

変形の異方性を考慮したヒトの筋、腱、椎間板に 関する数値モデリング*

大橋 鉄也^{*1}, 菊地 智広^{*2}

Numerical Modeling of Anisotropic Mechanical Characteristics of Human Muscles, Tendons, and Intervertebral Discs

Tetsuya OHASHI^{*3} and Tomohiro KIKUCHI^{*3} Department of Mechanical Systems Engineering, Kitami Institute of Technology,
165 Koen-cho, Kitami-shi, Hokkaido, 090-8507 Japan

Numerical modeling for the mechanical properties of human muscles, tendons and intervertebral discs are studied. These parts consist of fibrous tissues and mechanical properties under external load and constriction of muscles are highly anisotropic. In this paper, these parts are modeled as uniform elastic materials with elastic anisotropies and special attention is paid on the intervertebral discs where fibrous tissues make up a structure like an ellipsoidal basket. Numerical models developed are applied to our musculoskeletal model of a male adult and some simulations are made on the antelexion and lateral fold of its trunk. Results show that deformation of intervertebral discs with the anisotropic character is more stiff against shear deformation and yet spinal column bend smoothly.

Key Words: Musculoskeletal Model, Muscle, Tendon, Intervertebral Disc, Cross-Ply Laminate, Flexion of Muscles, Deformation of Spinal Column, Herniated Disk

1. 緒 言

人体をコンピュータ上に表現し、その力学挙動を数値的にシミュレーションすることが、医療、スポーツなど様々な分野で試みられてきており、有効な技術として認識されてきている。人体を力学モデルとして表現する手法として有限要素法が広く使われているが、人体はきわめて複雑なために、その形状表現には通常CTスキャンデータに基づくボクセル形式のデータが使われる。しかしこの際に生成されるデータ量は非常に大きく、解析にはしばしばスーパーコンピュータなどが使われる。しかし今後各分野での展開が広がると共に、簡単な計算機システムで、ある程度の精度を確保しつつ多くの解析を試行錯誤的に行う必要が出てくるものと思われる。

我々は上述した観点から、現段階で一般的と思われる性能のパーソナルコンピュータ（以下PCと略する。）上に表現しうること制約条件にして、人体の筋・骨格系の数値人体FEMモデルの構築を進めてきた。すなわち脊柱を中心とした体幹部のモデル、頭部、肩部、下肢のモデルをボクセルを用いずに作成し、筋

の緊張による体幹部の前屈や側屈などの解析を試みてきた^{(1),(2)}。このとき簡単化のために、骨や筋などは均質な等方弾性体として処理し、筋収縮にも等方性を仮定して解析を行ったところ、筋が緊張する際の変形の特性や、線維性軟組織の変形に等方性を仮定したことによって生じたと思われる不自然な現象が見られた^{(3),(4)}。筋収縮の異方性の効果および、筋・腱の弾性異方性の効果についてはいくつか検討を加え、人体の自然な動作の再現にはこれらの異方性の導入が必要であることを既に報告した^{(5)~(7)}。本論文では、異方性を考慮した筋収縮の力学モデルおよび、弾性異方性を導入した筋と腱のモデルについてそれぞれ2・2および2・3節で述べる。一方椎間板は扁平な楕円体状の形状で、柔らかな髄核が線維輪層により包まれた複雑な構造になっている。2・4節では、椎間板の変形特性を表現する力学モデルの検討を行う。最後にこれらのモデルを用いたヒトモデル体幹部の前屈、側屈運動のシミュレーションを行い、モデルの妥当性などについて検討する。

2. 人体の構築

2・1 筋骨格構造のFEMモデル 文献データ^{(8),(9)}に基づいて健康な日本人成人男性のモデル(図1(a))を作成した^{(10)~(14)}。モデルの構築及び解析には汎用有限要素パッケージANSYSを用いた。

* 原稿受付 2008年3月14日。

^{*1} 正員、フェロー、北見工業大学(〒090-8507 北見市公園町165)。^{*2} 北見工業大学大学院工学研究科。

E-mail: ohashi@newton.mech.kitami-it.ac.jp

骨格は下肢、骨盤、胸郭、頭蓋からなっている。胸郭は図 1 (b) に示すように、第 1 頸椎から第 5 腰椎までの 24 個の椎骨をある程度の精密さでモデリングし、それに肋骨、胸骨、肩甲骨を細部を省略して作成した。骨盤と頭部は大幅に簡略化してある。モデルに取り入れられている骨の数は 80 であり、これらはすべて弾性体として取り扱う。

