

척추의 생체역학

나사렛대학교 재활공학과

손 병 창

Spinal Biomechanics

Byung Chang Son, Ph.D.

Department of Rehabilitation Engineering, Korea Nazarene University

J Korean Soc Prosthet Orthot 2010; 4: 27-34

서 론

척추는 복합적이며 기능적으로 중요한 인체의 분절이다. 척추는 상지와 하지를 역학적으로 연결하며 모든 3차원적인 운동을 할 수 있다.¹ 또한 척추의 보호기능뿐만 아니라 머리와 몸통에서부터 골반에 이르는 체중부하를 전달하는 기능을 한다. 척추의 움직임을 이해하기 위해서는 해부학적인 구조, 생리적 기능, 척추에 작용하는 내력과 외력을 다루는 생체역학적인 지식이 필요하다.

척추의 생체역학에 대한 연구는 B.C. 2,600~2,200년경 이집트 왕조의 피라미드 건설 당시에 시작된 것으로 추정되는데, 이 당시의 것으로 추정되는 문서에 의하면 경부의 염좌, 골절 및 골절 전위의 차이를 설명하고 있다.² 유사한 시기인 B.C. 3,500~1,800년경 힌두교도들도 척추질환의 치료법을 이미 알고 있었으며 척추 후만의 치료에 견인력을 이용한 사례가 있다. B.C. 406~361년경 히포크라테스 2세는 척추의 해부학적 지식에 한계가 있었지만 척추질환의 치료에 생체역학의 원리를 응용하여 부분적으로 압력과 견인력을 이용한 사례가 Corpus Hippocraticum에 기록되어 있다.

15세기 레오나르도 다빈치는 그의 저서 'De Figura Humana'에서 척추의 만곡, 관절, 척추의 부위에 대하여 자세히 묘사하였는데, 이는 척추의 구조에 대한 최초의 해부학적 문건이다. 생물학과 역학을 결합하여 '생체역학의 아버지'라 불리는 보렐리는 근육의 운동과 관절을 통한 힘의 전달을 기계적으로 완벽히 해석하였고, 이때 이미 근육의 작용으로 인한 힘의 전달을 설명하기 위해 지렛대원리에 대

한 개념이 도입되었다. 근대 생체역학에서 근골격계 생체역학은 한층 더 발전하였으며, 척추의 기계적 움직임을 척추의 안정화를 위한 내부고정의 개념으로 이해하고 있다. 나아가 척추의 기계적 성능 향상과 치료를 위해 최적의 생체역학적 원리를 찾기 위한 연구들이 진행되고 있다.

생체역학은 운동역학(kinetics)에 기초하고 있으며, 운동기능학 또는 운동형상학(kinematics)과는 다르다. 운동기능학에서 설명할 수 없는 많은 부분들이 운동역학을 통하여 해석될 수 있으며 근골격계 시스템의 작용과 기능을 이해하기 위해서는 생체역학에 대한 지식이 절대적으로 필요하다. 본문에서는 질환의 치료 및 예방을 위해 척추의 운동과 그 기전을 생체역학의 개념을 이용하여 설명하려고 한다.

본 론

1) 척추의 구조

Fig. 1과 같이 5부위로 나누어진 33개의 척추로 구성될 줄기를 척주라 한다. 위로부터 아래로 7개의 경추, 12개의 흉추, 5개의 요추, 5개의 결합된 천추, 4개의 작게 결합된 미추가 있다.

구조적인 차이와 늑골과의 결합으로 인접한 경추, 흉추, 요추의 척추 사이에 다양한 운동이 가능하다. 경추, 흉추, 및 요추의 인접한 두 개의 추골사이에는 운동분절(motion segment)이라는 연부조직이 있으며 이들이 척추의 기능적 단위로 고려된다.(Fig. 2) 각 운동분절은 3개의 관절을 가지고 있으며 추간판에 의하여 구분된 척추체들이 대칭적으로 융합된 형태로 되어있다. 관절돌기(articular body)의 윗부분과 아랫부분 사이에 있는 좌우 면(facet)의 관절은 관절연골로 연결되어 미끄러지는 형태로 3축에서 운동이 가능하다.(Fig. 3)

척추는 추체(body)와 고리 모양의 신경궁(neural arch), 몇 개의 뼈돌기(bony process)로 구성되어 있다.(Fig. 4) 추체는 척추에서 체중을 지지하는 부분이며, 신경궁, 추체의 후면

