

## การออกแบบและพัฒนาต้นแบบเครื่องดึงกระดูกสันหลัง Design and Development of a Prototype Lumbar Traction Unit

วิบูลย์ แสงวีระพันธุ์ศิริ<sup>1\*</sup> และ ทวี งามวิไลกร<sup>2</sup>

<sup>1</sup> ภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย  
ถ.พญาไท ปทุมวัน กรุงเทพมหานคร 10330

<sup>2</sup> สาขาวิศวกรรมเครื่องกลและการผลิต คณะวิทยาศาสตร์และวิศวกรรมศาสตร์  
มหาวิทยาลัยเกษตรศาสตร์ วิทยาเขตเฉลิมพระเกียรติ จังหวัดสกลนคร

\*E-Mail: [Viboon.S@eng.chula.ac.th](mailto:Viboon.S@eng.chula.ac.th) โทร 0-2218-6610-1 โทรสาร 0-2252-8889

### บทคัดย่อ

งานวิจัยนี้เป็นการออกแบบและพัฒนาเครื่องดึงกระดูกสันหลังทั้งในด้านของกลไกและตัวควบคุมแรงแบบอัตโนมัติ ซึ่งใช้เป็นต้นแบบสำหรับพัฒนาเทคนิคการดึงกระดูกสันหลัง ซึ่งสามารถนำไปใช้ในการศึกษาเพื่อเพิ่มประสิทธิภาพของการรักษาให้สูงขึ้น โดยกลไกของเครื่องดึงกระดูกสันหลังประกอบไปด้วยกลไกของระบบส่งกำลังโดยใช้ระบบเฟืองในการส่งกำลังเป็นหลัก กลไกการควบคุมการทำงานของเชือกหรือชุดดึงกระดูกสันหลัง การพัฒนาอุปกรณ์วัดแรงดึงเชือกอย่างง่ายโดยใช้สปริงและอุปกรณ์วัดการยืดของสปริง สำหรับการควบคุมแรงดึงเชือกได้ใช้การควบคุมแบบป้อนกลับซึ่งทำให้การควบคุมแรงดึงเชือกเป็นไปอย่างมีประสิทธิภาพคือมีเสถียรภาพและมีความแม่นยำสูง โดยจากผลการทดสอบจะเห็นได้ว่าค่าความผิดพลาดไม่เกิน 0.9 กิโลกรัม ซึ่งผลการทดสอบที่ได้ค่อนข้างเป็นที่น่าพอใจ นอกจากนี้ยังได้ทำการออกแบบกลไกปลดนิรภัยด้วยมือทำให้มีความปลอดภัยและความน่าไว้วางใจมากยิ่งขึ้น

**คำหลัก:** เครื่องดึงกระดูกสันหลัง, การควบคุมแรงดึง

### Abstract

This research is to design and develop a prototype of a lumbar traction unit. We consider both mechanism and automatic force regulator of the traction unit. The configuration consists of a power transmission mechanism which uses the gear-train mechanism to transmit the power. For a return mechanism we use a compression spring which attaches to the shaft and force sensor. We develop a simple force sensor by measuring the spring deformation. A feedback control algorithm is developed to control traction force to assure stability within required accuracy of traction force. The maximum tension error from the experiments are not over 0.9 kilogram that promises the accuracy of the traction force. Furthermore, a safety manual mechanism make the traction control mechanism safer and more reliable.

**Keywords:** lumbar traction unit, force control

## 1. บทนำ

ปัจจุบันผู้สูงอายุมีสัดส่วนเพิ่มมากขึ้นในสังคมไทย ทำให้โรคที่เกี่ยวข้องกับการเสื่อมตามวัยเป็นปัญหา มากขึ้น คนไข้วัยที่มีอาการปวดคอหรือปวดหลังมี จำนวนมากที่มักเป็นผู้สูงอายุที่ไม่สามารถเข้ารับ การผ่าตัดกระดูกสันหลังได้ และการใช้ยาแก้ปวดอย่าง ต่อเนื่องจะทำให้คนไข้เสียชีวิตจากเลือดออกใน ทางเดินอาหาร คนไข้วัยนี้ต้องพึ่งกายภาพบำบัด เป็นวิธีการหลักที่จะบรรเทาความทรมานจากอาการ ปวด ซึ่งการรักษาทางกายภาพ บำบัดของการดึงผ่าน กระดูกสันหลังอย่างถูกต้อง สามารถช่วยคนไข้ได้ บางครั้งสามารถทำให้คนไข้ปราศจากอาการปวดเป็น ระยะเวลาหลายเดือน

คนไข้วัยหนึ่งช่วงอายุอยู่ในวัยทำงานมีอาการ ปวดคอและหลังเรื้อรังเป็นโรคที่เกี่ยวข้องจากการ ทำงาน เกิดจากการนั่งทำงานนานหรือยกของหนัก ด้วยวิธีการที่ไม่ถูกต้องรวมทั้งมีเหตุส่งเสริมทางพันธุ กรรมด้วย คนไข้วัยนี้หากอาการทางระบบประสาท ไม่มากนักยังสามารถใช้การรักษาด้วยการดึงกระดูก สันหลังเป็นวิธีการในขั้นต้นก่อนที่จะพิจารณาการ ผ่าตัดเมื่อการบำบัดทางกายภาพไม่ได้ผลหรืออาการ ทางระบบประสาทชัดเจนขึ้น การรักษาด้วยการดึง กระดูกสันหลังทำให้คนไข้ในกลุ่มนี้ส่วนมากสามารถ เลี่ยงการผ่าตัดไปได้ โดยร่างกายได้รับการรักษาแบบ อนุรักษ์ที่เอื้อต่อการซ่อมแซมตนเองและผู้ป่วยยัง สามารถมีสมรรถภาพร่างกายที่สมบูรณ์ขึ้นด้วย

วัตถุประสงค์ของการดึงกระดูกสันหลังคือการ บรรเทาปวด เพื่อให้คนไข้สามารถทำงานได้ การรักษา ควรเป็นการผ่อนคลายเป็นต้น ไม่ทำให้เกิดอาการปวดเพิ่มขึ้น ดังนั้นในช่วงตอนเริ่มต้นของกระบวนการรักษา มักจะ ใช้แรงดึงหรือน้ำหนักถ่วงน้อย ผู้บำบัดจะปรับไปตาม ระดับที่คนไข้ทนได้อย่างระมัดระวัง

โดยทั่วไปคนไข้แต่ละคนมีลักษณะทางกายภาพ แตกต่างกัน สิ่งที่ได้ผลดีในคนไข้คนหนึ่งอาจไม่เหมาะ กับการรักษาในคนไข้ที่อื่น ดังนั้น คนไข้ที่จะได้รับการรักษาต่อไป ควร ได้รับการตรวจประเมินสภาพก่อนการรักษา การตรวจ ร่างกายช่วยให้ผู้ทำการรักษาตัดสินใจได้ว่าจะใช้การ ดึงแบบไหน แรงหรือน้ำหนักควรเป็นเท่าไร จังหวะ

และระยะเวลาของการดึงในการรักษาควรถี่ห่าง อย่างไร หรือควรรับการรักษาต่อเนื่องไปนานเท่าใดจึง จะหยุด

