



การออกแบบและพัฒนาเครื่องวัดการเคลื่อนไหวของข้อเข่า
โดยใช้เซนเซอร์วัดความเร่ง

นายภาณุวัฒน์ ชูชื่น รหัสนักศึกษา 6110110341

ปริญญาานิพนธ์ ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า คณะวิศวกรรมศาสตร์

มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์

Project of Electrical Engineering

Faculty of Engineering Prince of Songkhla University

2564

บทที่ 1

บทนำ

1.1 ที่มาและความสำคัญ

โรคกระดูกและข้อ เป็นปัญหาสุขภาพที่สำคัญเนื่องจากอุบัติการณ์ของโรคเพิ่มขึ้นอย่างต่อเนื่อง องค์การอนามัยโลก (WHO) เปิดเผยว่า ใน พ.ศ. 2563 มีผู้ป่วยกระดูกและข้อเพิ่มขึ้นจาก 400 ล้านคนเป็น 570 ล้านคน โดยเฉพาะโรคข้อเสื่อม (Osteoarthritis) ทั่วโลกจะมีผู้ป่วยโรคข้อและเข่าเสื่อม 1,700 และ 2,693 คนต่อประชากร 100,000 คน จากผลสำรวจพบว่าสถิติผู้ป่วยโรคกระดูกและข้อในคนไทย พ.ศ. 2563 มีผู้ป่วยโรคนี้ มากกว่า 6 ล้านคนโดยข้อที่เสื่อมมากที่สุด คือ ข้อเข่า

ภาวะข้อเข่าเสื่อมเป็นปัญหาสุขภาพสำคัญของผู้สูงอายุ สาเหตุหลักเกิดจากอายุที่มากขึ้นทำให้เกิดการเสื่อมของกระดูกอ่อนและเนื้อเยื่อรอบ ๆ ข้อจนเกิดอาการปวดเรื้อรัง อีกทั้งข้อเข่าเป็นข้อที่ใหญ่ที่สุดในร่างกาย ที่รับน้ำหนักของร่างกายโดยตรง ทั้งยังต้องทำหน้าที่เคลื่อนไหวเกือบตลอดเวลา ทำให้ข้อเสื่อมได้ง่าย อาการที่พบบ่อย ได้แก่ อาการปวด การจำกัดการเคลื่อนไหวของข้อเข่า หรือข้อเข่าผิดรูป เช่น เข่าโก่ง (genu varus) เข่าชนกัน (genu valgus) ซึ่งส่งผลต่อการทำกิจวัตรประจำวัน อาจต้องพึ่งพาคนอื่นมากขึ้นสูญเสียความมั่นใจ และส่งผลต่อคุณภาพชีวิต ผู้ป่วยที่ได้รับการรักษาด้วยยาหรือการทำกายภาพบำบัดแต่อาการยังไม่ดีขึ้น จำเป็นต้องได้รับการรักษาโดยการผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข่าเทียม (Total knee replacement: TKR) การจำกัดการเคลื่อนไหวของข้อเข่าเป็นปัญหาที่พบบ่อยโดยเฉพาะผู้ป่วยที่ผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข่า ทำให้ไม่สามารถทำกิจวัตรประจำวันได้ตามปกติ คือ ไม่สามารถงอ-เหยียดเข่าเต็มช่วงการเคลื่อนไหวในระยะแรก ส่งผลต่อรูปแบบการเดินของผู้ป่วย

ในการตรวจร่างกายเป็นขั้นตอนแรกในการหาปัญหา วิเคราะห์ปัญหา และวางแผนการรักษาผู้ป่วยทางกายภาพบำบัด การตรวจประเมินบางอย่างต้องอาศัยเครื่องมือในการตรวจเพื่อให้ได้ค่าที่แม่นยำและความน่าเชื่อถือ เครื่องมือที่ใช้ในการวัดช่วงการเคลื่อนไหวของข้อเข่าทางกายภาพบำบัด คือ โกนิโอมิเตอร์มาตรฐาน (Universal goniometer, UG) เป็นเครื่องมือที่มีความน่าเชื่อถือและความแม่นยำในการวัด โดยได้มีการพัฒนาโกนิโอมิเตอร์แบบอ่านค่าเป็นตัวเลขซึ่งราคาแพงและไม่ค่อยนำมาใช้ในทางคลินิก และท่าที่ใช้ในการวัดข้อเข่าคือท่านอนหงายจุดหมุนอยู่ที่ epicondyle ของกระดูก femur แขนข้างหนึ่งของโกนิโอมิเตอร์อยู่ที่ตำแหน่งระหว่าง greater trochanter กับตรงกลางของกระดูก femur ส่วนอีกแขนหนึ่งจะอยู่ที่ตำแหน่งระหว่าง lateral malleolus กับตรงกลางของกระดูก fibular แต่ยังมีข้อจำกัดในการใช้ เพราะขณะทำการวัดสองมือจะต้องจับที่โกนิโอมิเตอร์อาจยากต่อการควบคุมร่างกายส่วนที่ไม่ต้องการให้เกิดเคลื่อนไหว การวางแขนของเครื่องมือให้ขนานกับส่วนของร่างกายส่งผลให้ความแม่นยำในการวางของจุดหมุนคลาดเคลื่อนได้ และ

ผู้ป่วยหรือญาติไม่สามารถนำกลับไปใช้ที่บ้านได้ เพื่อให้ผู้ป่วยสามารถวัดการเคลื่อนไหวของข้อเข่าที่บ้านด้วยตัวเองจำเป็นต้องอาศัยเครื่องมือที่ใช้ง่าย สะดวกรวดเร็ว ราคาไม่แพงมาก แต่ต้องมีความน่าเชื่อถือและความแม่นยำในการวัดองศาการเคลื่อนไหวของข้อเข่า ผู้วิจัยจึงได้จัดทำเครื่องมือวัดองศาการเคลื่อนไหวของข้อเข่าแบบประยุกต์โดยใช้เซนเซอร์วัดความเร่ง เพื่อให้ผู้ป่วยสามารถวัดได้ด้วยตัวเองและนำกลับไปใช้ที่บ้านได้ ดังนั้นผู้วิจัยจึงสนใจศึกษาความเที่ยงตรงของเครื่องวัดการเคลื่อนไหวของข้อเข่าโดยใช้เซนเซอร์วัดความเร่งในการวัดองศาการเคลื่อนไหวของข้อเข่า

1.2 วัตถุประสงค์

- 1.2.1 เพื่อศึกษาการเขียนโปรแกรมสั่งงานไมโครคอนโทรลเลอร์ในการออกแบบและพัฒนาเครื่องวัดการเคลื่อนไหวของข้อเข่าโดยใช้เซนเซอร์วัดความเร่ง
- 1.2.2 เพื่อสร้างต้นแบบเครื่องวัดการเคลื่อนไหวของข้อเข่าโดยใช้เซนเซอร์วัดความเร่ง
- 1.2.3 เพื่อศึกษาความเที่ยงตรงของเครื่องวัดการเคลื่อนไหวของข้อเข่าโดยใช้เซนเซอร์วัดความเร่งเทียบกับการวัดโดยใช้โกลนิโอมิเตอร์ (Goniometer)

1.3 ขอบเขตของโครงการ

- 1.3.1 เขียนโปรแกรมโดยใช้ภาษาซีสั่งงานไมโครคอนโทรลเลอร์ (Arduino Board) เพื่อใช้เซนเซอร์วัดความเร่ง ในการสร้างต้นแบบเครื่องวัดการเคลื่อนไหวของข้อเข่า
- 1.3.2 เครื่องวัดการเคลื่อนไหวของข้อเข่าด้วยเซนเซอร์วัดความเร่งสามารถแสดงค่าองศาการเคลื่อนไหวของข้อเข่า
- 1.3.3 ทดสอบการวัดองศาข้อเข่าในอาสาสมัครจำนวน 10 คน โดยให้อาสาสมัครเคลื่อนไหวข้อเข่าในท่าการงอ (Flexion) และการเหยียด (Extension)

1.4 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

- 1.4.1 ได้เรียนรู้และประยุกต์การเขียนโปรแกรมในการพัฒนาเครื่องวัดการเคลื่อนไหวของข้อเข่า
- 1.4.2 ได้ออกแบบและพัฒนาต้นแบบเครื่องวัดการเคลื่อนไหวของข้อเข่าโดยใช้เซนเซอร์วัดความเร่ง โดยเป็นเครื่องมือที่ใช้ง่าย สะดวกรวดเร็ว มีความน่าเชื่อถือและความแม่นยำในการวัด
- 1.4.3 เพื่อเป็นทางเลือกให้นักกายภาพบำบัด ผู้ป่วย ญาติผู้ป่วย และผู้ที่เกี่ยวข้องสามารถนำเครื่องวัดการเคลื่อนไหวของข้อเข่าโดยใช้เซนเซอร์วัดความเร่งไปใช้งานด้วยตัวเองได้อย่างสะดวกและรวดเร็ว

บทที่ 2

ทฤษฎีที่และงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

2.1 ความรู้ทั่วไปเกี่ยวกับข้อเข่า

ข้อเข่าเป็นข้อต่อที่มีขนาดใหญ่ที่สุดในร่างกาย ทำหน้าที่สำคัญในการเคลื่อนไหวและรองรับน้ำหนักของร่างกาย

2.1.1 โครงสร้างของข้อเข่า (Structure of the Knee) ข้อเข่ามีส่วนประกอบที่สำคัญเป็นกระดูกและเนื้อเยื่ออื่น ๆ ดังรูป 2.1



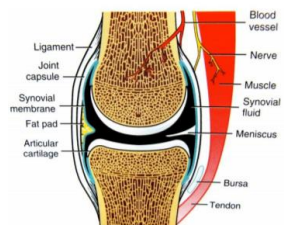
รูปที่ 2.1 โครงสร้างของข้อเข่า

2.1.1.1 กระดูกต้นขา (Thigh Bone หรือ Femur) เป็นกระดูกยาวที่ส่วนปลายของกระดูกเป็นส่วนบนของข้อเข่า มีรูปร่างแบนออกและโค้งมน

2.1.1.2 กระดูกหน้าแข้ง (Shin Bone หรือ Tibia) เป็นกระดูกยาวที่ส่วนต้นของกระดูกเป็นส่วนล่างของข้อเข่า มีรูปร่างแบนออกและแผ่เป็นแป้น

2.1.1.3 กระดูกสะบ้า (Patella) เป็นกระดูกที่ทำหน้าที่คล้ายคานงัดให้เส้นเอ็นของกล้ามเนื้อที่ทำหน้าที่เหยียดขาทำงานได้ดีมีผิวสัมผัสกับกระดูกต้นขา

2.1.1.4 ส่วนประกอบอื่น ๆ ดังแสดงในรูป 2.2

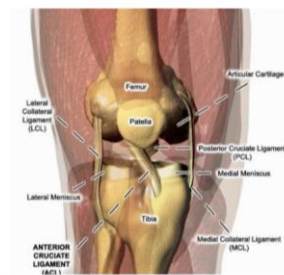


รูปที่ 2.2 ส่วนประกอบอื่น ๆ ของข้อเข่า

ก) หมอนรองกระดูก (Meniscus) มีลักษณะเป็นวงแหวนคล้ายกระดูกอ่อนแต่นุ่มกว่าแบ่งเป็น 2 ซีก คือ หมอนรองกระดูกซีกใน (Medial Meniscus) และซีกนอก (Lateral Meniscus) ทำหน้าที่เป็นตัวถ่วงน้ำหนัก ป้องกันการกระแทกระหว่างกระดูก และช่วยในการเคลื่อนไหว คือเมื่อมีการเคลื่อนไหวทุกครั้ง ผิวกระดูกอ่อนกับหมอนรองกระดูกนั้นสัมผัสกันได้ดี

ข) เอ็นยึดข้อ (Ligaments) แบ่งเป็น 2 กลุ่ม คือ เอ็นไขว้ภายในข้อแบ่งย่อยเป็น เส้นหน้า (Anterior Cruciate Ligament ; ACL) และเส้นหลัง (Posterior Cruciate Ligament ;PCL) ทำหน้าที่ตรึงให้ข้อเข้าให้เกิดความมั่นคงในทิศทางหน้าและหลัง

เอ็นด้านข้างของข้อเข่าแบ่งย่อยเป็นเส้นใน (Medial Collateral Ligament ; MCL) และเส้นนอก (Lateral Collateral Ligament ; LCL) ทำหน้าที่ตรึงให้ข้อเข่าเกิดความมั่นคงในทิศทางข้างในและข้างนอก ดังแสดงในรูป 2.3



รูปที่ 2.3 เอ็นที่ยึดกับข้อเข่า

ค) ถุงหุ้มข้อ (Joint Capsule) ทำให้ข้อเข่าเป็นโครงสร้างที่ไม่มีสิ่งแปลกปลอมเข้าไปภายในและทำให้ข้อเข่าเป็นเสมือนถุงที่อยู่ในระบบปิด เป็นผลให้น้ำในข้อสามารถกระจายได้ดี

ง) เยื่อข้อ (Synovial Membrane) เป็นชั้นเนื้อประสาน ทำหน้าที่เคลือบถุงหุ้มข้อ และสร้างน้ำหล่อเลี้ยงข้อ อีกทั้งยังเป็นตัวการสำคัญ ในการตอบสนองของร่างกายต่อการอักเสบในข้อ

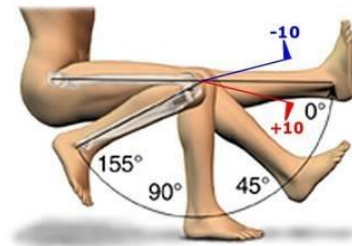
จ) น้ำหล่อเลี้ยงข้อ (Synovial Fluid) เป็นของเหลวที่มีลักษณะหนืด คล้ายน้ำมันเครื่องยนต์ทำหน้าที่หล่อเลี้ยงข้อ ทำให้ข้อเข่าเคลื่อนไหวได้อย่างราบรื่น โดยต้องมีปริมาณไม่มากเกินไปและมีความหนืดที่เหมาะสม น้ำหล่อเลี้ยงข้อที่ปกติต้องมีสีเหลืองใส ไม่ขุ่น

2.1.2 มุมและการเคลื่อนไหวที่ข้อเข่า การเคลื่อนไหวของข้อเข่าจะเคลื่อนไหวได้ 2 ทิศทาง คือ การงอ (Flexion) และการเหยียด (Extension)

2.1.2.1 Flexion คือ การงอข้อเข่า มีลักษณะการเคลื่อนไหวที่มุมข้อเข่ามากขึ้นจากท่าปกติหรือท่าศูนย์องศา ซึ่งท่าปกติก็คือท่าที่ข้อเข่าเหยียดตรงตามแนวแกนยาวโดยต้นขาและปลายขาอยู่ในแนวเดียวกัน ข้อ

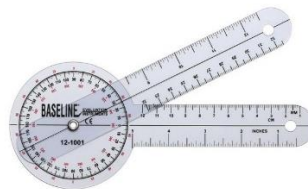
เข้าที่งอดี คือ สามารถงอได้ถึง 155 องศาในคนรูปร่างบาง งอได้ประมาณ 135-145 องศา ในคนทั่วไป และในคนรูปร่างท้วมจะงอได้ประมาณ 125 องศา ในขณะที่คนอ้วนใหญ่มักงอได้ประมาณ 100-120 องศา

2.1.2.2 Extension คือ การเหยียดข้อเข่าออกจากท่า Flexion เข่าจะเหยียดออกเต็มที่มาอยู่ในท่าปกติหรือท่าศูนย์องศาในคนปกติบางคนข้อเข่าสามารถทำให้มีการเหยียดเกิน (Hyperextension) ได้อีก 15 องศา



รูปที่ 2.4 องศาการเคลื่อนที่ของข้อเข่า

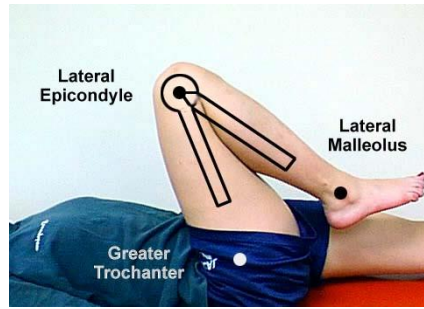
2.1.3 การเคลื่อนไหวของข้อต่อร่างกาย (Joint Motion) หรืออาจเรียกว่าเป็นการวัดระดับการเคลื่อนไหว (Range Of Motion ; ROM) เป็นการวัดความสามารถในการหมุนหรือความยืดหยุ่นที่ข้อต่อต่างๆ พิจารณาจากมุมที่เกิดจากส่วนของร่างกายที่มาเชื่อมต่อกันเป็นข้อต่อนั้นๆ เครื่องมือที่สำคัญ ได้แก่ เครื่องวัดมุมข้อต่อร่างกายหรือโกนิโอมิเตอร์ (Goniometer) โดยมีวิธีการวัดดังนี้



รูปที่ 2.5 โกนิโอมิเตอร์

2.1.3.1 การวัดการงอของข้อเข่า (Flexion Motion)

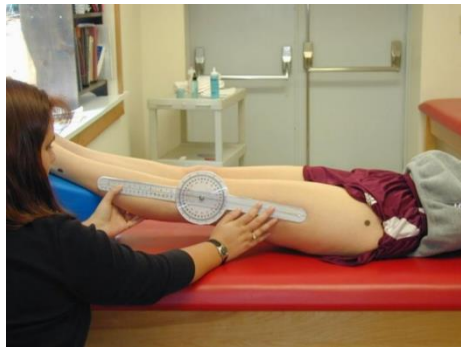
- นอนหงาย โดยให้ขาทั้งสองข้างแนบชิดกับเตียง จากนั้นให้ผู้ป่วยงอเข่าให้ได้มากที่สุด
- ให้จุดหมุนของโกนิโอมิเตอร์อยู่ที่จุด Epicondyle ของกระดูก Femur
- ให้แขนข้างหนึ่งของโกนิโอมิเตอร์ อยู่ที่ตำแหน่งระหว่าง Greater Trochanter กับตรงกลางของกระดูก Femur ส่วนอีกแขนหนึ่งจะอยู่ที่ตำแหน่งระหว่าง Lateral Malleolus กับตรงกลางของกระดูก Fibular



รูปที่ 2.6 การวัดการงอของข้อเข่า

2.1.3.2 การวัดการเหยียดของข้อเข่า (Extension Motion)

- ให้ผู้ป่วยนอนหงายโดยให้ขาทั้งสองข้างแนบชิดกับเตียงและใช้หมอนรองส้นเท้าไว้เพื่อให้ข้อเข่าเหยียดได้เต็มที่
- ให้วางโกนิโอมิเตอร์ ไว้ที่ตำแหน่งเดียวกับการวัดการงอของข้อเข่า



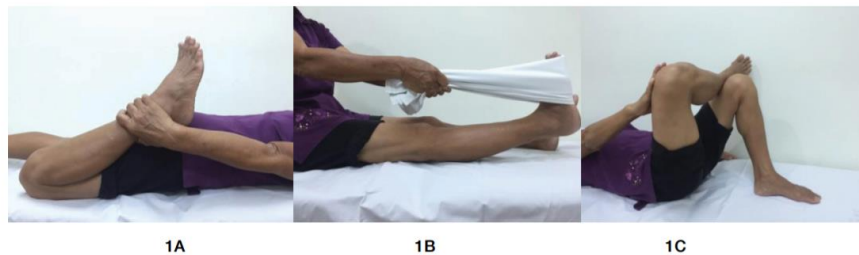
รูปที่ 2.7 การวัดการเหยียดของข้อเข่า

2.1.4 ภาวะภาพบำบัดในผู้ป่วยข้อเข่าเสื่อม การรักษาโดยการออกกำลังกาย เป็นวิธีที่ได้รับการยอมรับมากที่สุด ในปัจจุบัน สามารถช่วยลดอาการปวด เพิ่มประสิทธิภาพการทำงานข้อเข่าให้สามารถทำกิจกรรมประจำวัน ได้ดีขึ้น

2.1.4.1 Stretching exercise แต่ละท่าให้ยืดค้างไว้ 30 วินาทีทำซ้ำๆ ทำซ้ำ 3 ครั้ง ทำต่อเนื่องทุกวัน

- ท่าที่ 1A Quadriceps stretching exercise นอนคว่ำหากรู้สึกอึดอัดให้นอนตะแคง งอเข่าข้างที่ ต้องการยืดนำมือช่วยดึงที่ข้อเท้าจนตึงพอดีที่ต้นขาด้านหน้า หากทำท่านี้แล้วปวดเพิ่มขึ้นให้หยุดพักท่านี้ก่อน
- ท่าที่ 1B Hamstring stretching exercise นั่งขาเหยียดตรง นำผ้าคล้องปลายเท้า ดึงผ้าจนรู้สึก ตึงพอดีที่ต้นขาด้านหลังได้ข้อพับเข่าและน่อง

- ท่าที่ 1C Piriformis stretching exercise นอนไขว่ห้างด้านขาข้างที่ต้องการจะยืด นำมือกดเข่า ลงช้าๆ จนรู้สึกตึงพอดีที่รอบข้อสะโพก

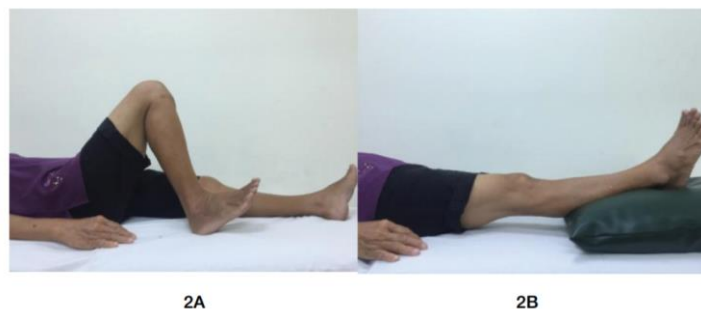


รูปที่ 2.8 Stretching exercise

2.1.4.2 Range of motion exercise

- ท่าที่ 2A Heel slide นอนหงายลากส้นเท้าติดเตียง งอเข่าให้ได้มากที่สุดเท่าที่ไม่กระตุ้นอาการปวด และสามารถนำผ้าคล้องปลายเท้าช่วยดึงให้เข่างอเพิ่มขึ้นได้ หากงอแล้วไม่ปวดทำค้างไว้ 5 วินาทีทำซ้ำๆ ทำ ซ้ำ 10 ครั้ง วันละ 2 รอบ ทำต่อเนื่องทุกวัน

- ท่าที่ 2B Position for knee extension นอนหงายวางเท้าข้างที่ต้องการยืดไว้บนหมอนหนุน 1 ใบ เหยียดขาให้ตึงทำค้างไว้ 10 วินาทีทำซ้ำ 5 ครั้ง วันละ 2 รอบ ทำต่อเนื่องทุกวัน 7 (หากเข่าอ่อน ไม่ควรปฏิบัติ ท่านี้)



รูปที่ 2.9 Range of motion exercise

2.1.4.3 Strengthening exercise แต่ละท่าให้ทำซ้ำๆ และเกร็งค้างไว้ 5 วินาทีทำซ้ำ 10 ครั้ง 3 รอบ พักระหว่างรอบ 2-3 นาที ทำต่อเนื่องทุกวัน

- ท่าที่ 3A Short arc Quadriceps exercise นอนหงายนำผ้าม้วนเป็นทรงกระบอกหนุนใต้เข่าให้สูง 30- 45 องศา เหยียดเข่าตรงให้ส้นเท้าลอยพ้นพื้น

- ท่าที่ 3B Straight leg raise exercise นอนหงายชันเข่าข้างที่ไม่ต้องการบริหาร ส่วนข้างที่ต้องการบริหารให้เหยียดตรง ยกขาขึ้นสูงจากพื้นเพียง 1 ฟุต

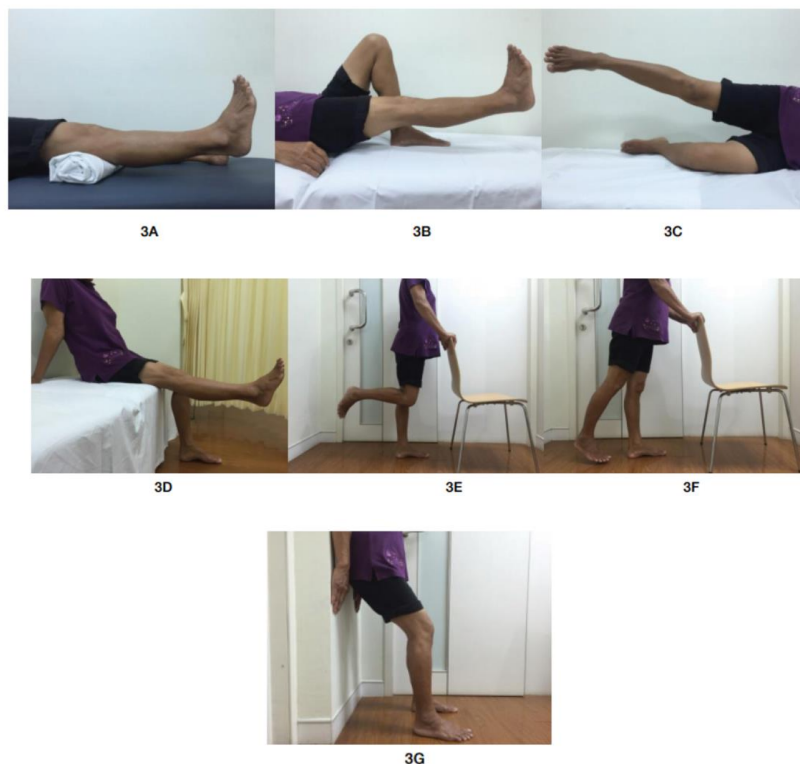
- ท่าที่ 3C Hip abduction exercise นอนตะแคงทับข้างที่ไม่ต้องการบริหาร ข้างที่ต้องการบริหารเหยียดตรง กางขึ้น โดยที่ไม่เกิดการบิดเอี้ยวของลำตัว

- ท่าที่ 3D Long arc Quadriceps exercise นิ่งห้อยขาที่เก้าอี้เอนตัวไปทางด้านหลัง เล็กน้อยเพื่อลดความตึงตัวของกล้ามเนื้อต้นขาด้านหลังข้อเข่า จากนั้นเหยียดเข่าตรง

- ท่าที่ 3E Hamstring exercise ยืนมือยึดเกาะเก้าอี้ให้มั่นคง งอเข่าขึ้นทาง

- ท่าที่ 3F Hip extension exercise ยืน มือเกาะเก้าอี้ ให้มั่นคง เหยียดขาตรงมาทางด้านหลัง

- ท่าที่ 3G Squat exercise ยืนห่างจากผนัง 1 ฟุต กดหลังให้แนบผนัง ยืนกางขากว้างเท่าระดับหัวไหล่ ค่อยๆย่อเข่าลงเล็กน้อยไม่ให้เข่าเกินปลาย ผู้ป่วยที่ปวดเข่ามากหรือน้ำหนักตัวเกินมาตรฐานไม่ควรปฏิบัติท่านี้



รูปที่ 2.10 Strengthening exercise

2.1.4.4 Balance training ป้องกันการหกล้มและกระตุ้นการรับรู้สีในข้อเข่า

- ท่าเริ่มต้น ยืนบนขาข้างที่ต้องการฝึกข้างเดียว (4A) หันด้านข้างเข้าหาเก้าอี้ นำมือจับเก้าอี้เพื่อประคองตัว

- ทำปฏิบัติ ขาข้างที่ไม่ต้องการฝึกยกขึ้นแล้วเหยียดขาออกไปด้านหน้า (4B) สลับกับด้านหลัง (4C) เป็นจังหวะนับ 1-5 ถือเป็น 1 ครั้ง ทำซ้ำ 10 ครั้ง ทำต่อเนื่องกันทุกวัน



รูปที่ 2.11 Balance training

2.1.5 ภาพบำบัดในผู้ป่วยผ่าตัดข้อเข่า การผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข่าเทียมผู้ป่วยควรฝึกบริหารกล้ามเนื้อต้นขาด้านหน้าอย่างสม่ำเสมอ และฝึกการงอเหยียดข้อเข่าอย่างต่อเนื่อง โดยทั่วไปการเหยียดข้อเข่ามีการเปลี่ยนแปลงได้มากใน 6 สัปดาห์แรกหลังจากการผ่าตัด ในช่วงเวลาดังกล่าวจึงเป็นเวลาที่เหมาะที่ควรฝึกบริหารอย่างเต็มที่และควรงอเข่าได้อย่างน้อย 100 องศาผู้ป่วยที่ได้รับการผ่าตัดทุกคนจะรู้สึกขาตึงและปวดข้อเข่าขณะพยายามงอข้อเข่าใน 2-3 วันแรก แต่เมื่อปฏิบัติอย่างสม่ำเสมอแล้วอาการปวดและตึงจะลดลงจนหายไป

2.1.5.1 กระดกข้อเท้าขึ้นลงนอนหงายกระดกข้อเท้าขึ้นค้างไว้ 3 วินาทีแล้วกระดกข้อเท้าลง 3 วินาที ทำซ้ำได้จนรู้สึกกล้ามเนื้อลำกรบริหารทำนี้ช่วยทำให้การไหลเวียนเลือดของขาดีขึ้นและทำให้กล้ามเนื้อขามีความยืดหยุ่นมากขึ้น



รูปที่ 2.12 ทำกระดกข้อเท้า

2.1.5.2 การบริหารกล้ามเนื้อต้นขาด้านหน้า

- ก. นอนเหยียดขาใช้ผ้ารองใต้ข้อเท้า ไม่ให้ส้นเท้าสัมผัสกับเตียง พยายามเกร็งกล้ามเนื้อก้นข้อพับเข่าให้สัมผัสกับเตียงเกร็งขาค้างไว้ 5-10 วินาทีพัก 1 นาที แล้วเริ่มทำซ้ำใหม่จนรู้สึกกล้ามเนื้อลำถึงค่อยหยุด
- ข. นอนราบบนเตียงใช้หมอนหรือผ้าหนุนใต้ข้อพับข้างที่ผ่าตัดให้เข่างอ 30-45 องศาแล้วพยายามเหยียดเข่าให้ตรง
- ค. นอนเหยียดขาว่างมือข้างลำตัวเกร็งกล้ามเนื้อต้นขาให้ยกขาขึ้นสูงจากพื้น 6 นิ้วแล้วค่อยวางขาซ้ำๆทำซ้ำประมาณ 5 – 10 ครั้ง



ก.

ข.



ค.

รูปที่ 2.13 การบริหารกล้ามเนื้อต้นขาด้านหน้า

2.1.5.3 การบริหารพิสัยการเคลื่อนไหวของข้อเข่า ความสามารถในการเคลื่อนไหวของข้อเข่ามีความสำคัญต่อการดำเนินชีวิตประจำวันถ้าข้อเข่าสามารถงอได้ 90 องศา ผู้ป่วยจะสามารถประกอบกิจวัตรประจำวันโดยส่วนใหญ่ได้ เช่น การเดินปกติ การขึ้นลงบันได การลุกจากเก้าอี้ เป็นต้น

- ก. นอนงอเข่านอนราบบนเตียงค่อยๆ เลื่อนข้อเท้าข้างที่ผ่าตัดเข้าหาตัวให้มากที่สุดเท่าที่จะทำได้งอค้างไว้ 5-10 วินาทีแล้ว ค่อยๆเหยียดทำซ้ำ ๆ จนรู้สึกกล้ามเนื้อล้า
- ข. นิ่งงอเข่านั่งบนเตียงหรือเก้าอี้วางขาข้างที่ไม่ได้ทำผ่าตัดทับขาข้างที่ผ่าตัดใช้แรงกดให้ขาข้างที่ทำผ่าตัดงอเข้าให้ได้มากที่สุดแล้วผ่อนออกทำซ้ำ ๆ จนรู้สึกกล้ามเนื้อล้าแล้วให้หยุดพัก



รูปที่ 2.14 การบริหารพิสัยการเคลื่อนไหวของข้อเข่า

2.1.5.4 การเดินผู้ป่วยสามารถเดินลงน้ำหนักได้เต็มที่หลังผ่าตัดโดยใช้อุปกรณ์พยุงเดิน (walker) ในระยะ 2-4 สัปดาห์แรกจากนั้นถ้าผู้ป่วยมีกล้ามเนื้อต้นขาแข็งแรงขึ้นก็สามารถเปลี่ยนมาใช้ไม้เท้า (cane) โดยใช้มือข้างตรงข้ามกับเข่าที่ได้รับการผ่าตัดประมาณ 2-3 เดือนผู้ป่วยจะเดินได้ใกล้เคียงปกติ

2.1.5.5 การฝึกขึ้นลงบันไดให้ก้าวขึ้นลงบันไดทีละขั้นใช้ไม้เท้าด้านตรงข้ามกับเข่าที่ได้รับการผ่าตัด

- การขึ้นบันได ให้ก้าวข้างที่ไม่ผ่าตัดขึ้นก่อนแล้วตามด้วยขาข้างที่ผ่า จากนั้นจึงยกไม้เท้าตามมา
- การลงบันได เริ่มจากใช้ไม้เท้าลงก่อนตามด้วยขาข้างที่ผ่า แล้วจึงก้าวข้างที่ไม่ได้ผ่าตาม

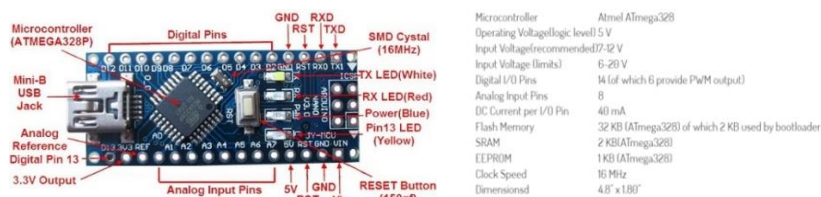
** การขึ้นลงบันไดควรทำเมื่อเดินบนพื้นราบได้คล่องในระยะแรกต้องมีผู้ดูแลและต้องระวังอุบัติเหตุ

2.2 ไมโครคอนโทรลเลอร์

ไมโครคอนโทรลเลอร์ (อังกฤษ: Microcontroller มักย่อว่า μ C, uC หรือ MCU) คือ อุปกรณ์ควบคุมขนาดเล็ก ซึ่งบรรจุความสามารถที่คล้ายคลึงกับระบบคอมพิวเตอร์ โดยในไมโครคอนโทรลเลอร์ได้รวมเอาซีพียู หน่วยความจำ และพอร์ต ซึ่งเป็นส่วนประกอบหลักสำคัญของระบบคอมพิวเตอร์เข้าไว้ด้วยกัน โดยทำการบรรจุเข้าไว้ในตัวถึงเดียวกัน ไมโครคอนโทรลเลอร์ถ้าแปลความหมายแบบตรงตัวก็คือ ระบบคอนโทรลขนาดเล็ก เรียกอีกอย่างหนึ่งคือเป็นระบบคอมพิวเตอร์ขนาดเล็ก ที่สามารถนำมาประยุกต์ใช้งานได้หลากหลาย โดยผ่านการออกแบบวงจรให้เหมาะกับงานต่างๆ และยังสามารถโปรแกรมคำสั่งเพื่อควบคุมขา Input / Output เพื่อสั่งงานให้ไปควบคุมอุปกรณ์ต่างๆ ได้อีกด้วย ซึ่งก็นับว่าเป็นระบบที่สามารถนำมาประยุกต์ใช้งานได้หลากหลาย ทั้งทางด้าน Digital และ Analog ยกตัวอย่างเช่น ระบบสัญญาณตอบรับอัตโนมัติ, ระบบบัตรคิว, ระบบตอกบัตรพนักงาน และอื่นๆ ยิ่งระบบไมโครคอนโทรลเลอร์ในยุคปัจจุบันนั้นสามารถทำการเชื่อมต่อกับระบบ Network ของคอมพิวเตอร์ทั่วไปได้อีกด้วย ดังนั้นการสั่งงานจึงไม่ใช่แค่หน้าแผงวงจร แต่อาจจะเป็นการสั่งงานอยู่คนละซีกโลกผ่านเครือข่ายอินเทอร์เน็ตก็ได้

2.2.1 Arduino Nano V3

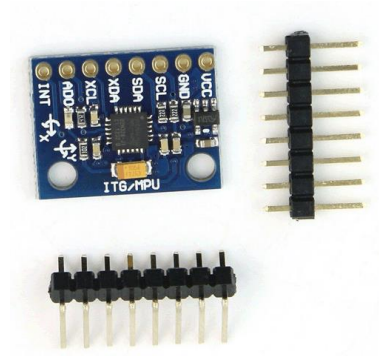
Arduino Nano V3 CH340G เป็นบอร์ดราคาประหยัดโดยใช้ชิพ CH340G แทน FT232 สามารถใช้ได้กับ Windows XP, Windows 7, Windows 8 ทั้ง 32/64bit, Linux, Mac OS เป็นบอร์ดขนาดจิ๋ว ใช้ CPU ATMEGA328 เหมือนกับรุ่น UNO แต่มีจำนวน input/output น้อยกว่าเพราะต้องการให้มีขนาดเล็ก Arduino Nano สามารถโปรแกรมได้โดยตรงผ่าน USB port โดยไม่ต้องซื้อตัวโปรแกรมเพิ่มเติมเหมือนบอร์ด Arduino Pro mini. ARDUINO NANO มีขนาดเพียง 1.8 x 4.8 เซนติเมตร หรือมีขนาดประมาณนิ้วหัวแม่มือของเรา ซึ่งถือว่าขนาดเล็กมาก เมื่อเทียบกับบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์อื่น บนบอร์ด ARDUINO NANO นั้นมีวงจรสำหรับปรับแรงดันไฟฟ้าให้เหมาะสมกับตัวมันเองอยู่แล้ว เพียงแค่เราเสียบสาย USB เข้ากับ ARDUINO NANO และต่อเข้ากับคอมพิวเตอร์ บอร์ดก็พร้อมใช้งานได้ทันที



รูปที่ 2.15 Arduino Nano V3

2.3 เซนเซอร์วัดความเร่ง

GY-521 MPU6050 3 Axis Gyroscope Accelerometer Sensor Module โมดูลวัดความเอียง สามารถวัดความเอียงแบบ 3 ทิศทาง ความละเอียดในการวัด 16 บิต ใช้การเชื่อมต่อกับไมโครคอนโทรลเลอร์ ผ่าน I2C โมดูลนี้ได้รวมเอาเซ็นเซอร์ Gyroscope และ Accelerometer เข้าไว้ด้วยกัน



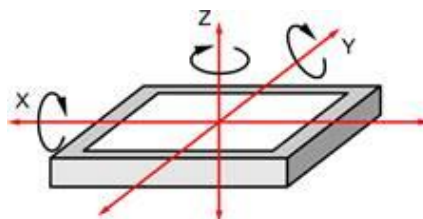
รูปที่ 2.16 เซนเซอร์วัดความเร่ง

Accelerometer: ใช้สำหรับวัดความเร่ง หรือความเอียง เมื่อเราจับเซ็นเซอร์วางขนานกับพื้นโลก ค่าที่ได้จาก Accelerometer ในแกน z จะประมาณ 10 เนื่องจากถูกแรงโน้มถ่วงของโลกดึงไว้ แต่เมื่อเราเอียงเซ็นเซอร์ไปในทิศทางต่าง ๆ ค่าในแต่ละแกนจะเปลี่ยนไป เช่น เอียงเซ็นเซอร์ไปทางซ้ายที่ 90 องศา และหยุดนิ่ง ค่าที่ได้แกน z จะเป็น 0 แต่แกน x หรือ y จะเป็น 10 เนื่องจากแรงโน้มถ่วงดึงให้ค่าในแกน x หรือ y ลงด้านล่าง

Gyroscope: ใช้วัดความเร่งในการเคลื่อนที่ ความสามารถของ Accelerometer จะให้ค่าที่คงที่อยู่เสมอ แตกต่างจาก Gyroscope ที่จะให้ค่าเมื่อมีการเคลื่อนที่เท่านั้น หน่วยวัดเป็น องศาเรเดียนต่อวินาที (rad/s)

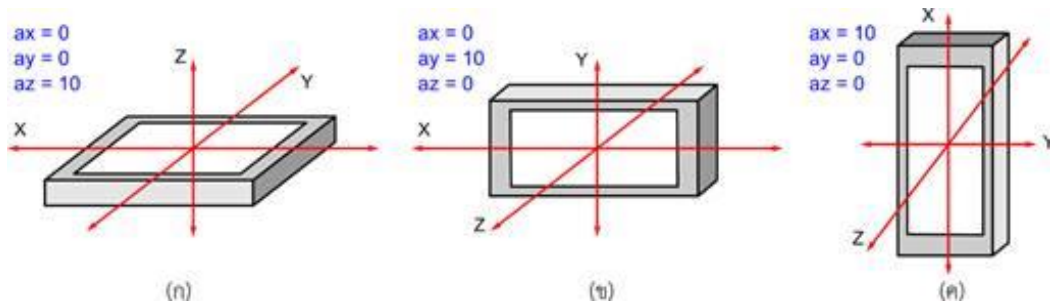
การใช้งานวัดความเอียง การหมุนต่างๆ นิยมใช้งานทั้ง Accelerometer และ Gyroscope คู่กัน เนื่องจาก Accelerometer ไม่สามารถวัดการหมุนในทิศทางที่เซ็นเซอร์วางขนานกับพื้นโลกได้ (เมื่อหมุนเซ็นเซอร์ที่วางขนานกับพื้นโลก ค่า x y และ z จะไม่เปลี่ยนแปลง) จึงจำเป็นต้องใช้ Gyroscope มาใช้วัดร่วมด้วย

การวัดความเร่งแบบ 3 แกน การวัดมุมเอียงของเซนเซอร์สามารถทำได้โดยการวัดความเร่งในแต่ละแกน โดยทั่วไปเราจะนิยามการเอียงเมื่อเทียบกับแกนหรือระบบพิกัดอ้างอิง โดยบอกความเอียงเป็นมุมที่หมุนเอียงไปในแกนหนึ่ง ๆ ซึ่งการเอียงในแต่ละทิศจะมีลักษณะการกำหนดทิศทาง ดังรูป



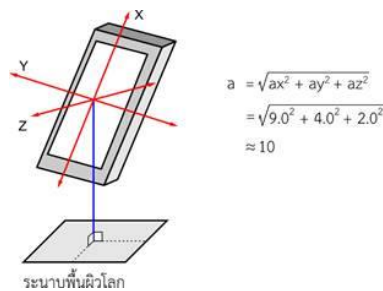
รูปที่ 2.17 ลักษณะทิศทางการเอียงของเซนเซอร์วัดความเร่ง

โมดูลวัดความเร่งนี้จะวัดความเร่งในแต่ละแกน โดยขณะที่โมดูลอยู่นิ่งๆ ค่าความเร่งในแต่ละแกนควรจะมีค่าเป็นศูนย์ แต่ในความเป็นจริงยังมีแรงโน้มถ่วงของโลกอยู่ด้วย ดังนั้นค่าที่อ่านได้จึงไม่ได้เป็นศูนย์ทั้งหมด เช่น ถ้าหากตั้งเครื่องให้แกน Z ตั้งฉากกับพื้นโลก แกน X และ Y จะเป็น 0 แต่ว่าแกน Z จะไม่เป็น 0 เพราะมีแรงโน้มถ่วงของโลกกระทำอยู่ ดังนั้นค่าที่ได้จากแกน Z จึงมีค่า 9.81 m/s^2 หรือประมาณ 10 m/s^2



รูปที่ 2.18 ลักษณะทิศทางการเอียงในแต่ละแกน

ในกรณีที่อยู่นิ่ง ๆ และแกน X, Y และ Z ไม่มีแกนใดตั้งฉากกับพื้นโลก แรงโน้มถ่วงของโลกที่กระทำกับแต่ละแกนของโมดูลวัดความเร่งก็จะกระจายออกไปในแต่ละแกน ขึ้นอยู่กับการเอียงของเซนเซอร์ แต่เมื่อคิดเวกเตอร์ลัพธ์ที่ตั้งฉากกับพื้นโลกก็มีค่าประมาณ 10 m/s^2



รูปที่ 2.19 ลักษณะทิศทางการเอียงเมื่อไม่มีแกนใดตั้งฉากกับพื้นโลก

2.4 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

2.4.1 Using Inertial Measurement Units to Calculate Knee Flexion Angle

การศึกษาการใช้ Xsens IMUs 2 ตัวเพื่อวัดมุมเข่า โดยการคำนวณมุมเข่าขณะที่คนนั่งอยู่บนเก้าอี้ที่มีมุมงอเข่าเริ่มต้นที่ 0 องศา (ขยายเต็ม) และงอเป็น 90 องศา คล้ายกับการเดินและวิ่ง มุมงอเข่าคำนวณจากการวัดจาก IMUs ที่ติดกับแข้งและต้นขา การใช้การถ่ายภาพวิดีโอ 2 มิติ โดยการท่าเครื่องหมายไว้ตามจุดต่างๆบนขา เพื่อใช้เป็นมุมอ้างอิงในการวัดการเคลื่อนไหวของขา เทียบกับมุมเข่าที่ได้จากเซนเซอร์ IMU ร่วมกับ Xsens โดยส่งออกเป็นไฟล์ข้อมูลลงใน OpenSim เพื่อสังเกตการเคลื่อนไหว และยังส่งข้อมูลเพื่อสร้างแบบจำลองการเคลื่อนไหวใหม่ด้วย Inverse Kinematics ใน OpenSim สังเกตมุมเข่าที่เกิดขึ้นและเปรียบเทียบทั้ง 3 กรณี

เป้าหมายของโครงการนี้คือการพิจารณาว่าสามารถวัดมุมข้อเข่าได้อย่างถูกต้องด้วยเซ็นเซอร์ IMU สามารถใช้สำหรับวัดการเคลื่อนไหวที่ซับซ้อนมากขึ้น เช่น การเดิน เพื่อสร้างแบบจำลองการเคลื่อนไหว

ขั้นตอนการดำเนินการ

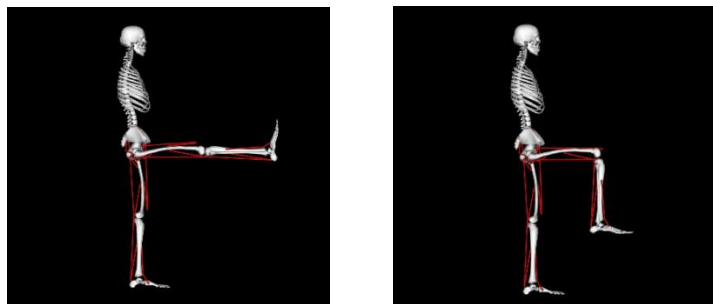
- ใช้ Xsens IMU สองตัวเพื่อตัวเพื่อวัดมุมข้อเข่า โดยการทดลองจะคำนวณมุมข้อเข่าในขณะที่ผู้ทดลองกำลังนั่งบนเก้าอี้โดยมีมุมข้อเข่าเริ่มต้นที่ 0 องศา และงอข้อเข่า 90 องศา คล้ายกับการเดินและวิ่ง

- เปรียบเทียบมุมข้อเข่าที่ได้จากการวัดด้วย Xsens IMU ที่ติดกับขาและต้นขา ร่วมกับภาพจากการถ่ายวิดีโอ 2 มิติ และโกนีโอมิเตอร์



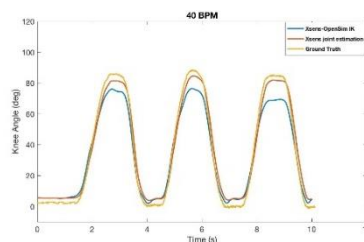
รูปที่ 2.20 เปรียบเทียบมุมข้อเข่าจากการวัดด้วย Xsens IMU การถ่ายวิดีโอ 2 มิติ และโกนีโอมิเตอร์

- นำข้อมูลมุมข้อเข่าที่ได้จาก Xsens IMU ไปทำแบบจำลองการเคลื่อนไหวใน OpenSim



รูปที่ 2.21 แบบจำลองการเคลื่อนไหวใน OpenSim

- ใช้ข้อมูลมุมข้อเข่าที่ได้จาก Xsens IMU แบบเรียลไทม์ เพื่อสร้างแบบจำลองการเคลื่อนไหวใหม่ใน OpenSim ในการสังเกตการเคลื่อนไหวของข้อเข่า



รูปที่ 2.22 เปรียบเทียบการเคลื่อนไหวข้อเข่า

สรุปผลการทดลอง

- Xsens IMU สองตัวสามารถวัดมุมเข้าได้อย่างค่อนข้างแม่นยำ
- มุมข้อเข้าสามารถใส่ลงใน OpenSim เพื่อสร้างแบบจำลองการเคลื่อนไหวใหม่ได้
- สามารถสร้างแบบจำลองการเคลื่อนไหวด้วย Inverse Kinematics ใน OpenSim จากข้อมูลของ Xsens IMU ได้
- มุมที่ได้จากการจำลองใหม่ด้วย Inverse Kinematics ใน OpenSim มีความแม่นยำน้อยแต่สามารถปรับปรุงได้ด้วยการเปลี่ยนตำแหน่ง

2.4.2 Development of A Body Joint Angle Measurement System Using IMU Sensors

การศึกษาการใช้ IMUs 2 ตัวเพื่อวัดมุมเข้า โดยทำการติดตั้งเซ็นเซอร์ IMU ไว้ที่ต้นขาและหน้าแข้ง โดยการเปรียบเทียบกับท่าเคลื่อนไหวที่ของข้อเข้าจากระบบจับภาพแบบตรวจจับคลื่นรังสี โดยเริ่มต้นการทดสอบ IMU ถูกปรับเทียบกับพื้นผิวเรียบที่ขนานกับพื้น ในกรณีนี้เซ็นเซอร์ทั้งสองถูกปรับให้มีค่าอ้างอิงเป็นศูนย์เหมือนกัน โดยถือว่าส่วนต้นขาและขาอยู่ในระนาบเดียวกัน ใช้เซ็นเซอร์วัดความเร่งเพื่อค้นหามุมงอของข้อเข้า และใช้ไจโรสโคปเพื่อกำจัดผลกระทบของการสั่นสะเทือนบนเซ็นเซอร์วัดความเร่ง

γ คือมุมของต้นขาที่วัดโดย IMU ตัวที่ 1 และเป็นมุมระหว่างเวกเตอร์แรงโน้มถ่วงกับเวกเตอร์ที่ตั้งฉากกับกระดูกโคนขา เวกเตอร์นี้เท่ากับความรู้สึกของแรงโน้มถ่วงโดยมาตรงความเร่งพอดี นอกจากนี้ λ คือมุมของขาที่วัดโดย IMU ตัวที่ 2 และเป็นมุมระหว่างเวกเตอร์แรงโน้มถ่วงกับเวกเตอร์ที่ตั้งฉากกับกระดูกหน้าแข้ง มุมงอเข้า θ คำนวณโดย $\theta = \gamma - \lambda$

สมการต่อไปนี้จะแสดงวิธีคำนวณ β (ส่วนงอของต้นขา) และ γ ในรูปที่ 2

$$\beta = \gamma \quad (1)$$

$$\text{Acc} = \cos(\gamma) * g \quad (2)$$

โดยที่ Acc และ g หมายถึงเซ็นเซอร์วัดความเร่งและแรงโน้มถ่วงตามลำดับ

$$\gamma = \arccos(\text{Acc}/g)$$

By substituting γ in (2), we obtain

$$\beta = \arccos(\text{Acc}/g)$$

α (ส่วนงอของหน้าแข้ง) และ λ คำนวณเหมือนกับ β และ γ โดยจะใช้ python ในไมโครคอนโทรลเลอร์ของ IMU ในการคำนวณ ดังนั้นจึงมีมุมมองแต่ละส่วนที่สอดคล้องกันของ α และ β สัมพันธ์ไปยังทิศทางที่ปรับเทียบแล้ว ในรูปที่ 2 เราสนใจที่จะหา λ นั่นคือมุมมองเข้าที่ส่วนข้อต่อขยายเต็มที่เท่ากับศูนย์องศา เพราะการงอเข้าเกิดขึ้นในระนาบเดียว

ข้อมูลการงอจาก IMU ตัวที่ 1 (มุม β) และข้อมูลการงอจาก IMU ตัวที่ 2 (มุม α) สามารถรวมกันเพื่อให้ได้ มุมงอเข้า, $\theta = 180 - (\alpha + \beta)$. การคำนวณ θ ดำเนินการโดยใช้โปรแกรม Labview 2010 และข้อมูลที่ได้รับจาก IMU แต่ละตัวในเวลาเดียวกัน

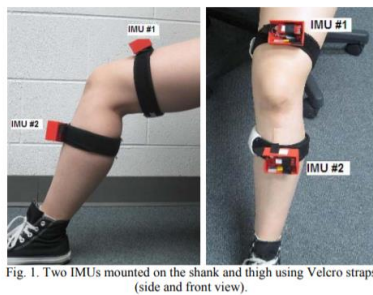


Fig. 1. Two IMUs mounted on the shank and thigh using Velcro straps (side and front view).

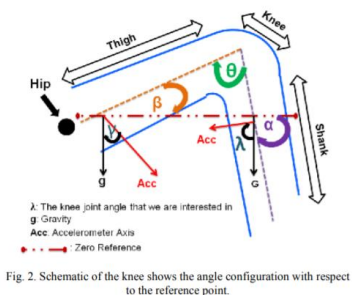


Fig. 2. Schematic of the knee shows the angle configuration with respect to the reference point.

รูปที่ 2.23 ตำแหน่งการติดตั้ง IMU

ผลการทดลอง

ทดสอบความแม่นยำของระบบการวัดด้วย IMU โดยการเปรียบเทียบกับมุมมองเข้าที่บันทึกไว้พร้อมกับการคำนวณจากการเคลื่อนที่ของระบบจับภาพแบบตรวจจับคลื่นรังสี Infrared (Vicon Motion Systems, Centennial, CO) โดยทำการเปรียบเทียบนี้กับผู้ทดลองเพศชาย อายุ 26 ปี ทำการติดตั้งเซ็นเซอร์ IMU ไว้ที่ต้นขาและหน้าแข้ง พร้อมกับชุดของทรงกลมสะท้อนแสงที่จัดวางให้อยู่ในแบบจำลองมนุษย์แบบ Helen Hayes ซึ่งเป็นชุดมาตรฐานสำหรับการตรวจจับการเคลื่อนไหวของร่างกายส่วนล่างที่มีความแม่นยำ (รูปที่ 3)

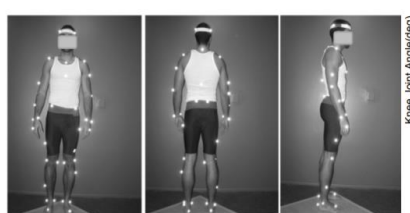


Fig. 3. Markers attached to one the subjects under test to measure the body joint angles.

รูปที่ 2.24 ระบบจับภาพแบบตรวจจับคลื่นรังสี

การใช้การตรวจจับการเคลื่อนไหวและการวัดสัดส่วนร่างกายที่เก็บรวบรวมจากตัวแบบ คำนวณการเคลื่อนไหวของร่างกายส่วนล่างโดยใช้โมเดล Newington ผ่าน Plug-In Gait ตำแหน่งของข้อสะโพก ข้อเข่า และข้อเท้า ประมาณโดยใช้ข้อมูลเครื่องหมายและการวัดสัดส่วนร่างกาย การวางแผนของส่วนต้นขาและหน้าแข้งถูกจำลองโดยระบบพิกัดออร์โธโนมอลที่ติดอยู่กับระนาบที่เคลื่อนผ่านจุดศูนย์กลางร่วม

มุม Standard Euler ถูกใช้เพื่อกำหนดมุมข้อเข่าที่สัมพันธ์กับทิศทางขาด้วยลำดับการหมุน คือ การงอ การยืดติด การหมุน การเปรียบเทียบมุมข้อเข่ากับเซนเซอร์ IMU จะเริ่มจากการหมุนครั้งแรก (งอข้อเข่า) รูปที่ 2.25 แสดงการเปรียบเทียบแบบกราฟิกของการวัดมุมข้อเข่าโดยใช้สองระบบที่ทำการทดสอบ

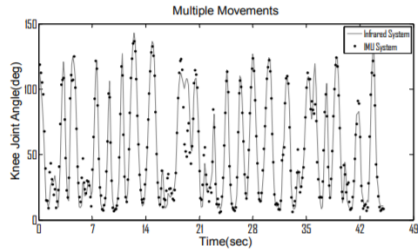


Fig. 4. Results of two IMUs attached to the subjects leg during an experiment.

TABLE I. EXPERIMENTAL RESULTS

Task	Average Error (degrees)	Standard Deviation	Correlation Coefficient
1	0.08	6.55	0.99
2	3.06	7.24	0.97
3	1.68	4.67	0.98
4	2.40	13.30	0.94

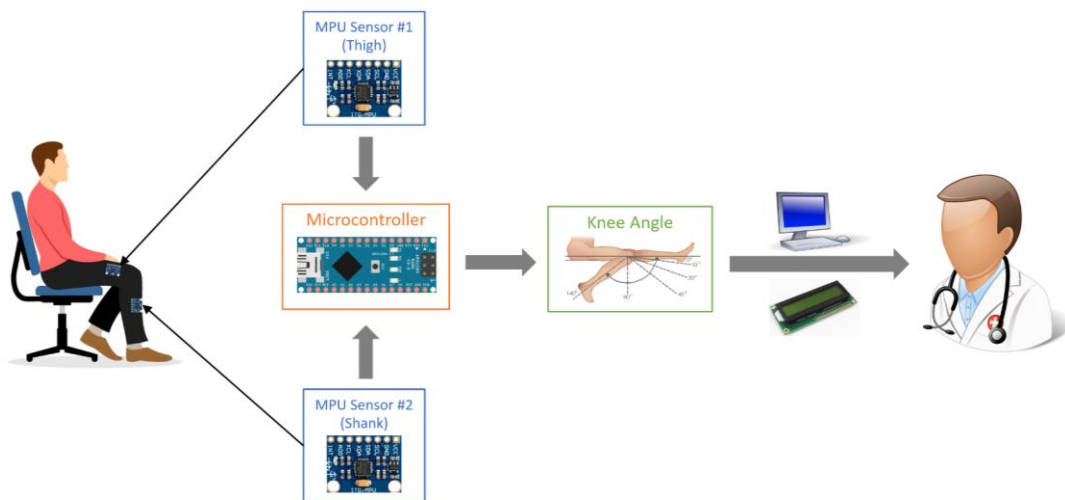
รูปที่ 2.25 เปรียบเทียบการเคลื่อนไหวข้อเข่า

บทที่ 3

ขั้นตอนและวิธีการดำเนินงาน

ในบทนี้จะเป็นการนำเสนอขั้นตอนและวิธีการดำเนินงานเพื่อให้ได้ตามวัตถุประสงค์ของโครงการ โดยจะมีการกล่าวถึงภาพรวมของโครงการ ลำดับขั้นตอนการทำงาน การออกแบบ และสร้างตัวต้นแบบของเครื่องวัดการเคลื่อนไหวของข้อเข่าโดยใช้เซนเซอร์วัดความเร่ง ซึ่งรายละเอียดของงานมี ดังนี้

3.1 ภาพรวมของโครงการ

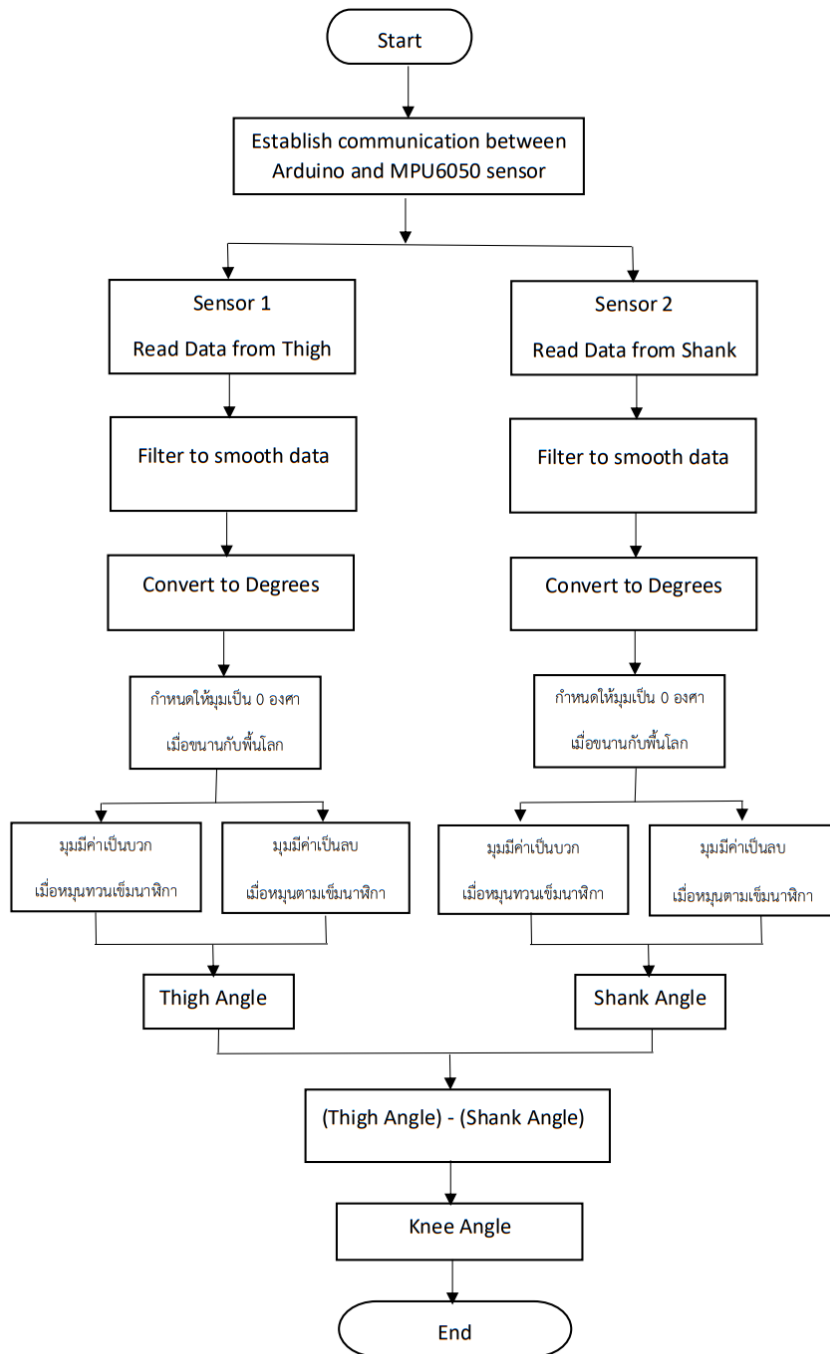


รูปที่ 3.1 ภาพรวมของโครงการ

เครื่องวัดการเคลื่อนไหวของข้อเข่ามีหลักการทำงาน คือ ใช้เซนเซอร์วัดความเร่ง (MPU6050) จำนวน 2 ตัว มาติดตั้งตรงตำแหน่งต้นขาและหน้าแข้ง จากนั้นจะทำการส่งค่าไปยังไมโครคอนโทรลเลอร์โดยการใช้มุมของต้นขา กับหน้าแข้งมาประมวลผลออกมาเป็นมุมของข้อเข่า โดยสามารถแสดงค่าออกมายังคอมพิวเตอร์หรือหน้าจอLCD

3.2 ลำดับขั้นตอนการทำงาน

เครื่องวัดการเคลื่อนไหวของข้อเข่าโดยใช้เซนเซอร์วัดความเร่ง สามารถแสดงขั้นตอนการทำงานให้เห็นจากแผนผังแสดงขั้นตอนการทำงาน (Flowchart) ดังรูปที่ 3.2

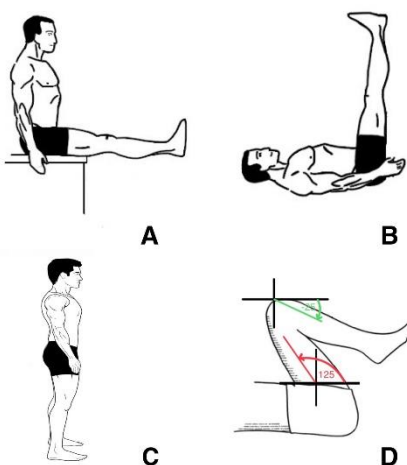


รูปที่ 3.2 Flowchart การทำงาน

จากแผนผังแสดงขั้นตอนการทำงาน มีขั้นตอนการทำงาน คือ เซนเซอร์จะทำการรับค่าจากตำแหน่งที่ติดตั้งไว้ทั้งสองตำแหน่ง ได้แก่ ต้นขาและหน้าแข้ง จากนั้นมีการใช้ฟิลเตอร์เพื่อกรองให้ข้อมูลมีความเหมาะสมต่อการใช้งานมากยิ่งขึ้น เมื่อได้ค่าที่เหมาะสมแล้วจึงทำการเปลี่ยนให้เป็นองศาที่จะได้มุมมองของต้นขาและหน้าแข้ง โดยมีการเซตมุมให้มีค่าเป็น 0 องศา ในกรณีที่ต้นขาและหน้าแข้งขนานกับพื้นโลก จากนั้นเมื่อมีการเคลื่อนที่มุมจะมีค่าเป็นบวกเมื่อหมุนทวนเข็มนาฬิกา ในทางกลับกันมุมจะมีค่าเป็นลบเมื่อหมุนตามเข็มนาฬิกา และเมื่อนำค่ามุมทั้งสองมาลบกันก็จะได้เป็นองศาของข้อเท้า

ตัวอย่างการคำนวณมุมของข้อเข่า

- จากรูปที่ 3.3 A กำหนดให้เมื่อเหยียดขาขนานกับพื้นโลกมุมของขาทั้งสองส่วนของต้นขาและหน้าแข้งจะมีค่าเป็น 0 องศา
- ในรูปที่ 3.3 B เมื่อขาเคลื่อนที่ขึ้นทวนเข็มนาฬิกา (จากรูปเป็นตัวอย่างในท่านอนยกขา) มุมของขาทั้งสองส่วนของต้นขาและหน้าแข้งจะมีค่าเป็น 90 องศา ซึ่งเมื่อนำมาลบกันจะได้ว่า (มุมของต้นขา - มุมของหน้าแข้ง) = 90 - 90 องศา = 0 องศา
- ส่วนในรูปที่ 3.3 C เมื่อขาเคลื่อนที่ลงตามเข็มนาฬิกา (จากรูปเป็นตัวอย่างในท่ายืนตรง) มุมของขาทั้งสองส่วนของต้นขาและหน้าแข้งจะมีค่าเป็น -90 องศา ซึ่งเมื่อนำมาลบกันจะได้ (มุมของต้นขา - มุมของหน้าแข้ง) = (-90) - (-90) องศา = 0 องศา
- และในรูปที่ 3.3 D จะเป็นตัวอย่างในกรณีที่มุมของขาทั้งสองส่วน(ต้นขากับหน้าแข้ง)แตกต่างกัน ซึ่งจากรูปมุมของต้นขาจะมีค่า 125 องศา และมุมของหน้าแข้งมีค่า - 25 องศา เมื่อนำมาลบกันจะได้ (มุมของต้นขา - มุมของหน้าแข้ง) = (125) - (-25) องศา = 150 องศา



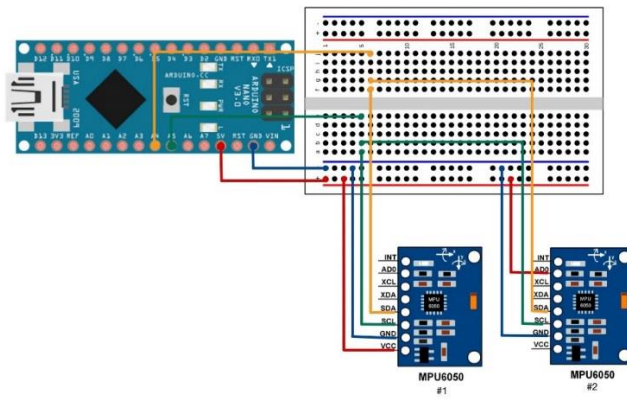
รูปที่ 3.3 ตัวอย่างการคำนวณมุมของข้อเข่า

3.3 การออกแบบและสร้างต้นแบบ

การออกแบบและสร้างตัวต้นแบบเครื่องวัดการเคลื่อนไหวของข้อเข่า จะมีในส่วนของอุปกรณ์ที่ต้องใช้ เช่น การเลือกใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์ และเซนเซอร์วัดความเร่ง การเขียนโปรแกรมเพื่อกำหนดการทำงาน การทดลองเบื้องต้น และการออกแบบตัวต้นแบบที่เหมาะสมต่อการใช้งาน

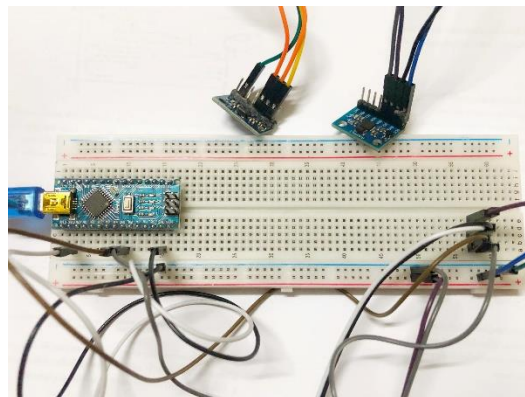
3.3.1 Circuit Diagram

การเชื่อมต่อ Arduino Nano กับเซนเซอร์วัดความเร่ง จะมีการส่งข้อมูลเชื่อมต่อแบบ I2C โดยเซนเซอร์ทั้งสองตัวจะมีการเชื่อมต่อขาที่แตกต่างกันตรงตำแหน่ง AD0 เพื่อกำหนด Address ของเซนเซอร์แต่ละตัว ดังรูปที่ 3.4



MPU6050 #1	MPU6050 #2	Arduino Nano
VCC	AD0	+5V
GND	GND	GND
SCL	SCL	A5
SDA	SDA	A4

รูปที่ 3.4 Circuit Connections between Arduino Nano and MPU6050



รูปที่ 3.5 การต่อวงจร

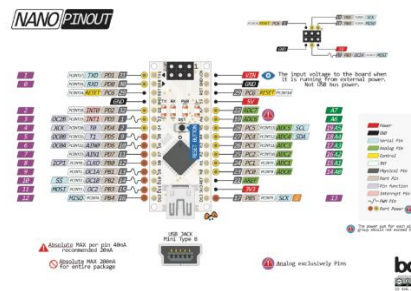
3.3.2 ไมโครคอนโทรลเลอร์

ในงานวิจัยนี้ได้ใช้บอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์ Arduino Nano เป็นอุปกรณ์ในการประมวลการทำงาน มีลักษณะดังรูปที่ 3.6



รูปที่ 3.6 Arduino Nano

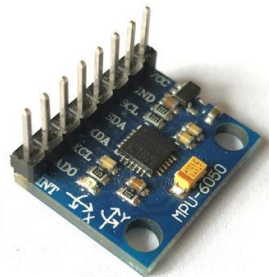
การกำหนดการทำงานของระบบนั้นจะใช้ Arduino ในการหา Address ของเซนเซอร์โดยการส่งข้อมูลแบบ I2C เป็นการส่งข้อมูลแบบขนานสามารถนำเซนเซอร์มาต่อขนานกันส่งข้อมูลเชื่อมต่อขา I2C (SDA SCL) ของ Arduino แบบใช้ขาเชื่อมต่อแค่สองเส้นได้ โดย Arduino จะเลือกเชื่อมต่อโดยการอ้างอิง address ของอุปกรณ์ ซึ่ง Arduino Nano จะมีขาที่ใช้ส่งข้อมูลเชื่อมต่อแบบ I2C คือ Pin 4 ในการเชื่อมต่อ SDA และ Pin 5 ในการเชื่อมต่อ SCL ดังรูปที่ 3.7



รูปที่ 3.7 Arduino Nano Pinout

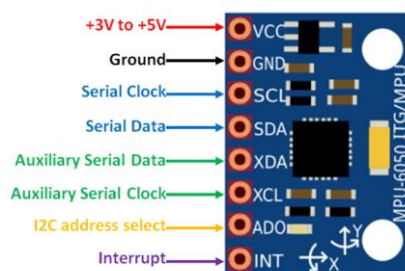
3.3.3 เซนเซอร์วัดความเร่ง

ในงานวิจัยนี้ได้ใช้เซนเซอร์วัดความเร่ง GY-521 (MPU6050) ในการรับค่าและส่งข้อมูลไปยัง Arduino Nano มีลักษณะดังรูปที่ 3.8



รูปที่ 3.8 GY-521 (MPU6050)

โดยเซนเซอร์วัดความเร่งนี้จะใช้ขา SCL และ SDA ในการส่งข้อมูลการเชื่อมต่อแบบ I2C กับ Arduino Nano และมีการกำหนด Address ในการเชื่อมต่อที่ขา ADO ดังรูปที่ 3.9



รูปที่ 3.9 GY-521 (MPU6050) Pinout

3.3.4 การเขียนโปรแกรม

ใช้ library Wire.h เพื่อสื่อสารแบบ I2C ระหว่าง Arduino กับ MPU6050 และกำหนดตัวแปรที่จำเป็นต้องใช้

```
#include<Wire.h>
const int MPU2=0x69,MPU1=0x68;

int16_t AcX1,AcY1,AcZ1;
int16_t AcX2,AcY2,AcZ2;
const float alpha = 1;
```

เริ่มต้นการส่งสัญญาณสื่อสารแบบ I2C โดยมีที่อยู่คือ 0x68 สำหรับ MPUตัวที่ 1 และ 0x69 สำหรับ MPU ตัวที่ 2

```
//-----\setup loop\-----
void setup(){
  Wire.begin();
  Wire.beginTransmission(MPU1);
  Wire.write(0x6B); // PWR_MGMT_1 register
  Wire.write(0); // set to zero (wakes up the MPU-6050)
  Wire.endTransmission(true);Wire.begin();

  Wire.beginTransmission(MPU2);
  Wire.write(0x6B); // PWR_MGMT_1 register
  Wire.write(0); // set to zero (wakes up the MPU-6050)
  Wire.endTransmission(true);
  Serial.begin(9600);
}
```

เริ่มต้นการส่งสัญญาณสื่อสารแบบ I2C กับ MPUตัวที่ 1 อ่านค่าจากแต่ละแกน (X Y Z) ใช้ฟิลเตอร์เพื่อให้ค่าดิบที่ได้มีความเหมาะสม จากนั้นเปลี่ยนค่าเป็นองศาและแสดงผล

```
//-----\void loop\-----
void loop(){
  Wire.beginTransmission(MPU1);
  Wire.write(0x3B); // starting with register 0x3B (ACCEL_XOUT_H)
  Wire.endTransmission(false);
  Wire.requestFrom(MPU1, 14, true); // request a total of 14 registers
  AcX1=Wire.read()<<8| Wire.read(); // 0x3B (ACCEL_XOUT_H) & 0x3C (ACCEL_XOUT_L)
  AcY1=Wire.read()<<8| Wire.read(); // 0x3D (ACCEL_YOUT_H) & 0x3E (ACCEL_YOUT_L)
  AcZ1=Wire.read()<<8| Wire.read(); // 0x3F (ACCEL_ZOUT_H) & 0x40 (ACCEL_ZOUT_L)

  //Low Pass Filter to smooth out data
  double fXg1 = AcX1 * alpha + (fXg1 * (1.0 - alpha));
  double fYg1 = AcY1 * alpha + (fYg1 * (1.0 - alpha));
  double fZg1 = AcZ1 * alpha + (fZg1 * (1.0 - alpha));

  //Convert to Degrees
  int x1 = RAD_TO_DEG * (atan2(fYg1, fZg1));
  int y1 = RAD_TO_DEG * (atan2(-fXg1, -fZg1) + PI);
  int z1 = RAD_TO_DEG * (atan2(-fYg1, -fXg1) + PI);

  Serial.print("\n");
  Serial.print("X1 = ");
  Serial.print(x1);
  /* Serial.print(" | Y1 = ");
  Serial.print(y1);
  Serial.print(" | Z1 = ");
  Serial.print(z1); */
```

เริ่มต้นการส่งสัญญาณสื่อสารแบบ I2C กับ MPU ตัวที่ 2 และเขียนโค้ดวิธีการเดียวกับ MPU ตัวที่ 1 จากนั้นนำค่ามุมของ MPU ทั้งสองตัวมาเปรียบเทียบกันเพื่อคำนวณเป็นมุมมองขาของข้อเข่า

```
//-----  
Wire.beginTransmission(MPU2);  
Wire.write(0x3B); // starting with register 0x3B (ACCEL_XOUT_H)  
Wire.endTransmission(false);  
Wire.requestFrom(MPU2, 14, true); // request a total of 14 registers  
AcX2=Wire.read()<<8| Wire.read(); // 0x3B (ACCEL_XOUT_H) & 0x3C (ACCEL_XOUT_L)  
AcY2=Wire.read()<<8| Wire.read(); // 0x3D (ACCEL_YOUT_H) & 0x3E (ACCEL_YOUT_L)  
AcZ2=Wire.read()<<8| Wire.read(); // 0x3F (ACCEL_ZOUT_H) & 0x40 (ACCEL_ZOUT_L)  
  
//Low Pass Filter to smooth out data  
double fXg2 = AcX2 * alpha + (fXg2 * (1.0 - alpha));  
double fYg2 = AcY2 * alpha + (fYg2 * (1.0 - alpha));  
double fZg2 = AcZ2 * alpha + (fZg2 * (1.0 - alpha));  
  
//Convert to Degrees  
int x2 = RAD_TO_DEG * (atan2(fYg2, fZg2));  
int y2 = RAD_TO_DEG * (atan2(-fXg2, -fZg2) + PI);  
int z2 = RAD_TO_DEG * (atan2(-fYg2, -fXg2) + PI);  
  
Serial.print("\t");  
Serial.print("X2 = ");  
Serial.print(x2);  
/* Serial.print(" | Y2 = ");  
Serial.print(y2);  
Serial.print(" | Z2 = ");  
Serial.print(z2); */  
  
Serial.print("\t");  
Serial.print(x1-x2);  
delay (500);  
}
```

3.3.5 การออกแบบตัวต้นแบบ

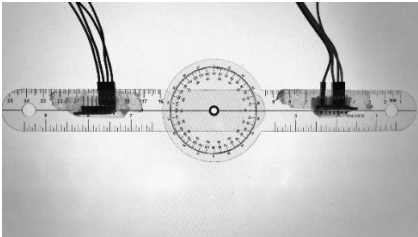
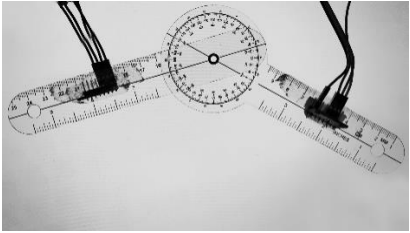
การออกแบบตัวต้นแบบหรือส่วนภายนอกของเครื่องวัดการเคลื่อนไหวของข้อเข่า จะมีการเก็บอุปกรณ์ต่างๆ เช่น Arduino เซนเซอร์วัดความเร่ง และสายไฟไว้ภายในเพื่อความสวยงาม เป็นระเบียบและใช้งานได้ง่าย โดยจะมีส่วนของหน้าจอLCD แสดงผลติดตั้งไว้ภายนอก และใช้สายรัดแบบ Velcro Tape เพื่อความสะดวกในการปรับความแน่นในการรัด



รูปที่ 3.10 สายรัดขาและ Velcro Tape

3.4 การทดสอบ

การทดสอบความคลาดเคลื่อนจะใช้เซนเซอร์วัดความเร่งสองตัวติดบนโกนีโอมิเตอร์ ดังรูปที่ 3.11 จากนั้นทดสอบกามุมของโกนีโอมิเตอร์เป็นมุมต่างๆ และนำค่ามุมมองขาที่ได้จากเซนเซอร์วัดความเร่งกับโกนีโอมิเตอร์มาเปรียบเทียบกัน

มุมที่ทดสอบ	มุมที่วัดได้จากเซนเซอร์
 <p>0 องศา</p>	<pre> Sensor1 = 2 Sensor2 = -1 Knee Angle = 3 Sensor1 = 0 Sensor2 = 0 Knee Angle = 0 Sensor1 = 2 Sensor2 = 1 Knee Angle = 1 Sensor1 = 1 Sensor2 = 0 Knee Angle = 1 Sensor1 = 3 Sensor2 = 0 Knee Angle = 3 Sensor1 = 2 Sensor2 = 0 Knee Angle = 2 </pre> <p style="text-align: right;">บรรทัดใหม่ 9600 baud</p>
 <p>45 องศา</p>	<pre> Sensor1 = 21 Sensor2 = -24 Knee Angle = 45 Sensor1 = 20 Sensor2 = -25 Knee Angle = 45 Sensor1 = 21 Sensor2 = -25 Knee Angle = 46 Sensor1 = 20 Sensor2 = -24 Knee Angle = 44 Sensor1 = 20 Sensor2 = -24 Knee Angle = 44 Sensor1 = 19 Sensor2 = -24 Knee Angle = 43 </pre> <p style="text-align: right;">บรรทัดใหม่ 9600 baud</p>

รูปที่ 3.11 ตัวอย่างการทดสอบการเปรียบเทียบมุมระหว่างโกนิโอมิเตอร์กับเซนเซอร์วัดความเร็ว

มุมที่ได้จากการเปรียบเทียบระหว่างโกนิโอมิเตอร์กับเซนเซอร์วัดความเร็ว (หน่วยเป็นองศา)

Goniometer	0	20	45	70	90	115	135	160
Sensor	0-3	22-23	45-49	74-76	94-96	118-121	141-143	164-169

3.5 สรุปผลดำเนินการ

จากการทดลองสามารถออกแบบและเขียนโปรแกรมเพื่อใช้งานเซนเซอร์วัดความเร็ว (MPU6050) ในการหาค่าของมุมของข้อเข้าได้ โดยเมื่อทำการทดสอบเปรียบเทียบกับค่าการวัดด้วยโกนิโอมิเตอร์พบว่ามุมของข้อเข้าที่วัดได้จากเซนเซอร์มีความคลาดเคลื่อนในช่วงตั้งแต่ 0-9 องศา จึงจะต้องทำการแก้ปัญหาเพื่อให้มุมที่ได้มีค่าความคลาดเคลื่อนน้อยที่สุดในบทยัดไป

เอกสารอ้างอิง

- [1] รศ. ดร.สุภาพ อารีเอื้อ. สาขาวิชาการพยาบาลผู้ใหญ่และผู้สูงอายุ โรงเรียนพยาบาลรามาธิบดี คณะแพทยศาสตร์โรงพยาบาลรามาธิบดี มหาวิทยาลัยมหิดล.
- [2] วารสารการแพทย์โรงพยาบาลศรีสะเกษ สุรินทร์ บุรีรัมย์. การศึกษาความตรงและความเที่ยงของโกนิโอมิเตอร์แบบประยุกต์ในการวัดการเคลื่อนไหวของข้อเข่า. ปีที่ 34 ฉบับที่ 1. หน้า 79-81
- [3] นางสาวจิตาภา รัตนโรจน์พันธุ์. การออกแบบและพัฒนาเครื่องช่วยการเคลื่อนไหวข้อเข่าอย่างต่อเนื่องด้วยการควบคุมแบบหน้าจอสัมผัส. มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าพระนครเหนือ. หน้า 6-10.
- [4] แสงอรุณ ดังก้อน วท.บ. (กายภาพบำบัด) สาขากายภาพบำบัด ภาควิชาศัลยศาสตร์ออร์โธปิดิกส์และกายภาพบำบัด โรงพยาบาลศิริราช มหาวิทยาลัยมหิดล กรุงเทพมหานคร 10700.ปีที่ 10 ฉบับที่ 2. หน้า 116-119
- [5] แผนกกายภาพบำบัด โรงพยาบาลหนองบัวลำภู. กายภาพบำบัดในผู้ป่วยผ่าตัดข้อเข่า
- [6] Robot Inc. 2015.All Right Reserved by Serverdee.Net Let Our Robot Serve You. Arduino NANO แหล่งสืบค้น: <http://www.robotinc.asia/Arduino/ArduinoNANO.html>
- [7] พันพงษ์ ภูริรักษ์. วิทยาลัยเทคนิคสระบุรี. หน้า 5-6 แหล่งสืบค้น:http://www.sbt.ac.th/new/sites/default/files/TNP_Unit_1.pdf
- [8] ดร. สุวิทย์ กิระวิทยา. ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย แหล่งสืบค้น: suwitkiravittaya.eng.chula.ac.th/B2i2019BookWeb/accerelometer.html
- [9] OpenSim Documentation. BIOE-ME 485 Spring 2017. แหล่งสืบค้น : <https://simtk-confluence.stanford.edu/pages/viewpage.action?pageId=21006384>
- [10] Saba Bakhshi, Student Member, IEEE, Mohammad H. Mahoor, Member, IEEE, and Bradley S. Davidson, Member, IEEE : 1-4.