

## 요추 추간원판의 생체역학에 대한 연구

대구대학교 재활과학대학원 재활과학과 물리치료전공

최진호

대구대학교 재활원

이한숙

동남보건전문대학 물리치료과

홍완성

## A Study of the Biomechanic of the Lumbar Intervertebral Disk

Choi, Jin-Ho, R.P.T.

Dept. of Physical Therapy, Graduate School of Rehabilitation Science, Taegu University

Lee, Han-Suk, R.P.T.

Rehabilitaton Center, Taegu University

Hong, Wan-Sung

Dept. of Physical Therapy, Dongnam Health Junior College

### <Abstract>

Low back pain is one of the most common human diseases, striking 70~80 percent of the population. Many of the causes of low back pain are unknown. Yet, degenerative and mechanical changes are regarded by some as the most common cause of low back pain is physical therapy using various types of modalities and exercise. Therefore physical therapist must understand not only structure of intervertebral disk but also biomechanics of the lumbar intervertebral disk for prevent accourance of low back pain and treat patients with low back pain.

The purpose of this article was to study biomechanics of the lumbar intervertebral disk and its intradiscal pressure in various position.

Key Word : Low Back Pain, Intervertebral Disc, Biomechanics, Intradiscal Pressure

### I. 서 언

인간은 다른 포유류와 달리 유일하게 직립보행을 할 수 있다. 이로 인해 두 손의 자유로움을 얻게 되고 문명을 발전시킬 수 있게 되었으나, 두 발로 서 있는 시간이 많고 좋지 않은 자세로 인해 체중과 외부부하의 분배가 한정적이게 되고 요통(low back pain)이라는 통증에 시달리게 되었다. 이러한 요통은 인간에게서

가장 일반적인 질환으로 일생에 70~80%가 한번 이상 경험하는데 그 원인이 다양하고 각종 검사조건이나 수술조건이 임상증상과 일치하지 않는 경우가 많아 치료에 많은 어려움을 겪고 있는 실정이다(문재호 등, 1985).

요통을 일으키는 원인으로는 요부구조 및 주위조직의 역학적 요인과 퇴행성 변화 등에 의한 것이 가장 일반적이며 그외에도 염증성 병변, 세균감염, 원발성

및 전이성 골종양, 대사성 요인, 내장기성 요인, 심인성 요인 등과 같은 많은 원인들이 요통을 일으키는데 (천제균, 1992) 그 중 추간원판(intervertebral disk)의 퇴행성 변화 또는 역학적인 변화도 요통을 유발하는 하나의 원인이 된다. 추간원판의 퇴행성 변화는 매우 복잡한 과정이며 수핵과 섬유륜의 생화학적인 변화, 대사성 변화 및 반복적인 기계적 스트레스(mechanical stress), 흔하지는 않지만 자동면역 반응의 변화로도 일어날 수 있다. 추간원판의 문제는 주로 제4~5요추와 제5요추~제1천추 수준이며 이 수준에서 가장 큰 부하를 받고 이 부하가 추간원판의 퇴행성 변화를 일으키는데 중요한 작용을 한다(Finneson, 1981).

요추 추간원판에 가해지는 압력에 관한 연구는 오래전부터 이루어져 왔는데 Nachemson과 Morris (1964)는 생체실험에서 서 있을 때의 추간원판내 압력은 앉아 있을 때보다 낮다고 하였고 선 자세에서 제3요추 추간원판에 가해지는 부하는 체중과 비슷하다고 하였다. 등을 바닥에 대고 똑바로 누운 자세에서의 부하는 선 자세보다 약 50% 낮고 기침하거나 웃을 때는 약 20% 부하가 증가한다고 하였다. 또한 그들은 복부내압(intraabdominal pressure), 추간원판내 압력(intradiscal pressure)을 측정하는 동시에 복직근과 배부신전근의 활동을 근전도(EMG)로 기록한 결과 복부내압이 증가되면 추간원판내 압력이 감소하였다고 보고하였다. 그러므로 선 자세에서 추간원판내 압력은 복직근의 활동이 증가하는 동시에 낮아진다고 하였다. Andersson(1974)과 Andersson 등(1974)은 등받이(backrest)가 있는 의자의 경사를 다르게 하고 요부 지지물(lumbar support)을 사용하여 요추 추간원판내 압력을 측정하였고 팔걸이(armrest)의 사용에 따른 요추 추간원판내 압력을 측정하였다.