体幹の前屈、側屈、回旋運動には、腹直筋、内・外腹斜筋、腰方形筋が大きく関与する。腹部はそれら 4 個の筋肉により構成されている。頸部には僧帽筋、胸鎖乳突筋を作成した。自由下肢体は片足 13 個の筋によって構成されている。モデルの筋は、それぞれ筋束が一体化した均質連続体オブジェクトとして作成した。モデル化された筋の数は合計 27 である。

2・2 筋収縮の表現方法と筋張力の見積もり

筋が収縮する際には筋線維方向の収縮と同時に筋線維に垂直な方向に膨張する現象が生ずる。筋は均質連続体として作成されているが、このことを実質的に表現するように、筋の収縮と膨張をeigenひずみを利用して表現する。筋線維方向のeigenひずみを $e_{||}^*$ とすると、収縮しようとする筋の変形を完全に拘束したときに発生する筋張力 F は、単軸応力近似では

$$F = -E \cdot e_{||}^* \cdot A \quad (1)$$

である。但し E は筋線維方向の縦弾性係数、 A は筋の

断面積である。筋が収縮する($e_{||}^* < 0$)時に正の筋張力(引張力)を発生する。縦弾性係数を次節に述べる値($=10/2.59$ MPa)とすると、 $e_{||}^* = -0.1$ のときに筋が発生する収縮力は 386 kPa であり、典型的な値⁽¹⁰⁾とされる 315 kPa に近い値になる。

筋の収縮と同時に筋線維に垂直方向のeigenひずみ

$$e_{\perp}^* = -e_{||}^* / 2 \quad (2)$$

を発生させる。このようにすると、筋線維方向および、筋線維に垂直な 2 方向のeigenひずみの和が 0 となり、筋収縮が筋線維間のすべりによる体積一定の形状変化であることと矛盾しない条件にすることが出来る。

汎用有限要素解析パッケージANSYSではeigenひずみを負荷条件とする機能は無いが、eigenひずみの一形態である熱膨張に関しては局所座標系を定義することによって異方性のある変形を表現することが出来る。本研究では式 (2) を満足するように筋線維方向とそれに垂直な方向の熱膨張率を定義し、式 (1) で計算される筋張力が妥当な値になるように筋の温度変化を外力として与えることで筋収縮を表現した。

2・3 筋と腱の弾性特性 引張の外力に対する骨格筋の力学応答調査⁽¹¹⁾によると、筋は変形とともに応力ひずみ曲線の傾きが増加する非線形弾性応答を示し、筋の最大引張強さは年齢とともに低下する。また得られた応力ひずみ関係データのうち少なくとも最大引張強さは、生体状態での値の約 1/2 であると推定されている。

本論文では筋束の変形特性を異方性のある均質線形弾性体で近似することとし、以下のように弾性定数成分を決定した。すなわち、まず 29 歳のヒト腹直筋の単軸引張における応力値⁽¹¹⁾を、ひずみ値が 0.5, 0.6, 0.65 の場合について読み取り、それらの応力とひずみの値に線形弾性仮定を適用して縦弾性係数を求めたところ、それぞれ 0.067, 0.125, および 0.164 MPa となった。ただし上述のように、生体では縦弾性係数もここで求めた値よりも大きい可能性があることを考慮する必要がある。

解析に用いる縦弾性係数の設定では、筋の弛緩時と緊張時の違いも考えなければならない。単離した平滑筋の縦弾性係数の実測値^{(12), (13)}は、緊張時は約 9.8 ± 1.9 MPa、弛緩時は約 0.35 ± 0.07 MPa、緊張時と弛緩時の縦弾性係数の比は約 28 である。この平滑筋の弛緩時の縦弾性係数は、上述した骨格筋(腹直筋)の縦弾性係数($=0.65$ の場合 0.164 MPa)の約 2 倍である。骨格筋の緊張時にも平滑筋の場合と同様に弛緩時の 20 から 30 倍程度になると見積もるこ

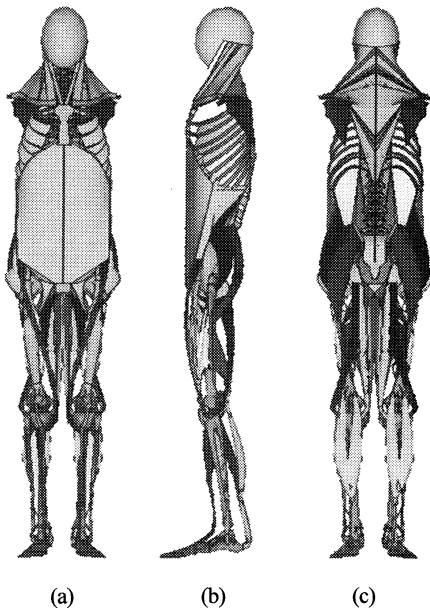


Fig.1 Musculoskeletal model of a male adult employed in this study.

とにする．一方，筋線維に垂直方向の縦弾性係数は筋線維方向のそれに比べて小さく，また筋は筋線維の束であるので，せん断変形に対する弾性率は縦弾性係数の値に比べて十分小さいと考えられる．しかしこれらについて参照することの出来るデータは，著者らの調べた範囲で見つけられなかった．以上のことから，本研究では以下のような弾性コンプライアンスマトリクス（単位は $1/\text{Pa}$ ）を用いることにした．

$$s_y = \begin{pmatrix} 2.59 \times 10^{-7} & -0.74 \times 10^{-7} & -0.74 \times 10^{-7} & 0 & 0 & 0 \\ -0.74 \times 10^{-7} & 5.18 \times 10^{-7} & -0.74 \times 10^{-7} & 0 & 0 & 0 \\ -0.74 \times 10^{-7} & -0.74 \times 10^{-7} & 5.18 \times 10^{-7} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \times 10^{-4} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 1 \times 10^{-4} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1 \times 10^{-4} \end{pmatrix} \quad (3)$$

s_{11} は筋線維方向の縦弾性係数（ 3.86 MPa とした）の逆数であり，平滑筋の緊張時および弛緩時の値の中間的な値になっている．筋線維に垂直な方向の（垂直応力に対する）コンプライアンス s_{22} と s_{33} および，せん断変形に対するコンプライアンス s_{44} 等は上述したように実験データが得られなかったために，本論文では暫定的に s_{11} の 2 倍および約 400 倍の値にした． s_{11} と $-s_{12}$ の比はポアソン比に相当するものであるが，常識的な値である約 0.29 を採用した．式 (3) のように決定した弾性コンプライアンスの逆行列を求め，これを変形解析に用いた．

腱も異方性のある線形弾性体としてモデル化した．腱は結合組織だけで構成されるため，筋に比べてコンプライアンスが小さく，縦弾性係数は，200 から 900 MPa 程度である⁽¹⁾．本研究で用いた腱のコンプライアンスマトリクスは以下のとおりである．

$$s_y = \begin{pmatrix} 0.86 \times 10^{-9} & -0.25 \times 10^{-9} & -0.25 \times 10^{-9} & 0 & 0 & 0 \\ -0.25 \times 10^{-9} & 1.73 \times 10^{-9} & -0.25 \times 10^{-9} & 0 & 0 & 0 \\ -0.25 \times 10^{-9} & -0.25 \times 10^{-9} & 1.73 \times 10^{-9} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \times 10^{-4} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 1 \times 10^{-4} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1 \times 10^{-4} \end{pmatrix} \quad (4)$$

腱の線維方向の縦弾性係数は約 1.2 GPa で，腱の場合にもせん断には十分大きなコンプライアンスを持たせた．

2・4 椎間板線維輪層板の弾性異方性 椎間板は椎体の間に存在し，椎体にかかる荷重の分散や衝撃吸収の役割を持つもので，水分含有率 80% の髄核とそれを包む線維輪で構成されている⁽¹⁴⁾．線維輪は椎間板の外周を輪状に包む構造になっており，コラーゲンを多く含む線維軟骨性の層状組織である（図 2）．

図 3 は線維輪を拡大して見たときの模式図である．

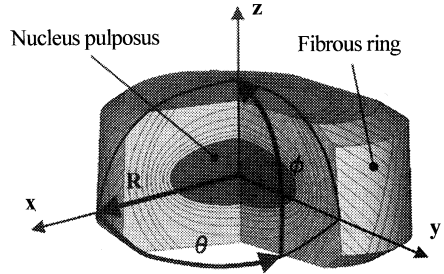


Fig.2 Structure of intervertebral disk.

