

側弯症の呼吸運動による有限要素法を用いた 体幹変形に関する研究

加藤 浩仁^{1,a)}

受付日 2020年3月1日, 採録日 2020年8月7日

概要: 脊柱側弯症に関しては、通常、モアレ縞による検査や Xp 画像を用いた検査が行われる。これらの検査は、体幹を固定し、静止させた状態で行うものである。ここで、臨床医の間では、脊柱側弯症の患者は、呼吸運動にともない体幹の変形が起こっていることが知られている。しかしながら、側弯症を原因とする動的な体幹の形状変形を利用したものは行われていない。そこで、本論文では、脊柱側弯症患者の呼吸運動と体幹の変形について、動的な解析を行う手法について述べる。本手法では、CT 画像等から得られたデータから、脊椎と肋骨の 3D モデルを作成し、有限要素法による呼吸時の応力分布を調べた。健常者と比較し、側弯症患者は、肺が最大に膨らんだときに力のモーメントが脊椎を中心に発生していたのが分かった。この結果より、脊柱側弯症患者の呼吸動作にともなう体幹変形を力学的解析によって確認することができた。

キーワード: 脊椎側弯症, 呼吸運動, 有限要素法

Evaluating Trunk Deformation of Scoliosis Patients by Respiratory Motion Using Finite Element Method

KOJI KATO^{1,a)}

Received: March 1, 2020, Accepted: August 7, 2020

Abstract: Scoliosis is a disease that spine is curved sideways when viewed from the front. Evaluation of the scoliosis usually uses moiré fringes or Xp images. These evaluations use static images with the trunk fixed. Here, it is known among clinicians that a patient with scoliosis undergoes trunk deformation due to respiratory movement. However, there has not been any research that uses dynamic trunk shape deformation caused by scoliosis. In this paper, we describe a dynamic analysis method for respiratory movement and trunk deformation of scoliosis patients. In this method, a 3D model of the spine and ribs was created from data obtained from CT images, and the stress distribution during respiration was examined using the finite element method. Compared with healthy subjects, scoliosis patients were verified to have a moment of force centered on the spine when the lungs were inflated to the maximum. These results suggest that respiratory movements are involved in the progression of scoliosis.

Keywords: Scoliosis, Spirometry movement, Finite Element Method

1. はじめに

脊柱側弯症とは、脊柱を正面から見た場合、本来存在しない側方への湾曲を形成するものである [2]。進行すると、脊椎の変形が呼吸器や循環器の機能に影響を及ぼす場

合がある。University of Maryland Medical Center の web ページ [6] では、思春期には、脊柱側弯を軽度も含めて、約 10% の子供に存在し、そのうちの 1% 未満は、治療を必要とする脊柱側弯症を発症すると述べている。

脊柱側弯症による、脊椎の変形は体幹の形状に影響を及ぼすため、体幹の形状と脊柱側弯症の関係性を評価した研究が多く行われている。たとえば、背面の体幹形状をモアレ縞を利用し計測する手法 [3] や前屈状態での背面の形状

¹ 公立はこだて未来大学
Future University, Hakodate, Hokkaido 041-8655, Japan
^{a)} kkato@fun.ac.jp

の左右差を利用した手法 [1] 等が、実際に診断にも利用されている。

近年、3次元的に肺の形状や体幹の形状を抽出し、脊柱側弯症との関係性を評価する研究が行われている。Chunら [7] は、左右の肺の容積比と脊椎の弯曲度合いを示す Cobb 角の関係性の評価を行った。まず、CT 画像より左右の肺を抽出する。側弯症では、脊椎の変形より、肺の片方が圧迫され、それぞれ凸形状の肺と凹形状の肺になる。そこで、それぞれの肺の容積を計算し、左右肺の容積比と Cobb 角 (3 グループに分類) の関係の評価を行った。その結果より、容積比は Cobb 角に依存し大きくなり、また、脊椎の捻れ角に依存し大きくなることが報告された。

Gorton ら [8] は、3D Body Scanner (Vitronic 3D Body Scanner) を用いて、体幹の形状を獲得し、脊柱側弯症の評価に用いる手法を提案した。この 3D Body Scanner から得られる体幹の形状から、胸部と腰部を抽出し、体幹の捻れを計算する。次に、あらかじめ撮影された Xp 画像から計算された脊椎の捻れ角との間の相関関係を評価した。その結果、体幹の捻れ角と脊柱側弯症の間には高い相関関係があり、精度、信頼性も高いことが検証された。ここで、述べた関連研究では、肺の容積比や体幹の捻れ角が、従来の側弯症の評価に用いられる Cobb 角と高い相関があることを示した。しかしながら、大規模な専用の機材が必要であったり、1つの検診にかかる時間的コスト、費用的なコストがかかる。また、呼吸運動等の動的な評価を行うには、撮影時間の問題や被曝の問題を解決する必要がある。

胸郭の運動変形に関する研究として、Wilson ら [12] は、幾何学的解析により、呼吸にともなう肋骨の運動の解析を行った。しかしながら、この研究では、肋骨を 3次元形状で評価したものではなく、同一平面上にあるとの前提での解析であり、実際の解剖学的な形状との差が大きい。また、伊藤ら [13] は、CT 画像より、胸郭の 3次元形状のモデルを構築し、運動メカニズムに基づいた呼気および吸気の運動モデルを提案した。この運動モデルでは、呼吸にともなう肋骨の運動や移動距離に関する評価を行うことが可能であるが、肋骨や脊椎自体のねじれ等の変形や応力分布等を評価することはできない。

