยผู้ที่มีการเลื่อนหลุดของ patella และในผู้ที่มีอาการเจ็บข้อเข่าทางด้านหน้า โดยจะสามารถนำไปใช้ประกอบกับการตรวจวินิจฉัยทางกายภาพอื่นๆได้ หรือใช้เป็นข้อมูลพื้นฐานเพื่อประกอบการพิจารณาการผ่าตัดแก้ไขความผิดปกติของ patella ของแพทย์ และการเลือกกายอุปกรณ์เสริมเพื่อป้องกัน แก้ไขความผิดปกติของ patella ของนักกายภาพบำบัด รวมทั้งยังสามารถนำไปใช้ประเมินผลการรักษาที่ให้และ ใช้ทำนายแนวโน้มความผิดปกติของกระดูก patella ที่อาจเกิดขึ้นได้อีกด้วย



ภาพที่ 10 แสดงแนวแรงดึงของกล้ามเนื้อ quadriceps ทั้ง 4 มัด

(จาก Schulthies et al, 1995, Phys Ther.)

การนำค่า Q angle ไปใช้ในทางคลินิกนั้น นิยมตรวจวัดในผู้ที่มีอาการเจ็บเข่าทางด้านหน้า (มีพยาธิสภาพทางด้านหลังของกระดูก patella) และผู้ที่มีการเลื่อนหลุดของกระดูก patella (Brattstrom 1964, Insall et al 1976, Aglietti et al 1983, Boucher et al 1992, Davidson 1993, Caylor et al 1993, Charles et al 1996, Arroll et al 1997) ซึ่งได้มีการวัด Q angle เพื่อหาค่าปกติขึ้น โดย Insall ในปี 1976 กำหนดให้ค่า Q angle ของคนปกติมีค่าเท่ากับ 14±3 องศา และในผู้ที่มีความผิดปกติของ patella จะได้มุมที่มากกว่าหรือเท่ากับ 20 องศา ต่อมาในปี 1993 Aglietti และคณะ ได้ทำการวัด Q angle เปรียบเทียบกันระหว่างเพศชายและหญิง ที่ปกติและมีอาการเจ็บเข่าทางด้านหน้า พบว่าค่าปกติของเพศหญิงประมาณ 20 องศา เพศชายประมาณ 17 องศา ส่วนในกลุ่มที่มีอาการเจ็บเข่าทางด้านหน้าทั้งสองเพศ Q angle ที่ได้อยู่ระหว่าง 15-30 องศา โดยท่าที่วัดในการศึกษาครั้งนี้ใช้ท่านอนหงายขาเหยียดตรงเพียงท่าเดียว

ในปัจจุบันค่าปกติของ Q angle ที่เป็นที่ยอมรับคือ เพศหญิงจะได้ค่ามุมอยู่ในช่วง 10-19 องศา เพศชายจะได้ค่าในช่วง 10-17 องศา (Horton & Hall 1989, Gross et al 1996, Hamill 1995) การเพิ่มขึ้นของ Q angle แสดงถึงความผิดปกติของ patella ที่เป็นส่วนประกอบของข้อต่อ patellofemoral (Insall et al 1976, Aglietti et al 1983, Hehne 1990, Boucher et al 1992, Davidson 1993, Caylor et al 1993, Charles et al 1996, Arroll et al 1997, Eckhoff et al 1997) ที่ทำให้เกิดความผิดปกติที่เรียกว่า Anterior knee pain (กลุ่มอาการเจ็บเข่าทางด้านหน้า) หรือ patellofemoral pain syndrome หรือ chondromalacia รวมทั้งกลุ่มที่มีการเลื่อนหลุดของกระดูก patella (patellar dislocation) โดยค่า Q angle ที่วัดได้นั้นจะมากกว่าปกติ ซึ่งจะสามารถบอกได้ว่า ผู้นั้นมีอัตราเสี่ยงต่อการเกิดพยาธิสภาพที่ข้อต่อ patellofemoral มากหรือน้อยอย่างไร หรือสามารถบอกได้ว่าผู้นั้นมีความผิดปกติเกิดขึ้นที่กระดูก patella แล้ว

