

การใช้แอปพลิเคชันบนสมาร์ตโฟนทดสอบการทรงตัวในวัยผู้ใหญ่ - ผู้สูงอายุ: การศึกษาความตรงตามสภาพการณ์

กิตติชัย วรรณะจิตติกุล,¹ เขมิกา อัมพรอรุณ,² คันธมาทน์ ธรรมชาติ,² ชณัฐภา แบนสนิทธิธรรม²
และ ศิริพันธ์ คงสวัสดิ์²

¹ภาควิชารังสีเทคนิค, ²ภาควิชากายภาพบำบัด คณะเทคนิคการแพทย์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่ จังหวัดเชียงใหม่

วัตถุประสงค์ การควบคุมการทรงท่า (postural control) เป็นปัจจัยสำคัญต่อการดำเนินชีวิตประจำวันเพื่อรักษาสมดุลของร่างกายและควบคุมการเคลื่อนไหว ปัจจุบันการตรวจโดยใช้การวิเคราะห์ด้วย force plate ได้รับการยอมรับว่าเป็นมาตรฐานแต่ยังคงมีข้อจำกัด การนำเทคโนโลยีเซ็นเซอร์ภายในโทรศัพท์สมาร์ตโฟนจึงอาจเป็นทางเลือกหนึ่ง การศึกษาค้นคว้าครั้งนี้มีวัตถุประสงค์เพื่อศึกษาความตรงตามสภาพการณ์ของแอปพลิเคชันในสมาร์ตโฟนเทียบกับอุปกรณ์มาตรฐาน force plate

วิธีการ อาสาสมัครสุขภาพดี อายุตั้งแต่ 20-72 ปี จำนวน 53 คน ประเมินความสามารถในการทรงท่าขณะยืน การทดสอบประกอบด้วยท่ายืนในสภาวะต่าง ๆ 6 สภาวะ คือ ท่ายืนตรง ท่ายืนต่อเท้า และท่ายืนขาเดียว การทดสอบทั้ง 3 แบบ ทำการทดสอบท่าละ 30 วินาที เริ่มจากในสภาวะล้มตาและหลับตาตามลำดับ

ผลการศึกษา ข้อมูลตัวแปรจากสมาร์ตโฟนในการทดสอบการทรงท่าทั้ง 6 สภาวะมีความสัมพันธ์อย่างมีนัยสำคัญกับค่าที่ได้จากอุปกรณ์ force plate ค่าสหสัมพันธ์สเปียร์แมนมีค่าระหว่าง 0.841-0.866 ($p < 0.001$)

สรุป ผลการศึกษาชี้ให้เห็นว่าการประเมินการทรงท่าด้วยตัวแปรจากสมาร์ตโฟนแอปพลิเคชันมีความตรง (validity) ระดับดีเยี่ยมเมื่อเทียบกับอุปกรณ์มาตรฐาน จึงเป็นโอกาสในการพัฒนาระบบแอปพลิเคชันดังกล่าวต่อไปเพื่อให้สามารถนำมาใช้ในทางเวชปฏิบัติ อย่างไรก็ตามยังควรมีการศึกษาต่อไปเพื่อศึกษาความเที่ยงและความจำเพาะเมื่อใช้กับกลุ่มประชากรอื่น

เชียงใหม่เวชสาร 2564;60(4):715-26. doi: 10.12982/CMUMEDJ.2021.60

คำสำคัญ: การทรงตัว การทรงท่า ความตรง เซ็นเซอร์ สมาร์ตโฟน

บทนำ

การควบคุมการทรงท่า (postural control) เป็นความสามารถของร่างกายในการรักษาสมดุลการทรงตัว (balance) เกิดจากการบูรณาการทำงานร่วมกันของระบบการรับรู้ (somatosensory) การ

มองเห็น และระบบเวสติบูลาร์ให้เกิดการตอบสนองของระบบโครงร่างและกล้ามเนื้อในการทำให้มนุษย์สามารถรักษาแนวของร่างกายในท่าตั้งตรง (postural orientation) และสมดุลการทรงท่า

ติดต่อเกี่ยวกับบทความ: ศิริพันธ์ คงสวัสดิ์, ประ.ด., ภาควิชากายภาพบำบัด คณะเทคนิคการแพทย์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่ อำเภอเมือง จังหวัดเชียงใหม่ 50200, ประเทศไทย

อีเมล: siriphan.k@cmu.ac.th

วันรับเรื่อง 15 พฤษภาคม 2564, **วันส่งแก้ไข** 19 สิงหาคม 2564, **วันยอมรับการตีพิมพ์** 26 สิงหาคม 2564



(postural equilibrium) โดยรักษาจุดศูนย์ถ่วงโลก (center of gravity, COG) ภายใต้ฐานรองรับ (base of support, BoS) ให้สมดุลและมีการเคลื่อนไหวที่น้อยที่สุด (1,2) มนุษย์ใช้กลไกในการรักษาสมดุลการทรงตัว เมื่อมีการเคลื่อนไหวของแนวแรงโน้มถ่วงโลกให้หลุดออกนอกฐานรองรับ โดยอาศัยการทำงานหลาย ๆ ระบบดังกล่าว รวมถึงการสั่งการกล้ามเนื้อที่เกี่ยวข้องให้ทำงานต้านแรงที่จะส่งผลให้เกิดการล้ม (falling) กลไกดังกล่าวเรียกว่าการควบคุมการทรงตัว (2) ซึ่งจัดเป็นปัจจัยสำคัญต่อการดำเนินชีวิตประจำวันไม่เฉพาะเพื่อรักษาสมดุลร่างกายแต่ยังเกี่ยวข้องกับความปลอดภัยในทุกการเคลื่อนไหวในชีวิตประจำวันของมนุษย์ รวมถึงเป็นกลไกกระตุ้นการทำงานของกล้ามเนื้อในสภาวะฉุกเฉินเมื่อเกิดการเปลี่ยนแปลงจุดศูนย์รวมมวล (center of mass) อย่างทันทีทันใด (3) ความสามารถในการรักษาและควบคุมสมดุลการทรงตัวจึงเป็นปัจจัยประการหนึ่งที่บ่งชี้ถึงการใช้สุขภาพและคุณภาพชีวิตที่ดี (4) ความบกพร่องในการรักษาสมดุลการทรงตัว เกิดจากปัจจัยหลายประการ ทั้งจากระบบการรับรู้ความรู้สึก (sensory system) ทั้งการรับรู้ความรู้สึกที่ผิวหนัง (cutaneous sense) เช่น ในผู้เป็นโรคเบาหวาน ตัวรับรู้ความรู้สึกของข้อต่อ ในผู้ที่มีปัญหาข้อเสื่อม นักกีฬาที่มีการบาดเจ็บแบบเรื้อรัง ความบกพร่องของการมองเห็น (visual impairment) รวมถึงผู้มีปัญหาของระบบเวสติบูลาร์ เช่น โรคตะกอนหินปูนในหูชั้นใน (Benign paroxysmal positional vertigo) ความบกพร่องระบบสั่งการ (motor system) และจะลดลงตามอายุที่เพิ่มขึ้น (3,5) โดยเฉพาะผู้สูงอายุที่มีความเสื่อมของความแข็งแรงกล้ามเนื้อ การลดลงของมวลกล้ามเนื้อ ผู้ที่มีปัญหาของข้อต่อ เช่น กลุ่มโรค arthritis และโรคที่ก่อให้เกิดความบกพร่องในการควบคุมการทำงานของระบบประสาท เช่น ผู้ป่วยโรคหลอดเลือดสมอง (stroke) โรคพาร์-