ここで、呼吸運動により、つねに側弯変形と胸郭変形が、健常者とは異なる形で変化することは、臨床的には認識されているが、その関係性について解析した研究はほとんどない。そこで、本論文では、脊柱側弯症によって生じる呼吸運動による胸郭変形を、脊椎および肋骨の 3次元モデルを用い、コンピュータ上で有限要素法を用いて、シミュレーションを行い、各部分にかかる応力分布、および、変形の度合いを計算する。ここで、人間が行う呼吸方法としては、胸式呼吸と腹式呼吸の 2通りが考えられる。通常は、胸式呼吸が行われるため、本論文では、呼吸運動として胸式呼吸のみに着目して考える。最後に、呼吸運動と脊柱側

弯症の関係について評価する。

2. 脊柱および胸骨のモデルの構築

本手法では、有限要素法を用いて、呼吸運動にともなう脊柱および肋骨の応力分布および変形に関する解析を行う。有限要素法を用いる場合、これらの部位の 3次元モデルを作成する必要がある。

本来、有限要素法を用いる場合、骨をソリッド形式で構築するのが良いが、本論文では、CT スキャナから得られる画像より作成される表面形状データから構成される Shell 要素で構築する。ここで、本解析では、日常生活で行う呼吸運動にともなう変形等を扱うため、骨要素が降伏する (骨折) までの力を加える必要がない。そこで、Shell 要素で構築したモデルであっても、解析には影響を与えないと考えられる。ただし、表面データだけでは、十分な強度を持たせることができないため、Shell 要素に適当な厚みを持たせることによって、骨と同等の強度を持たせることとした。

また、この手法を用いた場合、現在、一般に用いられる CT スキャナでは、表面形状を直接出力する機能は備わっていないが、近年、様々なフリーのソフトウェア (OsiriX [5] 等) を用いて、容易に CT 画像から 3次元モデルを獲得することができる。図 1 に、獲得された側弯症患者の 3D 表面モデルを示す。このモデルは、呼気の状態では撮影された CT 画像から、LEXI 社製の ZedView VEGA を利用し、作成されたものである。この図では、胸骨等解析に用いない部位があるため、実際の解析では、必要のない部位は削除することとした。

次に、健常者のモデルであるが、健常者に対し CT スキャナを用いて、3D モデルを構築するには、被曝の問題があるため、本論文では、ワシントン大学医学部の Foundation

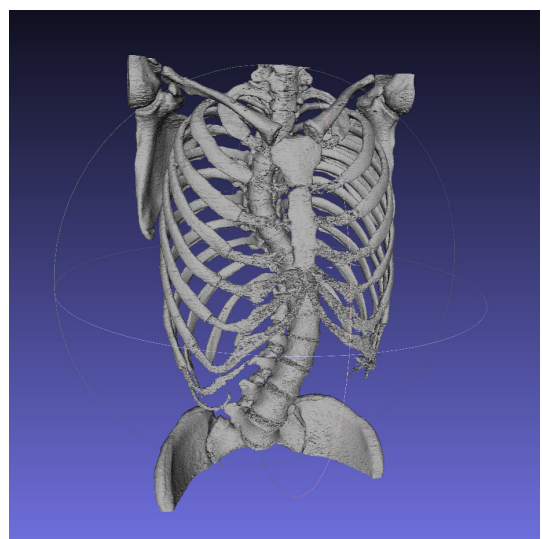


図 1 獲得された側弯症患者の 3D モデル
Fig. 1 Obtained 3D model of a Scoliosis Patient.

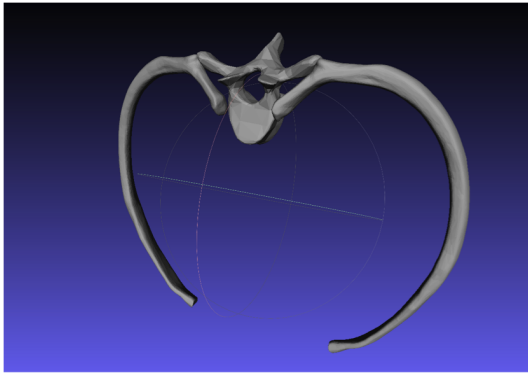


図 2 作成した健常者の肋骨の 3D モデル

Fig. 2 3D model of ribs and a spine of a healthy subject.

