เครื่องยึดจัดตำแหน่งกระดูก
BONE REPOSITIONING TOOL

ณัฐวัตร เดือนเพ็ญ
พร์ลภัส ปริฉัตร์ตระกูล

ปริญญานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต
ภาควิชาวิศวกรรมแมคคาทรอนิกส์
คณะวิศวกรรมศาสตร์
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
ปีการศึกษา 2560

เครื่องยึดจัดตำแหน่งกระดูก
BONE REPOSITIONING TOOL

ณัฐวัตร เดือนเพ็ญ
พรลภัส ปริฉัตร์ตระกูล

ปริญญานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต
ภาควิชาวิศวกรรมแมคคาทรอนิกส์
คณะวิศวกรรมศาสตร์
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
ปีการศึกษา 2560

BONE REPOSITIONING TOOL

NUTTAWAT DUANPEN
PONLAPUS PARICHATTRAKUL

THIS THESIS IS SUBMITTED IN PARTIAL FULFILLMENT
OF THE REQUIREMENTS FOR THE DEGREE OF
BACHELOR OF ENGINEERING IN MECHATRONICS ENGINEERING
FACULTY OF ENGINEERING
KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG
ACADEMIC YEAR 2017

ปริญญานิพนธ์ปีการศึกษา 2560

ภาควิชาวิศวกรรมการวัดและควบคุม คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

เรื่อง เครื่องยึดจัดตำแหน่งกระดูก

BONE REPOSITIONING TOOL

ผู้จัดทำ นายณัฐวัตร เดือนเพ็ญ 56010430

นางสาวพรลภัส ปริฉัตร์ตระกูล 56010813

..... อาจารย์ที่ปรึกษา

(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.นพดล มณีรัตน์)

เครื่องยึดจัดตำแหน่งกระดูก

โดย
นายณัฐวัตร เดือนเพ็ญ 56010430
นางสาวพรลภัส ปริฉัตร์ตระกูล 56010813

อาจารย์ที่ปรึกษา
ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.นพดล มณีรัตน์

ปีการศึกษา 2560

บทคัดย่อ

เครื่องยึดจัดตำแหน่งกระดูกเป็นเครื่องมือที่ใช้ สำหรับจัดรูปกระดูกให้แก่ผู้ป่วยที่มีอาการกระดูกหัก บริเวณกระดูกที่หักจะมีแรงของเส้นเอ็นและกล้ามเนื้อดึงกระดูกให้เข้ามาซ้อนกันจนผิดรูป แพทย์จึงต้องใช้เครื่องยึดจัดตำแหน่งกระดูกเป็นตัวช่วย ในการทำให้กระดูกมาอยู่ในตำแหน่งเดิม ซึ่งวิธีการใช้คือ การใช้เหล็กแท่งแทงเข้าไปในกระดูกโดยที่เหล็กแท่งนั้นยึดติดอยู่กับเครื่องยึดจัดตำแหน่งกระดูก และใช้เครื่องในการจัดตำแหน่งตามแนวแกนทั้งสาม โดยในการวิจัยเรื่องนี้เป็นการวิจัยเพื่อพัฒนาต่อยอดครื่องยึดจัดตำแหน่งกระดูกที่มีอยู่ก่อนแล้ว ให้มีประสิทธิภาพและมีความสะดวกในการใช้มากขึ้น โดยการเปลี่ยนกลไกบางส่วนของเครื่องยึดกระดูกทำให้ใช้งานได้ง่ายยิ่งขึ้น และใช้แรงมนุษย์น้อยลง เช่น เปลี่ยนการหมุนเกลียวตรงกลางเพื่อย่อขยายแกน x ให้เป็นการใช้ชุดเฟืองต่อกับมอเตอร์แทน และการขยับสองแกนที่เหลือก็เปลี่ยนมาใช้ชุดเฟืองกับมอเตอร์เช่นกัน รวมถึงให้เครื่องมือสามารถควบคุมผ่านแผงควบคุมที่สามารถควบคุมได้ 3 แนวแกนด้วย หลังจากทำการวิจัยทดลองปรับเปลี่ยนส่วนต่างๆ ของตัวเครื่องแล้ว พบว่าเครื่องยึดจัดตำแหน่งกระดูกที่ผู้วิจัยพัฒนาขึ้นมาใหม่นั้น มีความสะดวกในการใช้งานมากขึ้น เนื่องจากทุ่นแรงแพทย์ได้มากและใช้งานได้ง่าย เนื่องจากมีการใช้อุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ในการทุ่นแรง และขยับส่วนที่มนุษย์ขยับได้ยาก และมีแผงควบคุมที่เข้าใจได้ง่ายและใช้งานง่าย

BONE REPOSITION TOOL

By

Mr. Nattawat Duanpen 56010430

Ms. Ponlapus Parichattrakul 56010813

Advisor

Asst.Prof.Dr.Noppadol Maneerat

Academic Year 2017

ABSTRACT

Bone Reposition Tool is a tool for repositioning bones in fracture patients. In broken bones, there are forces of tendons and muscles pulling bone to overlap each other so doctors have to use Bone Reposition Tool to help them reposition the bones back to its own place. By piercing steel rods into the bone, seize the other side with the tool and repositioning the bone in 3-axis. This research is developing the original tool for more efficient and comfortable in the field of using by changing some mechanics of the tool cause it easier to use and take less human force. We change the spiral parts (use for stretch and shorten in x-axis) into gear that move by motor instead and to move in others axis we using motors too. Moreover we can control the tool by control panel that can control in all axis.

After we have done this project by changing some parts of the original tool, we found that our new tool is more comfortable to use because we use electronic parts to save human energy and to move parts that difficult for human to move it. Furthermore, this tool have control panel that easy to understand and to use.

กิตติกรรมประกาศ

ในการจัดทำปริญญานิพนธ์ฉบับนี้ได้รับการสนับสนุนโดย ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.นพดล มณีรัตน์ ที่ได้ให้ความอนุเคราะห์คอยให้คำปรึกษา ให้ความสะดวกในการดำเนินโครงงาน และให้ข้อเสนอแนะเกี่ยวกับแนวทางในการทำโครงงาน

ขอขอบคุณสมาชิกในกลุ่มทุกคนที่ให้ความช่วยเหลือ ตลอดจนคำแนะนำที่เป็นประโยชน์ในการทำโครงงาน ขอขอบคุณเพื่อนในสาขาวิชาที่ให้คำปรึกษากันมาโดยตลอด ท้ายที่สุดขอกราบขอบพระคุณคุณพ่อและคุณแม่ ที่เป็นผู้ให้กำลังใจและให้โอกาสการศึกษาอันมีค่ายิ่ง

คณะผู้จัดทำขอขอบพระคุณทุกท่านอย่างสูงที่ให้การสนับสนุนเอื้อเฟื้อและให้ความอนุเคราะห์ช่วยเหลือจนกระทั่งโครงงานในครั้งนี้ผ่านลุล่วงได้ด้วยดี

ผู้จัดทำ

นายณัฐวัตร เดือนเพ็ญ

นางสาวพรลภัส ปริฉัตร์ตระกูล

สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย	I
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ	II
กิตติกรรมประกาศ	III
สารบัญ	IV
สารบัญรูป	VI
สารบัญตาราง	VIII
บทที่ 1 บทนำ	1
1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปริญญานิพนธ์	1
1.2 วัตถุประสงค์	2
1.3 ขอบเขตของปริญญานิพนธ์	2
บทที่ 2 ทฤษฎีและหลักการที่เกี่ยวข้อง	3
2.1 อาการของผู้ป่วยกระดูกหัก	3
2.2 หลักการดูแลรักษาผู้ป่วยกระดูกหัก	4
2.3 การรักษาโดยการไม่ผ่าตัด	6
2.4 แรงกระทำก่อให้เกิดภาวะกระดูกหัก	7
2.5 องค์ประกอบของการเชื่อมต่อกันของกระดูก	9
2.6 การจัดกระดูกให้เข้าที่	9
2.7 ส่วนประกอบของเครื่องยึดจัดตำแหน่งกระดูก (Bone Reposition Tool)	10
2.7.1 โครงเครื่องยึดจัดตำแหน่งกระดูก	10
2.7.2 มอเตอร์	10
2.8 ส่วนควบคุมเครื่องยึดจัดกระดูก	15
2.8.1 สวิตชิ่งเพาเวอร์ซัพพลาย (Switching Power Supply)	15
2.8.2 เบรกเกอร์ไฟฟ้า	18
2.8.3 รีเลย์ (Relay)	19

สารบัญ(ต่อ)

	หน้า
2.9 น้ำหนัก	24
2.10 กำลัง (Power)	24
บทที่ 3 การออกแบบและการจัดทำปริญญานิพนธ์	26
3.1 ภาพรวมการออกแบบ	26
3.1.1 การคำนวณค่ากำลังของมอเตอร์ที่ใช้รองรับโหลดที่เกิด	27
3.1.2 การเลือกใช้อุปกรณ์	27
3.2 การออกแบบส่วนต่างๆ ของเครื่องยึดจัดตำแหน่งกระดูก	29
3.2.1 ส่วนตัวชิ้นงาน	29
3.2.2 ส่วนของระบบควบคุม	30
3.3 ขั้นตอนการดำเนินงาน	32
3.4 ขั้นตอนการทดสอบอุปกรณ์	32
บทที่ 4 ผลการดำเนินโครงงาน	33
4.1 ผลการประกอบชิ้นงาน	33
4.2 การทดสอบชิ้นงาน	36
4.3 ผลการทดสอบ	36
บทที่ 5 สรุปผลและข้อเสนอแนะ	39
5.1 สรุป	39
5.2 ปัญหาที่พบ	39
5.3 ข้อเสนอแนะและแนวทางศึกษาต่อ	39
เอกสารอ้างอิง	40
ประวัติผู้วิจัย	41

สารบัญรูป

รูปที่	หน้า
1.1 ภาพแสดงตัวอย่างเครื่องยึดจัดตำแหน่งกระดูกแบบเดิม	1
1.2 ภาพแสดงตัวอย่างตัวล็อกแกน x ของเครื่องยึดจัดตำแหน่งกระดูกแบบเดิม	2
2.1 ผลของการดึงรั้งเนื้อเยื่อ	4
2.2 เยื่อบุกระดูกเข้าขวางการดึงเข้าที่	5
2.3 กลไกการเกิดกระดูกหักอันเนื่องมาจากแรงชนิดต่างๆ	8
2.4 โครงเครื่องยึดจัดตำแหน่งกระดูก (Bone Reposition Tool)	10
2.5 มอเตอร์	11
2.6 สเตเตอร์	12
2.7 ขดลวดพันอยู่รอบขั้วแม่เหล็ก	13
2.8 ลักษณะของขั้วแม่เหล็ก	13
2.9 แปรงถ่าน	14
2.10 ซองแปรงถ่าน	15
2.11 องค์ประกอบพื้นฐานของสวิตชิ่งเพาเวอร์ซัพพลาย	17
2.12 เบรกเกอร์ไฟฟ้า	18
2.13 ประเภทของเบรกเกอร์ทั้ง 3 ประเภทตามขนาด	19
2.14 รีเลย์ (Relay)	19
2.15 หน้าสัมผัสรีเลย์	20
2.16 ม้าหนึ่งตัวสามารถทำงาน 33,000 ft-lb/min	25
3.1 บล็อกไดอะแกรมของโครงงาน	26
3.2 บล็อกไดอะแกรมของเครื่องยึดจัดตำแหน่งกระดูก	26
3.3 มอเตอร์ที่ใช้งาน (Motor)	28
3.4 สวิตชิ่งเพาเวอร์ซัพพลาย	28
3.5 รูป Front View ของเครื่องยึดจัดตำแหน่งกระดูก	29
3.6 กลไกภายในของเครื่องยึดจัดตำแหน่งกระดูก	29
3.7 กลไกการเลื่อนกระดูกเข้าออก	30

สารบัญรูป(ต่อ)

รูปที่	หน้า
3.8 รูปกล่องควบคุม	30
3.9 กล่องควบคุม	31
3.10 รูปวงจรควบคุมระบบ	31
4.1 ภาพรวมของเครื่องยึดจัดตำแหน่งกระดูก	33
4.2 ส่วนที่ทำการหมุนกระดูก	34
4.3 ส่วนที่ทำการเคลื่อนกระดูกเข้าออก	34
4.4 ภาพรวมของเครื่องยึดจัดตำแหน่งกระดูก	35
4.5 ระบบควบคุมโดยใช้ไฟฟ้า	35

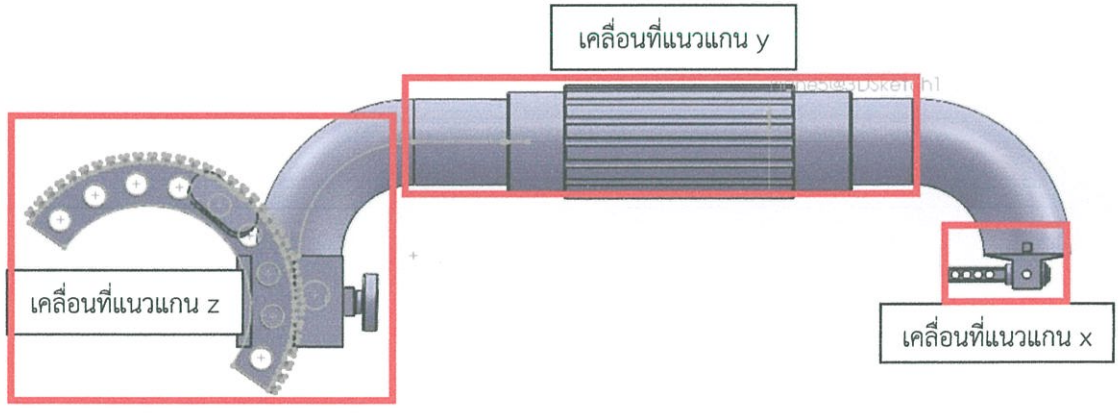
สารบัญตาราง

ตารางที่	หน้า
4.1 ผลของการทดลองถ่วงน้ำหนัก (กิโลกรัม) เทียบกับเวลา (วินาที) ในการเลื่อนเข้าออกจนสุดระยะ	36
4.2 ผลของการทดลองถ่วงน้ำหนัก (กิโลกรัม) เทียบกับเวลา (วินาที) ในการที่เครื่องยึดจัดตำแหน่งกระดูกยืดออกจนสุดระยะ	37
4.3 ผลของการทดลองหมุนแผ่นพัดครึ่งวงกลม (องศา) เทียบกับเวลา (วินาที) ตามเข็มนาฬิกา	37
4.4 ผลของการทดลองหมุนแผ่นพัดครึ่งวงกลม (องศา) เทียบกับเวลา (วินาที) ทวนเข็มนาฬิกา	38

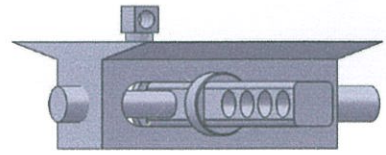
บทที่ 1
บทนำ

1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปริญญานิพนธ์

ภาวะกระดูกหักมักเกิดขึ้นจากการบาดเจ็บ อาจเป็นไปได้ตั้งแต่การบาดเจ็บเล็กๆ น้อยๆ เช่น หกล้มมือยันพื้น หรือเป็นการบาดเจ็บที่รุนแรงมากขึ้นไป เช่น บาดเจ็บจากการเล่นกีฬา หรืออุบัติเหตุที่รุนแรงมากขึ้นในพวกที่ตกจากที่สูง, อุบัติเหตุทางจราจร หรือบาดเจ็บจากการถูกทำร้ายร่างกายด้วยอาวุธชนิดต่างๆ หรือแม้แต่อุบัติเหตุเล็กๆ น้อยๆ แต่อาจทำให้ในบางกรณีที่กระดูกหักและเกยมาซ้อนกันได้ ซึ่งหลักในการรักษาก็คือ การจัดให้ปลายของกระดูกหักนั้นสบกันเข้าที่สนิท โดยอาศัยความรู้พื้นฐานที่ว่า แรงกระทำที่ก่อให้เกิดกระดูกหักนั้นจะทำให้มีการฉีกขาดของเยื่อบุกระดูกและกล้ามเนื้อร่วมไปด้วย แต่ลักษณะและปริมาณการฉีกขาดนั้นมีมากน้อยแตกต่างกันไป และกระดูกที่หักนั้นก็จะเคลื่อนที่ออกจากกันไปได้ ทำให้มีการสบกันที่ผิดปกติ การเริ่มต้นจัดกระดูกให้เข้าที่ทำได้โดยการดึงปลายกระดูกที่หักและสบกันผิดปกติให้แยกออกจากกันก่อน แล้วจึงย้อนทางกลไกของแรงที่ทำให้เกิดกระดูกหักขึ้น ซึ่งการจัดตำแหน่งกระดูกนี้หากทำด้วยมือเปล่าจะทำได้ยากมาก เพราะตรงส่วนที่หักนั้นจะมีแรงภายในของเนื้อและเส้นเอ็นมาต้านการจัดตำแหน่ง ทำให้แพทย์ต้องมีเครื่องมือทุ่นแรงในการจัดตำแหน่งกระดูก เครื่องทุ่นแรงที่ว่านี้จะเป็นเครื่องมือที่มีลักษณะที่สามารถยึดจับแท่งเหล็กที่ใช้ในการจัดตำแหน่งกระดูก โดยสามารถเคลื่อนไหวหรือบิดได้ 3 แนว และเพื่อทำการจัดกระดูกให้เข้าที่เดิม



