

# 脊柱特発性側彎症の成因解明と臨床評価への応用

畔上 秀幸<sup>\*1</sup>

<sup>\*1</sup> 名古屋大学 大学院情報科学研究科 複雑系科学専攻, 〒464-8601 名古屋市千種区不老町 1

E-mail: azegami@is.nagoya-u.ac.jp

## 1 はじめに

脊柱は、脛椎と腰椎の前彎および胸椎と仙椎から尾椎にかけての後彎からなる緩やかな生理的彎曲を有する。この生理的彎曲に異常が現れる疾患は側彎症と総称される。その中でも、椎体やそれを取り巻く筋や靱帯に際立った異常が見出されない状況で突然発症する側彎症は、成因不明の意味を込めて、特発性側彎症と呼ばれてきた。症例が思春期の女子に多いことが広く認められている。形態的には、右凸の側方彎曲と頭上から見下ろして時計回りの回旋を伴うことを特徴とする。高度の特発性側彎症に至っては、心理的な苦痛に加えて、疼痛や胸郭変形を伴う心肺機能の低下を来す場合がある。

脊柱は体形を保持するという力学的な機能を有している。その力学構造が成長期に突然彎曲するという現象は、何らかの力学現象との関連が示唆される。治療法も装具による矯正術や手術による金属棒とフックを用いた固定術であることを考えれば、力学現象として特定しておくことは治療法を開発する上での基本的な指針を与えることになる。一方、対象が人体であることから不用意な実験は不可能である。また、物理模型であっても成長を再現することは容易ではない。これらの観点から、計算力学的な手法は特発性側彎症の力学的成因解明にとって最も期待される手法の一つと考えられる。

本論文では、力学との関連が深いと予想されるこの疾患を対象にして、計算力学的アプローチが力学的成因解明において何ができるのかを考えてみたい。まずは、これまで提唱されてきた代表的な成因について簡単に復習し、成因に関する著者らの解析結果と仮説について紹介する。その後で、その仮説が受け入れられた場合、患者別の成因解明に繋げていくためには何が必要で、計算力学的アプローチで何ができるのか、さらには治療法の評価においてどのような情報が提供できるのかについて考えてみたい。そこでは、著者らが別に開発してきた形状最適化理論とその解法が応用される。

## 2 成因に関する従来の研究

脊柱特発性側彎症の成因に関して、これまで様々な仮説が唱えられてきた。ここでは、生理学的成因と力学的成因に分類して、それぞれ代表的な仮説について紹介する。

**2.1 生理学的成因** 生理学的成因に関する仮説として、ホルモン的一种であるメラトニン欠乏説が注目されている。Machida ら<sup>(1)</sup>はメラトニンを分泌する松果体を切除した鶏に側彎が現われることを実験によって調べた。また、彼らは思春期脊柱特発性側彎症患者のメラトニン濃度が低い傾向を示す測定結果を報告している<sup>(2)</sup>。メラトニンは、成長を抑制する作用があることが知られている。したがって、メラトニンの欠乏は抑制的な作用の欠如によって成長が加速される作用を及ぼすと予想される。しかしながら、未だそれらのメカニズムに関しては解明されていない。

**2.2 力学的成因** 力学的成因に関する仮説では、何れも成長に起因した変形に注目する。ただし、どのような成長を仮定するかによって2つに大別される。言うまでもなく、両者は矛盾する内容ではなく、相互に関連する現象として捕らえることが自然であるように思われる。また、生理学的成因も成長の加速を招くとすれば、矛盾する内容にはなっていない。

**2.2.1 不均衡成長説** 成長に伴って脊柱が変形する可能性の一つは、成長そのものが不均衡であるとする仮説である。Roaf<sup>(3)</sup>は、3枚の円盤を垂直方向に2本あるいは3本の細い棒で連結した模型を用いて、不均衡な成長(棒の長さを違えた模型)によって曲げ変形が生ずることを説明した。さらに、回旋は、曲がりを矯正する(円盤を平行に戻す)過程で生ずることを指摘した。回旋の説明に関しては、Arkin<sup>(4)</sup>やSomerville<sup>(5)</sup>も模型を用いて同様の説明を行っている。但野ら<sup>(6)</sup>は、胸郭を含む三次元脊柱有限要素モデルを作成し、椎体の不均衡成長による変

形を解析し、曲げ変形が生ずることを示した。また、Stokes ら<sup>(7),(8)</sup> は不均衡な成長による負荷の偏りに起因する骨の吸収現象とする仮説を提唱し、ラットの尾を使った実験によってその可能性を示している。過負荷による骨の吸収現象は Hueter-Volkmann 則として知られている。

2.2.2 座屈説 一方、成長そのものは左右の均衡が取れていても、前後の成長速度の違いにより、内力が発生し、より安定した別の変形に飛び移る現象、すなわち座屈現象であるとする仮説が提唱されている。

Arkin<sup>(4)</sup> は、脊柱を左右方向を板厚として前後方向に広がりをもったゴム板（左右方向よりも前後方向の剛性の方が高い）とみなし、それを面内で（前後方向に）曲げるとよじれること、ゴム板を上から押すと横に曲がることを用いて特発性側彎症のメカニズムを説明した。面内の曲げモーメントや上からの力に関しては体重や前後の成長速度の違いによる内力などが想定される。

座屈という用語を用いた仮説は、Lucas ら<sup>(9)</sup> が提唱した。彼らは、成人男性から摘出した靱帯付脊柱を用いた曲げ実験の結果から各椎体間の曲げ剛性を算出し、さらに Euler 座屈の理論を適用することにより、脊柱の座屈荷重を推定した。また胸椎上端に重りを乗せ、靱帯付脊柱に圧縮力を与えて座屈させる実験を行い、Euler 座屈の理論から得られた結果との比較を行った。その結果、胸椎上端を自由とした場合の座屈荷重は、胴体部の重量に比べて遥かに小さいことから、筋による支持によって直立姿勢が保持できることを指摘した。また、胸椎上端を左右に固定した場合の座屈荷重は胴体部重量とほぼ等しいことを指摘し、側彎症の要因になり得ることを示唆した。Andriacchi ら<sup>(10)</sup> は、椎体に剛体要素を用いた三次元脊柱有限要素モデルにより、Lucas らの結果と比較を行い、胸郭の影響について検討した。Andriacchi らが胸郭を含めて解析を行った結果では、座屈荷重がそれぞれ 3 倍程度に増加し、胸郭が脊柱の安定化に寄与することを示唆した。

一方、胸郭の拘束力に着目した座屈説が篠田ら<sup>(11),(12)</sup> によって提案されている。彼らは、正常学童児と特発性側彎症児の成長様式、体型の特徴の差異について調査し、その結果に基づいて、特発性側彎症は思春期に生じる急激な脊柱の成長と周囲組織の成長の不均衡によって生じる脊柱の座屈現象であるとする説を“鳥かご理論”と呼んで提唱した。Kawabata ら<sup>(13)</sup> は 1 次元はり要素を用いた脊柱有限要素モデルを用いて、上端を固定した下で成長力が作用した場合の座屈解析を行い、成長力が中下部胸椎部と腰椎部作用する場合に、症例との高相似性を示すことを指摘した。しかしながら、上端拘束の実体は明確にはされていない。

成長様式と座屈を関連付ける明確な説明は、Dickson ら<sup>(14)</sup> によってなされた。彼らは、標本の詳細な観察に基づいて、特発性側彎症では胸椎後彎の著しい減少が発生していることを発見し、さらに軽度胸椎側彎の 80 % 以上の症例で頂椎<sup>1</sup> 付近に前彎があることと合わせて、この前彎が脊柱の回旋不安定性を生み、その状態からの成長が側彎症の形態への飛び移りを生む座屈現象であるとする仮説を提唱した。