วิธีการดึงกระดูกสันหลังขึ้นกับสภาพทางกายภาพ ของคนไข้ ความทนทานของแต่ละคน และระดับของ กระดูกสันหลังที่มีความผิดปกติ การดึงอาจทำได้โดยใช้ มือเปล่า การจัดทำผู้ช่วย หรือใช้เครื่องกลไกต่างๆ การดึงอาจใช้แรงที่คงที่หรือดึงเป็นจังหวะสม่ำเสมอ เนื่องด้วยเหตุผลดังที่ได้กล่าวมา งานวิจัยนี้จึงมี แนวความคิดที่จะออกแบบและทำการสร้างเครื่องดึง กระดูกสันหลังที่สามารถสร้างแรงได้ทั้ง 2 แบบ คือ สามารถสร้างแรงดึงได้อย่างต่อเนื่อง และสามารถ สร้างแรงได้เป็นจังหวะๆ โดยจะต้องมีความแม่นยำ และมีเสถียรภาพที่สูง โดยเครื่องดึงกระดูกสันหลังมีอยู่ 2 ชนิดด้วยกันคือ แบบนิวเมติกส์ และแบบใช้มอเตอร์ โดยงานวิจัยนี้จะออกแบบเครื่องดึงกระดูกสันหลังแบบ ใช้มอเตอร์ (Mortorized traction) โดยจะใช้ร่วมกับ ระบบควบคุมแบบป้อนกลับ โดยมี Transducer แบบ ง่ายที่พัฒนาขึ้นในการตรวจวัดแรงที่ดึง เพื่อให้แรงที่ ดึงที่เหมาะสมและแม่นยำแก่ผู้ป่วยตามที่ต้องการ

## 2. กายวิภาคของโครงสร้างกระดูกสันหลัง

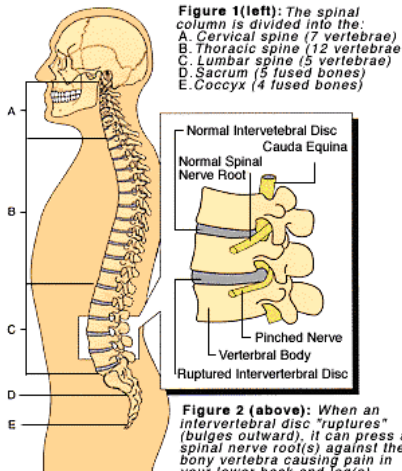
ก่อนจะกล่าวถึงการออกแบบเครื่องดึงกระดูกสัน หลังจะขอกล่าวถึงโครงสร้างของกระดูกสันหลังของ มนุษย์ของคนเราก่อน ซึ่งประกอบด้วยส่วนสำคัญหลัก 3 ส่วนด้วยกัน คือ

1. Vertebrae กระดูกที่ประกอบกันเป็นกระดูกสันหลัง
2. Nerves ระบบประสาทที่วิ่งผ่านโครงกระดูกสันหลัง Discs หมอนรองกระดูกสันหลัง มีโครงสร้างคล้าย ฟองน้ำ (Spongy) เป็นตัวคั่นระหว่างกระดูกสันหลังแต่ละ ข้อ เป็นตัวที่ทำให้เกิดช่องว่างระหว่างกระดูกสัน หลังแต่ละข้อทำให้รากประสาท (Nerves root) วิ่งผ่าน ออกมาเพื่อส่งไปตามอวัยวะต่าง ๆ ทั่วร่างกาย อีกทั้ง ยังทำหน้าที่เสมือนเป็นตัวดูดซับแรงกระแทก (shock absorber) ทำให้โครงสร้างของกระดูกสันหลังมีความ หยุ่นตัว

จากรูปที่ 1 จะเห็นว่ากระดูกสันหลังแบ่งเป็น 5 ช่วง ดังนี้ คือ

A. Cervical spine กระดูกสันหลังช่วงต้นคอ

- B. Thoracic spine กระดูกสันหลังช่วงทรวงอก
- C. Lumbar spine กระดูกสันหลังช่วงเอว ซึ่งเป็นส่วนสำคัญของงานวิจัยนี้โดยอาการปวดหลังบริเวณนี้เรียกว่า Low back pain
- D. Sacrum กระดูกส่วนเหนือก้นกบ
- E. Coccyx กระดูกก้นกบ



รูปที่ 1 โครงสร้างกระดูกสันหลัง

### 3. สาเหตุของการเกิดอาการปวดหลังปวดเอว

สาเหตุของการเกิดอาการปวดหลังที่สำคัญแบ่งออกเป็น 3 ชนิด คือ

1. เกิดจากการติดเชื้อ
2. เกิดจากกล้ามเนื้อหรือเส้นเอ็นบริเวณหลังเกิดการอักเสบ
3. เกิดจากหมอนรองกระดูกสันหลังกดทับ

เส้นประสาท (Herniated Intervertebral disc)

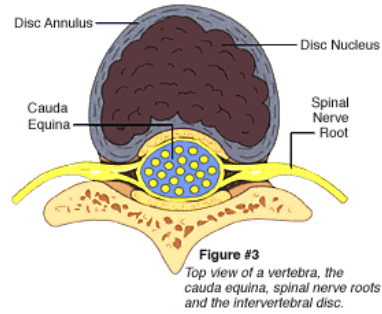
โดยงานวิจัยนี้จนถึงขณะนี้ถึงเฉพาะสาเหตุข้อ 3 เป็นหลักคือการปวดเกิดขึ้นจากหมอนรองกระดูกไปกดทับเส้นประสาท เพราะว่าเกี่ยวข้องกับงานที่วิจัยโดยตรง

#### 3.1 สาเหตุของการเกิดอาการปวดหลังอันเนื่องมาจากหมอนรองกระดูกสันหลังกดทับเส้นประสาท

หมอนรองกระดูกสันหลังประกอบไปด้วย 2 ส่วนด้วยกัน คือ

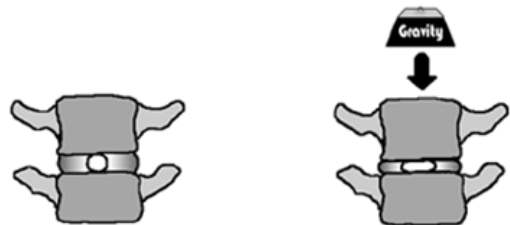
1. Disc Annulus ส่วนประกอบด้านนอกสุดของหมอนรองกระดูกสันหลังเป็นส่วนของกระดูกอ่อนที่เหนียว (Tough cartilage) ทำหน้าที่ห่อหุ้ม Disc nucleus

### 2. Disc Nucleus ส่วนโครงสร้างแกนด้านในมีลักษณะคล้ายเยลลี่ (Jelly-Like)

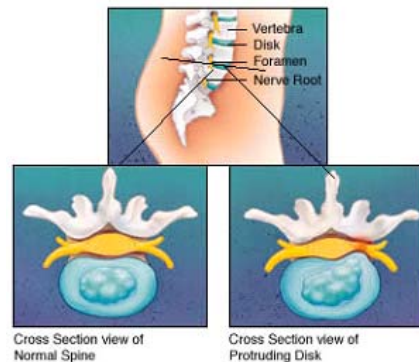


#### รูปที่ 2 โครงสร้างของหมอนรองกระดูกสันหลัง

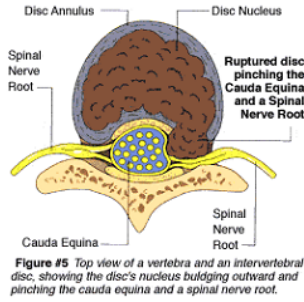
สาเหตุของหมอนรองกระดูกกดทับเส้นประสาทคือ หมอนรองกระดูกเกิดการเสื่อมหรือการที่กระดูกสันหลังได้รับน้ำหนักที่มากเกินไปดังแสดงในรูปที่ 3 ซึ่งทำให้หมอนรองกระดูกปลิ้นออกมาทับเส้นประสาทหรือผนังหุ้มด้านนอกของหมอนรองกระดูกเกิดการฉีกขาดทำให้ nucleus ที่แกนกลางทะลักออกมาทับเส้นประสาท ดังแสดงในรูปที่ 4 ทำให้เกิดอาการเจ็บหลังเจ็บเอว โดยรูปที่ 4 (ก) แสดงลักษณะที่เกิดจากการที่หมอนรองกระดูกปลิ้นออกมาทับเส้นประสาท และรูปที่ 4 (ข) แสดงลักษณะที่เกิดจากผนังด้านนอกของหมอนรองกระดูกเกิดการฉีกขาดทำให้ Nucleus ที่แกนกลางทะลักออกมาทับเส้นประสาท