Model of Anatomy [10], [11] で公開されているデータを用いた。このデータから呼吸の状態の表面形状のモデルを作成したものを図 2 に示す。

これらの表面形状のモデルは、3次元モデルでよく用いられる STL ファイル形式で表現されている。STL ファイル形式とは、立体の表面を小さな三角形で表現し、各三角形の頂点データと面の方向成分を用いて表現する形式である。この形式は、様々な領域で用いられている形式であり、編集ソフトウェアも市販されている。

3. 有限要素法を用いた解析

本手法では、前章で作成された 3D モデルに対して、呼吸運動による体幹変形が、脊柱側弯症にどのように関係するのか、有限要素法を用いることで、力学的解析を行う。

3.1 呼吸運動の力学的解析

側弯変形と胸郭変形の関係は呼吸運動によってつねに動的に変化することは、臨床的には、認識されている。しかし、その関係について解析した研究が行われていないため、まず呼吸動作と胸郭変形の因果関係を評価する。また、前述したように、本論文では胸式呼吸のみを考える。ここで、胸式呼吸は、肋骨の間にある外肋間筋と横隔膜によって行われるが、本論文では、肋骨の間にある外肋間筋の影響に関してのみ評価を行うこととした。横隔膜は、腰椎・胸骨・肋骨にわたって存在し、この影響を考慮する場合、脊柱、肋骨、胸骨等、すべてのモデルが必要となり、そこまでの計算を行うことが困難なためである。また、左右の肋骨の間に、肋軟骨および胸骨が存在するが、胸骨は柔軟性のある肋軟骨によって支えられているため、影響が大きいと考えられる脊柱および肋骨のみとした。

そこで、まず、側弯症患者と健常者の脊柱および肋骨の簡易 3D モデルを用い、ANSYS [4] ソフトウェア Ver.14.5 による有限要素法を用いて、呼吸動作のシミュレーションを行い、呼吸による肋骨への負荷の応力分布を求めた。ここでの応力とは、以下の式で表されるミーゼス応力のこと

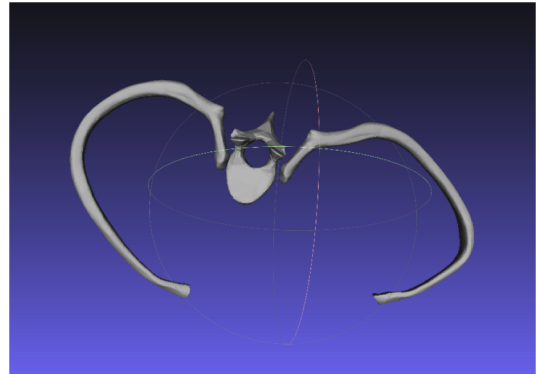


図 3 作成した脊柱側弯症患者の肋骨の 3D モデル

Fig. 3 3D model of ribs and a spine of a scoliosis patient.

であり、以下の式で表される。

$$\sigma_{eqv} = \sqrt{\frac{1}{2}\{(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2\}} \quad (1)$$

ここで、

σ_{eqv} : ミーゼス応力

σ_1 : 最大主応力

σ_2 : 中間主応力

σ_3 : 最小主応力

である。

本論文では、まず、一对の肋骨と脊椎にかかる応力を検証するため、側弯症患者の 3D モデルとして、呼吸状態の図 3 を用いた。

3.1.1 解析条件

本解析で用いた有限要素法のシステムは、以下のとおりである。

- CPU : intel Core i7-3770K
- メモリ : 16 GB
- OS : Windows7 Professional 64 bit
- 解析ソフトウェア : ANSYS Academic Teaching Introductory, Ver.14.5

本解析では、有限要素法を適用するにあたり、ヤング率 12 GPa, ポアソン比 0.30 を用いた。これらのパラメータは、Keyak らの論文 [9] を参考としている。次に、有限要素法に用いた各モデルの要素数、接点数、最小要素サイズ、厚みを表 1 に示す。ここでの要素数と接点数は、正確に計算を行うため、用いた 3D モデルのデータをそのまま用いている。表中の最小要素サイズは、要素の最小の長さ、また、Shell の厚みは、文献 [15] において、CT 画像より計測されたデータを参考にし、本実験ではすべてにおいて、1.0 mm を用いた。次に、外肋間筋の収縮力だが、外肋間筋が脊椎変形に与える影響は、渉猟し得た限り存在しない。そこで、文献 [16] において、数値呼吸筋力の計測を行ったところ、吸気では、15.69 KPa であった。この数値は、外肋間筋だけでなく、横隔膜等による力も含まれるが、検証を行うに

表 1 解析条件

Table 1 Analysis conditions.

	要素数	接点数	最小要素サイズ [mm]	厚み [mm]
健常者	19,748	9,878	0.960	1.0
側弯症患者	20,474	10,241	0.992	1.0



図 4 健常者のメッシュ図
Fig. 4 FEM mesh of a healthy subject.

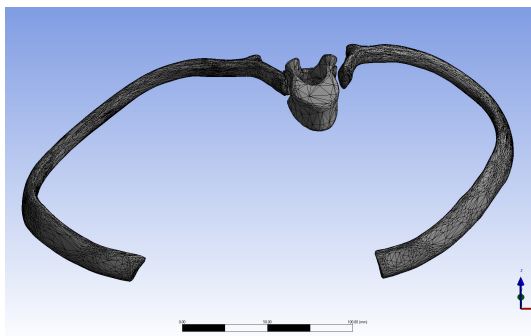


図 5 側弯症患者のメッシュ図
Fig. 5 FEM mesh of a scoliosis patient.

