

นิพนธ์ฉบับ

ความสัมพันธ์ระหว่างค่ามุมควอดไทร์เชปส์ และค่าตัวแปรการเดินในคนไทยอายุระหว่าง ๑๘ - ๖๙ ปี

ผ่องพรรณ ตันติพูล, ภัฏฐพร ประดิษฐ์พจน์

บทคัดย่อ

- บทนำ:** มุมควอดไทร์เชปส์ถูกใช้เพื่อประเมินกลไกการทำงานของเข่าทางคลินิก แต่การศึกษาถึงความสัมพันธ์ระหว่างมุมดังกล่าวและการเดินในคนสุขภาพดียังพบได้น้อย การศึกษานี้มีวัตถุประสงค์เพื่อศึกษาความสัมพันธ์ระหว่างมุมควอดไทร์เชปส์และตัวแปรกลศาสตร์การเดินในคนอายุ ๑๘ - ๖๙ ปี
- วิธีการศึกษา:** ผู้เข้าร่วมการวิจัยสุขภาพดี ๑๑๐ คน ถูกแบ่งเป็น ๕ กลุ่มช่วงอายุ ๑๘ - ๒๙ ปี ๓๐ - ๓๙ ปี ๔๐ - ๔๙ ปี ๕๐ - ๕๙ ปี และ ๖๐ - ๖๙ ปี กลุ่มละ ๒๒ คน ทุกคนถูกวัดสัดส่วนของร่างกาย มุมควอดไทร์เชปส์ และเดินบนทางเดินที่กำหนดด้วยความเร็วปกติเพื่อเก็บข้อมูลตัวแปรกลศาสตร์การเดินด้วยระบบวิเคราะห์การเคลื่อนไหวแบบสามมิติ
- ผลการศึกษา:** มุมควอดไทร์เชปส์กับมุมการเคลื่อนไหวของข้อเข่าระนาบหน้า-หลังมีความสัมพันธ์กันในทิศทางเดียวกัน ขณะที่ความสัมพันธ์ในทิศทางตรงข้ามกับมุมการเคลื่อนไหวของข้อเข่าระนาบซ้าย-ขวาอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p < 0.05$) ในกลุ่มช่วงอายุ ๓๐ - ๓๙ ปี ๔๐ - ๔๙ ปี และ ๕๐ - ๕๙ ปี
- วิจารณ์ และสรุปผลการศึกษา:** มุมควอดไทร์เชปส์มีความสัมพันธ์กับตัวแปรกลศาสตร์การเดิน ดังนั้นอาจเป็นข้อมูลพื้นฐานเพื่อใช้วิเคราะห์การเดินหรือการเคลื่อนไหวที่ผิดปกติในผู้ป่วยระบบกระดูกและกล้ามเนื้อหรือระบบประสาทได้อย่างมีประสิทธิภาพยิ่งขึ้น
- คำสำคัญ:** มุมควอดไทร์เชปส์, การเดิน, ตัวแปรกลศาสตร์การเดิน

วันที่รับบทความ: ๑๕ สิงหาคม ๒๕๕๙

วันที่อนุญาตให้ตีพิมพ์: ๙ พฤศจิกายน ๒๕๕๙

บทนำ

ค่ามุมควอดเอร์เซปส์ (Q-angle) เป็นตัวแทนหนึ่งที่ถูกนำมาใช้ในการประเมินทางคลินิกเพื่อวัดกลไกการทำงานของข้อเข่า^๑ หากค่า Q-angle มากกว่าปกติ จะส่งผลอาจรบกวนต่อการเคลื่อนไหวของข้อเข่า^๒ หรือทำให้เกิดอาการปวดเข่าทางด้านหน้า (patellofemoral pain syndrome) ซึ่งเป็นหนึ่งในอาการสำคัญของข้อเข่าที่พบได้บ่อยในกลุ่มวัยรุ่นและนักกีฬา^๓ โดยผู้ป่วยจะมีอาการปวดทางด้านหน้าข้อเข่าขณะที่เข่าอยู่ในท่าออร์รับน้ำหนักขณะเดิน ทำให้มีการจำกัดการเดิน โดยเฉพาะอย่างยิ่งขณะเดินขึ้น-ลงบันได หรือขณะลุกขึ้นยืนจากท่านั่ง ดังนั้นผู้ป่วยจึงมีการปรับเปลี่ยนการเดินเพื่อลดแรงที่กระทำต่อข้อต่อ และลดการกระตุ้นให้เกิดอาการปวดเข่าขณะดำเนินชีวิตประจำวันให้น้อยที่สุด^๔

จากการศึกษาที่ผ่านมา รายงานถึงผลของค่ามุม Q-angle ต่อกลไกการทำงานของรยางค์ส่วนล่างของร่างกายหรือผลต่อค่าตัวแปรการเดินกลุ่มผู้ที่มีอาการปวดเข่าทางด้านหน้า^{๕-๗} หรือกลุ่มนักกีฬาวิ่ง^{๘-๑๐} โดยใช้ระบบการวิเคราะห์แบบสองมิติหรือสามมิติ พบว่าในรายที่มีค่ามุม Q-angle มากกว่าปกติจะมีผลรบกวนกลไกการทำงานของข้อต่อตั้งแต่ข้อสะโพกถึงข้อเท้า ทำให้มุมการเคลื่อนไหวของรยางค์ส่วนล่างผิดปกติไป^{๕,๑๐}

มีการศึกษาส่วนน้อยที่รายงานถึงผลของ Q-angle กับตัวแปรกลศาสตร์การเดินพบว่าในรายที่มีค่า Q-angle มากกว่าปกติจะมีการทำงานของกล้ามเนื้อกลุ่มกางเขรและหมุนเข่าออกด้านนอกขณะขารับน้ำหนักเพิ่มขึ้น ขณะเดียวกันจะมีการทำงานของกล้ามเนื้อกลุ่มเหยียดเข่าลงทั้งในช่วงขารับน้ำหนักและก่อนก้าวพ้นพื้น เพื่อเป็นการปรับเปลี่ยนการเดินให้แตกต่างไปจากการเดินปกติ เพื่อพยายามหลีกเลี่ยงการกระตุ้นให้เกิดอาการปวดขณะเดิน ส่งผลให้ผู้ป่วยมีความเร็วในการเดินลดลง ช่วงเวลาที่ขารับน้ำหนักสั้นลง^{๑๑}

อย่างไรก็ตามการศึกษาถึงความสัมพันธ์ระหว่างค่า Q-angle และตัวแปรกลศาสตร์การเดินในกลุ่มคนสุขภาพดีวัยผู้ใหญ่ยังพบได้ค่อนข้างน้อย ดังนั้นการศึกษารังนี้จึงมีวัตถุประสงค์เพื่อศึกษาถึงความสัมพันธ์ระหว่างมุม Q-angle และค่าตัวแปรกลศาสตร์การเดินในกลุ่มคนไทยวัยผู้ใหญ่

วิธีการศึกษา

ผู้เข้าร่วมการวิจัย

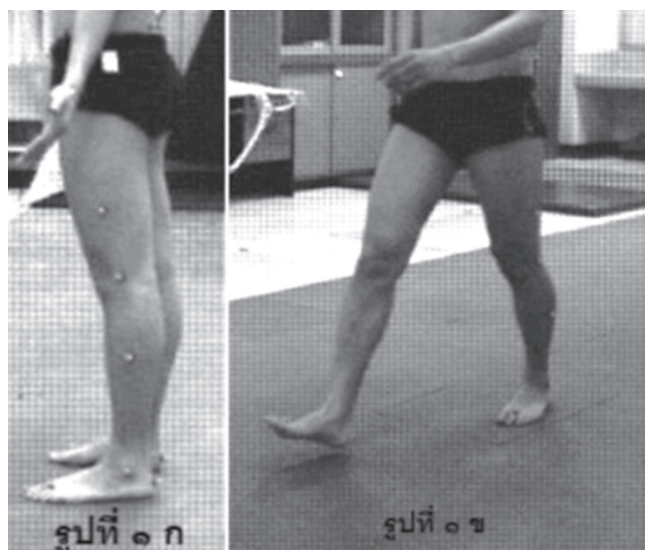
อาสาสมัครประชากรเชื้อชาติไทยเพศชายหรือหญิง อายุระหว่าง ๑๘ - ๖๕ ปี จำนวน ๑๑๐ คน ถูกแบ่งออกเป็น