รูปที่ 3 เปรียบเทียบ Disc ที่ไม่มี load กับที่ load กระทำ



รูปที่ 4 (ก)



รูปที่ 4 (ข)

รูปที่ 4 ลักษณะของหมอนรองกระดูกสันหลังที่กดทับเส้นประสาท

### 3.2 แนวทางในการรักษา

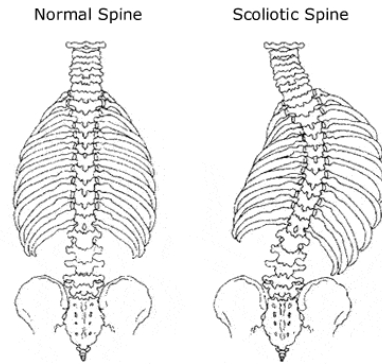
การรักษาอาการอันเนื่องมาจากหมอนรองกระดูกสันหลังกดทับเส้นประสาทสามารถทำได้ โดยให้หมอนรองกระดูกสันหลังที่ปลิ้นออกไปกดทับเส้นประสาทเกิดการคลายตัวและกลับมาอยู่ตำแหน่งเดิม

โดยการใช้วิธีการ Biomechanics หรือ Mechanical traction เป็นการสร้างแรงดึงที่ตำแหน่งของกระดูกสันหลังโดยจะดึงตรงตำแหน่งของกระดูกเชิงกราน ทำให้กระดูกสันหลังบริเวณส่วนของเอว (Lumbar spine) เกิดการยืดตัวทำให้หมอนรองกระดูกสันหลังเกิดการคลายตัวมาอยู่ตำแหน่งเดิมโดยไม่ไปกดทับเส้นประสาทอีก เป็นการให้ผู้ป่วยลดอัตราเสี่ยงในการผ่าตัดรักษา

### 3.3 การรักษาด้วยวิธีการ Mechanical traction

การรักษาด้วยวิธีการอาการผิปกติเกี่ยวกับกระดูกสันหลังด้วยการดึงมีมาตั้งแต่สมัยโบราณเมื่อ 2500-3000 ปีมาแล้วที่ ประเทศอียิปต์โดยชาวอียิปต์ที่ชื่อ Papyrus ใช้ในการรักษาอาการกระดูกหักในแนวแกนกระดูกสันหลัง

ต่อมาในช่วงปลายศตวรรษที่ 18 การรักษาด้วยวิธีการดึงกระดูกสันหลังถูกนำมาใช้ปกติในการรักษาอาการกระดูกสันหลังโค้งตามด้านข้าง (Scoliosis) และ อาการผิดรูปของกระดูกสันหลัง รูปที่ 5 เปรียบเทียบ ระหว่างกระดูกสันหลังปกติกับอาการโค้งของกระดูกสันหลังไปทางด้านข้าง ซึ่งเป็นสาเหตุของการปวด



รูปที่ 5 เปรียบเทียบระหว่างกระดูกสันหลังปกติกับอาการโค้งทางด้านข้างของกระดูกสันหลัง การพัฒนาการดึงกระดูกสันหลัง เริ่มในปี 1974 โดย Elizabeth Kenny โดยใช้หลักการของ negative feedback เพื่อควบคุมน้ำหนัก และ ความเร็วในการดึงหลักเฉียงแรงดึงที่มากเกินไปสำหรับโครงสร้างกระดูกสันหลัง ทำให้มีความปลอดภัยมากขึ้นแต่การรักษาด้วยวิธีนี้จะใช้ระยะเวลานาน

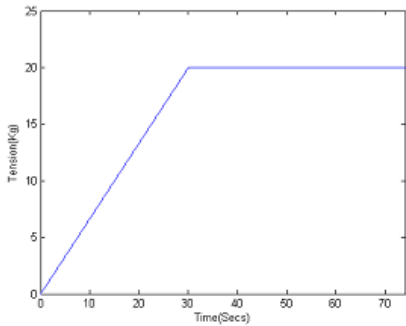
ต่อมาได้มีผู้เชี่ยวชาญเกี่ยวกับการดึงกระดูกสันหลัง Dr.Lind แพทย์ชาว Scandinavian ได้ทำการสังเกตจากกลุ่มคนไข้ และพบว่าการรักษาด้วยวิธีการดึงกระดูกสันหลังต้องใช้ระยะเวลาในการรักษาช่วงหนึ่งถึงจะมีผลและได้ผลดี

### 3.4 ปัจจัยที่ส่งผลต่อประสิทธิภาพของการดึง

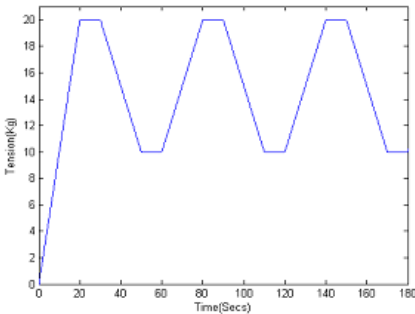
ปัจจัยที่ส่งผลต่อประสิทธิภาพของการดึง มีดังนี้

1. แรงที่ใช้ดึง โดยแรงที่ใช้ดึงมีค่าประมาณ 25-50 % ของน้ำหนักตัวของผู้ป่วย
2. จังหวะที่ใช้ในการดึง มีอยู่ 2 แบบ คือ ดึงแบบใช้แรงคงที่ (Continuous mode) เป็นการดึงถึงแรงค่าหนึ่งแล้วค้างไว้จนถึงเวลาที่กำหนดแล้วปล่อย และดึงแบบใช้แรงเป็นช่วง (Intermittent mode) เป็นการดึงที่มีลักษณะเป็นแบบวัฏจักร (Cycle)

รูปที่ 6 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างแรงกับเวลาของการดึงทั้งแบบต่อเนื่องและแบบเป็นช่วง ซึ่งการดึงแบบต่อเนื่องหรือการดึงเป็นช่วง นั้นแพทย์ผู้รักษาผู้ป่วยจะเป็นผู้กำหนดเองว่าผู้ป่วยแบบไหนเหมาะสมกับการดึงชนิดใด



(ก)

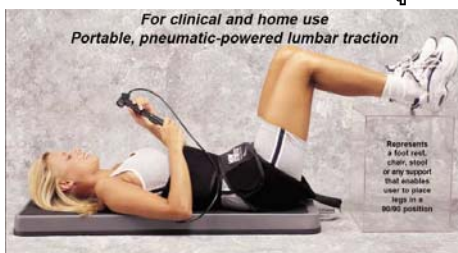


(ข)

รูปที่ 6 การดึงในแบบต่างๆ ดึงแบบต่อเนื่อง (ก) ดึงแบบเป็นช่วง (ข)