は妥当であると考えた。そこで、本論文では、15.0 KPa を外肋間筋の収縮力として用いた。

これらの条件のもと、本論文で取り扱う範囲では、骨自体は大変形を起こすことはないので、線形静的解析を行った。

3.1.2 呼吸動作のシミュレーション結果

図 2 と図 3 のそれぞれのモデルのメッシュ図をそれぞれ図 4 と図 5 に示す。このモデルに外肋間筋の収縮に見立てた負荷をかけ、呼吸動作をシミュレーションし、応力解析を行った。実験結果は、解析した結果を呼吸動作の時間変化に合わせた応力変化を動画として出力させ、それぞれの出力動画から応力が最大になったところを選び、応力分布の画像を作成した。どちらも呼吸運動において、肺が最も膨らんだとき（吸気時）の負荷が最大になることが、実験結果より分かった。

シミュレーションの結果を図 6、図 7 に示す。これらは、それぞれ、伏臥位で、足方から見た状態で表示してい

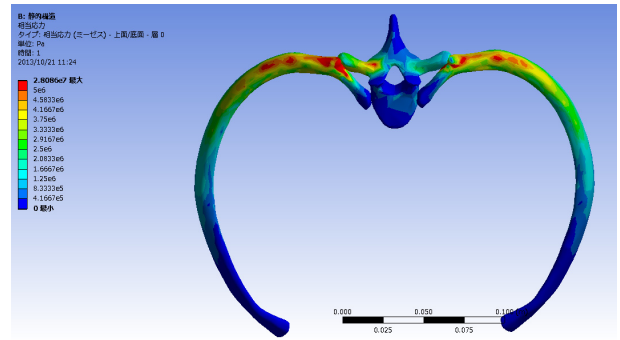


図 6 健常者の呼吸動作中の最大の応力
Fig. 6 Maximum stress during respiratory movement of a healthy subject.

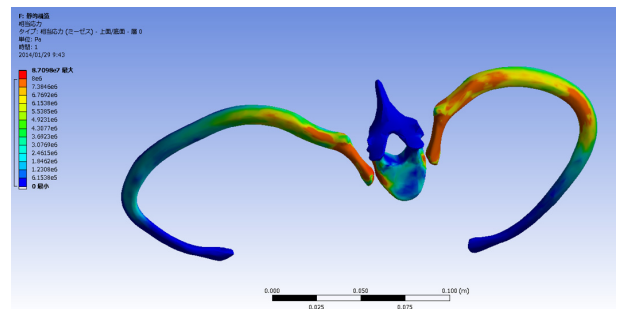


図 7 側弯症患者の呼吸動作中の最高の応力
Fig. 7 Maximum stress during respiratory movement of a scoliosis patient.

る。図中の色分布であるが、最大応力がかかる場所を赤色、最小の部分青色を用い、14 段階で表示している。また、今回の実験では、応力分布と変位の方向を評価するのが目的であるため、有限要素法を用いて計算された数値は評価しない。この論文で仮定した収縮力で計算した結果、健常者の最大応力は、図中に表示しているように 28.09 MPa、側弯症患者の最大応力は、87.10 MPa であった。肋骨の降伏応力は、文献 [14], [15] より、各肋骨により差はあるが、70~130 MPa として用いられている。よって、本実験で得られた最大応力は、骨の降伏応力近くまで達している。これは、仮定した 15 KPa が大きかったためだが、応力の分布を見る目的には影響しないと考えている。

図 6 は健常者の肋骨のモデルに対して、シミュレーションを行ったときに応力が最大になったときの画像である。また、図 7 は側弯症患者の肋骨のモデルに対して、シミュレーションを行ったときに応力が最大になったときの画像である。図 6 より、健常者の肋骨は全体的に応力がかかっていることが分かる。しかしながら、図 7 より、脊柱側弯症の患者では、左右不均衡な形で応力が分布していることが分かる。それぞれを比較すると、図 8 に示すように、赤の円で囲まれた部分に顕著に応力がかかっていることが分かる。

次に、脊椎の部分に注目した結果を図 9 に示す。この実

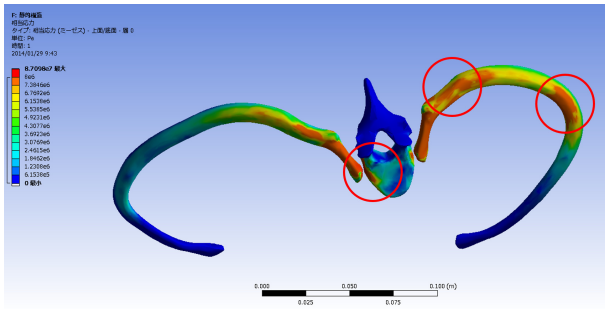


図 8 左右不均衡な位置

Fig. 8 Unbalanced position on left and right ribs.