๕ กลุ่มช่วงอายุ ดังนี้ ๑๘ - ๒๙ ปี ๓๐ - ๓๙ ปี ๔๐ - ๔๙ ปี ๕๐ - ๕๙ ปี และ ๖๐ - ๖๙ ปี กลุ่มละ ๒๒ คน แบ่งเป็นเพศชาย ๑๑ คน และเพศหญิง ๑๑ คน โดยผู้เข้าร่วมการวิจัยผ่านการอธิบายขั้นตอนการทำวิจัย ลงชื่อในใบยินยอมก่อนเริ่มกระบวนการวิจัย และต้องไม่มีลักษณะตามเกณฑ์การคัดออกจากงานวิจัย ดังนี้ มีการบาดเจ็บบริเวณหลังส่วนล่างและรยางค์ส่วนล่าง อย่างน้อย ๑ เดือน มีประวัติผ่าตัดบริเวณหลังส่วนล่างและรยางค์ส่วนล่าง มีความผิดปกติของโครงสร้างร่างกายที่ส่งผลต่อการเดิน มีโรคประจำตัวหรือความผิดปกติทางระบบหัวใจและหลอดเลือดที่ไม่สามารถควบคุมได้ มีโรคประจำตัวหรือความผิดปกติเกี่ยวกับระบบประสาท ผู้ที่ไม่ยินยอมหรือไม่สามารถเข้าร่วมการวิจัยที่กำหนดได้ ทั้งนี้งานวิจัยนี้ได้รับการอนุมัติจริยธรรมการวิจัยจากคณะกรรมการจริยธรรมการวิจัยในคน มหาวิทยาลัยธรรมศาสตร์ ชุดที่ ๒

วิธีการวิจัย

ผู้เข้าร่วมการวิจัยได้รับการประเมินค่าส่วนสูง น้ำหนัก และประเมินสัดส่วนของร่างกาย ได้แก่ ความยาวขา ความกว้างข้อเข่า และ ความกว้างข้อเท้าของขาทั้งสองข้างด้วยสายวัดและอุปกรณ์ vernier caliper จากนั้นผู้วิจัยติดอุปกรณ์สะท้อนแสง (reflective markers) เพื่อเป็นจุดอ้างอิงและวิเคราะห์ด้วยระบบ ๓ มิติ ตามรูปแบบ Plug-In Gait Body Marker Placement ของ Park และคณะ ในปี ค.ศ. ๒๐๑๑^{๑๒} ตามปุ่มกระดูกของขาทั้งสองข้าง (รูปที่ ๑ ก)

เมื่อประเมินและเตรียมความพร้อมให้แก่ผู้เข้าร่วมการวิจัยเสร็จเรียบร้อยแล้ว ผู้วิจัยจัดเตรียมระบบเก็บข้อมูลระบบการวิเคราะห์ข้อมูลแบบสามมิติ (Three dimensional motion analysis: Vicon Mx System, Oxford Metrics Ltd., Oxford, UK)^{๑๓} จากนั้นประเมินค่า Q-angle ของผู้เข้าร่วมการวิจัยในท่ายืนด้วยอุปกรณ์ universal goniometer โดยอาศัยการตัดกันของเส้นตรงสมมติ ๒ เส้น คือ เส้นที่ลากจากปุ่มกระดูกหน้าเขิงกรานไปยังจุดกึ่งกลางของกระดูกสะบ้าและเส้นที่ลากจากจุดกึ่งกลางของกระดูกสะบ้าไปยังปุ่มกระดูกหน้าแข้ง^{๑๔} ทำการวัดมุมสองครั้งและหาค่าเฉลี่ย จากนั้นให้ผู้เข้าร่วมการวิจัยเดินด้วยระดับความเร็วปกติบนทางเดินที่กำหนดไว้ภายในห้องปฏิบัติการวิเคราะห์การเคลื่อนไหวจำนวน ๓ รอบ เพื่อบันทึกค่าตัวแปรกลศาสตร์การเดิน (รูปที่ ๑ ข)



รูปที่ ๑ ก) แสดงการติดอุปกรณ์สะท้อนแสง (reflective markers)
ข) การเก็บค่าตัวแปรกลศาสตร์การเดินของอาสาสมัคร

เมื่อสิ้นสุดการเก็บข้อมูล ผู้วิจัยนำข้อมูลที่ได้ไปวิเคราะห์ผลค่าตัวแปรด้วยระบบ software ลิขสิทธิ์ ได้แก่ จำนวนก้าวการเดิน (cadence) ระยะเวลาในการเดิน (stride time) ระยะห่างของก้าวการเดิน (stride length) ความเร็วในการเดิน (walking speed) ของหนึ่งวงจรการเดิน ค่าตัวแปรกลศาสตร์การเดินของข้อเข่า (knee kinematics parameters) ได้แก่ ค่ามุมการเคลื่อนไหวของข้อเข่าในระนาบหน้า-หลัง (flexion/extension) ระนาบซ้าย-ขวา (valgus/varus) และระนาบบน-ล่าง (internal/external rotation) ในช่วงขารับน้ำหนัก และวิเคราะห์ข้อมูลทางสถิติเพื่อศึกษาความสัมพันธ์ระหว่างค่ามุม Q-angle และค่าตัวแปรกลศาสตร์การเดินโดยแบ่งตามช่วงอายุที่แตกต่างกัน

การวิเคราะห์ข้อมูลทางสถิติ

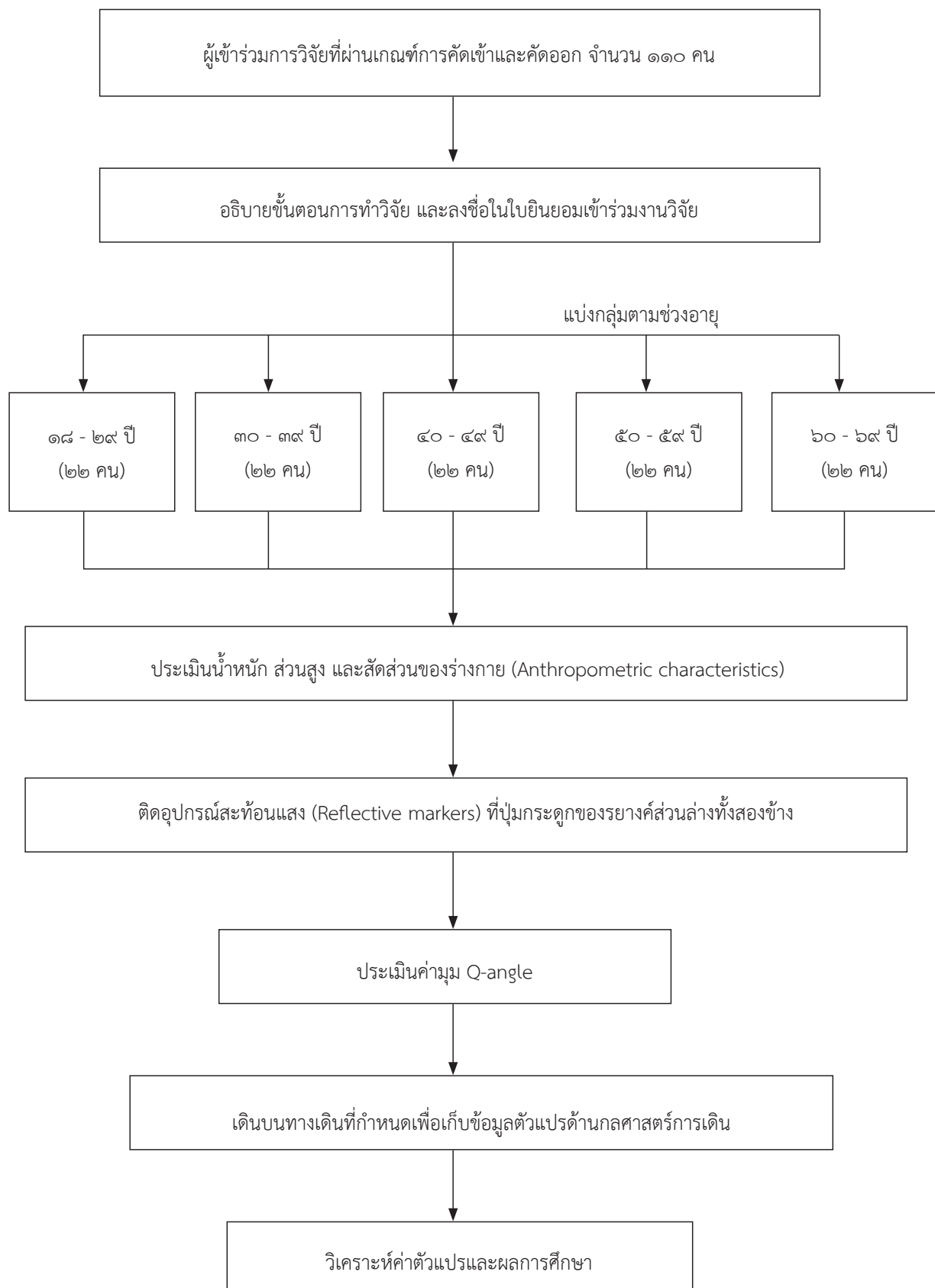
ใช้โปรแกรมสถิติ SPSS เพื่อวิเคราะห์ข้อมูลทางสถิติ โดยมีระดับนัยสำคัญที่ ๐.๐๕ ใช้ Shapiro-Wilk test เพื่อทดสอบลักษณะการกระจายตัวของข้อมูลของผู้เข้าร่วมการวิจัย วิเคราะห์ความแตกต่างของค่าเฉลี่ย Q-angle และค่า

