

การออกแบบไดนามิกส์สแตบิไลเซชันสำหรับกระดูกสันหลังช่วงเอว Design of Dynamic Stabilization for Lumbar Spine

ชัญญาพันธ์ วิรุฬห์ศรี*, ไพรัช ตั้งพรประเสริฐ,
ปริญเอก ร่มไทรรัตน์, กীরติ ศิริกolkarn และ นวพงศ์ งามเลิศศิริชัย
ภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย เขตปทุมวัน กรุงเทพฯ 10330
โทร. 0-2218-6610 โทรสาร 0-2218-6610 *อีเมล: bio2mech@gmail.com

Chanyaphan Virulsri*, Pairat Tangpornprasert,
Parineak Romtrairat, Kirati Sirikolkarn and Navapong Ngamlertsirichai
Department of Mechanical Engineering, Faculty of Engineering, Chulalongkorn University, Pathumwan, Bangkok 10330
Tel: 0-2218-6610, Fax: 0-2218-6610, *E-mail: bio2mech@gmail.com

บทคัดย่อ: การรักษาโรคหมอนรองกระดูกสันหลังบริเวณเอว เสื่อมสภาพโดยวิธีผ่าตัด และใช้อุปกรณ์ Dynamic Stabilization เป็นวิธีที่กำลังแพร่หลายในปัจจุบัน เพราะเป็นวิธีการรักษาที่ขั้นตอนการผ่าตัดไม่ซับซ้อน และมีความปลอดภัยสำหรับผู้ป่วยที่เข้ารับการผ่าตัด แต่ผลการรักษาด้วยวิธีนี้ยังไม่ดีเท่าที่ควร ดังนั้นการพัฒนารูปแบบชนิดนี้จึงมีความสำคัญต่อการพัฒนาการรักษาโรคหมอนรองกระดูกสันหลังเสื่อมในประเทศไทย ขอบเขตของงานวิจัยนี้ คือ การออกแบบเพื่อหารูปร่างที่เหมาะสมของอุปกรณ์ Dynamic Stabilization สำหรับใช้ในผู้ป่วยโรคหมอนรองกระดูกสันหลังช่วงเอวเสื่อม โดยต้องการให้อุปกรณ์ที่ทำการออกแบบสามารถให้การเคลื่อนไหวที่เป็นธรรมชาติ มีอายุการใช้งานที่นาน รูปร่างของอุปกรณ์ที่ทำการออกแบบจะถูกนำไปวิเคราะห์โดยใช้วิธีคำนวณทางไฟไนต์เอลิเมนต์เพื่อจำลองการเคลื่อนไหวของอุปกรณ์เลียนแบบสภาพการใช้งานปกติ นำผลที่ได้มาทำการวิเคราะห์เพื่อพัฒนาและปรับปรุงรูปร่างของอุปกรณ์ ซึ่งผลการวิเคราะห์พบว่ารูปร่างของอุปกรณ์ Dynamic Stabilization ที่ดีที่สุดที่ได้ทำการออกแบบ คือ รูปร่างที่มีลักษณะคล้ายสปริง ซึ่งมีขอบเขตการเคลื่อนไหว และ Stiffness ในทำการก้มและการเงยใกล้เคียงกับธรรมชาติ จุดศูนย์กลางการเคลื่อนไหวอยู่ในตำแหน่งใกล้เคียงกับหมอนรองกระดูกปกติ และความเค้นที่เกิดขึ้นในเนื้อวัสดุส่วนมากไม่เกิน Fatigue Strength แต่ยังมีข้อเสียในบางประการ คือ อุปกรณ์รูปแบบนี้ไม่สามารถทำการผ่าตัดเพื่อใส่อุปกรณ์เข้าไปในร่างกายจากทางด้านหลังได้ และเกิดความเค้นสะสมในเนื้ออุปกรณ์บางส่วน ซึ่งอาจก่อให้เกิดความเสียหายต่ออุปกรณ์ได้

Abstract: Dynamic stabilization is a new trend of back-pain surgery because of its safe and simple operation. But clinical outcome of this operation is not good enough for recovering back

pain. For solving the problem, research objective is to design an appropriate geometry of dynamic stabilization device for lumbar spine using in degenerative disc patients. Concepts of design are to provide natural motion and to be durable. The designs are analyzed by finite element program, ANSYS, for observing stress and deformation of device under body-load condition. Analyzed models are developed to achieve proper geometry. Results show that a spring-like geometry is an optimal design. Range of motion and stiffness of the device are about an intact disc value. Moreover, its center of rotation is in an area of intact disc and overall stress does not exceed fatigue strength. But the device cannot be inserted by using posterior approach. The further improvements are needed before practical using.