3. การวางท่าทางของผู้ป่วยควรอยู่ในลักษณะท่านอนเพื่อให้มีผลกระทบเนื่องจาก gravity ให้น้อยที่สุด ดังแสดงในรูปที่ 7

4. ตำแหน่งการวางตัวของผู้ป่วย ควรวางตัวให้เข้าของผู้ป่วยมีลักษณะโค้งงอ เพื่อที่จะทำให้สะโพกของผู้ป่วยได้รับการผ่อนคลาย ดังแสดงในรูปที่ 7



รูปที่ 7 ลักษณะท่าทางและการวางเข้าของผู้ป่วย

5. มุมที่ใช้ในการดึง ใช้ประมาณ 12-15 องศาเทียบกับแนวระดับ

6. การไถล (Slip) ของตัวผู้ป่วย ควรจะยึดบริเวณหน้าอกให้แน่นไม่ให้เกิดการไถลเพราะจะทำให้แรงดึงส่วนหนึ่งสูญหายไป

7. ระยะเวลาที่ใช้ในการดึง โดยประมาณ 30 นาทีต่อการดึง 1 ครั้ง

#### 4. การออกแบบกลไกเครื่องดึงกระดูกสันหลัง

ในการออกแบบเครื่องดึงกระดูกสันหลังนั้นได้ทำการออกแบบส่วนต่างๆ โดยในการออกแบบได้แยกพิจารณาออกเป็นส่วนๆ ดังนี้

1. กลไกระบบส่งกำลัง
2. กลไกม้วนเชือกคั้น
3. อุปกรณ์วัดแรงดึงเชือก
4. กลไกส่งผ่านแรงดึงเชือก

##### 4.1 กลไกระบบส่งกำลัง

กลไกระบบส่งกำลังของเครื่องดึงกระดูกสันหลังได้ออกแบบโดยใช้ระบบเฟือง (Gear Trains) ส่งกำลังเป็นหลัก เหตุผลก็เพราะ มีความแข็งแรงสูง การดูแลรักษาง่าย ราคาไม่สูงมาก ประหยัดเนื้อที่ในการติดตั้ง หลักการพื้นฐานของระบบส่งกำลังด้วยเฟืองได้แสดงไว้ดังแสดงในรูปที่ 8 เนื่องจากระยะการขจัดเชิงเส้น (Displacement) และ แรงคู่ปฏิกิริยาของคู่เฟืองที่ขบกันนั้นเท่ากันดังนั้นเราสามารถหาความสัมพันธ์ของการขจัดเชิงมุม (Angular Displacement), ความเร็วเชิงมุม (Angular Velocity) และ แรงบิด (Torque)

$$r_1\theta_1 = r_2\theta_2 ; r_1\omega_1 = r_2\omega_2 ; \frac{T_1}{r_1} = \frac{T_2}{r_2}$$

โดยที่

$r_1$  = รัศมีของพิตซ์ของเฟืองขับ (Pinion) (mm)

$r_2$  = รัศมีของพิตซ์ของเฟืองตาม (Rack) (mm)

$\theta_1$  = การขจัดเชิงมุมของเฟืองขับ (rad)

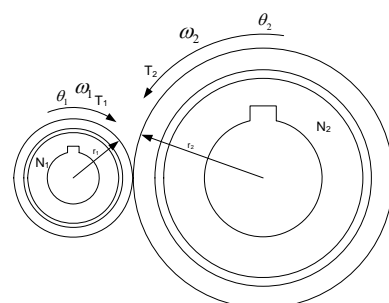
$\theta_2$  = การขจัดเชิงมุมของเฟืองตาม (rad)

$\omega_1$  = ความเร็วเชิงมุมของเฟืองขับ (rad/s)

$\omega_2$  = ความเร็วเชิงมุมของเฟืองตาม (rad/s)

$T_1$  = แรงบิดที่เฟืองขับ (N.m)

$T_2$  = แรงบิดที่เฟืองตาม (N.m)



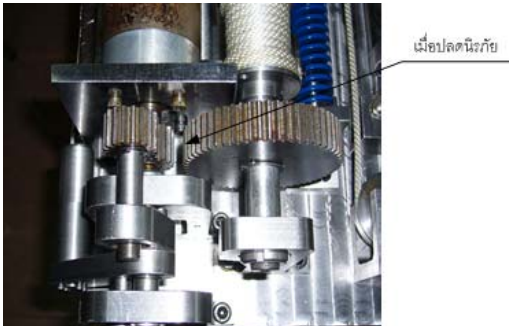
รูปที่ 8 ระบบเฟืองทด



โดยกลไกของระบบส่งกำลังที่ทำการออกแบบได้แสดงดังรูปที่ 9 ซึ่งแสดงการวางตัวของเฟืองส่งกำลังที่ออกแบบและสร้างขึ้น และรูปที่ 10 แสดงการปลดเกียร์ออกจากกันโดยการปลดแกนปลดนิรภัย



รูปที่ 9 ระบบส่งกำลัง



รูปที่ 10 ระบบส่งกำลังเมื่อปลดแกนปลดนิรภัย

#### 4.2 กลไกม้วนเชือกคั้น

กลไกม้วนเชือกคั้นได้ทำการออกแบบเพื่อความสะดวกในการม้วนเชือกเก็บหลังจากทำการใช้เครื่องเสร็จแล้ว โดยกลไกที่ใช้ในการม้วนเชือกคั้นนั้นออกแบบโดยใช้สปริงบิด (Torsional spring) เกลียวขวา สอดไว้กับแกนเพลลาคว้านเชือกและทำการยึดปลายทั้งสองด้านของสปริง โดยปลายด้านแรกยึดไว้ที่แกนเพลลา ส่วนปลายอีกด้านหนึ่งยึดไว้กับหน้าแปลนดังรูปที่ 11

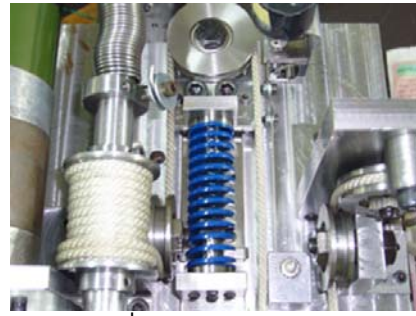


รูปที่ 11 กลไกม้วนเชือกคั้น

#### 4.3 อุปกรณ์วัดแรงดึงเชือก

กลไกของอุปกรณ์วัดแรงดึงเชือกได้ทำการออกแบบโดยใช้หลักการการยืดหดของสปริง แรงที่

เกิดขึ้นสามารถวัดได้โดยการวัดระยะยืดหดของสปริงแทน ดังแสดงในรูปที่ 12



รูปที่ 12 อุปกรณ์วัดแรง



รูปที่ 13 เอ็นโคเดอร์ทับสลิง

โดยหลักการทำงานพื้นฐานของอุปกรณ์วัดแรงคือ เมื่อเชือกเกิดแรงดึงจะทำให้เชือกที่โยงอยู่กับอุปกรณ์วัดแรงที่ตำแหน่งตัวรอกไปกดสปริงดัน ทำให้สปริงดันให้เกิดการยุบตัวและเอ็นโคดเดอร์ (Encoder) ที่เชื่อมต่ออยู่กับรางเลื่อน (Linear Guide) ผ่านทางลวดสลิงก็จะหมุนทำให้เกิดการเคลื่อนที่แบบขจัดเชิงมุม ทำให้สามารถหาระยะยุบตัวของสปริงดันได้ และสามารถคำนวณหาค่าแรงดึงของเชือกได้โดยที่ความสัมพันธ์ระหว่างแรงดึงเชือกกับแรงกดในสปริงและระยะยุบตัวของสปริงดันกับการขจัดเชิงมุมของเอ็นโคดเดอร์หาได้ดังสมการ