3. <u>การเดินและชีวกลศาสตร์ของการเดิน</u> (biomechanics of the knee during gait cycle)

" การเดิน" (Gait หรือ Walking) เป็นการเคลื่อนที่ของมนุษย์จากที่หนึ่ง ไปอีกที่หนึ่ง โดยเกิดจากการเคลื่อนไหวของขาทั้งสองข้างสลับกันไปมา ซ้ำๆกันหลายรอบ ใน 1 รอบการเดินประกอบด้วย 2 ช่วงการเดินใหญ่ๆ คือ

1. ช่วงเท้าสัมผัสพื้น (Stance phase) เพื่อรับและถ่ายน้ำหนักของร่างกาย
2. ช่วงเท้าพ้นพื้น (Swing phase) เพื่อรับและถ่ายเทน้ำหนักให้เกิดการเคลื่อนที่ในก้าวต่อไป

โดยทั้งสองช่วงของการเดินนี้ ใน 1 รอบการเดินจะมีการเคลื่อนไหวสลับกันของขาทั้งสองข้าง คือ เมื่อขาขวาอยู่ในช่วง stance ขาซ้ายจะอยู่ในช่วง swing แต่จะมีอยู่ระยะหนึ่งที่ขาทั้งสองข้างจะสัมผัสพื้นพร้อมๆกัน ซึ่งเป็นระยะเริ่มต้นของช่วง stance ของขาข้างหนึ่งกับเป็นระยะปลายช่วง stance ของขาอีกข้างหนึ่ง เรียกระยะนี้ว่า "Double support" (Perry 1992)

ตามปกติแล้วช่วง stance จะใช้เวลานานกว่าช่วง swing โดยเมื่อให้เวลาในการเดิน 1 รอบเท่ากับ 100 % ช่วง stance จะใช้เวลาถึง 68 % ของเวลาทั้งหมด แต่ในช่วง swing ใช้เวลาเพียง 32 % เท่านั้น (Rose & Gamble) ในแต่ละช่วงการเดินยังประกอบด้วยระยะต่างๆ ซึ่งมีผู้แบ่งไว้หลายวิธี ดังตารางที่ 1 (Norkin & Levangie 1992, Perry 1992, Rose & Gamble 1994)

ตารางที่ 1 แสดงการแบ่งระยะต่างของช่วงการเดิน

Norkin & Levangie 1992	Perry 1992	Rose & Gamble 1994	Harris & Wertsch 1994
Stance phase	Stance phase	Stance phase	Weight acceptance
1. Heel strike	1. Initial contact	1. Initial double limb support	1. Initial contact
2. Foot flat	2. End of the load response	2. Single limb support	2. Loading response
3. Mid stance	3. End of mid stance	3. Second double limb support	Single limb support
4. Heel off	4. Prior to end of terminal stance	Swing phase	1. Single limb support
5. Toe off	5. End of preswing	1. Initial swing	2. Terminal stance
Swing phase	Swing phase	2. Mid swing	Limb advancement
1. Acceleration	1. Initial swing through mid swing	3. Terminal swing	1. Preswing
2. Mid swing	2. Mid swing		2. Initial swing
3. Deceleration	3. Terminal swing		3. Mid swing
			4. Terminal swing

โดยในการวิจัยครั้งนี้ผู้วิจัยเลือกใช้การแบ่งระยะการเดินของ Norkin & Levangie เนื่องจากเป็นระยะการเดินที่ละเอียด ชัดเจน มากกว่าการแบ่งระยะการเดินด้วยวิธีอื่นๆ ซึ่งความแตกต่างของแต่ละระยะกำหนดไว้ ดังนี้