접수일: 2010년 11월 21일, 게재승인일: 2010년 11월 29일

교신저자: 손병창, 충남 천안시 쌍용동 456

☎ 330-718, 나사렛대학교 재활공학과

Tel: 041-570-1438, Fax: 041-570-1438

E-mail: bcson@kornu.ac.kr

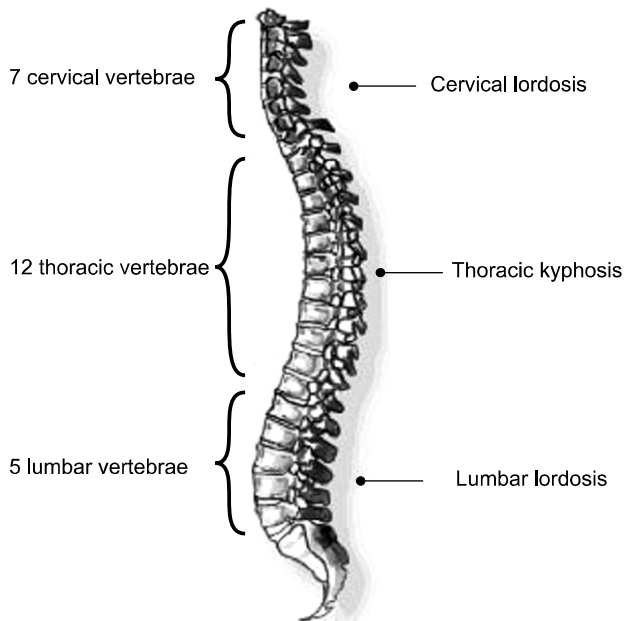


Fig. 1. Structure of spinal column.

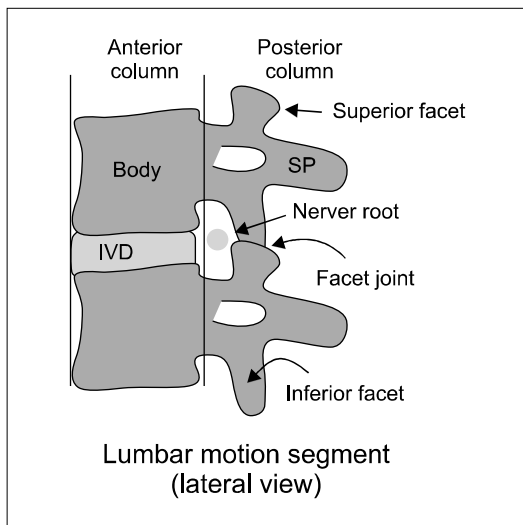


Fig. 2. Motion segment.

과 추간판은 척수와 혈관을 보호하기 위한 보호통로를 구성한다. 경추에서 요추로 내려올수록 추체의 크기는 점차 증가함으로써 각 척추가 감당할 스트레스를 줄여준다. (Fig. 1) 이것은 인간뿐만 아니라 모든 포유류에게서 발견할 수 있는 공통적 특징이다. 척추돌기의 크기와 각도는 Fig. 5와 같이 다양하다. 이것이 면관절의 방위를 변화시키고, 위치에 따라 관절가동범위를 제한하고, 운동분절의 움직임을 바꿔주는 역할을 한다. Fig. 6은 척추 각 부분에서의 운동범위를 나타낸 것이다. Farfan³과 Hutton 등⁴은 면관절과 추간판이 회전으로 인한 비틀림과 변형에 저항하는 척추능

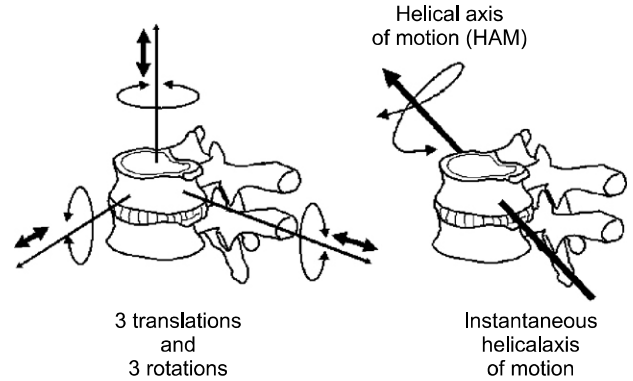


Fig. 3. Direction of spinal motion.

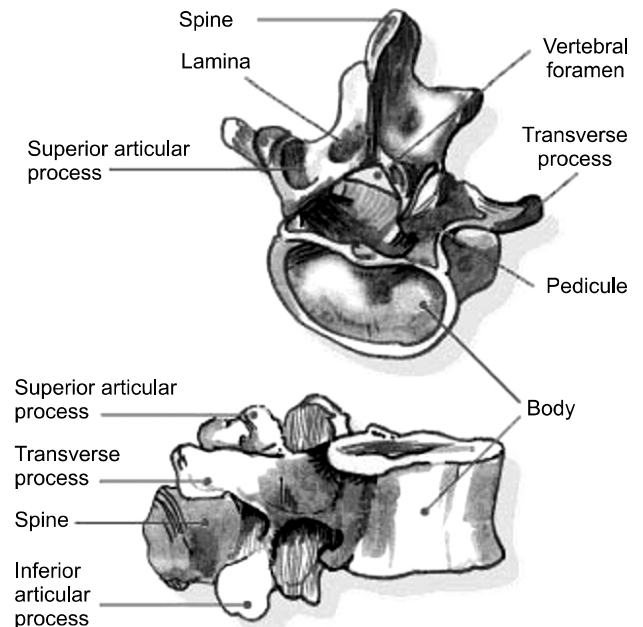


Fig. 4. Structure of vertebrae.

력의 80%를 제공하며, 특히 척추의 과신전시 면관절은 척추의 압박 부하의 30%를 지지하는 것으로 보고하였다. 그리고 Dreyer와 Dreyfuss의 연구⁵에 의하면 만성요통의 15~20%가 면관절에서 기인하는 것으로 보고되었다.