Keywords: Dynamic stabilization, range of motion, stiffness, fatigue strength

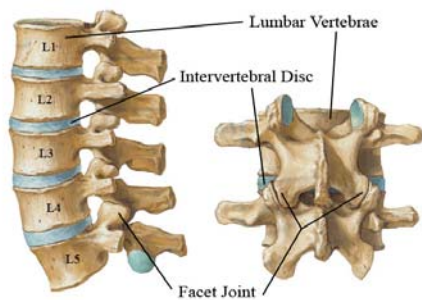
บทนำ

การรักษาโรคหมอนรองกระดูกสันหลังเสื่อมด้วยวิธีการผ่าตัดในปัจจุบันมี 3 วิธี คือ การเชื่อมกระดูก (Bone Fusion) การใส่หมอนรองกระดูกเทียม (Total Artificial Disc Replacement) และการใส่อุปกรณ์ Dynamic Stabilization โดยที่วิธีการเชื่อมกระดูกให้ผลการรักษาที่ดี แต่จะทำให้เกิดการเสื่อมสภาพของหมอนรองกระดูกข้อถัดไปในเวลาต่อมา การใส่หมอนรองกระดูกเทียมให้การเคลื่อนไหวที่เหมือนธรรมชาติมากที่สุด [1] แต่การผ่าตัดเพื่อใส่อุปกรณ์ต้องผ่าตัดทางด้านหน้า ซึ่งทำการผ่าตัดได้ยาก และเป็นอันตรายต่อผู้ป่วย นอกจากนี้ยังมีราคาแพง และมีส่วนประกอบหลายชิ้น ทำให้มีโอกาสที่จะเกิดการเคลื่อนหลุดได้ สำหรับ

วิธี Dynamic Stabilization เป็นวิธีที่กำลังแพร่หลาย เนื่องจากการผ่าตัดทางด้านหลัง ซึ่งสามารถทำได้ง่าย แต่ไม่สามารถให้การเคลื่อนไหวได้มากเท่ากับการใส่หมอนรองกระดูกเทียม และยังให้ผลการรักษาได้ไม่ดีเท่าที่ควร งานวิจัยนี้จึงมีจุดมุ่งหมายเพื่อออกแบบ Dynamic Stabilization ที่สามารถให้การเคลื่อนไหวที่เป็นธรรมชาติ มีส่วนประกอบน้อยชิ้น และราคาไม่แพง

กายวิภาคศาสตร์และชีวกลศาสตร์

กระดูกสันหลังของคนจะถูกแบ่งเป็น 5 ส่วน ได้แก่ ส่วนคอ(Cervical Spine) ส่วนอก(Thoracic Spine) ส่วนบั้นเอว(Lumbar Spine) ส่วนกระเบนเหน็บ(Sacral Spine) และส่วนก้นกบ(Coccyx Spine) ซึ่งกระดูกสันหลังส่วนบั้นเอวซึ่งแสดงในรูปที่ 1 [2] เป็นส่วนที่หมอนรองกระดูกสันหลังจะเสื่อมได้ง่ายที่สุด เนื่องจากเป็นส่วนที่ต้องรับน้ำหนักมากที่สุด โดยกระดูกสันหลังส่วนบั้นเอว มีขอบเขตการเคลื่อนไหวของการก้มเอียงประมาณ 15-20 องศา การเอียงตัวไปทางด้านข้างแต่ละข้างประมาณ 3-5 องศา และการบิดตัวในแนวแกนประมาณ 1-2 องศา [3]