Stance phase

1. Heel strike คือ ระยะที่ส้นเท้าสัมผัสพื้น เข่าเหยียดตรง สะโพกงอ
2. Foot flat คือ ระยะที่เท้าวางราบกับพื้นแต่ยังไม่รับน้ำหนัก เข่างอเล็กน้อย สะโพกงอ
3. Mid stance คือ ระยะที่เท้าวางราบกับพื้นและรับน้ำหนัก เข่าเหยียดตรง สะโพกเหยียดตรง มาอยู่ในแนวเดียวกับลำตัวพอดี
4. Heel off คือ ระยะที่ส้นเท้าพ้นพื้น เข่างอเล็กน้อย สะโพกเหยียดตรง
5. Toe off คือ ระยะที่นิ้วเท้าพ้นพื้น เข่างอมากขึ้น สะโพกเหยียดไปทางด้านหลัง

Swing phase

1. Acceleration คือระยะที่เท้าลอยพ้นพื้นเข่างอมากขึ้น สะโพกงอมาทางด้านหน้า
2. Mid swing คือระยะที่เท้าพ้นพื้นและมาอยู่ตรงแนวลำตัวพอดี เข่าและสะโพกงอ
3. Deceleration คือ ระยะที่เท้าลอยพ้นพื้น ข้อเท้ากระดกขึ้น เข่าเหยียดตรง สะโพกงอมาทางด้านหน้า เพื่อเตรียมเขาสู่ระยะ Heel strike ต่อไป

จากที่ได้กล่าวมาแล้วข้างต้นว่า การเดินเป็นการเคลื่อนไหวสลับกันไปมาของขาทั้งสองข้างนั้น ข้อต่อต่างๆของขา ข้อสะโพก ข้อเข่า และข้อเท้าต้องมีการเคลื่อนไหวที่สัมพันธ์กัน (ในที่นี้จะกล่าวถึงความสัมพันธ์ของข้อเข่ากับการเดินเท่านั้น) ซึ่งในการเดินนั้น ข้อต่อ patellofemoral และข้อต่อ tibiofemoral จะต้องมีการเคลื่อนไหวที่สัมพันธ์กัน ซึ่งมีผู้ทำการศึกษาการเคลื่อนไหว ของกระดูก tibia ของข้อต่อในระนาบต่างๆขณะเดิน ดังตารางที่ 2 (Smidt 1990, Perry 1992, Lafortune et al 1992, Rose & Gamble 1994, Smith et al 1996, Jones & Barker 1996)

ตารางที่ 2 แสดงการเคลื่อนไหวของข้อต่อ tibiofemoral ใน 1 รอบการเดิน

ช่วงการเดิน / แนวระนาบ	Stance	Swing
Sagittal	Extension to flexion 0-35°	Flexion to extension 60-0°
Frontal	abduction ประมาณ 5°	abduction ประมาณ 9° (adduction ประมาณ 1.2°)
Coronal (shift)	medial to lateral	lateral to medial
Horizontal	medial rotation	lateral rotation
Drawer	anterior	posterior
Vertical (compression or distraction)	compression (loading response)	distraction (unloading response)