รูปที่ 1.1 ภาพแสดงตัวอย่างเครื่องยึดจัดตำแหน่งกระดูกแบบเดิม



รูปที่ 1.2 ภาพแสดงตัวอย่างตัวยึดแกน x ของเครื่องยึดจัดตำแหน่งกระดูกแบบเดิม

ซึ่งการใช้เครื่องยึดจัดตำแหน่งกระดูกแบบเดิมนั้นมีความยุ่งยากมาก เนื่องจากต้องจัดการกลไกต่างๆ ด้วยมือเปล่าทำให้เสียเวลาและเสียแรงมากขึ้น เล็งเห็นความสำคัญของปัญหาดังกล่าวจึงได้จัดทำเครื่องยึดจัดตำแหน่งกระดูกอัตโนมัติขึ้นมา เพื่ออำนวยความสะดวกให้หน่วยแพทย์และช่วยให้สามารถดำเนินการรักษาได้มีประสิทธิภาพมากขึ้น โดยเครื่องยึดจัดตำแหน่งกระดูกอัตโนมัตินี้ จะมีลักษณะโครงสร้างคล้ายแบบเดิมแต่มีการเพิ่มแผงควบคุมเข้าไป ทางแพทย์สามารถป้อนคำสั่งผ่านแผงควบคุม เพื่อควบคุมทิศทางการบิดของเครื่องยึดจัดตำแหน่งกระดูกอัตโนมัติได้

1.2 วัตถุประสงค์

1. เพื่อสร้างเครื่องมืออำนวยความสะดวกให้แก่การรักษาบุคคลที่มีอาการกระดูกหัก
2. เพื่อให้การรักษาดำเนินไปอย่างสะดวกสบายและมีประสิทธิภาพมากขึ้น
3. เพื่อพัฒนาเครื่องมือการรักษาให้มีความทันสมัยมากขึ้น
4. เพื่อฝึกฝนทักษะที่ได้จากการเรียนในห้องเรียน

1.3 ขอบเขตของปริญญานิพนธ์

เครื่องยึดจัดตำแหน่งกระดูกแบบมอเตอร์ที่จัดทำเพื่อการศึกษาในครั้งนี้ เป็นการศึกษาระบบควบคุมโดยระบบแมนนวล (Manual) โดยใช้สวิตช์เป็นตัวควบคุมสั่งการเพื่อขับเคลื่อนกลไกที่ติดอยู่กับเครื่องยึดจัดตำแหน่งกระดูกให้ทำงานตามผู้ใช้งานต้องการ

บทที่ 2
ทฤษฎีและหลักการที่เกี่ยวข้อง

เครื่องยึดจัดตำแหน่งกระดูก (Bone Reposition Tool) ทำหน้าที่ในการจัดตำแหน่งกระดูกที่มีการหักให้กลับมาตรงตำแหน่งเดิม เพื่อจะได้เข้าเผือกเพื่อล็อคกระดูกให้ฟื้นฟูต่อไป โดยใช้หลักกลไกแมคคานิกส์เพื่อล็อคให้กระดูกอยู่กับที่

2.1 อาการของผู้ป่วยกระดูกหัก

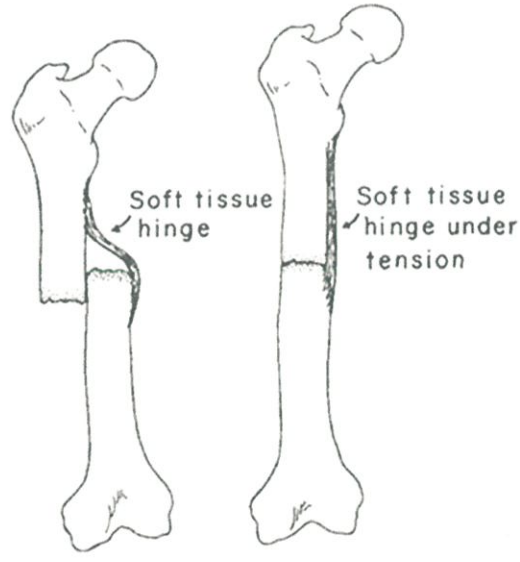
อาการที่ผู้ป่วยมาพบแพทย์ อาจจะเป็นอาการที่ชัดเจน ทำให้การวินิจฉัยไม่ยาก เช่น อาการเจ็บปวดบริเวณกระดูกหักหรือมีการผิดรูปของบริเวณที่กระดูกหัก อย่างไรก็ตามการดูแลผู้ป่วยเหล่านี้ควรมีการนึกไว้ในใจเสมอว่า ผู้ป่วยที่ได้รับบาดเจ็บมีกระดูกหักหรือข้อเคลื่อนนั้น อาจมีการบาดเจ็บที่ตำแหน่งอื่นๆ ร่วมด้วยได้เสมอ ดังนั้นการจัดลำดับความสำคัญก่อนหลังจึงมีความสำคัญต่อการดูแลเบื้องต้นในผู้ป่วยเหล่านี้ ดังนั้นสิ่งที่ต้องค้นหาเสมอในผู้ป่วยที่สงสัยมีกระดูกหักข้อเคลื่อนก็คือ การพยายามสืบค้นการบาดเจ็บที่อาจมีร่วมด้วยเสมอ โดยเฉพาะอย่างยิ่งการบาดเจ็บที่เป็นอันตรายถึงชีวิตได้ เช่น การมีเลือดออกภายในกระโหลกศีรษะ, การบาดเจ็บที่หน้าอกและช่องท้อง ทำให้เกิดการบาดเจ็บต่อหัวใจ, ปอด หรืออวัยวะในช่องท้อง เช่น ตับ, ม้าม, ไต ซึ่งจะทำให้มีเลือดออกอย่างมากและผู้ป่วยอาจเสียชีวิตได้ในเวลาอันรวดเร็ว หรือมีการล้มเหลวของอวัยวะต่างๆ ในเวลาต่อมา (Multiorgan Failure)

สำหรับการบาดเจ็บทางออร์โธปิดิกส์เองก็อาจทำให้มีอันตรายถึงชีวิตได้ในบางสภาวะ เช่น กระดูกเชิงกรานหักและมีเลือดตกในอุ้งเชิงกรานหรือช่องท้อง หรือกระดูกท่อนยาวหักโดยเฉพาะที่มีการหักร่วมกันหลายตำแหน่ง หรือกระดูกท่อนยาวหักและทะลุมีแผลทำให้เลือดออกไม่หยุด ผู้ป่วยเสียเลือดมากจนมีความผิดปกติของระบบไหลเวียน

นอกจากนั้นสาเหตุที่ทำให้ผู้ป่วยเสียชีวิตในวันต่อมา ยังอาจเนื่องจากผลแทรกซ้อนต่างๆ เช่น การเกิดการอุดตันของเส้นเลือดพัลโมนารี่ (Pulmonary Embolism) หรืออาการติดเชื้อเข้าสู่กระแสเลือด เช่น กระดูกเชิงกรานหักมีแผลทะลุเข้าสู่ช่องคลอด, ทางเดินปัสสาวะ หรือลำไส้เป็นทางนำเชื้อเข้าสู่ช่องท้อง (Peritonitis) ทำให้โลหิตเป็นพิษ (Septicemia) และเสียชีวิตในเวลาต่อมา ในปัจจุบันการติดเชื้อที่เกิดในผู้ป่วยทุพพลภาพที่ต้องนอนติดเตียงไม่สามารถลุกไปไหนมาไหนได้ (Bed Ridden) นั้นมีน้อยลง เนื่องจากการผ่าตัดที่รวดเร็วขึ้นร่วมกับการฟื้นฟูสมรรถภาพผู้ป่วย แม้กระนั้นก็ตามหากผู้ป่วยที่มีกระดูกหักข้อเคลื่อนไม่สามารถเคลื่อนไหวบนเตียงได้ รวมทั้งมีข้อห้ามในการผ่าตัดใดๆ ก็ตาม ควรระมัดระวังโรคแทรกซ้อนที่อาจตามมาอย่างใกล้ชิด เช่น แผลกดทับ, การติดเชื้อทางเดินปัสสาวะ, หรือการอุดตันของเส้นเลือด เป็นต้น

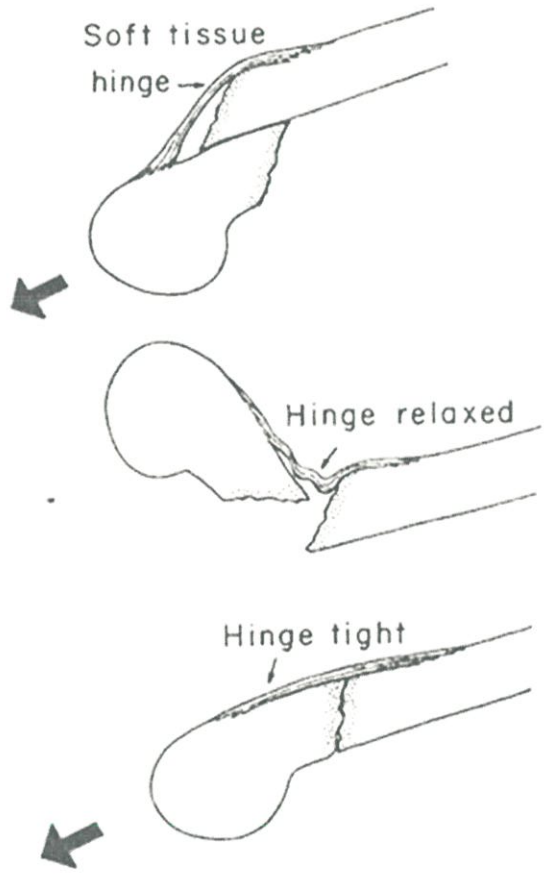
2.2 หลักการดูแลรักษาผู้ป่วยกระดูกหัก

ขั้นต่อไปก็เป็นการให้การรักษาเบื้องต้นแก่ผู้ป่วยเหล่านั้น โดยในขั้นตอนก็จำเป็นในการเรียงตามลำดับความสำคัญคือ Save Life, Save Limb และ Function ตามลำดับ จึงให้การดูแลในเรื่องของการ Resuscitation ก่อน โดยผ่านกระบวนการ Clear Airway, Breathing และ Circulation ตามลำดับของการดูแลผู้ป่วยวิกฤต ในขณะนั้นก็สามารถให้การดูแลเบื้องต้นกับผู้ป่วยเหล่านี้ไปพร้อมๆกัน โดยหลักของการดูแลเบื้องต้น คือ ลดอาการปวดป้องกันความพิการที่อาจเกิดตามมา จากการที่ปลายกระดูกที่หักนั้น ทำอันตรายต่อเส้นเลือดและเส้นประสาทข้างเคียง ป้องกันการผิดรูป (Deformity) ที่มีอยู่เดิมและที่อาจจะเกิดขึ้นต่อมา ในระหว่างการเคลื่อนย้ายผู้ป่วยจุดประสงค์ทั้ง 3 ประการนี้ สามารถทำได้โดยการดามกระดูกหักนั้นไว้ชั่วคราวด้วยวิธีการต่างๆ เช่น ใช้กระดาษม้วนเป็นแท่งกลมหรือไม้ประกบบริเวณที่กระดูกหักแล้วพันด้วยผ้าหรือเชือก โดยก่อนหน้าที่จะดามกระดูกดังกล่าว ควรจะพิจารณาดึงเพื่อให้ปลายกระดูกทั้งสองนั้นแยกจากกัน โดยเนื้อเยื่อที่ยังคงเหลืออยู่แล้วทอดข้ามปลายกระดูกทั้งสอง จะทำหน้าที่เป็นตัวดามกระดูก ด้วยผลของการดึงรั้งเนื้อเยื่อนั้น (Ligamentotaxis Effect) เป็นการลดการม้วนทับของเยื่อหุ้มกระดูก ซึ่งเป็นส่วนที่มีเส้นประสาทและทำให้มีอาการปวดเมื่อมีกระดูกหัก



รูปที่ 2.1 ผลของการดึงรั้งเนื้อเยื่อ

ในการช่วยจัดกระดูกเข้าที่ ขณะทำ Closed Reduction ในบางครั้งเยื่อบุกระดูกที่ทอดทับปลายกระดูกทั้ง 2 นั้นมาขวาง อยู่ระหว่างชิ้นกระดูกก็อาจเป็นอุปสรรคต่อการดึงกระดูกเข้าที่ หากพยายามดึงทั้งๆ ที่มีการขวางของเนื้อเยื่อดังกล่าวอาจก่อให้เกิดผลเสีย เช่น เนื้อเยื่อที่เชื่อมต่อนี้ขาดออกจากกันการแก้ไขก็จะยากยิ่งขึ้น ดังนั้นหากไม่สามารถดึงกระดูกหักเข้าที่ได้ภายใน 1-2 ครั้งแล้ว ควรเลิกความพยายามนั้นเสียเพื่อหยุดการเสียหายที่อาจเกิดขึ้นตามมาได้ ซึ่งความล้มเหลวจากการดึงกระดูกเข้าที่นี้ก็เป็นข้อบ่งชี้ให้การรักษากระดูกหักนั้นด้วยการผ่าตัดต่อไป ดังรูปที่ 2.2



รูปที่ 2.2 เยื่อบุกระดูกเข้าขวางการดึงเข้าที่

ส่วนการปฐมพยาบาลเบื้องต้นในผู้ป่วยที่มีข้อเคลื่อน ก็มีจุดประสงค์เช่นเดียวกับการปฐมพยาบาลผู้ป่วยกระดูกหักคือ เพื่อลดอาการปวดและป้องกันการบาดเจ็บที่จะเกิดกับเส้นเลือดและเส้นประสาทที่อยู่รอบๆ เช่นเดียวกัน ส่วนวิธีการก็ทำโดยการประคองบริเวณที่เคลื่อนนั้นไว้ เช่นกรณีที่ข้อหัวไหล่เคลื่อนก็ควรใช้ผ้าคล้องแขนไว้เพื่อแบ่งเบาน้ำหนักของแขนที่จะดึงรั้งข้อหัวไหล่ลงมา

การดึงข้อกลับเข้าที่ถือเป็นความเร่งด่วนในการจัดการ ควรกระทำด้วยความระมัดระวังอย่างมาก หัวใจของการดึงข้อเคลื่อนให้เข้าที่ก็คือ ต้องลดความตึงของกล้ามเนื้อที่ดามข้อที่หลุดนั้น เพื่อให้ส่วนปลายของข้อที่ขัดกันอยู่นั้นแยกออกจากกัน และสาเหตุของความตึงของกล้ามเนื้อเหล่านี้ก็คือการเกร็งตัวของกล้ามเนื้อนั้นจากการตอบสนองต่อความเจ็บปวด จึงจำเป็นต้องลดอาการปวดไปพร้อมกัน ซึ่งต้องพิจารณาให้ดีว่า ผู้ป่วยรายนี้ควรได้รับการกินยาลดปวดและคลายกล้ามเนื้อชนิดใดจึงจะเหมาะสม และวางแผนล่วงหน้าไว้ หากการดึงนั้นล้มเหลว ควรจำเป็นต้องปรึกษาวิสัญญีแพทย์เพื่อให้การระงับปวดและคลายกล้ามเนื้อเหมาะสมต่อไป การงดน้ำและอาหารอาจจำเป็นในช่วงนี้ ซึ่งก็มีประโยชน์ หากผู้ป่วยจำเป็นต้องเข้ารับการรักษาโดยการผ่าตัดต่อไป

เมื่อซักประวัติและตรวจร่างกายและให้การรักษาเบื้องต้นได้ครบถ้วนแล้ว ลำดับถัดไปก็จะเป็นการใช้เครื่องมือในการช่วยวินิจฉัยต่อไปเป็น X–ray หรือ MRI ในกรณีที่การวินิจฉัยนั้นต้องการยืนยันหรือเพื่อให้ได้ข้อมูล ในการวินิจฉัยที่ละเอียดลึกซึ้งลงไปอีก นอกจากนั้นในผู้ป่วยที่ไม่สามารถให้ความร่วมมือในการให้ข้อมูลของอาการและอาการแสดง เช่น ผู้ป่วยหมดสติ, เด็กเล็ก, ผู้ป่วยบาดเจ็บทางสมองก็จะสามารถให้ข้อมูลเพิ่มเติมแก่แพทย์ผู้รักษาด้วยวิธีนี้ต่อไป

2.3 การรักษาโดยการไม่ผ่าตัด

การรักษากระดูกหักโดยการไม่ต้องผ่าตัดนั้นมีการทำกันมาตั้งแต่สมัยก่อน ซึ่งเป็นพื้นฐานในการรักษากระดูกหัก โดยมีหลักใหญ่ๆ ก็คือ การจัดกระดูกให้เข้าที่ และดามเพื่อไม่ให้ปลายกระดูกหักเคลื่อนที่และใช้เวลานานเพียงพอ หลังจากนั้นก็ฟื้นฟูสมรรถภาพ เพื่อให้กระดูกแข็งแรงและกลับมาใช้งานได้ตามปกติ แต่ข้อด้อยของการรักษาแบบไม่ผ่าตัด ได้แก่ การที่ไม่สามารถดึงแนวหักของกระดูกให้เข้าที่ได้แนบกันสนิท, ไม่สามารถดามกระดูกให้แน่นหนาได้จนไม่มีการขยับเลย ดังนั้นการเริ่มใช้งานทันทีจึงเป็นไปไม่ได้ต้องใช้ระยะเวลาหนึ่ง นอกจากนี้อาจเป็นสาเหตุของข้อยึดติดได้ เนื่องจากข้อที่อยู่เหนือและต่ำกว่าตำแหน่งที่กระดูกหักนั้นจะต้องถูกดามไว้ด้วย