รูปที่ 1 แสดงกระดูกสันหลังช่วงเอว

เกณฑ์และขั้นตอนในการออกแบบอุปกรณ์

เกณฑ์ในการออกแบบ ได้แก่ อุปกรณ์สามารถใช้รักษาโรคหมอนรองกระดูกกดทับเส้นประสาทได้ ช่วยให้กระดูกสันหลังเคลื่อนไหวได้เหมือนธรรมชาติ กล่าวคือ พยายามเลียนแบบชีวกลศาสตร์ของกระดูกสันหลังช่วงเอว ตัวอุปกรณ์ทำให้การเคลื่อนไหวของกระดูกสันหลังมีจุดศูนย์กลางการหมุน (Center of Rotation) และ Stiffness ใกล้เคียงกับหมอนรองกระดูกปกติ เมื่อได้รูปร่างของอุปกรณ์แล้ว จึงนำไปวิเคราะห์การเคลื่อนไหวด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์โดยใช้โปรแกรม ANSYS ซึ่งเงื่อนไขขอบเขตที่ใช้ในการคำนวณจะเป็นการเลียนแบบสภาพการใช้งานปกติ จากนั้นจึงทำการปรับปรุงรูปร่างของอุปกรณ์ จนกระทั่งได้รูปร่างที่ดีที่สุด โดยผลการคำนวณที่นำมาใช้ในการปรับปรุงรูปร่างของอุปกรณ์ คือ การเสียรูป (Deformation) ของอุปกรณ์ ค่า Stiffness และความเค้น (Stress) ที่เกิดขึ้นในเนื้ออุปกรณ์ ภายใต้โหลดในท่าทางต่างๆ

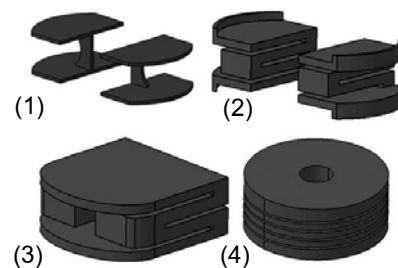
การคำนวณด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์

กำหนดเงื่อนไขขอบเขตการเคลื่อนไหวของอุปกรณ์ให้เลียนแบบสภาพการใช้งานปกติ กล่าวคือ กำหนดให้วัสดุที่ใช้สำหรับอุปกรณ์ที่ทำการออกแบบเป็นไททาเนียมอัลลอยด์ (Ti-6Al-4V) ซึ่งเป็นวัสดุที่สามารถใช้ได้ภายในร่างกาย และมีค่า Yield Stress เท่ากับ 950 MPa [4] ทำการตรึง (Fixed) ผิวด้านล่างของอุปกรณ์ แล้วทำการใส่โหลดบริเวณผิว

ด้านบน เพื่อจำลองการเคลื่อนไหวของกระดูกสันหลังก่อนบนเทียบกับท่อนล่าง โหลดที่ใส่ในทำเป็นปกติมีค่าเท่ากับ 600 นิวตัน ซึ่งใส่ในลักษณะของความดันกดลง (Compression) บนผิวด้านบนของอุปกรณ์ ซึ่งขนาดของความดันแปรตามพื้นที่ผิวของอุปกรณ์ที่ทำการออกแบบ เพื่อให้ได้แรงกดใกล้เคียงกับปริมาณที่ต้องการ เพิ่มโมเมนต์บิดขนาด 20 นิวตันเมตรใน Sagittal plane เพื่อจำลองโหลดที่เกิดขึ้นในท่าก้มตัว และเอียงตัว ส่วนทำเอียงตัวไปทางด้านข้าง เพิ่มโมเมนต์บิดใน Frontal plane ขนาด 7.5 นิวตันเมตร โดยโมเมนต์เหล่านี้ ใส่ในลักษณะของแรงคู่ควบ

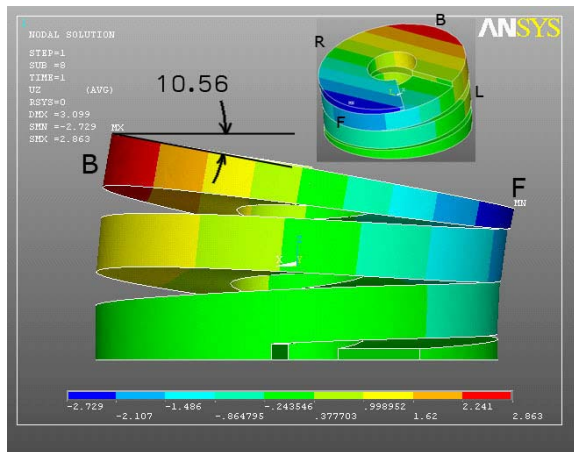
ผลการวิเคราะห์

งานวิจัยนี้ได้ทำการออกแบบและปรับปรุงอุปกรณ์ Dynamic Stabilization ในหลายรูปร่าง ดังแสดงในรูปที่ 2

