Chula Med J Vol. 57 No. 6 November- December 2013

แรงกระทำต่อกระดูกสันหลังระหว่างการใช้ชีวิตประจำวัน

ชูเกียรติ เฉลิมพันธ์พิพัฒน์*

Chalermpanpipat C. Spinal load on daily living activities. Chula Med J 2013 Nov – Dec; 57(6): 709 - 21

Many researches have been carried out for many years, try to explain spinal load on daily living activities. From the idea that most of the back pain patients may have intervertebral disc pathologies such as disc degenerated disease, disc herniation, etc. At the present time, there are limit amounts of reliable informations about load on spinal column because the accurate data must be from in vivo study due to the important role of spinal muscles force that act on spinal column during daily living activities. So, the ethical problem must be another issue for these kinds of study.The data that has been collected in this article show that forward bending position may cause spinal load over 10 times over lying position. And the spinal load may be increased up to over 20 times between lying position and bending forward to pick up 20Kg. weighted thing from the floor.

Keywords : *Spinal load, intradiscal pressure.*

Reprint request: Chalermpanpipat C. Department of Anatomy, Faculty of Medicine, Chulalongkorn University, Bangkok 10330, Thailand.

Received for publication. September 30, 2013.

วัตถุประสงค์ : Review article นี้มีวัตถุประสงค์ในการรวบรวมข้อมูลที่น่าเชื่อถือ มาไว้ใช้ในการพิจารณาให้คำแนะนำท่าทางในกิจวัตรประจำวันแก่ผู้ป่วยเพื่อป้องกันการปวดหลัง และผู้ป่วยที่ได้รับการผ่าตัดดามกระดูกสันหลังด้วยโลหะแล้ว เพื่อหลีกเลี่ยงภาวะ adjacent segment syndrome

*ภาควิชากายวิภาคศาสตร์ และ ศัลยศาสตร์ออร์โธปิดิกส์ คณะแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ชูเกียรติ เฉลิมพันธ์พิพัฒน์. แรงกระทำต่อกระดูกสันหลังระหว่างการใช้ชีวิตประจำวัน. จุฬาลงกรณ์เวชสาร 2556 พ.ย. – ธ.ค.; 57(6): 709 – 21

มีความพยายามในการทดลองว่ากระดูกสันหลังต้องรับภาระในการรับแรงที่มากระทำมากน้อยแค่ไหนในแต่ละวันมาเป็นเวลานาน โดยเริ่มจากแนวความคิดที่ว่าหมอนรองกระดูกที่มีพยาธิสภาพ เช่น disc degenerated, disc herniation อาจเป็นสาเหตุของการปวดหลังในผู้ป่วยจำนวนมาก แต่จนกระทั่งปัจจุบันข้อมูลในเรื่องแรงที่มากระทำต่อกระดูกสันหลัง (Load on spinal column) ก็ยังมีจำกัด เหตุผลหนึ่งก็คือ ข้อจำกัดในการศึกษา (เนื่องจากกล้ามเนื้อของหลังมีส่วนสำคัญมากในการออกแรงกระทำต่อกระดูกสันหลัง) ดังนั้นหากพิจารณาการศึกษา in vitro ผลที่ได้ก็จะผิดไปจากค่าความเป็นจริง และยังจำเป็นต้องใช้สูตรคำนวณทางคณิตศาสตร์ และ computer อีกมาก ข้อมูลที่ได้จาการศึกษา in vivo เป็นข้อมูลที่หาได้ยากเนื่องจากมีข้อจำกัดเรื่องจริยธรรมในการวิจัย ข้อมูลที่รวบรวมได้จากอดีตถึงปัจจุบัน แสดงให้เห็นว่าท่าทางระหว่างการใช้ชีวิตประจำวันมีผลทำให้เกิด spinal load แตกต่างกันได้มากกว่า 10 เท่า โดยมีท่านอนเป็นท่าที่มี spinal load น้อยที่สุด และท่าก้มตัวไปทางด้านหน้ามี spinal load สูงที่สุด และหากก้มตัวไปยกของทางด้านหน้าอาจมี spinal load เพิ่มขึ้นจากท่านอนได้มากถึงกว่า 20 เท่า

คำสำคัญ: *แรงกระทำต่อกระดูกสันหลัง, ความดันภายในหมอนรองกระดูกสันหลัง.*

ในระหว่างปี 1960 - 1970 Nachemson ได้เผยแพร่ผลงานการศึกษาหลายฉบับ เกี่ยวกับปัจจัยต่าง ๆ ที่ทำให้แรงดันภายในหมอนรองกระดูกสันหลังบริเวณเอวเปลี่ยนแปลงเพิ่มขึ้นหรือลดลง[1 - 5] แต่ผลงานที่เป็นที่อ้างอิงกันแพร่หลายจนถึงปัจจุบัน เป็นการศึกษาโดยใช้ sensor วัดความดันแทงเข้าไปที่ intervertebral disc ส่วน lumbar ในอาสาสมัคร 10 คน แล้ววัด intradiscal pressure เมื่ออยู่ใน position ต่าง ๆ ระหว่าง L2-5 ได้ผลดังนี้ (ตารางที่ 1)

ท่านั่ง

พบว่า load ในหมอนรองกระดูกสันหลังบริเวณเอว เมื่อนั่งตัวตรงไม่มีพนักพิงมีค่าระหว่าง 100 ถึง 180 kg ตามภาพ หรือประมาณ 3 เท่าของน้ำหนักตัวเหนือตำแหน่งที่วัดเนื่องจากผลของแรงดึงของกล้ามเนื้อโดยเฉพาะ psoas muscle