กินสัน ฯลฯ (2,4) จะเห็นได้ว่าปัญหาที่ส่งผลต่อความสามารถในการรักษาสมดุลการทรงตัวเกิดจากปัจจัยหลากหลายประการ ทำให้ปัญหาความเสี่ยงต่อการล้มเป็นประเด็นปัญหาสุขภาพที่มีความสำคัญที่ก่อให้เกิดผลส่งผลกระทบต่อค่าใช้จ่ายในการรักษาพยาบาลและการดูแลในระยะยาว

การประเมินความสามารถในการรักษาสมดุลการทรงตัวที่ยอมรับว่าเป็นมาตรฐาน (gold standard) เป็นการประเมินค่าจุดศูนย์กลางแรง (center of pressure) โดยใช้อุปกรณ์มาตรฐานและทำในห้องปฏิบัติการ ได้แก่ force platforms, motion capture system และ inertial measurement unit (IMU) (6-8) อย่างไรก็ตามแม้การตรวจทางห้องปฏิบัติการเป็นการประเมินการทรงตัวที่แม่นยำ เชื่อถือได้สูง ด้วยการใช้เครื่องมือและเทคโนโลยี แต่ไม่สะดวกต่อการประยุกต์ใช้งานในทางปฏิบัติทั่วไป เนื่องจากต้องอาศัยเครื่องมือและระบบประมวลผลที่มีราคาสูง การประเมินที่เป็นที่นิยมใช้จึงเป็นการประเมินทางคลินิก (clinical balance test) ซึ่งการประเมินที่มีงานศึกษาวิจัยรองรับว่าเป็นมาตรฐาน ได้แก่ Romberg's test, Functional reach test, Berg Balance Test, Timed Up and Go test แม้ว่า เป็นวิธีที่เหมาะสมกับการนำไปใช้ในทางปฏิบัติ เนื่องจากไม่ต้องอาศัยเครื่องมือที่ซับซ้อน แต่มีข้อเสียคือ เป็นการประเมินเชิงคุณภาพที่มีความสามารถในการจำแนก (discriminative power) และความไว (sensitivity) ต่ำ เมื่อประเมินในผู้ที่การเปลี่ยนแปลงความสามารถในการรักษาสมดุลการทรงตัวระดับน้อย (9) และมีลักษณะเป็นการตรวจประเมินเชิงอัตวิสัย (subjective evaluation) ซึ่งขึ้นกับประสบการณ์และความชำนาญของผู้ประเมิน (8)

ปัจจุบันมีการพัฒนาเทคโนโลยีเข้ามาใช้เพื่อประเมินความสามารถในการทรงตัว ตัวอย่างหนึ่งคือการนำแอปพลิเคชันที่มีอยู่ในโทรศัพท์มือถือ

สมาร์ตโฟน ซึ่งมีเครื่องมือตรวจจับการเคลื่อนไหวที่ประกอบด้วย accelerometer หรือ gyroscope มาพัฒนาให้วิเคราะห์ความสามารถในการทรงตัวได้ด้วย ข้อดีอย่างหนึ่งคือโทรศัพท์มือถือการเป็นอุปกรณ์ส่วนหนึ่งในชีวิตประจำวันของคนในยุคปัจจุบัน นอกจากนั้นข้อมูลต่าง ๆ ยังสามารถเก็บรวบรวมและแชร์ผ่าน Wi-Fi หรืออินเทอร์เน็ตเพื่อนำไปใช้ติดต่อสื่อสารกับข้อมูลระบบอื่น เช่น ระบบการแพทย์ทางไกล (telemedicine) การพัฒนาคุณสมบัติในการตรวจจับการเคลื่อนไหว (mobility) ร่วมกับการพัฒนา built-in sensors ที่สามารถทดสอบความสามารถในการรักษาสสมดุลการทรงตัวซึ่งให้ผลการทดสอบได้ทันทีจึงมีประโยชน์อย่างยิ่งต่อกลุ่มประชากรในวงกว้าง ทั้งในกลุ่มผู้ที่ยังมีสุขภาพดีหรือกลุ่มผู้ที่โรคและพยาธิสภาพที่เกี่ยวข้องกับการเคลื่อนไหว อย่างไรก็ตามการศึกษาเกี่ยวกับความแม่นยำและความเที่ยงในการประเมินความสามารถในการทรงตัวของแอปพลิเคชันในโทรศัพท์มือถือยังมีจำกัด การศึกษาวิเคราะห์อย่างเป็นระบบ (systematic review) ที่รายงานในต่างประเทศ ในปี ค.ศ. 2017 (10) รายงานข้อมูลจากการศึกษาแบบ cross-sectional ที่เกี่ยวข้องตั้งแต่ปี ค.ศ. 2012-2015 เทียบกับเครื่องมือมาตรฐานที่ประกอบด้วย standalone accelerometry, 3D motion capture และ force plate ในกลุ่มอาสาสมัครช่วงวัยและภาวะต่าง ๆ ตั้งแต่ผู้ใหญ่วัยสุขภาพดี จนถึงผู้สูงอายุ ผู้ป่วยพาร์กินสัน และผู้ที่มีพยาธิสภาพของระบบเวสติบูลาร์ รายงานค่าความเที่ยงตามสภาพการณ์ (concurrent validity) ในระดับสูง รวมถึงมีการรายงานค่าความเที่ยงด้วยค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ภายในชั้น (Intraclass correlation coefficient, ICC) ในระดับสูง (มากกว่า 0.75) เช่นกัน สำหรับแอปพลิเคชันที่มีฟีเจอร์ของการประเมินการทรงตัวในต่างประเทศที่มีรายงานในปี ค.ศ.

2018 ทั้งระบบแอนดรอยด์ และ iOS แบบไม่ต้องเสียค่าใช้จ่าย และแบบต้องชำระค่าบริการ ได้แก่ Balance Test YMED, Balance test, Gyrobalance, iBalance Fitness, Sway (7) อย่างไรก็ตามยังไม่พบรายงานการศึกษาในประเทศไทยเกี่ยวกับค่าความตรง (validity) ของแอปพลิเคชันการประเมินความสามารถในการรักษาสสมดุลเทียบกับอุปกรณ์มาตรฐาน การศึกษาครั้งนี้จึงมีวัตถุประสงค์เพื่อศึกษาความตรงตามสภาพการณ์ โดยเลือกแอปพลิเคชันแบบไม่เสียค่าใช้จ่าย “Gyro” ในระบบ iOS เทียบกับอุปกรณ์มาตรฐาน force plate ในกลุ่มอาสาสมัครสุขภาพดีวัยผู้ใหญ่จนถึงวัยผู้สูงอายุ

วิธีการ

การศึกษานี้ดำเนินการศึกษารูปแบบวิจัยและพัฒนา (research and development) ประชากรที่ทำการศึกษาคืออาสาสมัครสุขภาพดี อายุตั้งแต่ 20-72 ปี จำนวน 53 คน โดยคำนวณขนาดกลุ่มตัวอย่างด้วยโปรแกรม G Power อ้างอิงการศึกษา ก่อนหน้า (11) เพื่อเทียบเคียงกับเครื่องมือที่เป็นมาตรฐาน กำหนดให้ power = 0.80, alpha (type I error) = 0.05, R0 = 0.90, R1 = 0.95 ได้จำนวนขนาดตัวอย่างอย่างน้อย 36 คน

เกณฑ์ในการคัดอาสาสมัครออก คือ ผู้ที่มีน้ำหนักตัวเกิน (ดัชนีมวลกายมากกว่า 25 กก./ตร.ม.) ผู้ที่ไม่สามารถเดินได้โดยอิสระในพื้นที่สาธารณะ และมีความผิดปกติของระบบการทำงานที่เกี่ยวข้องกับการทรงตัว ได้แก่ ความบกพร่องของการมองเห็น โดยใช้แบบทดสอบความคมชัดของการมองเห็น Snellen chart ประเมินความบกพร่องของการรับรู้ข้อต่อ (proprioception) โดยให้ออกตำแหน่งของข้อเมื่อถูกจับให้เคลื่อนไหว (joint position sense) ผู้มีโรคและพยาธิสภาพที่เกี่ยวข้องและส่งผลต่อการเคลื่อนไหว การศึกษานี้ผ่านการพิจารณาจาก

คณะกรรมการจริยธรรมการวิจัยในมนุษย์ คณะเทคนิคการแพทย์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่ (เลขที่ 447/2020)

การพัฒนาระบบ (system development)

ตัวแปรจากสมาร์ตโฟน

การศึกษาครั้งนี้นำแอปพลิเคชันแบบไม่เสียค่าใช้จ่ายจากระบบปฏิบัติการ iOS ในโทรศัพท์สมาร์ตโฟน โดยเลือกแอปพลิเคชัน Gyro-Record Device Motion Data ที่พัฒนาโดย Michael Mahler บริษัท Candela development ประเทศสหรัฐอเมริกา โดยแอปพลิเคชันประกอบด้วยเซนเซอร์ทั้งหมด 4 ประเภท ได้แก่ gyroscope, accelerometer, magnetometer และ barometer ซึ่งผู้ศึกษาวิจัยเลือกเซนเซอร์ gyroscope มาประเมินความสามารถในการทรงท่าเซนเซอร์ดังกล่าวสามารถประเมินข้อมูลการเคลื่อนที่ในลักษณะการหมุน (rotational) จาก 3 แนวแกนคือ แกน x, y และ z และข้อมูลเกี่ยวกับความเร็วเชิงมุม (angular velocity) ที่สามารถบ่งชี้การเปลี่ยนแปลงตำแหน่งการเคลื่อนของ COG (COG position and COG angular velocity) เพื่อแปลผลเป็นความสามารถในการรักษาสสมดุลการทรงท่าโดยประเมินการเคลื่อนที่ออกจากแกนแนวปกติของร่างกายขณะที่ยืนนิ่ง (quiet standing) ตัวแปรจากสมาร์ตโฟนประกอบด้วย ค่าเฉลี่ยค่าแมกนิจูดของการเคลื่อนที่เชิงมุม (average of magnitude of, AVG) ค่าเฉลี่ยรากที่สองของค่าแมกนิจูด (root mean square of magnitude, RMS) ช่วงของค่าแมกนิจูดของการเคลื่อนที่เชิงมุม (range of magnitude; range) ค่าพื้นที่ใต้กราฟของค่าแมกนิจูดของการเคลื่อนที่เชิงมุมซึ่งเป็นผลต่างของค่าสูงสุดและค่าต่ำสุด (sway area, SA) และผลรวมระยะทางการเปลี่ยนตำแหน่งของแมกนิจูดของการเคลื่อนที่เชิงมุมใน 3

แนวแกน (summary distance, SD) (12)

สมาร์ตโฟนที่ใช้ในการทดสอบบรรจุในซองคาดด้วยสายรัดวางที่ตำแหน่งของกระดูกสันหลังระดับเอวข้อที่ 5 ซึ่งเป็นตำแหน่งใกล้เคียงกับศูนย์กลางรวมมวลของร่างกาย (8,12) ทำการเก็บและบันทึกข้อมูลในหน่วยความจำของโทรศัพท์ แล้วจึงดาวน์โหลดไฟล์ข้อมูลเข้าสู่คอมพิวเตอร์เพื่อทำการวิเคราะห์ประมวลผล โดยใช้ข้อมูลที่บันทึกได้ในช่วงวินาทีที่ 11-20 ในการวิเคราะห์เพื่อลดปัจจัยของการปรับตัวในช่วงแรกและการล่าช้าช่วงสุดท้ายที่อาจเกิดขึ้นในอาสาสมัคร

กำหนดให้ $G_x(n)$ $G_y(n)$ และ $G_z(n)$ แทน ค่าที่ได้จากการชักตัวอย่าง (sampling) ข้อมูลจากเซนเซอร์ gyroscope ในแนวแกน x แกน y และ แกน z ที่ตำแหน่งข้อมูลตัวที่ n ตามลำดับ ค่าแมกนิจูดที่ตำแหน่งที่ n เขียนแทนด้วย $M_g(n)$ คำนวณได้ดังสมการที่ (1)

$$M_g(n) = \sqrt{G_x^2(n) + G_y^2(n) + G_z^2(n)} \quad (1)$$

จากค่าแมกนิจูดในสมการที่ (1) ค่า AVG RMS และ range สามารถคำนวณได้ดังสมการที่ (2) ถึงสมการที่ (4) ตามลำดับ

$$AVG = \frac{\sum_{n=1}^N M_g(n)}{N_s} \quad (2)$$

$$RMS = \sqrt{\frac{\sum_{n=1}^N M_g^2(n)}{N_s}} \quad (3)$$

$$Range = Max(M_g(n)) - Min(M_g(n)) \quad (4)$$

เมื่อ N_s คือจุดข้อมูลทั้งหมดที่ได้จากการชักตัวอย่าง ซึ่งความถี่ในการชักตัวอย่างสัญญาณหรือข้อมูลจากเซนเซอร์ที่กำหนดไว้ในแอปพลิเคชัน คือ 30 เฮิรตซ์ ดังนั้น ช่วงเวลาวินาทีที่ 11 ถึง 20 วินาที

คือ 10 วินาที จะมีจุดข้อมูลทั้งหมด

$$N_s = 30 \times 10 = 300 \text{ จุด}$$

ค่า SD สามารถคำนวณได้จากผลรวมของระยะห่างระหว่างตำแหน่งจากตำแหน่งที่ n-1 ไป ตำแหน่งที่ n ของการเคลื่อนที่เชิงมุมดังแสดงในสมการที่ (5)

$$SD = \sum_{n=2}^{N_s} \|M_G(n) - M_G(n-1)\| \quad (5)$$

เมื่อ $\|\cdot\|$ คือการคำนวณระยะทางแบบยูคลิด (Euclidean distance)

ค่า SA คำนวณจากการอินทิเกรตค่าแมกนิจูดในสมการที่ (1) เทียบกับเวลาในช่วงวินาทีที่ 11 ถึง 20 ดังสมการที่ (6)

$$SA = \int_{t=11}^{20} M_G(t) dt \quad (6)$$

โดยการประเมินการทรงตัว พารามิเตอร์ทุกตัวแปรจะมีค่าสูงในผู้ประเมินที่มีการรักษาสมดุลการทรงตัวต่ำ เนื่องจากเมื่อตัวผู้ประเมินมีการเคลื่อนไหวมาก ค่าที่ได้จาก gyroscope จะมีค่าแมกนิจูดและการเปลี่ยนแปลงแมกนิจูดสูง ดังแสดงในรูปที่ 1

จากรูปที่ 1 แสดงกราฟในคอลัมน์ด้านซ้ายแสดงค่าแมกนิจูดเทียบกับเวลา (MG vs time) ในช่วงวินาทีที่ 11 ถึง 20 และคอลัมน์ด้านขวาเป็นกราฟแสดงการติดตามตำแหน่งข้อมูลจาก gyroscope ของทั้ง 3 แนวแกน จะเห็นได้ว่าในรูปที่ 1a ซึ่งเป็นกราฟข้อมูลที่มีการรักษาสมดุลการทรงตัวสูง ขนาดของแมกนิจูดมีค่าน้อย ค่า AVG RMS range และ SA ที่คำนวณออกได้จึงมีค่าต่ำ เช่นเดียวกับค่า SD ที่คำนวณได้จากผลรวมของระยะห่างระหว่างตำแหน่งซึ่งมีค่าน้อยซึ่งสัมพันธ์กับกราฟการติดตามข้อมูลจาก gyroscope ที่มีลักษณะการกระจายต่ำในทางกลับกัน เมื่อเทียบกับรูปที่ 1b ซึ่งเป็นกราฟข้อมูลที่มีการรักษาสมดุลการทรงตัวต่ำ ค่าของแมกนิจูดมีค่าสูง กราฟการติดตามข้อมูลก็มีการกระจายสูง ทำให้ค่า AVG, RMS, Range, SA และ SD ที่

คำนวณออกได้ทั้งหมดจึงมีค่าสูง นั้นแสดงให้เห็นว่าพารามิเตอร์ต่าง ๆ ที่คำนวณได้จาก gyroscope สามารถนำมาใช้ทดสอบการทรงตัวได้

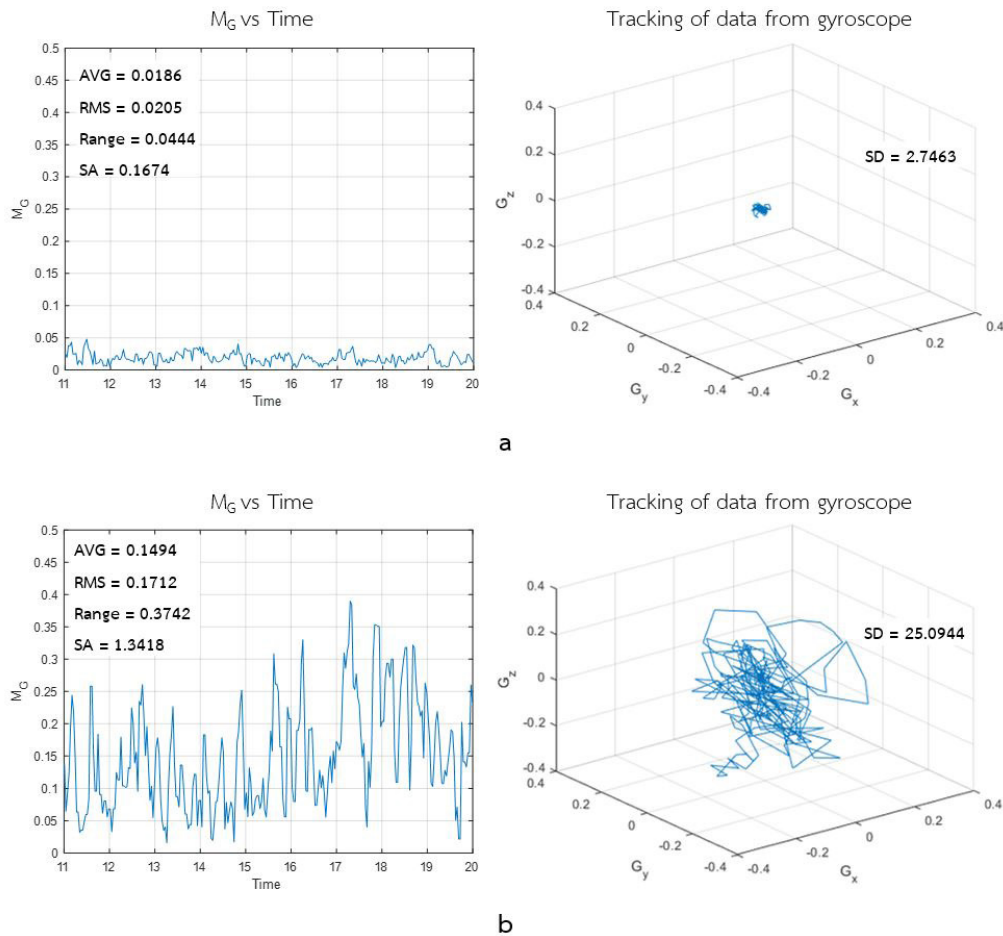
การประเมินความสามารถในการทรงตัวด้วยแอปพลิเคชันในสมาร์ตโฟน (Smartphone-based of postural control assessment)

ความสามารถในการรักษาสมดุลการทรงตัวต้องอาศัยการรับรู้จากการมองเห็น (visual input) และขนาดของฐานรองรับเป็นปัจจัยที่สำคัญ การศึกษาค้นคว้าจึงทำการทดสอบการทรงตัวขณะอยู่นิ่งในท่ายืน (static standing balance) ในสภาวะต่าง ๆ 6 สภาวะ (6,8) ประกอบด้วย 1) ท่ายืน 2 ขา แขนแนบข้างลำตัว ปลายเท้าห่างกันระดับประมาณความกว้างช่วงไหล่ 2) ท่ายืนต่อเท้า โดยให้ส้นเท้าของขาด้านหลังแตะกับปลายนิ้วเท้าของขาด้านหลัง หรือมากที่สุดเท่าที่ทำได้ 3) ท่ายืนขาเดียวด้วยขาข้างไม่ถนัด มือวางที่สะโพก ตรงตำแหน่งของอู้งเชิงกราน (iliac crest) การทดสอบท่ายืนทั้ง 3 แบบทำการทดสอบในภาวะลึ้มตา มองตรงไปด้านหน้าก่อน แล้วจึงทดสอบในภาวะหลับตา ทำการทดสอบท่าละ 30 วินาที พักระหว่างการทดสอบแต่ละท่า 3-5 นาที

อาสาสมัครในการศึกษาค้นคว้าครั้งนี้มาจากการประกาศเชิญชวน โดยเป็นอาสาสมัครสุขภาพดี สามารถเดินได้ปกติโดยไม่ใช้เครื่องช่วยเดิน ไม่มีโรคหรือภาวะที่เป็นอุปสรรคต่อการทดสอบ อายุตั้งแต่ 20-78 ปี จำนวน 53 คน

การทดสอบความตรงตามสภาพการณ์ (concurrent validity)

อุปกรณ์และตัวแปรจาก force platform system ได้รับการยอมรับจากการศึกษาเชิงประจักษ์ว่ามีความเป็นมาตรฐาน โดยรายงานจากการศึกษา



รูปที่ 1. กราฟเปรียบเทียบการรักษาสสมดุลการทรงท่าระหว่าง a ความสามารถในการรักษาสสมดุลการควบคุมการทรงท่าสูง และ b ความสามารถในการรักษาสสมดุลการควบคุมการทรงท่าต่ำ

วิเคราะห์อย่างเป็นระบบ (systematic review) (13) จากการทบทวนบทความการศึกษาระบบติดตามผลไปข้างหน้า (prospective study) ที่เกี่ยวข้องจำนวน 9 จากทั้งหมด 175 บทความ รายงานว่าค่าเฉลี่ยความเร็วในทิศทาง mediolateral ของ COP, mean amplitude และค่า root mean square ของ COP displacement เป็นตัวพยากรณ์อย่างมีนัยสำคัญที่ทำนายโอกาสการล้มในผู้สูงอายุ

การศึกษาระบบนี้ทำการทดสอบความสามารถในการรักษาสสมดุลการทรงท่าทั้ง 6 สภาวะ โดยใช้แอปพลิเคชันสมาร์ตโฟนเทียบกับอุปกรณ์ force plate (PODIUM® P-6000 และกล้องรุ่น VIXTA 50 Hz โดยบริษัท BTS Bioengineering) ซึ่งจัด

เป็นอุปกรณ์มาตรฐาน กำหนดให้อาสาสมัครยืนบนแท่นอุปกรณ์ force plate พร้อม ๆ กับการทดสอบด้วยสมาร์ตโฟนตัวแปร force plate ที่นำมาศึกษา คือ ความเร็วของแรงที่ออกจากศูนย์กลาง (mean velocity of the COP) ซึ่งเป็นตัวแปรที่สามารถบ่งชี้การรักษาสสมดุลในสภาวะต่าง ๆ ที่ทดสอบระหว่างการล้มตาและหลับ ตาได้ดีกว่าตัวแปรอื่น (5,13,14)

การวิเคราะห์ทางสถิติ

ค่าความตรงใช้สถิติ Pearson's correlation coefficient (กรณีการแจกแจงเป็น normal distribution) หรือ Spearman's rank correlation (กรณีการแจกแจงไม่เป็น normal distribution)

กำหนดระดับนัยสำคัญที่ $p < 0.05$ ค่า correlation coefficient (r) ที่น้อยกว่า 0.25 จัดเป็นความสัมพันธ์ระดับน้อย (small) ค่า 0.25-0.50 จัดเป็นระดับปานกลาง (moderate), 0.50-0.75 จัดเป็นความสัมพันธ์ระดับดี (good) และค่ามากกว่า 0.75 จัดอยู่ในเกณฑ์ระดับดีเยี่ยม (excellent)

ผลการศึกษา

อาสาสมัครสุขภาพดี สามารถเดินและปฏิบัติกิจวัตรประจำวันได้โดยอิสระ ไม่มีความบกพร่องของการมองเห็นภายหลังจากใส่แว่นสายตาแล้ว และไม่มีพยาธิสภาพที่ส่งผลต่อการทำงานของระบบร่างกายที่เกี่ยวข้องกับการทรงตัว จำนวนทั้งหมด 53 คน อยู่ในช่วงอายุ 20-26 ปี จำนวน 38 คน เป็นเพศหญิง 13 คน เพศชาย 25 คน และช่วงอายุ 60 ปีขึ้นไป จำนวน 15 คน เป็นเพศหญิง 10 คน เพศชาย 5 คน โดยมีข้อมูลพื้นฐานของอาสาสมัครแสดงในตารางที่ 1

ตารางที่ 1. ข้อมูลพื้นฐานของอาสาสมัคร (n=53)

ข้อมูล	ค่าสูงสุด	ค่าต่ำสุด	ค่าเฉลี่ย	ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน
อายุกลุ่มผู้ใหญ่ตอนต้น (ปี)	26	20	22.39	2.49
อายุกลุ่มผู้สูงอายุ (ปี)	78	62	69.27	4.89
น้ำหนัก (กก.)	98	42	60.68	12.76
ส่วนสูง (ซม.)	183	140	163.00	0.10
ดัชนีมวลกาย (กก./ม ²)	33.91	17.62	22.61	3.71

สมัครแสดงในตารางที่ 1

ผลการทดสอบการทรงตัวขณะอยู่นิ่งในท่ายืน (static standing balance) ในสภาวะต่าง ๆ 6 สภาวะ (รูปที่ 2) ซึ่งประกอบด้วยท่ายืน 2 ขา - ลืมตา (ST-EO) ท่ายืน 2 ขา - หลับตา (ST-EC) ท่ายืนต่อเท้า-ลืมตา (TS-EO) ท่ายืนต่อเท้า-หลับตา (TS-EC) ท่ายืนขาเดียวด้วยขาข้างไม่ถนัด-ลืมตา (SL-EO) และท่ายืนขาเดียวด้วยขาข้างไม่ถนัด-หลับตา (SL-EC) ด้วยการทดสอบพารามิเตอร์ต่าง ๆ ที่ได้จาก gyro-scope ในสมาร์ตโฟน ประกอบด้วยค่า AVG, RMS, Range, SA และ SD ส่วนการทดสอบด้วย force plate โดยใช้ค่า COP mean velocity (COP-MV) แสดงในตารางที่ 2

ค่าเฉลี่ยผลการทดสอบการทรงตัวในท่ายืนที่สภาวะต่าง ๆ (STO, STEC, TSEO, TSEC, SLEO, SLEC) ประเมินด้วยตัวแปรจากสมาร์ตโฟน ประกอบด้วยค่า AVG, RMS, Range, SA และ SD และการ



รูปที่ 2. การทดสอบความสามารถในการทรงตัวขณะยืนที่สภาวะ a ยืนสองขา (ST), b ยืนต่อเท้า (TS) และ c ยืนขาเดียว (SL)

ตารางที่ 2. ผลการทดสอบการทรงท่าขณะยืนด้วยพารามิเตอร์จากสมาร์ทโฟนและ force plate

ข้อมูล	ค่าสูงสุด	ค่าต่ำสุด	ค่าเฉลี่ย	ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน
COP-MV (mm/s)	145.93	6.85	31.98	21.46
AVG (rad/s)	0.518	0.014	0.044	0.041
RMS (rad/s)	0.726	0.015	0.054	0.060
Range (rad/s)	4.033	0.018	0.234	0.364
SA (rad)	12.93	0.338	1.054	0.947
SD (rad/s)	2.898	198.998	17.669	17.232

ตารางที่ 3. ค่าเฉลี่ยผลการทดสอบตัวแปรจากสมาร์ทโฟนและ force plate แยกตามสภาวะ

ข้อมูล	ค่าเฉลี่ย (ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน)					
	ST-EO	ST-EC	TS-EO	TS-EC	SL-EO	SL-EC
COP-MV (mm/s)	10.64 (3.35)	12.66 (9.74)	29.38 (8.06)	49.07 (13.81)	30.33 (10.78)	59.98 (20.23)
AVG (rad/s)	0.017 (0.002)	0.017 (0.002)	0.032 (0.011)	0.054 (0.023)	0.045 (0.021)	0.094 (0.069)
RMS (rad/s)	0.018 (0.003)	0.019 (0.002)	0.039 (0.016)	0.071 (0.041)	0.054 (0.029)	0.124 (0.107)
Range (rad/s)	0.054 (0.043)	0.047 (0.017)	0.146 (0.110)	0.364 (0.411)	0.201 (0.185)	0.593 (0.605)
SA (rad)	0.425 (0.046)	0.432 (0.047)	0.795 (0.267)	1.305 (0.532)	1.110 (0.438)	2.230 (1.608)
SD (rad/s)	4.82 (1.38)	4.84 (1.37)	12.01 (4.81)	23.43 (9.44)	18.48 (7.67)	41.94 (25.29)

ทดสอบด้วย force plate โดยใช้ค่า COP-MV พบว่าค่าเฉลี่ยการทดสอบการรักษาสมดุลขณะยืนเพิ่มขึ้นเมื่อให้อาสาสมัครปิดตา และเมื่อทดสอบในสภาวะที่ฐานรองรับถูกจำกัดมากขึ้น ตัวอย่างเช่น ท่ายืนค่าเดียว หลังตา (SL-EC) มีผลการทดสอบด้วยค่าสูงที่สุดเมื่อเทียบกับการทดสอบเดียวกันแต่ให้อาสาสมัครลืมตา และเมื่อเทียบการสภาวะการทดสอบด้วยการยืนสองขา กับการยืนต่อเท้า ดังแสดงข้อมูลในตารางที่ 3

การศึกษาความตรงตามสภาพการณ์ของพารามิเตอร์ต่างๆ จากสมาร์ทโฟนเทียบกับค่า COP-MV จากอุปกรณ์ force plate แสดงด้วยค่าสหสัมพันธ์ Spearman's rho correlation coefficient (ρ) ซึ่งแสดงความสัมพันธ์แบบไม่เป็นเส้นตรง (nonlinear relationship) เนื่องจากการกระจายตัวของข้อมูลในการศึกษานี้ไม่เป็นการกระจายแบบปกติ จึงหา

ตารางที่ 4. ค่าสหสัมพันธ์ Spearman's rho correlation coefficient (ρ) ของพารามิเตอร์จากสมาร์ทโฟนเทียบกับค่าความเร็วของแรงที่ออกจากศูนย์กลาง (COP-MV) จาก force plate

ข้อมูล	ρ	p-value
AVG (rad/s)	0.860	< 0.001
RMS (rad/s)	0.860	< 0.001
Range (rad/s)	0.841	< 0.001
SA (rad)	0.857	< 0.001
SD (rad/s)	0.866	< 0.001

ค่าสหสัมพันธ์โดยใช้การวิเคราะห์แบบ nonparametric (15) (ตารางที่ 4)

อภิปรายผล

ปัจจุบันนี้ การนำเทคโนโลยีใช้อุปกรณ์ประเภทเซ็นเซอร์มาประเมินการทรงท่าทำให้มีข้อมูลเชิง

ปริมาณที่มีความละเอียดแม่นยำสูงกว่าการประเมินเชิงคุณภาพ ในต่างประเทศการพัฒนาและการนำเทคโนโลยีเซ็นเซอร์และแอปพลิเคชันที่เกี่ยวข้องมีการศึกษามากกว่า 20 ปี แต่สำหรับในประเทศไทย รายงานการศึกษาดังกล่าวยังมีจำกัด การศึกษาครั้งนี้มีวัตถุประสงค์เพื่อศึกษาความตรงตามสภาพการณ์ของตัวแปรที่คำนวณได้จากข้อมูล gyroscope ซึ่งเป็นแอปพลิเคชันในสมาร์ตโฟนเทียบกับอุปกรณ์จากชุดวิเคราะห์การเคลื่อนไหว force-plate system ที่ได้รับการยอมรับว่าเป็นมาตรฐาน ผลการศึกษาค้นพบว่าข้อมูลจากสมาร์ตโฟนทุกตัวแปรมีความสัมพันธ์เทียบกับค่า MV-COP จาก force plate ในระดับสูง (ค่าสหสัมพันธ์ Spearman's rho มากกว่า 0.80) โดยค่า SD มีความสัมพันธ์มากที่สุด ที่ 0.866 รองลงมาคือ AVG กับ RMS ที่มีค่าสหสัมพันธ์เท่ากันที่ 0.860 ซึ่งให้เห็นว่าผลการทดสอบการทรงตัวขณะยืนด้วยสมาร์ตโฟนแอปพลิเคชันมีความตรงระดับดีเมื่อเทียบกับการประเมินด้วยอุปกรณ์มาตรฐาน สามารถพัฒนานำข้อมูลจากสมาร์ตโฟนมาวิเคราะห์และคำนวณหาพารามิเตอร์ต่าง ๆ เพื่อใช้ประเมินความสามารถในการรักษาสมดุลการทรงตัวขณะยืนได้ในอนาคต

รายงานการศึกษาที่ผ่านมาระบุว่า การรักษาสมดุลของร่างกายเชิงชีวกลศาสตร์อธิบายด้วยตัวแปร 3 แนวทาง ได้แก่ ขนาดการเปลี่ยนแปลง (amplitude) ความเร็ว (velocity) และความถี่ (frequency) โดยการรักษาสถิตขณะยืนในวัยหนุ่มสาวใช้การทำงานที่ส่วนสะโพก (hip strategy) ในการรักษาสถิต และมีการใช้สะโพกเพิ่มขึ้นเมื่ออายุมากขึ้น (12) การศึกษาค้นคว้าจึงเลือกตำแหน่งของการติดตั้งสมาร์ตโฟนที่ระดับกระดูกสันหลังส่วนเอวข้อที่ 5 ซึ่งเป็นระดับที่ใกล้เคียงกับศูนย์รวมมวลของร่างกาย (center of mass) เพื่อตรวจจับการแกว่งของส่วนสะโพก หากพิจารณาค่าเฉลี่ย

ผลการทดสอบตัวแปรจากสมาร์ตโฟนและ force plate ในสภาวะต่าง ๆ (ตารางที่ 3) พบว่า การยืนด้วยขาทั้งสองที่ความกว้างของฐานรองรับห่างกันเท่ากับช่วงความกว้างไหล่ (ST-EO) ให้ผลการทดสอบที่ค่าต่ำที่สุด และค่าไม่เปลี่ยนแปลงมากนัก เมื่อให้อาสาสมัครหลับตา (ST-EC) อาจเป็นผลจากการที่อาสาสมัครในการศึกษาค้นคว้านี้เป็นอาสาสมัครสุขภาพดี แม้เป็นอาสาสมัครผู้สูงอายุแต่ไม่มีประวัติการเสี่ยงล้ม ความสามารถในการรักษาสถิตในสภาวะปกติจึงยังคงอยู่ในเกณฑ์ดี เมื่อเปลี่ยนการทดสอบให้มีความยากขึ้น เช่น การยืนต่อเท้า (tandem stance, TS) จนถึงการยืนด้วยขาข้างเดียว (single leg stand, SL) พบว่าผลการทดสอบมีค่ามากขึ้นตามลำดับ และเพิ่มมากขึ้นเมื่อให้อาสาสมัครหลับตา ซึ่งเกิดจากการแกว่งของร่างกายมากขึ้นเพื่อชดเชยขนาดฐานรองรับและการรับรู้ผ่านการมองเห็น (visual information) ที่ลดลง

ค่าพารามิเตอร์จากสมาร์ตโฟนที่รายงานในการศึกษานี้เป็นข้อมูลที่ได้จากเซ็นเซอร์ชนิด gyroscope ซึ่งประเมินแนวของร่างกายและความเร็วเชิงมุม จึงสามารถบ่งชี้การแกว่งและการเปลี่ยนแปลงตำแหน่งการเคลื่อนของ COG ได้ ตัวแปรจาก gyroscope ในสมาร์ตโฟนที่การศึกษานี้นำมาวิเคราะห์เป็นตัวแปรประเภท time-domain ซึ่งมีรายงานว่าให้ผลวิเคราะห์ที่มีความเที่ยงตรงมากกว่าตัวแปรเกี่ยวกับความถี่ (frequency domain) (12) อย่างไรก็ตามการศึกษาค้นคว้านี้ยังไม่สามารถบ่งชี้ความไวและความจำเพาะเจาะจงของตัวแปรแต่ละตัวที่ประกอบด้วยค่าเฉลี่ยค่าแมกนิจูดการเคลื่อนที่เชิงมุม (AVG) ค่าเฉลี่ยรากที่สองของค่าแมกนิจูดการเคลื่อนที่เชิงมุม (RMS) ช่วงค่าแมกนิจูดของการเคลื่อนที่เชิงมุม ซึ่งเป็นผลต่างของค่าสูงสุดและค่าต่ำสุด ค่าพื้นที่ใต้กราฟแมกนิจูดของการเคลื่อนที่เชิงมุม (SA) และผลรวมระยะทางการเปลี่ยนตำแหน่ง

ของแมกนิจูดของการเคลื่อนที่เชิงมุมใน 3 แนวแกน (SD) เนื่องจากการศึกษาเบื้องต้นที่ทดสอบในอาสาสมัครปกติ จึงยังไม่สามารถวิเคราะห์คุณสมบัติตัวแปรดังกล่าวแต่ละตัวในการจำแนกความบกพร่องของการรักษาสสมดุลการทรงท่าขณะยืนในผู้ที่มีพยาธิสภาพต่าง ๆ

การศึกษาครั้งนี้สนับสนุนผลจากรายงานการศึกษาที่ผ่านมา (6,8,11,12,16-21) ถึงความตรงและโอกาสในการพัฒนานำแอปพลิเคชันที่มีอยู่ในสมาร์ทโฟนไปใช้เพื่อประเมินการรักษาสสมดุลการทรงท่าในประชากรกลุ่มต่าง ๆ โดยเฉพาะอย่างยิ่งเพื่อทำนายโอกาสในการเสี่ยงล้มในผู้สูงอายุ (5,16) และผู้ที่มีพยาธิสภาพต่าง ๆ ที่เกี่ยวข้องกับปัญหาการทรงท่า โดยมีรายงานการศึกษาการทบทวนวรรณกรรมอย่างเป็นระบบ ที่สนับสนุนประสิทธิภาพการนำข้อมูลจากเซ็นเซอร์ในสมาร์ทโฟนไปใช้ในการประเมินการรักษาสสมดุลและโอกาสในการเสี่ยงล้มอย่างแพร่หลาย ได้แก่ ความเสี่ยงต่อการล้มในผู้สูงอายุ (22) ในผู้ป่วยโรคหลอดเลือดสมอง (8) โรคพาร์กินสัน (17) และนำไปพัฒนาระบบของแอปพลิเคชันและอัลกอริทึมโดยการนำเอาเทคนิคการเรียนรู้ของเครื่องจักร (machine learning) มาประยุกต์ใช้สำหรับการใช้งานเพื่อเพิ่มประสิทธิภาพระบบ สามารถนำมาใช้งานอย่างเป็นรูปธรรมในทางคลินิกต่อไป อย่างไรก็ตามการศึกษานี้ยังมีข้อจำกัด ได้แก่ เป็นการศึกษาแบบ cross sectional ที่ไม่มีการติดตามผล และทำการทดสอบในอาสาสมัคร 2 ช่วงวัย คือวัยหนุ่มสาวตอนต้น อายุช่วง 20-25 ปี และวัยผู้สูงอายุ ซึ่งย่อมมีกลไกร่างกายในการควบคุมสมดุลการทรงท่าแตกต่างกัน จึงยังจำเป็นต้องการศึกษาต่อไปรวมถึงการศึกษาในอาสาสมัครที่เป็นผู้ป่วยประเภทต่าง ๆ เพื่อศึกษาความเที่ยง ความจำเพาะและความไว

สรุป

การศึกษาค่าความตรงตามสภาพการณ์ของการใช้แอปพลิเคชันเซ็นเซอร์จากสมาร์ทโฟนระบบ iOS มาประเมินความสามารถในการทรงท่าในอาสาสมัครสุขภาพดีเทียบกับอุปกรณ์วิเคราะห์การเคลื่อนไหว force platform พบว่าทุกตัวแปรจากสมาร์ทโฟนมีค่าความตรงตามสภาพการณ์ระดับสูง (Spearman's rho correlation coefficient > 0.80) จึงเป็นโอกาสในการพัฒนาระบบแอปพลิเคชันดังกล่าวต่อไปเพื่อให้สามารถนำมาใช้ในทางเวชปฏิบัติเพื่อประเมินความเสี่ยงต่อการล้ม โดยเฉพาะในกลุ่มผู้สูงอายุ และผู้ที่มีพยาธิสภาพทางระบบประสาท หรือระบบที่เกี่ยวข้องกับการทรงตัว