จุดประสงค์ของการรักษาทั้งหมดของกระดูกหักก็คือ การทำให้กระดูกเชื่อมต่อกันและใช้งานได้ ดังนั้นจึงต้องมีความรู้ในเรื่องของ Bone Healing เพื่อช่วยให้กระดูกเชื่อมติดกันได้เร็วที่สุด และอยู่ในตำแหน่งที่เหมาะสมด้วยและความรู้ทางชีวกลศาสตร์จะช่วยอธิบายสาเหตุและกลไกการเกิดกระดูกหัก, วิธีการจัดกระดูกหักกลับเข้าที่, วิธีการยึดกระดูกหักนั้นไว้ และความแข็งแรงของเครื่องมือที่ใช้ยึดกระดูก

2.4 แรงกระทำก่อให้เกิดภาวะกระดูกหัก

โดยทั่วไปแรงที่มากระทำภายนอกต่อวัตถุและทำให้วัตถุเสียรูปจนกระทั่งหักนั้น แบ่งได้เป็น 2 อย่างคือ แรงที่มากระทำบนวัตถุมีขนาดสูงมากๆ (Ultimate Strength) เกินค่าที่วัตถุนั้นจะทนทานได้ทันทีในครั้งเดียว จะทำให้เกิดกระดูกหักทันที (Acute Fracture) แรงที่มากระทำมีขนาดไม่สูงมากจนทำให้กระดูกหักทันทีในการลงน้ำหนักครั้งเดียว แต่การได้รับแรงกระทำซ้ำๆ กัน (Cyclic Loading) จะทำให้กระดูกเกิดการร้าวภายใน เนื่องจากการล้าของเนื้อกระดูกนั้น (Fatigue Failure) และแตกในที่สุด (Fatigue Fracture) การแตกร้าวชนิดนี้พบในผู้ที่ต้องทำการฝึกหนักๆ เช่น ทหาร, ตำรวจ, นักกีฬา ซึ่งจะไม่ขอกล่าวในที่นี้

ในกลุ่มแรกที่แรงกระทำนั้นก่อให้เกิดกระดูกหักในการรับแรงเพียงครั้งเดียว อาจแบ่งชนิดของแรงได้เป็น Direct Force แรงชนิดนี้จะกระทำต่อวัตถุโดยตรง ณ ตำแหน่งนั้นๆ และทำให้เกิดการแตกหักเกิดที่จุดรับแรง แรงเหล่านี้ ได้แก่ การถูกกระสุนปืน, การถูกของแข็งฟาดโดยตรง หรือการตกจากที่สูง ลักษณะของการแตกจะชัดเจน โดยการแตกออกเป็นชิ้นเล็กๆ ละเอียด (Comminution) หรือรอยแตกเป็นแนวขวาง (Transverse Fracture) เป็นต้น Indirect Force เป็นแรงที่ก่อให้เกิดการแตกหักของกระดูกโดยที่ตำแหน่งของการแตกนั้น เป็นคนละตำแหน่งกับแรงที่มากระทำ อาจแบ่งได้เป็นแรงชนิดต่างๆ ดังต่อไปนี้ ดังรูปที่ 2.3

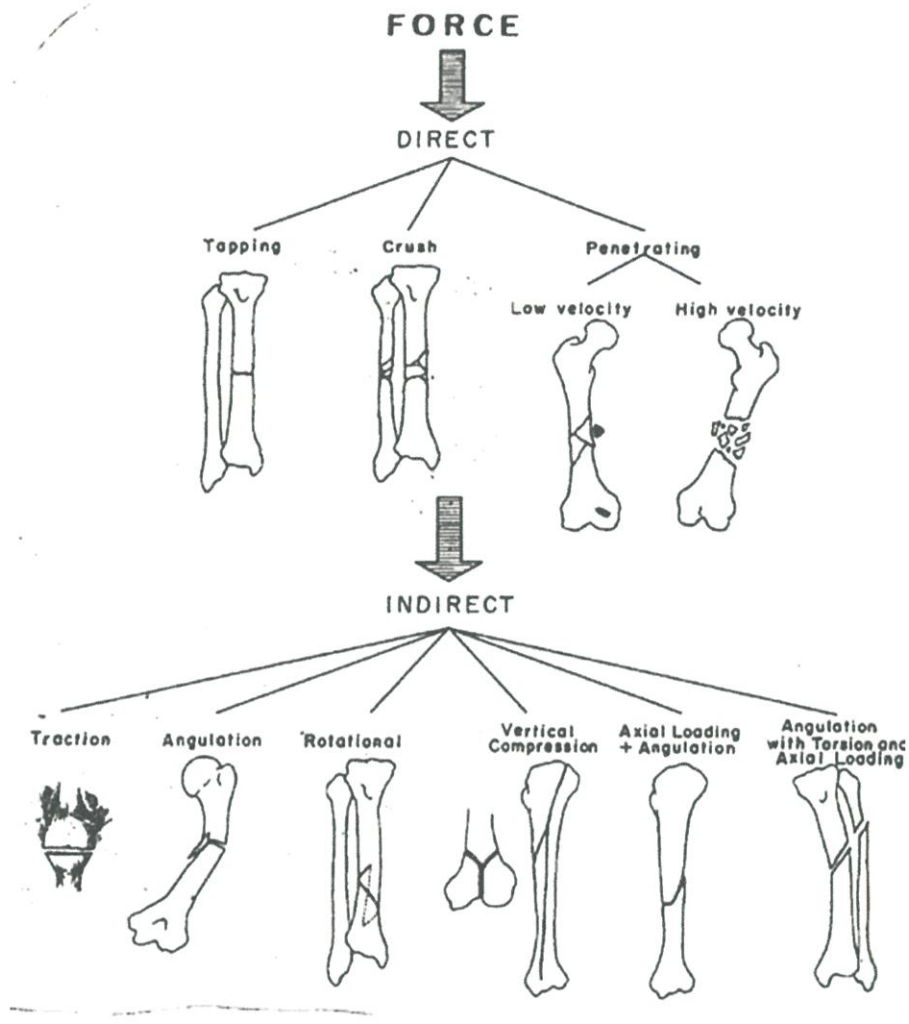
แรงดัด (Bending Force) แรงชนิดนี้จะก่อให้เกิดการงอตัวของวัตถุที่มีรูปร่างยาว กล่าวคือด้านหนึ่งของวัตถุจะรับแรงกด อีกด้านหนึ่งจะรับแรงดึง ทำให้เกิดการแตกเป็นแนวขวาง (Transverse Fracture) หรือมีการแตกละเอียดซีกหนึ่ง

แรงบิดหมุน (Rotational Force) เป็นแรงที่กระทำรอบแกนตามแนวยาวของวัตถุ ทำให้วัตถุผิดรูป การหมุนรอบเป็นเกลียวรอบแกนตามยาวของวัตถุนั้น ทำให้เกิดการแตกหักเป็นรูปเกลียว (Spiral Fracture)

แรงที่กระทำตามแนวยาวของวัตถุ (Axial Load) จะก่อให้เกิดความเครียด (Stress) ในวัตถุแล้วทำให้มีการผิดรูป (Strain) ขึ้น หากมีจุดอ่อนในวัตถุที่ทำให้แนวแรงผ่านไปไม่สะดวก ก็จะเกิดการเปลี่ยนแปลงแนวแรงบริเวณนั้นอย่างรวดเร็ว ซึ่งจะทำให้เกิดการแตกหักบริเวณนั้น เป็นลักษณะของการระเบิดออกมาทุกๆ ทาง (Burst Fracture)

แรงเฉือน (Shear Force) แรงที่กระทำนี้จะไม่ได้กระทำเป็นจุด แต่กระทำเป็นแนวต่อเนื่องกัน ทำให้บริเวณรอบของแนวแรงในทิศทางตรงกันข้ามเกิดความเครียดขึ้น (Shear Stress) ซึ่งมีค่าเท่ากับขนาดของแรงต่อพื้นที่ที่รับแรงนี้ ลักษณะของ Shear Force จะทำให้การแตกหักเกิดเป็นหลายท่อนได้ (Segmental Fracture)

แรงดึง (Traction Force) ทำให้วัตถุขาดออกจากกันเป็นแนวขวาง (Transverse Fracture)



รูปที่ 2.3 กลไกการเกิดกระดูกหักอันเนื่องมาจากแรงชนิดต่างๆ

การเข้าใจชีวกลศาสตร์เหล่านี้ ทำให้สามารถบอกลักษณะของแรงที่มาทำให้กระดูกหัก (Deformity Force) จากลักษณะหักของกระดูกนั้นได้ ดังนั้นภาพถ่ายรังสีจึงมีประโยชน์มาก ทำให้สามารถมองย้อนกลับไปหากลไกของแรงที่ทำให้กระดูกหัก และให้การรักษาเบื้องต้นในการจัดกระดูกเข้าที่ โดยการย้อนกลับกับแนวแรงที่ทำให้กระดูกนั้นหัก (Reverse Mechanism) ก็ทำการดึง (Traction) เพื่อให้กระดูกที่ขัดกันอยู่นั้นแยกออกจากกันเสียก่อน

จุดประสงค์ของการรักษากระดูกหักทั้งหมดก็คือ การทำให้กระดูกเชื่อมติดกันมาใช้งานได้ (Union and Function) ในส่วนของความรู้เบื้องต้นทางชีวกลศาสตร์นี้ จะเป็นส่วนที่จะช่วยให้การจัดกระดูกเข้าที่อย่างเหมาะสม เมื่อกระดูกเชื่อมต่อกันแล้วไม่เกิดความพิการต่อมา อย่างไรก็ตามการรักษาที่สมบูรณ์จะเกิดขึ้นได้ก็ต่อเมื่อกระดูกเชื่อมต่อกันสนิท ดังนั้นประการสำคัญที่ต้องคำนึงถึงอีกอย่างหนึ่งก็คือ การช่วยประคับประคองให้กระดูกเชื่อมกันอย่างเร็วที่สุด

2.5 องค์ประกอบของการเชื่อมต่อกันของกระดูก

เนื่องจากกระบวนการเชื่อมต่อกันของกระดูกมีองค์ประกอบหลายอย่าง อันได้แก่ ปริมาณเลือดไปเลี้ยงซึ่งจะนำ Oxygen และสารอาหารที่สำคัญเพื่อนำไปสร้างเนื้อเยื่อ, เกลือแร่เพื่อจะนำไปสร้างและให้ความแข็งแรงกับกระดูกปราศจากการติดเชื้อ มีความสำคัญในผู้ป่วยที่มีกระดูกแตกและมีแผลเปิด เนื่องจากการติดเชื้อจะทำให้กระดูกเชื่อมติดกันยากมาก การตรึงปลายของกระดูกหักให้อยู่นิ่ง เนื่องจากปลายกระดูกที่ขยับไปมานั้นจะก่อให้เกิดการสร้างเนื้อเยื่อพังผืด แทนที่จะเป็นการสร้างเนื้อกระดูกแทนแรงที่กระทำภายนอก เนื่องจาก Cell Osteoblast และ Osteoclast ทำหน้าที่ในการสร้างและปรับรูปร่างของกระดูก จะตอบสนองต่อแรงที่มากระทำต่อกระดูก ดังนั้นหากไม่มีแรงภายนอกตามมากระทำ จะพบว่ากระดูกบริเวณนั้นจะบางลง

การดามกระดูกหักให้อยู่นิ่งนั้น จึงต้องจัดให้เหมาะสมโดยอาศัยหลักของชีวกลศาสตร์ร่วมไปกับชีววิทยาของการเชื่อมติดกันของกระดูก (Biology of Bone Healing) กระดูกก็อาจจะเชื่อมต่อกันด้วย Direct Bone Healing ซึ่งจะมีลักษณะของ Osteonal Remodeling หรือโดย Non-rigid Stabilization ก็จะก่อให้เกิด Bridging Preinstall Callus Endochondral Healing ได้ ไม่ว่าจะเป็นการรักษาโดยวิธีใดก็ตามนั้นความรู้ทางชีวกลศาสตร์ และชีววิทยาของการเชื่อมต่อกันของกระดูกนั้นส่วนมีบทบาทสำคัญทั้งสิ้น

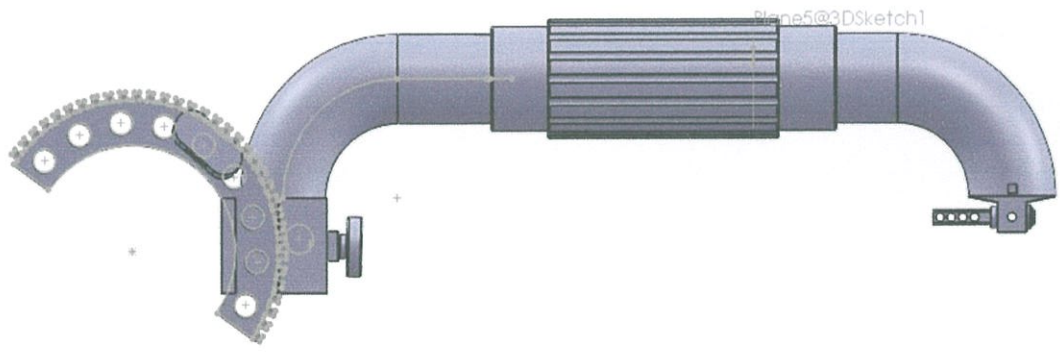
2.6 การจัดกระดูกให้เข้าที่

หลักทั่วไปในการดึงกระดูกเข้าที่ก็คือ การจัดให้ปลายของกระดูกหักนั้นสบกันเข้าที่สนิท โดยอาศัยความรู้พื้นฐานที่ว่า แรงกระทำที่ก่อให้เกิดกระดูกหักนั้นจะทำให้มีการฉีกขาดของเยื่อบุกระดูกและกล้ามเนื้อร่วมไปด้วย แต่ลักษณะและปริมาณการฉีกขาดนั้นมีมากน้อยแตกต่างกันไป และกระดูกที่หักนั้นก็จะเคลื่อนที่ออกจากกันไปได้ ทำให้มีการสบกันที่ผิดปกติ การเริ่มต้นจัดกระดูกให้เข้าที่ ทำได้โดยการดึงปลายกระดูกที่หักและสบกันผิดปกติ ให้แยกออกจากกันก่อนแล้วจึงย้อนทางกลไกของแรงที่ทำให้เกิดกระดูกหักขึ้น การดึงปลายกระดูกที่สบกันผิดปกติให้แยกออกจากกันนี้ มักไม่ค่อยมีอันตราย ยกเว้นในกรณีที่มีการฉีกขาดอย่างรุนแรงของเนื้อเยื่อรอบๆ กระดูกที่หักนั้นมาก่อน เช่น กรณีที่เป็นแรงดึง (Tension Force) ดังนั้นหากเยื่อบุกระดูกและกล้ามเนื้อรอบๆ ฉีกขาดจนไม่สามารถรับแรงดึงดังกล่าวนี้ได้แล้ว ก็จะทำให้เกิดอันตรายต่อเส้นเลือดและเส้นประสาทที่อยู่รอบๆ ได้ ในบางรายอาจมีอันตรายถึงชีวิตได้ เช่น กรณีผู้ป่วยบาดเจ็บที่คอ และมีการขาดของ Dento-occipital Ligament การดึงศีรษะในกรณีนี้อันตรายมาก เนื่องจากอาจทำให้เกิดการบาดเจ็บต่อก้านสมองและเส้นเลือด Vertebro-basilar Artery ได้ หลังจากดึงปลายกระดูกที่สบกันผิดปกติออกจากกันแล้ว ทำการย้อนกลับทางกับแนวแรงที่เป็นกลไกของการบาดเจ็บ เช่น ถ้าเป็นแรงบิดหมุน (Torque) ก็ทำการหมุนกลับทาง ถ้าเป็นแรงดึงงอ (Bending Force) ก็ทำการงอกลับอีกข้างหนึ่ง

ในการดึงกระดูกที่สบกันผิดปกติออกจากกันนั้น สามารถใช้การทุ่นแรงได้โดยการดึงตามแรงโน้มถ่วงโลก ถ้าทำได้พยายามจัดให้กระดูกอยู่ในแนวดิ่ง เช่น ถ้าเป็นกระดูกขาท่อนล่างหัก การงอเข่าจะทำให้แนวการดึงง่ายเข้า, ถ้าเป็นแขนท่อนปลายหัก การใช้เครื่องมือช่วยห้อย เช่น Chinese Finger Trap และผู้ป่วยนอนในท่างอข้อศอกจะทำให้การดึงมีประสิทธิภาพเช่นกัน

2.7 ส่วนประกอบของเครื่องยึดจัดตำแหน่งกระดูก (Bone Reposition Tool)

2.7.1 โครงเครื่องยึดจัดตำแหน่งกระดูก เป็นโครงสร้างใช้หลักการแมคคานิกส์ในการเคลื่อนที่โดยมีมอเตอร์เป็นตัวขับเคลื่อนแมคคานิกส์ โดยวัสดุจะเป็นอลูมิเนียมอัลลอยเพื่อน้ำหนักที่เบาแต่แข็งแรง ดังรูปที่ 2.4