요통환자의 치료는 보존적인 치료가 주가 되고 있는데 온습포, 견인치료 및 초음파 치료와 같은 치료기구의 사용과 윌리엄 운동(William's back exercise), 엠블라스 운동(Emblash exercise) 및 골드웨이트 운동(Golthwaite's exercise)과 같은 운동치료를 이용한 물리치료가 가장 효과적으로 적용되고 있다. 그러므로 물리치료사들은 요통을 유발시키는 원인 중 하나인 추간원판의 구조를 숙지해야 함은 물론 이들의 생체역학을 이해하여, 바르지 못한 자세 및 신체활동 등으로 인한 요통의 발생을 예방하고 임상에서 요통 환자 치료에 극대화를 기대할 수 있다.

본 연구는 요추 추간원판의 구조와 다양한 신체 활동에 따른 요추 추간원판내 압력 및 생체역학을 연구하는데 그 목적이 있다.

## II. 요추 추간원판의 구조

요부에 체중부하를 지지하는 구조로는 척추, 인대, 추간원판, 근육 등이 중요한 역할을 하는데, 그 중 추간원판은 척추에 유연성(flexibility)을 제공하고 척추(vertebral column)에 적용되는 충격을 흡수하며 그 힘을 분산시키는 역할을 한다(Soderberg, 1986).

이러한 기능을 수행하는 추간원판은 수핵(nucleus pulposus), 섬유륜(annulus fibrosus) 및 연골종판(cartilaginous end plate)으로 구성되어 있는데, 그 두께는 약 9mm이고 경추부는 약 3mm이다. 추간원판의 신경분포는 태아(fetus)와 신생아(neonate)의 미성숙한 추간원판에서 무수신경종말(unmyelinated nerve ending)이 나타나지만 성숙한 추간원판에서는 단지 섬유륜의 가장 바깥쪽에서 추골동맥신경(vetebral nerve)과 lumbar sinuvertebral nerve의 분지가 있고 혈관도 분포하고 있다. 그러나 이들 신경의 기능에 대해서는 아직까지 명확하게 알려져 있지 않지만 고유수용의(proprioceptive) 기능, 혈관과 관련된 혈관운동(vasomotor) 또는 혈관감각신경(vasosensory) 기능, 침해수용의(nociceptive) 기능을 할 것으로 추측하고 있다 (Kumar와 Davis, 1973; Adams와 Hutton, 1986).

첫째, 수핵은 콘드로이틴황산(chondroitin sulfate), 케라틴황산(keratin sulfate) 및 하이알루론산염(hyaluronate)으로 구성된 젤(gel) 형태의 점다당기질(mucopolysaccharide matrix)로 그 모양은 타원형이고 추간원판 횡단면의 중앙 50~60%를 차지한다. 태어날 때의 수핵은 약간의 척삭세포(notochordal cells)를 포함하는 점성물질(mucoïd material)로 섬유륜과 구분이 되지만 10대를 넘어서면서 점성물질은 점점 섬유성으로 대체되기 시작하고 30대를 지나 연령이 증가함에 따라 수핵은 더욱 섬유성으로 바뀌어 섬유륜과의 구분이 불명확해진다(Friberg와 Hirsch, 1949; White와 Gordon, 1982). 출생시 요추부 수핵의 위치는 추간관절(intervertebral joint)의 중심부에 있으나 성장함에 따라 추체의 전면이 후면보다 빨리 성장하기 때문에 성인의 수핵은 추체의 중심부에서 약간 후방에 위치하는데 흉추부의 수핵은 추체의 중심부에 위치하고

있다. 수핵은 압력을 받았을 때 그 모양을 변화시킬 수 있고 그 체적(volume)은 변하지 않으며 수분을 흡수하고 방출할 수 있는데 정상적으로 청년기에는 약 80~90%의 수분을 함유하고 있으나 연령이 증가함에 따라 그 함유량이 감소하게 된다. 또한 수핵을 통과하는 혈관이나 신경은 없다(Lamb, 1979; Cyriax, 1982; Norkin과 Levangie, 1990).

둘째, 섬유륜(annulus fibrosus)은 12~20의 교원성(collagenous)과 섬유연골성(fibrocartilaginous) 조직의 층들(layers)로 구성되어 있고 수핵을 둘러싸고 있는 것으로, 내층섬유들(inner fibers)은 연골종판에 부착하는 반면 외층섬유들(outer fibers)은 사아피의 관통섬유들(Sharpey's perforating fibers)에 의해 직접 주위의 추체(vertebral body)에 견고하게 부착되어 있다. 섬유륜의 가장 내층(innermost layer) 섬유들은 수핵을 이루게 되고 수핵의 세포간 기질(intercellular matrix)과 섞이게 되어 섬유륜과 수핵을 아주 명확하게 구분하기 어렵다. 이들 각 섬유층들은 척추에 대해 약  $\pm 30^\circ$ 로 서로 사선(oblique)으로 교차하며 층판(laminate)으로 되어 있어 척추가 굴곡, 신전 및 외측 굴곡과 같은 각운동(angular movement)이 일어날 수 있게 하고 전단력(shear)과 염전력(torsion)에 대해 안정성을 제공한다. 이들 각 섬유는 추간원판을 약 절반정도를 둘러싸고 있어 회전운동을 조절하고 회전운동의 끝부분에서 총 섬유륜 섬유 중 절반은 긴장하게 되고 나머지 절반은 이완하게 된다(Jensen, 1980; Gould, 1990; Oliver와 Middleditch, 1991). 섬유륜 섬유의 전방과 외측부분이 후방보다 약 2배 더 두껍고 그 수(number)도 많으며 후방과 후외측 섬유들이 전방 섬유들보다 더 평행하게 배열되어 있어 요추부의 굴곡과 함께 수핵이 후방으로 전이(post. displacement)되는 경향이 있다. 전방 섬유륜 섬유는 전종인대(ant. longitudinal ligament)에, 후방 섬유륜 섬유는 후종인대(post. longitudinal ligament)에 부착되어 있고 다른 척추부위보다 요추부위가 더 얇게 되어 있다(Inoue와 Takeda, 1975; Parke와 Schiff, 1977).