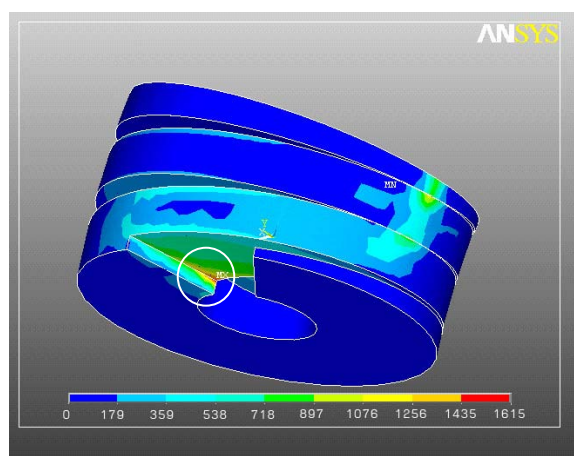


รูปที่ 2 แสดงอุปกรณ์ Dynamic Stabilization รูปร่างต่างๆ ที่ได้ทำการออกแบบ

รูปร่างที่ 1 ได้แนวคิดมาจากคาง (Cage) ซึ่งเป็นอุปกรณ์สำหรับการเชื่อมกระดูกชนิดหนึ่ง โดยออกแบบให้อุปกรณ์มีความยืดหยุ่นเพื่อให้เกิดการเคลื่อนไหวระหว่างกระดูกท่อนบนและท่อนล่าง แต่มีข้อเสียคือความเค้นที่เกิดขึ้นมีค่าสูงมากเมื่อมีการเคลื่อนไหว จึงได้พัฒนาเป็นรูปร่างที่ 2 คือออกแบบให้ส่วนที่มีการเสียรูปมีความยืดหยุ่นมากขึ้นเพื่อลดความเค้น แต่จากการอภิปรายร่วมกับแพทย์ออร์โธปิดิกส์พบว่ารูปร่างนี้ไม่สามารถนำไปใช้จริงได้ เนื่องจากตำแหน่งการยึดอุปกรณ์ไม่เหมาะสม ส่วนรูปร่างที่ 3 ได้ทำการปรับปรุงตำแหน่งการยึดอุปกรณ์จากรูปร่างที่ 2 เพื่อให้สามารถใส่อุปกรณ์เข้าไปในร่างกายได้ แต่ยังพบข้อเสียเดิม คือ ความเค้นที่เกิดขึ้นมีค่าสูงมากเมื่อมีการเคลื่อนไหว จึงได้มีการพัฒนาต่อมาเป็นรูปร่างที่ 4 ซึ่งเป็นรูปร่างที่ดีที่สุดที่ได้ทำการออกแบบ คือ รูปร่างที่มีลักษณะคล้ายสปริง ภายใต้โหลดในท่าก้มอุปกรณ์เสียรูปไป 10.56 องศา ดังรูปที่ 3 ค่า Stiffness ของอุปกรณ์สามารถคำนวณได้จากโมเมนต์ที่ใส่ต่อระยะการเสียรูปที่เกิดขึ้น ซึ่งคำนวณได้ 1.89 นิวตันเมตรต่อองศา และความเค้นที่เกิดขึ้นในเนื้ออุปกรณ์โดยรวมมีค่าไม่เกิน 60% ของ Yield Stress ยกเว้นบางส่วนที่เกิดความเค้นสะสม (บริเวณที่มีวงกลมล้อมรอบ) ซึ่งมีค่าสูงกว่า Yield Stress ของวัสดุ ดังรูปที่ 4