ส่วนการเคลื่อนไหวของข้อต่อ patellofemeral นั้นพบว่ากระดูก patella มีการเคลื่อนไหวในหลายๆทิศทาง คือ เคลื่อนขึ้นและลง (superior-inferior หรือ proximal-distal gliding) ออกนอกและเข้าใน (medial-lateral gliding หรือ shift) หมุนออกและหมุนเข้า (lateral-medial rotation) และกระดก (tilt) (Lafortune & Cavanagh 1987, Shellock et al 1989, Koh et al 1992, Muneta et al 1994, Morrish & Woledge 1997) ซึ่งการเคลื่อนไหวดังกล่าวเหล่านี้จะเกิดขึ้นเกือบจะพร้อมๆกัน ตามการทำงานของกล้ามเนื้อ quadriceps และการเคลื่อนที่ของกระดูก femur และ tibia ของข้อต่อ tibiofemeral (ดังตารางที่ 3) โดยเกิดจากการควบคุมของโครงสร้าง 2 ส่วน คือ โครงสร้าง static และ dynamic (Kapandji 1987) โครงสร้าง static หมายถึง โครงสร้างที่ไม่มีการเคลื่อนไหว ได้แก่ กระดูกและ soft tissue ที่ไม่มีการเคลื่อนไหว (noncontractile tissue) เช่น medial และ lateral retinaculum เป็นต้น ส่วนโครงสร้าง dynamic หมายถึง โครงสร้างที่มีการเคลื่อนไหว ซึ่งในที่นี้คือตัวกล้ามเนื้อที่มาเกาะรอบๆข้อเข่า (contractile tissue) เช่น กล้ามเนื้อ quadriceps กล้ามเนื้อ hamstring เป็นต้น ซึ่งโครงสร้าง dynamic มีความสำคัญมากในการช่วยควบคุมการเคลื่อนไหว โดยเฉพาะการเคลื่อนไหวที่เกิดขณะอยู่ใน close chain position (close chain position คือ การเคลื่อนไหวของข้อต่อที่อยู่เหนือขึ้นไปกว่าข้อต่อส่วนปลายที่ถูกยึดให้อยู่กับที่ เช่น การยืนลงน้ำหนักที่เท้าทั้งสองข้าง แล้วย่อตัวลงงอข้อเข่าและสะโพก ในท่านี้ข้อเท้าที่เป็นข้อต่อส่วนปลายถูกยึดให้อยู่นิ่ง แล้วให้มีการเคลื่อนไหวข้อต่อที่อยู่สูงกว่า เป็นต้น) ซึ่งเมื่อพิจารณาใน 1 รอบการเดินจะพบว่า การเคลื่อนไหวที่เป็น close chain position จะพบได้ในช่วง stance ของการเดินนั่นเอง (Andriacci 1984)

ตารางที่ 3 แสดงการเคลื่อนไหวของกระดูก patella ขณะมีการเคลื่อนไหวของข้อต่อ tibiofemeral ใน Open chain position

ทิศทางการเคลื่อนไหว patella tibiofemoral	Superior-inferior gliding	Medial-lateral shift	(frontal) Medial-lateral rotation	Medial-lateral tilt
Flexion Extension	Inferior superior	Lateral medial	Medial Lateral (inner range rotate to medial)	Lateral medial

(Fujikawa 1983, Van Eijden et al 1986, Fulkerson 1989, Shellock et al 1989, Koh et al 1992)

จากตารางที่ 3 จะเห็นว่า กระดูก patella มีการเคลื่อนไหวในหลายๆทิศทาง โดยการเคลื่อนที่ของกระดูก patella เป็นการเคลื่อนที่ในลักษณะ laterally concave curve (Van Eijden et al 1986, Fulkerson 1989) คือ เมื่อข้อต่อ tibiofemeral งอจะมีการเคลื่อนที่ของกระดูก tibia ในลักษณะ anterior drawer ก่อน ร่วมกับมี internal rotation และ slightly adduction เพื่อให้รับกับ condyle ของกระดูก femur ทำให้กระดูก patella มีการเคลื่อนที่ตามโดย เมื่อกระดูก tibia เริ่มเกิด anterior drawer กระดูก patella จะเกิด inferior gliding ไปตาม femeral articular surface ที่อยู่ใน trochlea groove (Shellock et al 1989) พร้อมกับมี lateral shift และ lateral tilt ขึ้นพร้อมๆกัน หลังจากนั้นจะเกิด medial rotation ของกระดูก patella เพื่อดึงให้กลับเข้าสู่ตำแหน่งเดิม เนื่องจากกระดูก patella ถูกยึดด้วย patellar tendon ที่ tibial tubercle ของกระดูก tibia และเพื่อให้รับกับ patellar fossa ของมันที่กระดูก femur อีกด้วย ในทางกลับกันเมื่อมีการเหยียดเข่า การเคลื่อนไหวของ กระดูก patella จะเป็นทิศทางย้อนกลับกับการงอเข่า แต่ในช่วงสุดท้ายของการเหยียดเข่า จะพบ medial rotation ที่เกิดจากการทำงานของกล้ามเนื้อ vastus medialis เพื่อดึงให้กระดูก patella กลับเข้าสู่ตำแหน่งเดิม ซึ่งสามารถนำมาอธิบายการเคลื่อนไหวของกระดูก patella ขณะเดินในช่วง swing ได้ แต่ในช่วง stance การเคลื่อนไหวเป็นแบบ close chain position การเคลื่อนไหวของ กระดูก patella จึงเปลี่ยนไป คือ จะมีการเคลื่อนของกระดูก femur บนกระดูก tibia ที่อยู่นิ่ง ทำให้การเคลื่อนของกระดูก patella ในทิศทาง superior gliding และ medial shift (medial rotation ในช่วงสุดท้ายของการเหยียดเข่า) มากยิ่งขึ้น โดยเฉพาะในระยะ heel strike เพราะกล้ามเนื้อ quadriceps ที่เกาะอยู่ต้องทำหน้าที่รับน้ำหนักและให้มีการเคลื่อนไหวของข้อเข่าในเวลาเดียวกัน (Stein 1993)