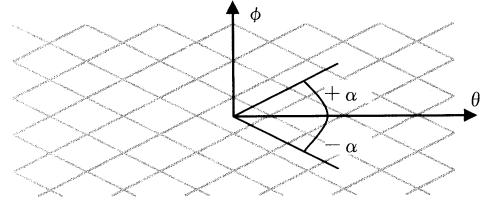


Fig.3 Cross-ply structure of fibrous ring.

一方向に線維方向が揃った板が $40 \sim 70$ 度の角度を持って（すなわち積層角 $\alpha = 20 \sim 35^\circ$ ）15 ～ 25枚重なって構成されているため，変形特性には強い異方性がある⁽¹⁴⁾．このような構造は人工物である繊維強化クロスプライ斜交積層板材料と類似しているので，線維輪を直交異方性弾性材料と考えて，その弾性定数を次のように決めた．まず，線維輪の θ 方向の引張に関する縦弾性係数 $E_{\theta\theta}$ は 37.1 MPa であると報告されている⁽¹⁵⁾ のでこの値を用いる． ϕ 方向の縦弾性係数 $E_{\phi\phi}$ は次のように推定した．すなわち，高弾性カーボン繊維とエポキシ樹脂の斜交積層材料および，ケブラー49繊維とエポキシ樹脂の斜交積層材料の場合について， $E_{\theta\theta}$ と $E_{\phi\phi}$ が積層角 α の関数として求められている⁽¹⁶⁾． $\alpha = 20 \sim 35$ 度の範囲でこれらの値の比を求めたところ， $0.06 \leq E_{\phi\phi}/E_{\theta\theta} \leq 0.38$ で， $E_{\phi\phi}/E_{\theta\theta} = 0.06$ は高弾性カーボン繊維で $\alpha = 20^\circ$ の場合に， $E_{\phi\phi}/E_{\theta\theta} = 0.38$ はケブラー49繊維で $\alpha = 35^\circ$ の場合に得られた．線維とマトリクスの縦弾性係数の比が大きいほど，また α が小さいほど縦弾性係数の比 $E_{\phi\phi}/E_{\theta\theta}$ は小さくなるが判る．縦弾性係数の比は線維の体積分率にも依存すると考えられる．しかし我々が調べた範囲では線維輪を構成している線維とマトリクスの縦弾性係数および線維の体積分率のデータを見つことが出来なかった．そのため，本論文では $E_{\phi\phi}$ の概略値を上述した 2 種類の人工材料のもっとも柔軟なケースにあてはめ，

$$E_{\phi\phi} = E_{\theta\theta} \times 0.06 = 2.22 \text{ MPa} \quad (5)$$

とした。R 方向の縦弾性係数は一方向単層材料の弾性係数の計算理論⁽¹⁶⁾により、

$$E_{RR} = 0.55 \text{ MPa} \quad (6)$$

とした。ただしこのとき、線維とマトリクスの縦弾性係数をそれぞれ 37.1 MPa および 56.2 kPa とし、線維の体積分率を 0.9 とした。

せん断弾性係数については $G_{R\theta} = 18.7 \text{ kPa}$ というデータが報告されている⁽¹⁷⁾。しかしこれをそのまま用いていくつかの椎骨と椎間板からなるモデルの変形を試験的に解析したところ、椎間板に大きなせん断変形が生ずる現象が起きた。実際の脊柱には前・後縦靱帯などがあるが本研究ではそれがモデル化されていないために大きなせん断変形が生じた。本研究では脊柱を取り巻く靱帯が椎骨のずれを防ぐという役割を椎間板に負わせるために、人工的に大きなせん断弾性係数

$$G_{R\theta} = G_{\theta\theta} = G_{\theta R} = 1.87 \text{ MPa} \quad (7)$$

を用いた。

線維輪は重量の 60% が水分であり、更にコラーゲンを多く含み水分保持機能が高いという特徴があることから、線維輪は非圧縮性材料に近いものであると考え、ポアソン比を各軸方向において 0.49 とした。

図 4 は椎間板のモデルである。中央断面の約 60% に相当する領域を髄核として、その外側を線維輪とした⁽¹⁸⁾。

線維輪は髄核を包み込む楕円球状の形状を持つので、楕円球座標を用いて上述の直交異方性弾性特性を有限要素ごとに定義した。第 1 頸椎から仙骨まで計 24 個ある椎間板の中央に原点を置いて局所楕円球座標系を作成した。このとき、それぞれの線維輪の形状を楕円球に近似し、楕円球座標系の軸比を決定した。髄核は縦弾性係数が非常に小さくかつ、ほぼ非圧縮性の等方性弾性体として定義した。

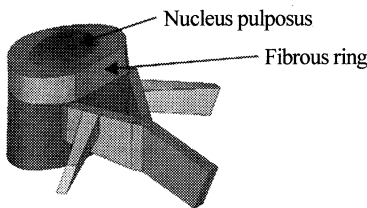


Fig.4 Numerical model of a vertebra and intervertebral disk.

2・5 その他の材料物性値 荷重支持要素には解剖学的な分類に基づいて物性値をあたえた。すなわち、椎骨は、椎体を海绵骨、棘突起等の椎体以外の部分を皮質骨とし、物性値を与えている。筋、腱、椎間板以外の材料特性は、いずれも等方線形弾性体とした。モデルに使用する材料物性値を表 1 に示す。モデルの離散化には、4 面体 10 節点構造要素を用いた。

Table 1 Material properties

Elements (histology)	Young's modulus [MPa]	Poisson's Ratio	Density [kg/m ³]
Cortical bone ⁽¹⁸⁾	17,000	0.3	1800
Cancellous bone ⁽¹⁸⁾	200	0.3	860
Nucleus pulposus ⁽¹⁸⁾	0.1	0.49	1000
Rib(bone) ⁽¹⁹⁾	5,000	0.3	1800
Costovertebral joint ⁽¹⁹⁾	1.1	0.3	1000
Sternum ⁽¹⁹⁾	17,000	0.3	1800
Costal cartilage ⁽¹⁹⁾	500	0.3	1800
Ligament ⁽²⁰⁾	300	0.22	1100

3. シミュレーション

本論文では微小変形理論を適用することで解析時間の短縮を図る。モデル全体に重力による物体力を与え、腹直筋の収縮による前屈解析と、内外腹斜筋と腰方形筋の収縮による側屈解析を行う。筋は 1 秒間で所定の量まで収縮する条件とした時刻暦解析を行う。一部の解析では静解析も行って時刻暦解析の結果と比較したが、比較した範囲では違いが少なく、慣性の影響は小さかった。しかし解析に要する時間は静解析と時刻暦解析で大きな差がなかったため、すべての解析を時刻暦解析とした。

表 1 に示した髄核の特性を持った一種類の材料のみから椎間板が出来ている場合と、2・5 節に述べたような線維輪と髄核の組み合わせで出来ている場合の二つのケースについて解析を行い、結果を比較する。以後では簡単のために、前者の椎間板モデルを用いたものを等方性椎間板モデルと呼び、後者の複合した椎間板モデルを用いたものを線維性椎間板モデルと呼ぶことにする。本解析では骨盤の仙骨底の変位を全固定した。解析には CPU Clock が 2.21 GHz の AMD 製 AthlonTM 64 CPU を搭載し、メインメモリーが 2 GB の PC を用いた。

4. 結果と考察

4・1 前屈解析 図5は繊維性椎間板モデルと等方性椎間板モデルの腹直筋を収縮させたときの解析結果である。解析に要した時間は約160分である。両者のモデルとも体幹が前屈した姿勢になっているが、腹直筋や体幹全体の変形の様相に若干の違いが見られる。腹直筋に与えたeigenひずみは $e_{II}^* = -0.88$ であり、この収縮が腹直筋に接続する肋骨や恥骨などによって拘束されるために、実際に腹直筋に生じた筋線維方向の垂直ひずみは約-0.28、垂直応力は約3MPaであった。前屈は4つの腹斜筋によって助けられる⁽⁸⁾が、本解析では腹斜筋は収縮させていない。腹直筋に生じた応力が2・1節に述べた典型的な値(315kPa)に比べて高くなっている理由として、腹斜筋が前屈の運動をむしろ妨げるように働いている可能性のほか、腹直筋の断面寸法と形状のモデル精度が不十分であったためである可能性もある。また2・4節で述べたように椎間板の弾性的性質については、椎間板の ϕ 方向の縦弾性係数の決定に不確定の要素があり、一方で前・後縦靱帯を省略したことを補償するために椎間板のせん断弾性係数を人工的に大きくした。このことが腹直筋の応力値が高くなった理由である可能性も否定できない。

図6は、前屈時の腰部の矢状断面図、図7は、腰部矢状断面の相当ひずみ分布である。等方性椎間板モデルの椎間板には、多くの箇所に2に達する極めて大きなひずみが生じており、ひずみ値も場所によって大きく異なる。一方、繊維性椎間板モデルでは椎間板の

目立った潰れは見当たらない。微小変形理論に基づく解析であるので、ここで得られたひずみの量、特に等方性椎間板モデルに生じたひずみの量には大きな誤差が含まれていると考えられるが、繊維性椎間板モデルで生じた変形とは大きく異なった不自然な変形となっており、椎間板のモデル化の際に均質等方性の仮定を用いることは妥当性を欠くことがわかる。繊維性椎間板モデルの線維輪には10から15%程度のひずみが生じており、ごく狭い領域で20%以上になっている。髄核に生じたひずみが小さいのは、髄核にほぼ非圧縮的で柔軟な材料特性を持たせたためであると思われる。

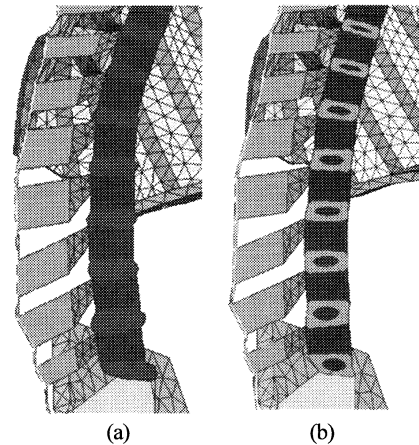


Fig.6 Deformation of (a) isotropic and (b) fibrous intervertebral discs depicted on sagittal cross section.

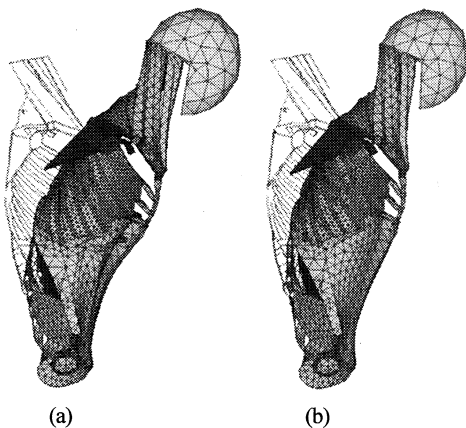


Fig.5 Anteflexion of upper body by the constriction of rectus muscle of abdomen obtained in the model with (a) isotropic and (b) fibrous intervertebral discs. Number of nodes : 220911, Number of elements : 133195

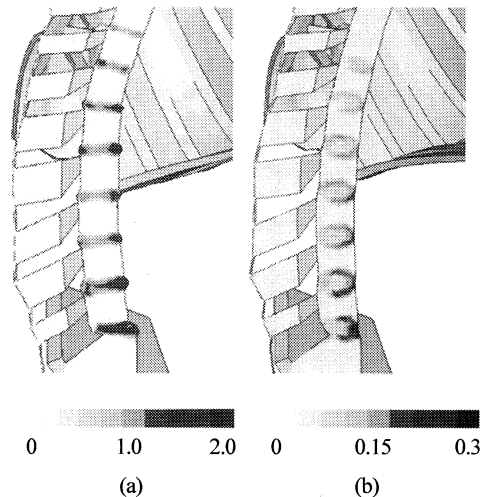


Fig.7 Distribution of equivalent strain in (a) isotropic and (b) fibrous intervertebral discs depicted on sagittal cross section.

椎体の変位や椎間板の変形について観察すると、等方性椎間板モデルでは椎骨間のせん断変位が大きく、これが前屈に主として寄与していることがわかる。一方、線維性椎間板モデルの場合には、椎間板の線維輪、特に線維輪の前側と上下の部分に大きな相当ひずみが生じていることがわかる。このことから、柔軟に変形する髄核がその周りにある線維輪に負荷を分散し、線維輪には層間のせん断を含む 10 から 20% 程度の相当ひずみが生じたと解釈することが出来る。健康な成人男性の前屈運動は通常椎間板の大きなせん断変形を伴うものではなく、腰椎領域の椎間板の前方が潰れ、それらが重なって前屈姿勢となるとされている⁽²¹⁾。

図 7(b) で得られた変形は実際の前屈運動の腰椎の動きに近く、線維性椎間板モデルは全体として前屈出来ているだけでなく、椎体や椎間板の応答も実際に近い動きが再現できていると考えられる。

4・2 側屈解析 図 8 は、右側の内外腹斜筋と腰方形筋を収縮させたときの解析結果である。内外腹斜筋のeigenひずみはともに $e_{ij}^* = -0.66$ 、腰方形筋のeigenひずみは、 $e_{ij}^* = -1.1$ とした。

どちらも右側に側屈している。変更を加えた脊柱以外の部分について結果に大きな違いは見られず、頭部の移動量も同程度となった。

図 9 は、側屈時の腰部の変形の様子と相当ひずみ分布である。椎間板が見えるように椎骨、椎間板、骨盤の一部のみを表示している。また、図 9 は、背面から見た図であるため、図 8 とは逆方向に屈曲している。図 9(a) をみると、等方性椎間板モデルでは前屈の際よりさらに大きく椎間板が潰れ、それと同時にせん断変形も生じている。ひずみ分布は不均一で最大値は 2 程

度であるが、この場合も微小変形理論を用いたことによって生じた誤差は大きいと思われる。図 9(b) では、1 つ 1 つの椎間板の右側が少しずつ潰れていくことで滑らかに上体全体を右側へ側屈させている。ひずみの最大値は 0.45 程度で、全ての腰椎椎間板に同程度の変形が生じていることがわかる。

図 7(b)、図 9(b) で観察されるように、第 5 腰椎-仙骨椎間板のひずみは特別大きくなっている。これは本解析の境界条件として骨盤を拘束しているためである。これより上の部分では、腰部椎間板ヘルニアの発生箇所とされる第 2、第 3 腰椎近傍の椎間板にひずみの大きな領域があることがわかる。

前屈解析と側屈解析を通して線維性椎間板モデルと等方性椎間板モデルを比較すると、線維性椎間板モデルは椎間板に生ずるひずみの一様性が高くその値は小さいままで、等方性椎間板モデルと同等の屈曲量を得ることが出来た。人体の能動的動作解析を行う上で、線維性軟組織の適切な力学特性モデリングが重要であると思われる。

5. 結 言

人体各部の形状に関する解剖学的な所見を基礎にした数値人体 FEM モデルを構築し、筋、腱および椎間板の変形特性の異方性のモデリングについて検討した。また、検討結果を反映させて腹筋群の収縮による体幹

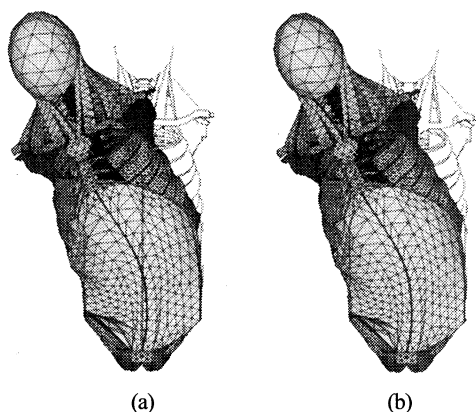


Fig.8 Lateral folding of the upper body due to the constriction of inner oblique muscle of abdomen in models with (a) isotropic and (b) fibrous intervertebral discs.

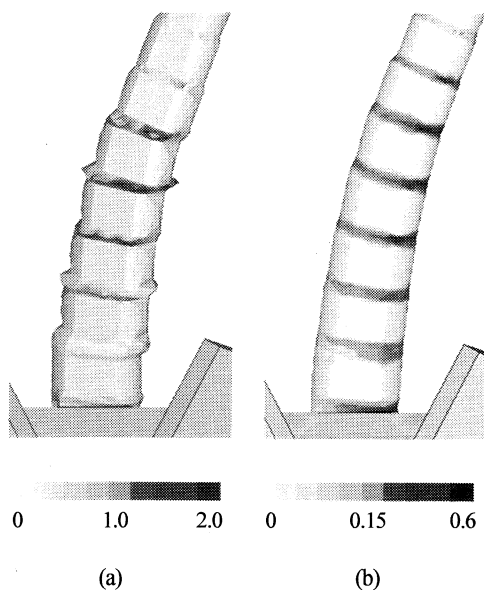


Fig.9 Detailed view of the spine and intervertebral discs when the upper body is flexed sideways and the intervertebral discs are assumed to be (a) isotropic and (b) fibrous.