추간원판에는 7가지의 콜라겐(collagen)이 있는데 type I과 type II가 가장 많으며 type I 콜라겐은 장력(tensile force)에 잘 견디고 섬유륜에 많고, 수핵에 가장 적은 반면, type II 콜라겐은 압축력(compression)에 잘 견디며 수핵에 많이 포함되어 있고 섬

유륜으로 감수축 적어진다(Brickley-Parsons과 Glimcher, 1984; Ghosh, 1988).

세째, 연골종판은 각 추체의 관절면을 덮고 있는 얇은 초자연골(hyaline cartilage)로 이루어져 있고 중심부에 작은 구멍(hole)이 많이 있는데 이것은 8~10세 이후에 연골종판에 혈액공급이 중단되어 혈관이 지나간 흔적이 남은 것으로 이들 구멍을 통해 연골종판 밑에 있는 모세혈관총(capillary plexuses)으로부터 수핵으로 대사(metabolites)에 필요한 포도당(glucose), 황산염(sulphate) 및 산소(oxygen)가 확산(diffusion)된다. 전체적으로 추간원판의 앞쪽이 뒤쪽보다 영양공급이 더 잘된다. 그리고 연골종판은 수핵이 추체로 부풀어 오르는 것(bulging)을 방지하는 역할을 하고 높은 압축부하에서 가장 흔히 파손(failure)됨으로 추간원판에서 가장 약한 부분이다(Farfan, 1973; Adams와 Hutton, 1986; Oliver와 Middleditch, 1991).

오래전부터 추간원판에 액성교환(fluid exchange)은 삼투압(osmotic pressure)에 의해 일어난다고 하였다. 이것은 연골종판이 반투막(semipermeable membrane)으로 작용하여 수분이 추체로부터 수핵쪽으로 들어간다고 여겼으나(Charnley, 1952), 이내 추간원판의 유체역학(hydrodynamics)은 수핵의 삼투현상보다는 젤(gel)성질을 가지고 있기 때문이라고 하였다(Hendry, 1958).

### III. 요추 추간원판의 생체역학

요추 추간원판에 가해지는 압축력은 척추의 장축을 따라 추간원판에 수직으로 가해지는 힘으로서 중력, 근수축 및 인대의 긴장에 의해 발생된다. 수핵은 공모양의 액성물질과 같은 것으로 압축력에 의해 그 모양을 변화시킬 수 있고, 수핵 내의 압력은 실제로 부하되는 것보다 더 높다. 압축력으로 수핵의 높이가 줄어들게 되고 이것은 섬유륜과 연골종판쪽으로 팽창하게 된다. 수핵의 유동성 특성으로 압축력은 섬유륜에 전달되어 섬유륜의 내층(inner layers)은 비교적 낮은 압축력을 받게 되고 외층(outer layers)은 섬유륜 섬유의 배열에 의해 장력을 받게 되며 연골종판에 압축력이 가해진다. 연골종판에 가해진 압력은 인접한 2개의 추체에 전달된다.

똑바로 서 있는 것과 같이 지속적인 압축력이 가해지면 압력이 팽창되는 것이 증가하여 수핵으로부터

수분이 빠져나가게 되는데 이것은 부하의 크기와 가해지는 시간에 따라 그 양이 달라지고 이렇게 빠져나온 수분은 연골종판의 미세한 구멍을 통해 흡수된다. 그러나 옆으로 누운 자세와 같이 추간원판에 압축력이 감소하게 되면 추간원판은 추체로부터 수분을 다시 흡수하게 되는데 이것은 사람의 신장(height)이 아침에 일어났을 때가 그전날 밤보다 약간 증가하는 것으로 설명할 수 있다(Norkin과 Levangie, 1992).

