

# 05 腰椎モデルと屍体実験の補完的連携



腰痛などの整形外科的疾患の好発部位である腰椎の動作特性を詳細に解析するために、モデル解析手法と屍体実験手法のそれぞれの特徴を生かした補完的連携手法を紹介した。腰椎は構成要素の細部の材料力学的特性を必要としない剛体ばねモデルに近似し、これに筋を配置して実際の生体運動から筋張力を推定した。また、この筋張力を負荷することができる屍体実験装置を開発し、各椎体の詳細な運動解析を行った。この知見により、さらなるモデルの高精度化が可能になる。また、本モデルを応用し、側弯矯正のためのインプラント評価を行った。

## 山崎信寿

慶應義塾大学理工学部機械工学科  
yamazaki@mech.keio.ac.jp

## 桐山善守

慶應義塾大学医学部運動器機能再建・再生学  
寄付講座  
kiriyama@mmm-keio.net

### モデル解析の位置づけ

腰椎は腰痛や側弯などの整形外科的疾患の好発部位であり、その原因の解明や治療法の検討を行うために動作時の腰椎負荷に関する詳細なデータが求められている。生体内部の負荷状態を知る方法には、椎間板内圧を直接測定するなどの侵襲的生体計測手法と、構造と要素の特性から生体内負荷を推定するモデル解析手法、およびさまざまな条件下での高精度計測が可能な屍体実験手法がある。これらの中で、モデル解析手法は簡便さと詳細さを併せ持つ実用的手法として今後の主流になると考えられるが、そのためには精度の高い形態および材料特性と、個々の椎骨の姿勢データが必要になる。

これらのデータを取得するには、屍体実験が不可欠になる。屍体とは解剖用に提供された身体のことであり、屍体実験とはこの屍体を直接利用して組織の材料力学的特性や動きなどの生体力学特性を求めるための実験を指す。本稿の屍体実験では腰椎骨の姿勢を直接計測できる反面、筋張力などの生体内負荷条件の模擬にモデル解析が必要であった。このように、モデル解析と屍体実験は相互補完的関係にあり、それぞれの特性を生かして組み合わせることで、双方の高精度化が可能になる。

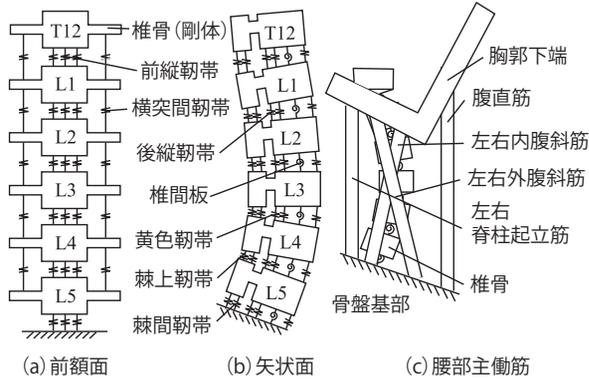
筋張力推定のための形態のモデル化には2つの考え方があり、四肢骨などに比べて複雑な形状と構造を持つ

腰椎でも、断層画像などを利用した3次元形態計測技術と有限要素法などを用いれば比較的容易に精密なモデルを作ることができる。しかしながら、一般に生体を対象とすると、モデルの各要素に与える材料力学的特性や荷重条件などは大まかな値となり、モデルの精密さに見合う総合的な精度を得ることは困難になる。一方、椎骨などの骨を剛体で、靭帯や椎間板などの軟組織をばね要素で近似した剛体ばねモデルは、形態と構造の精度は劣るが、計算コストは低く、かつパラメータ設定を容易に変更できる利点がある。

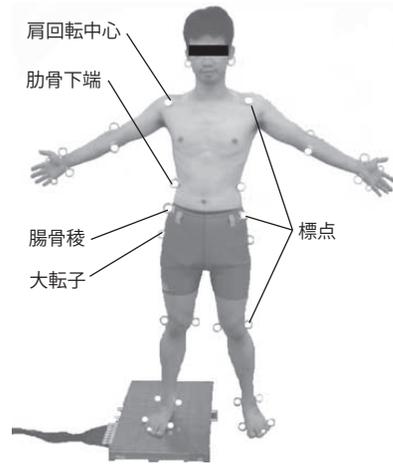
このため、筆者らは、剛体ばねモデルに筋を配置し、計測した生体運動を達成するための時々刻々の筋張力を推定して屍体実験を行い、その結果をモデルに反映してスパイラルにモデルと屍体実験の精度を高めることを考えた。以下では、このために開発した筋張力推定モデルと、筋張力による生体運動を再現可能な屍体実験装置について概説する。

### 腰椎モデル

筋張力推定のための腰椎筋骨格靭帯モデルのイメージを図-1に示す<sup>1)</sup>。このモデルは椎骨を表す6つの剛体と、腰椎の主働筋である腹直筋、左右内・外腹斜筋、左右脊柱起立筋の合計7筋および靭帯などを表す112本



■ 図-1 腰椎筋骨格韧带モデル



■ 図-2 姿勢計測

の線形ばねで構成されている。

椎骨のヤング率は靭帯と椎間板に比べて 100 倍以上大きいので、椎骨本体は剛体と仮定し、標準的な前弯状態に配列した。靭帯は 1 つのばねとしたが、側屈や回旋運動の影響を大きく受ける靭帯については、それぞれの繊維方向に沿って 3 つのばねに分割した。また、椎間板は互いに独立に作用する 3 つの並進ばねと 3 つのトルクばねでモデル化した。これらのばね定数は、文献データを基に、各組織の長さや断面積から推定した。なお、上肢を含む頭胸部も 1 つの剛体として重力負荷がかかるものとし、頭胸部の支持要素の 1 つである腹圧は無視した。

### 筋張力の推定

前述の筋骨格韧带モデルは、図-1(c)に示す左右 7 筋の張力によって姿勢を変えることができる。しかし、6 椎体それぞれが 6 自由度を持ち、かつ、ある姿勢をとる時の筋張力は冗長なため、ここでは計測した実際の姿勢変化を与え、最適化手法によって時々刻々の筋張力を求めた。

最適化の評価関数は、各時点の目標姿勢と計測値との誤差、およびその時の筋応力の 3 乗和とし、両者の重み付き和を最小化させた。筋応力の 3 乗和は筋疲労に関係すると言われており、筋張力推定では 1 乗和、2 乗和などよりも推定筋張力変化パターンと実際の筋活動パターンとの相関が高い。

動作計測は、平均的な身体特徴を持つ男性被験者（身長 170cm、体重 65kg）1 名を対象とし、日常の単純動作である前屈 30°、伸展 20°、側屈 20°、回旋 10° について行った。腰椎の屈曲角度は、図-2 に示す肩と肋骨下端に貼った標点から胸部部の運動を決定し、骨盤に貼

った腸骨稜と大転子の標点で作られる基準骨格に対する相対運動として計算した。

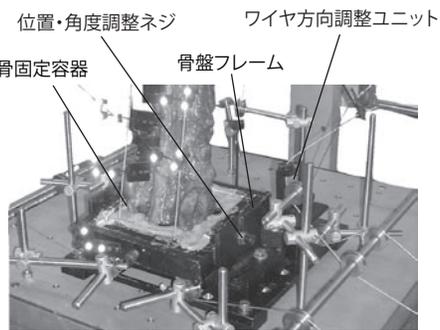
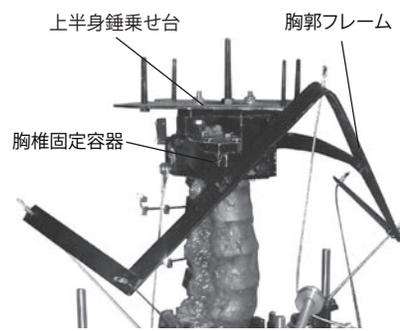
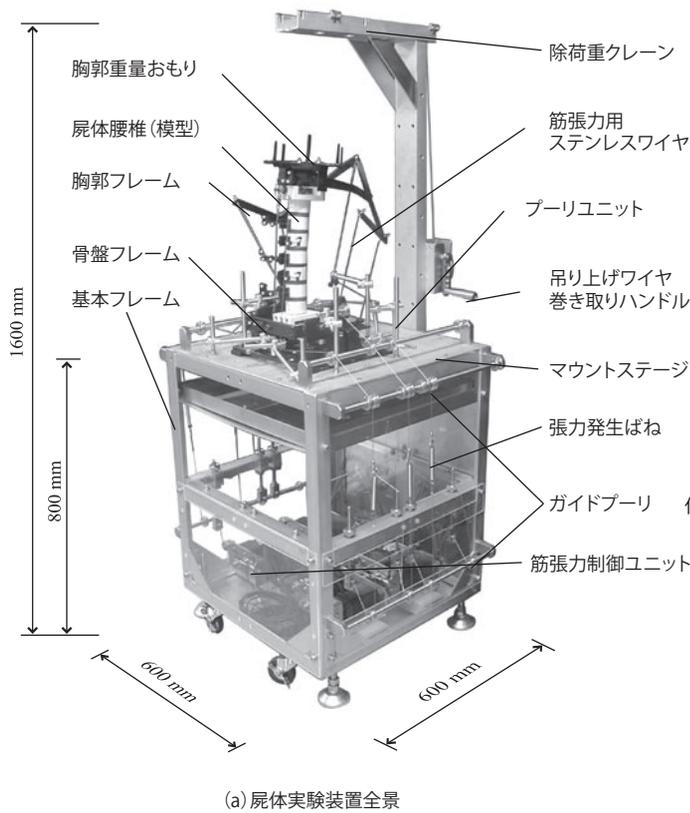
プログラムは C 言語で作成し、1 条件あたりの計算時間は Pentium 850MHz クラスの PC で平均 20 分であった。

### 屍体実験

屍体実験は腰椎の運動を直接計測できるため、詳細なデータを高精度に得ることができる。従来の屍体実験では、腰椎に単純な圧縮力やモーメントを加えることが多く、筋張力相当の力を加える場合でも、一定力を作用させるにとどまっていた。このため、筆者らは実際の筋配置方向に任意の張力を時系列で与えることができる屍体実験装置を開発した<sup>2)</sup>。

慶應義塾大学医学部解剖学教室に献体された新鮮屍体から、死後 24 時間以内に取り出した屍体腰椎を利用した。屍体の第 11 胸椎から仙骨までを一塊として離断し、図-3 に示すように上部椎体を胸椎固定容器に、仙骨部を仙骨固定容器に入れ、歯科用レジンで固定した。また、図-4 に示すように各棘突起にキルシュナ鋼線を打ち込み、3 点の反射マーカからなる標点セットを取り付けた。各椎体標点位置を 3 台の光学式空間座標計測装置を用いて計測した。計測精度は計測視野 600×600mm<sup>2</sup> に対して、回転 0.5°、並進 0.8mm である。

筋張力は図-3 に示す基本フレーム下部の筋張力制御ユニットのステッピングモーターでワイヤを巻き取ることにより、ワイヤの途中につけたばねを伸張させて発生する。模擬した筋張力は腹直筋、左右内・外腹斜筋、左右脊柱起立筋の合計 7 筋であり、その方向は骨盤フレーム上面に調節可能に取り付けたプーリーユニットで定め、大きさは前述の筋骨格韧带モデルから算出した。ただし、筋張力は屍体の損傷を防ぐために 5 秒間で徐々に与えた。



■ 図-3 模擬筋駆動型屍体実験装置

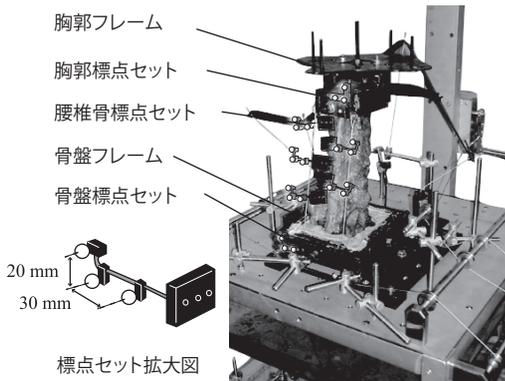
### 屍体実験装置の評価

生体動作を模擬できるかを検討するために、屍体実験装置に推定した筋張力を出力させるとともに、その張力での動きを比較した。図-5 (a) に側屈時の筋張力を示す。目的とする張力に対して、1.5 秒程度の追従遅れが生じたが、動作速度に比べて無視できる。張力の変化パターンは入出力でよく一致した。これは前屈、回旋運動においても同様であった。また、7 筋ですべての方向の運動を実現できることを確認した。以上の結果は筋張力、筋走行、上半身重量が適切に設定されていることを示している。また、実験後の脊椎専門医による確認でも、変性や変形は発見されなかった。

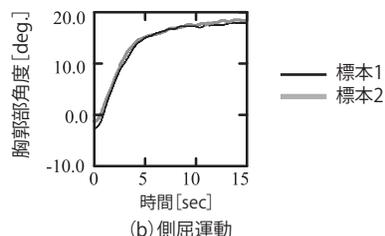
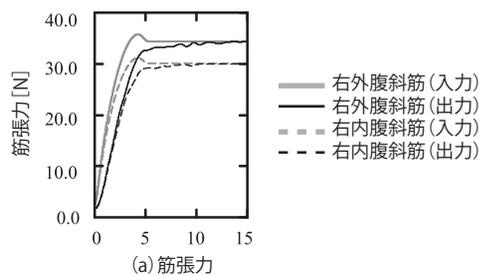
このように本屍体実験装置によれば、生体と同様の筋張力を加えて、椎骨間の相対運動を詳細に計測することができる。

### 腰椎モデルの妥当性評価

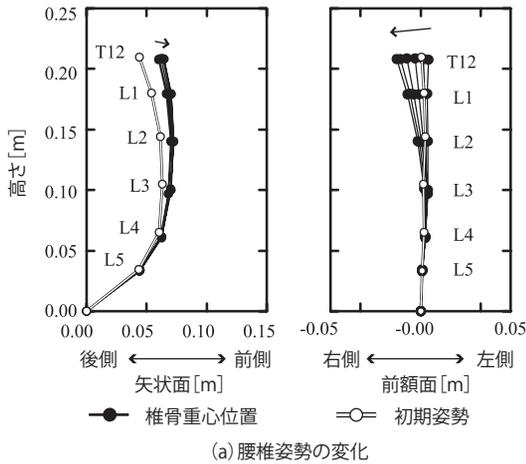
図-1 の筋骨格靭帯モデルでは、筋張力のみならず椎間板や靭帯を表すばねモデルの設定によっても運動が変化する。したがって推定した筋張力によって屍体腰椎がモデルの運動とほぼ一致することを確認できれば、モデル



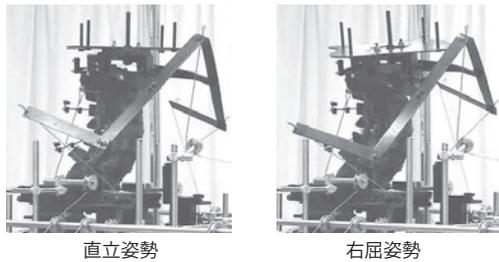
■ 図-4 腰椎運動の計測



■ 図-5 腰椎側屈運動と筋張力の変化

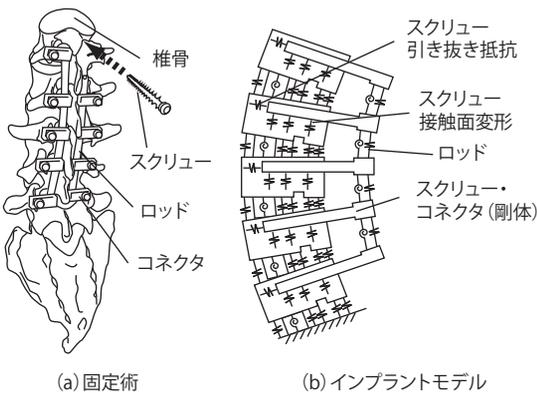


(a) 腰椎姿勢の変化



(b) 運動の様子

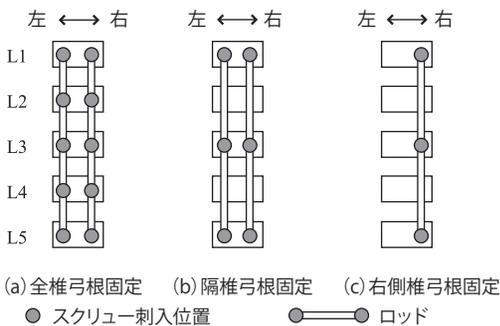
■ 図-6 屍体腰椎の右屈運動



(a) 固定術

(b) インプラントモデル

■ 図-7 椎弓根スクリュー固定術と剛体ばねによるインプラントモデル



(a) 全椎弓根固定 (b) 隔椎弓根固定 (c) 右側椎弓根固定  
● スクリュー刺入位置 ○ ロッド

■ 図-8 スクリュー刺入位置

の各ばね定数や筋や靭帯の付着位置が解剖学的に妥当であることが分かる。

図-5 (b) に、単純側屈 20° を目標運動として推定した筋張力を屍体腰椎に加えた時の胸郭部の角度変化量を示す。また、この時の屍体腰椎の姿勢変化を図-6 に示す。筋張力の増加に伴って胸郭角度が増加し、張力を一定に保っても側屈は徐々に増加した。収束角度は目標とした運動の約 90% であり、他の運動でも同様であった。これは筋張力推定に用いた腰椎モデルの剛性よりも、実際に用いた屍体腰椎の方がやや硬かったことを示している。このような剛性の差は屍体実験結果をモデルにフィードバックし、逆にばね定数を調整することで解消することができるが、今回はあえて修正を行っていない。なお、この調整を生体の運動データから行うことができれば、モデルの個別化が可能になる。

### 腰椎モデルの応用

生体内の運動を再現できる腰椎モデルは、腰痛や変形疾患などの発症や治療法の検討を行うためのシミュレータとして用いることが可能である。ここでは腰椎モデルの応用例として、腰椎固定術と呼ばれる外科的治療法に利用される固定インプラントの評価について示す。

高齢者では加齢とともに腰椎に変形や変性が生じ、健康者であっても若干の側弯を示すことがある。過度の変形によって痛みやしびれが生じ、保存的療法では改善が見込めない場合には、インプラントと呼ばれる金属製のロッドを用いて変形した腰椎の矯正を行う。

図-7 は、椎弓根スクリュー固定術と呼ばれる治療方法であり、椎弓根の後方からスクリューを刺入してロッドと連結することで、強固な矯正力と高い固定力を得ることができる。しかしながら、スクリューを刺入する位置や本数によっては十分な矯正が得られない場合や、折損や緩みが生じる場合もある。このため、前述の腰椎筋骨格靭帯モデルにインプラントモデルを追加し、治療効果の予測と、インプラントの設計条件を求めた。

### インプラント負荷の推定例

剛体とばねによるインプラントモデルを図-7(b) に示す。スクリューは剛体とし、椎骨とスクリューとの接触面にばねを設置して変形を模擬した。また、ロッドの微小なたわみは梁の変形としてモデル化した。

スクリューを刺入する椎弓根の位置と本数を図-8 に示す 3 種類とし、初期側弯形状を正常な形状まで矯正変位させてスクリューで固定した時のインプラントに加わる力と矯正姿勢を計算した。矯正姿勢では、軟部組織

による復元力とインプラントの抗力が釣り合う。図-9に初期側弯形状とそれぞれの固定法における矯正姿勢を示す。この結果から、片側のみスクリューを刺入する固定法(図-8(c))では、回旋と前額面の矯正が不十分であることが分かる。この結果は臨床経験とも一致する。

スクリューの接触面のばね力から、各矯正姿勢でのスクリューに加わる引き抜き力とスクリュー面の圧縮力が推定できる。図-8の固定法を比較すると、図-8(c)に示した右側みの固定では、スクリュー面が椎骨内の海綿骨に食い込む方向に力が作用し、海綿骨を破壊する可能性があった。また図-8(b)の1つおきの固定法では、スクリュー引き抜き力の限界値に近い力が作用していた。これに対して図-8(a)の全椎弓根に刺入する場合は、負荷が均等化されておりスクリューが緩む恐れは少なかった。

さらに、全椎弓根固定により矯正した図-9の姿勢に、動作時の筋張力データを加えてインプラントによる固定性を見ると、矯正を行っていないL5-S間でのみ運動を生じ、他の部位では角度変化が無視できる程度の運動しか生じていないことが分かった。

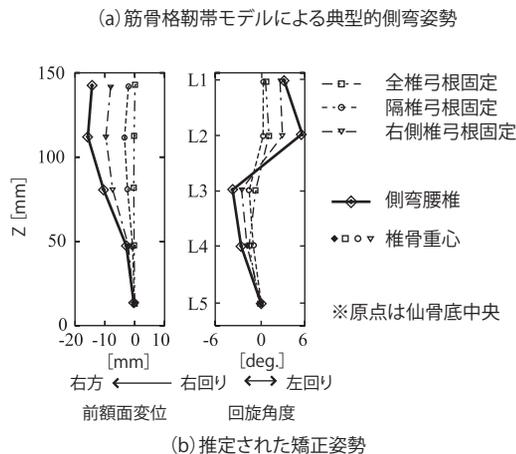
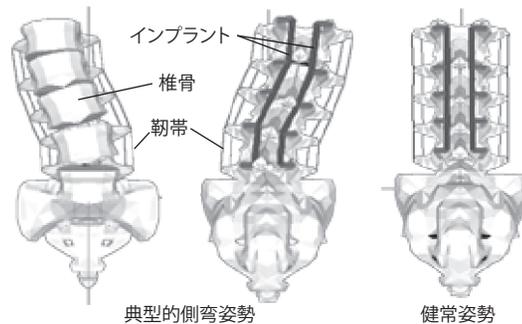
また、スクリューに作用する力とロッドに作用する力とから、コネクタとロッド間に作用する連結力と連結モーメントを求めた結果、市販のインプラントの多くは、少なくとも日常動作範囲内では腰椎を固定できることが分かった。

以上のように、インプラントモデルを剛体とばねで近似することで、比較的容易に手術方法を再現することが可能になる。また、モデルパラメータの設定や変更が比較的容易なため、疾患別や個体別のモデル解析も行える可能性がある。さらに、計算コストが小さいため、内部応力を計算するより詳細なモデル解析における荷重条件設定にも有用である。

### 今後の課題

生体構造を剛体とばねで近似した筋骨格筋モデルは、軟部組織の材料特性をばね定数として簡略化しているため、屍体実験の結果を反映させてモデルパラメータを修正しやすく、実験個体に合ったより正確な筋張力を推定することが可能になる。しかしながら、形状や構造の再現性は低いため、臨床上問題となる細部の疾患の発症などを検討するには、応力分布などの詳細な解析が可能な有限要素法によるモデル解析が適している。この場合でも、剛体ばねモデルにより推定された荷重条件を、より詳細な形態モデルに入力することで、計算コストを大幅に軽減することができる。

本稿では、生体計測、力学モデル、屍体実験を組み合



■図-9 矯正姿勢の比較

わせることで腰椎運動の詳細な解析が行えることを示した。身体モデル解析手法を、手術適用を検討するための実用的な医療用シミュレータに発展させるには、本稿で示したような地道な努力の積み重ねが必要になる。

今後は代表的なモデルパラメータ値のみならず、各種の疾患状態に対応した個別的かつ簡便なデータ収集手法の開発が課題となろう。

#### 参考文献

- 1) 桐山善守, 山崎信寿: 剛体ばねモデルによる腰椎固定インプラントの力学的解析, バイオメカニズム 17, pp.185-194 (2004).
- 2) 桐山善守, 山崎信寿ほか: 模擬筋駆動型屍体実験装置を用いた全腰椎の筋負荷挙動, 第19回バイオメカニズム・シンポジウム予稿集, pp.233-242 (2005).

(平成17年10月12日受付)

