เครื่องดึงกระดูกสันหลังที่ควบคุมการทำงานด้วยคอมพิวเตอร์

นายณัฐพล ศรีพันธุ์

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชาวิศวกรรมเครื่องกล ภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล
คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
ปีการศึกษา 2555

บทคัดย่อและแฟ้มข้อมูลฉบับเต็มของวิทยานิพนธ์ตั้งแต่ปีการศึกษา 2554 ที่ให้บริการในคลังปัญญาจุฬาฯ (CUIR)
เป็นแฟ้มข้อมูลของนิสิตเจ้าของวิทยานิพนธ์ที่ส่งผ่านทางบัณฑิตวิทยาลัย
The abstract and full text of theses from the academic year 2011 in Chulalongkorn University Intellectual Repository(CUIR)
are the thesis authors' files submitted through the Graduate School.

COMPUTER BASED CONTROL AND OPERATION OF A SPINAL TRACTION UNIT

MR. Nuttaphon Sariphun

A Thesis Submitted in Partial Fulfillment of the Requirements

for the Degree of Master of Engineering Program in Mechanical Engineering

Department of Mechanical Engineering

Faculty of Engineering

Chulalongkorn University

Academic Year 2012

Copyright of Chulalongkorn University

หัวข้อวิทยานิพนธ์	เครื่องดึงกระดูกสันหลังที่ควบคุมการทำงานด้วยคอมพิวเตอร์
โดย	นายณัฐพล ศริพันธุ์
สาขาวิชา	วิศวกรรมเครื่องกล
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก	ศาสตราจารย์ ดร.วิบูลย์ แสงวีระพันธุ์ศิริ

คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย อนุมัติให้นับวิทยานิพนธ์ฉบับนี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญามหาบัณฑิต

....คณบดีคณะวิศวกรรมศาสตร์

(รองศาสตราจารย์ ดร.บุญสม เลิศหิรัญวงศ์)

คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์

....ประธานกรรมการ

(รองศาสตราจารย์ ดร.รัชทิน จันทร์เจริญ)

....อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก

(ศาสตราจารย์ ดร.วิบูลย์ แสงวีระพันธุ์ศิริ)

....กรรมการ

(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.วิทยา วัณณสุโภประสิทธิ์)

....กรรมการภายนอกมหาวิทยาลัย

(ดร.พงศกร บำรุงไทย)

ณัฐพล ศริพันธุ์ : เครื่องดึงกระดูกสันหลังที่ควบคุมการทำงานด้วยคอมพิวเตอร์. (COMPUTER BASED CONTROL AND OPERATION OF A SPINAL TRACTION UNIT) อ.ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก : ศ.ดร.วิบูลย์ แสงวีระพันธุ์ศิริ, 109 หน้า.

งานวิจัยนี้เป็นการปรับปรุงและพัฒนาเครื่องดึงกระดูกสันหลังที่ควบคุมการทำงานด้วยคอมพิวเตอร์ที่พัฒนาขึ้นที่ห้องปฏิบัติการระบบผลิตขั้นสูง โดยเน้นในส่วนกลไกป้องกันความปลอดภัยในการใช้งาน ระบบควบคุมแรงดึง โปรแกรมควบคุมเครื่องดึงกระดูกสันหลัง และโปรแกรมฐานข้อมูลผู้ป่วย เพื่อสร้างต้นแบบเครื่องดึงกระดูกสันหลังที่มีความปลอดภัยต่อผู้ป่วย โดยระบบควบคุมแรงดึงมีการควบคุมแบ่งออกเป็น 2 ส่วน คือ การควบคุมตำแหน่งและแรง ลูปในเป็นการควบคุมตำแหน่งโดยใช้การควบคุมแบบปริภูมิสเตต ส่วนลูปนอกเป็นการควบคุมแรงโดยใช้การควบคุมแบบอินทริกัล ทำให้ระบบมีความคงทนและมีเสถียรภาพตลอดการรักษา โปรแกรมควบคุมการทำงานเครื่องดึงกระดูกสันหลังสามารถปรับเปลี่ยนแรงดึงได้อย่างสะดวก รวมถึงมีการเก็บข้อมูลผู้ป่วยในการรักษาแต่ละครั้งเพื่อเป็นประโยชน์ต่อการรักษาในครั้งต่อไป งานวิจัยนี้เป็นการศึกษาเพื่อสร้างเครื่องต้นแบบ ซึ่งผู้วิจัยหวังว่าจะสามารถนำไปประยุกต์ใช้ในการรักษาจริงได้ในอนาคต

ภาควิชา วิศวกรรมเครื่องกล ลายมือชื่อนิสิต ....

สาขาวิชา วิศวกรรมเครื่องกล ลายมือชื่อ อ.ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก ....

ปีการศึกษา 2555

5270287921 : MAJOR MECHANICAL ENGINEERING

KEYWORDS : SPINAL TRACTION/ FORCE CONTROL/DATA BASE

NUTTAPHON SARIPHUN : COMPUTER BASED CONTROL AND OPERATION OF A SPINAL TRACTION UNIT. ADVISOR : PROF. VIBOON SANGVERAPHUNSIRI, Ph.D., 109 pp.

This research work is to present the development of a computer based control of a spinal traction unit develop at the Regional Center of Robotics Technology. The safety unit and the traction force control are improved over the previous development. An user friendly operation program with patients database is developed to help to operate the traction unit and to manage patients past records of treatment. The more robust controller for position and force control is consisted of two loops. The inner loop is based on the state variable feedback control while the outer loop with responsible for the traction force control which is based on an integral action. The operation program can be easily chosen the type of traction and easily adjusted the magnitude of the traction force. The treatment information is automatic updated the patient treatment record. The scope of this research work is to develop a more advanced controller and a user friendly operation program ready for any commercially spinal traction unit.

Department : Mechanical Engineering Student's Signature ....

Field of Study : Mechanical Engineering Advisor's Signature ....

Academic Year : 2012

กิตติกรรมประกาศ

ผู้วิจัยขอกราบขอบพระคุณ ศ.ดร วิบูลย์ แสงวีระพันธุ์ศิริ อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ ที่ได้กรุณาสละเวลาเพื่อให้คำปรึกษา คำแนะนำ และแนวคิดต่างๆ ในการทำวิทยานิพนธ์ จนทำให้วิทยานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จลุล่วงไปด้วยดี รวมทั้งคอยสนับสนุนในด้านอุปกรณ์และสถานที่ในการทำวิจัยด้วยดีมาโดยตลอด ขอขอบคุณ เพื่อนๆ พี่ๆ น้องๆ นิสิตปริญญาตรี ปริญญาโท และปริญญาเอกทุกท่าน ที่มาเป็นผู้ทดสอบเครื่องดึงกระดูกสันหลัง และคอยช่วยเหลือในทุกๆ เรื่องเป็นอย่างดี

สุดท้ายขอขอบพระคุณคนในครอบครัวทุกคน ที่คอยเป็นกำลังใจให้เสมอมา

สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย	ง
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ	จ
กิตติกรรมประกาศ	ฉ
สารบัญ	ช
สารบัญตาราง	ญ
สารบัญรูป	ฎ
บทที่ 1 บทนำ	1
1.1 ที่มาและความสำคัญ	1
1.2 วัตถุประสงค์วิทยานิพนธ์	3
1.3 ขอบเขตของวิทยานิพนธ์	3
1.4 ขั้นตอนการดำเนินงาน	3
1.5 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ	4
บทที่ 2 เอกสารและความรู้พื้นฐานที่เกี่ยวข้อง	5
2.1 โครงสร้างกระดูกสันหลัง	5
2.2 ส่วนประกอบของกระดูกสันหลัง	6
2.3 สาเหตุของการเกิดอาการปวดหลัง	7
2.4 จุดประสงค์การดึงกระดูกสันหลัง	7
2.5 ชนิดของการดึง	8
2.6 การรักษาด้วยเครื่องดึงกระดูกสันหลัง	10
2.7 ปัจจัยที่มีผลต่อการดึงกระดูกสันหลัง	11
2.8 เครื่องดึงกระดูกสันหลังในปัจจุบัน	13
2.9 อุปกรณ์ในการดึงกระดูกสันหลัง	16
บทที่ 3 การปรับปรุงและพัฒนาเครื่องดึงกระดูกสันหลังต้นแบบ	17

หน้า

3.1 กลไกเครื่องดึงกระดูกสันหลังต้นแบบ 17
3.2 การพัฒนากลไกเครื่องดึงกระดูกสันหลัง 23
3.3 การพัฒนาระบบไฟฟ้าของเครื่องดึงกระดูกสันหลัง 25
บทที่ 4 พลศาสตร์ของเครื่องดึงกระดูกสันหลัง 30
4.1 พลศาสตร์ของมอเตอร์กระแสตรง 30
4.2 พลศาสตร์ของกลไกส่งกำลัง 34
4.3 พลศาสตร์รวมของเครื่องดึงกระดูกสันหลัง 35
4.4 การทดลองหาแบบจำลองพลศาสตร์ 36
บทที่ 5 ระบบควบคุมแรงดึง 42
5.1 การควบคุมด้วยระบบควบคุมปริภูมิสเตต 42
5.2 การหาความสัมพันธ์ระหว่างตำแหน่ง ความเร็ว ของมอเตอร์ และแรงดึง 46
5.3 การออกแบบระบบควบคุมด้วยระบบควบคุมปริภูมิสเตต 48
5.4 การศึกษาความไวต่อการเปลี่ยนแปลงค่าพารามิเตอร์ของระบบควบคุม 51
5.5 การควบคุมแรงดึงด้วยระบบควบคุมติดตามแบบคงทน 53
5.6 การออกแบบระบบควบคุมด้วยระบบควบคุมติดตามแบบคงทน 55
บทที่ 6 โปรแกรมควบคุมเครื่องดึงกระดูกสันหลัง 56
6.1 ภาษา C++ 56
6.2 โปรแกรม Microsoft Visual Studio 2008 57
6.3 การออกแบบขั้นตอนการทำงานของโปรแกรม 58
6.4 การพัฒนาโปรแกรมเครื่องดึงกระดูกสันหลัง 60
บทที่ 7 โปรแกรมฐานข้อมูลผู้ป่วย 66
7.1 ระบบฐานข้อมูล 66
7.2 โปรแกรม Microsoft Access 2007 68
7.3 ขั้นตอนการออกแบบและพัฒนาระบบ 72
7.4 การพัฒนาโปรแกรมฐานข้อมูลผู้ป่วยสำหรับผู้ป่วยดึงกระดูกสันหลัง 76

หน้า

บทที่ 8 การทดสอบเครื่องดึงกระดูกสันหลัง 85
8.1 การทดสอบแรงดึงด้วยระบบควบคุมปริภูมิสเตต 85
8.2 การทดสอบแรงดึงด้วยระบบควบคุมติดตามแบบคงทน 86
8.3 การทดสอบการใช้งานเครื่องดึงกระดูกสันหลัง 96
บทที่ 9 สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ 101
9.1 สรุปผลการวิจัย 101
9.2 ข้อเสนอแนะ 102
รายการอ้างอิง 103
ภาคผนวก 104
ประวัติผู้เขียนวิทยานิพนธ์ 108

สารบัญตาราง

หน้า

ตารางที่ 2.1 ปริมาณแรงและเวลาในการดึง 12

ตารางที่ 3.1 ตารางผลการสอบเทียบระหว่างแรงดึงเชือกและการขจัดเชิงมุม 21

ตารางที่ 6.1 ข้อมูลที่ส่งไปยังโปรแกรมฐานข้อมูลผู้ป่วย 64

ตารางที่ 7.1 ข้อมูลของฐานข้อมูลผู้ป่วย 74

ตารางที่ 7.2 คิวรีโปรแกรมฐานข้อมูลผู้ป่วย 80

สารบัญภาพ

หน้า

รูปที่ 2.1 โครงสร้างของกระดูกสันหลัง 5

รูปที่ 2.2 โครงสร้างที่เชื่อมติดกับกระดูกสันหลัง 6

รูปที่ 2.3 ลักษณะของหมอนรองกระดูกสันหลังที่กดทับเส้นประสาท 7

รูปที่ 2.4 การดึงกระดูกสันหลังด้วยโดยเครื่องมือเชิงกล 8

รูปที่ 2.5 การดึงกระดูกสันหลังด้วยมือ 9

รูปที่ 2.6 การดึงกระดูกสันหลังด้วยการจัดท่าทาง 9

รูปที่ 2.7 การดึงกระดูกสันหลังโดยใช้แรงโน้มถ่วงและน้ำหนักของร่างกาย 10

รูปที่ 2.8 แรงดึงแบบต่อเนื่อง 11

รูปที่ 2.9 แรงดึงแบบจังหวะ 12

รูปที่ 2.10 ลักษณะท่าทางและการวางเข่าของผู้ป่วย 13

รูปที่ 2.11 เปรียบเทียบระหว่างกระดูกสันหลังปกติกับอาการโค้งทางด้านข้าง 14

รูปที่ 2.12 การดึงกระดูกสันหลังโดยใช้การถ่วงน้ำหนัก 14

รูปที่ 2.13 เครื่องดึงกระดูกสันหลัง MTD 4000 15

รูปที่ 2.14 ปุ่มหยุดฉุกเฉินสำหรับผู้ป่วย 15

รูปที่ 2.15 หน้าต่างควบคุมการทำงาน 15

รูปที่ 2.16 เครื่องดึงกระดูกสันหลัง Chattanooga 4759 – TX 16

รูปที่ 2.17 การใช้บัตรเก็บข้อมูลผู้ป่วย 16

รูปที่ 2.18 แสดงแรงดึงแบบขั้นบันได 16

รูปที่ 2.19 อุปกรณ์การดึงกระดูกสันหลัง 17

รูปที่ 3.1 ระบบเฟืองทด 18

รูปที่ 3.2 กลไกของระบบส่งกำลัง 19

รูปที่ 3.3 กลไกม้วนเชือกคืน 19

รูปที่ 3.4 ทิศทางการม้วนเชือกคืน 20

หน้า

รูปที่ 3.5 อุปกรณ์วัดแรง 20
รูปที่ 3.6 ความสัมพันธ์ของแรงที่เกิดขึ้นในเชือกและสปริง 21
รูปที่ 3.7 การวิเคราะห์ด้วยความถดถอยเชิงเส้น 22
รูปที่ 3.8 กลไกส่งผ่านแรงดึงเชือกที่อยู่ภายในเครื่อง 23
รูปที่ 3.9 กลไกเครื่องดึงต้นแบบ 23
รูปที่ 3.10 ระบบเฟืองตัดต่อกำลัง 23
รูปที่ 3.11 การตัดต่อกำลังโดยมีสปริงดึง 24
รูปที่ 3.12 การปลดล็อคแกนนิรภัย 24
รูปที่ 3.13 แผ่นป้องกันเชือกม้วนกลับ 25
รูปที่ 3.14 การใช้ดิจิตอลคอมพิวเตอร์ในการควบคุมระบบพลศาสตร์ 26
รูปที่ 3.15 แผ่นวงจรแปลงสัญญาณ Sensoray 27
รูปที่ 3.16 อุปกรณ์ภายในกล่องควบคุม 28
รูปที่ 3.17 การเชื่อมต่ออุปกรณ์ไฟฟ้าของกล่องควบคุม 28
รูปที่ 3.18 วงจรฟิวส์ 29
รูปที่ 3.19 ปุ่มหยุดการทำงานฉุกเฉินสำหรับผู้ป่วย 29
รูปที่ 3.20 กลไกเครื่องดึงกระดูกสันหลังที่เสร็จสมบูรณ์ 29
รูปที่ 4.1 ส่วนประกอบภายในมอเตอร์กระแสตรงแบบเซอร์โว 30
รูปที่ 4.2 ระบบไฟฟ้าเชิงกล 31
รูปที่ 4.3 แผนภาพบล็อกของมอเตอร์กระแสตรง 33
รูปที่ 4.4 ระบบเฟืองส่งกำลัง 34
รูปที่ 4.5 แผนภาพบล็อกของกลไกเครื่องดึงกระดูกสันหลัง 35
รูปที่ 4.6 แผนภาพบล็อกรวมของเครื่องดึงกระดูกสันหลัง 35
รูปที่ 4.7 การควบคุมแบบ Proportional Control 36
รูปที่ 4.8 ผลตอบสนองของระบบ K เท่ากับ 0.2 37
รูปที่ 4.9 กราฟเปรียบเทียบผลตอบสนองค่า K เท่ากับ 0.20 40

หน้า

รูปที่ 4.10 กราฟเปรียบเทียบผลตอบสนองค่า K เท่ากับ 0.50 40
รูปที่ 4.11 กราฟเปรียบเทียบผลตอบสนองค่า K เท่ากับ 0.55 41
รูปที่ 5.1 แผนภาพบล็อกแสดงรูปแบบปริภูมิสเตต 43
รูปที่ 5.2 ระบบควบคุมพร้อมตัวประมาณค่าสเตต 44
รูปที่ 5.3 รูปแบบของการออกแบบระบบควบคุมแบบปริภูมิสเตต 45
รูปที่ 5.4 การออกแบบระบบควบคุมในกรณีที่สัญญาณอ้างอิงไม่เป็นศูนย์ 45
รูปที่ 5.5 ลดรูปการออกแบบระบบควบคุมในกรณีที่สัญญาณอ้างอิงไม่เป็นศูนย์ 45
รูปที่ 5.6 เอนโค้ดเดอร์ติดตั้งกับมอเตอร์ 47
รูปที่ 5.7 กราฟแสดงความสัมพันธ์ ระหว่างแรง ความเร็ว ของมอเตอร์ และตำแหน่ง 47
รูปที่ 5.8 แผนภาพบล็อกของระบบควบคุมแบบปริภูมิสเตต 50
รูปที่ 5.9 แผนภาพโบเด 52
รูปที่ 5.10 แผนภาพบล็อกของระบบควบคุมที่มีการวัดแรงดึงกลับ 54
รูปที่ 5.11 แผนภาพบล็อกของระบบควบคุมติดตามแบบคงทน 52
รูปที่ 6.1 ผังงานโปรแกรมเครื่องดึงกระดกสันหลัง 59
รูปที่ 6.2 โปรแกรมเครื่องดึงกระดูกสันหลัง 60
รูปที่ 6.3 ข้อมูลสำหรับการดึงแบบต่อเนื่อง 61
รูปที่ 6.4 ข้อมูลสำหรับการดึงแบบจังหวะ 61
รูปที่ 6.5 ระดับความเร็วการดึง 62
รูปที่ 6.6 การแจ้งเตือนการเชื่อมต่อระบบคอมพิวเตอร์ 62
รูปที่ 6.7 ผลการทำงานของโปรแกรม 63
รูปที่ 6.8: โปรแกรมส่วนส่งข้อมูล 63
รูปที่ 6.9 การส่งข้อมูลการรักษา 64
รูปที่ 6.10 การแจ้งเตือนเมื่อกรอกข้อมูลไม่ครบ 65
รูปที่ 7.1 ระบบจัดเก็บข้อมูลที่มีความซ้ำซ้อน 66
รูปที่ 7.2 ระบบที่จัดการฐานข้อมูล 67

หน้า

รูปที่ 7.3 ตารางข้อมูลผู้ป่วย 69
รูปที่ 7.4 คิวรีการดึงแบบต่อเนื่อง 69
รูปที่ 7.5 ฟอร์มข้อมูลผู้ป่วยใหม่ 70
รูปที่ 7.6 การสร้างรายงานข้อมูลผู้ป่วย 71
รูปที่ 7.7 เอกสารเก็บข้อมูลผู้ป่วย 72
รูปที่ 7.8 ระบบฐานข้อมูลผู้ป่วยที่มีความซ้ำซ้อน 73
รูปที่ 7.9 ระบบฐานข้อมูลผู้ป่วยที่มีการจัดการระบบ 73
รูปที่ 7.10 แผนภาพการทำงานของโปรแกรม 75
รูปที่ 7.11 ตารางข้อมูลส่วนตัวผู้ป่วย 77
รูปที่ 7.12 ตารางข้อมูลการดึงกระดูกสันหลัง 77
รูปที่ 7.13 กำหนดคีย์หลักให้ตารางข้อมูลส่วนตัวผู้ป่วย 78
รูปที่ 7.14 การกำหนดความสัมพันธ์ระหว่างสองตาราง 79
รูปที่ 7.15 คิวรีรายชื่อผู้ป่วย 80
รูปที่ 7.16 ฟอร์มข้อมูลผู้ป่วย 81
รูปที่ 7.17 ฟอร์มรายชื่อผู้ป่วย 82
รูปที่ 7.18 รายงานการรักษา 83
รูปที่ 7.19 เมนูหลัก 84
รูปที่ 8.1 ผลการทดลองและค่าความผิดพลาดจากวิธีปริภูมิสเตตดึงแบบต่อเนื่อง 35 กิโลกรัม 85
รูปที่ 8.2 ผลการทดลองและค่าความผิดพลาดจากวิธีปริภูมิสเตตดึงแบบจังหวะ 35 กิโลกรัม 86
รูปที่ 8.3 ผลการทดลองและค่าความผิดพลาดจากวิธีติดตามแบบคงทน
ดึงแบบต่อเนื่อง 35 กิโลกรัม เวลาในการดึงให้ถึงแรงดึงค้าง 30 วินาที 87
รูปที่ 8.4 ผลการทดลองและค่าความผิดพลาดจากวิธีติดตามแบบคงทน
ดึงแบบต่อเนื่อง 35 กิโลกรัม เวลาในการดึงให้ถึงแรงดึงค้าง 22.5 วินาที 88
รูปที่ 8.5 ผลการทดลองและค่าความผิดพลาดจากวิธีติดตามแบบคงทน
ดึงแบบต่อเนื่อง 35 กิโลกรัม เวลาในการดึงให้ถึงแรงดึงค้าง 7 วินาที 89

หน้า

รูปที่ 8.6 ผลการทดลองและค่าความผิดพลาดจากวิธีติดตามแบบคงทน ดึงแบบจังหวะ 30 กิโลกรัม 90
รูปที่ 8.7 ผลการทดลองและค่าความผิดพลาดจากวิธี PID ดึงแบบต่อเนื่อง 20 กิโลกรัม 91
รูปที่ 8.8 ผลการทดลองและค่าความผิดพลาดจากวิธีติดตามแบบคงทน ดึงแบบต่อเนื่อง 20 กิโลกรัม 92
รูปที่ 8.9 ผลการทดลองและค่าความผิดพลาดจากวิธีติดตามแบบคงทนกับผู้ป่วย ดึงแบบต่อเนื่อง 30 กิโลกรัม 93
รูปที่ 8.10 ผลการทดลองและค่าความผิดพลาดจากวิธีติดตามแบบคงทนกับผู้ป่วย ดึงแบบจังหวะ 30 กิโลกรัม 94
รูปที่ 8.11 ผลการทดลองและค่าความผิดพลาดจากวิธีติดตามแบบคงทนกับผู้ป่วย ดึงแบบจังหวะ 35 กิโลกรัม 95
รูปที่ 8.12 การสร้างข้อมูลผู้ป่วยใหม่ 96
รูปที่ 8.13 กรอกข้อมูลการดึง 97
รูปที่ 8.14 การเตรียมตัวดึงกระดูกสันหลัง 97
รูปที่ 8.15 การเลื่อนของเตียงส่วนล่างในขณะดึงกระดูกสันหลัง 98
รูปที่ 8.16 การส่งข้อมูลผู้ป่วย 98
รูปที่ 8.17 รายงานการรักษา 99
รูปที่ 8.18 ผลการทดลองและค่าความผิดพลาดจากการดึงผู้ป่วยแบบจังหวะ 30 กิโลกรัม 100

บทที่ 1

บทนำ

1.1 ที่มาและความสำคัญ

ในปัจจุบันประเทศไทยมีผู้ป่วยที่เกี่ยวกับกระดูกสันหลังเป็นจำนวนมาก โดยโรคที่เกี่ยวกับกระดูกสันหลังส่วนมากจะเกิดกับผู้ป่วยในวัยสูงอายุ ผู้ป่วยส่วนใหญ่มีอาการปวดบริเวณคอและหลัง สาเหตุของปัญหาเกิดจากหลายสาเหตุ ความเครียด การนั่งทำงานนาน การยกของผิดวิธี การส่งเสริมทางด้านพันธุกรรม หรือการกระทำใดๆที่ส่งผลเสียต่อกระดูกสันหลัง สิ่งเหล่านี้ล้วนทำให้เกิดความผิดปกติต่อกระดูกสันหลังโดยตรง ซึ่งการรักษานั้นสามารถกระทำได้หลายวิธีตามอาการและความรุนแรงของโรค

การรักษาสามารถทำได้หลายวิธี เริ่มตั้งแต่ การใช้ยา ได้แก่ ยาลดปวด ยาแก้อักเสบ และยาคลายกล้ามเนื้อ การใช้ยานั้นถ้าเรารับประทานเป็นเวลานานอาจจะส่งผลข้างเคียงต่อกระเพาะของเราได้ การใช้ยาจึงเป็นเพียงการบรรเทาอาการเท่านั้น การใช้เครื่องทางกายภาพ เช่น การประคบร้อน การประคบเย็น และการทำ Ultrasound ซึ่งวิธีเหล่านี้เป็นการลดความเจ็บปวด และการลดการอักเสบ ไม่ได้เป็นการรักษาในระยะยาว

การดึงกระดูกสันหลัง เป็นการกายภาพวิธีหนึ่งที่ช่วยในการรักษาก่อนที่จะตัดสินใจผ่าตัด การดึงกระดูกสันหลังเหมาะกับคนไข้ที่มีอาการทางระบบประสาทไม่มากนัก สามารถกระทำได้กับผู้ป่วยที่มีอาการในระยะเริ่มแรก ซึ่งอาการไม่รุนแรงมากนัก การดึงกระดูกสันหลังสามารถรักษาผู้ป่วยได้ไม่ทุกกรณี เนื่องจากสภาติสภาพของผู้ป่วยแตกต่างกันไป ถ้าผู้ป่วยคนใดอาการไม่ดีขึ้นหรือผู้ป่วยคนนั้นอาการแย่ลงก็ให้เลิกการรักษาทันที

สาเหตุของการปวดบริเวณกระดูกสันหลังมาจากหลายสาเหตุ เช่น หมอนรองกระดูกสันหลังเคลื่อน ทำให้หมอนรองกระดูกสันหลังไปกดทับบริเวณเส้นประสาท หมอนรองกระดูกสันหลังเสื่อม ทำให้ทางเดินเส้นประสาทแคบลง เป็นต้น ซึ่งสาเหตุเหล่านี้เป็นต้นเหตุหลักที่ทำให้เกิดอาการปวด แต่เนื่องจากตำแหน่งของการกดทับ หรือตำแหน่งที่ทางเดินเส้นประสาทแคบลง ขนาดสรีระของผู้ป่วยแต่จากเก็บข้อมูลการรักษาพบว่าค่าดังกล่าวอาจจะไม่เหมาะสมกับการรักษา ดังนั้นเครื่องดึงหลังที่สามารถควบคุมแรงดึงหรือปรับแรงดึงที่สะดวก อาจจะทำให้การรักษามีประสิทธิผลมากขึ้น

วัตถุประสงค์ของการดึงมีหลายประการด้วยกัน เช่น การผ่อนคลายของกล้ามเนื้อ เป็นการทำให้กล้ามเนื้อคลายตัว การยืดยาวของกระดูกสันหลัง ทำให้เกิดการเคลื่อนไหวบริเวณข้อต่อ และช่วยให้ หมอนรองกระดูกที่ยื่นออกมาหดกลับเข้าที่ การลดความเจ็บปวด การเคลื่อนไหวในส่วนใดส่วนหนึ่งที่เกิดจากการดึงหลังจะมีผลใน การเพิ่มการไหลเวียนเลือด และลดการคั่งค้างหรือทำให้การไหลเวียนไม่สะดวกในบริเวณดังกล่าว เป็นต้น

การดึงมีด้วยกันหลายแบบ การดึงแบบต่อเนื่อง (Continuous or Prolonged) เป็นการดึงด้วยแรงแบบคงที่ ปริมาณแรงดึงน้อย ใช้เวลาในการดึงนาน เหมาะสำหรับผู้ป่วยที่นอนพักที่โรงพยาบาล การดึงแบบคงค้าง และการดึงแบบจังหวะ (Intermittent) เป็นการดึงด้วยแรงดึงที่สลับกันระหว่างแรงดึงแบบคงแรง (Hold) และตามด้วยการปล่อย (Rest) ด้วยความถี่ของการสร้างแรงดึงแบบคงแรงและการปล่อยแรงดึงสามารถกำหนดให้มีความถี่ค่าใดค่าหนึ่ง

การรักษาผู้ป่วยเกี่ยวกับกระดูกสันหลังตามโรงพยาบาลทั่วไปในปัจจุบัน ได้นำเครื่องมือดึงกระดูกสันหลังเชิงกลเข้ามาใช้กันอย่างแพร่หลาย การดึงกระดูกสันหลังด้วยเครื่องมือเชิงกลนั้น ให้ความแม่นยำต่อการดึงสูง สามารถใช้งานได้สะดวกเนื่องจากสามารถปรับปริมาณแรงและเวลาได้ตามต้องการ ระบบความปลอดภัยสามารถทำได้ด้วยตัวผู้ควบคุมเครื่องและตัวผู้ป่วยเอง เครื่องดึงกระดูกหลังเชิงกลจึงเป็นเครื่องมือที่เหมาะสมต่อการรักษาเป็นอย่างยิ่ง แต่ในปัจจุบันประเทศไทยต้องนำเข้าเครื่องดึงหลังจากต่างประเทศ ซึ่งมีราคาค่อนข้างสูง การศึกษาและพัฒนาเครื่องดึงหลังจึงมีความสำคัญต่อการรักษาผู้ป่วยไทย เพื่อลดราคาและสามารถผลิตเครื่องดึงหลังต่อไปได้ในอนาคต แต่สิ่งหนึ่งที่ยังขนาดในเครื่องดึงหลังดังกล่าว คือฐานข้อมูลของผู้ป่วย เนื่องจากการรักษาอาการปวดหลังแบบดึงหลังนี้ ต้องมีการรักษาแบบต่อเนื่อง ดังนั้นข้อมูลของการรักษาแต่ละครั้งจะมีประโยชน์สำหรับการรักษาครั้งต่อไป ในงานวิจัยนี้ก็จะครอบคลุมในส่วนนี้ด้วย

การทำวิทยานิพนธ์เรื่องเครื่องดึงกระดูกสันหลัง เป็นการศึกษาการทำงานของเครื่องดึงกระดูกสันหลัง ทั้งระบบกลไก ระบบการใช้งาน ระบบความปลอดภัย ระบบควบคุม และระบบจัดเก็บฐานข้อมูลของผู้ป่วย ซึ่งเป็นระบบโดยรวมของเครื่องดึงกระดูกสันหลัง การศึกษาระบบต่างๆ เพื่อทำให้สามารถพัฒนาเครื่องดึงกระดูกสันหลังให้มีประสิทธิภาพมากขึ้น และเป็นแนวทางในการพัฒนาเครื่องดึงกระดูกสันหลังได้ต่อไปในอนาคต

1.2 วัตถุประสงค์ของวิทยานิพนธ์

ปรับปรุงเครื่องดึงกระดูกสันหลังที่พัฒนาขึ้นที่ห้องปฏิบัติการระบบผลิตขั้นสูง โดยเน้นกลไกป้องกันความปลอดภัยในการใช้งาน (Safety unit) ระบบควบคุมแรงดึง (Traction force control) โปรแกรมเพื่อให้สามารถใช้งานในการรักษาได้สะดวกมากขึ้น และโปรแกรมฐานข้อมูลผู้ป่วย

1.3 ขอบเขตของวิทยานิพนธ์

1. ปรับปรุงเครื่องดึงกระดูกสันหลังที่พัฒนาขึ้นที่ห้องปฏิบัติการระบบผลิตขั้นสูง โดยเน้นกลไกป้องกันความปลอดภัยในการใช้งาน (Safety unit)

2. พัฒนาระบบควบคุมแรงดึง (Traction force control) ที่สามารถปรับค่าแรงดึงได้แบบอัตโนมัติ โดยเน้นที่ Robustness ของระบบควบคุม

3. โปรแกรมเพื่อให้สามารถใช้งานในการรักษาได้สะดวกมากขึ้น พร้อมทั้งโปรแกรมฐานข้อมูลผู้รับการรักษา

1.4 ขั้นตอนการดำเนินงาน

1. ศึกษาความรู้พื้นเกี่ยวกันกระดูกสันหลัง

2. ศึกษาความสามารถต่าง ๆ ของเครื่องดึงหลังที่มีขายอยู่ในท้องตลาด

3. ศึกษากลไกป้องกันความปลอดภัยในการใช้งานที่มีประสิทธิภาพมากขึ้น เช่น กลไกลดแรงดึง

4. ศึกษาระบบควบคุมแรงดึงที่สามารถปรับค่าแรงดึงได้แบบอัตโนมัติ ควบคุมการทำงานด้วยคอมพิวเตอร์ โดยเน้น Robustness ของระบบควบคุม

5. ออกแบบและพัฒนาเครื่องดึงหลังโดยรวม

6. ออกแบบโปรแกรมที่ทำให้การใช้งานโดยรวมสะดวกมากขึ้น ซึ่งประกอบด้วยโปรแกรมควบคุมการทำงานของการดึง โปรแกรมที่ช่วยให้ผู้ควบคุมสามารถทำงานได้สะดวกและมีความปลอดภัยต่อผู้รับการรักษา

7. พัฒนาโปรแกรมฐานข้อมูลผู้รับการรักษา

8. ทดสอบผลการทำงานของเครื่องดึงกระดูกสันหลังที่พัฒนาขึ้น

9. วิเคราะห์ข้อผิดพลาดและปรับปรุงแก้ไข

10. สรุปการทำงานของเครื่องดึงกระดูกสันหลังที่พัฒนาขึ้น

1.5 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

1. ได้ต้นแบบเครื่องดึงกระดูกสันหลังพร้อมโปรแกรมควบคุมการทำงานทั้งในส่วนของการควบคุม Hardware และโปรแกรมช่วยในการใช้งาน รวมถึงโปรแกรมฐานข้อมูลผู้รับการรักษา

2. ได้ระบบควบคุมแรงดึงที่ประสิทธิภาพมากขึ้น และสามารถประยุกต์ใช้ในการรักษาจริงได้ในอนาคต

บทที่ 2

เอกสารและความรู้พื้นฐานเกี่ยวกับงานวิจัย

2.1 โครงสร้างกระดูกสันหลัง (Spinal column)

กระดูกสันหลัง (Spinal column) เป็นโครงสร้างที่แข็งแรง ทำหน้าที่ปกป้องแกนของไขสันหลัง เป็นจุดเกาะของกล้ามเนื้อของหลัง เชื่อมต่อกับกะโหลกศีรษะ (skull) กระดูกสะบัก (scapula) กระดูกเชิงกราน (pelvic bones) และกระดูกซี่โครง (ribs) สามารถแบ่งออกได้เป็น 5 ชนิด 33 ชิ้น

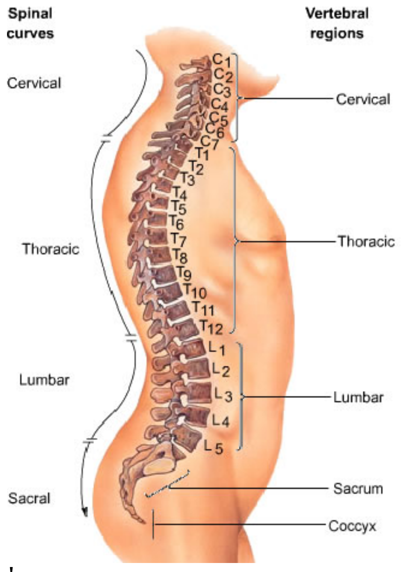
2.1.1 กระดูกสันหลังส่วนคอ (Cervical vertebrae) ซึ่งมีจำนวน 7 ชิ้น อยู่ในช่วงลำคอ กระดูกสันหลังในส่วนนี้ทำหน้าที่เป็นจุดเกาะของกล้ามเนื้อและเอ็นที่เกี่ยวข้องกับการเคลื่อนไหวของลำคอและศีรษะ

2.1.2 กระดูกสันหลังส่วนอก (Thoracic vertebrae) มีจำนวน 12 ชิ้น อยู่ในส่วนอก และมีลักษณะพิเศษคือจะมีจุดเชื่อมต่อสำหรับกระดูกซี่โครง ซึ่งเป็นโครงร่างสำคัญของช่องอก

2.1.3 กระดูกสันหลังส่วนบั้นเอว (Lumbar vertebrae) มี 5 ชิ้น อยู่ในช่วงเอว และมีขนาดใหญ่เพื่อรองรับน้ำหนักของร่างกายท่อนบน และมีส่วนเป็นจุดเกาะของกล้ามเนื้อที่เป็นผนังทางด้านหลังของช่องท้อง

2.1.4 กระดูกสันหลังส่วนกระเบนเหน็บ (Sacrum vertebrae) ซึ่งเดิมมี 8 ชิ้น แต่จะเชื่อมรวมกันเป็นชิ้นเดียว และจะต่อกับกระดูกเชิงกราน (pelvic bone) โดยจะมีช่องเปิด (sacral foramina) เพื่อเป็นทางผ่านของเส้นประสาทที่ไปยังบริเวณเชิงกรานและขา

2.1.5 กระดูกสันหลังส่วนก้นกบ (Coccygeal vertebrae) ซึ่งอาจมี 3-4 ชิ้น ซึ่งจะเชื่อมกันเป็นกระดูกชิ้นเดียวเป็นกระดูกรูปสามเหลี่ยมที่ปลายด้านล่างสุด



รูปที่ 2.1 โครงสร้างของกระดูกสันหลัง [1]

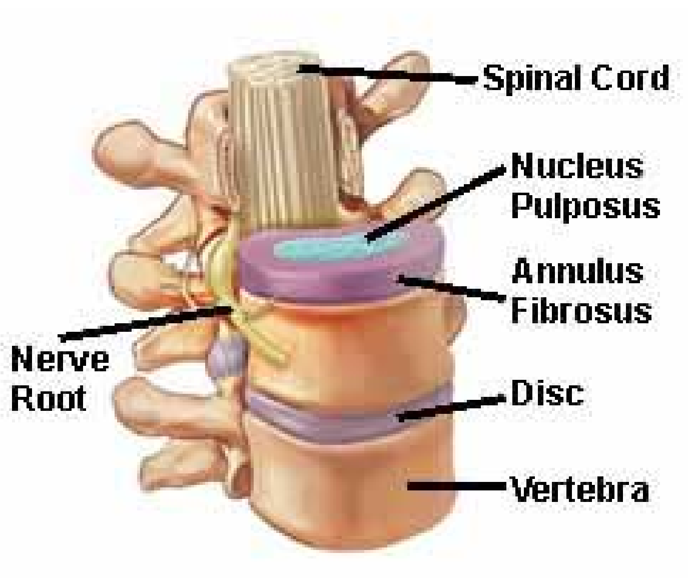
2.2 ส่วนประกอบของกระดูกสันหลัง

2.2.1 ไขสันหลัง (spinal cord) คือ อวัยวะที่มีลักษณะเป็นท่อยาวผอม ซึ่งมีเนื้อเยื่อประสาทเป็นส่วนประกอบสำคัญ อันได้แก่ เซลล์ประสาท (neuron) และ เซลล์เกลีย (glia) หรือ เซลล์ที่ช่วยค้ำจุนเซลล์ประสาท ซึ่งไขสันหลังจะเป็นส่วนที่ยาวต่อลงมาจากสมอง (brain) สมองและไขสันหลังจะรวมกันเป็นระบบประสาทกลาง (central nervous system) ซึ่งบรรจุภายในและถูกปกป้องโดยกระดูกสันหลัง (vertebral column) หน้าที่หลักของไขสันหลังคือการถ่ายทอดกระแสประสาท (neural signals) ระหว่างสมองและส่วนต่างๆของร่างกาย

2.2.2 ประสาทไขสันหลัง (Spinal nerve) เป็นเส้นประสาทที่แยกออกจากไขสันหลัง 31 คู่ เพื่อทำหน้าที่รับความรู้สึกและสั่งการไปยังหน่วยปฏิบัติงาน (effectors) เช่น กล้ามเนื้อหรือต่อมต่างๆ ของกระดูกสันหลัง

2.2.3 หมอนรองกระดูกสันหลัง (Intervertebral Disc) มีโครงสร้างคล้ายฟองน้ำ (spongy) เป็นตัวคั่นระหว่างกระดูกสันหลังแต่ละข้อ เป็นตัวที่ทำให้เกิดช่องว่างระหว่างกระดูกสันหลังแต่ละข้อทำให้รากปราสาท (Nerve root) วิ่งผ่านออกมาเพื่อส่งไปยังอวัยวะต่างๆทั่วร่างกาย อีกทั้งยังทำหน้าที่เสมือนทำให้โครงสร้างของกระดูกมีความยืดหยุ่นตัว ซึ่งประกอบด้วย

- disc Annulus ส่วนประกอบนอกสุดของหมอนรองกระดูกสันหลัง เป็นส่วนของกระดูกอ่อนที่เหนียว (tough cartilage) ทำหน้าที่ห่อหุ้ม disc nucleus
- disc nucleus ส่วนโครงสร้างแกนด้านในมีลักษณะคล้ายเยลลี่ (jelly-like)

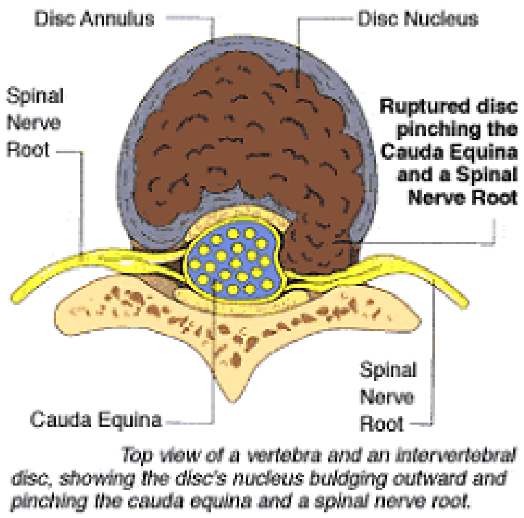


รูปที่ 2.2 โครงสร้างที่เชื่อมติดกับกระดูกสันหลัง [2]

2.3 สาเหตุของการเกิดอาการปวดหลัง

สาเหตุของการเกิดอาการปวดหลังที่สำคัญแบ่งออกเป็น 3 ชนิด คือ เกิดจากการติดเชื้อ เกิดจากกล้ามเนื้อหรือเส้นเอ็นบริเวณหลังเกิดการอักเสบ และเกิดจากหมอนรองกระดูกสันหลังกดทับเส้นประสาท แต่ในงานวิจัยนี้จะเป็นการศึกษาการเกิด จากหมอนรองกระดูกสันหลังกดทับเส้นประสาท เนื่องจากเป็นการรักษาที่ตรงกับงานวิจัย [3]

สาเหตุของหมอนรองกระดูกกดทับเส้นประสาท คือ หมอนรองกระดูกเกิดการเสื่อมหรือการที่กระดูกสันหลังได้รับน้ำหนักที่มากเกินไป ซึ่งทำให้หมอนรองกระดูกปลิ้นออกมาทับเส้นประสาท หรือผนังหุ้มด้านนอกของหมอนรองกระดูกเกิดการฉีกขาดทำให้ Disc nucleus ที่แกนกลางทะลักออกมาทับเส้นประสาท ทำให้เกิดอาการเจ็บหลังเจ็บเอว ดังแสดงในรูปที่ 2.3



รูปที่ 2.3 ลักษณะของหมอนรองกระดูกสันหลังที่กดทับเส้นประสาท [3]

2.4 จุดประสงค์การดึงกระดูกสันหลัง

2.4.1 การยืดยาวของกระดูกสันหลัง (Mechanical Elongation of Spine) การดึงกระดูกสันหลังทำให้เกิดการแยกห่างกันของกระดูกสันหลังแต่ละข้อต่อ ซึ่งมีผลทำให้กล้ามเนื้อรอบๆกระดูกสันหลังเกิดการยืดตัว รวมทั้งเอ็นกระดูกและเยื่อหุ้มข้อต่อถูกยืด ทางเดินของรากปราสาท (Intervertebral foramen) ขยายกว้างออก ช่วยเหยียดส่วนโค้งของกระดูกสันหลัง (Spinal Curve) ให้ยืดตรงขึ้น ทำให้เกิดการเคลื่อนไหวบริเวณข้อต่อ (Facet Joint) และช่วยให้ Nucleus ของ Disk ที่ยื่นออกมาหดกลับเข้าที่

2.4.2 การทำให้เกิดการเคลื่อนไหวของข้อต่อ (Facet Joint Mobilization) การดึงกระดูกสันหลังทำให้เกิดการเคลื่อนไหวที่บริเวณข้อต่อ เป็นผลให้มีการเลื่อน (Sliding) ของผิวข้อต่อ (Facet Surface) เกิดการเคลื่อนย้ายห่าง (Distraction) ของผิวข้อต่อ เกิดการกด (Compression) หรือ Approximation ของผิวข้อต่อ

2.4.3 การผ่อนคลายของกล้ามเนื้อ (Muscle Relaxation) การดึงกระดูกสันหลังทำให้เกิดการผ่อนคลายตัวของกล้ามเนื้อ ซึ่งช่วยในการลดปวดที่เกิดจากการแข็งเกร็งของกล้ามเนื้อ และมีผลทำให้กระดูกสันหลังเกิดการเคลื่อนแยกห่างได้ดีขึ้น

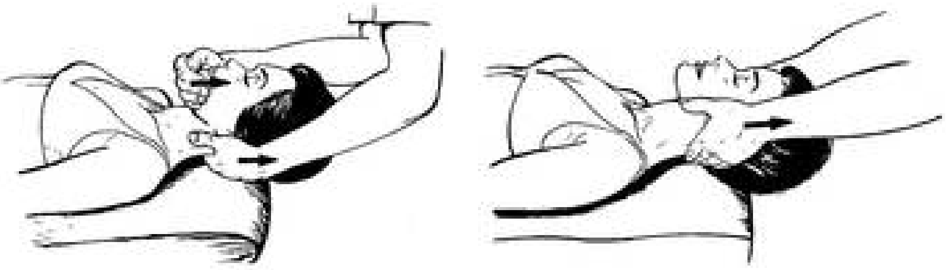
2.4.4 การลดความเจ็บปวด (Reduction of Pain) การเคลื่อนไหวในส่วนใดส่วนหนึ่งที่เกิดจากการดึงหลังจะมีผลใน การเพิ่มการไหลเวียนเลือด และลดการคั่งค้างของการไหลเวียนของบริเวณนั้น เนื่องจากการคั่งค้างของการไหลเวียนจะมีผลทำให้เกิดการตีบแคบ ทำให้มีแรงกดต่อเยื่อเส้นเลือด และเส้นประสาทในช่องทางของรากประสาท ดังนั้นการลดการคั่งค้างของการไหลเวียนได้ก็จะสามารถลดแรงกดต่อโครงสร้างดังกล่าวได้ นอกจากนั้นการไหลเวียนเลือดที่เพิ่มขึ้นยังช่วยลดความเข้มข้นของสารเคมีที่กระตุ้นความเจ็บปวด (Noxious Chemical Irritants)

2.5 ชนิดของการดึง

2.5.1 การดึงโดยเครื่องมือเชิงกล (Mechanical Traction) การดึงโดยเครื่องมือเชิงกล ซึ่งสามารถใช้สำหรับการดึงกระดูกสันหลังส่วนคอ และเอวได้ การดึงโดยเครื่องมือเชิงกลสามารถดึงแบบ Continuous และ Intermittent ได้ ทั้งที่เหมาะสำหรับการใช้ที่โรงพยาบาลหรือการใช้ที่บ้าน ซึ่งเครื่องดึงหลังเชิงกล ต้องมีตัวบ่งชี้หรือตัววัดปริมาณน้ำหนักที่ใช้ในการดึง [5]

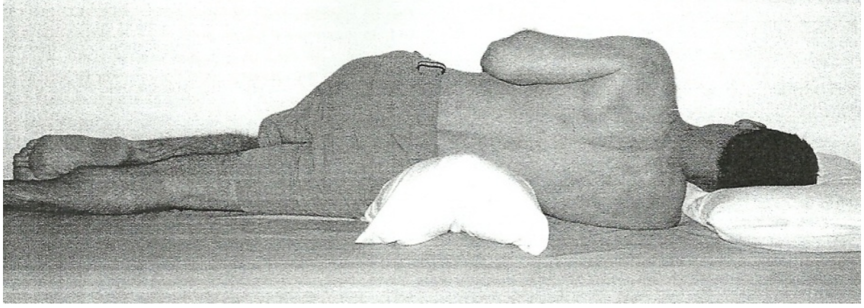
รูปที่ 2.4 การดึงกระดูกสันหลังโดยเครื่องมือเชิงกล [4]

2.5.2 การดึงด้วยมือ (Manual Traction) การดึงกระดูกสันหลังด้วยมือทำให้สามารถเลือกส่วนหรือระดับของกระดูกที่ต้องการให้แรงดึงได้ แต่วัดปริมาณแรงที่ให้ไม่ได้เนื่องจากมือคนไม่สามารถวัดขนาดของแรงได้ การดึงด้วยมือส่วนมากมักใช้การดึง Cervical Spine เพราะแรงดึงของเราจะไม่เพียงพอต่อการดึง Lumbar spine ด้วยมือ นอกจากนี้การดึงด้วยมือเหมาะสำหรับการเริ่มต้นเพื่อประเมินอาการของผู้ป่วยก่อนการดึงกระดูกสันหลังด้วยเครื่อง ถ้าอาการดีขึ้น แสดงว่าผู้ป่วยรายนี้สามารถให้การดึงด้วยเครื่องได้ แต่ถ้าอาการแย่ลงไม่ควรให้การดึงด้วยเครื่องดึงกระดูกสันหลัง



รูปที่ 2.5 การดึงกระดูกสันหลังด้วยมือ [5]

2.5.3 การดึงด้วยการจัดท่าทาง (Positional Traction) การดึงกระดูกสันหลังด้วยการจัดท่าทางถือว่าเป็นการดึงแบบคงค้างเฉพาะส่วนที่ระดับใดระดับหนึ่งของกระดูกสันหลัง อาจจัดท่าแบบสมมาตร (Symmetry) หรือแบบไม่สมมาตร (Asymmetry) และใช้อุปกรณ์ต่างๆ เช่น หมอน ถุงทราย มารองรับส่วนของร่างกายได้ ตัวอย่างเช่น นอนหงายและไขว้ขาข้างหนึ่งไปยังด้านตรงข้ามและค้างอยู่ในท่านั้นหรือนอนตะแคง ใช้หมอนรองที่สีข้างลำตัวด้านล่างมีผลยืดกระดูกสันหลังด้านบน



รูปที่ 2.6 การดึงกระดูกสันหลังด้วยการจัดท่าทาง [5]

2.5.4 การดึงกระดูกสันหลังโดยใช้แรงโน้มถ่วงและน้ำหนักของร่างกาย (Gravitational Traction) ในการทำให้เกิดการแยกห่างของกระดูกสันหลัง เช่น การดึงกระดูกสันหลังระดับเอว ใช้เครื่องมือที่ทำให้หมุนตัวโดยเอาศีรษะชี้ลงพื้นและส่วนล่างของร่างกายถูกยึดไว้กับเครื่อง ทำให้เกิดการดึงให้เกิดการแยกห่างโดยใช้น้ำหนักส่วนบนของร่างกายและแนวโน้มถ่วงช่วย ดังแสดงในรูปที่ 2.7

รูปที่ 2.7 การดึงกระดูกสันหลังโดยใช้แรงโน้มถ่วงและน้ำหนักของร่างกาย [6]

2.6 การรักษาด้วยเครื่องดังกระดูกสันหลัง

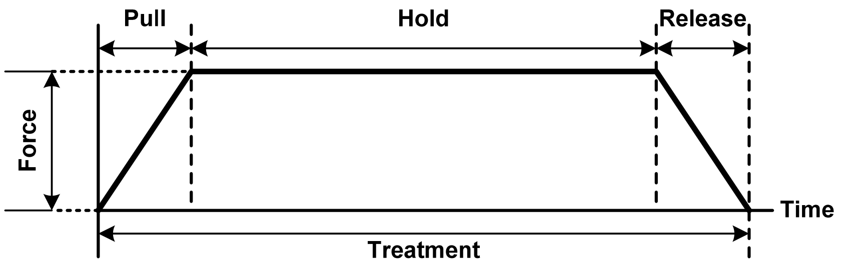
การดึงกระดูกสันหลังเป็นการรักษาอย่างหนึ่งทางกายภาพบำบัด โดยให้แรงกระทำต่อร่างกายเพื่อทำให้เกิดการเคลื่อนไหวของระบบกล้ามเนื้อและข้อต่อ การดึงจะเป็นการทำให้เกิดการแยกห่างข้อต่อและยืดเนื้อเยื่อรอบๆ การดึงถือเป็นกระบวนการลากหรือดึงข้อต่อในแนวยาว (Longitudinal) สามารถใช้ในกรณีผู้ป่วยที่มีพยาธิสภาพบริเวณกระดูกสันหลัง ที่ไม่เกี่ยวข้องกับการหักและการเคลื่อนหลุดของกระดูกสันหลัง การดึงกระดูกสันหลังสามารถทำได้หลายวิธีดังได้กล่าวมาแล้วในหัวข้อ 2.5 แต่มีข้อจำกัดเรื่องของปริมาณแรงที่ต้องการ และอีกทั้งยังไม่สะดวกในการปรับเปลี่ยนแรงดึง การดึงด้วยเครื่อง (Mechanical Traction) จึงได้เปรียบเนื่องจากสามารถกำหนดปริมาณแรง และเวลาในการดึงได้ตามต้องการ

2.7 ปัจจัยที่มีผลต่อการดึงกระดูกสันหลัง

2.7.1 ปริมาณแรงดึง (Amount of Force) การทำให้เกิดการแยกห่างของกระดูกสันหลัง หรือเกิดการคลายตัวของกล้ามเนื้อขึ้นอยู่กับประสิทธิภาพของปริมาณแรงดึงที่ใช้ในการรักษา ปริมาณแรงดึงที่สามารถทำให้เกิดการแยกห่างของกระดูกสันหลัง คือ 50% ของน้ำหนักร่างกาย ซึ่งแรงที่ให้จะต้องมากเพียงพอที่จะต่อสู้กับแรงต้านทานจากความตึงตัวของกล้ามเนื้อ ซึ่งแรงดึงที่ให้จะสามารถทำให้เกิดการเคลื่อนแยกห่างของกระดูกสันหลังได้มากที่สุดตั้งแต่ช่วงแรกๆของการดึง นอกจากนั้น การจัดท่าทางที่ดีจะช่วยให้ผู้ป่วยรู้สึกสบายและผ่อนคลาย (Comfort and Relaxation of Patient) ซึ่งช่วยให้กล้ามเนื้อผ่อนคลายตัวด้วย จึงสามารถใช้แรงในการดึงลดลง ช่วยให้แรงดึงมีประสิทธิภาพเพิ่มขึ้น

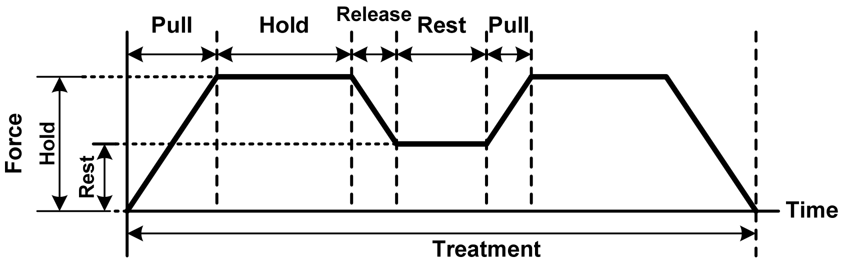
2.7.2 ชนิดของแรงดึงกระดูกสันหลัง (Mode of Traction) ในการรักษาผู้ป่วยนั้นนิยมใช้แรงดึงแบ่งออกเป็น 2 ลักษณะ คือ การดึงแบบต่อเนื่อง และการดึงแบบเป็นจังหวะ ซึ่งมีลักษณะดังนี้

การดึงแบบต่อเนื่อง (Continuous Traction) เป็นการดึงกระดูกสันหลังด้วยแรงคงที่ในระยะเวลาหลายนาทีแต่ไม่เกินหนึ่งชั่วโมงครึ่ง มักใช้เพื่อการยืด (Prolonged Stretching) ของเนื้อเยื่อรอบๆกระดูกสันหลัง น้ำหนักที่ใช้ในการดึงแบบคงค้างมักใช้แรงดึงน้อยๆในครั้งแรก และค่อยๆเพิ่มจนเป็นครึ่งหนึ่งของน้ำหนักตัว หรือมากกว่านั้น แต่ผู้ป่วยยังคงสามารถทนได้



รูปที่ 2.8 แรงดึงแบบต่อเนื่อง

การดึงแบบจังหวะ (Intermittent Traction) เป็นการดึงกระดูกสันหลังด้วยแรงดึงที่สลับกันระหว่างการให้แรงแบบคงแรง (Hold) และแบบการปล่อย (Rest) ด้วยความถี่ขนาดใดขนาดหนึ่ง ลักษณะการให้แรงดึงและพักต้องเป็นจังหวะสม่ำเสมอ โดยน้ำหนักแรงดึงที่ใช้ขึ้นอยู่กับวัตถุประสงค์ของการดึง การดึงแบบจังหวะสามารถใช้แรงดึงได้มากกว่าการดึงแบบคงค้าง และยังคงอยู่ภายใต้ความสามารถทนได้ของผู้ป่วย



รูปที่ 2.9 แรงดึงแบบจังหวะ

2.7.3 ระยะเวลาในการรักษา (Time of traction) ในการรักษาครั้งแรกนั้นจะใช้ระยะเวลาน้อยๆ ในการรักษา จากนั้นจะเพิ่มแรงขึ้นเรื่อยๆ แต่ต้องอยู่ภายใต้ความสามารถของร่างกายผู้ป่วย โดยปกติแล้วการดึงแบบต่อเนื่องจะใช้ระยะเวลาในการดึงน้อยกว่าการดึงแบบจังหวะ ในการรักษานั้นสามารถบอกปริมาณแรง ชนิดของแรงดึง และเวลาที่ใช้ในการรักษา ได้แบบคร่าวๆ โดยแสดงตามตารางที่ 2.1

ตารางที่ 2.1 ปริมาณแรงและเวลาในการดึง [5]

Area of Soine And Goals of Treatment	Force (kg)	Hold/Rest Times (Seconds)	Duration (Minutes)
Cervical Spine			
- Initial Acute Phase	3-4 kg.	Static	5-10
- Joint Distraction	9.13 kg. (7% BW)	15/15	20-30
- Decrease Muscle Spasm	5-7 kg.	5/5	20-30
- Disc Problems or Stretch Soft Tissue	5-7 kg.	60/20	20-30
Lumbar Spine			
- Initial Acute Phase	13-20 kg.	Static	5-10
- Joint Distraction	22.5 kg. (50%BW)	15/15	20-30
- Decrease Muscle Spasm	25 % BW	5/5	20-30
- Disc Problems or Stretch Soft Tissue	25 % BW	60/20	20-30

2.7.4 ความถี่ที่ใช้ในการรักษา (Frequency of Treatment) ความถี่ที่ใช้ในการรักษามักกำหนดที่ประมาณ 5-6 ครั้งต่อสัปดาห์ อย่างไรก็ตามขึ้นอยู่กับพยาธิสภาพของโรคในผู้ป่วยแต่ละรายด้วย

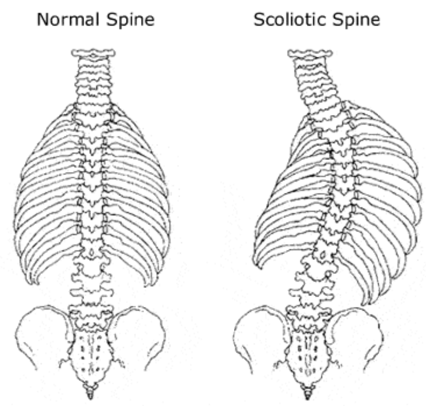
2.7.5 ท่าทางของผู้ป่วย (Position of Patient) เนื่องจากเมื่อกระดูกสันหลังยิ่งเกิดการงอมาก ยิ่งทำให้มีการแยกห่างออกของกระดูกสันหลังมากกว่าอยู่ในแนวปกติ (Neutral Position) โดยเฉพาะทางด้านหลังของกระดูกสันหลัง (Posterior Aspect of Vertebrae) แต่อย่างไรก็ตามขึ้นกับระดับของข้อต่อที่ต้องการทำให้เกิดการแยกห่างของกระดูกสันหลังด้วย สำหรับการดึงกระดูกสันหลังส่วนเอว ได้มีการวิจัยหลายงานวิจัยสนับสนุนว่า ควรจัดให้ผู้ป่วยอยู่ในท่านอนหงายร่วมกับงอข้อตะโพกที่ประมาณ 60-70 องศา หรือ อยู่ในท่า Fowler's Position ดังแสดงในรูปที่ 2.11 เนื่องจากจะทำให้เกิดการแยกห่างของกระดูกสันหลังส่วนเอว ทางด้านหลังมาก และนอกจากนี้ท่านี้ยังเป็นท่าที่กล้ามเนื้องอข้อตะโพกผ่อนคลายด้วย (Iliopsoas Muscle) จึงช่วยลดแรงกดที่กระทำต่อการจัดท่า (Position)

รูปที่ 2.10 ลักษณะท่าทางและการวางเข่าของผู้ป่วย

2.8 เครื่องดึงกระดูกสันหลังในปัจจุบัน

การรักษาด้วยวิธีการอาการผิดปกติเกี่ยวกับกระดูกสันหลังด้วยการดึงมีมาตั้งแต่สมัยโบราณเมื่อ 2500-3000 ปีมาแล้วที่ ประเทศอียิปต์โดยชาวอียิปต์ที่ชื่อ Papyrus ใช้ในการรักษาอาการกระดูกหักในแนวแกนกระดูกสันหลัง

ต่อมาในช่วงปลายศตวรรษที่ 18 การรักษาด้วยวิธีการดึงกระดูกสันหลังถูกนำมาใช้ปกติในการรักษาอาการกระดูกสันหลังโค้งตามด้านข้าง (Scoliosis) และ อาการผิดรูปของกระดูกสันหลัง รูปที่ 2.11 เปรียบเทียบ ระหว่างกระดูกสันหลังปกติกับอาการโค้งของกระดูกสันหลังไปทางด้านข้าง ซึ่งเป็นสาเหตุของการปวด



รูปที่ 2.11 เปรียบเทียบระหว่างกระดูกสันหลังปกติกับอาการโค้งทางด้านข้าง [3]

การพัฒนาการดึงกระดูกสันหลัง เริ่มในปี 1974 โดย Elizabeth Kenny โดยใช้หลักการของ negative feedback เพื่อควบคุมน้ำหนัก และ ความเร็วในการดึง หลีกเลี่ยงแรงดึงที่มากเกินไปสำหรับโครงสร้างกระดูกสันหลัง ทำให้มีความปลอดภัยมากขึ้นแต่การรักษาด้วยวิธีนี้จะใช้ระยะเวลาที่นาน โดยรูปที่ 2.12 แสดงการดึงกระดูกสันหลังโดยใช้ถุงน้ำหนักในการถ่วงน้ำหนักเพื่อให้เกิดแรงดึงในการรักษา

รูปที่ 2.12 การดึงกระดูกสันหลังโดยใช้การถ่วงน้ำหนัก [7]

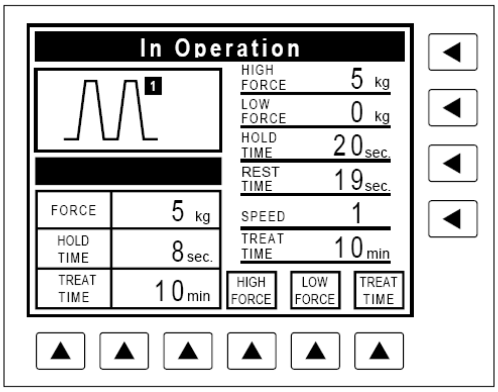
ต่อมาได้มีผู้เชี่ยวชาญเกี่ยวกับการดึงกระดูกสันหลัง Dr.Lind แพทย์ชาว Scandinavian ได้ทำการสังเกตจากกลุ่มคนไข้ และพบว่าการรักษาด้วยวิธีการดึงกระดูกสันหลังต้องใช้ระยะเวลาในการรักษาช่วงหนึ่งถึงจะได้มีผลและได้ผลดี และถึงแม้ว่าจะใช้ระยะเวลาช่วงหนึ่งในการรักษาแต่ได้ผลดีและลดความเสี่ยงที่จะต้องผ่าตัดของผู้ป่วย

เครื่องดึงกระดูกสันหลังในปัจจุบันได้ถูกพัฒนาให้มีประสิทธิภาพและมีความสามารถในการใช้งานค่อนข้างสูง เครื่องส่วนใหญ่ในท้องตลาดมีหลากหลายรุ่น แต่ละรุ่นมีฟังชันก์การทำงานหลักที่ค่อนข้างเหมือนกัน เช่น การดึงด้วยแรงแบบต่อเนื่องและแบบจังหวะ สามารถกำหนดแรงและเวลาในการดึงได้ และสามารถหยุดการทำงานด้วยตัวผู้ป่วยเองเมื่อเกิดความผิดพลาดกับตัวผู้ป่วยเอง ดังแสดงในรูปที่ 2.13 เป็นเครื่องดึงกระดูกสันหลัง MTD 4000

รูปที่ 2.13 เครื่องดึงกระดูกสันหลัง MTD 4000 [8]

โดยรูปที่ 2.14 เป็นปุ่มหยุดฉุกเฉินสำหรับผู้ป่วย (Patient limit switch) ใช้ในการหยุดการทำงานโดยตัวผู้ป่วยเองเมื่อเกิดความผิดพลาดในการรักษา และรูปที่ 2.15 แสดงหน้าต่างควบคุมการทำงาน (Window Operation) ของเครื่องดึงกระดูกสันหลัง TM-300 Traction Device [9] เป็นการกำหนดชนิดแรงดึงแบบจังหวะ โดยสามารถกำหนดแรงดึงและเวลาได้

รูปที่ 2.14 ปุ่มหยุดฉุกเฉินสำหรับผู้ป่วย [4]



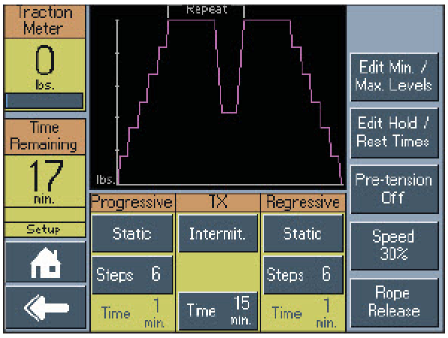
รูปที่ 2.15 หน้าต่างควบคุมการทำงาน [9]

แต่เครื่องบางรุ่นอาจจะมีความสามารถอื่นที่แต่งต่างออกไป เช่น เครื่องดึงกระดูกสันหลัง Chattanooga 4759 - TX [4] ดังแสดงในรูปที่ 2.16 สามารถดึงด้วยแรงที่หลากหลายมากขึ้น การกำหนดความเร็วในการดึง และสามารถเก็บข้อมูลของผู้ป่วยในการรักษาแต่ละครั้ง การพัฒนาเครื่องดึงกระดูกสันหลังจึงจำเป็นต้องศึกษาข้อดีและข้อด้อยของเครื่องในปัจจุบัน เพื่อนำมาปรับและประยุกต์ใช้กับเครื่องที่ต้องการพัฒนา

รูปที่ 2.16 เครื่องดึงกระดูกสันหลัง Chattanooga 4759 – TX [4]

จากรูปที่ 2.17 แสดงการเก็บข้อมูลการรักษาของผู้ป่วยโดยใช้บัตรเก็บข้อมูล เพื่อนำข้อมูลไปใช้ประโยชน์ในการรักษาครั้งต่อๆไป โดยการรักษาทุกครั้งจะต้องนำบัตรข้อมูลผู้ป่วยมาด้วย ส่วนรูปที่ 2.18 เป็นการดึงแรงแบบจังหวะโดยในขณะที่แรงดึงเพิ่มขึ้นและลดลงแรงดึงจะมีลักษณะเป็นแบบขั้นขันได ซึ่งเป็นลักษณะแรงที่แตกต่างจากแรงปกติ

รูปที่ 2.17 การใช้บัตรเก็บข้อมูลผู้ป่วย [4]

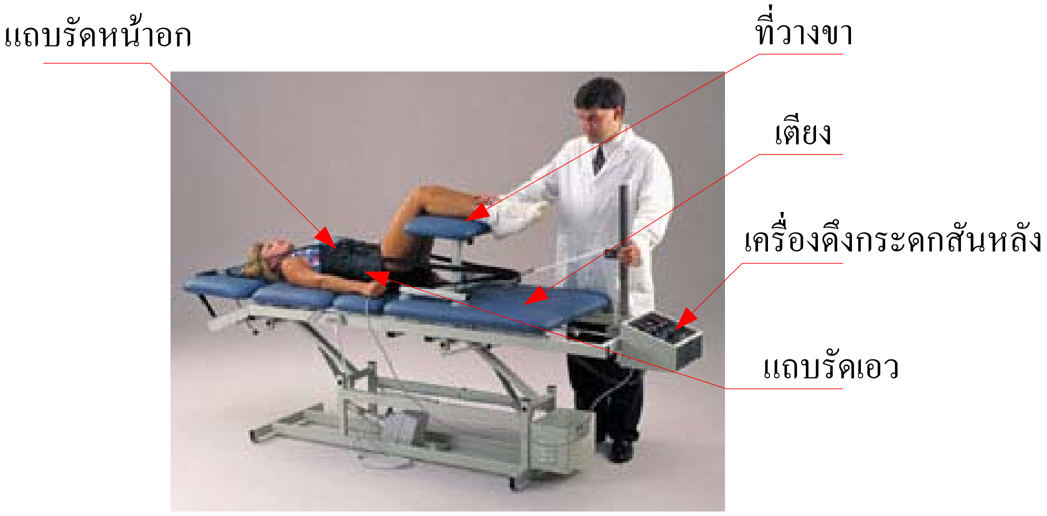


รูปที่ 2.18 แสดงแรงดึงแบบขั้นบันได [4]

2.9 อุปกรณ์ในการดึงกระดูกสันหลัง

โดยอุปกรณ์ในการดึงกระดูกสันหลังด้วยเครื่องดึงกระดูกสันหลังแล้วยังประกอบไปด้วยอุปกรณ์ต่างๆ ดังแสดงในรูปที่ 2.19

- แถบรัดหน้าอก ใช้ในการยึดบริเวณอกกับหัวเตียงเพื่อไม่ให้เกิดการไถลในขณะทำการดึง
- แถบรัดเอว ใช้ในการรัดบริเวณหลังส่วนล่าง และเป็นบริเวณที่ยึดกับเชือกด้วย
- ที่วางขา ใช้ในการวางขาเพื่อให้กระดูกบริเวณหลังเกิดการยืดตัว
- เตียง ต้องเป็นเตียงที่สามารถเลื่อนเข้าออกได้ โดยส่วนที่เลื่อนออกจะเป็นบริเวณหลังส่วนล่าง



รูปที่ 2.19 อุปกรณ์การดึงกระดูกสันหลัง [3]

บทที่ 3

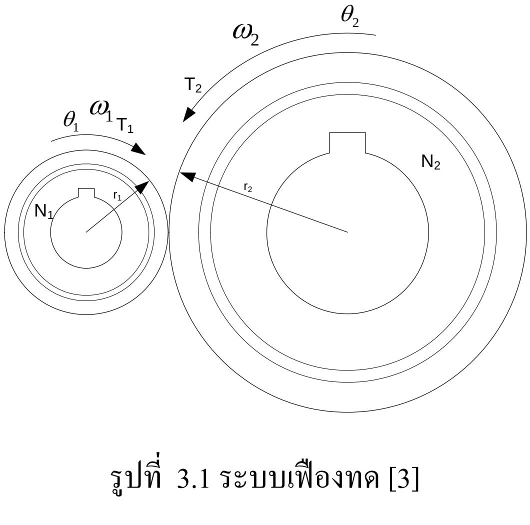
การปรับปรุงและพัฒนาเครื่องดึงกระดูกสันหลังต้นแบบ

3.1 กลไกเครื่องดึงกระดูกสันหลังต้นแบบ

กลไกเครื่องดึงกระดูกสันหลังต้นแบบนั้นได้ทำการออกแบบกลไกในส่วนต่างๆ ตามงานวิจัยเรื่องการออกแบบและพัฒนาเครื่องดึงกระดูกสันหลัง โดยสามารถแยกพิจารณาออกเป็นส่วนต่างๆ ได้ 4 ส่วน คือ กลไกระบบส่งกำลัง กลไกม้วนเชือกคืน อุปกรณ์วัดแรงตึงเชือก และกลไกผ่านเชือก [3]

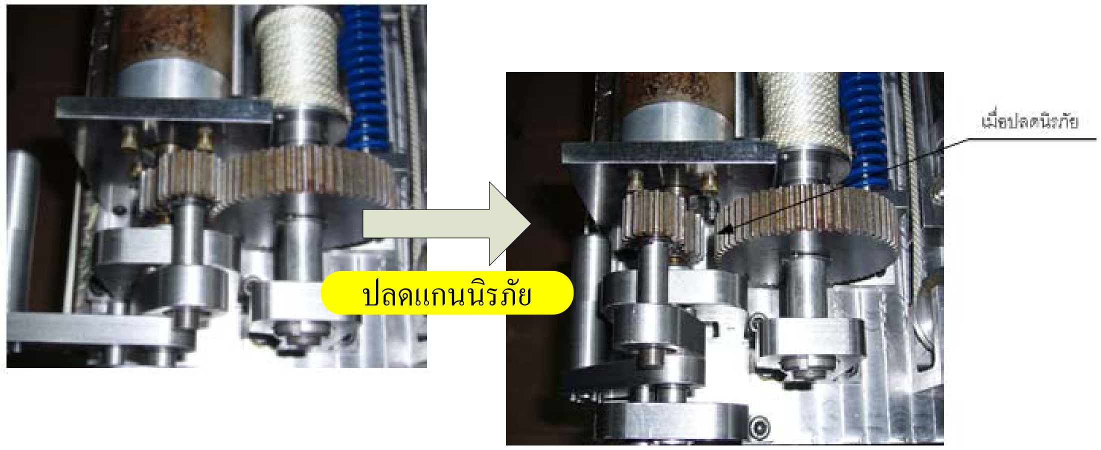
3.1.1 กลไกระบบส่งกำลัง

สำหรับระบบกลไกส่งกำลังของเครื่องดึงกระดูกสันหลังได้ออกแบบโดยใช้ระบบเฟือง ส่งกำลัง (Gear Transmission) เป็นหลัก โดยใช้มอเตอร์กระแสตรงเป็นอุปกรณ์กำเนิดกำลังให้กับระบบเฟือง เหตุผลที่เลือกใช้เฟืองก็เพราะ มีความแข็งแรงสูง การดูแลรักษาง่าย ราคาไม่สูงมาก ประหยัดเนื้อที่ในการติดตั้ง หลักการพื้นฐานของระบบส่งกำลังด้วยเฟืองได้แสดงไว้ดังแสดงในรูปที่ 3.1



รูปที่ 3.1 ระบบเฟืองทด [3]

โดยกลไกของระบบส่งกำลังที่ทำการออกแบบได้แสดงดังรูปที่ 3.2 ซึ่งแสดงการวางตัวของเฟืองส่งกำลังที่ออกแบบและสร้างขึ้น และแสดงการปลดแกนนิรภัยเพื่อแยกเฟืองออกจากกันเป็นการตัดกำลังของระบบ



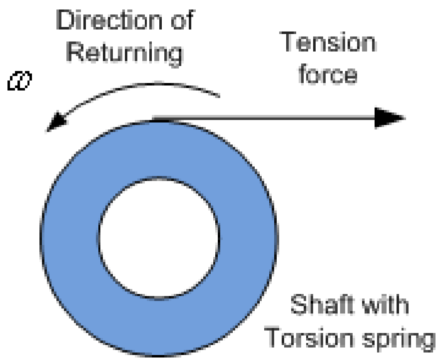
รูปที่ 3.2 กลไกของระบบส่งกำลัง [3]

3.1.2 กลไกม้วนเชือกคืน

กลไกม้วนเชือกคืนได้ทำการออกแบบเพื่อความสะดวกในการม้วนเชือกเก็บหลังจากทำการใช้เครื่องเสร็จแล้ว โดยกลไกที่ใช้ในการม้วนเชือกคืนนั้น ออกแบบโดยใช้สปริงบิด (Tensional spring) เกลียวขวา สอดไว้กับแกนเพลากว้านเชือกและทำการยึดปลายทั้งสองด้านของสปริง โดยปลายด้านแรกยึดไว้ที่แกนเพลา ส่วนปลายอีกด้านหนึ่งยึดไว้กับหน้าแปลนดังรูปที่ 3.3

รูปที่ 3.3 กลไกม้วนเชือกคืน [3]

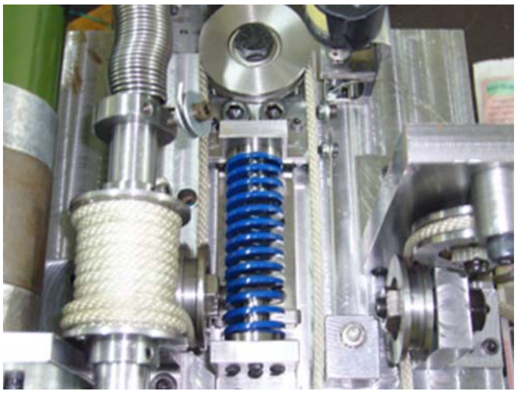
โดยหลักการพื้นฐานของสปริงบิดก็เหมือนกับสปริงดึงและสปริงกดทั่วๆไป นั่นคือ สปริงบิดจะสร้างแรงบิดในทิศทางที่สวนกับการขจัด ขณะเชือกถูกดึงออกสปริงบิดที่ติดกับแกนเพลาก็จะบิดตามทำให้เกิดแรงบิดในทิศทางตรงกันข้ามและเมื่อทำการปล่อยเชือกสปริงบิดก็จะม้วนเชือกกลับมายังตำแหน่งก่อนดึงเชือก ดังรูปที่ 3.4



รูปที่ 3.4 ทิศทางการม้วนเชือกคืน [3]

3.1.3 อุปกรณ์วัดแรงตึงเชือก

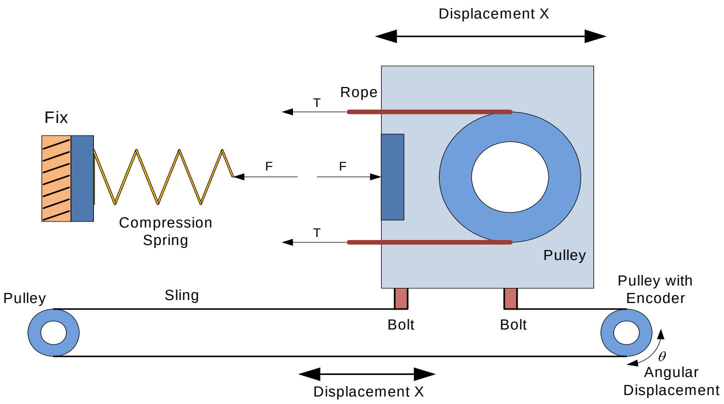
กลไกของอุปกรณ์วัดแรงดึงเชือกได้ทำการออกแบบโดยใช้หลักการการยืดหดของสปริง แรงที่เกิดขึ้นสามารถวัดได้โดยการวัดระยะยืดหดของสปริงแทน ดังแสดงในรูปที่ 3.5



รูปที่ 3.5 อุปกรณ์วัดแรง [3]

โดยหลักการทำงานพื้นฐานของอุปกรณ์วัดแรง คือ เมื่อเชือกเกิดแรงดึงจะทำให้เชือกที่โยงอยู่กับอุปกรณ์วัดแรงที่ตำแหน่งตัวรอกไปกดสปริงดัน ทำให้สปริงดันให้เกิดการยุบตัวและเอนโค้ดเดอร์ (Encoder) ที่เชื่อมต่ออยู่กับรางเลื่อน (Linear Guide) ผ่านทางลวดสลิงก็จะหมุนทำให้เกิดการการเคลื่อนที่แบบขจัดเชิงมุม ทำให้สามารถหาระยะยุบตัวของสปริงดันได้และสามารถคำนวณหาค่าแรงดึงของเชือกได้

โดยที่ความสัมพันธ์ระหว่างแรงดึงเชือกกับแรงกดในสปริงและระยะยุบตัวของสปริงดันกับการขจัดเชิงมุมของเอนโค้ดเดอร์ แสดงดังรูปที่ 3.6



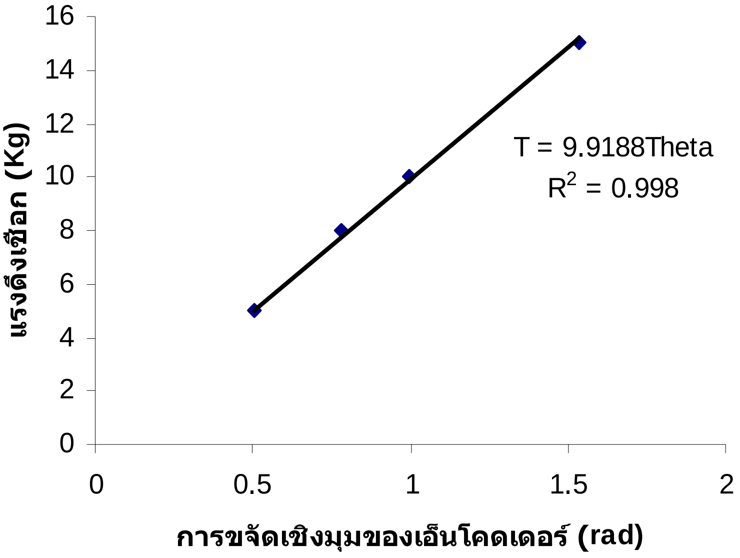
รูปที่ 3.6 ความสัมพันธ์ของแรงที่เกิดขึ้นในเชือกและสปริง [3]

สำหรับการวัดแรงดึงของเชือกในทางปฏิบัติ ได้มีการทำการสอบเทียบโดยการหาความสัมพันธ์ระหว่างค่าแรงดึงของเชือกกับค่าขจัดเชิงมุมที่วัดได้จากเอนโค้ดเดอร์ ค่าแรงดึงของเชือกอ่านจากสปริงวัดแรงดึงที่มีการปรับเทียบแล้ว โดยติดตั้งสปริงวัดแรงดึงนี้เข้ากับเชือกและอุปกรณ์ดึง

โดยการสอบเทียบความสัมพันธ์ระหว่างแรงดึงเชือกกับการขจัดเชิงมุมของเอนโค้ดเดอร์ ได้ผลการทดสองดังแสดงในตารางที่ 3.1 และเส้นกราฟในรูปที่ 3.7 ซึ่งแสดงความสัมพันธ์เชิงเส้นตรงระหว่างค่ามุมขจัดที่วัดได้จากเอนโค้ดเดอร์และแรงตึงในเส้นเชือก

ตารางที่ 3.1 ตารางผลการสอบเทียบระหว่างแรงดึงเชือกและการขจัดเชิงมุม [3]

แรงดึงเชือก(g)	การขจัดเชิงมุมของเอนโค้ดเดอร์ (rad)		
	ครั้งที่1	ครั้งที่2	ค่าเฉลี่ย
5	0.4895	0.5184	0.50395
8	0.808	0.7609	0.78445
10	0.999	0.9896	0.9943
15	1.580	1.4853	1.53265



รูปที่ 3.7 การวิเคราะห์ด้วยความถดถอยเชิงเส้น [3]

จากรูปที่ 3.7 เราสามารถหาความสัมพันธ์ระหว่างแรงดึงเชือกกับค่าขจัดเชิงมุมที่วัดที่เอนโค้ดเดอร์ โดยสามารถนำข้อมูลมาทำการวิเคราะห์ด้วยสมการความถดถอยเชิงเส้น ทำให้สามารถหาความสัมพันธ์ได้ดังสมการที่ 3.1

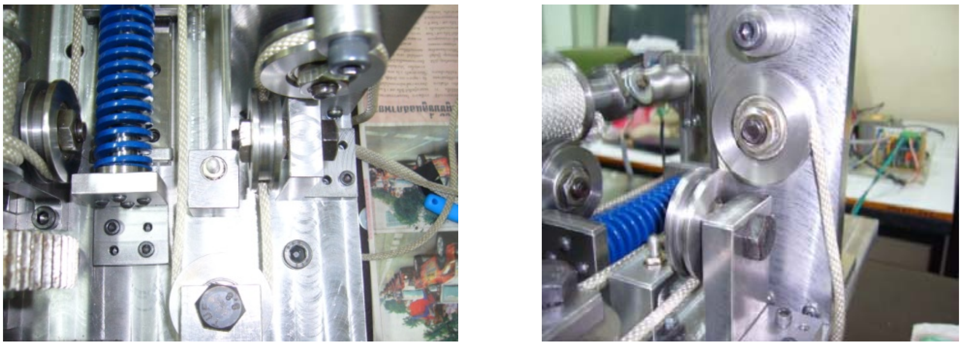
$$T = 9.9188Theta \tag{3.1}$$

โดยที่ T คือ แรงดึงเชือก (kg)

$Theta$ คือ การขจัดเชิงมุมของเอนโค้ดเดอร์ (rad)

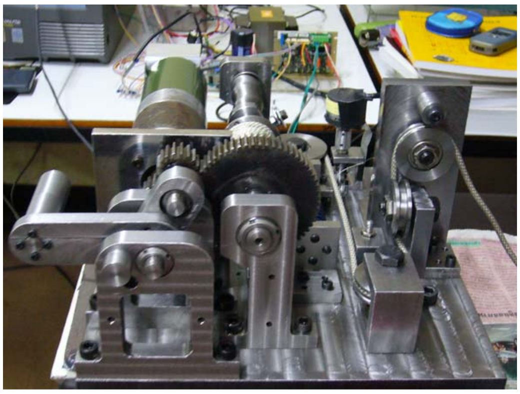
3.1.4 กลไกส่งส่งผ่านแรงดึงผ่านเส้นเชือก

กลไกส่งแรงดึงผ่านเส้นเชือกเป็นกลไกที่ทำหน้าที่เป็นตัวเชื่อมระหว่างอุปกรณ์วัดแรงดึงเชือกกับอุปกรณ์ยึดหลังของผู้ป่วยที่อยู่ภายนอกเครื่องดึงกระดูกสันหลังที่จะไปทำการดึง โดยสามารถแบ่งออกเป็น 2 ส่วนหลักๆ ด้วยกัน คือ ส่วนที่เชื่อมต่อเชือกกับอุปกรณ์วัดแรงดึงเชือก ซึ่งเป็นส่วนอยู่ภายใน และส่วนของเชือกที่ผูกยึดเข้ากับอุปกรณ์ยึดหลังของคนที่เป็นส่วนอยู่ภายนอก ดังรูปที่ 3.8



รูปที่ 3.8 กลไกส่งผ่านแรงดึงเชือกที่อยู่ภายในเครื่อง [3]

โดยโครงสร้างของเครื่องดึงกระดูกสันหลังต้นแบบที่สมบูรณ์แสดงไว้ในรูปที่ 3.9

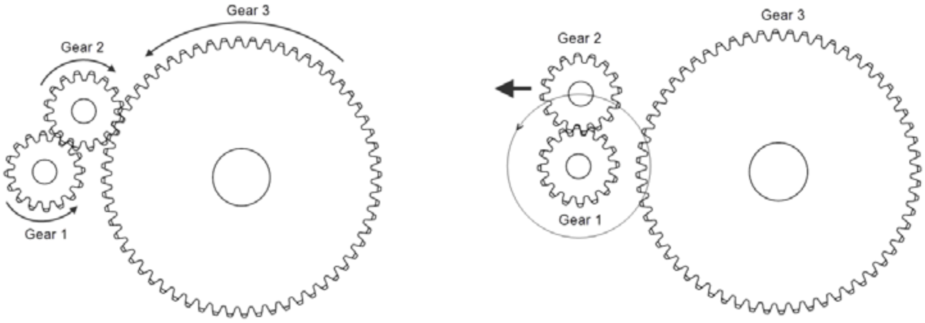


รูปที่ 3.9 กลไกเครื่องดึงหลังต้นแบบ [3]

3.2 การพัฒนากลไกเครื่องดึงกระดูกสันหลัง

3.2.1 กลไกล็อคตำแหน่งเฟือง

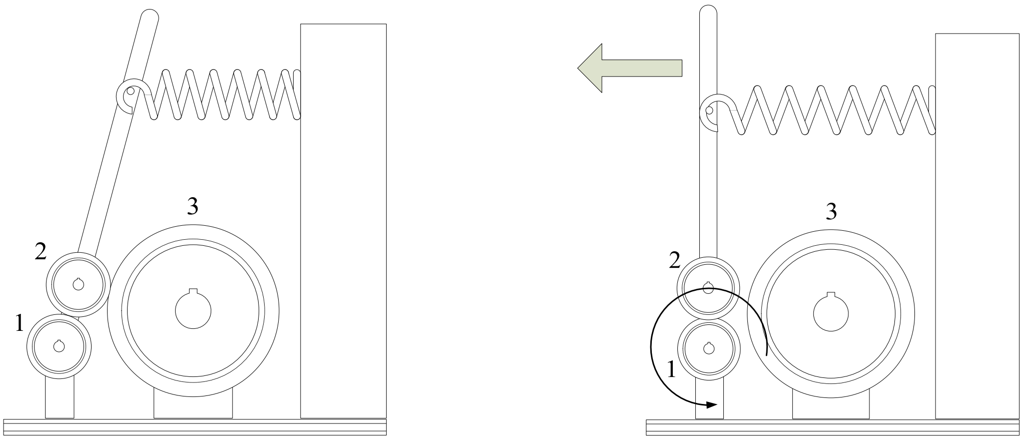
เดิมกลไกของระบบส่งกำลังได้ออกแบบโดยใช้เฟือง 3 ตัว เพื่อใช้ในการตัดต่อกำลัง การวางตัวของเฟืองส่งกำลัง แสดงดังตามรูปที่ 3.10 โดยเฟืองตัวที่ 1 ทำหน้าที่เป็นเฟืองส่งกำลังจากมอเตอร์ ผ่านเฟืองตัวที่ 2 ไปยังเฟืองตัวที่ 3 โดยเฟืองตัวที่ 3 จะทำหน้าที่ในการม้วนเชือก