굴곡력(bending)은 추간원판에 압축력과 장력을 일으킨다. 요추가 전방으로 굴곡하게 되면 추간원판의 앞부분은 압축력을 받게 되고 뒷부분은 장력을 받게 되며 반대로 요추를 신전하게 되면 추간원판의 뒷부분이 압축력을 받게 되고 앞부분이 장력을 받게 된다. 또한 외측굴곡시에도 굴곡하는 쪽의 추간원판에 압축력이 가해지고 반대쪽에 장력이 가해진다. 염전력(torsion)은 축회전으로 일어나는데 추간원판이 염전력을 받게 되면 섬유륜 섬유들은 추체에 사선으로 배열되어 있기 때문에 섬유들의 절반은 시계방향의 회전에 긴장하게 되고 나머지 절반은 시계반대방향으로 저항하게 된다. 요추부의 섬유륜이 염전력에 잘 견디는 것으로 알려져 있지만 높은 압축력과 굴곡력과 함께 염전력이 가해지면 섬유륜 섬유가 파열될 위험이 높아진다(Shirazi-Adi, 19891).

추간원판의 압력을 처음으로 측정한 사람은 Petter(1933)로 그는 추간원판의 팽창성(expansion)과 그 팽창성을 감소시키는데 필요한 압력의 양을 측정하였다. Virgin(1951)은 요추 추간원판에는 이완시에도 0.7Kg/cm<sup>2</sup>의 내재성 압력이 존재하는데 이것은 주위 인대들의 긴장력 때문이라하였고 다른 연구자(Nachemson과 Moris ; 1966)는 아마 요근(psoas muscle)의 긴장력에 의한 것이라 하였다. 또한, 그는 수핵이 추간원판의 압력을 흡수하는 정수학적인 작용을 한다고 처음으로 주장하였고 Nachemson(1960)은 사체의 추간원판에 압력을 측정할 수 있는 침(needle)을 사용하여 수핵의 이러한 성질을 입증하였다.

그 후 Nachemson과 Morris(1964)는 처음으로 생체를 대상으로 추간원판내 압력(intradiscal pressure)을 측정하였다. 그들은 압력을 감지할 수 있는 침(needle)을 추간원판에 삽입하여 측정하였는데 앉은자세(sitting position)에서 10~15kg/cm<sup>2</sup>의 추간원판내 압력이 나타났고, 선자세(standing)에서의 압력은 앉은 자세보다 약 35% 감소하였으며 옆으로 누운 자세(late-

ral decubitus)에서는 50%가 감소하였다(Fig. 1). 이것은 앉은자세에서 대요근(psoas major)의 기시부가 요추를 안정시키기 위해 작용함과 동시에 요추를 압박하는 결과이고 앉은자세에서는 요추가 약간 굴곡되기 때문에 이것이 요추를 압박하여 다른 자세보다 추간원판의 압력이 높게 나타난다(Keagy 등, 1966).

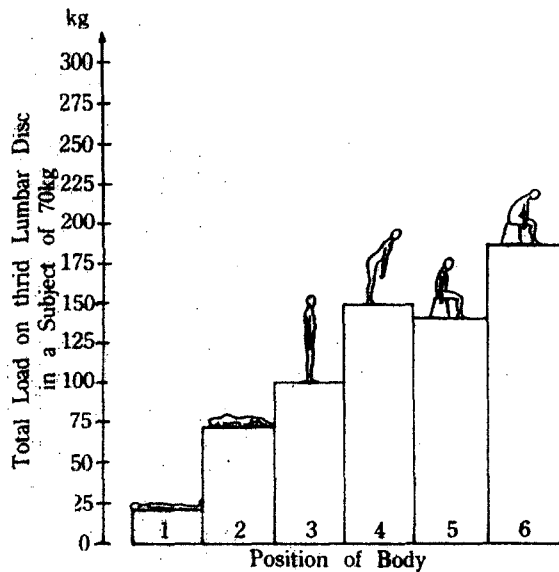


Fig 1. Total load on the L3 disc in different positions in a subject weighting 70 kg.

- (1) reclining(relaxed, supine), (2) reclining(lateral decubitus), (3) standing upright, (4) standing and 20° forward leaning, (5) sitting upright, arms and back unsupported, (6) sitting and 20° forward leaning.

선자세에서 체간을 앞으로 20° 기울였을때는 추간원판내 압력이 40~60kg이 증가하였는데 이것은 비록 요근(psoas muscle)의 활동이 감소하였지만 척추기립근이 체간이 더 이상 앞으로 굴곡되는 것을 방지하기 위해 활동이 증가하여 요추 추간원판을 압축하는 작용을 하기 때문이다. 이러한 결과는 Nachemson과 Elfstrom(1970)의 연구결과와 일치한다.