รูปที่ 3 แสดงการเสียรูปของอุปกรณ์ภายใต้โหลดในท่าก้ม



รูปที่ 4 แสดงความเค้นที่เกิดขึ้นในเนื้ออุปกรณ์ในท่าก้ม

การเสียรูปที่เกิดขึ้นในท่าเงย คือ 8.44 องศา คำนวณ Stiffness ได้ 2.37 นิวตันเมตรต่อองศา สำหรับท่าการเอียงตัวไปทางด้านข้าง เกิดการเสียรูป 5.66 องศา และ 5.11 องศาในการเอียงไปทางขวาและซ้ายตามลำดับ Stiffness มีค่าเท่ากับ 1.33 และ 1.47 นิวตันเมตรต่อองศา ในการเอียงไปทางขวาและซ้ายตามลำดับ

อภิปรายและวิเคราะห์ผลการคำนวณ

เมื่อพิจารณาจากเกณฑ์ในการออกแบบ โดยเกณฑ์แรกคือจุดศูนย์กลางการหมุน พบว่าอุปกรณ์รูปร่างคล้ายสปริงมีจุดศูนย์กลางการหมุนอยู่ค่อนข้างมาทางส่วนหลังของหมอนรองกระดูก ซึ่งใกล้เคียงกับจุดศูนย์กลางการหมุนของหมอนรองกระดูกปกติ [5] เมื่อพิจารณาจากเกณฑ์ของความเค้นที่เกิดขึ้นในเนื้ออุปกรณ์ดังแสดงในรูปที่ 3 พบว่าความเค้นที่เกิดขึ้นบนชิ้นงานมีค่าสูงมากในบริเวณที่มีวงกลมล้อมรอบ ซึ่งเป็นขอบหรือมุมของชิ้นงาน เพราะเป็นบริเวณที่เกิดความเค้นสะสม (Stress Concentration) ซึ่งโมเดลทั้งหมดที่ใช้ในการวิเคราะห์ของงานวิจัยนี้ไม่ได้มีการทำฟิเลต (Fillet) เนื่องจากการใส่ฟิเลตในโมเดลจะส่งผลให้เวลาที่ใช้ในการคำนวณเพิ่มมากขึ้น การฟิเลตจะทำให้ความเค้นสะสมที่บริเวณขอบมุมกระจายไปสู่บริเวณข้างเคียง ส่งผลให้ความเค้นบริเวณนั้นลดลง นอกจากนี้การใส่โมเมนต์โดยใช้แรงคู่ควบ จะส่งผลให้จุดที่ใส่แรงเป็นจุดที่เกิดความเค้นมากเช่นเดียวกัน เมื่อพิจารณาจาก

การเสียรูปของอุปกรณ์ภายใต้โหลดในท่าการก้ม 20 นิวตันเมตร ซึ่งเป็นโหลดที่ค่อนข้างสูง เกิดขึ้นไม่เกินขอบเขตการเคลื่อนไหวของหมอนรองกระดูกปกติ (ประมาณ 8-12 องศา) นอกจากนี้เมื่อพิจารณา Stiffness ในการก้มของโมเดลนี้ คือ 1.89 นิวตันเมตรต่อองศา เมื่อเทียบกับ Stiffness ในการก้มของหมอนรองปกติ คือ ประมาณ 1.8 นิวตันเมตรต่อองศา [6] จะเห็นว่ามีค่าใกล้เคียงกัน และในท่าเงยก็มีการเสียรูปไม่เกินขอบเขตการเคลื่อนไหวของธรรมชาติ และ Stiffness มีค่าเท่ากับ 2.37 นิวตันเมตรต่อองศา ซึ่งใกล้เคียงธรรมชาติ (2.6 นิวตันเมตรต่อองศา [6]) เช่นเดียวกัน แต่การเสียรูปในท่าเอียงตัวไปด้านข้างเกิดมากเกินไป ส่งผลให้ Stiffness ในท่ายืนมีค่าเท่ากับ 1.3 และ 1.4 นิวตันเมตรต่อองศา ซึ่งน้อยกว่าค่าธรรมชาติ (2.3 นิวตันเมตรต่อองศา [6]) ทั้งนี้สามารถปรับขอบเขตการเคลื่อนไหว และ Stiffness ของอุปกรณ์ได้ โดยการเปลี่ยนรูปร่างของอุปกรณ์ เช่น การเปลี่ยนมุมเกลียว หรือการเพิ่มขนาดของช่องเจาะ ข้อเสียที่ยังคงมีอยู่ คือ อุปกรณ์ไม่สมมาตรในการให้การเคลื่อนไหวทางด้านข้าง สังเกตได้จากกรณีที่อุปกรณ์เสียรูปไม่เท่ากันภายใต้โหลดท่าเอียงตัวไปทางด้านซ้ายและขวา ความเค้นสะสมที่เกิดขึ้นส่วนใหญ่แม้จะไม่สูงจนเกินจุดคราก แต่ก็ยังมีอีกหลายบริเวณที่ความเค้นมีค่าสูงเพียงพอที่จะทำให้เกิดความเสียหายจากความล้าเมื่ออุปกรณ์ถูกใช้งานเป็นเวลานาน และข้อเสียสำคัญอีกประการ คือ ขนาดของอุปกรณ์ที่ใหญ่ ทำให้ไม่สามารถผ่าตัดเพื่อใส่อุปกรณ์เข้าจากทางด้านหลังได้