著者らは Dickson らの指摘に注目し、各部の基本的な形態を近似的にモデル化した胸郭付脊柱有限要素モデルを構築し、それを用いた成長変形解析と線形座屈解析によって座屈説の検証を試みた<sup>(15)</sup>。成長は、Dickson らの指摘に基づいて、胸部椎体 (T4-T10)<sup>2</sup> が優位に成長することを仮定した。人の成長過程を観察すると、成長期には体重の増加に伴って椎間板とそれによって結合された椎体が成長し、椎間関節を含む椎骨後部の成長が取り残される傾向があることが知られている<sup>(16)</sup>。椎骨後部は主に脊髄を保護する機能を有し、前方の椎体が体重を支持する機能を有していることを考えれば、体重の増加に応じた成長速度の変化に関して相対的に前方が優勢になると考えられる。境界条件は、仙骨のみを固定し、拘束の実体が明らかでない上端は自由と仮定した。有限要素法による解析の結果、胸部椎体が成長したときの変形は、予測された通り、胸椎後彎を減少させるモードとなった。1 次から 3 次までの座屈モードは、脊柱をはりと考えたときのそれぞれ左右曲げ 1 次、前方曲げ 1 次、回旋 1 次モードに対応した。これらのモードは頭部が正常な位置になるように姿勢を制御することによって発生が抑えられると考察された。それに対して、4 次モードは、脊柱をはりと考えたときの左右曲げ 2 次モードに対応し、臨床で観察される胸椎型シングルカーブに類似であった。このモードは、頭部が正常な位置になるように姿勢を制御しても胸部側彎の矯正は難しいと考察された。これらの解析結果と姿勢制御に関する考察に基づいて、胸椎型シングルカーブは胸部椎体の成長による 4 次モードとする座屈説が提唱された。

この報告<sup>(15)</sup> 以後の著者らの取り組みについては次節以降で紹介する。なお、計算力学的アプローチと合わせて脊柱模型を用いた座屈説の検証も笹岡ら<sup>(17)</sup> によって試みられている。

<sup>1</sup> 頂椎: 最大彎曲部の椎骨

<sup>2</sup> Tn: 第  $n$  胸椎 (thoracic vertebra)。同様に、Cn: 第  $n$  頸椎 (cervical vertebra)、Ln: 第  $n$  腰椎 (lumbar vertebra)。

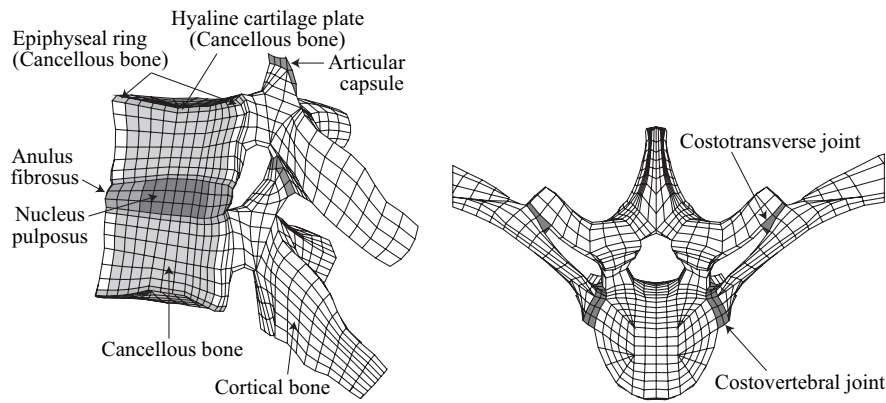


Fig. 1 Finite element mesh for T9-T10

Table 1 Material properties

Elements (histology)	Young's modulus [MPa]	Poisson's ratio [-]
Cortical bone	17000	0.3
Cancellous bone	200	0.3
Costal cartilage	500	0.3
Nucleus pulposus	0.1	0.3
Anulus fibrosus	2.5*	0.3
Articular capsule for C2-T12	7.5	0.3
Articular capsule for L1-L5	0.6	0.3
Head of rib joint	1.1	0.3
Costotransverse joint	1.1	0.3

\*Shearing modulus is 5[MPa]

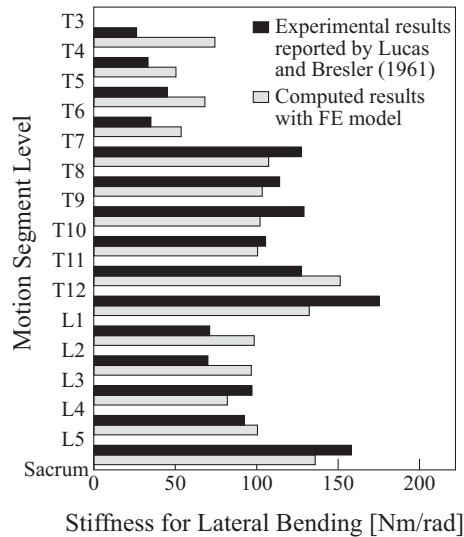
### 3 胸廓付脊柱有限要素モデルの構築

椎体成長による座屈説をより詳細に検討するために，人体骨格の幾何学的データに基づく胸廓付脊柱有限要素モデル(要素数 68582，節点数 84603)が竹内ら<sup>(18)</sup>によって構築された．脊柱と胸廓の表面形状データには，市販の人体骨格データ(Viewpoint Premier, catalog numbers of VP2886 and VP3611, Viewpoint Corporation)が用いられた．有限要素分割は，手作業と商用の有限要素分割プログラム(I-DEAS Master series version 2.1, SDRC)を利用して行われた．それぞれの椎骨に対しては，六面体に写像できるようなおよそ 40 個(左右の対象性を考慮しておよそ 20 個)の部分領域に分割され，それぞれの部分領域ごとに要素分割が行われた．椎骨の有限要素モデルはそれらの結合によって作成された．有限要素には全体の 88% に 6 面体 1 次要素が使用された．それ以外は，4 面体，5 面体 1 次要素が使用された．また，有限要素解析において要素の歪みが解析精度に影響を与えることを考慮して，最後に手作業による要素形状の改善が行われた．

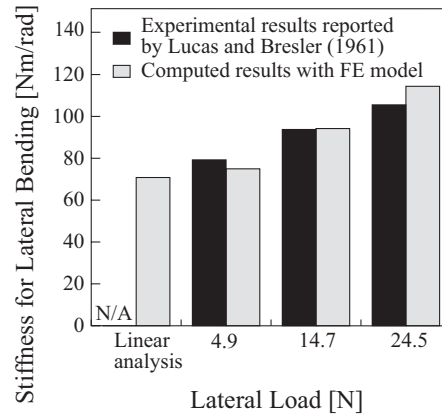
第 9 胸椎と第 10 胸椎付近の有限要素分割を図 1 に示す．各椎骨は椎体内部を海綿骨とし，椎体表面，椎弓，横突起，棘突起，上下関節突起を全て皮質骨としてモデル化された．また，隣接する椎骨は椎間板および椎間関節包によって結合され，肋骨と椎骨は肋横突関節および肋椎関節で結合され，胸骨と第 1 肋骨から第 10 肋骨は肋軟骨を介して結合された．

弾性定数は文献の実験結果を参照して決定された．皮質骨(cortical bone)と海綿骨(cancellous bone)および肋軟骨(costal cartilage)の剛性は椎間板の剛性と比較しておよそ 100 倍以上であり，脊柱の挙動に与える影響は少ないと考えられることから，それらの弾性定数に関しては Yamada<sup>(19)</sup>のデータが使われた．力学的に重要な椎間板の弾性定数は Markolf<sup>(20)</sup>の圧縮およびねじり実験の結果を参照して決定された．その際，椎間板の中央部(直径でおよそ 60%)は髄核(nucleus pulposus)，周囲は線維輪(anulus fibrosus)でモデル化され，線維輪の縦弾性定数と横弾性定数は異方性を考慮してそれぞれ独立に決定された．椎間関節包(articular capsule)(内部結合組織と周囲補強靱



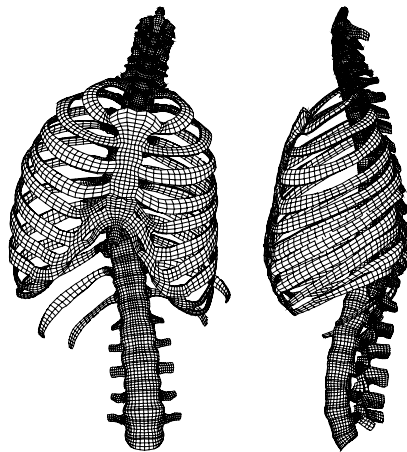


(a) Stiffness for segments



(b) Stiffness with respect to loading levels

Fig. 2 Comparison of stiffness for lateral bending between experimental results reported by Lucas and Bresler<sup>(9)</sup> and computed results with constructed finite element model



(a) Fourth buckling mode



(b) Radiograph

Fig. 3 The fourth buckling mode and a radiograph of a 11-year-old female

帯，筋の総和) の弾性定数は等方均質と仮定され， Lucas ら<sup>(9)</sup>による成人屍体靱帯付脊柱の横曲げ実験 (先端に横荷重 15N を作用させた曲げ実験) の結果を参照して決定された．その際，頸椎から胸椎部までと腰椎部の弾性定数を分けることによって良好な結果が得られた．また，肋椎関節 (head of rib joint) と肋横突関節 (costotransverse joint) の弾性定数は等方均質と仮定され， Schultz ら<sup>(21)</sup>の実験結果との比較により決定された．表 1 に決定された弾性定数を示す．

図 2 は胸廓を取り除いた脊柱有限要素モデルの変形特性と Lucas ら<sup>(9)</sup>の実験結果との比較を示す．図 2 (a) は脊柱の先端に横荷重 15N を作用させた場合の第 3 胸椎から仙骨までの椎骨間の曲げ剛性について比較している．図 2 (b) は荷重の増加に対する第 3 胸椎から仙骨までの全体曲げ剛性の変化について比較している．有限要素法解析には汎用有限要素法解析プログラム (MSC.Nastran version 7.0) が使用された．

以上のように構築された脊柱有限要素モデルを用いて，第 2 節の最後に示した座屈説を検証するために，胸部椎体の成長による 4 次の座屈現象が解析された．成長は，第 4 胸椎から第 10 胸椎の硝子軟骨板 (hyaline cartilage plate) と骨端輪 (epiphyseal ring)(図 1 参照) に等方な初期ひずみ (体積ひずみ) として与えられた．境界条件には仙骨のみの完全拘束が仮定された．座屈解析には汎用有限要素法解析プログラム (MSC.Nastran version 7.0) が使用さ

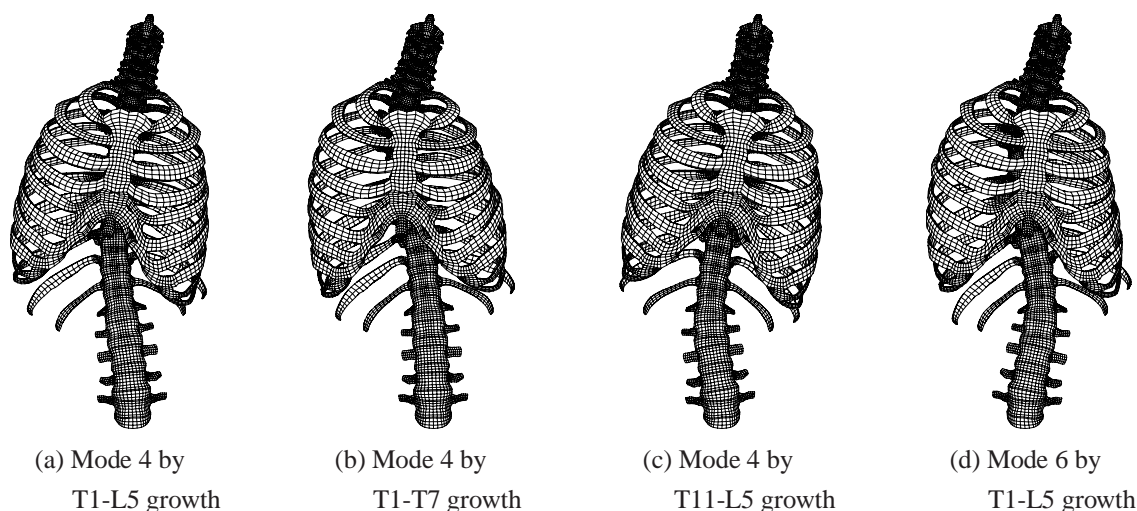


Fig. 4 Typical buckling modes

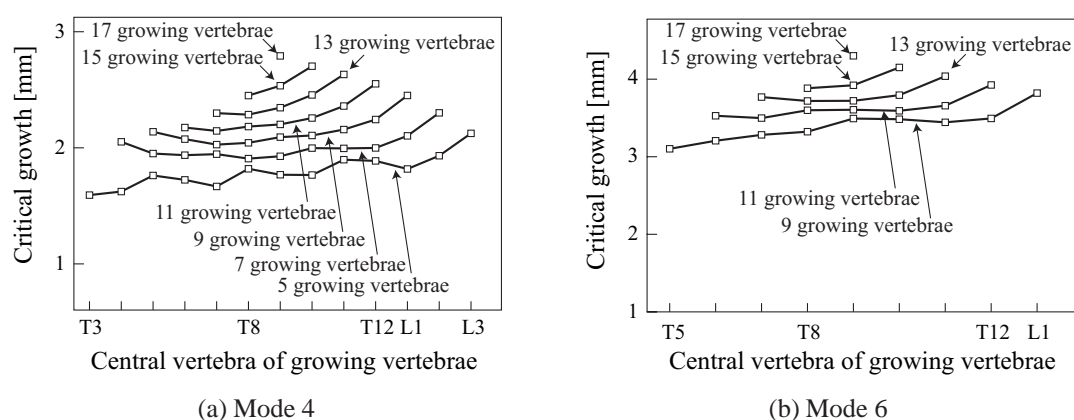


Fig. 5 Critical growth at generating buckling phenomena

れた．図 3 に線形座屈解析によって得られた 4 次の座屈モードと同程度の Cobb 角<sup>3</sup>を有する胸椎型シングルカーブの臨床例 (正面 X 線写真) を示す．

#### 4 多様なカーブパターンの成因

臨床では，胸椎型のほかに，腰椎型および胸腰椎型のそれぞれシングルカーブおよびダブルカーブの症例が知られている．これらの多様なカーブパターンは，成長部位の違いや高次の座屈モードによって説明できることを竹内ら<sup>(22)</sup>が示した．

成長部位の影響を調べるために，成長の中心位置と成長範囲を違えた 49 ケースに対して，1 次から 7 次あるいは 8 次までの座屈解析が行われた．3 節で説明した胸廓付脊柱有限要素モデルが使用され，同様の境界条件と成長方法が用いられた．解析には汎用有限要素法解析プログラム (MSC.Nastran version 7.0) が使用された．

図 4 に典型的な座屈モードを示す．すべてのケースにおいて 4 次の座屈モードが臨床で見られるシングルカーブと類似のモードとなった (図 4 (a), (b) および (c) 参照)．このときの頂椎は成長部位のほぼ中央に現れた．また，成長が 9 椎体以上に及ぶケースでは 6 次の座屈モードがダブルカーブと類似のモードとなった (図 4 (d) 参照)．なお，全胸腰椎 (T1-L5) を成長させたケースでは，2 次，4 次，6 次が側屈モード，1 次，5 次，7 次が前後曲げモード，3 次，8 次が回旋モードであった．また，4 次と 6 次の座屈が発生するまでに要した成長量を図 5 に示す．

これらの解析結果から多様なカーブパターンの成因に関して次のように考えることができる．特異性側彎症におけるシングルカーブの成因は 4 次の座屈モードである可能性が高い．胸椎型，胸腰椎型および腰椎型はそれぞれ成長の中心が胸椎，胸腰椎および腰椎の場合に対応する．胸椎型の症例が多い理由は，図 5 (a) の結果から，胸椎が成長の中心になった場合に座屈発生までに要する成長量が小さいためであると考えられる．また，ダブルカーブ

<sup>3</sup> Cobb 角: 最大の傾斜を示す椎骨を終椎と呼び，頂椎をはさんで上下の終椎がなす角度

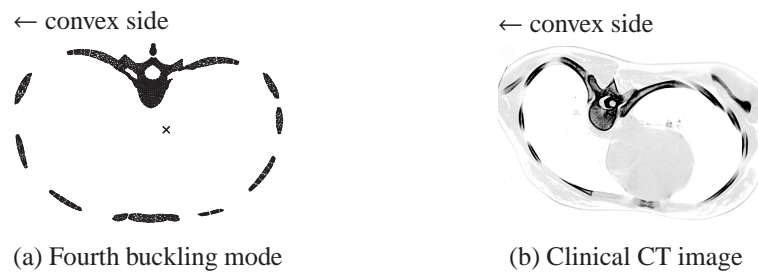


Fig. 6 Comparison of thoracic transverse sections at apex

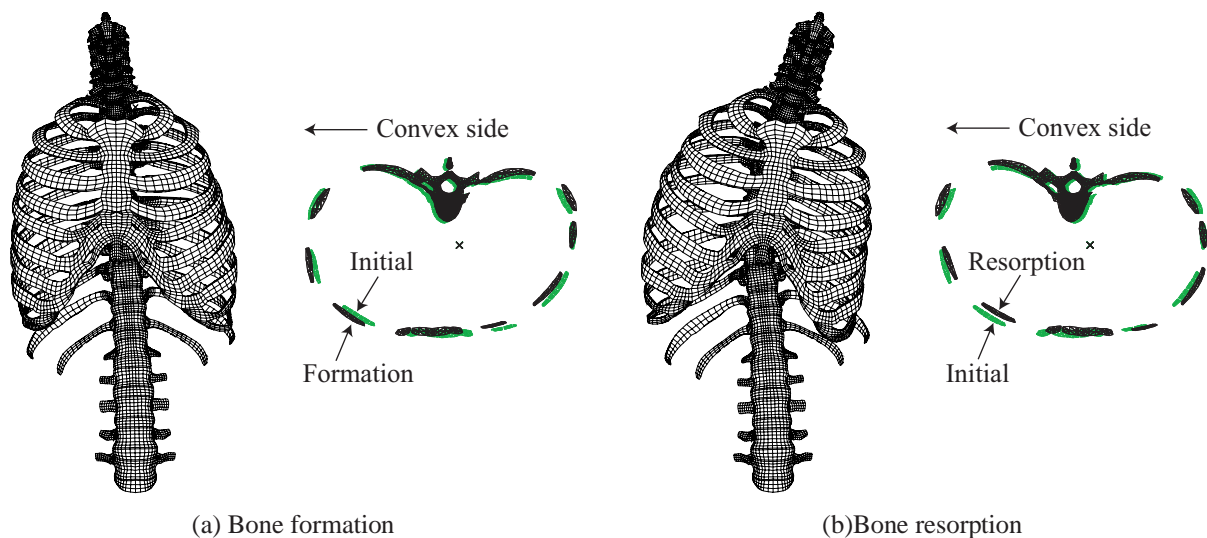


Fig. 7 Deformations by bone remodeling

Table 2 Growth rate of normal female par year

Years old	7-8	8-9	9-10
Thoracic vertebrae [-]	0.053	0.070	0.045

ブの成因は成長が広範囲に及んだ場合の6次座屈モードである可能性が高い。この場合、4次と5次モードが拘束される要因について考察する必要がある。4次モードの拘束に関しては次のように考えられる。成長が広範囲に及んだ場合、4次モードの曲率は大きくなる傾向を持つ(図4(a)と(b)の比較)。曲率が大きければ姿勢による矯正が可能になると考えられる。また、5次モードは前後のシングルカーブになる。前後の彎曲は生理的彎曲と重なり、疾患とはみなされない。また、成長が広範囲に及んだ場合の5次モードは、4次モードと同様、曲率が大きくなり、姿勢による矯正が可能になると考えられる。したがって、均衡の取れた成長によって4次および5次モードが発生してもその彎曲が緩やかになり、その結果、姿勢による矯正が4次と5次の座屈を拘束する要因ではないかと考えられる。

## 5 骨の再構築解析

椎体成長による座屈モードを解析することによって、代表的なカーブパターンが得られることが示された。しかしながら、線形座屈解析によって得られた座屈モードと臨床形態を頂椎を含む横断面で比較した結果、胸郭変形の様子が異なる結果となった。図6に胸椎(T4-T10)を成長させた場合の4次モードと同程度のCobb角を有する胸椎型シングルカーブを有する臨床例のCT写真を示す。図6の(a)と(b)を比較すると、解析結果では胸骨が椎体と一緒に側彎の凸側に移動し、それによって凸側の断面積が増加する傾向が確認されるのに対して、臨床例では胸骨は移動せず、凸側の断面積は反対に減少する傾向を示している。

この胸郭変形の違いを説明するためには、成長とは別の視点が必要となる。Gotoら<sup>(23)</sup>は、胸郭変形の原因を探

Table 3 Initial growth strain  $\alpha$  in hyaline cartilage plate and epiphyseal ring

Vertebrae	T4	T5	T6	T7	T8	T9	T10
$\alpha$ [-]	0.05	0.10	0.125	0.15	0.125	0.10	0.05

Table 4 Loading factors  $\lambda$  at characteristic points

Points	P <sub>1</sub>	P <sub>2</sub>	P <sub>3</sub>	P <sub>4</sub>	P <sub>5</sub>
$\lambda$ [-]	0.718	0.612	0.703	0.635	0.806

るために、骨の再構築挙動による可能性を検討した。基本的な傾向を探るために、最大主応力に比例した膨張体積ひずみが発生する骨形成 (formation) モデルと収縮体積ひずみが発生する骨吸収 (resorption) モデルが比較検討された。骨形成モデルは Wolff 則、骨吸収モデルは Hurter-Volkmann 則の一例と考えられる。いずれも、Cobb 角  $12^\circ$  のときの 4 次座屈モードの変形形状を基準 (応力を零) にして、4 次モードにおいて解析された主応力分布に比例した膨張および収縮の体積ひずみを各要素に与えたときの線形弾性変形が解析された。体積ひずみの大きさは、平均 1.6%、最大 10% とされた。境界条件は仙骨のみの完全拘束とされた。解析には汎用有限要素法解析プログラム (MSC.Nastran version 7.0) が用いられた。

解析結果を図 7 に示す。これらの結果から、骨形成の場合には側彎が矯正され、骨吸収を仮定した場合には凸側の胸廓が狭くなり、臨床例に近づく傾向が得られた。

この結果に基づくと、次のように考察される。図 5 の結果に基づけば、4 次の座屈発生に要す椎体の成長ひずみ量は 2% 程度であった。一方、正常な女子の成長量 (ひずみ) は文献<sup>(24)</sup> に基づいて算出すると表 2 のようになる。この結果から、椎体と後部支持組織における成長量の差が、8 歳から 9 歳における胸椎の平均的な成長量 (7%/年) を基準にして、3.4 箇月分程度の差であれば 4 次の座屈現象が発生することになる。しかしながら、骨の再構築機能が正常に働けば、骨形成を仮定した図 7 (a) のように、側彎変形は矯正されと考えられる。一方、骨の再構築機能に何らかの異常があった場合には、骨吸収を仮定した図 7 (b) のように、側彎変形は進行すると考えられる。

これらの考察から、次のような仮説が考えられる。椎体の成長に伴う座屈現象は成長期の児童では日常的に発生しているが、骨の再構築機能が正常に機能している限り彎曲には陥らない。しかし、次のような場合には彎曲 (特発性側彎症) に陥る可能性がある。

- (1) 椎体の成長速度が速い場合
- (2) 脊柱の剛性が不足している (脊柱が細い) 場合
- (3) 骨の再構築機能が不足している場合

## 6 非線形座屈解析

前節までの成長変形解析、座屈解析および骨の再構築解析では微小変形を仮定した線形弾性理論が使われてきた。そのために、座屈現象の存在は予測できても座屈後の安定性に関しては不明であった。安定性を含めた変形の履歴を調べるためには幾何学的非線形性を考慮した大変形解析を行う必要がある。青山ら<sup>(25)</sup>は、初期ひずみの発生による大変形解析により椎体の成長に伴う脊柱の変形経路を解析した。

線形座屈解析では仙骨のみの固定で 4 次あるいは 6 次の座屈モードが得られた。しかしながら、大変形解析では変形経路に沿った解析しか行えない。そこで、境界条件として、姿勢制御によって発生が抑えられるモードを排除するために、胸椎 (T4-T10) を成長させた場合の 4 次モードの節に相当する第 7 頸椎を水平面内で拘束する条件が付加された。成長は、これまでの解析と同様、硝子軟骨板と骨端輪に椎体ごとに様な等方初期ひずみ (体積ひずみ) で与えられた。ただし、椎体ごとの基準初期ひずみ (体積ひずみの  $1/3$ )  $\alpha$  の値を表 3 に示す。成長に伴う大変形解析に先立ち、線形座屈解析が行われ、1 次の座屈モードは頸椎部の拘束のない 4 次モードと類似であることが確認された。そのときの基準初期ひずみに対する荷重係数は  $\lambda = 0.787$  であった。

胸椎 (T4-T10) が成長したときの大変形解析の結果、線形座屈解析よりもやや小さな荷重係数で最初の座屈点が現れた。最初の座屈点から安定な変形に至るまでの過程で、特徴的な現象が現れたときの荷重係数  $\lambda$  の値を表 4 に示す。表中、P<sub>1</sub> から P<sub>4</sub> で座屈点の条件が成立し、対話的な解析の結果、極限点と判定された。P<sub>1</sub> から P<sub>5</sub> まで



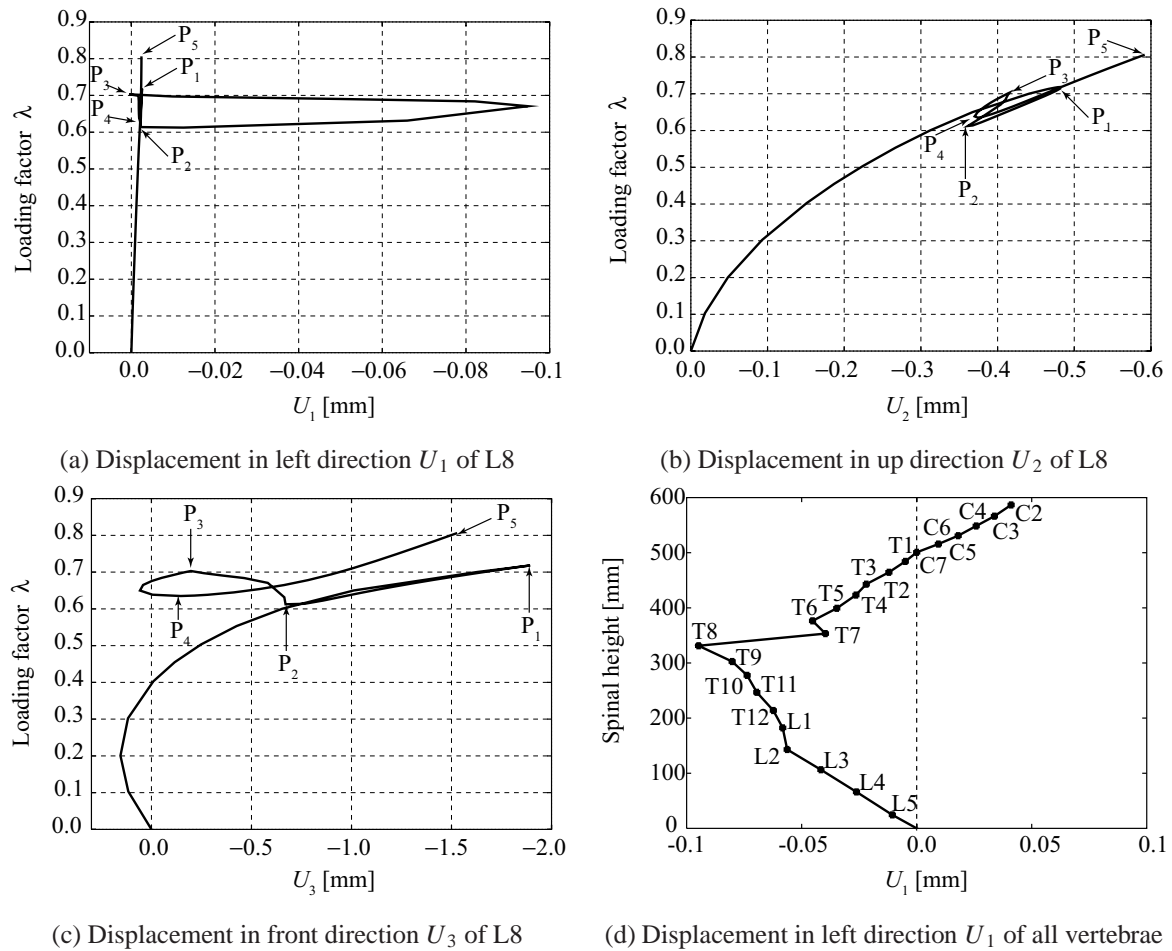


Fig. 8 Loading factor vs. displacement at the front-center point on the eighth thoracic vertebra for (a) to (c) and displacement of the center points in all vertebrae at  $\lambda = 0.671$  for (d).

の変形は極めてわずかであった．頂椎付近となる第 8 胸椎前方中央の点に着目した初期状態から  $P_5$  までの変形経路を図 8 (a) から (c) に示す．図 8 (d) は，右方向の変位が最大となる  $\lambda = 0.671$  のときの各椎体の中心位置を示す．この結果より，最大変位の形態は胸椎型シングルカーブと類似であった．

これらの解析結果をまとめると次のようになる．座屈点までの成長量は，8 歳から 9 歳の胸椎の平均的な成長量 (7%/年) を基準にして算出すると，1.5 箇月分程度であった．これは線形座屈解析の結果よりも小さいが，オーダーは一致していた．また，座屈後は不安定な挙動を示したが，わずかな成長量の範囲で安定な状態 ( $P_5$ ) に到達した．変位が最大となったときの形状は胸椎型シングルカーブと類似であったが，最大変位は 0.1mm 程度であった．

非線形座屈解析の結果，椎体の成長によって引き起こされる座屈現象は極めてわずかな変形しか生まないことが分かった．この結果に基づけば，彎曲の力学的成因が座屈モードであるとするこれまでの座屈説を見直す必要が生ずる．別の可能性は，座屈現象によるわずかな変形が不均衡な応力状態を生み，骨の再構築機能がそれを均衡化できない場合に彎曲 (特発性側彎症) に陥るという可能性である．

## 7 構造最適化理論の治療法への応用

力学的成因に関する仮説は，以上のように課題を抱えたままであるが，力学的成因が特定されれば，それに応じた治療方法の検討は可能となる．竹内ら<sup>(26)</sup>は，座屈説が受け入れられた場合を仮定して，進行を遅らせるための最適な補強部位の特定に感度解析の理論が応用できることを示した．

特発性側彎症の治療は，軽度の場合には装具治療，より重度の場合には手術治療が行われる．手術治療では通常椎骨の固定術が施される．患者のほとんどは成長期にあることを考えれば，固定部位を最小限に抑えた上で十分な治療効果を得る方法が望ましい．

一方，著者らは構造最適設計の分野で連続体の形状最適化問題の解法についての研究を行ってきた<sup>(27)</sup>．連続体の形状変動は写像で表現し，最適化理論を適用すれば感度 (形状勾配) の評価法が見出せる．著者らは，その感度



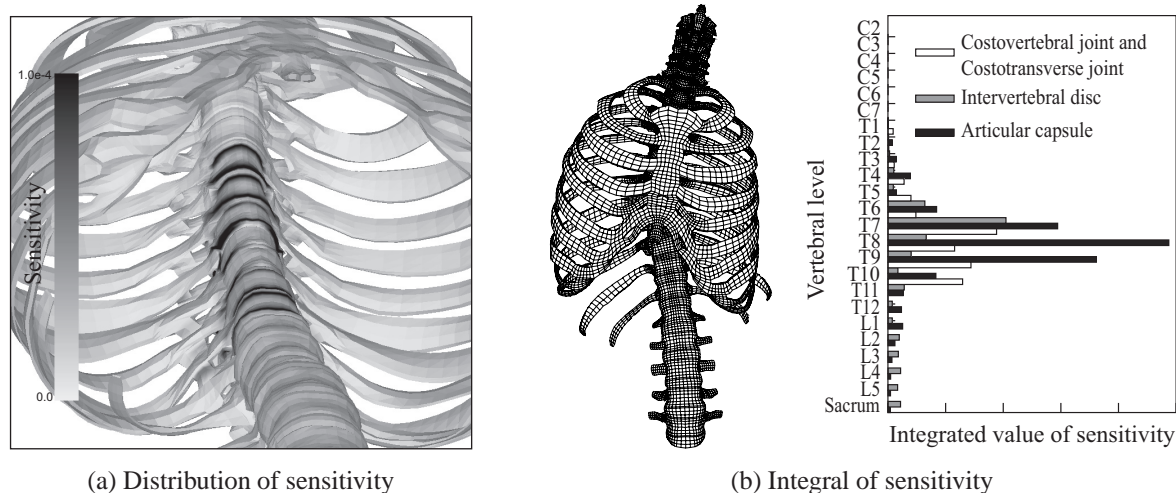


Fig. 9 Sensitivity for the critical growth at generating the fourth buckling mode with T4-T10 growth

関数を用いた形状最適化法(力法)を提案し、線形弾性体の外力に対する座屈荷重最大化問題にも適用してきた<sup>(28)</sup>。

特発性側彎症の成因が座屈現象であるとすれば、その座屈が発生するまでに要する成長量を最大化する問題の感度関数は、特発性側彎症の治療法を検討する上で有益な情報を含んでいると期待される。感度の高い部位はこの補強が効果的であることを示している。

竹内ら<sup>(26)</sup>は、3節で説明した胸廓付脊柱有限要素モデルを用いて、椎体成長による4次モードの座屈係数を最大化させる形状最適化問題を定式化し、その問題の感度を解析した。座屈の支配方程式および随伴方程式の解析には汎用有限要素法解析プログラム(MSC.Nastran version 7.0)が用いられた。

感度解析で得られた形状勾配密度関数の分布を図9(a)に示す。この結果より、椎間板、椎間関節、肋椎・肋横突関節で感度が高いことがわかる。これらの部位について、各脊椎レベルで積分した値を図9(b)に示す。この結果は頂椎(第7胸椎)付近で感度が高いことを示しており、頂椎近傍の補強が座屈の抑制に効果があることを示唆している。

これらの結果に基づけば、経験的に知られていた事実が合理性を帯びてくる。ダブルカーブ(例えば、第1胸椎から第5腰椎の椎体を成長させた場合の6次座屈)の感度分布を解析すると、曲率が極値を持つ胸部と腰部で感度が高い部位が現れる。経験則では、ダブルカーブに対して胸部だけを拘束すると腰部に強い回旋が現れることが指摘されてきた。この経験則は、補強されていない感度の高い部位に変形が集中した結果と捉えることができる。

## 8 患者脊柱有限要素モデルの構築

特発性側彎症の力学的成因が解明され、計算力学的アプローチにより治療方法の検討が可能になれば、いよいよ臨床への適用が期待される。そのためには、患者固有の病態に対応した脊柱有限要素モデルを構築することが課題となる。笹岡ら<sup>(29)</sup>は、既存の脊柱有限要素モデルを患者のX線写真やCTデータに合わせて変形させる2つの方法を開発した。ここでは、それらについて紹介する。

従来提案されてきた個別モデルリングの主な方法は、ボクセル要素を直接解析に用いる方法、CTデータなどの二次元断層画像から輪郭線を抽出し、それらの積層によって表面データを作成し、内部を自動メッシュの方法で四面体に分割する方法、同様に作成された表面の内部に核となる有限要素モデルを作成し、それを一様な力で膨張させながら、表面での接触判定によって形状拘束を加えていく方法、ベースベクトルを利用する方法であった。しかしながら、既存の方法では、形状精度の高いモデルを構築するためには大量のCTデータが必要であること、あるいは大規模なモデルになってしまうこと、構造化されたメッシュではないこと、接触判定が容易でないこと、形状の自由度が制限されることなどの問題がある。

笹岡ら<sup>(29)</sup>は、特発性側彎症患者への適用を目指して、座屈解析で実績のある脊柱有限要素モデルを変形させることで患者固有の脊柱有限要素モデルを作成する2つの方法を提案した。それらはモーフィング法とフィッティング法と呼ばれた。

モーフィング法では、既存の有限要素モデル上で指定した有限個の節点が、X線写真やCTデータなどで定義される参照領域上のそれぞれの目標位置に移動するような形状最適化問題が定式化され、その問題の形状勾配を利用した形状最適化法(力法)が使われる。この形状最適化問題の形状勾配はDiracのデルタ関数となるが、平滑化

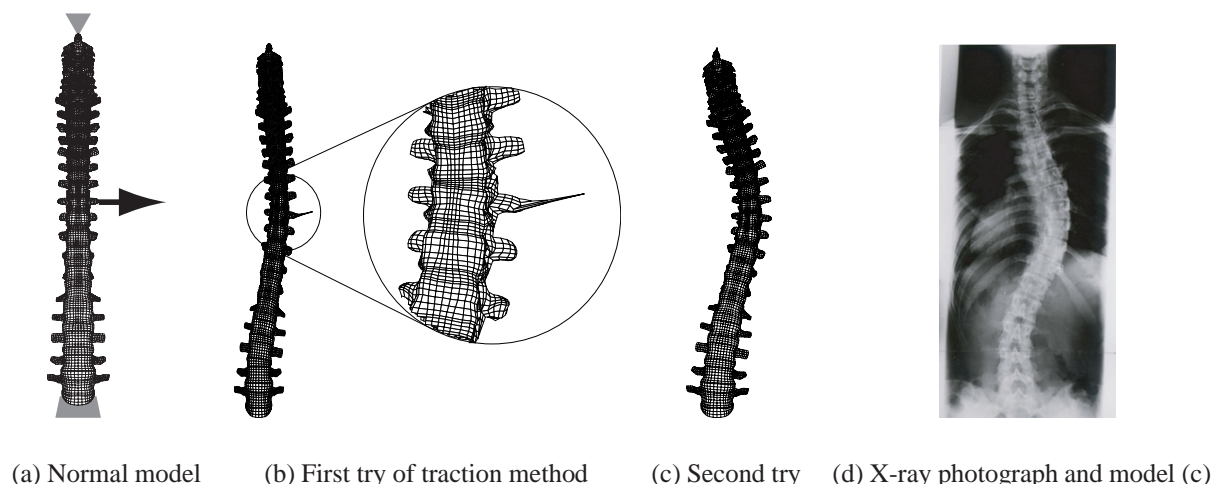


Fig. 10 Morphing of a finite-element model of the spine to agree with that of a patient with idiopathic scoliosis

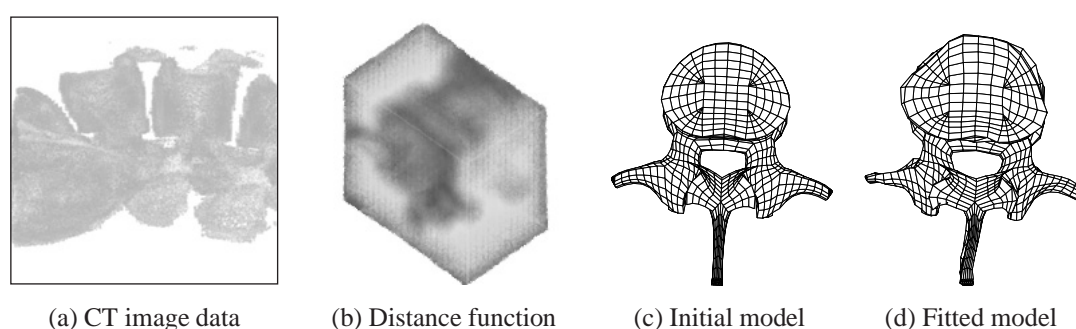


Fig. 11 Fitting a finite-element model of the third lumbar vertebra to a CT image data

機能を有する力法を繰り返し適用することで必要な滑らかさが確保される。

図 10 に適用例を示す．図 10 (a) の問題に力法を 2 回適用した結果が図 10 (c) である．図 10 (d) は参照した患者 X 線写真と重ね合わせた図である．この結果は 1 点のみの移動であったが，移動点の数を増やすことによって一致精度を高めることが可能である．

フィッティング法では，既存の有限要素モデルが CT データなどで定義される参照領域に向かって変動するような符号付距離関数を使った形状最適化問題が定式化され，その問題の形状勾配を利用した形状最適化法（力法）が使われる．参照領域が CT データのようなボクセル形式で記述され，距離関数として離散化距離を用いる場合，形状勾配はボクセル内で一定値のステップ関数となるが，平滑化機能を有する力法を繰り返し適用することで必要な滑らかさが確保される．

フィッティング法の適用例を図 11 に示す．第三腰椎近傍の CT データ（図 11 (a)）から皮質骨の輪郭が抽出され，輪郭からの符号付離散化距離が計算され（図 11 (b)），既存モデル（図 11 (c)）の皮質骨に対してフィッティング法が適用されて患者モデル（図 11 (d)）が得られた．

## 9 患者固有の成長パターンの特定

患者固有の側彎形態を有する脊柱有限要素モデルが構築できれば，成長部位を違えたさまざまな座屈モードとの比較により，患者固有の成因となる成長パターンが特定できる可能性がある．笹岡ら<sup>(30)</sup>は，実際の臨床データを用いて患者固有の成長パターンの特定を試みた．

患者の側彎形態を有する脊柱有限要素モデルはモーフィング法で構築された．一方，座屈説を仮定すれば，代表的な座屈モードは，正常な脊柱有限要素モデルから，4 節と同様に成長部位を変化させた 49 ケースの座屈解析によって得られた．ただし，患者の側彎形態では頸椎の位置が正常位置に保たれていることから，第 2 頸椎と第 7 頸椎が上下の自由度を残して固定された．したがって，必ずしも 4 次がシングルカーブ，6 次がダブルカーブではなくなる．患者の側彎形態と座屈モードとの相関係数は，モーフィング法で得られた変位と座屈モードの相関係数を有限要素法によって計算された．

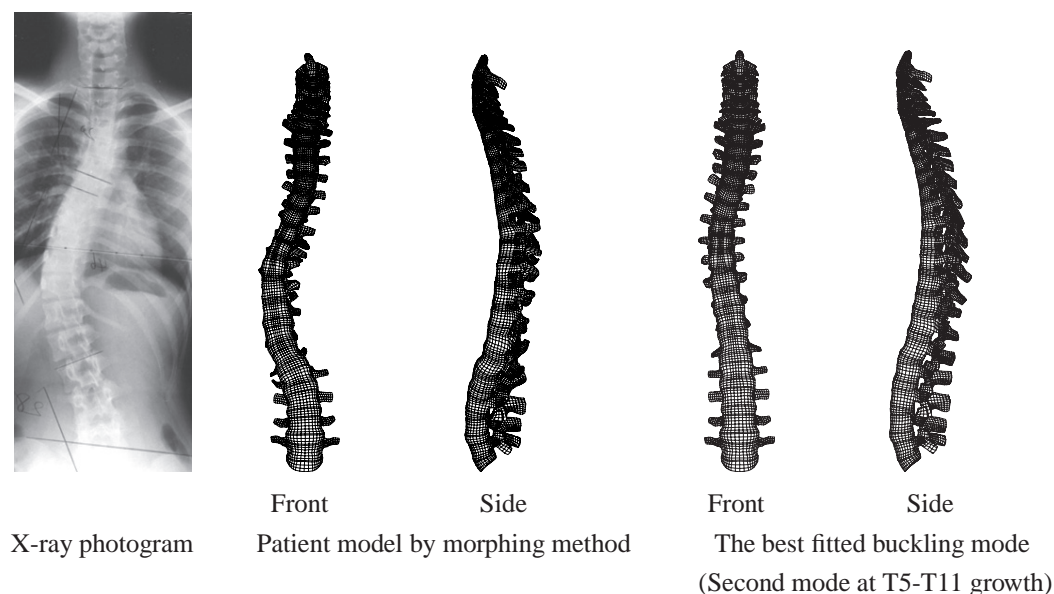


Fig. 12 Case 1 with single curve

Table 5 Coefficients of correlation with respect to the most similar buckling mode for Case 1 with single curve

Center	T3	T4	T5	T6	T7	T8	T9	T10	T11	T12	L1	L2	L3
$n=5$	0.008	0.950	0.953	0.954	0.939	0.964	0.964	0.840	0.961	0.959	0.502	0.949	0.436
$n=7$		0.954	0.957	0.958	0.908	0.965	0.964	0.962	0.957	0.953	0.949	0.949	
$n=9$			0.959	0.958	0.963	0.963	0.962	0.958	0.952	0.948	0.947		
$n=11$				0.962	0.963	0.962	0.959	0.900	0.006	0.948			
$n=13$					0.962	0.959	0.956	0.953	0.951				
$n=15$						0.956	0.953	0.953					
$n=17$							0.953						

T: Thoracic vertebra, L: Lumbar vertebra,  $n$ : Number of growth vertebrae

Table 6 Mode numbers of the most similar buckling mode for Case 1 with single curve

Center	T3	T4	T5	T6	T7	T8	T9	T10	T11	T12	L1	L2	L3
$n=5$	4	3	3	3	2	4	4	2	2	2	2	2	1
$n=7$		4	5	4	2	2	2	2	2	2	2	2	
$n=9$			4	4	3	2	2	2	2	2	2		
$n=11$				4	3	2	2	1	3	2			
$n=13$					3	2	2	2	2				
$n=15$						2	2	2					
$n=17$							2						

図 12, 表 5, 6 にシングルカーブの結果を, 図 13, 表 7, 8 にダブルカーブの結果を示す. 4 節で, シングルカーブは局所的な成長で発生し, ダブルカーブは広域的な成長で発生することを考察したが, これらの結果はそれを裏付ける結果になっている.

## 10 おわりに

本論文では, 力学との関連が深いと予想される脊柱特発性側彎症を対象にして, 力学的成因解明や治療法の評価に対する計算力学的アプローチの可能性について著者らの取り組みを中心に紹介した.

力学的成因に関しては, 椎体成長による線形座屈解析により代表的なカーブパターンが得られることから, 座屈説が有力であると考えてきた. しかしながら, 胸郭変形の比較では骨吸収を考えなければ臨床形態に近づかないことや, 大変形を考慮した非線形座屈解析では, 座屈変形は微小であり, すぐに安定化する結果が得られたことから, 座屈説のみでは説明できないことを紹介した. 今後は, 不均衡成長説も組み込んだ詳細な検討が必要になると思われる.

一方, 患者固有の脊柱有限要素モデルの構築に関しては, X 線写真や CT データに合わせて既存モデルを変形させる 2 つの方法を紹介した. 両方法とも形状最適化法が応用された. また, 力学的成因が明らかになれば, それに基づく多様なモードの解析結果との相関係数を計算することによって, 患者固有のカーブパターンの成因を特定できることを紹介した. 患者固有の成長パターンが特定されれば, 今後は, 患者固有の自然経過予測や最適治

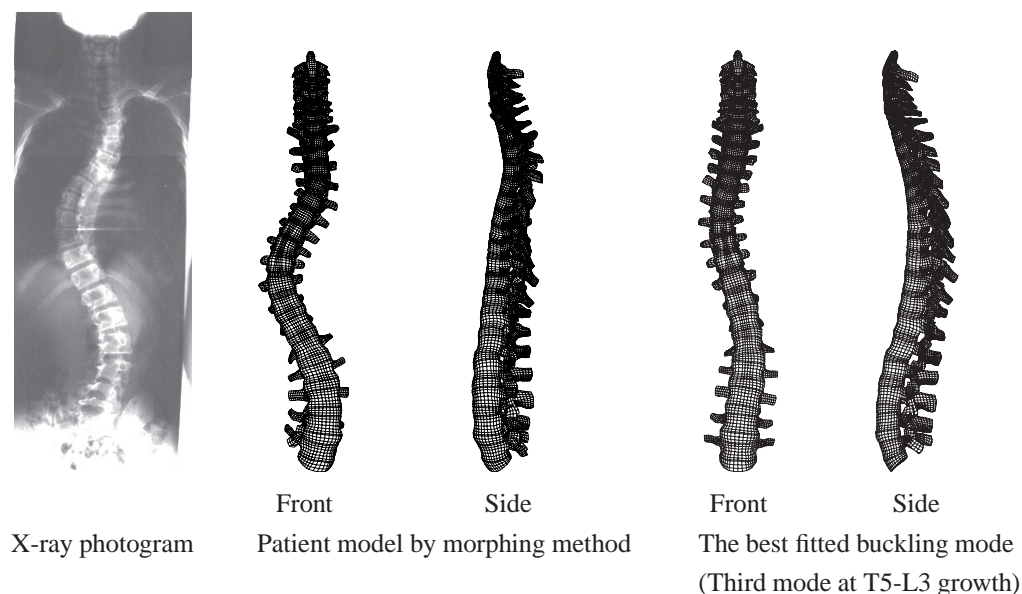


Fig. 13 Case 2 with double-major curves

Table 7 Coefficients of correlation with respect to the most similar buckling mode for Case 2 with double-major curves

Center	T3	T4	T5	T6	T7	T8	T9	T10	T11	T12	L1	L2	L3
n=5	0.469	-	0.269	0.292	0.459	0.357	0.113	-	0.270	0.091	0.439	0.349	0.620
n=7		0.149	0.158	0.207	0.476	0.374	0.196	0.044	0.269	0.468	0.557	0.550	
n=9			0.460	0.473	0.442	0.346	0.137	0.234	0.223	0.586	0.591		
n=11				0.458	0.411	0.291	0.005	0.658	0.524	0.578			
n=13					0.329	0.124	0.158	0.382	0.467				
n=15						0.104	0.280	0.340					
n=17							0.296						

Table 8 Mode numbers of the most similar buckling mode for Case 2 with double-major curves

Center	T3	T4	T5	T6	T7	T8	T9	T10	T11	T12	L1	L2	L3
n=5	5	-	4	5	2	2	2	-	6	4	6	5	5
n=7		6	5	4	3	3	4	4	4	5	5	5	
n=9			4	4	4	4	4	4	4	5	5		
n=11				4	4	4	4	3	4	5			
n=13					4	4	4	4	4				
n=15						4	4	4					
n=17							5						

療部位の特定，治療経過予測などが期待される．その予測の精度が高まったときに，実用の可能性が生まれるものと思われる．

#### 参考文献

- (1) M. Machida, J. Dubousset, Y. Imamura, T. Iwaya, T. Yamada, and J. Kimura. Role of melatonin deficiency in the development of scoliosis in pinealectomised chickens. *J. Bone and Joint Surg.*, Vol. 77, No. 1, pp. 134–138, jan 1995.
- (2) M. Machida, J. Dubousset, Y. Imamura, Y. Miyashita, T. Yamada, and J. Kimura. A possible role in pathogenesis of adolescent idiopathic scoliosis. *Spine*, Vol. 21, No. 10, pp. 1147–1152, may 1996.
- (3) R. Roaf. *Spinal Deformities*. J. B. Lippincott Company, Philadelphia and Toronto, 1977.
- (4) A. M. Arkin. The mechanism of rotation in combination with lateral deviation in the normal spine. *J. Bone and Joint Surg.*, Vol. 32-A, pp. 180–188, 1 1950.
- (5) E. W. Somerville. Rotational lordosis: The development of the single curve. *J. Bone and Joint Surg.*, Vol. 34-B, pp. 421–427, 8 1952.
- (6) 但野茂, 鵜飼隆好, 酒井和明, 金山雅弘. 側弯症脊柱の形態シミュレーション. 日本機械学会 講演論文集, No. 940-30, pp. 48–49, 1994.



- (7) I. A. F. Stokes and Gardner-Morse M. Analysis of the interaction between verte-bral lateral deviation and axial rotation in scoliosis. *J. Biomechanics*, Vol. 24, pp. 753–759, 1991.
- (8) I. A. F. Stokes, H. Spence, D. D. Aronsson, and N. Kilmer. Mechanical modulation of vertebral body growth. *Spine*, Vol. 21, pp. 1162–1167, 1996.
- (9) D. B. Lucas and B. Bresler. Stability of the ligamentous spine. Biomechanics laboratory rpt., Univ. of California, San Francisco, 1961.
- (10) T. Andriacchi, A. Schultz, T. Belytschko, and J. Galante. A model for studies of mechanical interactions between the human spine and rib cage. *J. Biomechanics*, Vol. 7, pp. 497–507, 1974.
- (11) 篠田達明, 村地俊二. こどもの生長と特発性そくわん症 — そくわん症の成因に関する考察 —. こばと学園のあゆみ 6, pp. 11–32. 愛知県心身障害者コロニー, 1976.
- (12) 篠田達明, 村地俊二. 特発性そくわん症のなりたち — いわゆる「鳥かご理論」について —. こばと学園のあゆみ 7, pp. 4–12. 愛知県心身障害者コロニー, 1977.
- (13) H. Kawabata, K. Ono, Y. Seguchi, and M. Tanaka. Idiopathic scoliosis and growth — a biomechanical consideration —. *J. Jpn. Orthop. Assoc.*(日整会誌), No. 62, pp. 161–170, 1988.
- (14) R. A. Dickson, J. O. Lawton, I. A. Archer, and W. P. Butt. The pathogenesis of idiopathic scoliosis biplanar spinal asymmetry. *J. Bone and Joint Surg.*, Vol. 60-B, No. 1, pp. 8–15, 1984.
- (15) H. Azegami, S. Murachi, J. Kitoh, Y. Ishida, N. Kawakami, and M. Makino. Etiology of idiopathic scoliosis: Computational study. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, No. 357, pp. 229–236, 1998.
- (16) M. J. Lord, J. A. Ogden, and T. M. Ganey. Postnatal development of the thoracic spine. *Spine*, Vol. 20, pp. 692–1698, 1995.
- (17) R Sasaoka, H. Azegami, S. Murachi, J. Kitoh, Y. Ishida, N. Kawakami, M. Makino, and Y. Matsuyama. Investigation of buckling phenomenon induced by growth of vertebral bodies using a mechanical spine model. *JSME International Journal Series C*, Vol. 46, No. 4, pp. 1382–1387, 12 2003.
- (18) 竹内謙善, 畔上秀幸, 村地俊二, 鬼頭純三, 石田義人, 川上紀明, 牧野光倫. 特発性側彎症の成因に関する数値シミュレーション — 数値モデルの精密化 —. 脊柱変形, Vol. 14, No. 1, pp. 25–28, 1999.
- (19) H. Yamada. *Strength of Biological Materials*. Williams & Wilkins, Baltimore, 1970.
- (20) K.L. Markolf. Deformation of the thoracolumbar intervertebral joints in response to external loads. *J. Bone and Joint Surg.*, Vol. 54-A, No. 3, pp. 511–533, apr 1972.
- (21) A. B. Schultz, D. R. Benson, and C. Hirsch. Force deformation properties of human cost-sternal and cost-vertebral articulations. *J. Biomechanics*, Vol. 7, pp. 311–318, 1974.
- (22) 竹内謙善, 畔上秀幸, 笹岡竜, 村地俊二, 鬼頭純三, 石田義人, 川上紀明, 後藤学, 牧野光倫, 松山幸弘. 特発性側彎症の成因に関する数値シミュレーション — 多様なモードの成因 —. 脊柱変形, Vol. 16, No. 1, pp. 11–16, 2001.
- (23) M. Goto, N. Kawakami, H. Azegami, Y. Matsuyama, K. Takeuchi, and R. Sasaoka. Buckling and bone modeling as factors in the development of idiopathic scoliosis. *Spine*, Vol. 28, No. Issue 4, pp. 364–370, 2 2003.
- (24) A. E. Nehme, E. J. Riseborough, and R. B. Reed. Normal spine growth. In *Scoliosis 1979*, pp. 103–109. Academic Press, 1980.
- (25) 青山大樹, 畔上秀幸. 脊柱特発性側彎症の成因に関する幾何学的非線型性を考慮した数値シミュレーション. FCS/テクノシンポ名大/MPS シンポジウム 2005 計算科学シンポジウム論文集, pp. 117–122, 10 2005.
- (26) K. Takeuchi, H. Azegami, S. Murachi, J. Kitoh, Y. Ishida, N. Kawakami, and M. Makino. Study on treatment with respect to idiopathic scoliosis (sensitivity analysis based on buckling theory). *JSME International Journal Series C*, Vol. 44, No. 4, 2001.
- (27) 畔上秀幸. 領域最適化問題の一解法. 日本機械学会論文集 (A 編), Vol. 60, No. 574, pp. 1479–1486, 1994.
- (28) 畔上秀幸, 須貝康弘, 下田昌利. 座屈に対する形状最適化. 日本機械学会論文集 A 編, Vol. 66, pp. 1262–1267, 2000.
- (29) R. Sasaoka and H. Azegami. Construction of finite-element models conforming to prescribed boundary shapes. 日本計算工学会論文集, No. 200500002, pp. 1–6, 1 2005. (Paper No.200500002 published January 21, 2005).
- (30) 笹岡竜, 面高俊樹, 青山大樹, 畔上秀幸. 特発性側彎症の力学的成因仮説に基づく臨床形態の分類. 日本機械学会 東海支部 第 55 期総会講演会講演論文集, 3 2006.