การศึกษาการเคลื่อนที่ของกระดูก patella ขณะมีการเคลื่อนไหวโดยทั่วไปผู้วิจัยส่วนมากนิยมทำการศึกษาโดยใช้กล้องวิดีทัศน์บันทึกภาพไว้ เนื่องจากสามารถศึกษาการเปลี่ยนแปลงที่เกิดจากการเคลื่อนไหว ของส่วนต่างๆของร่างกายที่เกิดขึ้นพร้อมๆกัน มีความสัมพันธ์กัน ในระนาบต่างๆ (plane) ในช่วงเวลาเดียวกันได้ โดยเพิ่มจำนวนกล้องวิดีทัศน์ในมุมมองต่างๆ ตามระนาบที่จะทำการศึกษา ซึ่งข้อควรระวังในการศึกษาด้วยวิธีนี้ คือ เครื่องหมายแสดงตำแหน่งอ้างอิง (marker) ที่จะต้องไม่เลื่อนไปจากตำแหน่งที่ทำการศึกษา ตามการเลื่อนไปมาของผิวหนังบริเวณนั้น ซึ่งอาจทำให้เห็นตำแหน่งที่จะศึกษาไม่ชัดเจนหรือผิดตำแหน่งได้ เกิดความคลาดเคลื่อนจากการศึกษาได้ (Harris & Wertsch 1994) นอกจากนี้ สิ่งที่ควรคำนึงขณะทำการศึกษาคือ ชนิดของกล้องและคุณสมบัติของกล้องที่ใช้ ว่าขณะทำการบันทึกภาพต้องเปิดหน้ากล้องเท่าใด ความสว่างของแสงใช้ขณะทำการบันทึกเท่าใด เพื่อให้ได้ภาพที่ชัดเจนมากที่สุด (Stillman & McMeeken 1996)