สรุป

รูปร่างของอุปกรณ์ Dynamic Stabilization ที่ดีที่สุดที่ได้ทำการออกแบบ คือ รูปร่างที่มีลักษณะคล้ายสปริง ซึ่งมีขอบเขตการเคลื่อนไหว และ Stiffness ในท่าการก้มและการเงยใกล้เคียงกับธรรมชาติ จุดศูนย์กลางการเคลื่อนไหวอยู่ในตำแหน่งใกล้เคียงกับหมอนรองกระดูกปกติ และความเค้นที่เกิดขึ้นในเนื้อวัสดุส่วนมากไม่เกินจุดคราก แต่ยังมีข้อเสียในบางประการ คือ อุปกรณ์รูปแบบนี้ไม่สามารถทำการผ่าตัดเพื่อใส่อุปกรณ์เข้าไปในร่างกายจากทางด้านหลังได้ เนื่องจากอุปกรณ์มีขนาดใหญ่เกินไป และเกิดความเค้นสะสมในเนื้ออุปกรณ์บางส่วน ซึ่งอาจก่อให้เกิดความเสียหายต่ออุปกรณ์ได้ ทั้งนี้อุปกรณ์ที่ทำการออกแบบยังมีความจำเป็นที่จะต้องได้รับการพัฒนาต่อไป เพื่อให้สามารถนำไปใช้งานได้จริงในอนาคต

กิตติกรรมประกาศ

บทความนี้ได้รับทุนอุดหนุนจากสำนักงานคณะกรรมการการอุดมศึกษา และสำนักงานกองทุนสนับสนุนการวิจัย ความเห็นในรายงานและผลการวิจัยเป็นของผู้วิจัย สำนักงานคณะกรรมการการอุดมศึกษา และสำนักงานกองทุนสนับสนุนการวิจัยไม่จำเป็นต้องเห็นด้วยเสมอไป

เอกสารอ้างอิง

- [1] Montana Spine & Pain Center, "A Patient's Guide to Anterior Lumbar Interbody Fusion" . <http://www.eorthoped.com>

- [2] Filler, A., "Parts of the Vertebra: Lumbar".
http://www.backpainguide.com/Chapter_Fig_folders/Ch05_Anatomy_Folder/1LumbVert.html
- [3] Nordin, M., and Frankel, V.H., 2001, "Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System", Lippincott Williams & Wilkins, p.256-281
- [4] Callister, W.D., Jr., 2003, "Materials science and engineering: an introduction", 6th edition, John Wiley & Sons, p.598-605.
- [5] Herkowitz, H. N., Dvorak, J., Bell, G., Nordin, M., and Grob, D., 1996, "The Lumbar Spine/The International Society for the Study of the Lumbar Spine", 2nd Edition, Lippincott Williams & Wilkins, p.43-57
- [6] Schmidt, T.A., An, H.S., Lim, T.H., Nowicki, B.H., Haughton, V.M., "The stiffness of lumbar spinal motion segments with a high-intensity zone in the anulus fibrosus".
http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?db=pubmed&cmd=Retrieve&dopt=AbstractPlus&list_uids=9802156&query_hl=4&itool=pubmed_docsum