ตัวแปรกลศาสตร์การเดินระหว่างขาซ้ายและขวาในแต่ละช่วงอายุ ด้วยสถิติ Paired t-test (กรณีที่มีข้อมูลมีการกระจายตัวแบบปกติ) หรือ Wilcoxon signed ranks test (กรณีที่มีข้อมูลมีการกระจายตัวแบบไม่ปกติ) และวิเคราะห์ความสัมพันธ์ระหว่างค่า Q-angle และค่าตัวแปรการเดินในแต่ละช่วงอายุ ด้วยสถิติ Pearson correlation coefficient (กรณีที่มีข้อมูลมีการกระจายตัวแบบปกติ) หรือ Spearman's rank correlation coefficient (กรณีที่มีข้อมูลมีการกระจายตัวแบบไม่ปกติ)

ผลการศึกษา

ลักษณะของผู้เข้าร่วมการวิจัย

จากการศึกษาถึงความสัมพันธ์ระหว่างค่า Q-angle และตัวแปรกลศาสตร์การเดินในผู้เข้าร่วมการวิจัยทั้งหมดจำนวน ๑๑๐ คน ถูกแบ่งออกเป็น ๕ กลุ่มช่วงอายุ ได้แก่ ๑๘ - ๒๙ ปี ๓๐ - ๓๙ ปี ๔๐ - ๔๙ ปี ๕๐ - ๕๙ ปี และ ๖๐ - ๖๙ ปี กลุ่มละ ๒๒ คน แบ่งเป็นเพศชาย ๑๑ คน และเพศหญิง ๑๑ คน ซึ่งลักษณะของผู้เข้าร่วมการวิจัยแสดงในตารางที่ ๑



รูปที่ ๒ แสดงขั้นตอนการเก็บข้อมูล

ตารางที่ ๑ คุณลักษณะทั่วไปของผู้เข้าร่วมการวิจัย โดยแสดงเป็น Mean $\pm$ SD

คุณลักษณะ	กลุ่มช่วงอายุ (Mean $\pm$ SD)				
	๑๘ - ๒๙ ปี	๓๐ - ๓๙ ปี	๔๐ - ๔๙ ปี	๕๐ - ๕๙ ปี	๖๐ - ๖๙ ปี
อายุ (ปี)	๒๓.๕๙ $\pm$ ๒.๙๗	๓๔.๕๐ $\pm$ ๒.๙๖	๔๓.๘๒ $\pm$ ๓.๐๐	๕๖.๐๕ $\pm$ ๒.๘๗	๖๓.๕๐ $\pm$ ๒.๙๒
น้ำหนัก (กิโลกรัม)	๖๑.๗๓ $\pm$ ๘.๑๔	๕๘.๙๑ $\pm$ ๗.๑๒	๖๑.๒๐ $\pm$ ๙.๑๑	๕๙.๓๐ $\pm$ ๖.๖๓	๕๘.๑๒ $\pm$ ๕.๖๓
ส่วนสูง (เมตร)	๑.๖๙ $\pm$ ๐.๐๙	๑.๖๓ $\pm$ ๐.๐๘	๑.๖๔ $\pm$ ๐.๐๙	๑.๖๑ $\pm$ ๐.๐๕	๑.๖๑ $\pm$ ๐.๐๗
ดัชนีมวลกาย (กิโลกรัมต่อเมตร ^๒)	๒๑.๕๗ $\pm$ ๑.๙๕	๒๒.๒๗ $\pm$ ๑.๗๒	๒๒.๕๖ $\pm$ ๑.๘๑	๒๒.๙๕ $\pm$ ๑.๗๘	๒๒.๕๑ $\pm$ ๑.๘๔

ค่ามุม Q-angle และ spatial-temporal gait parameters ของผู้เข้าร่วมการวิจัยแยกตามกลุ่มช่วงอายุ

จากการศึกษา พบว่าค่า Q-angle ทั้งสองข้างของผู้เข้าร่วมการวิจัยเพศชายและหญิงในทุกกลุ่มช่วงอายุไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ยกเว้นในกลุ่มช่วงอายุระหว่าง ๔๐ - ๔๙ ปี เพศหญิง พบว่ามีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติระหว่างค่า Q-angle ข้างซ้ายและขวา ($p < ๐.๐๕$) และพบว่าค่า cadence, stride length, stride time และ walking speed ระหว่างข้างซ้ายและขวาของผู้เข้าร่วมการวิจัยในทุกกลุ่มช่วงอายุไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p < ๐.๐๕$) ดังแสดงในตารางที่ ๒

ความสัมพันธ์ระหว่างค่า Q-angle และค่า spatiotemporal gait parameters

จากการศึกษา พบว่า Q-angle กับ stride length ของขาทั้งสองข้างมีความสัมพันธ์กันในทิศทางตรงข้ามกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p < ๐.๐๕$) ในกลุ่มผู้เข้าร่วมวิจัยอายุ ๑๘ - ๒๙ ปี กลุ่มอายุ ๓๐ - ๓๙ ปี และกลุ่มอายุ ๔๐ - ๔๙ ปี ขณะที่ไม่พบความสัมพันธ์ระหว่าง Q-angle กับ stride length ในกลุ่มอายุ ๕๐ - ๕๙ ปี และ ๖๐ - ๖๙ ปี นอกจากนี้ในกลุ่มอายุ ๓๐ - ๓๙ ปี ยังพบว่า Q-angle กับ stride time ของขาทั้งสองข้าง มีความสัมพันธ์ในทิศทางตรงข้ามกัน ขณะที่ Q-angle กับ cadence ของขาทั้งสองข้างมีความสัมพันธ์กันในทิศทางเดียวกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p < ๐.๐๕$) ดังแสดงในตารางที่ ๓