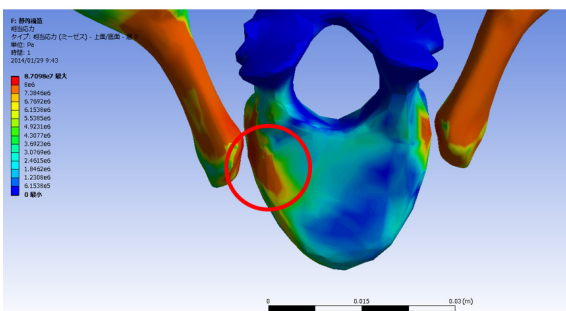
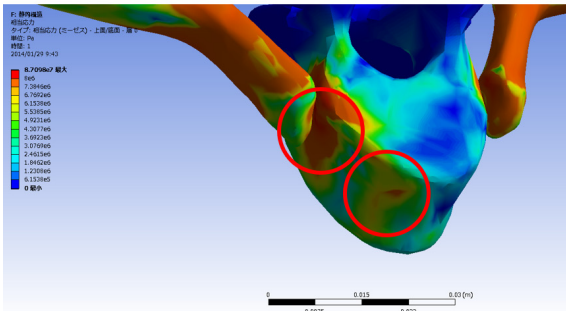
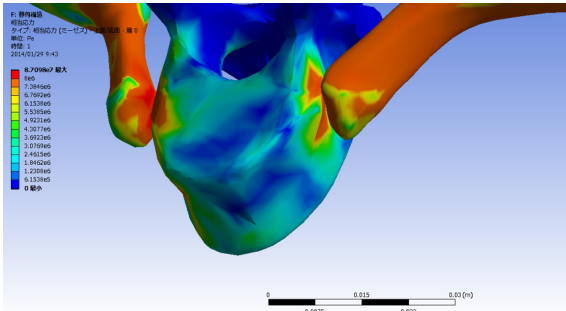


図 9 脊椎での左右不均衡な位置

Fig. 9 Unbalanced position on a spine.

験結果より、脊椎の左右に分布する応力を比較すると、左側側方に大きな応力が分布していることが分かる。その結果として、脊椎が図中の反時計回りの方向、すなわち捻れを増強する力が働くことが分かる。

表 2 解析条件

Table 2 Analysis conditions.

要素数	接点数	最小要素サイズ [mm]	厚み [mm]
29,991	14,893	0.493	1.0

4. 呼吸動作による 3 次元的力学解析

前章では、一对の肋骨と脊椎を用いた解析を行ったが、脊椎側弯症では、3 次元的に肋骨と脊柱が変形する、そこで、図 1 で示した、側弯症患者のデータを用いて検証する。このモデルは、共同研究者の所属先である医療法人社団我汝会えにわ病院整形外科において撮影された CT 画像から構築したものである。CT 画像については、えにわ病院の承認手続きに基づいて撮影されたものである。この患者は、14 歳女児、Lenke type 6、Cobb 角 40 度である。検証を行う範囲は、最も湾曲の大きい三対の肋骨と脊柱の部分抜き出したものである。

健常者に対しては、基本的に肋骨および脊柱は左右対称であり、3 次元的な変形がないと考えた場合、この解析を行う必要はなく、前章の結果で十分であるため行っていない。

4.1 解析手法

有限要素法で用いるパラメータは、前章と同様にヤング率 12 GPa、ポアソン比 0.30 を用いた。このモデルに対し、脊柱の一番上の面と下の面を固定し、外肋間筋を仮定した力（前章と同様に 15 KPa）を用いた。このモデルに対しても前述の実験と同様に、有限要素法を適用し、線形静的解析を行った。ここでは、応力分布と各座標系における変形の度合いを評価した。解析条件は表 2 のとおりである。

4.2 解析結果

4.2.1 応力分布

シミュレーションの結果を図 12 に示す。この実験では、最大応力は、86.57 MPa であった。よって、前章での結果と同様に、最大応力は、骨の降伏応力近くまで達していることが分かった。よって、仮定した外肋間筋の収縮力が、大きかったものと思われる。

次に、4 つの方向から拡大したものを図 13 に示す。この結果より、図 13 (a), (b) に示されるように、左側の肋骨が脊柱の根本の辺まで強い応力がかかっており脊柱が右側に押されることが分かる。また、図 13 (b) より、脊柱の変形により肋骨の付け根が集中した形となり、右側に押され、より変形を強める方向に力が働いていることが分かる。次に、右側面の図 13 (c) と左側面の図 13 (d) を比較すると、右側面の方がより、脊柱の付け根まで強い応力を受けており、上面から見て脊柱が時計方向に捻れることが見てとれる。このように、3 次元的に応力分布を見た場合も、前章で述べた変形と同様な結果が得られることが分かった。

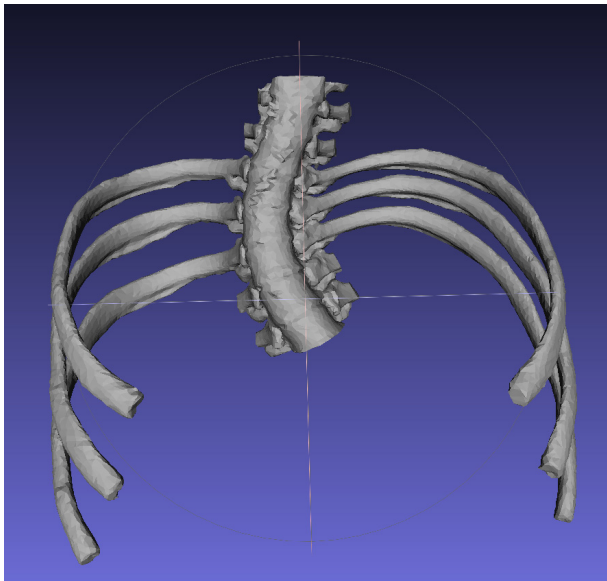


図 10 解析に用いた側弯症患者の 3D モデル
Fig. 10 3D model of a scoliosis patient.

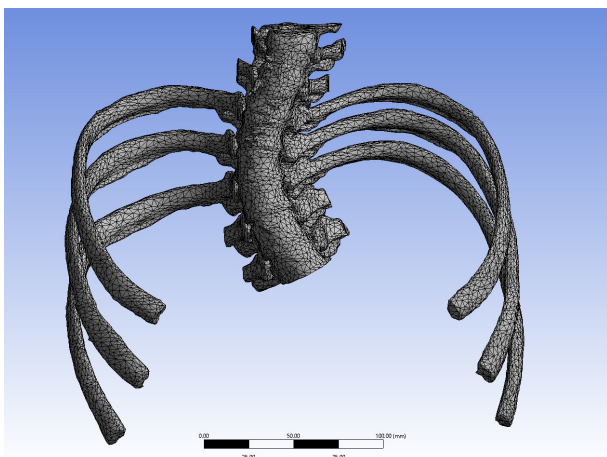


図 11 解析に用いた側弯症患者のメッシュモデル
Fig. 11 Mesh model of a scoliosis patient.

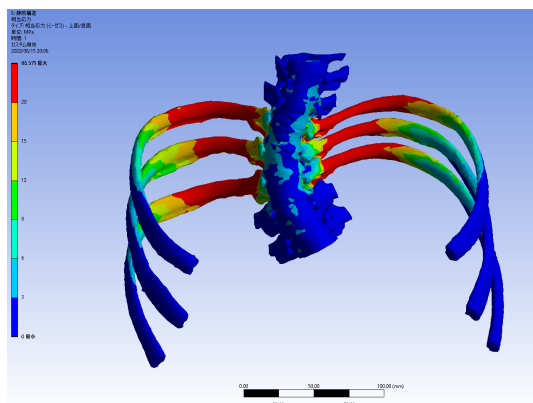
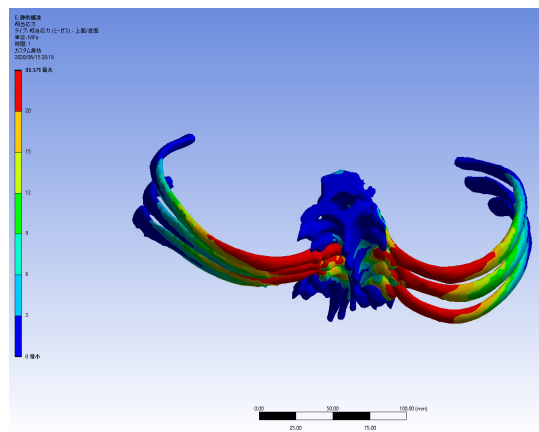
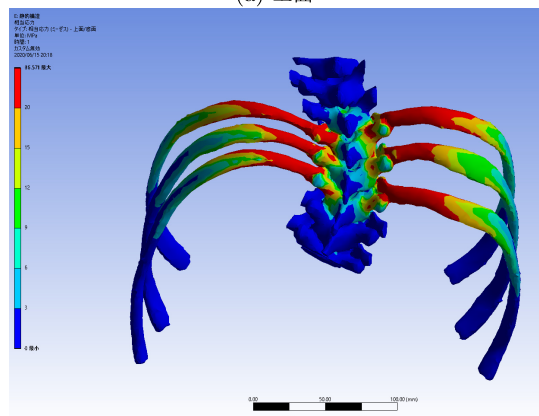


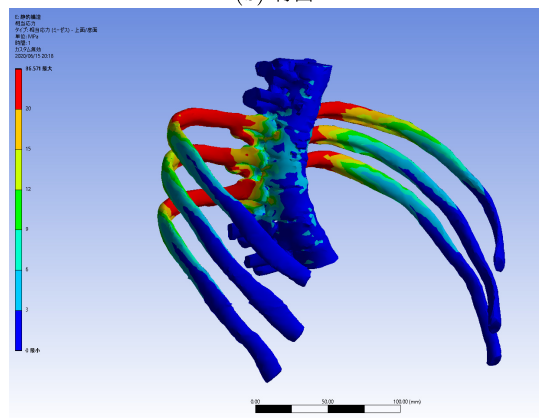
図 12 応力分布
Fig. 12 Maximum stress of a scoliosis patient.



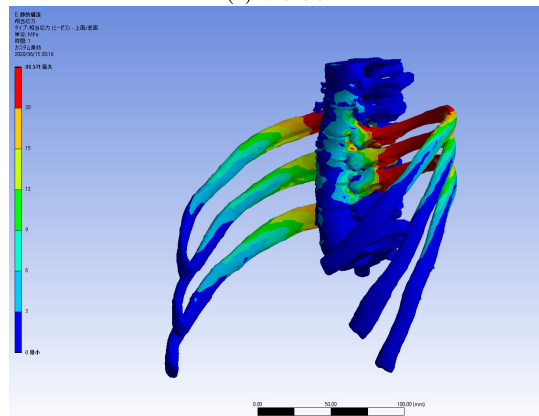
(a) 上面



(b) 背面



(c) 右側面



(d) 左側面

図 13 応力分布
Fig. 13 Maximum stress of a scoliosis patient.

4.3 変形に関する結果

変形を評価した結果を図 14 に示す。この図では、3次元モデルを上面から見た図になっており、x 軸方向の変形を表したものである。また、変形前の状態を薄い緑色で表しており、濃い色の部分は、変形後の形を示している。このモデルでは、胸骨の部分を用いていないため、本来つながっている部分が存在しないが、左右の肋骨がどのような方向に変形しているかが分かる。その結果、肋骨のどちら向きの力がかかっているかも評価可能である。また、図中の青色の部分が、負の方向に移動した部分であり、赤い部分が正の方向に移動した部分となっている。この結果より、左側の肋骨はより広がる形に変形しており、右側の肋骨は、形を維持している様子が分かる。また、左肋骨の付け根の部分は、負の方向、つまり脊柱側に移動しており、脊柱を押し込んでいるのが分かる。この結果は、前章との結果とも一致している。

次に、図 15 中の赤色で示す各点での移動距離の評価を行った。各点における、それぞれの方向での移動距離を

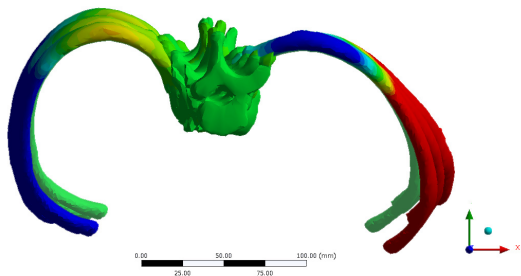


図 14 呼吸動作における変位

Fig. 14 Displacement in breathing motion.

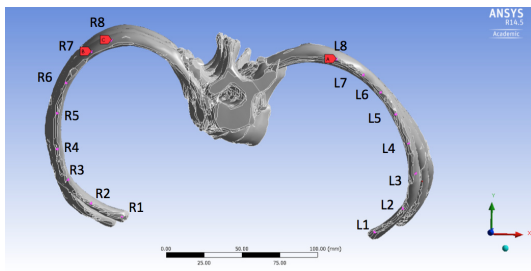


図 15 変位評価の参照点

Fig. 15 Reference points for displacement evaluation.

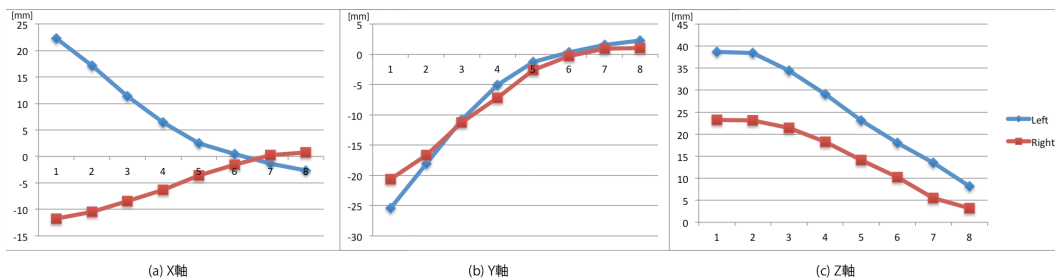


図 16 参照点の変位量

Fig. 16 Displacement of reference points.

表 3 に示す。また、この結果をグラフ化したものを図 16 に示す。この結果より、肋骨の先端部分である R1, L1 の部分を比較すると、左側の肋骨部分の移動距離が右側の約 2 倍あり、より広がろうとしていることが分かる。また、Z 軸の変化より、先端部分では左側が大きく動いており、L1 と L8 の差が大きいことが分かる。また、X 軸のグラフより、L8 の部分が負になっていることが分かる。これらのことより、三対の肋骨が、集中して脊柱を押し方向に力が働いていることが分かる。

4.4 考察

3章, 4章の両方の結果とも、右肋骨には、より円形に近い形に変形する力が働いており、左肋骨には、横方向に伸ばされる力が働いている。また、脊椎には、捻れを増強する力が働いていることが分かる。よって、呼吸動作は、脊柱側弯症を進行させる方向に力がかかり続けることが予想される。よって、この力を妨げるように、図 17 中の円で囲まれた所を体幹装具で押さえ込むようにすれば、進行を遅らせる可能性がある。この体幹装具に関しては、臨床的にも同じ場所を押さえるように設計されており、本実験の結果とも一致する。

ただし、本論文では、解析や評価において限界がある。これは、有限要素法を用いて力学的解析を行う際に、胸骨、肋軟骨や肋椎関節を形成している靭帯を考慮していない点、また、外肋間筋の収縮方向の力を考慮していない点が存在することである。そのため、これらの要因によって、

表 3 参照点の変位量

Table 3 Displacement of reference points.

番号	X[mm]		Y[mm]		Z[mm]	
	Left	Right	Left	Right	Left	Right
1	22.24	-11.70	-25.40	-20.60	38.37	23.27
2	17.11	-10.47	-18.11	-16.66	38.49	23.09
3	11.39	-8.40	-10.80	-11.29	34.45	21.39
4	6.40	-6.29	-5.10	-7.19	29.03	18.23
5	2.48	-3.55	-1.24	-2.62	23.10	14.13
6	0.43	-1.60	0.34	-0.34	18.02	10.24
7	-1.32	0.20	1.56	0.90	13.48	5.47
8	-2.64	0.75	2.22	1.00	8.13	3.17

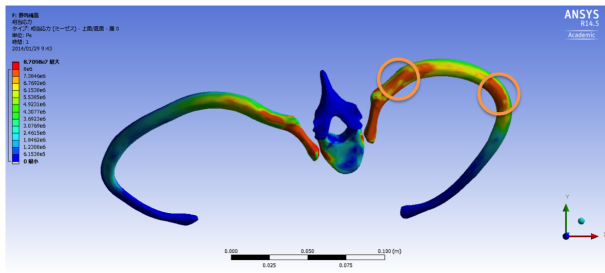


図 17 体幹装具により押さえる位置

Fig. 17 Positions pushed by trunk orthosis.

解析に影響を及ぼす可能性が存在する。

5. おわりに

本論文では、健常者と側弯症患者の脊椎と肋骨の簡易 3D モデルを作成し、有限要素法による呼吸時（胸式呼吸）の応力分布を調べた。健常者と比較し、側弯症患者は、肺が最大に膨らんだときに力のモーメントが脊椎を中心に発生していたのが分かった。次に、側弯症患者の 3 次元モデルより、三対の肋骨と脊椎の部分を抽出し、有限要素法を用いて解析を行った。ここでは、応力分布だけでなく、変形も同様に評価を行った。その結果、3 次元的な体幹変形を評価することができた。この結果より、臨床的にも確認されている、脊柱側弯症患者の呼吸動作にともなう体幹変形を力学的解析によって確認することができた。さらに、呼吸動作が体幹変形に影響を与えていると推察するには、より広範囲の骨格モデルの使用や横隔膜の影響を考慮する必要があると考えられる。

参考文献

[1] Cote, P., Kreitz, B.G., Cassidy, J.D., Dzus, A.K. and Martel, J.: A study of the diagnostic accuracy and reliability of the Scoliometer and Adam's forward bend test, *Spine*, Vol.23, No.7, pp.796-802 (1998).

[2] Kanc, W.J.: Scoliosis prevalence: a call for a statement of terills, *ClinOrthop*, Vol.126, No.43-6 (1997).

[3] 竹光義治 (研究代表者): 脊柱傾弯検診及び経過観察用体表計測機材の比較研究—X 線撮影の代用としての意義, 昭和 62~63 年度科学研究費補助金研究成果報告書 (1988).

[4] ANSYS, Inc.: ANSYS - Simulation Driven Product Development (2013), available from <http://www.ansys.com/>.

[5] Pixmeo SAR: OsiriX DICOM Viewer, available from <https://www.osirix-viewer.com/>.

[6] University of Maryland Medical Center: Scoliosis (2013), available from <http://umm.edu/health/medical/reports/articles/scoliosis>.

[7] Chun, E.M., Suh, S.W., Modi, H.N., Kang, E.Y., Hong, S.J. and Song, H.-R.: The change in ratio of convex and concave lung volume in adolescent idiopathic scoliosis: A 3D CT scan based cross sectional study of effect of severity of curve on convex and concave lung volumes in 99 cases, *Eur Spine J.*, Vol.17, No.2, pp.224-229 (2008).

[8] Gorton, G.E. III, Young, M.L. and Masso, P.D.: Accuracy, Reliability, and Validity of a 3-Dimensional Scan-

ner for Assessing Torso Shape in Idiopathic Scoliosis, *J. Spine*, Vol.37, No.11, pp.957-965 (2012).

[9] Keyak, J.H., Rossi, S.A., Jones, K.A., et al.: Prediction of femoral fracture load using automated finite element modeling, *J. Biomech*, Vol.31, pp.125-133 (1998).

[10] Washington University: Foundation Model of Anatomy, available from <http://sig.biostr.washington.edu/projects/fm/index.html>.

[11] Mork, P., Pottinger, R. and Bernstein, P.A.: Challenges in Precisely Aligning Models of Human Anatomy Using Generic Schema Matching, *MEDIINFO 2004*, pp.401-405, IOS Press (2004).

[12] Wilson, T.A., Rehder, K., Krayer, S., et al.: Geometory ans respiratory displacement of human ribs, *J. Appl. Physiol.*, Vol.62, No.5, pp.1872-1877 (1987).

[13] 伊藤広貴, 越塚誠一, 芳賀昭弘, 中川恵一: 呼気および吸気時 CT 画像に基づく胸郭運動モデルの構築, *Medical Imaging Technology*, Vol.29, No.4, pp.208-214 (2011).

[14] Subit, D., Boruah, S., Forman, J., Salzar, R. and Crandall, J.: Mechanical response of human ribs under antero-posterior bending: Rib level variability and strain distribution, 自動車技術会講演会前刷集, No.61-13, pp.1-6 (2013).

[15] 加藤良祐, 山本義洋, アントナ ハコボ, 三上耕司, 佐藤房子, 江島 普: 皮質骨厚さを考慮した肋骨有限要素モデル化手法の開発, *JARI Research Journal* (2013).

[16] 解良武士: 呼吸筋力の測定, *理学療法科学*, Vol.17, No.4, pp.265-271 (2013).



加藤 浩仁

1965 年生。1992 年大阪大学大学院博士前期課程修了。1995 年同大学大学院博士後期課程修了。博士 (工学)。1995 年和歌山大学助手。2000 年和歌山大学講師。2002 年公立はこだて未来大学講師。2004 年同大学准教授。

医療情報の研究に従事。