$$F = 2T; F = KX; X = r\theta$$

ดังนั้นจะได้ว่าแรงดึงของเชือก

$$T = F/2$$

โดยที่  $F$  = แรงกดในสปริง (Kg)

$$T = \text{แรงดึงในเส้นเชือก (Kg)}$$

$$K = \text{ค่านิยของสปริงดัน (Kg/mm)}$$

$$X = \text{ระยะยุบตัวของสปริงดัน (mm)}$$

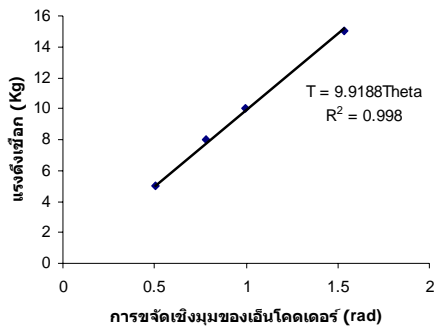
$$\theta = \text{การขจัดเชิงมุมของเอ็นโคดเดอร์ (rad)}$$

$r$  = รัศมีของเพลาลวดสลิง (mm)

สำหรับการวัดแรงดึงของเชือกในทางปฏิบัติ ได้มีการทำการสอบเทียบโดยการหาความสัมพันธ์ระหว่างค่าแรงดึงของเชือกกับค่าขจัดเชิงมุมที่วัดได้จากเอ็นโคดเดอร์ ค่าแรงดึงของเชือกอ่านจากสปริงวัดแรงดึงที่มีการปรับเทียบแล้ว โดยติดตั้งสปริงวัดแรงดึงนี้เข้ากับเชือกและอุปกรณ์ดึง โดยการสอบเทียบความสัมพันธ์ระหว่างแรงดึงเชือกกับการขจัดเชิงมุมของเอ็นโคดเดอร์ได้ผลการทดสอบดังแสดงในตารางที่ 1 และเส้นกราฟในรูปที่ 14 ซึ่งแสดงความสัมพันธ์เชิงเส้นตรงระหว่างค่ามุมขจัดที่วัดได้จากเอ็นโคดเดอร์และแรงดึงในเส้นเชือก

ตารางที่ 1 ผลการสอบเทียบ

แรงดึง เชือก (Kg)	การขจัดเชิงมุมของเอ็นโคดเดอร์ (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	1.58	1.4853	1.53265



รูปที่ 14 การวิเคราะห์ด้วยความถดถอยเชิงเส้น  
จากรูปที่ 14 เราสามารถหาความสัมพันธ์ระหว่างแรงดึงเชือกกับค่าขจัดเชิงมุมที่วัดที่เอ็นโคดเดอร์ ดังนี้

$$T = 9.9188\theta$$

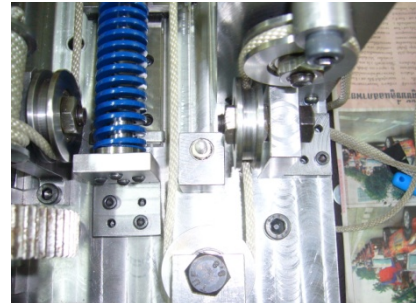
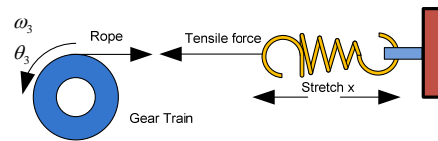
โดยที่  $T$  = แรงดึงเชือก (Kg)

$\theta$  = การขจัดเชิงมุมของเอ็นโคดเดอร์

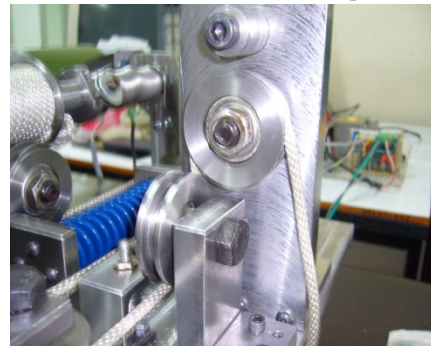
(rad)

#### 4.4 กลไกส่งผ่านแรงดึงผ่านเส้นเชือก

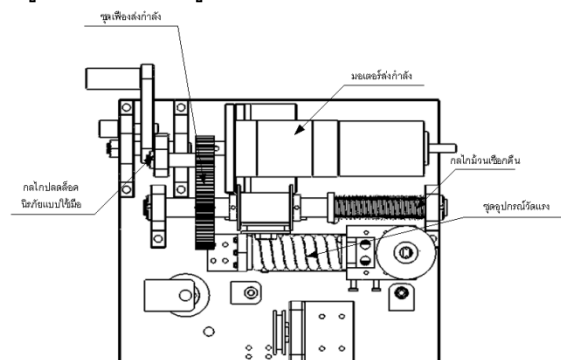
กลไกส่งแรงดึงผ่านเส้นเชือกเป็นกลไกที่ทำหน้าที่เป็นตัวเชื่อมระหว่างอุปกรณ์วัดแรงดึงเชือกกับอุปกรณ์ยึดหลังของคนที่อยู่ภายนอกที่จะไปทำการดึง โดยแบ่งออกเป็น 2 ส่วนหลักๆ ด้วยกัน คือ ส่วนที่เชื่อมต่อเชือกกับอุปกรณ์วัดแรงดึงเชือก ซึ่งเป็นส่วนที่อยู่ใน รูปที่ 15 กับส่วนของเชือกที่ผูกยึดเข้ากับอุปกรณ์ยึดหลังของคนที่เป็นส่วนอยู่ภายนอก รูปที่ 16

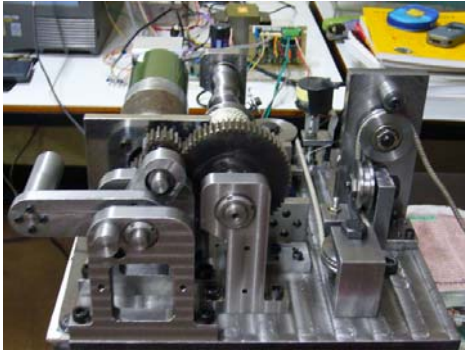


รูปที่ 15 กลไกส่งผ่านแรงดึงเชือกที่อยู่ในเครื่อง



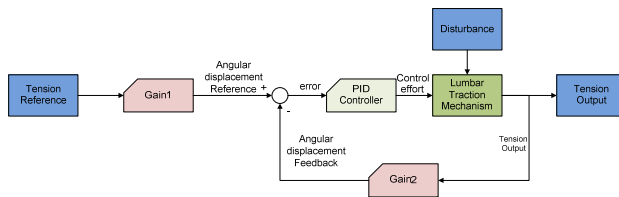
รูปที่ 16 กลไกส่งผ่านแรงดึงเชือกที่อยู่ด้านนอก  
โครงสร้างของกลไกเครื่องดึงกระดูกสันหลังที่  
สมบูรณ์แสดงไว้ในรูปที่ 17





