เครื่อง Continuous Passive Motion
เครื่องช่วยบริหารข้อเข่าแบบต่อเนื่อง

โดย

นายณรงค์ วัชรเสถียร

นายประวี สกุลไพโรจน์

ปริญญานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตร์บัณฑิต

สาขาวิชา วิศวกรรมการวัดคุม

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

ปีการศึกษา พ.ศ. 2540

เครื่อง Continuous Passive Motion
เครื่องช่วยบริหารข้อเข่าแบบต่อเนื่อง

โดย

นายณรงค์ วัชรเสถียร 38012093

นายประวี สกุลไพโรจน์ 38013406

อาจารย์ผู้ควบคุมปริญญานิพนธ์

ร.ศ. กิตติ ตรีเศรษฐ

อ. ประภาษ อุคกิมาพันธ์

ปริญญานิพนธ์สำหรับปริญญาวิศวกรรมศาสตร์บัณฑิต
สาขาวิชาวิศวกรรมการวัดคุม
คณะวิศวกรรมศาสตร์
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
ปีการศึกษา พ.ศ. 2540

ปริญญานิพนธ์ปีการศึกษา 2540

ภาควิชา เทคโนโลยีการวัดคุมทางอุตสาหกรรม

คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

เรื่อง CONTINUOUS PASSIVE MOTION

เครื่องช่วยบริหารข้อเข่าแบบต่อเนื่อง

ผู้จัดทำ 1. นายณรงค์ วัชรเสถียร 38012093

2. นายประวี สกุลไพโรจน์ 38013406

.... อาจารย์ที่ปรึกษา

(ร.ศ. กิตติ ตรีเศรษฐ)

.... อาจารย์ที่ปรึกษา

(อาจารย์ ประภาษ อุคกิมาพันธ์)

ปริญญานิพนธ์เรื่อง	เครื่องช่วยบริหารข้อเข่าแบบต่อเนื่อง	
ชื่อนักศึกษา	นายณรงค์ วัชรเสถียร	38012093
	นายประวี สกุลไพโรจน์	38013406
อาจารย์ผู้ควบคุมปริญญานิพนธ์	ร.ศ. กิตติ ตรีเศรษฐ	
	อ. ประภาษ อุคกิมาพันธ์	
ระดับการศึกษา	วิศวกรรมศาสตร์บัณฑิต สาขาวิศวกรรมการวัดคุม	
ภาควิชา	เทคโนโลยีการวัดคุมทางอุตสาหกรรม	
	สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง	
ปีการศึกษา	พ.ศ. 2540	

เครื่องช่วยบริหารข้อเข่าแบบต่อเนื่อง

บทคัดย่อ

ปริญญานิพนธ์ฉบับนี้กล่าวถึงรายละเอียดของโครงงานการประดิษฐ์เครื่องช่วยบริหารข้อเข่าแบบต่อเนื่อง ซึ่งมีจุดประสงค์ของการพัฒนาเครื่องนี้เพื่อเป็นประโยชน์ในการที่จะผลิตเครื่องมือที่ทันสมัยได้ภายในประเทศ รวมถึงความสะดวกในการเผยแพร่หลักการและมีต้นทุนที่ถูกกว่าในการนำเข้า เครื่องช่วยบริหารข้อเข่าแบบต่อเนื่องนี้เป็นเครื่องมือที่ใช้ในทางการแพทย์ และในส่วนของการทำกายภาพบำบัด เครื่องนี้จะช่วยในการป้องกันข้อเข่าไม่ให้เกิดภาวะข้อติด (stiff knee) ซึ่งจะเกิดขึ้นหลังการผ่าตัดข้อเข่า หรือข้อเข่านั้นไม่ได้มีการเคลื่อนไหวเป็นเวลานาน

ลักษณะการทำงานของเครื่องคือ จะมีความสามารถโดยทำให้ขาของผู้ป่วยเคลื่อนที่เข้าและออก โดยมุมของข้อเข่าจะเปลี่ยนแปลงตลอดเวลาซึ่งผู้ป่วยนั้นไม่ต้องออกแรง ความเร็วในการเคลื่อนที่จะใช้ความเร็วที่ต่ำ เพื่อป้องกันการแตกของแผลซึ่งโดยส่วนใหญ่ ผู้ป่วยสามารถใช้เครื่องนี้หลังการผ่าตัด 24 ชั่วโมง

เครื่องช่วยบริหารข้อเข่าแบบต่อเนื่อง นี้ออกแบบให้ผู้ป่วยวางท่อนขาลงบนตำแหน่ง แท่นวางของเครื่องและใช้โหมดควบคุมการทำงาน โดยมี 2 แบบคือแบบอัตโนมัติและแบบแมนนวล (automatic and manual) กาทำงานทั้งหมดของเครื่องนี้จะใช้ ไมโครคอนโทรเลอร์(Micro controller) ควบคุม

Thesis Title	Continuous Passive Motion
Student	Mr. Narong Vatcharasathien 38012093
	Mr. Prawee Sakulpairoj 38013406
Thesis Advisor	Assoc. Prof. Kitti Trisat
	Mr. Papart Aukimapan
Level of Student	Bachelor of Engineer in Instrumentation Engineer
Department	Industrial Instrumentation Technology
	King Mongkut's Institute of Technology Ladkrabang
Year	1997

CONTINUOUS PASSIVE MOTION MACHINE (CMP)

ABSTACT

This thesis presents a design of The Continuous Passive Motive machine (CMP).The main objective of the development are to give an advance on producing a modern domestic motive machine. It is comfortable to study and lower exporting cost.

The Continuous Passive Motive machine useful for medical study and physical exercise . It is preventing the injury from the stiff knee which can be occur after the operation and unmovement knee joint . The machine design to work by control the flexion and extension knee ,the lower speed to avoid an injury part open . It can be used after the operation 24 hour .

The machine design for the patient to lay down their leg on the position and control the working step by automatic mode or manual mode. Modes, speed and angle of the movement controlled by MicroController .

สารบัญ

หน้า

กิตติกรรมประกาศ

ปริญญานิพนธ์นี้สำเร็จลงได้ด้วยดีก็เพราะได้รับความเมตตาจากท่าน อาจารย์ ร.ศ. กิตติ ตรีเศรษฐ และ อาจารย์ ประภาษ จุคกิมาพันธ์ เป็นอย่างมากที่ได้ให้แนวทางตลอดจนข้อแนะนำต่างๆ ผู้จัดทำต้องขอกราบขอบพระคุณท่านอาจารย์ทั้งสองเป็นอย่างสูงมา ณ โอกาสนี้

ขอขอบคุณอาจารย์ท่านอื่นๆ อาจารย์หมอที่โรงพยาบาลรามคำแหง อาจารย์หมอที่โรงพยาบาลจุฬา ที่ได้ช่วยให้คำแนะนำและให้คำปรึกษาในเรื่องต่างๆ ขอขอบคุณ คุณ นคร ธรรมรงค์ทรัพย์ ที่ช่วยเหลือในเรื่อง hardware และ software ของระบบการควบคุมติดต่อของไมโครคอนโทลเลอร์ คุณ ศุภชัย ,คุณ อาจิณ,คุณ ธีรการณ์,คุณ อัชชาวดี เพื่อนๆที่มหิดล เพื่อนๆที่จุฬา รวมทั้งเพื่อนๆอีกหลายคนที่ไม่ได้กล่าวถึงในที่นี้ด้วย ซึ่งมีน้ำใจช่วยเหลือทั้งให้ยืมอุปกรณ์ เครื่องมือ เช่น คอมพิวเตอร์ สว่านมือ Jig Saw เป็นต้น อีกทั้งคำแนะนำในเรื่องต่างๆจนปริญญานิพนธ์นี้สำเร็จไปได้ด้วยดี

กราบขอบพระคุณ คุณพ่อ คุณแม่ ที่ให้ทุนในการทำปริญญานิพนธ์ อีกทั้งยังเป็นกำลังในการทำปริญญานิพนธ์นี้จนสำเร็จไปได้ด้วยดี

บทที่1 บทนำ

ในปัจจุบันผู้ป่วยที่เข้ารับการผ่าตัดหัวเข่ามีจำนวนเพิ่มมากขึ้น ซึ่งสาเหตุส่วนใหญ่จะแบ่งออกเป็น 2 สาเหตุใหญ่ๆคือ

1. สาเหตุมาจากอุบัติเหตุทำให้ต้องผ่าตัดหัวเข่า
2. สาเหตุจากภาวะข้อเสื่อม (โดยส่วนใหญ่จะพบมากในผู้ป่วยที่สูงอายุ)

ผู้ป่วยที่เข้ารับการผ่าตัดข้อเข่าแล้ว ก็จะต้องได้รับการรักษาในขั้นตอนกการทำกายภาพบำบัดต่อไป

หากหลังจากที่ข้อเข่าได้รับการผ่าตัด และขาไม่ได้เคลื่อนไหวนานๆจะทำให้ข้อเข่าเกิดภาวะที่ข้อติด จะทำให้พิสัยการเคลื่อนที่ของข้อเข่าลดลง วิธีป้องกันคือการทำกายภาพบำบัดที่เรียกว่า Passive Exercise

การรักษาทางกายภาพบำบัดที่ใช้รักษาในขั้นตอนนี้เรียกว่า Passive Exercise จะเป็นการรักษา โดยจะทำให้ขาของผู้ป่วยให้ข้อเข่าเคลื่อนไหวเข้าออกอย่างช้าๆ โดยผู้ป่วยไม่ต้องออกแรง ผู้ที่ออกแรงให้ขาเคลื่อนที่ จะมีผลทำให้มุมของข้อเข่าเปลี่ยนแปลง นักกายภาพบำบัดจะเป็นผู้ทำการรักษาในขั้นตอนนี้ส่วนใหญ่จะทำการรักษาหลังจากผ่าตัดภายใน 24 ชั่วโมง

ประโยชน์ของการรักษาแบบ Passive Exercise คือป้องกันการเกิดภาวะข้อติด และยังช่วยทำให้อัตราการสร้างเนื้อเยื่อที่สูญเสียเพิ่มขึ้นทำให้แผลหายเร็วขึ้นอีกด้วย

ในปัจจุบันจำนวนผู้ป่วยที่เข้ารับการผ่าตัดข้อเข่ามีจำนวนมากขึ้น ทำให้ผู้ป่วยที่เข้ารักษาทางกายภาพบำบัดในขั้น Passive Exercise มีจำนวนมากขึ้นอีกด้วย ทำให้เพิ่มภาระของนักกายภาพบำบัดมากขึ้น ต่อมาจึงได้มีผู้คิดประดิษฐ์เครื่องมือ ที่จะมาทำงานแทนนักกายภาพบำบัด โดยมีลักษณะการทำงานของเครื่องนี้ คือจะทำการช่วยให้ข้อเข่าของผู้ป่วยเคลื่อนที่เข้าออก ด้วยความเร็วที่ช้าถึงช้ามาก เพื่อป้องกันแผลที่ผ่าตัดจะฉีก ซึ่งเครื่องนี้มีชื่อว่า “Continuous Passive Motion” หรือเครื่องช่วยบริหารข้อเข่าแบบต่อเนื่อง จะมาใช้แบ่งเบางานของนักกายภาพบำบัด และยังมีข้อดีคือถ้ามีการใช้เครื่องอยู่สม่ำเสมอจะทำให้แผลหายเร็วขึ้นอีกด้วย

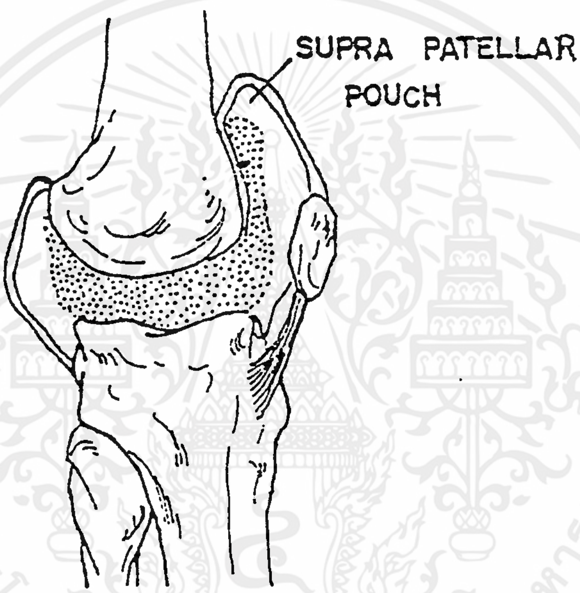
วัตถุประสงค์ของโครงงานนี้คือ

1. เพื่อพัฒนาเป็นเครื่องต้นแบบ และให้สามารถนำไปใช้งานได้ต่อไป
2. เพื่อให้สามารถใช้งานจริงได้ซึ่งในปัจจุบันเครื่อง CPM ที่ใช้อยู่ทั่วไปมีราคาสูงเนื่องจากเป็นเครื่องที่สั่งนำเข้ามาจากต่างประเทศ ทำให้ไม่เพียงพอแก่ความต้องการของผู้ป่วย
3. เพื่อศึกษาวิธีการ การออกแบบ เครื่องกล และระบบการทำงานของไมโครคอนโทรลเลอร์

บทที่ 2 หลักการและทฤษฎี

กายวิภาคของข้อเข่า(knee joint)

ข้อเข่าเป็นข้อ compound condylar ซึ่งประกอบขึ้นด้วยกระดูก 3 ชิ้น คือส่วน condylar ของกระดูกต้นขา กระดูกทิเบียและกระดูกสะบ้า(paella)condyle ของกระดูกต้นขาประกอบเป็นข้อกับผิวบนของกระดูกทิเบีย(tibial plateau) เกิดเป็นข้อ fermorotibial กระดูกสะบ้าประกอบเป็นข้อกับผิวหน้าที่เป็นร่องของส่วนปลายกระดูกต้นขา ซึ่งเป็นร่องที่รองรับกับผิวข้อของกระดูกสะบ้าได้พอดี เกิดเป็นข้อ patello-fermoral เหนือกระดูกสะบ้าขึ้นไปทางข้างบนจะมี superpatellar pouch ยื่นขึ้นไปประมาณ 2-3 นิ้ว เป็นส่วนที่ติดต่อกับช่องภายในข้อ(รูปที่ 8.1)



รูปที่ 8.1 รูปด้านข้างของข้อเข่า ประกอบขึ้นด้วยปลายล่างของกระดูกต้นขา ปลายบนของกระดูกทิเบียและผิวด้านลึกของกระดูกสะบ้า จะเห็น synovial sac ยื่นขึ้นไปเหนือกระดูกสะบ้าเป็น suprapatellar pouch

ภายในข้อมีกระดูกอ่อน meniscus 2 ชิ้นที่มีหน้าตัดเป็นรูปลิ่ม ติดแน่นอยู่บนผิวข้อของกระดูกทิเบีย ช่วยทำให้ผิวข้อส่วนนี้มีลักษณะหว่างเพื่อรองรับผิวข้อของ condyle ของกระดูกต้นขาที่มีลักษณะโค้งนูน meniscus ด้านในคือ medial meniscus มีลักษณะเป็นรูปตัว C มีขนาดยาวกว่า menicus ชิ้นนอก(lateral meniscus) ซึ่งมีลักษณะเป็นรูปครึ่งวงกลม

ความมั่นคงแข็งแรงของข้อเข่าขึ้นอยู่กับเอ็นและกล้ามเนื้อโดยรอบ ดังนี้

1. **Static stabilizer ประกอบด้วยเอ็นต่าง ๆแบ่งดังนี้**

   1.1 **Capsular ligment** เป็นเนื้อเยื่อที่หุ้มรอบข้อ ผิวในของเนื้อเยื่อนี้จะมี sinovial membrane บุอีกชั้นหนึ่ง ligament นี้แบ่งได้เป็น 2 ส่วน คือ

   ก.Mennisco-frmoral ligment เป็นส่วนยึดระหว่าง fermoral condyle และ menisco.

ข.Menisco-tibial ligment หรือ coronary ยึดระหว่าง meniscus กับ tibia plateau.

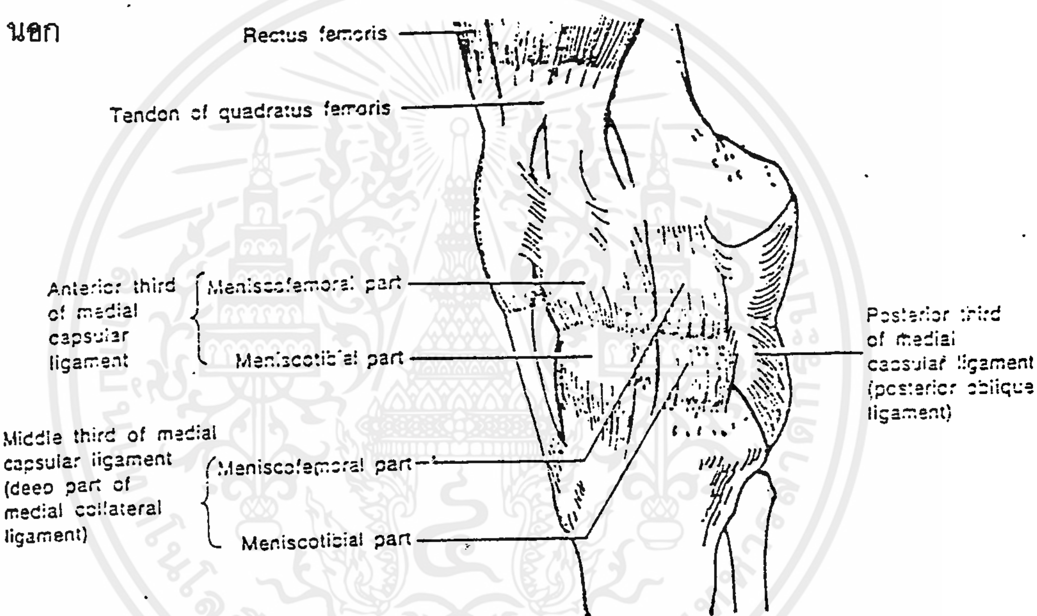
capsular ligament นี้ยังแบ่งออกได้เป็น 2 ส่วนคือ Medial compartment(รูป 8.2) กับ Lateral compoment (รูป 8.3)แต่ละ compartment แบ่งได้เป็น 3 ส่วนคือ

-ส่วนหน้าหนึ่งในสาม

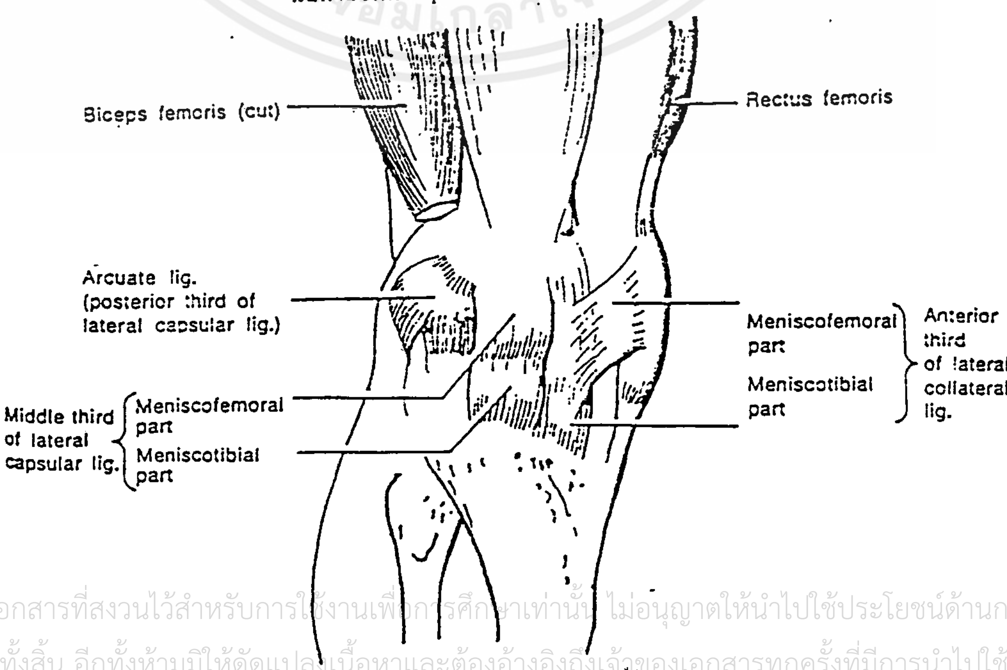
-ส่วนกลางหนึ่งในสาม

-ส่วนหลังหนึ่งในสาม

ส่วนหน้า ของทั้งสอง compartment จะมี extensor retinaculum บางๆคลุมอย่างหลวมๆเป็นส่วนต่อมาจากกล้ามเนื้อ vastus medialis ทางด้านใน และมาจากด้านนอก



รูปที่ 8.2 แสดงเอ็นหุ้มข้อเข่ามองจากทางด้านใน (medial aspect) แสดงส่วนต่างๆ ของเอ็นนี้



รูปที่ 8.3 แสดงเอ็นหุ้มข้อเข่ามองจากทางด้านนอก (lateral aspect) แสดงส่วนต่างๆ ของเอ็นนี้

ส่วนกลางทางด้านใน จะมี tibial collateral ligament (superficial tibial collaeral ligment) ซึ่งเกาะจาก medial condyle ของกระดูกต้นขาทอดใต้ pes anserinus มาเกาะที่ tibial flair ต่ำกว่าระดับข้อประมาณ 4-6 cm.

ทางด้านนอก จะมี iliotibial band คลุมแล้วทอดมาเกาะที่ tibial paeau ตรง Gerdy's tubercle

ส่วนหลัง ทางด้านใน capsule ligament จะหนาตัวขึ้นเรียกว่า postero-medial capsule ligament or posterior oblique ligament จะมีส่วนหนึ่งของเอ็นของกล้ามเนื้อ semimembranosus มาช่วยเสริมความแข็งแรง ทาง ด้านนอกของ capsular จะมีลักษณะเป็น arcuate complex อันประกอบด้วยเนื้อเยื่อจาก 4 ส่วนมาช่วยเสริมเกิดความแข็งแรงคือ

1. Arcuate ligament
2. เอ็นกล้ามเนื้อ popliteus
3. เอ็นกล้ามเนื้อ biceps fermoris
4. Fibular collateral ligament ซึ่งเกาะจาก fibula head ไปยัง lateral condyle ของกระดูกต้นขา

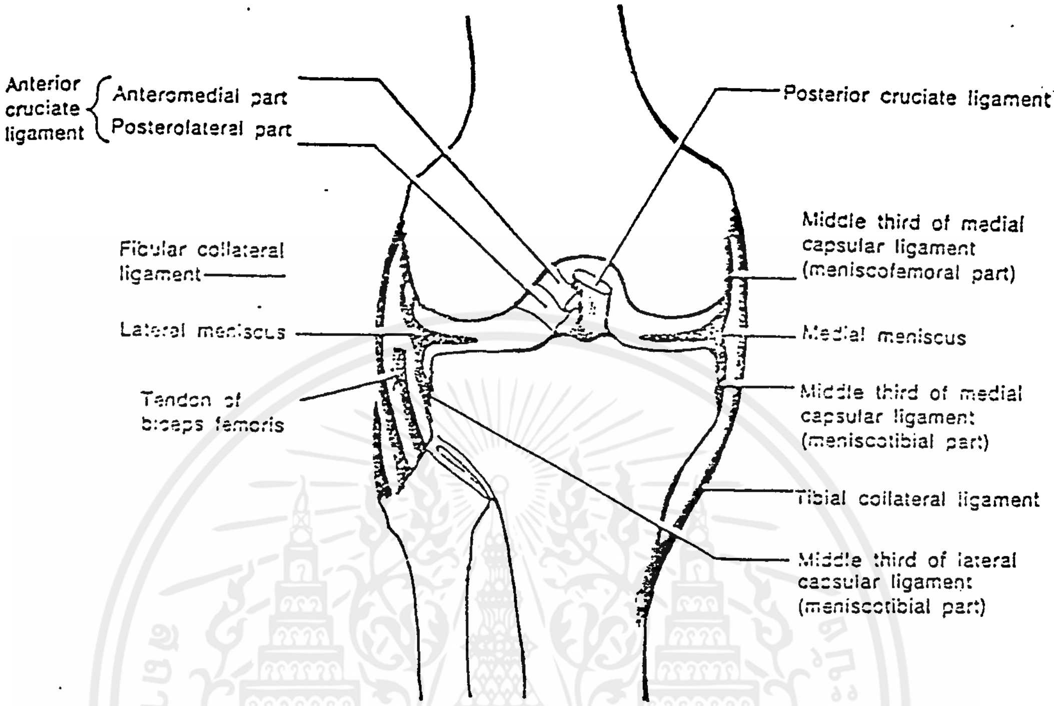
1.2 **Uncapsular ligament** คือ static stabilizer ที่ไม่ได้หุ้มข้อ แต่จะยึดอยู่ ระหว่างผิวข้อได้แก่ cruciate ligament 2 เส้น (รูป 8.4)

1.2.1 Anterior cruciate ligament เกาะจากทางด้านหน้าของผิวในของ lateral condyle ของกระดูกเข้ามาติดกับกระดูกทิเบียตรงตำแหน่งหน้าต่อ Medial tibia eminence เอ็นนี้จะแบ่งออกเป็นสองส่วนคือ

1) Antero-medial part ส่วนทางด้านหน้าและอยู่ทางด้านในเอ็นส่วนนี้จะตึงเมื่องอเข่า

2) Postero-lateral part คือส่วนหลังและด้านข้าง เอ็นส่วนนี้จะหย่อนเมื่องอเข่า (ทั้งสองส่วนเวลาเหยียดเข่าจะเต็มที่ตึง)

1.2.2 Posterior cruciate ligament เกาะจากทางด้านหลังของกระดูกทิเบียตอนบน แผ่ออกเป็นรูปพัดมาเกาะที่ผิวทาง lateral medial condyle ของกระดูกต้นขาไขว้กับ anterior cruciate ligament เอ็นนี้แบ่งออกสองส่วนคือ



รูปที่ 8.4 แสดง uncapsular ligament หรือ cruciate ligament ภายในข้อเข่า และ collateral ligament ทางด้านในและนอกของข้อ.

(1) Anterior part or bulk part จะตึงเมื่องอข้อเข่า และหย่อนเมื่อเหยียดข้อเข่า

(2) posterior part จะหย่อยเมื่องอข้อเข่า และตึงเมื่อเหยียดข้อเข่า

2. Dynamic stabilizer : medial ,lateral,posterior part

2.1 Medial part - ส่วนหน้า ส่วนกลาง ส่วนหลัง

2.1.1 ส่วนหน้ามีกล้ามเนื้อ quadriceps จะมี expansion part แผ่มาเกาะที่กระดูกสะบ้า และต่อลงไปเป็น patellar tendon เกาะที่ tibial tubercle .

2.1.2 ส่วนกลางหรือส่วนใน (medial part) มีกล้ามเนื้อ 3 มัด ที่ ประกอบเข้าเป็นเอ็นร่วมเกาะที่ tibial flair ทางด้าน anteromedial ของกระดูกทิเบียเรียก pes anserinus ประกอบด้วยกล้ามเนื้อ

-Satorius

-Gracillis

-Semitendnosus

2.1.3 ส่วนหลัง จะมีกล้ามเนื้อ semimembranosus มาเกาะเสริมข้ออยู่ทางด้านหลัง กระจายเป็นส่วนต่างๆ 5 ส่วน

ก. Anteromedial part เกาะที่ tibial flair ใต้และหลังต่อ superficial tibial collateral ligament .

ข. Direct head ไปเกาะ ที่ infaglenoid tubercle

ค. ส่วนที่เกาะที่ posterior capsule และ posterior horn ของ medial meniscus.

ง. ส่วนปลายของกล้ามเนื้อไปเกาะที่เยื่อหุ้มกระดูกของกระดูกทิเบียเป็น fibrous expansion เหนือกล้ามเนื้อ popliteus.