Nachemson(1966)의 연구에서는 요추 추간원판에 수직적인 부하(vertical load)를 적용하였을 때 수핵의 압력은 추간원판에 가해지는 외부부하보다 50% 더 높게 나타났다. 즉, 10kg/cm<sup>2</sup>의 외부부하를 추간원판에 가했을 때 수핵은 15kg/cm<sup>2</sup>의 압력을 받게 된다. 그리고 섬유륜에 가해지는 수직적인 압력은 단위면적당 가

해지는 외부부하의 50%인 반면 적어도 섬유류의 외  
충섬유에 가해지는 접선긴장(tangential strain)과 장  
력긴장(tensile strain)은 외부부하의 4~5배가 된다.  
이상의 측정값으로 체중이 70kg인 성인의 하요추  
추간원판들(lower lumbar discs)에 가해지는 총부하를  
알 수 있는데, 앉은자세일 경우 99.8~174.6kg(220~  
385lb)이 부하되고 선자세에서는 90.7~120.2kg(200~  
265lb)이 하요추 추간원판들에 가해진다. 또한, 무거운  
물건을 들 때 특히 체간을 앞으로 숙여 물건을 들  
때 추간원판내 압력은 현저하게 증가하게 된다.

Andersson 등(1974)은 선자세에서 장요근의 활동을  
근전도(EMG)로 측정하였는데 앉은 자세에서보다 그  
활동이 낮게 나타났다. 즉 앉은 자세에서 장요근의  
활동이 증가하여 요추를 압박하여 추간원판내 압력을  
증가시켰기 때문이다. 또한 선 자세에서 한쪽 고관절을  
굴곡시키고 그 발을 지면에서 15~30cm 높이에 올려  
놓았을 때 요추 추간원판내 압력이 더욱 감소하였는데  
이것은 굴곡한 다리의 장요근의 긴장(tension)이 저  
하되어 요추에 가해지는 압력이 감소한 것이다  
(White와 Panjabi, 1978). Andersson 등(1977)의 연  
구에서는 선자세에서 손에 200N의 부하를 들고 체간을  
여러 각도로 굴곡시켰을 때 요추추간원판에 가해지는  
압력은 체간의 굴곡도가 높을수록 증가하였고 체간을  
30°로 굴곡을 유지한 상태에서 손에 든 물체의 부하를  
0에서 300N으로 증가시킬수록 요추 추간원판에 가  
해지는 압력은 증가하였다.

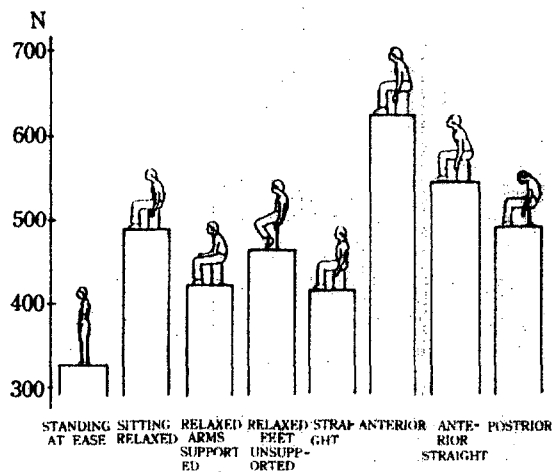


Fig 2. Disc pressure measurements in standing and unsupported sitting postures.

Andersson(1974)과 Andersson 등(1974)은 선 자  
세와 앉은 자세 및 요부지지(lumbar support)에 따른  
제3요추 추간원판의 압력을 측정하였다. 그들은 선  
자세 때 추간원판의 압력이 등받이가 없는 의자에  
앉은 자세보다 더 낮다고 보고하였고, 특히 등받이가  
없는 의자에 앉을 때는 등(back)을 곧게 세운 자세가  
추간원판에 가해지는 압력이 낮다고 하였다(Fig. 2).  
이것은 앉은 자세 동안 골반이 후방경사되고 요추부가  
편평해지기 때문이다. 그리고 골반경사와 요추부가  
편평해지는 것은 등받이가 있는 의자를 사용하는 것  
특히 요부지지물을 사용하는 것에 따라 영향을 받는데  
의자의 등받이를 110°로 경사지게 하고 요부에 두께  
4cm의 지지물을 받쳐 앉았을 때의 척추 모양이 서  
있을 때와 비슷하고 앉은 자세에서 요추 추간원판에  
가해지는 압력이 가장 낮을 때는 의자의 등받이를  
120°로 경사지게 하고 두께 5cm의 요부지지물을 사  
용하였을 때이다(Fig. 3)(Andersson 등, 1979). Hosea  
등(1986)은 등받이에 5cm 두께의 요추 지지물을 적  
용하였을 때 요부 근육의 활동이 더욱 감소하였다고  
하였다. 즉 요추의 모양과 요부를 지지하는 것은 요  
부근육의 수축과 척추에 가해지는 부하에 영향을 미  
치기 때문에 생체역학적으로 매우 중요하며 요부근육의  
활동은 등받이의 경사를 증가시킬수록 그 활동이 감  
소하였다. 이것은 등받이를 사용함으로써 인해 상체가  
등받이에 기대게 되어 요추 이상의 상체체중 일부가  
등받이로 전달되어 요부에 가해지는 부하가 감소하였기  
때문이다.