รูปที่ 17 กลไกเครื่องดึงหลังสมบูรณ์

#### 4.5 การควบคุมแรงดึงเชือก



รูปที่ 18 แผนภาพแสดงระบบควบคุมแรงดึงเชือก

การควบคุมแรงดึงเชือกของกลไกเครื่องดึงกระดูกสันหลังมีรูปแบบดังแสดงไว้ในรูปที่ 18 ข้างต้น ซึ่งเป็นระบบควบคุมอย่างง่ายที่ใช้ในการควบคุมแรงดึงของเชือก จากรูปดังกล่าวเราสามารถกำหนดสัญญาณเส้นทางเดินของแรงดึงเชือก (Tension signal) ส่งผ่านไปยังตัว gain1 และ gain2 ซึ่งจะทำหน้าที่ในการแปลงสัญญาณจาก เส้นทางเดินของแรงดึงเชือกไปเป็นเส้นทางเดินของการขจัดเชิงมุมที่อ้างอิง (Angular position reference) และ แปลงจากแรงดึงเชือกที่วัดได้ที่อุปกรณ์วัดแรงไปเป็นการขจัดเชิงมุมตาม (Angular position tracking) ที่เอ็นโคดเดอร์วัดได้ ตามลำดับ แล้วนำไปเปรียบเทียบกัน จากนั้นตัวควบคุมแบบ PID (PID-Controller) ก็จะนำค่าความผิดพลาดที่เกิดขึ้นจากการเปรียบเทียบมาทำการปรับแก้แล้วนำสัญญาณที่ได้ไปขับกลไกของเครื่องดึงกระดูกสันหลัง(Lumbar Traction Mechanism) ให้ได้แรงดึงเชือกตามต้องการ

#### 4.6 การสร้างลักษณะแรงดึงเชือก (Traction profile)

ลักษณะแรงดึงเชือกที่ใช้กันในเครื่องดึงกระดูกสันหลังมีอยู่ 2 แบบหลักๆ คือ

1. ดึงแบบต่อเนื่อง (Continuous Mode) เป็นการดึงที่เพิ่มแรงดึงไปเรื่อยๆจนถึงค่าของแรงดึงที่ต้องการ

แล้วค้างไว้ที่ค่าแรงนั้นจนครบเวลาที่กำหนด ดังแสดงในรูปที่ 6 (ก) โดยค่าของแรงดึงที่กล่าวมานั้นมีชื่อเรียกว่าแรงดึงค้าง (Hold force)

2. ดึงแบบเป็นช่วง (Intermittent Mode) เป็นการดึงที่มีลักษณะเป็นวัฏจักร (Cycles) โดยมีแรงดึงค้าง (Hold force) และแรงดึงพัก (Rest Force) ดังแสดงในรูปที่ 6 (ข)

#### 4.7 การสร้างรูปแบบแรงดึงแบบต่อเนื่อง (Continuous mode)

การสร้างรูปแบบแรงดึงแบบต่อเนื่องนั้นเราจำเป็นที่จะต้องทราบ ค่าของแรงดึงค้าง (Hold force) เวลาที่ใช้ในการดึงค้าง (Hold time) และ เวลาขาขึ้น (Rise time) ที่ไปถึงค่าแรงดึงค้าง

โดยการดึงในช่วงแรก ( $0 < t \leq t_r$ ) ค่าของแรงดึงจะมีค่าดังสมการ  $T(t) = S(t - t_r)$  โดยการดึงในช่วงต่อมา ( $t_r < t \leq t_i$ ) ค่าของแรงดึงจะมีค่าดังสมการ  $T(t) = T_h$  โดยที่  $t_r =$  เวลาขาขึ้น (Sec),  $t_h =$  เวลาที่ใช้ในการดึงค้าง (Sec),  $t_i =$  เวลาทั้งหมด (Sec),  $T(t) =$  ค่าแรงดึงเชือกที่เวลาใดๆ (Kg),  $T_h =$  ค่าแรงดึงเชือกค้าง (Kg),  $S =$  ค่าความชัน (Kg/sec)

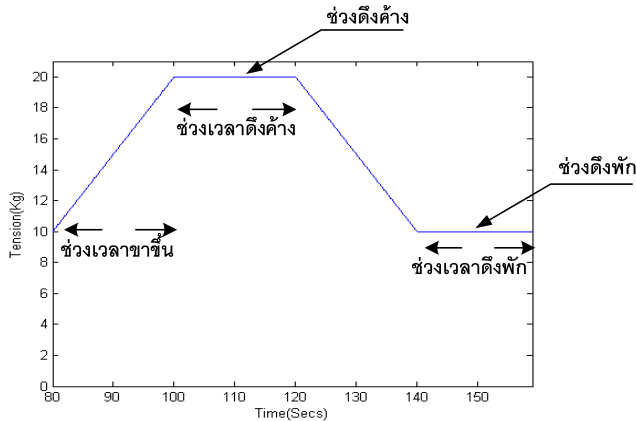
$$t_i = t_r + t_h; \quad S = \frac{T_h}{t_r}$$

#### 4.8 การสร้างลักษณะแรงดึงแบบเป็นช่วง (Intermittent Mode)

สำหรับการสร้างลักษณะแรงดึงแบบเป็นช่วงนั้นเราจำเป็นที่จะต้องทราบ ค่าของแรงดึงค้าง (Hold force) ค่าของแรงดึงพัก (Rest force) เวลาที่ใช้ในการดึงค้าง (Hold time) และ เวลาขาขึ้น (Rise time) โดยการดึงในแต่ละวัฏจักรแบ่งออกเป็น 4 ช่วง ดังแสดงในรูปที่ 19 คือ

1. ช่วงขาขึ้น (Rise)
2. ช่วงดึงค้าง (Hold)
3. ช่วงขาลง (Down)
4. ช่วงดึงพัก (Rest)





รูปที่ 20 แสดงรูปแบบการทดลอง

รูปที่ 19 องค์ประกอบของลักษณะการดิ่งแบบเป็นช่วง โดยการดิ่งในช่วงขาขึ้น ( $0 < t \leq t_1$ ) ค่าของแรงดิ่งจะมีค่าดังสมการ

$$T(t) = S_1(t - t_1) + T_h$$

โดยการดิ่งในช่วงดิ่งค้าง ( $t_1 < t \leq t_2$ ) ค่าของแรงดิ่งจะมีค่าดังสมการ

$$T(t) = T_h$$

โดยการดิ่งในช่วงขาลง ( $t_2 < t \leq t_3$ ) ค่าของแรงดิ่งจะมีค่าดังสมการ

$$T(t) = S_2(t - t_2) + T_h$$

โดยการดิ่งในช่วงดิ่งพัก ( $t_3 < t \leq t_4$ ) ค่าของแรงดิ่งจะมีค่าดังสมการ

$$T(t) = T_r$$

โดยที่  $t_1$  = เวลาขาขึ้น (Seconds)

$t_4$  = ค่าแรงดิ่งเชือกที่เวลาใดๆ

$t_2$  = เวลาที่ใช้ในการดิ่งค้าง (Seconds)

$T_r$  = ค่าแรงดิ่งเชือกพัก (Kg)

$t_3$  = เวลารวมทั้งหมด (Seconds)

$S_{1,2}$  = ค่าความชัน

$$\text{โดยที่ } S_1 = \frac{T_h - T_r}{t_1 - t_0}; \quad S_2 = \frac{T_r - T_h}{t_3 - t_2}$$

### 5. การทดสอบเครื่องดิ่งกระดูกสันหลัง

สำหรับการทดสอบการควบคุมแรงดิ่งของเครื่องดิ่งกระดูกสันหลังนั้น ได้ใช้หุ่นจำลองและสปริงดิ่งตาชั่งในการทดสอบ ดังแสดงในรูปที่ 20 โดยเปรียบเทียบแรงดิ่งเชือกที่วัดได้กับแรงดิ่งเชือกอ้างอิง เพื่อนำไปวิเคราะห์หาค่าความผิดพลาดและปรับค่าเกนในตัวควบคุมต่อไป