ตารางที่ ๒ ค่ามุม Q-angle และ spatial-temporal gait parameters ของผู้เข้าร่วมการวิจัยแยกตามกลุ่มช่วงอายุ โดยแสดงเป็น Mean $\pm$ SD

ค่าตัวแปร		กลุ่มช่วงอายุ (Mean $\pm$ SD)				
		๑๘ - ๒๙ ปี	๓๐ - ๓๙ ปี	๔๐ - ๔๙ ปี	๕๐ - ๕๙ ปี	๖๐ - ๖๙ ปี
		(n = ๒๒)	(n = ๒๒)	(n = ๒๒)	(n = ๒๒)	(n = ๒๒)
Q-angle (degree)						
เพศชาย (n = ๑๑)	Left	๑๐.๔๑ $\pm$ ๔.๐๗	๘.๙๓ $\pm$ ๒.๔๒	๑๐.๒๐ $\pm$ ๔.๐๑	๘.๓๔ $\pm$ ๑.๓๒	๘.๖๖ $\pm$ ๐.๘๗
	Right	๙.๓๔ $\pm$ ๒.๘๖	๘.๗๐ $\pm$ ๒.๒๑	๑๐.๐๒ $\pm$ ๓.๔๖	๘.๒๓ $\pm$ ๑.๖๔	๗.๙๓ $\pm$ ๑.๑๘
	p	๐.๑๓ _b	๐.๖๐ _b	๐.๗๗ _a	๐.๘๒ _a	๐.๑๐ _b
เพศหญิง (n = ๑๑)	Left	๑๖.๒๕ $\pm$ ๗.๐๐	๑๔.๓๔ $\pm$ ๕.๑๔	๑๓.๐๙ $\pm$ ๒.๙๕	๑๑.๕๙ $\pm$ ๓.๐๓	๑๑.๐๗ $\pm$ ๐.๘๖
	Right	๑๕.๘๐ $\pm$ ๗.๗๖	๑๒.๓๖ $\pm$ ๓.๓๕	๑๐.๙๘ $\pm$ ๒.๐๕	๑๑.๐๙ $\pm$ ๒.๕๖	๑๑.๑๑ $\pm$ ๑.๐๑
	p	๐.๕๗ _a	๐.๐๗ _b	๐.๐๐ [*] _b	๐.๑๔ _b	๐.๙๑ _b
Cadence (steps/min)	Left	๑๑๒.๓๒ $\pm$ ๗.๙๗	๑๑๘.๗๑ $\pm$ ๙.๒๕	๑๑๒.๑๕ $\pm$ ๖.๙๙	๑๑๓.๙๕ $\pm$ ๕.๖๙	๑๐๘.๔๔ $\pm$ ๗.๐๖
	Right	๑๑๒.๐๓ $\pm$ ๗.๘๐	๑๑๘.๕๐ $\pm$ ๙.๔๗	๑๑๒.๖๔ $\pm$ ๗.๕๗	๑๑๓.๙๑ $\pm$ ๖.๔๔	๑๐๘.๕๒ $\pm$ ๗.๖๕
	p	๐.๕๕ _b	๐.๕๕ _b	๐.๒๒ _b	๐.๙๓ _b	๐.๘๓ _b
Stride length (m.)	Left	๑.๒๓ $\pm$ ๐.๑๐	๑.๒๔ $\pm$ ๐.๑๒	๑.๒๓ $\pm$ ๐.๐๘	๑.๒๒ $\pm$ ๐.๖๓	๑.๒๑ $\pm$ ๐.๐๗
	Right	๑.๒๕ $\pm$ ๐.๐๙	๑.๒๔ $\pm$ ๐.๑๑	๑.๒๒ $\pm$ ๐.๐๙	๑.๒๒ $\pm$ ๐.๐๗	๑.๒๑ $\pm$ ๐.๐๗
	p	๐.๑๔ _b	๐.๗๘ _b	๐.๔๔ _b	๐.๕๖ _a	๐.๔๐ _a
Stride time (s)	Left	๑.๐๗ $\pm$ ๐.๐๘	๑.๐๒ $\pm$ ๐.๐๘	๑.๐๗ $\pm$ ๐.๐๗	๑.๐๖ $\pm$ ๐.๐๕	๑.๑๑ $\pm$ ๐.๐๗
	Right	๑.๐๘ $\pm$ ๐.๐๘	๑.๐๒ $\pm$ ๐.๐๘	๑.๐๗ $\pm$ ๐.๐๗	๑.๐๖ $\pm$ ๐.๐๖	๑.๑๑ $\pm$ ๐.๐๘
	p	๐.๕๔ _b	๐.๖๕ _b	๐.๒๑ _b	๐.๙๒ _b	๑.๐๐ _b
Walking speed (m/s)	Left	๑.๑๗ $\pm$ ๐.๑๑	๑.๒๓ $\pm$ ๐.๑๓	๑.๑๔ $\pm$ ๐.๐๗	๑.๑๖ $\pm$ ๐.๐๘	๑.๑๐ $\pm$ ๐.๑๑
	Right	๑.๑๗ $\pm$ ๐.๑๑	๑.๒๓ $\pm$ ๐.๑๔	๑.๑๔ $\pm$ ๐.๐๗	๑.๑๖ $\pm$ ๐.๐๘	๑.๑๐ $\pm$ ๐.๑๑
	p	๐.๘๔ _b	๐.๙๒ _b	๐.๙๐ _b	๐.๖๓ _b	๐.๔๔ _b

a = p-value of Wilcoxon signed ranks test: level of significant at $p < 0.05$

b = p-value of Pair t-test: level of significant at $p < 0.05$

* Significant difference at $p < 0.05$

ความสัมพันธ์ระหว่างค่า Q-angle และค่า sagittal kinematic feature of knee joint

จากการศึกษาความสัมพันธ์ระหว่าง Q-angle และ sagittal kinematic feature of knee joint ตลอดช่วงที่ขา รับน้ำหนักขณะเดิน (stance phase) พบว่า Q-angle กับค่า มุมการเคลื่อนไหวของข้อเข่าในระนาบหน้า-หลัง (flexion/extension) มีความสัมพันธ์กันในทิศทางเดียวกันอย่าง มีนัยสำคัญทางสถิติ ($p < 0.05$) โดยในกลุ่มช่วงอายุ ๓๐ - ๓๙ ปี พบความสัมพันธ์ในลักษณะดังกล่าวทุกช่วงของ stance phase, ในกลุ่มช่วงอายุ ๔๐ - ๔๙ ปี พบในช่วง mid stance และ heel off และในกลุ่มช่วงอายุ ๕๐ - ๕๙ ปี พบในช่วง heel strike, foot flat และ mid stance ดังแสดงในตารางที่ ๔

ความสัมพันธ์ระหว่างค่า Q-angle และค่า coronal kinematic feature of knee joint

จากการวิเคราะห์ความสัมพันธ์ระหว่าง Q-angle และ coronal kinematic feature of knee joint

ตลอดช่วงที่ขา รับน้ำหนักขณะเดิน (stance phase) พบว่า Q-angle กับค่ามุมการเคลื่อนไหวของข้อเข่าในระนาบ ซ้าย-ขวา (valgus/varus) มีความสัมพันธ์กันในทิศทาง ตรงข้ามกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p < 0.05$) ในกลุ่มช่วง อายุ ๓๐ - ๓๙ ปี พบความสัมพันธ์ในลักษณะดังกล่าวในช่วง foot flat และ toe off, ในกลุ่มช่วงอายุ ๔๐ - ๔๙ ปี พบใน ช่วง heel strike, foot flat และ toe off และในกลุ่มช่วงอายุ ๕๐ - ๕๙ ปี พบในช่วง toe off ของ stance phase ดังแสดง ในตารางที่ ๕

ความสัมพันธ์ระหว่างค่า Q-angle และค่า transverse kinematic feature of knee joint

จากการศึกษาในกลุ่มผู้เข้าร่วมการวิจัยทุกช่วงอายุ พบว่าค่า Q-angle ไม่มีความสัมพันธ์กับค่ามุมการเคลื่อนไหว ของข้อเข่าในระนาบบน-ล่าง (internal/external rotation) ตลอดช่วงที่ขาทั้งสองข้างรับน้ำหนักขณะเดิน

ตารางที่ ๓ ค่าความสัมพันธ์ระหว่างค่า Q-angle และค่า spatiotemporal gait parameters

Spatiotemporal gait parameters		Q-angle (degree)									
		๑๘ - ๒๙ ปี		๓๐ - ๓๙ ปี		๔๐ - ๔๙ ปี		๕๐ - ๕๙ ปี		๖๐ - ๖๙ ปี	
		Left	Right	Left	Right	Left	Right	Left	Right	Left	Right
Cadence	r	๐.๓๐	๐.๓๐	๐.๔๘*	๐.๕๘**	๐.๑๗	-๐.๐๒	๐.๒๕	๐.๒๖	-๐.๑๐	๐.๑๔
(steps/min)	p	๐.๑๘ _a	๐.๑๘ _a	๐.๐๓ _a	๐.๐๑ _b	๐.๔๖ _a	๐.๙๓ _a	๐.๒๗ _a	๐.๒๔ _a	๐.๖๗ _b	๐.๕๓ _b
Stride length	r	-๐.๐๕*	-๐.๔๗*	-๐.๕๗**	-๐.๔๔*	-๐.๕๑*	-๐.๔๕*	-๐.๑๑	-๐.๓๐	-๐.๐๕	-๐.๐๐
(m.)	p	๐.๐๒ _a	๐.๐๓ _a	๐.๐๑ _a	๐.๐๔ _b	๐.๐๒ _a	๐.๐๓ _a	๐.๖๔ _a	๐.๑๗ _a	๐.๘๑ _b	๐.๙๙ _a
Stride time	r	-๐.๓๒	-๐.๒๙	-๐.๔๙*	-๐.๕๗**	-๐.๑๘	๐.๐๒	-๐.๒๔	-๐.๒๖	๐.๐๙	-๐.๑๕
(s.)	p	๐.๑๕ _a	๐.๑๙ _a	๐.๐๒ _a	๐.๐๑ _b	๐.๔๓ _a	๐.๙๒ _a	๐.๒๘ _a	๐.๒๕ _a	๐.๖๙ _b	๐.๕๒ _b
Speed	r	-๐.๐๘	-๐.๑๒	-๐.๑๒	๐.๐๔	-๐.๔๐	-๐.๔๖*	-๐.๐๗	-๐.๑๔	-๐.๑๐	๐.๑๑
(m/s)	p	๐.๗๒ _a	๐.๖๐ _a	๐.๕๙ _a	๐.๘๕ _b	๐.๐๗ _a	๐.๐๓ _a	๐.๗๗ _a	๐.๕๔ _a	๐.๖๕ _b	๐.๖๒ _b

a = p-value of Spearman's rank correlation coefficient, b = p-value of Pearson correlation coefficient

* Correlation is significant at $p < 0.05$

** Correlation is significant at $p < 0.01$

ตารางที่ ๔ ค่าความสัมพันธ์ระหว่างค่า Q-angle และค่า sagittal kinematic feature of knee joint

Sagittal kinematic feature of knee joint		Q-angle (degree)									
		๑๘ - ๒๙ ปี		๓๐ - ๓๙ ปี		๔๐ - ๔๙ ปี		๕๐ - ๕๙ ปี		๖๐ - ๖๙ ปี	
		Left	Right	Left	Right	Left	Right	Left	Right	Left	Right
Heel strike	r	๐.๑๐	๐.๒๐	๐.๕๑*	๐.๕๔**	๐.๒๕	๐.๔๑	๐.๕๐*	๐.๓๑	๐.๒๖	-๐.๒๗
	p	๐.๖๖ _a	๐.๓๗ _a	๐.๐๒ _a	๐.๐๑ _b	๐.๒๗ _a	๐.๐๖ _a	๐.๐๒ _a	๐.๑๗ _a	๐.๒๔ _b	๐.๒๒ _b
Foot flat	r	๐.๖๗	๐.๓๔	๐.๓๕	๐.๔๔*	๐.๓๓	๐.๓๔	๐.๔๓*	๐.๔๗*	๐.๑๕	-๐.๔๑
	p	๐.๗๖ _a	๐.๑๒ _a	๐.๑๒ _a	๐.๐๔ _b	๐.๑๓ _a	๐.๑๒ _a	๐.๐๕ _a	๐.๐๓ _a	๐.๕๑ _b	๐.๐๖ _b
Mid stance	r	๐.๒๑	๐.๐๘	๐.๕๒*	๐.๕๔**	๐.๒๑	๐.๕๔*	๐.๔๖*	๐.๔๕*	๐.๒๖	-๐.๒๑
	p	๐.๓๕ _a	๐.๗๒ _a	๐.๐๑ _a	๐.๐๑ _a	๐.๓๕ _a	๐.๐๑ _a	๐.๐๓ _a	๐.๐๓ _a	๐.๒๔ _b	๐.๓๕ _b
Heel off	r	๐.๒๔	๐.๐๔	๐.๔๘	๐.๖๑**	๐.๒๒	๐.๕๔**	๐.๓๕	๐.๔๒*	๐.๑๔	-๐.๑๔
	p	๐.๒๘ _a	๐.๘๗ _a	๐.๐๒ _a	๐.๐๐ _a	๐.๓๒ _a	๐.๐๑ _a	๐.๑๑ _a	๐.๐๕ _a	๐.๕๕ _a	๐.๕๕ _b
Toe off	r	๐.๓๗	-๐.๐๘	๐.๖๓**	๐.๖๒**	๐.๒๖	๐.๒๗	๐.๑๐	๐.๔๒*	๐.๐๕	-๐.๔๔*
	p	๐.๐๙ _a	๐.๗๓ _a	๐.๐๐ _a	๐.๐๐ _a	๐.๒๔ _a	๐.๒๓ _a	๐.๖๕ _a	๐.๐๕ _a	๐.๘๒ _b	๐.๐๔ _b

a = p-value of Spearman's rank correlation coefficient, b = p-value of Pearson correlation coefficient

* Correlation is significant at $p < 0.05$ ** Correlation is significant at $p < 0.01$

ตารางที่ ๕ ค่าความสัมพันธ์ระหว่างค่า Q-angle และค่า coronal kinematic feature of knee joint

Coronal kinematic feature of knee joint		Q-angle (degree)									
		๑๘ - ๒๙ ปี		๓๐ - ๓๙ ปี		๔๐ - ๔๙ ปี		๕๐ - ๕๙ ปี		๖๐ - ๖๙ ปี	
		Left	Right	Left	Right	Left	Right	Left	Right	Left	Right
Heel strike	r	-๐.๒๑	-๐.๒๘	-๐.๓๑	-๐.๓๑	-๐.๓๕	-๐.๔๔*	๐.๒๗	-๐.๒๐	-๐.๓๓	-๐.๐๘
	p	๐.๓๔ _a	๐.๒๑ _a	๐.๑๖ _a	๐.๑๖ _b	๐.๑๒ _a	๐.๐๔ _a	๐.๒๓ _a	๐.๓๙ _a	๐.๑๔ _b	๐.๗๒ _b
Foot flat	r	-๐.๑๙	-๐.๓๑	-๐.๕๕**	-๐.๕๓*	-๐.๖๐**	-๐.๕๓*	-๐.๐๒	-๐.๓๘	-๐.๒๑	๐.๐๐
	p	๐.๔๑ _a	๐.๑๖ _a	๐.๐๑ _a	๐.๐๑ _b	๐.๐๐ _a	๐.๐๑ _a	๐.๙๓ _a	๐.๐๘ _a	๐.๓๔ _b	๐.๙๙ _b
Mid stance	r	-๐.๒๐	-๐.๒๒	-๐.๓๐	-๐.๒๙	-๐.๔๐	-๐.๐๖	๐.๕๐*	๐.๓๔	-๐.๑๙	-๐.๑๓
	p	๐.๓๖ _a	๐.๓๒ _a	๐.๑๗ _a	๐.๒๐ _b	๐.๐๗ _a	๐.๘๐ _a	๐.๐๒ _a	๐.๑๒ _a	๐.๔๑ _b	๐.๕๖ _b
Heel off	r	-๐.๑๘	-๐.๒๑	-๐.๒๗	-๐.๒๘	-๐.๓๔	-๐.๑๑	๐.๓๙	๐.๒๙	-๐.๑๖	-๐.๒๑
	p	๐.๔๓ _a	๐.๓๔ _a	๐.๒๒ _a	๐.๒๑ _b	๐.๑๓ _a	๐.๖๔ _a	๐.๐๗ _a	๐.๑๘ _a	๐.๔๘ _b	๐.๓๔
Toe off	r	-๐.๑๕	-๐.๐๒	-๐.๖๑**	-๐.๖๐**	-๐.๕๕**	-๐.๕๘**	-๐.๓๖	-๐.๔๕*	-๐.๒๖	๐.๑๒
	p	๐.๕๑ _a	๐.๙๓ _a	๐.๐๐ _a	๐.๐๐ _b	๐.๐๑ _a	๐.๐๐ _a	๐.๑๐ _a	๐.๐๔ _a	๐.๒๕ _b	๐.๖๑ _b

a = p-value of Spearman's rank correlation coefficient, b = p-value of Pearson correlation coefficient

* Correlation is significant at $p < 0.05$ ** Correlation is significant at $p < 0.01$

วิจารณ์ และสรุปผลการศึกษา

จากการศึกษาพบว่าค่าเฉลี่ยมุมควอดไทร์เซ็ปส์ของอาสาสมัครอยู่ในเกณฑ์ปกติระหว่าง ๘ - ๑๗ องศา Q-angle กับระยะห่างของก้าวการเดินหนึ่งก้าวของวงจรการเดินมีความสัมพันธ์กันในทิศทางตรงข้ามกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p < 0.05$) ในกลุ่มผู้เข้าร่วมการวิจัยอายุ ๑๘ - ๒๙ ปี, ๓๐ - ๓๙ ปี และ ๔๐ - ๔๙ ปี นอกจากนี้ในกลุ่มอายุ ๓๐ - ๓๙ ปี ยังพบความสัมพันธ์ในทิศทางตรงข้ามกันระหว่าง Q-angle กับระยะเวลาในการเดินอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p < 0.05$) ทั้งนี้ Q-angle สัมพันธ์กับแรงลัพท์ที่กระทำต่อข้อเข่า โดยเฉพาะอย่างยิ่ง patellofemoral joint ขณะที่มีการเคลื่อนไหวของข้อเข่าเพื่อให้เกิดการเคลื่อนไหวในชีวิตประจำวัน patellar จะมีการเคลื่อนไหวไปตาม trochlear groove of femur อาศัยการทำงานของกล้ามเนื้อ quadriceps ดังนั้นหากค่า Q-angle มากขึ้นเกินกว่าช่วงปกติ (มากกว่า ๑๕ องศาในเพศชายและมากกว่า ๒๐ องศาในเพศหญิง) จะมีผลทำให้เกิดความไม่สมดุลในการทำงานของกล้ามเนื้อ quadriceps เกิดแรงลัพท์ที่กระทำต่อข้อเข่าเพิ่มขึ้น มีแนวโน้มที่จะเกิด lateral displacement ของกระดูก patella และเกิดแรงกดเบียดอัดภายในข้อระหว่างกระดูก patella และ lateral femoral condyle เพิ่มขึ้น^{๑๒-๑๓} นำไปสู่การจำกัดการเคลื่อนไหวของข้อเข่าและเกิดอาการปวดทางด้านหน้าข้อเข่าขณะเดินได้^{๑๓, ๑๔} จากเหตุผลดังกล่าวทำให้แนวโน้มของความยาวก้าวขณะเดิน (stride length) และระยะเวลาที่เดินครบหนึ่งวงจรการเดิน (stride time) มีค่าลดลงเพื่อเป็น adaptive mechanism ของร่างกายให้ร่างกายมีความมั่นคงขณะเดินมากขึ้น ไม่เสี่ยงต่อการบาดเจ็บหรือการล้ม^{๑๕-๑๖} ซึ่งสอดคล้องกับผลการศึกษาในครั้งนี้

จากการศึกษาความสัมพันธ์ระหว่าง Q-angle กับค่ามุมการเคลื่อนไหวของข้อเข่าในระนาบหน้า-หลัง (flexion/extension) ตลอดช่วงที่ขารับน้ำหนักขณะเดิน พบว่า Q-angle มีความสัมพันธ์กันในทิศทางเดียวกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p < 0.05$) โดยในกลุ่มช่วงอายุ ๓๐ - ๓๙ ปี พบความสัมพันธ์ในลักษณะดังกล่าวทุกช่วงของ stance phase, ในกลุ่มช่วงอายุ ๔๐ - ๔๙ ปี พบในช่วง mid stance และ heel off และในกลุ่มช่วงอายุ ๕๐ - ๕๙ ปี พบในช่วง heel strike, foot flat และ mid stance ทั้งนี้ผลการศึกษา kinematics pattern of knee joint ในระนาบหน้า-หลัง ในหนึ่งวงจรการเดิน^{๑๖, ๑๗} ขณะที่เริ่มวงจรการเดินในช่วง stance phase ขณะ heel strike (ร้อยละ ๐ ของวงจรการเดิน) นั้น เขามี knee flexion ประมาณ ๕ องศา

จากนั้น knee flexion เพิ่มขึ้นถึงช่วงมุมประมาณ ๑๐ - ๑๕ องศาในช่วงร้อยละ ๑๕ แรกของวงจรการเดิน (heel strike to foot flat) โดยการทำงานแบบ eccentric contraction ของกล้ามเนื้อ quadriceps เพื่อช่วยในการเป็น shock absorption และรับน้ำหนักร่างกายที่ถ่ายลงมาสู่ร่างกายส่วนล่าง (weight acceptance) เมื่อพ้นช่วง foot flat ไปแล้วเข้าสู่ช่วง mid stance เขาก็จะเริ่มเปลี่ยนทิศทางการเคลื่อนไหวจากงอเป็นเหยียด โดยจะมีการเหยียดออกจนใกล้เคียงหรือมี full extension จากนั้นเข้าสู่ช่วง heel off (ร้อยละ ๔๐ ของวงจรการเดิน) เขาก็จะมีการเคลื่อนไหวเปลี่ยนเป็น flexion อีกครั้ง และมีมุม flexion มากขึ้นเรื่อยๆ จนกระทั่งมี knee flexion มากที่สุดในช่วง toe off (ร้อยละ ๖๐ ของวงจรการเดิน) ซึ่งเป็นช่วงสุดท้ายของ stance phase โดยมี knee flexion ประมาณ ๓๕ องศา ทั้งนี้เมื่อค่า Q-angle มีค่ามากขึ้นจะทำให้การวางตัวของกระดูก patella เปลี่ยนไป (mal-position) มีแนวโน้มที่จะเกิด lateral displacement มากขึ้น ส่งผลรบกวนต่อการเกิด translation ของกระดูก patella กับ intercondylar groove of femur ทำให้แนวการวางตัวของกล้ามเนื้อ quadriceps เปลี่ยนแปลงไป เกิดการรบกวนต่อการหดตัวทำงานเพื่อควบคุมการเคลื่อนไหวของข้อเข่า (knee extensor mechanism dysfunction)^{๑๓, ๑๘} ขณะที่เดินลงน้ำหนัก จึงอาจมีผลทำให้เกิดมุมการเคลื่อนไหวที่มากกว่าปกติเนื่องจากกล้ามเนื้อไม่สามารถหดตัวควบคุมให้เกิดช่วงมุมการเคลื่อนไหวที่เหมาะสมตามกลไกการเคลื่อนไหวปกติของข้อเข่าขณะเดินได้ ซึ่งสอดคล้องกับผลการศึกษาในครั้งนี้

จากการวิเคราะห์ความสัมพันธ์ Q-angle กับค่ามุมการเคลื่อนไหวของข้อเข่าในระนาบซ้าย-ขวา (valgus/varus) ตลอดช่วงที่ขารับน้ำหนักขณะเดิน (stance phase) พบว่ามีความสัมพันธ์กันในทิศทางตรงข้ามกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p < 0.05$) ในกลุ่มช่วงอายุ ๓๐ - ๓๙ ปีพบความสัมพันธ์ในลักษณะดังกล่าวในช่วง foot flat และ toe off, ในกลุ่มช่วงอายุ ๔๐ - ๔๙ ปี พบในช่วง heel strike, foot flat และ toe off และในกลุ่มช่วงอายุ ๕๐ - ๕๙ ปี พบในช่วง toe off ของ stance phase ทั้งนี้จากลักษณะโครงสร้างของข้อต่อ tibiofemoral และการมี collateral ligament ขนาบทั้งสองด้านข้างของข้อ ข้อต่อจึงมีความมั่นคงอยู่ใน coronal plane มีการเคลื่อนไหวของข้อต่อเกิดขึ้นเพียงเล็กน้อยเท่านั้น^{๑๓} ผลการศึกษา kinematics pattern of knee joint ในระนาบซ้าย-ขวาในหนึ่งวงจรการเดิน^{๑๖, ๑๗} พบว่าจะเกิด knee valgus (abduction) ประมาณ ๑.๒ องศา ขณะ heel contract และข้อเข่าจะคงการเกิดมุม valgus นี้ไว้ไม่เปลี่ยนแปลง

ตลอดช่วง stance phase จากนั้น knee จะมี valgus เพิ่มขึ้นถึงประมาณ ๕ องศาในช่วง initial swing และมีค่าสูงสุดเกิดขึ้นในช่วง mid swing Paoloni และคณะ ในปี ค.ศ. ๒๐๑๐^{๓๙} รายงานว่าในบุคคลที่มี patellofemoral pain จะมีค่าองศาการเกิด knee adduction (varus) ในช่วงร้อยละ ๐ - ๑๒ ของวงจรการเดิน มากกว่ากลุ่มคนปกติ และมีการเพิ่มขึ้นของ knee extensor and knee abductor moment ขณะที่ knee extensor ลดลง ทั้งนี้ผลดังกล่าวอาจเนื่องมาจากการเปลี่ยนแปลงทิศทางและขนาดของแรงการหดตัวของกล้ามเนื้อที่สัมพันธ์อยู่กับ patella รบกวนการทำงานของกล้ามเนื้อ vastus lateralis (VL) และ vastus medialis oblique (VMO) โดยเกิดการกระตุ้นการทำงานที่ล่าช้าของ VMO ทำให้เกิดการหดตัวทำงานของ VL มากกว่าในช่วงแรกส่งผลให้เกิด moment อย่างไรก็ดีตามจากการศึกษาครั้งนี้ให้ผลสอดคล้องกับการศึกษาของ Paoloni และคณะ ในปี ค.ศ. ๒๐๑๐^{๓๙ - ๔๒} โดยความสัมพันธ์กันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติในทิศทางตรงข้ามกันระหว่าง Q-angle กับค่ามุมการเคลื่อนไหวของข้อเข่าในระนาบซ้าย-ขวา ขณะที่เดินลงน้ำหนักในช่วง foot flat (ร้อยละ ๘ ของวงจรการเดิน) กล่าวคือหาก Q-angle มีค่ามากอาจส่งผลให้ค่ามุม knee valgus (abduction) ลดลง หรือกล่าวอีกนัยหนึ่งคือทำให้ส่งผลให้ค่ามุม knee varus (adduction) เพิ่มขึ้น

อย่างไรก็ตาม การศึกษาในครั้งนี้พบความสัมพันธ์อย่างมีนัยสำคัญ ($p < 0.05$) ระหว่าง Q-angle และ kinematic feature of knee joint ในระนาบหน้า-หลังและในระนาบซ้าย-ขวาเฉพาะในกลุ่มช่วงอายุ ๓๐ - ๓๙ ปี, ๔๐ - ๔๙ ปี และ ๕๐ - ๕๙ ปี ทั้งนี้อาจเนื่องมาจากช่วงอายุเหล่านี้ยังจำเป็นต้องมีกิจกรรมทางกายสำหรับการเคลื่อนไหวหรือเดินในชีวิตประจำวันมากจึงทำให้เห็นผลต่อค่าตัวแปรกลศาสตร์การเดินได้ชัดเจนกว่าช่วงอายุ ๑๘ - ๒๙ ปี และ ๖๐ - ๖๙ ปี^{๒๓ - ๒๗, ๒๙} เนื่องจากข้อจำกัดเกี่ยวกับสถานที่เก็บข้อมูลวิจัยและความพร้อมของเครื่องมือวิจัย ผู้วิจัยจึงทำการศึกษาเพียงแค่ความสัมพันธ์ของค่า Q-angle กับค่าตัวแปรด้านกลศาสตร์ (kinematics) เท่านั้น ไม่ได้ศึกษาไปถึงความสัมพันธ์กับค่าตัวแปรทางด้านจลนศาสตร์ (kinetics)

ควรทำการศึกษาเพิ่มเติมถึงความสัมพันธ์ระหว่างค่า Q-angle กับค่า kinetics gait parameter ต่อไปเพื่อวิเคราะห์ปัจจัยด้านการทำงานของกล้ามเนื้อต่อค่าตัวแปรการเดินเพิ่มขึ้น หรือโดยอาจมีการเพิ่มการวิเคราะห์ค่าตัวแปรให้ครบตลอดช่วงวงจรการเดิน (stance phase and swing phase of gait cycle) หรืออาจทำการศึกษาในกลุ่มประชากรที่

หลากหลายมากขึ้น เช่น ในกลุ่มนักกีฬา หรือผู้ป่วยที่มีพยาธิสภาพต่าง ๆ^{๒๘, ๓๐}

จากการศึกษาในครั้งนี้พบว่า ค่า Q-angle ของผู้เข้าร่วมการวิจัยทุกกลุ่มช่วงอายุมีค่าอยู่ในช่วงปกติ นอกจากนี้ยังพบว่าค่า Q-angle มีความสัมพันธ์กับค่าตัวแปรการเดินทั้ง spatiotemporal gait parameters และ kinematics gait parameters อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติในกลุ่มช่วงอายุ ๓๐ - ๓๙ ปี, ๔๐ - ๔๙ ปี และ ๕๐ - ๕๙ ปี ดังนั้นผลจากงานวิจัยครั้งนี้จึงอาจเป็นข้อมูลพื้นฐานที่สำคัญสำหรับใช้ในการวิเคราะห์รูปแบบการเดินหรือการเคลื่อนไหวที่ผิดปกติในผู้ป่วยทางระบบกระดูกและกล้ามเนื้อหรือผู้ป่วยระบบประสาท และให้การรักษาฟื้นฟูได้อย่างมีประสิทธิภาพมากยิ่งขึ้น แต่อย่างไรก็ตามควรมีการศึกษาเชิงลึกเกี่ยวกับความสัมพันธ์กับด้าน kinetics gait parameter ต่อไป

กิตติกรรมประกาศ

งานวิจัยนี้ได้รับการสนับสนุนจากกองทุนวิจัยมหาวิทยาลัยธรรมศาสตร์ ประจำปีงบประมาณ ๒๕๕๗ คณะผู้วิจัยขอขอบคุณผู้เข้าร่วมการวิจัยทุกท่านที่เข้าร่วมการวิจัยในครั้งนี้ และขอขอบคุณคณะสหเวชศาสตร์ มหาวิทยาลัยธรรมศาสตร์ที่เอื้อเฟื้อห้องปฏิบัติการวิเคราะห์การเคลื่อนไหว (motion analysis) เพื่อเป็นสถานที่เก็บข้อมูลวิจัย

เอกสารอ้างอิง

- Horton MG, Hall TL. Quadriceps femoris muscle angle: normal values and relationship with gender and selected measure. *Phys Ther* 1988;69:897-901.
- Mizuno Y, Kumagai M, Mattessich SM, Elias JJ, Ramrattan N, Cosqarea AJ, et al. Q-angle influences tibiofemoral and patellofemoral kinematics. *J Orthop Res* 2001;19:834-40.
- Lathinghouse LH, Trimble MH. Effects of isometric quadriceps activation on the Q-angle in women before and after quadriceps exercise. *J Orthop Sports Phys Ther* 2000;30:211-6.
- Powers CM, Heino JG, Rao S, Perry J. The influence of patellofemoral pain on lower limb loading during gait. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 1999;14:722-8.

๕. Barton CJ, Levinger P, Webster KE, Menz HB. Walking kinematics in individuals with patellofemoral pain syndrome: A case-control study. *Gait Posture* 2011;33:286-91.
๖. Willson JD, Davis IS. Lower extremity mechanics of females with and without patellofemoral pain across activities with progressively greater task demands. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2008;23:203-11.
๗. Salsich GB, Long-Rossi F. Do females with patellofemoral pain have abnormal hip and knee kinematics during gait? *Physiother Theory Pract* 2010;26:150-9.
๘. Heiderscheit BC, Hamill J, Van Emmerik RE. Q-angle influences on the variability of lower extremity coordination during running. *Med Sci Sports Exerc* 1999;31:1313-9.
๙. Heiderscheit BC, Hamill J, Caldwell GE. Influence of Q-angle on lower-extremity running kinematics. *J Orthop Sports Phys Ther* 2000;30:271-8.
๑๐. KAYA D, Doral MN. Is there any relationship between Q-angle and lower extremity malalignment?. *Acta Orthop Traumatol Turc* 2012;46:416-9.
๑๑. Park SK, Stefanyshyn DJ. Greater Q angle may not be a risk factor of patellofemoral pain syndrome. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2011;26:392-6.
๑๒. Neumann DA. *Kinesiology of the musculoskeletal system: Foundations for Physical Rehabilitation*. USA: Mosby, Inc; 2002.
๑๓. Oatis CA. *Kinesiology: The mechanics and pathomechanics of human movement*. 2nd ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 2009.
๑๔. Sirivarakul U, Aksaranugraha S. Q-angle: Normal value and its influence on quadriceps femoris performance in Chulalongkorn hospital. *J Thai Rehabi* 1996;6:18-21.
๑๕. Leed IH, Park SY. A comparison of gait characteristics in the elderly people, people with knee pain, and people who are walker dependent people. *J Phys Ther Sci* 2013;25: 973-6.
๑๖. Nadeau S, Gravel D, Hebert LJ, Arsenault B, LePage Y. Gait study of patients with patellofemoral pain syndrome. *Gait & Posture* 1997:21-7.
๑๗. Lafortune MA, Cavanagh PR, Sommer HJ 3rd, Kalenak A. Three-dimensional kinematics of the human knee during walking. *J Biomech* 1992;25:347-57.
๑๘. Herrington L, Nester C. Q-angle undervalued? The relationship between Q-angle and medio-lateral position of the patella. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2004;19:1070-3.
๑๙. Paoloni M, Mangone M, Fratocchi G, Murgia M, Saraceni VM, Sanitilli V. Kinematic and kinetic features of normal level walking in patellofemoral pain syndrome: more than a sagittal plane alteration. *J Biomech* 2010;43:1794-8.
๒๐. Guerra JP, Arnold MJ, Gajdosik RL. Q Angle: Effects of isometric quadriceps contraction and body position. *J Orthop Sports Phys Ther* 1994;19:200-4.
๒๑. Nguyen AD, Boling MC, Levine B, Shultz SJ. Relationships between lower extremity alignment and the quadriceps angle. *Clin J Sport Med* 2009;19:201-6.
๒๒. Daneshmandi H, Saki F, Shahheidari S. Lower extremity malalignment and its linear relation with Q angle in female athletes Brazilian. *Procedia Soc Behav Sci* 2011:3349-54.
๒๓. เบ็ญจวรรณ อัครกิตติพร. การศึกษาค่าปรกติและการเปลี่ยนแปลงของค่าปกติของมุมคิ้วของนักเรียนในกรุงเทพมหานคร ระหว่างอายุ ๔-๑๐ ปี. *จุฬาลงกรณ์เวชสาร* ๒๕๓๘;๓๙:๓๗-๔๔.
๒๔. มนฤดี ยันต์ตระกูล. การเปลี่ยนแปลงของมุมควอร์ดไร์เซ็ใน ๑ รอบการเดินของคนปกติโดยใช้ภาพถ่ายวีดิทัศน์ผ่านวีดีโอเบสเเตอร์ร่วมกับโปรแกรมโฟโต้สโตร์เลอร์. [วิทยานิพนธ์วิทยาศาสตร์มหาบัณฑิต]. กรุงเทพมหานคร: จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย; ๒๕๔๐.

๒๕. Oberg T, Karsznia A, Oberg K. Basic gait parameter: Reference data for normal subjects, 10-79 years of age. *J Rehabil Res Dev* 1993;3:210-23.
๒๖. Pantano KJ, White SC, Gilchrist LA, Leddy J. Differences in peak knee valgus angles between individuals with high and low Q-angle during a single limb squat. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2005;20:966-72.
๒๗. Ostrosky KM, VanSwearingen JM, Burdett RG, Gee Z. A comparison of gait characteristics in young and old subjects. *Phys Ther* 1994;74:637-44.
๒๘. พจมาน เจริญนัย. การศึกษาแรงหดตัวสูงสุดของกล้ามเนื้อเหยียดเข้าแบบความยาวคงที่ในหญิงไทยที่มีค่า Q-angle ปกติและค่า Q-angle สูงผิดปกติ. วารสารกายภาพบำบัด ๒๕๔๓;๒๒:๑๙-๒๕.
๒๙. Prince F, Corriveau H, Hebert R, Winter DA. Gait in the elderly. *Gait & Posture* 1997;5:128-35.
๓๐. Power CM. The influence of altered lower-extremity kinematics on patellofemoral joint dysfunction: A theoretical perspective. *J Orthop Sports Phys Ther* 2003;33:639-46.

Abstract

Relationship between Q-angle and gait parameter in Thai aged 18 - 69

Phongpan Tantipoon, Nuttaporn Praditpod

Department of Physical Therapy, Faculty of Allied Health Sciences, Thammasat University

Introduction: Quadriceps angle (Q-angle) is usually used as a clinical assessment measure to evaluate biomechanical function of knee joint. However, studies related to relationships between Q-angle and gait parameters in healthy people have been rarely reported. This study investigated the relationships between Q-angle and kinematic gait parameters in healthy Thai aged 18 - 69 years.

Method: One hundred and ten participants aged 18 - 69 years were divided into five age groups namely 18 - 29, 30 - 39, 40 - 49, 50 - 59 and 60 - 69 years (22 participants in each group). All participants were evaluated anthropometry of the body, measured Q-angle. Subsequently, 3D motion analysis (Vicon Mx system, Oxford Metrics Ltd., Oxford, UK) was used to assess kinematic gait parameters of the knee joint during walking on a walkway with individual preferred speed.

Result: There was significantly positive correlation ($p < 0.05$) between Q-angle and knee angular motion in sagittal plane whereas there was significantly negative correlation between Q-angle and knee angular motion in coronal plane ($p < 0.05$), the whole time of stance phase in age groups 30 - 39, 40 - 49 and 50 - 59 years.

Discussion and Conclusion: There were relationships between Q-angle and kinematic gait parameters. Therefore the result will be important baseline data for evaluating gait pattern or abnormal movement of patients with musculoskeletal or neurological impairment and for planning treatment effectively.

Key words: Q-angle, Gait analysis, Kinematic gait parameter