ท่ายืน

Nachemson พบว่า load ของหมอนรองกระดูกบริเวณเอวเมื่อเปรียบเทียบกับท่านั่งลดลงไปประมาณ 30% โดยค่าที่วัดอยู่ระหว่าง 80 ถึง 150 kg โดยที่ psoas muscle ทำงานน้อยลง และ line of gravity อยู่ในแนวกึ่งกลางของ nucleus pulposus มากขึ้น มีการศึกษาที่สนับสนุนข้อมูลนี้อีกมาก

Reclining Position

ข้อมูลของ Nachemson จากการวัด load ต่อหมอนรองกระดูกสันหลังเมื่ออยู่ในท่า recline ลดลงถึงประมาณ 50% เมื่อเปรียบเทียบกับท่านั่งตัวตรงไม่มีพนักพิง หรือต่ำกว่าท่ายืนประมาณ 20%

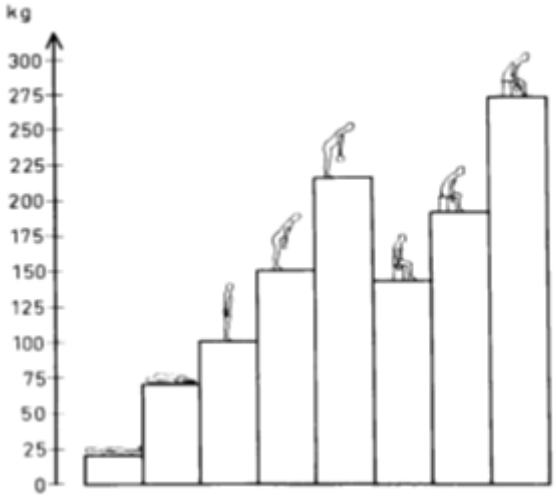
Forward leaning Position

การโน้มตัวลงไปทางด้านหน้า เป็นการเพิ่ม load ต่อหมอนรองกระดูกสันหลังบริเวณเอว อีกประมาณ 50 kg (ทั้งท่านั่งและยืน) หากมีน้ำหนักเพิ่มอีก 20 kg ต่อ subject ความดันในหมอนรองกระดูกสันหลังเพิ่มขึ้นในท่ายืน มีค่าสูงสุดเป็น 250 kg และท่านั่ง 270 kg ตามตารางที่ 1

ได้ผลการศึกษาโดยสรุปตามรูปภาพได้ดังนี้ (รูปที่ 1)

ตารางที่ 1. Approximated load in Kg. on the 3rd lumbar disc in different positions in individuals of varying body weights ของ Nachemson [1]

Weight of Subject (Kg.)	50	60	70	80	90	100
Position of Body	Load on the Disc (Kg.)					
Upright sitting, unsupported	110	126	142	158	174	190
Upright standing	75	87	99	111	123	135
Reclining (lateral decubitus)	55	63	71	79	87	95
Reclining (relaxed supine)	15	15	20	20	25	25
Sitting + forward tilting of 20^{O}	145	168	191	214	237	260
Sitting + forward tilting of 20^{O} and 10 Kg. load in each hand	226	249	270	295	317	340
Standing + forward tilting of 20^{O}	110	129	148	167	186	205
Standing + forward tilting of 20^{O} and 10 Kg. load in each hand	177	195	215	234	262	287



รูปที่ 1. The load on lumbar disks in different positions of the body ของ Nachemson [1]

แนวความคิดและผลการทดลองนี้ได้รับการสนับสนุนโดยการศึกษาต่อมาอีกหลายครั้งและยังยืนยันต่อมาภายหลังจากการศึกษาของ Marcel Dreischarf และคณะ[6] ในปี 2013 ว่าเราสามารถวัด compressive load ต่อ lumbar spine โดยใช้การคำนวณจากค่า intradiscal pressure ได้

ในปี 1999 Wilke และคณะ[7] ได้ทำการทดลองในลักษณะเดียวกัน โดยใช้เครื่องมือวัดกับอาสาสมัครเพียง 1 ราย ได้ผลการศึกษา ดังนี้ (ตารางที่ 2)

ตารางที่ 2. Pressure in the intervertebral disc in different positions ของ Wilke และคณะ[7]

Position	Pressure (MPa)
Lying supine	0.10
Lying on the side	0.12
Lying prone	0.11
Lying prone, extended back, supporting on elbows	0.25
Laughing heartily, lying laterally	0.15
Sneezing, lying laterally	0.38
Peaks by turning around	0.70.-0.80
Relaxed standing	0.50
Standing, performing vasalva maneuver	0.92
Standing, bent forward	1.10
Sitting relaxed, without backrest	0.46
Sitting actively straightening the back	0.55
Sitting with maximum flexion	0.83
Sitting bent forward with tight supporting the elbows	0.43
Sitting slouched into the chair	0.27
Standing up from a chair	1.10

ตารางที่ 2. Pressure in the intervertebral disc in different positions ของ Wilke และคณะ[7] (ต่อ)

Position	Pressure (MPa)
Walking barefoot	0.53-0.65
Walking with tennis shoes	0.53-0.65
Jogging with hard street shoes	0.35-0.95
Jogging with tennis shoes	0.35-0.85
Climbing stairs, one stair at a time	0.50-0.70
Climbing stairs, two stairs at a time	0.30-1.20
Walking down stairs, one stair at a time	0.38-0.60
Walking down stairs, two stairs at a time	0.30-0.90
Lifting 20kg., bent over with round back	2.30
Lifting 20kg., as taught in back school	1.70
Holding 20kg., close to the body	1.10
Holding 20kg., 60 cm. away from the chest	1.80
Pressure increase during night (over a period of 7 hr)	0.10-0.24