การทดสอบการควบคุมแรงดิ่งของเครื่องดิ่งกระดูกสันหลังได้แบ่งการทดสอบออกเป็น 2 แบบด้วยกัน โดยแบ่งตามลักษณะของการดิ่ง ดังนี้

1. ดิ่งแบบต่อเนื่อง (Continuous)
2. ดิ่งแบบต่อเนื่องแบบมีการรบกวน (Continuous with disturbance)
3. ดิ่งแบบหลายขั้น (Multistep)

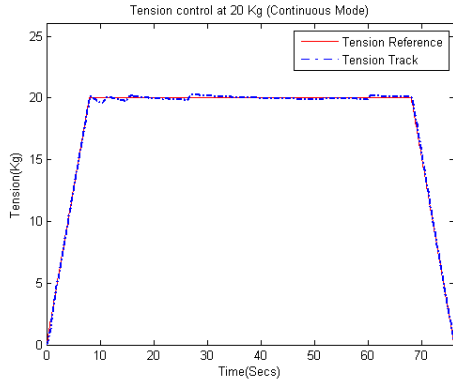
#### 5.1 การดิ่งแบบต่อเนื่อง (Continuous mode)

สำหรับการดิ่งแบบต่อเนื่องนั้น ได้ทำการทดสอบเป็น 2 ลักษณะ คือ ไม่มีการรบกวนและแบบมีการรบกวน โดยได้ทำการทดสอบที่แรงดิ่ง 10, 15 และ 20 กิโลกรัม แล้วนำมาเขียนกราฟเพื่อหาความสัมพันธ์ระหว่างเวลากับแรงดิ่งเชือกอ้างอิงและแรงดิ่งเชือกตาม และเวลากับค่าความผิดพลาดของแรงดิ่งเชือก

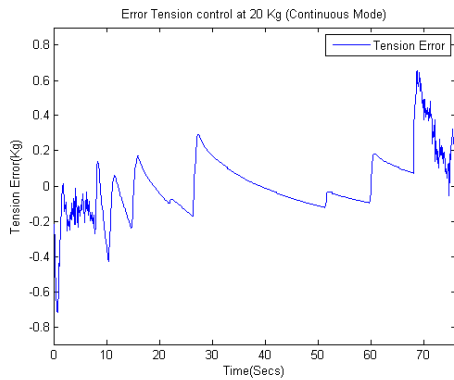
โดยการกำหนดค่าต่างๆ สำหรับการดิ่งแบบต่อเนื่องนั้น จะทำการกำหนด 3 ค่าด้วยกันคือ ค่าแรงดิ่งค้าง (hold force) เวลาที่ใช้ในการดิ่งค้าง (hold time) และ เวลาที่ใช้ในการเริ่มดิ่งจนถึงค่าของแรงดิ่งค้าง (rise time)

สำหรับในกรณีที่ 1 เมื่อสั่งให้แรงดิ่งเชือกดิ่งถึง 10, 15 และ 20 กิโลกรัม ภายในระยะเวลา 10 วินาที หลังจากเริ่มดิ่ง และดิ่งค้างไว้เป็นเวลา 55 วินาที จากรูปที่ 21 (ก) เป็นผลทดลองในกรณี 20 กิโลกรัม จะเห็นว่าแรงดิ่งเชือกที่เวลาต่างๆ นั้นใกล้เคียงกับแรงดิ่งเชือกอ้างอิง โดยสังเกตได้จากกราฟแสดงความผิดพลาดของแรงดิ่งเชือกที่แสดงในรูปที่ 21 (ข) จะเห็นว่าค่าความผิดพลาดสูงสุดไม่ 0.8 กิโลกรัม ส่วนในกรณีอื่นค่าความผิดพลาดจะไม่เกิน 0.06 กิโลกรัม สำหรับดิ่ง 10 และ 15 กิโลกรัม การแก้ไขเพื่อให้แรง

ดิ่งใกล้เคียงมากขึ้นนั้นสามารถปรับปรุงให้ดีขึ้นได้โดยปรับค่าเกนของตัวควบคุมแบบ PID หรือปรับปรุงโดยใช้ตัวควบคุมที่มีความสลับซับซ้อนมากขึ้น แต่อย่างไรก็ตาม ความผิดพลาดที่ได้นั้นถือว่าอยู่ในช่วงที่รับได้



(ก)



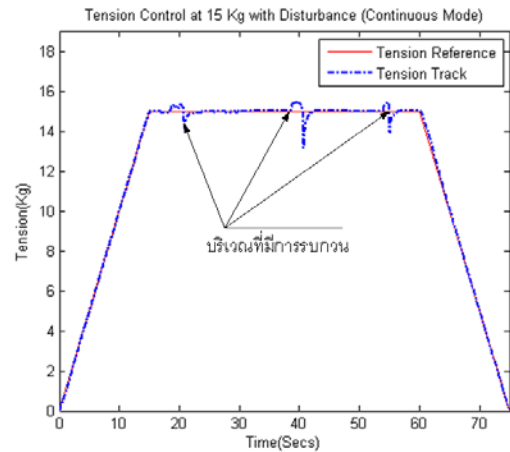
(ข)

รูปที่ 21 ผลการทดสอบที่แรงดึง 20 กิโลกรัมและค่าความผิดพลาด

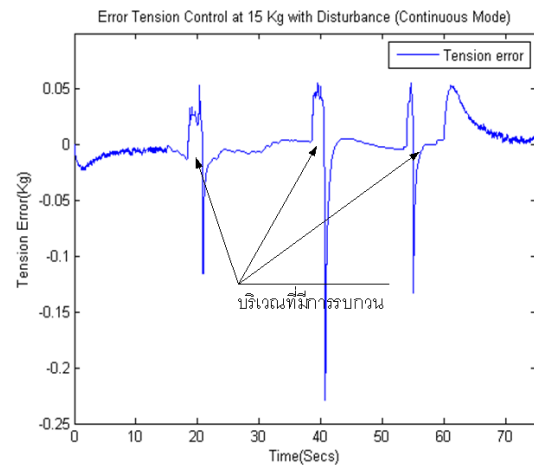
สำหรับในกรณีที่ 2 โดยให้การเพิ่มของแรงชักกว่าในกรณีที่ 1 เมื่อสั่งให้แรงดึงเชือกมีค่า 10, 15, 20 และ 25 กิโลกรัม ภายในระยะเวลา 30 วินาทีหลังจากเริ่มดึง และดึงค้างไว้เป็นเวลา 60 วินาที ผลที่ได้นั้นพบว่าแรงดึงเชือกที่เวลาต่างๆ นั้นใกล้เคียงกับแรงดึงเชือกอ้างอิงในลักษณะคล้ายกับกรณีที่ 1 โดยจะพบว่าค่าความผิดพลาดของแรงดึงเชือกไม่เกิน 0.4 กิโลกรัม การดึงที่ 10 และ 15 กิโลกรัม แต่สำหรับการดึงที่ 20 และ 25 กิโลกรัม จะมีค่าความผิดพลาดไม่เกิน 0.9 กิโลกรัมการแก้ไขนั้นสามารถพอจะปรับปรุงให้ดีขึ้นได้โดยปรับค่าเกนของตัวควบคุม

