

# 琉球大学学術リポジトリ

## 腰椎椎間板に負荷をかけた場合の応力分布解析 — 腰椎模型に対する圧縮応力の測定—

メタデータ	言語: 出版者: 琉球大学理学部 公開日: 2010-11-18 キーワード (Ja): キーワード (En): 作成者: 久山, 智史, 仲宗根, 桂子, Kuyama, Satoshi, Nakasone, Keiko メールアドレス: 所属:
URL	<a href="http://hdl.handle.net/20.500.12000/18489">http://hdl.handle.net/20.500.12000/18489</a>

## 腰椎椎間板に負荷をかけた場合の応力分布解析 — 腰椎模型に対する圧縮応力の測定 —

久山智史・仲宗根桂子

琉球大学理学部物質地球科学科

### Stress Analysis of Intervertebral Substitute by using Lumbar Vertebrae model

Satoshi Kuyama, Keiko Nakasone

Department of Physics and Earth Sciences, Faculty of Science,  
University of the Ryukyus, Okinawa 903-0213, Japan

#### Abstract

Stress distribution in the intervertebral substitute inserted in set of two lumbar vertebrae model by compressive stress measurements is reported. The intensity of stress from the back shows maximum value under vertical compressive load.

#### 緒 言

腰椎椎間板ヘルニアは、腰・下肢痛をきたす代表的な疾患として、広く知られていて、日本の人口の約1%が腰椎椎間板ヘルニアに罹患しているといわれている<sup>1)</sup>。腰椎は、脊椎骨(背骨)の下部の5つの椎骨のことをいい、その間には、クッションの役割を担う椎間板をはさみ連なっている。この疾患の原因としては、脊髄や神経の圧迫による神経障害が主に挙げられるが、これは椎間板の変性によってもたらされる上下椎体間の不安定性に起因すると推測される。治療法としては、原則的に保存療法が選択される。しかし、症状が重度、または保存療法では症状が改善されない場合には、椎間板固定術、顕微鏡視下椎間板ヘルニア摘出術、レーザー椎間板蒸散法など、多様な手術療法が適用される。その中でも今回、高分子化合物による人工椎間板置換法の研究が進められていることに注目した。しかしながら、高分子材料の設計にあたって、椎間板の特性を知ることはもっとも重要である。腰椎に関する研究として、腰椎の動的挙動解析の研究<sup>2)</sup>や、椎間板髓核の内圧測定の研究<sup>3)</sup>など、多様な研究報告がなされているが、椎間板にかかる負荷による応力分布などの力学的特性を知

ることも重要であると考えられる。そこで本研究では、光弾性法を用いた人工椎間板の応力解析の研究<sup>4)</sup>を参考に、椎間板に負荷をかけた場合の応力分布を調べることを目的とし、腰椎模型を利用しての圧縮試験を試みた。なお、椎間板に負荷をかける要因として、椎体、靭帯、及び筋などが挙げられるが、様々な因子の影響を想定しての実験は困難なため、今回は椎体の影響のみを調べた。

#### 実 験

##### 1 試験体

本研究では、欧州男性(40代以上)の骨格標本からかたどられた腰椎模型(Nihon 3B Scientific社製)を用いた。模型はポリウレタン製で、腰椎間の椎間板部分は、模型の椎間板の形状と寸法に合わせて、天然ゴム素材のスポンジゴムを用いて作製した。椎間板の厚みは、図1に示されているように、前面中央部で9.85 mm、背面中央部で8.30 mm、人体右側中央部で9.30 mm、及び人体左側中央部で7.10 mmであった。なお、試験体は、図2のように、ヘルニア誘発頻度の高い第4腰椎、第5腰椎、及び椎間板を組み合わせて作製した。

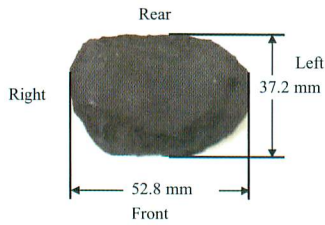


図1 椎間板モデルの形状：下側（Front）が人体の前面，上側（Rear）が背面に相当する。



図2 試験体：第4腰椎，第5腰椎模型との間に，椎間板モデルを挟んで作製したもの。

## 2 圧縮試験

実験装置として，アングルと木材とを組み立てて，図3のような圧縮試験装置を製作した。試験体への負荷は，鋼製の棒の先端部分を金属パテで半球状に加工し，集中荷重として第4椎体の上面中央部分にかけた。このとき椎間板に生じる圧縮応力を，第5椎体の上面との間に設置した圧電素子（株）東京センサ，ピエゾフィルム）によって，電圧に変換して観測し，記録計に出力させた。なお，圧電素子の測定面積は，12 mm×12 mmとした。

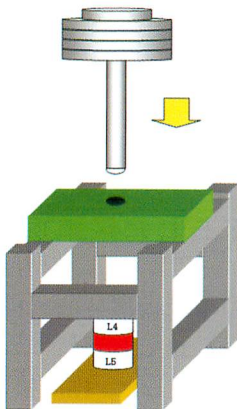


図3 製作した圧縮試験装置の概略図

測定方法としては，試験体を通常姿勢（立位時の直立姿勢）を想定して台座に固定した場合，及び腰椎前屈位，後屈位を想定し，試験体を前後に±15°傾斜させて台座に固定した場合につい

て，各々，重力方向に一定の荷重を加えた。荷重は，重り 5 kg (49N) とし，荷重をかけては取り除く作業を 5 回繰り返す，そのつど発生した電圧を，記録計に出力させた波形から読み取った。圧電素子の観測位置については，図4に示されているように，椎間板を10ブロックに分け，各位置について測定した。

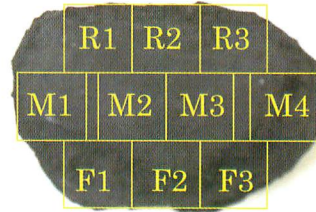


図4 測定位置：下側（F）が人体の前面，上側（R）が背面に相当する。

なお，予備実験として，最初に圧電素子の圧電特性を調べた。水平に設置した圧電素子に対して，鉛直下向きに，重り 7 kg 以内で，1kg ずつ増加させながら電圧測定を行った。

## 結果及び考察

圧電素子の特性について，加えた荷重を圧縮外力として，観測された電圧の平均値との関係が，図5に示されている。解析を行なった結果，使用した圧電素子は 0.0307 mV/N の電圧を生じることがわかった。この値より，測定値を応力に変換して3Dグラフ化した。ただし，中央部分の測定値は，今回の測定法では安定した値が取れなかったためグラフからは省略した。

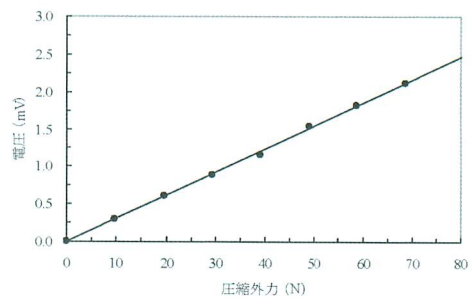


図5 圧電素子の電圧特性

試験体と荷重の接地面の応力は，接地面積が約 32πmm<sup>2</sup>であったため，計算すると約 0.49MPa となった。各測定位置の測定値を平均し，応力に換算したものを3Dグラフ化したものが，図6と図7に示されている。



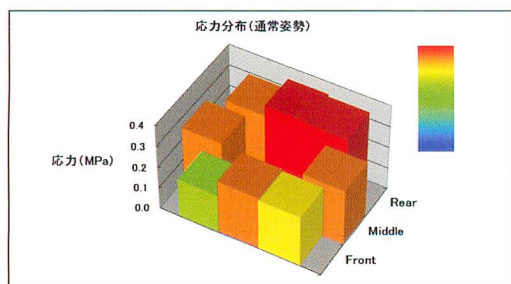


図6 通常姿勢における応力分布図

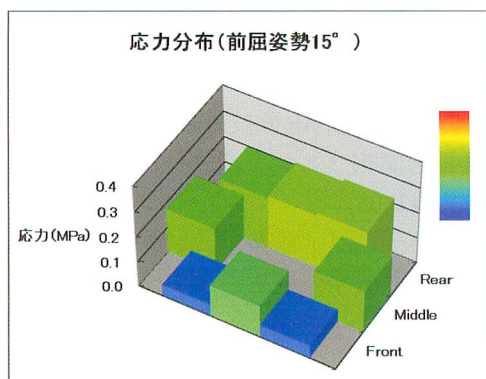


図7 (a) 応力分布図 (前屈位 15°)

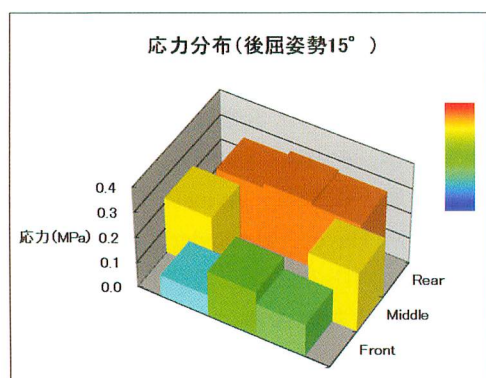


図7 (b) 応力分布図 (後屈位 15°)

なお、M2・M3の測定は、今回使用した圧電素子では測定値が不安定で有効な値を取ることができなかった。これは圧電素子フィルムのリード線の接合部分も一緒に押ししまっていることが原因と考えられた。そこでM1・M4部分をカットしての測定もおこなったが、接地面積の応力以上の応力値が得られた。これは接合部分が圧縮時に相対的に浮かび上がることが起こったため、圧電素子フィルムが折れ曲がり、折れた部分を含めて電圧として測定してしまったことなどが原因と考えられる。よって、今回の測定結果はM2・M3部分は考慮しないものとし3Dグラフからも省き、周辺部分についてのみ考察を行なった。

今回の測定では、光弾性による応力測定の測

定値や、椎間板内圧の低周波負荷応答測定<sup>5)</sup>に記載されている生体内での髄核内圧測定値 350kPa～550kPaと同程度の応力値を得ることができた。これは、試験体の腰椎骨部分と椎間板部分の弾性率の違いによって、生体内の腰椎骨および椎間板をうまく再現できたと考える。

通常姿勢における応力測定の結果を図6に、前屈・後屈位における応力測定の結果を図7に示す。通常姿勢、前屈・後屈位ともに後方、つまり背中側の方に負荷が大きく働いていることがわかった。このことから椎間板は背中側の方が劣化しやすくヘルニアが起りやすいと推測され、それにより神経組織が圧迫されるといえる。また、実際の椎間板の線維輪部分が背面中央部で密な構造をしている<sup>6)</sup>のは、強い応力に備えるための構造といえる。

通常姿勢に比べ、前屈・後屈位の方が応力測定値の平均値が低くなった。これは測定面の傾斜により力の分散が起きたため、測定方向への応力が小さくなったと推測できる。そこで、表1に全姿勢の前後の応力値

表1 応力平均値の比率 (前・後)

姿勢	前	後
通常	1	1.42
前屈位	1	2.89
後屈位	1	1.88

をそれぞれ平均化し比率にしてみると、通常姿勢に対して前屈・後屈姿勢時、特に前屈時の方が背面にかかる応力比率が大きくなっていることがわかる。つまり、前屈・後屈時に背面部により大きな負担がかかると推測することができる。

表2 応力平均値の比率 (右・左)

姿勢	右	左
通常	1	1.16
前屈位	1	1.14
後屈位	1	1.03

また、左右での応力平均値を表2に示す。これらと比較してみると、姿勢による比率の変化はほとんど認められなかったが、左側面の応力値が大きいことがわかる。これは試験体の椎間板部分の特徴、つまりモデルとなった人体標本

の椎間板の、左側の劣化による厚みの違いが顕著にあらわれていると推測できる。劣化による左右での応力値の違いが認められたことにより、正常な部分よりも劣化した部分ではヘルニアの発生率が上昇すると考えられる。また、ヘルニアの要因に椎間板の劣化が挙げられていることも、応力値の違いによる影響を考慮しているためと推測できる。

今後の課題としては、今回作製した椎間板モデルは一様な素材を使用したため、実際の生体内の椎間板の髄核と線維輪の違いを再現できていないので、弾性率の違う素材で髄核・線維輪を再現できたらと考える。さらに、今回の圧縮試験では腰椎骨に垂直荷重をかけたことから、椎間板へ負荷がかかる影響として腰椎骨を通した力しか考慮できていない。実際の椎間板は生体内において、試験体モデルのように独立して存在しているわけではなく周辺に筋や靭帯などが存在するので、周辺構造も含めた椎間板への影響も検討することにより、もっと実際の椎間板に近い応力分布を知ることができるのではと考える。

## 結 論

腰椎椎間板に負荷をかけた場合の応力分布を、圧縮試験によって擬似的に調べることができた。試験体は、腰椎模型と椎間板モデルとを組み合わせ作製し、自作した圧縮試験装置に圧電素子を組み込むことで、圧縮応力の測定を試みた。測定結果は、通常姿勢、前屈位・後屈位ともに、

背中側に高い応力が発生していることを示した。

## 謝 辞

原稿の校閲をして頂いた理学部物質地球科学科の深水孝則准教授に感謝を致します。

## 引用文献

- (1) 日本整形外科学会診療ガイドライン委員会、腰椎椎間板ヘルニアガイドライン策定委員会、厚生労働省医療技術評価総合研究事業：腰椎椎間板ヘルニア 診療ガイドライン，南江堂 (2005).
- (2) 西垣英一，尼子龍幸，三木一生，石山慎一：腰椎の動的挙動解析の基礎検討，豊田中央研究所 R&D レビュー，**36**，3 (2001).
- (3) 橘幸太，北原恒，高野光，長谷川和宏，原利昭：隣接三椎間における椎間板内圧測定，バイオフィロンティア講演会講演論文集，**2003**，119 (2003).
- (4) 清水紘治，谷山剛也，三原久範，蜂谷将史：腰椎再建術における腰椎椎間板の応力解析，実験力学，**5**，164 (2005).
- (5) 片桐一彰，但野茂，Avinash G. Patwardhan，Robert M. Havey，Alexander J. Ghanayen：椎間板髄核内圧の低周波負荷応答の測定，日本機械学会論文集 A 編，**64**，207 (1998).
- (6) 越智隆弘，菊池臣一：NEW MOOK 整形外科 2．腰椎椎間板ヘルニア，金原出版 (1997).