รูปที่ 3.10 ระบบเฟืองตัดต่อกำลัง

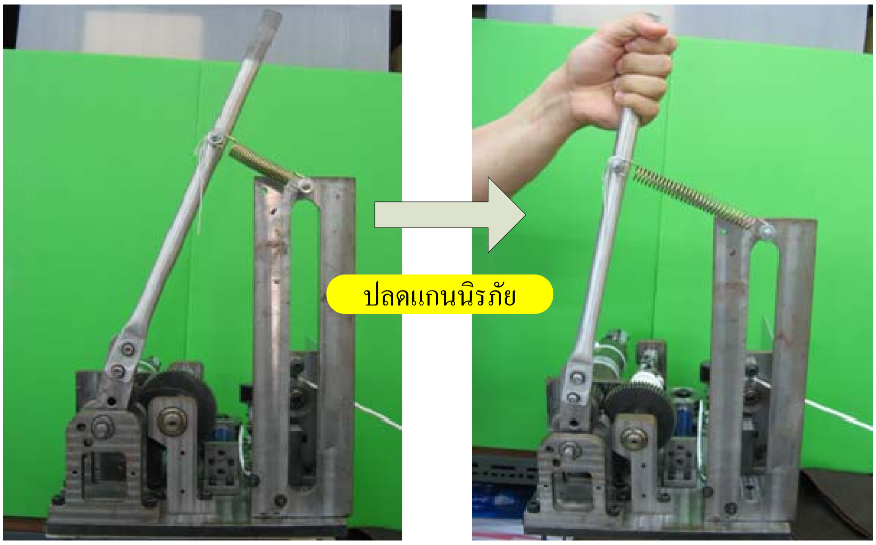
การตัดกำลังนั้นทำได้โดยแยกเฟืองตัวที่ 2 ออกจากเฟืองตัวที่ 3โดยเฟืองตัวที่ 2 นั้น จะเคลื่อนที่รอบเฟืองตัวที่ 1 เป็นวงกลม โดยเฟืองตัวที่ 1 และ 2 จะสัมผัสกันตลอด ณ เส้นวงกลมพิตช์ (pitch circle) แสดงดังตามรูปที่ 3.10

เดิมการล็อคตำแหน่งเฟืองตัวที่ 2 ให้เชื่อมต่อกับเฟืองตัวที่ 3 ใช้การล็อคโดยใช้แท่งเหล็กยึดระหว่างหน้าแปลนและแกนของเฟืองตัวที่ 2 ให้อยู่ในตำแหน่งที่เฟืองทั้งสองสัมผัสกัน ซึ่งยากต่อการตัดกำลังในกรณีที่เกิดเหตุการณ์ฉุกเฉิน ดังนั้นจึงได้ใช้แนวคิดของสปริงในการดึงด้ามจับแกนนิรภัยที่ยึดติดกับเฟืองตัวที่ 2 กับหน้าแปลน ดังแสดงในรูปที่ 3.11 และในการตัดกำลังทำได้โดยการดึงด้ามจับเพื่อให้เฟืองตัวที่ 2 แยกออกจากตัวที่ 3 ดังแสดงดังรูปที่ 3.11



รูปที่ 3.11 การตัดต่อกำลังโดยมีสปริงดึง

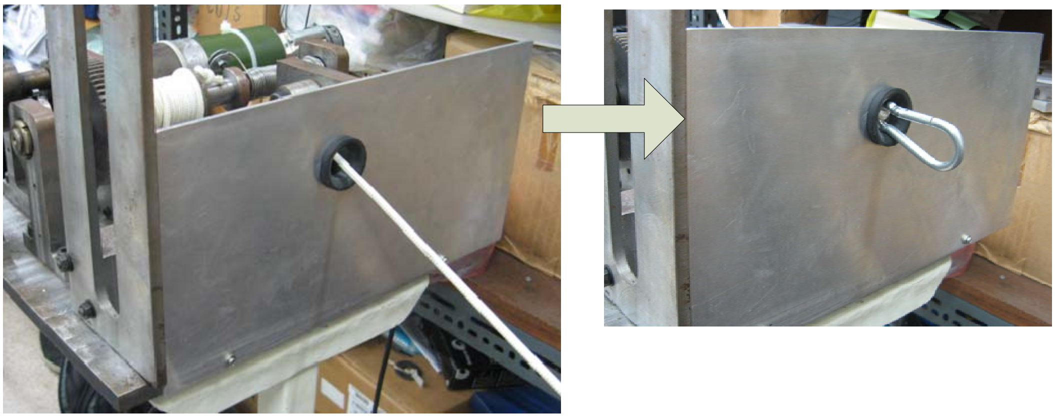
โดยการตัดกำลังปลดแกนนิรภัยแแสดงดังรูปที่ 3.12



รูปที่ 3.12 การปลดแกนนิรภัย

3.2.2 แผ่นป้องกันเชือกม้วนกลับ

เนื่องจากในการรักษาอาจเกิดการไถลหยุดของอุปกรณ์รัดเอว อาจทำให้เครื่องดึงกระดูกสันหลังเกิดการม้วนเชือกกลับอย่างรวดเร็ว ซึ่งอาจทำให้อุปกรณ์ยึดปลายเชือกเข้าไปพันยังกลไกภายในเครื่องดึงกระดูกสันหลังแล้วทำให้เกิดความเสียหายต่อเครื่อง จึงมีแนวคิดในการสร้างตัวป้องกันอุปกรณ์ที่ติดที่ปลายเชือกเข้าไปพันกลไก โดยได้ออกแบบแผ่นอะลูมิเนียมให้มีรูผ่านเชือกขนาดเล็กกว่าอุปกรณ์ยึดเชือก เพื่อให้เชือกสามารถเข้าออกได้ แล้วนำไปติดตั้งบริเวณหน้าเครื่อง แสดงดังรูปที่ 3.13



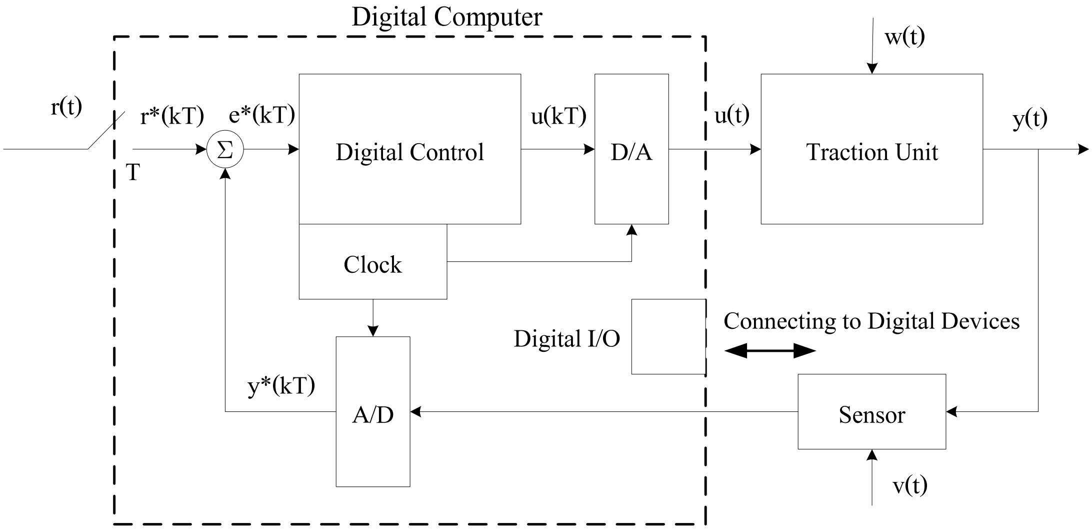
รูปที่ 3.13 แผ่นป้องกันเชือกม้วนกลับ

3.3 การพัฒนาระบบไฟฟ้าเครื่องดึงกระดูกสันหลัง

3.3.1 ระบบควบคุมทางไฟฟ้า

การควบคุมเครื่องดึงกระดูกสันหลังนั้นมีระบบ (Plant) หรือ เครื่องดึงกระดูกสันหลังที่เราต้องการจะควบคุม โดยมี ดีซี เซอร์โวมอเตอร์ (DC servo motor) พร้อมอุปกรณ์ขยายสัญญาณไฟฟ้า (Amplifier) เป็นตัวให้พลังงานกับระบบ มีอุปกรณ์ตรวจรู้ (sensor) ออพติคัลเอนโค้ดเดอร์ (Optical Encoder) ที่เป็นอุปกรณ์ตรวจรู้แบบดิจิตอล (digital sensor) เพื่อใช้วัดตำแหน่งแกนหมุนของมอเตอร์

ตัวควบคุมติดตั้งอยู่บนเครื่องไมโครคอมพิวเตอร์ โดยใช้โปรแกรม Visual studio 2008 ในการเขียนโปรแกรมควบคุม โดยใช้ภาษา C++ ในการเขียนโปรแกรม ระบบ Data Acquisition ทำหน้าที่ในการส่งรับข้อมูลระหว่างระบบและอุปกรณ์ตรวจรู้กับตัวควบคุมที่ติดตั้งอยู่บนเครื่องไมโครคอมพิวเตอร์ โดยระบบโดยรวมแสดงดังรูปที่ 3.14



รูปที่ 3.14 การใช้ดิจิตอลคอมพิวเตอร์ในการควบคุมระบบพลศาสตร์[10]

โดยที่

r(t) คือ สัญญาณอ้างอิง(reference or command inputs)

u(t) คือ สัญญาณควบคุม (control of actuator input signal)

y(t) คือ สัญญาณออกจากระบบ (controlled or output signal) หรือสัญญาณที่จะถูกวัดเพื่อส่งต่อให้กับตัวคอมพิวเตอร์ที่ทำหน้าที่ควบคุมการทำงานของระบบ

T คือ คาบเวลาที่ใช้ในการสุ่มวัดข้อมูล, t=kT

y*(kT) คือ สัญญาณจากอุปกรณ์ตรวจรู้ที่วัดได้ และส่งเข้าไปยังคอมพิวเตอร์

e*(kT) คือ สัญญาณผิดพลาดที่ได้จาก e*(kT)- y*(kT) หรือ สัญญาณความผิดพลาดชี้เฉพาะ (indicated error)

w(t) คือ สัญญาณรบกวนในระบบ (disturbance input to the plant)

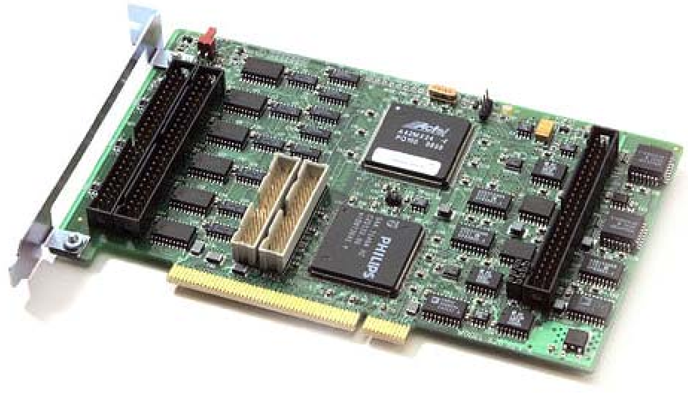
v(t) คือ สัญญาณรบกวนที่อุปกรณ์ตรวจรู้ (disturbance or noise in the sensor)

A/D คือ อุปกรณ์แปลงสัญญาณอนาล็อกไปเป็นสัญญาณดิจิตอล (analog-to-digital converter)

D/A คือ อุปกรณ์แปลงสัญญาณดิจิตอลไปเป็นสัญญาณอนาล็อก (digital-to-analog converter)

3.3.2 อุปกรณ์ทางไฟฟ้าที่ใช้ควบคุม

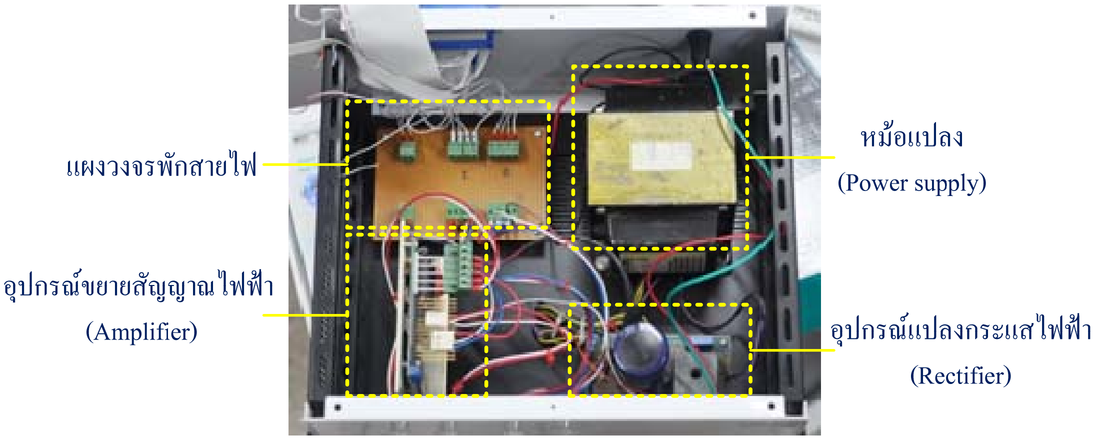
อุปกรณ์ภายในคอมพิวเตอร์ สำหรับภายในคอมพิวเตอร์จะประกอบด้วยคอมพิวเตอร์และแผ่นวงจรแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นดิจิตอล (analog-to-digital) และแปลงสัญญาณดิจิตอลเป็นอนาล็อก (digital-to-analog) รวมทั้งตัวนับ (Counter) โดยใช้วงจรแปลงสัญญาณ ยี่ห้อ Sensoray ในการแปลงสัญญาณ วงจรแปลงสัญญาณทำหน้าส่งสัญญาณจากโปรแกรมคอมพิวเตอร์ให้กับอุปกรณ์ขยายสัญญาณไฟฟ้า (Amplifier) ก่อนส่งกระแสไฟฟ้าให้กับมอเตอร์ต่อไป อีกทั้งยังรับสัญญาณจากเอนโค้ดเดอร์อีกด้วย



รูปที่ 3.15 แผ่นวงจรแปลงสัญญาณ Sensoray [3]

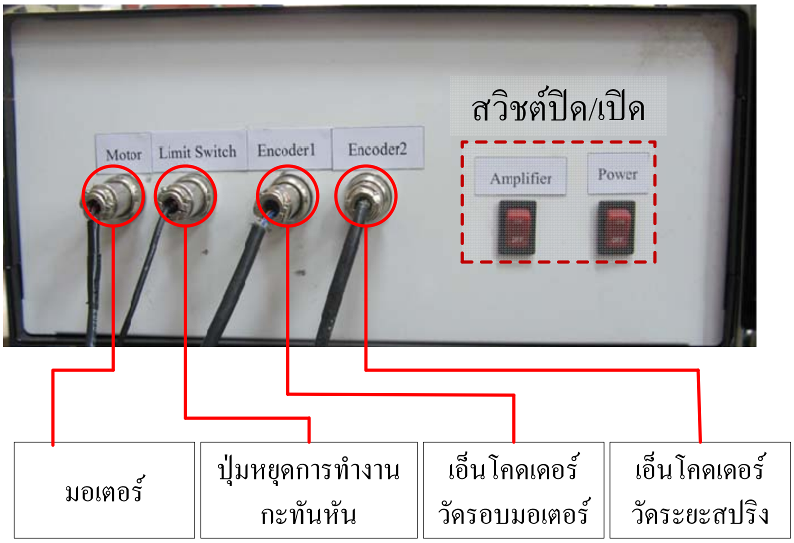
อุปกรณ์ภายนอกคอมพิวเตอร์ ในการควบคุมเครื่องดึงกระดูกสันหลังได้ทำการสร้างกล่องควบคุมการทำงานทางไ7ฟ้า เพื่อให้ง่ายต่อการทำงานและเกิดความปลอดภัยต่อผู้ใช้ โดยกล่องควบคุมแสดงดังรูปที่ 3.16 โดยประกอบไปด้วย

- หม้อแปลง (Power supply) ทำหน้าที่แปลงไฟฟ้ากระแสสลับจาก 220 โวลต์ ให้เหลือเพียง 60 โวลต์ และเป็นแหล่งพลังงานของระบบ
- อุปกรณ์แปลงกระแสไฟฟ้า (Rectifier) ทำหน้าที่แปลงไฟฟ้ากระแสสลับ 60 โวลต์จากหม้อแปลง ให้เป็นไฟฟ้ากระแสตรง
- อุปกรณ์ขยายสัญญาณไฟฟ้า(Amplifier) ทำหน้าขยายสัญญาณไฟฟ้าที่ส่งมาจากคอมพิวเตอร์ที่มีปริมาณน้อยให้มากขึ้น โดยได้รับแหล่งพลังงานจากอุปกรณ์แปลงกระแสไฟฟ้า
- แผงวงจรพักสายไฟ ใช้เป็นจดพักสายไฟที่ออกจากคอมพิวเตอร์ก่อนเชื่อมต่อกับอุปกรณ์อื่นๆ



รูปที่ 3.16 อุปกรณ์ภายในกล่องควบคุม

สำหรับกล่องควบคุมได้มีการเชื่อมต่อกับอุปกรณ์ทางไฟฟ้าภายนอกดังแสดงในรูปที่ 3.17

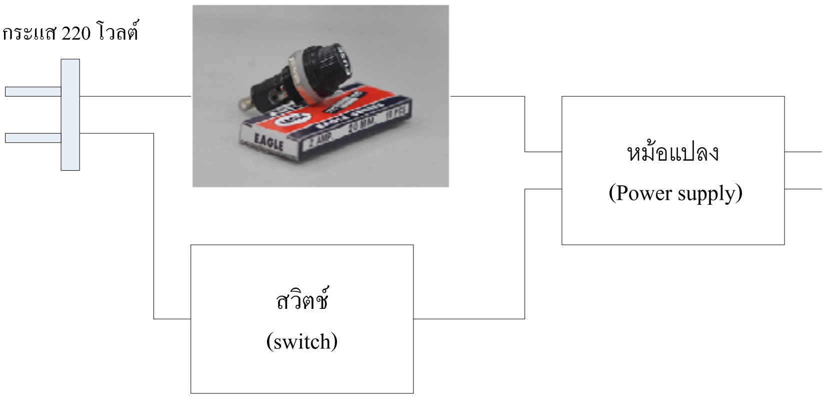


รูปที่ 3.17 การเชื่อมต่ออุปกรณ์ไฟฟ้าของกล่องควบคุม

3.3.3 อุปกรณ์ให้ความปลอดภัยทางไฟฟ้า

อุปกรณ์ทางไฟฟ้าที่ให้ความปลอดภัยกับผู้ป่วยที่รักษาด้วยเครื่องดึงกระดูกสันหลัง มี 2 ตัว ด้วยกัน คือ ฟิวส์ (fuse) และ ปุ่มหยุดการทำงานกะทันหันสำหรับผู้ป่วย (Patient limit switch)

ฟิวส์ (fuse) ใช้ในการตัดกระแสไฟฟ้าในกรณีที่กระแสไฟฟ้าเกินกว่าที่เราต้องการ โดยฟิวส์ที่เลือกใช้นั้นมีความสามารถในการทนกระแสได้ไม่เกิน 2 แอมแปร์ (amp) ถ้าเกิดเหตุการณ์ที่ระบบเกิดใช้ไฟมากกว่าปกติหรือเกิน 2 แอมแปร์ จะทำให้ฟิวส์ขาดและกระแสที่จ่ายให้หม้อแปลงไม่ครบวงจร ดังแสดงในรูปที่ 3.18



รูปที่ 3.18 วงจรฟิวส์

ปุ่มหยุดการทำงานฉุกเฉินสำหรับผู้ป่วย (Patient limit switch) ใช้ในการหยุดการทำงานของเครื่องดึงกระดูกสันหลังในกรณีที่เกิดความผิดพลาดในการรักษา โดยให้ผู้ป่วยเป็นผู้หยุดการทำงานด้วยตัวเอง ปุ่มหยุดการทำงานฉุกเฉินสำหรับผู้ได้ใช้สวิตช์แบบกดติดกดดับ คือ เมื่อกดให้สวิตช์เป็นวงจรปิดระบบจะทำงานและถ้ากดสวิตช์ให้เป็นวงจรเปิดระบบจะหยุดการทำงาน ปุ่มหยุดการทำงานฉุกเฉินสำหรับผู้ป่วย แสดงดังรูปที่ 3.19

รูปที่ 3.19 ปุ่มหยุดการทำงานฉุกเฉินสำหรับผู้ป่วย

รูปที่ 3.20 กลไกเครื่องดึงกระดูกสันหลังที่เสร็จสมบูรณ์

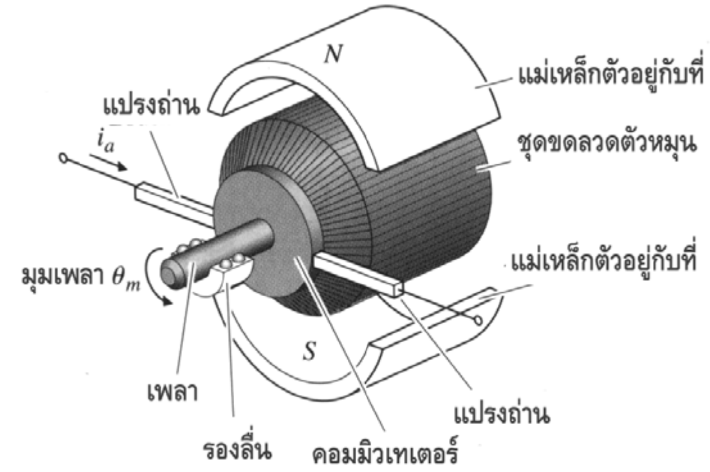
บทที่ 4

พลศาสตร์ของเครื่องดึงกระดูกสันหลัง

สำหรับในการวิเคราะห์หาตัวแบบจำลองทางด้านพลศาสตร์ (Dynamics model) ของกลไกเครื่องดึงกระดูกสันหลังนั้น มีประโยชน์อย่างยิ่งในการออกแบบตัวควบคุม (Controller or Regulator) ให้เหมาะสมกับระบบ เพื่อที่จะทำให้การควบคุมเครื่องดึงกระดูกสันหลัง (Spinal traction unit) นั้นทำงานได้อย่างมีประสิทธิภาพ คือ มีเสถียรภาพ (Stability) มีความแม่นยำสูง (High accuracy) และมีความคงทน (Robustness) ต่อสิ่งรบกวน

โดยตัวขับเคลื่อน (Actuator) กลไกเครื่องดึงกระดูกสันหลังที่ใช้ คือ มอเตอร์แบบกระแสตรง (Direct current motor or DC motor) และกลไกที่ใช้ในการขับเคลื่อนเครื่องดึงกระดูกสันหลังนั้นได้ใช้ระบบเฟือง (Gear train) เป็นหลัก มอเตอร์กระแสตรงจะทำหน้าที่แปลงกระแสไฟฟ้า (Current) ให้เป็นแรงบิด (Torque) เพื่อไปขับกลไกระบบเฟืองให้ทำงาน สามารถหาแบ่งระบบออกเป็น 2 ส่วน คือ พลศาสตร์ของมอเตอร์กระแสตรง และพลศาสตร์ของกลไก

4.1 พลศาสตร์ของมอเตอร์กระแสตรง



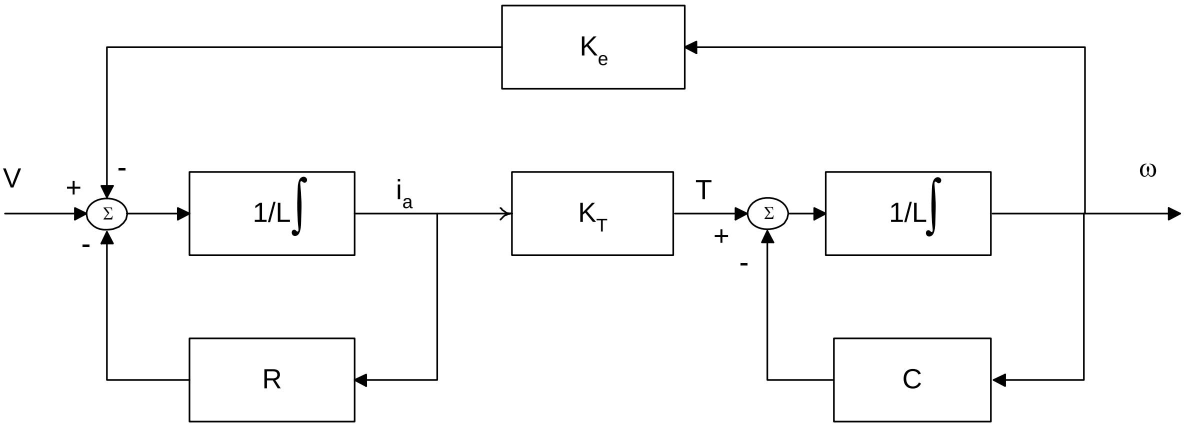
รูปที่ 4.1 ส่วนประกอบภายในมอเตอร์กระแสตรงแบบเซอร์โว [10]

จากรูปที่ 4.1 เป็นการแสงส่วนประกอบภายในถึงชิ้นส่วนต่างๆของมอเตอร์กระแสตรงแบบเซอร์โว ซึ่งการควบคุมการทำงานของมอเตอร์กระแสตรงนั้นสามารถทำได้ด้วยกัน 2 แบบ คือ แบบการควบคุมอาร์เมเจอร์ (Armature-Controlled) และ แบบการควบคุมฟีลด์ (Field-Controlled) โดยที่การควบคุมทั้ง 2 ชนิดนี้จะแตกต่างกันออกไปดังนี้

การควบคุมแบบอาร์เมเจอร์ จะเหมาะสำหรับงานที่ต้องการควบคุมกระแส หรือแรงบิดของมอเตอร์ที่จะจ่ายให้กับระบบ

การควบคุมแบบฟีลด์ จะเหมาะสำหรับการควบคุมในงานที่ต้องการควบคุมความเร็วในการหมุนของมอเตอร์ เพื่อให้ได้ความเร็วที่ต้องการ โดยที่มิได้คำนึงถึงกระแสที่อาจจะเพิ่มขึ้นอย่างมากในกรณีที่มีภาระที่ต้องขับสูงๆ

ในการควบคุมเครื่องเจียระไนพลอยแบบอัตโนมัตินั้น จะใช้การควบคุมแบบอาร์เมเจอร์ เพราะไม่ได้ควบคุมความเร็วของมอเตอร์ แต่ควบคุมตำแหน่งในการเคลื่อนที่ ในที่นี้จึงจะกล่าวถึงกรณีของการควบคุมอาร์เมเจอร์เท่านั้น การควบคุมแบบอาร์เมเจอร์ ค่าแรงดันไฟฟ้า (Voltage) ที่ขดลวด (field coil) จะคงที่ ซึ่งมีค่าค่อนข้างสูง ในขณะเดียวกัน ค่าความเฉื่อยของตัวอาร์เม้จอร์ ควรที่จะมีค่าต่ำที่สุดเท่าที่จะเป็นไปได้ วิธีการหาสมการควบคุมการทำงานของมอเตอร์โดยควบคุมกระแสที่ไหลผ่านขดลวดอาร์เมเจอร์ พร้อมทั้งบล๊อคไดอะแกรม แสดงได้ดังรูปที่ 4.2



รูปที่ 4.2 ระบบไฟฟ้าเชิงกล [10]

ตามกฎของเคอร์ชอฟฟ์ (Kirchhoff's laws) คือ รอบวงจรไฟฟ้า เกิดแรงดันไฟฟ้าเหนี่ยวนำ (Induced Voltage) อันเนื่องมาจากตัวนำซึ่งมีกระแสตัดผ่านเส้นแรงแม่เหล็กเป็นอัตราส่วนโดยตรงกับความเร็วเชิงมุม นั่นคือมีค่าเท่ากับ $K_e\omega$ โดยที่ K_e เป็นค่าคงที่ของมอเตอร์ เราเรียกแรงดันไฟฟ้านี้ว่าแรงดันไฟฟ้าคงตัว (back e.m.f constant) ดังนั้น ความสัมพันธ์ที่วงจรและขดลวดอาร์เมเจอร์สามารถเขียนได้ คือ

$$V = Ri_a + L\frac{di_a}{dt} + K_e\omega \qquad (4.1)$$

โดยที่ K_e คือ แรงดันไฟฟ้าคงตัว $\left(\frac{volt}{rad/\sec}\right)$

i_a คือ กระแส (amp)

R คือ ค่าความต้านทานที่ขดลวดอาร์เมเจอร์ (ohm)

L คือ ค่าความเหนี่ยวนำที่ขดลวดอาเมเจอร์ $(henry)$

ω คือ ความเร็วเชิงมุมของเพลามอเตอร์ $(rad/\sec)$

แรงบิดที่มอเตอร์สามารถสร้างขึ้นจะเป็นสัดส่วนกับกระแสที่ไหลผ่านขดลวดอาร์เมเจอร์ ซึ่งสามารถเขียนสมการที่ 4.2

$$T_m = K_i i_a \tag{4.2}$$

โดยที่ K_i คือ ค่าคงตัวแรงบิด (torque constant) $\left(\frac{N.m}{amp}\right)$

จากกฎข้อที่สองของนิวตัน สามรถเขียนสมการการเคลื่อนที่ของมวลที่ติดอยู่ที่ปลายของแกนมอเตอร์ได้ดังสมการ

$$T = J\dot{\omega} + B\omega$$

$$T_m - T_l = J\dot{\omega} + B\omega \qquad ; T_l \approx 0$$

$$T_m = J\dot{\omega} + B\omega \tag{4.3}$$

โดยที่ J คือ ค่าความเฉื่อยของภาระ (load inertia) $\left(\frac{N.m}{rad^2}\right)$

จากสมการที่ 4.3 ถ้านำมาปรับปรุงโดยคำนึงถึงพลศาสตร์ของมอเตอร์จะได้ว่า

$$K_i I - J_m \dot{\omega} = T_m \tag{4.4}$$

โดยที่ J_m คือ ค่าความเฉื่อยของมอเตอร์ (load inertia) $\left(\frac{N.m}{rad^2}\right)$

ถ้าพิจารณาสมการ 4.1, 4.3 และ 4.4 จะเห็นได้ว่ามีสองแนวทางในการควบคุมการทำงานของมอเตอร์ คือ การควบคุมแรงบิดของมอเตอร์โดยการควบคุมกระแส(current amplifier) ที่ไหลเข้าไปในขดลวดของมอเตอร์ และ การควบคุมความเร็วในการหมุนของมอเตอร์โดยการควบคุมขนาดแรงดัน (voltage amplifier) ที่ป้อนเข้าขดลวดของมอเตอร์

สำหรับงานวิจัยนี้ได้เลือกใช้การควบคุมกระแส(current amplifier) โดยคำนึงถึงแรงบิด (toque) ที่เกิดจากตัวมอเตอร์จะเป็นค่าสัญญาณอินพุตที่ส่งเข้าไปในระบบหรือคือสัญญาณอินพุตที่ควบคุมการเคลื่อนที่ของภาระ

การควบคุมกระแส (current amplifier) สามารถหาความสัมพันธ์ระหว่างแรงดันไฟฟ้ากับกระแสสามารถเขียนสมการได้ดังนี้

$$V = K_a i_a \tag{4.5}$$

โดย K_a คือ ค่าเกนแอมพลิจูด (amplifier gain) $\left(\frac{volt}{amp}\right)$

ทำการแปลงลาปลาซ (Laplace Transform) สมการที่ 4.2, 4.3 และ 4.5 ได้ดังนี้

$$T_m(s) = K_i I_a(s) \tag{4.6}$$

$$T_m(s) = J\omega(s)s + B\omega(s) \tag{4.7}$$

$$V(s) = K_a I_a\left(s\right) \tag{4.8}$$

จากสมการ 4.7 สามารถจัดรูปได้ดังนี้

$$\frac{\omega(s)}{T_m(s)} = \frac{1}{Js + B} \tag{4.9}$$

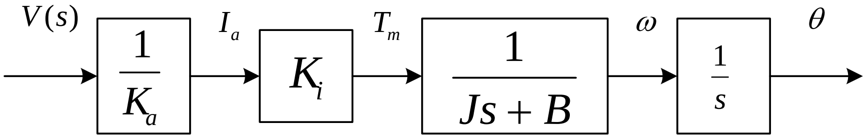
แทนสมการ 4.6 และ 4.8 ลงในสมการ 4.9 ได้ดังนี้

$$\frac{\omega(s)}{V(s)} = \frac{K_i / K_a}{Js + B} \tag{4.10}$$

จากสมการ 4.10 สามารถเขียนให้อยู่ในรูปการขจัดเชิงมุม (Angular displacement)

$$\frac{\theta(s)}{V(s)} = \frac{K_i / K_a}{s\left(Js + B\right)} \tag{4.11}$$

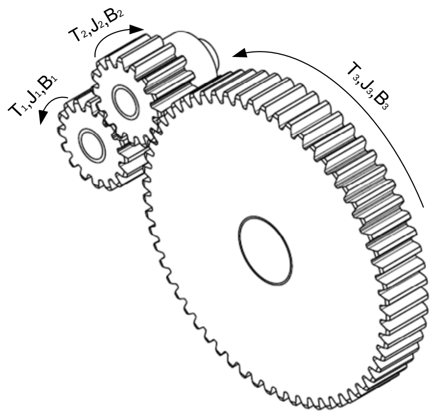
ระบบพลศาสตร์โดยรวมของมอเตอร์กระแสตรง สามารถเขียนเป็นแผนภาพบล็อก ได้ดังแสดงในรูปที่ 4.3



รูปที่ 4.3 แผนภาพบล็อกของมอเตอร์กระแสตรง

4.2 พลศาสตร์ของกลไกส่งกำลัง

กลไกการส่งกำลังจากมอเตอร์ ใช้เฟืองจำนวน 3 ตัวในการส่งกำลังโดยเฟืองที่ 1 เป็นเฟืองรับกำลังจากมอเตอร์โดยตรง ส่งผ่านเฟืองตัวที่ 2 และ 3 ตามลำดับ ดังแสดงในรูปที่ 4.4



รูปที่ 4.4 ระบบเฟืองส่งกำลัง

จากงานวิจัยการออกแบบและพัฒนาเครื่องดึงกระดูกสันหลัง [3] ทำให้ได้สมการความสัมพันธ์ระหว่างเฟือง 3 ตัว คือ

$$T_1 n_2 = J_e \dot{\omega}_3 + B_e \omega_3 \tag{4.12}$$

โดยที่

$$J_e = J_3 + (J_1 + J_2)\left(n_2\right)^2 \tag{4.13}$$

$$B_e = B_2 + B_1 (n_2)^2 \tag{4.14}$$

J_e คือ Equivalent moment of inertia

B_e คือ Equivalent damping

n คือ gear ratio

เนื่องจากมอเตอร์มีระบบเฟืองทด

$$\frac{T_1}{T_m} = \frac{71}{1} = n_m \tag{4.15}$$

ได้สมการรวมเป็น

$$T_m n_2 n_m = J_e \dot{\omega}_3 + B_e \omega_3 \tag{4.16}$$

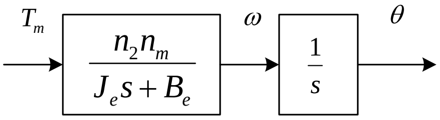
ทำการ Laplace Transform

$$\frac{\omega(s)}{T_m n_2 n_m} = \frac{1}{J_e s + B_e} \tag{4.17}$$

หรือสามารถเขียนใหม่ได้ คือ

$$\frac{\theta(s)}{T_m n_2 n_m} = \frac{1}{s(J_e s + B_e)} \tag{4.18}$$

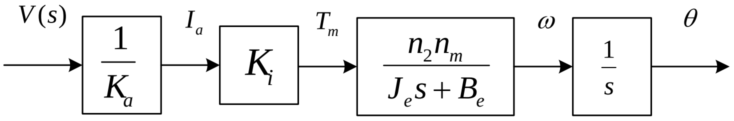
ซึ่งสามารถเขียนเป็นแผนภาพบล็อกได้ดังรูปที่ 4.5



รูปที่ 4.5 แผนภาพบล็อกของกลไกเครื่องดึงกระดูกสันหลัง

4.3 พลศาสตร์รวมของเครื่องดึงกระดูกสันหลัง

สามารถนำพลศาสตร์ของมอเตอร์และพลศาสตร์ของกลไกส่งกำลังมาเขียนรวมกันได้ ดังรูปที่ 4.6



รูปที่ 4.6 แผนภาพบล็อกรวมของเครื่องดึงกระดูกสันหลัง

ซึ่งสามารถเขียนเป็นสมการรวมได้เป็น

$$\frac{\theta(s)}{V(s)} = \frac{n_2 n_m (K_i / K_a)}{s\left(Js + B\right)} \tag{4.19}$$

แปลง Laplace Transform กลับ

$$\ddot{\theta} = -\left(\frac{B}{J}\right)\dot{\theta} + \left(\frac{n_2 n_m K_i}{K_a}\right)V \tag{4.20}$$

หรือ

$$V = \left(\frac{K_a}{n_2 n_m K_i}\right)\ddot{\theta} + \left(\frac{K_a B}{n_2 n_m K_i J}\right)\dot{\theta} \tag{4.21}$$

สามารถเขียนให้อยู่ในรูป State-Space ได้

$$\frac{d}{dt}\begin{bmatrix}\theta\\ \dot{\theta}\end{bmatrix}=\begin{bmatrix}0 & 1\\ 0 & -\frac{B}{J}\end{bmatrix}\begin{bmatrix}\theta\\ \dot{\theta}\end{bmatrix}+\begin{bmatrix}0\\ \frac{n_2 n_m K_i}{K_a}\end{bmatrix}V \qquad (4.22)$$

แต่เนื่องจากเราไม่ทราบค่าต่างๆของระบบ เราจึงต้องทำการทดลองเพื่อหาค่าของระบบ และจากสมการข้างต้น 4.19 สามารถจัดรูปสมการใหม่ได้ คือ

$$\frac{\theta(s)}{V(s)}=\frac{n_2 n_m (K_i/K_a B)}{s\left(\left(J/B\right)s+1\right)} \qquad (4.23)$$

กำหนดให้

$$K_1 = n_2 n_m \left(K_i/K_a B\right) \qquad (4.24)$$

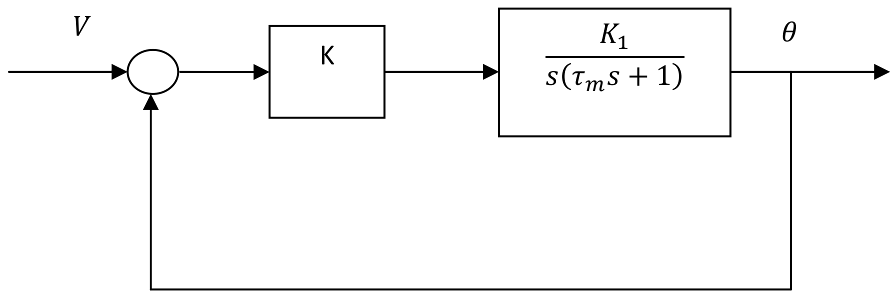
$$\tau_m = J/B \qquad (4.25)$$

แทนลงไปในสมการ 4.24 และ 4.25 ในสมการ 4.23 ได้

$$\frac{\theta(s)}{V(s)}=\frac{K_1}{s\left(\tau_m s+1\right)} \qquad (4.26)$$

4.4 การทดลองหาแบบจำลองพลศาสตร์ของมอเตอร์

จากสมการข้างต้นสามารถประมาณค่า Transfer function ได้โดยการทดลองเพื่อประมาณค่าพารามิเตอร์ของระบบ เช่น τ_m และ K_1 โดยการทดลอง ดังนั้นเราจะต้องหาความสัมพันธ์ระหว่าง $\theta(t)$ และ $V(t)$ โดยทำการทดลองด้วยวิธีการควบคุมแบบ Feedback Control โดยใช้ตัวควบคุมเป็นแบบ Proportional Control ดังแสดงดังรูปที่ 4.7



รูปที่ 4.7 การควบคุมแบบ Proportional Control

สามารถเขียนสมการ Transfer function ของระบบ Feedback Control ข้างต้นรวมได้ดังสมการที่ 4.27

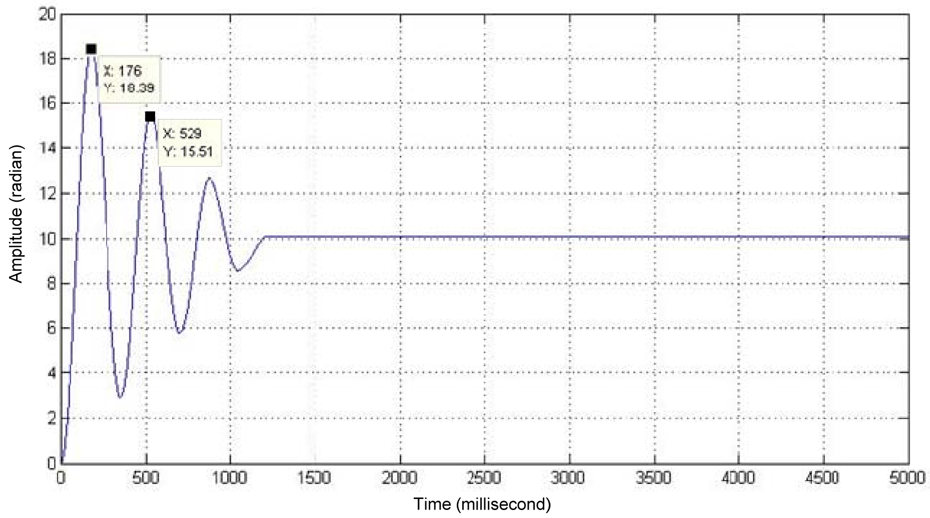
$$\frac{\theta(s)}{V(s)} = \frac{K_1K}{s\left(\tau_m s + 1\right) + K_1K} \tag{4.27}$$

จากสมการที่ ของระควบคุม เป็นฟังก์ชันมาตรฐานของระบบการตอบสนองของระบบ 2^{nd} order system ดังนั้นจึงสามารถคำนวณค่าพารามิเตอร์ของระบบได้ โดยในการคำนวณหาค่าพารามิเตอร์ได้ใช้ 2 วิธี คือ คำนวณจากโอเวอร์ชูตสูงสุด (Maximum Overshot) และ คำนวณจากความถี่ธรรมชาติ (Damped natural frequency)

ซึ่งในการทดลองสัญญาณอินพุตเป็นสัญญาณฟังก์ชันขั้น (Step response) โดยกำหนดค่าอินพุท คือ 10 เรเดียน และใช้ค่า K ต่างๆ กันออกไป

โดยตัวอย่างต่อไปนี้เป็นการแสดงตัวอย่างการหาสมาการพลศาสตร์ของมอเตอร์โดยใช้สัญญาณอินพุตฟังก์ชันขั้น (Step response) 10 เรเดียน และค่า K เท่ากับ 0.2

วิธีแรก เป็นการคำนวณจาก โอเวอร์ชูตสูงสุด (Maximum Overshot) โดยต้องการประมาณค่าพารามิเตอร์ของระบบจากการทดลอง ได้ Maximum overshot 1.839 วินาที และ Setting 0.175 วินาที ดังแสดงในรูปที่ 4.8



รูปที่ 4.8 ผลตอบสนองของระบบ K เท่ากับ 0.2

ทำการคำนวณตามสมการดังต่อไปนี้

$$PO = \frac{M_p - Step}{Step} = 0.8390$$

$$t_p = 0.175$$

$$PO = \frac{e^{-\pi\xi}}{\sqrt{1-\xi^2}} = 0.8390$$

$$\frac{-\pi\xi}{\sqrt{1-\xi^2}} = \ln(0.8390)$$

$$\xi = \sqrt{\frac{\left(\ln\left(0.8390\right)\right)^2}{\pi^2 + \left(\ln\left(0.8390\right)\right)}} = 0.0558$$

$$\omega_d = \frac{\pi}{t_p} = \frac{\pi}{0.175} = 17.952$$

$$\omega_n = \frac{\omega_d}{\sqrt{1-\xi^2}} = \frac{417.952}{\sqrt{1-0.0558^2}} = 17.98$$

$$\tau_m = \frac{1}{2\xi\omega_n} = \frac{1}{2\times 0.0558\times 17.98} = 0.4985$$

$$K_1 = \frac{\tau_m\omega_n^2}{K} = \frac{0.4985\times\left(17.98\right)^2}{0.2} = 805.7437$$

ซึ่งทำให้เราได้สมการออกมาดังนี้

$$\frac{\theta\left(s\right)}{V\left(s\right)} = \frac{805.7437}{s\left(0.4985s+1\right)} \quad (4.28)$$

$$\frac{\theta\left(s\right)}{V\left(s\right)} = \frac{1616}{s^2 + 2.006s} \quad (4.29)$$

วิธีที่สอง เป็นการคำนวณจาก คำนวณจากความถี่ธรรมชาติ (Damped natural frequency) โดยต้องการประมาณค่าพารามิเตอร์ของระบบจากการทดลอง ได้ Maximum overshot 1.839 วินาที และ Setting 0.175 วินาที

ทำการคำนวณตามสมการดังต่อไปนี้

$$Period = PeakTime2 - Peaktime1 = 0.3510$$

$$\omega_d = \frac{2\pi}{Period} = \frac{2\pi}{0.3510} = 17.9008$$

$$\omega_n = \frac{\omega_d}{\sqrt{1-\xi^2}} = \frac{17.9008}{\sqrt{1-0.0558^2}} = 17.9287$$

$$\tau_m = \frac{1}{2\xi\omega_n} = \frac{1}{2\times 0.0558\times 17.9287} = 0.4999$$

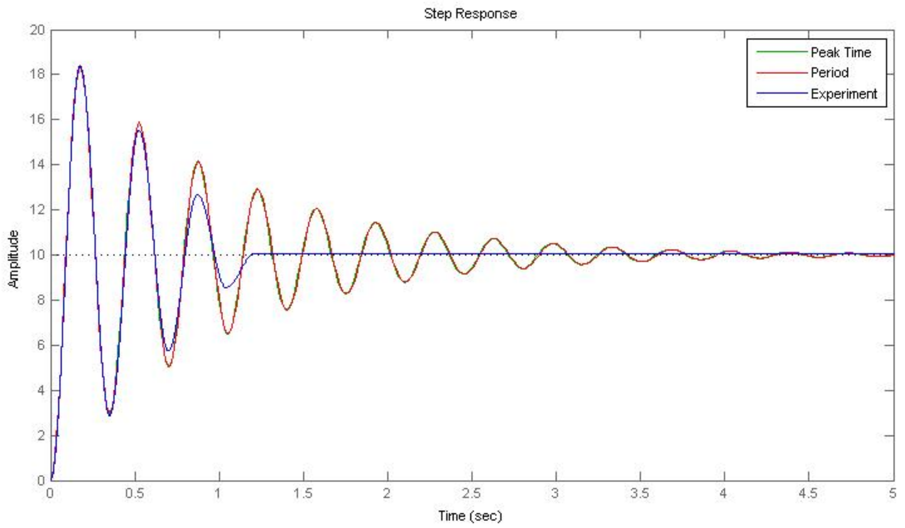
$$K_1 = \frac{\tau_m \omega_n^2}{K} = \frac{0.4999\times\left(17.9287\right)^2}{0.2} = 803.4481$$

ซึ่งทำให้เราได้สมการออกมาดังนี้

$$\frac{\theta\left(s\right)}{V\left(s\right)} = \frac{803.4481}{s\left(0.4999s+1\right)} \tag{4.30}$$

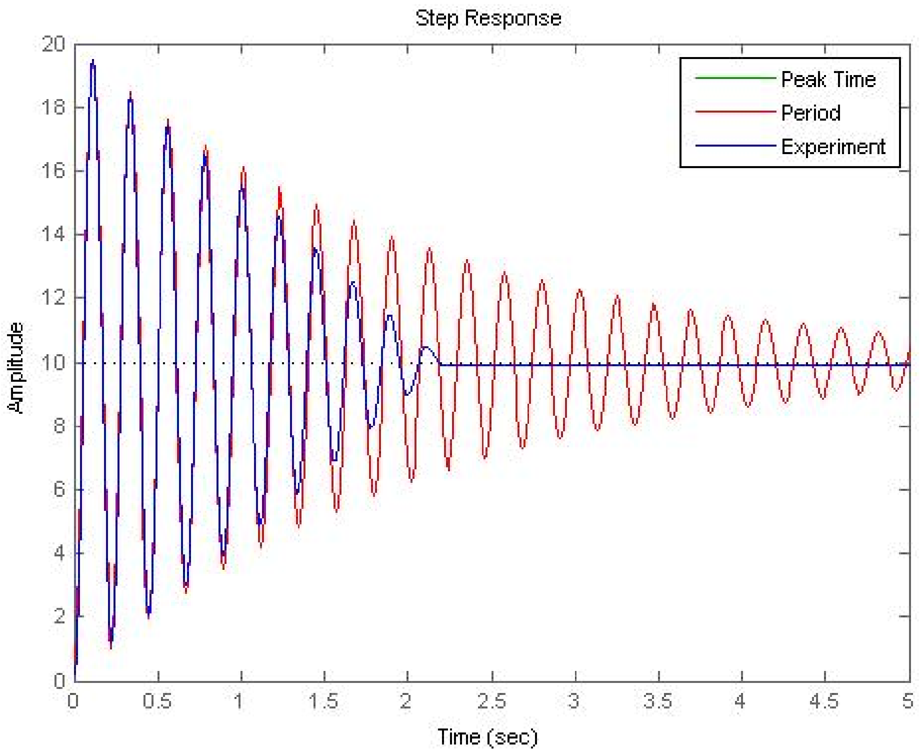
$$\frac{\theta\left(s\right)}{V\left(s\right)} = \frac{1607}{s^2+2s} \tag{4.31}$$

เมื่อได้ทรานเฟอร์ฟังชันก์จากการคำนวณทั้งสองวิธีแล้ว นำทรานเฟอร์ฟังชันก์ ทั้งสองมาพล็อตกราฟร่วมกับผลตอบสนองของระบบที่ทดลองได้ ทำให้ได้กราฟแสดงดังรูปที่ 4.9



รูปที่ 4.9 กราฟเปรียบเทียบผลตอบสนองค่า K เท่ากับ 0.20

จากนั้นทำการทดลองเพิ่มเติมอีกโดยทำการปรับค่า K โดยค่า K ที่เลือกใช้ คือ 1.5, 2.5, 3.0, 3.5, 4.0, 4.5, 5.0, 5.5 และ 6.0 ตามลำดับ ผลการทดลองพบว่าค่า K ที่สูงที่สุดที่ทำให้ค่าจากผลการทดลองและค่าจากการคำนวณมีค่าใกล้เคียงกัน คือ ค่า K เท่ากับ 0.50 ดังแสดงในรูปที่ 4.10



รูปที่ 4.10 กราฟเปรียบเทียบผลตอบสนองค่า K เท่ากับ 0.50

ซึ่งได้ทรานเฟอร์ฟังก์ชันดังนี้

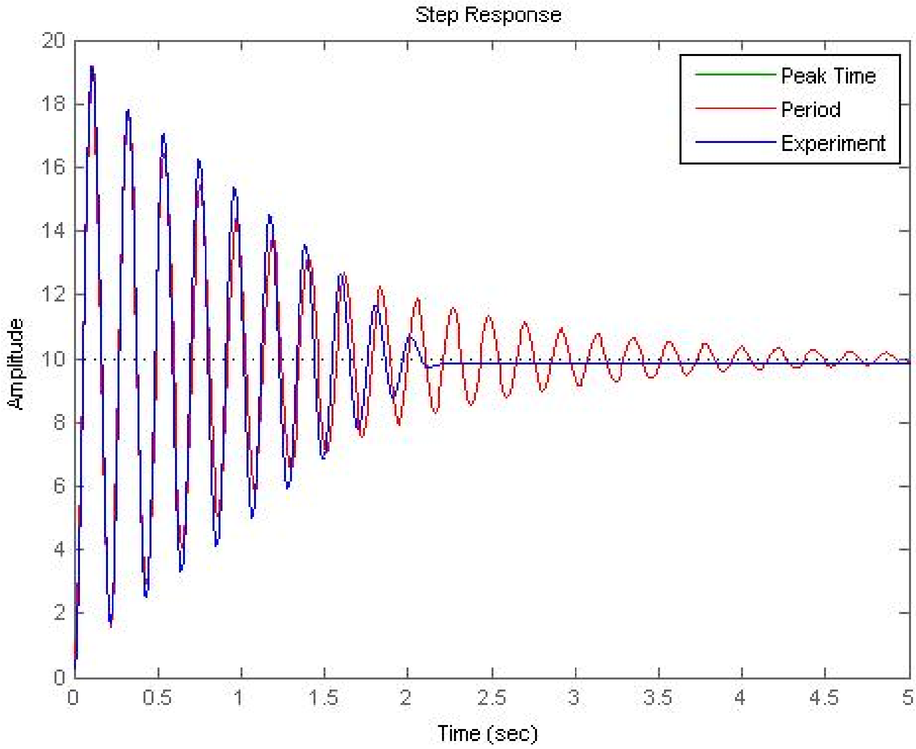
ทรานเฟอร์ฟังชันก์จากการคำนวณด้วยวิธี โอเวอร์ชูตสูงสุด คือ

$$\frac{\theta(s)}{V(s)} = \frac{1574}{s^2 + 0.9739s} \tag{4.32}$$

ทรานเฟอร์ฟังชันก์จากการคำนวณด้วยวิธี คือ ความถี่ธรรมชาติ

$$\frac{\theta(s)}{V(s)} = \frac{1574}{s^2 + 0.9739s} \tag{4.33}$$

เมื่อค่า K เท่ากับ 0.55 ค่าที่ได้จากผลการทดลองและค่าที่ได้จากการคำนวณไม่ตรงกัน ซึ่งแสดงให้เห็นว่าตำแหน่งของคาบในช่วงเวลา 1.5 จะเริ่มไม่ตรงกัน ดังแสดงในรูปที่ 4.11



รูปที่ 4.11 กราฟเปรียบเทียบผลตอบสนองค่า K เท่ากับ 0.55

ดังนั้นเราจึงเลือกทรานเฟอร์ฟังชันก์จากค่า K ที่มีค่าสูงสุด และคาบที่ได้จากการทดลองกับคาบที่ได้จากการคำนวณมีตำแหน่งตรงกับ นั้นคือค่า K เท่ากับ 0.50 การที่เลือกค่า K สูงสุดและตำแหน่งของคาบตรงกัน เนื่องจากยิ่งระบบมีค่า K มากเท่าไหร่ ยิ่งทำให้สามารถเอาชนะค่าแรงเสียดทานได้มากเท่านั้น

บทที่ 5

ระบบควบคุมแรงดึง

การควบคุมตำแหน่งและแรงพร้อมกันนั้นเป็นเรื่องค่อนข้างจะยุ่งยาก ทั้งนี้เนื่องจากว่าหากเราต้องการความแม่นยำในการควบคุมตำแหน่ง เราก็จะเป็นจะต้องผ่อนเรื่องการควบคุมแรงให้ลดลง หรือในทางกลับกันถ้าเราต้องการควบคุมแรงให้มีความแม่นยำ เราก็ต้องผ่อนในเรื่องของการควบคุมตำแหน่งให้ลดลงเช่นเดียวกัน แต่จะมีแนวความคิดที่ว่าแรงนั้นขึ้นอยู่กับความเร่งที่เกิดขึ้นในกลไกของการดึง และความเร่งนี้ก็จะมีผลกับการเคลื่อนที่หรือมีผลกับตำแหน่งและความเร็ว ซึ่งอาจจะคล้ายกับแนวคิดการโมเดลแรงแบบอิมพิแดนซ์ (Impedance) ซึ่งทำให้เราเกิดแนวคิดที่จะโมเดลแรงในรูปแบบของความสัมพันธ์ระหว่างแรงกับการเคลื่อนที่ ในที่นี้ก็คือตำแหน่งและความเร็ว โดยระบบควบคุมที่จะออกแบบจะให้ความสำคัญกับการควบคุมแรงมากกว่าการควบคุมตำแหน่ง

5.1 การควบคุมด้วยระบบควบคุมปริภูมิสเตต (State-Space Design)

ในการบรรยายสมการเชิงอนุพันธ์ทั่วไปนั้นสามารถบรรยายหรือเขียนอยู่ในรูปแบบของกลุ่มของสมการเชิงอนุพันธ์อันดับหนึ่งได้ ตัวแปรของสมการเชิงอนุพันธ์นั้นเรียกว่าตัวแปรสถานะหรือสเตต (state) ซึ่งถ้าแก้สมการของกลุ่มสมการเชิงอนุพันธ์นั้นแล้วผลลัพธ์ก็สามารถจะแสดงอยู่ในรูปปริภูมิ (space) ซึ่งมีตัวแปรเหล่านั้นเป็นเป็นแกนของปริภูมิ ความคิดในการบรรยายสมการเชิงอนุพันธ์ในรูปแบบปริภูมิสเตต (state-space description) นี้ก่อให้เกิดวิธีการคิดใหม่ ๆ ในการออกแบบระบบควบคุมซึ่งเป็นพื้นฐานของการออกแบระบบควบคุมที่เรียกว่าการควบคุมแบบสมัยใหม่ (modern control) ซึ่งจะเรียกวิธีการออกแบบระบบควบคุมนี้ว่าการออกแบบโดยวิธีการปริภูมิสเตต (state-space design) [10]

รูปแบบปริภูมิสเตต (state-space description) ของระบบสมการเชิงเส้นที่ตัวพารามิเตอร์ของระบบไม่ขึ้นกับเวลา (linear time invariant system) นั้นสามารถเขียนได้ดังนี้ คือ

$$\dot{x} = Ax + Bu \tag{5.1}$$

และสมการเอาต์พุต คือ

$$y = Cx + Du \tag{5.2}$$

เนื่องจากระบบของเรานั้นไม่มีส่วนป้อนไปข้างหน้า จึงทำให้พจน์ Du มีค่าเป็นศูนย์ ดังนั้นจึงสามรถเขียนสมการเอาต์พุต ได้คือ

$$y = Cx \tag{5.3}$$

โดยสามารถเขียนแผนภาพบล็อกแสดงรูปแบบปริภูมิสเตตได้ดังรูปที่ 5.1

รูปที่ 5.1 แผนภาพบล็อกแสดงรูปแบบปริภูมิสเตต [10]

โดยที่ A คือ เมทริกซ์ระบบ (system matrix)

B คือ เมทริกซ์สัญญาณอินพุต (input matrix)

C คือ เมทริกซ์สัญญาณเอาต์พุต (output matrix)

D คือ เมทริกซ์สัญญาณป้อนไปข้างหน้า (feedforward matrix)

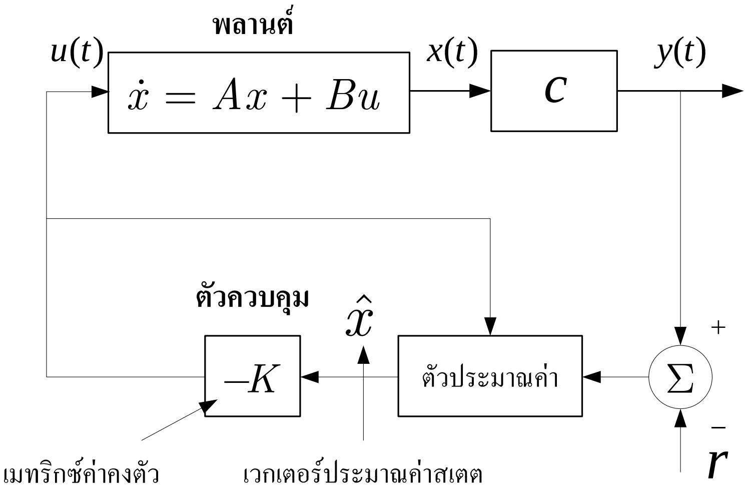
การออกแบบระบบควบคุมของแบบจำลองการเคลื่อนที่หรือแบบจำลองทางคณิตศาสตร์ของระบบที่เขียนอยู่ในรูปแบบปริภูมิสเตต การออกแบบระบบควบคุมนี้เราจะเรียกว่าระบบควบคุมแบบปิดโดยใช้ตัวแปรสเตต หรือ state variable feedback การออกแบบระบบควบคุมที่ใช้กับระบบที่เขียนอยู่ในรูปแบบปริภูมิสเตตมีขั้นตอนทั่วไปอยู่ 3 ขั้นตอน คือ

ขั้นตอนแรก เราสมมติว่าเราสามารถวัดค่าตัวแปรสเตตของระบบได้ทุกตัวแปร แล้วให้เราออกแบบระบบควบคุมโดยอาศัยข้อมูลของตัวแปรสเตตของระบบได้ทุกตัวของระบบที่สามารถวัดได้ แต่ในความเป็นจริงแล้วสำหรับระบบที่มีอันดับสูงๆ นั้น โดยปกติแล้วเราจะไม่สามารถวัดค่าตัวแปรสเตตได้ทุกสเตต หรือในทางปฏิบัติแล้วการวัดสเตตทุกสเตตอาจจะต้องเสียค่าใช้จ่ายค่อนข้างสูงกับระบบตรวจรู้ (sensor) ที่ต้องติดตั้งเพิ่มขึ้น

ขั้นตอนที่สอง คือ ขั้นตอนหลังจากเราออกแบบระบบควบคุมจากสมมติฐานที่ว่าเราสามารถวัดค่าตัวแปรสเตตทุกสเตตได้ แต่ในความเป็นจริงเราไม่สามารถวัดได้ทุกสเตต ดังนั้น เราจะสร้างตัวประมาณค่าสเตต (state estimator) เพื่อประมาณค่าสเตตที่เราไม่สามารถวัดหรือไม่ต้องการวัดได้ การออกแบบตัวประมาณค่าสเตตนั้นมีทั้งการออกแบบเพื่อประมาณค่าตัวแปรสเตต

ใหม่หมดทุกตัวโดยอาศัยข้อมูลสัญญาณอินพุตและสัญญาณเฉพาะสเตตที่วัดได้ ซึ่งเราจะเรียกว่าการประมาณค่าสเตตแบบเต็มอันดับ (full-order state estimator) หรือเราอาจจะออกแบบตัวประมาณค่าสเตต เพื่อประมาณค่าสเตตเฉพาะตัวที่วัดไม่ได้หรือไม่ได้วัดเท่านั้น ซึ่งเราเรียกว่าการประมาณค่าสเตตแบบลดอันดับ (reduce-order state estimator)

ขั้นตอนที่สาม คือ ขั้นตอนที่นำตัวควบคุมรวมกับตัวประมาณค่าสเตต เพื่อนำไปในการควบคุมระบบต่อไป ดังแสดงในรูปที่ 5.2

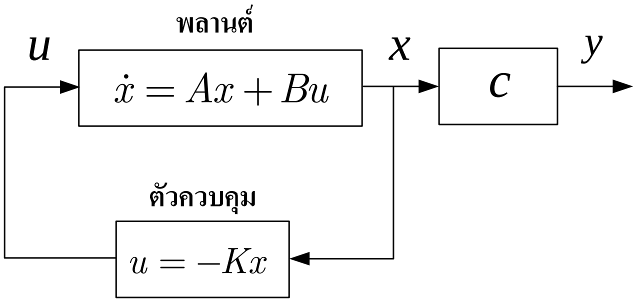


รูปที่ 5.2 ระบบควบคุมพร้อมตัวประมาณค่าสเตต [10]

ขั้นตอนแรกที่เป็นขั้นตอนในการออกแบบนั้นเราจะสมมติชั่วคราวก่อนว่าคำสั่งอินพุตอ้างอิง (command reference) มีค่าเป็นศูนย์ (r = 0) และกฎของการควบคุม (control law) ที่กำหนดว่า

$$u = -Kx = \begin{bmatrix} k_1 & k_2 & \cdots & k_n \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_1 \\ x_2 \\ \vdots \\ x_n \end{bmatrix} \tag{5.4}$$

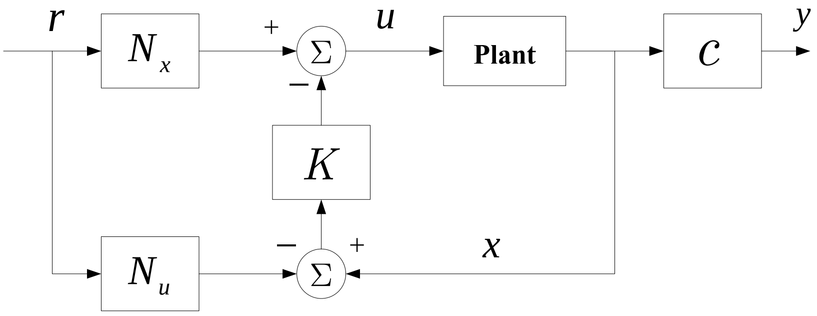
โดยรูปแบบของการออกแบบระบบควบคุมแบบนี้แสดงดังในรูปที่ 5.3 จำนวนของอัตราขยาย K จะขึ้นอยู่กับจำนวนตัวแปรสเตตของระบบที่ควบคุม



รูปที่ 5.3 รูปแบบของการออกแบบระบบควบคุมแบบปริภูมิสเตต [10]

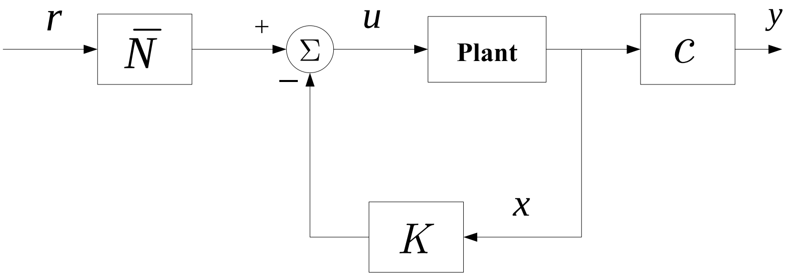
ในกรณีที่สัญญาณเข้าอ้างอิง (command reference input) ไม่เป็นศูนย์นั้น สามารถพิจารณาได้สองกรณี คือ กรณีแรกเป็นการออกแบบเฉพาะตัวควบคุมและตัวประมาณค่าสเตต เพื่อให้ค่าอยู่ในสถานะอยู่ตัวมีค่าเท่ากับสัญญาณอ้างอิง ส่วนกรณีที่สองจะออกแบบตัวควบคุมและตัวประมาณค่าสเตต เพื่อให้สัญญาณเอาต์พุตติดตาม (track) สัญญาณเข้าอ้างอิง ในกรณีที่สัญญาณเข้าอ้างอิงเป็นฟังก์ชันของเวลา ซึ่งในงานวิจัยนี้เราจะออกแบบระบบควบคุมในแบบกรณีแรกเท่านั้น

รูปที่ 5.4 แสดงวิธีการออกแบบระบบควบคุมในกรณีที่สัญญาณอ้างอิงไม่เป็นศูนย์ และตัวแปรสเตตสามารถวัดได้ทุกตัว



รูปที่ 5.4 การออกแบบระบบควบคุมในกรณีที่สัญญาณอ้างอิงไม่เป็นศูนย์ [10]

จากรูปที่ 5.4 สามารถลดรูประบบควบคุมให้อยู่ในรูปแบบใหม่ โดยแสดงดังในรูปที่ 5.5



รูปที่ 5.5 ลดรูปการออกแบบระบบควบคุมในกรณีที่สัญญาณอ้างอิงไม่เป็นศูนย์ [10]

ที่สถานะคงตัว (u_{ss}, x_{ss}) เราจะได้ว่า $u = u_{ss} - k(x - x_{ss})$ ดังนั้น จากสมการปริภูมิสเตตที่สถานะคงตัวจะได้ว่า

$$0 = AX_{ss} + Bu_{ss} \tag{5.5}$$

$$y_{ss} = CX_{ss} + Du_{ss} \tag{5.6}$$

เป้าหมายของการออกแบบคือ ต้องการให้ $y_{ss} = r_{ss}$, $x_{ss} = N_x r_{ss}$ โดยที่ $u_{ss} = N_u r_{ss}$ ดังนั้น จะได้ว่า

$$\begin{bmatrix} A & B \\ C & D \end{bmatrix} \begin{bmatrix} N_x r_{ss} \\ N_u r_{ss} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 \\ y_{ss} \end{bmatrix} \tag{5.7}$$

$$\begin{bmatrix} A & B \\ C & D \end{bmatrix} \begin{bmatrix} N_x \\ N_u \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 \\ 1 \end{bmatrix} \tag{5.8}$$

$$\begin{bmatrix} N_x \\ N_u \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} A & B \\ C & D \end{bmatrix}^{-1} \begin{bmatrix} 0 \\ 1 \end{bmatrix} \tag{5.9}$$

ดังนั้น สมการของสัญญาณควบคุมสามารถเขียนได้ดังนี้

$$u = N_u r - K(x - N_x r) \tag{5.10}$$

$$u = -Kx + (N_u + KN_x) \tag{5.11}$$

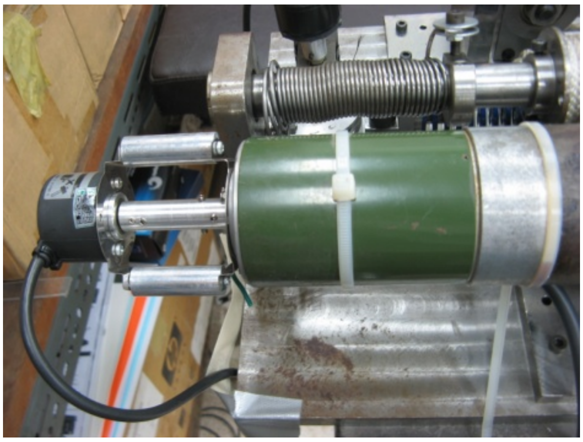
$$u = -Kx + \bar{N} r \tag{5.12}$$

สามารถเขียนได้ว่า

$$\bar{N} = N_u + KN_x \tag{5.13}$$

5.2 การหาความสัมพันธ์ระหว่างตำแหน่ง ความเร็ว ของมอเตอร์ และแรงดึง

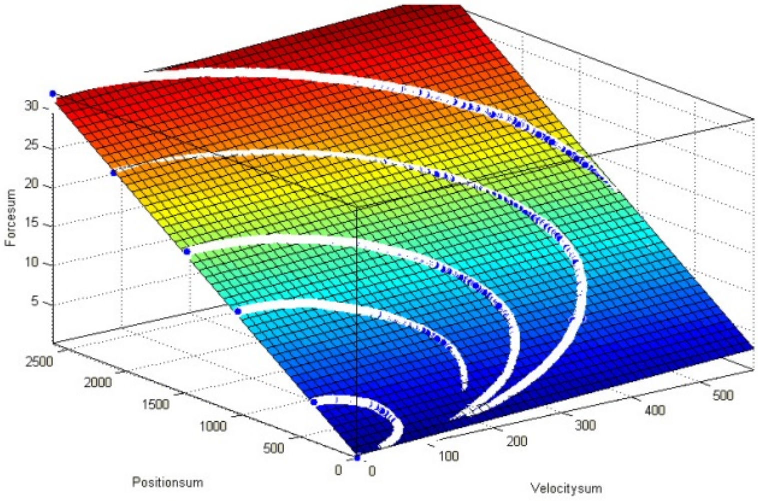
การหาความสัมพันธ์ระหว่างตำแหน่ง ความเร็ว ของมอเตอร์ และแรงดึงเชือก ในการทดลองได้ทำการติดตั้งเอนโค้ดเดอร์เพิ่มเข้าไปยังมอเตอร์ เพื่อใช้ในการหาตำแหน่งและความเร็วของมอเตอร์ และนำข้อมูลไปใช้ในการหาความสัมพันธ์กับแรงดึง โดยเอนโค้ดเดอร์ที่ติดตั้งเพิ่มเข้าไปได้แสดงดังในรูปที่ 5.6



รูปที่ 5.6 เอนโค้ดเดอร์ติดตั้งกับมอเตอร์

การหาความสัมพันธ์ระหว่างตำแหน่ง ความเร็ว ของมอเตอร์ และแรงดึงเชือก ใช้การกำหนดสัญญาณอินพุตที่เข้ามอเตอร์หรือแรงดันไฟฟ้า (Volt) มีค่าคงที่ให้กับระบบ ก่อให้เกิดการกระตุ้นอย่างต่อเนื่อง (persistence excitation) เพื่อให้ความสัมพันธ์ที่จะประมาณนี้มีค่าใกล้เคียงความจริงมากที่สุด จากนั้นวัดตำแหน่ง ความเร็ว และแรงดึง ของแต่ละแรงดันไฟฟ้า (Volt) มาทำการหาความสัมพันธ์ โดยใช้วิธีหาสมการโพลีโนเมียลที่แทนพื้นผิวเพื่อหาความสัมพันธ์ดังกล่าว (Surface Fitting แบบ Polynomial)

ในการหาความสัมพันธ์นั้น เรากำหนดให้แรงดันไฟฟ้า (Volt) ให้มีค่าคงที่ โดยทำการทดลอง 5 ครั้ง กำหนดแรงดันไฟฟ้า 0.15, 0.2, 0.25, 0.3 และ 0.35 โวลต์ ได้กราฟความสัมพันธ์ดังแสดงในรูปที่ 5.7



รูปที่ 5.7 กราฟแสดงความสัมพันธ์ ระหว่างแรง ความเร็ว ของมอเตอร์ และตำแหน่ง [12]

จากการหาความสัมพันธ์ Surface Fitting ทำให้ได้ความสัมพันธ์ เป็นดังสมการ

$$y(x_1, x_2) = 0.3481 + 0.01172x_1 + 0.004131x_2 \tag{5.14}$$

โดยที่ $y(x_1, x_2)$ คือ ฟังชันก์ของแรง

x_1 คือ ตัวแปรตัวตำแหน่ง

x_2 คือ ตัวแปรความเร็ว

โดยข้อมูลที่ใช้ในการจำลองได้มาจากการทดลอง และการวิเคราะห์ทางสถิติ การจำลองความสัมพันธ์ดังกล่าวนี้ เราได้ค่า $R^2 = 0.9981$ ซึ่งแสดงว่าความสัมพันธ์ดังกล่าวได้ความแม่นยำค่อนข้างดีมาก

5.3 การออกแบบระบบควบคุมด้วยระบบควบคุมปริภูมิสเตต

จากการหาความแบบจำลองทางพลศาสตร์ระบบ (Dynamic Model) ของมอเตอร์ โดยค่าพารามิเตอร์ของระบบดังกล่าวหาได้จากการทดลอง ทำให้แบบจำลองดังกล่าวมีความใกล้เคียงกับความเป็นจริงค่อนข้างมาก โดยเราสามารถเขียนสมการฟังก์ชันถ่ายโอนได้ดังนี้ [12]

$$\frac{\theta(s)}{V(s)} = \frac{1574}{s^2 + 0.9739s} \tag{5.15}$$

จากสมการที่ เราสามารถเขียนในรูปแบบของสมการเชิงอนุพันธ์ได้ คือ

$$\ddot{\theta} = -0.9739\theta + 1574V \tag{5.16}$$

ถ้ากำหนดให้ $x_1 = \theta$ และ $x_2 = \dot{\theta}$ เราสามารถแปลงสมการที่ ให้อยู่ในรูปแบบของสมการปริภูมิส-เตตได้ คือ

$$\begin{bmatrix} \dot{x}_1 \\ \dot{x}_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 & 1 \\ 0 & -0.9739 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_1 \\ x_2 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} 0 \\ 1574 \end{bmatrix} V \tag{5.17}$$

ทำให้ได้ค่า A และ B คือ

$$A = \begin{bmatrix} 0 & 1 \\ 0 & -0.9739 \end{bmatrix} \text{ และ } B = \begin{bmatrix} 0 \\ 1574 \end{bmatrix}$$

จากการหาความสัมพันธ์ระหว่างแรงกับตำแหน่งและความเร็วที่หามาได้ข้างต้น คือ

$$y(x_1, x_2) = 0.3481 + 0.01172x_1 + 0.004131x_2 \tag{5.18}$$

$$y - 0.3481 = 0.01172x_1 + 0.004131x_2 \tag{5.19}$$

เราสามารถเขียนได้ว่า

$$\tilde{y} = \begin{bmatrix} 0.01172 & 0.004131 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_1 \\ x_2 \end{bmatrix} \tag{5.20}$$

ทำให้ได้ค่า c คือ

$$c = \begin{bmatrix} 0.01172 & 0.004131 \end{bmatrix} \tag{5.21}$$

ทำการออกแบบระบบควบคุม โดยใช้วิธีการควบคุมแบบกำลังสองเชิงเส้น (Linear Quadratic Regulator) โดยกำหนดให้เมทริกซ์น้ำหนักของตัวแปรสเตต หรือ Q และค่าน้ำหนักของสัญญาณอินพุตหรือ R มีค่าดังนี้ [11]

$$Q = \begin{bmatrix} 0.1 & 0 \\ 0 & 0.01 \end{bmatrix} \text{ และ } R = 35$$

สามารถหาตำแหน่งของโพลและค่าเกนของระบบปิดได้ดังนี้

Closed-loop poles = $(-3.1830, -26.4323)$

$$K = \begin{bmatrix} 0.0535 & 0.0182 \end{bmatrix}$$

รูปแบบของระบบควบคุมแสดงไว้ในรูปที่ 14 เนื่องจากคำสั่งอ้างอิงของระบบควบคุมกำลังสองเชิงเส้นในที่นี้จะเป็นค่าแรงที่ต้องการ ดังนั้นเราสามารถหาค่าเกนอ้างอิง (Reference gain) หรือค่าเกน $\bar{N}$ ออกแบบระบบควบคุมโดยใช้วิธีการควบคุมกำลังสองเชิงเส้น

$$u = -Kx + \bar{N}r \tag{5.22}$$

$$\bar{N} = N_u + KN_x \tag{5.23}$$

โดยที่ค่า N_u และ N_x สามารถหาได้จากสมการที่ (5.13) โดยรายละเอียดสามารถดูได้จาก

$$\begin{bmatrix} N_x \\ N_u \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} A & B \\ C & V \end{bmatrix}^{-1} \begin{bmatrix} 0 \\ 1 \end{bmatrix} \tag{5.24}$$

$$\begin{bmatrix} N_x \\ N_u \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 & -1 & 0 \\ 0 & -0.9739 & 1574 \\ 0.01172 & 0.004131 & 1 \end{bmatrix}^{-1} \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 1 \end{bmatrix} \tag{5.25}$$

$$= \begin{bmatrix} 85.3242 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix}$$

ทำให้ได้

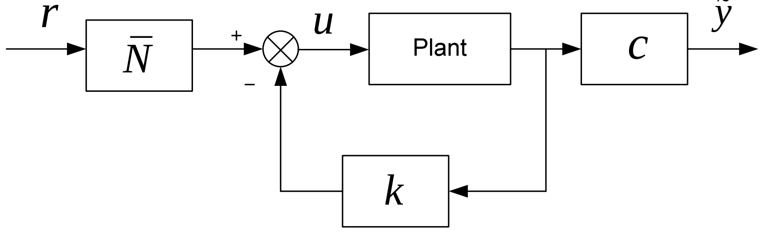
$$N_u = 0 \text{ และ } N_x = \begin{bmatrix} 85.3242 \\ 0 \end{bmatrix}$$

ดังนั้น

$$\bar{N} = 0 + \begin{bmatrix} 0.0535 & 0.0182 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 85.3242 \\ 0 \end{bmatrix} \tag{5.26}$$

$$\bar{N} = 4.5608$$

จากระบบโดยรวมสามารถเขียนแผนภาพบล็อกของระบบทั้งหมดได้ดังรูปที่ 5.8



รูปที่ 5.8 แผนภาพบล็อกของระบบควบคุมแบบปริภูมิสเตต [12]

5.4 การศึกษาความไวต่อการเปลี่ยนแปลงค่าพารามิเตอร์ของระบบความคุม

งานวิจัยนี้ เราได้ทำการหาแบบจำลองทางคณิตศาสตร์ของระบบที่สร้างขึ้น ดังนั้นสมการพลศาสตร์ที่หาได้นั้นมีความถูกต้องแม่นยำในระดับสูงระดับหนึ่ง แต่อย่างไรก็ตามเราก็สามารถวิเคราะห์ความคงทน (Robust) ของตัวแปรควบคุมได้โดยการศึกษาความไวของระบบควบคุม ซึ่งเราสามารถศึกษาในรูปแบบของการตอบสนองเชิงความถี่ได้ โดยหาฟังก์ชันในการบ่งบอกถึงความไวต่อการเปลี่ยนแปลงค่าพารามิเตอร์ของระบบควบคุม

จากแผนภาพบล็อกดังแสดงในรูปที่ 5.8 เราสามารถหาฟังก์ชันที่ใช้ในการวิเคราะห์ความไวต่อการเปลี่ยนแปลงค่าพารามิเตอร์ของระบบได้ดังนี้

หาฟังก์ชันถ่ายโอน (Loop transfer function) หรือ เกนของระบบเปิด ซึ่งหาได้จาก

$$\dot{x} = Ax + Bu \tag{5.27}$$

$$\dot{x} = Ax + B\bar{N}r \tag{5.28}$$

$$y_0 = Kx \tag{5.29}$$

ซึ่งเราสามารถหาฟังก์ชันถ่ายโอนได้ คือ

$$L = \frac{28.65s + 84.21}{s(s + 0.9739)} \tag{5.30}$$

หาฟังก์ชันความไว (Sensitivity function) หรือฟังก์ชันถ่ายโอนความไว ซึ่งหาได้จาก

$$S = \frac{1}{1 + L} \tag{5.31}$$

$$S = \frac{s(s + 0.9739)}{s^2 + 29.62 + 84.21} \tag{5.32}$$

หาฟังก์ชันความไวเสริม(Complementary sensitivity function) หรือฟังก์ชันถ่ายโอนของระบบปิด จากสมการดังต่อไปนี้

$$\dot{x} = Ax + Bu$$

$$u = \bar{N}r - Kx \tag{5.33}$$

$$\dot{x} = Ax + B(\bar{N}r - Kx) \tag{5.34}$$

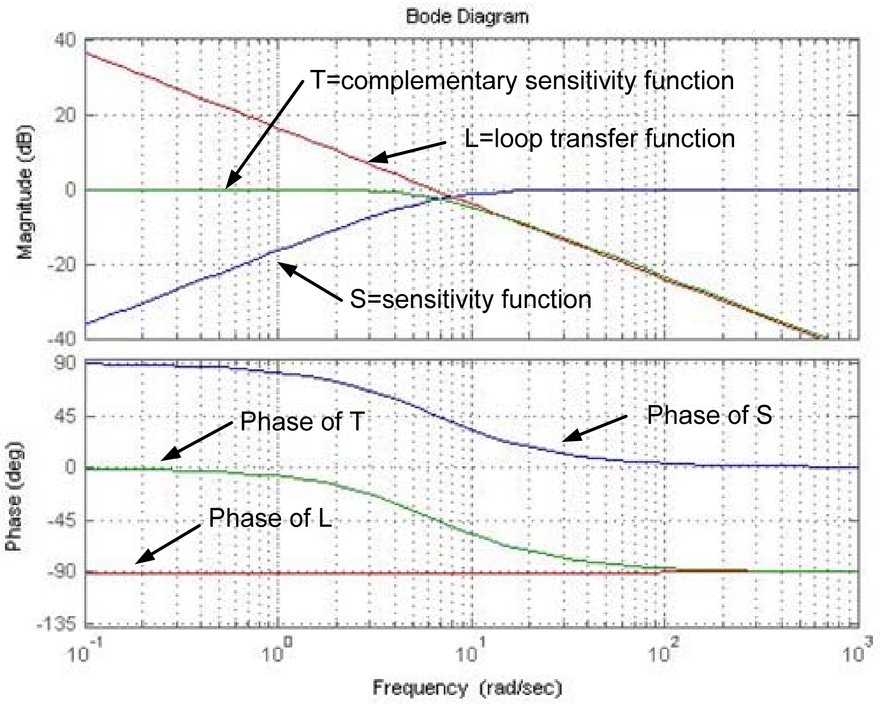
$$\dot{x} = \left(A - BK\right)x + B\bar{N}r \tag{5.35}$$

$$\tilde{y} = cx \tag{5.36}$$

ซึ่งเราสามารถหาฟังก์ชันถ่ายโอนของฟังก์ชันความไวเสริมได้ คือ

$$T = \frac{6.88s + 19.52}{s^2 + 9.261s + 19.52} \tag{5.37}$$

เมื่อนำฟังก์ชัน L , S และ T มาเขียนภาพโบเด จะได้แผนภาพดังรูปที่ 5.9



รูปที่ 5.9 แผนภาพโบเด [12]

จากแผนรูปที่เปรียบเทียบระหว่างฟังก์ชัน L , S และ T ดังแสดงในรูปที่ 15 นี้ จะเห็นได้ว่าความไวของระบบควบคุมเมื่อมี่การเปลี่ยนแปลงค่าพารามิเตอร์นั้นไม่มีปัญหาหรือหรือระบบควบคุมมีความคงทน(Robust) ในช่วงแถบกว้างของความถี่ (bandwidth) โดยปกติแล้วพิจารณาค่า S_{max} ไม่ควรสูงกว่า 2 หรือ 6db และ T_{max} ไม่ควรสูงเกินกว่า 1.25 หรือ ถ้าค่า S_{max} และ T_{max} มีค่าสูง (เช่นมากเกินกว่า 4) จะบ่งบอกถึงสมรรถนะและความคงทนของระบบควบคุมไม่ดี และเมื่อพิจารณาที่ลูปทรานส์เฟอร์ฟังก์ชันหรือเกนของรูประบบเปิด เราจะพบว่าค่าเฟสมาร์จินมีค่าประมาณ 90 องศา เกือบคงที่ตลอดช่วงและเกนมาร์จินมีค่าอนันต์หรืออาจจะกล่าวได้ว่าระบบมีความมั่นคงค่อนข้างสูง

5.5 การควบคุมแรงดึงด้วยระบบควบคุมติดตามแบบคงทน (Robust Force Tracking Control)

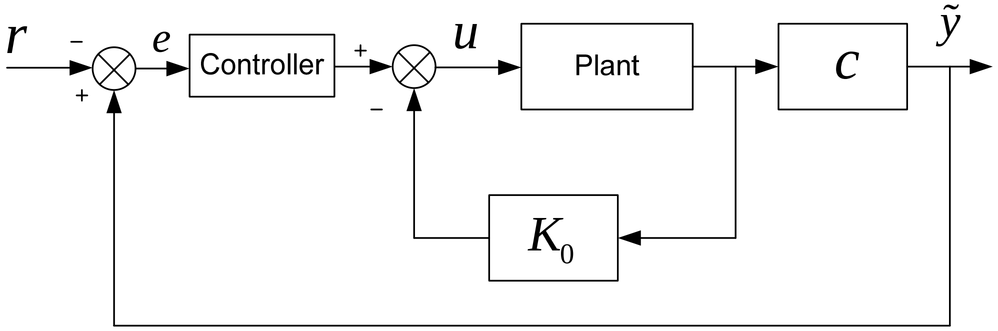
เนื่องจากในการดึงกระดูกสันหลังจริง การดึงจะเกิดการเลื่อนไถลของตัวยึดผู้ป่วยที่มีการใช้งานอยู่ และเกิดการเลื่อนของเตียงผู้ป่วย ซึ่งเป็นปัจจัยต่อการควบคุมขนาดแรงดึง ระบบควบคุมจึงจำเป็นต้องมีเสถียรภาพและมีความคงทนในการควบคุมแรงให้คงตัวตลอดการรักษา จึงมีแนวคิดควบคุมติดตามแรงแบบคงทนเพื่อให้สามารถรักษาเสถียรภาพการควบคุมแรงและสามารถชดเชยสิ่งรบกวนที่มากระทำต่อระบบ ซึ่งการควบคุมแบบติดตามจะมีความคงทนในการชดเชยแรงดึงที่หายไปในกรณีที่มีการลื่นไถลของตัวยึดและการเลื่อนของเตียงผู้ป่วย

จากระบบควบคุมแรงที่นำเสนอในหัวข้อที่ 5.1 ตามรูปที่ 5.5 แสดงแผนภาพบล็อกของระบบควบคุม จะเห็นว่าค่า $\bar{N}$ เป็นค่าที่เราใช้ชดเชยขนาดของแรงที่ต้องการ จากสมการที่ (5.12)

$$u = -Kx + \bar{N}r$$

จะเห็นได้ว่าค่า $u = -Kx$ จะช่วยจะทำให้ค่าแรงคงที่ ณ สถานะอยู่ตัว (steady state) ของค่าสเตตที่มีค่าเป็นศูนย์ และค่า $\bar{N}r$ จะเป็นตัวควบคุมที่เสริมเข้ามาเพื่อปรับให้ค่า $y_{ss} = r_{ss}$ ค่า $\bar{N}$ ที่คำนวณได้จากสมการ 5.13 จะขึ้นอยู่กับแบบจำลองทางคณิตศาสตร์ ซึ่งในความเป็นจริงแล้วไม่สามารถหาแบบจำลองทางคณิตศาสตร์ได้อย่างแม่นยำร้อยเปอร์เซ็นต์ ดังนั้นค่า y_{ss} มีค่าเข้าใกล้ r มากน้อยเพียงใดก็ขึ้นอยู่กับความแม่นยำของระบบ ซึ่งในส่วนนี้เป็นการควบคุมระบบเปิด (open loop control) ดังนั้นถ้าเราต้องการให้ส่วนนี้เป็นการควบคุมแบบวงปิด เราจำเป็นต้องวัดค่าแรงดึง

เพื่อมาเปรียบเทียบกับแรงที่ต้องการ ถ้าแรงดึงไม่เท่ากันตัวควบคุมลูปนอก ซึ่งเป็นลูปของการควบคุมแรงก็จะรับผิดชอบตัวควบคุมในส่วนนี้ ดังแสดงในรูปที่ 5.10

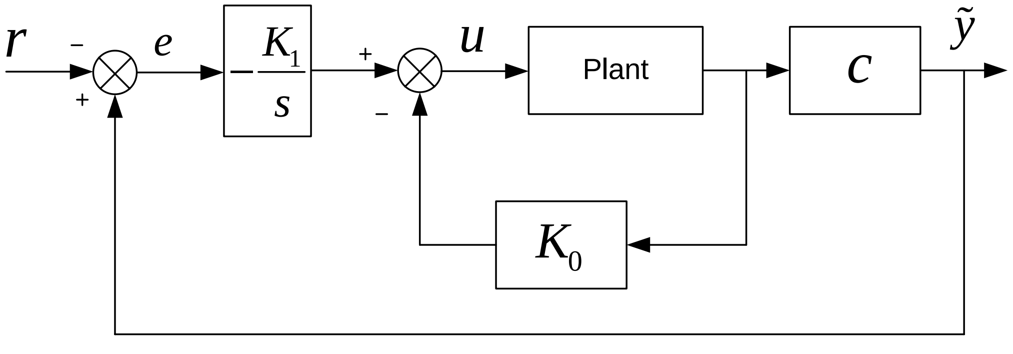


รูปที่ 5.10 แผนภาพบล็อกของระบบควบคุมที่มีการวัดแรงดึงกลับ

ตัวควบคุมที่จะนำเสนอในส่วนนี้ คือ การใช้ตัวควบคุมแบบอินทิกัล (Integral control) เพิ่มเข้าไปในระบบควบคุม ซึ่งเพียงพอต่อการควบคุม เนื่องจากลูปในที่เป็นการควบคุมสเตตต่างๆ นั้นทำงานได้อย่างมีเสถียรภาพและคงทน (Stable and robust) ดังนั้นตัวควบคุมที่ใช้ในการสั่งมอเตอร์หรือชุดขับมีดังสมการที่ (5.38)

$$u = -K_1 \int_0^t e d\tau - K_0 x \tag{5.38}$$

หรือสามารถเขียนในรูปแผนภาพบล็อกได้ดังรูปที่ 5.11



รูปที่ 5.11 แผนภาพบล็อกของระบบควบคุมติดตามแบบคงทน

5.6 การออกแบบระบบควบคุมด้วยระบบควบคุมติดตามแบบคงทน

ทำการออกแบบระบบควบคุม โดยใช้วิธีการควบคุมแบบกำลังสองเชิงเส้น (Linear Quadratic Regulator) โดยกำหนดให้เมทริกซ์น้ำหนักของตัวแปรสเตต หรือ Q และค่าน้ำหนักของสัญญาณอินพุตหรือ R มีค่าดังนี้

$$Q = \begin{bmatrix} 0.1 & 0 \\ 0 & 0.01 \end{bmatrix} \text{ และ } R = 1$$

สามารถหาตำแหน่งของโพลและค่าเกนของระบบปิดได้ดังนี้

Closed-loop poles = $(-3.1629, -157.3712)$

$$K_0 = \begin{bmatrix} 0.3162 & 0.1014 \end{bmatrix}$$

และทำการเลือกค่า

$$K_1 = 250$$

บทที่ 6

โปรแกรมควบคุมเครื่องดึงกระดูกสันหลัง

การสร้างโปรแกรมขึ้นมานั้น สิ่งแรกที่ต้องคำนึงถึง คือ ผู้ใช้งานสามารถใช้งานได้อย่างสะดวก สำหรับการพัฒนาโปรแกรมเครื่องดึงกระดูกสันหลังนั้น นอกจากต้องคำถึงการใช้งานแล้วยังต้องคำนึงถึงความปลอดภัยของผู้ป่วยด้วย ในการพัฒนาโปรแกรมควบคุมเครื่องดึงกระดูกสันหลังได้ใช้โปรแกรม Microsoft Visual Studio 2008 บนระบบปฏิบัติการ Microsoft Window XP โดยใช้ภาษา C++ ในการเขียนโปรแกรม

6.1 ภาษา C++

ภาษา C++ เป็นภาษาที่นิยมใช้กันมากในการเขียนโปรแกรมคอมพิวเตอร์ ถึงแม้จะมีภาษาใหม่ๆ ก็ตาม ทั้งนี้คุณสมบัติเด่นของตัวภาษา C++ ตัวอย่าง เช่น มีพอยน์เตอร์ซึ่งสามารถชี้ไปยังหน่วยความจำต่างๆ ของโปรแกรม มีเทมเพลตซึ่งสามารถสร้างเป็นฟังก์ชันเทมเพลต และมีไลบรารีเทมเพลตมาตรฐาน เป็นต้น ภาษา C++ เป็นภาษามาตรฐานสากล เขียนโปรแกรมได้ทั้งเชิงโครงสร้างและเชิงวัตถุ มีประสิทธิภาพในด้านความเร็วเมื่อเปรียบเทียบกับภาษาคอมพิวเตอร์อื่นๆ

6.1.1 การเขียนโปรแกรมแบบโปรซีเจอร์ (Procedure Programming)

การเขียนโปรแกรมแบบนี้บางครั้งเรียกว่า การเขียนโปรแกรมแบบโครงสร้าง (Structure) ภาษาที่ใช้ส่วนใหญ่จะเป็นภาษา C ซึ่งเป็นภาษาระดับสูง มีประโยชน์ตรงที่เขียนครั้งเดียวแล้วนำไปคอมไพล์ในแพลตฟอร์มไหนก็ได้ ตัวอย่างเช่น เขียนโค้ดโปรแกรมบนซีพียูของดิจิตอล ถ้าต้องการนำมาใช้บนซีพียูของอินเทล (Intel) ก็เพียงนำซอร์สโค้ดโปรแกรมมาคอมไพล์อีกครั้งบนซีพียูอินเทล ประโยชน์นี้เป็นเหตุผลหลักในการสร้างภาษาระดับสูงขึ้นมา มิฉะนั้นแล้วเราจะต้องเขียนโค้ดหลายๆ ครั้ง ถ้าใช้ภาษาระดับล่าง หรือภาษาเครื่อง (Machine Language) [14]

การเขียนโปรแกรมแบบโปรซีเจอร์จะเป็นการเขียนโปรแกรมจากบนลงล่าง หรือตามผังงาน (Flowchart) ซึ่งทำให้สามารถแบ่งโปรแกรมออกเป็นฟังก์ชันย่อยๆ (Procedure) หรือ โมดูล (Module) การเขียนโปรแกรมแบบนี้จะเป็นการเขียนตามหน้าที่การทำงาน เมื่อต้องการคำนวณบางอย่าง จะต้องเขียนฟังก์ชันเพื่อการทำงานนั้น นั่นหมายความว่า การเขียนโปรแกรมโปรซีเดอร์จะเน้นไปทางอัลกอลิทึม โดยไม่สนใจข้อมูล ที่มีผลให้ภาษาที่ใช้เขียนโปรแกรมแบบนั้นไม่เหมาะกับการพัฒนาโปรแกรมขนาดใหญ่

6.1.2 การเขียนโปรแกรมเชิงวัตถุ (Object-Oriented Programming)

ในปัจจุบันการเขียนโปรแกรมเชิงวัตถุเป็นที่นิยมใช้กันมาก ซึ่งจะเน้นที่ข้อมูล หรือเรียกว่า Abstract data type หรือชนิดข้อมูลใหม่ที่กำหนดขึ้นเอง (User-defined type)

การเขียนโปรแกรมเชิงวัตถุนั้น จะมองจากระดับล่างไปยังระดับบน (ต่างจากการเขียนโปรแกรมโปรซีเจอร์ที่มองจากด้านบนลงมายังด้านล่าง) ในระดับล่างจะมองที่รายละเอียดปัญหาเหล่านั้นในรูปแบบชนิดข้อมูลใหม่ (User-defined type) ที่สอดคล้องกับปัญหาเหล่านั้น เมื่อรวมกันเราเรียกว่า เป็นวัตถุหนึ่งหรือออบเจ็กต์หนึ่ง ในภาษา C++ จะใช้คลาส (Class) เป็นตัวอธิบายรายละเอียดออบเจ็กต์ คลาสก็จะประกอบไปด้วยข้อมูลและฟังก์ชันการทำงานต่างๆ ด้วย ต่อไปจะมองไปยังระดับบน คือภาพรวมของโปรแกรม ก่อนที่จะเริ่มเขียนโปรแกรมจริงๆ

6.1.3 การเขียนโปรแกรมโดยไม่สนใจชนิดข้อมูล (Generic Programming)

คำว่า generic ในที่นี้หมายถึง ชนิดข้อมูลเป็นชนิดใดๆ ก็ได้ โดยไม่เจาะจงเฉพาะ การเขียนโปรแกรมแบบนี้จะเป็นอีกระดับหนึ่งในการเขียนโปรแกรมเชิงวัตถุ และจะเน้นที่อัลกอลิทึมในการคำนวณและตัวเก็บคลาส (Container) เช่น อัลกอลิทึมในการเรียง (Sort) เป็นต้น ในการเขียนแบบนี้จะใช้เทมเพลต (template) เป็นหลัก

6.2 โปรแกรม Microsoft Visual Studio 2008

สำหรับรูปแบบในการพัฒนาโปรแกรมด้วย Microsoft Visual Studio 2008 จะมีอยู่ 2 รูปแบบคือ เขียนในรูปแบบของ Console Application การเขียนโปรแกรมในรูปแบบนี้ โปรแกรมที่ได้ออกมาจะทำงานบนระบบ DOS และการเขียนในรูปแบบของ Dialog Based การเขียนโปรแกรมในรูปแบบนี้จะเป็นการสร้างโปรแกรมบนระบบปฏิบัติการวินโดวส์ (Windows) ในการพัฒนาโปรแกรมเครื่องดึงกระดูกสันหลังนั้นเราจะใช้การเขียนแบบ Dialog Base ในการพัฒนาโปรแกรม

สิ่งที่ทำให้ระบบปฏิบัติการวินโดวส์ใช้งานได้ง่าย คือ รูปแบบการติดต่อกับผู้ใช้ หรือ User Interface โปรแกรมต่างๆ ที่ออกแบบขึ้นมาเพื่อให้ทำงานบนวินโดวส์ก็ต้องใช้รูปแบบการ Interface ของวินโดวส์ การพัฒนาโปรแกรมบนวินโดวส์จึงแตกต่างจากการพัฒนาโปรแกรมบน DOS เพราะการรับรู้ข้อมูลและการแสดงผลให้กับผู้ใช้จะไม่อยู่ที่บรรทัดคำสั่ง แบบใน DOS แต่จะอยู่ที่คอนโทรลและอุปกรณ์ต่างๆ ภายในวินโดวส์ เช่น ปุ่มกด ช่องรับข้อความ และเช็คบ็อกซ์ เป็นต้น

ในการพัฒนาโปรแกรมบนวินโดว์สิ่งหนึ่งที่ต้องศึกษาให้ดี และควรศึกษาเป็นสิ่งแรก คือ การสร้างและควบคุมระบบ Interface ของวินโดวส์ นั่นคือ จะต้องศึกษาวิธีการสร้างวินโดวส์ การสร้างปุ่มกด เท็กบ็อกซ์และลิสต์บ็อกซ์ เพราะสิ่งเหล่านี้ เป็นอุปกรณ์พื้นฐานในการติดต่อกับผู้ใช้งาน ถึงแม้ว่าจะเข้าใจวิธีการจัดการระบบฐานข้อมูลโปรแกรมหรือรู้จักวิธีจัดเก็บข้อมูลลงไฟล์ได้อย่างยอดเยี่ยม แต่ถ้าไม่รู้จักการสร้างและการใช้งาน Interface ก็ไม่สามารถที่จะรับข้อมูลหรือแสดงผลข้อมูลในโปรแกรมได้ [13]

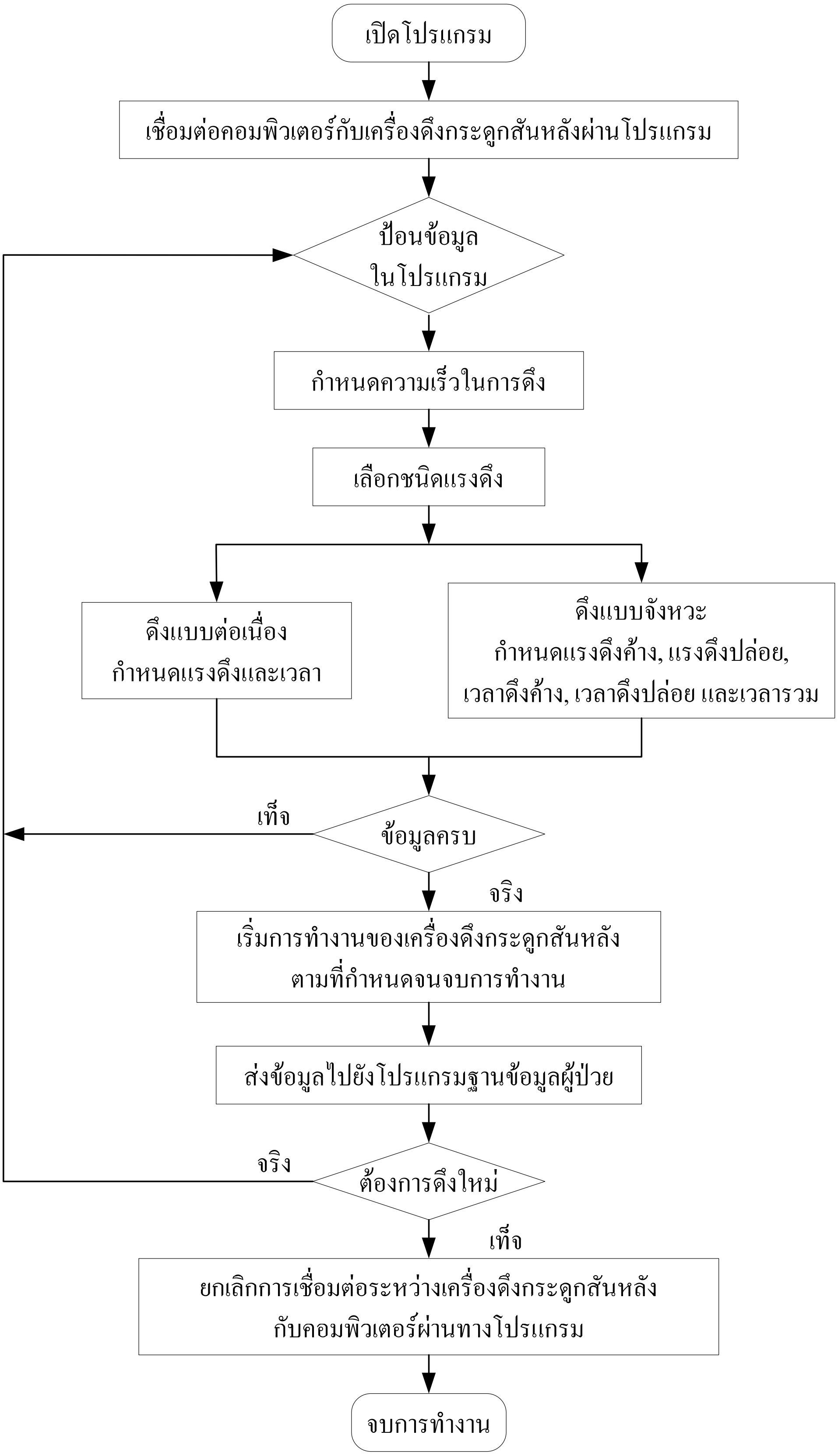
Microsoft Visual C++ เป็นโปรแกรมประเภท Visual ที่บริษัทไมโครซอฟต์ผู้ผลิตระบบปฏิบัติการวินโดวส์เป็นผู้พัฒนา เป็นเครื่องมือพัฒนาโปรแกรมที่มีประสิทธิภาพสูงและมีความยืดหยุ่น สนับสนุนการพัฒนาโปรแกรมในหลายๆ ด้าน ไม่ว่าจะเป็นการสร้างโปรแกรมทั่วไป การสร้างโปรแกรมจัดการข้อมูล การสร้างโปรแกรมบนระบบเครือข่าย

6.3 การออกแบบขั้นตอนการทำงานของโปรแกรม

การออกแบบขั้นตอนการทำงานของโปรแกรมเป็นการกำหนดลำดับการทำงานของโปรแกรม เพื่อจุดประสงค์จัดลำดับการทำงานให้เป็นระบบ เป็นกระบวนการ ก่อนที่จะทำการเขียนโปรแกรม

โดยการออกแบบการทำงานของโปรแกรมหรือจัดลำดับกระบวนการนั้น ใช้การทำผังงานโปรแกรม (Program Flowchart) ซึ่งเป็นผังงานที่แสดงถึงขั้นตอนในการทำงานของโปรแกรมตั้งแต่เริ่มต้น ในส่วนของการรับข้อมูล การคำนวณหรือการประมวลผล การแสดงผลลัพธ์ ผลถึงจบการทำงาน การทำผังงานโปรแกรมควรวางลำดับเหตุการณ์ก่อนและหลังให้ถูกต้อง เพื่อให้สะดวกต่อการเขียนโปรแกรมและลดข้อผิดพลาดของตัวโปรแกรมเองด้วย

ข้อดีของการสร้างผังงานโปรแกรม คือ ช่วยเพิ่มความสะดวกในการเขียนโปรแกรม สามารถตรวจสอบข้อผิดพลาดของโปรแกรมได้ง่าย และทำให้สามารถเขียนโปรแกรมได้อย่างเป็นอย่างเป็นระบบและรวดเร็วในการทำงาน สำหรับผังงานโปรแกรมของเครื่องดึงกระดูกสันหลัง ได้แสดงการทำงานดังรูปที่ 6.1 โดยแสดงขั้นตอนตั้งแต่เริ่มต้นโปรแกรมจนจบการทำงานของโปรแกรม



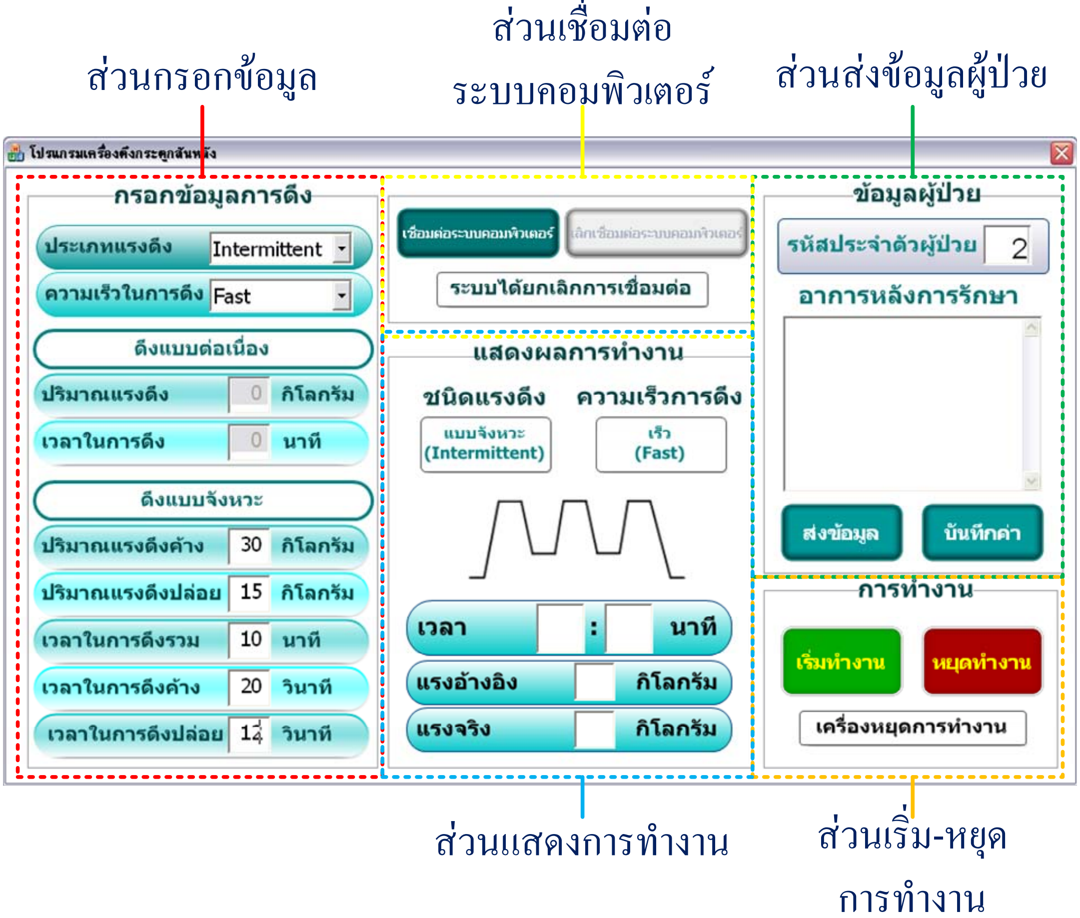
รูปที่ 6.1 ผังงานโปรแกรมเครื่องดึงกระดูกสันหลัง

6.4 การพัฒนาโปรแกรมเครื่องดึงกระดูกสันหลัง

เมื่อทำการการแบบผังงานของโปรแกรมเสร็จเรียบร้อย ขั้นตอนต่อมาคือการเขียนโปรแกรม สำหรับโปรแกรมเครื่องดึงกระดูกสันหลังสามารถแบ่งโปรแกรมและการทำงานออกเป็นส่วนๆ ได้ ดังนี้ คือ

- ส่วนกรอกข้อมูล
- ส่วนเชื่อมต่อระบบคอมพิวเตอร์
- ส่วนแสดงผลการทำงาน
- ส่วนส่งข้อมูลการรักษา
- ส่วนเริ่ม- หยุด การทำงาน

โดยโปรแกรมเครื่องดึงกระดูกสันหลัง แสดงดังรูปที่ 6.2



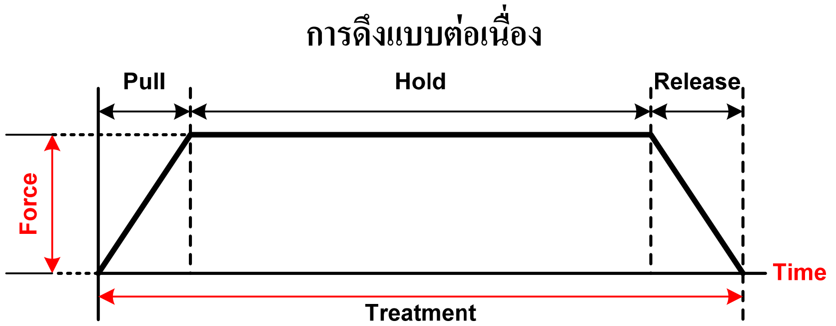
รูปที่ 6.2 โปรแกรมเครื่องดึงกระดูกสันหลัง

6.4.1 ส่วนกรอกข้อมูล

ในส่วนกรอกข้อมูล จะมีการให้เลือก 2 อย่าง คือ เลือกประเภทแรงดึง และความเร็วในการดึง ในกรณีที่เลือกประเภทแรงดึงจะต้องกำหนดปริมาณแรงดึงและเวลาในการดึง ตามประเภทแรงดึงด้วย

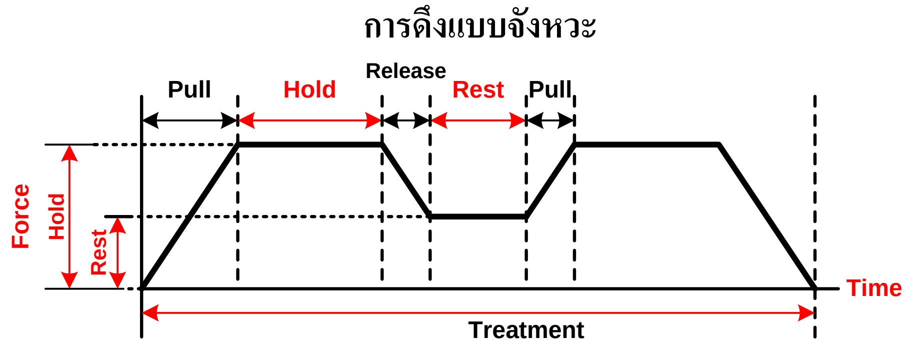
สำหรับประเภทแรงดึง สามารถแบ่งออกเป็น 2 ประเภท คือ การดึงแบบต่อเนื่อง และการดึงแบบจังหวะ โดยการดึงแต่ละประเภทจะมีการกรอกข้อมูลที่แตกต่างกันไป

การดึงแบบต่อเนื่อง เป็นการดึงด้วยแรงคงที่ตลอดเวลา ในการกรอกข้อมูลต้องนั้น ต้องใส่ปริมาณแรงดึง (Force) และ เวลาในการดึง (Time) ดังแสดงในรูปที่ 6.3



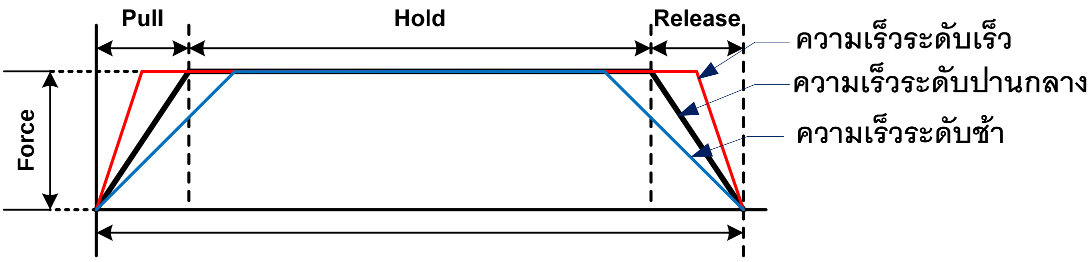
รูปที่ 6.3 ข้อมูลสำหรับการดึงแบบต่อเนื่อง

การดึงแบบจังหวะ เป็นการดึงด้วยแรงดึงค้างและแรงดึงปล่อยสลับกันไปตลอดการรักษา ในการกรอกข้อมูลต้องนั้น ต้องใส่ค่าปริมาณแรงดึงค้าง (Force Hold) ปริมาณแรงดึงปล่อย (Force Rest) เวลาในการดึงรวม (Time Total) เวลาในการดึงค้าง (Time Hold) และเวลาในการดึงปล่อย (Time Rest) ดังแสดงในรูปที่ 6.4



รูปที่ 6.4 ข้อมูลสำหรับการดึงแบบจังหวะ

สำหรับความเร็วในการดึงสามารถกำหนดได้เป็น 3 ระดับ แบ่งออกเป็น ความเร็วระดับช้า ความเร็วระดับปลานกลาง และความเร็วระดับเร็ว ซึ่งระดับความเร็วแสดงดังรูปที่ 6.5



รูปที่ 6.5 ระดับความเร็วการดึง

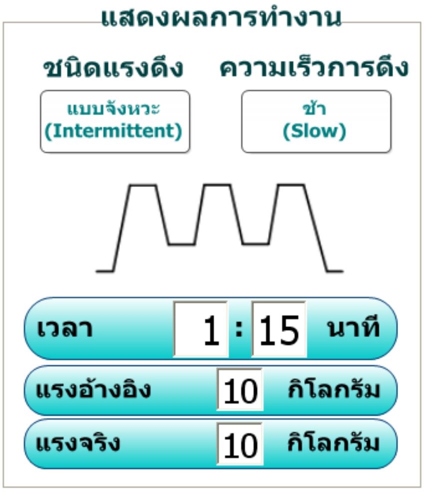
6.4.2 ส่วนเชื่อมต่อการทำงาน

ก่อนที่จะเริ่มต้นการทำงานทุกครั้งต้องกดปุ่มเชื่อมต่อระบบคอมพิวเตอร์ก่อน เพื่อเป็นการเชื่อมต่อการทำงานระหว่างโปรแกรมเครื่องดึงกระดูกสันหลังและอุปกรณ์ทางไฟฟ้า นั้นคือ แผ่นวงจรแปลงสัญญาณ Sensoray ถ้าในกรณีที่ไม่ทำการเชื่อมต่อระบบคอมพิวเตอร์ โปรแกรมจะแจ้งเตือนให้มีการเชื่อมต่ออัตโนมัติก่อนการทำงานดังแสดงในรูปที่ 6.6 เมื่อหลังจากทำงานเสร็จต้องการปิดโปรแกรมจำเป็นต้องยกเลิกการเชื่อมต่อระบบคอมพิวเตอร์ เพื่อเป็นการยกเลิกการเชื่อมต่อกับแผ่นวงจรแปลงสัญญาณ Sensoray ด้วย

รูปที่ 6.6 การแจ้งเตือนการเชื่อมต่อระบบคอมพิวเตอร์

6.4.3 ส่วนแสดงผลการทำงาน

ส่วนแสดงผลการทำงานเป็นส่วนที่แสดงผลการทำงานทั้งหมดของโปรแกรม โดยประกอบด้วย ประเภทการดึงกระดูกสันหลัง ความเร็วในการดึง เวลาขณะนั้น แรงดึงที่ต้องการ และแรงดึงจริง ดังแสดงดังรูปที่ 6.7



รูปที่ 6.7 ผลการทำงานของโปรแกรม

6.4.4 ส่วนส่งข้อมูลการรักษา

ในส่วนส่งข้อมูลการรักษา จะใช้ในการส่งข้อมูลจากโปรแกรมเครื่องดึงกระดูกสันหลังไปยังโปรแกรมฐานข้อมูลผู้ป่วย ในการส่งข้อมูลนั้นจะต้องใส่ข้อมูลรหัสผู้ป่วยก่อน เพื่อให้สามารถส่งข้อมูลได้ตรงกับผู้ป่วยที่เข้าทำการรักษา ดังแสดงในรูปที่ 6.8

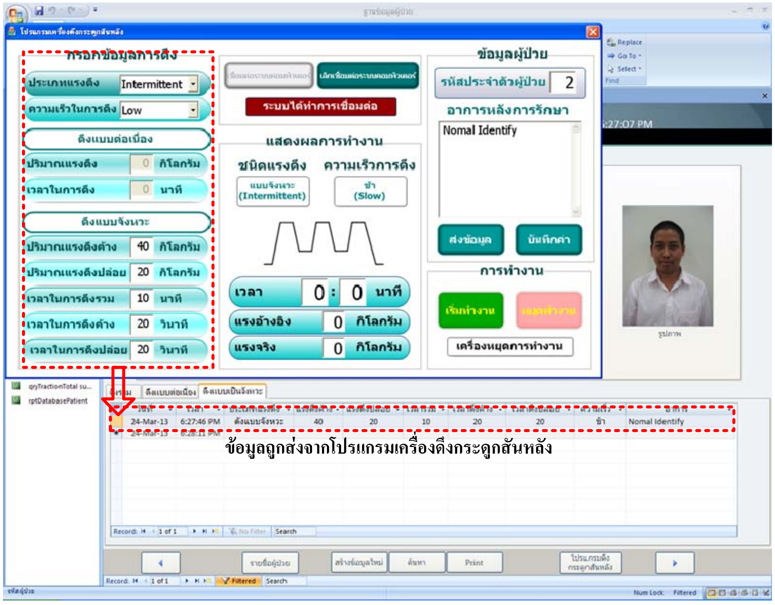
รูปที่ 6.8 โปรแกรมส่วนส่งข้อมูล

โดยการส่งข้อมูลนั้นจะส่งข้อมูลแบ่งออกเป็น 2 แบบ ตามประเภทแรงดึง คือ การดึงแบบต่อเนื่องและการดึงแบบจังหวะ โดยข้อมูลในการส่งไปยังโปรแกรมฐานข้อมูลผู้ป่วยนั้น ได้แสดงดังตารางที่ 6.1

ตารางที่ 6.1 ข้อมูลที่ส่งไปยังโปรแกรมฐานข้อมูลผู้ป่วย

ดึงแบบต่อเนื่อง	**ดึงแบบจังหวะ**
รหัสประจำตัวผู้ป่วย	รหัสประจำตัวผู้ป่วย
ประเภทแรงดึงแบบต่อเนื่อง	ประเภทแรงดึงแบบจังหวะ
ปริมาณแรงดึง	ปริมาณแรงดึงค้าง
เวลาในการรักษา	ปริมาณแรงดึงปล่อย
ความเร็วในการดึง	เวลาในการดึงค้าง
อาการหลังการรักษา	เวลาในการดึงปล่อย
	เวลาในการดึงรวม
	ความเร็วในการดึง
	อาการหลังการรักษา

โดยอาการหลังการรักษา ต้องกรอกข้อมูลลงไปหลังการรักษา เพื่อบอกว่าอาการหลังการรักษาเป็นอย่างไรก่อนจะส่งข้อมูลไปยังโปรแกรมฐานข้อมูลผู้ป่วย รูปที่ 6.9 เป็นการส่งข้อมูลผู้ป่วยรหัสประจำตัว 2 จากโปรแกรมเครื่องดึงกระดูกสันหลังไปยังโปรแกรมฐานข้อมูลผู้ป่วย



รูปที่ 6.9 การส่งข้อมูลการรักษา

6.4.5 ส่วนเริ่ม-หยุด การทำงาน

ส่วนเริ่มและหยุดการทำงาน เป็นส่วนที่ในเริ่มการทำงานของโปรแกรมเมื่อทำการเชื่อมต่อระบบคอมพิวเตอร์และกรอกข้อมูลในการรักษาครบเรียบร้อยแล้ว ถ้าเกิดการกรอกข้อมูลไม่ครบหรือไม่ได้เชื่อมต่อกับระบบคอมพิวเตอร์ ตัวโปรแกรมจะเตือนให้กรอกข้อมูลต่างๆ ให้ครบก่อนที่จะทำการดึง สำหรับการหยุดโปรแกรมสามารถหยุดได้ตลอดเวลาการรักษาเมื่อเกิดข้อผิดพลาดในการรักษาขึ้น ดังแสดงในรูปที่ 6.10

รูปที่ 6.10 การแจ้งเตือนเมื่อกรอกข้อมูลไม่ครบ

บทที่ 7

โปรแกรมฐานข้อมูลผู้ป่วย

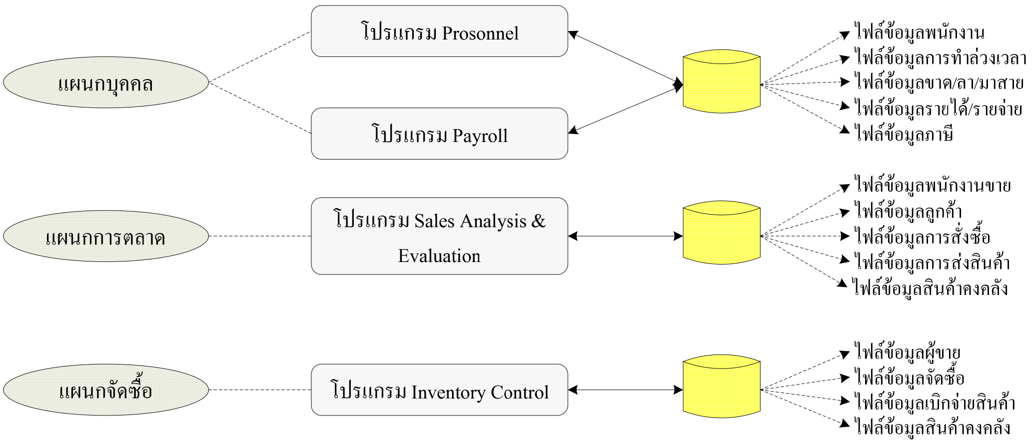
7.1 ระบบฐานข้อมูล (Database system)

ฐานข้อมูล คือ กลุ่มข้อมูลที่มีความสัมพันธ์กันและถูกเก็บรวบรวมไว้ในที่เดียวกันอย่างเป็นระบบ เพื่อนำไปใช้ในวัตถุประสงค์อย่างใดอย่างหนึ่งโดยกลุ่มผู้ใช้ตั้งแต่หนึ่งกลุ่มขึ้นไป [15]

ข้อมูล (Data) คือ ข้อเท็จจริงต่างๆ (real facts) ที่เกี่ยวข้องหรือแสดงคุณลักษณะของบุคคล สิ่งของ สถานที่ หรือเหตุการณ์ใดๆที่เป็นได้ทั้งตัวเลข (numeric) เช่น ราคา ปริมาณ ส่วนสูง น้ำหนัก ระยะทาง รหัสวิชา เกรดเฉลี่ย และข้อเท็จจริงที่ไม่ใช่ตัวเลข (non-numeric) เช่น ชื่อ นามสกุล ที่อยู่ ชื่อสินค้า ข้อความ รูปภาพ หรืออื่นๆ เป็นต้น

จากคำจำกัดความข้างต้น เราสามารถสรุปลักษณะของฐานข้อมูลได้ คือ ข้อมูลทั้งหมดจะต้องมีความสัมพันธ์กันและถูกเก็บรวบรวมไว้ที่เดียวกัน โดยมีการจัดการอย่างเป็นระบบ และสามารถนำข้อมูลนั้นไปใช้ได้ตามต้องการ

ยุคแรกที่จะนำระบบคอมพิวเตอร์มาใช้ประมวลผลข้อมูลนั้น โครงสร้างการจัดเก็บข้อมูลในเครื่องยังมีลักษณะคล้ายคลึงกับการจัดเก็บข้อมูลในกระดาษ คือ ข้อมูลแต่ละประเภทถูกเก็บแยกกันในลักษณะของไฟล์หรือแฟ้มข้อมูล โดยแต่ละแผนกหรือหน่วยงานจะเก็บข้อมูลและมีโปรแกรมของตนเองที่ใช้ในการดึงข้อมูลจากไฟล์ต่างๆ มาประมวลผล ดังรูปตัวอย่างที่ 7.1

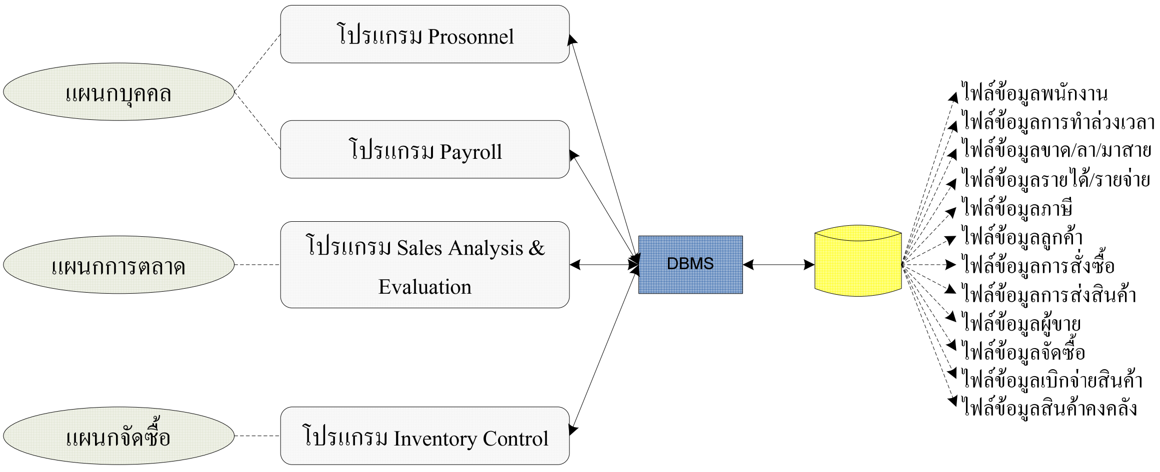


รูปที่ 7.1 ระบบจัดเก็บข้อมูลที่มีความซ้ำซ้อน [15]

จากรูปที่ 7.1 แสดงให้เห็นว่าแต่ละแผนกมีโปรแกรมการเก็บข้อมูลของแต่ละแผนกเอง ทำให้ไฟล์ข้อมูลบางไฟล์เกิดความซ้ำซ้อนของข้อมูล (Redundancy) เช่น ไฟล์ข้อมูลสินค้าคงคลัง การซ้ำซ้อนข้อมูลจะนำไปสู่ความขัดแย้งของข้อมูลในภายหลัง คือ ถ้ามีการแก้ข้อมูลในไฟล์หนึ่ง แต่ไม่ได้แก้ไขไฟล์อื่นๆ ด้วย

ในปัจจุบันได้มีการนำ โปรแกรมระบบจัดการฐานข้อมูล (Database Management System: DBMS) มาใช้ในการสร้างระบบฐานข้อมูล เนื่องจากโครงสร้างการจัดเก็บข้อมูลในระบบฐานข้อมูลจะซับซ้อนกว่าไฟล์ข้อมูล การเขียนโปรแกรมควบคุมการทำงานขึ้นใช้เองจะค่อนข้างยุ่งยากและใช้เวลามาก ต้องใช้บุคลากรที่มีความชำนาญด้านนี้โดยเฉพาะ จึงได้มีการพัฒนาโปรแกรมระบบจัดการฐานข้อมูล เพื่อนำมาช่วยในการสร้าง เรียกใช้ และแก้ไขฐานข้อมูล เพื่อให้ใช้งานได้ง่ายแต่มีประสิทธิภาพสูง อีกทั้งยังเป็นสื่อกลางระหว่างผู้ใช้กับฐานข้อมูล

ข้อดีของการนำระบบฐานข้อมูล คือ ลดปัญหาความซ้ำซ้อนของข้อมูลและลดปัญหาความขัดแย้งกันของข้อมูล ทำให้เกิดความเป็นอิสระของข้อมูล สามารถใช้ข้อมูลร่วมกันได้ ก่อให้เกิดการใช้งานได้อย่างมีประสิทธิภาพ จากรูปที่ 7.2 เป็นการนำระบบฐานข้อมูลมาใช้ในการรวมโปรแกรมของแต่ละแผนกเข้าด้วยกัน ทำให้สามารถลดความซ้ำซ้อนของข้อมูลได้



รูปที่ 7.2 ระบบที่จัดการฐานข้อมูล [15]

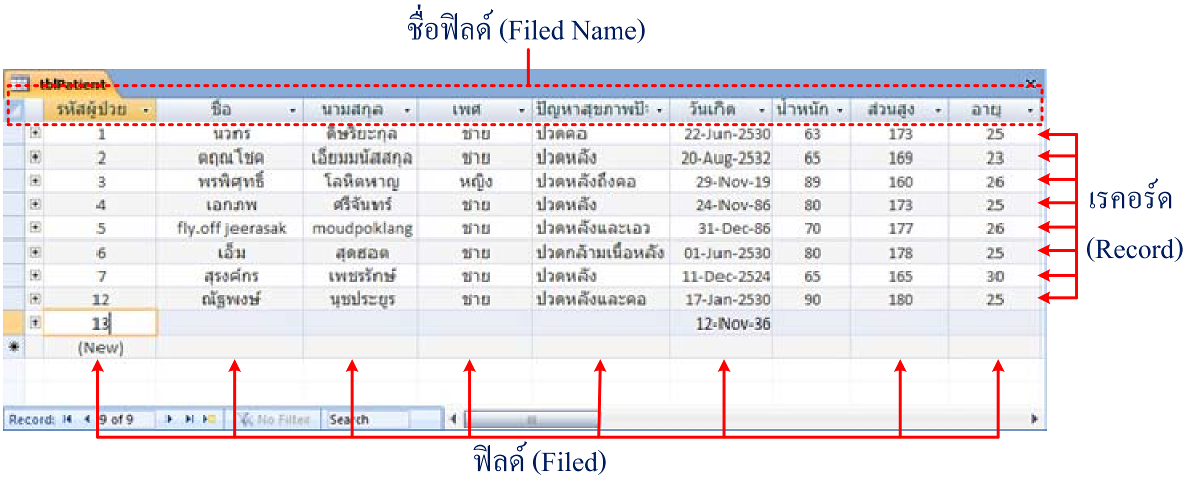
7.2 โปรแกรม Microsoft Access 2007

Microsoft Access 2007 เป็นโปรแกรมระบบจัดการฐานข้อมูลเชิงสัมพันธ์ (Relational Databases Management System: RDBMS) ที่ช่วยให้การจัดเก็บข้อมูล การสอบถาม การค้นหา การดูแลรักษา (เพิ่ม/ลบ/แก้ไขข้อมูล) การวิเคราะห์และนำเสนอข้อมูล รวมถึงการรักษาความปลอดภัยของข้อมูล ทำได้ง่ายและมีประสิทธิภาพสูง สำหรับ Access 2007 ได้เปลี่ยนรูปแบบของส่วนที่ใช้ติดต่อกับผู้ใช้ (User Interface) ให้แตกต่างกับรุ่นก่อนๆ รวมทั้งเพิ่มคุณสมบัติและความสามารถใหม่ๆอีกมากมาย

Microsoft Access เป็นโปรแกรมระบบจัดเก็บข้อมูล (Database Management System: DBMS) ที่มีประสิทธิภาพสูง ไฟล์ฐานข้อมูลของ Access 2007 มีลักษณะพิเศษที่ต่างจากไฟล์ฐานข้อมูลที่สร้างด้วยโปรแกรมอื่นๆ คือ ชิ้นงานหรือออบเจ็คฐานข้อมูล (database object) ที่ผู้ใช้สร้างขึ้นทั้งหมดจะถูกเก็บรวมกันไว้ในไฟล์ฐานข้อมูล .accdb ทำให้การเรียกใช้หรือแก้ไขทำได้ง่าย สำหรับออบเจ็คฐานข้อมูลจะมีทั้งหมด 6 ประเภท คือ ตาราง (Table), คิวรี (Query), ฟอร์ม (Form), รายงาน(Report), มาโคร (Macro) และ โมดูล (Module)

7.2.1 ตาราง (Table) เป็นเครื่องมือที่ใช้เก็บข้อมูลจริง ในการทำงานสามารถทำงานร่วมกับตารางผ่านตารางข้อมูลที่เรียกว่า Datasheet เช่น การเพิ่ม ลบ และแก้ไขข้อมูล โดย 1 ตาราง (Table) จะต้องเก็บข้อมูลที่เป็นเรื่องเดียวกันเท่านั้น เช่น จะเก็บข้อมูลรหัสผู้ป่วย ชื่อ นามสกุล เพศ อายุ ที่อยู่ อาการ เป็นต้น ในระบบฐานข้อมูล 1 ระบบ จะต้องมีอย่างน้อย 1 ตารางเสมอ เนื่องจาก ตาราง (Table) เป็นส่วนเก็บข้อมูลจริง จึงเป็นส่วนที่สำคัญที่สุด เพราะจะถูกนำไปเป็นแหล่งข้อมูลของเครื่องมืออื่นๆ เช่น ฟอร์ม (Form) คิวรี(Query) และ รายงาน (Report) ต่อไป

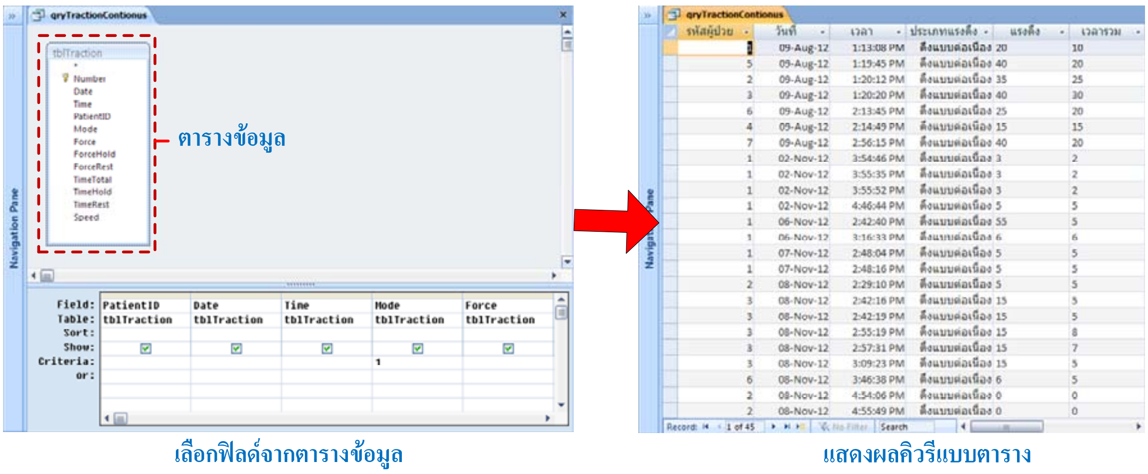
ปกติตารางจะประกอบไปด้วย ฟิลด์ (Filed) และ เรคอร์ด (Record) ดังแสดงดังรูปที่ 7.3 โดยฟิลด์ หมายถึง กลุ่มข้อมูลประเภทเดียวกันที่จะนำมาเก็บในฐานข้อมูลนั้น ซึ่งอาจเป็นไปได้ทั้งข้อมูลแบบรูปธรรม เช่น คน สัตว์ สิ่งของ หรืออ้อมูลที่เป็นนามธรรม เช่น อาการ ความรู้สึก เป็นต้น ส่วนเรคอร์ด หมายถึง สิ่งที่ใช้บอกองค์ประกอบหรือเนื้อหาของฟิลด์ เช่น ฟิลด์ข้อมูลผู้ป่วยจะต้องประกอบด้วย รหัสผู้ป่วย ชื่อ นามสกุล เพศ ปัญหาสุภาพ วันเกิด ซึ่งสิ่งเหล่านี้จะเป็นตัวจำแนกคุณลักษณะของผู้ป่วยแต่ละคนออกจากกัน



รูปที่ 7.3 ตารางข้อมูลผู้ป่วย

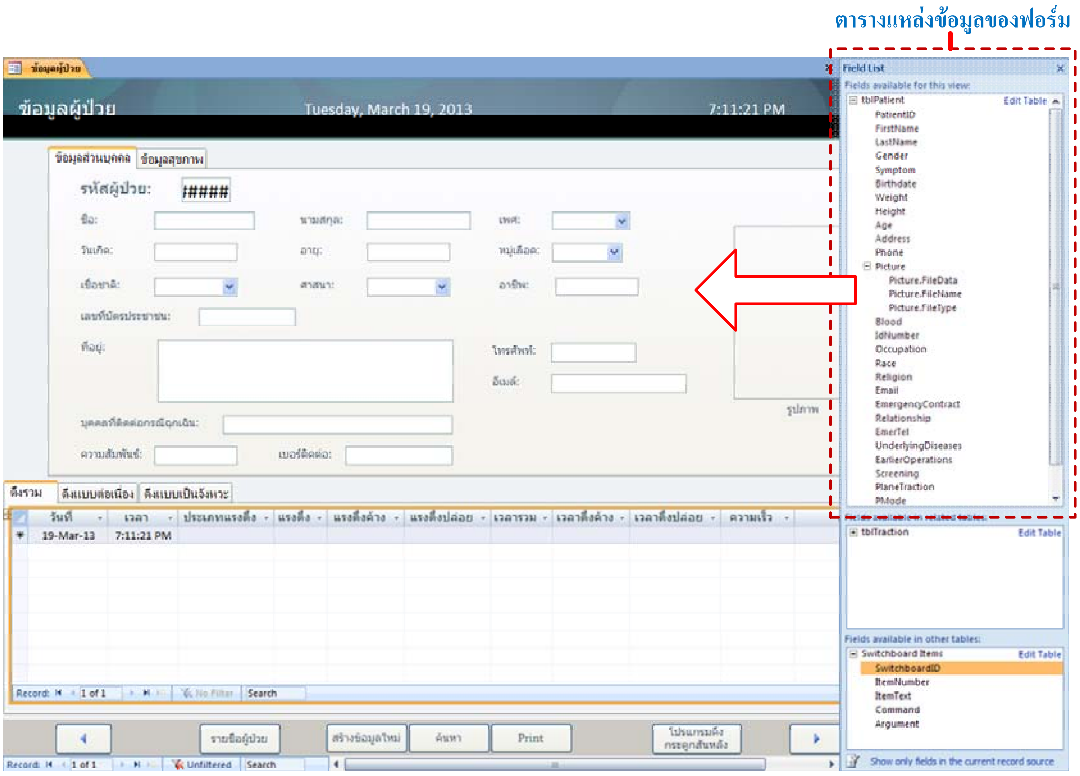
7.2.2 คิวรี (Query) เป็นเครื่องมือที่ช่วยให้สามารถทำงานในลักษณะสืบค้น จัดการ (เพิ่ม ลด และแก้ไข) และประมวลผลลัพธ์ข้อมูลจากตาราง (Table) หรือจากคิวรี (Query) ด้วยกันเอง แล้วแสดงผลลัพธ์แบบตาราง ซึ่งข้อมูลนี้อาจดึงมาทั้งหมดหรือเพียงบางส่วนจาก 1 ตาราง (Table) หรือจากหลายๆ ตาราง (Table) พร้อมกันได้ โดยอยู่ภายใต้เงื่อนไขที่กำหนดไว้ นอกจากนี้ยังนำ คิวรี มาเป็นแหล่งข้อมูลในฟอร์ม (Form) และรายงาน (Report) ได้เช่นเดียวกับตาราง (Table)

จากรูปที่ 7.4 เป็นการสร้างคิวรีการดึงแบบต่อเนื่อง โดยดึงข้อมูลจากตารางข้อมูลการดึงกระดูกสันหลังโดยเลือกฟิลด์ข้อมูลที่ต้องการและนำคิวรีไปใช้ต่อในการสร้างฟอร์มต่อไป โดยคิวรีสามารถแสดงผลในลักษณะเดียวกับตารางได้



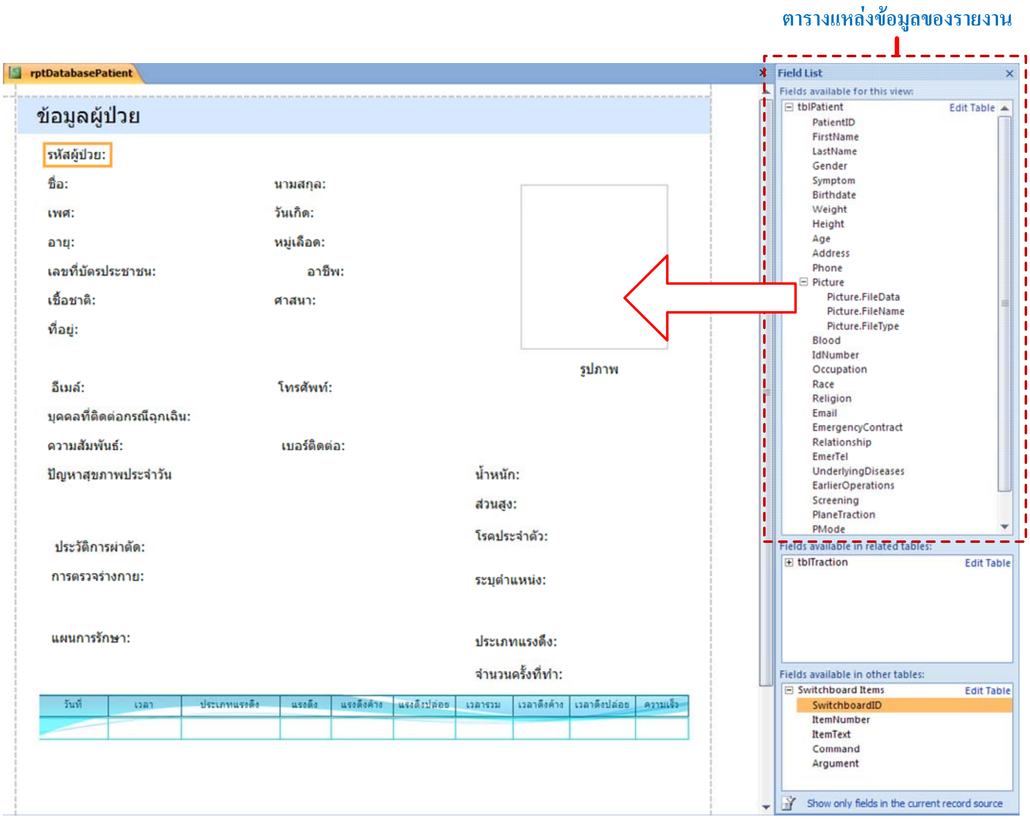
รูปที่ 7.4 คิวรีการดึงแบบต่อเนื่อง

7.2.3 ฟอร์ม (Form) เป็นเครื่องมือที่ใช้จัดการข้อมูลบนจอภาพ และสร้างส่วนติดต่อกับผู้ใช้งานได้อย่างมีประสิทธิภาพ โดยนำองค์ประกอบที่เรียกว่า คอนโทรล (Control) เช่นปุ่มคำสั่ง รูปภาพ และอื่นๆ มาประกอบกันเป็นรูปแบบที่ตรงกับความต้องการของผู้ใช้ เพื่อช่วยให้การทำงานร่วมกับข้อมูลมีความถูกต้อง ปลอดภัย และตรงกับวัตถุประสงค์มากที่สุด เช่น สามารถกำหนดรหัสผ่านเพื่อเข้าสู่ระบบการทำงานให้ตรงกับผู้ใช้แต่ละคน การนำฟอร์ม (Form) มาสร้างเมนูเพื่อให้ผู้ใช้เข้าทำงานในส่วนที่ต้องการได้อย่างรวดเร็ว โดยแหล่งข้อมูลของฟอร์มนั้นจะใช้จากตารางและคิวรี โดยรูปที่ 7.5 แสดงฟอร์มข้อมูลผู้ป่วยที่ใช้แหล่งข้อมูลจากตารางผู้ป่วย



รูปที่ 7.5 ฟอร์มข้อมูลผู้ป่วยใหม่

7.2.4 รายงาน (Report) เป็นเครื่องมือที่ใช้ในการนำเสนอข้อมูลในรูปแบบของเอกสารรายงาน โดยสามารถออกแบบให้ตรงกับความต้องการได้สะดวก ลักษณะของรายงาน (Report) จะต่างกับฟอร์ม (Form) ก็คือ ใช้สำหรับรายงานผลเพียงอย่างเดียวเท่านั้น จะใช้เพื่อแก้ไขเปลี่ยนแปลงข้อมูลใดๆ ในแหล่งข้อมูลของรายงาน (Report) ไม่ได้ โดยรูปที่ 7.6 แสดงรายงานข้อมูลผู้ป่วย



รูปที่ 7.6 การสร้างรายงานข้อมูลผู้ป่วย

7.2.5 มาโคร (Macro) เป็นเครื่องมือที่เก็บรวบรวมชุดคำสั่งหรือการกระทำต่างๆ ตามที่ผู้ใช้งานจะกำหนด โดยคำสั่งเหล่านี้จะถูกจัดลำดับหรือจัดกลุ่มตามลำดับขั้นตอนในการทำงานที่เกี่ยวข้องกับเครื่องมือในฐานข้อมูลนั้น โดยสามารถเก็บชุดคำสั่งทั้งหมดที่จะต้องใช้สำหรับการทำงานนั้นๆ ไว้ในฐานข้อมูล เมื่อจะต้องทำงานนั้นอีกในภายหลัง ก็สั่งรัน มาโคร (Macro) ให้ทำงานแทนได้ ข้อดีของ มาโคร (Macro) คือ ช่วยให้การทำงานสะดวกขึ้น เนื่องจากไม่ต้องสั่งให้ Access ทำงานทีละคำสั่งซ้ำๆ กันด้วยตัวเองทุกครั้ง

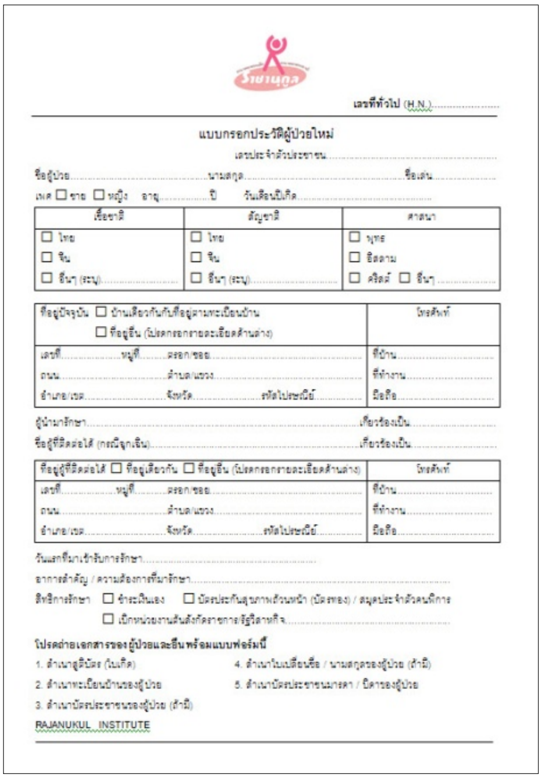
7.2.6 โมดูล (Module) เป็นเครื่องมือที่ใช้สร้างและเก็บโปรแกรมย่อยที่เขียนด้วยภาษา VBA (Visual Basic for Application) ซึ่งใช้แทนภาษา Access Basic ตั้งแต่รุ่น 97 เป็นต้นมา ช่วยให้สามารถทำงานที่มีความซับซ้อนมากๆ ซึ่งมาสามารถนำ Macro มาช่วยได้ เช่น การตรวจจับข้อผิดพลาดที่เกิดจากการประมวลผล

7.3 ขั้นตอนการออกแบบและพัฒนาระบบ

7.3.1 สอบถามความต้องการของระบบ (System Requirement)

ขั้นตอนการสอบถามความต้องการของระบบ เป็นขั้นตอนแรกที่ต้องทำก่อนออกแบบระบบ เพื่อให้ทราบถึงขอบเขตของงานที่จะต้องทำและรู้ว่าระบบต้องการอะไร วิธีการในการสอบถามความต้องการของระบบนั้นมีหลายวิธี เช่น การสัมภาษณ์ การวิเคราะห์เอกสาร การระดมสมอง และการสังเกต ในงานวิจัยนี้เลือกใช้วิธี การวิเคราะห์เอกสาร (Document Analysis) ซึ่งเป็นวิธีเก็บความต้องการของผู้ใช้งานด้วยการวิเคราะห์จากเอกสารที่เกี่ยวข้อง [16]

โดยเอกสารที่ใช้วิเคราะห์นั้นได้ใช้เอกสารข้อมูลการรักษาผู้ป่วยทั่วไป และเอกสารข้อมูลผู้ป่วยดึงกระดูกสันหลัง โดยรูปที่ 7.7 แสดงตัวอย่างเอกสารข้อมูลการรักษาผู้ป่วยทั่วไปและข้อมูลผู้ป่วยดึงกระดูกสันหลัง ตามลำดับ การวิเคราะห์เอกสารทำให้เราทราบว่า ระบบต้องการข้อมูลในการรักษาบ้างทำให้เลือกข้อมูลมาใช้อย่างถูกต้อง



ราชานุกูล

เลขที่ทั่วไป (H.N.)..........

แบบกรอกประวัติผู้ป่วยใหม่

เลขประจำตัวประชาชน..........

ชื่อผู้ป่วย.......... นามสกุล.......... ชื่อเล่น..........

เพศ ☐ ชาย ☐ หญิง อายุ.......... ปี วันเดือนปีเกิด..........

เชื้อชาติ	สัญชาติ	ศาสนา
☐ ไทย	☐ ไทย	☐ พุทธ
☐ จีน	☐ จีน	☐ อิสลาม
☐ อื่นๆ (ระบุ)..........	☐ อื่นๆ (ระบุ)..........	☐ คริสต์ ☐ อื่นๆ ....

ที่อยู่ปัจจุบัน ☐ บ้านเดียวกันกับที่อยู่ตามทะเบียนบ้าน ☐ ที่อยู่อื่น (โปรดกรอกรายละเอียดด้านล่าง)	โทรศัพท์
เลขที่.......... หมู่ที่.......... ตรอก/ซอย..........	ที่บ้าน..........
ถนน.......... ตำบล/แขวง..........	ที่ทำงาน..........
อำเภอ/เขต.......... จังหวัด.......... รหัสไปรษณีย์..........	มือถือ..........

ผู้นำมารักษา.......... เกี่ยวข้องเป็น..........

ชื่อผู้ที่ติดต่อได้ (กรณีฉุกเฉิน).......... เกี่ยวข้องเป็น..........

ที่อยู่ผู้ที่ติดต่อได้ ☐ ที่อยู่เดียวกัน ☐ ที่อยู่อื่น (โปรดกรอกรายละเอียดด้านล่าง)	โทรศัพท์
เลขที่.......... หมู่ที่.......... ตรอก/ซอย..........	ที่บ้าน..........
ถนน.......... ตำบล/แขวง..........	ที่ทำงาน..........
อำเภอ/เขต.......... จังหวัด.......... รหัสไปรษณีย์..........	มือถือ..........

วันแรกที่มาเข้ารับการรักษา..........

อาการสำคัญ / ความต้องการที่มารักษา..........

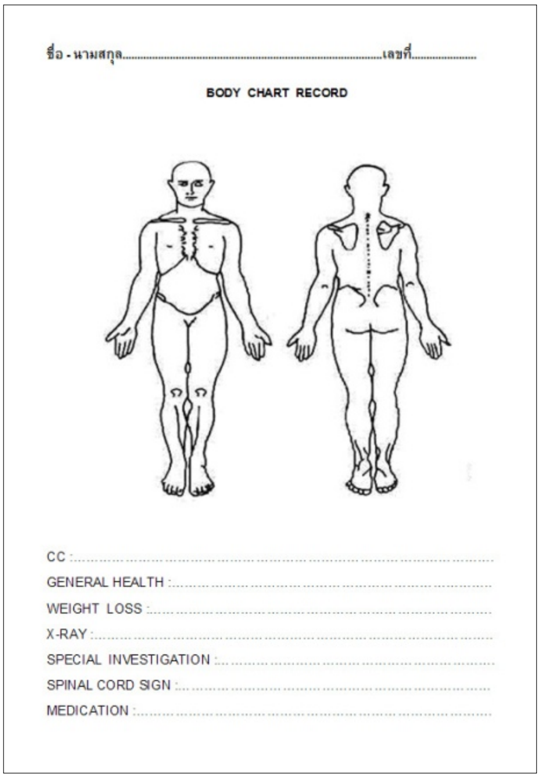
สิทธิการรักษา ☐ ชำระเงินเอง ☐ บัตรประกันสุขภาพถ้วนหน้า (บัตรทอง) / สมุดประจำตัวคนพิการ

☐ เบิกหน่วยงานต้นสังกัดราชการ/รัฐวิสาหกิจ..........

โปรดถ่ายเอกสารของผู้ป่วยและยื่นพร้อมแบบฟอร์มนี้

1. สำเนาสูติบัตร (ใบเกิด)
2. สำเนาทะเบียนบ้านของผู้ป่วย
3. สำเนาบัตรประชาชนของผู้ป่วย (ถ้ามี)
4. สำเนาใบเปลี่ยนชื่อ / นามสกุลของผู้ป่วย (ถ้ามี)
5. สำเนาบัตรประชาชนมารดา / บิดาของผู้ป่วย

RAJANUKUL INSTITUTE



ชื่อ - นามสกุล.......... เลขที่..........

BODY CHART RECORD

CC :..........

GENERAL HEALTH :..........

WEIGHT LOSS :..........

X-RAY :..........

SPECIAL INVESTIGATION :..........

SPINAL CORD SIGN :..........

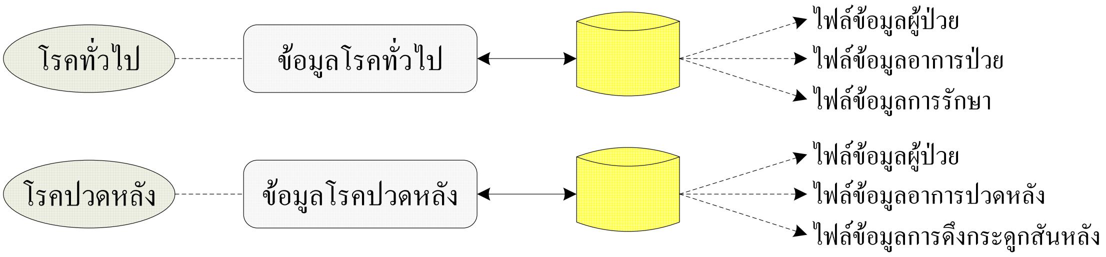
MEDICATION :..........

รูปที่ 7.7 เอกสารเก็บข้อมูลผู้ป่วย [17]

7.3.2 วิเคราะห์ความต้องการของระบบ (System Requirement Analysis)

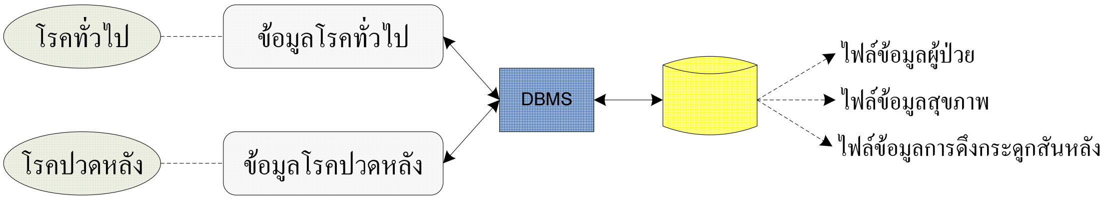
ขั้นตอนนี้จะเป็นการนำขั้นตอนการสอบถามข้อมูลของระบบมาวิเคราะห์ ให้เป็นข้อมูลในรูปแบบที่ต้องการพัฒนา เนื่องจากข้อมูลที่ได้มานั้นมีข้อมูลจำนวนมาก และหลากหลาย จึงจำเป็นต้องนำข้อมูลมาทำการคัดเลือก และจัดกลุ่มอย่างเหมาะสม เพื่อให้ง่ายต่อการพัฒนาระบบฐานข้อมูลต่อไป

ในการวิเคราะห์ความต้องการของระบบฐานข้อมูลนั้นจะวิเคราะห์ข้อมูล 2 ข้อมูล คือ ข้อมูลการรักษาผู้ป่วยทั่วไป และข้อมูลผู้ป่วยดึงกระดูกสันหลัง ดังแสดงในรูปที่ 7.8



รูปที่ 7.8 ระบบฐานข้อมูลผู้ป่วยที่มีความซ้ำซ้อน

นำข้อมูลการรักษาผู้ป่วยทั่วไปและข้อมูลผู้ป่วยดึงกระดูกสันหลังมาทำการระบบจัดการฐานข้อมูล โดยใช้โปรแกรมระบบจัดการฐานข้อมูล (Database Management System: DBMS) ทำให้ข้อมูลทั้งสองข้อมูลทำงานร่วมกัน ได้ไฟล์ข้อมูลจำนวน 3 ไฟล์ คือ ไฟล์ข้อมูลผู้ป่วย ไฟล์ข้อมูลสุขภาพ และไฟล์ข้อมูลการดึงกระดูกสันหลัง ดังแสดงในรูปที่ 7.9



รูปที่ 7.9 ระบบฐานข้อมูลผู้ป่วยที่มีการจัดการระบบ

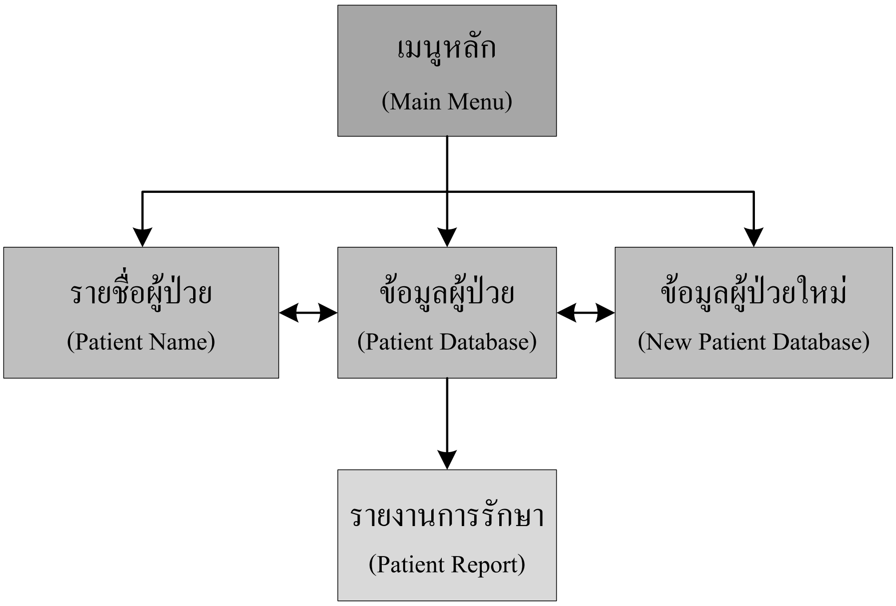
โดยไฟล์ข้อมูลผู้ป่วย ไฟล์ข้อมูลสุขภาพ และไฟล์ข้อมูลการดึงกระดูกสันหลัง ประกอบด้วยข้อมูลต่างๆ ดังแสดงไว้ในตารางที่ 7.1

ตารางที่ 7.1 ข้อมูลของฐานข้อมูลผู้ป่วย

ไฟล์ข้อมูลผู้ป่วย	ไฟล์ข้อมูลสุขภาพ	ไฟล์ข้อมูลการดึงกระดูกสันหลัง
รหัสผู้ป่วย	ส่วนสูง	วันที่
ชื่อ	น้ำหนัก	เวลา
นามสกุล	โรคประจำตัว	ประเภทแรงดึง
เพศ	ประวัติการผ่าตัด	แรงดึง
วันเกิด	ปัญหาสุขภาพ	แรงดึงค้าง
อายุ	การตรวจร่างกาย	แรงดึงปล่อย
หมู่เลือด	แผนการรักษา	เวลารวม
เลขที่บัตรประชาชน	ระบุตำแหน่งรักษา	เวลาดึงค้าง
อาชีพ	ประเภทแรงดึง	เวลาดึงปล่อย
เชื้อชาติ	จำนวนครั้งในการรักษา	ความเร็ว
ศาสนา		อาการหลังรักษา
ที่อยู่		
โทรศัพท์		
อีเมล์		
บุคคลที่ติดต่อกรณีฉุกเฉิน		
ความสัมพันธ์บุคคลฉุกเฉิน		
เบอร์ติดต่อบุคคลฉุกเฉิน		
รูปถ่าย		

7.3.3 การออกแบบระบบ (System Design)

เมื่อได้ข้อมูลจากการวิเคราะห์ความต้องการของระบบแล้ว เราจะนำข้อมูลที่ได้มาทำการออกแบบระบบ โดยใช้ flowchart แสดงขั้นตอนการทำงานเพื่อให้เป็นกรอบในการทำงาน การออกแบบระบบสามารถแบ่งได้ออกเป็น 5 ส่วน คือ เมนูหลัก รายชื่อผู้ป่วย ข้อมูลผู้ป่วย สร้างข้อมูลใหม่ และรายงานการรักษาของผู้ป่วย โดยขั้นตอนการทำงานแสดงในรูปที่ 7.10



รูปที่ 7.10 แผนภาพการทำงานของโปรแกรม

-เมนูหลัก (Main Menu) คือ หน้าแรกของโปรแกรมที่เชื่อมโยงไปยังข้อมูลในส่วนอื่นๆ ทั้งหมดในโปรแกรมได้โดยตรง โดยเมนูหลักจะเชื่อมโยงไปยัง รายชื่อผู้ป่วย ข้อมูลผู้ป่วย สร้างข้อมูลผู้ป่วยใหม่ และรายงานการรักษา

- รายชื่อผู้ป่วย (Patient Name) คือ ส่วนที่รวบรวมรายชื่อของผู้ป่วยทั้งหมดเอาไว้ เพื่อความสะดวกในการค้นหาประวัติการรักษาของผู้ป่วย แล้วเชื่อมโยงรายชื่อผู้ป่วยไปยังข้อมูลผู้ป่วยที่เราต้องการ
- ข้อมูลผู้ป่วย (Patient Database) คือ ส่วนที่รวบรวมข้อมูลทั้งหมดของผู้ป่วยไว้ โดยในส่วนของข้อมูลผู้ป่วยจะประกอบไปด้วย ข้อมูลทั่วไปของผู้ป่วย ข้อมูลสุขภาพ และข้อมูลการรักษาการดึงกระดูกสันหลัง
- ข้อมูลผู้ป่วยใหม่ (New Patient Database) คือ ส่วนที่ใช้สร้างฐานข้อมูลผู้ป่วยใหม่ โดยเป็นผู้ป่วยที่เข้ารับการรักษาเป็นครั้งแรก
- รายงานการรักษา (Patient Report) คือ รายงานที่รวมข้อมูลและประวัติการรักษาของผู้ป่วยแต่ละคน ตั้งแต่เข้ารับการรักษาในครั้งแรกจนถึงการรักษาครั้งสุดท้าย โดยสามารถพิมพ์ออกมาเป็นเอกสารเพื่อสามารถนำไปใช้ในการรักษาส่วนอื่นๆ ต่อไป

7.3.4 เริ่มพัฒนา (Development)

หลังจากออกแบบระบบฐานข้อมูลแล้ว ในขั้นต่อมาจะเป็นการสร้างโปรแกรมฐานข้อมูลผู้ป่วย ตามที่เราได้ออกแบบระบบฐานข้อมูลไว้ โดยใช้ออบเจ็คฐานข้อมูลของโปรแกรม Microsoft Access 2007 ทั้ง 6 ประเภท คือ Table, Query, Form, Report, Macro และ Module ในการสร้างโปรแกรมฐานข้อมูล โดยรายละเอียดการสร้างโปรแกรมจะกล่าวในหัวข้อ 7.4 การพัฒนาโปรแกรมฐานข้อมูลผู้ป่วยสำหรับการรักษาด้วยวิธีการดึงกระดูกสันหลัง

7.3.5 การทดสอบโปรแกรม

ขั้นตอนสุดท้ายสุดท้ายในการพัฒนาโปรแกรม คือ ขั้นตอนการทดสอบโปรแกรม โดยให้ผู้ใช้งานเป็นผู้ทดสอบเพื่อการปรับปรุงและแก้ไขข้อผิดพลาดของโปรแกรม เพื่อให้โปรแกรมสามารถทำงานได้ตามความต้องการของระบบ (User Requirement) ได้มากสุด และหลังจากทดสอบและแก้ไขโปรแกรมเรียบร้อยจากนั้นจะส่งมอบให้ผู้ใช้งานจริงต่อไป

7.4 การพัฒนาโปรแกรมฐานข้อมูลผู้ป่วยสำหรับผู้ป่วยดึงกระดูกสันหลัง

หลังจากออกแบบระบบฐานข้อมูลแล้ว ในขั้นต่อมาจะเป็นการสร้างโปรแกรมฐานข้อมูลผู้ป่วย ตามที่เราได้ออกแบบระบบฐานข้อมูลไว้ โดยใช้ออบเจ็คฐานข้อมูลของโปรแกรม Microsoft Access 2007 ทั้ง 6 ประเภท คือ ตาราง (Table), คิวรี (Query), ฟอร์ม (Form), รายงาน(Report), มาโคร (Macro) และ โมดูล (Module) ในการสร้างโปรแกรมฐานข้อมูล โดยมีขั้นตอนการพัฒนาโปรแกรมดังนี้

7.4.1 การออกแบบและสร้างตาราง

ขั้นที่ 1 หาตาราง จากการวิเคราะห์ความต้องการของระบบ (System Requirement Analysis) เราสามารถแบ่งข้อมูลได้ 3 ไฟล์ คือ ไฟล์ข้อมูลผู้ป่วย ไฟล์ข้อมูลสุขภาพ และไฟล์ข้อมูลการดึงกระดูกสันหลัง ในการสร้างตารางจะรวมข้อมูล ไฟล์ข้อมูลผู้ป่วย และไฟล์ข้อมูลสุขภาพเข้าด้วยกัน เนื่องจากเป็นข้อมูลทั่วไปของผู้ป่วย โดยแยกจากข้อมูลการดึงกระดูกสัน

- tblPatient ตารางข้อมูลส่วนตัวผู้ป่วย
- tblTraction ตารางข้อมูลการดึงกระดูกสันหลัง

ขั้นที่ 2 การสร้างตาราง (Table) และการกำหนดฟิลด์ (Filed) เมื่อทราบจำนวนตารางที่ต้องสร้างแล้ว จึงทำการสร้างตาราง 2 ตาราง คือ ตารางข้อมูลส่วนตัวผู้ป่วย และ ตารางข้อมูลการดึงกระดูกสันหลัง ดังแสดงในรูปที่ 7.11 และ 7.12 จากนั้นกำหนดชนิดข้อมูลแต่ละฟิลด์ว่าลักษณะข้อมูลเป็นอย่างไร ตัวอย่างเช่น ตารางข้อมูลส่วนตัวผู้ป่วย กำหนดฟิลด์รหัสผู้ป่วยเป็น AutoNumber กำหนดฟิลด์ชื่อเป็น Text และ กำหนดฟิลด์รูปภาพเป็น Attachment ดังแสดงในรูปที่ 7.11

tblPatient

คีย์หลัก

Field Name	Data Type	Description
PatientID	AutoNumber	รหัสผู้ป่วย
FirstName	Text	ชื่อ
LastName	Text	นามสกุล
Gender	Number	เพศ
Symptom	Text	ปัญหาสุขภาพปัจจุบัน
Birthdate	Date/Time	วันเกิด
Weight	Text	น้ำหนัก
Height	Text	ส่วนสูง
Age	Number	อายุ
Address	Text	ที่อยู่
Phone	Text	โทรศัพท์
Picture	Attachment	รูปภาพ
Blood	Number	หมู่เลือด
IdNumber	Text	เลขที่บัตรประชาชน
Occupation	Text	อาชีพ
Race	Number	เชื้อชาติ
Religion	Number	ศาสนา
Email	Text	อีเมล์
EmergencyContract	Text	บุคคลที่ติดต่อกรณีฉุกเฉิน
Relationship	Text	ความสัมพันธ์
EmerTel	Text	เบอร์ติดต่อ
UnderlyingDiseases	Text	โรคประจำตัว
EarlierOperations	Text	ประวัติการผ่าตัด
Screening	Text	การตรวจร่างกาย
PlaneTraction	Text	แผนการรักษา
PMode	Number	ประเภทแรงดึง
Quantity	Number	จำนวนครั้งที่ทำ
PositionTraction	Text	ระบุตำแหน่ง

รูปที่ 7.11 ตารางข้อมูลส่วนตัวผู้ป่วย

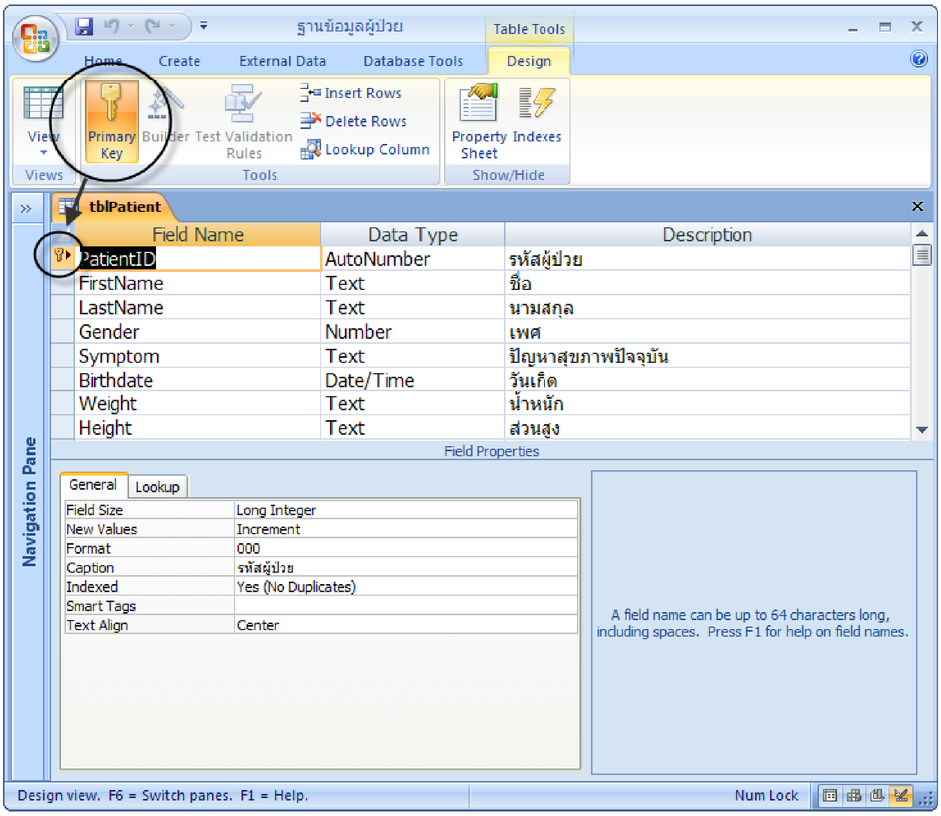
tblTraction

คีย์หลัก

Field Name	Data Type	Description
Number	AutoNumber	จำนวนครั้ง
Date	Date/Time	วันที่
Time	Date/Time	เวลา
PatentID	Number	รหัสผู้ป่วย
Mode	Number	ประเภทแรงดึง
Force	Text	แรงดึง
ForceHold	Text	แรงดึงค้าง
ForceRest	Text	แรงดึงปล่อย
TimeTotal	Text	เวลารวม
TimeHold	Text	เวลาดึงค้าง
TimeRest	Text	เวลาดึงปล่อย
Speed	Number	ความเร็ว
symtoms	Text	อาการ

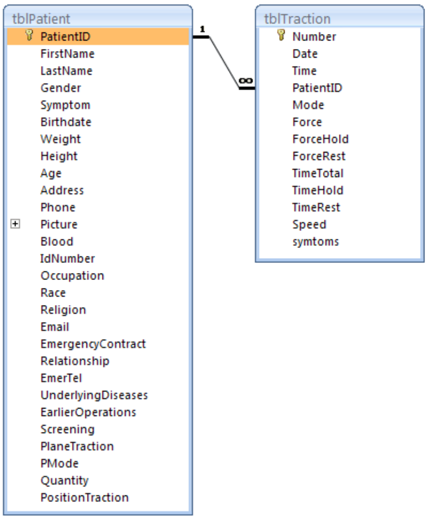
รูปที่ 7.12 ตารางข้อมูลการดึงกระดูกสันหลัง

หลังการสร้างตาราง (Table) และการกำหนดฟิลด์ (Filed) เสร็จเรียบร้อย ขั้นตอนต่อมา คือ กำหนดคีย์หลัก (Primary Key) ให้กับตาราง โดยคีย์หลัก คือ ฟิลด์ที่จะเป็นตัวแทนของกลุ่มข้อมูล จะต้องเป็นฟิลด์ที่ข้อมูลที่ไม่ซ้ำกันและทุกตารางจะต้องมีคีย์หลัก โดยการกำหนดคีย์แสดงดังรูปที่ 7.13 เป็นการกำหนดคีย์หลักให้กับตารางตารางข้อมูลส่วนตัวผู้ป่วย โดยกำหนด ฟิลด์ รหัสผู้ป่วย เป็นคีย์หลัก ส่วนตารางข้อมูลการดึงกระดูกสันหลัง กำหนดให้จำนวนครั้งเป็นคีย์หลัก



รูปที่ 7.13 กำหนดคีย์หลักให้ตารางข้อมูลส่วนตัวผู้ป่วย

ขั้นที่ 3 กำหนดและระบุความสัมพันธ์ (Relationship) เป็นการเชื่อมความสัมพันธ์ระหว่างสองตารางเข้าด้วยกัน โดยการเชื่อมความสัมพันธ์ระหว่างสองตารางนั้นฟิลด์ที่ใช้ต้องเป็นฟิลด์ชนิดเดียวกัน ในการสร้างโปรแกรมฐานข้อมูลผู้ป่วยใช้ฟิลด์รหัสผู้ป่วยเชื่อมตารางข้อมูลส่วนตัวผู้ป่วยและตารางข้อมูลการดึงกระดูกสันหลัง ดังแสดงดังรูปที่ 7.14



รูปที่ 7.14 การกำหนดความสัมพันธ์ระหว่างสองตาราง

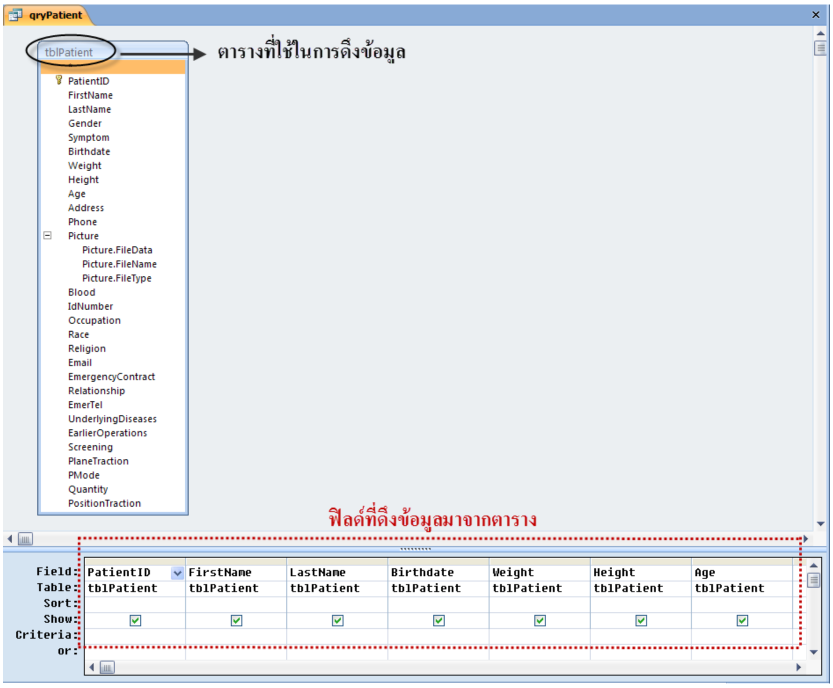
หลังจากนั้นระบุประเภทความสัมพันธ์ระหว่างตารางทั้งสอง โดยเลือกความสัมพันธ์แบบ One to many หรือ ประเภท 1 ต่อหลากหลาย คือ รหัสผู้ป่วย 1 ตัว ของตารางข้อมูลส่วนตัวผู้ป่วย จะสามารถเชื่อมโยงกับข้อมูลรหัสผู้ป่วยของตารางข้อมูลการดึงกระดูกสันหลังได้หลายตัว ซึ่งหมายความว่าผู้ป่วยหนึ่งคนสามารถดึงกระดูกสันหลังได้หลายครั้ง

7.4.2 การสร้างคิวรี (Query)

สำหรับโปรแกรมฐานข้อมูลผู้ป่วยนั้น การสร้างคิวรีเพื่อเป็นการดึงข้อมูลโดยดึงจากข้อมูลจาก ตารางข้อมูลส่วนตัวผู้ป่วยและตารางข้อมูลการดึงกระดูกสันหลัง เพื่อนำข้อมูลไปใช้ในการสร้างฟอร์มต่อไป โดยคิวรีประกอบไปด้วย 4 คิวรี คือ

- qryPatient คิวรีรายชื่อผู้ป่วย ใช้ในฟอร์ม รายชื่อผู้ป่วย
- qryTractionContinouos คิวรีแรงดึงแบบต่อเนื่อง ใช้ในฟอร์ม ข้อมูลผู้ป่วย
- qryTractionIntermittent คิวรีแรงดึงแบบจังหวะ ใช้ในฟอร์ม ข้อมูลผู้ป่วย
- qryTractionTotal คิวรีแรงดึงรวม ใช้ในฟอร์ม ข้อมูลผู้ป่วย

โดยรูปที่ 7.15 แสดงตัวอย่างคิวรีรายชื่อผู้ป่วยที่สร้างขึ้น โดยใช้ข้อมูลจากตารางตารางข้อมูลส่วนตัวผู้ป่วย เพื่อนำคิวรีไปใช้ในฟอร์มรายชื่อผู้ป่วยต่อไป



รูปที่ 7.15 คิวรีรายชื่อผู้ป่วย

ตารางที่ 7.2 คิวรีโปรแกรมฐานข้อมูลผู้ป่วย

คิวรี (Query)			
รายชื่อผู้ป่วย	**แรงดึงแบบต่อเนื่อง**	**แรงดึงแบบจังหวะ**	**แรงดึงรวม**
รหัสผู้ป่วย	รหัสผู้ป่วย	รหัสผู้ป่วย	รหัสผู้ป่วย
ชื่อ	วันที่	วันที่	วันที่
นามสกุล	เวลา	เวลา	เวลา
วันเกิด	ประเภทแรงดึง	ประเภทแรงดึง	ประเภทแรงดึง
น้ำหนัก	แรงดึง	แรงดึงค้าง	แรงดึง
ส่วนสูง	เวลารวม	แรงดึงปล่อย	แรงดึงค้าง
อายุ	ความเร็ว	เวลาดึงค้าง	แรงดึงปล่อย
	อาการ	เวลาดึงปล่อย	เวลาดึงค้าง
		เวลารวม	เวลาดึงปล่อย
		ความเร็ว	เวลารวม
		อาการ	อาการ
			ความเร็ว

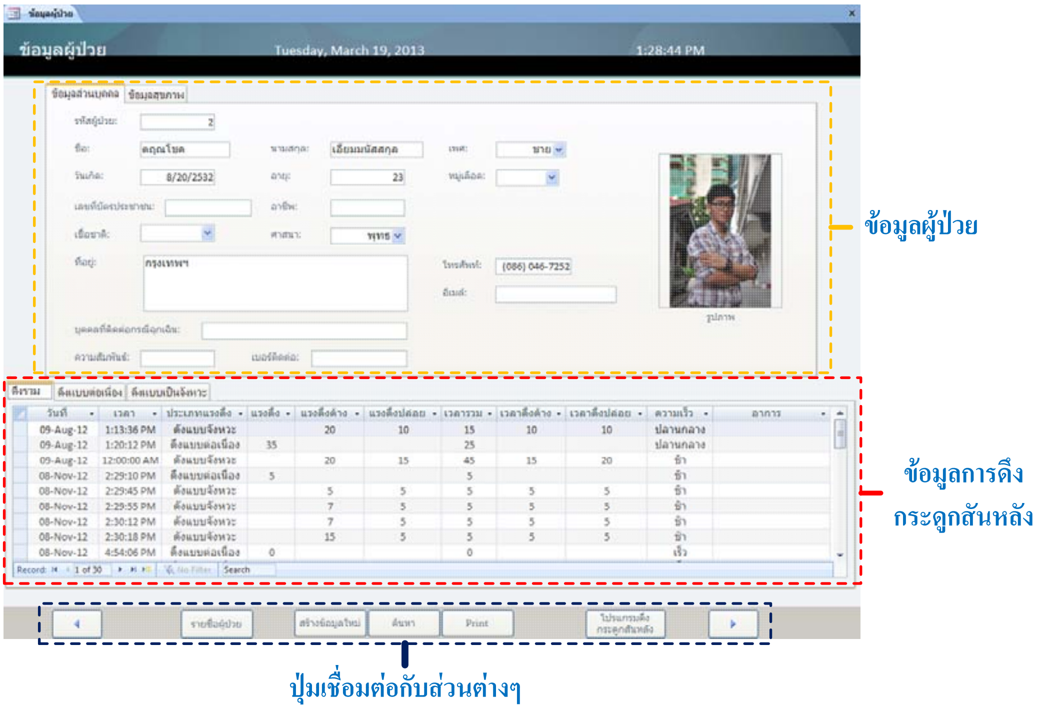
โดยคิวรีที่เหลืออีก 3 คิวรี คือ คิวรีแรงดึงแบบต่อเนื่อง คิวรีแรงดึงแบบจังหวะ และ คิวรีแรงดึงรวม จะใช้ข้อมูลจากตารางข้อมูลการดึงกระดูกสันหลังเป็นแหล่งข้อมูล เพื่อนำไปใช้เป็นฟอร์มย่อยในการสร้างฟอร์มหลัก คือ ฟอร์มข้อมูลผู้ป่วยต่อไป โดยฟิลด์ข้อมูลของคิวรีแต่ละตัวนั้นจะแสดงดังตารางที่ 7.2

7.4.3 การสร้างฟอร์ม (Form)

ในการสร้างฟอร์มนั้นควรจะสร้างฟอร์มที่ทำงานกับตารางของข้อมูลหลัก (Master Table) ในที่นี้ คือ ตารางข้อมูลส่วนตัวผู้ป่วย แล้วจึงสร้างฟอร์มข้อมูลการ (Transaction) โดยฟอร์มที่สร้างนั้นประกอบด้วย 2 ฟอร์ม คือ

- frmPatient ฟอร์มข้อมูลผู้ป่วย
- frmPatintName ฟอร์มรายชื่อผู้ป่วย

สำหรับฟอร์มข้อมูลผู้ป่วยนั้น เป็นฟอร์มที่ใช้ในการเก็บข้อมูลทั้งหมดของผู้ป่วย ทั้งข้อมูลส่วนตัวและข้อมูลการรักษา สามารถแบ่งฟอร์มออกเป็นส่วนๆ ได้ 3 ส่วน คือ ข้อมูลผู้ป่วย ข้อมูลการดึงกระดูกสันหลัง และปุ่มเชื่อมต่อกับส่วนต่างๆ ดังแสดงในรูปที่ 7.16



รูปที่ 7.16 ฟอร์มข้อมูลผู้ป่วย

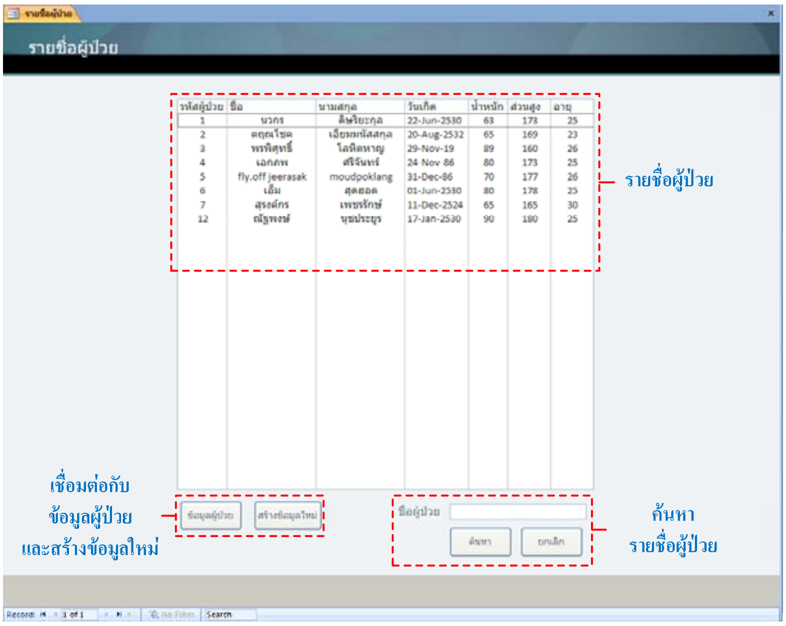
ข้อมูลผู้ป่วย เป็นส่วนที่ใช้ในการเก็บข้อมูลของผู้ป่วยทั้งหมด โดยประกอบด้วยกัน 2 ส่วน คือ ข้อมูลส่วนบุคคลเป็นส่วนที่เก็บข้อมูลทั่วไปของผู้ป่วย และข้อมูลสุขภาพเป็นส่วนที่เก็บข้อมูลด้านสุขภาพของผู้ป่วย โดยส่วนข้อมูลผู้ป่วยนี้ใช้แหล่งข้อมูลจากตารางข้อมูลส่วนตัวผู้ป่วย

ข้อมูลการดึงกระดูกสันหลัง เป็นส่วนที่แสดงประวัติการดึงกระดูกสันหลังของผู้ป่วย โดยแบ่งออกเป็น การดึงแบบต่อเนื่อง การดึงแบบจังหวะ และการดึงรวม โดยข้อมูลในส่วนนี้ได้มาจาก คิวรีแรงดึงแบบต่อเนื่อง คิวรีแรงดึงแบบจังหวะ และ คิวรีแรงดึงรวม ตามลำดับ

ปุ่มเชื่อมต่อกับส่วนต่างๆ เป็นเครื่องมือลัดที่ทำให้สามารถใช้งานโปรแกรมได้อย่างสะดวกมากขึ้น โดยปุ่มเชื่อมต่อกับส่วนต่างๆ ประกอบด้วย

- ปุ่มเลื่อนหน้าไป-กลับ ใช้ในการเลื่อนหน้าข้อมูลผู้ป่วยแต่ละราย
- รายชื่อผู้ป่วย ใช้ในการเปิดฟอร์มรายชื่อผู้ป่วย
- สร้างข้อมูลใหม่ ใช้ในการสร้างฐานข้อมูลผู้ป่วยใหม่
- พิมพ์ ใช้ในการเรียกไฟล์รายงานประวัติการรักษาของผู้ป่วย
- โปรแกรมดึงกระดูกสันหลัง ใช้ในการเปิดโปรแกรมเครื่องดึงกระดูกสันหลัง

สำหรับฟอร์มรายชื่อผู้ป่วย เป็นฟอร์มที่ใช้การค้นหารายชื่อผู้ป่วย เพื่อให้ง่ายต่อการคนหาข้อมูลของผู้ป่วยที่เคยรักษามาแล้ว สามารถแบ่งฟอร์มออกเป็นส่วนๆ ได้ 3 ส่วน คือ รายชื่อผู้ป่วย ค้นหารายชื่อผู้ป่วย ปุ่มเชื่อมต่อกับส่วนต่างๆ ดังแสดงในรูปที่ 7.17



รูปที่ 7.17 ฟอร์มรายชื่อผู้ป่วย

รายชื่อผู้ป่วย เป็นส่วนที่ใช้แสดงรายชื่อผู้ป่วยทั้งหมดที่เข้ารับการรักษา เมื่อค้นหาเจอรายชื่อผู้ป่วยที่ต้องการสามารถกดรายชื่อผู้ป่วย เพื่อเปิดฟอร์มข้อมูลของผู้ป่วยคนนั้นได้โดยตรง

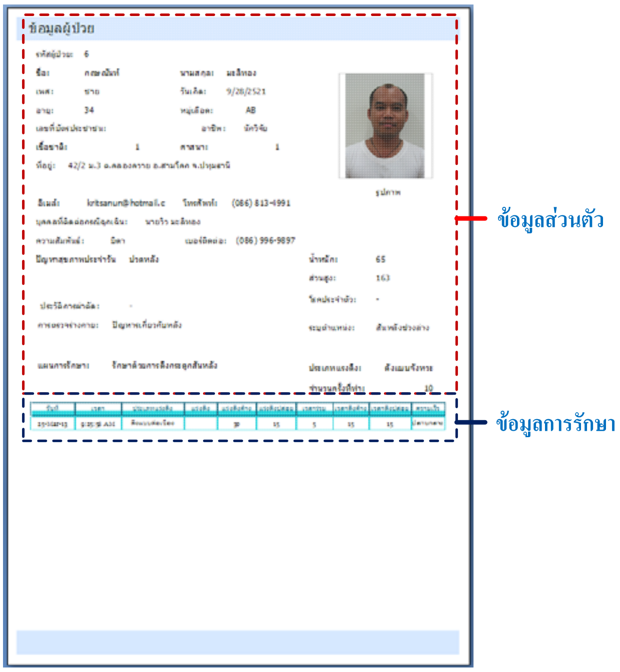
ค้นหารายชื่อผู้ป่วย เป็นส่วนที่ใช้ในการค้นหารายชื่อผู้ป่วยที่เคยเข้ารับการค้นหา เมื่อต้องการาค้นหาสามารถพิมพ์ ชื่อหรือนามสกุลของผู้ป่วยในช่องว่าง แล้วทำการค้นหา และสามารถยกเลิกการค้นหาด้วยปุ่มยกเลิก

ปุ่มเชื่อมต่อกับส่วนต่างๆ เป็นเครื่องมือลัดที่ทำให้สามารถใช้งานโปรแกรมได้อย่างสะดวกมากขึ้น เหมือนกับปุ่มของฟอร์มข้อมูลผู้ป่วย ประกอบด้วย

- ข้อมูลผู้ป่วย ใช้ในการเปิดฟอร์มผู้ป่วย
- สร้างข้อมูลใหม่ ใช้ในการสร้างฐานข้อมูลผู้ป่วยใหม่

7.4.4 รายงานการรักษา (Report)

รายงาน มีความใกล้เคียงกันกับฟอร์มซึ่งต้องการแหล่งข้อมูลจากตารางหรือคิวรีเหมือนกัน แต่รายงานไม่สามารถแก้ไขข้อมูลได้ รายงานการรักษาของผู้ป่วยป่วยนั้นจะรวมข้อมูลส่วนตัวและข้อมูลการรักษาไว้ด้วยกัน ดังนั้นเราจึงต้องใช้ข้อมูลจากตารางข้อมูลส่วนตัวผู้ป่วยและตารางข้อมูลการดึงกระดูกสันหลัง จากรูปที่ 7.18 สามารถแบ่งข้อมูลออกเป็นสองส่วน คือ ข้อมูลส่วนตัวและข้อมูลการรักษา



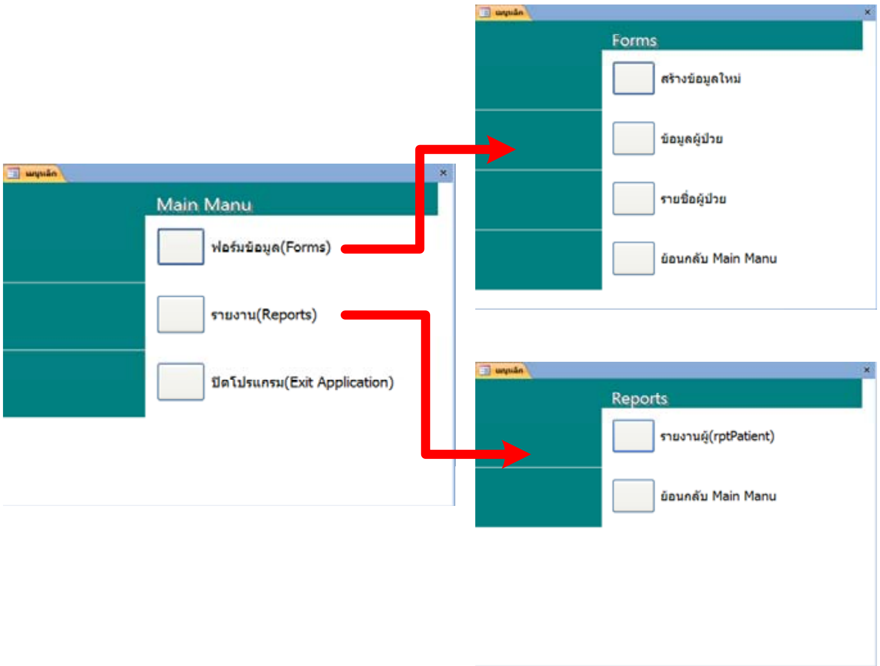
รูปที่ 7.18 รายงานการรักษา

ข้อมูลส่วนตัว เป็นส่วนที่แสดงรายรายละเอียดข้อมูลส่วนตัวของผู้ป่วยทั้งหมด โดยข้อมูลในส่วนนี้มีแหล่งข้อมูลคือ ตารางข้อมูลส่วนตัวผู้ป่วย

ข้อมูลการรักษา เป็นส่วนที่แสดงข้อมูลการดึงกระดูกสันหลังโดยจะแสดงข้อมูลการดึงตามวันวัน และเวลาที่เข้ารักษา ทั้งการดึงแบบต่อเนื่องและการดึงแบบจังหวะ

7.4.5 เมนูหลัก (Main Manu)

เมนูหลัก เป็นหน้าแรกที่เมื่อเปิดโปรแกรมจะแสดงหน้าต่างนี้ขึ้นมา โดยเมนูหลักจะเป็นส่วนที่เชื่อมต่อไปยังส่วนต่างๆ ของโปรแกรม ทั้ง ฟอร์ม และรายงาน ดังแสดงในรูปที่ 7.19



รูปที่ 7.19 เมนูหลัก

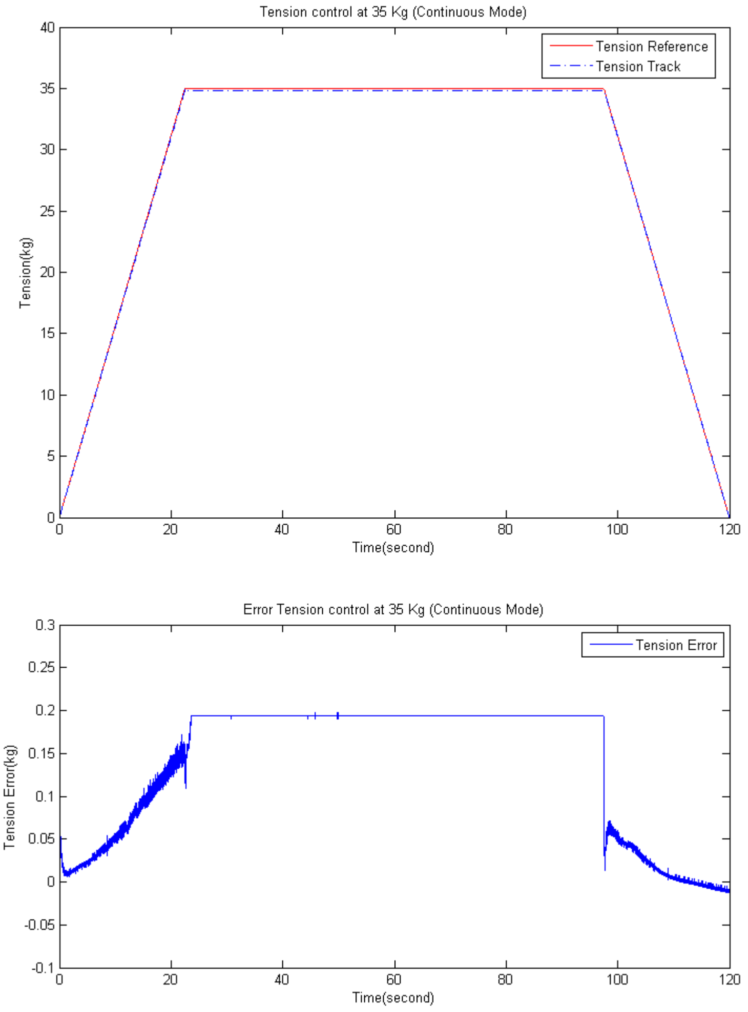
บทที่ 8

การทดสอบเครื่องดึงกระดูกสันหลัง

8.1 การทดสอบแรงดึงด้วยระบบควบคุมปริภูมิสเตต

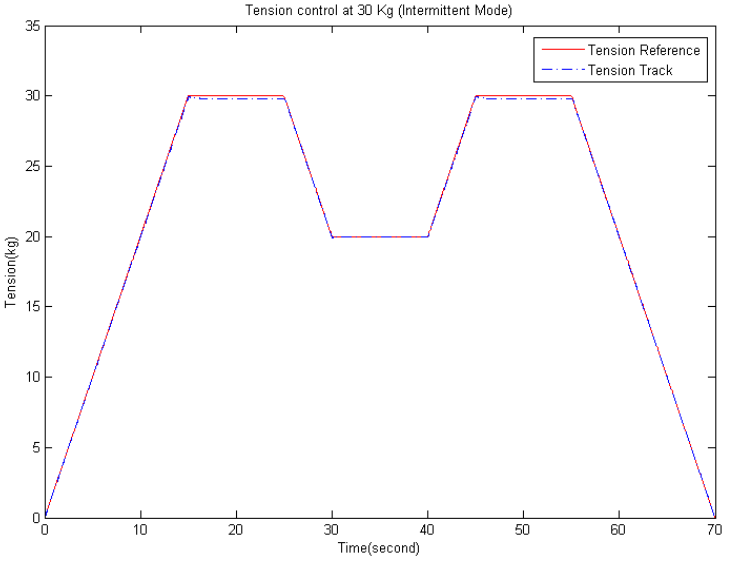
ในการทดลองโดยระบบควบคุมแรงดึงด้วยวิธีปริภูมิสเตต ได้ออกแบบการทดลองโดยไม่ให้เกิดการเลื่อนไถลของแถบลัดตัวผู้ป่วย และไม่มีแรงกระทำจากภายนอกต่อระบบ

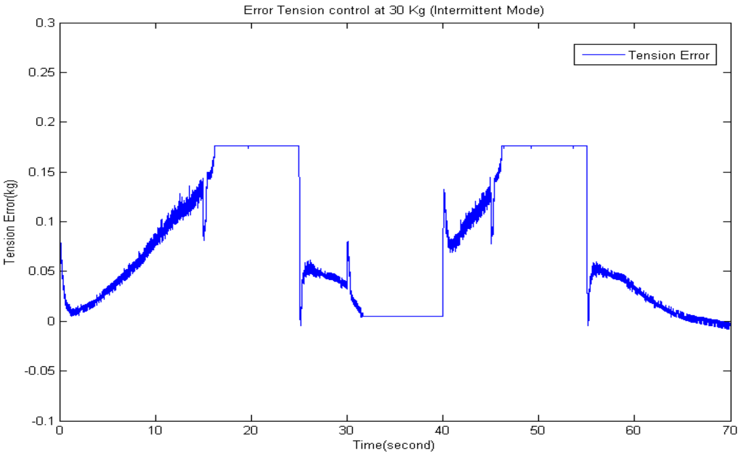
ทำการทดลองระบบควบคุมแรงดึงด้วยวิธีปริภูมิสเตตที่ได้ออกแบบไว้กับเครื่องดึงกระดูกสันหลัง โดยกำหนดดึงด้วยแรงแบบต่อเนื่อง 35 กิโลกรัม ด้วยเวลา 120 วินาที ได้ผลการทดลองดังรูปที่ 8.1



รูปที่ 8.1 ผลการทดลองและค่าความผิดพลาดจากวิธีปริภูมิสเตตดึงแบบต่อเนื่อง 35 กิโลกรัม

และทำการทดลองโดยดึงด้วยแรงแบบจังหวะ แรงดึงค้าง 35 กิโลกรัม และแรงดึงปล่อย 20 กิโลกรัม ด้วยเวลา 70 วินาที ได้ผลการทดลองดังรูปที่ 8.2





รูปที่ 8.2 ผลการทดลองและค่าความผิดพลาดจากวิธีปริภูมิสเตตดึงแบบจังหวะ 35 กิโลกรัม

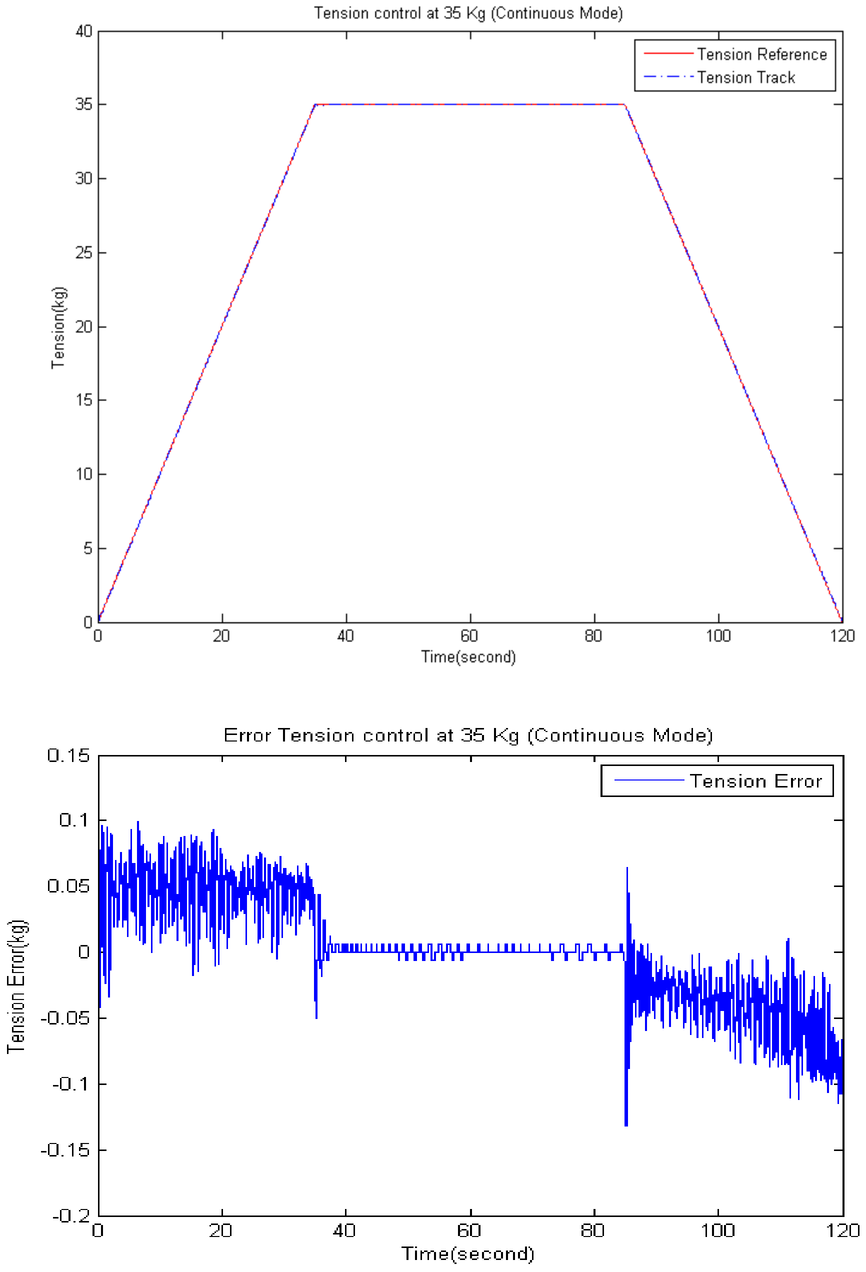
จากการทดลองพบว่าแรงดึงมีค่าความผิดพลาดไม่เกิน 0.2 กิโลกรัม ซึ่งแสดงให้เห็นว่าค่าความผิดพลาดมีค่าค่อนข้างน้อยมาก

8.2 การทดสอบแรงดึงด้วยระบบควบคุมติดตามแบบคงทน

ในการทดลองระบบควบคุมติดตามแบบคงทนที่ได้ออกแบบการทดลองโดยแบ่งออกเป็นออกเป็น 3 กรณี ได้ผลการทดลองดังนี้

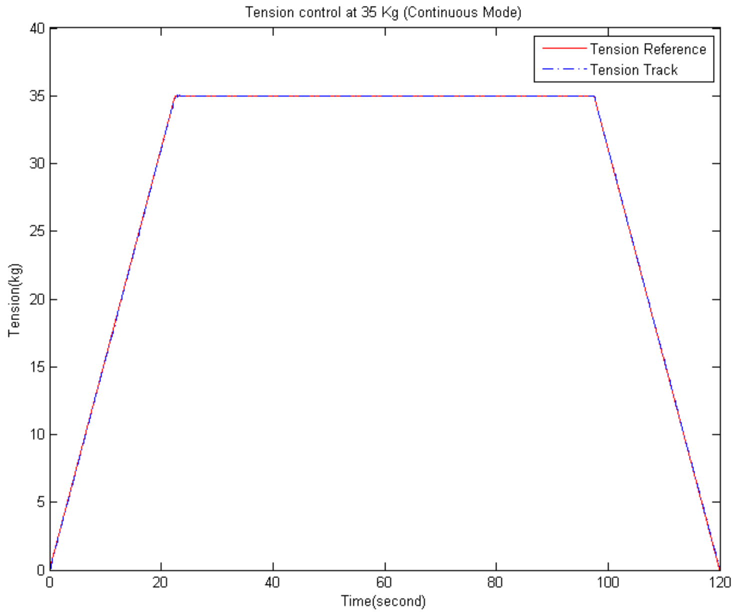
กรณีที่ 1 ทำการทดลองโดยระบบไม่ให้เกิดการเลื่อนไถลของแถบลัดตัวผู้ป่วย และไม่มีแรงกระทำจากภายนอก โดยใช้เวลาในการดึงให้ถึงแรงดึงค้าง 3 ค่า คือ 30, 22.5 และ 7 วินาที และทดลองด้วยแรงแบบจังหวะ

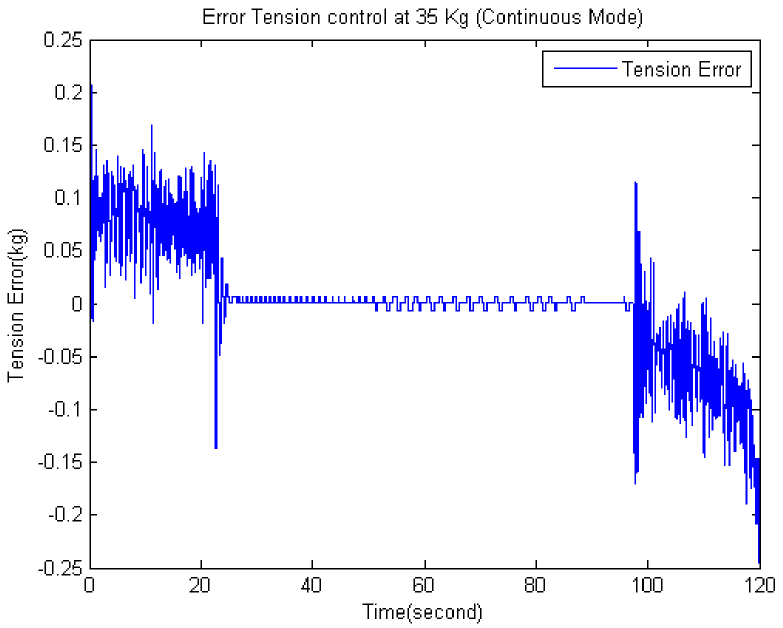
ทำการทดลองดึงด้วยแรงแบบต่อเนื่อง ปริมาณแรง 35 กิโลกรัม และเวลาในการดึงให้ถึงแรงดึงค้าง 120 วินาที ได้ผลการทดลองดังรูปที่ 8.3



รูปที่ 8.3 ผลการทดลองและค่าความผิดพลาดจากวิธีติดตามแบบคงทนดึงแบบต่อเนื่อง 35 กิโลกรัม เวลาในการดึงให้ถึงแรงดึงค้าง 30 วินาที

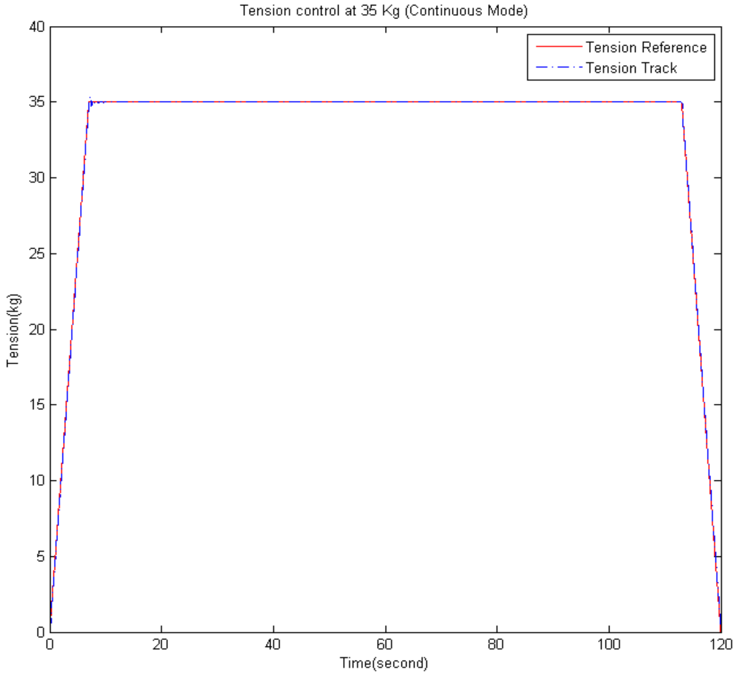
ทำการทดลองดึงด้วยแรงแบบต่อเนื่อง ปริมาณแรง 35 กิโลกรัม และเวลาในการดึงให้ถึงแรงดึงค้าง 22.5 วินาที ดังแสดงในรูป 8.4

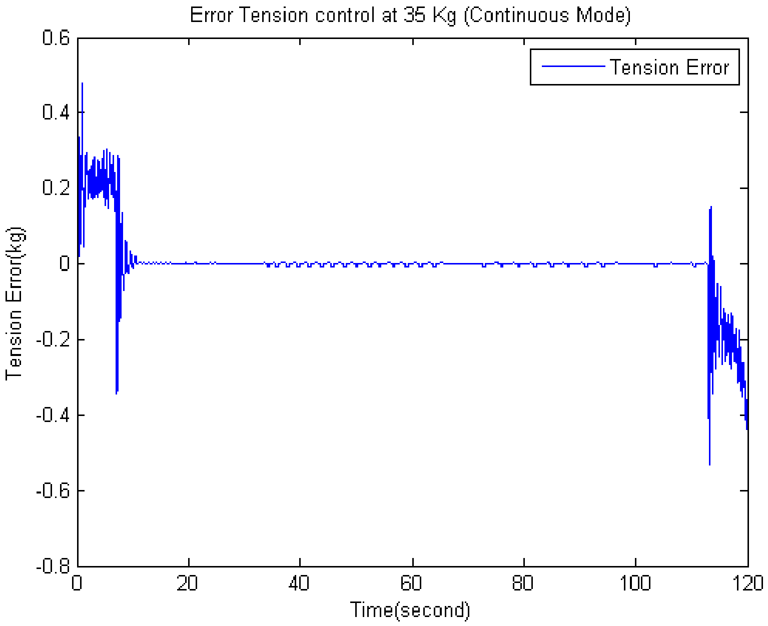




รูปที่ 8.4 ผลการทดลองและค่าความผิดพลาดจากวิธีติดตามแบบคงทนดึงแบบต่อเนื่อง 35 กิโลกรัม เวลาในการดึงให้ถึงแรงดึงค้าง 22.5 วินาที

ทำการทดลองดึงด้วยแรงแบบต่อเนื่อง ปริมาณแรง 35 กิโลกรัม และเวลาในการดึงให้ถึงแรงดึงค้าง 7 วินาที ดังแสดงในรูป 8.5

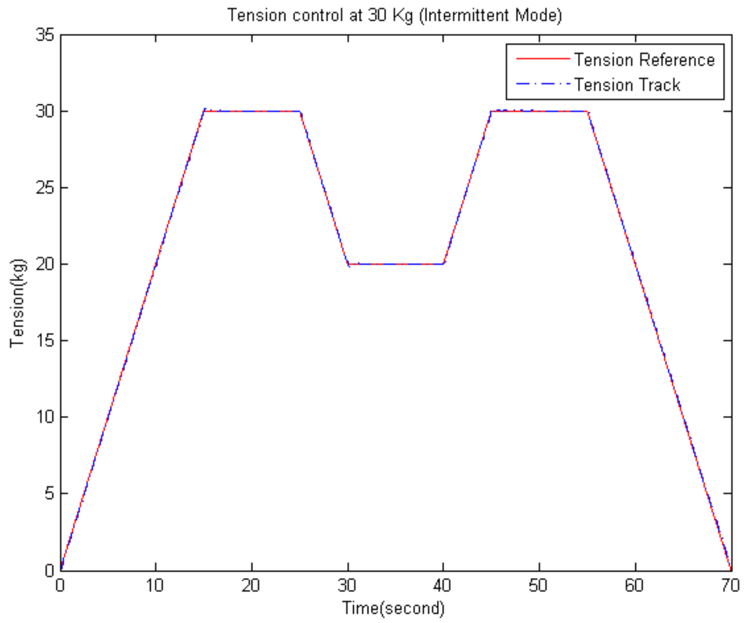


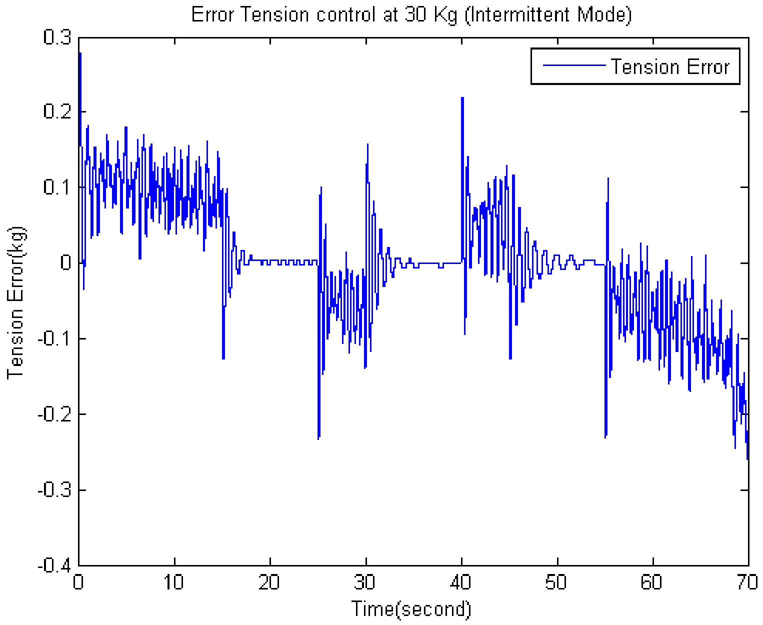


รูปที่ 8.5 ผลการทดลองและค่าความผิดพลาดจากวิธีติดตามแบบคงทนดึงแบบต่อเนื่อง 35 กิโลกรัม เวลาในการดึงให้ถึงแรงดึงค้าง 7 วินาที

จากผลการทดลองพบว่า ในการดึงถ้าดึงด้วยเวลาในการดึงให้ถึงแรงดึงค้างมาก ค่าความผิดพลาดจะค่อนข้างต่ำ แต่ในกรณีที่เวลาในการดึงให้ถึงแรงดึงค้างน้อย ในการดึงมีระดับเร็วจะทำให้ค่าความผิดพลาดมีค่าสูงขึ้น

ทำการทดลองดึงด้วยแรงแบบจังหวะ ปริมาณแรงดึงค้าง 30 กิโลกรัม และปริมาณแรงดึงปล่อย 20 กิโลกรัม ดังแสดงในรูป 8.6



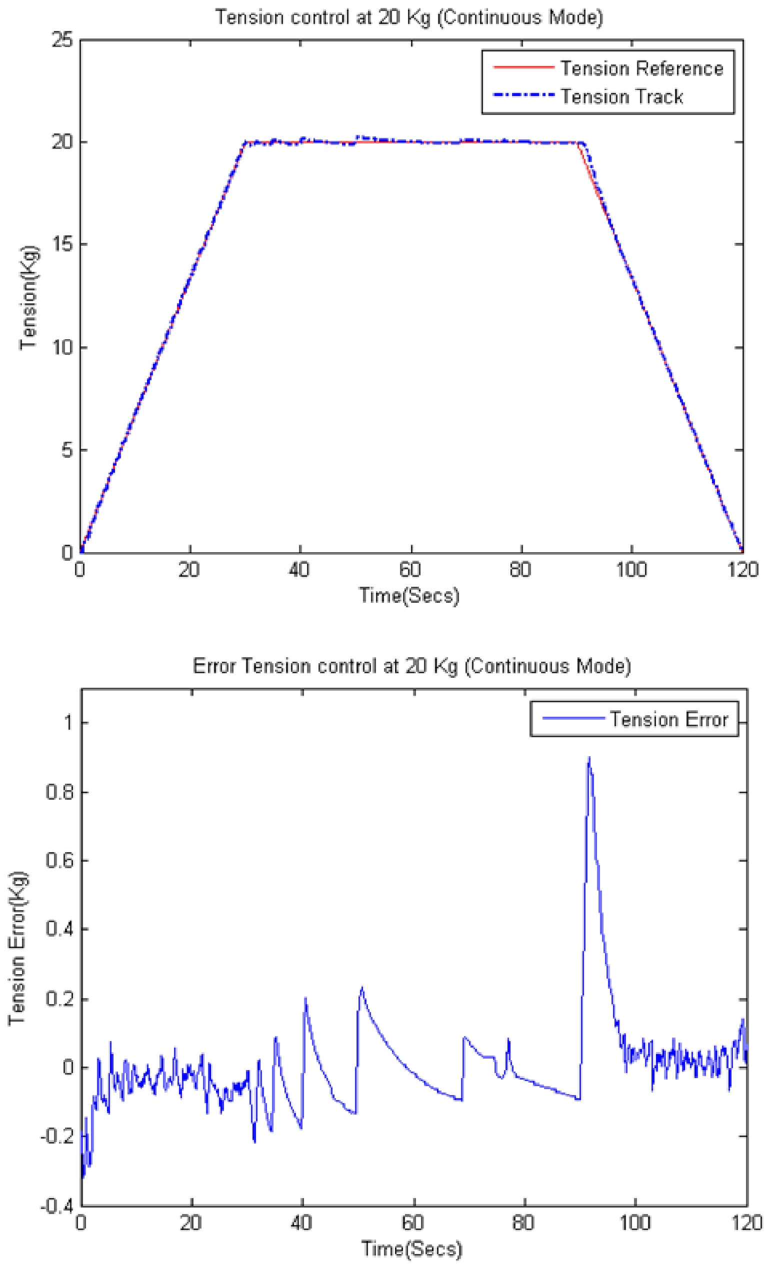


รูปที่ 8.6 ผลการทดลองและค่าความผิดพลาดจากวิธีติดตามแบบคงทนดึงแบบจังหวะ 30 กิโลกรัม

การการทดลองพบว่าแรงดึงมีค่าความผิดพลาดไม่เกิน 0.3 กิโลกรัม ซึ่งความผิดพลาดค่อนข้างน้อยมาก

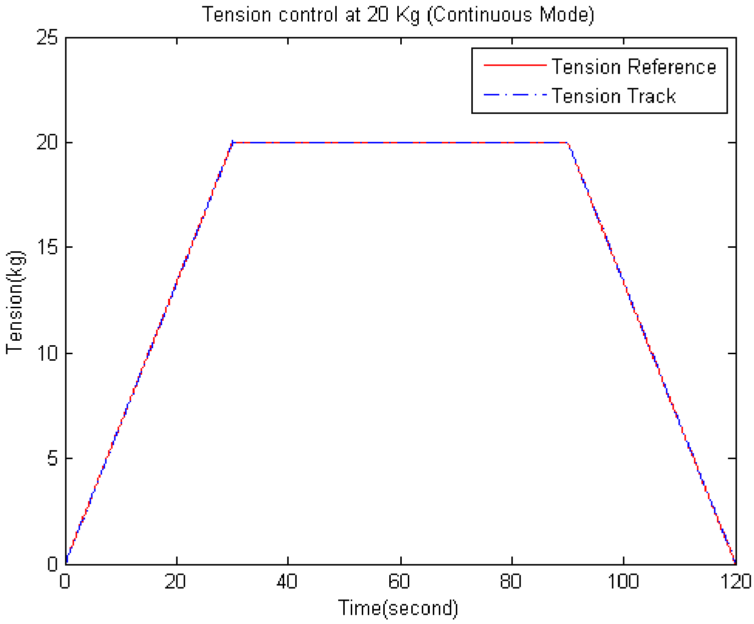
กรณีที่ 2 ทำการทดลองเปรียบเทียบแรงดึงระหว่างผลการทดลองของงานวิจัยการออกแบบและพัฒนาเครื่องดึงกระดูกสันหลัง ด้วยระบบควบคุมแบบ PID และ การควบคุมด้วยระบบควบคุมติดตามแบบคงทน

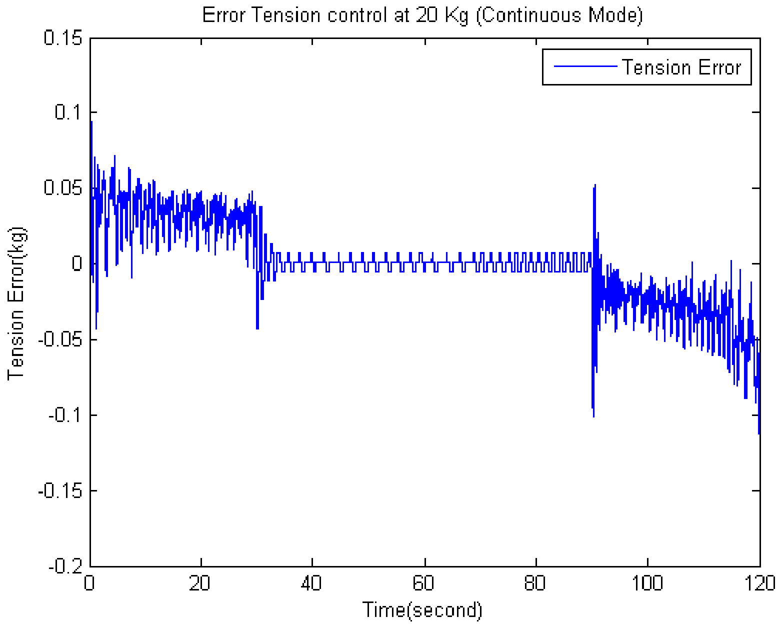
โดยผลจากการควบคุมแบบ PID ด้วยแรง 20 กิโลกรัม และเวลาในการดึง 120 วินาที แสดงดังรูปที่ 8.7



รูปที่ 8.7 ผลการทดลองและค่าความผิดพลาดจากวิธี PID ดึงแบบต่อเนื่อง 20 กิโลกรัม

โดยผลจากการควบคุมด้วยระบบควบคุมติดตามแบบคงทนด้วยแรง 20 กิโลกรัม และเวลาในการดึง 120 วินาที แสดงดังรูปที่ 8.8



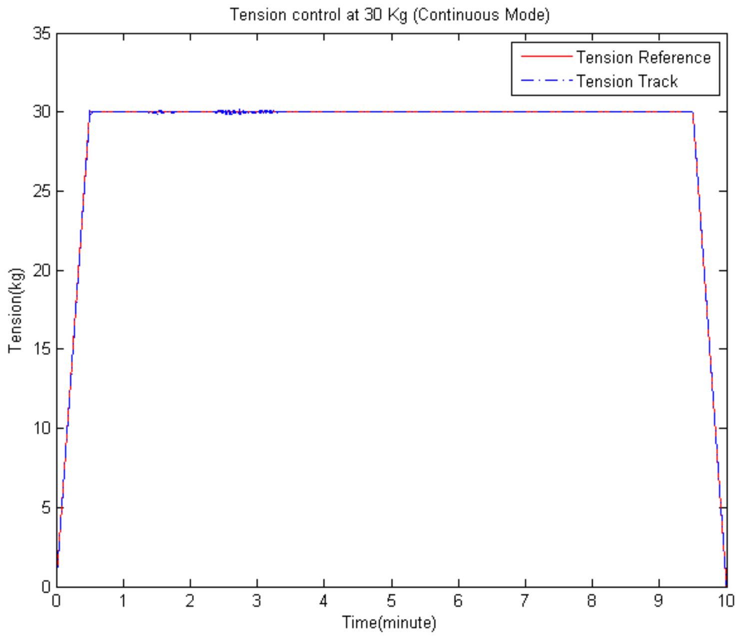


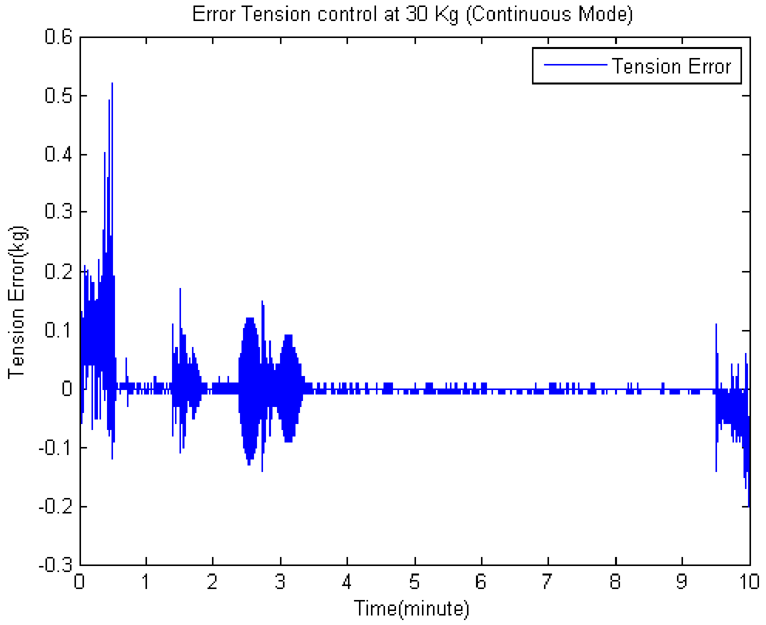
รูปที่ 8.8 ผลการทดลองและค่าความผิดพลาดจากวิธีติดตามแบบคงทนดึงแบบต่อเนื่อง 20 กิโลกรัม

จากผลการทดลองพบว่าค่าความผิดพลาดของการควบคุมแบบ PID มีค่าสูงสุดประมาณ 0.9 กิโลกรัม ส่วนการควบคุมติดตามแบบคงทนมีค่าความผิดพลาดไม่เกิน 0.2 กิโลกรัม ซึ่งน้อยกว่ามาก

กรณีที่ 3 ทำการทดลองโดยวัดแรงจากผู้ป่วยจริง ที่มีการเลื่อนไถลของแถบลัดตัวผู้ป่วยและมีการเลื่อนของเตียงป่วย

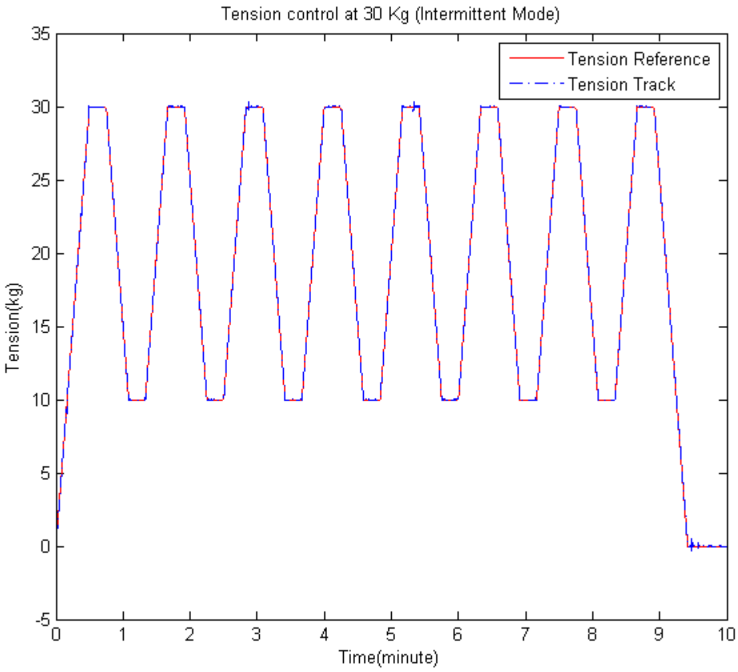
ทำการทดลองด้วยแรงดึงแบบต่อเนื่อง แรงดึง 30 กิโลกรัม ระยะเวลาในการดึง 10 นาที ดังรูปที่ 8.9

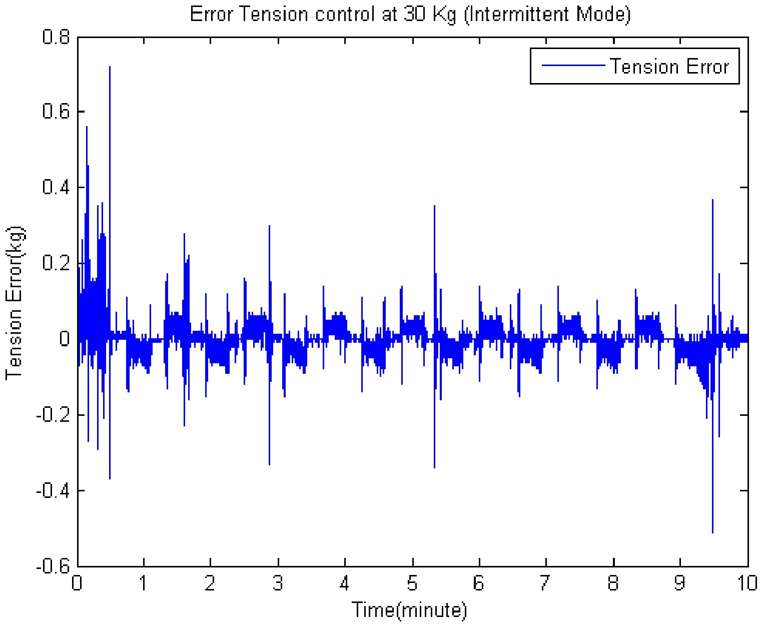




รูปที่ 8.9 ผลการทดลองและค่าความผิดพลาดจากวิธีติดตามแบบคงทนกับผู้ป่วย ดึงแบบต่อเนื่อง 30 กิโลกรัม

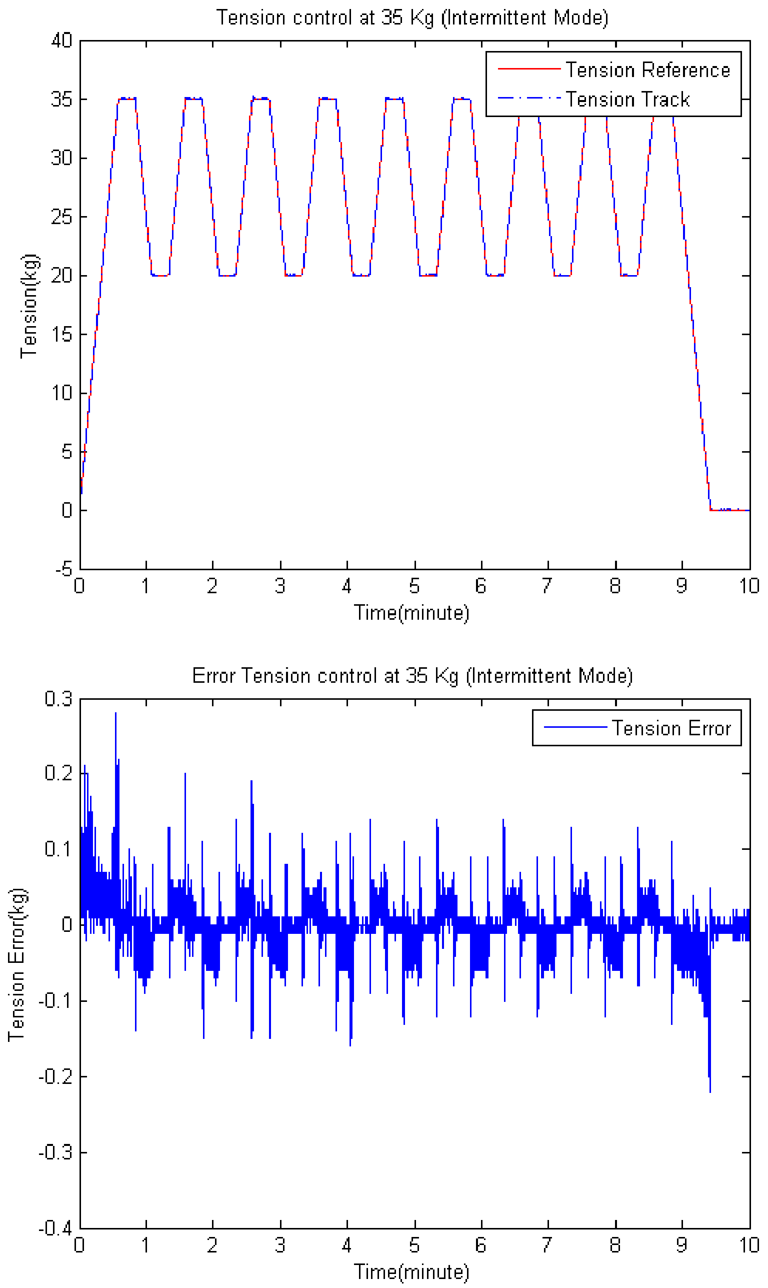
ทำการทดลองด้วยแรงดึงแบบจังหวะ ปริมาณแรงดึงค้าง 30 กิโลกรัม ปริมาณแรงดึงปล่อย 20 กิโลกรัม เวลาในการดึงให้ถึงแรงดึงค้าง 30 วินาที เวลาในการดึงให้ถึงแรงดึงปล่อย 30 วินาที และระยะเวลาดึงรวม 10 นาที ดังแสดงในรูปที่ 8.10





รูปที่ 8.10 ผลการทดลองและค่าความผิดพลาดจากวิธีติดตามแบบคงทนกับผู้ป่วย ดึงแบบจังหวะ 30 กิโลกรัม

ทำการทดลองด้วยแรงดึงแบบจังหวะ ปริมาณแรงดึงค้าง 35 กิโลกรัม ปริมาณแรงดึงปล่อย 20 กิโลกรัม ระยะเวลา 10 นาที ดังแสดงในรูปที่ 8.11



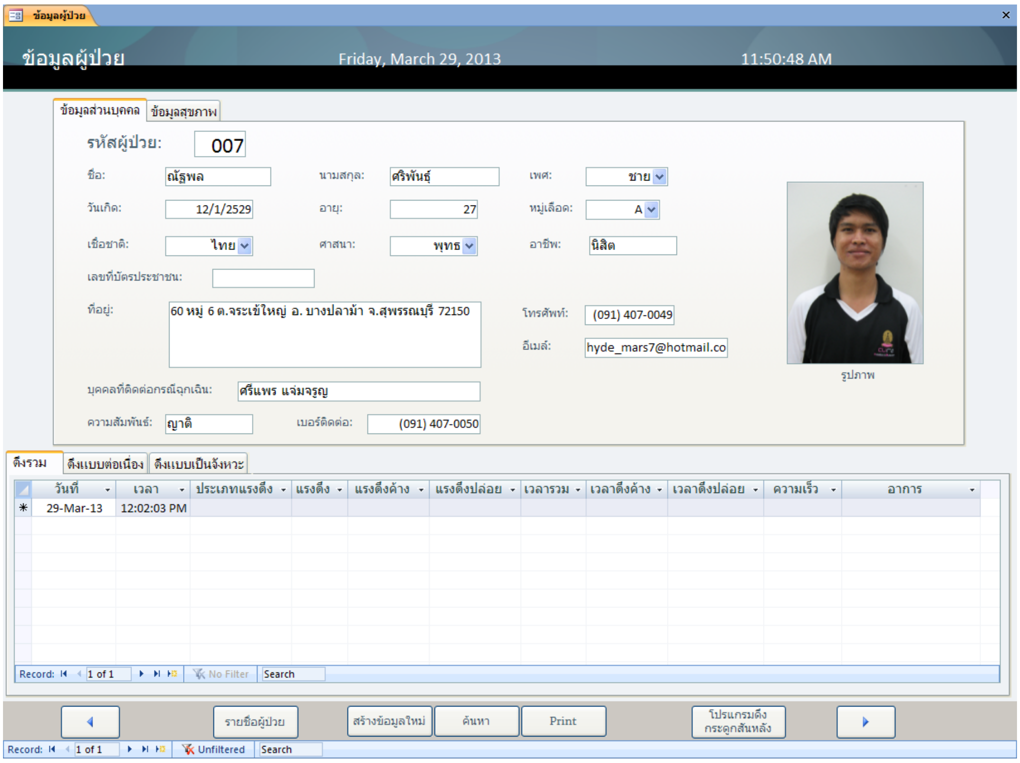
รูปที่ 8.11 ผลการทดลองและค่าความผิดพลาดจากวิธีติดตามแบบคงทนกับผู้ป่วย
ดึงแบบจังหวะ 35 กิโลกรัม

จากการทดลองพบว่าในกรณีที่เกิดการไถลของดึงระบบยังคงรักษาเสถียรภาพในการควบคุมแรงดึงให้กลับมายังแรงอ้างอิงได้เสมอ

8.3 การทดสอบการใช้งานเครื่องดึงกระดูกสันหลัง

8.3.1 สร้างข้อมูลผู้ป่วยใหม่

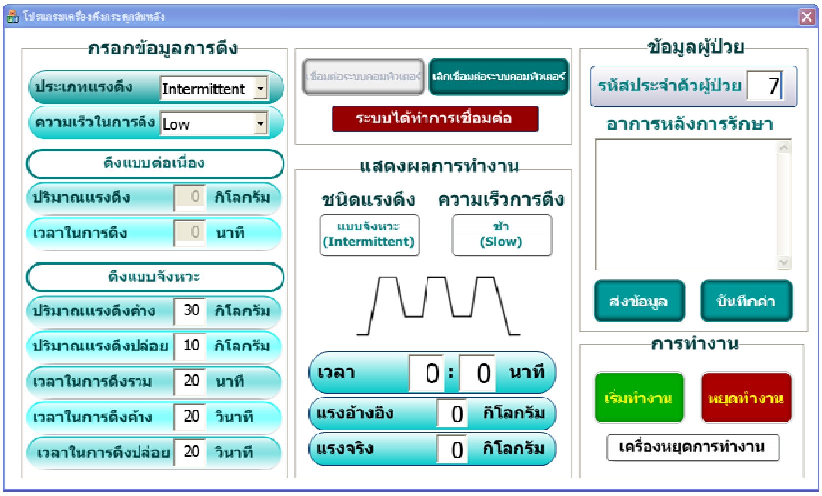
ผู้ป่วยจะต้องทำการกรอกข้อมูลลงในฟอร์มผู้ป่วยใหม่เพื่อเป็นการเก็บข้อมูลเบื้องต้นของผู้ป่วย เช่น ชื่อ น้ำหนัก ส่วนสูง และอาการป่วย เป็นต้น เพื่อนำข้อมูลที่ได้ไปใช้ในการวิเคราะห์การรักษาด้วยวิธีการดึงกระดูกสันหลังต่อไป โดยรูปที่ 8.12 แสดงการสร้างฐานข้อมูลผู้ป่วยใหม่



รูปที่ 8.12 การสร้างข้อมูลผู้ป่วยใหม่

8.3.2 กรอกข้อมูลการดึง

การกรอกข้อมูลการดึง ประกอบด้วย ประเภทแรงดึง ความเร็วในการดึง ถ้าเลือกประเภทแรงดึงแบบต่อเนื่อง จะต้องกรอกข้อมูลปริมาณแรงดึง และเวลาในการดึง ส่วนถ้าเลือกประเภทแรงดึงแบบจังหวะ จะต้องกรอกข้อมูล ปริมาณแรงดึงค้าง ปริมาณแรงดึงปล่อย เวลาในการดึงรวม เวลาในการดึงค้าง และเวลาในการดึงปล่อย การกรอกข้อมูลผู้ป่วยต้องกรอกข้อมูลให้ครบ ถ้าข้อมูลไม่ครบโปรแกรมจะมีการแจ้งเตือนให้กรอกข้อมูลในส่วนใดที่ขาดหายไป จากนั้นต้องกรอกข้อมูลตามที่โปรแกรมแจ้งจึงจะสามารถทำงานได้ โดยการกรอกข้อมูลแสดงดังรูปที่ 8.13

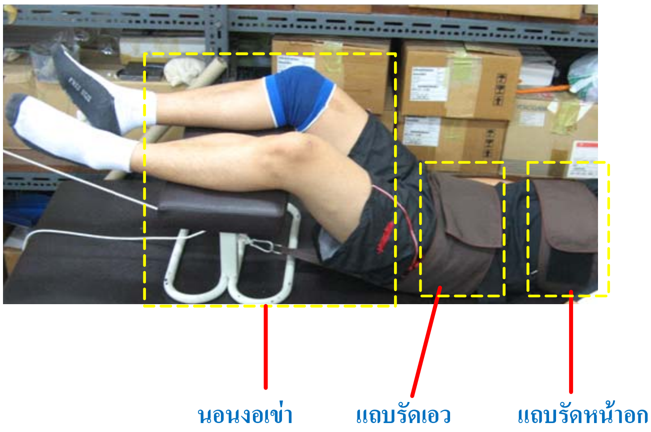


รูปที่ 8.13 การกรอกข้อมูลการดึง

8.3.3 เตรียมตัวในการดึงกระดูกสันหลัง

การเตรียมตัวก่อนดึงกระดูกสันหลัง เป็นการเตรียมอุปกรณ์ต่างๆ และจัดท่าทาง ในการดึงก่อนจะทำการดึงจริง ประกอบด้วยขั้นตอนดังต่อไปนี้

- รัดแถบรัดอกไว้ที่หน้าอกและยึดไว้ด้านบนหัวเตียง
- รัดแถบเอวไว้กับเอวส่วนล่างและยึดกับปลายเชือก
- นอนให้หลังส่วนบนอยู่ด้านบนของเตียง และให้เอวส่วนล่างอยู่ด้านเตียงส่วนล่างที่สามารถเลื่อนได้
- นอนงอเข่าบนที่วางขาให้ทำมุมประมาณ 60 ถึง 90 องศาหรืออยู่ในท่างอเข่าที่สบายที่สุด
- ทดสอบปุ่มหยุดกะทันหันสำหรับผู้ป่วย (Patient limit switch) ว่าสามารถใช้งานได้จริง



รูปที่ 8.14 การเตรียมตัวดึงกระดูกสันหลัง

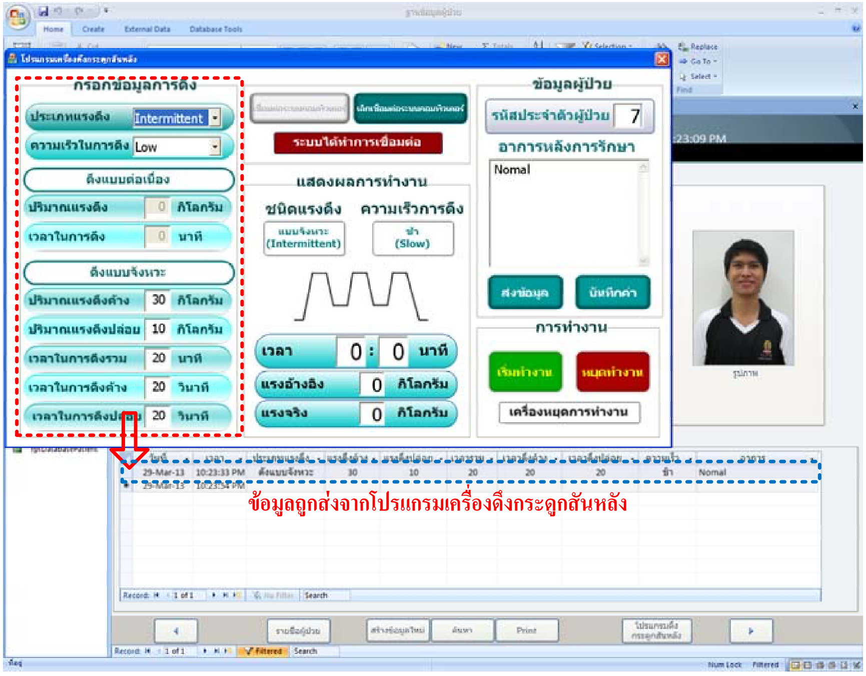
8.3.4 ดึงกระดูกสันหลัง

การดึงกระดูกสันหลังในขณะที่เกิดแรงดึงนั้น เตียงผู้ป่วยส่วนล่างจะเกิดการเลื่อนออกเพื่อเป็นการลดแรงเสียดทานระหว่างหลังผู้ป่วยและเตียงผู้ป่วย ดังแสดงดังรูปที่ 8.15

รูปที่ 8.15 การเลื่อนของเตียงส่วนล่างในขณะดึงกระดูกสันหลัง

8.3.5 กรอกข้อมูลหลังการรักษาและส่งข้อมูลการรักษาไปยังโปรแกรมฐานข้อมูลผู้ป่วย

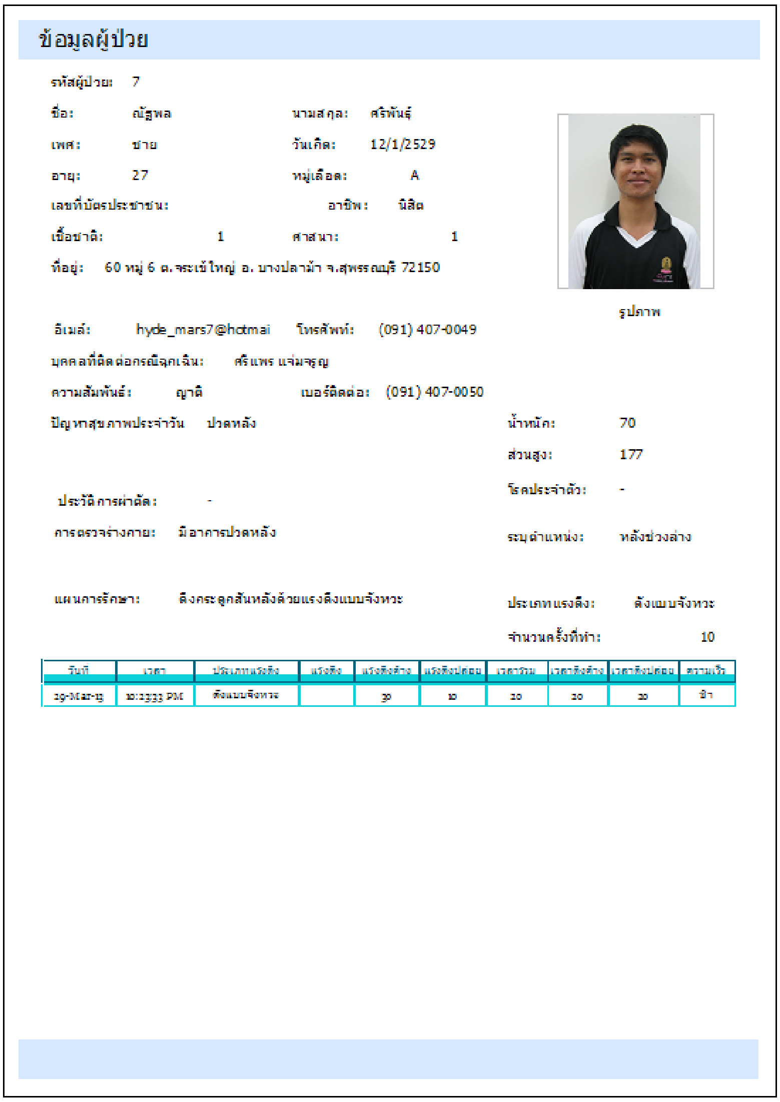
ก่อนจะทำการส่งข้อมูลจากโปรแกรมควบคุมเครื่องดึงไปยังโปรแกรมฐานข้อมูลผู้ป่วย จะต้องทำการกำหนดรหัสประจำตัวผู้ป่วย เพื่อให้สามารถส่งข้อมูลได้อย่างถูกต้อง และ กรอกอาการหลังการรักษาก่อนทำการส่งข้อมูล โดยรูปที่ 8.16 แสดงการส่งข้อมูลผู้ป่วย



รูปที่ 8.16 การส่งข้อมูลผู้ป่วย

8.3.6 พิมพ์รายงานเก็บข้อมูล

หลังจากการรักษาอาจทำการพิมพ์ข้อมูลการรักษา เพื่อนำไปใช้ในการรักษาด้วยวิธีอื่นๆ ต่อไปได้ โดยรายงานการรักษาแสดงดังรูปที่ 8.17



ข้อมูลผู้ป่วย

รหัสผู้ป่วย: 7

ชื่อ: ณัฐพล นามสกุล: ศรีพันธุ์

เพศ: ชาย วันเกิด: 12/1/2529

อายุ: 27 หมู่เลือด: A

เลขที่บัตรประชาชน: อาชีพ: นิสิต

เชื้อชาติ: 1 ศาสนา: 1

ที่อยู่: 60 หมู่ 6 ต.จระเข้ใหญ่ อ. บางปลาม้า จ.สุพรรณบุรี 72150

รูปภาพ

อีเมล์: hyde_mars7@hotmai โทรศัพท์: (091) 407-0049

บุคคลที่ติดต่อกรณีฉุกเฉิน: ศรีแพร แจ่มจรูญ

ความสัมพันธ์: ญาติ เบอร์ติดต่อ: (091) 407-0050

ปัญหาสุขภาพประจำวัน ปวดหลัง

น้ำหนัก: 70

ส่วนสูง: 177

โรคประจำตัว: -

ประวัติการผ่าตัด: -

การตรวจร่างกาย: มีอาการปวดหลัง

ระบุตำแหน่ง: หลังช่วงล่าง

แผนการรักษา: ดึงกระดูกสันหลังด้วยแรงดึงแบบจังหวะ

ประเภทแรงดึง: ดึงแบบจังหวะ

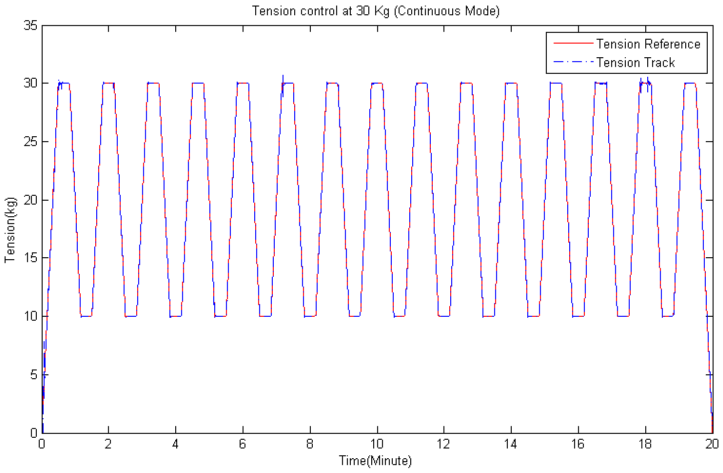
จำนวนครั้งที่ทำ: 10

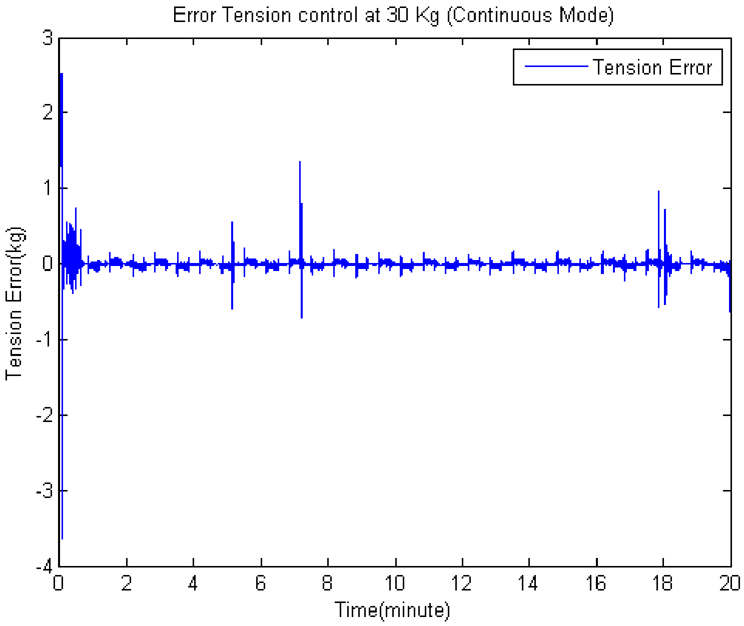
วันที่	เวลา	ประเภทแรงดึง	แรงดึง	แรงดึงค้าง	แรงดึงปล่อย	เวลารวม	เวลาดึงค้าง	เวลาดึงปล่อย	ความเร็ว
29-Mar-13	10:23:33 PM	ดึงแบบจังหวะ		30	10	20	20	20	ช้า

รูปที่ 8.17 รายงานการรักษา

8.3.7 ผลการดึงกระดูกสันหลัง

โดยผลจากการดึงกระดูกสันหลังแสดงดังรูปที่ 8.18 ซึ่งแสดงผลการดึงและค่าความผิดพลาดที่เกิดขึ้น





รูปที่ 8.18 ผลการทดลองและค่าความผิดพลาดจากการดึงผู้ป่วยแบบจังหวะ 30 กิโลกรัม

บทที่ 9

สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ

9.1 สรุปผลงานวิจัย

งานวิจัยเครื่องดึงกระดูกสันหลังที่ควบคุมการทำงานด้วยคอมพิวเตอร์ (Computer based control and operate of a spinal traction) สามารถสรุปงานวิจัยได้ดังนี้

1.การปรับปรุงความปลอดภัยด้านกลไก ได้ปรับปรุงกลไกปลดล็อคฉุกเฉินโดยใช้สปริงในการดึงแกนปลดล็อค ให้สามารถมารถใช้งานได้สะดวกมากยิ่งขึ้น และมีแผ่นป้องกันการม้วนเชือกกลับเพื่อป้องกันอุปกรณ์ภายนอกไปพันกลไกด้านใน

2.ความปลอดภัยด้านไฟฟ้า ได้ทำปุ่มหยุดการทำงานฉุกเฉินสำหรับผู้ป่วยในกรณีที่เกิดความผิดพลาดในการรักษา และมีฟิวส์ในการตัดไฟในกรณีที่ระบบใช้ไฟเกิน

3.โปรแกรมควบคุมเครื่องดึงกระดูกสันหลัง ออกแบบเพื่อความสะดวกในการใช้งาน ง่ายในการปรับเปลี่ยนแรงดึง มีการแจ้งเตือนในกรณีที่กรอกข้อมูลไม่ครบ มีการแสดงผลการทำงานตลอดเวลาในการรักษา และยังสามารถส่งข้อมูลไปยังโปรแกรมฐานข้อมูลผู้ป่วยได้อย่างสะดวก

4.โปรแกรมฐานข้อมูลผู้ป่วย สามารถเก็บข้อมูลผู้ป่วยในส่วนข้อมูลทั่วไปและส่วนการรักษาไว้ด้วยกัน โดยแยกเป็นหมวดหมู่ สามารถค้นหารายชื่อผู้ป่วยได้อย่างสะดวก และมีรายงานการรักษาเมื่อต้องการใช้ในการรักษาด้วยวิธีอื่นต่อไป

5.การควบคุมแรงดึงด้วยวิธีปริภูมิสเตต โดยใช้การหาความสัมพันธ์ระหว่าง ตำแหน่ง ความเร็ว ของมอเตอร์ และแรง ทำให้เราสามารถควบคุมแรงให้มีค่าตามที่ต้องการ เมื่อเปรียบเทียบกับแรงที่วัดได้จริงแรงมีค่าใกล้เคียงกัน มีค่าความผิดพลาดไม่เกิน 0.2 กิโลกรัม ในกรณีพิจารณาจากการการศึกษาความไวต่อการเปลี่ยนแปลงค่าพารามิเตอร์ของระบบความคุม ระบบมีความคงทน (Robust) เมื่อทำการพิจาณาจากโบเด ทำให้สามารถวิเคราะห์ได้ว่า ระบบมีความคงทน (Robust)

6.การควบคุมแรงดึงด้วยตัวควบคุมติดตามแบบคงทน มีค่าความผิดพลาดที่น้อยมากเมื่อเทียบกับการควบคุมแบบเก่า สามารถชดเชยแรงที่เกิดจากการไถลของแถบลัดตัวผู้ป่วย และรักษาเสถียรภาพของแรงดึงให้คงตัวตลอดการรักษาได้ เมื่อเปรียบเทียบกับตัวควบคุมแบบ PID ที่มีค่าความผิดพลาดสูงสุดประมาณ 0.9 กิโลกรัม ส่วนการควบคุมติดตามแบบคงทนมีค่าความผิดพลาดไม่เกิน 0.2 กิโลกรัม ซึ่งดึงด้วยแรงดึง 20 กิโลกรัมเท่ากัน

9.2 ข้อเสนอแนะ

ข้อเสนอแนะสำหรับเครื่องดึงกระดูกสันหลังในการพัฒนาต่อไป คงเป็นเรื่องการพัฒนาให้ดีขึ้นจนสามารถนำไปใช้งานกับคนไข้จริงๆ ได้ โดยมีข้อเสนอนะดังนี้

1.สำหรับเครื่องดึงกระดูกสันหลังที่มีขายในท้องตลาดนั้นมีรูปร่างที่กะทัดรัด และสวยงาม การออกแบบอุปกรณ์ครอบตัวเครื่องให้สวยงานสามารถเพิ่มความน่าใช้ให้กับตัวเครื่องได้

2.กลไกสามารถออกแบบให้สามารถดึงด้วยปริมาณแรงมากกว่านี้ โดยทำการเปลี่ยนมอเตอร์ให้มีกำลังมากขึ้น หรือเปลี่ยนชุดเฟืองให้มีกำลังทดมากขึ้น

3.ระบบความปลอดภัย อาจออกแบบกลไกหรือเพิ่มอุปกรณ์ทางไฟฟ้าที่สามารถตัดกำลังของระบบ เพื่อเพิ่มความปลอดภัยต่อผู้ป่วย

4.โปรแกรมควบคุมเครื่องดึงกระดูกสันหลัง อาจออกแบบให้สามารถใช้งานเป็นโปรแกรมหลักโปรแกรมเดียว โดยใช้โปรแกรม Microsoft Access เป็นตัวเก็บข้อมูลเพื่อความสะดวกในการใช้งาน

รายการอ้างอิง

[1] Central Queensland Institute of Tafe. Vertebral Column [Online]. 2009. Available from : http://www.thansworld.com [2011,May 5]

[2] neuro-surgery.eu. Degenerative anomalies [Online]. 2010. Available from : http://www.neuro-surgery.eu [2011,May 10]

[3] จตุพร เอมอุดม, การออกแบบและพัฒนาเครื่องดึงกระดูกสันหลัง.วิทยานิพนธ์ปริญญามหาบัณฑิต ภาควิชาเครื่องกล คณะวิศวกรรมศาสตร์, จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย, 2549.

[4] Chattanooga Group. TX Model 4759 Traction Unit User Manual. USA: ChattanoogaGroup,2005

[5] Michelle, H. Cameron. Physical Agents in Rehabilitation from Research to Practice, W.B.Saunders. Philadephia,1999.

[6] M.G. Medicom Services Ltd. GRAVITATIONAL APOLLO TRACTION [Online]. 2010. Available from : http://www.medicomstore.com [2011,June 20]

[7] Medical Supplies & Equipment Company. Cervical Traction Units for Personal User [Online]. 2013. Available from : http://www.medical-supplies-equipment-company.com [2011,June 20]

[8] Melttler Electronics Crop. MTD 4000 Mettler Traction Decompression Instruction Manual. USA: Melttler Electronics Crop, 2010.

[9] Ability Corporation. TM-300 Traction Device Product No. A501-009 User's Manual. USA: Ability Corporation, 2001.

[10] วิบูลย์ แสงวีระพันธุ์ศิริ. การควบคุมระบบพลศาสตร์ (Control of Dynamic Systems). พิมพ์ครั้งที่ 2. กรุงเทพมหานคร: สำนักพิมพ์จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย, 2548

[11] Lorenzo Sciavicco, and Bruno Siciliano. Modeling and Control of Robot Manipulators. The McGreaw-Hill book Co., Sinapore: 1996.

[12] ณัฐพล ศริพันธุ์ และวิบูลย์ แสงวีระพันธุ์ศิริ. การควบคุมแรงดึงเครื่องดึงกระดูกสันหลังต้นแบบด้วยระบบควบคุมแบบคงทน. การประชุมวิชาการเครือข่ายวิศวกรรมเครื่องกลแห่งประเทศไทย ครั้งที่ 26 1 (ตุลาคม 2556) : 136.

[13] ยุทธนา ลีลาศวัฒนกุล. เริ่มต้นการเขียนโปรแกรมด้วยภาษา C++. พิมพ์ครั้งที่ 3. กรุงเทพมหานคร: ไทยเจริญการพิมพ์, 2547.

[14] ภุชลค์ จันทร์เปล่ง. การเขียนโปรแกรม Microsoft Visual C++ 2008. พิมพ์รั้งที่ 1. ปทุมธานี: มีเดียร์ อินนเทลลิเจนซ์ เทคโนโลยี, 2553.

[15] นันทนี แขวงโสภา. Access 2007 ฉบับสมบูรณ์ (2009-2010). พิมพ์ครั้งที่ 3. กรุงเทพมหานคร: โปรวิชั่น, 2553.

[16] สุรเชษฐ์ สมไชย. รวม WORKSHOPS ระบบฐานข้อมูล ACCESS. พิมพ์ครั้งที่ 1. นนทบุรี: ไอดีซีฯ, 2553.

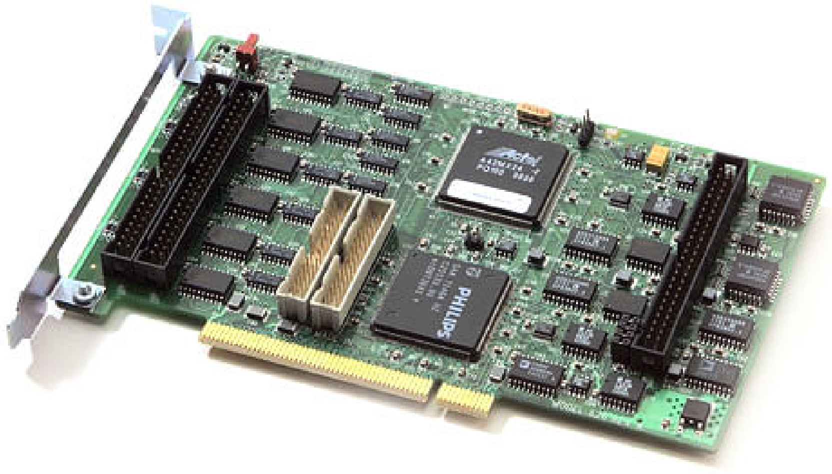
[17] สถาบันราชานุกูล. แบบกรอกประวัติผู้ป่วยใหม่ [ออนไลน์]. 2553. แหล่งที่มา: http://www.rajanukul.com [10 มกราคม 2555]

ภาคผนวก

อุปกรณ์ที่ใช้ในวิทยานิพนธ์

อุปกรณ์ที่ใช้ประกอบด้วยอุปกรณ์หลักๆ ดังต่อไปนี้

1. แผ่นวงจรแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นดิจิตอล (Analog to Digital) และสัญญาณดิจิตอลเป็นอนาล็อก (Digital to Analog) รวมทั้งตัวนับ (Counter) ยี่ห้อ Sensoray รุ่น 626 จำนวน 1 ชุด



รูปที่ 1 แผ่นวงจรแปลงสัญญาณไฟฟ้า [3]

คุณสมบัติต่างๆที่สำคัญของวงจรแปลงสัญญาณ

1. 48 digital I/O channels.

2. 20 of the digital I/O Channels have edge detection and interrupt capability.

3. 7 of digital Outputs can be used as counter overflow outputs

4. Watchdog timer with several selectable reset periods that can reset the PCI bus.

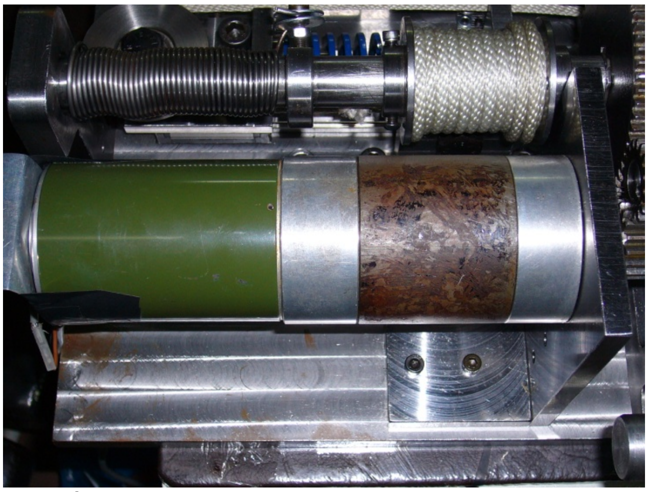
5. 16 differential analog inputs (14 bit resolution)

6. 4 analog outputs (13 bit resolution) with remote sense inputs to compensate for any external output resistance.

7. Six 24 bit up/down counters arranged in 3 pairs with:

- Inputs that can be driven in various modes (1x,2x,4x) from incremental encoders inputs,the digital inputs,the paired counter's overflow,the system clock or software driven.
- Can be used as a programmable periodic interrupt generator.
- Can be preloaded/cleared on an overflow.

2. มอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรงแบบมีแปรงถ่าน ยี่ห้อ Maxon รุ่น F 2260 กำลัง 40 วัตต์ พร้อมเฟืองทดอัตราส่วน 1:71 จำนวน 1 ชุด

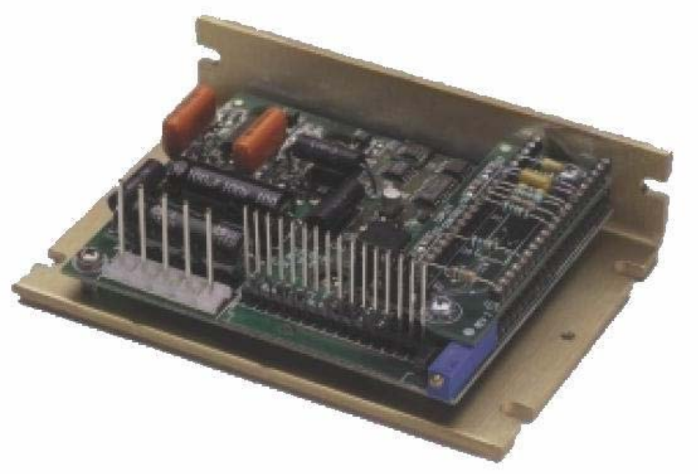


รูปที่ 2 มอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรงแบบมีแปรงถ่าน [3]

ค่าคงที่ต่างๆ ของ F 2260 motor

1. Assigned power rating	40	W
2. Nominal Voltage	24.0	Vdc
3. No load speed	3,660	rpm
4. Stall torque	0.758	Nm
5. Speed/torque gradient	5.41	rpm/mNm
6. No load current	225	mA
7. Starting current	12.6	A
8. Terminal resistance	1.91	Ω
9. Max. permissible speed	5,000	rpm
10. Max. Continuous current	2.16	A
11. Max. Continuous torque	130	mNm
12. Max. efficiency	73	%
13. Torque constant	60.3	mNm/A
14. Speed constant	158	rpm/V
15. Rotor inertia	665	gcm^2
16. Terminal Inductance	0.63	mH

3. ชุดขยายกระแสและแรงดันไฟฟ้าขับมอเตอร์กระแสตรงแบบมีแปรงถ่าน (Brush-DC Servo Motor Amplifier) ยี่ห้อ Copley รุ่น 4212P สามารถจ่ายกระแสไฟฟ้าต่อเนื่องได้สูงสุด 6 แอมแปร์ จำนวน 1 ชุด



รูปที่ 3 ชุดขยายกระแสไฟฟ้าขับมอเตอร์กระแสตรงแบบมีแปรงถ่าน [3]

1. K_I	1.223	A / V
2. Input Voltage	24-90	VDC
3. Peak Current	12	A
4. Cont. Current	6	A
5. PWM Switching Frequency	25	kHz

4. อุปกรณ์วัดมุม (Encoder) ยี่ห้อ Koyo รุ่น TRD-S2500VA ซึ่งเป็นแบบ Incremental Rotary Encoder โดยมีความละเอียดเท่ากับ 2500 พัลส์ต่อรอบ ซึ่งใช้ติดตั้งบนชุดอุปกรณ์วัดแรงดึงเชือก 1 ตัว และ ความละเอียดเท่ากับ 2000 พัลส์ต่อรอบ ซึ่งใช้ติดตั้งบนมอเตอร์อีก 1 ตัว

รูปที่ 4 อุปกรณ์วัดมุม [3]

ประวัติผู้เขียนวิทยานิพนธ์

นาย ณัฐพล ศริพันธ์ เกิดเมื่อวันที่ 12 มกราคม 2529 พ.ศ. 2529 ภูมิลำเนาอยู่ที่จังหวัดสุพรรณบุรี สำเร็จการศึกษาระดับประถมศึกษาจากโรงเรียนบ้านโพธิ์ศรี จังหวัดสุพรรณบุรี สำเร็จการศึกษาระดับมัธยมศึกษาจากโรงเรียนกาญจนาภิเษกวิทยาลัย จังหวัดสุพรรณบุรี หลังจากนั้นได้เข้าศึกษาต่อในระดับอุดมศึกษาที่คณะวิศวกรรมศาสตร์ สาขาวิชา ไฟฟ้า เครื่องกล การผลิต มหาวิทยาลัยเกษตรศาสตร์ และได้สำเร็จการศึกษาปริญญาวิศวกรรมศาสตร์บัณฑิต ในปีการศึกษา 2551 จากนั้นได้เข้าศึกษาต่อในระดับปริญญาวิศวกรรมศาสตร์มหาบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมเครื่องกล จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัยในปี พ.ศ. 2552