

การพัฒนาเครื่องช่วยการเคลื่อนไหวข้อเข่าอย่างต่อเนื่องอัจฉริยะ

Development of a Smart Continuous Passive Motion Device for Knee Rehabilitation

พงษ์สุข ธารพงษ์พันธ์ (Phongsuk Taraphongphan)* ดร.สุเมธ อ่ำชิต (Dr.Sumet Umchid)**

บทคัดย่อ

งานวิจัยนี้มีจุดประสงค์เพื่อออกแบบและพัฒนา เครื่องช่วยการเคลื่อนไหวข้อเข่าอย่างต่อเนื่องอัจฉริยะ สำหรับฟื้นฟูสภาพข้อเข่าหลังการผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข่า โดยการนำระบบหน้าจอสัมผัสขนาด 7 นิ้ว พร้อมไมโครคอนโทรลเลอร์ มาใช้ในการควบคุมการทำงานของเครื่อง การทำงานของเครื่องประกอบไปด้วย 4 โหมดการทำงานหลัก คือ โหมด Manual โหมด Auto Run โหมด Intermittent และ โหมด Progressive ซึ่งเครื่องสามารถปรับองศาการยืด-งอข้อเข่า ในช่วง 0-120 องศา โดยนำโรตารีเอ็นโค้ดเดอร์ (Rotary Encoder) มาใช้ในการตรวจเช็คองศาของข้อเข่าเพื่อความแม่นยำ นอกจากนี้ยังสามารถบันทึกข้อมูลผู้ป่วยลงในหน่วยความจำเมมโมรี่การ์ด และถ่ายโอนข้อมูลแบบไร้สายไปเก็บไว้ที่คอมพิวเตอร์ด้วยระบบวายไฟาย (Wi-Fi) จากการทดสอบเครื่องที่พัฒนาขึ้นพบว่ามีประสิทธิภาพใกล้เคียงกับเครื่องมาตรฐาน แต่สามารถให้ความสะดวกและมีโหมดการใช้งานที่ให้ความปลอดภัยต่อผู้ป่วยมากขึ้น

ABSTRACT

The objective of this research was to design and develop a smart continuous passive motion (CPM) device for knee rehabilitation after the total knee arthroplasty (TKA). A microcontroller with built-in 7-inch touch-screen LCD was used to control the developed device. There are 4 main operation modes, which are Manual, Auto Run, Intermittent and Progressive modes. In addition, the device is capable of flexing/extending the knee joint in the range of motion from 0 to 120 degrees. A rotary encoder was installed to ensure the accuracy of the knee joint angle. Patient data can also be stored on a memory card and then transferred to computers via Wi-Fi. The results show that the developed CPM device gives better benefits associated with its conventional counterparts since it provides more user friendly interface for the controller and it also has a better operation mode for the safety of the patients

คำสำคัญ: เครื่องช่วยการเคลื่อนไหวข้อเข่าอย่างต่อเนื่อง

Key Words: Continuous passive motion, CPM

* นักศึกษา หลักสูตรวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาอุปกรณ์การแพทย์ คณะวิทยาศาสตร์ประยุกต์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าพระนครเหนือ

** ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ภาควิชาฟิสิกส์อุตสาหกรรมและอุปกรณ์การแพทย์ คณะวิทยาศาสตร์ประยุกต์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าพระนครเหนือ

บทนำ

ปัจจุบันประเทศไทยมีผู้ป่วยที่เข้ารับการรักษาด้วยวิธีการผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข่าเทียมเป็นจำนวนมาก ซึ่งมีสาเหตุมาจากหลายประการ เช่น โรคข้อเข่าเสื่อม อุบัติเหตุ คนอ้วนที่มีน้ำหนักมากเกินจนข้อเข่ารับน้ำหนักไม่ไหว และการเล่นกีฬา หลังจากการทำการผ่าตัดข้อเข่าแล้วผู้ป่วยต้องได้รับการทำกายภาพบำบัดบริเวณข้อเข่าเพื่อลดอาการเกิดพังผืดยึดเกาะบริเวณข้อเข่า

เครื่องช่วยการเคลื่อนไหวข้อเข่าอย่างต่อเนื่อง (Continuous Passive Motion, CPM) เป็นเครื่องมือทางกายภาพบำบัดที่ช่วยอำนวยความสะดวกในการฟื้นฟูสภาพข้อเข่าหลังการผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข่าให้กลับมาสู่สภาวะปกติได้เร็วยิ่งขึ้น (W. Shawn et al., 2003; Sing Ki Kenric Lau., 2001; RB. Salter et al., 1984; AF. Lynch et al.,1988; J. McInnes et al., 1992) จากความต้องการใช้เครื่องช่วยการเคลื่อนไหวข้อเข่าอย่างต่อเนื่องที่เพิ่มขึ้น จึงมีนักวิจัยจำนวนมากซึ่งได้พยายามพัฒนาเครื่องช่วยการเคลื่อนไหวข้อเข่าอย่างต่อเนื่องให้มีศักยภาพที่สูงยิ่งขึ้น เช่น กลุ่มนักวิจัยจากประเทศไต้หวันนำโดย Hung-Jung Ho และ Tien-Chi Chen, (2008) ได้พัฒนาเครื่องช่วยการเคลื่อนไหวข้อเข่าอย่างต่อเนื่องที่มีการทำงานได้ทั้งในโหมด Continuous Passive Motion (CPM) และโหมด Continuous Active Motion (CAM) หากแต่การใช้งานของเครื่องมีความซับซ้อนและต้นทุนในการสร้างเครื่องที่มีราคาค่อนข้างสูง นอกจากนี้ยังมีทีมวิจัยของ Laurent Beny และ Rene'Griesmar, (2001) ที่ได้พัฒนาเครื่อง CPM ขึ้น แต่เครื่องมีความซับซ้อน มีขนาดใหญ่และน้ำหนักมาก เนื่องจากมอเตอร์ที่มีขนาดใหญ่ และทีมของ S. Miyaguchi, et.al, (2009) ได้พัฒนาเครื่อง CPM ช่วย

ยึด-งอ ข้อศอก โดยสามารถตั้งมุมมองศาการงอและการเหยียดโดยใช้ Switch Box ซึ่งผู้ป่วยต้องเป็นผู้ควบคุมเอง พบว่างานวิจัยนี้มีความซับซ้อนและไม่สามารถตั้งเวลาในการทำงานได้ อีกทั้งการใช้งานผู้ป่วยจะต้องเป็นผู้ทำการควบคุมการทำงานของเครื่อง CPM เอง โดยตลอด ซึ่งจะเห็นว่างานวิจัยดังกล่าวข้างต้นยังขาดการพัฒนาให้มีความสะดวกต่อการใช้งาน ไม่ซับซ้อน ดังนั้นทีมผู้วิจัยจึงได้เริ่มพัฒนาเครื่อง CPM ให้มีความสะดวกต่อการใช้งานมากขึ้น โดยการนำระบบหน้าจอสัมผัสเข้ามาใช้ (J. Rattarojpan, และ S. Umchid, (2011)) แต่งานวิจัยของ J. Rattarojpan, และ S. Umchid, (2011) ได้ใช้หน้าจอสัมผัสขนาดเล็ก (ขนาด 3.2 นิ้ว) และมีโหมดการทำงานแค่ 2 โหมดเท่านั้น คือ โหมด Manual และ โหมด Auto Run ดังนั้นในงานวิจัยนี้จึงมีจุดประสงค์เพื่อพัฒนาเครื่องช่วยการเคลื่อนไหวข้อเข่าอย่างต่อเนื่องให้มีศักยภาพเพิ่มมากขึ้น คือ มีการนำระบบหน้าจอสัมผัสที่มีขนาดใหญ่ขึ้น (ขนาด 7 นิ้ว) มาใช้งานทำให้สามารถมองเห็นฟังก์ชันการใช้งานได้อย่างชัดเจน และสามารถเข้าถึงข้อมูลได้สะดวกรวดเร็วมากขึ้น อีกทั้งยังสามารถเลือกโหมดการทำงานให้เหมาะกับอาการบาดเจ็บของผู้ป่วยและความรุนแรงของอาการบาดเจ็บของข้อเข่าได้มากขึ้น โดยเพิ่มโหมดการทำงานอีก 2 โหมด คือ โหมด Intermittent และ โหมด Progressive โดยในโหมด Intermittent มีการทำงานคล้ายกับโหมด Auto run แต่เครื่องสามารถหยุดการเคลื่อนที่ได้ทันทีเมื่อผู้ป่วยออกแรงต้านการเคลื่อนที่ของเครื่อง และจะจดจำค่ามุมมองศานั้นๆ พร้อมกับเคลื่อนที่ย้อนไปในทิศทางตรงกันข้ามและจะทำงานในช่วงมุมมองศาที่มีการออกแรงต้านเท่านั้นจนครบเวลาที่ตั้งไว้ ส่วนโหมด Progressive จะทำการเคลื่อนที่ สลับกับหยุด

เพื่อให้ผู้ป่วยได้พักผ่อนและกล้ามเนื้อ จากโหมคการทำงานทั้งหมดที่กล่าวมานั้นจะช่วยให้ระยะเวลาการรักษาสั้นลง อีกทั้งยังช่วยลดความต้องการในการใช้ยา ระวังความเจ็บปวด โดยเครื่องจะทำการบันทึกประวัติ ผู้ป่วยที่ทำการรักษาโดยเก็บข้อมูลลงในเมมโมรี่การ์ด และสามารถส่งผ่านข้อมูลจากเครื่องช่วยการเคลื่อนไหวข้อเข่าอย่างต่อเนื่องไปยังคอมพิวเตอร์ได้ด้วยระบบไวไฟ (Wi-Fi)

วัตถุประสงค์ของการวิจัย

งานวิจัยนี้มีจุดประสงค์เพื่อศึกษา ออกแบบ และพัฒนาเครื่องช่วยการเคลื่อนไหวข้อเข่าอย่างต่อเนื่องอัจฉริยะ (Continuous Passive Motion; CPM) โดยนำเอาระบบหน้าจอสัมผัส (Touch Screen) ขนาด 7 นิ้ว ที่สามารถบันทึกข้อมูลผู้ป่วยและประวัติการรักษาลงในหน่วยความจำ (Memory card) ได้ อีกทั้งยังสามารถส่งข้อมูลเชื่อมต่อกับคอมพิวเตอร์ด้วยระบบไวไฟ (Wi-Fi) และมีโหมคการทำงานถึง 4 โหมค คือ 1. Manual 2. Auto run 3. Intermittent และ 4. Progressive

วิธีการวิจัย

เครื่องช่วยการเคลื่อนไหวข้อเข่าอย่างต่อเนื่องที่พัฒนาขึ้นสามารถแสดงการทำงานของเครื่องได้จากบล็อกไดอะแกรมในรูปที่ 1 โดยเครื่องจะรับข้อมูลการทำงานที่ต้องการจากผู้ใช้งานผ่านหน้าจอสัมผัสขนาด 7 นิ้ว โดยทำการประมวลผลจากไมโครคอนโทรลเลอร์แล้วจึงส่งข้อมูลไปยังบอร์ดขับมอเตอร์ (Power Drive Motor) เพื่อควบคุมการทำงานของมอเตอร์ โดยใช้เซนเซอร์วัดกระแสไฟฟ้า (Current Sensor) ในการวัดกระแสที่ส่งไปยังมอเตอร์เพื่อ

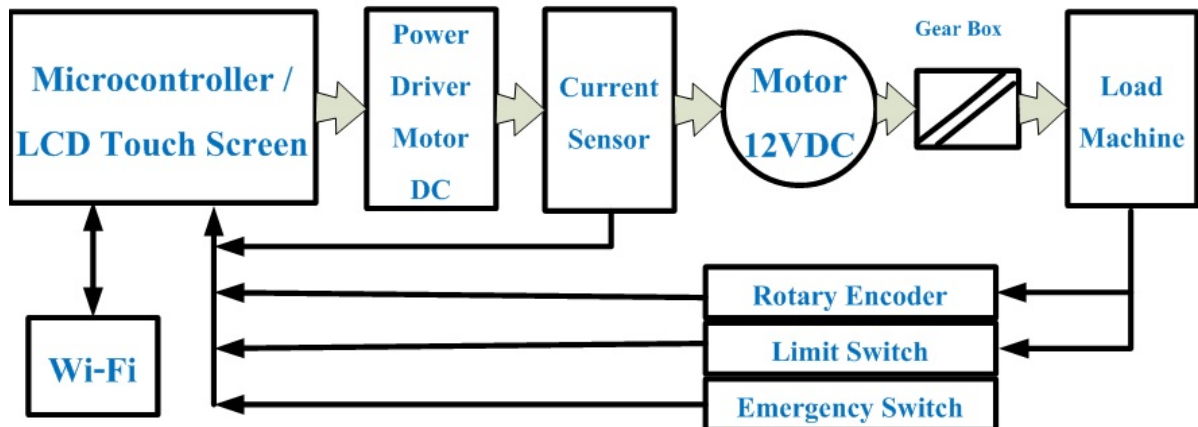
ตรวจสอบแรงต้านจากผู้ป่วย เมื่อผู้ถือจับผู้ป่วยออกแรงต้าน มอเตอร์จะกินกระแสมากขึ้นกว่าปกติ นอกจากนี้ยังมีชุดทดเฟือง (Gear Boxes) เพื่อช่วยเพิ่มกำลังขับเคลื่อนและลดรอบการทำงานของมอเตอร์ ทั้งนี้ โรตารีเอ็นโค้ดเดอร์ (Rotary Encoder) ซึ่งถูกติดตั้งบริเวณกลไกของเครื่อง (Load Machine) ได้ถูกนำมาใช้เป็นเซนเซอร์ (Sensor) ในการวัดค่ามุมการงอของข้อเข่า ส่วนของลิมิตสวิทช์ (Limit Switch) ได้ถูกนำมาใช้ในการกำหนดพิสัยการเคลื่อนที่ของเครื่อง ในขณะที่สวิทช์ฉุกเฉิน (Emergency Switch) จะใช้ในการหยุดการทำงานของเครื่องทันทีหากมีเหตุฉุกเฉินเกิดขึ้นหรือผู้ป่วยต้องการให้มีการหยุดการทำงานอย่างกะทันหัน รายละเอียดขององค์ประกอบแต่ละส่วนในรูปที่ 1 สามารถแสดงได้ดังนี้

1. ไมโครคอนโทรลเลอร์ (Microcontroller) / หน้าจอบระบบสัมผัส (Touch Screen Color LCD Display)

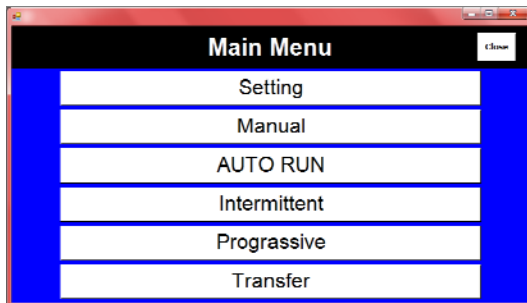
ใช้บอร์ดรุ่น Friendly ARM Micro 2440 IC Chip S3C2440 ARM9 processor LCD ขนาด 7 นิ้ว ควบคุมการทำงาน ในการกำหนดมุม (องศา) ของข้อเข่า ความเร็ว และเวลาการทำงาน โดยจะทำการประมวลผลสัญญาณความถี่ PWM เพื่อควบคุมความเร็วมอเตอร์โดยมีฟังก์ชันการทำงานในหน้าจอหลัก Main Menu 6 ฟังก์ชันการทำงาน คือ 1. Setting 2. Auto Run 3. Manual 4. Intermittent 5. Progressive และ 6. Transfer ดังแสดงในรูปที่ 2 เมื่อเข้ามาที่หน้าจอเมนูหลัก (รูปที่ 2 (ก)) แล้วต้องทำการตั้งค่าความเร็วมุมองศาที่ต้องการทำ เวลาในการทำงาน และตั้งค่าเริ่มต้น (Origin) คือ ตั้งค่ามุมที่ 0 องศา โดยความเร็วสามารถปรับได้ตั้งแต่ 30 ถึง 150 องศา/นาที แบ่งปรับระดับความเร็วได้เป็น 100 ระดับ เมื่อเริ่มการทำงานใน

โหมดใดๆ หน้าจอ Display จะแสดงค่าขององศาในการเคลื่อนที่ตลอดเวลาการทำงาน โหมดการทำงานสามารถแบ่งออกได้เป็น 4 โหมดหลักๆ ดังรูปที่ 2 (ค ง และ จ) โดยในโหมด Manual จะถูกสั่งการทำงานโดยผู้ปฎิบัติเอง ในโหมด Auto Run จะทำงานตามค่าที่ตั้งค่าไว้แล้วอัตโนมัติ ในโหมด Intermittent ทำงานตามค่าที่ตั้งไว้และจะหยุดองข้อเข้า (Flexion) เมื่อเกิด

แรงต้านจากผู้ปฎิบัติและขีดข้อเข้า (Extension) กลับมาที่ 0 องศาและจะงข้อเข้า (Flexion) กลับไปยังองศาเดิมที่หยุดทำงานไว้ และในโหมด Progressive จะทำงานเป็นจังหวะเมื่องข้อเข้า (Flexion) จะมีการหยุดพักเป็นจังหวะที่ได้ตั้งค่าไว้ 3 จังหวะด้วยกันจนครบเวลา 5 นาที ก็จะเคลื่อนที่เป็นจังหวะเดียวไปเรื่อยๆ จนครบเวลา



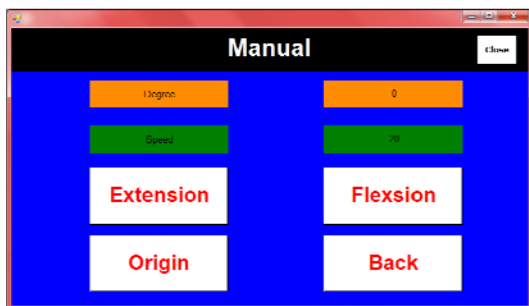
รูปที่ 1 บล็อกโคโอะแกรมแสดงการทำงานของเครื่องช่วยการเคลื่อนไหวข้อเข้าอย่างต่อเนื่องอัจฉริยะ



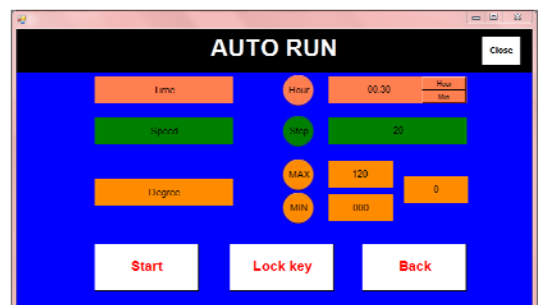
รูปที่ 2 (ก) Main Menu



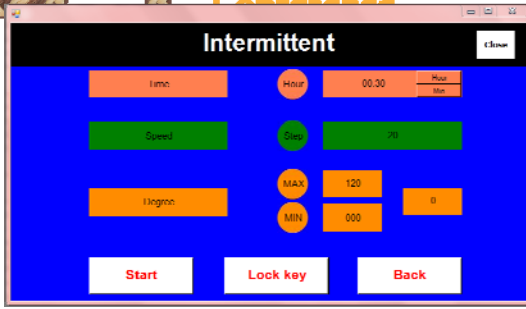
รูปที่ 2 (ข) ฟังก์ชัน Setting (ต่อ)



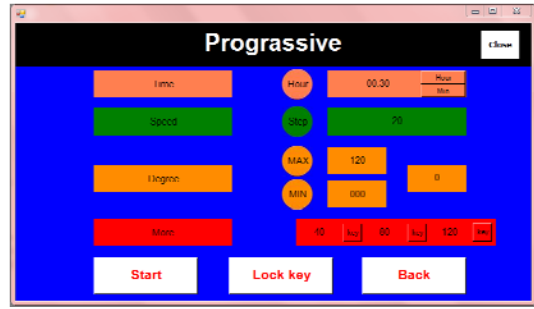
รูปที่ 2 (ค) โหมด Manual (ต่อ)



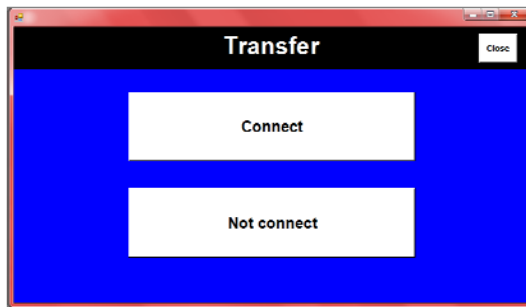
รูปที่ 2 (ง) โหมด Auto Run (ต่อ)



รูปที่ 2 (จ) โหมด Intermittent (ต่อ)



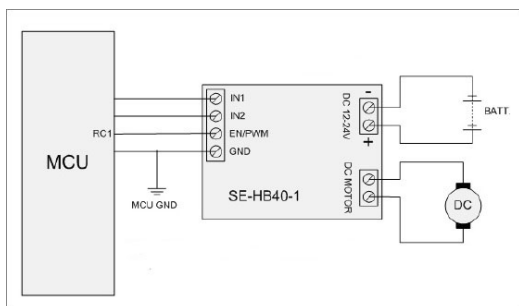
รูปที่ 2 (ฉ) โหมด Progressive (ต่อ)



รูปที่ 2 (ซ) ฟังก์ชัน Transfer (ต่อ)

2. บอร์ดขับมอเตอร์ (Power Drive Motor)

บอร์ดที่ใช้ควบคุมการทำงานของมอเตอร์เลือกใช้บอร์ดขับมอเตอร์ดีซี แบบ H-Bridge รุ่น SE-HB40-1 มีคุณสมบัติสามารถจ่ายแรงดันไฟฟ้าให้กับมอเตอร์ตั้งแต่ 12-24 VDC จ่ายกระแสสูงสุดได้ 40 แอมป์ ควบคุมความเร็วด้วยสัญญาณ PWM การต่อใช้งานสามารถแสดงได้ดังรูปที่ 3

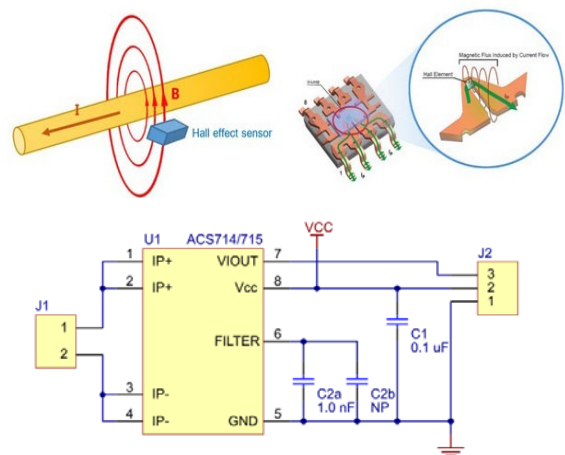


รูปที่ 3 แสดงการต่อใช้งานบอร์ดขับมอเตอร์ (H-Bridge (cited 2014 Dec 25))

3. เซนเซอร์วัดกระแสไฟฟ้า (Current Sensor)

เป็นเซนเซอร์ตรวจวัดสนามแม่เหล็กของมอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรงเมื่อกระแสเพิ่มสูงขึ้นเกินค่าที่กำหนดจะส่งสัญญาณเอาท์พุทไปที่บอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์เพื่อประมวลผลและสั่งหยุดการทำงานของเครื่อง CPM เซนเซอร์ตัวนี้ใช้ IC เบอร์ ACS714 (Datasheet Current Sensors (cited 2014 Dec 25)) ตรวจวัดกระแส โดยสามารถวัดได้ทั้งไฟฟ้้ากระแสตรงและกระแสสลับทั้ง 2 ทิศทาง ทั้งค่าบวกและค่าลบ (มีค่า typical error น้อยกว่า 1.5%) การทำงานของฮอลล์เซนเซอร์นั้นอาศัยการวัดค่าความเข้มของฟลักซ์แม่เหล็กเมื่อความเข้มของฟลักซ์แม่เหล็กเปลี่ยนแปลงดังแสดงในรูปที่ 4

Hall Effect Sensor



รูปที่ 4 แสดงหลักการทำงานของ Hall effect sensor กับ Schematic Circuit (Current Sensors (cited 2014 Dec 25))

4. มอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรง (DC Motor)

มอเตอร์กระแสตรงที่แรงดัน 12 โวลต์ ความเร็วรอบ 110 รอบ/นาที เป็นแบบมีฟันเฟืองทด เกียร์เพื่อให้การเคลื่อนที่เป็นไปได้อย่างราบเรียบและ เพิ่มแรงหมุน จะทำให้การเคลื่อนที่ไม่กระตุกเป็น จังหวะ

5. โรตารีเอ็นโค้ดเดอร์ (Rotary Encoder)

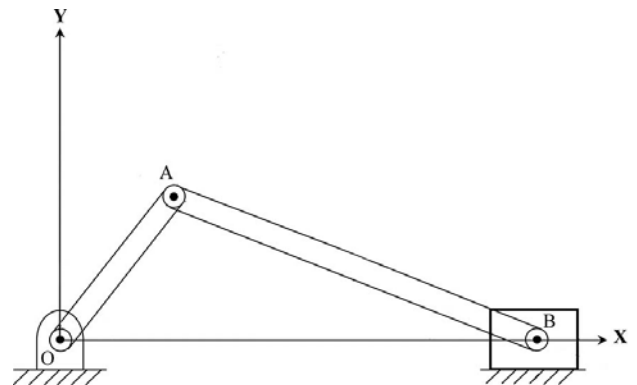
ในการตรวจสอบและวัดมุมองศาการทำงาน ของเครื่อง เช่นเซอร์ชนิดโรตารีเอ็นโค้ดเดอร์ (Rotary Encoder) ของ Omron Model E62B2-CWZ6C ได้ถูก เลือกลงมาใช้งาน เพื่อให้ได้ค่าที่เที่ยงตรงทุกองศาการทำงานและค่า Output ที่ส่งออกมาจะเป็นจำนวน Pulse คือ 1 Pulse เท่ากับ 1 องศา (Degree)

6. สวิตช์ฉุกเฉิน (Emergency Switch) / ลิมิตสวิตช์ (Limit Switch)

เป็นสวิตช์ที่ผู้ป่วยต้องการหยุดการทำงาน ของเครื่อง CPM ชั่วคราวเมื่อผู้ป่วยเกิดการเจ็บ หรือ ต้องการพัก ผู้ป่วยจะถือเอาไว้เมื่อกดสวิตช์ สัญญาณ จะส่งไปที่บอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์เพื่อหยุดการ ทำงานของมอเตอร์ทันที เพื่อความปลอดภัยในการใช้ งานและ เครื่องจะมีลิมิตสวิตช์ (Limit switch) อยู่ใน ตำแหน่งด้านหน้ากับด้านท้ายของเครื่อง เมื่อเคลื่อนที่ ไปชนลิมิตสวิตช์จะทำให้หน้าสัมผัสสวิตช์ทำงาน โดย จะส่งสัญญาณส่งไปยังบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์ให้ หยุดการเคลื่อนที่ของมอเตอร์พร้อมกับเคลื่อนที่ กลับมาในทิศทางตรงกันข้าม

7. โครงสร้างของเครื่อง (Load Machine)

ในการออกแบบกลไกเครื่อง CPM ใช้ หลักการ การเคลื่อนที่แบบข้อเหวี่ยง (Slider Crank) เนื่องจากกลไกแบบนี้สามารถปรับให้มีความ สอดคล้องคล้ายกับการเคลื่อนที่ของข้อเข่าได้ และ สามารถเลื่อนตำแหน่งพร้อมกับหมุนตามไปด้วยกันได้ นั้นหมายถึงการเคลื่อนที่แบบเดียวกันกับข้อเข่าคือมี ลักษณะยืดข้อเข่า (Extension) และงอข้อเข่า (Flexion) แสดงดังรูปที่ 5

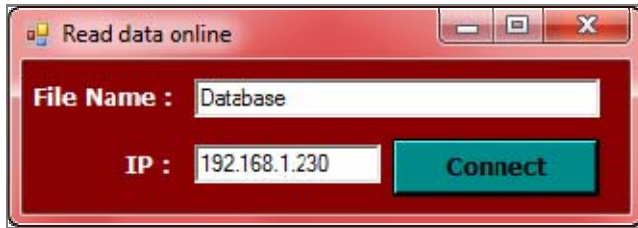


รูปที่ 5 แสดงกลไกข้อเหวี่ยง (Slider Crank)

(M. Gussow, 2007)

8. วิทยุ (Wi-Fi) / การ์ดหน่วยความจำ (Memory Card)

การรับส่งข้อมูลผู้ป่วยนั้นทำได้โดยการ บันทึกลงในหน่วยความจำเมมโมรี่การ์ด (Memory card) ความจุ 4 GB ทุกครั้งที่มีการกดปุ่ม เริ่มทำงาน (Start) บนจอสัมผัสก็จะมีการบันทึกข้อมูลเป็นข้อมูล ตัวอักษร (Text Data) เพื่อให้สามารถรู้ข้อมูลผู้ป่วยว่า ทำกายภาพไปเป็นเวลาเท่าไร โหมดใดและจะส่ง ข้อมูลแบบไร้สายไปเก็บไว้ที่คอมพิวเตอร์ (Computer) โดยใช้ฟังก์ชัน Transfer (ในรูปที่ 2 (ข)) เพื่อแสดงเมนู การเชื่อมต่อเครื่อง CPM กับคอมพิวเตอร์ ดังแสดงใน รูปที่ 6



รูปที่ 6 เมนูเชื่อมต่อเครื่อง CPM กับคอมพิวเตอร์

ผลการวิจัย

เครื่องช่วยการเคลื่อนไหวข้อเข่าอัจฉริยะที่พัฒนาขึ้นเมื่อเสร็จสมบูรณ์แล้วสามารถแสดงได้ดังรูปที่ 7 ซึ่งตัวโครงสร้างของเครื่องทำจากวัสดุ สแตนเลส สตีล (Stainless steel) อะลูมิเนียม (Aluminum) และไฟเบอร์กลาส (Fiberglass) ทำให้ตัวเครื่องมีความแข็งแรงทนทาน และมีน้ำหนักไม่มาก นอกจากนี้เครื่องยังถูกออกแบบมาให้สามารถใช้งานได้กับขาซ้ายและขาขวา อีกทั้งฐานรองขาผู้ป่วยยังสามารถปรับให้มีความยาวให้เหมาะสมกับความยาวขาของผู้ป่วยที่มีความสูงตั้งแต่ 130 – 190 เซนติเมตร ส่วนของมุมมองการใช้งานของเครื่อง CPM ที่พัฒนาขึ้นอยู่ในช่วง 0 – 120 องศา (Degree) ซึ่งได้ทำการทดสอบองศาของการเคลื่อนที่เทียบกับ โคนิโอมิเตอร์ (ดังรูปที่ 8) โดยสามารถแสดงค่าผลการทดสอบได้ดังตารางที่ 1



รูปที่ 7 เครื่องช่วยการเคลื่อนไหวข้อเข่าอัจฉริยะที่ถูกพัฒนาขึ้น

ตารางที่ 1 ค่ามุมมองที่วัดได้จากเครื่อง CPM ที่พัฒนาขึ้นเทียบกับค่ามุมที่วัดได้จาก โคนิโอมิเตอร์

ค่ามุมมองจาก เอนโคเดอ์ (องศา)	มุมมองที่ได้จากโคนิโอมิเตอร์					ค่าเฉลี่ย (องศา)
	ครั้งที่ 1 (องศา)	ครั้งที่ 2 (องศา)	ครั้งที่ 3 (องศา)	ครั้งที่ 4 (องศา)	ครั้งที่ 5 (องศา)	
0	0	0	0	0	0	0
30	30	30	30	31	30	30.2
60	60	60	61	60	60	60.2
90	90	90	90	90	90	90
120	120	120	121	120	120	120.2



(ก) ตำแหน่งมุม 0 องศา



(ข) ตำแหน่งมุมสูงสุด 120 องศา

รูปที่ 8 การวัดมุมองศาด้วย โคนิโอมิเตอร์

อภิปรายและสรุปผลการวิจัย

จากการทดลองใช้เครื่องช่วยการเคลื่อนไหว ข้อเข่าอย่างต่อเนื่องอัจฉริยะที่พัฒนาขึ้นในทุกโหมดการทำงาน พบว่าเครื่องสามารถทำงานได้ตามวัตถุประสงค์ทั้ง 4 โหมดการทำงานคือ โหมด Manual โหมด Auto run โหมด Intermittent และโหมด Progressive นอกจากนี้ยังมีค่าผิดพลาดขององศาที่น้อยมากเนื่องจากการควบคุมมุมองศาด้วยโรตารีเอ็นโค้ดเดอร์และลิimitsวิตช์ที่ช่วยในการกำหนดระยะ ซึ่งจะทำให้การรีเซ็ตค่ามุมให้เป็น 0 องศาทุกครั้ง พร้อมกับฟังก์ชันตรวจเช็คแรงต้านจากผู้ป่วย หากเครื่องทำงานจนมุมองศาข้อเข่ามากเกินไปจนทำให้ผู้ป่วยเจ็บ เครื่องจะหยุดเพื่อป้องกันการบาดเจ็บของผู้ป่วย ซึ่งจากการทดลองใช้งานเครื่อง CPM ที่พัฒนาขึ้นนี้ พบว่ามี

ประสิทธิภาพที่ใกล้เคียงกับเครื่อง CPM มาตรฐานทั่วไป แต่สามารถให้ความสะดวกจากการใช้งานได้มากกว่าจากการนำหน้าจอบระบบสัมผัส(Touch Screen) ที่มีขนาดใหญ่ถึง 7 นิ้วมาใช้ และยังมีโหมดการทำงานถึง 4 โหมด นอกจากนี้เครื่อง CPM ที่พัฒนาขึ้นยังมีระบบป้องกันไม่ให้ผู้ป่วยได้รับบาดเจ็บจากการใช้งานเครื่อง สองจุดด้วยกัน คือ สวิตช์ฉุกเฉิน (Emergency Switch) กดเพื่อหยุดการเคลื่อนที่ทันที และ เซนเซอร์วัดกระแสไฟฟ้าเมื่อมอเตอร์ไหลดกระแสไฟฟ้าเกินกว่าที่กำหนดไว้ เครื่อง CPM จะหยุดการเคลื่อนที่และมอเตอร์จะหมุนย้อนไปในทิศทางตรงกันข้ามทันที ซึ่งจะทำให้ความปลอดภัยกับผู้ป่วยมากขึ้น อีกทั้งยังสามารถบันทึกข้อมูลผู้ป่วยลงในหน่วยความจำเมมโมรี่การ์ด (Memory card) และส่งข้อมูลแบบไร้สายไปเก็บไว้ที่คอมพิวเตอร์(Computer) โดยระบบไวไฟ (Wi-Fi) ทำให้สะดวก ไม่ต้องต่อสายเคเบิลเชื่อมต่อกับคอมพิวเตอร์

กิตติกรรมประกาศ

การวิจัยนี้ได้รับทุนสนับสนุนการทำวิจัยจากกองทุนส่งเสริมและพัฒนาคุณภาพชีวิตคนพิการและทุนอุดหนุนการวิจัยเพื่อทำวิทยานิพนธ์สำหรับนักศึกษา ระดับบัณฑิตศึกษา บัณฑิตวิทยาลัย มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าพระนครเหนือ

เอกสารอ้างอิง

อารี ตनावลี. เรื่องที่ต้องรู้ หลังผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข่าเทียม.
พิมพ์ครั้งแรก : อมรินทร์บุ๊คเซ็นเตอร์, 2553.
Beny, L., Griesmar, R. "Device for producing continuous passive motion." United staes U.S.Patent 6,325,700 B1. 4December 2001.

Current Sensors [Online] 2014. Available from:

<http://thaieasyelec.com/article-wiki/review-product-article/%E0%B8%95%E0%B8%B1%E0%B8%A7%E0%B8%AD%E0%B8%A2%E0%B9%88%E0%B8%B2%E0%B8%87%E0%B8%81%E0%B8%B2%E0%B8%A3%E0%B9%83%E0%B8%8A%E0%B9%89%E0%B8%87%E0%B8%B2%E0%B8%99-current-sensors-%E0%B9%80%E0%B8%8B%E0%B9%87%E0%B8%99%E0%B9%80%E0%B8%8B%E0%B8%AD%E0%B8%A3%E0%B9%8C%E0%B8%A7%E0%B8%B1%E0%B8%94%E0%B8%81%E0%B8%A3%E0%B8%B0%E0%B9%80%E0%B9%80%E0%B8%AA-%E0%B8%9B%E0%B8%A3%E0%B8%B0%E0%B9%80%E0%B8%A0%E0%B8%97-hall-effect-sensor.html> [cited 2014 Dec 25]

Datasheet Current Sensor[Online] 2014. Available from:<http://pdf1.alldatasheet.com/datasheet-pdf/view/217298/ALLEGRO/ACS714.html>

Gussow, M. Basic Electricity. Second Edition. United States : M.C Graw Hill, 2007.

Gogia, PP., Braatz, JH., Rose, SJ., Norton, BJ.

"Reliability and Validity of Goniometric Measurements at the Knee" in PHYS THER. 1987; 67:192-195.

H-Bridge. [Online] 2012. Available from:

<http://www.es.co.th/Schemetic/PDF/SE-HB40-1.pdf> [cited 2014 Dec 25]

Hung-jung Ho and Tien-Chi Chen. "Implementation of CAM physiotherapy device with a virtual spring." The journal of the Elsevierhealth Computer n Biology and Medicine.1(May 2008):923-930.

Ling, L., Xiansheng, Q. "Optimization of Bionics

Knee Joint Mechanism Structure." In IEEE. Computer and Communication Technologies. China : Northwestern Poly technical University, 2010 : (85-88).

Lynch, AF., Bourne, RB., Rorabeck, CH., Rankin, RN., Donald, A. "Deep-vein thrombosis and continuous passive motion in after total knee total Knee arthroplasty." In Journal of Bone and Joint Surgery. 1(January 1988):page11-14

McInnes, J., Larson, MG., Daltroy, LH., Brown, T., Fossel, AH., Eaton, HM., Kirwan, BS., Steindorf, S., Poss, R., Liang, MH. "A Controlled Evaluation of continuous passive motion in Patients Undergoing total Knee arthroplasty." In The Journal of the American Medical association.11 (September 1992):1423-1428.

Miyaguchi, S., Matsunaga, N., Kawaji, S. "Control scheme of two d.o.f CPM device to suppress the extension of ligament of the elbow." In Journal of Biomedical Singnal Processing and Control. 4April 2009:294-301.

Rattarojpan, J., Umchid, S. "Design and Development of Touch Screen Based Continuous Passive Motion Device for Knee Rehabilitation" In IEEE Biomedical Engineering International Conference (BMEiCON), 29-31 Jan. 2012 Page(s): 237 – 241.

Salter, RB., Hamilton, HW., Wedge, JH., Tile, M., Torode, IP., O'Driscoll, SW., Murnaghan, JJ., Saringer, JH."Clinical application of basic research on continuous passive motion for disorders and injuries of synovial joints: a preliminary report of a feasibility study." In Journal of orthopaedic research." 1(1984):325-342.

Sing, Ki., Kenric, Lau. "Use of continuous passive motion after total knee arthroplasty" In Journal of Arthroplasty. 3(2001): 336-339.

SIEMENS. "SIMOVERT ASTERDRIVES." Application Manual. 1(Sep 1999) : 9-20.

Shawn, W., O'Driscoll, Nicholas, J. Giori, "continuous Passive motion(CPM) : Theory and principles of clinical application" In Journal of Rehabilitation Research and Development Vol . 37 No . 2, March/April 2000 Pages 179-188.

Sriratana, W., Murayama, R. "Application of Hall Effect sensor: A study on the influences of sensor placement" In IEEE Industrial Electronics (ISIE), 2013 IEEE International Symposium on 28-31 May 2013,Page:1 – 5.