인접한 추체는 추간판(intervetebra disc)이라는 섬유·연골성 원판으로 결합되어있다. 추간판 외곽의 두꺼운 고리는 섬유륜(annulus fibrosus)이라는 섬유성 연골이며, 이는 수핵(nucleus pulposus) 또는 핵으로 알려진 젤라틴 성분의 물질을 둘러싸고 있는 테로 구성되어 있다.(Fig. 7) 척추의 굴곡과 신전, 측면굴곡은 원판의 한 면에 압축응력을 가하게 되며, 다른 면에 신장응력을 가하게 된다. 척추의 회전은 전단응력을 발생시키게 된다. 일상생활에서의 압축력은 척추에 가해지는 가장 일반적인 부하이다.

척추는 다수의 인대에 의한 지지력으로 운동 분절의 안

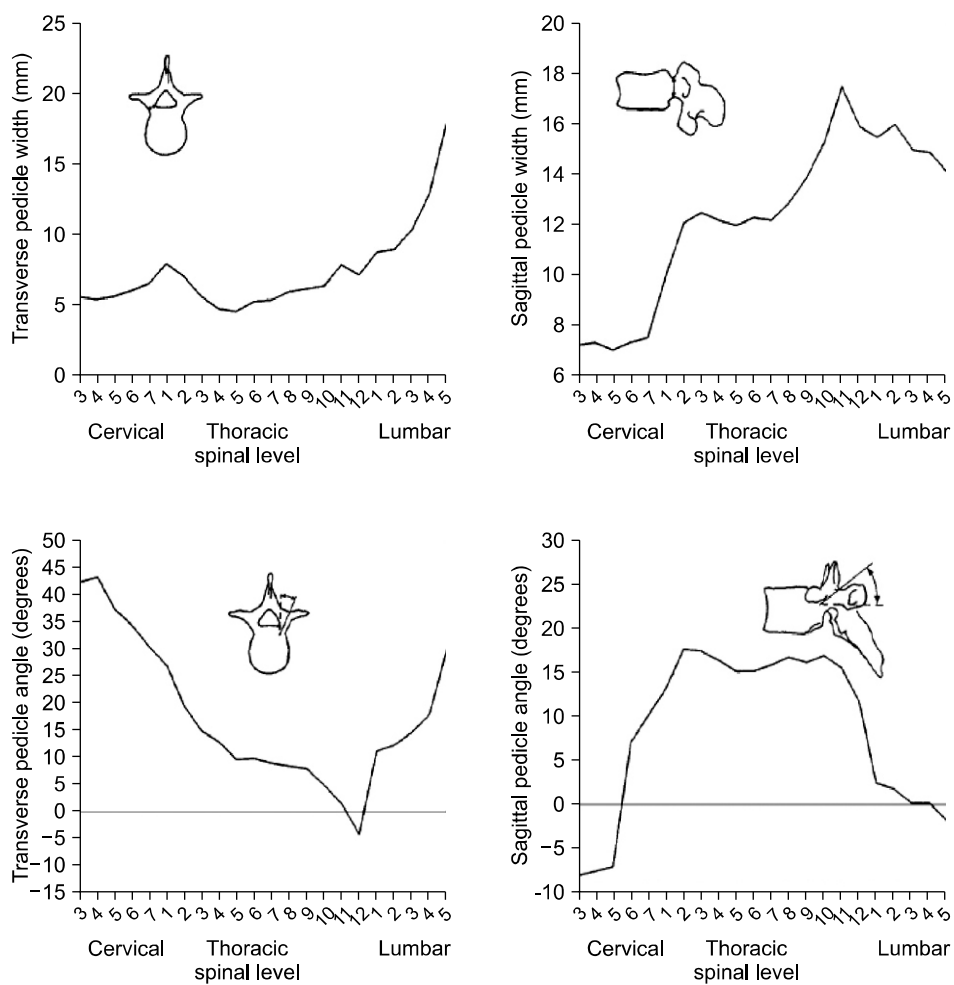


Fig. 5. Size and angle of spinal process.