หมายเหตุ 1MPa = 10.19716213 kg/cm^2

ท่านอน

Load ต่อหมอนรองกระดูกน้อยที่สุดในท่านอนหงาย และมากขึ้นในท่านอนคว่ำ และนอนตะแคงตามลำดับ คล้ายกับผลของ Nachemson เพียงแต่ตัวเลขที่เปลี่ยนแปลงมีค่าแตกต่างกันอยู่บ้าง แต่หากนอนคว่ำแล้วยันตัวส่วนบนขึ้นด้วยข้อศอก ความดันภายในหมอนรองกระดูกสันหลังเมื่อเปรียบเทียบกับนอนคว่ำธรรมดาจะเพิ่มเป็นประมาณ 2 เท่า แต่อย่างไรตาม ในท่านอนโดยรวมแรงที่มากระทำต่อหมอนรองกระดูกสันหลังยังน้อยกว่าในท่านั่งหรือท่ายืนและการโน้มตัวไปทางด้านหน้า

ท่านั่งและท่ายืน

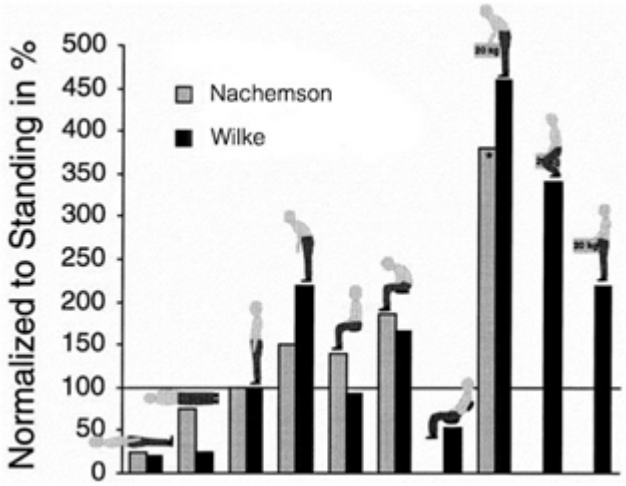
ผลการศึกษาของ Wilke และคณะ ยืนยันและให้ผลการศึกษาใกล้เคียงกับผลของ Nachemson ยกเว้น อยู่ 2 กรณีคือ Wilke พบว่าการยืนก้มมี intradiscal pressure มากกว่าการนั่งก้ม และความดันภายในหมอนรองกระดูกบริเวณเอวในท่านั่ง relax มีค่าใกล้เคียงหรือต่ำกว่า เมื่อเปรียบเทียบกับท่ายืน ซึ่งเป็นผลที่แตกต่างกับการศึกษาที่เป็นที่อ้างอิงมาตลอดกว่า 30 ปี

ส่วนเพิ่มเติมเรื่องความดันของหมอนรองกระดูกสันหลังจากการศึกษานี้ คือ ท่านั่งตรงหลังตรงเป็นภาระต่อกระดูกสันหลังมากกว่าท่านั่ง relax อย่างมีนัยสำคัญและเมื่อเปรียบเทียบผลการศึกษาของ Wilke กับ ผลการศึกษาของ Nachemson จะได้ผลดังรูปที่ 2

ในปี 1999 เดียวกันนี้ Katsuhiko Sato และคณะ [8] ได้ทำการวัดความดันภายในหมอนรองกระดูกโดยใช้ pressure sensor ที่สร้างมาเป็นพิเศษวัดความดันภายในหมอนรองกระดูกบริเวณเอว ระดับ L4-5 ในอาสาสมัคร 8 คน ได้ผลดังตารางที่ 3

ผลที่ได้น่าจะต้องกล่าวถึงมีอยู่ 2 เรื่องใหญ่คือ

1. ท่ายืนก้มไปทางด้านหน้าแรงดันภายในหมอนรองกระดูกมากกว่าท่านั่งก้มไปทางด้านหน้าเหมือนผลของ Wilke
2. ท่านั่งตัวตรง มีผลต่อหมอนรองกระดูกสันหลังมากกว่าท่ายืน ซึ่งสนับสนุนผลการศึกษาของ Nachemson



รูปที่ 2. Pressure in the intervertebral disc in different positions ของ Wilke เปรียบเทียบกับของ Nachemsom[7]

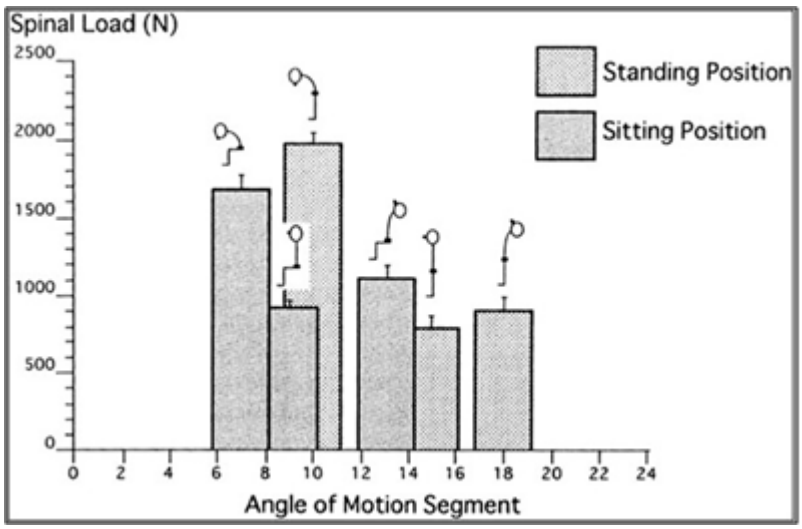
ตารางที่ 3. ผลการวัด intradiscal pressure ในอาสาสมัคร 8 รายของ Katsuhiko Sato และคณะ [8]