การศึกษาการเคลื่อนไหวของกระดูก patella นั้นนอกจากใช้กล้องวิดีทัศน์ในการศึกษาแล้ว ยังมีการใช้อุปกรณ์อื่นอีก ได้แก่ การใช้กล้อง fluoroscope ถ่ายภาพข้อเข่าขณะเดิน ทางด้านหน้าและทางด้านหลัง (Stein 1993) การใช้ภาพถ่ายรังสีเอ็กซ์ (x-rays) ที่ใช้การจัดท่าก่อนถ่ายภาพจนครบช่วงการเคลื่อนไหวแล้วจึงนำภาพมาศึกษาความเปลี่ยนแปลงที่ต่อเนื่องกัน (Insall et al 1976, Aglietti et al 1983, Chao et al 1994) การศึกษาโดยใช้ภาพถ่ายเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์ (CT scan) โดยให้มีการเคลื่อนไหวขณะถ่ายภาพ (Ando et al 1993, Eckhoff et al 1997, Muneta et al 1994) ซึ่งเหมือนกับวิธีการศึกษาด้วยการถ่ายภาพคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า (MRI) (Shellock et al 1989) แต่การศึกษาที่กล่าวมานี้ ภาพที่ได้เป็นภาพที่ไม่ต่อเนื่อง ทำให้ไม่เห็นการเปลี่ยนแปลงขณะเคลื่อนไหวอย่างชัดเจน เพราะเป็นการนำภาพที่ถ่ายในแต่ละช่วงของการเคลื่อนไหวมาพิจารณาต่อกัน ในปี 1992 Lafortune และคณะจึงได้ทำการศึกษาโดยใช้การผ่าตัดใส่ steinmann traction pin ยึดติดกับกระดูก patella เพื่อใช้เป็น marker ที่จะสามารถเห็นการเคลื่อนที่ของกระดูก patella ขณะเดินได้อย่างชัดเจน ร่วมกับการบันทึกภาพด้วยกล้องวิดีทัศน์ แต่วิธีนี้ต้องใช้ความระมัดระวังมาก เนื่องจากต้องทำการผ่าตัดใส่ pin ที่อาจทำให้เกิดการจำกัดการเคลื่อนไหวของเข่า และเกิดแผลขึ้นได้

เมื่อได้บันทึกภาพการเคลื่อนไหวไว้แล้ว ภาพที่ได้ต้องนำมาวิเคราะห์อีกครั้งหนึ่ง ซึ่งสามารถทำได้หลายวิธี เช่น การคำนวณจากการลากเส้นเชื่อมต่อตำแหน่งอ้างอิงต่างๆ ที่ได้จากภาพ หรือการสร้างโปรแกรมคอมพิวเตอร์ขึ้นเพื่อใช้วิเคราะห์ภาพดังกล่าวโดยเฉพาะ เป็นต้น แต่ในปัจจุบันมีโปรแกรมคอมพิวเตอร์ที่ใช้ในการปรับแต่ง สร้างภาพ รวมทั้งตั้งค่าและอ่านค่าที่ได้จากภาพ คือ photostyler program ซึ่งในปี 1995 Wattanapisitkul ได้ใช้โปรแกรมนี้ร่วมกับ videoblaster card ในการศึกษาค่ามุมของข้อสะโพก ข้อเข่า และข้อเท้า ในขณะเดินของผู้ป่วยข้อเข่าเสื่อมเพศหญิง โดยนำภาพที่ได้เข้าสู่โปรแกรมโฟโต้สไตล์เลอร์เพื่อปรับความชัด เลือกภาพ และใส่ค่าที่ต้องการอ่าน โดยการใส่ scale ในแนวแกน x และ y แล้วอ่านค่า coordination ที่ได้ตรงตำแหน่งอ้างอิงที่กำหนดไว้ หลังจากนั้นนำค่าที่ได้ไปคำนวณเป็นค่าองศาอีกครั้งหนึ่ง จากการศึกษาของ Wattanapisitkul พบว่า ค่ามุมต่างๆที่ได้จากการศึกษาด้วยวิธีนี้ มีความถูกต้องและน่าเชื่อถือได้ ($p<0.05$) และไม่เป็นอันตรายต่อผู้ป่วยอีกด้วย

จากการที่ได้ศึกษา ทบทวนงานวิจัยต่างๆที่ได้กล่าวมาแล้ว จะเห็นว่ายังไม่มีผู้ทำการศึกษาเกี่ยวกับการเปลี่ยนแปลงของ Q angle ในขณะเดินอย่างชัดเจนเลย ว่ามีการเปลี่ยนแปลงหรือไม่อย่างไร และปัจจัยใดที่มีผลต่อการเปลี่ยนแปลงของค่า Q angle ขณะเดิน ดังนั้น ผู้วิจัยจึงทำการศึกษาเรื่องนี้ เพื่อนำค่าที่ได้ไปใช้ประโยชน์ดังที่กล่าวมาแล้วได้มากขึ้น