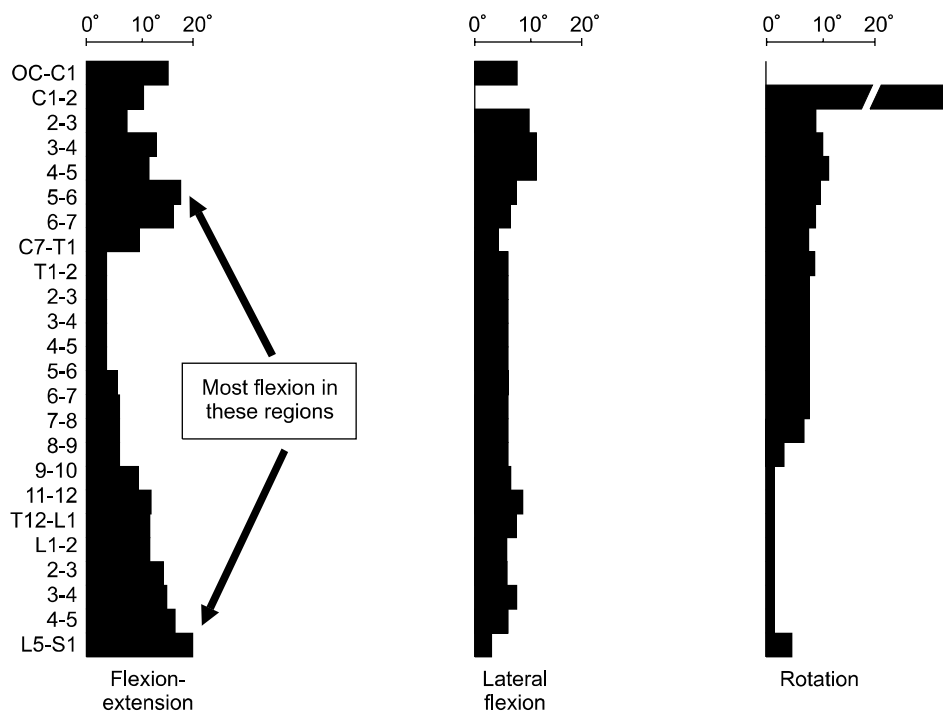


Fig. 6. Range of motion at each segment.

전성을 유지한다. 탄력 섬유로 되어 있는 척추인대는 척추를 서로 제자리에 있도록 붙들어 매어 주고, 척추를 보호하며 균형을 잡아 주는 기능을 가지고 있는데 일곱 종류의 척추 인대가 있다.(Fig. 8)

척추근은 굴곡근과 신전근으로 구분되며, 복근(복직근,

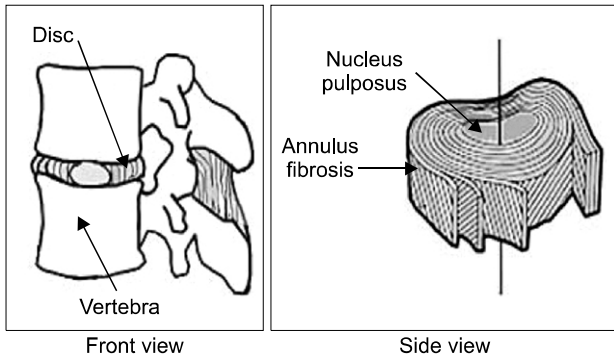


Fig. 7. Intervertebral disc.

내·외사근, 횡복근)과 요근(psoas muscle)은 척추 전방에서 주요 굴곡근으로 작용하며, 척추직립근(erector muscle), 다열근(multifidus muscle), 횡간근(intertransversarii muscle)은 척추 후반에서 신전근으로 작용한다. 신전근은 척추와 운동분절사이를 잇는 가교 역할을 하며 대칭적으로 수축할 때 신전이 나타난다. 척추의 측방굴곡과 비틀림은 굴곡근과 신전근의 좌우면이 비대칭적으로 접촉할 때 유발된다.⁶ Fig. 9는 척추의 주요 근육들이다.

2) 척추의 생체역학

(1) 척추에 가해지는 부하의 종류: 일반적으로 척추에는 네 가지의 부하가 가해진다. 척추를 따라 내려가는 힘이 추간판에 도달하면 그 형태를 단축시키고 넓히는 원인이 된다. 이때의 힘을 압박 부하라 한다. 신전 부하가 척추에 가해지면 척추사이가 멀어지고 추간판은 가늘어진다. 요통 발생의 다수가 이러한 신전 부하에 기인한다. 전단 부하는 척추의 표면과 평행하게 가해지는 부하를 의미한다. 척추

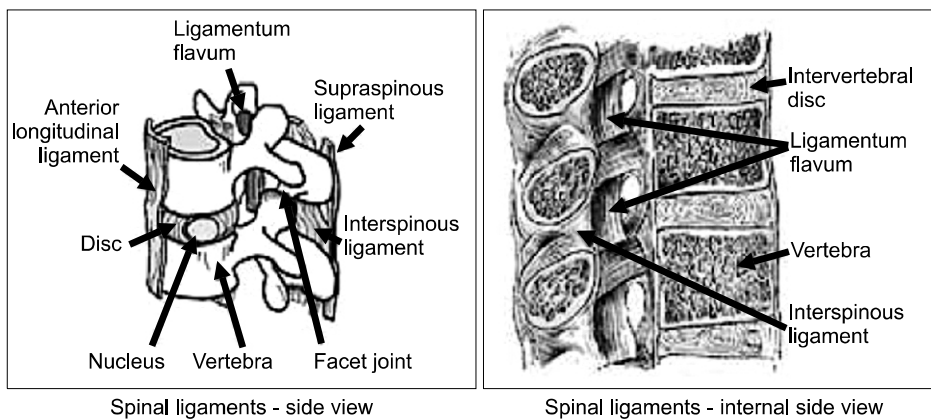


Fig. 8. Spinal ligaments.

