

〈論 文〉

체간 위치가 하요추부의 응력상태와 척추분리증에 미치는 영향(I) —하요추부의 응력 상태 측정용 광탄성 실험 모델 재료개발과 장치개발—

황재석* · 최영철** · 안면환*** · 권재도**** · 최선호****
(1992년 1월 8일 접수)

The Effect of Trunk Position on the Stress Distribution of Low-back and on the Spondylolysis (I)

—Development on the Photoelastic Experimental Model and Device for
the Stress Analysis of Low-Lumbar Spine—

Jai-Sug Hawong, Young-Chul Choi, Myun-Whan Ahn,
Jae-Do Kwon and Sun-Ho Choi

Key Words : Stress Analysis of Low-Back(하요추부의 응력 해석), Stress Analysis of Spondylolysis(척추 분리증의 응력해석), Photoelastic Model Material(광탄성 모델 재료), molding Method of Model(모델 주형법), Loading Device(하중 장치).

Abstract

Most degenerating diseases and back pains in the orthopaedic disease are originated from the unbalance of stress distribution in the low-lumbar spine. Therefore the stress analysis of lower-back is indispensable to the clinical diagnosis for the developing reason and the developing process of diseases. Therefore the same model materials as following are developed to analyze the stress distributions of lower-back by photoelastic experiment. The vertebral body and the process are molded from epoxy resin(the weight ratio of Araldite and hardner is 10 to 3), models are geometrically identical to them in vivo respectively and the ratio of their elastic modulus to that of model material is 1 to 10. It is assured that KE-1300 Silicon($E=0.8\text{MPa}$), TSE-3562 Silicon (0.5MPa) and the composite silicon(3MPa) (the weight ratio of KE-1300 silicon and Jioreal : 10 to 4) are respectively effective as the model materials of ligament, muscles and intervertebral disc which is essential to the movement of low-lumbar spine. All the elements associated with the movement of the low-lumbar spine are molded through the molding method developed in this research and assembled with the angles between the vertebra and the disc in the normal human lumbosacral spine. The stress distributions of the assembled model are analyzed by photoelastic experiment. It is certified by comparing the results of photoelastic experiment with the clinical situations that the loading device and the loading conceptions used in this paper are effective.

*정회원, 영남대학교 기계공학과

**영남대학교 대학원

***영남대학교 의과대학 정형외과학

****정회원, 영남대학교 기계설계학과

1. 서 론

하부 요통발생 인자의 대부분은 요추부의 퇴행성

변화와 더불어 요추에 가해지는 역학적 특성의 변화에 의하여 발생한다. 그러므로 이러한 질환의 발생원인과 진행 과정을 규명하기 위해서는 생체운동시 여러 형태의 하중을 받는 복잡한 형상의 추체(vertebra body)와 그 돌기(process)들의 응력 분포상태를 연구하는 것이 매우 중요하고 또 이러한 것들의 응력분포상태가 하요추부의 질환의 발생원인을 이해하는데 많은 도움이 된다는 것은 잘 알려진 사실이다⁽¹⁾. 그러나 인체의 특성상 생체(in vivo)나 사체(cadaver)를 이용하여 실험을 행하는 것은 매우 곤란하고 그 범위에도 한계가 있어 광탄성 모델 실험⁽²⁻⁵⁾이나 F.E.M.에 의한 수치해석법⁽⁶⁻⁷⁾들을 이용한 제한된 연구가 연구되어 왔다. Zak⁽⁸⁾에 의한 치과분야의 응력해석과 Alexander⁽⁹⁾와 Milch⁽¹⁰⁾ 등에 의한 정형외과의 응력해석등에 광탄성 실험이 적용된 이후에 정형외과, 치과, 치교정 등의 분야에 광탄성 실험법이 응용되어 왔다. Masabayshi, Ito, Arima 등은 척추만곡부위의 하중 지지성 및 퇴행성 요추에 관한 역학적 문제, Miura는 경추(cervical)부와 요추(lumbar)부의 추체 및 추간판의 응력 해석등에 2차원 광탄성 실험법을 이용하였다. 그러나 이들 대부분은 실제모델과의 相似문제로 발생되는 해석결과의 정도(正度)의 한계를 극복하지 못함으로 실험결과의 유효성에 대한 신뢰를 얻지 못하였다. 한편 Maxwell, G. Opell⁽¹¹⁾ 등에 의한 3차원 광탄성 응력동결법이 제안된 이후에 의학분야의 응력해석 연구에도 3차원 광탄성 실험법이 응용되기 시작하였다. 西田, 惠日郎⁽¹²⁾ 등은 경추부의 응력해석, Fukuhara은 척추측만 그리고 福原係知⁽²⁾와 Hidezo Yoshizawa⁽¹²⁾ 등은 요추부의 하중지지성등에 각각 3차원 광탄성 실험법을 적용하여 비교적 좋은 결과를 얻었다. 그러나 3차원 해석에서도 생체와 유사한 모델 제작이 불가능하여 실제 운동시 역학적으로 중요한 역할을 하는 요소들인 추간판, 인대(ligament), 근육(muscles) 및 복압력(abdominal pressure) 등이 제외됨으로서, 생체 거동시 이들 요소들에 의하여 많은 량의 힘을 전달 하는 것으로 믿어지는 돌기(process) 및 추골 후반부(the posterior element of vertebra)에 대한 모델실험 해석은 지금까지 불가능하였다. 그리하여 본 연구에서는 복압력(abdominal pressure) 및 복근(abdominal muscles)만을 제외(하중의 계산시 이들의 역할을 포함하였다.) 한 요추골 운동에 관계하는 모든 역학적 요소를 포함시키고

해부학적으로 매우 충실한 실험용 광탄성 모델과 하중장치를 개발하여, 이러한 모델과 하중장치의 유효성을 임상의학적으로 규명 하는것을 본 연구의 목적으로 한다.

2. 하요추부의 구성과 척추 운동

2.1 하요추부의 구성

하요추부는 요추골(lumbar spine), 추간판(inter-vertebral disc), 인대(ligament)와 근육(muscles) 등으로 구성되어 있고 각부분의 해부학적 명칭 및 생명 공학적 역할은 아래와 같다⁽¹³⁾.

(1) 요추골(lumbar spine)

요추골은 5개의 추골(L_1, L_2, L_3, L_4, L_5)로 구성되어 있으며 각부 명칭은 Fig. 1과 같다.

Fig. 1에서 보듯이 추골은 전반부의 추체(vertebral body)와 추골 후반부(vertebral arch)로 구성되어 있고 추골 후반부에는 3종류의 돌기(process)가 존재하며 상하관절 돌기(articular process)를 제외한 나머지 돌기들은 주로 筋肉들의 부착점이 되고 이들은 척추가동시 지렛대 구실을 하게 된다. 상하 관절돌기는 추골운동시 운동방향을 제한하고 조절하며 특히 척추가 앞으로 탈팔되는 것을 방지한다. 특히 L_5 의 하관절 돌기는 표준 자세에서도 체중을 부담하는 것으로 알려져있다⁽¹⁴⁾. 이러한 추골은 주로 체간과 두개골의 무게를

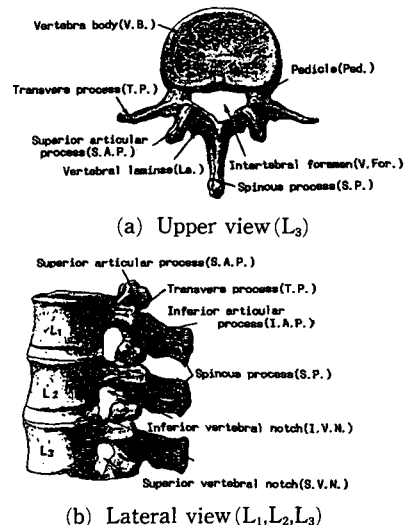


Fig. 1 The human vertebra in lumbar region

골반에 전달하는 기능, 충분한 생리학적 운동을 가능케하는 기능과 외부로부터 가해지는 위협한 힘이나 운동으로부터 섬세한 신경요소를 방어하는 기능등을 가진다. 그리고 추골의 성분은 중심부의 해면질골(cancellous core)과 그 주위를 얇게 감싸고 있는 피질골(cortical shell)로서 분류되고 있다. 일반적으로 약 40세 이전에는 해면질골이 압축하중의 55%를 담당하고, 피질골이 압축하중의 45%를 담당하며, 40세 이후에는 해면질골과 피질골이 각각 압축하중의 35%와 65%를 담당하고, L₃, L₄, L₅의 추골강도는 거의 같은 것으로 보고되어 있다⁽¹⁵⁻¹⁷⁾.

(2) 추간판(intervertebral disc)

추간판은 섬유성 연골(fibro-cartilage)로서 척추의 추체와 추체 사이에 내재 되어 이들을 상호 연결하여 척추의 굴곡성을 좋게하고 또 점탄성체로서 척추에 가해지는 힘을 균등히 분배하고 완충하는 흡수체의 기능을 가진다⁽¹⁸⁾.

(3) 인대(ligament)

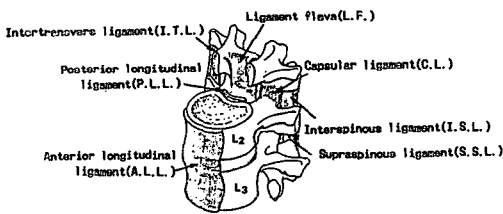
척추의 인대들은 Fig. 2에서 보는 바와 같이 추골과 추골을 연결하고 이들의 운동에 관계하며 신경근을 보호하는 기능을 갖는다⁽¹⁹⁾.

인대에는 전종인대(anterior longitudinal ligament : A.L.L.), 후종인대(posterior longitudinal ligament : P.L.L.), 횡간인대(intertransverse ligament : I.T.L.), 황색인대(ligament flava : L.F.), 관절낭인대(capsular ligament : C.L.), 극간인대

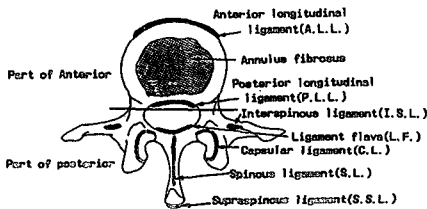
(interspinous ligament : I.S.L), 극상인대(supraspinous ligament : S.S.L.) 등이 있다. 이러한 인대중에서도 전종인대는 척추운동시 추간판의 부풀림등을 제어하고 후종인대는 척추운동시 추간판이 후방으로 전위할려는 것을 조절한다. 그리고 횡간인대는 척추의 측방 굽힘운동에 관계하나 후반부의 다른 인대들에 비하여 구속정도가 적다. 황색인대는 인대들중에서 탄력성이 가장 좋고, 관절낭인대는 추골의 인대중에서 가장 많이 추골운동을 구속한다. 그리고 극간인대와 극상인대는 굴곡(flexion)시에 비교적 큰 변위를 보이며 인접한 근육의 운동에 관계한다⁽¹⁹⁾.

(4) 근육(muscles)

일반적으로 척추의 운동에 관계하는 근육은 추골 전반부 근육과 추골 후반부의 근육으로 분류된다. 추골 후반부의 근육들은 심근(deep muscles), 중간(intermediate muscles), 천복근(superficial)으로 크게 구분된다. 특히 이 근육 중에서 천복근은 극돌기를 중심으로 양측면에 부착된 Iliocostalis(늑간근), Longissimus(요 최장근)와 정중상부에 위치한 Spinalis(극간근)의 3종류로 구별되며 주로 척추 굴곡운동에 관계한다. 그리고 추골 전반부에는 4개의 복근(abdominal muscles)이 존재한다. 이들중 3개의 근육은 복강의 측면에 위치하고 Internal oblique, External oblique, Transversus abdominis등으로 구분되어 주로 척추 측방운동에 관계 한다. 복직근(rectus abdominis)은 추골 전방 중심부에 위치하여 척추의 굴곡 및 신전시에 관계한다⁽¹⁹⁾.



(a) Lateral view (L₂, L₃)



(b) Upper view (L₃)

Fig. 2 The ligaments of lumbar spine region

2.2 요추부의 표준(erect), 굴곡(flexed), 신전(extended) 자세시의 하중상태

인간의 생활중에서 가장 많이 사용되는 하요추부의 운동상태는 표준(erect), 굴곡(flexed)과 신전(extended)등으로 구분할 수 있고, 하중상태는 아래와 같다.

(1) 標準位(erect posture)

엄밀한 의미로 생체에는 완전한 기립위(erect posture)는 존재하지 않지만 후방 기립근(back muscles) 및 강직근(rectus abdominis)은 완전이 완되고 요천(lumbar-sacrum)관절은 단지 신체 상부에서 내려오는 무게(45kg : 170cm의 신장을 갖는 정상인의 표준몸무게 65kg에서 하반신의 무게를 뺀 상반신의 무게)만을 담당한다⁽²⁰⁾ 정상인의

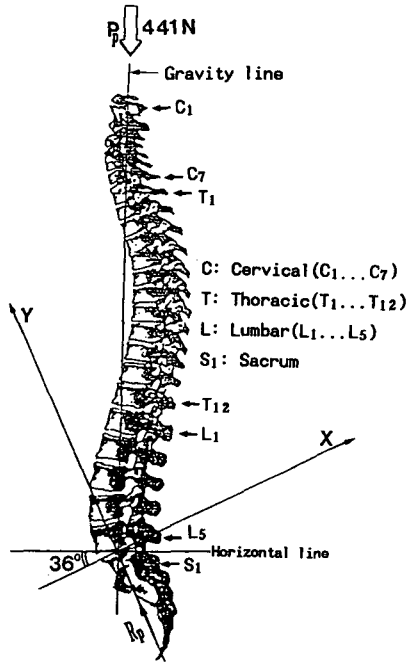


Fig. 3 Actual loading condition of the vivo in the erect posture

표준위 상태에서 척추의 자세와 척추의 각부 명칭 및 상체의 중력선은 Fig. 3과 같고, 수평면과 천골(S₁)과 이루는 각도는 36°이다⁽¹²⁾. (정상적인 동양인의 평균 요천각도) 신체 상부에서 내려오는 무게는 천골의 표면에 대해 수직으로 가하여 지는 힘(Y축 방향)과 천골 표면에 평행하게 작용하는 힘(X방향)으로 분해 된다. 그리고 0은 천골의 중심이다.

(2) 屈曲位(flexed posture)

체간을 전방으로 굴곡하면 굽힘 모우멘트가 증가하게 되고 이것과 균형을 유지하기 위하여 추골 후반부의 척추 기립근(erector spine)과 극간근(superficial musles)의 활동은 증가되고 완전히 굴곡하게 되면 Iliocostalis dorsi를 제외한 모든 척추기립근은 활동을 중지하게 되어 인대가 모든하중을 받게된다⁽²⁰⁾. 골반이 고정된 상태에서 전방으로 30° 굴곡한 상태를 X-ray로 관찰한 결과에 의하면 L₄-L₅의 추골은 Fig. 4처럼 X축과 수평을 이루게 되고 이때 Y축이 수평선과 이루는 각도는 60°가 된다는 것을 알 수 있다. 이러한 상태를 30° 굴곡한 상태라고도 한다. (이것은 완전 굴곡한 상태는 아니다)

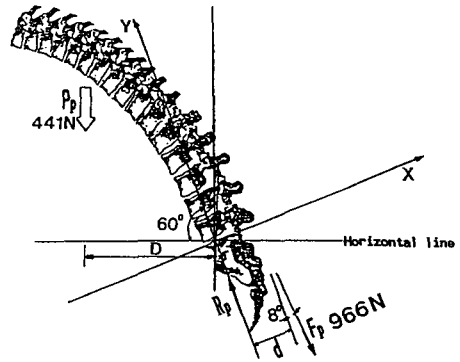


Fig. 4 Actual loading condition of the vivo in the flexed posture

170cm의 신장을 갖는 정상인의 무게 중심은 천골의 중심 0에서 Y방향으로 31cm정도 상방에 위치한다⁽²⁰⁾. 척추 기립근은 천골의 중심 0에서 X방향으로 약 5cm정도 떨어진 극들기의 중심부에 연결되어 있고 척추기립근의 방향은 Y축 방향에서 약 8°정도 경사지면서 상방에서 아래 방향으로 향하고⁽²⁰⁾ 있으므로 상체의 무게(=P), 천골의 반력(=R) 척추기립근에 작용하는 힘(=F)등의 관계를 Fig. 5처럼 나타낼 수 있다.

(3) 신전위(extended posture)

척추를 후방으로 신전(extended)하면 굴곡 상태와는 반대로 복근들(abdominal musles)의 활동이 증가하고 요추부에 있어서 척추 립근의 활동은 상대적으로 감소한다⁽²¹⁾.

Fig. 6은 후방으로 5° 신전한 자세의 척추 모양을 나타낸 것이다. Fig. 6에서 보듯이 척추 기립근은 이완되고 복직근(rectus abdominis)의 활동은 증가된다. 이때 강직근과 요천 관절에 작용하는 힘들은 굴곡시와 같은 방법으로 Fig. 7과 같은 역학적인 관계에서 구할 수 있다.

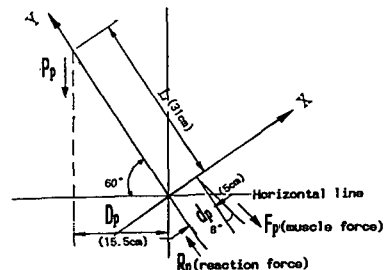


Fig. 5 Simplified loading condition of the vivo in the flexed posture

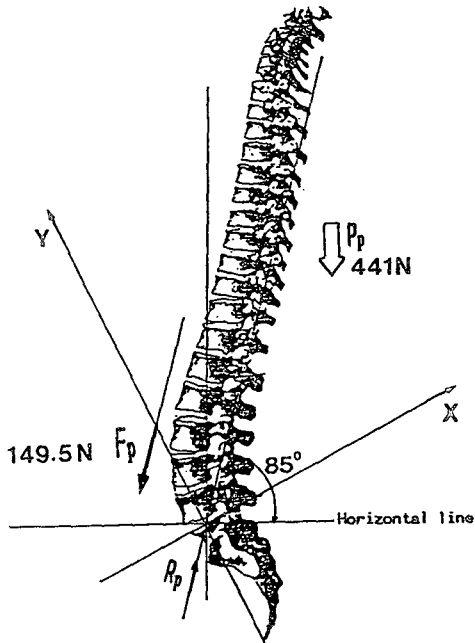


Fig. 6 Actual loading condition of the vivo in the extended posture

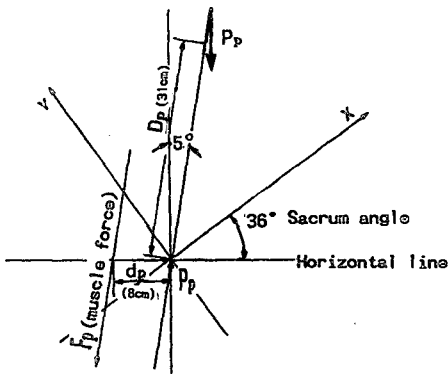


Fig. 7 Simplified loading condition of the vivo in the extended posture

정상적인 사람의 복직근은 천추골의 중심에서 8cm 정도 떨어져서 표준위의 중력선과 평행하다는 것이 생체 역학적으로 확인⁽²⁰⁾되었으므로 신전시 복직근의 방향은 Fig. 7처럼 나타낼 수 있다.

3. 하요추부의 모델 제작

본 연구에서는 응력 동결용 광탄성 재료로 널리 사용되어온 에폭시 수지(Araldite CT-200)와 경화제(HT-901)의 중량비를 10:3으로 사용하여 중합

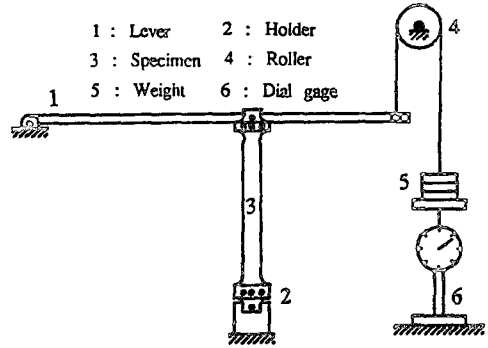


Fig. 8 Loading device for the elastic deformation measurement

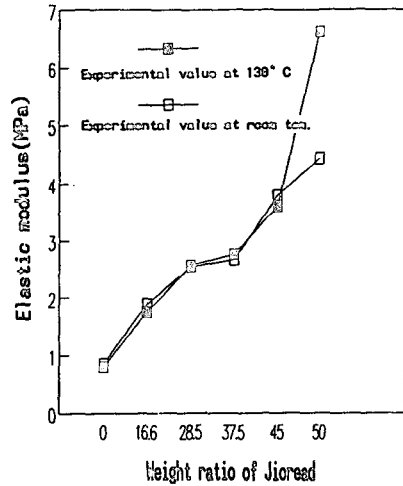


Fig. 9 Elastic modulus with weight ratio of Jioread

한 수지)를 추골모델 재료로 사용하고, 실리콘(KE 1300 Toshiba Chemical Co.)을 인대와 근육의 모델재료로 사용하였다. 그리고 일반적으로 추골의 세로 탄성계수는 160MPa이고 고온시 Epoxy의 세로 탄성계수는 15.7MPa이다. 그러므로 실제의 추골의 세로 탄성계수와 추골의 모델재료인 Epoxy의 고온 세로 탄성계수의비는 약 10:1이므로 본 연구에 사용될 재료들은 이 세로 탄성계수의 비를 기준으로 하여 정하였다. 그리고 포아송의 비(Poisson's ratio)는 분명하지 않음으로 본연구에서는 고려하지 않았다. 그래서 본 연구에서는 아래와 같이 복합 실리콘을 고안하고 적당한 복합 실리콘(KE 1300과 Jioread(흙의 일종)의 중량비가 10:4)을 추간판의 모델재료로 사용 하였다. 본 연구에서는 실리콘의 세로 탄성계수를 증가 시키기 위하여

KE-1300의 실리콘에 흙의 종류인 Jioread를 혼합하여 복합 실리콘을 만들었다. 이 복합 실리콘을 약 두께가 6mm정도인 판을 제작하여 일반적인 판재의 물성치 측정용 시편 규격에 맞게 가공하여 Fig. 8과 같은 하중장치에 장치하여 각 하중에 대한 복합실리콘의 변형량을 다이알 게이지(dial gage)로 측정하였다.

그리고 변위와 하중의 관계선도에서 복합 실리콘의 스프링 상수를 구하고 다시 스프링 상수에서 각 복합 실리콘들의 세로 탄성계수를 구하였다. 이렇게 구한 복합 실리콘들의 세로 탄성계수를 Jioread의 체적비율에 대하여 나타낸 그래프가 Fig. 9와 같다.

Fig. 9를 참조하여 추간판의 모델의 재료에 적당한 복합 실리콘의 Jioread의 량을 결정할 수 있다. 본 연구에서는 하 요추부 응력상태를 광탄성 실험으로 측정할수 있는 광탄성 실험의 모델은 아래와 같은 제작과정을 통하여 완성 하였다.

3.1 추골

추골의 모델 재료로 사용된 에폭시는 등방성체이고 탄성체이나 실제 인간의 추골은 정확히 복합체이고 탄소성체이다. 그러나 거시적으로 추골을 등방성체로 간주 하여도 무방하므로 본 연구에서는 등방성체로 간주 하였다. 그리고 에폭시수지를 사용하여 추골을 주형하는 방법과 과정은 아래와 같다.

● 추골 주형 방법

(1) 요추가 잘 보존된 사체(cadaver)에서 S_1, L_3, L_4, L_5 를 채취하고 이를 각각 분리하여 연부 조직 및 인대를 제거하고 적당히 건조 하였다.

(2) 이렇게 잘 정돈된 사체의 요추골을 주형기의 밀면에 잘 고정하고 여기에 Silicon TSE3562와 경화제를 10 : 1의 비율로 잘 섞은 혼합액을 준비된 주형기에 부어 24시간 이상 상온 건조한 다음 사체를 분리하여 실리콘 주형기를 제작한다.

(3) 주형 제작시 기포의 원인이 되는 실리콘의 잔존 가스(gas)를 제거하기위하여 이렇게 완성된 주형을 130°C 온도에서 20시간 이상 가열 건조하였다.

(4) 여기에 아랄다이트(araldite, CT-200)와 경화제(HT901)를 중량비 10 : 3으로 계량하고 먼저 아랄다이트(araldite)를 130°C에서 충분히 녹인 후에 경화제를 섞어 투명하게 되게한 후, 미리 爐에

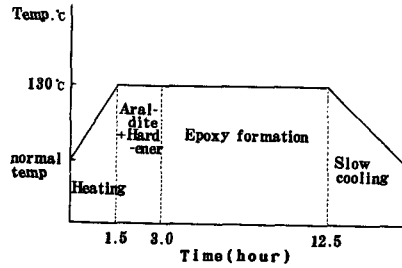


Fig. 10 Curing cycle

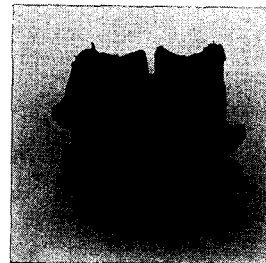


Fig. 11 Cadaver for molding

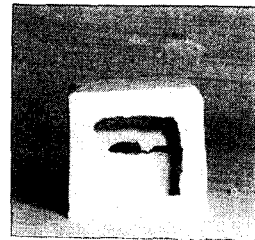


Fig. 12 The molding box made from silicon

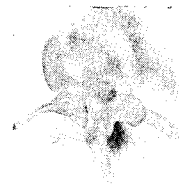


Fig. 13 Model vertebra

넣어 3시간 정도 예열된 주형에 에폭시(epoxy)수지를 서서히 주입한다. 그리고 이 주형은 Fig 10과 같은 양생 주기(curing cycle)에 따라 열처리한다. 주형 제작에 사용된 사체의 일부와 완성된 주형을 Fig. 11, Fig. 12에 각각 나타내었고 Fig. 13에는 완성된 에폭시(epoxy)수지 추골을 사체의 추골과 비교하여 나타내었다.

위와 같은 과정을 통하여 주형된 추골은 기하학적인 면에서는 실제 인체의 추골과 완전히 같다.

3.2 인대

인체의 연부조직의 분류상 인대는 결합조직(connective tissue)에 속하며, 공학적 관점에서 볼 때 불균일(nonhomogenous), 비선형(nonlinear), 이방성(anisotropic), 점탄성(viscoelastic)의 성질을 갖는다. 그러나 결과적으로 이들이 전달하는 힘은 각 인대에 작용하는 힘들이다. 또한 본 연구에 적용된 운동중에서 굴곡 자세에서 극간인대 및 극상인대를 제외하고는 추골에 극히 작은량의 힘을 전달(인대는 주로 인장력에 관계한다)하며, 이러한 힘에 의해 영향을 받는 추골 후반부의 응력 해석에는 탄성체인 실리콘(silicon)을 사용하여 제작하여도 별무리가 없을 것으로 생각하였으며, 또한 각 인대의 변형량(추골을 구속하는 정도로 생각하였다)을 감안하여 본 실험에 적용된 운동에 관계하지 않거나(I.T.L.), 운동시 회전 중심부에 위치(I.F., P.L.L.)하여 추골을 구속하는 정도가 극히 적은 인대들은 모델 제작에서 제외 하였다. 특히 추골의 구속정도가 큰 관절낭 인대(전체 인대의 39%의 구속력을 갖는다⁽²²⁾.)와 굴곡시 인장력을 받음으로서 직접적으로 추골 후반부의 응력상태에 관계하는 극간인대(I.S.L.)와 극상인대(S.S.L.)는 실리콘(silicon KE1300, 탄성계수 : 0.8MPa)으로 제작하였고 전중인대(A.L.L.)는 실리콘(silicon TSE 3562, 탄성계수 : 0.5MPa)으로 인대들의 역할에 따라서 적절한 실리콘을 선정하여 제작 하였다. 그리고 각 인대들은 단면적과 기하학적 형상은 신전, 굴곡 운동시에도 각 인대와 근육에 작용하는 힘들이 평행하도록 조정되고 결정되었다. 그리고 실제로 굴곡과 신전시에 중요한 역할을 하는 인대들만 고려하면 척추의 실제 인대들은 Fig 14처럼 단순화 할 수 있다.

그리고 각 인대들의 단면적과 기하학적 형상은 신전, 굴곡 운동시 각 인대와 근육에 작용하는 힘들이 평행하도록 조정하여 결정하였으며 실제로 굴곡과 신전시에 힘이 작용하는 인대들만 고려한 척추의 실제 인대들을 Fig. 14처럼 단순화 하였다.

위와 같이 신전과 굴곡시에 힘이 작용하는 인대들은 아래와 같은 주형의 제작 과정을 통하여 제작하였다.

● 인대 주형 방법

(1) 먼저 주형된 에폭시(epoxy)추골의 각도를 Fig. 15에 표시한 정상 동양인 150명의 기립시, 측면 X선 사진으로 부터 구한 평균 요천(lumbosa-

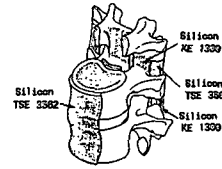


Fig. 14 Model ligaments of spine

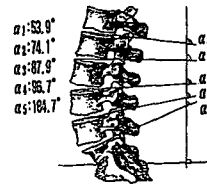


Fig. 15 Angles between the vertebra and the disc in the normal human lumbosacral spine

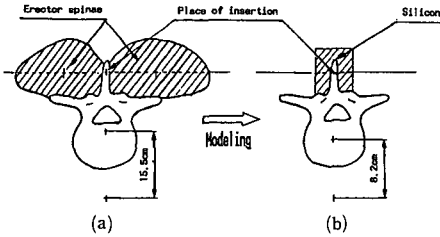
cral) 각도에 맞추고, 각 인대의 단면적에 맞는 인대 주형용 주형기를 제작하여 추골과 주형 장치를 고정할 수 있는 고정 장치에 고정한다.

(2) 이렇게 고정된 고정 장치의 밀면을 공작용 지점토를 이용하여 실리콘액이 새지 않도록 밀폐한다.

(3) 이렇게 준비된 장치에 주사기를 이용하여 실리콘을 삽입시킨후 자연 건조하여 인대를 완성 한다.

3.3 근육(muscles)

근육은 그 역할에 따라 추골의 후반부에서 척추 기립에 관계하는 척추 기립근과 이것의 정면에 위치하는 복직근으로 대별되며, 근육의 모델은 굴곡시의 하중점(실제인체에서 무게중심)과 척추 기립근이 평행(실제 인체에서도 이와 같은 평형상태가 이루어진다)을 이루게 설계, 제작 하였으며, 신전시에 복직근을 모델에 적용하기 불가능하여 보강된 전중인대(A.L.L.)와 평형을 이루게 설계 제작 되었고, (이렇게 하여도 추골후반부에 미치는 영향은 실제 인체와 유사하다. : Fig. 12 참조), 위 근육의 모델 제작과 설계는 아래와 같다. 근육의 단면적의 기하학적형상은 Marek Kietrich⁽⁵⁾등에의하여 고안된 Fig. 16과 같은 모양으로 결정하고 단면적의 크기는 척추 기립근의 변위와 요추 운동시의 평행조건을 만족하도록 하기위하여 $\delta = PI/AE$ 의 공식을 이용하여 척추기립근의 단면적(=A)는 5.64cm²로 결정하였다. 여기서 δ 는 굴곡시 척추기립근의 변



(a) The assumed real location of insertion of erector spinae to the vertebral arch and length of load arm
 (b) The modeling location of insertion of erector spinae to the vertebral arch and length of load arm

Fig. 16 Vertebral with erector spinae and length of the load arm

형량, P는 작용된 하중, l는 척추기립근의 길이, E는 척추기립근의 제작에 사용된 재료의 세로 탄성계수이다.

● 근육주형방법

(1) 먼저 제작 완료된 에폭시(epoxy)추골에 인대를 붙인후, 인대의 제작방법과 유사 하게 척추기립근의 모델 단면적과 같은 근육의 주형을 제작하여 이주형을 인대가 붙은 에폭시(epoxy) 추골에 장착하여 구성된 요추의 모델들을 고정 장치에 고정한다.

(2) 이렇게 고정된 고정 장치의 밀면을 공작용 지점토를 이용하여 실리콘액이 새지 않도록 밀폐한다.

(3) 제작된 근육 주형에 주사기를 이용하여 실리콘을 삽입 시킨후 자연 건조하여 근육 모델을 완성한다.

3.4 추간판(Intervertebral disc)

실제 인체에서의 추간판은 섬유륜과 수핵으로 대별되고 매우 복잡한 양상을 띠고 있으나 거시적으로 볼때 탄력체로서 충격에 대한 힘의 흡수 및 분산의 기능을 갖는다. 다만 섬유륜과 수핵의 물성치의 차이와 해부학적 특성이 인접한 추골에 심각한 영향을 줄 것으로 생각하여 본 연구에서 개발된 복합 실리콘(섬유륜)과 실리콘(silicon TSE 3562 : 수핵)을 사용하여 추간판의 모델을 제작하였다.

즉 추간판의 섬유륜은 해부학적 고찰에 의하면 Ground annulus(탄성계수 : 4.2MPa, 섬유륜 점유비율 : 70%)와 Fiber annulus(탄성계수 : 100MPa, 점유비율 : 30%)로 구성된 것⁽²³⁾을 감안하여 전체

섬유륜의 물성치를 구하고, 여기에 본 연구의 모델 제작에서 요구하는 물성치(1/10로 축소하는 것)로 환산하면 모델 추간판의 섬유륜의 세로 탄성계수는 약 3MPa가 된다. 그러므로 본연구에서 고안한 복합 실리콘으로 추간판을 아래와 같이 주형하여 가능한 인체의 조건과 유사하게 하였다.

● 추간판 주형

(1) 인대와 근육으로서 연결된 모델의 추체와 추체사이의 약간 후반부(실제 사체에서의 수핵의 위치점)에 수핵의 체적과 같은 체적을 가지는 주형을 지점토를 이용하여 기밀 유지에 유의하면서 제작하였다.

(2) 이렇게 만들어진 주형의 공간에 주사기를 사용하여 실리콘 TSE 3562(탄성계수 : 0.5MPa)을 채워서 건조 하였다.

(3) 실리콘이 건조된 후 수핵 형상의 모형 제작에 사용된 지점토 주형을 제거하고 이 부분을 깨끗이 세척하여 다시 건조한 다음, 노넷츠 형태의 두 번째 모형을 역시 지점토로서 주형하였다.

(4) 여기에 Jioread의 중량비가 전체 중량의 40%가 되도록 계량하고 이것을 미리 경화제와 잘 혼합시켜서 준비하여 넣은 실리콘(KE 1300)에 넣고 잘 섞어서 복합 실리콘을 만들고, 이 복합 실리콘을 이미 만들어진 주형속에 주사기를 사용하여 투입하여 상온에서 건조하였다.

(5) 완전히 건조된 후 주형 제작용으로 사용된 지점토를 제거하고 잘 정리하여 추간판을 완성함으로써 전체 모델 제작을 완료 하였다.

4. 하요추부의 하중장치와 광탄성 실험

앞에서 기술된 바와 같이 선정되고 개발된 재료와 제작방법을 사용하여 주형한 모델과 실제 요추부들의 물성치들을 Table 1에 나타내었다.

4.1 하 요추부의 하중장치

일반적으로 추골간 관절(Intervertebral joint)은 회전(rotation)에서 3종류, 병진운동(translation)에서 3종류, 모두 6종류의 자유운동계로 구성되어 있어, 18개의 평형 방정식이 성립한다. 그리고 이러한 운동상태는 Fig. 17에 나타내었다. 그러나 아직까지 하요추부에서 7개의 근육²⁾의 힘(6개의 척추기립근에 관계하는 근육과 1개의 복근(rectus abdominis))과 12개의 평형 성분을 갖는 6개의 추간

Table 1 The comparison of physical properties measured in cadaver with those of experimental models

Classi. Phy.pr.	Verte. ca		A.L.L. ca. mo.		S.S.L. ca. mo.		C.L. ca. mo.		I.S.L. ca. mo.		E.S.M. ca. mo.		In. ca.	D. mo.
	ca	mo.	ca.	mo.	ca.	mo.	ca.	mo.	ca.	mo.	ca.	mo.		
Ela.mod. (Moa)	166	15.7	10	0.8	10	0.8	12	0.8	10	0.8	10	0.8	30	3
Fai.lo. (N)	.	.	340	.	203	.	150	.	150	.	350	.	.	.
Max. fa. st. (MPa)	.	.	21	39.2		39.2	40		92.2		39.2		.	.

Ela. mod. : Elastic modulus, mo. : model In. D. : intervertebral disc, Verte. : Vertebra
 Fai. lo. : failure load, ca. : cadaver Max. fa. : st. : Maximum failure stress
 Phy. pr. : physical properties

판(1번째 요추골과 12번째 흉추사이의 추간판에서 1번째 천추와 5번째 추골사이의 추간판까지)의 상호 반력에 대하여 서는 알려진바 없다⁽⁶⁾.

본 연구에서는 170cm의 신장을 갖는 성인 남자를 기준으로 하여 체간과 두개골의 하중을 45kg (441N)으로 가정하여 모델 실험에 사용한 하중은 다음과 같다. 즉 인간의 골밀도에 따라서 요추골의 강도는 변화하는 것이지만 요추골의 평균 탄성계수는 160MPa이다. 그리고 고온에서의 에폭시(epoxy)의 탄성계수가 약 16MPa이다. 그러므로 각각의 자세에서 실제 작용하는 하중과 모델에 작용하는 하중의 비를 10 : 1로 하였다.

근육에 작용하는 힘을 F, 체간의 무게를 P, 체간의 무게팔 길이를 D, 근육 방향의 팔의 길이를 d 그리고 근육에 작용하는 힘의 방향과 표준시의 중

력선 방향과의 이루는 각도를 θ 로 하고 천골의 중심에 대하여 각힘의 평형 방정식을 쓰면 각 힘들의 관계식은 방정식(1)로 나타낼 수 있다. 이때 첨자 p와 m은 각각 실제 인체에 대한 것과 모델에 대한 것을 의미한다.

$$F_p = \frac{P_p D_p}{d_p \cos \theta}, F_m = \frac{P_m D_m}{d_m \cos \theta} \quad (1)$$

본연구에서 인체 각부의 세로 탄성계수와 인체 각부에 해당되는 모델 재료의 세로탄성 계수의 비가 10 : 1 이므로 $\frac{F_m}{F_p} = \frac{1}{10}$ 이다. 그러므로 실험 하중은 방정식 (2)로서 나타낼 수 있다.

$$P_{m1} = \frac{1}{10} \frac{D_p}{D_m} \frac{d_m}{d_p} = p_p \quad (2)$$

그러나 Morris등의 연구 결과에 의하면 복강(Cavity of abdomine)의 작용으로 근육에 작용하는 힘은 30% 감소한다는 것이⁽²⁰⁾ 확인되었으므로 방정식(2)는 방정식(3)으로 나타 낼 수 있다.

$$P_{m2} = 0.7 \frac{1}{10} \frac{D_p}{D_m} \frac{d_m}{d_p} p_p \quad (3)$$

방정식(3)은 굴곡과 신전시의 모델하중을 구하는데 사용되고 방정식(2)는 표준시의 모델하중을 구하는데 사용된다.

(1) 표준위 (Erect posture)

장직근(rectus abdominis)과 척추 기립근은 완전히 이완된 상태이고 이때 요천관절은 두개골과 체간의 무게만(P=441N)을 유지한다. 이때의 무게 중심은 추체의 후반부에 있으며 모델에서는 압축하

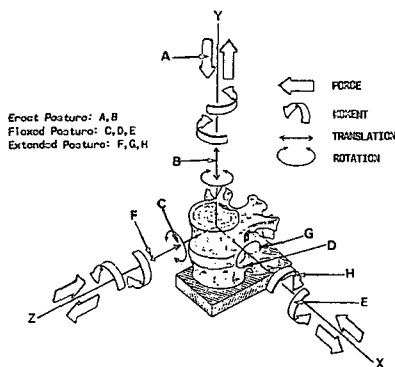


Fig. 17 Three dimensional motion adopted in this experiment

중이 44.1N이며 Fig. 18처럼 작용한다.

(2) 굴곡위 (flexed posture)

Fig. 5와 같은 상태의 척추 기립근에 작용하는 힘은 방정식(1)로서 구하면 1380N이지만 실제로는 복압력의 작용에 의해 30% 감소하므로 이것을 감안하면 실제로 척추 기립근에 작용하는 힘은 약 966N이다. 그러나 실제의 인체에 작용되는 하중상태 즉 Fig. 5를 실험의 하중상태로 바꾸면 실험의 하중상태인 Fig. 19가 얻어진다.

Fig. 19와 같은 모델 실험에서는 $D_m=8.2\text{cm}$, $d_m=3.5\text{cm}$, $\theta=8^\circ$ F_m 은 $F_p/10$ 이므로 96.7N이다. 이러한 관계식을 방정식(1)에 대입하여 모델에 작용하는 하중을 구하면 $P_m=41.2\text{N}$ 이다. 그리고 이 하중상태에서 L_4 , L_5 추간판과 수평을 이루는 모델의 척추 기립근의 변위는 약 3mm이기 때문에 모델 척추기립근의 단면적(=A)은 $A=F_m l/E\delta$ 에서 구할 수 있다. l 은 모델의 척추 기립근의 길이, E 는 척추 기립근의 모델 재료로 사용된 재료의 세로탄성계수(본 실험에 사용된 Silicon(KE-1300)의 탄성계수: 0.8MPa) 그리고 δ 는 모델 척추가 실제의 인체와 같은 각도로 굴곡한 상태의 모델에서 척추 기립근의 변위량을 각각 나타낸다. 그래서 본 연구의 경우, 이들 조건을 대입하여 구한 척추기립근의 단면적 A는 5.64cm²이다.

(3) 신전위 (Extended posture)

Fig. 6과 Fig. 7에서 알 수 있듯이 5°정도 신전시의 실제 인체의 강직근에 작용하는 하중을 $P_p D_p \cos 85^\circ / d_p \cos 5^\circ$ 에서 구하면 $F_p=149.5\text{N}$ 이다. F_m 은 F_p 의 1/10이므로 $F_m=14.95\text{N}$ 이다. 본 실험에 사용된 5° 정도 신전시의 하중조건과 기하학적 조건은 Fig. 20과 같다.

F_m 과 하중장치의 기하학적 조건을 사용하여 구한 모델하중 $P_m=49\text{N}$ 이다. 이 하중 상태에서 전종인대 변위가 0.6mm이므로 굴곡시에 사용된 방법과 같은 방법을 사용하여 전종인대의 단면적을 구하면 전종인대의 단면적은 3.6cm²가 된다. 이러한 조건과 기하학적 조건을 만족하도록 각종 인대와 근육을 장착하고 조립한 실험 모델과 하중장치는 Fig. 21과 같다. Fig. 21에 하중을 가하는 방법은 레버 암(lever-arm)에 지렛대 원리를 적용하여 각 조건에 적당한 하중을 가하였다.

4.2 실험 방법

앞에서 설명한 것과 같은 방법으로 추체 추간판,

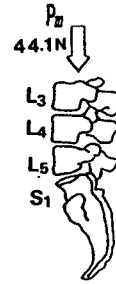


Fig. 18 Loading conditions in experiment (erect posture)

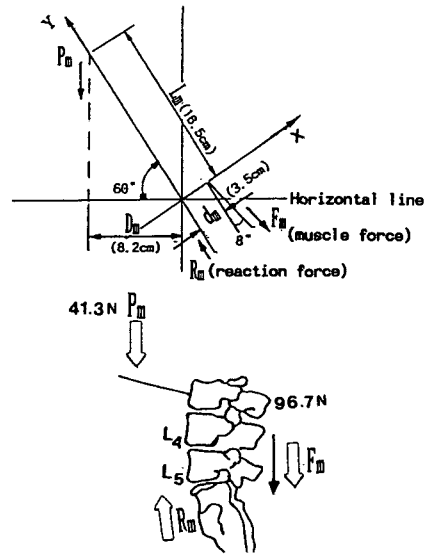


Fig. 19 Loading condition in experiment (flexed posture)

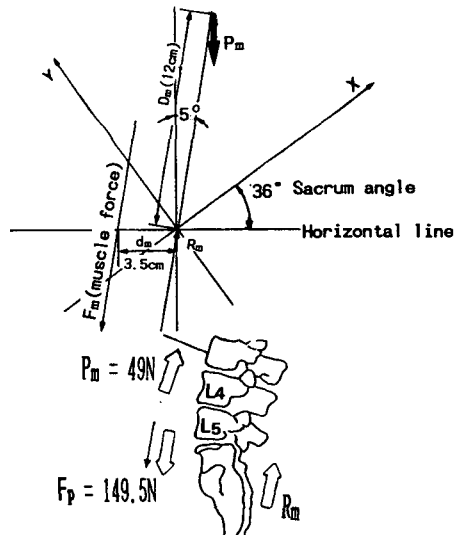


Fig. 20 Loading conditions in experiment (extended posture)

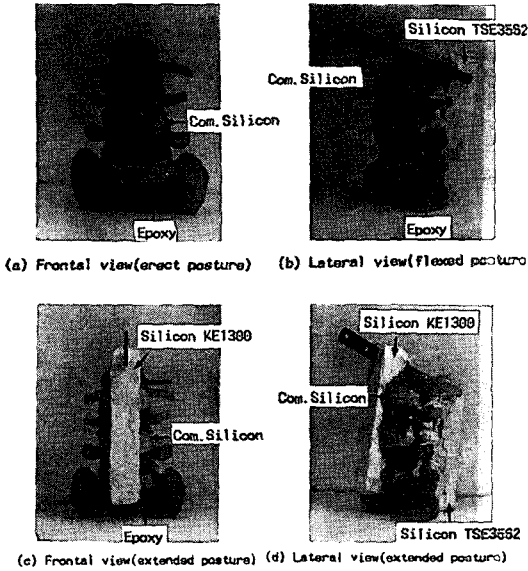


Fig. 21 3-dimensional photoelastic model assembled with S₁, L₃, L₄, L₅ (epoxy resin), ligaments (silicon), muscles (silicon) and intervertebral disc (composite silicon)

인대 근육과 하중장치 등을 Fig 21과 같이 조립한 후에 이것을 응력 동결로에 넣어서 아래와 같이 응력을 동결시키고 아래와 같은 방법을 통하여 등색선 무늬를 얻었다.

(1) 3차원 광탄성 응력 동결노에 하중장치를 장착하고 제작 완성된 실험 모델을 여기에 고정시켜 동결로의 온도가 130℃까지 상승되어 1시간 정도 경과된 후에 계산된 하중을 부가하여 Fig. 22와 같은 동결 사이클에 따라 응력을 동결시켰다.

(2) 동결된 시험편에서 인대, 추간판, 근육등을 제거하고 연마지를 이용하여 실리콘등의 이물질을 깨끗이 제거한 다음, 먼저 추골을 전반부와 후반부로 양분하였다. 분리된 추골 후반부의 사진을 Fig. 23에 나타내었다.

(3) 이 추골 후반부 전체를 먼저 α -Bromonaphthalene와 유동 파라핀 용적비가 1:0.585인 혼합액에 넣어 협부와 상, 하 관절돌기, 극돌기 및 관절면의 응력상태를 비교하여 투과형 광탄성 실험장치를 사용하여 사진을 촬영하고 또 필요한 부분은 분할하여 사진을 촬영하였다. 이렇게 얻은 등색선 사진은 Fig. 24에 나타내었다.

(4) 촬영한 사진은 확대기를 이용하여 정밀히 관찰하고 필요에 따라서는 실물(분리된 모델)을 편광

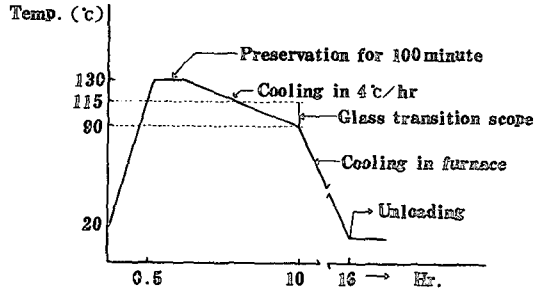


Fig. 22 stress freezing cycle

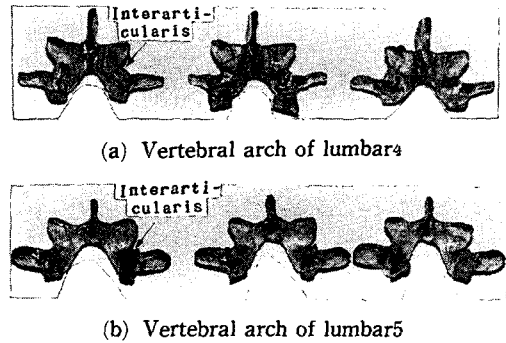


Fig. 23 Vertebral arch separated from vertebra

기를 사용하여 직접 관찰하여 임상에서 척추 분리가 일어나는 협부의 응력상태를 중점적으로 해석하고, 추골 후반부의 응력이 추골 전반부에 미치는 영향도 검토하였다.

5. 임상의학적 고찰에 의한 모델 및 장치의 유효성 검토

표준, 굴곡 신전시의 추체 후반부의 등색선 무늬는 Fig. 24에 나타내었고 각각 등색선 무늬는 표준, 굴곡과 신전시의 L₄와 L₅의 추체 후반부의 등색선 무늬이다.

Fig. 24의 등색선 무늬를 임상 의학적 면에서 고찰하면 아래와 같다.

(1) 정상 기립위(표준 상태(erect posture))

일반화된 임상 의학적 所見으로서, 인간의 척추는 정상 기립위에서 추골이 부담하는 하중의 약 70%~80%는 추체가 담당하고 나머지 20%~30%는 추골 후반부가 담당하는 것으로 알려져 있다.

(2) 본 연구의 결과도 Fig. 24의 (a), (b)에 나타난 추골 후반부의 무늬 형태에서 알수 있듯이 전체적

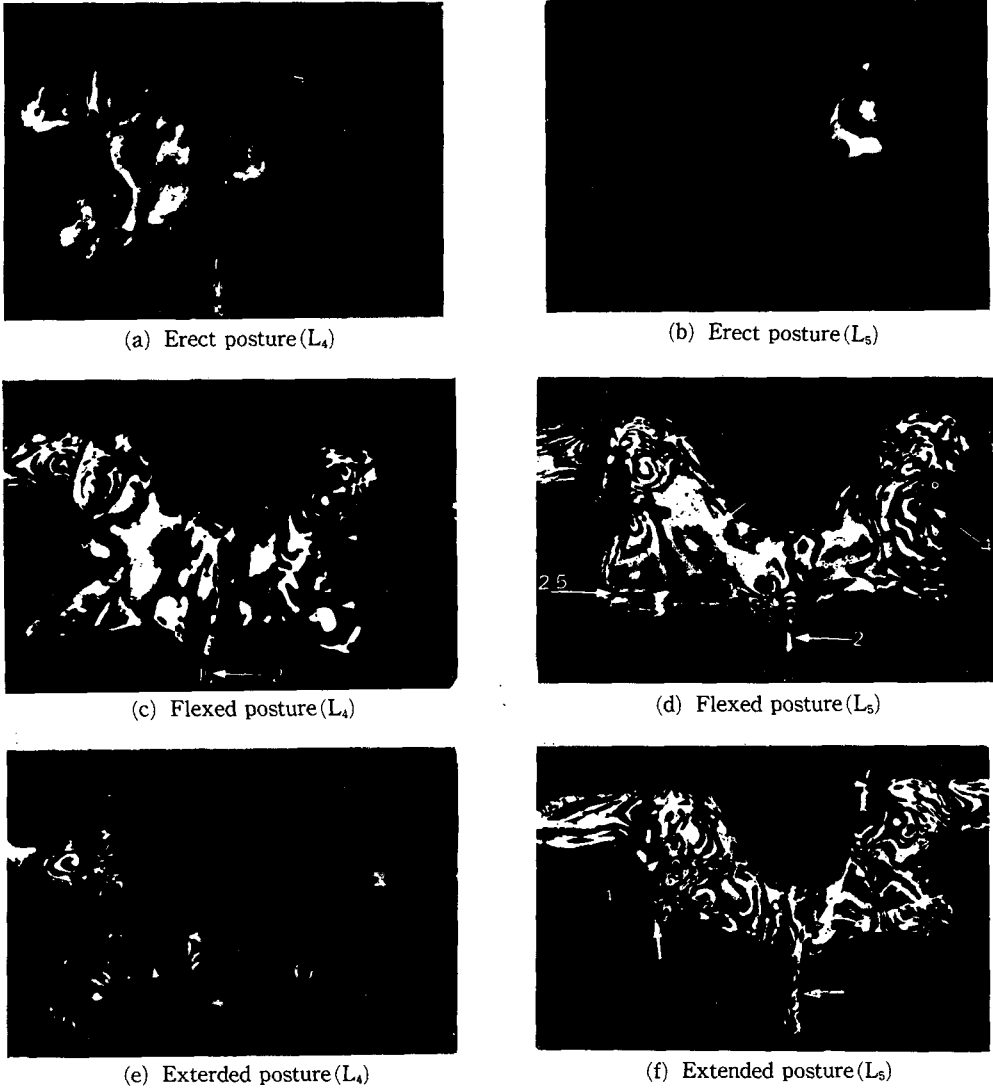


Fig. 24 Isochromatic fringe pattern

으로 저응력 상태이고 두드러진 응력집중이 없다. 따라서 이러한 기존의 이론과 본 연구의 결과가 일치함을 알 수 있다. 그리고 L_4 와 L_5 를 비교 관찰한 결과, 추체 후반부는 L_5 가 L_4 보다 많은 하중을 부담하는 것을 알 수 있었다. 이것은 무게 중심이 상위 요추부에서 하위 요추부로 내려올수록 추체 후반부에 위치한다는 일반화된 임상학적 이론²⁵⁾과 유사한 결과이며 특히 이 상태에서는 하 관절돌기가 상 관절돌기와 비교하여 고응력 상태로 되어 L_5 의 하 관절돌기는 정상위에서도 체간 및 두개골의 무게를 지탱한다는 해부학적 이론²⁶⁾에 본 연구의 결과가 잘 일치함을 알 수 있었다. 따라서 본 연구에서

제작 사용된 모델과 실험 방법이 아직껏 잘 알려지지 않은 추골 후반부 운동상태의 응력해석에 유효하리라 예측할 수 있다.

(2) 운동상태(굴곡 (flexed posture) 및 신전 (extended posture))

아직까지 굴곡상태에서 추골 후반부의 응력이 증가할 것인가? 감소할 것인가? 혹은 변화가微小할 것인가?에 대한 학자간의 의견의 통일은 완전하지 않다²⁴⁾. 그러나 근년, 생체 역학적 연구의 활성화로 굴곡시 추체 전반부 및 추궁근이 포함된 추체 후벽의 복잡한 손상과 더불어 추골 후반부에 역시 응력이 증가할 것이라는 見解^(5,24)가 일반화 되어가

는 추세이다.

이러한 굴곡 상태의 본 연구의 결과는 Fig. 24의 (c), (d)에 나타내었으며 여기서 알수 있듯이 표준 상태보다 고응력 상태라는 것을 알수 있다. 이것은 임상학적 결과와 일치한다. 그러므로 본 연구에서 개발된 광탄성 모델 실험법이 논란의 여지가 많은 척추 분야와 다른 인체 골 구조물의 응력해석에 유효하게 적용될 수 있다는 것을 알수 있다. 임상 의학적으로 신전 상태에서는 추체 부분의 응력은 감소 경향을 띠고, 추궁근과 추골 후반부는 응력이 증가하며, 특히 L_4 의 하관절 돌기와 L_5 의 상관절 돌기는 심한 압박을 받는것으로 알려져 있다⁽²⁰⁾. 본 연구의 결과인 Fig. 24의 (e), (f)의 전체적인 등색선 사진에서 알수 있듯이 이러한 이론과 잘 일치함을 알수있다. 특히 굴곡과 신전 상태의 응력 분포를 비교하면 추골 후반부의 대표적인 손상인 척추 분리증의 원인중 논란의 대상이된 다음 사항을 細明 가능케 한다. (1) 운동 상태에서 협부(interarticularis)의 응력집중이 척추 분리증의 발생 원인 인가? (2) 굴곡시에도 추골 후반부의 응력은 척추 분리가 발생하는 협부에 집중되는가? (3) 굴곡과 신전중 어느쪽의 협부에 응력집중이 심한가? (4) 신전시 L_4 의 하관절 돌기와 L_5 의 상관절 돌기의 해부학적 구조가 협부의 응력 집중에 영향을 주는가? 그리고 이외에 추골의 전반부(추체)의 응력분포를 해석 함으로서 보다 치명적이고 골절의 형태도 매우 복잡한 추체의 여러가지 손상에 대한 연구가 가능하다는 것을 예측할 수 있다.

결론적으로 본 연구에서 사용된 실험 모델, 하중장치 및 실험 방법은 척추 분리성 척추 전방전위(spondylolisthesis)의 역학적 관계를 연구하는데 매우 유효하므로 앞으로 본 실험의 결과가 전문 의료인에게 제공되어 하요추부 질환의 치료법 개발에 도움이 될것으로 확신하며, 나아가서는 지금껏 잘 알려지지 않고, 아직까지 역학적 관계(mechanism)조차도 불투명한 상태, 보다 복잡한 생체 거동에 관계되는 척추 부분의 응력해석에 본 실험에서 행한 모델 제작법, 하중장치 및 하중결정의 개요를 적용하면 척추 부분의 응력해석에 광탄성 실험법이 유효하게 응용 될 수 있다.

6. 결론

추간판, 근육 및 인대들의 모델 재료를 개발하고

사용하여 해부학적으로 아주 유사한 추간판, 근육 및 인대들의 3차원 모델을 만들고 또 해부학적으로 아주 유사한 3차원 광탄성실험의 추체의 모델을 주형하여, 각부분을 조립하여 만든 하요추부에 표준, 굴곡 그리고 신전 상태의 하중조건을 가하면서 응력을 동결시킨후에 얻은 등색선 무늬로서 관찰된 응력상태와 임상 의학적 고찰로서 아래와 같은 결론을 얻을 수 있다.

(1) 하요추부의 표준 굽힘 및 신전시의 추체의 응력분포를 광탄성 실험으로 해석하기 위해서는 추체의 모델의 재료는 에폭시(epoxy)수지 (araldite CT-200, Cyba Geigy Ltd.)와 경화제(HT 901)의 중량비가 10 : 3인 수지를 사용하고, 본 연구에서 고안한 주형방법을 사용하면 실제의 추세의 기하학적 형상과 같은 모델을 주형할 수 있다.

(2) 인대와 근육의 모델재료는 각각 KE-1300인 실리콘(日本, Shin-Etsu Co.)과 TSE-3562(日本, Shin-Etsu Co.)인 실리콘이 좋으며 본 연구에서 사용된 주형방법과 기하학적 형상의 결정 방법이 유효하다.

(3) 추간판의 모델재료는 KE-1300인 실리콘과 Jioread와 중량비가 10 : 4인 복합실리콘이 좋고 본 연구에서 사용된 주형방법이 유효하다.

(4) 본 연구에 사용된 주형법으로 주형된 추체, 추간판 인대 및 근육등으로 조립된 하요추의 모델을 사용하고 본 연구에서 사용한 표준, 신전 및 굽힘시의 하중조건, 하중장치 및 3차원 광탄성실험의 응력 동결법 등을 사용하면 하요추부의 운동시의 응력상태를 광탄성 실험으로 해석 할 수 있다.

후 기

본 연구는 1990년도 문교부 지원 한국학술진흥재단의 '90지방대학 육성 연구비에 의하여 수행 되었으며, 이에 감사의 뜻을 포함합니다.

참고문헌

- (1) Rene Cailliet, 1982, "Low back pain syndrome," F.A. Davis Company, pp. 16~18.
- (2) 福原啓智, 1966, "背柱 側彎에 관한 光彈性學的研究", 日本 整形外科學會紙, 제40권 제3호, pp. 253~268.
- (3) 三浦 幸雄, 1961, "光彈性 實驗에 의한 頸椎部

- 의 力學的 研究”, 東京醫科大學 整形外科 學會 紙, 제35권 제 3 호, pp. 31~45.
- (4) 西田, 惠日郎, 1971, “頸椎의 頭部 支特性에 관한 光彈性 實驗的 研究”, 東京 醫科大學 整形 外科 學會支 第45권 제 2 호, pp. 65~79.
- (5) Marek Dietrich Ph.D. and Pawel Kurowsk Ph. D., 1985, “The Impotence of Mechanical Factors in the Etiology of Spondylolysis,” *Spine*, Vol. 10, pp. 532~542.
- (6) Shigeru Tadano, Hiromasa Tshikawa, 1989, “Stress Distribution of Lumbar Spine under Compression,” 日本 機械學會紙 論文 55권 513 호.
- (7) 김영은, 1990, “각 Ligament에 발생하는 Strain과 힘의 계산 및 Facet joint의 접촉력의 관계”, 大韓 整形外科 生體 力學會紙, pp.59-71.
- (8) Zak, 1953, *Zeitsc hr. f. Stomat* 22, p. 88.
- (9) Alexander, 1936, Rhode. Island. State. Collage. Aero.
- (10) Milch, 1940, *J.Bone, Joint. Sug.*, pp. 22
- (11) 益田義治, 1968, “入門 光彈性 實驗”, 日刊 工業新聞社, pp. 284-335.
- (12) Hidezo Yoshizawa, 1969, “腰椎 灣曲部の 荷重 支特性에 관한 研究”, 日本整形外科 學會 紙 43권, pp. 645~662.
- (13) Charles May, Goss., 1973, “Anatomy of the Human Body,” Lea and Febiger., pp. 191~203.
- (14) Evans, F.G., Charles, C. Thomas, 1957, “Stress and Strain in Bones,” Spring Field, pp. 57~58.
- (15) Batley, M.H, Arnold, J.S, Haslam, R.K and Jee.W.S., 1966, “The relationship of Bone Strength and Bone Quantity in Health,” *J. Gerontol.* 21., p. 517.
- (16) Bell, G.H, Dunbar, O, Beck, J.S and Gibb, A., 1967, “Variation in Strength of Vertebrae with Age and Their Relation to Osteoporosis,” *Calcif, Tissve Res.* 1, p. 75.
- (17) Weaver, J.K, Bone., 1966, “Its Strength and Changes with Aging and an Evaluation of Some Methods for Measuring its Mineral Content,” *J. Bone Joint Surg.* 41A, p. 935.
- (18) Nachemson.A., 1966, “The Load on Lumbar Discs in Idfferent Positions of the Body”, *Clin. Orthop.*, p. 45.
- (19) R.K.Burke., 1975, “Kinesiology and Applied Anatomy,” Lee and Row. pp. 201~202.
- (20) Morris, J.M. and Lucas D.B., 1961, “The Journal of Bone Joint Surgery,” Vol. 43-A, No.3, pp. 327~351.
- (21) Farfan. H.F., 1973, “Mechanical Disorders of the Low Back,” Philadelphia Lea, & Febiger, pp. 404~419.
- (22) Adams, M.A and Hutton, W.C., 1983, “The Mechanical Function of the Lumbar Apophy seal Joints Spine,” 8., pp. 327~330.
- (23) Adams, M.A and Hutton, W.C., 1983, “The Effet of Posture on the Fluid Content of Lumbar Intervertebral Discs,” *Spine*, Vol.8, pp. 665~671.
- (24) Francis Denis, MD. Fracs., 1983, “The Three Column Spine and its Significance in the Classification of Acute Thoracolumbar Spinal Injuries,” *Spine* Vol. 8, pp. 817~831.
- (25) During, J. H. Goudfrooji W., 1985, “Toward Standards for Posture Postural Characteristics of the Lower Back System in Normal and Pathologic Conditions,” *Spine* Vol. 10, pp. 83~87.
- (26) Pauley, J.E., 1966, “An Electromy Graphic Analysis of Certain Movements and Exercises I, Some Deep Muscles of the Back,” *Anat, Rec.*, pp. 155~223.
- (27) Farfan, H.F and Sullivan. J.D., 1967, “The Relation of Facet Orientation to Intervertebral Disc Failure,” *Can. J. Surgery.* pp. 60~79.