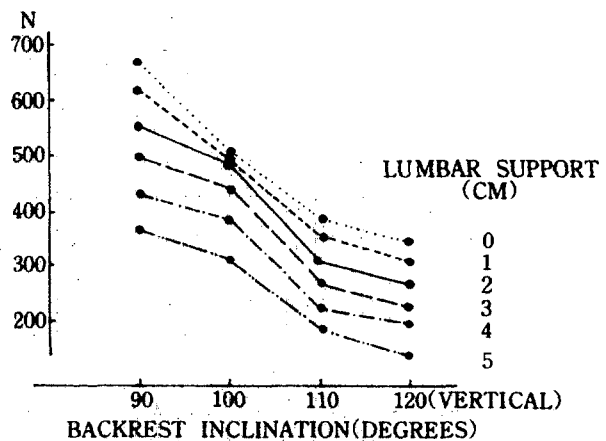


Fig 3. Disc pressure measured with different backrest inclinations and differently large lumbar supports.

또한 등받이의 경사를 크게할수록 체중이 등받이로 전달되는 것이 증가하고 등받이에 요부지지물을 사용하면 요추가 전만(lordosis)되어 요추가 변형(deformation)되는 것이 감소하여 선자세와 비슷한 요추의 모양을 하게된다. 그리고 적당한 팔걸이가 있는 의자에 앉았을 경우 팔이 지지되어 팔의 무게가 그만큼 제거되어 요추가 가해지는 부하가 감소하지만(Fig. 4) 등받이를 충분히 기울였을 경우에는 이미 체중이 지지되었기 때문에 팔걸이의 사용효과는 최소가 된다(Weinstein과 Wiedsel, 1990).

Andersson과 Ortengren(1974)은 사무실 책상에 앉아서 작업을 하는 사람의 추간원판 압력을 측정하였는데 글쓰는 작업을 할 때가 다른 작업보다 추간원판에 가해지는 압력이 낮게 나타났다고 하였다(Fig. 5). 이것 또한 글쓰는 작업을 하는 동안 팔이 책상 위에 지지되었기 때문이라 생각되고 타이프를 치고 전화를 받는 것과 같은 다른 작업들은 팔이 지지되지 않아 팔무게 만큼의 부하가 추간원판에 가해졌기 때문이다.

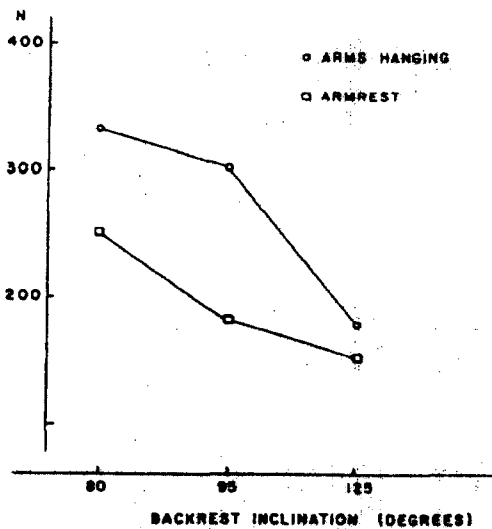


Fig 5. Influence of armrest on the disc pressure.

Nachemson(1976)은 다양한 운동을 하는 동안 요추 추간원판에 압력을 측정하였는데 특히, 배를 바닥에 대고 똑바로 누운 자세에서 능동적으로 배부를 과신전할 때, 등을 바닥에 대고 똑바로 누운 자세에서

두 다리를 똑바로 들 때가 추간원판내 압력이 높게 나왔고 무릎을 굽히고 누워서 일어설 때가 가장 높았다(Fig. 6). 이것은 척추기립근과 복직근의 활동이 증가하여 추간원판내 압력을 증가시켰기 때문이다.

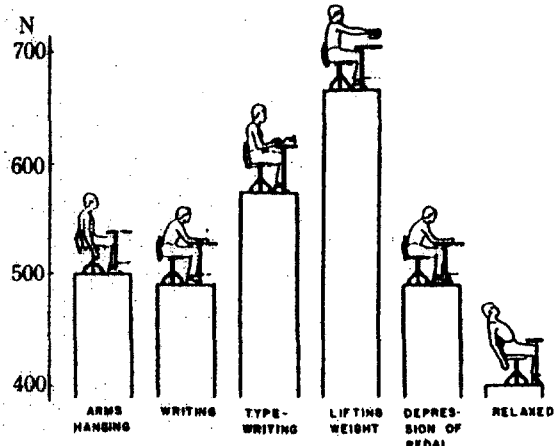


Fig 5. Disc pressure measured in an office chair during simulated work activities.