รูปที่ 2.4 โครงเครื่องยึดจัดตำแหน่งกระดูก (Bone Reposition Tool)

2.7.2 มอเตอร์ มอเตอร์ไฟฟ้าเป็นอุปกรณ์ที่นิยมใช้กันอย่างแพร่หลายในโรงงานต่างเป็นอุปกรณ์ที่ใช้ควบคุมเครื่องจักรกลต่างๆในงานอุตสาหกรรมมอเตอร์มีหลายแบบหลายชนิดที่ใช้ให้เหมาะสมกับงานดังนั้นเราจึงต้องทราบถึงความหมายและชนิดของมอเตอร์ไฟฟ้าตลอดคุณสมบัติการใช้งานของมอเตอร์แต่ละชนิดเพื่อให้เกิดประสิทธิภาพสูงสุดในการใช้งานของมอเตอร์นั้นๆและสามารถเลือกใช้งานให้เหมาะสมกับงานออกแบบระบบประปาหมู่บ้านหรืองานอื่นที่เกี่ยวข้องได้

ความหมายของมอเตอร์และการจำแนกชนิดของมอเตอร์

มอเตอร์ไฟฟ้า (Motor) หมายถึงเป็นเครื่องกลไฟฟ้าชนิดหนึ่งที่เปลี่ยนแปลงพลังงานไฟฟ้ามาเป็นพลังงานกล มอเตอร์ไฟฟ้าที่ใช้พลังงานไฟฟ้าเปลี่ยนเป็นพลังงานกลมีทั้งพลังงานไฟฟ้ากระแสสลับและพลังงานไฟฟ้ากระแสตรง ดังรูปที่ 2.5

รูปที่ 2.5 มอเตอร์

ชนิดของมอเตอร์ไฟฟ้า มอเตอร์ไฟฟ้าแบ่งออกตามการใช้ของกระแสไฟฟ้าได้ 2 ชนิดดังนี้

มอเตอร์ไฟฟ้ากระแสสลับ (Alternating Current Motor) หรือเรียกว่า เอ.ซี. มอเตอร์ (A.C. Motor) การแบ่งชนิดของมอเตอร์ไฟฟ้าสลับแบ่งออกแบ่งออกเป็น 3 ชนิด ได้แก่

1. มอเตอร์ไฟฟ้ากระแสสลับชนิด 1 เฟส หรือซิงเกิลเฟสมอเตอร์ (A.C. Sing Phase Motor)
   - สปลิทเฟสมอเตอร์ (Split-phase Motor)
   - คาปาซิเตอร์มอเตอร์ (Capacitor Motor)
   - รีพัลชั่นมอเตอร์ (Repulsion-type Motor)
   - ยูนิเวอร์แวซลมอเตอร์ (Universal Motor)
   - เช็ดเดดโพลมอเตอร์ (Shaded-pole Motor)
2. มอเตอร์ไฟฟ้ากระแสสลับชนิด 2 เฟส หรือทูเฟสมอเตอร์ (A.C. Two Phase Motor)
3. มอเตอร์ไฟฟ้ากระแสสลับชนิด 3 เฟส หรือทีเฟสมอเตอร์ (A.C. Three Phase Motor)

มอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรง (Direct Current Motor) หรือ ดี.ซี. มอเตอร์ (D.C. Motor) การแบ่งชนิดของมอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรงแบ่งออกได้ 3 ชนิด ได้แก่

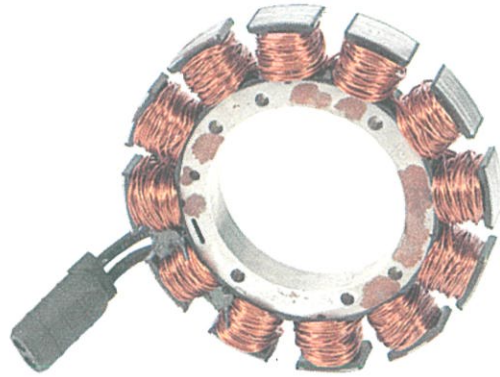
1. มอเตอร์แบบอนุกรม หรือเรียกว่า ซีรีส์มอเตอร์ (Series Motor)
2. มอเตอร์แบบอนุขนาน หรือเรียกว่า ชันท์มอเตอร์ (Shunt Motor)
3. มอเตอร์ไฟฟ้าแบบผสม หรือเรียกว่า คอมเปาวด์มอเตอร์ (Compound Motor)

มอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรงเป็นต้นกำลังขับเคลื่อนที่สำคัญอย่างหนึ่งในโรงงานอุตสาหกรรม เพราะมีคุณสมบัติที่ดีเด่น ในด้านการปรับความเร็วได้ตั้งแต่ความเร็วต่ำสุดจนถึงสูงสุด นิยมใช้กันมากในโรงงานอุตสาหกรรม เช่นโรงงานทอผ้า โรงงานเส้นใยโพลีเอสเตอร์ โรงงานถลุงโลหะ หรือให้เป็นต้นกำลังในการขับเคลื่อนรถไฟฟ้า เป็นต้น ในการศึกษาเกี่ยวกับมอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรงจึงควรรู้จักอุปกรณ์ต่างๆ ของมอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรงและเข้าใจถึงหลักการทำงานของมอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรงแบบต่างๆ

ส่วนประกอบของมอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรง มอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรงที่ส่วนประกอบที่สำคัญ 2 ส่วนดังนี้

1. ส่วนที่อยู่กับที่หรือที่เรียกว่าสเตเตอร์ (Stator) ประกอบด้วย

เฟรมหรือโยค (Frame or Yoke) เป็นโครงภายนอกทำหน้าที่เป็นทางเดินของเส้นแรงแม่เหล็กจากขั้วเหนือไปขั้วใต้ให้ครบวงจรและยึดส่วนประกอบอื่นๆ ให้แข็งแรงทำด้วยเหล็กหล่อหรือเหล็กแผ่นหนาม้วนเป็นรูปทรงกระบอก ดังรูปที่ 2.6



รูปที่ 2.6 สเตเตอร์

ขั้วแม่เหล็ก (Pole) ประกอบด้วย 2 ส่วนคือ แกนขั้วแม่เหล็กและขดลวด ดังรูปที่ 2.7

รูปที่ 2.7 ขดลวดพันอยู่รอบขั้วแม่เหล็ก

ส่วนแรกแกนขั้ว (Pole Core) ทำด้วยแผ่นเหล็กบางๆ กั้นด้วยฉนวนประกอบกันเป็นแท่งยึดติดกับเฟรม ส่วนปลายที่ทำเป็นรูปโค้งนั้นเพื่อโค้งรับรูปกลมของตัวโรเตอร์เรียกว่า ขั้วแม่เหล็ก (Pole Shoes) มีวัตถุประสงค์ให้ขั้วแม่เหล็กและโรเตอร์ใกล้ชิดกันมากที่สุดเพื่อให้เกิดช่องอากาศน้อยที่สุด จะมีผลให้เส้นแรงแม่เหล็ก จากขั้วแม่เหล็กผ่านไปยังโรเตอร์มากที่สุด แล้วทำให้เกิดแรงบิดหรือกำลังบิดของโรเตอร์มากเป็นการทำให้มอเตอร์มีกำลังหมุน ดังรูปที่ 2.8

รูปที่ 2.8 ลักษณะของขั้วแม่เหล็ก

ส่วนที่สอง ขดลวดสนามแม่เหล็ก (Field Coil) จะพันอยู่รอบๆ แกนขั้วแม่เหล็กขดลวดนี้ทำหน้าที่รับกระแสจากภายนอก เพื่อสร้างเส้นแรงแม่เหล็กให้เกิดขึ้น และเส้นแรงแม่เหล็กนี้จะเกิดการหักล้าง และเสริมกันกับสนามแม่เหล็กของอาเมเจอร์ทำให้เกิดแรงบิดขึ้น

ตัวหมุน (Rotor) ตัวหมุนนี้ทำให้เกิดกำลังงานมีแกนวางอยู่ในตลับลูกปืน (Ball Bearing) ซึ่งประกอบด้วย 4 ส่วนด้วยกัน คือ

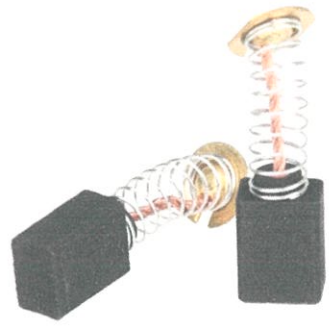
แกนเพลา (Shaft) เป็นตัวสำหรับยึดคอมมิวเตเตอร์ และยึดแกนเหล็กอาร์มาเจอร์ (Armature Core) ประกอบเป็นตัวโรเตอร์แกนเพลานี้จะวางอยู่บนแบริ่ง เพื่อบังคับให้หมุนอยู่ในแนวนิ่งไม่มีการสั่นสะเทือน

แกนเหล็กอาร์มาเจอร์ (Armature Core) ทำด้วยแผ่นเหล็กบางอาบฉนวน (Laminated Sheet Steel) เป็นที่สำหรับพันขดลวดอาร์มาเจอร์ซึ่งสร้างแรงบิด (Torque)

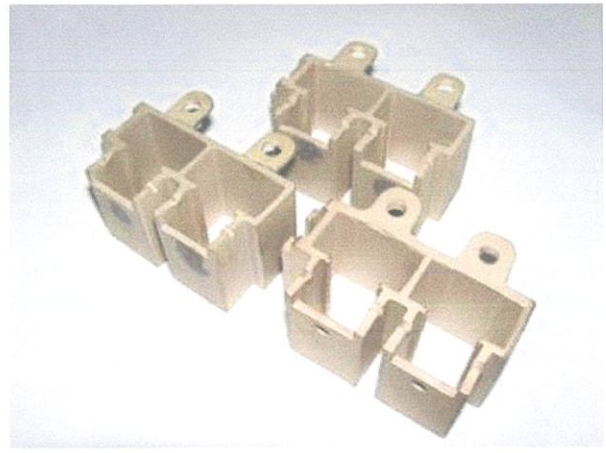
คอมมิวเตเตอร์ (Commutator) ทำด้วยทองแดงออกแบบเป็นซี่แต่ละซี่มีฉนวนไมก้า (Mica) คั่นระหว่างซี่ของคอมมิวเตเตอร์ ส่วนหัวซี่ของคอมมิวเตเตอร์ จะมีร่องสำหรับใส่ปลายสายของขดลวดอาร์มาเจอร์ ตัวคอมมิวเตเตอร์นี้อัดแน่นติดกับแกนเพลา เป็นรูปกลมทรงกระบอก มีหน้าที่สัมผัสกับแปรงถ่าน (Carbon Brushes) เพื่อรับกระแสจากสายป้อนเข้าไปยังขดลวดอาร์มาเจอร์ เพื่อสร้างเส้นแรงแม่เหล็กอีกส่วนหนึ่งให้เกิดการหักล้างและเสริมกันกับเส้นแรงแม่เหล็กอีกส่วน ซึ่งเกิดจากขดลวดขั้วแม่เหล็ก ดังกล่าวมาแล้วเรียกว่าปฏิกิริยามอเตอร์ (Motor Action)

ขดลวดอาร์มาเจอร์ (Armature Winding) เป็นขดลวดพันอยู่ในร่องสลอท (Slot) ของแกนอาร์มาเจอร์ ขนาดของลวดจะเล็กหรือใหญ่ และจำนวนรอบจะมากหรือน้อยนั้นขึ้นอยู่กับการออกแบบของตัวโรเตอร์ชนิดนั้นๆ เพื่อที่จะให้เหมาะสมกับงานต่างๆ ที่ต้องการ ควรศึกษาต่อไปในเรื่องการพันอาร์มาเจอร์ (Armature Winding) ในโอกาสต่อไป

แปรงถ่าน (Brushes) ทำด้วยคาร์บอนมีรูปร่างเป็นแท่งสี่เหลี่ยมผืนผ้า ในซองแปรงมีสปริงกดอยู่ด้านบน เพื่อให้ถ่านนี้สัมผัสกับซี่คอมมิวเตเตอร์ตลอดเวลาเพื่อรับกระแส และส่งกระแสไฟฟ้าระหว่างขดลวดอาร์มาเจอร์กับวงจรไฟฟ้าจากภายนอกคือ ถ้าเป็นมอเตอร์กระแสไฟฟ้าตรง จะทำหน้าที่รับกระแสจากภายนอกเข้าไปยังคอมมิวเตเตอร์ ให้ลวดอาร์มาเจอร์ เกิดแรงบิดทำให้มอเตอร์หมุนได้



รูปที่ 2.9 แปรงถ่าน



รูปที่ 2.10 ซองแปรงถ่าน

หลักการของมอเตอร์กระแสไฟฟ้าตรง (Motor Action)

หลักการของมอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรง (Motor Action) เมื่อเป็นแรงดันกระแสไฟฟ้าตรงเข้าไปในมอเตอร์ ส่วนหนึ่งจะ แปรงถ่านผ่านคอมมิวเตเตอร์เข้าไปในขดลวดอาร์มาเจอร์สร้างสนามแม่เหล็กขึ้น และกระแสไฟฟ้าอีกส่วนหนึ่งจะไหลเข้าไปในขดลวดสนามแม่เหล็ก (Field coil) สร้างขั้วเหนือ-ใต้ขึ้น จะเกิดสนามแม่เหล็ก 2 สนาม ในขณะเดียวกันตามคุณสมบัติของเส้นแรงแม่เหล็ก จะไม่ตัดกันทิศทางตรงข้ามจะหักล้างกัน และทิศทางเดียวจะเสริมแรงกัน ทำให้เกิดแรงบิดในตัวอาร์มาเจอร์ ซึ่งวางแกนเพลาและแกนเพลานี้ สวมอยู่กับตลับลูกปืนของมอเตอร์ ทำให้อาร์มาเจอร์นี้หมุนได้ ขณะที่ตัวอาร์มาเจอร์ทำหน้าที่หมุนได้นี้เรียกว่า โรเตอร์ (Rotor) ซึ่งหมายความว่าตัวหมุน การที่อำนาจเส้นแรงแม่เหล็กทั้งสองมีปฏิกิริยาต่อกัน ทำให้ขดลวดอาร์มาเจอร์ หรือโรเตอร์หมุนไปนั้นเป็นไปตามกฎซ้ายของเฟลมมิ่ง (Fleming'left Hand Rule)

2.8 ส่วนควบคุมเครื่องยืดจัดกระดูก

2.8.1 สวิตชิ่งเพาเวอร์ซัพพลาย (Switching Power Supply) เป็นแหล่งจ่ายไฟตรงคงค่าแรงดันแบบหนึ่ง และสามารถเปลี่ยนแรงดันไฟจากสลับโวลต์สูงให้เป็นแรงดันไฟตรงค่าต่ำ เพื่อใช้ในงานอิเล็กทรอนิกส์ได้เช่นเดียวกันแหล่งจ่ายไฟเชิงเส้น (Linear Power Supply) ถึงแม้เพาเวอร์ซัพพลายทั้งสองแบบจะต้องมีการใช้หม้อแปลง ในการลดทอนแรงดันสูงให้เป็นแรงดันต่ำเช่นเดียวกัน แต่สวิตชิ่งเพาเวอร์ซัพพลายจะต้องการใช้หม้อแปลงที่มีขนาดเล็กและน้ำหนักน้อย เมื่อเทียบกับแหล่งจ่ายไฟเชิงเส้น อีกทั้งสวิตชิ่งเพาเวอร์ซัพพลายยังมีประสิทธิภาพสูงกว่าอีกด้วย

ในปัจจุบันสวิตชิ่งเพาเวอร์ซัพพลายได้เข้ามามีบทบาทกับชีวิตอย่างมาก เครื่องใช้อิเล็กทรอนิกส์ขนาดเล็กซึ่งต้องการแหล่งจ่ายไฟที่มีกำลังสูงแต่มีขนาดเล็ก เช่น เครื่องคอมพิวเตอร์ เครื่องโทรสาร และโทรทัศน์ จำเป็นจะต้องใช้สวิตชิ่งเพาเวอร์ซัพพลาย แนวโน้มการนำสวิตชิ่งเพาเวอร์ซัพพลายมาใช้ในเครื่องใช้อิเล็กทรอนิกส์ทุกประเภทจึงเป็นไปได้สูง การศึกษาหลักการทำงาน

และการออกแบบสวิตชิ่งเพาเวอร์ซัพพลาย จึงเป็นสิ่งจำเป็นที่ไม่อาจหลีกเลี่ยงได้สำหรับผู้ที่เกี่ยวข้องกับงานอิเล็กทรอนิกส์ทุกประเภท

