腰 椎 々 間 板 の 力 学 的 研 究

A Dynamic Study on the Lumbar Intervertebral Disc

小 林 孝 光*

TAKAMITSU KOBAYASHI, M.D.

椎間板の構造に対する力学的挙動につき種々な検索をおこない、椎間板及び脊椎の生理機構を力学的に究明し、臨床的には、髓核摘出、椎弓切除、後方固定等が椎間板に如何なる影響を及ぼすかを知る目的で本実験をおこなった。実験試料は、人剖検例より採取した14屍体、56腰部椎間板を用いた。それらの椎間板に椎体を介して、インストロン型島津オートグラフにより圧縮荷重を加え、①その荷重量、髓核内に刺入したトヨタ超小型細管圧力計を介し②髓核内部圧力、荷重負荷速度より③椎間板変形（縮み）等の測定をおこなった。さらに椎弓切除、金属副子による後方固定をおこなった試料についても同様の実験をおこなった。

実験結果をまとめると〔1〕椎間板の荷重と縮みの関係は、放物線的に挙動し、 $p=a\lambda^n$ の式で表わされる。 n は個体差によってきまる定数、 a は椎間板のこわさを示す。

〔2〕圧縮荷重と髓核内部圧力との関係は、一次函数に一致し直線性をしめた。脊椎各部の荷重分担は、髓核に55%、線維輪に45%、後部脊椎には分担されなかった。

〔3〕脊椎プレートによる後方固定試料における髓核内部圧力の変化は、4~7%の圧力低下をみるのみであったが、縮みは、30~40%の著明な減少をしめた。

〔4〕椎体と椎間板の応力緩和試験より、椎間板は粘性の小さい粘弾性体としての挙動をしめた。

以上の結果は、垂直圧縮荷重を負荷したものであり、ヒト腰椎の多元的な運動から考え、さらに、偏心荷重、曲げ、ねじれ等の研究が必要と考える。

緒言および研究目的

腰椎椎間板が腰仙部痛の発生にどのような役割を果しているかまた腰仙部形態異常が認められた場合、それが椎間板にいかなる影響を及ぼすかを知る事は、腰仙部痛究明のためきわめて重要なことであり、緩衝器として、動的に働く椎間板の本体を椎間板内圧の面から追究することは有意義なことである。

いろいろな姿勢、運動および荷重などが、腰椎に与える影響を、椎間板内圧の面から解明しようとする試みは、1958年以来報告¹⁾²⁾されるようになった。しかしこれらの内圧測定の方法は、流体を介して後方に取付けたトランスジューサーに誘導するため、いろいろな問題点を含んでいた。

最近、わが国の豊田中央研究所で開発された、半導体歪みゲージを応用した超小型細管圧力計は、直接椎間板に刺入して内圧を測定する事を可能とし、間接的方法に比べ安定した正確な測定値が得られるようになった。

著者は、この超小型細管圧力計を用いて、椎間板の構造に対する力学的挙動についての検索を行

* 順天堂大学医学部助手（整形外科）
Department of Orthopedic Surgery, Juntendo
University, School of Medicine
〔Jun. 10. 1974. 受付〕

ない、椎間板および脊椎の力学的模型を作ることを目的としているが、さらに臨床的には、髓核摘出、椎弓切除、後方固定などが施行された場合、椎間板の内圧、縮みが圧縮荷重の負荷によりいかなる影響を受けるかを知ることがきわめて重要なことであると考え、今後の腰椎外科に対する治療指針の基礎的資料の一助となれば幸いと考え、本実験を行なった。

関連文献の考証

椎間板自体が腰痛の直接の発生源であるかを刺激源の立場から検討し始めたのは、比較的新しく1950年 Lindbrom³⁾が、生理的食塩水や造影剤を椎間板内に注入した際、椎間板内圧の上昇に伴い、疼痛の発現をきたすことができ、さらに局所麻酔剤を注入する事によりこれを消失させる事ができると報告し、椎間板それ自体になんらかの刺激受容器が存在しているのではないかという事を示唆した。

荷重が腰椎々体や椎間板に及ぼす力学的挙動についての報告は、初め椎体に荷重を加え、この椎体に対する骨破壊荷重量をもって示されたが、Perey⁴⁾(1957)は、この骨破壊荷重量は300から700Kpの間にあると述べ、高年令ではこの値が低下すると述べている。さらに、Virgin⁵⁾により、腰椎々間板が、elastic properties であることが報告された。

Naylor⁶⁾によれば、椎間板の内圧は、髓核の polysaccharide の量、髓核の protein gel の濃度、髓核の容積、線維輪の弾力性によって決まると述べ、椎間板内圧を水銀で満たした open needle を介してとりだし、絶対圧の測定を行ない、平均2~3Kp/cm²であると述べている。これは年令とともに小さくなる傾向にあり、被検例の30%には、年令および変性とは関係なく圧力を認めなかつたと述べている。

髓核の内圧を直接測定するためには、髓核のもつ流動体としての特性の有無が問題となるが、Armstrong⁷⁾によれば、髓核は圧力に対して、他の流動体と同様すべての方向に均等に圧を伝える

と述べており、Nachemson⁸⁾、奥島⁹⁾、有田¹⁰⁾らは、polyethylene tubing, vinyl tubing の細管針に流体を満たし、これを椎間板に刺入して流体を介して内圧を誘導し、後方に取付けたトランスジューサーによって測定を行ない、中等度までの変性髓核は流体として作用すると述べているが、この方法は間接的な方法であるために、誘導中の歪みによる誤差、受圧部分と誘導装置との間の時間的ズレや、動的な測定には適さないという欠点があった。

間接的方法に換わる直接的方法の必要性が認識され、1965年水野・川村ら¹¹⁾は、半導体感圧素子を先端に封入した針型圧力計を試作し腰椎々間板の内圧測定を試みたが、温度変化に対する不安定さを避けることができなかった。

その後、豊田中央研究所において、半導体歪みゲージを応用した超小型細管圧力計が開発された。この圧力計は、曲げの影響、温度変化、圧力・出力特性に充分な配慮がなされたものであり、この圧力計を利用した研究が多数報告された。兼松¹²⁾は、模型椎体および屍体椎体による実験を行ない、荷重の圧力伝播は椎体—髓核—椎体が主役を占め、椎間関節は関与していないこと述べている。Nachemson^{13)~19)}、杉浦²⁰⁾は、生体に圧力計を刺入して体位による椎間板内圧変化を測定し、腹臥位が最少で、平均2.4Kg/cm²であり、側臥位、立位、坐位の順に内圧の増加を認め、さらに軀幹の運動による内圧変化、荷重の取扱いによる影響などにつき研究報告した。しかしながら著者は、この圧力計が、超小型であるにも拘わらず、この針の直径が1.2mmであり、生体を試料とする実験では、この針による組織の破損が後に及ぼす影響について、注意をはらわなければならないと考える。

実験方法

I 実験装置

(1) 圧縮荷重装置

実験試料に圧縮荷重を負担するためには、インストロン型島津オートグラフIS 5000を使用した。

この装置は負荷速度を自由に設定し、圧縮荷重を加えるように設計されたものである。荷重量の測定は、試験器に付属して取付けられたロードセルを介して、動的歪み測定器により増幅し、電磁オシログラフ（共和電業製 ラピコーダー）に接続記録した（図 1, 2, 3）。

(2) 圧力検出装置

トヨタ超小型細管圧力計 MPN-3 型を用いた。この装置は、本体である受感筒と、外筒注射針、

マンドリン（保護用心棒）がセットになっており、外径 1.2mm の外筒注射針と、外径 0.8mm のマンドリンとを組合わせて、目的椎間板に刺入した後、マンドリンを抜き、代わりに外径 0.8mm の受感筒を挿入して測定するようになっている（図 4）。

この受感筒は、二重円筒構造であるため、注射針に加わる曲げの影響によるノイズを極力さけるように設計され、歪み検出部には、長さ 2 mm、幅 0.08mm、厚さ 0.01mm の半導体歪みゲージ 2

図 1 実験装置

図 3 実験装置模型

図 2 荷重装置と試料

図 4 超小型細管圧力計（MPN-3 型）

個（p 型と n 型）をダイヤフラムと接続する筒内の硬質接着剤中に埋込み、ダイヤフラムを介して筒内に生ずる歪みをピエゾ抵抗効果により電気的出力に変換するように設計されている（図 5）。この圧力計の特徴は、(i) 超小型で被測定体に害を与えることが少なく、微小部分の圧力を正確に測定することができ、圧力分布なども精度よく測ることができる。(ii) 二重円筒構造をはじめ、独特な設

計により、体内刺入時の過負荷に耐えるとともに、受感部に曲げの影響を受けないようになっている。印加電圧 3 V で 4mV/Kg/cm^2 の高い出力が得られ、圧力-出力特性は $0 \sim 20\text{Kg/cm}^2$ ま

図 5 受感細管筒先端部構造

図 6 圧力-出力特性

図 7 温度補償回路

ですぐれた直線性を示している。(二)受感素子として P 型と n 型の半導体歪みゲージを組合わせて使用しており、温度補償回路と結ぶことにより、温度によるゼロ点移動は、 $20 \sim 40^\circ\text{C}$ の間では 1°C あたり 0.1% F S とすぐれた温度特性を持っている (図 6, 7, 8)。

(3) 圧力増幅器と記録装置

半導体圧力変換器の微小な出力を電力増幅し、オシログラフに記録できるように、半導体圧力変換器専用の平衡回路、印加電源付の直結型直流増幅器 THA-3 型を使用し、微小な出力を電力増幅し、前に述べた電磁オシログラフに直接接続し記録した。

(4) 髄核および椎間板横断面積の測定装置

椎間板の横断切片を作り、検体の拡大投影を万能投影機を用いて行ない、5 倍に拡大された投影像より、椎間板、髄核の輪郭をトレースし、このトレースの面積をプランイメーターを用いて算出した。

II 実験試料

実験試料は、ヒト剖検例より採取した 14 屍体、56 腰部椎間板で、最少年令 9 ヶ月から、最高年令 74 才までであり、椎間分布は、第 1・2 腰椎々間板より第 4・5 腰椎々間板の 4 ケ所を用いた (図 9)。

実験使用椎間板は、上下椎体を含む 1 椎間のもの 17 例、2 椎間のもの 8 例、3 椎間のもの 5 例である (図 10)。

実験は、実験試料の変性による影響を防ぐため、温度 23°C 、湿度 55% の恒温恒湿の室内で、試料採取より 5 時間以内に実験が終了するようにした

図 8 温度によるゼロ点移動

図9 実験試料の椎間板分布

図10 実験試料

が、都合により5時間以内に実験不可能の試料は、摂氏-20度で凍結保存し、遅くも48時間以内に実験を終了するようにした。

III 実験項目

試料椎体は、正確に圧縮荷重が負荷されるように軟骨板に対して水平に切断し、(1)1椎間板2椎体の試料、(2)2椎間板3椎体の試料、(3)3椎間板4椎体の試料に3分し、(1)の試料に対しては、椎弓部温存試料と椎弓部切除試料に2分、(2)、(3)の試料に対しては、椎弓部温存試料、椎弓部切除試料、および脊椎プレートによる後方固定施行試料に3分した。

各試料は、椎体の一端をステンレス製カップに、歯科用即時重合樹脂（レジン）で埋没固定して、荷重装置に装着し、椎間板前方より超小型細管圧力計を髓核内に刺入し、負荷速度は、毎分2

mm, 5 mm, 20 mm, 100 mm の4種類を用いて圧縮荷重を加え、(1)荷重量、(2)椎間板の変形量（縮み量）、(3)髓核内部圧力を記録測定した。

以上の測定終了後、椎間板の横断切片を作り、Nachemson⁹⁾の分類を基本にした椎間板の肉眼的変性度に従って分類した。この肉眼的変性度の分類は、

1度：髓核は、ゼラチン様の光沢をもち、線維輪と明瞭に区別され、線維輪の走行も整然としている。

2度：髓核は、ゼラチン様であるが、やや光沢を失い周囲は少し線維状となっている。線維輪とは明瞭に区別できる。また線維輪の走行は整然としている。

3度：髓核は、全体的に線維様となり白色を帯びているが十分に軟らかく、線維輪との境界は明瞭ではないが識別できる。

4度：髓核も線維輪も一様に粗となり、黄色または褐色を帯び、表面に亀裂と空胞を認め、境界は不明瞭となり、周囲には骨棘形成をみることがある。

椎間板の横断切片は、肉眼的変性度を分類したのち、万能投影機により5～10倍に拡大、これをトレースしてプラニメーターを使用して椎間板各部分の横断面積を測定した。

実験結果

I 圧縮荷重が椎間板変形(縮み)に及ぼす影響

椎間板に一定の負荷速度で圧縮荷重を加えた時の荷重量と椎間板の変形量（縮み量）を測定し、荷重-縮み線図で表わすと、縮み量が0.5 mm, 1 mm, 1.5 mm, 1.9 mm と増加するに従って、荷重量は、各約10 kg, 40 kg, 95 kg, 140 kgのごとく、放物線的に増加する傾向を示した(図11)。

この荷重-縮み線図の任意の実測値を対数にとると、ほぼ直線を示した(図12)。

以上の事柄から、荷重Pは縮みλの関数として次のような実験式で表わすことができる。即ち、 $P=a\lambda^n$ である。

また、負荷速度を毎分5 mm, 20 mmと変化させ

図 11 荷重—縮み線図

図 12 荷重—縮み対数線図

て測定した荷重量と縮み量を $\log P - \log \lambda$ 線図で表わすと、ほぼ同一線図上にあり、この程度の負荷速度の範囲内では、線図に変化のないことがわかった。したがって、べき数 n は負荷速度に無関係ではば一定であり、実測値より n は 1.99 であった。このことより定数 a は、負荷速度により変化する数値であるから、椎間板のこわさを表わす定数であることがわかる。 $n = 1.99$ を前式に代入し、各負荷速度における定数 a の値を求めると、 a は 16.9 であった。

椎弓部を温存した試料においても、また切除した試料においても、差違のない結果が得られ、椎弓部は圧縮荷重に関しては、椎間板の縮み、こわさになんらの影響を及ぼさないことがわかった。

〔小括〕 椎間板の荷重—縮みの関係は、放物線

的に挙動し、 $P = a\lambda^n$ の実験式で表わされ、 $\log P - \log \lambda$ 線図が、一致するか平行関係にあれば、べき数 n は負荷速度に無関係で一定である。このことから定数 a は、負荷速度により変化し、椎間板のこわさを表わす。(定数 a の次元は、歪みが無次元であることから、応力と同じ量 kg/cm^2 で表わされる) すなわち、負荷速度を増大することにより、椎間板のこわさは次第に大きくなるものと考えられる。このことより、椎間板は負荷速度が小さい時は柔軟であり、負荷速度が大きくなると、非常にこわく、かつ変形しにくくなり、外力によるエネルギーを良く吸収し、周囲の組織の負担を少なくする傾向にある。

II 圧縮荷重と脊椎の荷重分担

圧縮荷重と髓核内部圧力の関係は、圧縮荷重量 0～150kg の範囲内では、一次函数に一致する直線性を示し、荷重量 100kg における髓核内部圧力は、最低値 6.05 kg/cm^2 、最高値 10.6 kg/cm^2 であり、また椎間関節を含めて椎弓部を切除した試料での測定値との間に差異は認められなかった。

脊椎に負荷された圧縮荷重は、髓核、線維輪、および後部脊椎(椎弓部)の各分担力の総和と力学的に釣合うと考えられる。したがって髓核分担力は、髓核内部圧力測定値(p)に、髓核横断面積(An)を乗じたもの($An \cdot p$)であり、髓核分担比(α)は、髓核分担力($An \cdot p$)を荷重(P_L)で除したものである。即ち、 $\alpha = \frac{An \cdot p}{P_L}$ で現わすことができる。この式より髓核分担比を計算すると、最低 31%、最高 65% が算出され、平均 55% であった。また椎間関節を含めて椎弓部を切除した試料との間の髓核内部圧力に、著明な差異が認められないことより、実験試料における圧縮荷重の分担は、主に髓核、線維輪で負担され、荷重分担比は各 55%、45% であり、後部脊椎ではほとんど分担されていないことがわかった。

椎間板の肉眼的変性度は、Nachemson⁸⁾ の分類に従っておこない、測定不能の第 4 度を除いては、肉眼的変性度の少ないものほど髓核内部圧力が大きくなる傾向を示した。しかし、年齢、椎間板の

高さによる内部圧力に有意差は認められなかった(表1, 図13).

表1 髓核内部圧力測定値

年齢	性別	椎間板	変性度	髓核面積 (cm ²)	線維輪面積 (cm ²)	荷重100kg時 内圧測定値 (kg/cm ²)
9ヶ月	女	L ₄₋₅	I	1.13	3.02	10.6
23	男	L ₃₋₄	II	7.52	17.01	8.2
60	男	L ₂₋₃	III	6.52	17.48	8.2
61	女	L ₁₋₂	II~III	7.37	15.02	8.1
67	女	L ₂₋₃	III~IV	5.78	17.37	6.1
74	女	L ₃₋₄	III	7.75	19.61	8.0

図13 髓核荷重分布

〔小括〕 髓核が流体として反応し、圧力計による測定を可能にする試料は肉眼的変性度3度までの髓核であり、この時髓核内部圧力は圧縮荷重量に比例して増大する。この髓核内部圧力測定値をもとにして、脊椎各部の荷重分担比を調べると、髓核は荷重量の55%を分担し、線維輪との面積比1対2強を考慮すると単位面積あたりでは、線維輪の2倍以上の負担をしいられていることになる。また変性の進行とともにわずかであるが、髓核内部圧力の低下する傾向が認められることより、徐々に線維輪に負担が加わり、さらには椎間関節もこの影響を受けるようになるものと推定される。

II 連続脊柱試料における髓核内部圧力および縮みの関係

連続脊柱試料における各椎間の髓核内部圧力は、一椎間板試料の髓核内部圧力とほぼ同等値を示し、髓核分担比は、最低30%, 最高66%であった。

連続脊柱試料に脊椎プレートを用いて棘突起を両側より圧迫して後方固定を施行し、固定前後における髓核内部圧力の変化を調べると、固定後に4~7%の内部圧力測定値の低下を示した。また圧縮荷重に対する椎間板の縮みの関係を対数線図にとってみると、固定群および非固定群とも同一勾配の直線を示し、 $P = aR^n$ の実験式にあてはまる。この時のべき数 n は1.99で前に述べた値と同じであった。また同一試料においては、固定群の対数線図が非固定群の対数線図より上にあるので a の値が大きい事を示した。このことは縮みの減少すなわち“こわさの増大”を現わしており、そのこわさの増大は30~40%認められた(表2, 図14, 15)。

〔小括〕 連続脊柱試料に圧縮荷重を加えた際に各椎間の髓核内部圧力がほぼ同等値であったこと

表2 後方固定による髓核内部圧の変化

年齢	性別	椎間板	髓核面積 (cm ²)	荷重100kg時 非固定内圧 (kg/cm ²)	荷重100kg時 固定内圧 (kg/cm ²)
60	男	L ₄₋₅	6.52	8.28	7.97
61	女	L ₃₋₄	7.37	8.81	8.27
67	女	L ₃₋₄	5.78	5.55	5.19

は、力学的には物体が外部から力の作用を受けたとき、外力を受けた物体はその物体を構成する材料の内部に荷重に抵抗する力、すなわち応力が生じ、同一構成体であればどの面で測っても同じ値の応力が生ずると言われている²¹⁾ことより、当然の結果としてあらわれた。後方固定施行椎間の髓核内部圧力は軽度の低下を認めたが、縮みの面では著明な減少が認められ、こわさが著しく増大することとなり、外力に対する抵抗が増し、外力の

図 14 髓核荷重分布 (後方固定)

図 15 荷重—縮み対数線図 (後方固定)

影響を受けることが少なくなる。

IV 椎体および椎間板の応力緩和

温度 23°C 度、湿度 55% の恒温恒湿の室内で、試料の縮みを一定に保って、一定の荷重量を加えた時の経過時間に対する応力の変化をみる。いわゆる応力緩和試験では、椎体は実験開始後約 20 分までは、経時的に応力の緩和が認められるが、20 分経過以後は、約 15% の緩和量を保ってほぼ一定となった。これに比較し椎間板は緩和量が大きく、45 分間で約 55% 緩和されなお増加の傾向を示した、このことより、椎間板が椎体に比べはるかに粘性の小さい物体で、粘弾性体として挙動してい

図 16 応力緩和

ると考えることができる (図 16)。

〔小括〕 材料に荷重を加えると変形し、同時に材料内に応力を生ずる。荷重をとりさると応力も歪みとともに消失して原形にもどる。この性質が弾性で、歪みが完全に消滅する場合は完全弾性であり、この性質をもつ物体を弾性体²²⁾という。椎間板は、応力緩和試験により、応力緩和量が大きく、粘性の小さいことがわかり、また荷重—縮みの関係より、負荷速度が小さい時は柔軟で、大きくなると非常にこわく、変形しにくくなる性質であることと考え、粘弾性体として挙動していることがわかった。

考 按

脊柱は軀幹の中軸をなす骨格であり、重い軀幹の保持と運動を義務づけられているが、椎間板は椎体間に位置し、自在継手の役割および緩衝器の役割を持ち、椎間板に病変が生ずれば、脊椎保持の破綻、緩衝作用の減弱を生じ、腰痛の原因の一つとなり問題となる。このような力学的役割を持つ椎間板の研究は今日まで、組織化学的、形態学および病理学的など各方面よりおこなわれてきたが、力学的研究は、比較的新しい研究分野であり、現在注目を集めている。

脊柱に負荷される荷重は、圧縮、偏心、曲げ、ねじれなどが、多元的に組合わせられた複雑な外力として加えられるが、著者は脊柱の荷重に対する力学的挙動を解析する基礎的段階として圧縮荷重を選んだ。これまで報告されてきた力学的研究が、荷重と髓核内部圧力の 2 点より、椎間板の力

学的挙動を解析しようと試みられてきたが、著者はさらに、椎間板の変形量（縮み量）の測定を加え、試料には人為的操作、すなわち椎弓切除、後方固定などを施行しその力学的挙動を追究した。

脊椎に圧縮荷重を負荷した際の脊椎各部の荷重分担比について、兼松は圧力の大部分はほとんど髄核だけに作用すると述べ、Nachemson は椎間関節の圧受容は18%であると述べているが、本実験では、髄核で55%、線維輪で45%、椎間関節（後部脊椎）ではほとんど分担されていなかった。しかしながら髄核と線維輪との面積比は、1対2強であることから、単位面積あたりの髄核荷重分担は、線維輪のその2倍以上となる。Armstrong は解剖学的、X線検査に基いて、椎間関節は単なる面関節であると述べているが、確かに圧縮荷重の際の force bearing structure の主役は髄核が受持っていることがわかった。また変性椎間板においては、肉眼的変性が進むにつれて、髄核内部圧力の低下を示し、4度にいたっては測定不能となり、髄核の force bearing structure の主役としての機能はしだいに衰え、線維輪および椎間関節も force bearing により多く関与してくるものと考えられる。

椎間板における荷重-縮みの関係は、縮みの増加に従って、荷重は放物線的に増加する傾向にあり、負荷速度が増加するに従い椎間板はよりこわくなり、また椎体と椎間板の応力緩和試験より、椎間板は椎体に比べて非常に早く緩和し、粘性の小さいもので、粘弾性体として挙動することがわかった。永井²³⁾は犬の髄核と線維輪の応力緩和を調べ、髄核に比べ線維輪は非常に早く緩和し、髄核よりさらに粘性が小さいと述べている。すなわち椎体よりも髄核、髄核よりも線維輪が外力の負荷にたいして、負担をさける傾向が大であることがわかる。したがって、もし髄核に損傷が起これば、この椎間板のこわさは著しく減少し、損傷を受けた椎間板は外力に対して著しく変形し、周囲の組織に大きな影響を与える。以上の事柄より、椎間板ヘルニアの発生を力学的に考えると、線維輪の脆弱化が進めば、線維輪に比し荷重分担が多

く、粘性の高い髄核の脱出が起こりうることが理解できる。

椎弓部を温存した試料と、切除した試料における、髄核内部圧力および縮みに著明な有意差が認められなかったことより、高度の椎間板変性にならなければ、椎間関節、脊椎分離症の分離部にとくに影響はないものと考えられる。したがって、コルセット装着により、脊椎への外力を、できるだけ圧縮荷重とすることができれば、かなり有効な治療法となるであろう。

連続脊柱試料における各椎間の髄核内部圧力は、二椎体一椎間板試料の髄核内部圧力とほぼ同等値を示した。これは力学的に当然の結果であったが、生体においては、それぞれの高さにより荷重量の差があるため、多少の差が認められるであろう。

連続脊柱試料に脊椎プレートによる後方固定を施行して、圧縮荷重を加えると、固定部髄核内部圧力は4～7%の低下を示した。しかし、このわずかな内部圧力の低下に比べ、縮みは30～40%の低下を示した。この事柄は、後方固定が椎体に対する制動作用として充分な働きをするものと考えられる。すなわち、現在臨床的に行なわれている脊椎後方固定術の予後の良好なことを実証し、その有意義性を充分にものがたっているものと考えられる。

結 語

著者は豊田中央研究所で開発された超小型細管圧力計、インストロン型荷重装置および屍体脊椎試料を用いて、圧縮荷重を負荷した際の、髄核内部圧力、荷重量、椎間板の縮み量を測定し、椎間板の生理機構を力学的に究明するため実験を行ない以下の結果を得た。

1. 椎間板の荷重(P)と縮み(λ)の関係は放物線的に挙動し、 $P=a\lambda^n$ で表わされる。この式のべき数nは個体差によって決まる定数と考えられる。定数aは椎間板のこわさを示し、負荷速度の増大とともに増加する。

2. 圧縮荷重と髄核内部圧力との関係は一次関

数に一致して直線性を示し、肉眼的変性の少ない試料ほど大きい傾向を示し、変性度第4度の試料はこの装置では測定不能であった。髄核内部圧力の測定値より算出した脊椎各部分の荷重分担は、髄核に55%、線維輪に45%を示し後部脊椎には分担されなかった。したがって圧縮荷重による圧力伝播は、椎体-髄核-椎体が主役をなし、椎間関節は関与していないことがわかった。

3. 脊椎プレートにより後方固定を施行した試料における髄核内部圧力は、わずかに4~7%の圧力低下をみるのみであるが、縮みは30~40%の著明な減少を示し、こわさの増大が認められた。したがって後方固定が椎体に対する制動作用として充分な働きをするものと考えられる。

4. 椎体と椎間板の応力緩和試験より、椎体に比べ椎間板は非常に早く緩和し、その緩和量は45分で約55%であり、なお増加の傾向を示し、粘性の小さい粘弾性体として挙動した。

稿を終わるにあたり、終始ご指導とご校閲を賜った青木虎吉教授、岡村豊治講師に謝意を表するとともに、本研究に多大のご協力を頂いた腰痛班原利郎、鈴木進両先生ならびに、東医歯大医器研永井正洋氏に感謝致します。(なお本論文の要旨は、第45回日本整形外科学会総会において発表した)。

文 献

- 1) Hirsch, C. : The reaction of intervertebral discs to compression forces. *J. Bone & Joint Surg.*, **37-A**, 1188, 1955.
- 2) Nachemson, A. : Measurement of intradiscal pressure. *Acta Orthop. Scand.*, **28**, 269, 1959.
- 3) Lindblom, K. : Technique and results in myelography and disc puncture. *Acta Radio. Stock.*, **34**, 321, 1950.
- 4) Perey, O. : Fracture of the vertebral endplate in the lumbar spine. An experimental biomechanical investigation. *Acta Orthop. Scand., Supple.* 25, 1957.
- 5) Virgin, W. J. : Experimental investigations into the physical properties of the intervertebral disc. *J. Bone & Joint. Surg.*, **33-B**, 607, 1951.
- 6) Bush, H. D., Horton, W. G., Smare, D. L., and Naylor, A. : Fluid content of the nucleus pulposus as a factor in the disc syndrome. Further observations. *Brit. Med. J.*, **2**, 81, 1956.
- 7) Armstrong, J. S. : *Lumbar Disc Lesion*, Livingstone Ltd., Edinburgh, 1952.
- 8) Nachemson, A. : Lumbar intradiscal pressure. Experimental studies on post-mortem material. *Acta Orthop. Scand., Supple.* 43, 1960.
- 9) 奥島平八郎 : 腰部椎間板内圧に関する研究. 日外宝, **39**, 45, 1970.
- 10) 有田親史, 庄智矢, ほか : 腰椎々間板内圧に関する実験的及び臨床的研究。(第1報). 中部整災誌, **14**, 558, 1971.
- 11) 水野祥太郎, 川村次郎 : 椎間板内圧に関する実験的研究. 中部整災誌, **8**, 613, 1965.
- 12) 兼松 弘 : 椎間板内圧に関する実験的研究. 日整会誌, **44**, 589~599, 1970.
- 13) Nachemson, A. : The influence of spinal movement on the lumbar intradiscal pressure and on the tensile stress in the annulus fibrosus. *Acta Orthop. Scand.*, **33**(3)183, 1963.
- 14) Nachemson, A. : The lumbar discometries lumbar intradiscal pressure measurement in vivo. *Lancet*, **1**, 1140, 1963.
- 15) Nachemson, A. : In vivo measurement of intradiscal pressure in the lower lumbar discs. *J. Bone & Joint Surg.* **46-A**, 1077, 1964.
- 16) Nachemson, A. : The effect of forward leaning on the lumbar intradiscal pressure. *Acta Orthop. Scand.*, **35**, 314, 1965.
- 17) Nachemson, A. : In vivo discometry in lumbar discs with irregular nucleogram. *Acta Orthop. Scand.*, **36**, 418, 1965.
- 18) Nachemson, A. : The load on lumbar discs in different position of the body. *Clin. Orthop.*, **45**, 107, 1966.
- 19) Nachemson, A. : Intravital Dynamic Pressure Measurements in Lumbar Discs. *Scand. J. Rehab. Med., Supple.* No. 1, 1970.
- 20) 杉浦 皓 : 超小型半導体圧力変換器による腰椎間

板内圧の測定. 中部整災誌, 14, 137, 1971.

京, 1968.

21) 桜井忠一: 新版材料力学, 産業図書, 東京, 1966.

23) 永井正洋: 犬の腰椎部椎間円板の圧縮荷重による

22) 守屋富次郎, 鷺津久一郎: 力学概論. 培風館, 東

力学的挙動. 医器材研報, 4, 16, 1970.

Summary

A Dynamic Study on the Lumbar Intervertebral Disc

The intradiscal pressure and the shrinkage of the disc were measured under the various compressive load, using a needle-type pressure transducer (Toyota Koki). Fifty-six cadavaric fresh human discs were used in the experiment.

The following Results were obtained:

1. The relationship between the load and the morphological change of the disc was found to be in a parabolic curve.
2. The load within 150 kg and the intradiscal pressure were showed to be in a linear relationship.
3. The stress distribution against the compressive load was calculated to be 55% in the nucleus pulposus, 45% in the annulus fibrosus and zero in the posterior segment.
4. The specimen with a posterior metal plate fixation showed the shrinkage of 30 ~ 40% less than the specimen with the non-fixation.

Takamitsu KOBAYASHI, M. D.

*Department of Orthopaedic Surgery, Juntendo University,
School of Medicine*