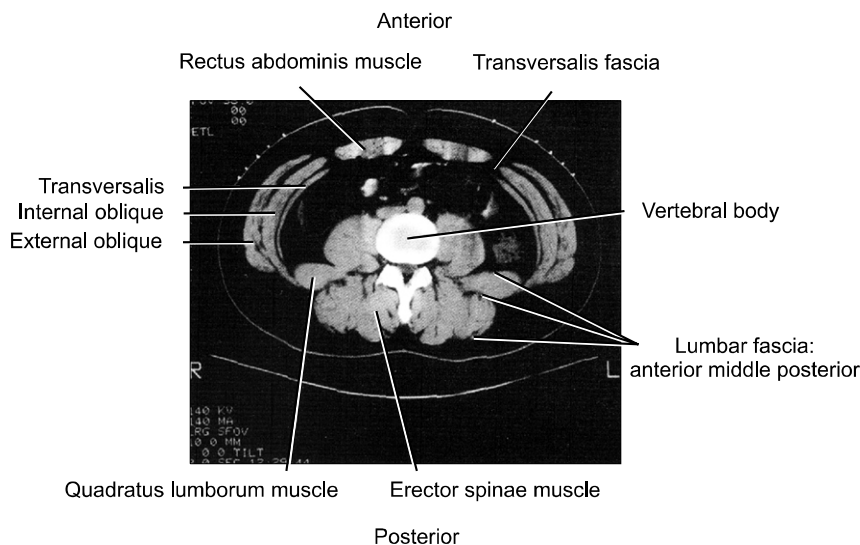


Fig. 9. Major muscles of spinal column.

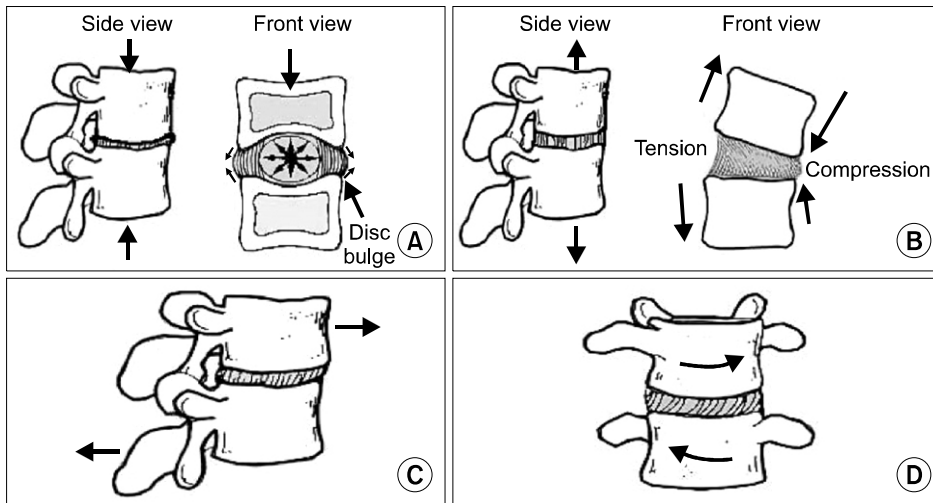


Fig. 10. Loads of spine. (A) Compression force. (B) Tension force. (C) Shear force. (D) Torsion force.

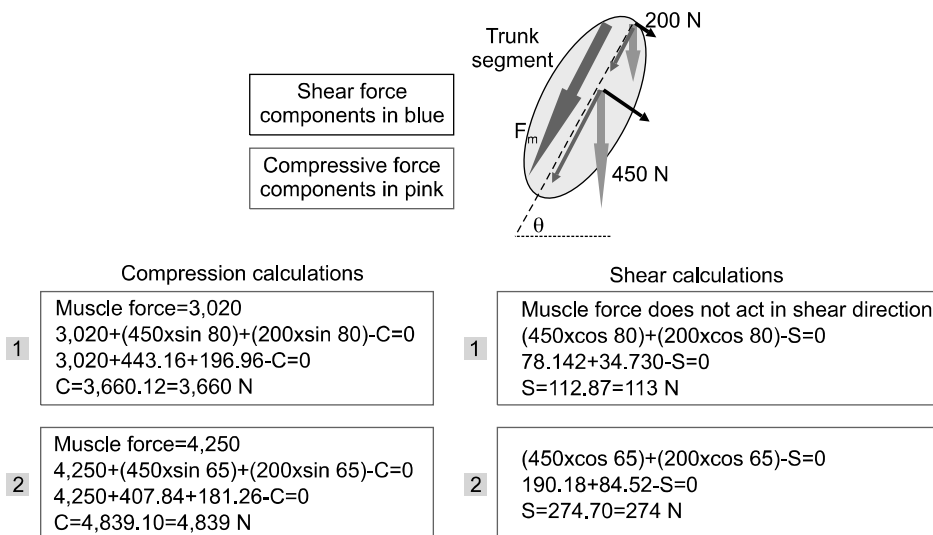


Fig. 11. Calculations of compression and shear forces.

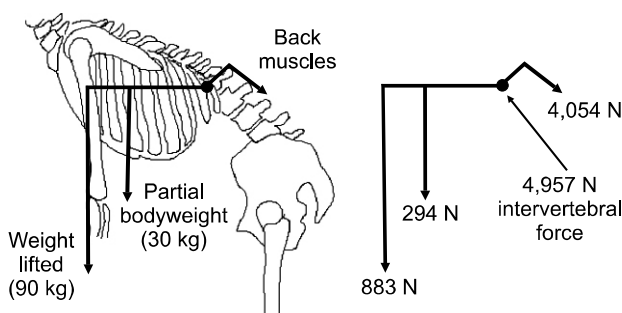


Fig. 12. Force at bending position with weight.