部の前屈・側屈挙動のシミュレーションを動作周波数が約 2 GHz の PC で行った。その結果、線維性軟組織の力学特性の異方性を適切に表現することが人体の自然な動作を得るために重要であることが示された。また、現段階で一般的な性能緒元を持つ PC を用いて人体の筋収縮による動作の有限要素解析を行うことが可能であることを確かめた。一方、本論文では繊維輪と繊維強化クロスプライ斜交積層板材料の類似性に注目して繊維輪の弾性定数の設定を行ったが、便宜的な取り扱いや大胆な推定も取り入れている。より詳細でかつ一貫性のあるアプローチに関する検討が今後必要である。

参考文献

- (1) Iida, S., et al., Finite element modeling of a human spinal column, *Proc. JSME Hokkaido Student div.*, (2004-3), pp.41-42.
- (2) Inoue, Y., et al., Numerical musculoskeletal modeling of human upper body, *Proc. JSME Hokkaido Student div.*, (2005-3), pp.281-282.
- (3) Kikuchi, T., Ohashi, T., Numerical modeling of musculoskeletal structure of human and its dynamic behaviors, *Proc. JSME Hokkaido Student div.*, (2006-3), pp.46-47.
- (4) Miyamoto, D., Ohashi, T., Musculoskeletal modeling of arms and legs, *Proc. JSME Hokkaido Student div.*, (2007-3), pp.366-367.
- (5) Ohashi, T., Kikuchi, T., Numerical modeling of musculoskeletal structure of human body and simulation of its dynamics, *Proc. JSME 19th Bio Engineering conference*, (2007-1), pp.150.
- (6) Ohashi, T., Kikuchi, T., Numerical modeling of muscle and tendon and simulation of its dynamics, *Proc. JSME Hokkaido branch 46th conference*, (2007-9), pp.169.
- (7) Ohashi, T., Kikuchi, T., Miyamoto, D., Numerical modeling of contraction of human muscles by anisotropic thermo-elastic materials, *Proc. JSME Comp. Mechanics Division 20th Conference*, (2007-11), pp.337.
- (8) Von, W.K., Helmut, L., Werner, P., *Taschenatlas der Anatomie*, Japanese translation: *Atlas of anatomy*, 3rd ed., (2004), p.44-50, Bunkohdo.
- (9) T. Ijima., *Anatomy of the human body*, (2005), p.200, Works Corporation.
- (10) Ian, E. B., Satoda, T., Frances, J.R.R., Gerald E.L., Feline caudofemoralis muscle, *Exp. Brain Res.*, Vol.121, No.1, (1998), pp.76-91.
- (11) Yamada, H., *Strength of biological materials*, (1970), p.95-100, The Williams & Wilkins Company.
- (12) Hayashi, K., et al., *Bio-mechanical engineering: a first course*, (1997), p.46-54, JSME-Maruzen
- (13) J. Gen, *Physiol.*, Cross-Bridge Elasticity in Smooth Muscle Cells, *The Journal of General Physiology*, Vol.82, (1983), pp.157-199.
- (14) Sato, A., Aging body: Senescence and affection of nerve, muscle and skeletal structures, Enterprise pub., (2004).
- (15) Tanaka, M., Material and Structural Properties of Lamellae of Anulus Fibrosus, *Proc. JSME Mechanics and Materials Division Conference*, Vol.A, (1995), pp. 11-12.
- (16) D. Hull., *Introduction to composite materials*, (1994), p.108-109, Baifukan pub.
- (17) Tanaka, M., Experimental study on the mechanical behavior of lamella-matrix fibrous ring in intervertebral discs, *Proc. JSME Kansai Student div.*, (1998-3), pp.14.
- (18) Yamada, H., *Strength of biological materials*, (1970), p.19-104, The Williams & Wilkins Company.
- (19) Furusu, K., Fundamental Study of Side Impact Analysis Using the Finite Element Model of the Human Thorax, *Toyota Central Res. Lab., R&D Review*, Vol.36, No.2, (2001), pp.13-16.
- (20) Furusu, K., Tamura, A., Iwamoto, M., Development and Validation of the Finite Element Model of the Human Lower Extremity, *Toyota Central Res. Lab., R&D Review*, Vol.36, No.2, (2001), pp.9-12.
- (21) A. Schäffler., S. Schmidt., *Biologie, Anatomie, Physiologie für die Pflegeberufe 2. ergänzte Auflage*, Japanese translation: *Structure and Function of Body*, (1998), p.105, Nishimura Co.