

เครื่องช่วยขับเคลื่อนข้ออย่างต่อเนื่อง - แบบของออร์โธ ๓ มช. Continuous Passive Motion (CPM) Device - Ortho. KKU. Model

- ประเภท : เครื่องมือ
ประโยชน์หลัก : การรักษาโรค
ความริเริ่ม : เป็นผลงานประดิษฐ์คิดค้นครั้งแรก
ผู้ประดิษฐ์คิดค้น : วิรุฬห์ เหล่าภัทรเกษม * พ.บ., ว.ว. (ออร์โธปิดิกส์), F.I.M.S., F.I.C.S.
ผู้ร่วมงาน : วีระชัย ไควสุวรรณ์* พ.บ., ว.ว. (ออร์โธปิดิกส์)
ผู้ผลิตต้นแบบ : บริษัท สหช่างเกียร้ง แอนด์ เอนจิเนียริง จำกัด และ หน่วยกายอุปกรณ์เสริม
และเทียม ภาควิชาออร์โธปิดิกส์ฯ คณะแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น
* ภาควิชาออร์โธปิดิกส์และเวชศาสตร์ฟื้นฟู คณะแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น

Continuous Passive Motion (CPM) Device - Ortho. KKU. Model

Wiroon Laupattarakasem M.D.

Weerachai Kowsuwon M.D.

Department of Orthopedics and Rehabilitation Medicine,

Faculty of Medicine, Khon Kaen University.

Continuous passive motion (CPM) of the joint is a modality of treatment that has been extensively investigated in animal models that it can enhance and result in better tissue healing after joint injuries than immobilization or intermittent active motion. It is now a trend to accept this method for wider clinical applications in joint rehabilitation. Several models of CPM devices are presently commercialized. Most of them are separately designed for either upper or lower limb use, which usually cannot flex a joint beyond 120 degrees and are rather expensive. CPM device-Ortho. KKU. model is specially innovated so that it can be alternatively applied to both upper and lower extremities and is capable to passively supinate and pronate the forearm along with flexion and extension of the elbow. Ranges of motion are adjustable to the full extent. Above all, this design is much less costly and therefore is more economic and is even multipurposes. (*Srinagarind Hosp Med J. 1986; 2: 87 - 98*)

การช่วยให้ข้อเคลื่อนที่อย่างต่อเนื่อง (CPM) เป็นวิธีอย่างหนึ่งที่ได้รับการทดลองอย่างกว้างขวางในสัตว์ แล้วพบว่าสามารถช่วยเร่งและทำให้เกิดความสมบูรณ์ในกระบวนการซ่อมแซมรอยโรคเขี้ยวของข้อได้ดีกว่าการทำให้ข้ออยู่นิ่งหรือให้ขยับเองเป็นพัก ๆ และกำลังมีแนวโน้มในการถูกนำมาใช้ทางคลินิกเพื่อช่วยฟื้นฟูความเคลื่อนไหวของข้อด้วย ปัจจุบันมีการผลิตเครื่องช่วยขยับเคลื่อนข้ออย่างต่อเนื่อง (CPM device) จำนวนหลายแบบในเชิงพาณิชย์ ซึ่งเกือบทั้งหมดจะแยกแบบที่ใช้สำหรับส่วนแขนกับส่วนขาเป็นคนละลักษณะ โดยมุมการงอข้อมักจะทำได้ไม่เกิน 120 องศา และมีราคาแพง เครื่องช่วยขยับเคลื่อนข้ออย่างต่อเนื่องแบบของอริทซามซ. มีคุณสมบัติพิเศษที่เครื่องแบบเดี่ยวแต่ใช้ได้กับทั้งส่วนแขนและส่วนขา และทำให้แขนท่อนปลายพลิกหงายร่วมกับการเหยียดงอข้อได้ด้วย โดยมุมการเคลื่อนไหวต่าง ๆ สามารถปรับได้เต็มที่ ที่สำคัญคือ มีราคาถูกกว่ามาก จึงเป็นเครื่องที่ประหยัดและทั้งยังใช้ได้อเนกประสงค์อีกด้วย —X—

รายละเอียดเกี่ยวกับผลงาน

1. คุณสมบัติ (การใช้งานหรือประโยชน์ หรือการเกิดผล)

1.1 ช่วยป้องกันหรือรักษาภาวะข้อติดจากโรคหรือการบาดเจ็บ⁽⁶⁾

1.2 ช่วยเร่งและเพิ่มประสิทธิภาพการซ่อมแซมแผลของผิวข้อที่ลึกถึงกระดูก (full-thickness articular defect)^(7,9,10)

1.3 ช่วยเร่งและเพิ่มประสิทธิภาพการซ่อมแซมแผลของเอ็นยึดข้อหรือเอ็นกล้ามเนื้อที่บริเวณข้อ^(6,7)

1.4 ช่วยเร่งการขจัดเลือดที่ค้างอยู่ในข้อ⁽¹⁾

2. หลักการ (สมมุติฐานหรือทฤษฎี) ที่ใช้ประกอบการประดิษฐ์หรือคิดค้น

2.1 หลักการเดิม

แนวคิดเกี่ยวกับการใช้เครื่องช่วยขยับเคลื่อนข้อช้า ๆ อย่างต่อเนื่อง หรือ slow, continuous passive motion (CPM) เพื่อให้เกิดผลในการรักษาโรคนั้นได้รับการริเริ่มทดลองอย่างจริงจังโดย Robert B. Salter ในประเทศแคนาดา ตั้งแต่ พ.ศ. 2513 โดยมีวัตถุประสงค์ดั้งเดิมคือต้องการอาศัยพฤติกรรมนี้ในการช่วยกระตุ้นให้แผลของกระดูกอ่อนผิวข้อมีศักยภาพในการซ่อมแซมได้ดีและสมบูรณ์กว่าการให้ขยับนิ่ง ๆ อยู่นิ่งหรือปล่อยให้ขยับเองเป็นพัก ๆ โดยในการนี้ได้อาศัยกระต่ายเป็นสัตว์ทดลอง

ต่อมาได้มีการศึกษาผลของการใช้ CPM ต่อธรรมชาติในแง่ต่าง ๆ ของโครงสร้างอันเป็นส่วนประกอบของข้ออย่างกว้างขวาง^(1,2,3,6,7) แต่มีข้อสังเกตที่มีคุณค่าอย่างยิ่ง โดยข้อสังเกตที่ได้จากกระต่ายที่ถูกทดลองก็คือ สัตว์ดังกล่าวสามารถทนต่อการอยู่ในสภาพที่ถูกเครื่องบังคับให้ขาหลังขยับช้า ๆ อย่างต่อเนื่องตลอดเวลาเป็นสัปดาห์ ๆ ได้เป็นอย่างดีโดยที่ยังสามารถกินและพักผ่อนได้ จึงได้นำวิธีการนี้มาประยุกต์ใช้ในทางคลินิกและได้รายงานความเป็นไปได้ของการใช้วิธีการนี้ในขณะผู้ป่วยยังอยู่ในสภาพที่มีรอยโรคเขี้ยวหรือผ่านการผ่าตัดมาใหม่ ๆ พบว่าผลของพักการเคลื่อนไหวของข้อที่ได้รับการรักษาเช่นนี้จะดีกว่าการรักษาโดยหลักการเดิมคือ การให้พักส่วนที่ได้รับบาดเจ็บก่อนจนกระทั่งหายปวดแล้วจึงให้ผู้ป่วยเริ่มขยับข้อเอง^(4,8)

ผู้รายงานก็เคยมีข้อสังเกตเกี่ยวกับประสบการณ์ที่คล้ายคลึงกันคือ เมื่อผิวหนังบริเวณข้อ เช่นที่มุมศอกหรือสะบ้าได้รับบาดเจ็บ หากปล่อยให้ข้อเหล่านี้ได้พักนาน ๆ แล้วเริ่มขยับครั้งแรก ๆ จะรู้สึกปวดมาก แต่ถ้าฝืนขยับต่อไปอีกระยะเวลาหนึ่ง อาการปวดนั้นก็ก็จะค่อย ๆ หายไป ซึ่งมีสมมุติฐานที่พ้องกับของ R.B. Salter คือ ความเคลื่อนไหวอย่างต่อเนื่องจะช่วยบรรเทาหรือบำบัดอาการปวดจากการบาดเจ็บได้

จากข้อสังเกตและสมมติฐานดังกล่าว จึงนำที่ CPM จะสามารถนำมาใช้ได้กับภาวะบาดเจ็บที่มีผลต่อการเคลื่อนไหวของข้อ อย่างไรก็ตามการทำให้เกิด CPM เป็นระยะเวลานาน ๆ นั้นย่อมมีความจำเป็นอย่างยิ่งที่จะต้องอาศัยเครื่องกลซึ่งสามารถปรับความเร็วได้ตามความต้องการและสามารถส่งกำลังไปสู่ส่วนของข้อเพื่อให้เกิดการเคลื่อนไหวอย่างเหมาะสมด้วย

ปัจจุบันได้มีผู้ผลิตเครื่องช่วยขับเคลื่อนข้ออย่างต่อเนื่อง (CPM device) ออกจำหน่ายสู่ตลาดหลายบริษัท ซึ่งส่วนมากจะเน้นที่ข้อเข่าและการเคลื่อนไหวจะเป็นแบบโยกไปมาสลับกันสำหรับข้ออื่น ๆ เช่น ข้อศอก หรือไหล่ นั้นมีเครื่องช่วย ๆ ใช้ได้ไม่แพร่หลายนัก ทั้งยังมีลักษณะแตกต่างจากที่ใช้สำหรับข้อเข่า ซึ่งจะทำให้เกิดปัญหาความสิ้นเปลืองถ้าจะจัดหามาใช้ให้ครบถ้วน

3. เหตุผลหรือปัญหาที่นำไปสู่การประดิษฐ์หรือคิดค้น

จากการที่ผลิตภัณฑ์ของต่างประเทศนั้นส่วนมากจะมีราคาสูงเกินไป (ประมาณเครื่องละ 100,000 บาท) และมีขอบเขตการใช้งานจำกัดดังกล่าวแล้ว เช่น เครื่องช่วยฯ แบบหนึ่ง ๆ จะใช้ได้เฉพาะกับข้อของส่วนขาหรือส่วนแขนเพียงอย่างเดียวหนึ่ง ทำให้ต้องจัดหาเครื่องช่วยฯ หลายแบบ ซึ่งยังเป็นการสิ้นเปลืองเพิ่มขึ้น นับเป็นเหตุหนึ่งที่ทำให้เครื่องมือชนิดนี้ไม่ได้มีใช้แพร่หลายในประเทศไทย และส่งผลให้ไม่สามารถนำหลักการของ CPM มารักษาผู้ป่วยได้เท่าที่ควร จึงมีความประสงค์จะแก้ไขปัญหาดังกล่าวโดยการผลิตเครื่องช่วยฯ ขึ้นเองโดยเทคโนโลยีและแรงงานที่ทำได้ในท้องถิ่น

4. ลักษณะทั่วไป (รูปที่ 1)

4.1 ส่วนประกอบหลัก

4.1.1 หน่วยส่งกำลัง (power transfer unit) ประกอบด้วย (รูปที่ 2)

ก. ส่วนไฟฟ้าและอิเล็กทรอนิกส์ (electrical and electronic part)

- ชุดควบคุมอิเล็กทรอนิกส์ (electronic control set)
- หม้อแปลงลดไฟ (step-down transformer) 220 V.AC - 12 V.AC
- ตัวเปลี่ยนไฟ (rectifier) 12 V.AC - 12 V.DC
- มอเตอร์ (motor) 12 V.D.C, 1.5A
- สายไฟฟ้า, สวิตช์ไฟฟ้า DPDT, สวิตช์มือ, ปลั๊กไฟฟ้า
- ฟิวส์ (fuse) 1 A.
- ไฟแสดงการใช้เครื่อง (indicator lamp)

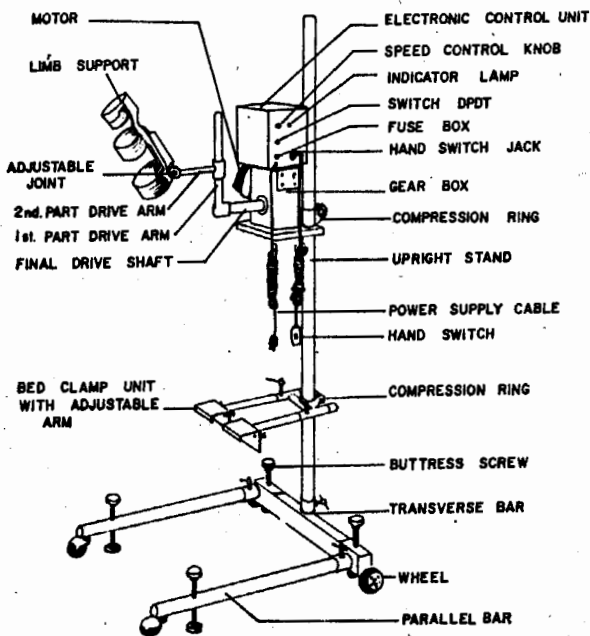
ข. ส่วนเครื่องกล (mechanical part)

- ชุดเฟืองทดรอบ (gear sets)
- เฟลาขับสุดท้าย (final drive shaft)
- แขนส่วนแรก (first part drive arm)
- แขนส่วนที่สอง (second part drive arm)

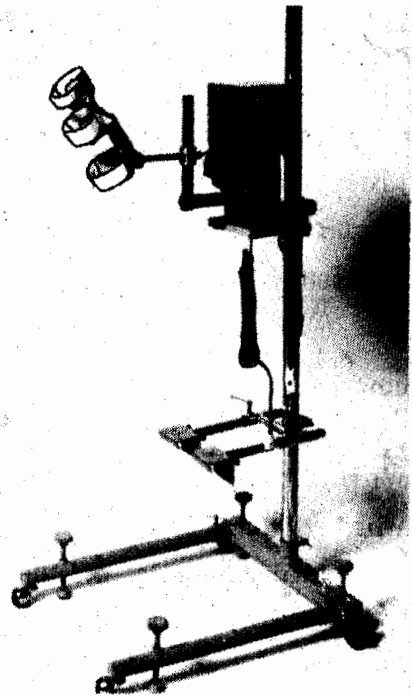
4.1.2 โครงติดตั้ง (mounting frame)

ประกอบด้วย (รูปที่ 3)

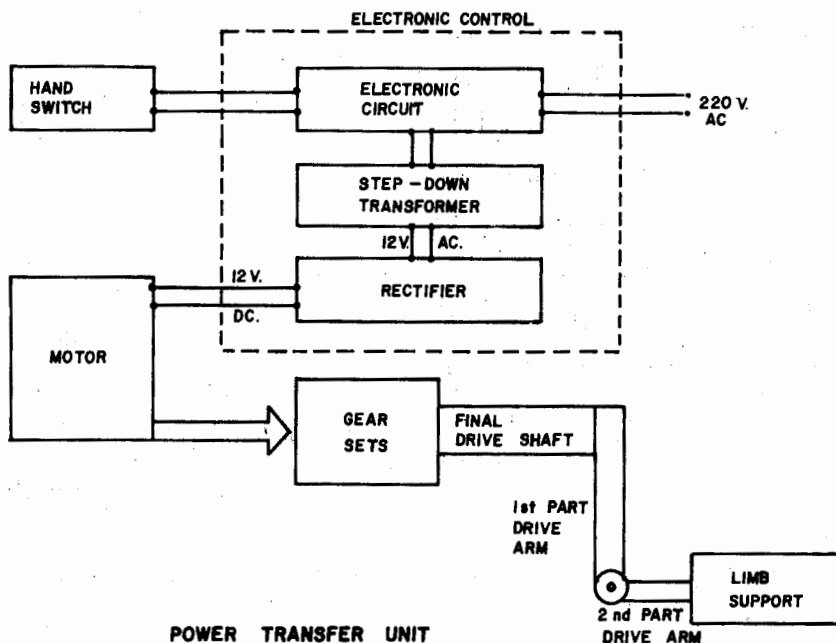
- ก. ขาตั้ง (stand)
 - เสา (post)
 - ฐาน (base)
 - ล้อ (wheel)
 - สกรูปรับระดับพื้น (buttress or leveling screw)



CPM DEVICE - ORTHO. Kku. MODEL

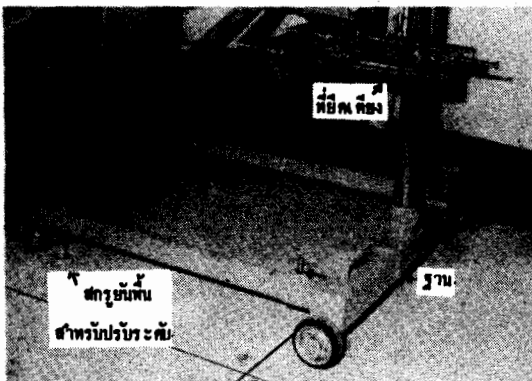


รูปที่ 1 ภาพวาดแสดงส่วนประกอบและภาพถ่ายแสดงส่วนต่าง ๆ ของเครื่องช่วยแบบของออร์โท นช.



POWER TRANSFER UNIT

รูปที่ 2 แผนภาพแสดงหน่วยย่อยซึ่งเป็นส่วนประกอบของหน่วยส่งกำลัง



รูปที่ 3 การตรึงเครื่องขยับ เข้ากับคันเตียงโดยที่ยึดเตียง และปรับระดับของฐานด้วยสกรูขันพื้น ซึ่งมีอยู่ 4 ตัว

- ข. ที่ยึดเตียง (bed clamp)
 - มือจับเตียง (clamp)
 - แขนปรับระยะห่างจากเตียง (adjustable arm)

4.1.3 ชุดโครงพวงส่วนแขนหรือส่วนขา (limb support sets) ประกอบด้วย :

- ก. ส่วนแขน (upper limb)
 - แบบที่ 1 (type 1) (รูปที่ 4)
 - แบบที่ 2 (type 2) (รูปที่ 5)
 - แบบที่ 3 (type 3) (รูปที่ 6)
- ข. ส่วนขา (lower limb)
 - แบบที่ 1 (type 1) (รูปที่ 7)
 - แบบที่ 2 (type 2) (รูปที่ 8)

4.2 คุณสมบัติทั่วไป

4.2.1 เป็นเครื่องมือกลที่ขับเคลื่อนด้วยกำลังไฟฟ้า ซึ่งมีแรงบิดสูงพอที่จะใช้กับส่วนแขนหรือส่วนขาของผู้ใหญ่ที่มีน้ำหนักตัวประมาณ 60 กิโลกรัม และทนการใช้งานติดต่อกันได้ไม่ต่ำกว่า 12 ชั่วโมง

4.2.2 สามารถปรับความเร็วของการเคลื่อนไหวก่อนได้ในช่วง 1-3 นาทีต่อรอบ การเคลื่อนไหวก่อนมีความราบรื่นและไม่ส่งเสียงดังรบกวน

4.2.3 มีความปลอดภัยในการใช้โดยมีฉนวนกันระหว่างระบบไฟฟ้ากับผู้ป่วย โครงสร้างไม่มีส่วนใดที่จะก่อให้เกิดอันตรายต่อผู้ป่วย แม้ว่าจะอยู่ในสภาพนอนหลับและหากการเคลื่อนไหวก่อนเป็นการฝึกร่างกายไปได้อย่างพอเหมาะที่ผู้ป่วยก็สามารถหลีกเลี่ยงด้วยการขยับข้อข้างเคียงแทนหรือปิดสวิตช์มือซึ่งต่อไว้สำหรับการปิดเปิดเครื่องด้วยผู้ป่วยเองเมื่อมีความจำเป็น

4.2.4 มีอุปกรณ์เสริมเพื่อช่วยพวงส่วนแขนหรือส่วนขาให้ติดกับแขนของเครื่องขยับอย่างเหมาะสมและสะดวกในการติดตั้งและปลดเปลี่ยน

4.2.5 สามารถปรับพิสัยการเคลื่อนไหวของข้อด้วยการจัดตำแหน่งสัมพันธ์ระหว่างเครื่องขยับกับผู้ป่วยได้ต่าง ๆ กันจนถึงขนาดเต็มที่

4.2.6 มีอุปกรณ์ในการช่วยตรึงให้ติดกับเตียงผู้ป่วยได้มั่นคงแข็งแรงในตำแหน่งที่ต้องการ

4.2.7 มีล้อเลื่อนช่วยให้การเคลื่อนย้ายภายในอาคารทำได้สะดวก

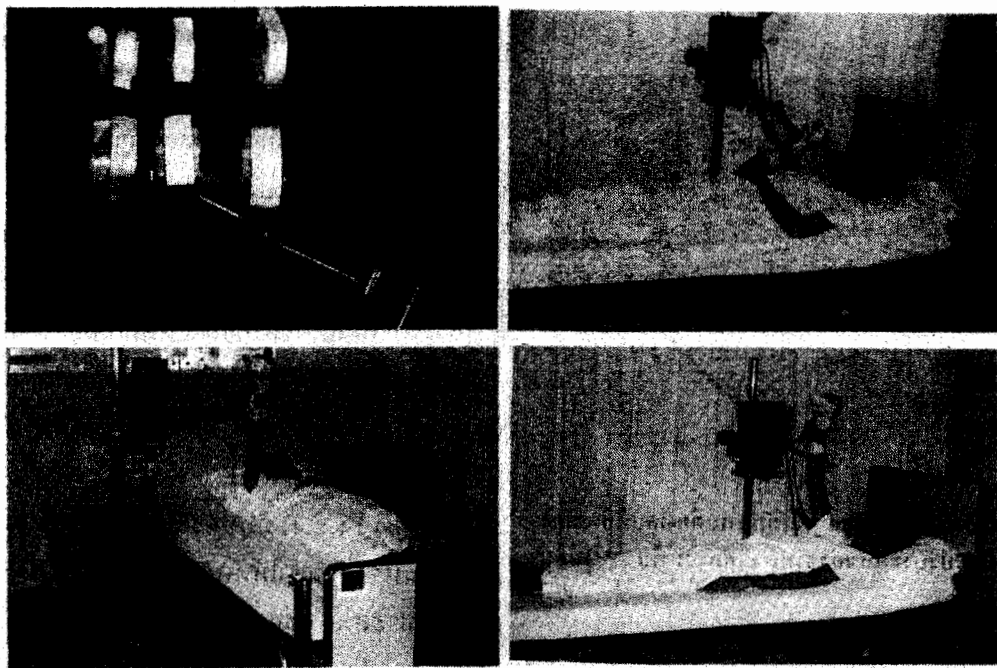
4.2.8 ส่วนประกอบต่าง ๆ สามารถถอดเป็นชิ้น ๆ หรือบรรจุหีบห่อเพื่อความสะดวกในการขนส่ง

4.3 วิธีใช้

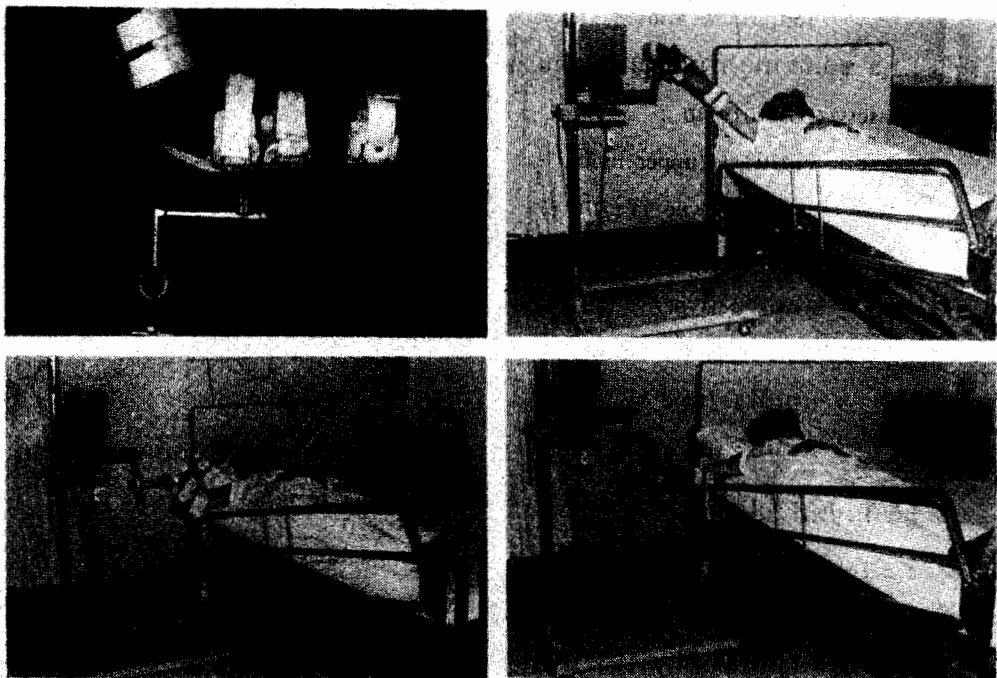
4.3.1 ให้ผู้ป่วยนอนหงายอยู่บนเตียง ศีรษะต้องชิดทางหัวเตียง

4.3.2 ส่วนที่จะให้ CPM ต้องยังมีฤทธิ์ยาชาเหลืออยู่ ถ้าไม่มีต้องให้ยาชาใหม่อีกครั้งหนึ่ง

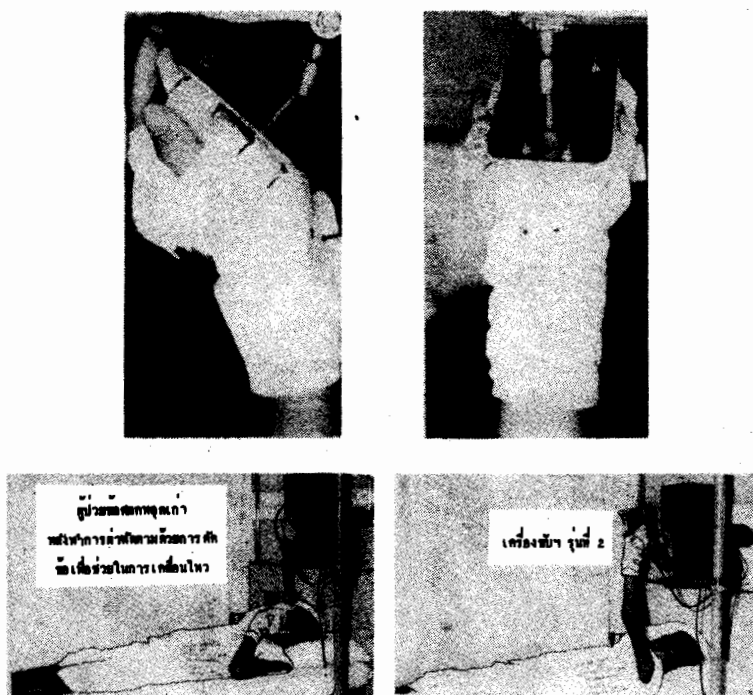
4.3.3 ทำการตั้งเครื่องขยับ ที่ข้างเตียง ข้างเดียวกับส่วนของร่างกายที่ต้องการจะใช้ และประมาณตำแหน่งที่พอเหมาะเพื่อให้ข้อต่าง ๆ สามารถ



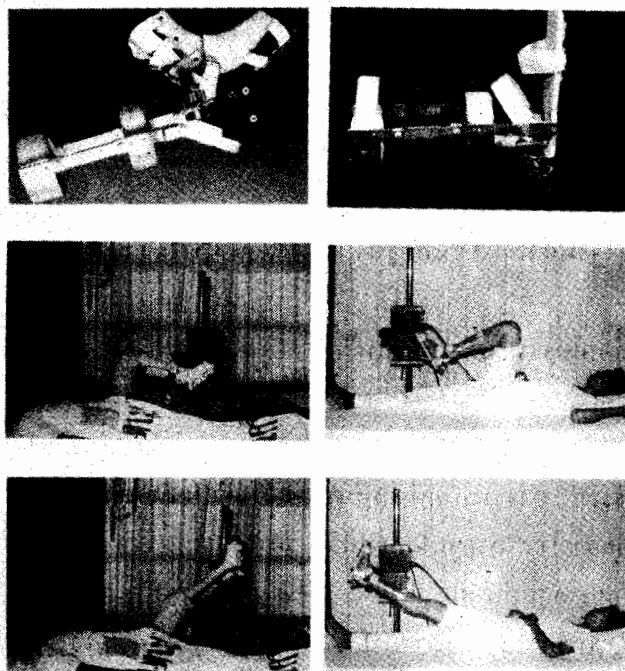
รูปที่ 4 โครงพวงส่วนแขนแบบที่ 1 และภาพขณะใช้งาน



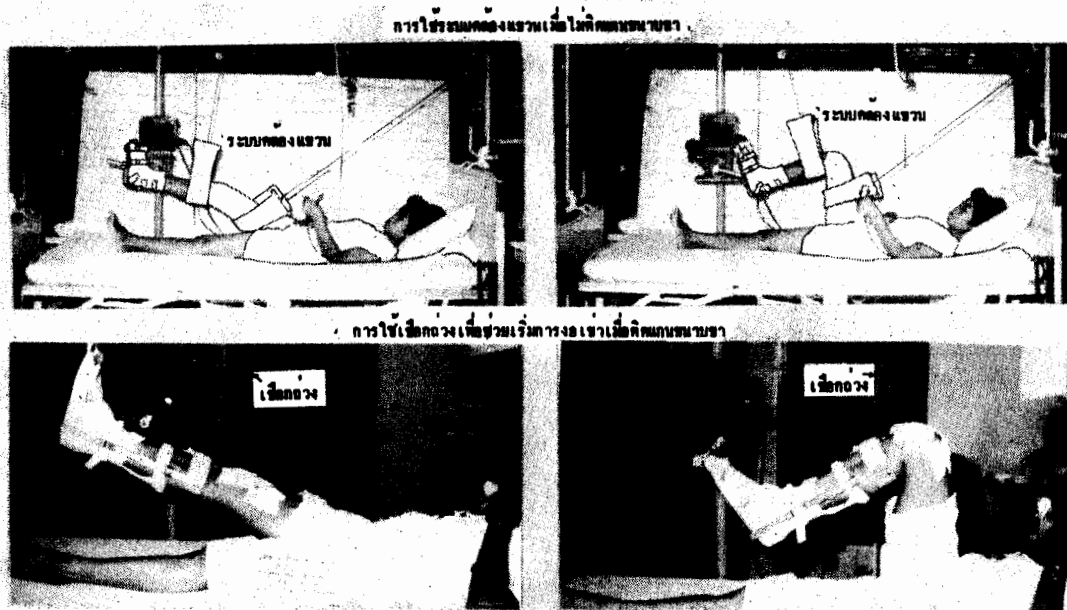
รูปที่ 5 โครงพวงส่วนแขนแบบที่ 2 และภาพขณะใช้งาน



รูปที่ 6 โครงพยางค์ส่วนแขนแบบที่ 3 ขณะใช้งาน (ปัจจุบันไม่ค่อยได้ใช้)



รูปที่ 7 โครงพยางค์ส่วนขาแบบที่ 1 และภาพขณะใช้งาน (ซ้าย - แบบเดิม ขวา - แบบใหม่)



รูปที่ 8 โครงพยางส่วนขาแบบที่ 2 และภาพขณะใช้งาน (ปัจจุบันไม่ค่อยได้ใช้)

สูงต่ำของเครื่องหรือขาขาตั้งให้ค่อนข้างเตี้ยหรือปลายเตียง หรือตั้งเครื่องให้เอียงค่อนข้างขาตามความเหมาะสมแล้วจึงตรึงที่ขีดยึดเตียงให้มั่นคงพร้อมกับปรับระดับของฐานด้วยการขันสกรูทั้ง 4 ขันไว้ให้ล้อลอยพ้นพื้น

4.3.4 เลือกโครงพยางส่วนแขนหรือส่วนขาที่เหมาะสมและติดเข้ากับแขนส่วนที่สองของเครื่อง

4.3.5 ตรึงส่วนของร่างกายที่กำหนดไว้แน่นเข้ากับโครงพยางโดยอาจใช้สายรัดเพื่อผูกพันไว้ก่อนเพื่อป้องกันการถูกกดหรือถูกบีบรัดเกินไป

4.3.6 เดินเครื่องทดลองความพอเหมาะของฟักัดการเคลื่อนไหวของข้อต่าง ๆ และเคลื่อนไหวในฟักัดที่ต้องการได้โดยการปรับระดับ

4.3.7 แนะนำวิธีใช้สวิตช์มือแก่ผู้ป่วยเพื่อใช้ปิดเปิดในยามจำเป็น

4.3.8 ปรับความเร็วของเครื่องตามต้องการ ปกติควรอยู่ในระหว่าง 1-3 นาทีต่อการหมุนหนึ่งรอบ

4.3.9 เดินเครื่องเพื่อใช้งานเป็นระยะตามแบบแผนที่กำหนดไว้ซึ่งไม่ควรเกินคาบละ 12 ชั่วโมง เพื่อให้เครื่องได้พัก ความมีพัลลมช่วยระบายความร้อนซึ่งจะเกิดขึ้นบ้างที่มอเตอร์ในขณะที่เดินเครื่องอยู่

หมายเหตุ ในกรณีที่ใช้โครงพยางส่วนแขนแบบที่ 1 นั้น สามารถปรับมุมระหว่างแขนส่วนที่สองกับแขนส่วนแรกของเครื่องเพื่อบังคับการเหยียดข้อศอกและการคว่ำหงายของแขนท่อนปลายดังนี้ :-

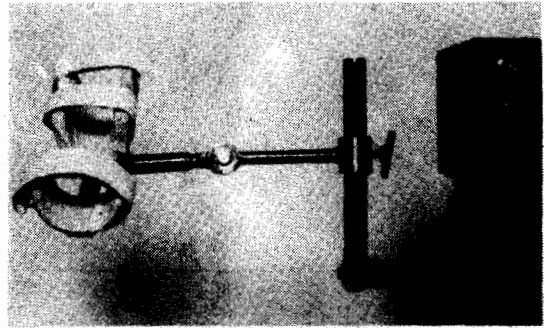
ก. ถ้าต้องการเหยียดข้อศอกโดยไม่มีการคว่ำหงายของแขนท่อนปลายให้แขนทั้งสองส่วนของเครื่องทำมุมกัน 90 องศา (รูปที่ 9)

ข. ถ้าต้องการทั้งเหยียดข้อศอกและการคว่ำหงายของแขนท่อนปลาย ให้แขนทั้งสองส่วนของเครื่องทำมุมกันเกิน 90 องศา (รูปที่ 10)

ค. ถ้าต้องการเพียงการคว่ำหงายแขนท่อนปลายโดยไม่มีการเหยียดข้อศอกร่วมกัน ให้แขนทั้งสองส่วนของเครื่องทำมุมกันน้อยกว่า 90 องศา โดยต้องให้อุณหภูมิที่ติดโครงพวงส่วนแขนอยู่ในแนวแกนเดียวกับเพลลา มิฉะนั้นจะมีการเหยียดข้อศอกได้บ้าง (รูปที่ 11)

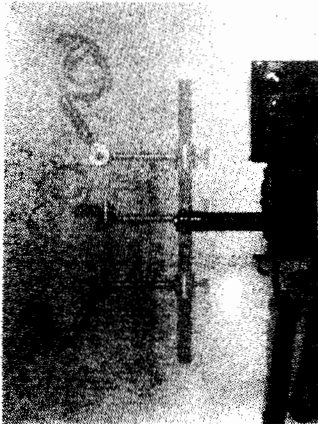
5. ลักษณะพิเศษที่เด่นหรือต่างจากผลงานที่มีอยู่เดิม

ดังตารางเปรียบเทียบต่อไปนี้



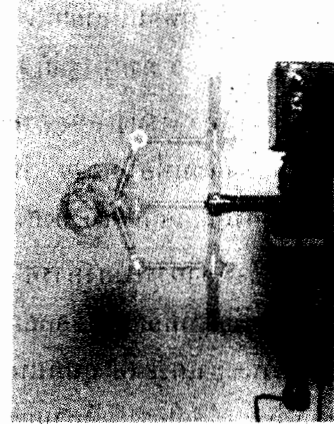
รูปที่ 9 การปรับมุมของแขนทั้งสองเครื่องให้ตั้งฉากกัน การเคลื่อนไหวข้อเป็นเพียงการเหยียดข้อศอก โดยไม่มีการคว่ำหงายแขนท่อนปลาย

แบบของออร์โท ฯ นข.	แบบของต่างประเทศ
1. การเคลื่อนไหวเป็นวิถีตามแนววงกลมในทิศทางเดียว ไม่ต้องมีกลไกปรับทิศทางสลับไปมาแต่ละรอบ 2. ใช้กับข้อใหญ่ ๆ ของส่วนแขนหรือส่วนขาได้ทุกข้อโดยเครื่องจับฯ แบบเดียวกัน และขยับหลายข้อได้พร้อม ๆ กัน 3. สามารถปรับตำแหน่งความสัมพันธ์ระหว่างเครื่องจับฯ กับผู้ป่วยเพื่อให้ข้อเคลื่อนไหวเต็มพิสัยได้ 4. บังกับการหงาย และคว่ำแขนท่อนปลาย โดยที่จะร่วมหรือไม่ร่วมกับการเหยียดข้อ ข้อศอกพร้อม ๆ กัน หรือจะปรับพิสัยของข้ออย่างใดอย่างหนึ่ง ให้มากน้อยก็ได้	1. การเคลื่อนไหวเป็นวิถีเส้นตรง หรือโยกไปมาโดยต้องมีกลไกปรับทิศทางสลับไปมาแต่ละรอบ 2. ส่วนมากเป็นแบบที่ใช้ได้เฉพาะกับส่วนแขนหรือส่วนขาโดยต้องมีเครื่องจับฯ กนละแบบกัน และมักมีจำกัดจำกัดใช้ไม่ได้กับบางข้อ เช่น ไหล่ 3. ส่วนมากจะไม่สามารถบังคับการเคลื่อนไหวของข้อให้เต็มพิสัยได้ด้วยข้อจำกัดในโครงสร้างของเครื่องจับฯ เอง 4. ยังไม่ปรากฏมีแบบใดที่สามารถบังคับการคว่ำหงายของแขนท่อนปลายโดยให้ร่วมหรือไม่ร่วมกับการเหยียดข้อข้อศอกพร้อม ๆ กันได้เลย



รูปที่ 10 (ซ้าย) การปรับมุมของแขนทั้งสองของเครื่องให้ใหญ่กว่า 90 องศา จะบังคับให้มีทั้งการเหยียดงอข้อศอกและการคว่ำหงายแขนท่อนปลาย

รูปที่ 11 (ขวาและล่าง) การปรับมุมของแขนทั้งสองของเครื่องให้เล็กกว่า 90 องศา โดยให้จุดที่โครงพยางค์ติดกับปลอกก้อยในแนวแกนเดียวกับเพล่าจะบังคับให้มีเพียงการคว่ำหงายของแขนท่อนปลายโดยไม่มีการเหยียดงอข้อศอก.



6. แหล่งที่มาของวัสดุหลัก

สามารถซื้อหาได้จากจังหวัดขอนแก่น (หรือตามท้องตลาดทั่วไป) มีบางรายการต้องซื้อหาจากตลาดในกรุงเทพมหานคร เช่น มอเตอร์ หม้อแปลงลดไฟ ตัวเปลี่ยนไฟ และหน่วยควบคุมอิเล็กทรอนิกส์ เป็นต้น

7. สถานที่ผลิตหรือประกอบการหรือศึกษาทดลองผลงานจนสำเร็จ

7.1 สถานที่ผลิต ได้แก่

7.1.1 บริษัทสหช่างเกียร้ง แอนด์ เอนจิเนียร้ง จำกัด สำหรับหน่วยส่งกำลังและโครงติดตั้ง

7.1.2 หน่วยงานอุปกรณ์เสริมและ

เหี่ยม ภาควิชาออร์โทปิดิกส์ คณะแพทย-ศาสตร์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น สำหรับชุดโครงพยางค์ส่วนแขนและส่วนขาแบบต่าง ๆ

7.2 สถานที่ศึกษาทดลอง คือ :

โรงพยาบาลศรินครินทร์ คณะแพทย-ศาสตร์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น

8. ปัญหาที่เกิดขึ้นในระหว่างการประดิษฐ์หรือคิดค้น

8.1 การปรับปรุงกำลังของหน่วยส่งกำลัง และการปรับระบบทดรอบให้มีความเร็วตามที่ต้องการ คือ ช้ากว่า 1 นาทีต่อการหมุนหนึ่งรอบ

8.2 การคิดระบบการบังคับให้แขนท่อนปลายคว่ำหงายร่วมหรือไม่ร่วมกับการเหยียดงอข้อศอก

8.3 การทดลองและปรับปรุงโครงฟุ้งแบบต่าง ๆ จนกระทั่งมีความพอเหมาะและกระตือรือร้นที่สุด

8.4 การทดลองและปรับปรุงระบบโครงติดตั้งจนกระทั่งสามารถยึดตรึงได้มั่นคง

9. ผู้จดทะเบียนเป็นเจ้าของกรรมสิทธิ์สถานที่และวันที่จดทะเบียน

กำลังเตรียมดำเนินการจดสิทธิบัตรอยู่.

เวลาเกี่ยวกับการประดิษฐ์หรือคิดค้น :

1. เริ่มเมื่อประมาณ วันที่ 1 ตุลาคม พ.ศ. 2528

2. เสร็จสิ้นเมื่อประมาณ วันที่ 30 กันยายน พ.ศ.2529 (เครื่องขับร่นแรกสำเร็จเมื่อเดือนเมษายน พ.ศ.2529 มีการทดลองใช้และปรับปรุงเป็นระยะ ๆ ตลอดมา)

งบประมาณ :

1. ขอดงบประมาณทั้งสิ้นต่อผลงานหนึ่งหน่วย ประมาณ 30,000 บาท

2. แหล่งที่มาของงบประมาณคือ บริษัท สหช่างเกียร้ง แอนด์ เอนจิเนียริง (เฉพาะหน่วยส่งกำลังและโครงติดตั้ง) และโรงพยาบาลศรีนครินทร์ (เฉพาะชุดโครงฟุ้งส่วนแขนและส่วนขา)

การเผยแพร่ผลงาน :

1. การเผยแพร่ทางสิ่งตีพิมพ์ทางวิชาการ

1.1 วิรุพห์ เหล่าภัทรเกษม, วีระชัย ไควสุวรรณ และคณะ : Immediate post-operative controlled continuous joint motion using CPM device-Ortho. KKU. model. บทคัดย่อการประชุมใหญ่ทาง

วิชาการประจำปี ครั้งที่ 8 ของสมาคมออร์โธปิดิกส์แห่งประเทศไทย ณ ห้องประชุมชั้น 1 วิทยาลัยแพทยพระมงกุฎเกล้า 8-10 สิงหาคม 2529 หน้าที่ 87.

1.2 วิรุพห์ เหล่าภัทรเกษม และ วีระชัย ไควสุวรรณ : Continuous passive motion (CPM) device, Ortho. KKU. model a new innovation. บทคัดย่อการประชุมวิชาการของ คณะแพทย-ศาสตร์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น ประจำปี 2529 ณ ห้องบรรยายคณะแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น 20-22 ตุลาคม 2529 หน้าที่ 59.

1.3 วิรุพห์ เหล่าภัทรเกษม, วีระชัย ไควสุวรรณ และ พยงค์ กล้ายอ่อน : เครื่องช่วยขับเคลื่อนข้ออย่างต่อเนื่อง - แบบของออร์โทฯ มข. บทคัดย่อประกอบการแสดงนิทรรศการ เรื่องนวัตกรรมทางการแพทย์จากออร์โทฯ มข. เครื่องมือและวิธีการ ในการประชุมวิชาการส่วนภูมิภาคระยะไกล ครั้งที่ 4 ของสมาคมออร์โธปิดิกส์แห่งประเทศไทย ณ ห้องบรรยาย 2 คณะแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น 6-7 พฤศจิกายน 2529 หน้า 37-40.

2. การนำไปใช้ในสาธารณะ

ได้นำไปใช้รักษาผู้ป่วยในโรงพยาบาลศรีนครินทร์ ตั้งแต่เดือนเมษายน พ.ศ.2529

เอกสารอ้างอิง

1. O'Driscoll SW, Kumar A, Salter RB. The effect of continuous passive motion on the clearance of a hemarthrosis from a synovial joint. An experimental investigation in the rabbit. Clin Orthop 1983 ; 176 : 305-11.
2. O'Driscoll SW, Kumar A, Salter RB. The effect of the volume of effusion, joint position and continuous passive motion on intraarticular pressure in the rabbit knee. J Rheumatol 1983 ; 10 (3) : 360-63.
3. O'Driscoll SW, Salter RB. The induction of neo-chondrogenesis in free intra-articular periosteal autografts under the influence of continuous passive motion. An experimental investigation in the rabbit. J Bone Joint Surg 1984 ; 66A : 1248-57.

4. Salter RB. Motion versus rest. Presidential address at the 37th annual meeting of the Canadian Orthopaedic Association. J Bone Joint Surg 1982 ; 64-B : 251-54.
5. Salter RB. Textbook of Disorders and Injuries of the Musculoskeletal System. 2nd. ed., Baltimore-London : Williams & Wilkins Co., 1983 : pp.95-8.
6. Salter RB, Bell RS, Keeley FW. The protective effect of continuous passive motion on living articular cartilage in acute septic arthritis : An experimental investigation in the rabbit. Clin Orthop 1981 ; 159 : 223.
7. Salter RB, Clements ND, Ogilvie-Harris DJ, Bogoch ER, Wong DA, Bell RS, Minster R. The healing of articular tissues through continuous passive motion : Essence of the first 10 years of experimental investigations. J Bone Joint Surg 1982 ; 64-B : 640.
8. 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. J Orthop Res 1984 ; 1 (3) : 325-42.
9. Salter RB, Ogilvie - Harris DJ. Healing of Intraarticular fractures with continuous passive motion. American Academy of Orthopaedic Surgeons, Instructional Course Lectures, Vol. 28, chap. 6, St.Louis : C.V. Mosby, 1979 ; pp. 102-17.
10. Salter RB, Simmonds DF, Malcolm BW, Rumble EJ, Macmichael D, Clements ND. The biological effects of continuous passive motion on the healing of full thickness defects in articular cartilage : An experimental investigation in the rabbit. J Bone Joint Surg 1980 ; 62 A : 1232-51.

อภิธานนาการจาก



บริษัท นิดา ฟาร์มา จำกัด