를 앞으로 굴곡할 때 발생하며, 요천추부에서 주로 발생하며 추간판 탈출증의 주요 원인이다. 척추에 가해지는 비틀림 부하는 추간판에 부하를 가하고 큰 근육 힘을 발생시켜

척추 부위 연조직에 긴장을 유발한다. 이 부하는 압박, 신전, 전단 부하가 결합된 복합형태의 부하이다. 척추보조기의 설계 시 비틀림 운동의 허용은 척추에 압박, 신전, 전단 부하를 모두 허용하는 것이기 때문에 주의하여 설계하여야 한다.(Fig. 10) 그리고 각 부하는 Fig. 11과 같이 계산할 수 있다.

(2) 척추에 가해지는 부하 계산을 위한 간략개념: Fig. 12는 90 kg의 물체를 든 몸통의 질량이 30 kg인 사람이 구부린 자세에서 척추근육이 발생시켜야 하는 힘과 이때 척추에 가해지는 부하를 계산한 자유물체도(freebody diagram)이다. 중력가속도는 9.8 m/sec^2 으로 계산한 것이다.

(3) 정적자세에서의 토크와 척추근육의 부하계산 실제(신체분절의 각도를 고려하지 않는 경우): Fig. 13에서 처럼 척추직립근(F_m)에서의 장력계산을 하여 보면,

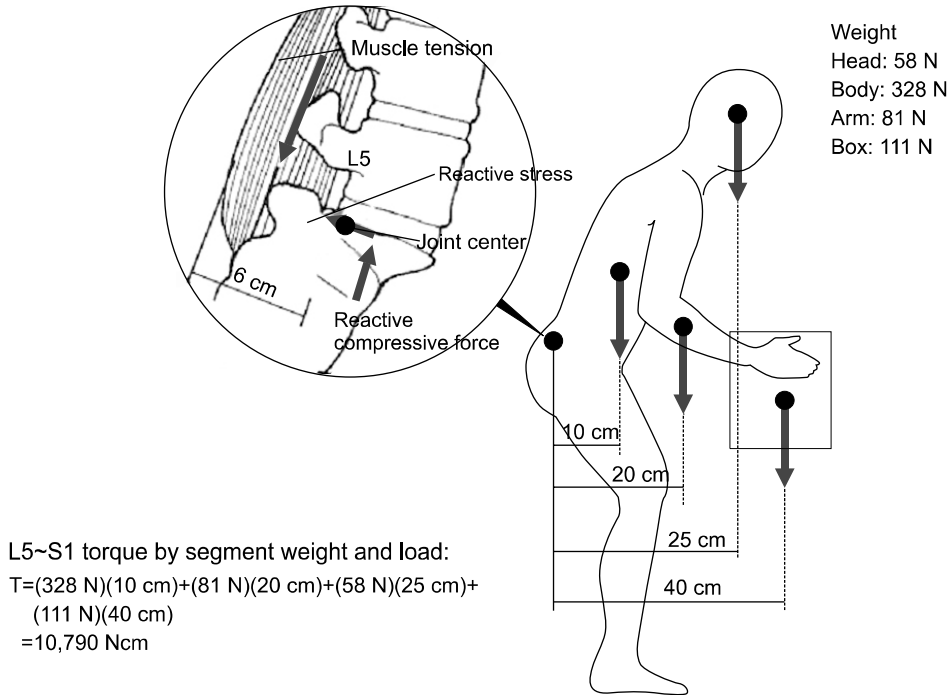


Fig. 13. Torque at spinal erector muscles at static posture.

$$\Sigma T = 0$$

$$0 = (F_m)(6 \text{ cm}) - [(58 \text{ N})(25 \text{ cm}) + (328 \text{ N})(10 \text{ cm}) + (81 \text{ N})(20 \text{ cm}) + (111 \text{ N})(40 \text{ cm})]$$

$$= (F_m)(6 \text{ cm}) - (6790 \text{ N cm})$$

$$F_m = 1131.67 \text{ N}$$

(4) 정적자세에서의 토크와 척추근육의 부하계산 실제(신체분절각도 고려): Fig. 14는 신체 각 분절의 각도를 고려하여 각 관절에 가해지는 토크와 반작용힘을 계산하기 위한 Chaffin 모델이다.⁷ 이 경우 계산은 아래의 공식을 따른다.