### 5.2 การดึงแบบต่อเนื่องแบบมีการรบกวน (Continuous mode with disturbance)

เป็นการทดสอบแรงดึงที่ 10 และ 15 กิโลกรัม เมื่อมีการดึงรบกวนเส้นเชือกเป็นช่วงๆ ผลปรากฏว่าการควบคุมแรงดึงเชือกค่อนข้างมีเสถียรภาพเพราะแรงดึงเชือกตามสามารถกลับมายังตำแหน่งแรงดึงเชือกอ้างอิงได้ดังแสดงในรูปที่ 22 กรณีที่แรงดึงเท่ากับ 15 กิโลกรัม และจะเห็นได้ว่ามีค่าความผิดพลาดในการดึงสูงสุดไม่เกิน 0.3 กิโลกรัม



(ก)



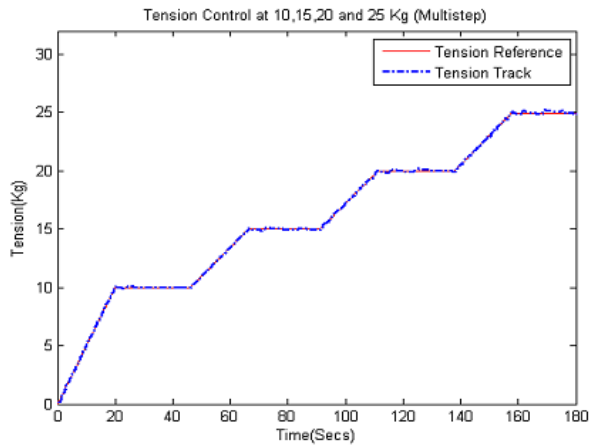
(ข)

รูปที่ 22 ผลการทดสอบที่แรงดึง 15 กิโลกรัมและค่าความผิดพลาด (มีการรบกวน)

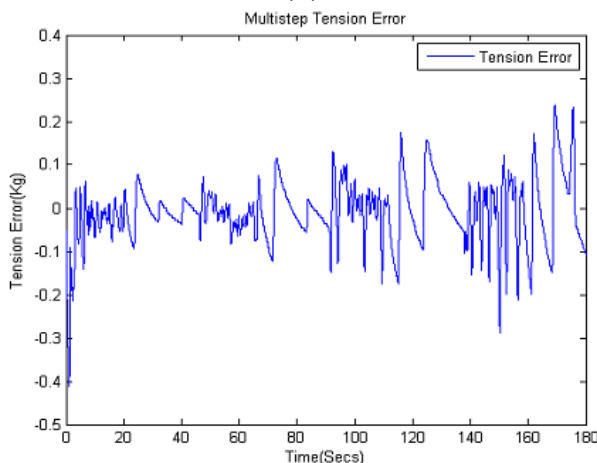
### 5.3 การดึงแบบมีหลายขั้น (Multistep)

เป็นการทดสอบแรงดึงเชือกแบบหลายขั้นในการทดลองเดียวกันเพื่อที่จะทำการศึกษาว่าการเปลี่ยนแปลงแรงดึงเชือกอ้างอิงระหว่างการดึงมีผลต่อการตอบสนองของแรงดึงเชือกตามอย่างไรบ้าง ผลปรากฏว่าการตอบสนองของแรงดึงเชือกตามที่ได้มาจากการเปลี่ยนแปลงของแรงดึงเชือกอ้างอิงสามารถตอบสนองได้เป็นอย่างดี โดยจะเห็นได้จากรูปที่ 23 ซึ่งเป็นผล

จากการทดลองการดึงด้วยแรง 10, 15, 20 และ 25 กิโลกรัม โดยความเร็วในการเปลี่ยนค่าแรงดึงอยู่ที่ประมาณ 20 วินาที จะเห็นได้ว่าค่าความผิดพลาดของแรงดึงเชือกสูงสุดมีค่าไม่เกิน 0.5 กิโลกรัม ดังแสดงในรูปที่ 23 (ข)



(ก)



(ข)

รูปที่ 23 ผลการทดสอบที่แรงดึง (ก) และค่าความผิดพลาด (ข) (แบบหลายขั้น)

### 6. สรุปผลการวิจัย

งานวิจัยนี้เป็นการออกแบบเครื่องดึงกระดูกสันหลังแบบมอเตอร์มีวันสาย (motorized Traction) ซึ่งสามารถสรุปได้ดังนี้

1. ออกแบบและพัฒนาต้นแบบ (Prototype) ของกลไกเครื่องดึงกระดูกสันหลังที่มีการออกแบบระบบปลดนิรภัยด้วยมือ (Manual) ทำให้มีความปลอดภัยมากยิ่งขึ้น อีกทั้งยังสามารถปรับแรงดึงและระยะเวลาในการดึงได้ตามที่ต้องการ นอกจากนี้ยังสามารถเลือกความเร็วในการดึงได้

2. เสถียรภาพ (Stability) ในการดึงของเครื่องดึงอยู่ในเกณฑ์ที่สามารถทนต่อสิ่งรบกวนได้เป็นอย่างดี

3. ค่าความแม่นยำ (Accuracy) ในการดึงอยู่ในเกณฑ์ที่เหมาะสม คือ มีค่าความผิดพลาดของแรงดึงเชือกไม่เกิน 0.9 กิโลกรัม

4. เครื่องที่พัฒนาขึ้นนี้สามารถนำไปใช้ในการศึกษาหาค่าแรงดึงที่เหมาะสมสำหรับการรักษา ซึ่งปัจจุบันนี้ ค่าแรงที่ใช้ในการดึงนั้นมีค่าประมาณ 1/2 ของน้ำหนักตัวและไม่น้อยกว่า 1/4 ของน้ำหนักตัว แต่ในความเป็นจริงยังไม่มีใครสามารถบอกได้ว่าค่าที่ถูกต้องจริงควรมีค่าอย่างไร ดังนั้นเครื่องที่พัฒนาขึ้นนี้สามารถนำไปใช้ในการทดลองดึงกล้ามเนื้อจริงด้วยแรงขนาดต่างและทำการวัดระยะยืดหดของหมอนรองกระดูก เพื่อวิเคราะห์หาแรงที่เหมาะสมสำหรับรักษาคนเพื่อให้ได้ประสิทธิภาพในการรักษาที่ดีกว่าปัจจุบัน

### 7. เอกสารอ้างอิง

- [1] Brian D.J. (2004). Spinal Traction in a Fitness Program, Synergy
- [2] C.Norman Shealy, M.D., Ph.D., F.A.C.S., Pierre L. Leroy, M.D., F.A.C.S., Pain Management, A Practical Guide for Clinicians, Fifth Edition Chapter 20, St. Lucie Press, Boca Raton, Florida
- [3] Rattana Rattanatham MD., Effective of Lumbar Traction with routine Conservative Treatment in Acute Herniated Disc syndrome, Department of Physical Medicine and Rehabilitation, King Chulalongkorn Memorial Hospital
- [4] Oron A, Pintov S, Halperin N, Mirovsky Y, Continuous Passive Mobilization to the lower Vertebral Column-A Controlled Randomized Study, Department of Orthopedics, Assaf Harofeh Medical Center, Zerifin, Israel
- [5] James M. Cox, D.C., D.A.C.B.R. (2003). *Back into Research*, Volume 12, Issue 8

[6] วิบูลย์ แสงวีระพันธุ์ศิริ (2548). การควบคุมระบบพลศาสตร์ Control of Dynamics Systems, พิมพ์ครั้งที่ 2, สำนักพิมพ์จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย,