

Original article

**ACCURACY OF INERTIAL MEASUREMENT UNIT POSITION FOR MEASURING
THE HEAD AND TRUNK ANGLES**Atipong MONGKOLPICHAYARUK^{1,*}, Weerawat LIMROONGREUNGRAT¹, Wijitra LIENGSWANGWONG²and Parunchaya JAMKRAJANG¹¹College of Sports Science and Technology, Mahidol University, Nakhon Pathom, THAILAND²Department of Emergency Medicine, Faculty of Medicine, Ramathibodi Hospital, Mahidol University, Bangkok, THAILAND

ABSTRACT

The Inertial Measurement Unit (IMU) has garnered popularity for its application in measuring joint angles during movement due to its cost-effectiveness and suitability for field testing. However, there are instances where the IMU may require relocation, necessitating validation of the accuracy of its new placement. Therefore, the objective of this study was to study the accuracy and reliability of the IMU angle sensor compared with a 'gold-standard' retro-reflective motion capture system. Ten healthy volunteers (age 21.33 ± 0.69 years, weight 66.44 ± 11.88 kg, height 173.11 ± 0.05 cm.) performed the sit to stand (STS) and walking test (WT). Three successful trials were averaged. Kinematic data were collected using ten optoelectronic cameras (OMC) and four IMU sensors at 200 Hz. Cluster markers and IMU were attached on forehead, back of head, sternum and C7. Bland-Altman plots demonstrated the point distribution within the interval to validate the IMU locations and twice systems. The levels of significant were set at $p < 0.05$. Paired samples t-test showed no significant difference between IMU vs OMC and IMU vs IMU in three planes during STS ($p > 0.05$), however, it showed significant difference between IMU vs IMU in lateral flexion plane during WT ($p > 0.05$). In conclusion, these findings demonstrate the feasibility of relocating IMU sensors for recording each body segment. The IMU can be considered a valid and accurate for measuring the head and thorax range of motion. However, the attachment of the device to the skin emerges as a critical factor that can markedly influence data accuracy, potentially leading to inaccurate.

(Journal of Sports Science and Technology 2024; 24(1):82-93)

(Received: 24 April 2024, Revised: 10 July 2024, Accepted: 16 July 2024)

KEYWORDS: IMU/ Walking/ Sit to Stand**Corresponding Author:** Atipong MONGKOLPICHAYARUK

College of Sports Science and Technology, Mahidol University,

Nakhon Pathom, 73170, THAILAND

E-mail: atipong.mon@mahidol.edu

นิพนธ์ต้นฉบับ

ความแม่นยำของตำแหน่งเซ็นเซอร์วัดการเคลื่อนไหวในการวัดมุมของศีรษะและลำตัว

อติพงษ์ มงคลพิชญรักษ์ วีรวัฒน์ ลิ้มรุ่งเรืองรัตน์ วิจิตรา เลี้ยงสว่างวงศ์

และ ปรัญญา แจ่มกระจ่าง

¹วิทยาลัยวิทยาศาสตร์และเทคโนโลยีการกีฬา มหาวิทยาลัยมหิดล นครปฐม²คณะแพทยศาสตร์โรงพยาบาลรามาธิบดี ภาควิชาเวชศาสตร์ฉุกเฉิน มหาวิทยาลัยมหิดล กรุงเทพมหานคร**บทคัดย่อ**

เซ็นเซอร์วัดการเคลื่อนไหวได้รับความนิยมในการวัดมุมของข้อต่อในขณะเคลื่อนไหว เนื่องจากราคาไม่แพงและสามารถใช้ในการทดสอบภาคสนาม อย่างไรก็ตาม ในบางครั้งต้องมีการเปลี่ยนตำแหน่งของการติดเซ็นเซอร์ เนื่องจากข้อจำกัดบางประการ ซึ่งอาจส่งผลต่อความแม่นยำในการวัด ดังนั้น การศึกษานี้มีวัตถุประสงค์ เพื่อศึกษาถึงผลของตำแหน่งของเซ็นเซอร์วัดการเคลื่อนไหว (IMU) ต่อมุมของศีรษะและลำตัวในขณะลุก-นั่งและเดิน อาสาสมัครสุขภาพดีจำนวน 10 คน อายุ 21.33 ± 0.69 ปี น้ำหนัก 66.44 ± 11.88 กก ส่วนสูง 173.11 ± 0.05 ซม. ทำการทดสอบในขณะลุก-นั่งและเดิน ท่าละ 3 ครั้งและนำค่ามาเฉลี่ย ค่าจลนศาสตร์การเคลื่อนไหววิเคราะห์ผ่านการติดเซ็นเซอร์วัดการเคลื่อนไหว 4 ตำแหน่ง ได้แก่ กึ่งกลางด้านหน้าศีรษะและด้านหลังศีรษะกึ่งกลางหน้าอกและตำแหน่งกระดูกสันหลังคอที่ C7 โดยเซ็นเซอร์วัดการเคลื่อนไหวทุกตำแหน่งจะถูกติดกับ คลัสเตอร์มาร์คเกอร์ ระบบกล้องจับการเคลื่อนไหว 3 มิติ 10 ตัว ความถี่ 200 เฮิรตซ์ จะใช้ในการบันทึกค่าพิสัยของการเคลื่อนไหวแต่ละระนาบของศีรษะและลำตัว สถิติ Bland Altman plots และ Paired samples t-test จะเปรียบเทียบมุมของศีรษะและลำตัวใน 3 ระนาบ ผลการวิจัยพบว่า ให้ความแม่นยำในการบันทึกข้อมูลเมื่อเปรียบเทียบกับการบันทึกข้อมูลด้วยระบบกล้องจับการเคลื่อนไหว 3 มิติ ในการแสดงความสัมพันธ์ระหว่างค่าความแตกต่างกับค่าเฉลี่ยทั้ง 3 ทิศทาง การทดสอบลุก-นั่ง ไม่พบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ทั้งระหว่างเซ็นเซอร์วัดการเคลื่อนไหวด้านหน้า กับ เซ็นเซอร์วัดการเคลื่อนไหวด้านหลัง และ เซ็นเซอร์วัดการเคลื่อนไหวด้านหน้า กับ การบันทึกการเคลื่อนไหวเชิง 3 มิติ อย่างไรก็ตามในการทดสอบการเดิน พบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติในทิศทางการเอียงไปด้านข้าง ระหว่างเซ็นเซอร์วัดการเคลื่อนไหวที่ตำแหน่งศีรษะและหน้าอก จากการศึกษาวิจัยสรุปได้ว่า การใช้เซ็นเซอร์วัดการเคลื่อนไหวเพื่อบันทึกการเคลื่อนไหวของ ศีรษะและต้นคอสามารถใช้เทียบเคียงการบันทึกด้วยระบบมาตรฐานได้ อย่างไรก็ตามต้องคำนึงถึงการยึดติดอุปกรณ์กับผิวหนังซึ่งอาจจะส่งผลให้ข้อมูลมีการคลาดเคลื่อนได้

(วารสารวิทยาศาสตร์และเทคโนโลยีการกีฬา 2567; 24(1):82-93)

คำสำคัญ: เซ็นเซอร์วัดการเคลื่อนไหว , การเดิน, การลุกนั่ง

บทนำ

การศึกษาด้านจลนศาสตร์การเคลื่อนไหว (Kinematics) เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาทางชีวกลศาสตร์ ที่ศึกษาเกี่ยวกับการเคลื่อนไหวทั้งเชิงเส้นตรงและเชิงมุม เช่น ความเร็ว ความเร่งและมุมของการเคลื่อนไหว ในการศึกษาวิจัยในการเคลื่อนไหวของมนุษย์สามารถทำได้โดยใช้ระบบวิเคราะห์การเคลื่อนไหวเชิง 3 มิติด้วยระบบกล้อง (Optical motion capture system (OMC) ซึ่งให้ข้อมูลการเคลื่อนไหวใน 3 ระนาบที่แม่นยำและจัดว่าเป็นเครื่องมือมาตรฐาน (gold standard) อย่างไรก็ตาม ระบบกล้องจับการเคลื่อนไหว 3 มิตินี้ ค่อนข้างซับซ้อนและมีราคาแพง ซึ่งส่วนใหญ่ทำการเก็บข้อมูลในห้องปฏิบัติการ^{1,2} ในปัจจุบัน ได้มีการนำเซ็นเซอร์วัดการเคลื่อนไหว (inertial measurement unit (IMU)) มาใช้ในการวิเคราะห์การเคลื่อนไหวในเชิง 3 มิติ มากขึ้น เนื่องจากมีข้อดี คือ สะดวกในการใช้งาน สามารถนำไปใช้ในภาคสนามได้ นอกจากนี้ยังมีราคาถูกมากกว่าระบบกล้องจับการเคลื่อนไหว 3 มิติ ซึ่งเซ็นเซอร์วัดการเคลื่อนไหว (IMU) ประกอบด้วยเซ็นเซอร์ 3 ประเภท ได้แก่ เซ็นเซอร์วัดความเร็วเชิงมุม (Gyroscope) เซ็นเซอร์วัดความเร่ง (Accelerometer) และเซ็นเซอร์วัดสนามแม่เหล็ก (Magnetometer) ที่เซ็นเซอร์วัดการเคลื่อนไหวสามารถคำนวณหาค่าจลนศาสตร์ เช่น มุมองศาความเร็ว ได้อย่างรวดเร็ว³ อย่างไรก็ตาม ระบบนี้ยังมีข้อจำกัดในเรื่องของความแม่นยำ เนื่องจากมีการเลื่อน (drift) ของสัญญาณและการอินทิเกรตจากความเร็วเชิงมุมหรือความเร่งเพื่อให้ได้ค่า เป็นต้น ดังนั้น มีงานวิจัยจำนวนมากที่ทำการเปรียบเทียบความเที่ยงตรงระหว่างระบบกล้องจับการเคลื่อนไหว 3 มิติ และ เซ็นเซอร์วัดการเคลื่อนไหว ในการใช้งาน³⁻⁶

ตำแหน่งการติดเซ็นเซอร์วัดการเคลื่อนไหว ในการวิเคราะห์การเคลื่อนไหว จะขึ้นกับคำแนะนำในการใช้อุปกรณ์ของแต่ละบริษัท ซึ่งในตำแหน่งที่บริษัทแนะนำนี้ อาจจะไม่เหมาะสมกับการวิเคราะห์ในบางการเคลื่อนไหว เช่น มีการกดทับของเซ็นเซอร์เมื่อทำการเก็บข้อมูลในบางท่าการเคลื่อนไหวหรือตำแหน่งอาจมีการสั่นเนื่องจากการเคลื่อนไหวของผิวหนังหรือกล้ามเนื้อทำให้ข้อมูลที่ได้มีสัญญาณรบกวนมาก^{5,7} การศึกษาทางการแพทย์ Nolte และคณะ (2021) ได้ทำการศึกษากการเคลื่อนไหวของกระดูกคอในขณะใส่อุปกรณ์ฟุ้งคอขณะชนย้ายผู้ป่วยบนเปลโดยใช้เซ็นเซอร์วัดการเคลื่อนไหว เนื่องจากไม่สามารถติดเซ็นเซอร์ไว้ด้านหลัง (ศีรษะด้านหลังและกระดูกสันหลังตำแหน่ง T8) ในขณะผู้ป่วยนอนลงบนเปลได้ ผู้วิจัยจึงติดเซ็นเซอร์วัดการเคลื่อนไหวไว้ที่ศีรษะด้านหน้าและกึ่งกลางกระดูกสันอก (Sternum) แทน พร้อมคำนวณค่ามุมและพิสัยของมุม (Range of motion (ROM)) ของคอ⁸ อย่างไรก็ตาม การศึกษานี้ไม่ได้รายงานค่าความแม่นยำของระบบเซ็นเซอร์วัดการเคลื่อนไหว เมื่อเทียบกับระบบกล้องจับการเคลื่อนไหว 3 มิติที่เป็นมาตรฐาน

การย้ายตำแหน่งในการติดเซ็นเซอร์วัดการเคลื่อนไหว มีความจำเป็นในบางสถานการณ์ในการศึกษาจลนศาสตร์ของการเคลื่อนไหวที่ศีรษะและลำตัว จะเห็นได้จากงานวิจัยก่อนหน้านี้ที่ได้มีการเปลี่ยนตำแหน่งในการติดเซ็นเซอร์เนื่องจากมีข้อจำกัดบางประการ ทำให้อาจมีการย้ายตำแหน่งจากด้านหน้าไปด้านหลังหรือในทางกลับกัน จากด้านหลังมาด้านหน้า^{2,4} โดยเฉพาะอย่างยิ่งการเคลื่อนไหวของศีรษะและกระดูกคอในขณะการนอน ดังนั้น ในการย้ายตำแหน่งของเซ็นเซอร์ที่ศีรษะและลำตัว ควรมีการศึกษาถึงความแม่นยำเมื่อเทียบกับระบบมาตรฐาน ในการเคลื่อนไหวที่เป็นอิสระ เพื่อเป็นการยืนยันว่าการย้ายตำแหน่งเซ็นเซอร์วัดการเคลื่อนไหว ของศีรษะและลำตัว สามารถเปลี่ยนตำแหน่งการติดและยังให้ค่าไม่แตกต่างจากตำแหน่งเดิม วัตถุประสงค์ของการศึกษานี้เพื่อศึกษาถึงความแม่นยำของการติดเซ็นเซอร์วัดการเคลื่อนไหว โดยเทียบกับระบบมาตรฐาน โดยในการศึกษานี้ได้เลือกศึกษาการติดเซ็นเซอร์ที่ตำแหน่งศีรษะ ตำแหน่งต้นคอ และหน้าอก ในขณะเดิน และลุก-นั่ง ซึ่งเป็นท่าที่ใช้ในกิจวัตรประจำวัน เพื่อเป็นประโยชน์การศึกษาการในอนาคตเกี่ยวกับการเคลื่อนไหวของกระดูกคอขณะท่านอนที่มีข้อจำกัดอยู่

วัตถุประสงค์ของการศึกษานี้

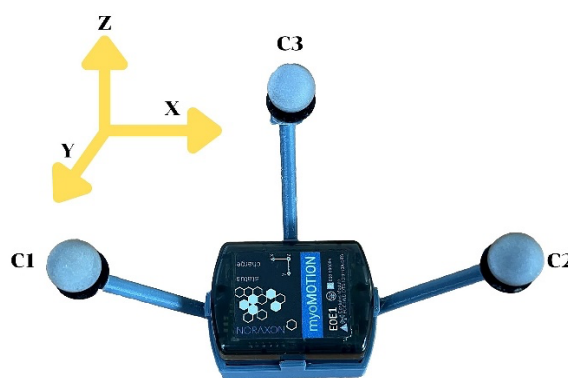
เพื่อศึกษาถึงความแม่นยำของการติดเซ็นเซอร์วัดการเคลื่อนไหว เปรียบเทียบกับระบบการบันทึกการเคลื่อนไหวกล้องจับการเคลื่อนไหว 3 มิติ ในขณะเดินและขณะลุก-นั่ง ที่ตำแหน่งศีรษะ ตำแหน่งต้นคอ และหน้าอก

วิธีดำเนินการวิจัย

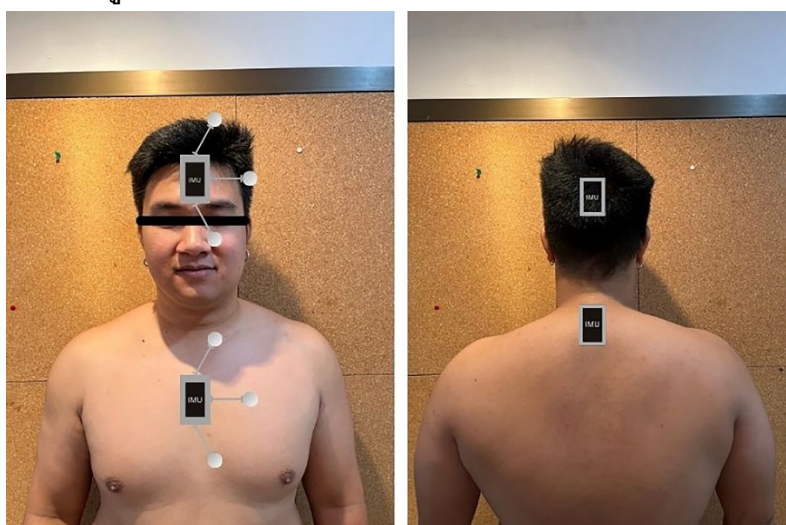
ผู้เข้าร่วมวิจัย

อาสาสมัครสุขภาพดี เพศชายและหญิง อายุระหว่าง 18-25 ปี ไม่มีปัญหาการเคลื่อนไหวและมีการบาดเจ็บหรือมีความผิดปกติของร่างกาย จากการคำนวณกลุ่มตัวอย่างโดย คำนวณจากงานวิจัยก่อนหน้านี้ (Jonathan et al, 2021) โดยมีขนาดอิทธิพลอยู่ในระดับ ปานกลาง = 0.5 อำนาจการทดสอบ 80% และ ระดับ $\alpha = 0.05$ โดยใช้โปรแกรม G Power v 3.1 จะได้จำนวนกลุ่มตัวอย่างทั้งหมด 9 คน ในงานวิจัยนี้ ใช้กลุ่มตัวอย่างทั้งหมด จำนวน 10 คน อายุ 21.33 ± 0.69 ปี น้ำหนัก 66 ± 11.88 กิโลกรัม ส่วนสูง 173.11 ± 0.05 เซนติเมตร ก่อนเข้าร่วมโครงการ อาสาสมัครทุกคนได้รับคำอธิบายเกี่ยวกับกระบวนการวิจัยและเซ็นเอกสารยินยอมเข้าร่วมวิจัยที่ได้รับการรับรองผ่านคณะกรรมการจริยธรรมการวิจัยในคน ชุมกลาง มหาวิทยาลัยมหิดล (MU-CIRB 2022/243.0709)

เซ็นเซอร์วัดการเคลื่อนไหว (IMU) (Noraxon USA, Scottsdale, AZ) จำนวน 4 เซ็นเซอร์ และคลัสเตอร์มาร์คเกอร์จำนวน 2 อัน ที่ถูกออกแบบและพิมพ์จากเครื่องพิมพ์ 3 มิติ เพื่อให้เซ็นเซอร์วัดการเคลื่อนไหวสามารถติดเข้าที่ฐาน (รูปที่ 1) จะติดบนตำแหน่งของร่างกาย ประกอบด้วย 1) บริเวณกึ่งกลางหน้าผาก (mid forehead) 2) บริเวณกึ่งกลางศีรษะด้านหลัง (mid the back of head) 3) หน้าอก (Sternum) และ 4) ต้นคอด้านหลัง (C7) (รูปที่ 2)



รูปที่ 1 คลัสเตอร์มาร์คเกอร์และเซ็นเซอร์วัดการเคลื่อนไหว



รูปที่ 2 ตำแหน่งการติดเซ็นเซอร์วัดการเคลื่อนไหว และและคลัสเตอร์มาร์คเกอร์



รูปที่ 3 การวัดมุมด้านหน้าและด้านหลัง

ระบบกล้องจับการเคลื่อนไหว 3 มิติ (SMART DX 5000 (BTS Bioengineering Inc, Milan, Italy)) ประกอบด้วยจำนวน 10 ตัว ทำการบันทึกข้อมูลที่มีความถี่ 200 เฮิรตซ์ ในขณะที่ระบบ เซ็นเซอร์วัดการเคลื่อนไหวจะทำการบันทึกข้อมูลด้วยโปรแกรม Noraxon Myomotion (Noraxon Inc., USA) ข้อมูลที่ 200 เฮิรตซ์

ก่อนทำการเก็บข้อมูล อาสาสมัครจะทำการอบอุ่นร่างกาย เป็นเวลา 10-15 นาที ทำการสอบเทียบ (calibration) ตามคำแนะนำของบริษัทผู้ผลิตเครื่องมือ และบันทึกข้อมูลขณะยืนนิ่ง (Static calibration) จากนั้นทำเก็บข้อมูล 2 รูปแบบ ได้แก่ การทดสอบลุก-นั่งและการเดิน ในการทดสอบลุก-นั่ง ผู้เข้าร่วมวิจัยจะต้องนั่งหน้าตรงบนเก้าอี้ที่ไม่มีพนักพิงแขนวางข้างลำตัว เมื่อให้สัญญาณเริ่มผู้เข้าร่วมวิจัยจะต้องลุกขึ้นยืนตรงและนั่งลงด้วยความเร็วปกติ ทำ 1 ครั้งต่อ 1 รอบ รวม 3 รอบ สำหรับการทดสอบเดิน ผู้เข้าร่วมวิจัยจะต้องเดินตรงเป็นระยะทาง 5 เมตร ด้วยความเร็วปกติ ทำ 1 ครั้งต่อ 1 รอบ รวม 3 รอบ การทดสอบทั้งหมดผู้เข้าร่วมวิจัยจะได้พักระหว่างรอบ 1 นาที และระหว่างเปลี่ยนท่า 2 นาที หลังจากทำทดสอบเสร็จ ผู้เข้าร่วมวิจัยจะได้รับการยืดเหยียดกล้ามเนื้อเพื่อผ่อนคลายร่างกายให้เข้าสู่สภาวะปกติ^{9,10}

การจัดการสัญญาณและวิเคราะห์ข้อมูล

สำหรับระบบเซ็นเซอร์วัดการเคลื่อนไหวจะถูกบันทึกและวิเคราะห์ข้อมูลด้วย โปรแกรม Myomotion RESEARCH 3.18 (Noraxon Inc., USA) โดยมุมของเซ็นเซอร์วัดการเคลื่อนไหว ทั้ง 3 ทิศทาง X (Anteroposterior), Y (Mediolateral) และ Z (Transverse) จะถูกคำนวณจากโปรแกรมในขณะที่การเคลื่อนไหวทั้ง 2 ท่า สำหรับระบบกล้องจับการเคลื่อนไหว 3 มิติ โปรแกรม Smart Capture และ Smart Tracker (BTS Bioengineering Inc., Italy) จะถูกใช้ในการบันทึกข้อมูลและดิจิทัลข้อมูล เพื่อให้ได้พิกัดของคลัสเตอร์มาร์คเกอร์ใน 3 มิติ โปรแกรม SMART Analyzer จะใช้กรองสัญญาณด้วย Butterworth low-pass filter ที่ความถี่ 6 เฮิรตซ์ (Hz) และคำนวณเวกเตอร์ของแต่ละคลัสเตอร์ โดยวิธีการสร้าง เวกเตอร์ 3 ทิศทาง โดยกำหนดให้ C1 เป็นจุด Origin กำหนดเวกเตอร์ C2 และ C3 คำนวณ cross product จากสมการที่ (1)

$$\vec{C2} \times \vec{C3} = |\vec{C2}||\vec{C3}| \sin(\theta) \quad (1)$$

หลังจากนั้น สร้าง coordinate system จากเวกเตอร์ ทั้ง 3 ทิศทาง กำหนดเป็น cluster coordinate system และ ให้สัมพันธ์กับทิศทางของเซ็นเซอร์วัดการเคลื่อนไหว¹¹ การหมุนของคลัสเตอร์คำนวณจากการเคลื่อนที่ของคลัสเตอร์อ้างอิงกับ global coordinate system เพื่อดูความแตกต่างของการเปลี่ยนแปลงเชิงมุมในแกน X (Anteroposterior), Y (Mediolateral) และ Z (Transverse)^{12,13} ข้อมูลจากการเก็บข้อมูล 3 ครั้ง จะถูกนำมาหาค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานเพื่อนำไปวิเคราะห์ทางสถิติต่อไป

การวิเคราะห์ข้อมูลทางสถิติ

โปรแกรมสถิติ JAMovi เวอร์ชัน 2.3.28 (Netherlands) จะถูกนำมาใช้ในการวิเคราะห์สถิติเชิงพรรณนา สถิติ Bland-Altman plots จะถูกใช้ในการทดสอบค่าความเที่ยงตรงระหว่าง 2 ระบบ การทดสอบการกระจายตัวของข้อมูลด้วยสถิติ Shapiro-Wilk หากข้อมูลมีการแจกแจงปกติ สถิติ paired t-test จะใช้ในการทดสอบความแตกต่างของค่ามัธยฐานระหว่างเครื่องมือ หากข้อมูลมีการแจกแจงไม่ปกติ สถิติ Wilcoxon signed-rank test จะถูกนำมาใช้ในการทดสอบ โดยกำหนดค่านัยสำคัญทางสถิติของการทดสอบที่ $p > 0.05$ ¹⁴

ผลการวิจัย

การทดสอบลูก-นั่ง การวิเคราะห์ Bland-Altman plot พบว่า ที่ตำแหน่งศีรษะ ระหว่าง เซ็นเซอร์วัดการเคลื่อนไหว ด้านหลัง เทียบกับ ด้านหน้า พบว่ามีค่า ความเอนเอียงในผลเชิงลบ (negative bias) เท่ากับ -0.982 องศา (95% limits of agreement) จาก -9.28 ถึง 7.31 องศา และระหว่าง เซ็นเซอร์วัดการเคลื่อนไหว ด้านหน้า เทียบกับ ระบบกล้องจับการเคลื่อนไหว 3 มิติ พบว่ามีค่าความเอนเอียงในผลเชิงบวก positive bias เท่ากับ 0.39 องศา (95% limits of agreement) จาก -7.16 ถึง 7.94 เซนติเมตร (รูปภาพที่ 2) การวิเคราะห์ความแตกต่างระหว่างมุมมองสาขณการเคลื่อนไหวในแต่ละระนาบ ไม่พบความแตกต่างทั้ง 3 ทิศทาง ($p > 0.05$) (ตารางที่ 1) ที่ตำแหน่งหน้าอกระหว่าง เซ็นเซอร์วัดการเคลื่อนไหว ด้านหลัง กับ ด้านหน้า พบค่า ความเอนเอียงในผลเชิงลบ (negative bias) เท่ากับ -2.69 องศา (95% limits of agreement) จาก -13.34 ถึง 7.69 องศา และ ระหว่าง เซ็นเซอร์วัดการเคลื่อนไหว ด้านหน้า เทียบกับ ระบบกล้องจับการเคลื่อนไหว 3 มิติ พบค่า ความเอนเอียงในผลเชิงบวก (positive bias) เท่ากับ เท่ากับ 1.15 เซนติเมตร (95% limits of agreement) จาก -8.58 ถึง 10.88 เซนติเมตร (รูปภาพที่ 2) การวิเคราะห์ความแตกต่างระหว่างมุมมองสาขณการเคลื่อนไหวในแต่ละระนาบ ไม่พบว่ามีค่าความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติทั้ง 3 ทิศทาง ($p > 0.05$) (ตารางที่ 1)

การทดสอบการเดิน จากการวิเคราะห์ Bland-Altman plot พบว่า ที่ตำแหน่งศีรษะ ระหว่าง เซ็นเซอร์วัดการเคลื่อนไหว ด้านหลัง เทียบกับ เซ็นเซอร์วัดการเคลื่อนไหว ด้านหน้า พบค่า ความเอนเอียงในผลเชิงลบ (negative bias) เท่ากับ -0.093 องศา (95% limits of agreement) จาก -6.263 ถึง 6.075 องศา และระหว่าง เซ็นเซอร์วัดการเคลื่อนไหว ด้านหน้า เทียบกับ ระบบกล้องจับการเคลื่อนไหว 3 มิติ พบค่า ความเอนเอียงในผลเชิงบวก (positive bias) เท่ากับ 0.093 องศา (95% limits of agreement) จาก -8.70 ถึง 8.89 เซนติเมตร (รูปภาพที่ 3) การวิเคราะห์ความแตกต่างระหว่างมุมมองสาขณการเคลื่อนไหวในแต่ละระนาบ พบความแตกต่างในทิศทาง การเอียงไปด้านข้าง (Lateral Flexion) ($p = 0.018$) ระหว่าง เซ็นเซอร์วัดการเคลื่อนไหว ด้านหน้า เทียบกับ ด้านหลัง ในส่วนทิศทางอื่น ไม่พบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p > 0.05$) (ตารางที่ 1) ที่ตำแหน่งหน้าอกระหว่างเซ็นเซอร์วัดการเคลื่อนไหว ด้านหลัง เทียบกับ เซ็นเซอร์วัดการเคลื่อนไหว ด้านหน้า พบค่า ความเอนเอียงในผลเชิงลบ (negative bias) เท่ากับ -0.077 องศา (95% limits of agreement) จาก -3.76 ถึง 3.61 องศา และ ระหว่าง เซ็นเซอร์วัดการเคลื่อนไหว ด้านหน้า เทียบกับ ระบบกล้องจับการเคลื่อนไหว 3 มิติ (OMC) พบค่า ความเอนเอียงในผลเชิงบวก (positive bias) เท่ากับ เท่ากับ 0.60 เซนติเมตร (95% limits of agreement) จาก -6.55 ถึง 7.75 เซนติเมตร (รูปภาพที่ 3) การวิเคราะห์ความแตกต่างระหว่างมุมมองสาขณการเคลื่อนไหวในแต่ละระนาบ พบความแตกต่างในทิศทางการเอียงไปด้านข้าง ($p = 0.023$) ระหว่างเซ็นเซอร์วัดการเคลื่อนไหว ด้านหน้า เทียบกับ ด้านหลัง ในส่วนทิศทางอื่น ไม่พบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p > 0.05$) (ตารางที่ 1)

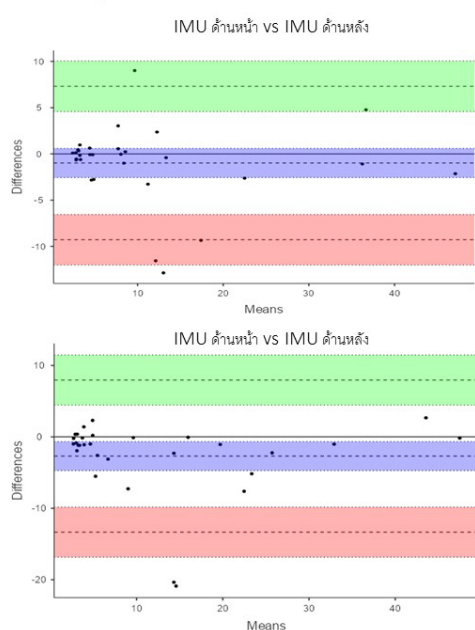
ตารางที่ 1 แสดงค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของพิสัยแต่ละทิศทางการเคลื่อนไหว (Range of motion (ROM)) ของศีรษะและลำตัวระหว่างเซ็นเซอร์ IMU และ คลัสเตอร์มาร์คเกอร์

	การทดสอบ	ส่วนของร่างกาย	ทิศทาง	ROM				IMU ด้านหน้า vs IMU ด้านหลัง (p-value)	IMU ด้านหน้า vs OMC ด้านหน้า (p-value)
				IMU ด้านหน้า (องศา) ±SD	IMU ด้านหลัง (องศา) ±SD	OMC ด้านหน้า (องศา) ±SD	OMC ด้านหลัง (องศา) ±SD		
	การดู-นั่ง	ศีรษะ	Lateral Flexion Flexion/Extension	6.00±4.88	5.73±4.41	4.91±2.92	4.37±1.85	0.87	0.34
				22.75±13.30	20.07±14.71	22.75±13.3	28.96±16.80	0.12	0.83
			Rotation	4.93±2.19	4.93±2.5	4.46±1.50	7.93±8.76	0.99	0.26
		หน้าอก	Lateral Flexion Flexion/Extension	6.77±6.62	3.68±2.23	4.87±3.07	3.69±1.45	0.15	0.20
				27.90±10.50	24.1±213.72	26.38±14.95	26.09±13.89	0.10	0.48
			Rotation	5.43±3.10	4.23±1.14	5.40±2.46	8.13±10.31	0.18	0.97
	การเดิน	ศีรษะ	Lateral Flexion Flexion/Extension	8.36±1.83	5.89±3.62	6.53±3.12	6.87±2.76	0.018*	0.07
				8.47±2.91	8.61±2.5	7.01±2.69	7.67±2.26	0.83	0.11
			Rotation	7.08 ±4.26	9.13±2.37	10.097.30	9.13±2.52	0.05	0.13
		หน้าอก	Lateral Flexion Flexion/Extension	4.24±1.25	5.68±2.05	6.02±3.56	4.81±2.20	0.02*	0.80
				8.42±2.93	8.78±2.02	6.49±2.07	6.92±6.92	0.50	0.09
			Rotation	8.92±2.44	9.76±1.82	8.71±3.69	7.49±2.19	0.14	0.85

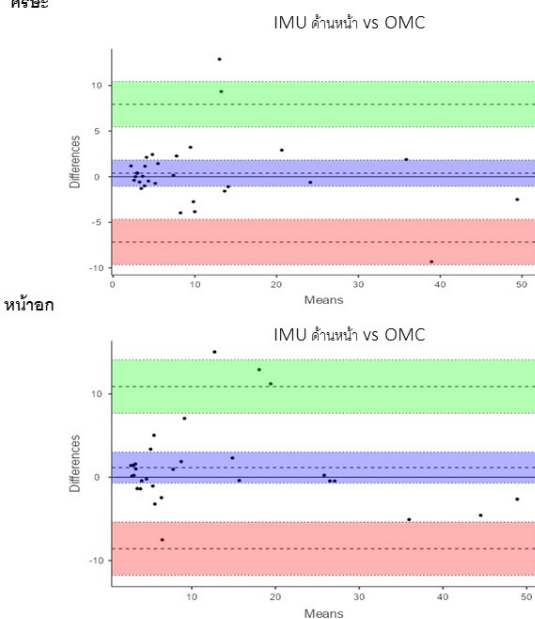
ความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ $p<0.05$, IMU คือ เซ็นเซอร์วัดการเคลื่อนไหว, OMC คือ ระบบกล้องจับการเคลื่อนไหว 3 มิติ

* มี

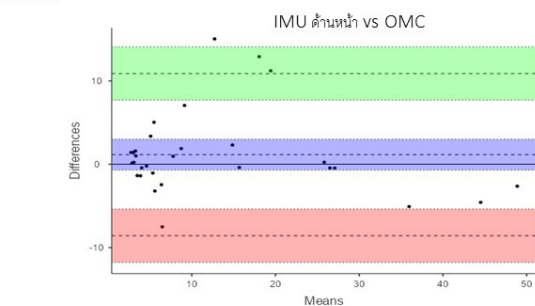
การทดสอบลูก-นึ่ง



ศีรษะ

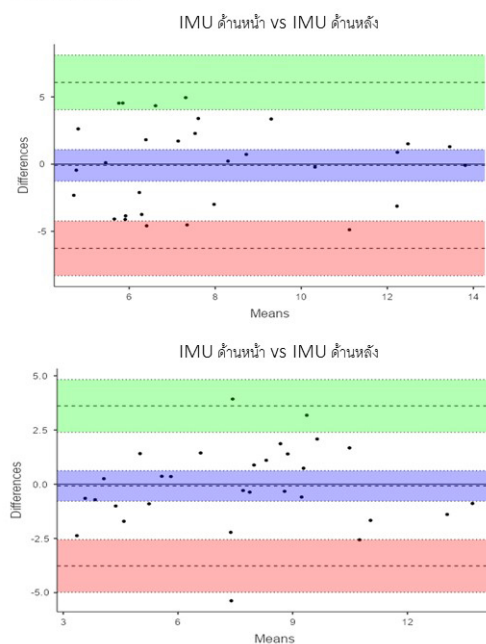


หน้าอก

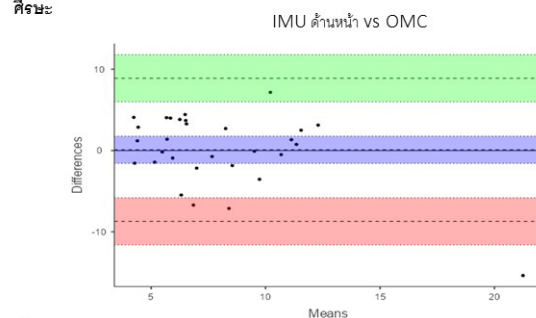


รูปที่ 3 การเปรียบเทียบความแตกต่างของค่าเฉลี่ยระหว่างอุปกรณ์ IMU และ OMC ปฏิบัติการทดสอบลูก-นึ่ง ด้วยสถิติ Bland-Altman plot

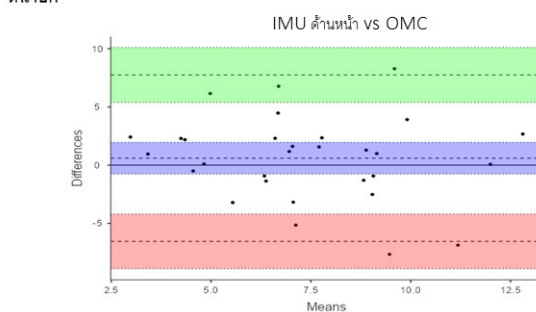
การทดสอบเดิน



ศีรษะ



หน้าอก



รูปที่ 4 การเปรียบเทียบความแตกต่างของค่าเฉลี่ยระหว่างอุปกรณ์ IMU และ OMC ปฏิบัติการทดสอบเดิน ด้วยสถิติ Bland-Altman plot

อภิปรายผล

วัตถุประสงค์ของการศึกษานี้เพื่อต้องการหาความแม่นยำในการติดตามเซ็นเซอร์วัดการเคลื่อนไหวที่ศีรษะและหน้าอก ในการติดตามตำแหน่งตามคำแนะนำการใช้อุปกรณ์เปรียบเทียบกับติดตามเซ็นเซอร์ตำแหน่งใหม่ในส่วน of ร่างกายเดียวกัน และเทียบกับระบบกล้องจับการเคลื่อนไหว 3 มิติ สมมติฐานของการศึกษานี้คือไม่พบความแตกต่างเมื่อ

เปรียบเทียบการติดตั้งเซ็นเซอร์วัดการเคลื่อนไหว ที่ตำแหน่งใหม่กับการติดตั้งตำแหน่งเดิม และเมื่อเปรียบเทียบตำแหน่งใหม่กับระบบกล้องจับการเคลื่อนไหว 3 มิติ จะไม่พบความแตกต่างเช่นเดียวกัน ซึ่งงานวิจัยนี้เลือกการเคลื่อนไหวพื้นฐานในการทดสอบ ได้แก่ การลุก-นั่ง และการเดิน โดยกำหนดให้อาสาสมัครเคลื่อนไหวอย่างเป็นธรรมชาติที่สุด โดยศึกษาจากข้อมูลมุมมองสามที่เปลี่ยนแปลง (ROM) ในแต่ละระนาบการเคลื่อนไหวในขณะปฏิบัติแต่ละกิจกรรม ดังนั้นการศึกษานี้จึงเก็บรวบรวมการเปลี่ยนแปลงของมุมมองสามของเซ็นเซอร์วัดการเคลื่อนไหว ทั้ง 4 ตำแหน่ง และคลัสเตอร์มาร์คเกอร์ 2 ตำแหน่ง

การศึกษานี้ต้องการประเมินความแม่นยำของเซ็นเซอร์วัดการเคลื่อนไหว ในการวัดข้อมูลทางจลนศาสตร์การเคลื่อนไหวของศีรษะและลำตัว โดยเปรียบเทียบระหว่างการติดตั้งตำแหน่งเซ็นเซอร์จากคำแนะนำการใช้อุปกรณ์⁵ เปรียบเทียบกับตำแหน่งใหม่ในส่วนของร่างกายเดียวกัน นอกจากนี้เปรียบเทียบการติดตั้งตำแหน่งใหม่กับระบบกล้องจับการเคลื่อนไหว 3 มิติ โดยวิเคราะห์จากค่าพิสัยการเคลื่อนไหวของลำตัวและศีรษะที่เปลี่ยนแปลงไป (ROM) ซึ่งการออกแบบการทดลองของการศึกษานี้พยายามให้สอดคล้องกับการเคลื่อนไหวพื้นฐานของมนุษย์คือ การเดินและการลุก-นั่ง โดยดูความเปลี่ยนแปลงเชิงมุมทั้ง 3 ทิศทางขณะการเคลื่อนไหวลำตัวและศีรษะ ซึ่งการติดตั้งตำแหน่งเซ็นเซอร์วัดการเคลื่อนไหว จะติดบนตำแหน่งกระดูกหรือส่วนของร่างกายที่มีความมั่นคง โดยคำนึงถึงการลดปัจจัยที่อาจจะทำให้การติดตั้งเซ็นเซอร์วัดการเคลื่อนไหว เคลื่อนตัว เช่น การขยับของกล้ามเนื้อ การเคลื่อนไหวของเส้นผม รวมไปถึงเสื้อผ้าที่สวมใส่ จากการศึกษาก่อนหน้านี้การบันทึกข้อมูลการเคลื่อนไหวผ่านเซ็นเซอร์วัดการเคลื่อนไหว นั้นโดยปกติแล้วการติดอุปกรณ์จะติดไว้ที่ตำแหน่งด้านหลังศีรษะและตำแหน่ง C7 ซึ่งให้ความแม่นยำในการวัดมุมมองสามที่ค่อนข้างดีเมื่อเปรียบเทียบกับ การวัดมุมมองสามด้วย ไ้บรอตวัดดวงศาการเคลื่อนไหว (Goniometer) และการถ่ายภาพ¹⁵ อย่างไรก็ตามการติดตั้งตำแหน่งดังกล่าว อาจจะไม่เหมาะสำหรับการเก็บข้อมูลในบางการเคลื่อนไหวที่มีข้อจำกัดเช่น การนอน ซึ่งอาจจะส่งผลทำให้ได้ข้อมูลที่ไม่ถูกต้องหรืออาจจะทำให้เกิดความเสียหายจากแรงกระแทกหรือแรงกดทับ^{2,5} ดังนั้นการศึกษานี้จึงเป็นการศึกษาแรกในประเทศไทยที่รายงานความถูกต้องของการย้ายตำแหน่งการติดตั้ง ซึ่งเป็นประโยชน์ต่อการวิเคราะห์การเคลื่อนไหวอื่น ๆ ที่ซับซ้อนมากยิ่งขึ้นทั้งในทางการแพทย์และการกีฬา จากผลการศึกษานี้แสดงให้เห็นว่าการย้ายตำแหน่งการติดตั้งให้ผลลัพธ์ที่ไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติและใกล้เคียงกับการติดตั้งเซ็นเซอร์วัดการเคลื่อนไหว ที่ตำแหน่งเดิมทั้งในทิศทางการเอียงไปด้านข้าง (Lateral Flexion), การก้ม-เงย (Flexion-Extension), และ การหมุน (Rotation) (ตารางที่ 1) ของการเคลื่อนไหวศีรษะและลำตัวในกิจกรรมลุก-นั่ง นอกจากนี้เมื่อเปรียบเทียบการติดตั้งตำแหน่งใหม่กับการวัดด้วยระบบมาตรฐานกล้องจับการเคลื่อนไหว 3 มิติ ยังไม่พบความแตกต่างเช่นเดียวกัน ในส่วนการวิเคราะห์ Bland-Altman plot พบว่าการวัดมุมที่เปลี่ยนแปลงระหว่างเซ็นเซอร์วัดการเคลื่อนไหว ด้านหน้า เทียบกับ ระบบกล้องจับการเคลื่อนไหว 3 มิติ มีความเอนเอียงในผลเชิงบวก (positive bias) เท่ากับ 0.391 องศา และ 1.15 องศา ที่ตำแหน่งศีรษะและหน้าอกตามลำดับ บ่งชี้ถึง ข้อมูลมากกว่าการประมาณการ (overestimation) ของการใช้เซ็นเซอร์วัดการเคลื่อนไหวแทนตำแหน่งกล้องจับการเคลื่อนไหว 3 มิติ และพบความเอนเอียงในผลเชิงลบ (negative bias) ของการประเมินซ้ำระหว่าง เซ็นเซอร์ความเฉื่อย (IMU) ด้านหลัง เทียบกับ เซ็นเซอร์วัดการเคลื่อนไหว ด้านหน้า เท่ากับ -0.982 องศาและ -2.69 องศา ที่ตำแหน่งศีรษะและหน้าอก ตามลำดับ บ่งชี้ถึง underestimation ของการย้ายตำแหน่งเซ็นเซอร์วัดการเคลื่อนไหว ซึ่งอยู่ในช่วงที่ยอมรับได้ ดังนั้นการประเมินการเคลื่อนไหวลำตัวและศีรษะสามารถย้ายตำแหน่งการติดตั้งจากตำแหน่งเดิมคือ ศีรษะด้านหน้าย้ายไปศีรษะด้านหลัง และ ตำแหน่ง c7 ย้ายไปติดที่ตำแหน่งกึ่งกลาง sternum ในขณะการทำกิจกรรมการลุก-นั่งได้

ความคลาดเคลื่อนของการวัดดวงศาของเซ็นเซอร์วัดการเคลื่อนไหว เกิดได้หลายสาเหตุ แม้ว่าการศึกษานี้จะพบว่าการย้ายตำแหน่งเซ็นเซอร์วัดการเคลื่อนไหว ยังคงให้ความแม่นยำในการบันทึกข้อมูลในขณะทำทดสอบลุกนั่ง แต่ในการทดสอบเดินพบว่ามีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติในทิศทางการเอียงไปด้านข้าง (Lateral Flexion), ของ

ศีรษะและลำตัว จากการทบทวนวรรณกรรมก่อนหน้านี้พบว่าปัญหา การบันทึกข้อมูลในทิศทางของระนาบ Transverse ยังคงเป็นปัญหาในการบันทึกข้อมูลจากเซ็นเซอร์วัดการเคลื่อนไหว³ ในทำนองเดียวกับการศึกษาครั้งนี้ที่พบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญของมุมที่เปลี่ยนแปลงในระนาบการเอียงไปด้านข้าง (Lateral Flexion) ที่ตำแหน่งศีรษะและลำตัว ระหว่างการย้ายตำแหน่ง IMU ซึ่งเป็นมุมเริ่มต้นในระนาบแนวดิ่ง (Transverse) ของเซ็นเซอร์วัดการเคลื่อนไหว อย่างไรก็ตาม ในระนาบทิศทางของการก้ม-เงย (Flexion-Extension) และ การหมุน (Rotation) ของศีรษะและลำตัว หรือในระนาบทิศทางของ งอ-เหยียด และ หมุนเข้า-ออก ของเซ็นเซอร์วัดการเคลื่อนไหว ไม่พบว่ามี ความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ดังนั้นการย้ายตำแหน่งของเซ็นเซอร์อาจจะไม่ได้ส่งผลโดยตรงกับการบันทึกข้อมูลที่แต่อาจเกิดจากตำแหน่งที่เปรียบเทียบกัน ซึ่งในตำแหน่ง C7 และศีรษะมีลักษณะความแตกต่างกันทางสรีรวิทยาของร่างกายในแต่ละบุคคลและอาจเป็นปัจจัยหนึ่งที่ส่งผลถึงความแตกต่างกันของการบันทึกข้อมูล อย่างไรก็ตาม การศึกษานี้ยังให้ผลไปในทิศทางที่ดีเมื่อเปรียบเทียบตำแหน่งการติดเซ็นเซอร์วัดการเคลื่อนไหว ด้านหน้า กับ กล้องจับการเคลื่อนไหว 3 มิติ คือ ไม่พบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติทั้ง 3 ระนาบ แสดงให้เห็นว่าการติดตำแหน่งใหม่นั้นมีความถูกต้องในการบันทึกข้อมูลทั้งตำแหน่งศีรษะและลำตัวในระหว่างการเดิน

จากการศึกษาวรรณกรรมก่อนหน้านี้เกี่ยวกับการใช้เซ็นเซอร์วัดการเคลื่อนไหว เพื่อบันทึกการเคลื่อนไหวของร่างกาย^{2,5,10} พบว่าการบันทึกการเคลื่อนไหวของกระดูกข้อต่อคอ (Cervical spine) และการเคลื่อนไหวของ Thoracic เป็นสิ่งที่น่าสนใจทั้งในทางการแพทย์และการเล่นกีฬา^{2,7} ในทางการแพทย์การศึกษาเกี่ยวกับข้อต่อกระดูกข้อต่อคอ (Cervical spine) ถูกใช้ในการอธิบายผลเกี่ยวกับการเคลื่อนไหวของผู้ป่วย⁸ ลักษณะของเตียงในการขนย้าย รวมไปถึงอุปกรณ์เสริมที่ช่วยลดความเสี่ยงของการเกิดอันตรายของกระดูกต้นคอ ซึ่งการใช้เซ็นเซอร์วัดการเคลื่อนไหว จะช่วยลดความยุ่งยากในการติดอุปกรณ์เพื่อเหมาะสำหรับกรวิเคราะห์การเคลื่อนไหวและยังสามารถทำในสถานที่จริงเพื่อให้ได้ข้อมูลที่ใกล้เคียงกับสถานการณ์ที่เกิดขึ้นได้ ซึ่งการศึกษานี้เป็นการช่วยยืนยันแล้วว่า การใช้เซ็นเซอร์วัดการเคลื่อนไหวสามารถใช้บันทึกข้อมูลที่ต้องการและแม่นยำรวมถึงสามารถปรับตำแหน่งเพื่อให้เหมาะสมกับสถานการณ์การใช้งานได้นอกจากในทางการแพทย์แล้วในทางกีฬายังพบว่า การวิเคราะห์ส่วนต่างๆ ของร่างกายยังมีการศึกษาที่ไม่แพร่หลาย ดังนั้นผลจากการศึกษานี้จะช่วยให้ผู้สนใจในการวิเคราะห์การเคลื่อนไหวทางกีฬานำไปประยุกต์และปรับใช้ในอนาคตได้

การศึกษานี้มีข้อจำกัดเช่นเดียวกับการศึกษาวิจัยอื่นๆ ในการเปรียบเทียบของ 2 ระบบ คือ ไม่สามารถ synchronize ของ 2 ระบบให้เริ่มเก็บข้อมูลในเวลาเดียวกัน ทำให้อาจมีการคลาดเคลื่อนเกิดขึ้น อย่างไรก็ตาม การติดเซ็นเซอร์วัดการเคลื่อนไหว ลงในคลัสเตอร์มาร์คเกอร์ที่ทำพิมพ์จากเครื่องพิมพ์ 3 มิติ ในการคำนวณสามารถสร้างแกนของเซ็นเซอร์วัดการเคลื่อนไหว และคลัสเตอร์เป็นไปในทิศทางเดียวกัน การศึกษานี้ ทำการเก็บข้อมูลในขณะที่มีการเคลื่อนไหวเพียง 2 ท่า ดังนั้น การศึกษาในอนาคตอาจทำการศึกษาการเคลื่อนไหวของมุมของคอ ในขณะที่มีการเคลื่อนไหวของศีรษะไปในทิศทางต่างๆ หรือในท่าอื่นๆ เพิ่มขึ้น รวมไปถึงการศึกษาดูแปรอื่นๆ เช่น ความเร็ว ความเร่งเชิงมุม

สรุปผลการวิจัย

การใช้เซ็นเซอร์วัดการเคลื่อนไหว เพื่อบันทึกมุมมองสภาวะการเคลื่อนไหวของศีรษะและลำตัวในขณะที่ทำการลุก-นั่ง และการเดินมีความแม่นยำของค่ามุมมองศาเมื่อเทียบกับระบบกล้องจับการเคลื่อนไหว 3 มิติ ซึ่งเป็นเครื่องมือมาตรฐานในการศึกษาจลนศาสตร์การเคลื่อนไหวของมนุษย์ การเปลี่ยนย้ายตำแหน่งในการติดเซ็นเซอร์วัดการเคลื่อนไหวของศีรษะและลำตัวในกรณีที่มีข้อจำกัดในการติดเซ็นเซอร์ สามารถทำได้ แต่ควรติดเซ็นเซอร์ให้แน่น เพื่อลดข้อผิดพลาดและความคลาดเคลื่อนในการวิเคราะห์ข้อมูล

เอกสารอ้างอิง

1. Godwin A, Agnew M, Stevenson J. Accuracy of inertial motion sensors in static, quasistatic, and complex dynamic motion. 2009
2. Liengswangwong W, Lertviboonluk N, Yuksen C, Laksanamapune T, Limroongreungrat W, Mongkolpichayarak A, Tharawadeepimuk K, Jamkrajang P, Sook-Oum P, Watcharakitpaisan S. Comparing the Efficacy of Long Spinal Board, Sked Stretcher, and Vacuum Mattress in Cervical Spine Immobilization; a Method-Oriented Experimental Study. *Arch Acad Emerg Med*. 2023;11(1).
3. Rattanakoch J, Samala M, Limroongreungrat W, Guerra G, Tharawadeepimuk K, Nanbancha A, Niamsang W, Kerdsonmuek P, Suwanmana S. Validity and Reliability of Inertial Measurement Unit (IMU)-Derived 3D Joint Kinematics in Persons Wearing Transtibial Prosthesis. *Sensors*. 2023 Feb 3;23(3):1738.
4. Sibson BE, Banks JJ, Yawar A, Yegian AK, Anderson DE, Lieberman DE. Using inertial measurement units to estimate spine joint kinematics and kinetics during walking and running. *Sci Rep* 2024 Jan 2;14(1):234.
5. Bartoszek A, Struzik A, Jaroszczuk S, Woźniowski M, Pietraszewski B. Comparison of the optoelectronic BTS Smart system and IMU-based MyoMotion system for the assessment of gait variables. *Acta Bioeng Biomech* 2022 Jan 1;24(1).
6. Dufour JS, Aurand AM, Weston EB, Haritos CN, Souchereau RA, Marras WS. Dynamic joint motions in occupational environments as indicators of potential musculoskeletal injury risk. *J Appl Biomech*. 2021 Mar 9;37(3):196-203.
7. Vitali RV, Cain SM, Ojeda LV, Potter MV, Zaferiou AM, Davidson SP, Coyne ME, Hancock CL, Mendoza A, Stirling LA, Perkins NC. Body-worn IMU array reveals effects of load on performance in an outdoor obstacle course. *PLoS One*. 2019 Mar 21;14(3):e0214008.
8. Nolte PC, Uzun DD, Häske D, Weerts J, Münzberg M, Rittmann A, Grützner PA, Kreinest M. Analysis of cervical spine immobilization during patient transport in emergency medical services. *Eur J Trauma Emerg Surg*. 2021 Jun;47:719-26.
9. Lin YT, Lee HJ. Comparison of the lower extremity kinematics and center of mass variations in sit-to-stand and stand-to-sit movements of older fallers and nonfallers. *Arch Rehabil Res Clin Transl*. 2022 Mar 1;4(1):100181.
10. Teufel W, Miezal M, Taetz B, Fröhlich M, Bleser G. Validity, test-retest reliability and long-term stability of magnetometer free inertial sensor based 3D joint kinematics. *Sensors*. 2018 Jun 21;18(7):1980.
11. Pavan EE, Frigo CA, Pedotti A. Influence of an eccentric load added at the back of the head on head-neck posture. *Gait Posture*. 2013 Sep 1;38(4):951-5.
12. Wu G, Van der Helm FC, Veeger HD, Makhsous M, Van Roy P, Anglin C, Nagels J, Karduna AR, McQuade K, Wang X, Werner FW. ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion—Part II: shoulder, elbow, wrist and hand. *J Biomech*. 2005 May 1;38(5):981-92.
13. Niswander W, Wang W, Kontson K. Optimization of IMU sensor placement for the measurement of lower limb joint kinematics. *Sensors*. 2020 Oct 22;20(21):5993.

14. Bland JM, Altman DG. Measuring agreement in method comparison studies. *Statistical methods in medical research*. 1999 Apr;8(2):135-60.
15. Yoon TL, Kim HN, Min JH. Validity and reliability of an inertial measurement unit-based 3-dimensional angular measurement of cervical range of motion. *J Manip Physiol Ther*. 2019 Jan 1;42(1):75-81.