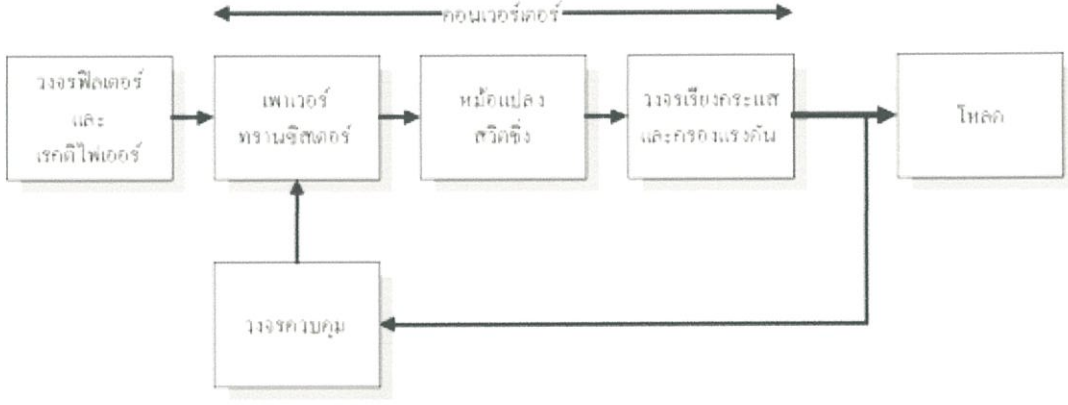
ข้อได้เปรียบของสวิตชิ่งเพาเวอร์ซัพพลาย เมื่อเปรียบเทียบกับแหล่งจ่ายไฟเชิงเส้นคือ ประสิทธิภาพที่สูง ขนาดเล็ก และน้ำหนักเบากว่าแหล่งจ่ายไฟเชิงเส้น เนื่องจากแหล่งจ่ายไฟเชิงเส้นใช้หม้อแปลงความถี่ต่ำจึงมีขนาดใหญ่ และน้ำหนักมาก ขณะใช้งานจะมีแรงดันและกระแสผ่านตัวหม้อแปลงตลอดเวลา กำลังงานสูญเสียที่เกิดจากหม้อแปลงจึงมีค่าสูง การคงค่าแรงดันแหล่งจ่ายไฟเชิงเส้นส่วนมากจะใช้เพาเวอร์ทรานซิสเตอร์ต่ออนุกรมที่เอาต์พุตเพื่อจ่ายกระแสและคงที่แรงดัน กำลังงานสูญเสียในรูปความร้อนจะมีค่าสูงและต้องใช้แผ่นระบายความร้อนขนาดใหญ่ซึ่งกินเนื้อที่ เมื่อเพาเวอร์ซัพพลายต้องการกำลังงานสูงๆ จะทำให้มีขนาดใหญ่และมีน้ำหนักมาก ปกติแหล่งจ่ายไฟเชิงเส้นจะมีประสิทธิภาพประมาณ 30 เปอร์เซ็นต์หรืออาจทำได้สูงถึง 50 เปอร์เซ็นต์ ในบางกรณีซึ่งนับได้ว่าค่อนข้างต่ำเมื่อเปรียบเทียบกับสวิตชิ่งเพาเวอร์ซัพพลายซึ่งมีประสิทธิภาพในช่วง 65 – 80 เปอร์เซ็นต์

สวิตชิ่งเพาเวอร์ซัพพลายมีช่วงเวลาโคลสต์อัพประมาณ 20×10^{-3} ถึง 50×10^{-3} วินาที ในขณะที่แหล่งจ่ายไฟเชิงเส้นจะทำได้เพียงประมาณ 2×10^{-3} วินาที ซึ่งมีผลต่อการจัดหาแหล่งจ่ายไฟสำรองเพื่อป้องกันการหยุดทำงานของอุปกรณ์ที่ใช้กับเพาเวอร์ซัพพลาย เมื่อเกิดการหยุดจ่ายแรงดันไฟสลับ รวมทั้งสวิตชิ่งเพาเวอร์ซัพพลาย สามารถทำงานได้ในช่วงแรงดันอินพุตค่อนข้างกว้าง จึงยังคงสามารถทำงานได้เมื่อเกิดกรณีแรงดันไฟตกอีกด้วย

อย่างไรก็ตามสวิตชิ่งเพาเวอร์ซัพพลายจะมีเสถียรภาพในการทำงานที่ต่ำกว่า และก่อให้เกิดสัญญาณรบกวนได้สูงเมื่อเปรียบเทียบกับแหล่งจ่ายไฟเชิงเส้น รวมทั้งสวิตชิ่งเพาเวอร์ซัพพลายยังมีความซับซ้อนของวงจรมากกว่า และมีราคาสูงที่กำลังงานต่ำๆ แหล่งจ่ายไฟเชิงเส้นจะประหยัดกว่าและให้ผลดีเท่าเทียมกัน ดังนั้นสวิตชิ่งเพาเวอร์ซัพพลายจึงมักนิยมใช้กันในงานที่ต้องการกำลังงานตั้งแต่ 20 วัตต์ขึ้นไปเท่านั้น

หลักการทำงานของสวิตชิ่งเพาเวอร์ซัพพลาย

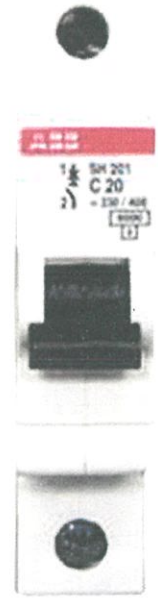
สวิตชิ่งเพาเวอร์ซัพพลายโดยทั่วไปมีองค์ประกอบพื้นฐานที่คล้ายคลึงกัน และไม่ซับซ้อนมากนัก ดังแสดงในรูปที่ 2.11 หัวใจสำคัญของสวิตชิ่งเพาเวอร์ซัพพลายจะอยู่ที่คอนเวอร์เตอร์ เนื่องจากทำหน้าที่ทั้งลดทอนแรงดันและคงค่าแรงดันเอาต์พุตด้วย องค์ประกอบต่างๆ ทำงานตามลำดับดังนี้



รูปที่ 2.11 องค์ประกอบพื้นฐานของสวิตชิ่งเพาเวอร์ซัพพลาย

แรงดันไฟสลับค่าสูงจะผ่านเข้ามาทางวงจร RFI ฟิลเตอร์ เพื่อกรองสัญญาณรบกวนและแปลงเป็นไฟตรงค่าสูงด้วยวงจรเรกติไฟเออร์ เพาเวอร์ทรานซิสเตอร์จะทำงานเป็นเพาเวอร์คอนเวอร์เตอร์โดยการตัดต่อแรงดันเป็นช่วงๆ ที่ความถี่ประมาณ 20-200 KHz จากนั้นจะผ่านไปยังหม้อแปลงสวิตชิ่งเพื่อลดแรงดันลง เอาต์พุตของหม้อแปลงจะต่อกับวงจรเรียงกระแส และกรองแรงดันให้เรียบ การคงค่าแรงดันจะทำได้โดยการป้อนกลับค่าแรงดันที่เอาต์พุตกลับมายังวงจรควบคุม เพื่อควบคุมให้เพาเวอร์ทรานซิสเตอร์นำกระแสมากขึ้น หรือน้อยลงตามการเปลี่ยนแปลงของแรงดันที่เอาต์พุต ซึ่งจะมีผลทำให้แรงดันเอาต์พุตคงที่ได้

2.8.2 เบรกเกอร์ไฟฟ้า เบรกเกอร์เป็นอุปกรณ์ทำหน้าที่ในการตัดวงจรไฟฟ้าแบบอัตโนมัติ เมื่อเกิดความผิดปกติในระบบ เพื่อเป็นการป้องกันความเสียหายที่จะเกิดขึ้นกับสายไฟ โหลด (Load) เช่น มอเตอร์, Generator หรืออุปกรณ์ไฟฟ้า เบรกเกอร์สามารถแบ่งตามขนาดเป็น 3 ประเภท ดังรูปที่ 2.12



รูปที่ 2.12 เบรกเกอร์ไฟฟ้า

1. MCB : Miniature Circuit Breaker (เบรกเกอร์ลูกย่อย) มีค่ากระแสน้อยกว่าหรือเท่ากับ 100 A ส่วนใหญ่ใช้ภายในบ้านพักอาศัย ติดตั้งภายในตู้ Consumer หรือตู้ Load Center

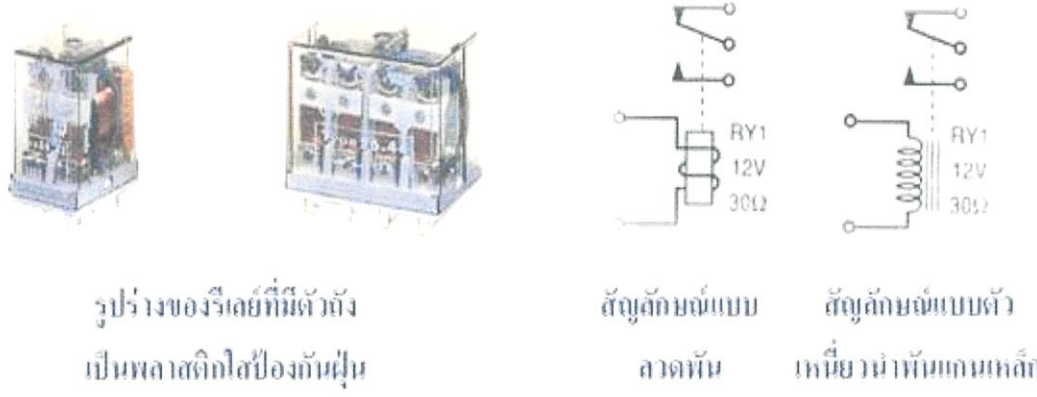
2. MCCB : Moulded Case Circuit Breaker (โมลเคสเซอร์กิตเบรกเกอร์) มีค่ากระแสน้อยกว่าหรือเท่ากับ 1600 A

3. ACB : Air Circuit Breaker (แอร์เซอร์กิตเบรกเกอร์) มีค่ากระแสน้อยกว่าหรือเท่ากับ 6300 A

รูปที่ 2.13 ประเภทของเบรกเกอร์ทั้ง 3 ประเภทตามขนาด

2.8.3 รีเลย์ (Relay)

เป็นอุปกรณ์ที่เปลี่ยนพลังงานไฟฟ้าให้เป็นพลังงานแม่เหล็ก เพื่อใช้ในการดึงดูดหน้าสัมผัสของคอนแทคให้เปลี่ยนสภาวะ โดยการป้อนกระแสไฟฟ้าให้กับขดลวด เพื่อทำการปิดหรือเปิดหน้าสัมผัสคล้ายกับสวิตช์อิเล็กทรอนิกส์ ซึ่งสามารถนำรีเลย์ไปประยุกต์ใช้ในการควบคุมวงจรต่างๆ ในงานช่างอิเล็กทรอนิกส์มากมาย ดังรูปที่ 2.14



รูปที่ 2.14 รีเลย์

ส่วนประกอบรีเลย์ ประกอบด้วยส่วนสำคัญ 2 ส่วนหลักก็คือ

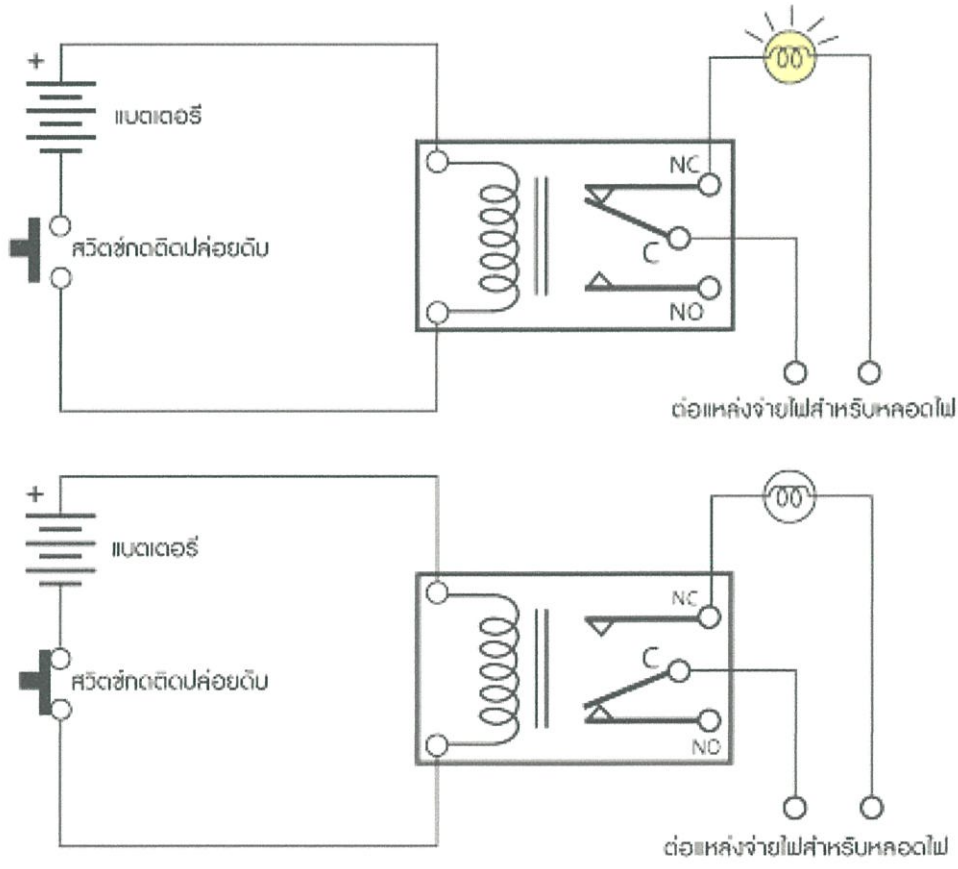
ส่วนของขดลวด (Coil) เหนี่ยวนำกระแสต่ำ ทำหน้าที่สร้างสนามแม่เหล็กไฟฟ้าให้แกนโลหะไปกระทุ้งให้หน้าสัมผัสต่อกัน ทำงานโดยการรับแรงดันจากภายนอกต่อคร่อมที่ขดลวดเหนี่ยวนำนี้ เมื่อขดลวดได้รับแรงดัน (ค่าแรงดันที่รีเลย์ต้องการขึ้นกับชนิดและรุ่นตามที่ผู้ผลิตกำหนด) จะเกิดสนามแม่เหล็กไฟฟ้าทำให้แกนโลหะด้านในไปกระทุ้งให้แผ่นหน้าสัมผัสต่อกัน

ส่วนของหน้าสัมผัส (Contact) ทำหน้าที่เหมือนสวิตช์จ่ายกระแสไฟให้กับอุปกรณ์ที่ต้องการ จุดต่อใช้งานมาตรฐาน ดังรูปที่ 2.15 ประกอบด้วย

1. จุดต่อ NC ย่อมาจาก Normal Close หมายความว่าปกติปิด หรือหากยังไม่จ่ายไฟให้ขดลวดเหนี่ยวนำหน้าสัมผัสจะติดกัน โดยทั่วไปมักต่อจุดนี้เข้ากับอุปกรณ์หรือเครื่องใช้ไฟฟ้าที่ต้องการให้ทำงานตลอดเวลา

2. จุดต่อ NO ย่อมาจาก Normal Open หมายความว่าปกติเปิด หรือหากยังไม่จ่ายไฟให้ขดลวดเหนี่ยวนำหน้าสัมผัสจะไม่ติดกัน โดยทั่วไปมักต่อจุดนี้เข้ากับอุปกรณ์หรือเครื่องใช้ไฟฟ้าที่ต้องการควบคุมการเปิดปิด เช่น โคมไฟสนามหรือหน้าบ้าน

3. จุดต่อ C ย่อมากจาก Common คือ จุดร่วมที่ต่อมาจากแหล่งจ่ายไฟ



รูปที่ 2.15 หน้าสัมผัสรีเลย์

ข้อคำถึงในการใช้งานรีเลย์ทั่วไป

1. แรงดันใช้งาน หรือแรงดันที่ทำให้รีเลย์ทำงานได้ หากดูที่ตัวรีเลย์จะระบุค่าแรงดันใช้งานไว้ (หากใช้ในงานอิเล็กทรอนิกส์ ส่วนมากจะใช้แรงดันกระแสตรงในการใช้งาน) เช่น 12 VDC คือ ต้องใช้แรงดันที่ 12 VDC เท่านั้นหากใช้มากกว่านี้ขดลวดภายในตัวรีเลย์อาจจะขาดได้ หรือหากใช้แรงดันต่ำกว่ามากรีเลย์จะไม่ทำงาน ส่วนในการต่อวงจรนั้นสามารถต่อขั้วใดก็ได้ เพราะตัวรีเลย์จะไม่ระบุขั้วต่อไว้ (นอกจากชนิดพิเศษ)

2. การใช้งานกระแสผ่านหน้าสัมผัส ซึ่งที่ตัวรีเลย์จะระบุไว้ เช่น 10 A 220 AC คือ หน้าสัมผัสของรีเลย์นั้นสามารถทนกระแสได้ 10 แอมแปร์ที่ 220 VAC แต่การใช้ก็ควรจะใช้งานที่ระดับกระแสต่ำเพราะถ้ากระแสมากรีเลย์จะเสียหายได้

3. จำนานหน้าสัมผัสการใช้งาน ควรดูว่ารีเลย์นั้นมีหน้าสัมผัสให้ใช้งานกี่อัน และมีขั้วคอมมอนด้วยหรือไม่

ประเภทของรีเลย์ เป็นอุปกรณ์ทำหน้าที่เป็นสวิตช์ มีหลักการทำงานคล้ายกับขดลวดแม่เหล็กไฟฟ้าหรือโซลินอยด์ (Solenoid) รีเลย์ใช้ในการควบคุมวงจรไฟฟ้าได้อย่างหลากหลาย รีเลย์เป็นสวิตช์ควบคุมที่ทำงานด้วยไฟฟ้า แบ่งออกตามลักษณะการใช้งานได้เป็น 2 ประเภทคือ