จ. ส่วนสุดท้าย oblique popliteal ligament ประสานกับ lateral head ของกล้ามเนื้อ poplieus

2.2 Lateral part

2.2.1 Iliotibial band เกาะ ที่ Gendy's tubercle ของ lateral tibial plateau

2.2.2 เอ็นกล้ามเนื้อ biceps famoris เกาะส่วนหัวของกระดูกฟิบูล่าและ short lateral collateral ligament

2.2.3 เอ็นกล้ามเนื้อ poplietus ที่มีเกาะต้นเป็น tendinous pat มาเกาะที่ส่วนหลังของกระดูกทิเบียด้านนี้

2.3 Posterio part ทางด้านหลังของข้อเข่ายังมี dynamic stabilizer อันประกอบด้วยกล้ามเนื้อ gastrocnemius ซึ่งมีเกาะต้นที่ด้านหลัง condyle ของกระดูกต้นขาเป็น tendinous part ช่วยเสริมความแข็งแรง

การเคลื่อนไหวที่ข้อเข่า

สามารถทำได้ 2 ทิศทางคือ flexion extension และ sagittal plane

รูปที่ 8.5 แสดงให้เห็นเมื่อทำให้ผิวข้อของปลายล่างของกระดูกต้นขาออกเป็นเส้นตรง จะมีความยาวเป็น 3 เท่าของผิวข้อของกระดูก tibia

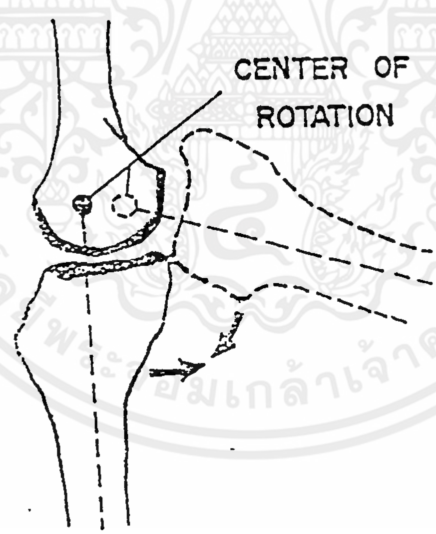
1.Flexion คือการงอเข่า ท่าปรกติหรือท่า ศูนย์องศา คือท่าที่ข้อเข่าเหยียดตรงตรงแนวแกนยาวของต้นขาและของขาท่อนปลายอยู่ในแนวเดียวกัน

ถ้าลอกผิวข้อของ condyle ของกระดูกต้นขาออก และแผ่ออกให้เป็นเส้นตรงตามแนวยาว จะปรากฏว่าผิวข้อที่ได้นี้มีความยาวผิวเป็น 3 เท่าของความยาวของผิวข้อที่กระดูกทิเบีย (รูป 8.5) ในขณะที่มีการงอข้อเข่านั้นกระดูกทิเบียจะเลื่อนไปข้างหลัง ในเวลาเดียวกันจะเคลื่อนไปตามผิว

ข้อ condyle ของกระดูกต้นขาและมีการหมุนตัวไปพร้อมๆกันจึงจะเห็นว่าข้อเข่านั้นไม่ได้เป็นบานพับโดยแท้ ดังนั้นจุดศูนย์กลางของการหมุนที่ข้อเข่าจะเลื่อนไปทางด้านหลังของข้อในขณะที่มีการงอข้อเข่า (รูป 8.6)

ในขณะที่มีการงอข้อเข่า กระดูกสะบ้าจะเคลื่อนไปตามผิวข้อด้านหน้าของกระดูกต้นขาในลักษณะครึ่งวงกลม โดยที่มี suprapatellar pouch ที่ช่วยในการหล่อลื่น จึงทำให้การเคลื่อนไหวของกระดูกสะบ้าเป็นไปอย่างคล่องตัว ในขณะเดียวกันกล้ามเนื้อ quadriceps จะถูกยืดออกด้วย

นอกเหนือจากนี้เวลางอเข่า collateeral ligment ทางด้านหน้าจะเคลื่อนที่ไปทางด้านหลังด้วย ในการนี้ปรากฏว่าเอ็นจะหย่อน จึงทำให้เกิดความไม่มั่นคงของเข่าเล็กน้อยได้



รูปที่ 8.6 การเคลื่อนไหวที่ข้อเข่า (การงอ) นอกจากจะมีการเคลื่อนของกระดูกทิเบียไปตามผิวข้อกระดูกต้นขาแล้ว ยังเลื่อนไปทางด้านหลังของกระดูกต้นขาไปพร้อม ๆ กันด้วย

กล้ามเนื้อที่ทำให้เข่างอคือ กล้ามเนื้อ hamstring adducor manus และ gastrosoleus ซึ่งเลี้ยงโดยเส้นประสาท sciatic ส่วน tibial part

2. **Extension** คือการเหยียดข้อเข่าออกจากท่า flexion จากการกระทำของกล้ามเนื้อ quadriceps เข่าจะเหยียดออกเต็มที่มาอยู่ในท่าปรกติ

แนวการดึงของกล้ามเนื้อ quadriceps อยู่ในแนวเฉียงเข้าใน ตามแนวของเส้นใยกล้ามเนื้อ vastus medialis ดังนั้นเวลาเหยียดข้อเข่าเต็มที่กระดูกสะบ้าดึงเข้าในเสมอโดยมีกระดูกสะบ้านี้จะเคลื่อนที่ไปในร่องของผิวข้อด้านหน้าของกระดูกต้นขาคือ intercondylar groove โดยมี laterial condyle นูนกว่า medial condyle กระดูกสะบ้าจะถูกตรึงให้อยู่ตรงกลางโดยมี quadiceeps expansion , ligament ที่ยึดจากกระดูกสะบ้ากับกระดูกทิเบียและกระดูกต้นขาใน กรณีที่เข่ามี valgus deformity มากๆ และ lateral condyle นูนน้อยกว่าปรกติ จะให้กระดูกสะบ้า เคลื่อนหลุดไปด้านข้างได้ง่ายมากโดยเฉพาะเวลางอเข่า

การเหยียดที่ ข้อข่ากระทำโดยกล้ามเนื้อ quadriceps ซึ่งประกอบด้วยกล้ามเนื้อ rectus femoris,vastus lateralis,vastus medials and vasus intermedius ซึ่งเลี้ยงโดยประสาท femoral (L1-L5)

ในการเคลื่อนไหวที่ข้อเข่าในท่าที่เท้าข้างนั้นเหยียบพื้นอยู่กับที่ กระดูกต้นขาจะมีการหมุนข้าใน ช่วงที่จะมีการเหยียดข้อเข่าเต็มที่ และส่วนหน้าของ medial condyle ของกระดูกต้นขาจะถูกยับยั้งด้วยส่วนหน้าของ lateral meniscus ในการนี้กระดูกต้นขาไม่สามารถหมุนหรือเหยียดออกไปได้อีก เรียก lock screw home

การฟื้นฟูผู้ป่วยกระดูกหัก(Rehabilitation After fracture)

การรักษาป่วยที่ได้รับบาดเจ็บ เป้าหมายคือ ลดอาการปวด ทำให้กระดูกเชื่อมติดในลักษณะเดิม หรือใกล้เคียงปกติมากที่สุด ที่สำคัญที่สุดคือให้อวัยวะหรือตำแหน่งที่มีกระดูกหักนั้นสามารถที่กลับคืนสู่สภาพเดิม ปัญหาที่พบหลังกระดูกหัก คือ ภาวะข้อติด การไม่เชื่อมติดของกระดูก (non-union) หรือเชื่อมติดผิดรูป (malunion) ควรเริ่มต้นฟื้นฟูสภาพคงสภาพทำงาน นั้นควรได้รับการรักษาหลังจากกระดูกหัก และจากศัลยแพทย์ทางออร์โทปิดิคส์เพื่อลดปัญหาที่ต้องแก้ไขในภายหลัง และให้ผู้ป่วยกลับคืนสู่สภาพปกติโดยเร็ว

พยาธิสรีรวิทยาของการเกิดกระดูกหัก (pathophysiolo of fracure)

เมื่อเกิดการหักของกระดูก มีการฉีกของเนื้อเยื่อหุ้มกระดูกในตำแหน่งนั้น รวมทั้งเส้นเลือดและเนื้อเยื่ออื่นๆที่อยู่ข้างๆ เกิดการบวมคลั่งของเลือด ทำให้ขาดเลือดไหลเลี้ยงกระดูกในตำแหน่งที่ได้รับบาดเจ็บเกิดการตายของ osteocyte และเนื้อเยื่อร่างกายจะตอบสนองโดยมีปฏิกิริยาการอักเสบและเข้าสู่กระบวนการเสริมสร้างกระดูก (healing process or bone repair) โดย Hunter แบ่งเป็น 4 ระยะ

1.Inflammatory stage คือช่วง 1-3 วันแรกหลังได้รับบาดเจ็บมีอาการปอดบวมในตำแหน่งที่กระดูกหักเนื่องจากเกิด vasodilatation มีการรั่วซึมของน้ำเหลืองออกมาภายอกเข้าสู่เนื้อเยื่อข้างเคียง inflammatory cell ได้แก่ polymorphonuclea clls and macrophage เคลื่อนตัวเข้าสู่ตำแหน่งนั้น ระยะนี้กินเวลาไปจนถึงการสร้างกระดูกอ่อน

2.Soft callus stage ในตำแหน่งที่เกิดกระดูกหักมีhematoma หุ้มรอบเนื่องจากมีการขาดกันของเส้นเลือดในกระดูกและเยื่อหุ้มกระดูก มีการสร้าง fibrin and new capillaries แทรกเข้าสู่ตำแหน่งนั้น pleuripoential mesenchymal cell ทำหน้าที่สร้างใยคอลลาเจนและกระดูกอ่อนขึ้นมาใหม่เกิดเป็น 'fibrocartilaginous union' หรือ osteiod เมื่อตรวจร่างกายพบว่ามี clinical union.

3.Hard cellus stagee ระยะนี้เกิดการแทนที่ด้วย 'fibro-oseous union 'หรือ woven bone เริ่มเห็น clarification จากภาพรังสีค่อยๆเพิ่มความมั่นคงแข็งแรงมากขึ้น จนปกติ ~3-4เดือน

4.Remodeling stage เพื่อเข้าสู่ภาวะปกติคือ normal lamellar bone ใช้เวลานาน โดย osteoclast จะทำหน้าที่ย่อยสลายกระดูกในส่วนจัดเรียงไม่ดีในขณะที่ oseoblast จะสร้างกระดูกขึ้นใหม่ ในขณะที่มีการซ่อมแซมจะเกิดfirosis ขัดขวางการเคลื่อนไหวตามมา ดังนั้นการป้องกันการบวม(edema)คือ

1)พยายามป้องกันการเคลื่อนที่ กระดูกท่อนนั้น

2)ยกหรือวางตำแหน่งที่มีกระดูกหักให้สูงกว่าระดับหัวใจ เพื่อลดการบวม

3)เคลื่อนไหวส่วนอื่นๆที่ไม่ได้รับบาดเจ็บ เพื่อให้มีการดูดซึมของน้ำเชื่อมในเนื้อเยื่อและป้องกันสภาวะข้อติด

การรักษาฟื้นฟูผู้ป่วยที่เกิดกระดูกหัก หลักการทั่วไปมีดังนี้

1. คงการเคลื่อนไหวของข้อนั้น โดยเฉพาะในส่วนที่ไม่ได้รับบาดเจ็บ ส่วนตำแหน่งที่จำเป็นต้องจำกัดการเคลื่อนไหวระยะแรก เพื่อให้มีการเชื่อมของกระดูกดีก่อน

2. คงสภาพการใช้เครื่องมือและออกกำลังเพื่อรักษา(therapeutic exercise)

3. คงสภาพความแข็งแรงทนทานของกล้ามเนื้อให้ใกล้เคียงกับปกติมากที่สุด

4. มี activity ,gain training เพื่อส่งเสริมการซ่อมแซมของกระดูก

5. ให้ผู้ป่วยกลับไปทำงานได้เร็ว

@ การคงสภาพของพิสัยของข้อ(maintain range of motion)

เป็นที่ทราบกันดีแล้วว่าเมื่อเกิด immobilization ยิ่งนานยิ่งมีภาวะข้อติดมากเมื่อนั้น เกิดการหดสั้นของใยกล้ามเนื้อ เส้นเอ็นนอกข้อ หรืออาจเกิดการหดสั้นของเยื่อหุ้มข้อ (joint-capsule) และเกิดการเปลี่ยนแปลงในข้อด้วย เช่น มีการเพิ่มของ subsynovial-faty tissue ซึ่งแทรกตัวใน synovial cleft.

Immobilization ทำให้ขาดการหมุนเวียนของ synovial fluid ทำให้กระดูกอ่อนข้อขาดสารอาหาร กระดูกบางลง การแก้ไขอาจทำได้โดยอาศัยการยืด (sretching) กล้ามเนื้อ แต่เมื่อเกิดการเปลี่ยนแปลงในข้อ มักจะใช้วิธีผ่าตัด แก้ไข เช่น capsulotomy ป้องกันโดยเคลื่อนไหวข้อที่ไม่จำเป็นต้อง immobilize ในกรณีที่ผู้ป่วยไม่สามารถทำได้เอง การใช้ continuos passive machine (CPM) ซึ่ง Salter ได้ทำการทดลองในสัตว์พบว่าสามารถส่งเสริมขบวนการซ่อมแซมทั้งของกระดูกอ่อนและเส้นเอ็นที่ได้รับบาดเจ็บโดยแนะนำอัตราการเคลื่อนที่ 45 วินาทีต่อรอบทั้งช่วยลดสภาพพิสัยของข้อและสามารถลดอาการปวดหลังการผ่าตัดได้

@ Physical modalities

-Heat เพื่อลดอาการปวด ลด muscle spasm ใช้เมื่อพ้นระยะที่มี imflammotion โดยให้ในรูปของ superfacial heat ,moisture heat เช่น hydrocollator,whirlpool เพราะ relaxation ได้ดี และตามด้วย exercise เพื่อลดอาการบวม ส่วนในท้ายรายการสุดท้ายอาจมีปัญหาข้อติดแก้โดยใช้ diathermy ,deep heat modality เพิ่มการยืดเนื้อเยื่อ ตามด้วย streching

-TENS สามารถใช้ลดอาการปวด มี active exercise ในส่วนนั้น

-Electric stimulation (ES) มีผู้ใช้แทนหรือร่วมกับการทำ isoelectric exercise ในส่วนที่ถูก immobilize เพื่อคงสภาพดีของกล้ามเนื้อนั้น นอกจากนี้ยังใช้เครื่องมือดังกล่าวรักษาสภาวะ non-union.

-Massage อาจใช้ stroking technique เพื่อเพิ่มการไหลกลับของเลือดในระยะที่มีการบวมแต่ต้องระวัง อาจเกิดการเคลื่อนที่ของกระดูกในตำแหน่งที่หักได้ ในระยะหลังควรใช้ friction massage ลดพังผืด

จุดประสงค์ การ Exercise เพื่อต้องการคงสภาพหรือเพิ่มพิสัยของข้อ,ความแข็งแรงของทนทานของกล้ามเนื้อ

1. <u>Range of motion exercise (PROM)</u>

ใช้ในช่วงแรกที่มีอาการปวดบวมผู้ป่วยไม่สามารถออกแรงได้ เพื่อคงสภาพการเคลื่อนไหวของข้อป้องกันข้อติด จำกัดองศากับการเคลื่อนไหวในมุมที่ไม่มีการปวด เพราะเกิดอาการบาดเจ็บขึ้นได้ถ้าผู้ป่วยออกแรงต้านในขณะที่ทำ Passive Exercise มีการใช้ Continuous passive motion (CPM) เพื่อจุดประสงค์เดียวกันนี้มีประโยชน์อย่างมากในรายที่เกิดกระดูกหักภายในข้อ

1.1 passive range of motion exercise (PROM) เป็นการบริหารเพื่อคงสภาพการเคลื่อนไหว ของข้อ ป้องกันข้อติด ใช้ในช่วงแรกที่ยังมีอาการบวมอยู่ซึ่งผู้ป่วยยังไม่สามารถออกแรงได้ ข้อควรระวัง คือควรจำกัดพิสัยการเคลื่อนไหวให้อยู่ในช่วงที่ผู้ป่วยไม่มีอาการปวด หรือไม่ให้ผู้ป่วยออกแรงต้านในขณะที่ทำ Passive exercise เพราะอาจทำให้เกิดการบาดเจ็บขึ้นได้ ได้มีการใช้ CPM เพื่อจุดประสงค์เดียวกันนี้ พบว่ามีประโยชน์อย่างมากโดยเฉพาะในขณะที่มีกระดูกหักภายในข้อ

1.2 Active assistive exercise (AAE) เป็น exercise ที่เหมาะสมที่สุดในระยะแรกๆที่ไม่จำเป็นต้องเคลื่อนไหว และผู้ป่วย สามารถที่จะทำ active exercise ได้บางส่วนจากนั้นจึงทำ Passive ต่อให้ได้พิสัยของข้อเพิ่มมากขึ้นหรือได้เต็มที่ ทั้งนี้ต้องไม่ทำให้เกิดอาการปวด อาจใช้เพื่อเป็น muscle reduction ช่วยป้องกันการเกิด strain ที่มากเกินไปต่อกล้ามเนื้อรอบๆข้อนั้น

1.3 Active exercise (AE) ใช้เมื่อผู้ป่วยมีความแข็งแรงของกล้ามเนื้อเพิ่มขึ้น จนสามารถการบริหารต้านแรงโน้มถ่วงของโลกได้ตามพิสัยของข้อ

1.4 Stretching exercise ใช้ในระยะท้ายที่กระดูกส่วนที่หักเชื่อมติดดีแล้ว แต่ยังมีปัญหาข้อติดอยู่ทำโดยการดัดเยียดข้อนั้นๆ

2. Strengthening exercise

2.1 Isometric exercise ในระยะแรกที่ต้องมีการจำกัดการเคลื่อนไหวของข้อ สามารถคงสภาพความแข็งแรงของกล้ามเนื้อรอบๆข้อ รวมทั้งเพิ่มการหมุนเวียนของเลือดในบางส่วนนั้น และช่วยป้องกันการเกิด deep vein thrombosis

2.2 Resistive exercise ใช้ในระยะหลังๆที่มี healing ของตำแหน่งที่มีกระดูกหักแล้วและสามารถทนต่อแรงกระทำได้ จุดประสงค์เพื่อความแข็งแรงของกล้ามเนื้อนั้นๆ อาจใช้แรงต้านโดยผู้ฝึกหรือผู้ป่วยเองหรือใช้อุปกรณ์ เช่นตุ้มน้ำหนัก สายยางยืด

3. Conditioning aerobic exercise

ผู้ป่วยบางรายอาจจำเป็นต้อง immobilize หรือนอนอยู่บนเตียงเป็นเวลานาน เป็นผลให้ physical capacity ลดลงการฟื้นฟูผู้ป่วยต้องไม่ลืมแก้ไขหรือเพิ่ม function capacity โดยให้มี aerobic exercise คือการออกกำลังการที่มีการเคลื่อนไหวต่อเนื่องและสัมพันธ์กันของกล้ามเนื้อหลายกลุ่ม เพื่อเพิ่มประสิทธิภาพการทำงานของระบบสูบฉีดโลหิตหัวใจและปอดเพื่อเพิ่มความทนทานในการทำกิจกรรมต่างๆ เช่นการเดิน การว่ายน้ำ เป็นต้น มีความสำคัญมากในผู้ป่วยที่เป็นนักกีฬา หรือในผู้สูงอายุ

ภาวะแทรกซ้อน(Complication of facture)

ภาวะแทรกซ้อนเกิดขึ้นในผู้ป่วยกระดูกหักอาจเกิดพร้อมๆหรือเกี่ยวเนื่องจากการบาดเจ็บ เช่นการบาดเจ็บทางเส้นประสาท และเส้นเลือดหรืออาจเกี่ยวเนื่องจากการรักษา เช่น compartment syndrome,ภาวะข้อติด,กระดูกเชื่อมผิดรูป

ภาวะข้อยึดติด (Joint Stiffness)

ภาวะข้อยึดติดมักพบได้เสมอ หลังจากมี immobilization เป็นเวลานาน เมื่อสามารถให้มีการเคลื่อนไหวส่วนนั้นได้แล้วอาจพบว่ายังมีมีปัญหาข้อติดหลังจากได้ให้กายภาพบำบัดที่เหมาะสมแล้ว ซึ่งพบได้บ่อยในผู้ป่วยกระดูกหักที่เกิดใกล้กับข้อ หรือหักเข้าข้อโดยตรงโดยเฉพาะอย่างยิ่งในผู้ป่วยที่กระดูกหักใกล้กับข้อ หรือหักเข้าข้อโดยตรง ดดยเฉพาะอย่างยิ่งในผู้ป่วยที่มีปัญหาข้อเสื่อม (degnerative joint disease) อยู่ก่อน ภาวะนี้พบน้อยในเด็ก สาเหตุที่ยังมี persistent joint stiffness อาจเกิดจาก

1. **Periarticulas adhesion** เกิดการยึดติด ระหว่าง Fibrous capsule และเส้นเอ็นกล้ามเนื้อที่อยู่ข้างเคียงทำให้เกิดการเคลื่อนที่ หรือ gliding ผิดปรกติ

2. **Intraarticular adhesion** เนื่องจากมีกระดูกหักเข้าข้อต่อมาจึงเกิด fibrinous deposit ภายใน synovial และ articular cartilage ตามมา ทำให้มีการยึดติดอย่างหนาแน่นภายในข้อ

การรักษาข้อติดที่เกิดจากสาเหตุทั้งสองชนิด หลังจากการทำ stretching exercise ถ้าไม่ได้ผล ในข้อใหญ่ๆ เช่นไหล่ เข่า ควรพิจารณาทำ mainipulation under anesthesia หลังจากนั้นต้องพยายามคงสภาพการเคลื่อนไหวของข้อนั้นไว้ อาจใช้ continuous passive machine (CPM) หรือการทำ exercise แต่หากเป็นข้อเล็กๆ เช่น นิ้วข้อมือ ต้องอาศัยการผ่าตัดแก้ไข

3. การยึดติดที่เกิดขึ้นระหว่างกล้ามเนื้อด้วยกันหรือชั้นกล้ามเนื้อกับกระดูก เนื่องจากมีการฉีกขาดของกล้ามเนื้ออย่างมากมายเกิดเป็น fibrous scar tissure แทนที่ ในตำแหน่งนั้นพบได้บ่อยในกระดูกหักของกระดูกฟีเมอร์ส่วนต่างๆเกิดการยึดติดของกล้ามเนื้อquadriceps ทำให้ผู้ป่วยงอเข่าไม่ได้ถ้ารักษาด้วยการ stretching ไม่ได้ผลจะต้องทำการผ่าตัดแก้ไข

*นอกจากจากสาเหตุข้างต้นแล้วยังมีสาเหตุอื่นๆอีก

4. การที่ข้อไม่เคลื่อนไหวเป็นเวลานานจะทำให้การเคลื่อนไหวลดลงเป็นเวลาชั่วคราวแต่ถ้าไม่รีบรักษาจะเป็นปัญหาเรื้อรัง

5. ผิวหนังถูกทำลายเนื่องจากการติดเชื้อ อาการอักเสบหลังจากผ่าตัด หรือจากการที่ส่วนข้อยังไม่ถูกจัดให้เข้าที่

6. กระดูกชิ้นที่หักติดผิดรูปทำให้กีดขวางการเคลื่อนไหวของข้อ

7. การติดจากเนื้อเยื่อเส้นใยซึ่งก่อตัวขึ้นภายในข้อ มักเกิดขึ้นจากหลังจากกรณีที่เคยมีอาการเลือดตกภายในข้อ การรักษาควรใช้วิธีทางกายภาพบำบัดและช่วยดัดดึงซึ่งใช้ได้กับข้อที่มีขนาดใหญ่ เช่น เข่าหรือไหล่ แต่ไม่ค่อยเหมาะกับข้อที่มีขนาดเล็ก

การใช้เครื่องช่วยขับข้ออย่างต่อเนื่อง (CPM) ในการประคับประคองพิสัยการเคลื่อนไหวหลังจากดัดซึ่งจะทำให้ผลการรักษานั้นดีขึ้น

8. การติดจากเนื้อเยื่อรอบๆข้อ เช่น เยื่อบุข้อ,เอ็นยึดข้อ,กล้ามเนื้อรอบๆข้อทำให้การเคลื่อนไหวระหว่างกันของโครงสร้างเหล่านี้ขาดความราบรื่น การรักษาในระยะแรกไม่ควรช่วยดัด เพราะจะยิ่งทำให้เอ็นหรือเนื้อเยื่อฉีกขาดมากขึ้น ควรใช้การรักษาทางกายภาพบำบัด และให้ผู้ป่วยขยับข้อเองเต็มที่หากไร้ผลจึงทำการช่วยดัดอย่างละมุนละม่อมภายหลังอาจจะใช้เครื่อง Continuous Passive Motion ร่วมด้วย

9. การเกิดการอักเสบของกล้ามเนื้อกระดูกใกล้ๆข้อ

10. การเกิดผลกระทบเนื่องจากเส้นประสาทถูกทำลาย

บทที่ 3 การออกแบบและการประยุกต์ใช้งาน

เครื่อง CONTINUS PASSIVE MOTION (CPM)

เป็นเครื่องมือที่ใช้ในการแพทย์ ซึ่งใช้ขั้นตอนทางกายภาพบำบัด จุดประสงค์ในการสร้างเครื่อง CPM เพื่อที่จะลดภาระของนักกายภาพบำบัดให้น้อยลง ก็เพราะว่า ในปัจจุบันจำนวนผู้ป่วยที่เข้ามาทำการรักษานั้นมีจำนวนเพิ่มมากขึ้น จึงทำให้จำนวนนักกายภาพบำบัดมีภาระมากขึ้น

เครื่อง CPM เป็นเครื่องที่ใช้ในทางกายภาพบำบัด เพื่อใช้รักษาผู้ป่วยหลังจากที่ได้การผ่าเจ็บบริเวณหัวเข่า ซึ่งจะใช้รักษาในขั้นตอนของ Passive Exercise คือ หลังจากได้รับการรักษาหรือผ่าตัด จุดประสงค์หลักนี้เพื่อป้องกันการเกิดอาการแทรกซ้อนที่เรียกว่า ข้อยึดติด (Joint Stiffness) โดยวิธีการรักษานั้นขาของผู้ป่วยจะเคลื่อนไปมา (Flexion and Extension) โดยผู้ป่วยไม่ต้องออกแรง โดยเครื่องจะเป็นตัวบังคับการเคลื่อนที่ให้เป็นไปสรีระของขา ซึ่งมุมของข้อเข่าจะเปลี่ยนแปลงอยู่ตลอดเวลา

ความเร็วในการใช้งานจะเป็นความเร็วที่ช้าถึงช้ามาก โดยจะอยู่ในช่วง 45-3600 วินาที/รอบ และ มุมที่มีการเปลี่ยนแปลงของข้อเข่าจะอยู่ในช่วง 45 - 180 องศา

ลักษณะทางกายภาพของเครื่อง CPM จะเป็นแท่นขนาดเล็ก ยาว 1 เมตร กว้าง 40 เซนติเมตร สูง 50 เซนติเมตร โดยผู้ป่วยจะวางขาที่ได้รับบาดเจ็บบนเครื่องทำมุม 25 องศา กับระดับพื้นที่ผู้ป่วยนอนอยู่ จะมีผ้าทำการรัดที่เพื่อป้องกันความสั่นที่จะมาถึงขาจาก Mechanics และจับยึดไม่ให้ขานั้นเคลื่อนที่ ซึ่งผ้าจะต่อกับส่วน Mechanics ของ เครื่อง