กิตติกรรมประกาศ

ผู้วิจัยขอขอบคุณคณะเทคนิคการแพทย์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่ในการสนับสนุนทุนการวิจัย ประจำปี 2563 และขอขอบคุณภาควิชากายภาพบำบัด คณะเทคนิคการแพทย์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่ ที่ให้ความอนุเคราะห์อุปกรณ์วิจัย force-plate motion analysis

ผลประโยชน์ทับซ้อน

งานวิจัยนี้ไม่เกี่ยวข้องกับผลประโยชน์อื่นใด

เอกสารอ้างอิง

1. Horak FB. Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? Age Ageing. 2006;35(Suppl 2):ii7-11.
2. Pollock AS, Durward BR, Rowe PJ, Paul JP. What is balance? Clin Rehabil. 2000;14:402-6.
3. Mancini M, Horak FB. The relevance of clinical balance assessment tools to differentiate balance deficits. Eur J Phys Rehabil Med.

- 2010;46:239-48.
4. Pasma J, Engelhart D, Schouten A, Kooij H, Maier A, Meskers C. Impaired standing balance: The clinical need for closing the loop. *Neuroscience*. 2014;267:157-65
5. Prieto TE, Myklebust JB, Hoffmann RG, Lovett EG, Myklebust BM. Measures of postural steadiness: differences between healthy young and elderly adults. *IEEE Trans Biomed Eng*. 1996;43:956-66.
6. Seimetz C, Tan D, Katayama R, Lockhart T. A comparison between method of measuring postural stability: force plates versus accelerometers. *Biomed Sci Instrum*. 2012;48:386-92.
7. Moral-Munoz JA, Esteban-Moreno B, Herrera-Viedma E, Cobo MJ, Pérez IJ. Smartphone applications to perform body balance assessment: a standardized review. *J Med Syst*. 2018;42:119.
8. Hou Y-R, Chiu Y-L, Chiang S-L, Chen H-Y, Sung W-H. Development of a smartphone-based balance assessment system for subjects with stroke. *Sensors*. 2019;20:88.
9. Balasubramanian CK, Boyette A, Wludyka P. How Well Do functional assessments of mobility and balance discriminate fallers and recurrent fallers from non-fallers among ambulatory older adults in the community? *Physiother Can*. 2015;67:184-93.
10. Roeing KL, Hsieh KL, Sosnoff JJ. A systematic review of balance and fall risk assessments with mobile phone technology. *Arch Gerontol Geriatr*. 2017;73:222-6.
11. Neville C, Ludlow C, Rieger B. Measuring postural stability with an inertial sensor: validity and sensitivity. *Med Devices Auckl NZ*. 2015; 8:447-55.
12. Mancini M, Salarian A, Carlson-Kuhta P, Zampieri C, King L, Chiari L, et al. ISway: a sensitive, valid and reliable measure of postural control. *J Neuroeng Rehabil*. 2012;9:59.
13. Piirtola M, Era P. Force platform measurements as predictors of falls among older people—a review. *Gerontology*. 2006;52:1-16.
14. Karlsson A, Frykberg G. Correlations between force plate measures for assessment of balance. *Clin Biomech*. 2000;15:365-9.
15. Liu J, Tang W, Chen G, Lu Y, Feng C, Tu XM. Correlation and agreement: overview and clarification of competing concepts and measures. *Shanghai Arch Psychiatry*. 2016;28:115-20.
16. Martinez-Mendez R, Sekine M, Tamura T. Postural sway parameters using a triaxial accelerometer: comparing elderly and young healthy adults. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*. 2012;15:899-910.
17. Hubble RP, Naughton GA, Silburn PA, Cole MH. Wearable sensor use for assessing standing balance and walking stability in people with Parkinson's disease: a systematic review. *PLoS ONE*. 2015;10:e0123705.
18. Heebner NR, Akins JS, Lephart SM, Sell TC. Reliability and validity of an accelerometry based measure of static and dynamic postural stability in healthy and active individuals. *Gait Posture*. 2015;41:535-9.
19. Mancini M, Horak FB, Zampieri C, Carlson-Kuhta P, Nutt JG, Chiari L. Trunk accelerometry reveals postural instability in untreated Parkinson's disease. *Parkinsonism Relat Disord*. 2011;17:557-62.
20. Kosse NM, Caljouw S, Vervoort D, Vuillerme N, Lamothe CJC. Validity and reliability of gait and postural control analysis using the triaxial accelerometer of the ipod touch. *Ann Biomed Eng*. 2015;43:1935-46.
21. Hsieh KL, Roach KL, Wajda DA, Sosnoff JJ. Smartphone technology can measure postural stability and discriminate fall risk in older adults. *Gait Posture*. 2019;67:160-5.
22. Reyes A, Qin P, Brown CA. A standardized review of smartphone applications to promote balance for older adults. *Disabil Rehabil*. 2018; 40:690–6.

Utilization of embedded smartphone application for testing balance in adult to elderly: the study of concurrent validity

Wantanajittikul K,¹ Ampornaroon K,² Thammachat K,² Nabsanittum C² and Kongsawasdi S²

¹Department of Radiologic Technology, ²Department of Physical Therapy, Faculty of Associated Medical Sciences, Chiang Mai University, Chiang Mai

Objectives Postural control is an essential component to maintain equilibrium and control individual mobility. Currently, quantitative measures of balance included the force plate analysis systems of center of pressure displacement. Despite, it has been accepted as the gold standard and demonstrated high sensitivity, they still have several limitations. It needs to conduct in laboratory setting and costly. Smartphone technology with embedded sensors may provide a promising evaluation of balance control when force plates are unavailable. The objective of this study was to explore the concurrent validity of the parameters calculated from the smartphone application compared to the force plate-based measure of postural sway.

Methods Fifty-three healthy volunteers, aged 20-72 years were evaluated the ability to control balance during quiet standing. Six static balance tests were conducted in the following order: standing, tandem stance and single leg standing. All tests performed each condition 30 seconds starting from eyes opened then closed.

Results All the sway measurement from smartphone were significantly correlated with the force plate parameter. Data across six balance tasks showed strong positive correlation, the Spearman's rho correlation coefficients were 0.841-0.866 ($p < 0.001$).

Conclusion Smartphone parameters demonstrates a high concurrent validity against the gold standard measurement, provided the opportunity for further development in clinical setting. Further studies are needed to determine the reliability and sensitivity to other population. **Chiang Mai Medical Journal 2021;60(4):715-26. doi: 10.12982/CMUMEDJ.2021.60**

Keywords: balance, force plate, postural control, smartphone, application