■ 반작용힘의 계산

$$\Sigma \vec{R}_j = 0$$

$$\Sigma \vec{R}_j = \vec{R}_{j-1} + \vec{W}_L$$

\vec{R}_j : 각 관절에서의 반작용힘
 \vec{R}_{j-1} : 직전관절에서의 반작용힘
 \vec{W}_L : 인체 각 분절의 무게

■ 각 관절의 모멘트(토크) 계산

$$\Sigma \vec{M}_j = 0$$

$$\vec{M}_j = \vec{M}_{j-1} + [jCM_L(\cos \theta_j) \vec{W}_L] + [jj-1(\cos \theta_j) \vec{R}_{j-1}]$$

\vec{M}_j : 관절에서의 모멘트

jCM_L : 관절에서 분절의 무게중심까지의 길이

θ_j : 관절의 수평면에서 우측으로 분절과 이루는 각도

\vec{W}_L : 분절의 무게

$jj-1$: 분절의 길이

\vec{R}_{j-1} : 직전관절에서의 반작용힘

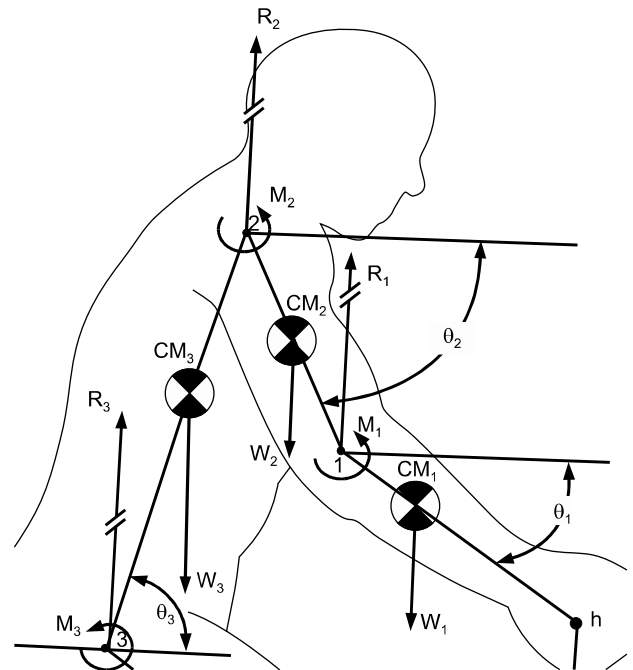


Fig. 14. Chaffin model.

(5) 다양한 자세에서의 척추부하: Fig. 15, 16은 다양한 자세와 등반이 각도, 위치에 따른 척추 부하의 변화를 보여주는 결과들이다. 또한 누워 있을 때보다 앉아 있을 때는 30%, 걸을 때 15%, 허리를 구부릴 때 85%, 무릎을 구부리면서 20 kg의 물건을 들 때 300%, 무릎을 쭉 편 상태로 20 kg의 물건을 들게 되면 500%정도 디스크의 압력이 증가하

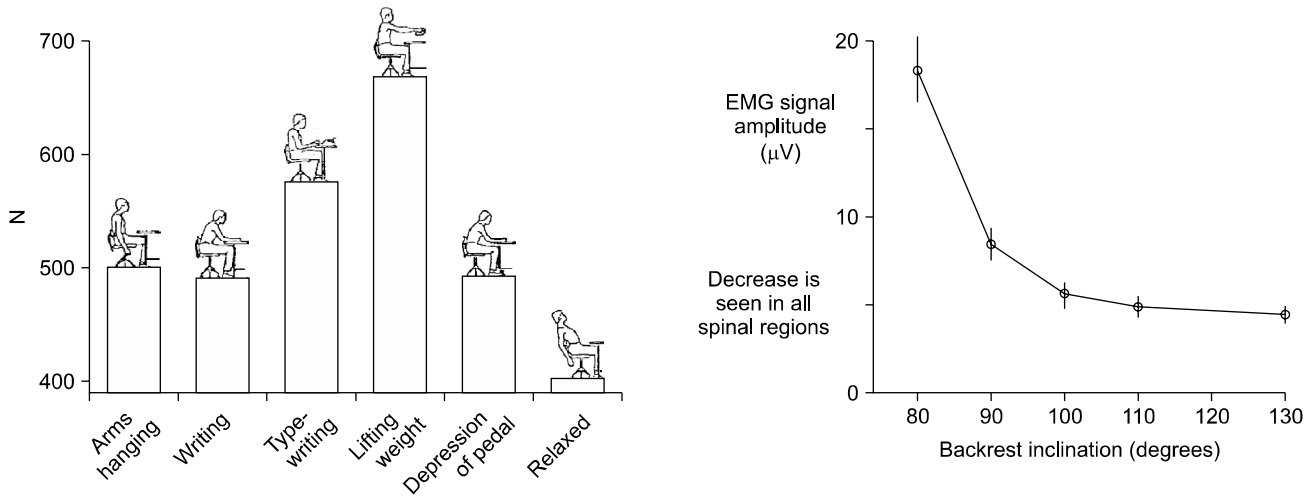


Fig. 15. Loads at various position and change of electromyographic signals according to the backrest inclination.

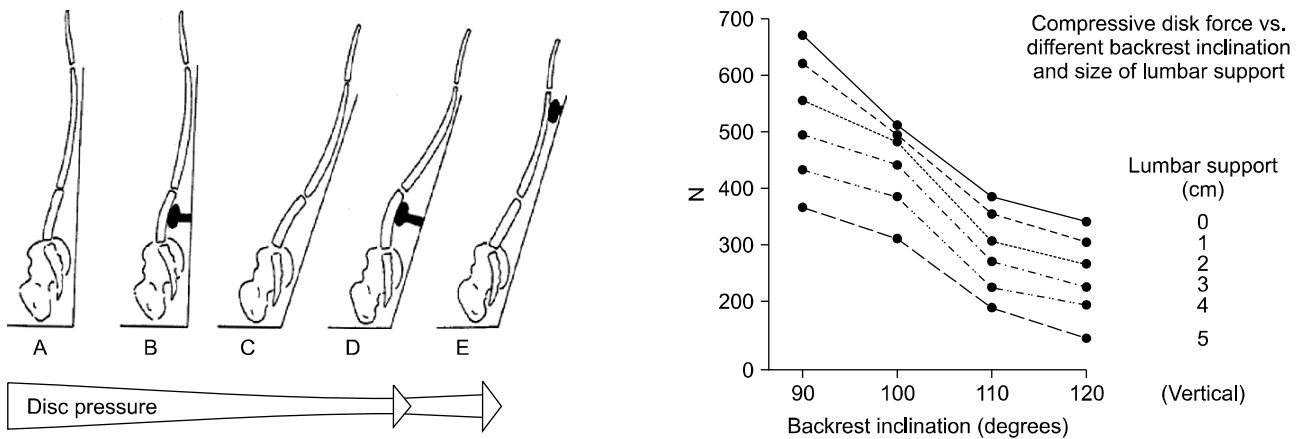


Fig. 16. Loads according to the backrest inclination and size of back support.

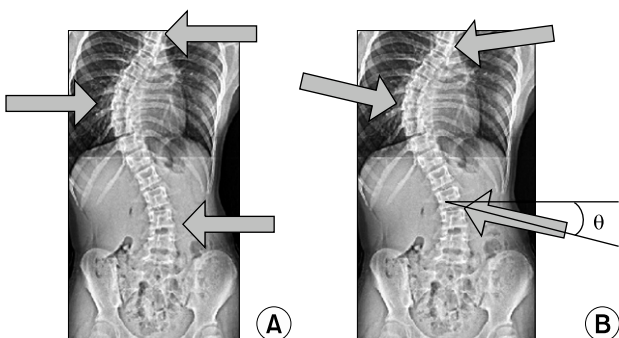


Fig. 17. Mechanism of three point pressure at spinal orthoses.

게 된다는 연구결과가 있으며, 등받이에 허리를 대고 쭉 펴고 앉으면 10~20%, 복부 근육을 수축시키면 30~50%의 추간판 압력이 오히려 감소한다는 결과도 보고되고 있다.

(6) 척추보조기의 생체역학: Fig. 17의 (A)는 척추 측만증 환자에게 보조기를 사용하는 경우 작용하여야 하는 이상적인 세 점의 압력방향을 표시한 것이다. 만약 보조기가 잘못 제작되어 (B)와 같이 작용방향이 수평에서 벗어난 경우 정렬의 효과가 낮아질뿐만 아니라, (A)와는 다른 크기의 압력이 발생한다. (A)에서 표시된 정상적인 수평방향의 힘은 F 라 하면 (B)와 같이 압력벡터의 방향이 수평에서 벗어난 경우 F 는 $F \cdot \sec \theta$ 로 크기가 변하게 된다.

맺음말

생활습관과 환경 등의 문제로 척추질환 환자의 수는 점차 증가하고 있다. 특히 앉아서 생활하는 시간이 많아진 현대인의 경우 잘못된 자세나 습관으로 인해 척추의 변형이 나타날 가능성이 높아지고 있다. 측만증이 있는 청소년의

경우 자세의 변형과 통증으로 장시간 앉는 것이 불가능하여 학습저하로까지 그 영향이 나타나기도 한다. 그러므로 척추질환에 대처하기 위한 다양한 과학적인 연구는 반드시 필요하다.

본 원고에서는 질환의 치료 및 예방을 위해 척추의 운동과 그 메커니즘을 생체역학의 원리로서 설명하였다. 지면의 한계로 그 내용을 충분히 다루지 못한 아쉬움이 있다. 그러나 이것이 계기가 되어 척추의 생체역학적인 원리에 보다 많은 관심을 갖게 되기를 기대한다.

참 고 문 헌

1. Hall SJ. Basic biomechanics. New York: McGrawhill, 2003.
2. Kowalski RJ, Ferrara LA, Benzel EC. Biomechanics of the spine. *Neurosurgery Quarterly* 2005;15:42-59.
3. Farfan HF. Mechanical disorders of the low back. 3rd ed. Philadelphia: Lea & Febiger, 1973.
4. Hutton WC, Stott JRR, Cyron BM. Is spondylolysis a fatigue fracture? *Spine* 1997;2:202-209.
5. Dreyer SJ, Dreyfuss PH. Low back pain and the zygapophysial (facet) joints. *Arch Phys Med Rehabil* 1996;77:290.
6. Rohen JW, Yokochi C, Drecol EL. Color atlas of anatomy. 5th ed. Baltimore: Schattauer, 2002.
7. Chaffin DB, Andersson GBJ, Martin BJ. Occupational biomechanics. 4th ed. New Jersey: Wiley, 2006.