	Standing position											Sitting position								
	Prone		Lateral		Flexion		Upright		Extension		Flexion		Upright		Extension					
	V	H	V	H	V	H	V	H	V	H	V	H	V	H	V	H	V	H	age	weight (kg)	height (cm)	area (cm^2)
1	94	88	177	156	1352	1313	442	432	325	312	1170	1131	504	514	676	650	26	72	168	16.9
2	149	149	203	190	1404	1391	747	754	663	663	1118	1105	767	780	754	741	24	74	168	14.2
3	74	79	133	129	1482	1469	462	455	858	754	1118	1118	546	546	644	624	22	65	181	14.6
4	88	87	117	129	1495	1495	709	702	546	546	1482	1508	904	910	689	715	24	94	181	13.4
5	104	101	248	243	1473	1481	563	563	578	578	1358	1358	614	621	939	924	23	66	177	15.4
6	86	78	127	127	1430	1430	702	663	858	858	1261	1255	689	689	1027	1027	24	60	166	16.0
7	66	64	113	106	1052	1040	473	467	532	508	839	815	508	508	520	508	24	66	172	17.4
8	65	65	90	90	904	897	215	215	442	442	715	728	455	442	650	637	29	85	174	18.9
Mean	91	89	151	146	1324	1314	539	531	600	583	1133	1127	623	626	737	728	25	73	173	15.9
SD	27	27	53	49	222	225	179	176	187	174	254	260	154	158	167	170	2	11	6	1.8

V = vertical pressure, H = horizontal pressure, Area = cross-sectional area of L4-L5 disc

การศึกษาที่ญี่ปุ่นที่มีจำนวนอาสาสมัครมากกว่าของ Wilke แล้วใช้เครื่องมือที่ดูเหมือนว่าจะออกแบบมาจำเพาะเจาะจงมากกว่าให้ผลสนับสนุนการศึกษาเดิมที่มีมานานแล้วยกเว้นการยืนก้มไปทางด้านหน้าที่ให้ผลเหมือนกับของ Wilke

เมื่อพิจารณาถึงจุดนี้ข้อมูลที่ได้จากการวัดความดันภายในหมอนรองกระดูกสันหลังบริเวณเอวระดับ L3-4 และ L4-5 ในอาสาสมัคร ให้ผลในแต่ละท่าทางในชีวิตประจำวันไปในแนวทางเดียวกัน มีจุดที่แตกต่างกันอยู่ที่ load ต่อกระดูกสันหลังในท่านั่งเปรียบเทียบกับท่ายืน รวมไปถึงการทำ forward bending (ทั้งที่มีน้ำหนักถ่วงและไม่มีน้ำหนักถ่วงทางด้านหน้า 20 kg) ว่ามีความแตกต่างกันอย่างไร



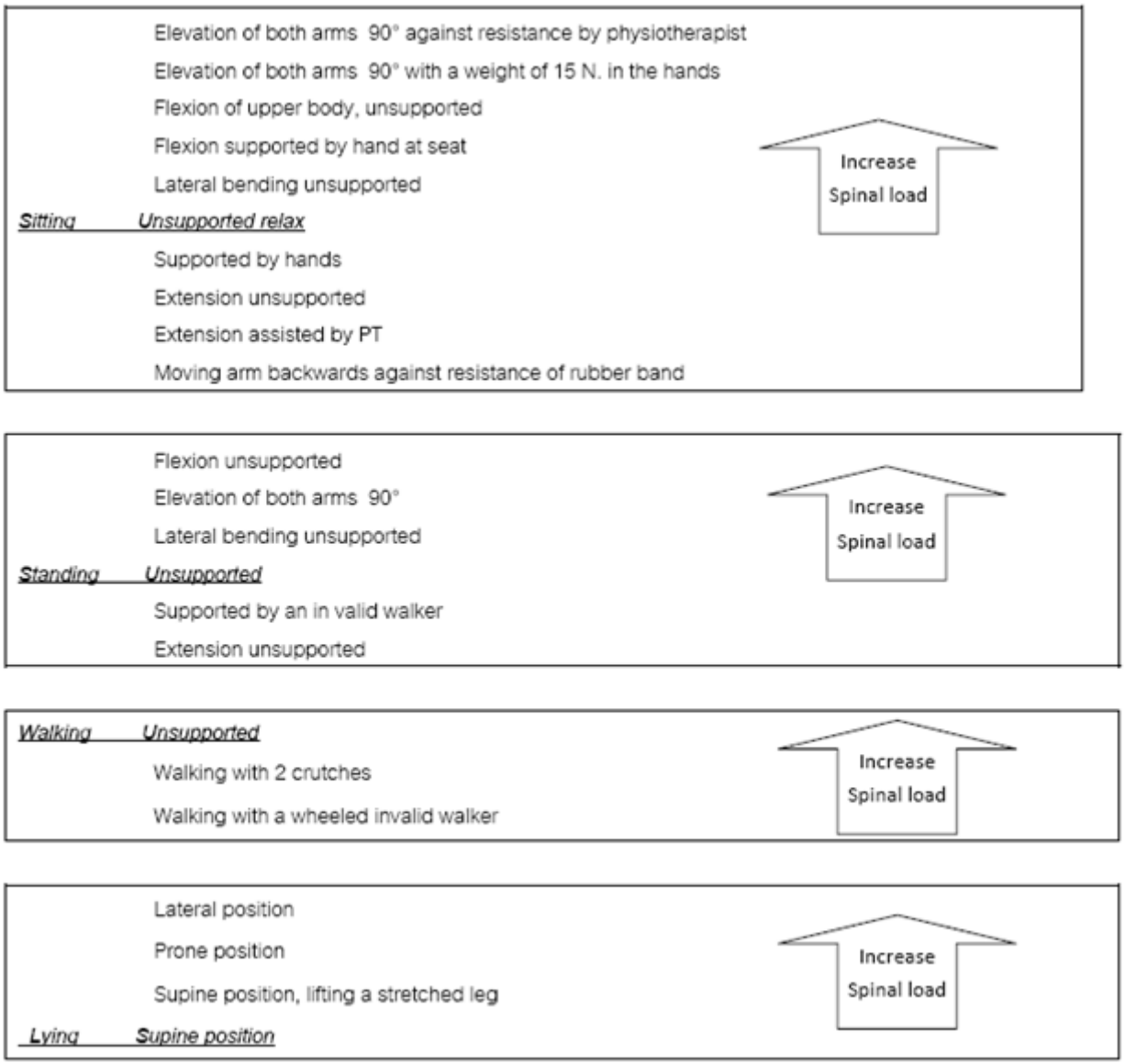
รูปที่ 3. Pressure in the intervertebral disc in different positions ของ Katsuhiko Sato และคณะ [8]

มีการศึกษาอีกกลุ่มหนึ่ง นำโดย A. Rohlmann ที่ทำการศึกษา spinal load [9-11] ตั้งแต่ปี 2006 โดยการใช้ telemeterized VBR ที่ดัดแปลง implant Synex (Synthes Inc.) โดยใส่ sensor ในการรับ load และอุปกรณ์ส่งสัญญาณเข้าไป (รูปที่ 4)

แล้วนำไปใส่ในผู้ป่วย spinal fracture ได้รับการรักษาโดยการผ่าตัด corpectomy และนำ implant นี้ไปค้ำยันแทนที่ vertebral body ทำการศึกษา load ต่อ lumbar spine โดยใช้ตัวรับสัญญาณมาครอบที่ลำตัวของผู้ป่วย แล้วบันทึกลงใน computer พร้อมกับ video การเคลื่อนไหวได้ผลเป็นข้อมูลทางด้านต่าง ๆ ดังนี้ (รูปที่ 5)

นอกจากนี้ จากการศึกษามีแนวโน้มที่ผลการศึกษาจะสนับสนุนผลการศึกษาของ Wilke ที่พบว่าการยืนมี load ต่อกระดูกสันหลังใกล้เคียงกับการนั่ง ซึ่งแตกต่างกับผลของ Nachemson ที่พบว่าการนั่งมี load ต่อกระดูกสันหลังมากกว่าการยืน อย่างไรก็ตามการทำ forward bending ไม่ว่าจะอยู่ในท่านั่งหรือยืน เป็นการเพิ่ม load ต่อกระดูกสันหลังในแทบทุกกรณี[7,12] ถึงจุดนี้การศึกษาในภายหลังทั้งสาม ให้ข้อมูลว่าการทำ forward bending ใน ท่ายืนเพิ่ม load มากกว่าการทำ forward bending ในท่านั่ง ซึ่งแตกต่างกับผลของการศึกษาของ Nachemson

รูปที่ 4. Cut model of the telemeterized vertebral body replacement [9]



รูปที่ 5. ผลการศึกษา spinal load โดยใช้ telemeterized VBR เปรียบเทียบในแต่ละท่าทางของ Rohlmann A. และคณะ[11]

การเพิ่มน้ำหนักให้ถือที่แขนทั้ง 2 ข้างในลักษณะเช่นเดียวกับการยกของและก้มลงยกของทั้งในท่านั่งและท่ายืน ก็เป็นการเพิ่ม load ต่อกระดูกสันหลังอย่างมีนัยสำคัญ

ส่วนการเดิน ผลของ Wilke และ Rohlmann เป็นไปในทิศทางเดียวกัน คือ มี load ใกล้เคียงหรือมากกว่าการนั่ง

ส่วนการนอน ผลการศึกษาของ Rohlmann ใช้ telemeterized VBR ไม่แตกต่างกับการวัด load ต่อกระดูกสันหลัง โดยใช้เข็มวัด intradiscal pressure จากการศึกษาก่อนหน้านี้ คือ ท่านอนตะแคง มีค่า load สูงสุด ลำดับถัดมาคือท่านอนคว่ำ และน้อยที่สุดคือท่านอนหงาย

ต่อมาภายหลังยังมีการศึกษา spinal load เพิ่มเติมเฉพาะในส่วนของท่านั่ง[10] เท่านั้น โดยพิจารณาการนั่งบน stool แล้วพิจารณา load เมื่อมุมนั่งเปลี่ยนไปได้ผลดังรูปที่ 6

เห็นได้ชัดเจนว่าการนั่งก้มตัวมาทางด้านหน้าเมื่อเปรียบเทียบกับการนั่งตัวตรง บนเก้าอี้ที่ไม่มีพนักพิง เป็นการเพิ่ม spinal load ขึ้นอีก โดยหากก้มไปทางด้านหน้าประมาณ 15^{o} อาจเพิ่ม load ขึ้นไปเป็น 150% ของ

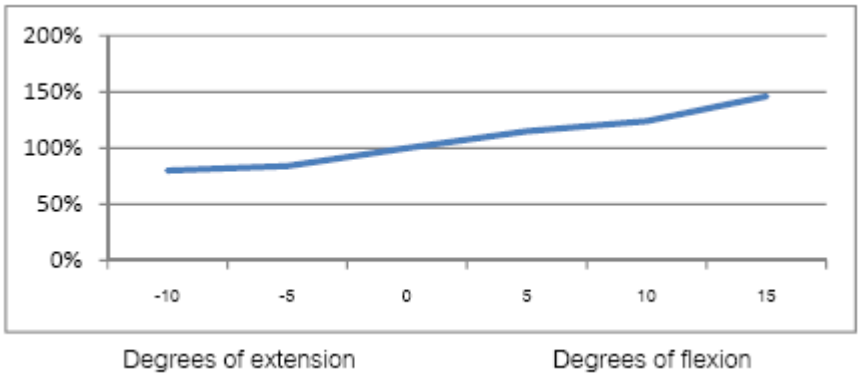
การนั่งตัวตรง แต่หากทำตรงกันข้ามอาจลด load ลงได้ประมาณ 20% (เมื่อลำตัวเอนไปทางด้านหลัง 10^{o})

เมื่อนั่งบนเก้าอี้ที่มีพนักพิงสามารถปรับระดับได้ spinal load ที่เกิดขึ้นได้ผลดังรูปที่ 7

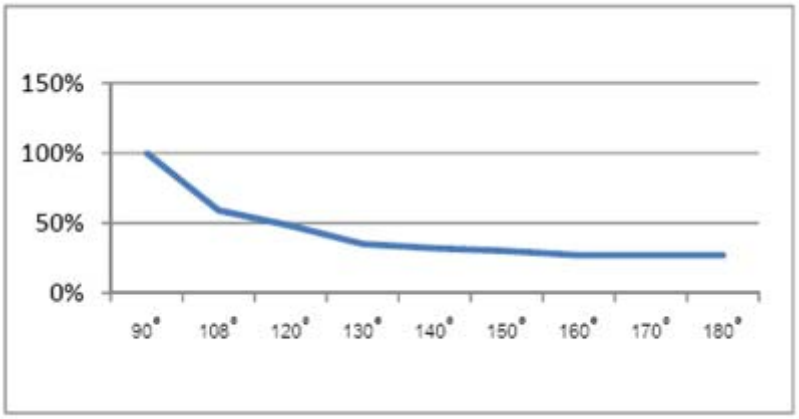
เมื่อเปรียบเทียบพนังพิงที่ระดับ 90^{o} พบว่าเมื่อเราเอนพนักพิงมากขึ้น พบว่า spinal load ลดลงเรื่อย ๆ โดยอัตราการลดลงมีมากที่สุดอยู่ในช่วง 90^{o} - 120^{o} และลดลงอย่างช้า ๆ จนถึงมุมประมาณ 160^{o} หลังจากนั้นแทบจะไม่มีการเปลี่ยนแปลงใดเกิดขึ้น

ในการศึกษาเดียวกันนี้ยังพบความแตกต่าง spinal load เมื่อนั่งบนที่นั่งที่แตกต่างกันดังรูปที่ 8 ที่เปรียบเทียบการนั่งบนเก้าอี้ที่ไม่มีพนักพิงกับที่นั่งชนิดต่าง ๆ

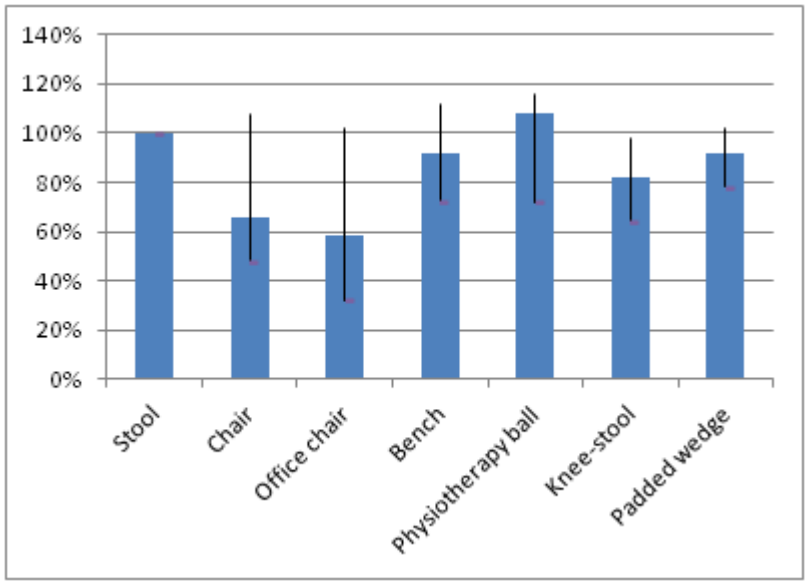
นอกจากนี้ จากข้อมูลของการศึกษาที่ผ่านมาเรายังได้ข้อมูลเพิ่มเติมที่สำคัญอีกว่าขณะที่กำลังเปลี่ยนท่าทาง เช่น จากการนั่งเป็นการยืนทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลง spinal load อย่างมาก และผลการศึกษาโดยใช้ telemeterized VBR ครั้งล่าสุดในปี 2012[13] นี้ พบว่ามีการเปลี่ยนแปลง spinal load จากการเปลี่ยนท่าทางดังในตารางที่ 4 และ 5



รูปที่ 6. Effect of inclination angle of the upper body on implant loads when sitting on a stool. [10]



รูปที่ 7. Influence of backrest inclination on implant forces when sitting on a chair with an adjustable backrest. [10]



รูปที่ 8. Normalized forces on the vertebral body replacement for sitting on different types of seats. Sitting on a stool was set to 100% [10]

ตารางที่ 4. Resultant force on the vertebral body replacement as related to the value for standing [13]

Changing from	Median (%)	Minimum (%)	Maximum (%)
Lateral to supine to lateral	220	90	425
Lateral to prone to lateral	130	110	155
Lateral lying to sitting	300	155	405
Sitting to lateral lying	325	110	625

ตารางที่ 5. Resultant force on the vertebral body replacement as related to the value for standing when moving from sitting to standing and vice versa [13]

Changing from	Position of hands	Median (%)	Minimum (%)	Maximum (%)
Sitting to Standing	Lateral	380	175	880
Sitting to Standing	On thighs	225	110	640
Sitting to Standing	On armrests	180	115	350
Standing to Sitting	Lateral	320	200	555
Standing to Sitting	On thighs	240	155	470
Standing to Sitting	On armrests	260	150	440

วิจารณ์

การหาและเก็บข้อมูล spinal load ที่เกิดขึ้นขณะที่ทำกิจวัตรประจำวันทำได้ยากเนื่องจากปัจจัยต่าง ๆ ที่มีผลในแต่ละบุคคล มีความแตกต่างกันมากทั้งจากตัวผู้ป่วยเองและจากลักษณะของสิ่งแวดล้อม และที่สำคัญยิ่งไปกว่านั้นการทำวิจัยเพื่อให้ได้มาซึ่งข้อมูลเหล่านี้มีข้อจำกัดอย่างยิ่ง เนื่องจากข้อมูล spinal load ที่ได้จากการทำ in vitro study ไม่สามารถให้ข้อมูลที่เป็นจริงได้เนื่องจากผลของ spinal load ในท่าทางต่าง ๆ เกิดจากแรงดึงของกล้ามเนื้อด้วย[2,14] และหากทำการทดลองในสัตว์ทดลอง ซึ่งมีลักษณะการทรงตัวผิดไปจากมนุษย์ ผลที่ได้ไม่น่าจะนำมาใช้ประโยชน์ได้เต็มที่ ดังนั้นผลการทดลองที่น่าเชื่อถือได้มากที่สุดคือการทดลอง และเก็บข้อมูลจากมนุษย์ แต่วิธีการในการได้ข้อมูลดูเป็นการทำที่ invasive ค่อนข้างมาก และนำมาสู่คำถามเรื่องจริยธรรมในการวิจัย ซึ่งทำให้ N ของแต่ละการวิจัยมีจำนวนน้อย คือเพียง 1 คน การศึกษาของ Wilke หรือมากที่สุดคือ 10 คนของ Nachemson ข้อมูลที่ได้มาจึงถือได้ว่าเป็นข้อมูลที่มีค่า ดังจะเห็นว่าผู้เขียนพยายามให้ข้อมูลดิบมาค่อนข้างมาก

ข้อมูลที่เป็นส่วน intradiscal pressure ยังถูกจำกัดอีกด้วยลักษณะการใช้ sensor ที่แทงเข้าไปในหมอนรองกระดูกสันหลัง แล้วต่อสายออกมาวัดที่เครื่องวัดภายนอก ข้อมูลที่ถูกอ้างอิงกันมานานของ Nachemson ที่ถูกยืนยันผลการศึกษาต่อมาอีกหลายปี จากการทดลองหลายครั้ง[3-5] ดูเหมือนว่าจะถูกเปลี่ยนแปลงไปบางส่วนจากการใช้ Sensor ทันสมัยที่แม่นยำและเที่ยงตรงในการอ่านค่ามากกว่า รวมทั้งการออกแบบการวิจัยที่ดีและครอบคลุมกว่า จากการศึกษาของ Wilke และ Katsuhiko เสียแต่ว่าการศึกษาของ Wilke ทำในคนเพียง 1 คนเท่านั้น ขณะที่ Katsuhiko ทำการศึกษาในคนจำนวนมากกว่า และผลที่ได้ก็แตกต่างจากข้อมูลของ Nachemson เพียงข้อเดียวเท่านั้น คือท่ายืน bending forward พบว่ามี spinal load มากกว่าท่านั่ง bending forward

การที่ Rohlmann ออกแบบการศึกษาโดยใช้ telemeterized VBR โดยการวัด load ต่อกระดูกสันหลังแทนที่การใช้ sensor needle แบบเดิม ดูจะเป็นการแก้ปัญหาการใช้สายไฟจาก sensor มายังเครื่องวัดได้ดี ผู้ป่วยที่เป็นอาสาสมัครสามารถขยับตัวได้ค่อนข้างอิสระ (ยังต้องสวมตัวรับสัญญาณจาก sensor coil ใน telemeterized VBR เมื่อต้องการวัด load) แต่ก็ยังมีปัญหาลักษณะเดิมคือในการวิจัย เนื่องจากต้องฝังตัว sensor ภายในร่างกายตลอดเวลา และจำนวน subject มีปริมาณมาณน้อย (3 - 5 คน) แต่ประเด็นที่สำคัญที่สุดคืออาสาสมัครที่เป็นผู้ป่วยเหล่านี้นอกจากได้รับการฝัง implant ดังกล่าวแทนที่ vertebral body เนื่องจากกรณีได้รับบาดเจ็บ vertebral fracture ยังได้รับการผ่าตัดทางด้านหลังของ spinal column เพื่อใส่ pedicular system เพื่อค้ำยันตรงกับตำแหน่งที่ทำ corpectomy ด้วย ทำให้ load ที่เกิดขึ้นไม่ได้ผ่านตัว telemeterized VBR แต่เพียงอย่างเดียว บางส่วนยังต้องผ่านไปทาง system ทางด้านหลัง[15-20] เท่ากับเป็นการเพิ่มตัวแปรมาอีกค่าหนึ่ง อย่างไรก็ตามถึงแม้ว่าข้อมูล spinal load ของ Rohlmann แต่ละค่าอาจจะไม่ได้เป็นข้อมูลที่เชื่อถือได้เต็มที่นัก และไม่สามารถนำไปเปรียบเทียบได้โดยตรงกับการวัด spinal load โดยวิธีวัด intradiscal pressure แต่ก็น่าจะได้ประโยชน์ในแง่ของการเปรียบเทียบในกลุ่มเดียวกัน เช่น การเปรียบเทียบเฉพาะส่วนของการนั่ง เป็นต้น

สรุป

ผลการศึกษาจากการศึกษาแต่ละชิ้นอาจมีข้อแตกต่างกันอยู่บ้าง จากการเปรียบเทียบข้อมูลจากแต่ละการศึกษา อาจเรียงลำดับ spinal load จากน้อยไปหามากได้ดังนี้

1. Lying supine
2. Lying prone
3. Lying lateral
4. Standing upright
5. Sitting upright
6. Sitting flexion
7. Standing flexion

ถ้าพิจารณาเฉพาะในส่วนของท่านั่ง การนั่งที่นั่งที่มีพนักพิงเป็นการนั่งที่ดีที่สุดและยิ่งหากเอนหลังมากขึ้น spinal load ก็ลดลงไปเรื่อย ๆ จนถึงมุมประมาณ 160° ที่ไม่มีการเปลี่ยนแปลงของ spinal load อีกต่อไป ขณะที่การทำ flexion หรือ forward bending ให้ผลในทางตรงกันข้าม และเป็นท่าที่ควรหลีกเลี่ยง

ส่วนของลักษณะการยกของควรยกของให้ชิดลำตัวมากที่สุด อีกทั้งไม่ควรก้มตัวลงไปยกของโดยตรง อาจพิจารณาการย่อขาลงไปแทน

อ้างอิง

1. Nachemson A. The load on lumbar disks in different positions of the body. Clin Orthop Relat Res 1966 Mar - Apr;45:107-22
2. Nachemson AL. Disc pressure measurements. Spine (Phila Pa 1976) 1981 Jan;6(1):93 - 7
3. Nachemson A. Lumbar intradiscal pressure. Experimental studies on post-mortem material. Acta Orthop Scand Suppl 1960;43: 1-104
4. Nachemson A, Morris JM. In vivo measurements of intradiscal pressure. discometry, a method for the determination of pressure in the lower lumbar discs. J Bone Joint Surg Am 1964 Jul;46:1077-92
5. Nachemson A. The effect of forward leaning on lumbar intradiscal pressure. Acta Orthop Scand 1965;35:314-28
6. Dreischarf M, Rohlmann A, Zhu R, Schmidt H, Zander T. Is it possible to estimate the compressive force in the lumbar spine from intradiscal pressure measurements? A finite element evaluation. Med Eng Phys 2013 Sep; 35(9):1385-90
7. Wilke HJ, Neef P, Caimi M, Hoogland T, Claes LE. New in vivo measurements of pressures in the intervertebral disc in daily life. Spine (Phila Pa 1976) 1999 Apr;24(8):755-62
8. Sato K, Kikuchi S, Yonezawa T. In vivo intradiscal pressure measurement in healthy individuals and in patients with ongoing back problems. Spine (Phila Pa 1976) 1999 Dec;24(23): 2468-74
9. Rohlmann A, Gabel U, Graichen F, Bender A, Bergmann G. An instrumented implant for vertebral body replacement that measures loads in the anterior spinal column. Med Eng Phys 2007 Jun;29(5):580-5
10. Rohlmann A, Zander T, Graichen F, Dreischarf M, Bergmann G. Measured loads on a vertebral body replacement during sitting. Spine J 2011 Sep;11(9):870-5
11. Rohlmann A, Graichen F, Bender A, Kayser R, Bergmann G. Loads on a telemeterized vertebral body replacement measured in three patients within the first postoperative month. Clin Biomech (Bristol, Avon) 2008 Feb; 23(2):147-58
12. Rohlmannt A, Claes LE, Bergmannt G, Graichen F, Neef P, Wilke HJ. Comparison of intradiscal pressures and spinal fixator loads for different body positions and exercises. Ergonomics 2001 Jun;44(8):781-94
13. Rohlmann A, Petersen R, Schwachmeyer V, Graichen F, Bergmann G. Spinal loads during position changes. Clin Biomech (Bristol, Avon) 2012 Oct;27(8):754-8
14. Bakker EW, Verhagen AP, van Trijffel E, Lucas C, Koes BW. Spinal mechanical load as a risk factor for low back pain: a systematic review

of prospective cohort studies. Spine (Phila Pa 1976) 2009 Apr;34(8):E281-93

15. Rohlmann A, Bergmann G, Graichen F, Weber U. In vivo measurement of implant loads in a patient with a fractured vertebral body. Eur Spine J 1995; 4(6): 347-53
16. Rohlmann A, Bergmann G, Graichen F, Mayer HM. Telemeterized load measurement using instrumented spinal internal fixators in a patient with degenerative instability. Spine (Phila Pa 1976) 1995 Dec; 20(24): 2683-9
17. Rohlmann A, Bergmann G, Graichen F. Loads on internal spinal fixators measured in different body positions. Eur Spine J 1999; 8(5): 354-9
18. Rohlmann A, Graichen F, Bergmann G. Loads on an internal spinal fixation device during physical therapy. Phys Ther 2002 Jan; 82(1): 44-52
19. Rohlmann A, Graichen F, Bergmann G. Loads on an internal spinal fixation device measured in vivo. In: Lewandrowski KU, Wise DL, Trantolo DJ, Yaszemski MJ, White AA 3rd, eds. Advances in Spinal Fusion. New York: Marcel Dekker, 2003: 699-710
20. Rohlmann A, Graichen F, Weber U, Bergmann G. 2000 Volvo Award winner in biomechanical studies: Monitoring in vivo implant loads with a telemeterized internal spinal fixation device. Spine (Phila Pa 1976) 2000 Dec; 25(23): 2981-6