<u>3.1จากข้อมูลทั้งหมดสามารถสรุปส่วนของการออกแบบ</u> จะมี 2 ส่วนหลักๆคือ

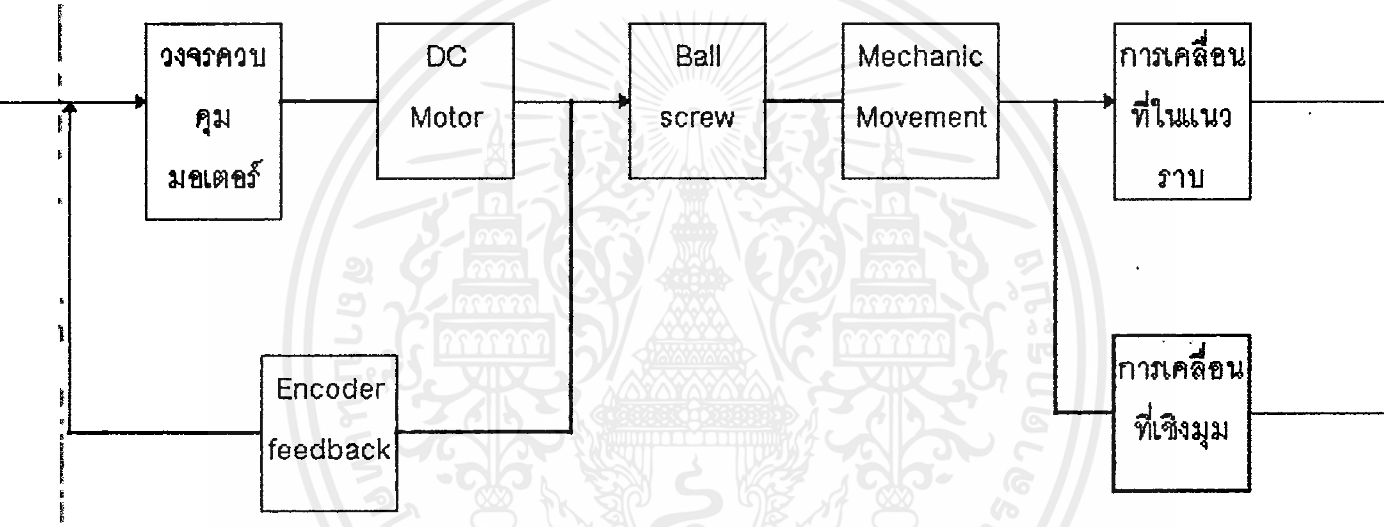
1. ส่วนของเครื่องกล(Mechanics) คือส่วนที่เคลื่อนที่ จะควบคุมการเคลื่อนที่ของขาให้ตรงกับลักษณะการเคลื่อนที่ของขา
2. ส่วนของการควบคุม คือ ส่วนที่ทำหน้าที่ขับมอเตอร์ ที่ต่อกับ Ball Screw โดยจะควบคุมทิศทาง (flexion & extension) ระยะการเคลื่อนที่ ความเร็ว ระยะเวลาในการทำงาน โดยจะเป็นการควบคุมแบบปิด มี Encoder เป็น Feedback

3.2 หลักการทำงานของเครื่อง CPM

คือ จะทำการรับข้อมูลทาง Keyboard และส่งไปประมวลผลที่วงจรควบคุม มอเตอร์เพื่อไปขับ มอเตอร์ โดยมี encoder เป็นตัว Feedback

มอเตอร์จะเปลี่ยนพลังงานไฟฟ้าเป็นพลังงานกล และจะต่ออยู่กับ Ball Screw เปลี่ยนการเคลื่อนที่จากวงกลมเป็นเส้นตรงเพื่อไปขับเคลื่อนขา ให้เคลื่อนที่เข้าออกจะประกอบด้วยการเคลื่อนที่อยู่สองแบบ

1. การเคลื่อนที่ในส่วนของการเปลี่ยนแปลงมุม
2. การเคลื่อนที่ตามระยะทางซึ่งจะเปลี่ยนแปลงตามองศาที่ได้ออกแบบไว้



รูปที่ 3.1 Block Diagram การทำงานของเครื่อง CPM

3.3 โครงสร้างทางกลของเครื่อง CPM จะประกอบด้วยส่วนสำคัญ 3 ส่วนหลักคือ

1. โครงสร้างที่เป็นฐาน
2. โครงสร้างกำหนดการเคลื่อนที่ตามสรีระของขา
3. ระบบส่งกำลัง

ระบบโครงสร้างแบ่งเป็น 3 ชนิดคือ

3.3.1 ระบบโครงสร้างที่เป็นโครงสร้างของเครื่อง ซึ่งใช้เป็นส่วนฐานใช้ยึดจับส่วนต่างๆของเครื่อง

3.3.2 ระบบโครงสร้างที่เป็นโครงสร้างที่มีการเคลื่อนที่ ตามลักษณะของขา จะประกอบด้วยส่วนต่างๆดังนี้คือ

3.3.2.1 ส่วนของแผ่นรองปลายเท้า โดยต่ออยู่กับลูกปืนสไลด์ ลูกปืนสไลด์ต่ออยู่กับ shaft ติดกับฐานใช้เป็น Guide นำส่วนขา

3.3.2.2 ส่วนของปลายขาจะเป็นแท่งอะลูมิเนียมเป็นหลัก และมีปลอกสแตนเลสสวมติดกับส่วนปลายเท้า โดยจะติดกับข้อต่อหัวเข่า

3.3.2.3 ส่วนต้นขา จะเป็นอะลูมิเนียมติดต่ออยู่กับส่วนต้นขา โดยจะมีปลอกเป็นแท่งอะลูมิเนียม สี่เหลี่ยมซึ่งจะติดกับส่วนของคานที่ขนานกับพื้น

3.3.2.4 คานขนานกับพื้นจะติดกับส่วนต้นขา และจะติดกับคานขนานที่ขนานนับส่วนต้นขา ซึ่งคานขนานในส่วนนี้ จะใช้เป็นตัวบังคับมุมการเคลื่อนที่ของต้นขา และรองรับแรงที่กดลงมาส่วนหนึ่ง

3.3.3 ตัวคานส่งกำลังจะติดกับส่วนของต้นขาทั้งสองด้านโดยจะมีลักษณะเป็นรูปตัว Y และปลายด้านหนึ่งติดกับ Ball Screw

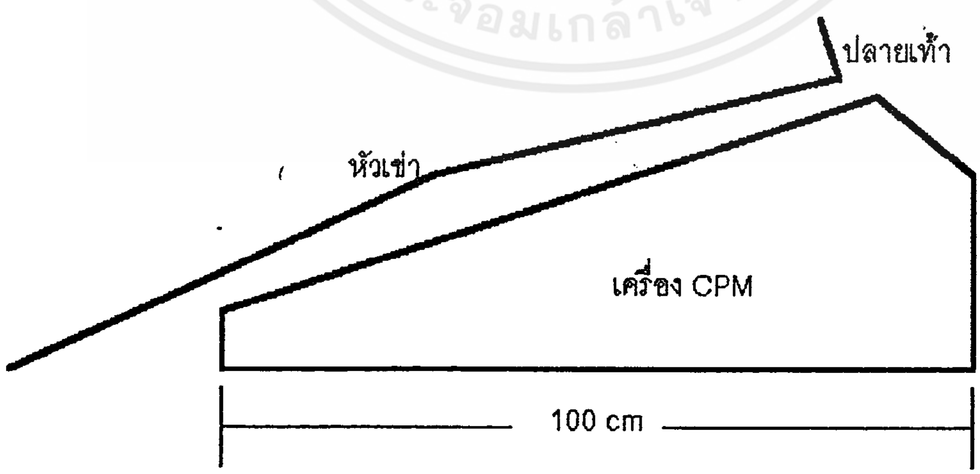
3.3.3.1 Ball Screw จะมีระยะการเคลื่อนที่เท่ากับ 3.8 Cm ต่อ รอบการเคลื่อนที่จะมาจากมอเตอร์

3.3.3.2 Motor ต่ออยู่กับระบบไฟฟ้า โดยมี Broad Control Motor ควบคุมการเคลื่อนที่อยู่อีกทีหนึ่ง มอเตอร์จะเปลี่ยนพลังงานไฟฟ้าเป็นพลังงานกลเพื่อขับดันให้ขาเคลื่อนที่

<u>3.4 การออกแบบส่วนของ Mechanics มีขั้นตอนดังนี้คือ</u>

1. โครงสร้างหลักของเครื่อง CPM

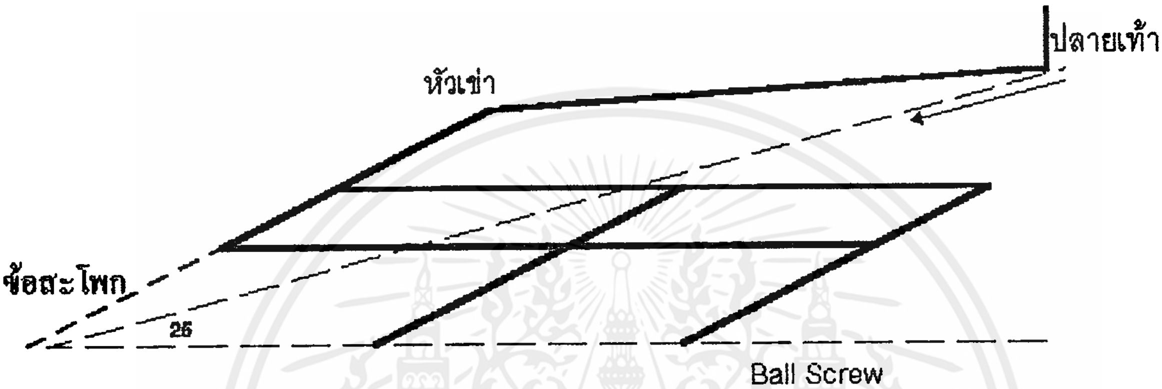
จากการออกแบบกำหนดให้ขาของผู้ป่วยวางทำมุมกับพื้น 25 องศา มีลักษณะดังรูป 3.2



<u>รูปที่ 3.2</u>

จากการที่ได้ศึกษามาพบว่าไม่สามารถสร้าง ให้ตัวยึดมีลักษณะขาเป็นคานยาวตลอดไปจนถึงข้อสะโพกได้ เพราะฉะนั้นจึงได้คิดหาวิธีแก้ปัญหาพบว่า ถ้าต่อคานขนานไปกับแนวระดับและต่ออยู่กับคานที่ทำมุมเท่ากับขาก็จะทำให้ Function การเคลื่อนที่ของขาเหมือนเดิมโดยจะได้แสดงดังรูป

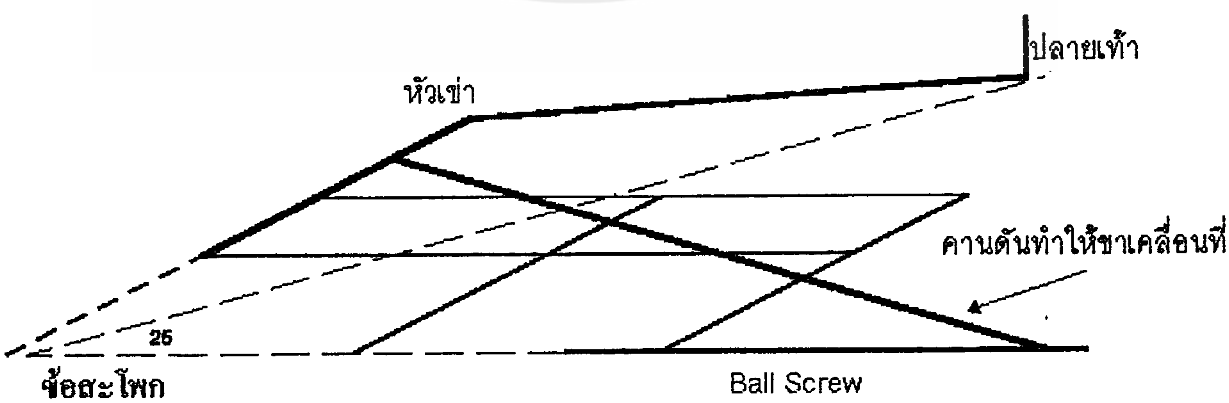
จากรูปจะเห็นได้ว่ามีคานขนานอยู่สองชุดก็เพื่อความแข็งแรงของโครงสร้าง ถ้ามีชุดเดียวจะทำให้การเคลื่อนที่ของขาไม่เป็นไปตามกำหนด



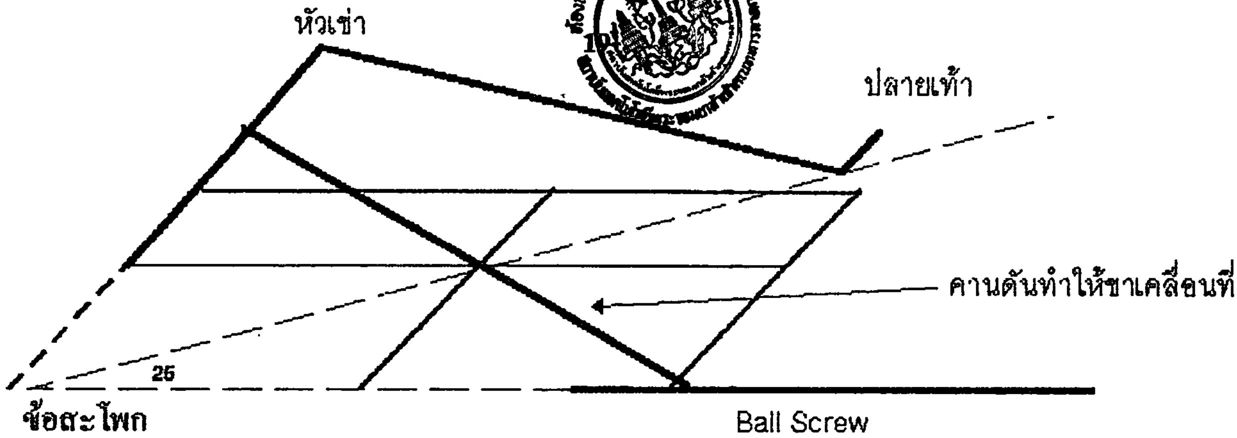
รูปที่ 3.3

การเคลื่อนที่ของขาจะอยู่บน shaft โดยมีลูกปืน slide เป็นตัวเคลื่อนที่

ลักษณะของขาจะถูกขับเคลื่อนโดยคานดันโดยจะต่ออยู่กับคานทางด้านต้นขาลักษณะของคานดันจะต่ออยู่กับ Ball Screw เมื่อ Ball Screw เคลื่อนที่ก็จะไปดันคานต้นขาจะทำให้ขาเคลื่อนที่โดยเริ่มจากมุม 0 - 135 องศา ที่ข้อเข่า มุมของขาจะถูกบังคับโดยคานขนานตามที่ได้กล่าวข้างต้นลักษณะการทำงานดังรูป



รูปที่ 3.4



รูปที่ 3.5

2. การคำนวนความยาวของขา

ข้อมูลและสูตร คำนวณหาได้จาก หนังสือ นิติเวชศาสตร์ โดย ทรงฉัตร โตษยานนท์

ช่วงความสูง คิดที่ 155 - 185 เซนติเมตร

S = 69.089 + 2.238 F

S = 66.544 + 1.422 F + 1.089 T

S = ความสูงของคน

F = กระดูกต้นขา Femur

T = กระดูกหน้าแข้ง Tibia

ความสูงของข้อเท้า = 7.5 - 9.4 เซนติเมตร

ที่ความสูง ที่ 155

155 = 69.089 + 2.238 F

F = 38.4 เซนติเมตร

155 = 66.544 + 1.422 (38.4) + 1.089 T

T = 31.8 เซนติเมตร

ความยาวปลายขารวมข้อเท้า = 31.8 + 7.5 = 39.4 เซนติเมตร

ที่ความสูง ที่ 185

185 = 69.089 + 2.238 F

F = 51.8 เซนติเมตร

155 = 66.544 + 1.422 (51.8) + 1.089 T

T = 42.3 เซนติเมตร

ความยาวปลายขารวมข้อเท้า = 42.3 + 9.4 = 51.7 เซนติเมตร

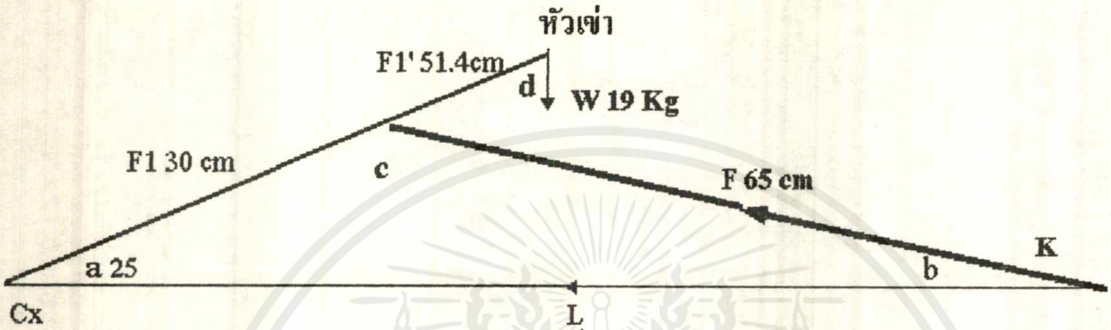
* จาก เออกอนอมิกส์ น้ำหนักของคนสูง 185 = 98 กิโลกรัม

* จาก จากข้อมูลที่หาได้ น้ำหนักขาจะเท่ากับ 19% ของ น้ำหนักตัว

น้ำหนักขาของคนสูง 185 เซนติเมตร = 98 * 0.19 = 18.62 ประมาณให้เท่ากับ 19 กิโลกรัม

3. การคำนวณหา TORQUE และ Power ของ มอเตอร์

การคำนวณหาระยะทางการเคลื่อนที่ของ Ball Screw ต่อองศาของหัวเข่าที่เปลี่ยนไป



รูปที่ 3.6

b	=	$\sin^{-1}((30*\sin 25)/65)$	=	11.25	องศา
c	=	180 - 25 -11.25	=	143.75	องศา
d	=	90 - 25	=	65	องศา
L	=	30 cos 25 + 65 cos 11.25	=	27.2 + 63.75	
	=	90.94			cm

ผลรวมของจุด K

F sin 143.75 * 0.30 - 19 * 9.81 * sin 65 * 0.518 = 0

F = 439.3 N

ผลรวมที่จุด Cx

Cx - 494 * cos 11.25 = 484.5 ประมาณ = 490 N

ระยะที่ L	เคลื่อนที่		56.5	cm
ผลต่างของ L เท่ากับ		90.94 - 56.5 =	34.44	cm
จากระยะการเคลื่อนที่ของ Ball Screw 1 รอบ เท่ากับ			3.8	cm
R (ball screw)		3.8/(2*3.14*100)=	0.00605	cm
จากสูตร Torque	=	FR		
	=	**490 * 0.00605 =**	**2.9645**	**N.m**
f	=	((2 * dL) /(2 * Pi * R))/(60/45)		
	=	24.16 รอบต่อนาที		

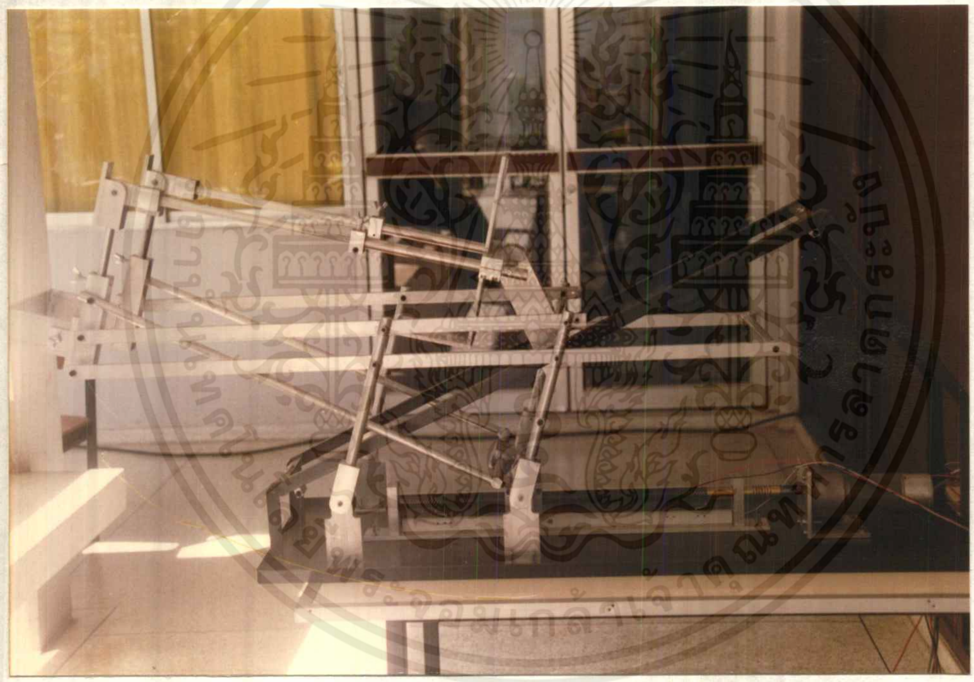
$$W = 2 * Pi * f / 60 = 2 * 3.14 * 24.16 / 60$$

$$= 2.53$$

$$Power = W * T = 2.53 * 2.9645 \quad W$$

$$= 7.5 \quad W$$

- จากข้อมูลที่ได้นำไปออกแบบ Mechanics โดยลักษณะเครื่องกลในส่วน Mechanics จะมีลักษณะคือมี สองส่วนหลักๆ คือส่วนของ คานที่ใช้ควบคุมมุมของขา และส่วนที่ใช้ขับเคลื่อนของขาให้เปลี่ยนแปลงตามระยะและมุมที่กำหนด โดยลักษณะของเครื่อง CPM ในส่วนของ Mechanic ที่ทำสำเร็จแล้วสามารถดูรูปได้จากรูปที่ 3.7
- แบบมีแสดงอยู่ส่วนหลัง โดยใช้ AutoCad เขียนแบบ จะอยู่ภาคผนวก



รูปที่ 3.7 Mechanics ของเครื่อง CPM

3.5 ระบบการทำงานของส่วนควบคุม

ประกอบด้วยส่วนและหลักการทำงานดังที่ได้แสดงเป็น Block Diagram ในหน้าต่อไป

หน้าที่ของส่วนประกอบในการควบคุม

1. USER UNIT

ผู้ใช้จะทำหน้าที่ป้อนข้อมูล โดยดูจาก Display และป้อนคำสั่งต่างๆดังนี้

มุมองศาของข้อเข่า

ความเร็วรอบต่อนาที

ระยะเวลาในการเดินเครื่อง(นาที) หรือ จำนวนรอบ

2. MCS 51

รับข้อมูล และ แสดงข้อมูลทาง Display

เมื่อได้ข้อมูลจาก USER ก็จะนำไปคำนวณ และ ส่งข้อมูลไปยัง Board Motion Control Unit

เมื่อ Board Motion Control Unit ทำงานก็จะส่งสถานะการทำงานกลับมายัง MCS 51 เพื่อให้ MCS 51 รู้ว่าทำงานถึงส่วนไหนแล้ว ถ้าทำงานเสร็จแล้ว MCS 51 ก็จะส่งข้อมูลชุดต่อไป

3. MOTION CONTROL UNIT

รับข้อมูลจาก MCS 51 จากนั้นก็ทำการประมวลผล ส่งสัญญาณควบคุมวงจร Drive Motor

ขณะที่มอเตอร์ทำงาน Encoder ก็จะส่งสัญญาณควบคุม Feedback กลับเพื่อควบคุมมอเตอร์ และเป็น การทราบตำแหน่งของมอเตอร์

ขณะทำงานก็จะส่งสถานะไปยัง MSC 51

* เมื่อเปิดเครื่องครั้งแรก มอเตอร์จะถูกทำการเคลื่อนที่ไปยังตำแหน่งศูนย์ *

4. วงจร DRIVE MOTOR

ใช้ IC 292 เป็น IC ที่ใช้ Drive ทำการจ่ายกระแสให้กับมอเตอร์โดยได้รับสัญญาณจากชุด Control Motor เข้ามาทางขาตามวงจร

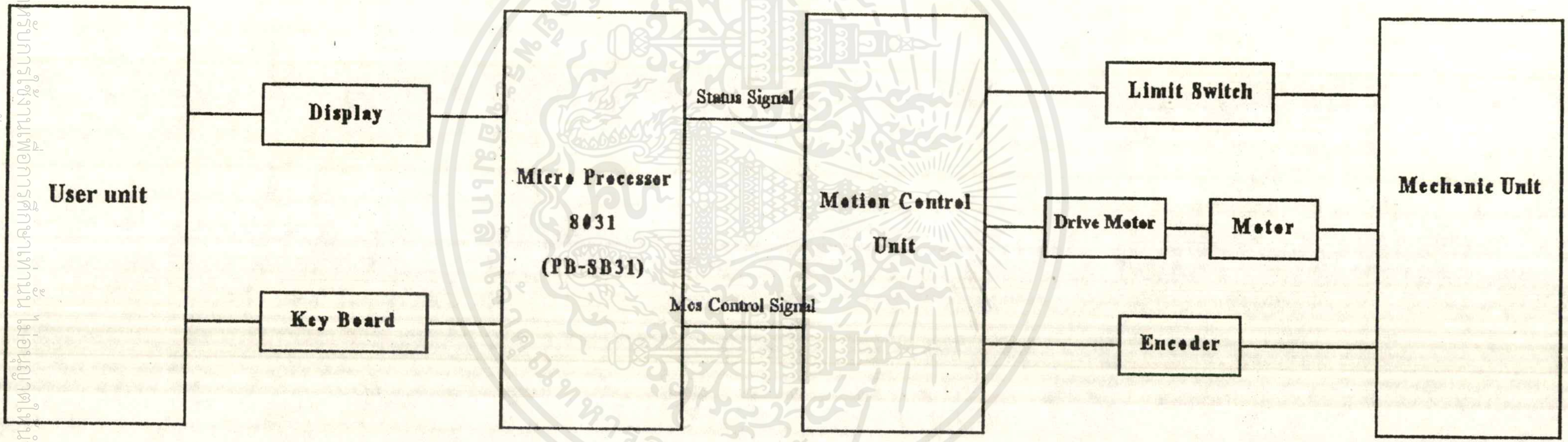
5. MOTOR

จะติดอยู่กับ Ball Screw เพื่อนำไปขับ Mechanic

ขนาดของมอเตอร์ 15 W

6. ENCODER

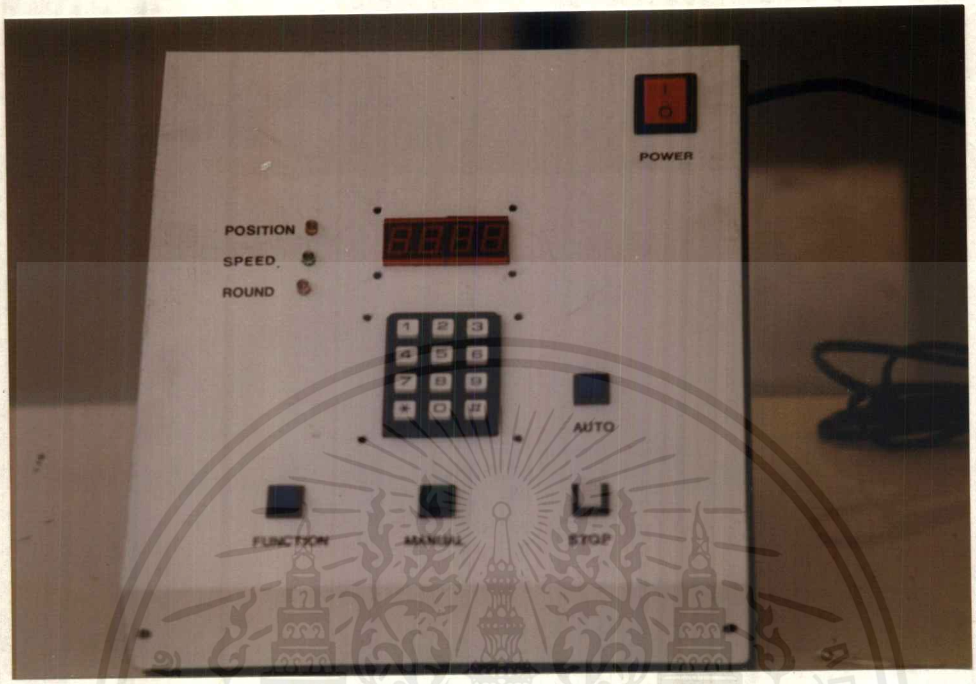
ส่งสัญญาณ Feedback กลับไปยัง Board Motion Control Unit เพื่อที่จะควบคุมตำแหน่งทิศทางและความเร็วในการเคลื่อนที่



<u>Block การทำงานของ เครื่อง Continuous Passive Motion ในส่วนของระบบไฟฟ้าใช้ควบคุมมอเตอร์</u>

3.6 วิธีการใช้งานเครื่อง CPM

ลักษณะของแผงหน้าปัดควบคุมการทำงานของเครื่องดังได้แสดงไว้ในรูปที่ 3.8



รูปที่ 3.8 แผงหน้าปัดควบคุม

การใช้งานเครื่อง Continuous Passive Motion จากรูปที่ 3.8 แสดงแผงหน้าปัดควบคุม วิธีการใช้งานมีดังนี้

1. เมื่อเปิดเครื่อง เครื่องจะวิ่งหาจุดเริ่มต้นคือจุด 180 องศา
2. ทำการเลือกตั้งค่าที่ตั้งกดกดปุ่ม SELECT โดย จะมีไฟติดที่ตำแหน่งที่จะตั้งจะมีการตั้งค่า 3 อย่างคือ 1. SPEED คือ ความเร็วหนึ่งรอบการทำงาน สามารถเลือกได้ตั้งแต่ 45 - 3600 วินาที , 2. POSITION คือองศาของข้อเข่าที่จะเคลื่อนที่ คือ จากจุดเริ่มจาก 180 (ขาตรง) ถึง ค่าที่เลือกสูงสุดที่ 45 คือ ที่มุมเข่างอเท่ากับ 45 องศา , 3. ROUND คือ จำนวนรอบการเคลื่อนที่ทั้งหมดจะสามารถเลือกในช่วงจากตั้งแต่ 0 ถึง 9999 รอบ
3. การตั้งค่าเมื่อเลือกตัวเลือก เช่น เลือกไปที่ SPEED กดค่าที่ต้องการ เช่นเลือก 100 แล้วกดเครื่องหมาย # ถ้าใส่ค่าผิดพลาดให้กด * แล้วทำการเลือกใหม่ แล้วทำการเลือกจนครบ
4. การทำงานมี 2 โหมดการทำงานคือ 1. กดปุ่ม MANUAL คือ วิ่งไปหรือกลับแล้วหยุด , 2. กดปุ่ม RUN AUTO คือจะทำงานจนครบรอบการทำงาน
5. เมื่อต้องการให้เครื่องหยุดการทำงานคือให้กดปุ่ม STOP ถ้าต้องการให้ทำงานต่อให้กดปุ่ม AUTORUN หรือ MANUAL ตามโหมดการทำงาน

3.7 วงจรและการทำงาน

จาก Block Diagram การทำงานของระบบควบคุมจะมีวงจรการทำงาน ซึ่งได้เลือกใช้ไมโครคอนโทลเลอร์ 8031 โดยวงจรการทำงาน นั้นแสดงในรูป 3.10

การกำหนด ของ Micro Controller ในการใช้งาน

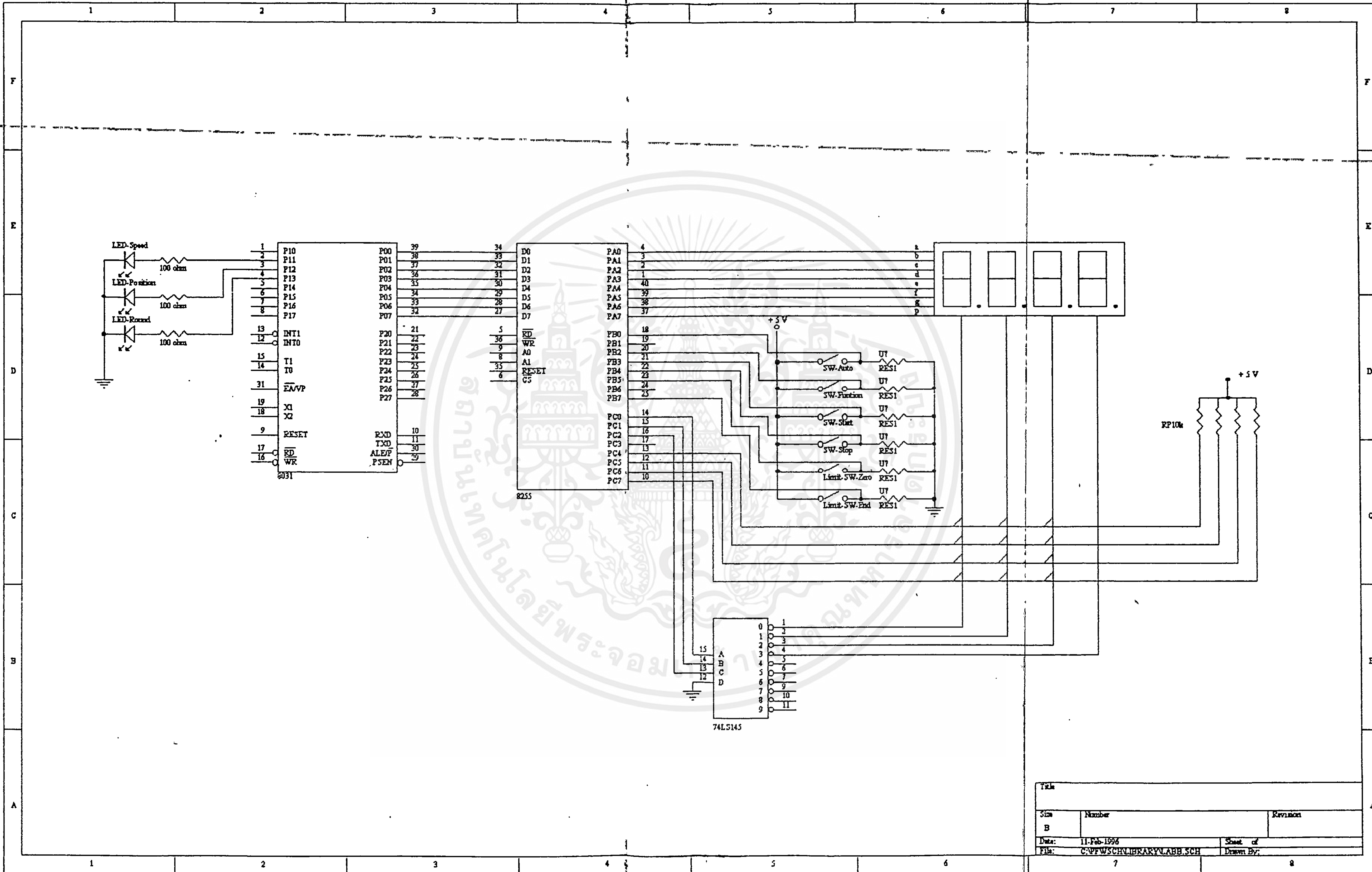
P10	เป็น LED Speed
P11	เป็น LED Position
P12	เป็น LED Round
P13	เป็น ตัว set disable กับ enable ให้กับมอเตอร์

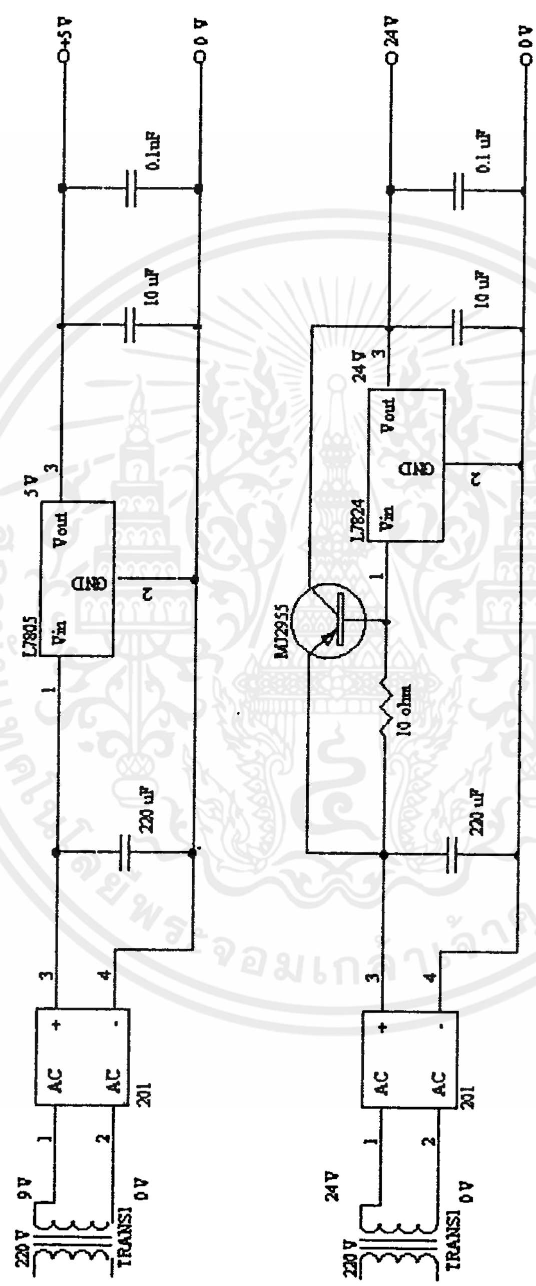
Port 0 ต่อกับ 8255 กำหนด Port 8255 ในการใช้งานดังนี้

PA0	เป็น Port output เพื่อส่งค่าที่ตำแหน่ง	a	ของ Segment
PA1	เป็น Port output เพื่อส่งค่าที่ตำแหน่ง	b	ของ Segment
PA2	เป็น Port output เพื่อส่งค่าที่ตำแหน่ง	c	ของ Segment
PA3	เป็น Port output เพื่อส่งค่าที่ตำแหน่ง	d	ของ Segment
PA4	เป็น Port output เพื่อส่งค่าที่ตำแหน่ง	e	ของ Segment
PA5	เป็น Port output เพื่อส่งค่าที่ตำแหน่ง	f	ของ Segment
PA6	เป็น Port output เพื่อส่งค่าที่ตำแหน่ง	g	ของ Segment
PA7	เป็น Port output เพื่อส่งค่าที่ตำแหน่ง	p	ของ Segment
PB0	เป็น Port output เพื่อรับค่าจาก	Switch Auto	
PB1	ไม่ได้ใช้		
PB2	เป็น Port input เพื่อรับค่าจาก	Switch Start	
PB3	เป็น Port input เพื่อรับค่าจาก	Switch Stop	
PB4	เป็น Port input เพื่อรับค่าจาก	Limit Switch Zero	
PB5	เป็น Port input เพื่อรับค่าจาก	Switch Function	
PB6	ไม่ได้ใช้		
PB7	เป็น Port input เพื่อรับค่าจาก	Limit Switch End	

วงจร Power Supply ที่ใช้ในระบบจะใช้ วง Bridge Rectifier ใช้ IC Regulate ใช้เบอร์ L7805 กับ L7824 ที่ L7824 ใช้ IC MJ2955 เพื่อขับวงจรมอเตอร์ดงแสดงในรูปที่ 3.10

ส่วนวงจร Drive Motor จะใช้ IC เบอร์ L292 สามารถดูได้จากภาคผนวก


LED-Speed
LED-Position
LED-Round
100 ohm
100 ohm
100 ohm
8031
P10 P11 P12 P13 P14 P15 P16 P17
INT1 INT0
T1 T0
EA/VP
X1 X2
RESET
RD WR
P00 P01 P02 P03 P04 P05 P06 P07
P20 P21 P22 P23 P24 P25 P26 P27
RXD TXD ALE/P PSEN
8255
D0 D1 D2 D3 D4 D5 D6 D7
RD WR A0 A1 RESET CS
PA0 PA1 PA2 PA3 PA4 PA5 PA6 PA7
PB0 PB1 PB2 PB3 PB4 PB5 PB6 PB7
PC0 PC1 PC2 PC3 PC4 PC5 PC6 PC7
+5 V
SW-Auto
SW-Funtion
SW-Start
SW-Stop
Limit-SW-Zero
Limit-SW-End
U?
RES1
a b c d e f g p
+5 V
RP10k
74LS145
A B C D
Title
Size
B
Number
Revision
Date:
11-Feb-1996
Sheet of
File:
C:\PFWSCH\LIBRARY\LABB.SCH
Drawn By:



วงจร SUPPLY 24V และ 5 V

บทที่ 4 การทดลองและการแสดงผล

วัตถุประสงค์

1. เพื่อตรวจสอบระยะทางในการเคลื่อนที่ว่าถูกต้องตามที่ได้ออกแบบไว้หรือไม่
2. เพื่อตรวจสอบความเร็วหรือระยะเวลาในการเคลื่อนที่ว่าถูกต้องหรือไม่
3. เพื่อตรวจสอบข้อบกพร่องหรือข้อด้อยต่างๆ เพื่อนำไปเป็นข้อมูลในการพัฒนาในรุ่นต่อไป

เครื่องมือและอุปกรณ์ในการทดลอง

1. เครื่อง Continuous Passive Motion
2. ชุด Motion Control
3. ชุดควบคุมและติดต่อ
4. นาฬิกาจับเวลา
5. ไม้บรรทัด

4.1 การทดลองระยะการเคลื่อนที่ของตัวเครื่อง CPM

โดยจะวัดจากระยะการเคลื่อนที่ของ Ball Screw ซึ่งจะนำค่าที่ได้มาเปรียบเทียบกับค่าที่คำนวณได้ การวัดโดยจะสุ่มค่าระยะทางครั้งละ 5 องศาและใช้ความเร็วในการเคลื่อนที่เท่ากับ 45 วินาที ต่อรอบ ในการทดลอง

ระยะทางการเคลื่อนที่ของ Ball Screw ต่อมุมองศาที่เปลี่ยนไป					
องศา	ค่าจากการคำนวณ	ค่าจากการวัด	องศา	ค่าจากการคำนวณ	ค่าจากการวัด
45	34.43	34.6	120	16.69	16.45
50	33.61	33.3	125	15.26	15
55	32.72	32.9	130	13.82	13.65
60	31.77	31.95	135	12.38	12.15
65	30.75	30.5	140	10.95	10.7
70	29.68	29.85	145	9.51	9.3
75	28.56	28.65	150	8.09	7.85
80	27.38	27.25	155	6.69	6.5
85	26.16	26.05	160	5.30	5
90	24.90	24.75	165	3.93	3.65

95	23.60	23.45	170	2.59	2.3
100	22.27	22.1	175	1.28	1.05
105	20.91	20.75	180	0	0
110	19.52	19.8			
115	18.12	17.9			

4.2 การทดลองความเร็วในการเคลื่อนที่ของเครื่อง CPM

ความเร็วในการทดลองจะทดลองจากค่าที่ 45 วินาทีต่อรอบเนื่องจากสาเหตุที่ว่า 1 รอบ ของ 3600 วินาที เท่ากับ 1 ชั่วโมง ซึ่งจะเป็นการยากลำบากในการคำนวณมาก โดยการทดลองนี้เพื่อทดลองว่าช่วงระยะการเคลื่อนที่แต่ละระยะทางองศา นั้นมีค่าเวลาใกล้เคียงกับที่กำหนดเท่าไร

ความเร็วในการเคลื่อนที่ ต่อรอบ ต่อระยะทางที่เปลี่ยนไป (45 วินาที)			
องศา	เวลาที่ได้จากการจับเวลา	องศา	เวลาที่ได้จากการจับเวลา
45	47	120	46
50	47	125	46
55	47	130	47
60	48	135	47
65	48	140	48
70	48	145	48
75	48	150	48
80	48	155	48
85	48	160	48
90	47	165	47
95	47	170	46
100	47	175	42
105	47	180	0 (ไม่ เคลื่อนที่)
110	47		
115	46		

4.3 การทดลองการทำงานในส่วนอื่นๆ

1. จำนวนรอบการเคลื่อนที่จากการทดลองสามารถเคลื่อนที่ ครบตามจำนวนรอบที่ตั้งไว้จริงตามที่ได้ตั้งไว้
2. การทดสอบ Limit Switch สามารถทำงานได้จริงคือ เมื่อใช้มือกด Limit Switch ทั้งสองด้าน คือ เมื่อกด Limit Switch มอเตอร์ก็จะหยุดการทำงานทันที
3. การปรับเปลี่ยนความยาวของของขาสามารถทำได้ตามที่กำหนด

บทที่ 5

สรุปผลการทดลองและอุปสรรค

5.1 สรุปผลการทดลอง

5.1.1 ระยะการเคลื่อนที่ของเครื่อง CPM มีความผิดพลาดเนื่องจาก ที่ระยะการเคลื่อนที่น้อยๆนั้นจะทำ ให้มีแรงตกตกลงมาที่คานส่งกำลังทำให้ระยะการเคลื่อนที่ น้อยกว่าที่คำนวณไว้เกิดจากระยะคลอนของ Ball Screw ระยะการเคลื่อนที่ไปถึงจุดที่ได้เปรียบทางกล จะทำให้ระยะการเคลื่อนที่ นั้นมากกว่าที่คำนวณไว้ และ ความผิดพลาดเนื่องจากวิธีการวัด เพราะว่าเครื่องมือวัดที่ใช้มีความละเอียดต่ำ

5.1.2 ความเร็วหรือระยะเวลาในการเคลื่อนที่นั้น ได้ออกแบบไว้โดยค่าตัวเลขที่ใส่นั้นเป็นตัวอย่างเช่น ตั้งความเร็วไว้ที่ 100 วินาที องศาการเคลื่อนที่เท่ากับ 100 คือ ระยะเวลาการเคลื่อนที่จากมุม 180 - 100 ไปกลับจะใช้ระยะเวลา 100 วินาที แต่ถ้าระยะทางลดลงความเร็วก็จะลดลงเช่นกัน เพราะฉะนั้นระยะเวลาการเคลื่อนที่ก็จะเท่าเดิม เช่น ตั้งความเร็วไว้ที่ 100 วินาที องศาการเคลื่อนที่เท่ากับ 45 ระยะเวลาการเคลื่อนที่จากมุม 180 - 45 ไปกลับจะใช้ระยะเวลา 100 วินาที

จากการวัดความเร็วต่อเวลา ค่าที่ได้นั้นมีความผิดพลาดอยู่บ้างเนื่องจากสาเหตุสองประการคือ

1. ขณะที่เครื่องนั้นเคลื่อนที่ นั้นเปลี่ยนทิศทาง ช่วงการเปลี่ยนทิศทางนั้นเครื่องจะหยุดแล้วค่อยเคลื่อนที่ต่อ เพื่อเป็นการป้องกันแผลของผู้ป่วยจะฉีกขาดขึ้นมาอีก
2. ระยะทางการเคลื่อนที่ของ Ball Screw ต่อมุม องศานั้นลักษณะการเคลื่อนที่ไม่เป็นสัดส่วนกันซึ่งข้อบกพร่องตรงนี้ ได้ทำการแก้ไขแล้วแต่ก็ยังมีข้อผิดพลาดอยู่บ้าง

5.1.3 จากการทดลองการเคลื่อนที่และการทำงานต่างมีลักษณะเป็นอย่างไร พบว่ามีข้อบกพร่องต่างๆดังนี้ ซึ่งสามารถ ใช้เป็นแนวทางในการพัฒนาต่อไปได้

1. จากการสังเกตุพบว่าการเคลื่อนที่ของ เครื่องนั้นจะมีการติดขัดอยู่บ้างเนื่องจากจุดหมุนส่วนของปลายเท้า กับตัวลูกปืนสไลด์นั้นมีจุดหมุนนั้นจะเยื้องกันทำให้การเคลื่อนที่ ติดขัดบ้าง
2. มีลักษณะของการเคลื่อนที่ของมอเตอร์นั้นมีเสียงดัง
3. ลักษณะการออกแบบชิ้นส่วนนั้นมีมากเกินไปซึ่งชิ้นส่วนยิ่งมากเท่าไหร่ ก็จะยิ่งเกิด error มากขึ้นเท่านั้น
4. น้ำหนักของตัวเครื่องนั้นมีน้ำหนักมากทำให้เคลื่อนย้ายค่อนข้างลำบาก
5. ลักษณะของตัวเครื่องไม่ได้อยู่ในชุดเดียวกันทำให้ขนย้ายลำบาก

6. ต้นทุนในการสร้างนั้นยังมีราคาที่สูงอยู่เนื่องจากวัสดุมีราคาแพง และมีความซับซ้อน

5.2 ปัญหาและอุปสรรคทางกล แบ่งออกเป็น 2 ระยะคือ

5.2.1 ปัญหาในระยะของการออกแบบโครงสร้างโดยรวม คือขั้นตอนการออกแบบที่คิดว่าจะใช้โครงสร้าง อย่างไรเครื่องจะมีรูปแบบอย่างไร โดยปัญหาต่างพอจะสรุปได้ดังนี้คือ

1. ปัญหาในเรื่องของข้อมูล คือเนื่องจากผู้ออกแบบไม่มีความรู้ในเรื่องของการแพทย์ ในส่วนนี้เลยจึงทำให้ต้องไปหาข้อมูลตามห้องสมุดคณะแพทย์และพยาบาลตามหาวิทยาลัยต่างๆ ซึ่งเมื่อไปหาดูพบว่าข้อมูลส่วนใหญ่ก็จะเป็นหนังสือของต่างประเทศ ซึ่งยากลำบากในการทำงาน , การติดต่อขอข้อมูลความรู้ จากแพทย์ ตามโรงพยาบาลต่างๆ ขอดูเครื่องบ้าง หรือ ลักษณะของเครื่องต่างๆตามหลักการแพทย์ ซึ่งการรวบรวมข้อมูลนั้นใช้ เวลาค่อนข้างมาก
2. ปัญหาในการออกแบบรูปร่าง ซึ่งการทำงานในส่วนนี้ใช้เวลามากที่สุดเนื่องจากผู้ออกแบบนั้นไม่ได้ศึกษาทางเครื่องกลมา โดยตรง การออกแบบจึงเป็นการออกแบบครั้งแรก ซึ่งจากข้อมูลที่ได้ค้นคว้ามานั้นนำมาออกแบบ โดย การออกแบบนี้เป็นการออกแบบจากข้อมูลทาง การแพทย์ซึ่งจะต้องอาศัยจินตนาการสูง เมื่อคิดรูปแบบการเคลื่อนไหวได้ก็จะนำไปคำนวณ และปรึกษากับ อาจารย์ที่ปรึกษา ระยะเวลาในช่วงนี้กินเวลามาก
3. เมื่อออกแบบ โครงสร้างหลักได้แล้วก็ทำการออกแบบชิ้นส่วนต่างๆให้เป็นไปตามที่ได้ออกแบบไว้ ซึ่งจะต้องคำนึงถึงตัวแปรหลายอย่างเช่น ความยากง่ายในการสร้าง , น้ำหนัก , การเคลื่อนที่ , ความแข็งแรง , ความสวยงาม , วัสดุที่มีในท้องตลาด , คุณสมบัติของวัสดุ , ต้นทุนในการสร้าง เป็นต้น

5.2.2 ปัญหาในการสร้างและการประกอบ

1. เมื่อออกแบบแล้วก็ทำการสร้าง โดยใช้เครื่อง กัด กับเครื่อง CNC การทำงานในส่วนนี้ต้องมีความรู้เรื่องเครื่องมือ และการใช้งานเครื่องจักรต่างๆ การทำงานนั้นจึงมีความผิดพลาด มีของเสียค่อนข้างมาก
2. การทำงานกับเครื่อง CNC นั้นพบว่าลักษณะ Mechanics ที่ออกแบบไว้ไม่มี Tool จึงเสียเวลาในการทำงาน

เมื่อทำงานไปได้ระยะหนึ่ง พบว่าแบบที่ออกแบบไว้นั้นใช้บางชิ้ใช้ไม่ได้จึงต้องทำใหม่ ซึ่งการเป็นผลทำให้ Material ไม่พอทำให้เสียเวลา

ในขั้นตอนในการประกอบ พบว่าขนาดของชิ้นส่วนบางชิ้นใช้ไม่ได้เนื่องจากการแก้แบบทำให้ต้องทำใหม่ และยังพบว่าโครงสร้างยังไม่แข็งแรง ทำให้ต้องออกแบบในส่วนที่เพิ่มความแข็งแรงเพิ่มไปอีก

5.3 ปัญหาในส่วนของระบบควบคุมการทำงานของมอเตอร์

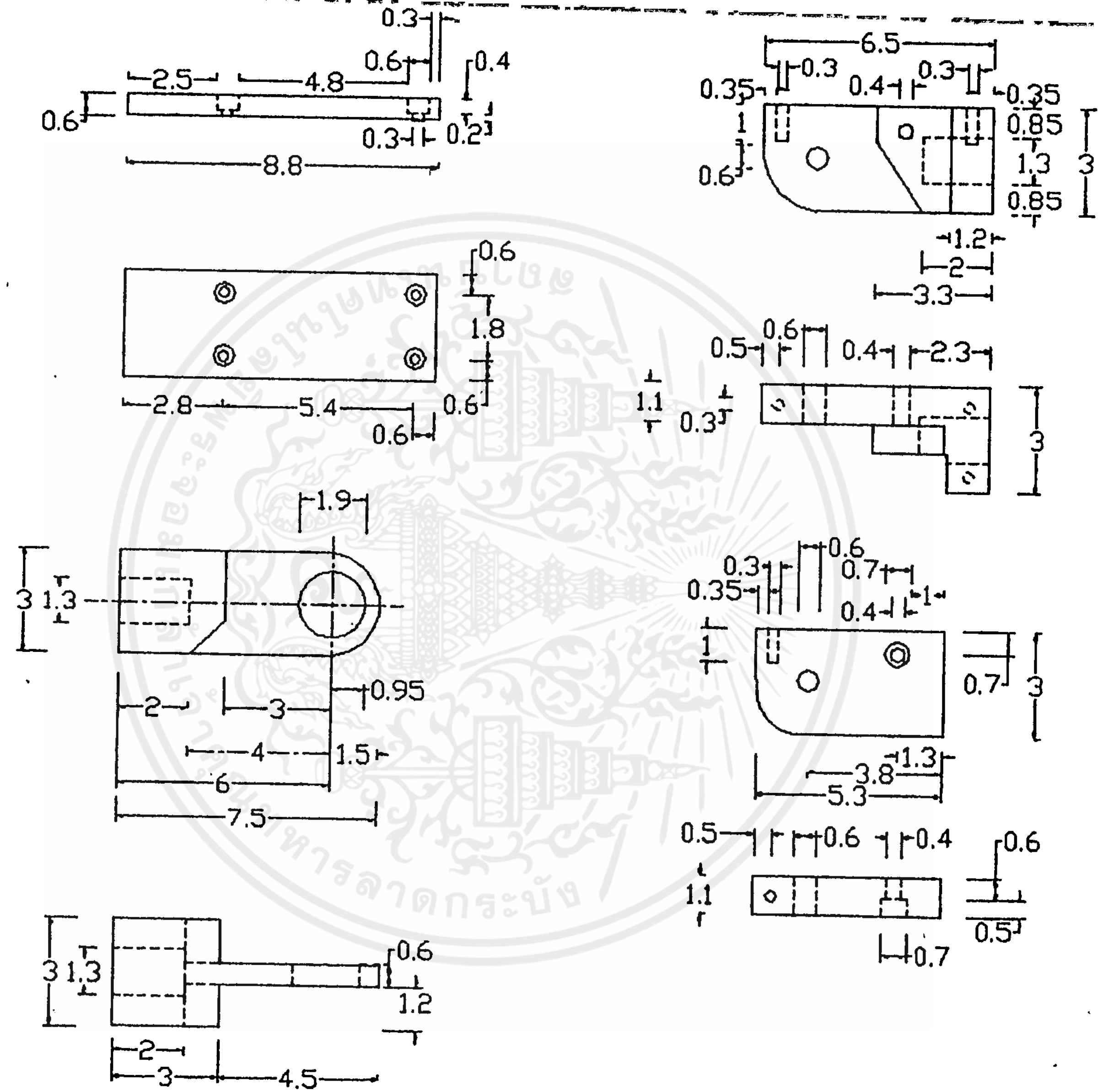
มอเตอร์นั้นเป็นหัวใจของการของเครื่อง คือ ทำหน้าที่เปลี่ยนพลังงานไฟฟ้าเป็นพลังงานกล การควบคุมทำงานนั้นมี 3 ส่วนด้วยกันคือ MCS 51 บอร์ดควบคุมมอเตอร์ มอเตอร์ ปัญหาต่างๆมีดังนี้

1. การติดต่อระหว่างบอร์ดควบคุมมอเตอร์ กับ ชุด Micro Controller
2. การใช้ Software Compiler C 51 ซึ่ง Version ที่ใช้นั้นเป็นแบบทดลองใช้งานจะกำหนดขนาดให้เขียนได้ไม่เกิน 4 Kbytes

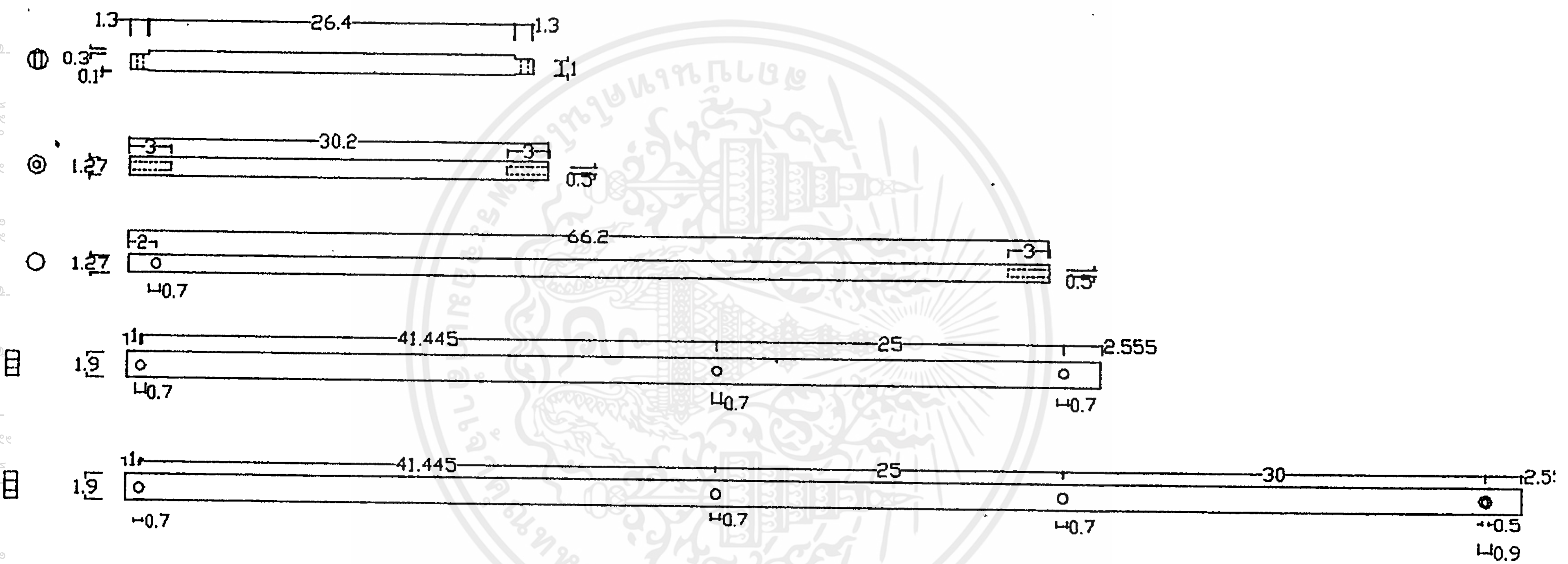
5.4 ข้อเสนอแนะและแนวทางการพัฒนา

1. ควรจะทำการปรับปรุงในส่วนของ Mechanics ให้มีความแข็งแรงมากกว่านี้ เช่น ลด Side Lode
2. ควรจะทำการปรับปรุงในส่วน Mechanics ให้มีลักษณะน่าใช้มากกว่าขึ้น
3. ควรจะทำการปรับปรุงในส่วน Mechanics ให้ชิ้นส่วนนั้นสร้างได้ง่ายกว่าเครื่องต้นแบบ
4. ควรจะทำการปรับปรุงในส่วน Mechanics ส่วนที่ทำให้ Mechanics เคลื่อนที่ให้มีการได้เปรียบเชิงกลมากกว่านี้
5. ควรจะทำการปรับปรุงในส่วน ระบบควบคุมมอเตอร์นั้นอยู่ภายในชุดเดียวกัน
6. ควรจะทำการปรับปรุงในส่วนให้เครื่องนั้นเป็นชิ้นเดียวกันเพื่อความสะดวกในการใช้งาน
7. ควรจะทำการปรับปรุงในส่วนการใช้งานให้มีความยืดหยุ่น คือการใช้งานง่ายและมีความยืดหยุ่นสูง

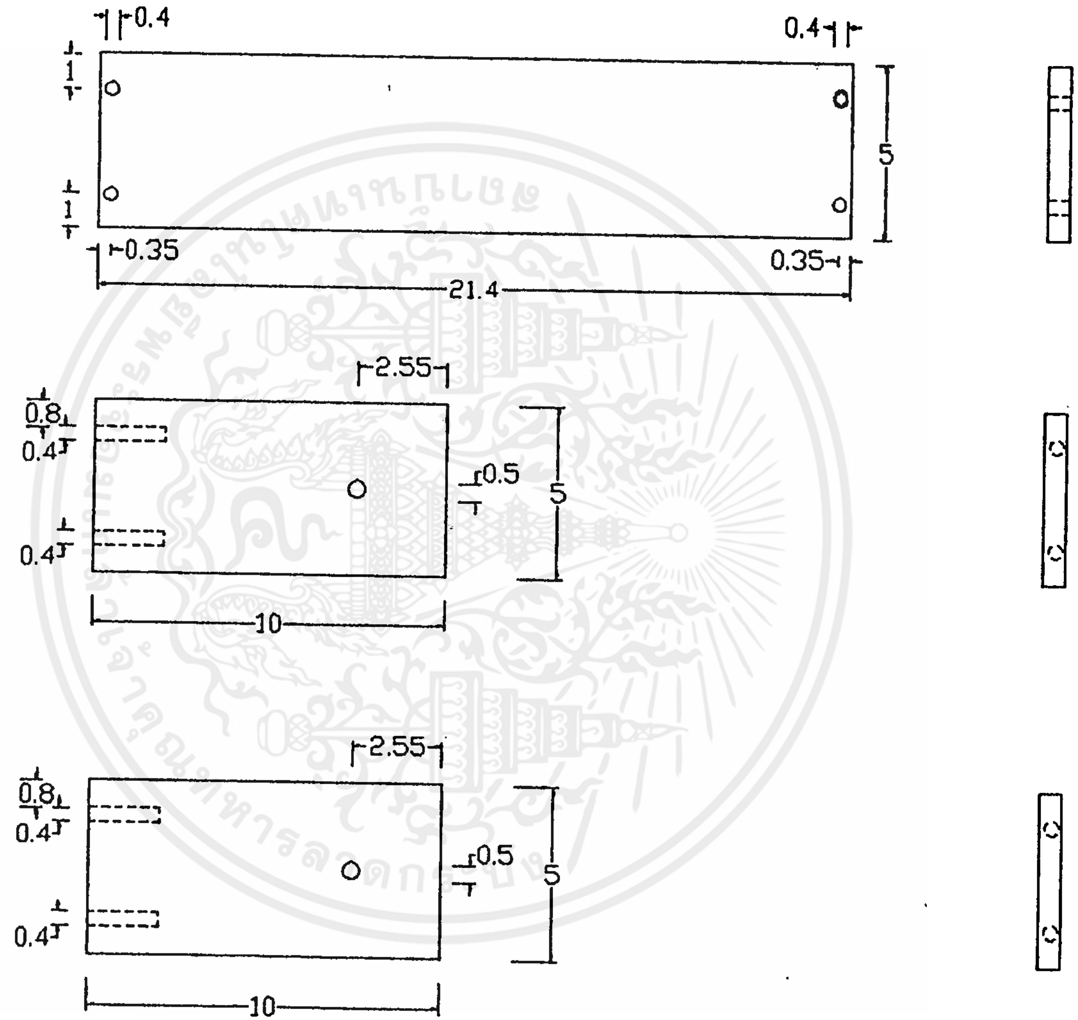
ภาคผนวก



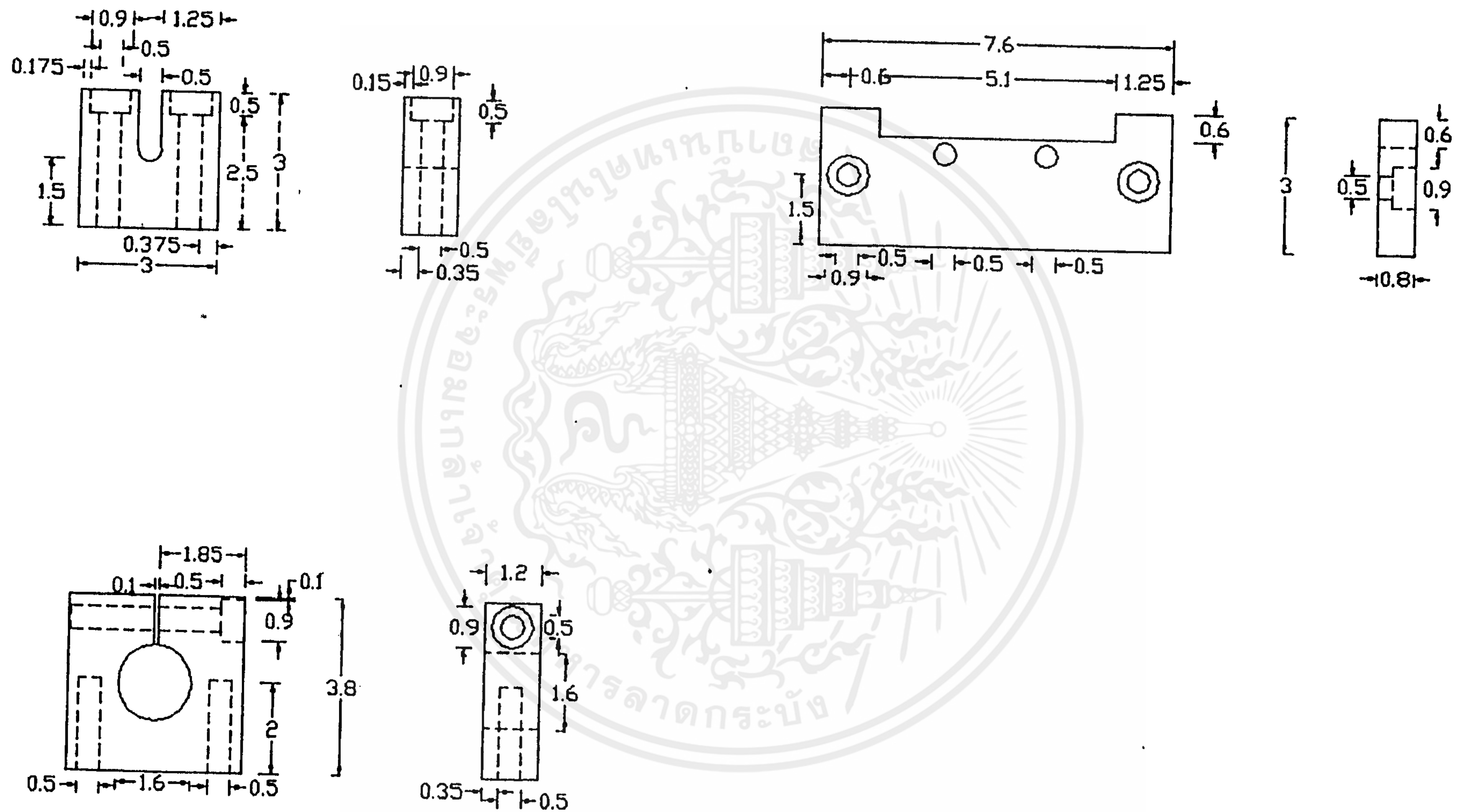
1. ส่วนประกอบของข้อต่อหัวเป่า



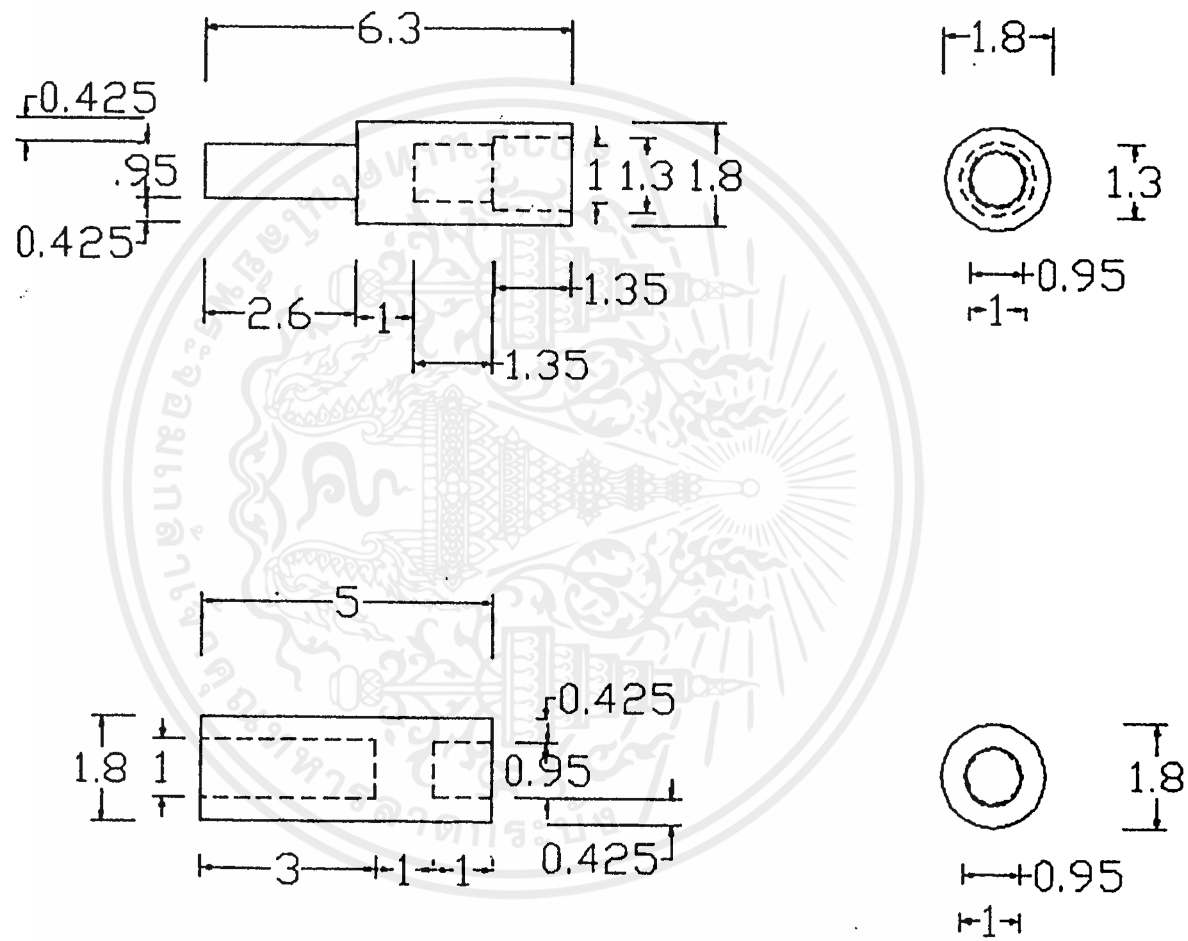
2. คานส่วนต่างๆ



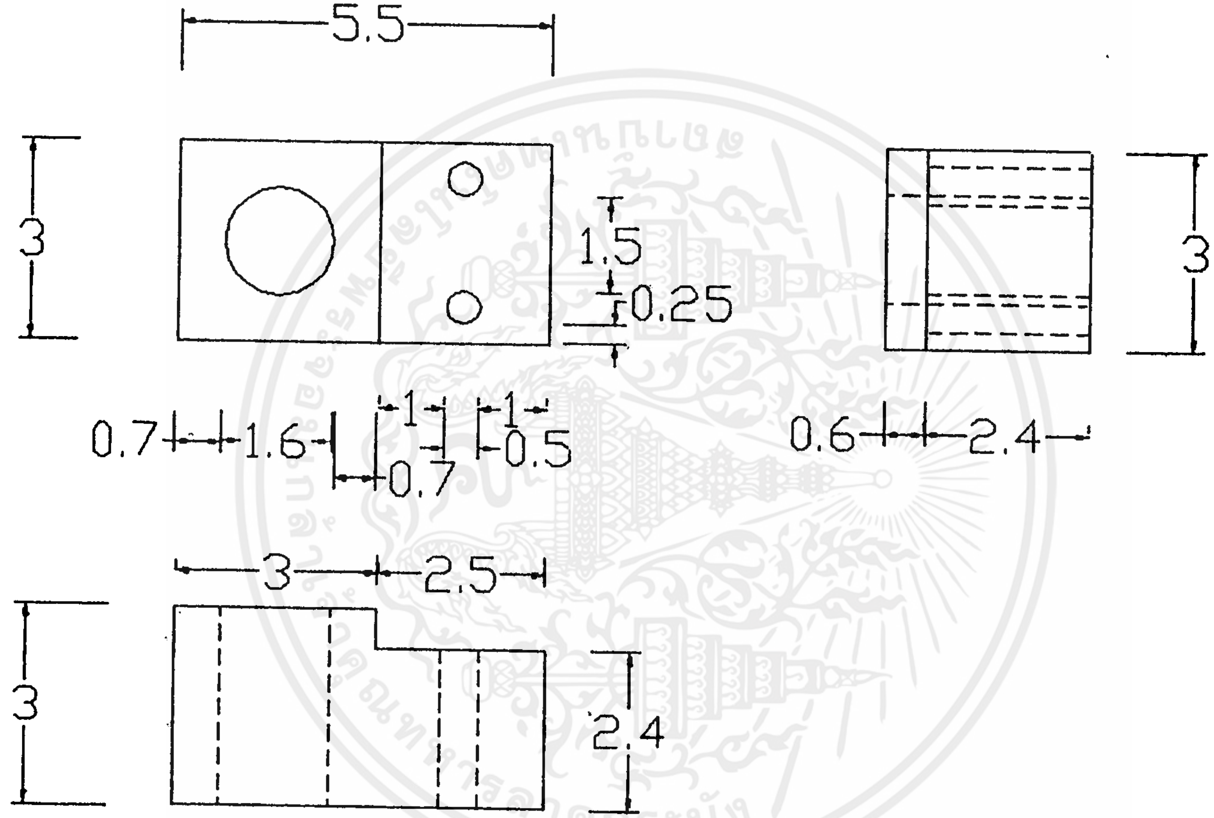
3. ส่วนประกอบยึดติดส่วนต้นขา



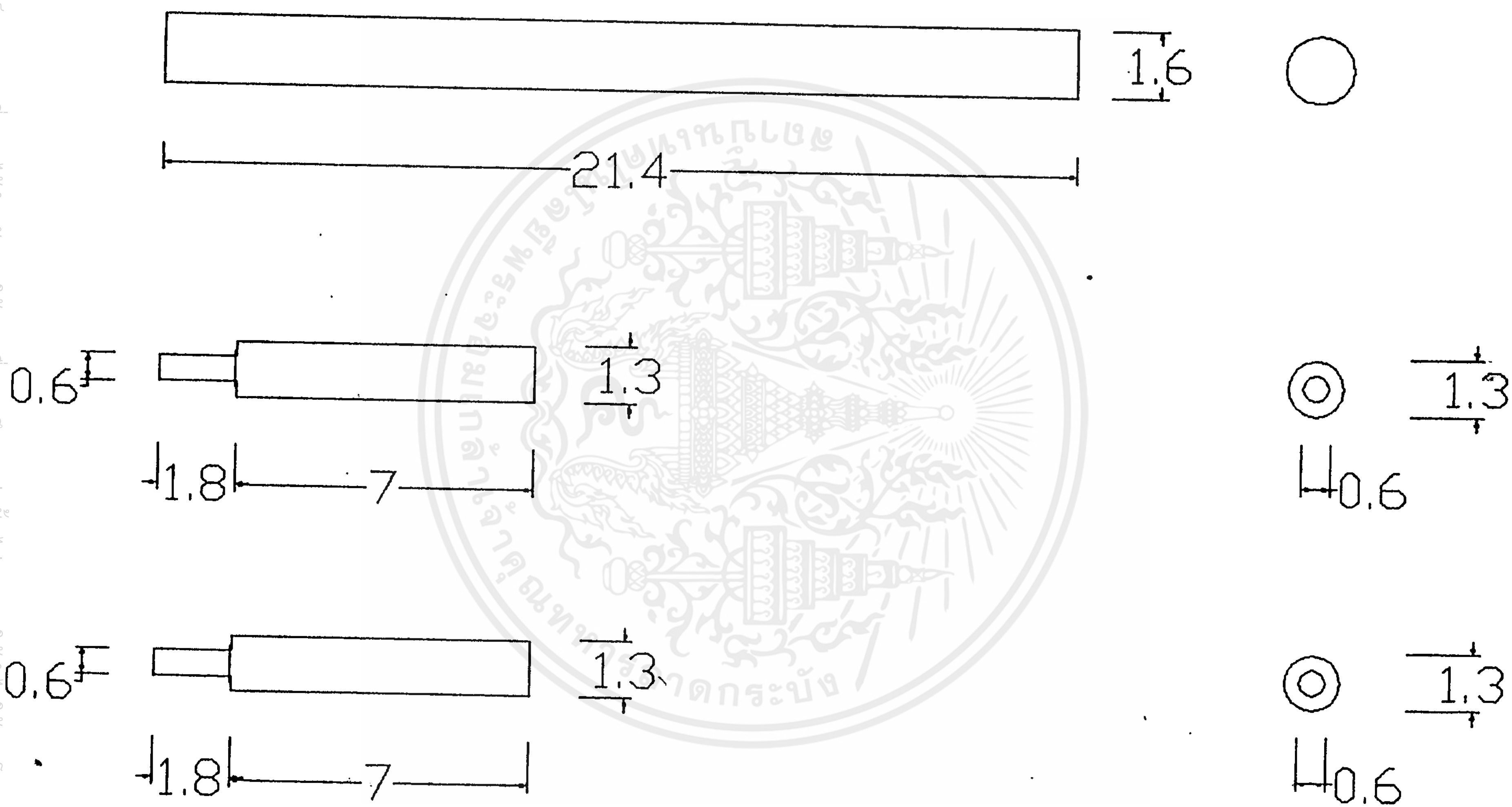
4. ส่วนประกอบยึดติดส่วนต้นขา และยึดเพลา Slide



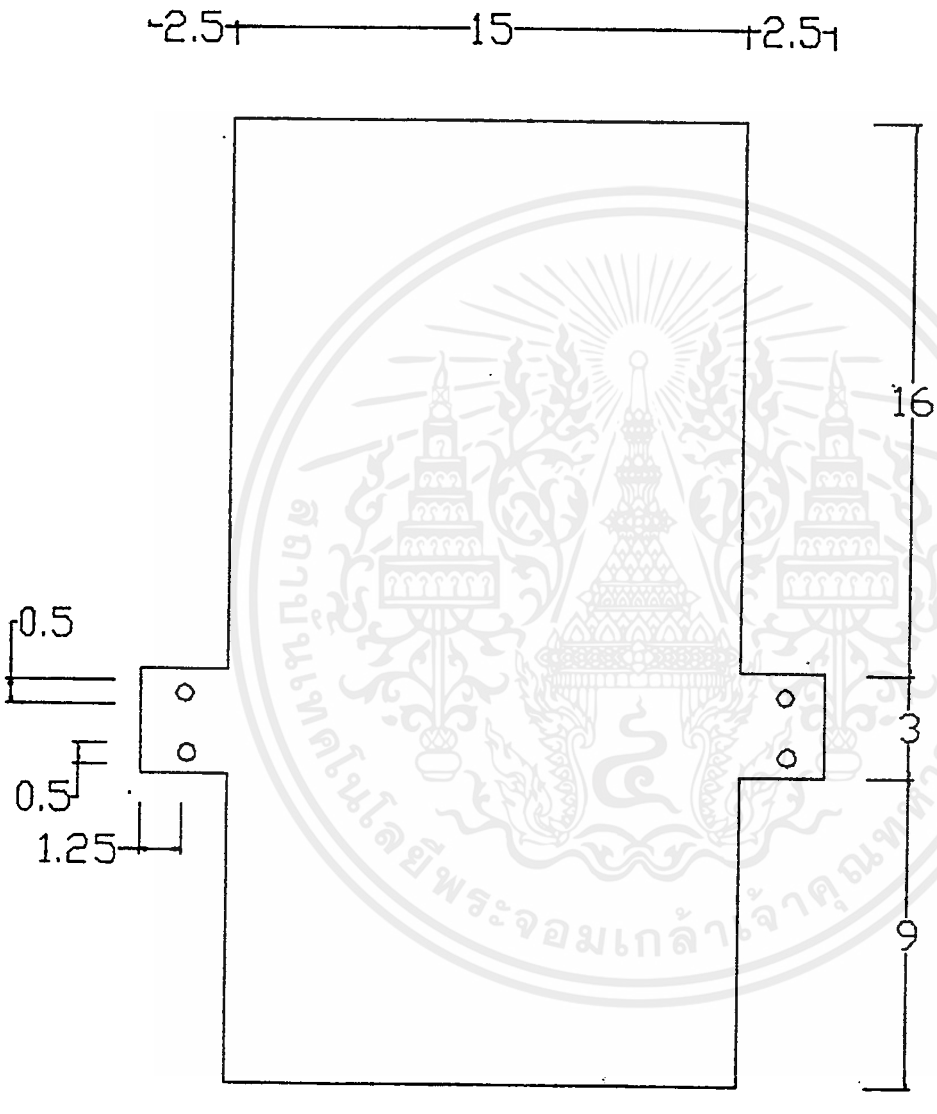
5. ส่วนประกอบตัว Coupling Ball screw



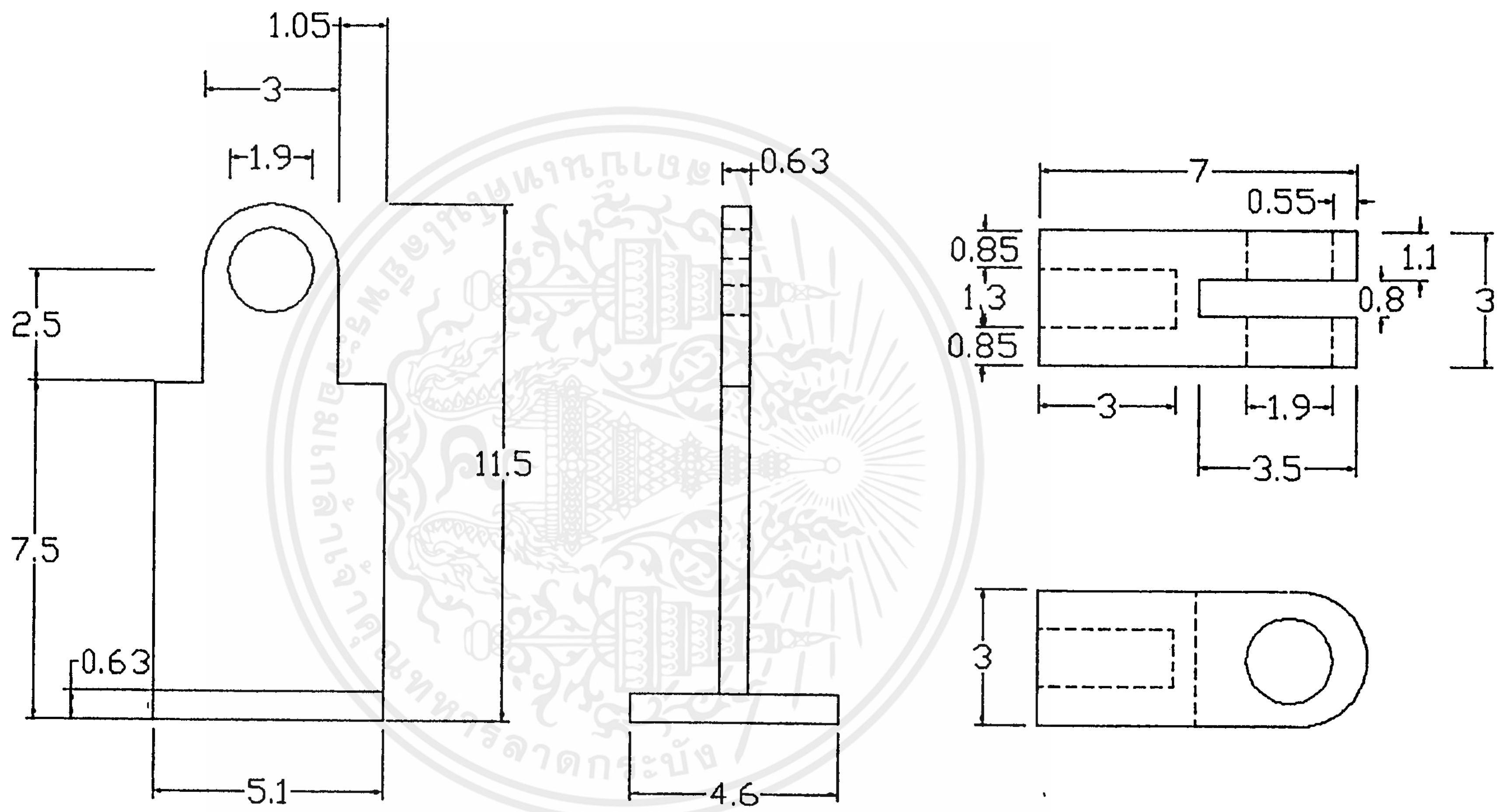
6. ส่วนประกอบตัวยึดชุดรองปลายเท้า



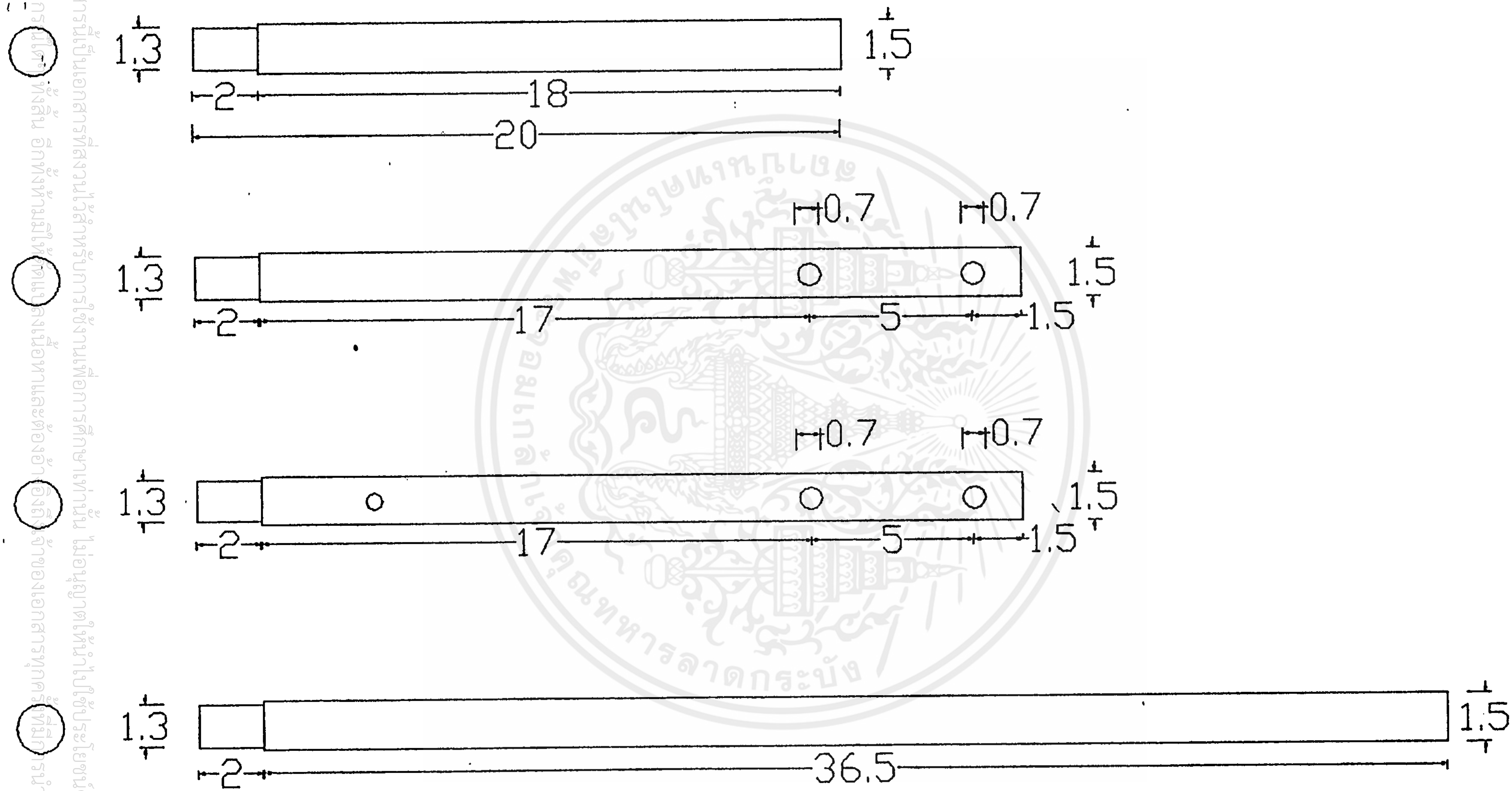
7. ส่วนประกอบตัวยึดชุดรองปลายเท้ากับเพลา



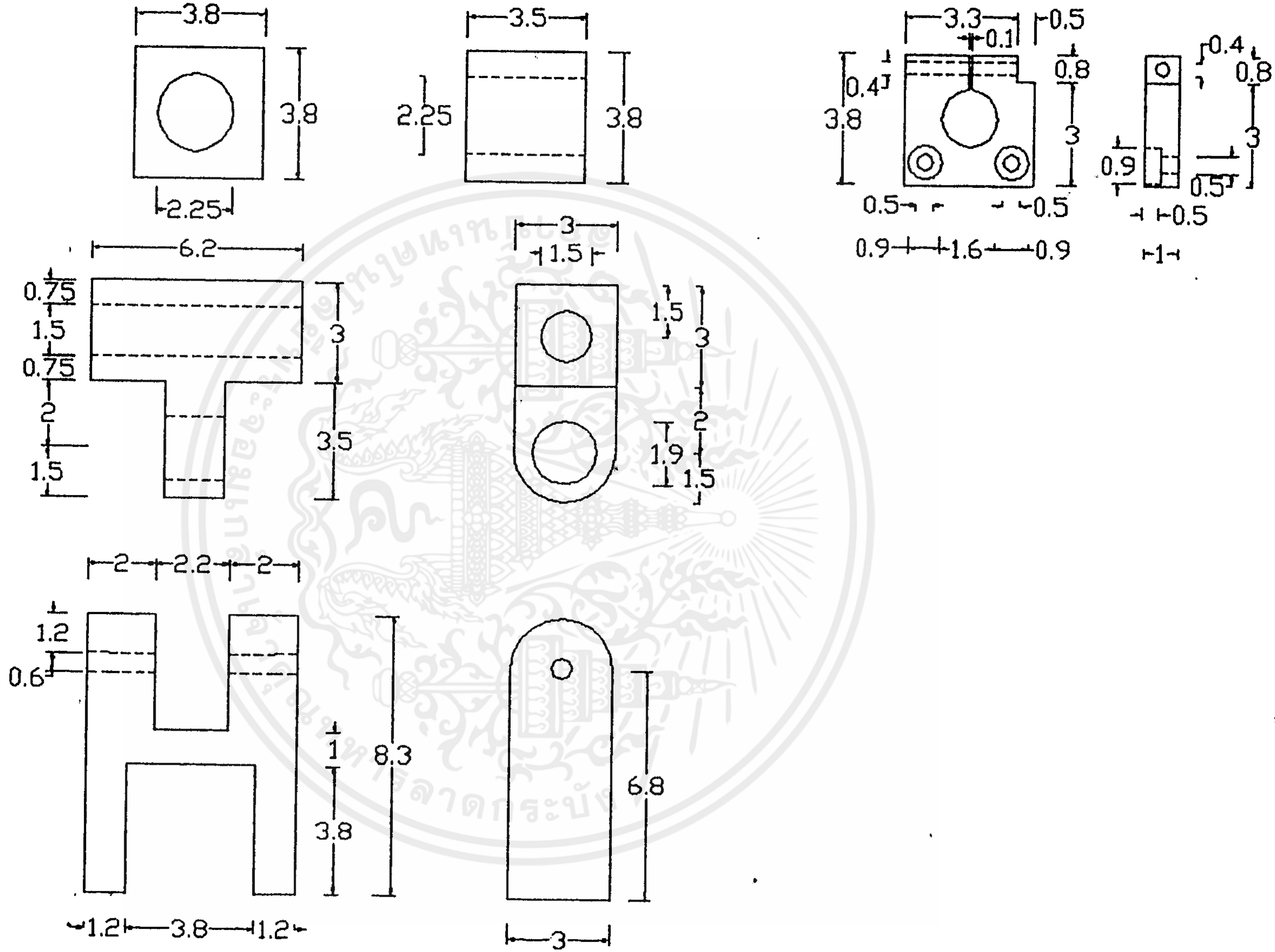
8. ส่วนประกอบชุดครอบปลายเท้า



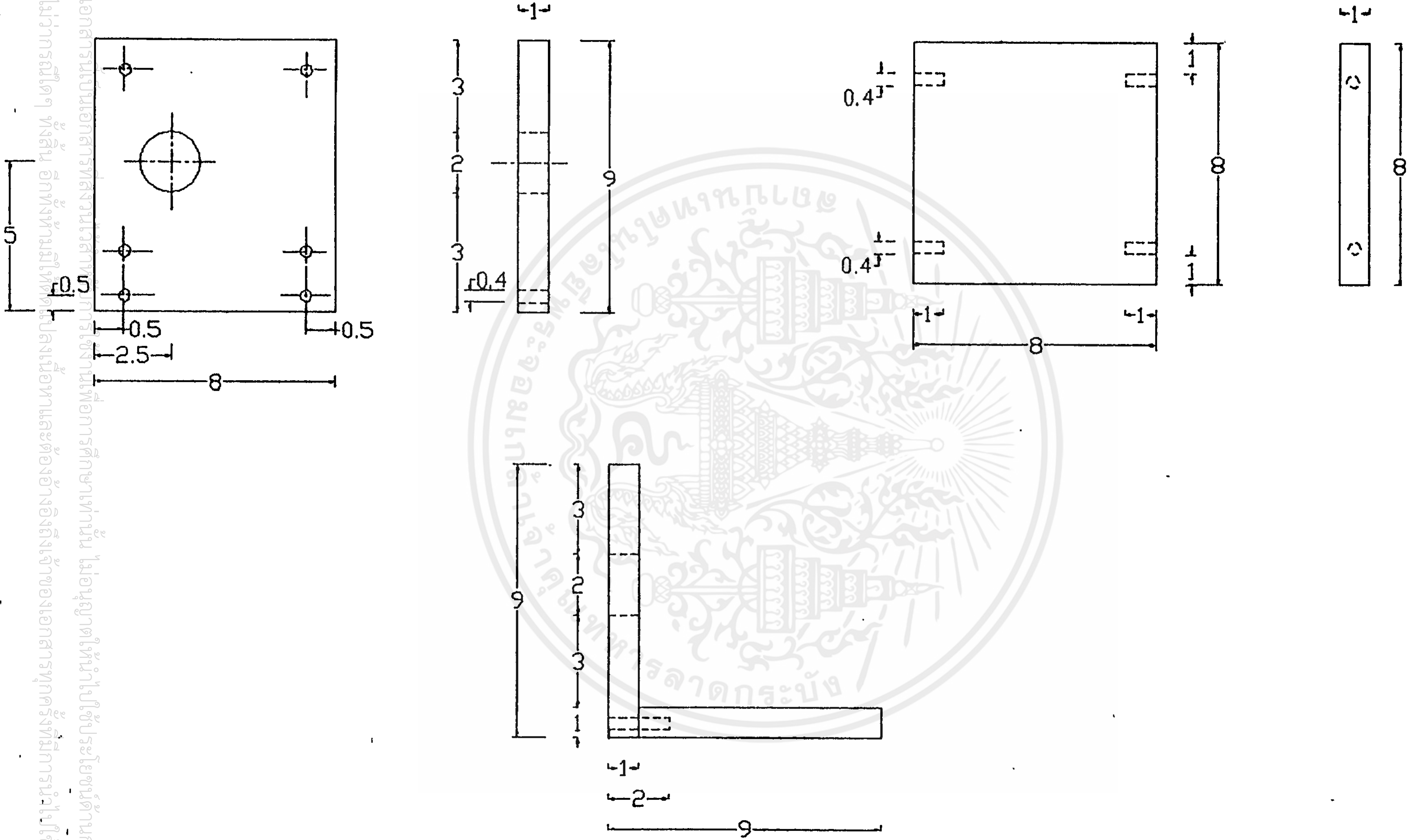
9. ส่วนประกอบชุดยึดฐานกับคาน



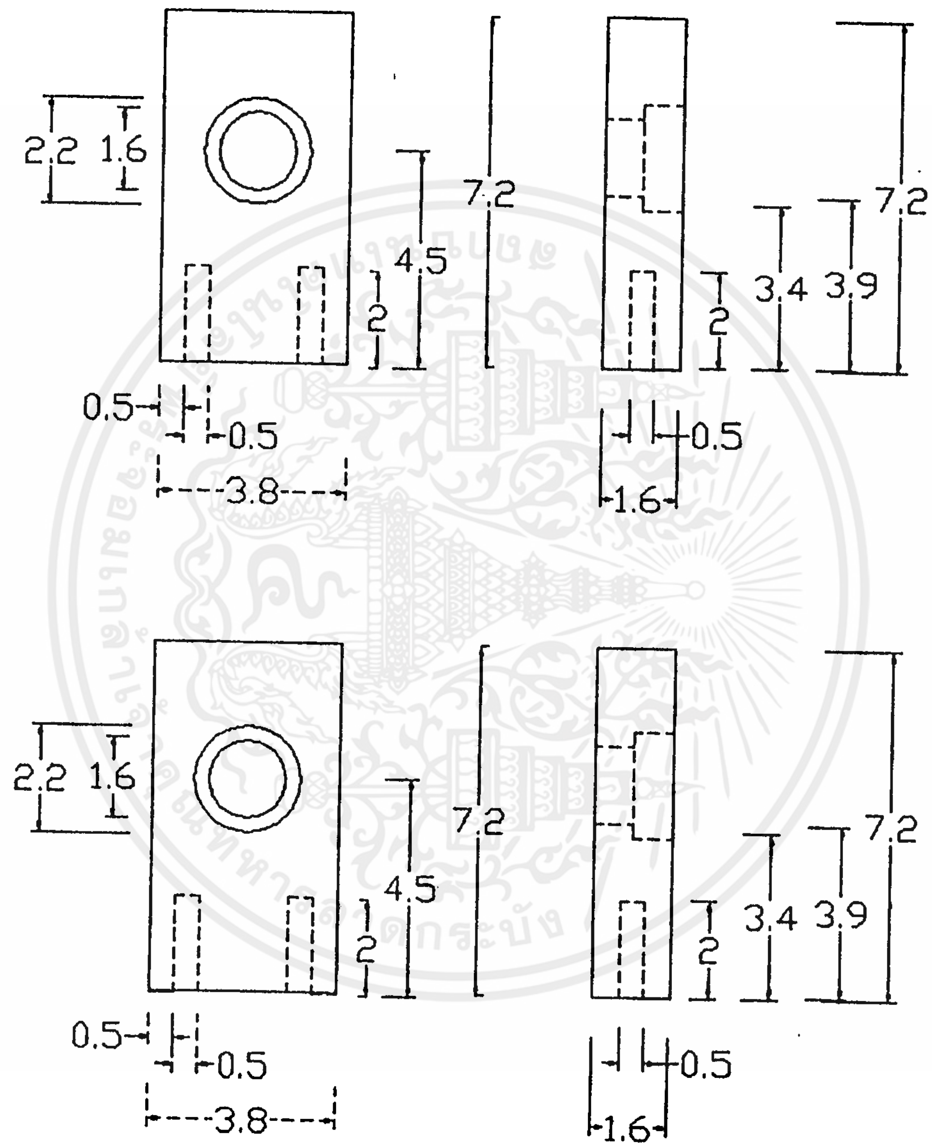
10. ส่วนประกอบชุดตัวยึดต้นขากับปลายขา



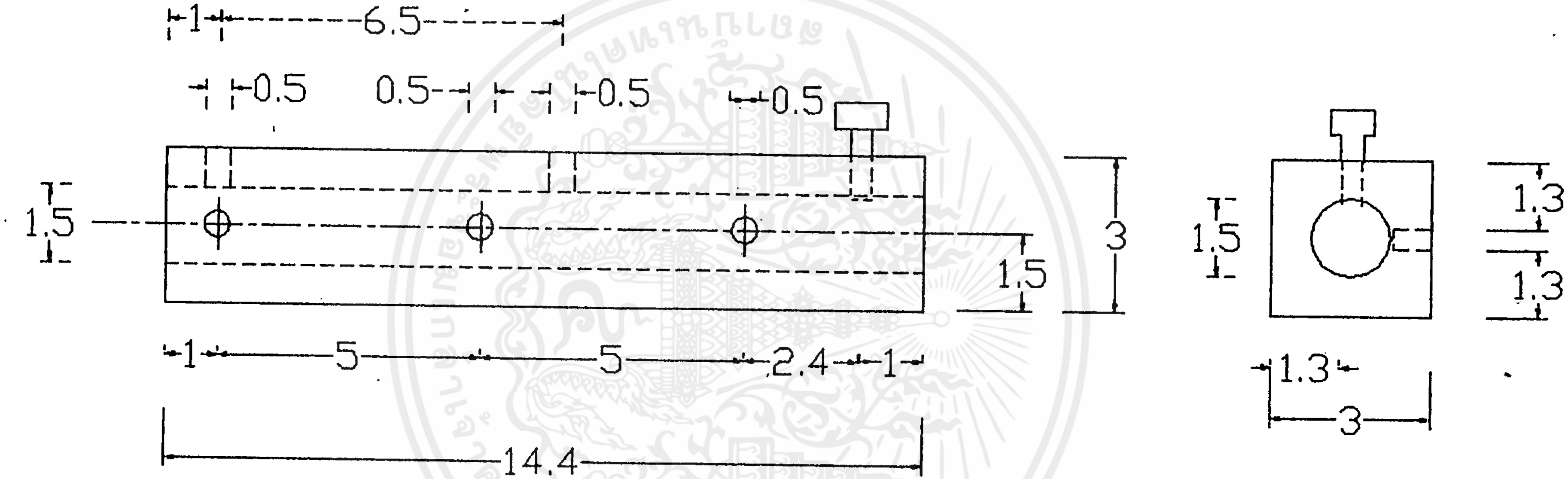
11. ส่วนประกอบชุดขับดัน Mechanic



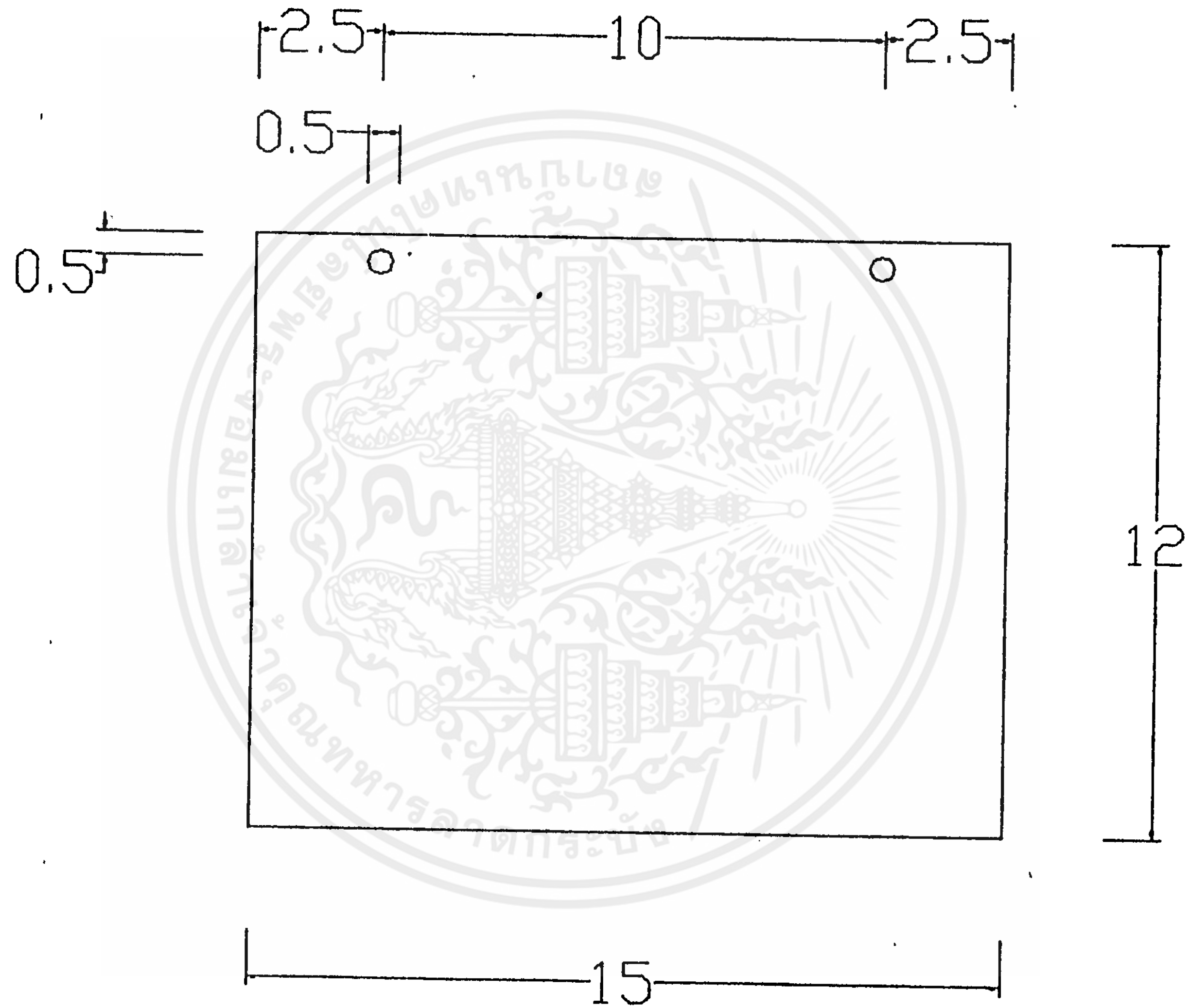
12. ส่วนประกอบตัวยึดมอเตอร์



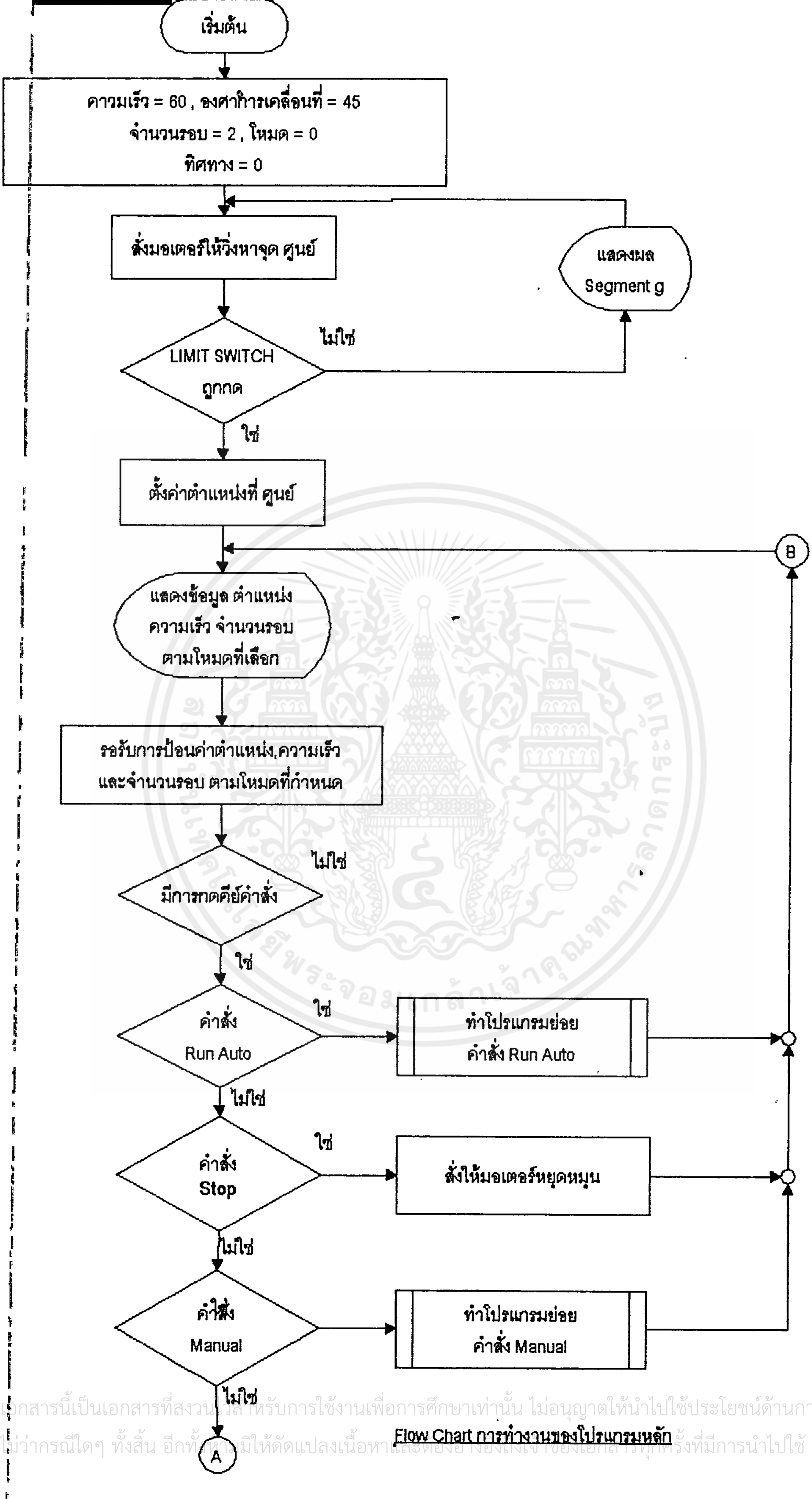
13. ส่วนประกอบยึด Ball Screw



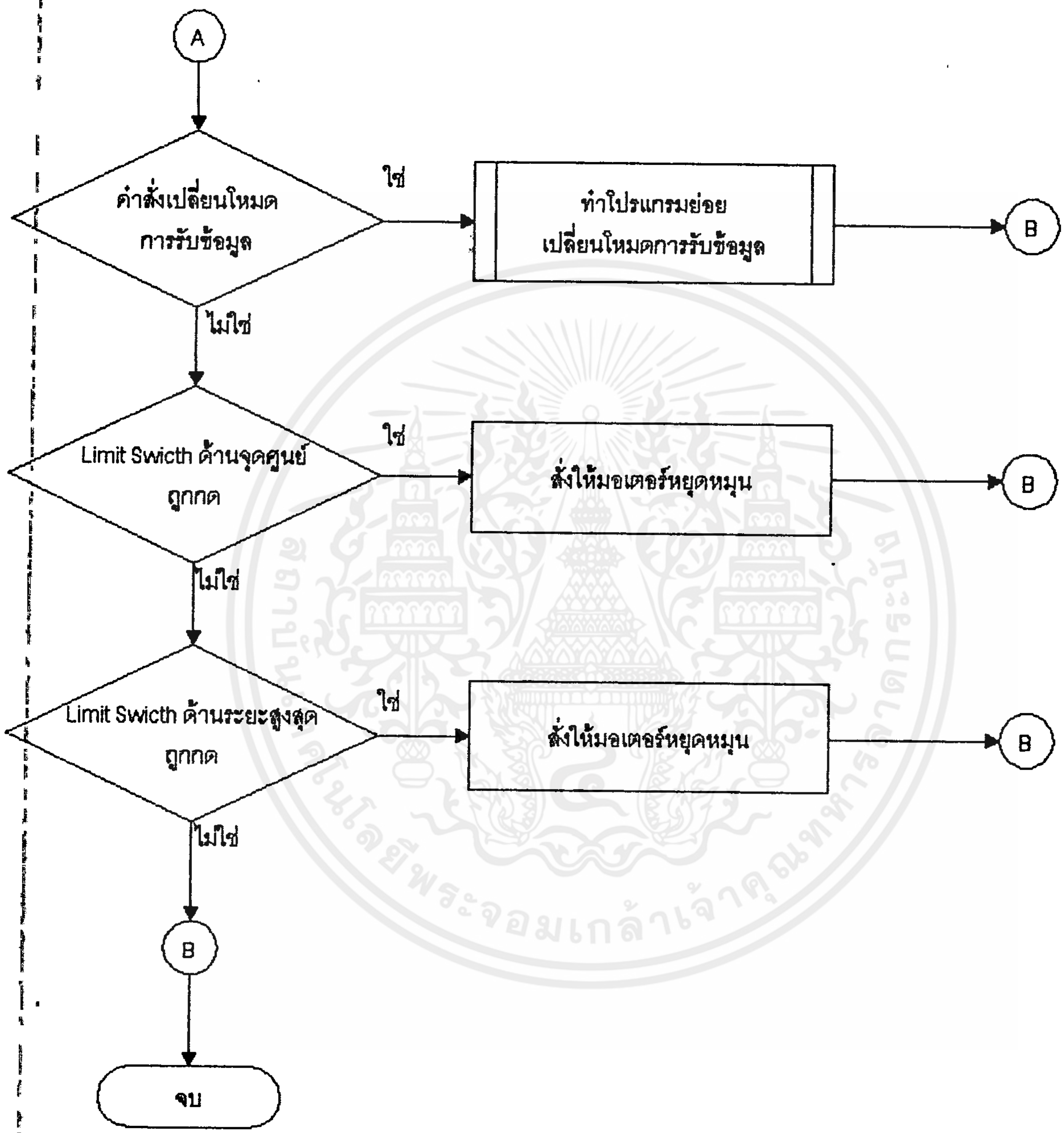
14. ส่วนประกอบยึดคานติดกับส่วนต้นขา



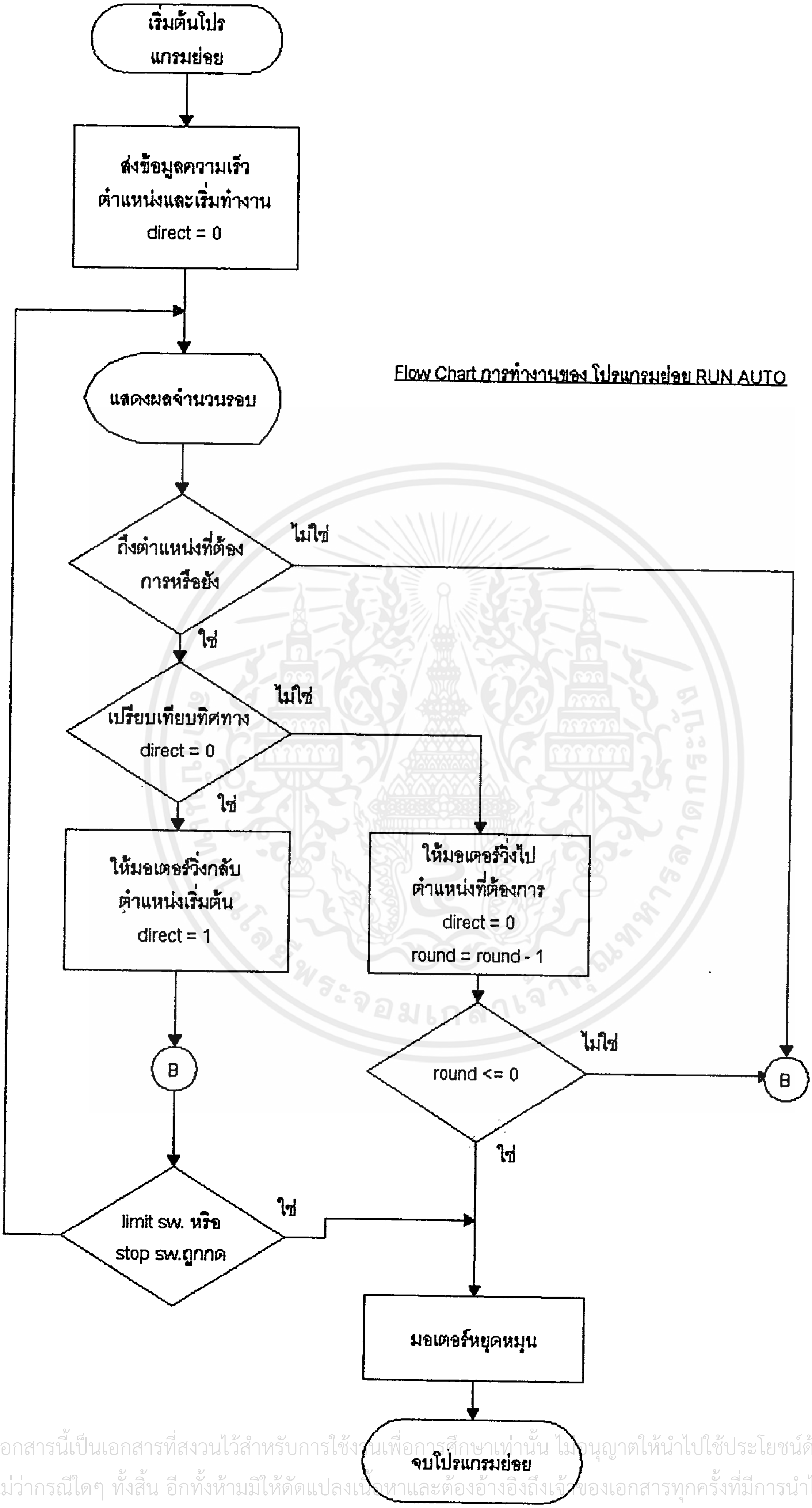
15. ส่วนประกอบชุดรองปลายเท้า



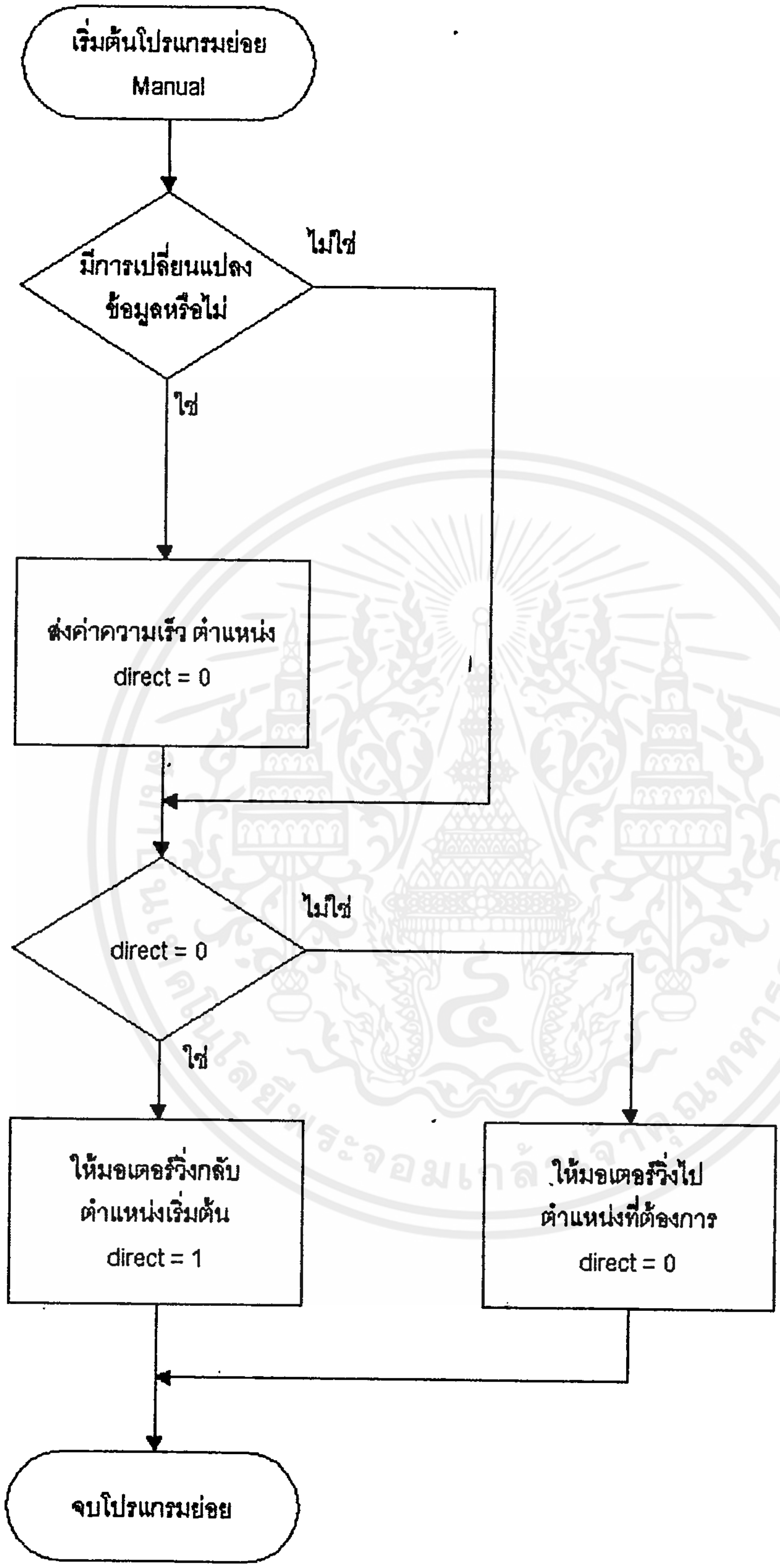
Flow Chart การทำงานของโปรแกรมหลัก



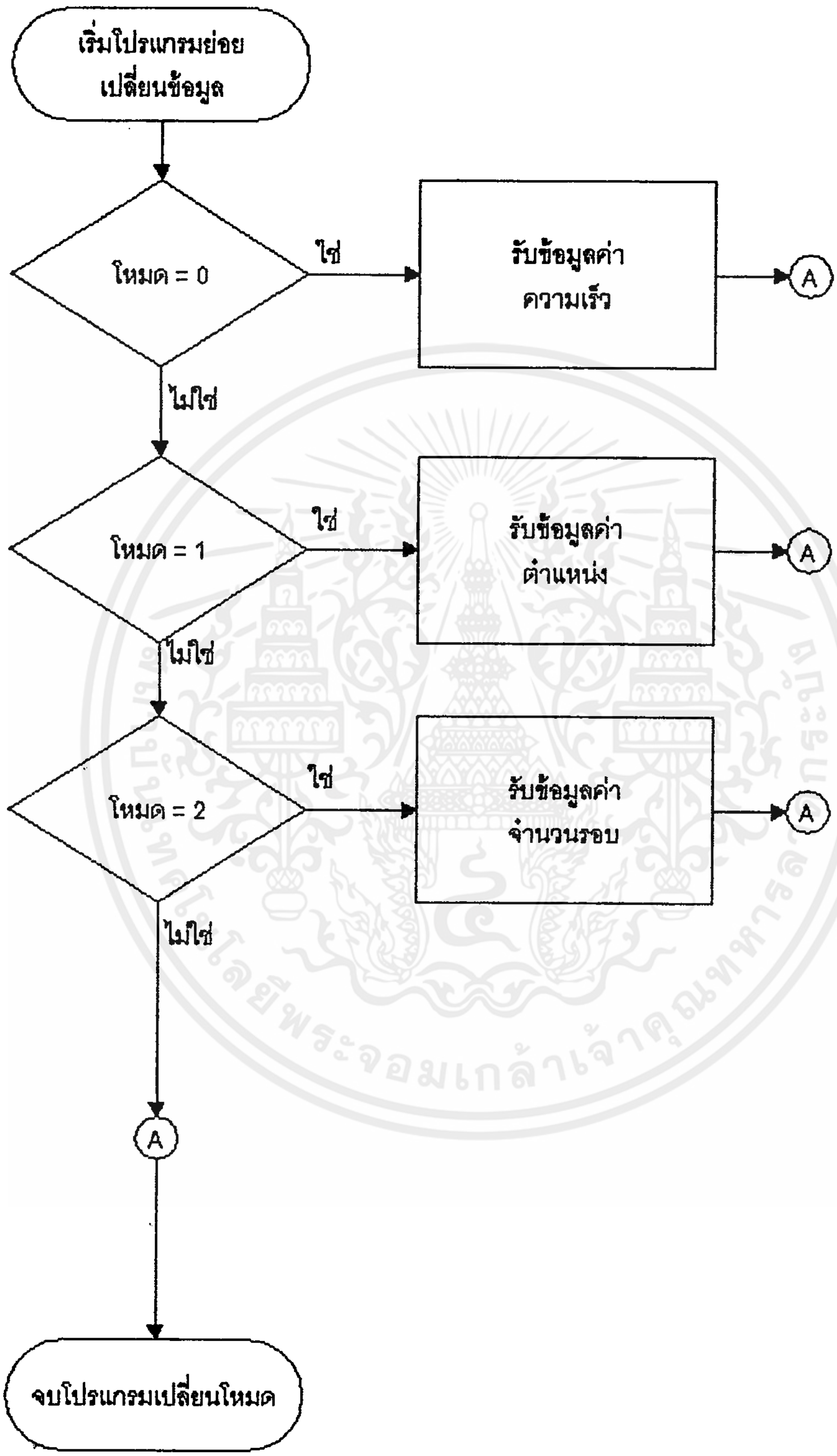
Flow Chart การทำงานของ โปรแกรมหลัก



Flow Chart การทำงานของ โปรแกรมย่อย RUN AUTO



Flow Chart การทำงานของ โปรแกรมย่อย MAUNAL



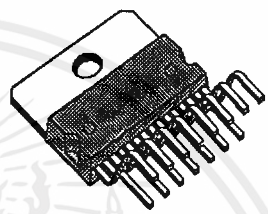
Flow Chart การทำงานของ โปรแกรมย่อยการเปลี่ยนข้อมูล

SGS-THOMSON MICROELECTRONICS

L292

SWITCH-MODE DRIVER FOR DC MOTORS

- DRIVING CAPABILITY : 2 A, 36 V, 30 KHz
- 2 LOGIC CHIP ENABLE
- EXTERNAL LOOP GAIN ADJUSTEMENT
- SINGLE POWER SUPPLY (18 TO 36 V)
- INPUT SIGNAL SYMMETRIC TO GROUND
- THERMAL PROTECTION



Multiwatt 15

ORDER CODE : L292

DESCRIPTION

The L292 is a monolithic LSI circuit in 15-lead Multiwatt ® package. It is intended for use, together with L290 and L291, as a complete **3-chip motor positioning system** for applications such as carriage/daisy-wheel position control in type-writes.

The L290/1/2 system can be directly controlled by a microprocessor.

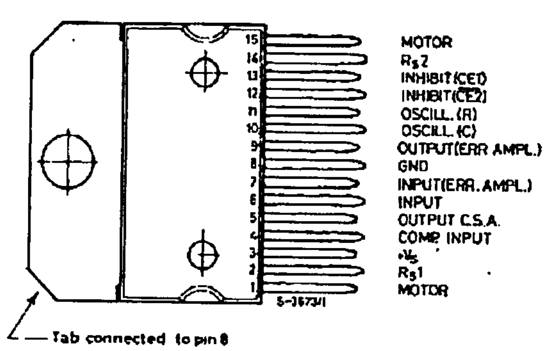
ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS

Symbol	Parameter	Value	Unit
V_s	Power Supply	36	V
V_i	Input Voltage	- 15 to + Vs	V
$V_{inhibit}$	Inhibit Voltage	0 to Vs	V
I_o	Output Current	2.5	A
P_{tot}	Total Power Dissipation (T_{case} = 75 °C)	25	W
T_{stg}	Storage and Junction Temperature	- 40 to + 150	°C

TRUTH TABLE

Vinhibit		Output Stage Condition
Pin 12	Pin 13	
L	L	Disabled
L	H	Normal Operation
H	L	Disabled
H	H	Disabled

CONNECTION DIAGRAM (top view)



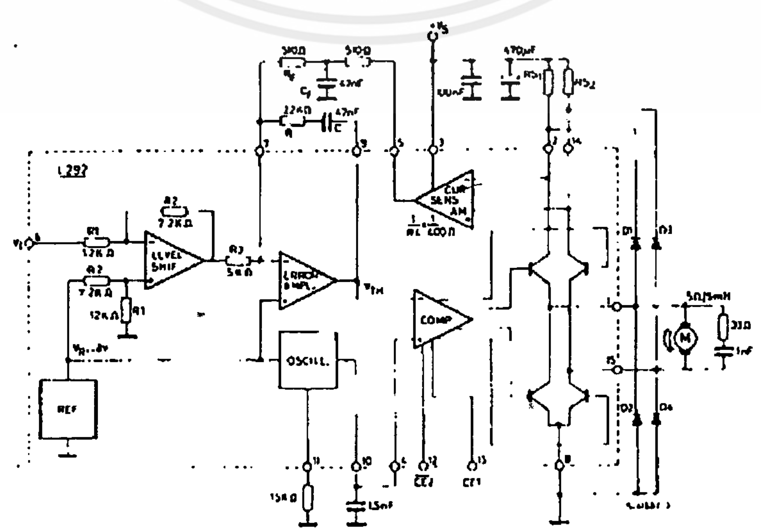
THERMAL DATA

Symbol	Parameter		Value	Unit
Rth-j-case	Thermal resistance junction-case	Max	3	°C/W

ELECTRICAL CHARACTERISTICS (V_s = 36 V, T_{amb} = 25 °C, f_{osc} = 20 KHz unless otherwise specified)

Symbol	Parameter	Test conditions		Min.	Typ.	Max.	Unit
V_s	Supply Voltage			18		36	V
I_d	Quiescent Drain Current	V_s = 20 V (offset null)			30	50	mA
V_{os}	Input Offset Voltage (pin 6)	I_o = 0				±350	mV
V_{inh}	Inhibit Low Level (pin 12, 13)					2	V
	Inhibit High Level (pin 12, 13)			3.2			V
I_{inh}	Low Voltage Condition	$V_{inh}(L)$ = 0.4 V				- 100	µA
	High Voltage Conditions	$V_{inh}(H)$ = 3.2 V				10	µA
I_i	Input Current (pin 6)	V_i = -8.8 V V_i = +8.8 V				-1.8 0.5	mA mA
V_i	Input Voltage (pin 6)	$R_{s1} = R_{s2} = 0.2\Omega$	I_o = 2A		9.1		V
			I_o = -2A		-9.1		V
I_o	Output Current	$V_i = \pm$ 9.8 V $R_{s1} = R_{s2} = 0.2\ \Omega$		±2			A
V_D	Total Drop Out Voltage	(inluding sensing resistors)	I_o = 2 A			5	V
			I_o = 1 A			3.5	V
V_{RS}	Sensing Rsistor Voltage Drop	T_j = 150°C	I_o = 2 A			0.44	V
$\frac{I_o}{V_i}$	Transconductance	$R_{s1} = R_{s2} = 0.2\Omega$		205	220	235	mA/V
		$R_{s1} = R_{s2} = 0.4\Omega$			120		mA/V
f_{osc}	Frequency Range (pin 10)			1		30	KHz.

BLOCK DIAGRAM AND TEST CIRCUIT



SGS-THOMSON MICROELECTRONICS

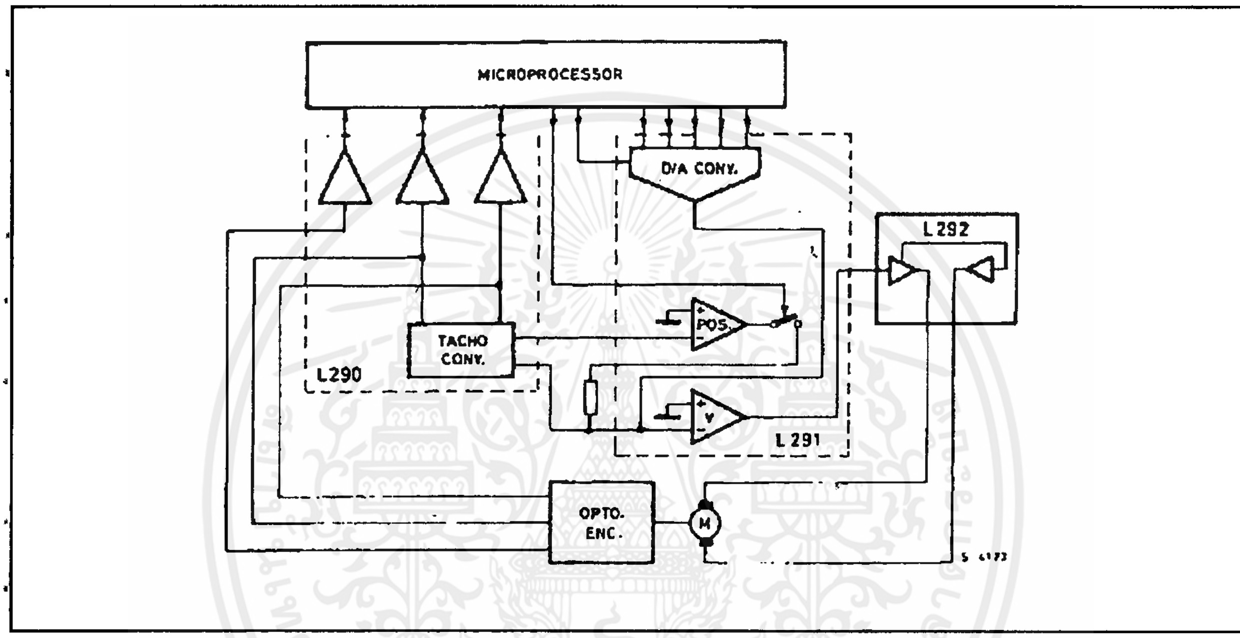
SYSTEM DESCRIPTION

The L290, L291 and L292 are intended to be used as a 3-chip microprocessor controlled positioning system. The device may be used separately - particularly the L292 motor driver - but since they will usually be used together, a description of a typical L290/1/2 system follows.

At the time, the microprocessor orders a switch to the position mode, (strobe signal at pin 8 of L291.) and within 3 to 4 ms the L292 drives the motor to a null position, where it is held by electronic "detenting".

The mechanical/electrical interface consists of an optical encoder which generates two sinusoidal signals 90° out of phase (leading according to the motor direction) and proportional in frequency to the speed of rotation. The optical encoder also provides an output at one position on the disk which is used to set the initial position.

Figure 1. System Block Diagram



The system operates in two modes to achieve high speed, high-accurancy positioning.

Speed commands for the system originate in the microprocessor. It is continuosly updated on the motor position by means of pulses from the L290 tachometer chip, whitch in tur gets its information from the optical encoder. From this basic input, the microprocessor computes a 5-bit control word that sets the system speed dependent on the distance to travel.

When the motor is stopped and the microprocessor orders it to a new positio, the system operates initially in an open-loop configuration as there is no feedback from the tachometer generator. A maximum speed is reached, the tachometer chip output backs off the processor signal thus reducing accelering torque. The motor continues to run at rop speed but under closed-loop control.

As the target position is approached, the microprocessor lowers the value of the speed-demand word; this reduces the voltage at the main summing point, in effect braking the motor. The braking is applied progressively until the motor is running at minimum speed.

The opto encoder signals, FTA and FTB are filtered by the networks R_2C_2 and R_3 C_3 (referring to Fig.4) and are supplied to the FTA/FTB inputs on the L290.

The main function on the L290 is to implement the following expression:

$$\text{Output signal } (\hat{\text{TACHO}}) = \frac{dV_{AB}}{dt} \cdot \frac{FTA}{|FTA|} - \frac{dV_{AA}}{dt} \cdot \frac{FTB}{|FTB|}$$

Thus the mean value of TACHO is proportional to the rotation speed and its polarity indicates the direction of rotation.

The above function is performed by amplifying the input signals in A_1 and A_2 to obtain V_{AA} and V_{AB} (typ.7 V_p). From V_{AA} and V_{AB} the external differentiatior RC networks R_5 C_6 and R_4 C_4 give the signals V_{MA} and V_{MB} which are fed to the multipliers.

The second input to each multipler consists of the sign of the first input of the other multiplier before differentiation, these are obtained using the comparators C_{s1} and C_{s2}. The multiplier outputs, C_{SA} and C_{SB}, are summed by A_3 to give the final output signal TACHO. The peak-topeak ripple signal of the TACHO can be found from the following expression:

$$V_{ripple\ p-p} = \frac{\pi}{4} (\sqrt{2} - 1) \cdot V_{thaco\ DC}$$

The max value of TACHO is:

$$V_{tacho\ max} = \frac{\pi}{4} \sqrt{2} \cdot V_{thaco\ DC}$$

Using the coparators C_1 and C_2 another two signals from V_{AA} and V_{AB} are derived - the logic signals STA and STB.

This signals are used by the microprocessor to determine the position by counting the pulses.
The L2910 internal reference voltage is also derived from V_{AA} and V_{AB}:

$$V_{ref} = |V_{AA}| + |V_{AB}|$$

This reference is used by the D/A converter in the L291 to compensate for variations in input levels, temperature changes and ageing.
The "one pulse per rotation" opto encoder output is connected to pin 12 of the L290 (FTF) where it is squared to give the STF logic output for the microprocessor.
The TACHO signal and V_{ref} are sent to the L291 via filter networks R_8 C_8 R_9 and R_6 C_7 R_7 respectively. Pin 12 of this chip is the main summing point of the system where TACHO and the D/A converter output are compared.
The input to D/A converter consists of 5 bit word plus a sign bit supplied by the microprocessor. The sign bit represets the direction of motor rotation. The (analogue) output of the D/A conveter - DAC/OUT - is compared with the TACHO signal and the risulting error signal is amplified by the error amplifier, and subsequently appears on pin 1.
The ERRV sognal (from pin 1 , L291) is fed to pin 6 of the final chip, the L292 H-bridge motor-driver. This input signals is bidirectional so it must be converted to a positive signal bacause the L292 uses a single supply voltage. This is accomplished by the first stage - the level shifter, which uses an internally generated 8 V reference.
This same reference voltage supplies the triangle wave oscillator whose frequency is fixed by the external RC network (R_{20}, C_{17} - pins 11 and 10) where:

$$1\ f_{osc} = \frac{1}{2RC} \quad (\text{with } R \geq 8.2\ K\Omega)$$

The oscillator determines the switching frequency of the output stage and should be in the range 1 to 30 KHz.
Motor current is regulated by an internal loop in the L292 which is performed by the resistors R_{18}, R_{19} and the differential current sense amplifier, the output of which is filtered by an external RC network and fed back to the error amplifier.
The choise of the external components in these RC network (pins 5, 7, 9) is determined by the motor type and the bandwidth requirements. The values shown in the diagram are for a 5Ω, 5 MH motor. (See L292 Transfer Function Calculation in Application Information).
The error signal obtained by the addition of the input and the current feedback signals (pin 7) is used to pulse width modulate the oscillator signal by means of the comparator. The pulse width modulated signal controls the duty cycle of the Hbridge to give an output current corresponding to the L292 input signal.
The interval between one side of the bridge switching off and the other switching on, τ, is programmed by C_{17} in conjuction with an internal resistor $R\tau$.
This can be foud from:

$$\tau = R\tau \cdot C_{pin\ 10.} \quad (C_{17} \text{ in the diagram})$$

Since $R\tau$ is approximately 1.5 KΩ and the recommended τ to avoid simultaneous conduction is 2.5 µs $C_{pin\ 10}$ should be around 1.5 nF.
The current sense resistors R_{18} and R_{19} should be high precision types (maximum tolerance ± 2 %) and the recommended value is given by:

$$R_{max} \cdot I_{o\ max} \leq 0.44\ V$$

It is possible to synchronize two L292 's, if desired, using the network shown in fig. 2.
Finally, two enable inputs are provited on the L292 (pins 12 and 13-active low and high respectively).
Thus the output stage may be inhibited by taking pin 12 high or by taking pin 13 low. The output will also be inhibited if the supply voltage falls below 18 V.

The enable inputs were implemented in this way because they are intended to be driven directly by a microprocessor. Currently available microprocessors may generates spikes as high as 1.5 V during power-up. These inputs may be used for a variety of applications such as motor inhibit during reset of the logical system and power-on reset (see fig. 3).

Figure 2.

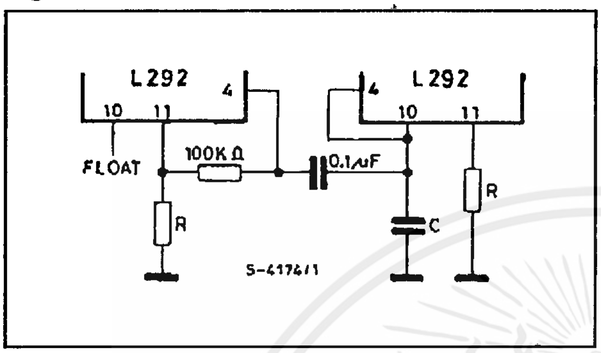


Figure 3.

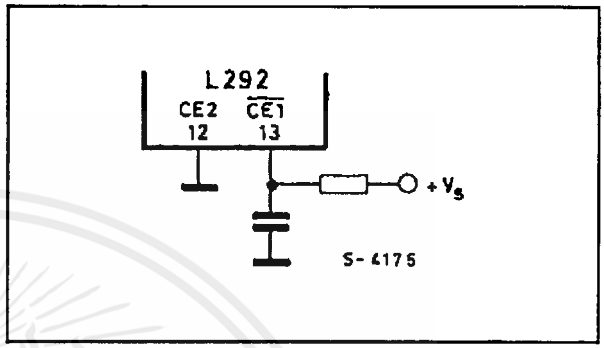
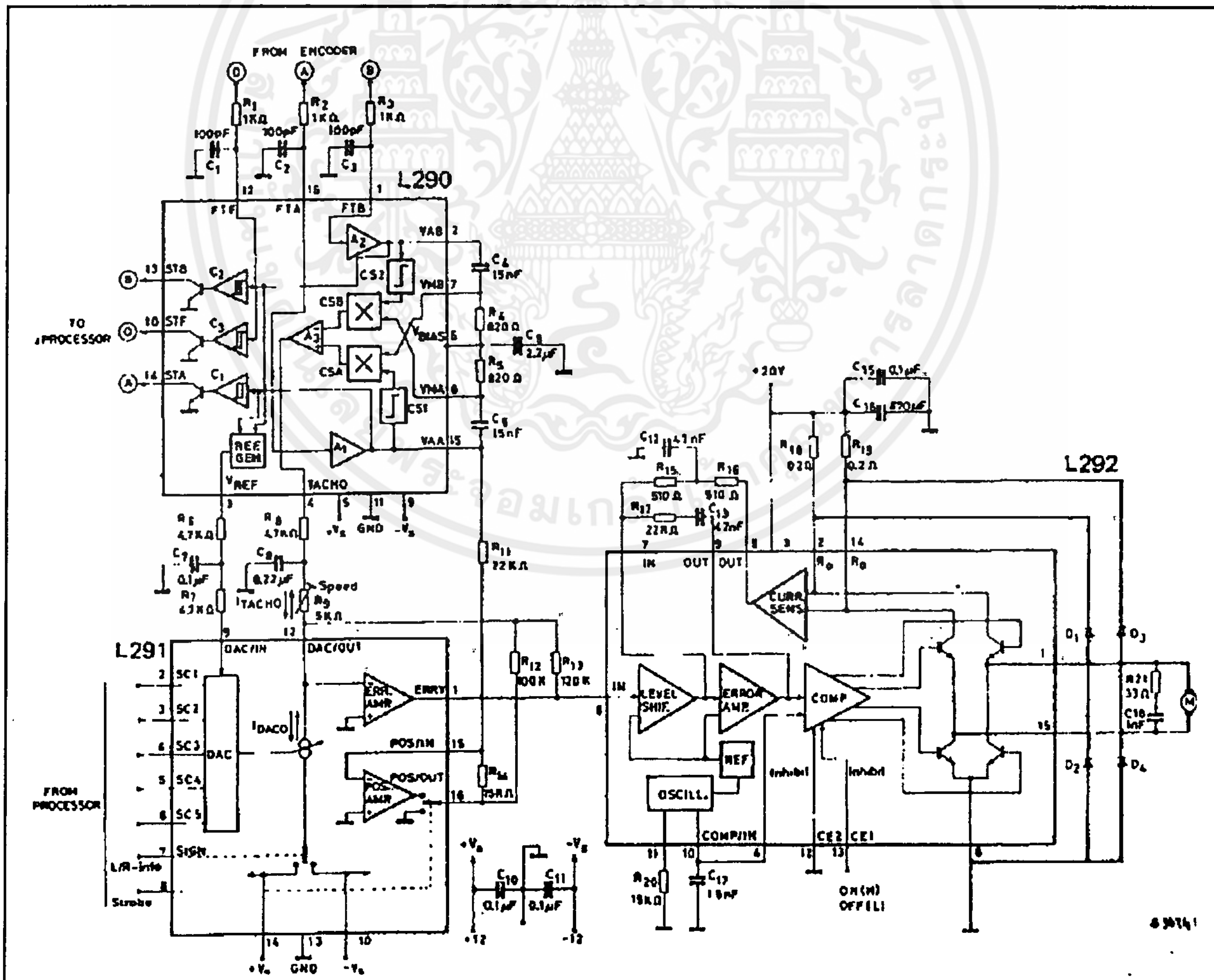


Figure 4 . Application Circuit.

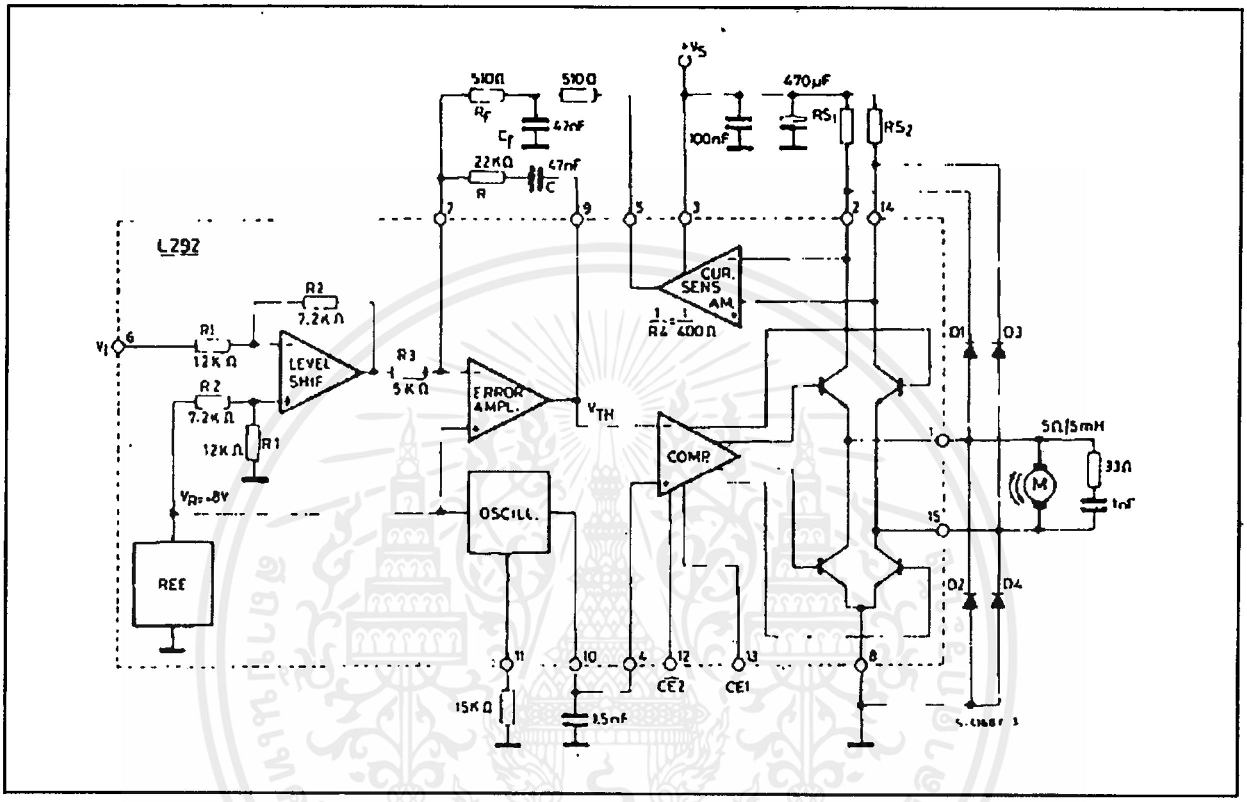


D1 to D4 : { VF ≤ 1.2 V @ I = 2 A
trr ≤ 200 ns

APPLICATION INFORMATION

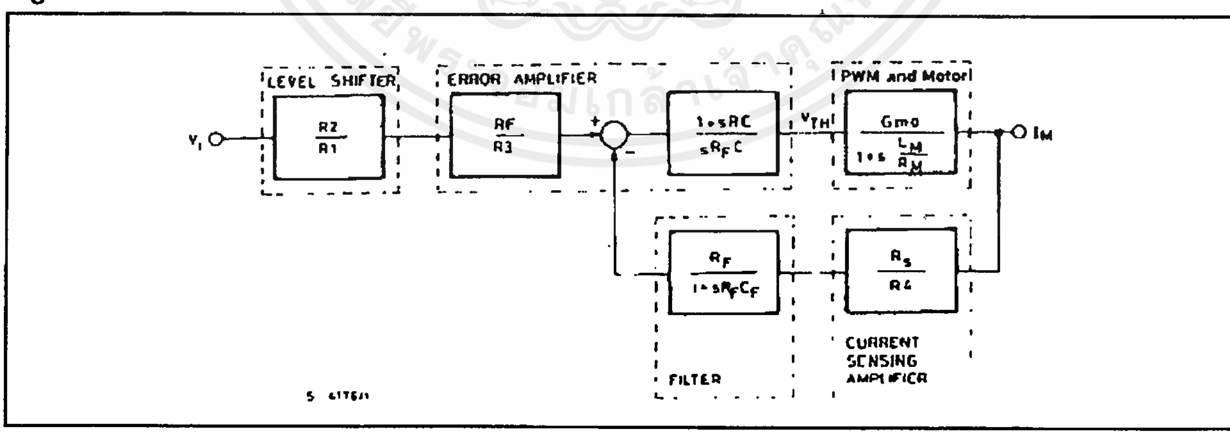
This section has been added in order to help the designer for the best choise of the values of external components.

Figure 5. L292 Block Diagram.



The schematic diagram used for the Laplace analysis of the system is shown in fig. 6.

Figure 6.



$R_{S1} = R_{S2} = R_S$ (sensing resistors)

$\frac{1}{R_4} = 2.5 \bullet 10^{-3}$ Ω (current sensing amplifier transconductance)

L_M = Motor inductance, R_M = Motor resistance, I_M = Motor current

$G_{mo} = \frac{I_M}{\quad} \Big|_{s=0}$ (DC transfer function from the input of the comparator (V_{TH}) to the motor current (I_M)).

Neglecting the VCEsat of the bridge transistors and the VBE of the diodes:

$$G_{mo} = \frac{1}{R_M}\,\frac{2\,V_s}{V_R} \qquad \text{where} \quad : V_S = \text{supply voltage} \qquad (1)$$

$V_R = 8$ V (reference voltage)

DC TRANSFER FUNCTION

In order to be sure that the current loop is stable the following condition is imposed :

$$1 + sRC = 1 + s\,\frac{L_M}{R_M} \qquad \text{(pole cancellation)} \qquad (2)$$

from which $RC = \dfrac{L_M}{R_M}$ (Note that in practice R must greater than 5.6 KΩ)

The transfer function is then,

$$\frac{I_M}{V_I}\,(s) = \frac{R_2\;R_4}{R_1\;R_3}\;G_{mo}\;\frac{1 + s\,R_F\,C_F}{G_{mo}\,R_s + s\;R_4\,C + s^2\;R_F\;C_F\,R_4\,C} \qquad (3)$$

In DC condition, this is reduced to

$$\frac{I_M}{V_I}\,(o) = \frac{R_2\;R_4}{R_1\;R_3}\cdot\frac{1}{R_s} = \frac{0.044}{R_s}\;\left[\,\frac{A}{V}\,\right] \qquad (4)$$

OPEN-LOOP GAIN AND STABILITY CRITERION

For $RC = L_M / R_M$, the open loop gain is:

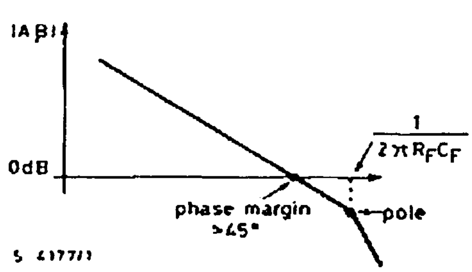
$$A\beta = \frac{1}{sR\;subF\;C}\cdot G_{mo}\,\frac{R_s}{R_4}\,\frac{R_F}{1 + s\,R_F\,C_F} = \frac{G_{mo}\,R_s}{R_4}\,C\,\frac{1}{s\;(1 + s\,R_F\,C_F)} \qquad (5)$$

In order to achieve good stability, the phase margin must be greater than 45° when $|\,A\beta\,| = 1$.

That means that, at $f_F = \dfrac{1}{2\,\pi\,R_F\,C_F}$ must be $|\,A\beta\,| < 1$ (see fig. 7), that is :

$$|\,A\beta\,|\,f = \frac{1}{2\,\pi\,R_F\,C_F} = \frac{G_{mo}\,R_s}{R_4\,C}\;\frac{R_F\,C_F}{\sqrt{2}} < 1 \qquad (6)$$

Figure 7. Open Loop Frequency Response



CLOSED-LOOP SYSTEM STEP RESPONSE

a) Small - signals analysis.

The transfer function (3) can be written as follows:

$$\frac{I_M}{V_I}(s) = \frac{0.044}{R_s} \cdot \frac{1 + \dfrac{s}{2\xi\omega_o}}{1 + \dfrac{2\xi s}{\omega_o} + \dfrac{s^2}{\omega_o^2}} \qquad (7)$$

where $w_o = \dfrac{\sqrt{G_{mo}\ R_s}}{R_4\ C\ R_F\ C_F}$ is the cutoff frequency

$\xi = \sqrt{\dfrac{R_4\ C}{4\ R_F\ C_F\ G_{mo}\ R_s}}$ is the dumping factor

By choosing the ξ value, it is possible to determine the system response to an input step signal.

Examples :

1) $\xi = 1$ from which

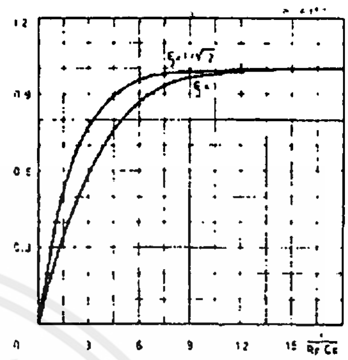
$$I_M(t) = \frac{0.044}{R_s}\left[1 - e^{-\frac{t}{2R_F C_F}}\left(1 + \frac{t}{4\ R_F\ C_F}\right)\right] \cdot V_i$$

(where Vi is the amplitude of the input step).

2) $\xi = \dfrac{1}{\sqrt{2}}$ from which

$$I_M(t) = \frac{0.044}{R_s}\left(1 - \cos\frac{t}{2\ R_F\ C_F}\ e^{-\frac{t}{2\ R_F\ C_F}}\right) V_i$$

Figure 8. Small Signal Step Response (normalized amplitude vs. $t / R_F C_F$).



V_7 = 200 mV/div.
I_M = 100 mA/div.
t = 100 µs/div.
with V_I = 1.5 Vp.

It is possible to verify that the L292 works in "closed-loop" conditions during the entire motor current rise-time: the voltage at pin 7 inverting input of the error amplifier) is locked to the reference voltage V_R, present at the non-inverting input of the same amplifier.
The previous linear analysis is correct for this example.
Descresing the ξ value, the rise-time of the current decreases. But for a good stability, from relationship (6), the maximum value of ξ is:

$$\xi min = \frac{1}{2\sqrt[4]{2}} \qquad \text{(phase margin = 45°)}$$

b) Large signal reponse

The large step signal response is limited by slew-rate and inductive load.
In this case, during the rise-time of the motor current, The L292 works is open-loop condition.

CLOSED LOOP SYSTEM BANDWIDTH.

A good choice for x is the value 1 / √2. In this case :

$$\frac{I_M}{V_I}(s) = \frac{0.044}{R_s} \frac{1 + s R_F C_F}{1 + 2s R_F C_F + 2s^2 R_F^2 C_F^2} \qquad (8)$$

The module of the transfer function is :

$$\left|\frac{I_M}{V_I}\right| = \frac{0.044}{R_s}\, 2 \frac{\sqrt{1+\omega^2 R_F^2 C_F^2}}{\sqrt{[(1+2\omega R_F C_F)^2+1]\cdot[(1-2\omega R_F C_F)^2+1]}} \qquad (9)$$

The cutoff frequency is derived by the expression (9) by putting $\left|\frac{I_M}{V_I}\right| = 0.707 \cdot \frac{0.044}{R_s}$ (–3 dB), from which :

$$\omega_T = \frac{0.9}{R_F C_F} \qquad f_T = \frac{0.9}{2\pi R_F C_F}$$

Example :

a) Data

- Motors characteristics: LM = 5 mH
  RM = 5 W
  L_M / R_M = 1msec
- Voltage and current characteristics:
  $V_s = 20$ V $I_M = 2$ A $V_I = 9.1$ V
- Closed loop bandwidth : 3 kHz

b) Calculation

- From relationship (4) :

$$R_s = \frac{0.044}{I_M} V_I = 0.2\ \Omega$$

and from (1) :

$$G_{mo} = \frac{2V_S}{R_M V_R} = 1\ \Omega^{-1}$$

- RC = 1 msec [from expression (2)].
- Assuming $\xi = 1/\sqrt{2}$; from (7) follows :

$$\xi^2 = \frac{1}{2} = \frac{400\ C}{4R_F\ C_F \cdot 0.2}$$

- The cutoff frequency is :

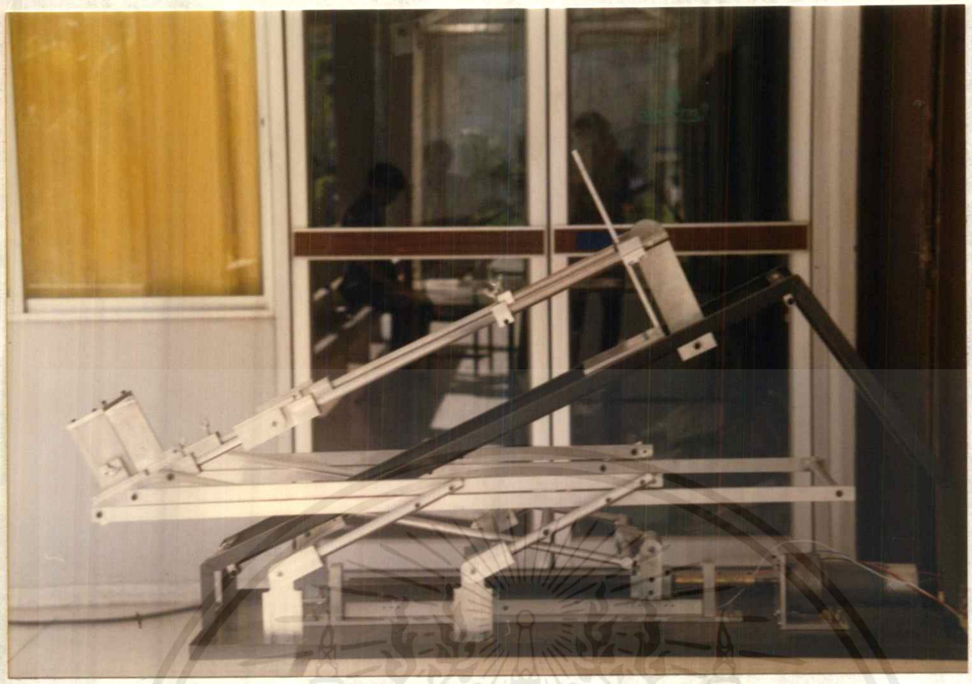
$$f_T = \frac{143 \cdot 10^{-3}}{R_F\ C_F} = 3\ \text{kHz}$$

c) Summarising

- $RC = 1.10^{-3}$ sec
- $\dfrac{1000\ C}{R_F\ C_F} = 1$
- $R_F\ C_F \cong 47\ \mu s$

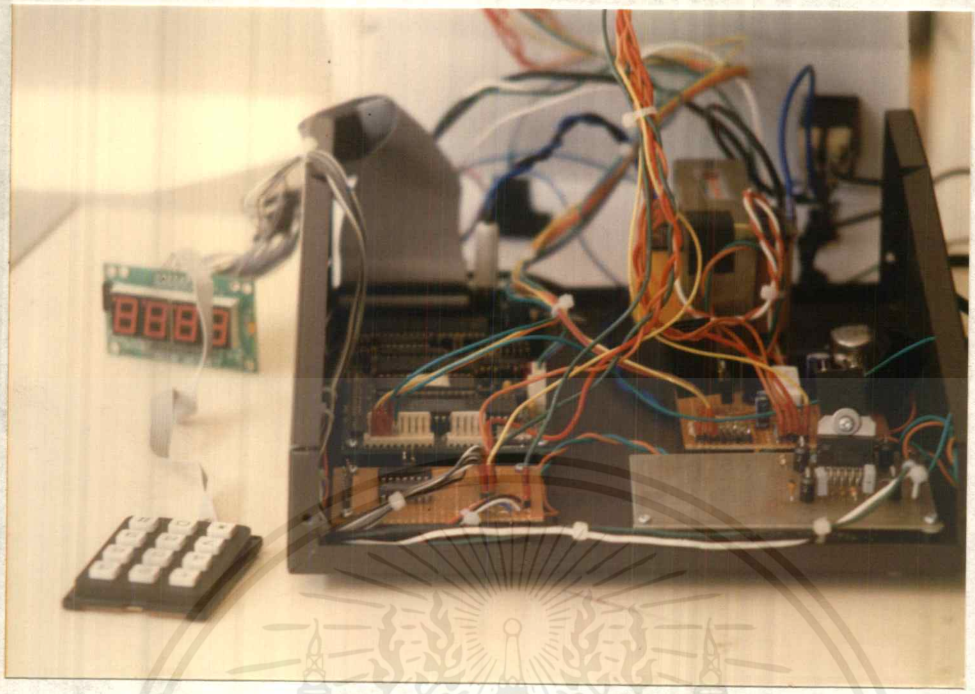
C = 47 nF
R = 22 KΩ

For $R_F = 510\ \Omega \rightarrow C_F = 92$ nF

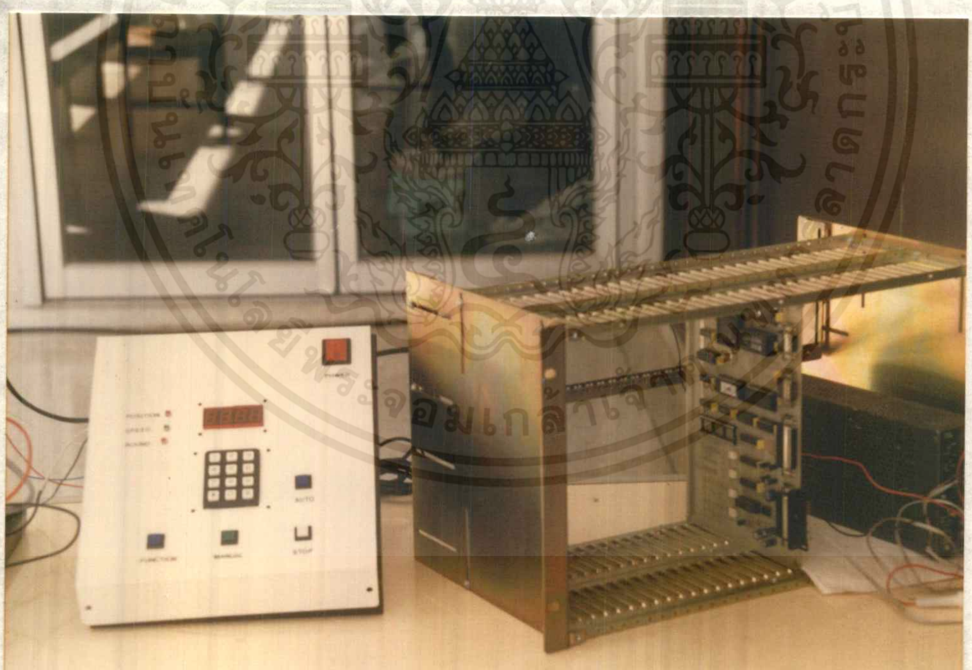


รูป Mechanic ขณะที่อยู่ที่มุม 0 องศา

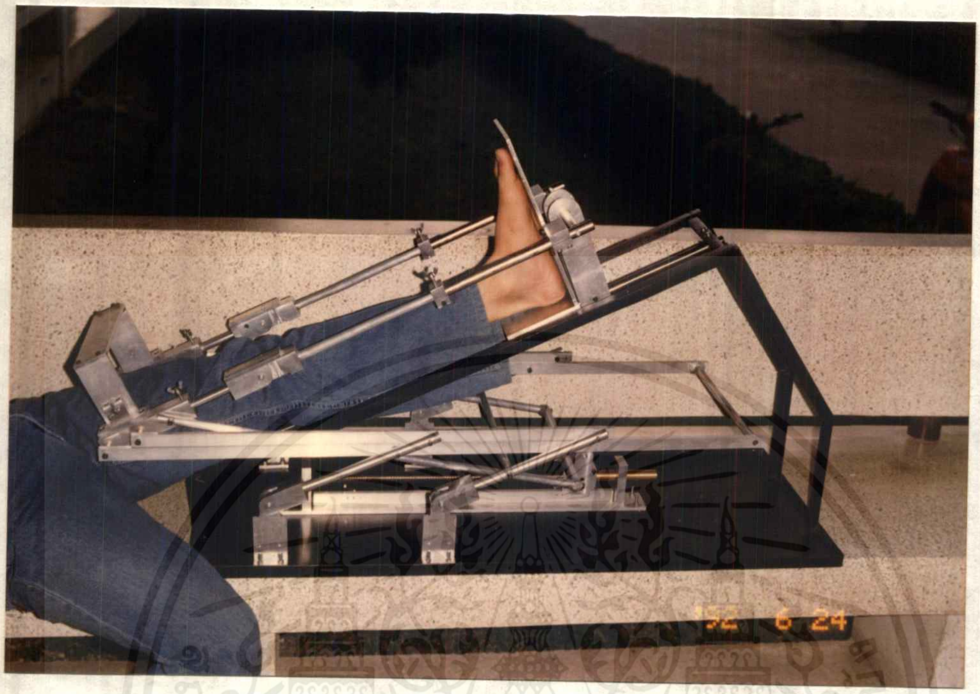
รูป Mechanic ขณะที่อยู่ที่มุม 90 องศา

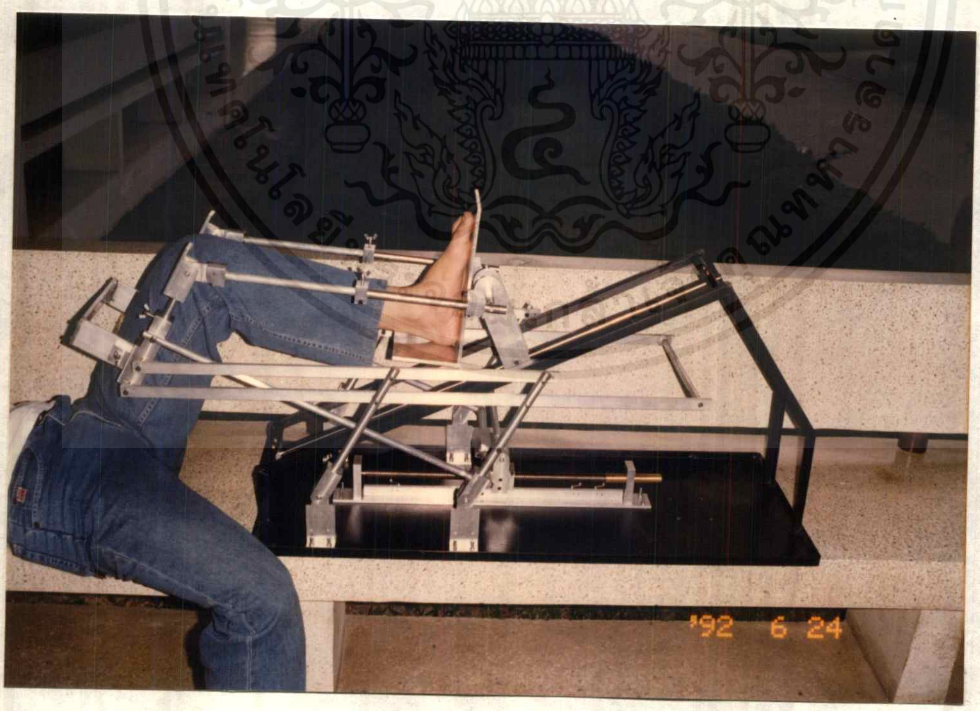


รูป วงจรควบคุมในส่วน MicroController



รูป ส่วนการควบคุมทั้งหมด





รูปการสาธิตลักษณะการใช้งาน

รูปส่วนประกอบของเครื่อง CPM ทั้งหมด (Controller , Mechanics)

บรรณานุกรม

1. วิฑูรย์ สิมะโชคดี , กฤษฎา ชัยกุล " เออกอนอมิกส์ วิทยาการจัดสภาพงานเพื่อเพิ่มผลผลิตและความปลอดภัย " , สมาคมส่งเสริมเทคโนโลยี (ไทย - ญี่ปุ่น) , 2537
2. พ.ญ. สุมาลี ซื่อธนาพรกุล , บทความพิเศษ " การฟื้นฟูผู้ป่วยกระดูกหัก (Rehabilitation After Fracture) " , เวชศาสตร์ฟื้นฟูสาร , 2539 ; (3)
3. Josep Edward , Charles R. Mischke , " MECHANICAL ENGINEERING DESIGN " , McGRAW - HILL , 1989
4. Motion Control Application Manual , SGS , January ,1987
5. Thomas W. Schultz , Purdue University West Lafayette , Indiana , " C and 8051 Programming for Multitasking " , PRT Prentice Hull Englewood Cliff , New Jersey 07623
6. ดร. วิทยา เรืองพรวิสุทธิ์ , " คู่มือโปรแกรมภาษา C สำหรับผู้เริ่มต้น " , บริษัท ซีเอ็ดยูเคชั่น จำกัด
7. รศ. บรรเลง ศรนิล,ผศ. ประเสริฐ ก๊วยสมบูรณ์," ตารางงานโลหะ ",สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าพระนครเหนือ.
8. ทรงฉัตร โตษยานนท์," หนังสือ นิติเวชศาสตร์ ".