1. รีเลย์กำลัง (Power Relay) หรือมักเรียกกันว่าคอนแทกเตอร์ (Contactor or Magnetic Contactor) ใช้ในการควบคุมไฟฟ้ากำลังมีขนาดใหญ่กว่ารีเลย์ธรรมดา

2. รีเลย์ควบคุม (Control Relay) มีขนาดเล็กกำลังไฟฟ้าต่ำ ใช้ในวงจรควบคุมทั่วไปที่มีกำลังไฟฟ้าไม่มากนัก หรือเพื่อการควบคุมรีเลย์หรือคอนแทกเตอร์ขนาดใหญ่ รีเลย์ควบคุมบางทีเรียกกันง่ายๆ ว่า "รีเลย์"

ชนิดของรีเลย์ การแบ่งชนิดของรีเลย์สามารถแบ่งได้ 11 แบบคือ ชนิดของรีเลย์แบ่งตามลักษณะของคอยล์ หรือแบ่งตามลักษณะการใช้งาน (Application) ได้แก่ รีเลย์ดังต่อไปนี้

1. รีเลย์กระแส (Current Relay) คือ รีเลย์ที่ทำงานโดยใช้กระแสมีทั้งชนิดกระแสขาด (Under-current) และกระแสเกิน (Overcurrent)

2. รีเลย์แรงดัน (Voltage Relay) คือ รีเลย์ที่ทำงานโดยใช้แรงดันมีทั้งชนิดแรงดันขาด (Under-voltage) และแรงดันเกิน (Over Voltage)

3. รีเลย์ช่วย (Auxiliary Relay) คือ รีเลย์ที่เวลาใช้งานจะต้องประกอบเข้ากับรีเลย์ชนิดอื่นจึงจะทำงานได้

4. รีเลย์กำลัง (Power Relay) คือ รีเลย์ที่รวมเอาคุณสมบัติของรีเลย์กระแส และรีเลย์แรงดันเข้าด้วยกัน

5. รีเลย์เวลา (Time Relay) คือ รีเลย์ที่ทำงานโดยมีเวลาเข้ามาเกี่ยวข้องด้วย ซึ่งมีอยู่ด้วยกัน 4 แบบ คือ

(1) รีเลย์กระแสเกินชนิดเวลาผกผันกับกระแส (Inverse Time Over Current Relay) คือ รีเลย์ที่มีเวลาทำงานเป็นส่วนกลับกับกระแส

(2) รีเลย์กระแสเกินชนิดทำงานทันที (Instantaneous Over Current Relay) คือรีเลย์ที่ทำงานทันทีทันใดเมื่อมีกระแสไหลผ่านเกินกว่าที่กำหนดที่ตั้งไว้

(3) รีเลย์แบบดิฟฟินิตไทม์แล็ก (Definite Time Lag Relay) คือ รีเลย์ที่มีเวลาการทำงานไม่ขึ้นอยู่กับความมากน้อยของกระแสหรือค่าไฟฟ้าอื่นๆ ที่ทำให้เกิดงานขึ้น

(4) รีเลย์แบบอินเวอสดิฟฟินิตไทม์แล็ก (Inverse Definite Time Lag Relay) คือ รีเลย์ที่ทำงานโดยรวมเอาคุณสมบัติของเวลาผกผันกับกระแส (Inverse Time) และแบบดิฟฟินิตไทม์แล็ก (Definite Time Lag Relay) เข้าด้วยกัน

6. รีเลย์กระแสต่าง (Differential Relay) คือ รีเลย์ที่ทำงานโดยอาศัยผลต่างของกระแส

7. รีเลย์มีทิศ (Directional Relay) คือ รีเลย์ที่ทำงานเมื่อมีกระแสไหลผิดทิศทาง มีแบบรีเลย์กำลังมีทิศ (Directional Power Relay) และรีเลย์กระแสมีทิศ (Directional Current Relay)

8. รีเลย์ระยะทาง (Distance relay) คือ รีเลย์ระยะทางมีแบบต่างๆ ดังนี้

- รีแอกแตนซ์รีเลย์ (Reactance Relay)
- อิมพีแดนซ์รีเลย์ (Impedance Relay)
- โมห์รีเลย์ (Mho Relay)
- โอห์มรีเลย์ (Ohm Relay)
- โพลาไรซ์โมห์รีเลย์ (Polaized Mho Relay)
- ออฟเซทโมห์รีเลย์ (Off Set Mho Relay)

9. รีเลย์อุณหภูมิ (Temperature Relay) คือ รีเลย์ที่ทำงานตามอุณหภูมิที่ตั้งไว

10. รีเลย์ความถี่ (Frequency Relay) คือ รีเลย์ที่ทำงานเมื่อความถี่ของระบบต่ำกว่าหรือมากกว่าที่ตั้งไว้

11. บูคโฮลซ์รีเลย์ (Buchholz 's Relay) คือ รีเลย์ที่ทำงานด้วยก๊าซ ใช้กับหม้อแปลงที่แช่อยู่ในน้ำมันเมื่อเกิดฟอลต์ขึ้นภายในหม้อแปลง จะทำให้น้ำมันแตกตัวและเกิดก๊าซขึ้นภายในไปดันหน้าสัมผัสให้รีเลย์ทำงาน

ความรู้ทั่วไปเกี่ยวกับรีเลย์

หน้าที่ของรีเลย์ คือ เป็นอุปกรณ์ไฟฟ้าที่ใช้ตรวจสอบสภาพการณ์ของทุกส่วน ในระบบกำลังไฟฟ้าอยู่ตลอดเวลา หากระบบมีการทำงานที่ผิดปกติ รีเลย์จะเป็นตัวสั่งการให้ตัดส่วนที่ลัดวงจรหรือส่วนที่ทำงานผิดปกติออกจากระบบทันที โดยเซอร์กิตเบรกเกอร์จะเป็นตัวที่ตัดส่วนที่เกิดฟอลต์ออกจากระบบจริงๆ

ประโยชน์ของรีเลย์

1. ทำให้ระบบส่งกำลังมีเสถียรภาพ (Stability) สูงโดยรีเลย์จะตัดวงจรเฉพาะส่วนที่เกิดผิดปกติออกเท่านั้น ซึ่งจะเป็นการลดความเสียหายให้แก่ระบบน้อยที่สุด
2. ลดค่าใช้จ่ายในการซ่อมแซมส่วนที่เกิดผิดปกติ
3. ลดความเสียหายไม่เกิดลุกลามไปยังอุปกรณ์อื่นๆ
4. ทำให้ระบบไฟฟ้าไม่ดับทั้งระบบเมื่อเกิดฟอลต์ขึ้นในระบบ

คุณสมบัติที่ดีของรีเลย์

1. ต้องมีความไว (Sensitivity) คือ มีความสามารถในการตรวจพบสิ่งที่ผิดปกติเพียงเล็กน้อยได้

2. มีความเร็วในการทำงาน (Speed) คือ ความสามารถทำงานได้รวดเร็วทันใจ ไม่ทำให้เกิดความเสียหายแก่อุปกรณ์และไม่กระทบกระเทือนต่อระบบ โดยทั่วไปแล้วเวลาที่ใช้ในการตัดวงจรจะขึ้นอยู่กับระดับของแรงดันของระบบด้วย

ระบบ 6-10 kV จะต้องตัดวงจรภายในเวลา 1.5-3.0 วินาที

ระบบ 100-220 kV จะต้องตัดวงจรภายในเวลา 0.15-0.3 วินาที

ระบบ 300-500 kV จะต้องตัดวงจรภายในเวลา 0.1-0.12 วินาที

2.9 น้ำหนัก

ในทางวิทยาศาสตร์และวิศวกรรมศาสตร์ น้ำหนัก หมายถึงแรงบนวัตถุอันเนื่องมาจากความโน้มถ่วง ขนาดของน้ำหนักในปริมาณสเกลาร์ มักเขียนแทนด้วย W แบบตัวเอน คือผลคูณของมวลของวัตถุ m กับขนาดของความเร่ง เนื่องจากความโน้มถ่วง g นั่นคือ $W = mg$ ถ้าหากพิจารณาน้ำหนักว่าเป็นเวกเตอร์ จะเขียนแทนด้วย **W** แบบตัวหนา หน่วยวัดของน้ำหนักใช้อย่างเดียวกันกับหน่วยวัดของแรง ซึ่งหน่วยเอสไอก็คือ นิวตัน ยกตัวอย่าง วัตถุหนึ่งมีมวลเท่ากับ 1 กิโลกรัม มีน้ำหนักประมาณ 9.8 นิวตันบนพื้นผิวโลก มีน้ำหนักประมาณหนึ่งในหกเท่าบนพื้นผิวดวงจันทร์ และมีน้ำหนักที่เกือบจะเป็นศูนย์ในห้วงอวกาศที่ไกลออกไปจากเทหวัตถุ อันจะส่งผลให้เกิดความโน้มถ่วงเราสามารถหาแรงที่โลกดูดวัตถุใดๆ ได้เสมอจาก

$$F = ma \text{ (แทนค่า } a = g) \tag{2.1}$$

$$F = mg \tag{2.2}$$

แรงที่โลกดูดวัตถุนี้ จะเรียกชื่อเฉพาะว่า น้ำหนักนิยมใช้สัญลักษณ์เป็น W

ดังนั้นจาก $F = mg$ (แทนค่า $F = W$)

จะได้ $F = mg$

เมื่อ W คือ น้ำหนัก (นิวตัน)
m คือ มวล (กิโลกรัม)
g คือ ความเร่งเนื่องจากแรงโน้มถ่วงของโลก (เมตร/วินาที^2)

2.10 กำลัง (Power)

จากความรู้เรื่องงานพบว่างานที่เกิดจะเกี่ยวข้องกับแรง และการกระจัดเท่านั้นไม่เกี่ยวกับปริมาณอื่น เช่น ไม่เกี่ยวข้องกับเวลา แต่ยังมีปริมาณที่เกี่ยวข้องกับงานและเวลาที่ใช้ในการเกิดงานอีก เช่น งานที่ทำใช้เวลาน้อยกล่าวว่าจะมีกำลังมากกว่าในช่วงงานที่ทำในเวลาที่มากกว่า

นิยามกำลังคืออัตราที่ทำงานหรืองานที่เกิดขึ้นในหนึ่งหน่วยเวลา

กำหนดให้ W คือ งานที่ทำได้ มีหน่วยเป็นจูล (J)
t คือ เวลาที่ใช้ในการทำงาน มีหน่วยเป็นวินาที (s)
P คือ กำลัง

จากนิยามของกำลังเขียนเป็นสมการได้ว่า

$$P = W/t \quad (2.3)$$

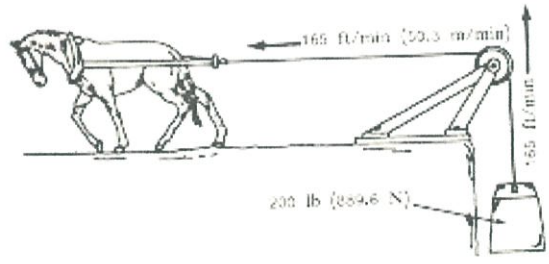
$$P = Fs/t \quad (2.4)$$

หน่วยของกำลัง คือ J/s หรือเรียกว่า Watt (วัตต์) "W"

การหากำลังของวัตถุที่เคลื่อนที่ด้วยความเร็ว V

ได้ว่า $P = FV$

กำลังม้า (Horsepower, hp) คือ กำลังของม้า 1 ตัวหรืออัตราการทำงานของม้า 1 ตัว เช่น เครื่องยนต์ 10 hp สามารถทำงานเท่ากับม้า 10 ตัวหนึ่งกำลังม้าคือ งาน 33,000 ฟุต-ปอนด์ต่อหนึ่งนาที (ft-lb/min) ม้าเดิน 165 ft ในเวลา 1 นาที และยกน้ำหนัก 200 lb ปริมาณงานที่ทำภายในเวลา 1 นาที คือ 33,000 ft-lb (165 ft x 200 lb)



รูปที่ 2.16 ม้าหนึ่งตัวสามารถทำงาน 33,000 ft-lb/min

ถ้าม้าทำงานดังกล่าวภายในเวลา 2 นาที ดังนั้นงานที่ทำต่อเวลา 1 นาที จะเป็นครึ่งหนึ่งของงานครั้งแรก หรือกำลังม้าเท่ากับ 1/2 hp สูตรการคำนวณหากำลังม้าคือ

$$hp = (ft\text{-}lb/min)/30000 \quad (2.5)$$

$$= LW/30000t$$

เมื่อ L หมายถึง ความยาวเป็นฟุต (เป็นระยะที่ W กระทำ)

W หมายถึง แรงเป็นปอนด์ (กระทำตลอดระยะความยาว L)

T หมายถึง เวลาเป็นนาที

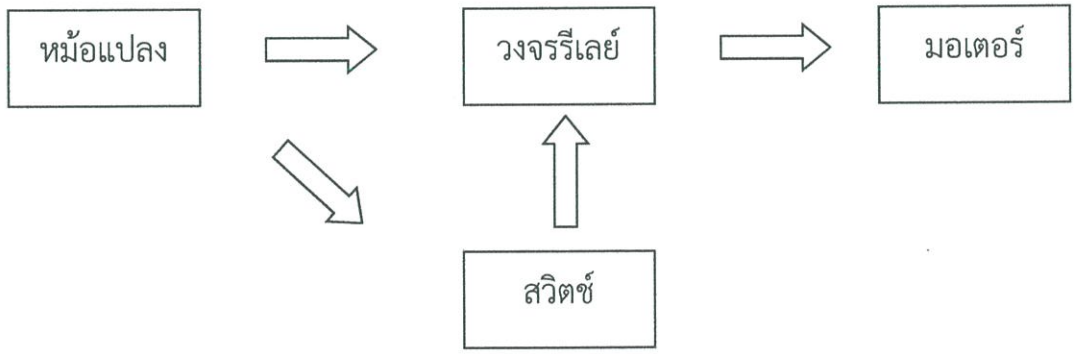
กำลัง 1 กำลังม้า (HP) มีค่า 746 วัตต์

บทที่ 3
การออกแบบและการจัดทำปริญญานิพนธ์

3.1 ภาพรวมการออกแบบ

แนวคิดของการออกแบบเครื่องยึดจัดตำแหน่งกระดูกนั้นมีหลักการคือ เข้าใจง่าย ทำงานง่าย และใช้งานง่าย จึงออกแบบให้กลไกภายในเป็นกลไกเฟืองสะพานที่ขยับเข้าออกได้ง่ายตามแรงหมุนของมอเตอร์ ส่วนกลไกด้านข้างใช้หลักการของน็อตและสกรูและมอเตอร์มาควบคุม โดยวงจรการควบคุมกลไกของเครื่องยึดจัดตำแหน่งกระดูกนี้เป็นวงจรรีเลย์ที่เข้าใจง่าย และผู้ใช้สามารถควบคุมทิศทางการหมุนของมอเตอร์ได้ผ่านทางกล่องควบคุม ที่มีระบุทิศทางการหมุนและส่วนที่ควบคุมไว้ชัดเจน โดยบล็อกไดอะแกรมของโครงงานจะแสดงในรูปที่ 3.1 และบล็อกไดอะแกรมของเครื่องยึดจัดตำแหน่งกระดูกจะแสดงในรูปที่ 3.2

รูปที่ 3.1 บล็อกไดอะแกรมของโครงงาน



รูปที่ 3.2 บล็อกไดอะแกรมของเครื่องยึดจัดตำแหน่งกระดูก

3.1.1 การคำนวณค่ากำลังของมอเตอร์ที่ใช้รองรับโหลดที่เกิด

จากสูตร $P = F \times V$ (3.1)

F = แรงกระทำจากขามนุษย์

V = ความเร็วที่จะให้ขาเคลื่อนที่

V นั้นจะค่าที่ได้จากมอเตอร์นั้นจะเป็นความเร็วรอบต่อนาที ให้เปลี่ยนให้เป็นเมตรต่อวินาที ซึ่งจะหาค่า V จากสูตร $V = RPM \times (\pi/30)$ จะได้

$$V = 0.523 \text{ m/s}$$

โดยที่ค่า RPM = 100 RPM/v คือค่ามอเตอร์หมุนต่อรอบ
F นั้นมีค่าเท่ากับ mg ตามขาคนมีมวลมากที่สุดเท่ากับ 5 kg

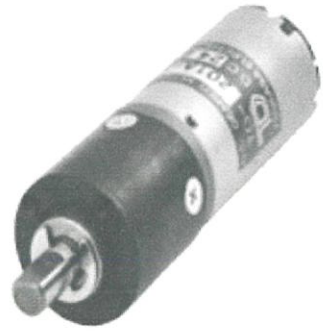
$$F = Mg \quad (3.2)$$
$$F = 5 \times 9.81$$
$$F = 49.05 \text{ N}$$

นำเข้าสูตรการหาค่ากำลังของมอเตอร์

$$P = F \times V \quad (3.3)$$
$$= 49.05 \times 0.523$$
$$= 25.63 \text{ W}$$

3.1.2 การเลือกใช้อุปกรณ์

เลือกใช้มอเตอร์ ใช้มอเตอร์ขนาด 24 V 100 rpm 30 W ในการขับเคลื่อนโดยสามารถควบคุมมอเตอร์ผ่านไดร์ฟมอเตอร์ เพื่อให้มอเตอร์หมุนซ้ายหรือหมุนขวา มอเตอร์ 3 ตัวมีหน้าที่ในการควบคุมการเคลื่อนที่ใน 3 แกน คือ x y z หรือขึ้นลง ซ้ายขวา เข้าออก ดังรูปที่ 3.3



รูปที่ 3.3 มอเตอร์ที่ใช้งาน (Motor)

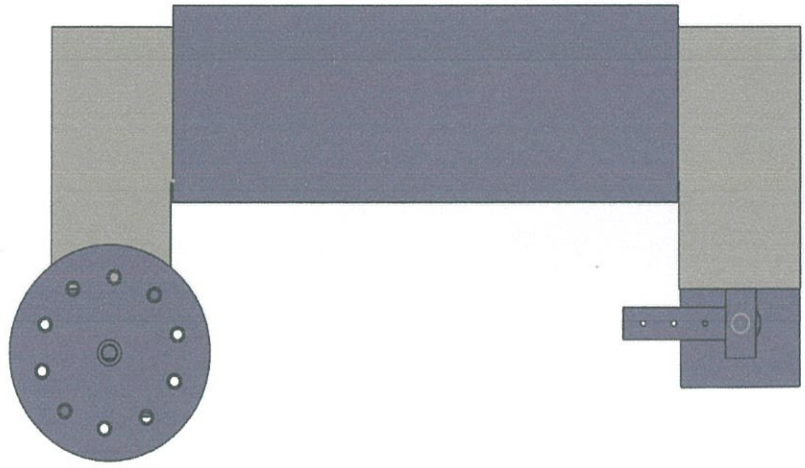
เลือกหม้อแปลง ใช้หม้อแปลง 24 VDC ทำหน้าที่จ่ายไฟเข้ามอเตอร์เพื่อให้มอเตอร์ทำงาน โดยเลือกให้พอเหมาะกับมอเตอร์ที่ใช้งาน โดยมอเตอร์ที่ใช้งานเป็นแบบ VDC เลยเลือกใช้เป็น สวิตชิ่งเพาเวอร์ซัพพลายเพื่อจ่ายไฟให้มอเตอร์แล้วมีขนาดกระทัดลัด น้ำหนักไม่มากเหมาะแก่การใช้งาน ดังรูปที่ 3.4

รูปที่ 3.4 สวิตชิ่งเพาเวอร์ซัพพลาย

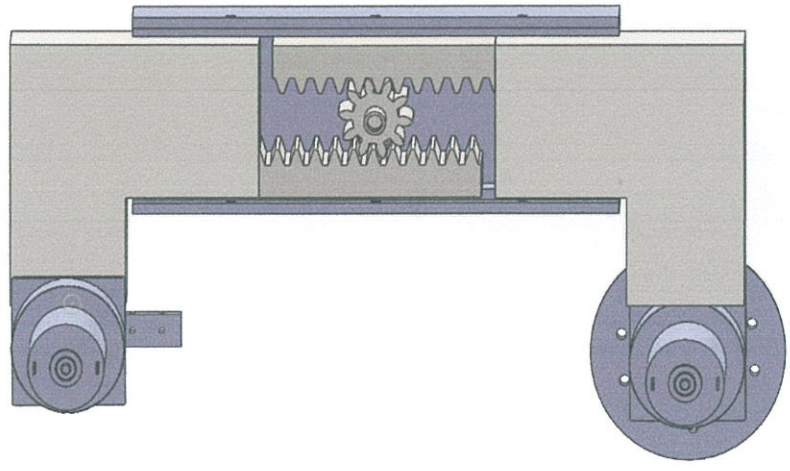
3.2 การออกแบบส่วนต่างๆ ของเครื่องยึดจัดตำแหน่งกระดูก

3.2.1 ส่วนตัวชิ้นงาน

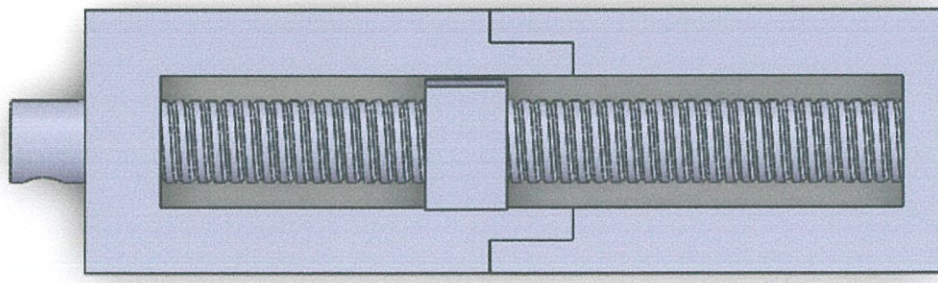
ทางผู้วิจัยได้มีการออกแบบตัวเครื่องใหม่ให้เหมาสมกับการใช้งานและกลไกที่ติดตั้งไปภายใน โดยกลไกภายในจะเป็นการใช้เฟืองคู่กับเฟืองสะพานเพื่อขับเคลื่อนเครื่องยึดจัดตำแหน่งกระดูก ดังรูปที่ 3.5 ถึงรูปที่ 3.7



รูปที่ 3.5 รูป Front View ของเครื่องยึดจัดตำแหน่งกระดูก



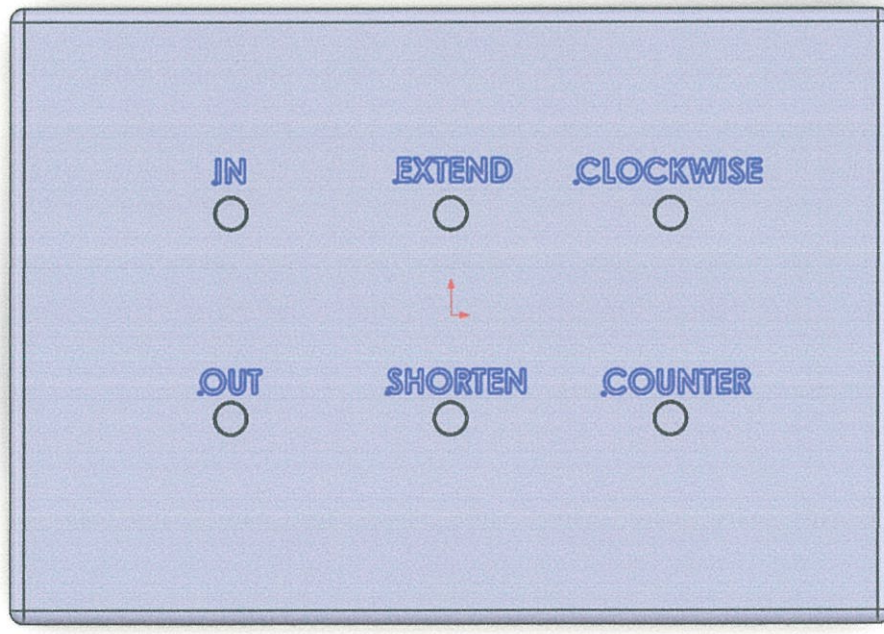
รูปที่ 3.6 กลไกภายในของเครื่องยึดจัดตำแหน่งกระดูก



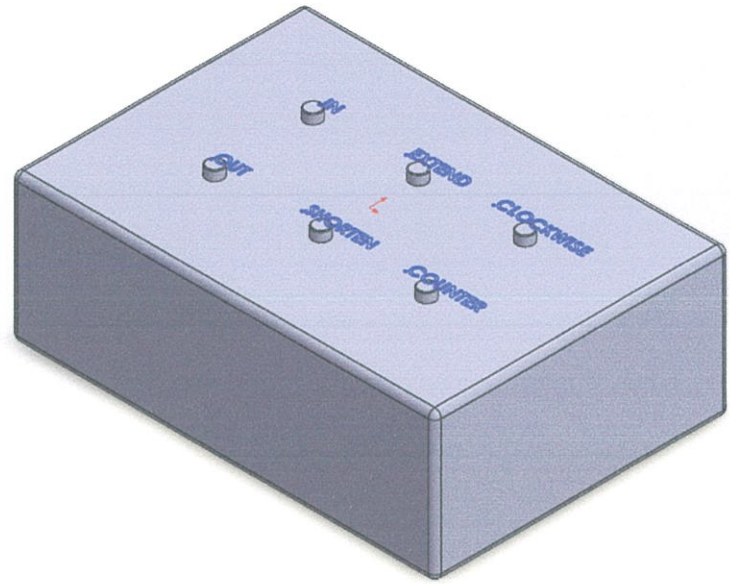
รูปที่ 3.7 กลไกการเลื่อนกระดูกเข้าออก

3.2.2 ส่วนของระบบควบคุม

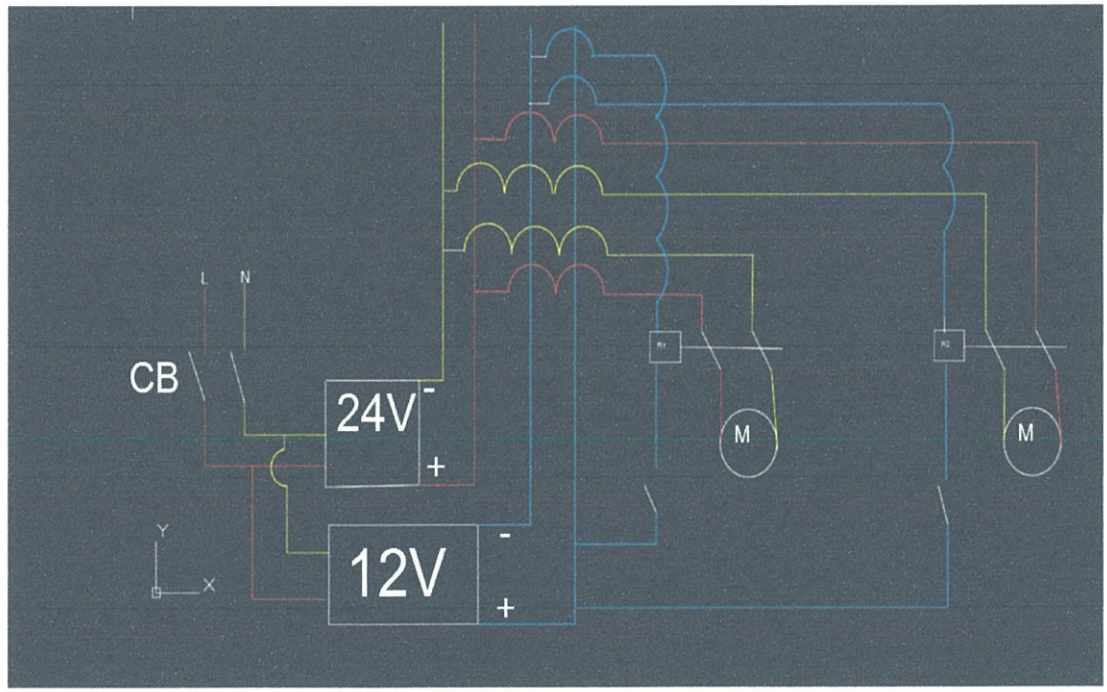
ส่วนของระบบควบคุมการหมุนของมอเตอร์ ผู้วิจัยได้เลือกใช้ระบบ Relay ในการควบคุม เนื่องจากระบบมีความซับซ้อนไม่มาก ดูแลรักษาและแก้ไขเพิ่มเติมระบบได้ง่าย โดยใช้ปุ่มต่างๆ ในการควบคุม ดังรูปที่ 3.8 ถึงรูปที่ 3.10



รูปที่ 3.8 รูปกล่องควบคุม



รูปที่ 3.9 กล่องควบคุม



รูปที่ 3.10 รูปวงจรควบคุมระบบ

3.3 ขั้นตอนการดำเนินงาน

1. ทำการประชุมกลุ่มระดมความคิดถึงตัวเครื่องมือว่า จะมีรูปลักษณ์อย่างไรจึงจะเหมาะสมกับการใช้งาน รวมถึงคิดวัสดุที่จะใช้ทำชิ้นงาน ออกแบบวงจรควบคุมและตัวขับเคลื่อนชิ้นงาน หลังจากตกลงเรียบร้อยจึงเริ่มออกแบบลงในโปรแกรม SolidWorks

2. นำแบบที่ได้ออกแบบไว้ไปให้ร้านประเมินความเป็นไปได้ในการทำ และนำส่วนที่ร้านติงมาปรับแก้ให้มีความเป็นไปได้ในการสร้างชิ้นงาน

3. นำแบบที่แก้แล้วไปให้ร้านขึ้นรูปโดยติดตามงานเป็นระยะ และเริ่มทำส่วนวงจรควบคุม

4. นำชิ้นงานที่ขึ้นรูปแล้วมาประกอบเข้ากับวงจรควบคุม ออกแบบทำการทดลอง ทำการทดลองและบันทึกผล

3.4 ขั้นตอนการทดสอบอุปกรณ์

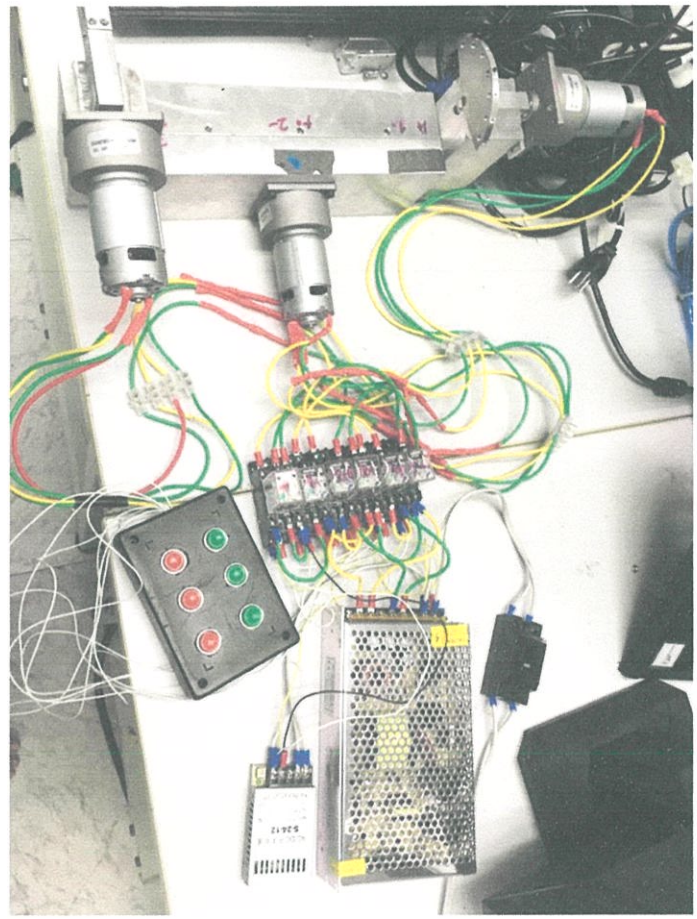
1. วัดขนาดและชั่งน้ำหนักเครื่องยึดจัดตำแหน่งกระดูก

2. ทดสอบการใช้งานโดยการถ่วงน้ำหนักไว้ที่ตำแหน่งของกลไกต่างๆ ใช้น้ำหนักที่แตกต่างกันออกไป และให้กลไกต่าง ๆ ทำงานจนสุดระยะเป็นจำนวน 10 ครั้งต่อ 1 น้ำหนัก บันทึกผลลงในตาราง