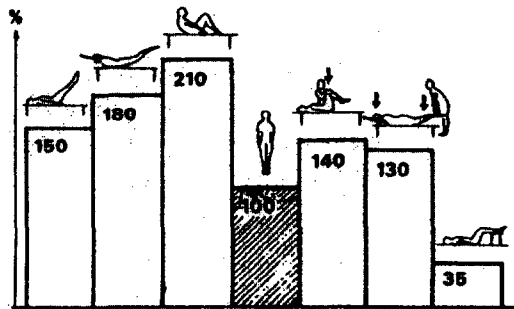


Fig 6. Relative change in pressure(or load) in L3 in various muscle-strengthening exercise in living subjects.

#### IV. 결 언

이상에서 요추 추간원판의 구조와 다양한 신체활동에 따른 요추 추간원판내 압력 및 생체역학을 알아보았다. 요추는 상체를 지지하고 상체의 체중과 부하를 골반과 하지로 전달하는 기능을 한다. 그러나 연령이 증가함에 따라 추간원판의 퇴행성 변화가 일어나고 과도한 외부부하와 효율적이지 못한 체중분배로 추간원판이 재기능의 한계를 넘어서게 됨으로 요통이라는 통증에 시달리게 된다. 본 연구를 종합해 보면 추간원판내

압력은,

첫째, 똑바로 선 자세보다 등받이가 없는 의자에 앉았을 때가 더 높다.

둘째, 등받이가 없는 의자에 앉을 때 허리를 똑바로 세우고 앉을 때가 가장 낮고, 허리를 앞으로 기울였을 때가 가장 높다.

셋째, 등받이가 있는 의자에 앉는 것이 등받이가 없는 의자에 앉을 때보다 더 낮는데, 특히 등받이의 경사를 뒤로 기울이고 요부에 지지물을 적용하였을 때가 가장 낮다.

네째, 팔걸이가 있는 의자에 앉을 때가 팔걸이가 없는 의자에 앉을 때보다 더 낮다.

다섯째, 팔걸이가 없고 등받이가 있는 의자에서 작업을 할 때 팔을 들고 있을 때가 가장 높고, 책상 위에 팔을 올렸을 때가 낮으며, 등받이에 완전히 기대었을 때가 가장 낮다.

이상으로 본 연구를 요약하였다. 요통은 인간에게서 가장 흔한 질병 중에 하나이므로 발병 후의 치료보다는 미연에 예방하는 것이 무엇보다도 중요하다. 특히, 취학 아동 때부터 똑바로 앉는 법을 교육하고 자연스럽게 이를 행할 수 있도록 가정과 학교의 관심이 절실히 필요하며, 사회에서는 안락한 작업환경을 조성하여 인체공학적인 시설을 확보하고 능률적으로 작업을 수행할 수 있는 체계가 이루어져야 하겠다.

## 참 고 문 헌

1. 문재호, 이영희, 박정미 : 요통의 재활치료에 대한 고찰. 대한재활의학회지 9(2) : 77-81, 1985.
2. 전제균 : 요통환자에 관한 임상적 연구. 대한물리치료학회지 4(1) : 59-67, 1992.
3. Adams MA, Hutton WC : The effect of posture on diffusion into lumbar intervertebral discs. *J Anat* 147 : 121, 1986.
4. Andersson GBJ : On Myoelectric Back Muscle Activity and Lumbar Disc Pressure in Sitting Posture. doctoral dissertation. Gotab, Univ of Gothenburg, Sweden, 1974.
5. Andersson GBJ, Murphy RW, Ortengren R, Nachemson A : The influence of backrest inclination and lumbar support on the lumbar lordosis in sitting. *Spine* 4 : 52-58, 1979.
6. Andersson GBJ, Ortengren R : Lumbar Disc Pressure and Myoelectric Back Muscle Activity During Sitting. III. Studies on an Office. *Scand J Rehabil Med* 3 : 115-121, 1974.
7. Andersson GBJ, Ortengren R, Nachemson A : Intradiscal pressure, intraabdominal pressure and myoelectrical back muscle activity related to posture and loading. *Clin Orthop* 129 : 156-164, 1977.
8. Andersson GBJ, Ortengren R, Nachemson A, Elfstrom G : Lumbar disc pressure and myoelectric back muscle activity during sitting. *Scand J Rehabil Med* 6 : 104-114, 1974.
9. Brickley-Parsons D, Glimcher MJ : Is the chemistry of collagen in the intervertebral disc an expression of Wolff's law. *Spine* 9 : 148-182, 1984.
10. Charnley J : Imbibition of fluid as a cause of herniation of the nucleus pulposus. *Lancet* 1 : 124-127, 1952.
11. Cyriax J : Textbook of Orthopaedic Medicine. London. Bailliere Tindall. pp226-228, 1982.
12. Farfan HF : Mechanical Disorders of the Low Back. Philadelphia, Lea & Febiger, 1973.
13. Finneson BE : Low Back Pain. Philadelphia. J.B Lippincott Company. pp27-43, 1981.
14. Friberg S, Hirsch C : Anatomical and clinical studies on lumbar degeneration. *Acta Orthop Scand* 19 : 222, 1949.
15. Ghosh P : The Biology of the Intervertebral Disc. Vol. 1. CRC Press, Boca Raton, Florida, 1988.
16. Gould JA : Orthopaedic and Sports Physical Therapy. CV Mosby Company. Philadelphia, pp. 1990.
17. Hendry NGC : The hydration of the nucleus pulposus and its relation to intervertebral disc derangement. *J Bone Joint Surg* 40B : 132-144, 1958.
18. Hosea TM, Simon SR, Delatizky J : Myoelectric analysis of the paraspinal musculature while driving. *Spine* 11 : 928-936, 1986.
19. Inoue H, Takeda T : Three-dimensional observation of the collagen framework of lumbar intervertebral discs. *Acta Orthop Scand* 46 : 949-956, 1975.
20. Jensen GM : Biomechanics of the Lumbar Intervertebral Disk. *Phys Ther* 60 : 765-773, 1980.
21. Keagy RD, Brumlik J, Bergan JL : Direct electromyography of the psoas major muscle in man. *J Bone and Joint Surg* 48(A) : 1377, 1966.
22. Kumar S, Davis PR : Lumbar vertebral innervation and intraabdominal pressure. *J Anat* 114 : 47-53, 1973.
23. Lamb DW : The Neurology of spinal pain. *Phys Ther* 59 : 8, 1979.
24. Nachemson A : Lumbar intradiscal pressure. *Acta Orthop Scand(suppl)* 43 : 1-104, 1960.
25. Nachemson A : The load on lumbar discs in different positions of the body. *Clin. Orthop* 45 : 107, 1966.

26. Nachemson A : *The lumbar spine : An orthopaedic challenge.* Spine 1 : 59-71, 1976.
27. Nachemson A, Elfstrom G : *Intravital dynamic pressure measurements in lumbar discs : A study of common movements and exercise.* Scand J Rehabil Med(Suppl) 1 : 32, 1970.
28. Nachemson A, Morris JM : *Electromyographic studies of the vertebral portion of the psoas muscle.* Acta Orthop Scand 37 : 177, 1966.
29. Nachemson A, Morris JM : *In vivo measurements of intradiscal pressure : Discometry, a method for the determination of pressure in the lower lumbar disc.* J Bone Joint Surg 46A : 1077-1092, 1964.
30. Norkin CC, Levangie, PK : *Joint Structure & Function. A comprehensive Analysis. 1th eds.* FA Davis Company, Philadelphia, pp126-127, 1990.
31. Norkin CC, Levangie, PK : *Joint Structure & Function. A comprehensive Analysis. 2th eds.* FA Davis Company, Philadelphia, pp131-134, 1992.
32. Oliver J, Middleditch A : *Functional Anatomy of the Spine.* London, Butterworth-Heinemann Ltd. pp59-82, 1991.
33. Parke W, Schiff D : *The applied anatomy of the intervertebral disc.* Orthop Clin North Am 2 : 309-324, 1977.
34. Petter CK : *Methods of measuring the pressure of the intervertebral disc.* J Bone and Joint Surg 15 : 365, 1933.
35. Shirazi-Adi A : *Strain in fibers of lumbar disc.* Spine 14 : 98-103, 1989.
36. Soderberg GL : *Kinesiology. Application to Pathological Motion.* Williams & Wilkins, Baltimore, pp 282-307, 1986.
37. Virgin WJ : *Experimental investigation into the physical properties of the intervertebral disc.* J Bone and Joint Surg 33(B) : 607-611, 1951.
38. Weinstein JN, Wiesel SW : *The Lumbar Spine.* W.B. Saunders Company. pp212-224, 1990.
39. White A, Panjabi M : *Clinical Biomechanics of the Spine.* Philadelphia, J.B.Lippincott Co. pp328-506, 1978.
40. White AA, Gordon SL : *American Academy of Orthopaedic Surgeons Symposium on Idiopathic Low Back Pain.* The C.V. Mosby Company. pp252-273, 1982.