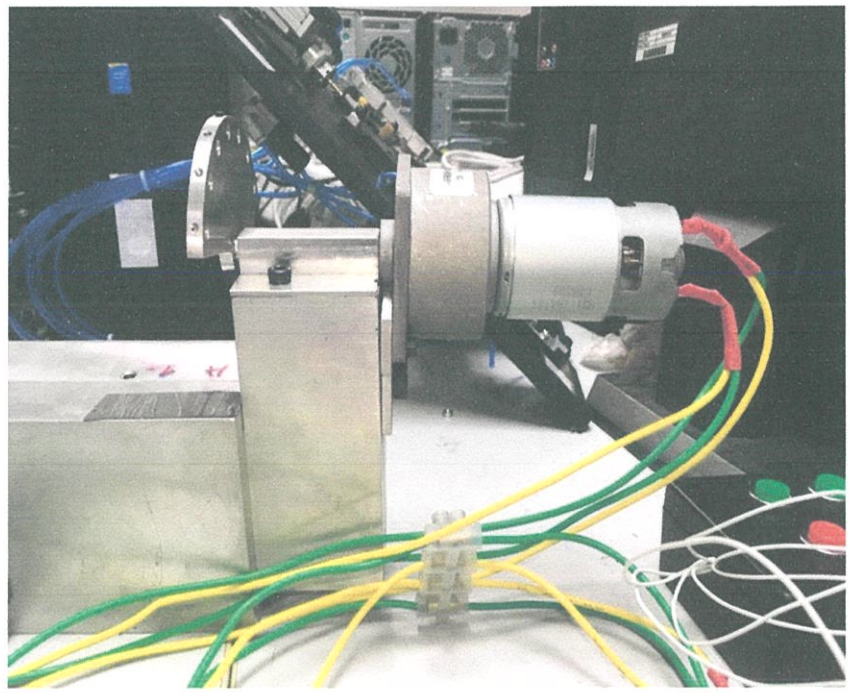
บทที่ 4
ผลการดำเนินโครงงาน

4.1 ผลการประกอบชิ้นงาน

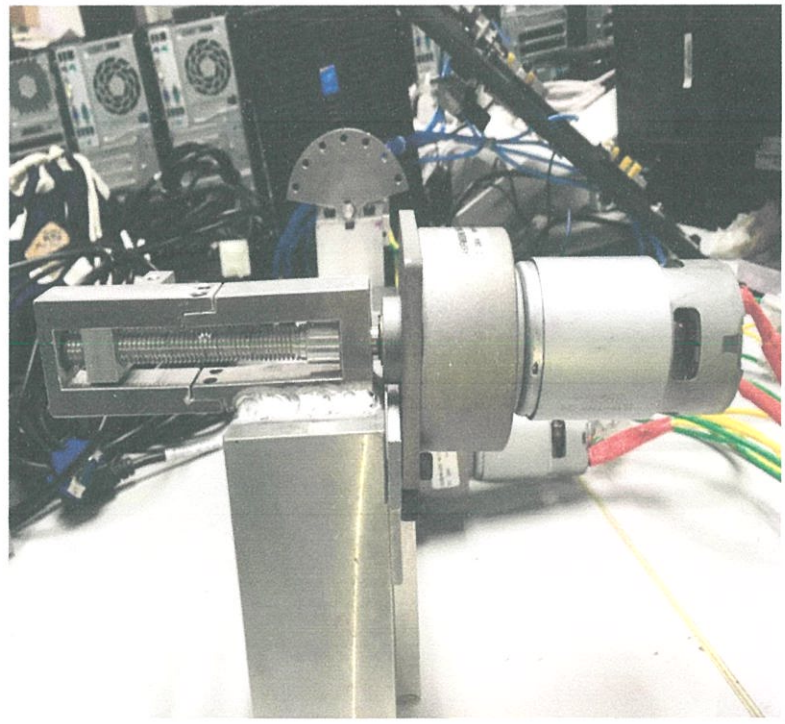
เมื่อได้รับชิ้นงานจากการขึ้นรูปแล้วจึงนำมาประกอบรวมกันทั้งส่วนตัวเครื่องและระบบอิเล็กทรอนิกส์ จะได้ลักษณะดังรูปที่ 4.1 ถึงรูปที่ 4.5



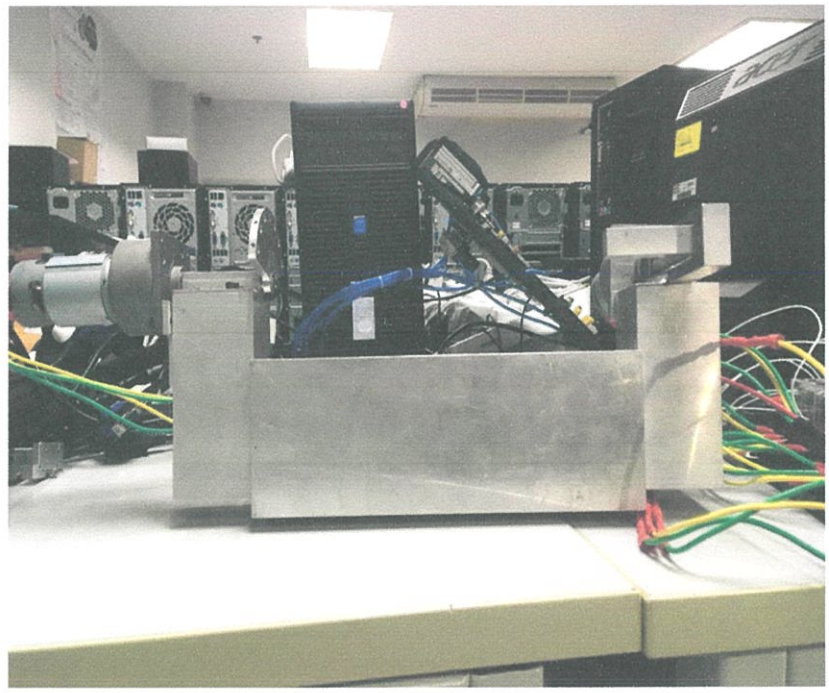
รูปที่ 4.1 ภาพรวมของเครื่องยึดจัดตำแหน่งกระดูก



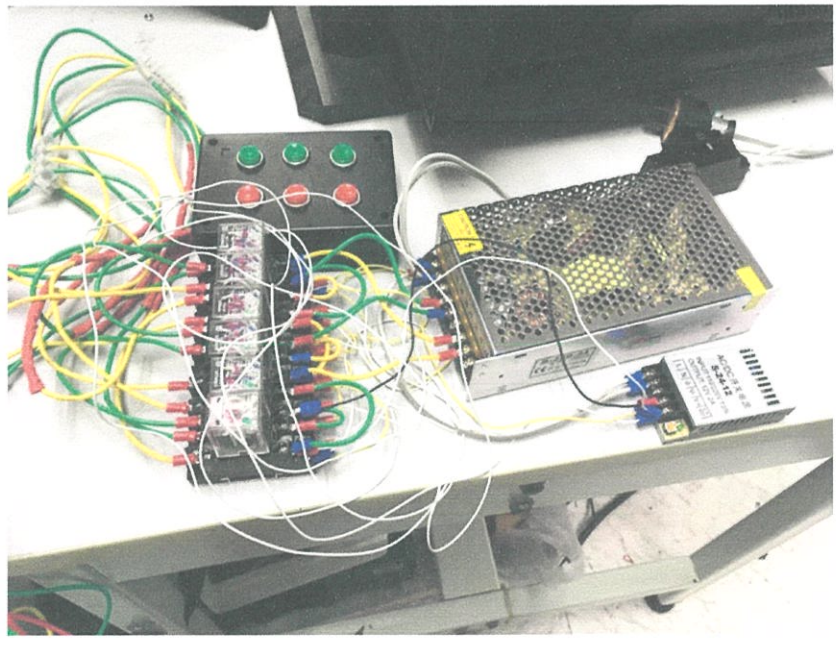
รูปที่ 4.2 ส่วนที่ทำการหมุนกระดูก



รูปที่ 4.3 ส่วนที่ทำการเคลื่อนกระดูกเข้าออก



รูปที่ 4.4 ภาพรวมของเครื่องยึดจัดตำแหน่งกระดูก



รูปที่ 4.5 ระบบควบคุมโดยใช้ไฟฟ้า

4.2 การทดสอบชิ้นงาน

ทำการทดสอบเครื่องยึดจัดตำแหน่งกระดูก โดยการนำถุงถ่วงน้ำหนักไว้ที่ปลายของอุปกรณ์แต่ละข้าง แล้วทำการจับเวลาหาเวลาเฉลี่ยในการเคลื่อนที่เข้าออกของแต่ละตำแหน่งในน้ำหนักที่แตกต่างกันออกไป

4.3 ผลการทดสอบ

ตารางที่ 4.1 ผลของการทดลองถ่วงน้ำหนัก (กิโลกรัม) เทียบกับเวลา (วินาที) ในการเลื่อนเข้าออกจนสุดระยะ

	เวลา (วินาที)										
น้ำหนัก (กิโลกรัม)	ครั้งที่ 1	ครั้งที่ 2	ครั้งที่ 3	ครั้งที่ 4	ครั้งที่ 5	ครั้งที่ 6	ครั้งที่ 7	ครั้งที่ 8	ครั้งที่ 9	ครั้งที่ 10	เฉลี่ย
1	42.3	42.4	42.1	42.3	42.2	42.4	42.2	42.1	42.3	42.4	42.27
2	44.5	44.6	44.2	44.1	44.4	44.3	44.2	44.5	44.2	44.5	44.35
3	46.4	46.2	46.3	46.5	46.1	46.4	46.4	46.3	46.1	46.2	46.29
4	48.3	48.1	48.5	48.2	48.3	48.5	48.4	48.3	48.5	48.2	48.33
5	50.2	50.5	50.1	50.3	50.5	50.2	50.3	50.4	50.8	50.3	50.36
6	52.5	52.4	52.2	52.3	52.2	52.1	52.5	52.4	52.5	52.1	52.32
7	54.4	54.2	54.1	54.3	54.6	54.3	54.2	54.1	54.5	54.3	54.3

ตารางที่ 4.2 ผลของการทดลองถ่วงน้ำหนัก (กิโลกรัม) เทียบกับเวลา (วินาที) ในการที่เครื่องยืดจัดตำแหน่งกระดูกยืดออกจนสุดระยะจนสุดระยะ

	เวลา (วินาที)										
น้ำหนักถ่วง (กิโลกรัม)	ครั้งที่ 1	ครั้งที่ 2	ครั้งที่ 3	ครั้งที่ 4	ครั้งที่ 5	ครั้งที่ 6	ครั้งที่ 7	ครั้งที่ 8	ครั้งที่ 9	ครั้งที่ 10	เฉลี่ย
1	3.5	3.4	3.6	3.1	3.7	3.2	3.4	3.5	3.2	3.4	3.4
2	3.6	3.4	3.2	3.5	3.4	3.6	3.4	3.5	3.3	3.4	3.43
3	3.7	3.8	3.5	3.4	3.6	3.5	3.4	3.7	3.5	3.4	3.55
4	3.6	3.5	3.8	3.7	3.6	3.7	3.7	3.8	3.5	3.6	3.65
5	3.8	3.7	3.7	3.9	3.8	3.5	3.6	3.5	3.8	3.5	3.68
6	3.9	3.8	3.5	3.6	3.7	3.5	3.8	3.7	3.9	3.7	3.71
7	3.8	3.7	3.9	3.8	3.7	3.6	3.8	3.7	3.9	3.8	3.77

ตารางที่ 4.3 ผลของการทดลองหมุนแผ่นพัดครึ่งวงกลม (องศา) เทียบกับเวลา (วินาที) ตามเข็มนาฬิกา

	เวลาที่กดปุ่มควบคุม (วินาที)										
มุมของขา (องศา)	ครั้งที่ 1	ครั้งที่ 2	ครั้งที่ 3	ครั้งที่ 4	ครั้งที่ 5	ครั้งที่ 6	ครั้งที่ 7	ครั้งที่ 8	ครั้งที่ 9	ครั้งที่ 10	เฉลี่ย
30	1.6	1.5	1.4	1.3	1.5	1.4	1.3	1.4	1.6	1.7	1.47
60	1.9	1.8	1.9	1.7	1.9	1.8	1.9	1.8	1.7	1.9	1.83
90	2.2	2.1	2.3	2.1	2.2	2.2	2.3	2.1	2.2	2.1	2.18
120	2.7	2.6	2.7	2.5	2.6	2.7	2.6	2.5	2.4	2.6	2.59
150	2.7	2.7	2.9	2.8	2.8	2.9	2.7	2.9	2.8	2.9	2.81
180	3	2.9	2.8	2.9	2.7	2.8	2.9	2.8	3	3	2.88

ตารางที่ 4.4 ผลของการทดลองหมุนแผ่นพัดครึ่งวงกลม (องศา) เทียบกับเวลา (วินาที) ทวนเข็มนาฬิกา

	เวลาที่กดปุ่มควบคุม (วินาที)										
มุมของขา (องศา)	ครั้งที่ 1	ครั้งที่ 2	ครั้งที่ 3	ครั้งที่ 4	ครั้งที่ 5	ครั้งที่ 6	ครั้งที่ 7	ครั้งที่ 8	ครั้งที่ 9	ครั้งที่ 10	เฉลี่ย
30	1.4	1.5	1.5	1.6	1.4	1.5	1.4	1.6	1.5	1.4	1.48
60	1.8	1.7	1.9	1.7	1.9	1.8	1.8	1.9	1.7	1.8	1.8
90	2.2	2.1	2.1	2.3	2.2	2.1	2.2	2.1	2.3	2.3	2.19
120	2.5	2.5	2.7	2.6	2.5	2.6	2.7	2.5	2.6	2.7	2.59
150	2.7	2.8	2.9	2.8	2.7	2.9	2.7	2.8	2.8	2.7	2.78
180	3	2.9	2.8	2.9	3	2.8	3	2.9	2.8	2.9	2.9

บทที่ 5
สรุปผลการทดลอง

5.1 สรุป

จากการทดลองพบว่าเครื่องยึดจัดตำแหน่งกระดูก (Bone Reposition Tool) มีความสามารถในการขยับ Load ไปในทิศทางที่บังคับไปได้ดีและมีประสิทธิภาพสูง เนื่องจาก Load มีผลน้อยมากเมื่อเทียบกัน โดยใช้ระยะเวลาในการขยับ Load ในระยะทางที่เท่ากันทั้งในการทดสอบทั้ง 3 ส่วน โดยหากพิจารณา Torque ของมอเตอร์แล้วจะพบว่ามีความเหมาะสมกับชิ้นงาน เนื่องจากงานต้องรับแรง Load จากน้ำหนักอวัยวะของผู้ป่วย แต่พบว่าความเร็วรอบของมอเตอร์บางส่วนนั้นยังมีความเร็วมากเกินไป ซึ่งไม่เป็นผลดีต่อการรักษาผู้ป่วย เนื่องจากอาจจะควบคุมตำแหน่งของกระดูกได้ไม่ดีเท่าที่ควร นอกจากนี้ตัวเครื่องยังมีน้ำหนักที่มากเกินไป ซึ่งควรนำไปปรับปรุงแก้ไขและพัฒนาต่อยอดต่อไป

5.2 ปัญหาที่พบ

มีการวางแผนงานผิดพลาดทำให้การขึ้นรูปผลงานเกิดความล่าช้า ซึ่งเป็นเหตุให้แผนงานต่างๆ ล่าช้าตามกันไปหมด นอกจากนี้ยังมีการเลือกใช้มอเตอร์ผิดพลาด ทำให้ความเร็วรอบของมอเตอร์มากเกินไปซึ่งไม่เหมาะสมกับงาน อีกทั้งยังมีบางส่วนของตัวชิ้นงานที่ออกแบบมาแล้วเสียหายง่ายซึ่งควรได้รับการปรับปรุงต่อไป

5.3 ข้อเสนอแนะและแนวทางศึกษาต่อ

ควรทำการปรับปรุงเพิ่มเติมชิ้นงานให้มีความละเอียดและแม่นยำมากกว่าเดิมดังนี้ดังนี้ ปรับปรุงระบบเฟืองสะพานให้มีความละเอียดมากขึ้น และปรับไปใช้มอเตอร์ที่มีความเร็วรอบต่ำกว่าปัจจุบัน เพิ่มความละเอียดของตัวเฟืองมุมให้ละเอียดมากขึ้น ประยุกต์นำระบบดิจิตอลมาใช้ควบคุมเพื่อให้ได้ความละเอียดมากขึ้นกว่าระบบเดิม ทำการปรับเปลี่ยนวัสดุที่ใช้ทำชิ้นงานรวมถึงปรับขนาดให้มีความเหมาะสมยิ่งขึ้น

เอกสารอ้างอิง

[1] กฤษฎา สาเขตร์. (2551). **ผลการรักษาผู้ป่วยสะโพกหักบริเวณ Intertrochanter โดยวิธีผ่าตัดและวิธีอนุรักษ์**. พุทธชินราชเวชสาร, 25(2), 500-508.

[2] สมศักดิ์ คุปต์นิรัติศัยกุล, "**แนวทางการรักษาผู้ป่วยกระดูกหัก-ข้อเคลื่อน**" [ระบบออนไลน์] แหล่งที่มา http://ortho.md.chula.ac.th/student/SHEET/somsak/3016410.html (สืบค้นเมื่อ 24 กุมภาพันธ์ 2560).

[3] สุขใจ ศรีเพียรเอม, (2555). **การพยาบาลผู้ป่วยดึงถ่วงน้ำหนัก.** วารสารชมรมพายบาลออร์โธปิดิกส์แห่งประเทศไทย, 17(1), 14-24

ประวัติผู้วิจัย

ชื่อ-นามสกุล	นายณัฐวัตร เดือนเพ็ญ
วัน เดือน ปีเกิด	18 มกราคม 2358 ที่กรุงเทพมหานคร
ที่อยู่	79/87 หมู่บ้านนลินวิลล์ 5 ซอยร่มเกล้า 64 แขวงคลองสองต้นนุ่น เขตลาดกระบังกรุงเทพ 10520
เบอร์โทรศัพท์	0830139398
อีเมล	loicna20@gmail.com
ประวัติการศึกษา	2561 สำเร็จการศึกษาวิศวกรรมศาสตร์บัณฑิต
	หลักสูตรวิศวกรรมแมคคาทรอนิกส์ สาขาวิศวกรรมเครื่องมือวัดและระบบควบคุม สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

ชื่อ-นามสกุล	นางสาวพรลภัส ปริฉัตร์ตระกูล
วัน เดือน ปีเกิด	24 มกราคม 2358 ที่กรุงเทพมหานคร
ที่อยู่	66/297 หมู่ 5 ถนนเทพารักษ์ หมู่บ้านเฟื่องฟ้า 2 ตำบลบางเมือง อำเภอเมือง จังหวัดสมุทรปราการ 10270
เบอร์โทรศัพท์	0819002770
อีเมล	ponlapus.p@gmail.com
ประวัติการศึกษา	2561 สำเร็จการศึกษาวิศวกรรมศาสตร์บัณฑิต
	หลักสูตรวิศวกรรมแมคคาทรอนิกส์ สาขาวิศวกรรมเครื่องมือวัดและระบบควบคุม สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง