



Title	生体力学シミュレーションによる体内応力予測値を基準とした腰痛予防のための個別対応マットレス設計に関する研究
Author(s)	船井, 孝
Citation	北海道大学. 博士(工学) 甲第15180号
Issue Date	2022-09-26
DOI	10.14943/doctoral.k15180
Doc URL	<a href="http://hdl.handle.net/2115/90498">http://hdl.handle.net/2115/90498</a>
Type	theses (doctoral)
File Information	Takashi_Funai.pdf



[Instructions for use](#)

生体力学シミュレーションによる体内応力予測値を基準とした腰痛  
予防のための個別対応マットレス設計に関する研究

2022年

船井 孝

# 目次

第1章 序論 .....	1
1.1. 研究の位置づけ .....	1
1.2. 従来の研究 .....	2
1.2.1. 椎間板負担評価手法 .....	2
1.2.2. 生体力学シミュレーション .....	2
1.2.3. マットレス設計手法 .....	5
1.3. 本研究の目的と構成 .....	6
第2章 生体組織の材料特性パラメータ .....	8
2.1. はじめに .....	8
2.2. ひずみエネルギー関数の提案 .....	8
2.3. 生体軟組織への適用性 .....	10
2.3.1. 提案するひずみエネルギー関数の理論解 .....	10
2.3.2. 単軸圧縮試験の再現性 .....	11
2.3.3. 等方二軸引張り試験の再現性 .....	14
2.4. 考察 .....	16
2.5. 結論 .....	20
第3章 臥床時のマットレス変形形状計測手法 .....	21
3.1. はじめに .....	21
3.2. X線CTによるウレタンフォームの変形形状計測と計測誤差評価 .....	22
3.2.1. 造影剤を含んだウレタンフォーム試験片の作製 .....	22
3.2.2. X線CT撮影およびウレタンフォームの変形形状計測 .....	24
3.2.3. 提案手法の計測誤差評価 .....	26
3.3. マットレスへの応用 .....	28
3.3.1. 撮影用マットレスの作製 .....	28
3.3.2. 人体模型の作製 .....	29
3.3.3. X線CT撮影 .....	30
3.3.4. マットレス変形形状の計測 .....	32
3.4. 考察 .....	34
3.5. 結論 .....	35
第4章 ウレタンフォームの材料特性パラメータ .....	37
4.1. はじめに .....	37
4.2. ひずみエネルギー関数の選定と公称応力理論解 .....	37
4.3. 単軸引張り/圧縮試験 .....	38
4.4. ウレタンフォームの材料特性パラメータ .....	40

4.5.	有限要素法によるマットレス変形状態の再現 .....	46
4.6.	考察 .....	50
4.7.	結論 .....	53
第5章	マットレスの構造と設計手法の提案 .....	54
5.1.	はじめに .....	54
5.2.	個別対応設計手法の提案 .....	55
5.2.1.	マットレスの設計プロセスとマットレス構造 .....	55
5.2.2.	使用者の三次元人体モデル構築 .....	56
5.2.3.	使用者の体幹部重量配分推定 .....	57
5.2.4.	マットレスの硬さの決定方法 .....	57
5.3.	ウレタンフォームの積層割合と反力の関係 .....	58
5.4.	被験者に向けたマットレスの個別対応設計 .....	61
5.4.1.	使用者の三次元人体モデル構築 .....	61
5.4.2.	使用者の体幹部重量配分推定 .....	62
5.4.3.	マットレス硬さの決定 .....	66
5.5.	生体力学シミュレーションによる椎間板負担を指標とした腰痛予防効果の評価 .....	67
5.6.	考察 .....	69
5.7.	結論 .....	72
第6章	結論 .....	74
Appendix	代表的な生体軟組織の材料特性パラメータ .....	77
A1.	角膜: Cornea .....	78
A2.	膀胱: Bladder body .....	79
A3.	膀胱三角部: Bladder trigone .....	80
A4.	胆嚢: Gall bladder .....	81
A5.	心臓: Cardiac muscle .....	82
A6.	腎実質: Renal parenchyma .....	83
A7.	腎臓の繊維性皮膜: Renal fibrous .....	84
A8.	肝臓: Liver .....	85
A9.	腱: Calcaneal tendon .....	86
A10.	気管軟骨: Tracheal Cartilage .....	87
A11.	気管軟骨膜: Tracheal intercartilaginous membrane .....	88
A12.	子宮: Uterus .....	89
A13.	弾性軟骨: Elastic cartilage .....	90
A14.	ヒアリン軟骨: Hyaline cartilage .....	91
A15.	皮下脂肪: Panniculus adiposus .....	92
A16.	鎖乳突筋: Sternocleidomastoideus .....	93

A17.	上腕二頭筋: Biceps brachii .....	94
A18.	大胸筋: Pectoralis major .....	95
A19.	大腿直筋: Rectus femoris .....	96
A20.	腹直筋: Rectus abdominis .....	97
A21.	縫工筋: Sartorius .....	98
A22.	腓腹筋: Gastrocnemius .....	99
A23.	大腿神経: Femoral nerve .....	100
A24.	正中神経: Median nerve .....	101
A25.	坐骨神経: Sciatic nerve .....	102
A26.	靭帯結節部: Ligament conjunct portion .....	103
A27.	靭帯平坦部: Ligament flat portion .....	104
A28.	靭帯索状部: Ligament restiform portion .....	105
A29.	頸椎椎間板: Cervical disc .....	106
A30.	腰椎椎間板: Lumbar disk .....	107
A31.	胸椎椎間板: Upper Thoracic disk .....	108
	参考文献 .....	109
	関連発表論文・国際会議・学会発表・特許 .....	117
	【学術論文】 .....	117
	【国際会議】 .....	117
	【学会発表】 .....	117
	【特許】 .....	117
	謝辞 .....	118

## 第1章 序論

### 1.1. 研究の位置づけ

腰痛は多くの人を抱える痛みの自覚症状である。厚生労働省が実施した2019年国民生活基礎調査は、男女ともに10人に1人が腰痛の有訴者であると報告している[1]。これは、1995年の調査以降、2019年まで大きな変化はない。また1995年の調査以降、男性における腰痛の有訴者数は常に第1位、女性では肩こりに次いで常に第2位である。これらの統計は、日本国民の多くが慢性的に腰痛の自覚症状を有していることを示している。以上の事から、腰痛は日常生活においても予防や緩和を心がけるべき自覚症状であるといえる。他方、総務省が実施した2016年社会生活基本調査は、1日の生活時間に占める睡眠時間は約8時間であると報告している[2]。これは、調査で分類された20種の活動の中で最も長い時間を占めている。また、Bakkerらは「余暇のスポーツ」、「座位」、「長時間の立ち仕事」、そして「歩行」は腰痛と関係がないとし、Parreiraらは睡眠が腰痛に影響すると述べている[3,4]。これらのことから、日常生活の活動ではなく、むしろ人生の1/3を占める睡眠時においてこそ、腰痛予防を心がけるべきである。以上の事から、睡眠で使用するマットレスは腰痛予防において重要な役割を占めると考える。

腰痛の原因は、多くの場合不明とされるが[5-8]、椎間板変成に関係があるとする報告が多数ある[5,7-11]。Hoyら、Biyaniら、そしてDeyoらは、椎間板変性は加齢とともにほぼ全ての人に起こるとし、さらに腰痛は椎間板の構造が失われると、脊柱の他の部分（「関節」、「靭帯」、そして「傍脊柱筋」など）のアライメントも変化し、それに伴う筋骨格的損傷が痛みの原因になると報告している[5,7,11]。これらの事から、腰痛は椎間板変成に起因して発症している可能性があり、対策として椎間板負担の低減が有効であると考えられる。

これまでに様々な腰痛予防マットレスが開発・販売されているが、その多くは店頭等で短い時間使用した際の「感触」や「寝心地」、すなわち使用者の主観に基づいて設計・選択される。これらのマットレスは腰痛の原因と考えられる椎間板負担低減は考慮されておらず、購入後の長期の使用において腰痛予防効果が得られない場合が多い。マットレスによる腰痛予防を実現するためには、椎間板負担低減効果を有することが確認された腰痛予防マットレスが必要となる。

本論文では、多くの日本人が慢性的に抱えている自覚症状である腰痛を予防するため、椎間板負担低減効果が確認されたマットレスの設計手法を確立することを研究の位置づけとする。椎間板負担は、Nachemsonら、奥島、Wilkeらにより穿刺による定量評価が試みられている[8,12-15]。しかしながら、穿刺による椎間板内圧測定は被験者への負担が極めて大きく、倫理的な観点から実施は困難である。そこで本研究では、内部組織まで忠実に再現した三次元の人体モデルに対する力学的な有限要素法解析、すなわち生体力学シミュレーションによる椎間板負担の評価を試みる。

## 1.2. 従来の研究

### 1.2.1. 椎間板負担評価手法

すでに述べたように、腰痛は椎間板変性に起因するとされる報告が多数ある[5,7-11]。そのため、腰痛発症の危険性、あるいは腰痛予防効果を評価するためには、椎間板負担を計測するのが適当である。しかしながら椎間板負担は人体内部における力学的な状態であるため、その把握は困難を極める。

Nachemson らは穿刺による侵襲的な椎間板内圧測定を行い、姿勢と椎間板内圧の関係を示した[8,12,13]。ほぼ同様の実験が奥島によって実施され、さらに Wilke らによって追試された[14,15]。これらの研究では、椎間板内の圧力を椎間板への負荷と等価とみなし、その値を実験的に測定している。測定方法は圧力測定用の針を被験者の椎間板に穿刺し、様々な姿勢における椎間板内圧を測定するというものである。Nachemson の実験からは、「座位」の時の椎間板内圧が最も高く、続いて、「立位」、「側臥位」、「仰臥位」の順で椎間板内圧が低下していく事が示された。後に、姿勢のバリエーションを増やした報告があるが、あくまで姿勢の違いによる椎間板内圧の違いを述べており、寝具等による差を読み取ることはできない。奥島や Wilke らの報告も同様であり、姿勢の違いによる椎間板内圧の変化を報告しており、寝具等による差は読み取れない。このような侵襲的な測定は被験者への負担が大きいため、倫理的な観点から実験の実施が極めて困難であるといえる。Nachemson の実験が最初に報告されたのは 1964 年であるが、現在でも様々な研究で引用されているのはそのためと推測される[16-20]。そのため、倫理的な問題が少ない非侵襲的な椎間板負担評価手法が求められた。

非侵襲的な方法としては、Raschke らが腰部胴体モデルによる腰部筋負担の機構学的な推定手法を提案している[21]。これは筋骨格モデルで近似された人体の手などに任意の負荷をかけることで、椎間板に生じる負荷を推定する手法である。この推定手法は、どの程度の重量の荷物をどのような姿勢で持ち上げた時にどの程度の負荷が椎間板に生じるかの推定に適している。そのため、ヒューマンシミュレーションソフトウェア Jack (Siemens Digital Industries Software, Plano, Texas, U.S.) に実装され、工場等で作業者が持つ製品の重量や、そのときの姿勢が適切であるかの評価に活用されている。また芝田らは、脊柱モデルによる椎間板負担推定を行った[22]。これらの推定方法は、主に労働環境、あるいは日常生活における活動の椎間板負担の推定を対象としている。すなわち、Nachemson ら、奥島、Wilke らの研究と同様で、姿勢変化や持ち上げる荷物の重量の変化に対応した椎間板負担推定には適しているが、寝具の違いによる違いの評価は想定されていない。

### 1.2.2. 生体力学シミュレーション

2000 年頃、人体を模したモデルに対する力学的シミュレーション、すなわち生体力学シミュレーションの可能性が議論されるようになった。理化学研究所では、1999 年から約 10 年にわたり「生体力学シミュレーション研究プロジェクト」が実施され、この可能性が追求

された[23,24]. この研究では, 緑内障や脳動脈瘤の治療効果の評価など, 人体内部で生じる力学的作用を生体力学シミュレーションで検討できる可能性が示された. そのため, この技術を活用することで, 腰痛の原因と考えられる椎間板負担も評価できる可能性がある. 前述の Raschke ら, 芝田らの研究を含め, これまでにも腰痛の原因となる人体内部負荷を有限要素法等で評価する研究が行われてきた[21,22,25–30]. しかしながら, それらの多くは Nachemson ら, 奥島, Wilke らと同様に姿勢変化に伴う椎間板, あるいは周辺組織の負担の評価を目的としており, 製品, 例えば寝具の違いによる負担の変化を評価したものはほとんどない.

生体力学シミュレーションの実施には, 人体の形状を表現した「三次元の人体形状モデル」, 力学的な問題を解く「有限要素法システム」, そして生体組織の硬さを数値的に表現した「生体組織の材料特性パラメータ」が必要となる. このうちの「三次元の人体形状モデル」の開発は, これまでに様々な研究機関で行われてきた[31–34]. それらの多くは, 欧米人男性を対象としたものであったが, 近年では日本人標準体型の三次元人体形状モデルの開発が積極的に行われている. 特に理化学研究所の三次元人体モデル (Fig. 1.1) や情報通信研究機構の「数値人体モデルデータ」, は内部組織も含めて 1~2 mm の分解能で数値化したものであり, 日本人標準体型の体表面および内部組織の形状を忠実に再現している[35,36]. これらのモデルはボクセル形式で記述され, VCAT, VoTracer などのボクセルエディタを用いて三次元ポリゴンデータとすることで, 容易に力学的シミュレーションに活用できる[37,38].

「有限要素法システム」については, ANSYS (ANSYS, Canonsburg, Pennsylvania, U.S.) や Abaqus (Dassault Systèmes, Vélizy-Villacoublay, France), Marc (MSC Software, Newport Beach, California) など優れた汎用システムが開発されているため, それらを生体力学シミュレーションに活用できる.

「生体組織の材料特性パラメータ」については, これまでの様々な研究において, 引張り試験等の材料試験が実施されている. 生体組織は大別して骨や歯などの「硬組織」と, 皮膚, 筋肉, 脂肪などの「軟組織」に分類される. このうち「硬組織」には微小変形理論が適用され, 林により線形材料を仮定したヤング率が示されており, そのまま生体力学シミュレーションで活用できる[39]. 「軟組織」(以下, 生体軟組織)についても, Yamada, Abe らにより多くの材料試験が行われており, 得られた応力-ひずみ線図等が報告されている[40,41]. 代表として, いくつかの筋肉の引張り試験結果を Fig. 1.2 に示す (Fig. 1.2 は, Yamada が示した応力-ひずみ線図を Ungraph (Biosoft, Cambridge, U. K.) で数値化したデータから作成) [41]. Yamada, Abe らによって示された生体軟組織の引張り試験結果のほとんどは, Fig. 1.2 と同様の単調増加傾向を示す. 生体力学シミュレーションでは, この応力とひずみの関係を適切な構成則で表現する必要がある. 生体軟組織は, 骨や歯などの「硬組織」と比較して非常に大きく変形するため, 微小変形理論による変形挙動の記述が難しく, 有限変形理論による記述が必要となる. その際使用されるのが, 式(1.1)で定義される超弾性体である[42]. 式(1.1)の  $S_{ij}$  は第二 Piola-Kirchhoff 応力テンソル,  $W$  はひずみエネルギー,  $E_{ij}$  は Green-Lagrange



ひずみテンソル,  $C_{ij}$  は右 Cauchy-Green 変形テンソルである. また, 生体軟組織の多くは 70% 以上が水分である事から, 非圧縮性材料と見なす事ができる[39]. そのため, 特に非圧縮等方性の Mooney-Rivlin モデル (式(1.2)[43–48]) が様々な研究で使われている[49–51]. 式(1.2)の  $I_1, I_2$  は右 Cauchy-Green 変形テンソルの第一, 第二不変量で, それぞれ式(1.3)および(1.4)で定義される. ここで,  $\lambda_i$  は物質の各軸方向への伸張比である.  $c_{ij}$  は, 材料によって決定される値, すなわち材料特性パラメータである. しかしながら, Yamada, Abe らの試験結果は, 式(1.1)で定義される, 例えば式(1.2)の Mooney-Rivlin モデルの材料特性パラメータとして数値化されていないため, そのまま生体力学シミュレーションに活用することはできない.

$$S_{ij} = \frac{\partial W}{\partial E_{ij}} = 2 \frac{\partial W}{\partial C_{ij}} \quad (1.1)$$

$$W = \sum_{i=0}^m \sum_{j=0}^n c_{ij} (I_1 - 3)^i (I_2 - 3)^j \quad c_{00} = 0 \quad (1.2)$$

$$I_1 = \text{tr} \mathbf{C} = \lambda_1^2 + \lambda_2^2 + \lambda_3^2 \quad (1.3)$$

$$I_2 = \frac{1}{2} \left\{ (\text{tr} \mathbf{C})^2 - \text{tr} (\mathbf{C}^2) \right\} = \lambda_1^2 \lambda_2^2 + \lambda_2^2 \lambda_3^2 + \lambda_3^2 \lambda_1^2 \quad (1.4)$$

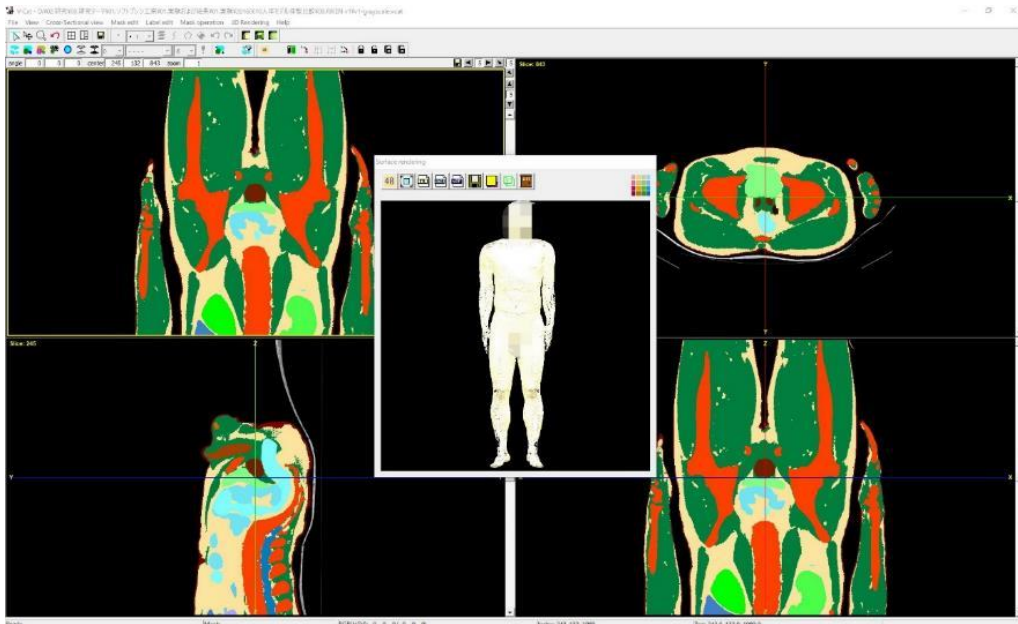


Fig. 1.1 RIKEN human model on VCAT.

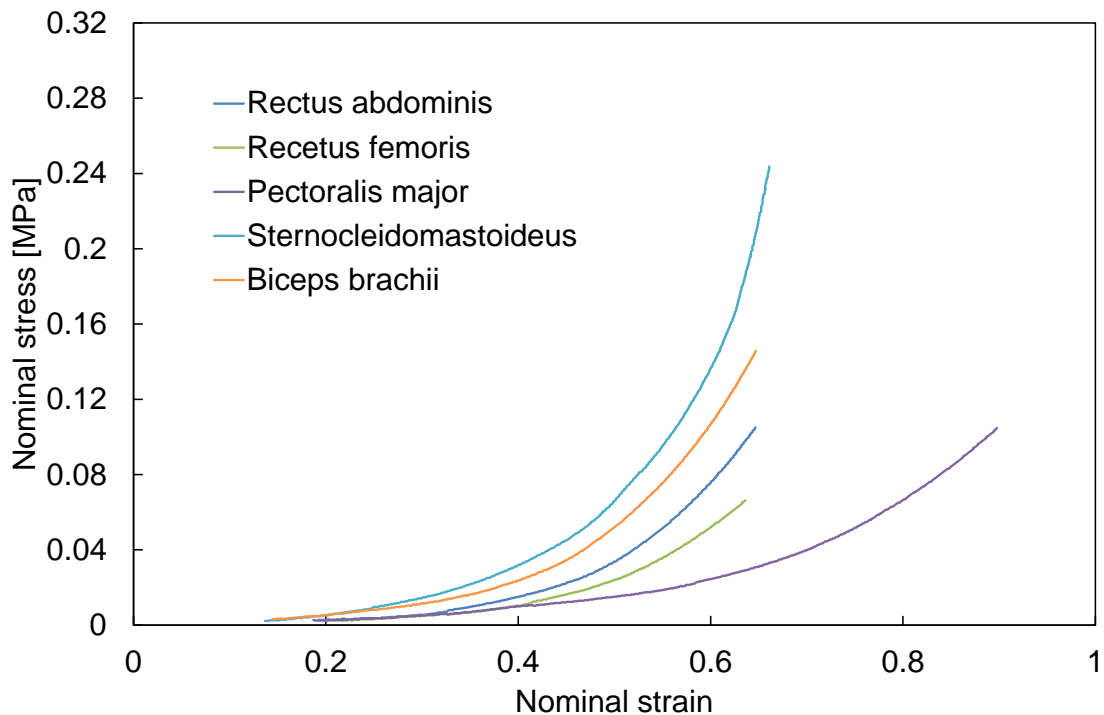


Fig. 1.2 Tensile test results for some muscle by Yamada [41].

### 1.2.3. マットレス設計手法

マットレス評価に関する研究は多数行われている。しかしながら、その多くは体圧分布測定結果に基づくもので、腰痛の要因となり得る椎間板負担等に基づいた評価や、椎間板負担を低減させる検討は少ない[52–55]。直接の椎間板負担評価ではないが、Denningerらが脊柱形状に注目し、腰痛予防効果が期待できるマットレスの設計手法を提案している[56]。Denningerらは、睡眠中の姿勢の35～45%を占める側臥位を対象としている (Fig. 1.3[57])。腰痛予防効果を実現するためにブロック構造のマットレスを提案し、各ブロックの剛性を内部の空隙の大きさにコントロールした[56]。空隙の寸法とブロックの剛性の関係は、有限要素法解析で求めている。この有限要素法解析では、Ogdenが提案したひずみエネルギー関数 (式(1.5)) を、著しい体積変位を有する発泡体の変形挙動に向けて拡張した Ogden Compressible Foam Hyperelasticity (式(1.6)) が使用された[58–62]。ここで、 $\bar{\lambda}$ は体積変化を考慮した伸張比、 $J$ は体積変化率、 $\mu_i$ ,  $\alpha_i$ ,  $\beta_i$ は材料特性パラメータである。対象とした姿勢が側臥位であるため脊柱形状を直接視認でき、その観察結果から腰痛低減効果を評価した。

$$W = \sum_{i=1}^n \frac{\mu_i}{\alpha_i} (\lambda_1^{\alpha_i} + \lambda_2^{\alpha_i} + \lambda_3^{\alpha_i} - 3) \quad (1.5)$$

$$W = \sum_{i=1}^n \frac{\mu_i}{\alpha_i} \left\{ J^{\frac{\alpha_i}{3}} \left( \bar{\lambda}_1^{\alpha_i} + \bar{\lambda}_2^{\alpha_i} + \bar{\lambda}_3^{\alpha_i} \right) - 3 \right\} + \sum_{i=1}^n \frac{\mu_i}{\alpha_i \beta_i} \left( J^{-\alpha_i \beta_i} - 1 \right) \quad (1.6)$$

睡眠中の側臥位姿勢は，前述の通り右側臥位，左側臥位合わせて 35～45%である．これに対して，仰臥位は 46～59%と仰臥位姿勢が占める割合よりも多い (Fig. 1.3[57])．このことから，仰臥位における腰痛効果低減マットレスも検討する必要がある．しかしながら，仰臥位で臥床した場合，側臥位のように脊柱形状を視認できない．すなわち，Denninger らの手法による評価は行えないため，新たな評価手法が必要となる．

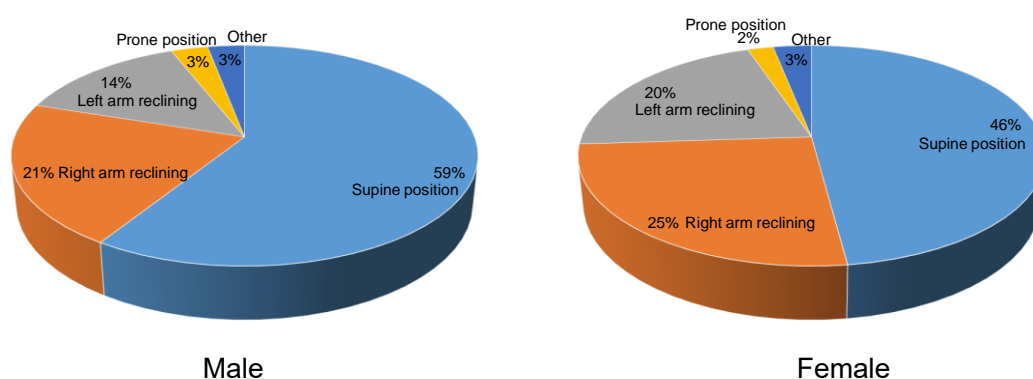


Fig. 1.3 Sleeping position frequency per night [57].

### 1.3. 本研究の目的と構成

本研究の目的は，腰痛予防効果を有することが確認された個別対応マットレスの設計手法を確立する事である．腰痛予防効果の評価には椎間板負担を指標とするのが良いが，穿刺による椎間板内圧測定は倫理的な観点から実施は困難である．そこで本研究では，内部組織まで再現した人体の三次元モデルに対する力学的シミュレーション，すなわち生体力学シミュレーションによる椎間板負担評価を行う．

生体力学シミュレーションの実施には，1.2.2. 項で述べたように「三次元の人体形状モデル」，「有限要素法システム」，そして生体組織の硬さを数値的に表現した「生体組織の材料特性パラメータ」が必要となる．このうち，「三次元の人体形状モデル」は理化学研究所等が開発，公開している．「有限要素法システム」については，市販の有限要素法システムを導入することで対応できる．しかしながら，「生体組織の材料特性パラメータ」については，実施された試験結果は様々な書籍や論文で報告されているが，有限要素法に活用できる形，すなわち構成則の材料特性パラメータとして提供されているものは少ない．本研究では，第2章で生体軟組織の変形挙動を再現するのに適したひずみエネルギー関数を提案する．合わせて，Yamada が示した代表的な生体軟組織の材料特性パラメータを導出する．

椎間板負担の直接的，実験的な測定が困難であり，その代替として生体力学シミュレーション

ョンを実施するため、椎間板負担による生体力学シミュレーションのバリデーションは困難である。そこで、別途生体力学シミュレーションのリファレンスとなる実験値の取得方法を確立する。本研究では、被験者がマットレスに臥床した際のマットレス変形状計測手法を確立する。この手法が確立すれば、生体力学シミュレーションで人体に付与した各種パラメータの検討が可能となる。また、人体を模した模型を乗せたマットレスの変形状計測を行えば、有限要素法解析におけるマットレスの変形挙動、すなわちマットレス素材の材料特性パラメータの評価が可能となる。本研究では、第3章で模型、あるいは被験者が臥床した際のマットレス変形状を精密に計測する手法を確立する。

マットレスの素材には、安価でクッション性が高く、加工もしやすいウレタンフォームを使用する。生体力学シミュレーションでは、このウレタンフォームの変形挙動も精度良く再現する必要がある。そこで、第4章でウレタンフォームの材料試験を行い、適切な構成則に基づく材料特性パラメータの導出を行う。導出した材料特性パラメータの評価には、第3章の手法で計測されたマットレス変形状を用いる。すなわち、第3章で得た人体の形状を模した剛体と見なせる模型をマットレスに乗せた状態のマットレス変形状計測結果と、導出したウレタンフォームの材料特性パラメータによる有限要素法解析結果を比較することで、導出結果の信頼性を確認する。

続いて第5章で腰痛予防効果を有したマットレスの個別対応設計手法を提案する。人体に接触する各部の硬さを調整できるマットレス構造を考案し、被験者の体重、体型に合わせてマットレス各部の硬さを決定する手順を提案する。また、個別対応設計の対象とする被験者を選定し、提案する手順によるマットレスの設計を行う。睡眠中の姿勢で2番目に多い側臥位については、すでにDenningerらが設計手法を提案しているため、本研究は最も多い仰臥位を対象とする。合わせて、第2～4章の成果、さらに個別対応設計の被験者を模した「三次元の人体形状モデル」を活用した生体力学シミュレーションにより、提案手法で設計したマットレスの腰痛予防効果の評価を行う。評価指標は椎間板に生じる応力とし、従来から使用される一様構造のマットレスに対して提案手法によるマットレスにどのような優位性があるかを論じる。

第6章では第2～5章の成果の総括を行い、本研究が提案するマットレスの腰痛予防効果と、生体力学シミュレーションの実施環境の構築および製品開発への応用について論じ、本論文の結論とする。

## 第2章 生体組織の材料特性パラメータ[63]

### 2.1. はじめに

被験者への負担を考慮すると、医療・福祉機器開発における実験は可能な限り削減することが望ましい。そのため、実験を行わずに製品の効果が確認できる生体力学シミュレーションは、医療・福祉機器開発の有効なツールとなる。生体軟組織の変形挙動を生体力学シミュレーションで再現しようとした場合、理想としては非線形、異方性、粘弾性を考慮すべきである。しかしながら、異方性、粘弾性モデルはほとんど導入されておらず、多くは等方性超弾性体モデル、中には線形モデルが用いられている。Aranda-Iglesiasらは、等方性、非圧縮性を仮定した超弾性モデルである Mooney-Rivlin モデルで、頭蓋内動脈瘤の評価を行った[49]。同様に、Hassanらは心臓の再現に、Uhlirらは歯根膜の再現に、それぞれ Mooney-Rivlin モデルを使用した[50,51]。このように、生体軟組織へ有限要素法解析を適用する際、等方性、非圧縮性を仮定した超弾性モデル、特に Mooney-Rivlin モデルが多く活用されている。

第1章でも述べたように、生体力学シミュレーションの実施に必要な生体組織の力学的な特性は、これまでに様々な研究で材料試験が実施されており、応力-ひずみ線図等が報告されている[40,41]。しかしながら、前述の Mooney-Rivlin モデル等で表現されたものは少ないため、直ちに生体力学シミュレーションに活用することはできない。また、久田の検討から、非線形有限要素法を安定的に解こうとすると、使用するひずみエネルギー関数が凸関数であることが望ましい[64]。そこで本章では、生体軟組織の変形挙動を再現できるひずみエネルギー関数として、凸関数となる Mooney-Rivlin モデル派生のひずみエネルギー関数を提案する。

他方、生体軟組織の材料試験は倫理的な観点から試験の実施にかなりの制約がある。実施できたとしても、YamadaやAbeの報告にみられるように単軸引張り試験のみの場合が多い[40,41]。生体力学シミュレーションにおける生体軟組織の変形挙動は、単純な引張りだけでは限らない。様々な方向に引っ張られ、あるいは圧縮されることが考えられる。そのため、生体組織の変形挙動を再現するひずみエネルギー関数に要求されるのは、単軸試験結果のみから導出した材料特性パラメータでも、そこから導かれる他の変形モードも実験結果から大きく逸脱していないことである。本研究では、提案したひずみエネルギー関数の有用性を確認するため、Chuiらが実施したブタの肝臓の引張り/圧縮試験、およびLallyらが実施したブタ冠状動脈の単軸および等方二軸引張り試験から抽出した単軸引張り試験結果に対するカーブフィットを実施し、得られた材料特性パラメータから導かれる圧縮および等方二軸の挙動が試験結果とどの程度適合するかを評価した[65,66]。この評価は従来関数でも実施し、その結果を提案モデルと比較した。

### 2.2. ひずみエネルギー関数の提案

生体軟組織の変形挙動の再現によく使われる Mooney-Rivlin モデル (式(1.2)) について考える。式(1.2)は、Mooneyによって提案され、Rivlinによって拡張された、第一、第二不変

量を使ったひずみエネルギー関数である[43–48]. 非線形有限要素法解析では微圧縮性を考慮して, 式(2.1), (2.2)で定義される低減不変量  $J_1, J_2$  を導入した式(2.4)で表現されるひずみエネルギー関数を使うことが多い. ここで,  $\mathbf{C}$  は右 Cauchy-Green 変形テンソルである. 非圧縮性を考慮すると, 式(2.3)より  $I_3 = 1$  となるため,  $J_1 = I_1, J_2 = I_2$  となり, 式(1.2)と式(2.4)は等しくなる.

$$J_1 = \frac{I_1}{I_3^{1/3}} \quad (2.1)$$

$$J_2 = \frac{I_2}{I_3^{2/3}} \quad (2.2)$$

$$I_3 = \det \mathbf{C} \quad (2.3)$$

$$W = \sum_{i=0}^m \sum_{j=0}^n c_{ij} (J_1 - 3)^i (J_2 - 3)^j \quad c_{00} = 0 \quad (2.4)$$

久田の検討によれば, ひずみエネルギー関数が凸であれば, 与えられた境界条件に対して解を持つ場合それは唯一の解となり, 非線形問題を安定的に解くことができる[64]. Schröderらによれば, 第一不変量  $I_1$ , および第一低減不変量  $J_1$  は凸であるが, 第二不変量  $I_2$ , および第二低減不変量  $J_2$  は凸ではない[67]. すなわち, 式(1.2), (2.4)はいずれも凸ではない. 同様に, Schröderらは  $(I_1 - 3)^i, (J_1 - 3)^i$  は  $i \geq 1$  において凸であることを示している. このことから, 式(1.2), (2.4)において  $I_2$  および  $J_2$  を含んだ項を使わず, また  $I_1$  および  $J_1$  を含んだ項も正の線形結合とする事でひずみエネルギー関数が凸となる. すなわち, 式(1.2), (2.4)を変形させた式(2.5), (2.6)は凸となる. これらの関数を使う事で非線形有限要素法を安定的に解くことが期待できる. 本研究では, 式(2.5), (2.6)に示す凸関数となるひずみエネルギー関数を提案する.

$$W = \sum_{i=1}^n c_i (I_1 - 3)^i \quad c_i \geq 0 \quad (2.5)$$

$$W = \sum_{i=1}^n c_i (J_1 - 3)^i \quad c_i \geq 0 \quad (2.6)$$

### 2.3. 生体軟組織への適用性

本研究が提案するひずみエネルギー関数である式(2.5), (2.6)は, 式(2.7)に示す Yeoh が提案したひずみエネルギー関数とほぼ同じ形をしている[68]. Yeoh モデルは, 少ない材料試験, 例えば単軸引張り試験のみからでも, 他の変形モード, 例えば単軸圧縮試験や等方二軸引張り試験の変形挙動を概ね表現できることで知られている[68]. また, 第一不変量  $I_1$  あるいは第一低減不変量  $J_1$  のみで構成されるひずみエネルギー関数は, 他の変形モードも概ね近似する事がよく知られている[68–71]. 本研究で提案するひずみエネルギー関数も, Yeoh モデルと同様に第一不変量および第一低減不変量で構成されるため, 単軸引張り試験の結果のみから他の変形モードの挙動を再現できる可能性がある.

以降, 提案関数を単軸引張り試験の応力-ひずみ線図にフィッティングするために必要となるひずみエネルギー関数の公称応力理論解を導出する. 続いて, Chui ら, Lally らの生体軟組織に対する材料試験のうち, 単軸引張り試験のみに対する提案関数の近似を行い, 得られた材料特性パラメータの単軸圧縮試験, 等方二軸引張り試験の再現性を評価する[65,66].

$$W = c_1(I_1 - 3) + c_2(I_1 - 3)^2 + c_3(I_1 - 3)^3 \quad (2.7)$$

#### 2.3.1. 提案するひずみエネルギー関数の理論解

超弾性体を表現するひずみエネルギー関数は式(1.1)で定義される[42]. 非圧縮性の拘束条件が適用されると, 式(1.1)は式(2.8)の様に修正される. ここで,  $p$  は不定静圧である.

$$S_{ij} = -pC_{ij}^{-1} + 2 \frac{\partial W}{\partial C_{ij}} = -pC_{ij}^{-1} + 2 \left\{ \frac{\partial W}{\partial J_1} \frac{\partial J_1}{\partial C_{ij}} + \frac{\partial W}{\partial J_2} \frac{\partial J_2}{\partial C_{ij}} \right\} \quad (2.8)$$

まず, 低減不変量  $J_1, J_2$  の  $C_{ij}$  に関する微分を求める. 不変量  $I_1, I_2$  の微分については, 次式が成り立つ.

$$\frac{\partial I_1}{\partial C_{ij}} = \delta_{ij} \quad (2.9)$$

$$\frac{\partial I_2}{\partial C_{ij}} = I_1 \delta_{ij} - C_{ij} \quad (2.10)$$

$$\frac{\partial I_3}{\partial C_{ij}} = I_3 C_{ij}^{-1} \quad (2.11)$$

これらを用いて，低減不変量に対して以下の式が成立する．

$$\frac{\partial J_1}{\partial C_{ij}} = \frac{\partial J_1}{\partial I_1} \frac{\partial I_1}{\partial C_{ij}} + \frac{\partial J_1}{\partial I_3} \frac{\partial I_3}{\partial C_{ij}} = I_3^{-1/3} \delta_{ij} - \frac{1}{3} I_1 I_3^{-1/3} C_{ij}^{-1} \quad (2.12)$$

$$\frac{\partial J_2}{\partial C_{ij}} = \frac{\partial J_2}{\partial I_2} \frac{\partial I_2}{\partial C_{ij}} + \frac{\partial J_2}{\partial I_3} \frac{\partial I_3}{\partial C_{ij}} = I_1 I_3^{-2/3} \delta_{ij} - I_3^{-2/3} C_{ij} - \frac{2}{3} I_2 I_3^{-2/3} C_{ij}^{-1} \quad (2.13)$$

特に， $n=3$ ， $m=3$  のとき， $W$  の  $J_1$ ， $J_2$  による微分は以下の様になる．

$$\frac{\partial W}{\partial J_1} = c_{10} + 2c_{20}(J_1 - 3) + c_{11}(J_2 - 3) + 3c_{30}(J_1 - 3)^2 + 2c_{21}(J_1 - 3)(J_2 - 3) + c_{12}(J_2 - 3)^2 \quad (2.14)$$

$$\frac{\partial W}{\partial J_2} = c_{01} + c_{11}(J_1 - 3) + 2c_{02}(J_2 - 3) + c_{21}(J_1 - 3)^2 + 2c_{12}(J_1 - 3)(J_2 - 3) + 3c_{03}(J_2 - 3)^2 \quad (2.15)$$

式(2.12)～(2.15)と式(2.8)により，式(2.4)の第二 Piola-Kirchhoff 応力テンソルが得られる．

### 2.3.2. 単軸圧縮試験の再現性

Chui らは，豚の肝臓に対する引張り/圧縮試験を実施した[65]．そこで，本研究が提案するひずみエネルギー関数の単軸試験に対する公称応力理論解を求め，引張り試験に対してのみフィッティングを行う．得られた材料特性パラメータで圧縮試験をどの程度反映できるかを検証する．

まず，式(2.12)～(2.15)および式(2.8)を使い，提案するひずみエネルギー関数の単軸試験に向けた公称応力理論解を求める．単軸試験の場合， $C_{ij}$  は物体内で一様になり，非圧縮性の前提において以下で示す式が得られる．

$$\mathbf{C} = \begin{bmatrix} \lambda^2 & 0 & 0 \\ 0 & \lambda^{-1} & 0 \\ 0 & 0 & \lambda^{-1} \end{bmatrix} \quad (2.16)$$



ここで，引張り，圧縮の方向を  $i=1$ ，その他の方向を  $i=2,3$  とする．これにより，

$$I_3 = 1 \quad (2.17)$$

$$J_1 = I_1 = \lambda^2 + 2\lambda^{-1} \quad (2.18)$$

$$J_2 = I_2 = \lambda^{-2} + 2\lambda \quad (2.19)$$

$$\mathbf{C}^{-1} = \begin{bmatrix} \lambda^{-2} & 0 & 0 \\ 0 & \lambda & 0 \\ 0 & 0 & \lambda \end{bmatrix} \quad (2.20)$$

が得られる．これらの式と，式(2.12)～(2.15)および式(2.8)，および境界条件から具体的な  $S_{11}$  が得られる．

$$S_{11} = 2 \left( 1 - \frac{1}{\lambda^3} \right) \left( \frac{\partial W}{\partial J_1} + \frac{1}{\lambda} \frac{\partial W}{\partial J_2} \right) \quad (2.21)$$

公称応力（第一 Piola-Kirchhoff 応力テンソル） $\mathbf{P}$  と第二 Piola-Kirchhoff 応力テンソル  $\mathbf{S}$  には，以下の関係がある．

$$\mathbf{P} = \mathbf{S}\mathbf{F}^T \quad (2.22)$$

ここで， $\mathbf{F}$  は変形勾配であり，単軸試験の場合以下の様に表現される．

$$\mathbf{F} = \begin{bmatrix} \lambda & 0 & 0 \\ 0 & \lambda^{-1/2} & 0 \\ 0 & 0 & \lambda^{-1/2} \end{bmatrix} \quad (2.23)$$

従って，単軸試験における公称応力  $P_{11}$  は以下の様になる．

$$P_{11} = S_{11}\lambda = 2 \left( 1 - \frac{1}{\lambda^3} \right) \left( \lambda \frac{\partial W}{\partial J_1} + \frac{\partial W}{\partial J_2} \right) \quad (2.24)$$

式(2.24)により, Chui らによる豚の肝臓の単軸引張り/圧縮試験の引張り側に対して提案するひずみエネルギー関数, すなわち式(2.5), (2.6)によるカーブフィットを行った. なお, 前述のとおり, 非圧縮性の場合式(2.5), (2.6)は等しいため, フィッティングの結果は1つである. 合わせて, 式(1.2) (非圧縮性では式(2.4)と等しい) に示す Mooney-Rivlin モデルと, Lally らが生体軟組織の変形挙動を再現するために使用したひずみエネルギー関数である式(2.25)および式(2.26)によるカーブフィットも行った[66]. Chui らによる試験結果およびカーブフィットの結果を Fig. 2.1 に示す. 図中のプロットは Chui らによる豚の肝臓の引張り/圧縮試験結果, 実線が引張り試験結果に対するひずみエネルギー関数のフィッティング結果である. また, 得られた各関数の材料特性パラメータと, 試験結果とカーブフィット結果の差の RMS (Root mean square) を, 引張り領域, 圧縮領域に分けて Table 2.1 に示す.

$$W = c_{10}(J_1 - 3) + c_{01}(J_2 - 3) + c_{20}(J_1 - 3) + c_{11}(J_1 - 3)(J_2 - 3) + c_{30}(J_1 - 3)^3 \quad (2.25)$$

$$W = c_{10}(J_1 - 3) + c_{01}(J_2 - 3) + c_{20}(J_1 - 3)^2 \quad (2.26)$$

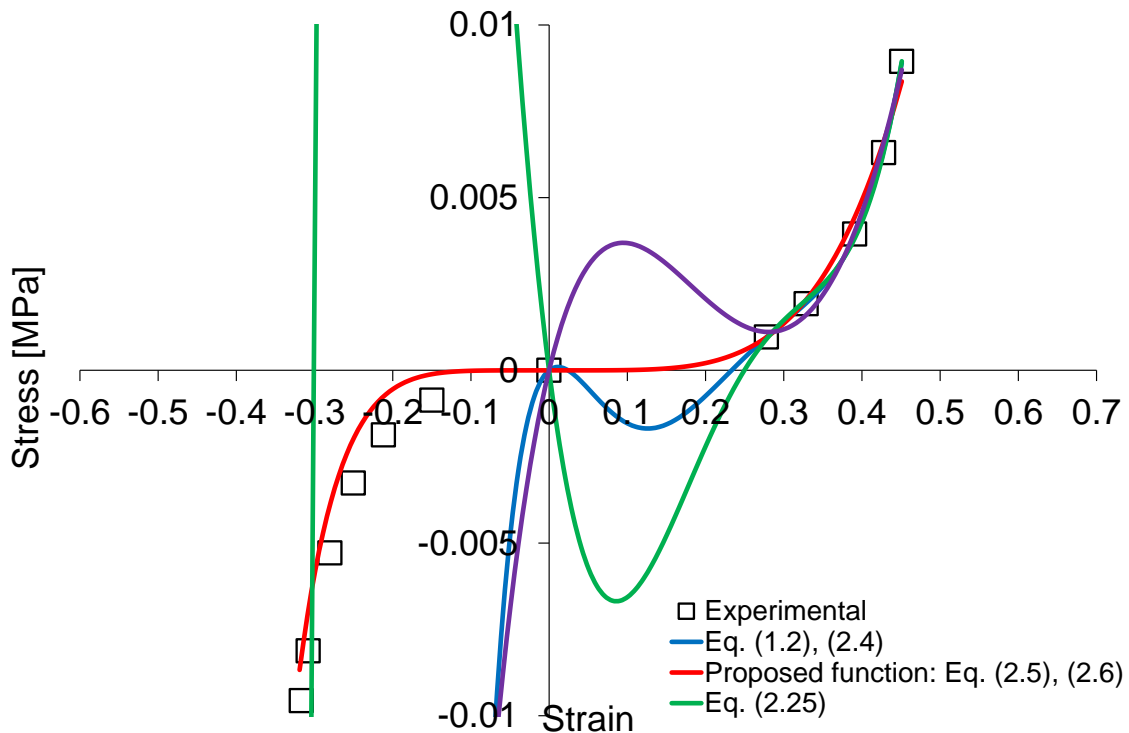


Fig. 2.1 Results of curve-fitting to uniaxial-tension alone extracted from uniaxial-tension/compression data of Chui et al. [65]

Table 2.1 Results of curve-fitting to uniaxial-tension alone of porcine-liver.

	Eq. (1.2), (2.4)	Proposed function Eq. (2.5), (2.6)	Eq. (2.25)	Eq. (2.26)
$c_{10}$	$-1.552 \times 10^{-1}$	0	$1.765 \times 10^{-1}$	$-9.774 \times 10^{-2}$
$c_{01}$	$1.582 \times 10^{-1}$	—	$-2.062 \times 10^{-1}$	$1.134 \times 10^{-1}$
$c_{20}$	$-3.227 \times 10^{-1}$	0	$-3.468 \times 10^{-1}$	$2.486 \times 10^{-2}$
$c_{11}$	$1.847 \times 10^{-1}$	—	$3.512 \times 10^{-1}$	—
$c_{02}$	$3.532 \times 10^{-1}$	—	—	—
$c_{30}$	$8.798 \times 10^{-2}$	$6.106 \times 10^{-3}$	$8.015 \times 10^{-2}$	—
$c_{21}$	$9.654 \times 10^{-3}$	—	—	—
$c_{12}$	$-2.357 \times 10^{-2}$	—	—	—
$c_{03}$	$-3.203 \times 10^{-2}$	—	—	—
RMS for Tension	$4.647 \times 10^{-5}$	$3.468 \times 10^{-4}$	$7.148 \times 10^{-5}$	$2.180 \times 10^{-4}$
RMS for Compression	$8.929 \times 10^{-1}$	$1.095 \times 10^{-3}$	$5.889 \times 10^{-2}$	$1.556 \times 10^{-1}$

[MPa]

### 2.3.3. 等方二軸引張り試験の再現性

単軸圧縮試験と同様に, Lally らの豚の冠状動脈に対する単軸引張り試験に対して提案ひずみエネルギー関数をフィッティングし, 等方二軸引張り試験結果の再現性を評価した[66]. まず, 式(2.12)~(2.15)および(2.8)から等方二軸引張り試験における公称応力理論解を求める. 等方二軸引張り試験の右 Cauchy-Green 変形テンソル  $\mathbf{C}$  および  $\mathbf{C}^{-1}$  は, 引張り方向を  $i = 2, 3$ , その他の方向を  $i = 1$  として次式で示される.

$$\mathbf{C} = \begin{bmatrix} 1/\lambda^4 & 0 & 0 \\ 0 & \lambda^2 & 0 \\ 0 & 0 & \lambda^2 \end{bmatrix} \quad (2.27)$$

$$\mathbf{C}^{-1} = \begin{bmatrix} \lambda^4 & 0 & 0 \\ 0 & 1/\lambda^2 & 0 \\ 0 & 0 & 1/\lambda^2 \end{bmatrix} \quad (2.28)$$

非圧縮性の条件により式(2.17)が成立し, 不変量および低減不変量は次式で示される.

$$I_1 = J_1 = 2\lambda^2 + \frac{1}{\lambda^4} \quad (2.29)$$

$$I_2 = J_2 = \lambda^4 + \frac{2}{\lambda^2} \quad (2.30)$$

これらの関係を式(2.12)~(2.15)および(2.8)に代入し，境界条件から具体的な  $S_{22} = S_{33}$  が得られ，次式が得られる．

$$S_{22} = S_{33} = 2 \left( \lambda - \frac{1}{\lambda^5} \right) \left( \frac{1}{\lambda} \frac{\partial W}{\partial J_1} + \lambda \frac{\partial W}{\partial J_2} \right) \quad (2.31)$$

非圧縮性の等方二軸引張り試験の場合，変形勾配は引張り方向を  $i = 2, 3$ ，その他の方向を  $i = 1$  として次式で示される．

$$\mathbf{F} = \begin{bmatrix} 1/\lambda^2 & 0 & 0 \\ 0 & \lambda & 0 \\ 0 & 0 & \lambda \end{bmatrix} \quad (2.32)$$

式(2.22), (2.31), (2.32)より，等方二軸引張りの公称応力理論解は次式で示される．

$$P_{22} = P_{33} = \lambda S_{22} = \lambda S_{33} = 2 \left( \lambda - \frac{1}{\lambda^5} \right) \left( \frac{\partial W}{\partial J_1} + \lambda^2 \frac{\partial W}{\partial J_2} \right) \quad (2.33)$$

式(2.24)により，Lally らによる豚の冠状動脈の単軸引張り試験に対して提案するひずみエネルギー関数，すなわち式(2.5), (2.6)によるカーブフィットを行った．合わせて，式(1.2)（非圧縮性では式(2.4)と等しい）に示す Mooney-Rivlin モデルと，Lally らが生体軟組織の変形挙動を再現するために使用したひずみエネルギー関数である式(2.25)および式(2.26)によるカーブフィットも行った[66]．Lally らの試験結果およびカーブフィット結果を Fig. 2.2 に示す．図中の黒の実線が Lally らによる豚の冠状動脈に対する単軸引張り試験結果，他の色の実線がフィッティング結果である．また，Fig. 2.2 には等方二軸引張り試験結果も示す．プロットが Lally らによる等方二軸引張り試験結果であり，破線が単軸引張り試験に対するフィッティングで得られた材料特性パラメータで等方二軸引張り試験を再現した結果である．得られた各関数の材料特性パラメータと，試験結果とカーブフィットの結果の差の RMS (Root mean square) を，単軸引張り試験，等方二軸引張り試験に分けて Table 2.2 に示す．

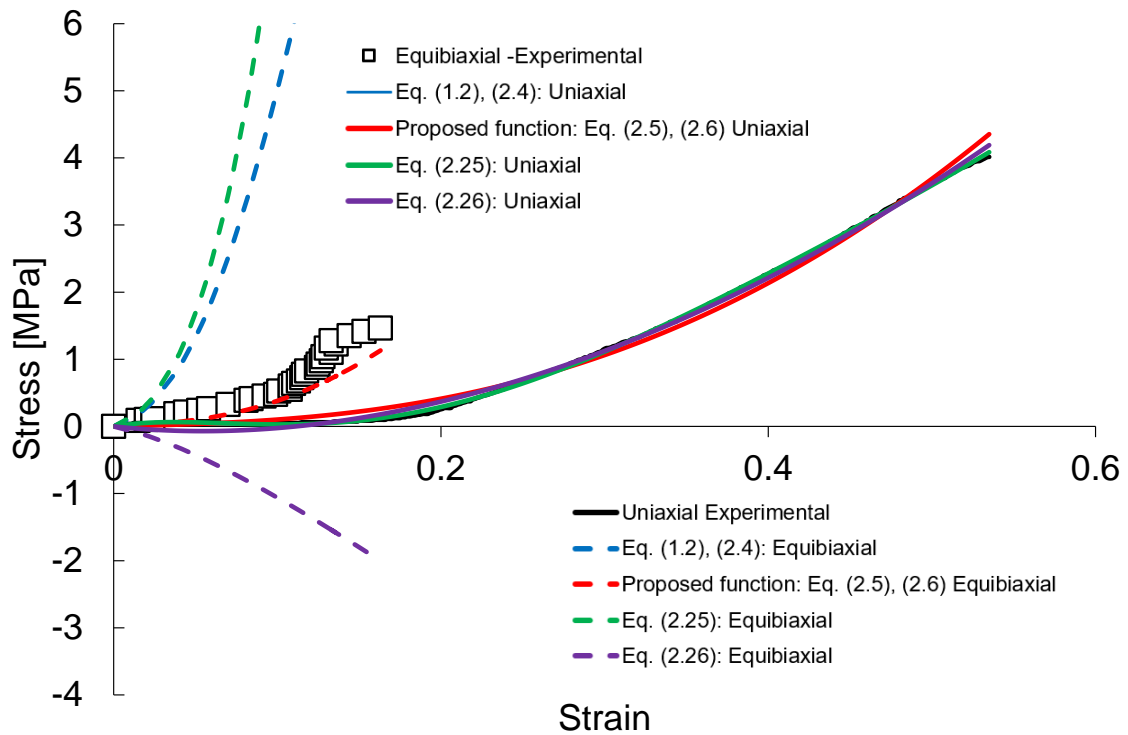


Fig. 2.2 Approximation results for uniaxial/equibiaxial-tension based on curve-fitting to uniaxial-tension alone extracted from experimental data for porcine-coronary-artery.

Table 2.2 Results of curve-fitting to uniaxial-tension alone of porcine-coronary-artery.

	Eq. (1.2), (2.4)	Proposed function Eq. (2.5), (2.6)	Eq. (2.25)	Eq. (2.26)
$c_{10}$	$-1.154 \times 10$	$1.097 \times 10^{-1}$	$-1.365 \times 10$	3.457
$c_{01}$	$1.219 \times 10$	—	$1.436 \times 10$	-3.897
$c_{20}$	2.887	1.403	$-2.549 \times 10$	$7.349 \times 10^{-1}$
$c_{11}$	3.877	—	$4.001 \times 10$	—
$c_{02}$	3.656	—	—	—
$c_{30}$	4.442	—	2.122	—
$c_{21}$	-3.499	—	—	—
$c_{12}$	-6.097	—	—	—
$c_{03}$	-5.742	—	—	—
RMS for Tension	$2.36 \times 10^{-2}$	$1.058 \times 10^{-1}$	$2.323 \times 10^{-2}$	$6.918 \times 10^{-2}$
RMS for Equibiaxial	5.349	$2.703 \times 10^{-1}$	3.172	1.964

[MPa]

#### 2.4. 考察

凸関数は、2階微分が正となる特徴を持つ。ひずみエネルギー関数の2階微分は、応力-ひずみ

み線図における接線を意味する。すなわち、ひずみエネルギー関数が凸である場合、応力-ひずみ線図は単調増加傾向を示すことになる。Yamada や Abe らが示した生体軟組織の応力-ひずみ線図は、Fig. 1.2 のようにそのほとんどが単調増加傾向を示すため、本研究が提案するひずみエネルギー関数は、生体軟組織の変形挙動を表現するのに適していると考えられる[40,41]。比較した式(1.2)（非圧縮性の場合式(2.4)と等しい）、(2.25)および(2.26)は第二（低減）不変量を含むため凸ではない。すなわち、応力-ひずみ線図が単調増加になることが担保されていないため、Fig. 2.2 においてこれらの式は正のひずみの微小な領域で負の応力値を示している。単軸引張り試験の結果として、ひずみが正であるにもかかわらず、応力が負であるカーブフィットは不適切といえる。本研究のように、文献から試験結果を引用して数値化した場合、ひずみが微小な領域で試験結果が X 軸と重なるため数値化しにくい。そのようなデータに対して凸でないひずみエネルギー関数でフィッティングを行うと、このような不適切にフィッティングされてしまう可能性がある。これに対して、提案する関数である式(2.5)、(2.6)は単調増加が担保されているため、正のひずみに対しては応力が正となる適切なカーブフィットが行われている。これらのことから、提案するひずみエネルギー関数（式(2.5)、(2.6)）は、生体軟組織の変形挙動を表現するのに適していると判断する。他方、式(2.5)、(2.6)は、Yeoh が加硫充填ゴムの変形挙動を表現するために提案したひずみエネルギー関数である式(2.7)とほぼ同じ形である事がわかる[68]。Yeoh は川端らが実施した実験から、ゴムの場合ひずみエネルギー関数の  $I_2$  の変化は  $I_1$  に対して小さい事を根拠に  $I_2$  を含む項を削除した[72]。これに対して本研究では、不変量の凸性に基づいて  $I_2$ 、 $J_2$  を含む項を削除した。全く異なる根拠からほぼ同じ形の式が導かれたのは興味深い事実である。Yeoh は加硫充填ゴムに対する適用性を評価する過程で、 $c_2$  が負になることを示した。本研究が提案するひずみエネルギー関数では、係数  $c_i$  は全て正である必要がある。従って、本研究が提案するひずみエネルギー関数である式(2.5)、(2.6)は、ゴムには適さない可能性がある。

本研究では、提案ひずみエネルギー関数の生体軟組織への適用性を評価するため、豚の肝臓の引張り/圧縮試験、および豚の環状動脈に対する単軸引張り/等方二軸引張り試験へのフィッティングを行った。各組織とも、単軸引張り試験にのみフィッティングを行い、得られた材料特性パラメータで単軸圧縮試験および等方二軸引張り試験をどの程度再現できるかを評価した。Yeoh モデル等、第一（低減）不変量のみで構成されるひずみエネルギー関数は、少ない試験モードからでも（例えば単軸引張り試験のみ）、他の試験モード（例えば単軸圧縮試験あるいは等方二軸引張り試験）を概ね再現できる事が報告されている[68–71]。本研究で提案するひずみエネルギー関数（式(2.5)、(2.6)）も第一（低減）不変量のみで構成されるため、同様の効果が期待できる。Table 2.1, 2.2 より、圧縮試験結果および等方二軸引張り試験結果との差の RMS 値は、提案する式(2.5)、(2.6)が最も小さい。また、Fig. 2.1, 2.2 より、単軸引張り試験結果に対してのみのカーブフィットであるが、単軸圧縮試験結果および等方二軸引張り試験結果も概ね再現していることがわかる。他方、式(2.4)（非圧縮性の場合、式(1.2)と等しい）、(2.25)および(2.26)が再現した圧縮および等方二軸引張りは、試験結果を

全く再現できていない。これらの事から、本研究が提案するひずみエネルギー関数（式(2.5), (2.6)）も、少ない試験モードによる他の試験モードの再現できる可能性がある。提案関数による単軸引張り試験へのフィッティングが他の試験モードを再現できる根拠を検討するため、Chui らの実験結果に対して Yeoh の実施した検討を適用し、単軸引張り/圧縮試験の公称応力理論解である式(2.24)を変形させ、さらに提案関数である式(2.6)を適用して次式を得た。

$$\frac{P_{11}}{\lambda - \lambda^{-2}} = 2c_{10} + 4c_{20}(J_1 - 3) + 6c_{30}(J_1 - 3)^2 \quad (2.34)$$

この式に、Chui らの試験結果を適用し、横軸を  $J_1 - 3$ 、縦軸を  $P_{11} / (\lambda - \lambda^{-2})$  としたのが Fig. 2.3 である。図中の□のプロットが引張り試験、×のプロットが圧縮試験、そして実線が提案関数によるカーブフィットの結果である。この図において、引張りと圧縮はよく似た傾向があることがわかり、カーブフィット結果が圧縮試験の傾向をおおむね反映できていることが読み取れる。このことから、ブタ肝臓およびこれと同様の傾向を示す生体組織は、提案モデルで引張り試験結果に対するカーブフィットを行うことで、おおむね圧縮の傾向も再現できることが示された。

同様に、等方二軸引張り試験についても考える。Chui らの実験結果に対する評価と同様に、式(2.33)の等方二軸引張り試験における公称応力理論解を変形させ、さらに提案関数である式(2.6)を適用して次式を得た。

$$\frac{P_{22}}{\lambda - \lambda^{-5}} = \frac{P_{33}}{\lambda - \lambda^{-5}} = 2c_{10} + 4c_{20}(J_1 - 3) + 6c_{30}(J_1 - 3)^2 \quad (2.35)$$

この式と式(2.34)に Lally の試験結果およびカーブフィット結果を適用し、Fig. 2.3 と同様に Fig. 2.4 を作成した。図中の黒の実線が単軸引張り試験結果、黒のプロットが等方二軸引張り試験結果、赤の実線が単軸引張り試験結果に対する提案関数によるカーブフィットの結果である。この図において、単軸引張り試験と等方二軸引張りはおおむね似た傾向にあることがわかり、単軸引張り試験へのカーブフィット結果が等方二軸引張り試験結果の傾向をおおむね表現できていることが読み取れる。このことから、豚の冠状動脈およびこれと同様の傾向を持つ生体軟組織は、提案モデルによる単軸引張り試験結果に対するカーブフィットでおおむね等方二軸引張り試験の傾向の再現できることが示された。

最後に、本研究が提案するひずみエネルギー関数である式(2.5), (2.6)は、式(1.2), (2.4)に対してパラメータ拘束を加えただけの関数である。そのため、多くの汎用有限要素法システムに実装されている従来の Mooney-Rivlin モデルをそのまま活用することができる。このことから、本研究が提案するひずみエネルギー関数は、極めて容易に活用することができる有用な

関数といえる。

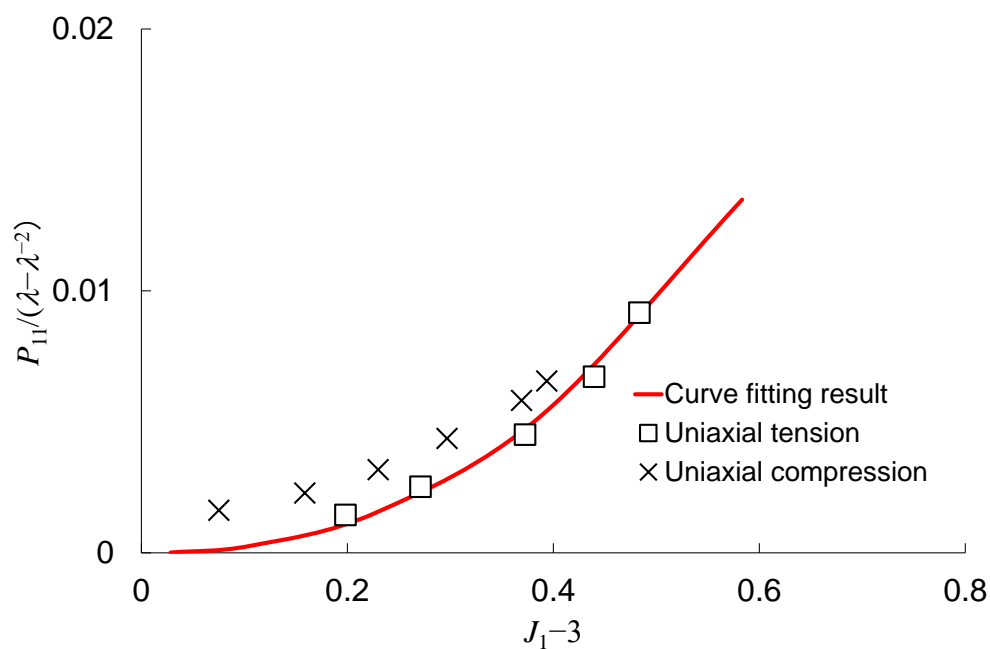


Fig. 2.3 Relationships of  $P_{11}/(\lambda - \lambda^2)$  to  $(J_1 - 3)$  for uniaxial-tension/compression in the experimental results and the fitting curve for tension alone with respect to Eq. (2.34).

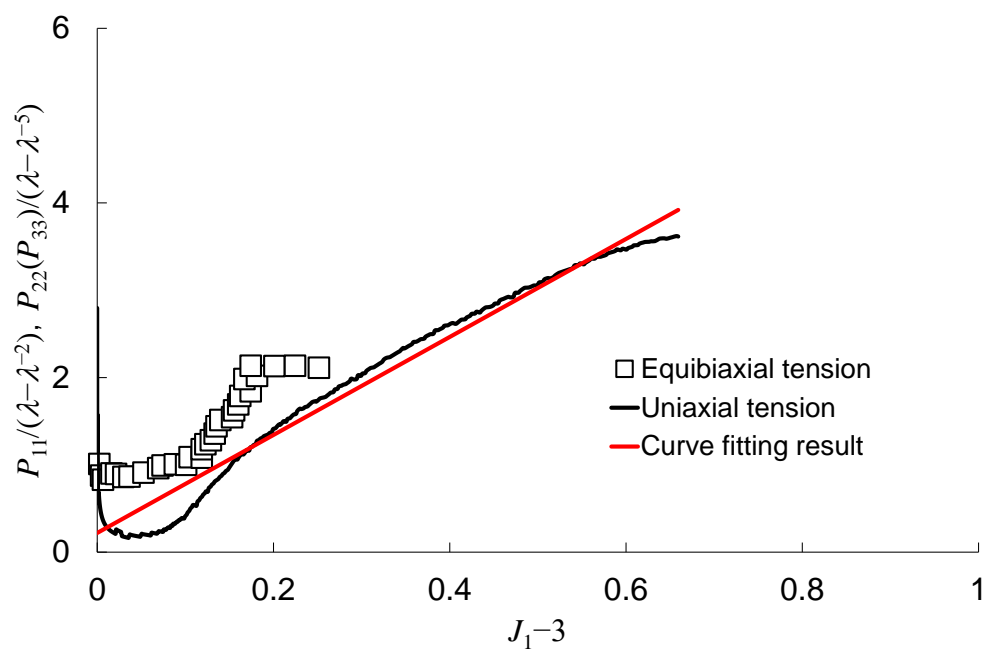


Fig. 2.4 Relationships of  $P_{11}/(\lambda - \lambda^2)$  to  $(J_1 - 3)$  and  $P_{22} (= P_{33})/(\lambda - \lambda^5)$  to  $(J_1 - 3)$  for uniaxial/equibiaxial-tension in the experimental results and the fitting curve for tension alone with respect to Eqs. (2.34) and (2.35).



## 2.5. 結論

本研究では、Mooney-Rivlin Model に着目し、これを凸関数化した新しいひずみエネルギー関数を提案した。また、生体軟組織の単軸引張り/圧縮および等方二軸引張り試験に対して提案モデルを適用し、その有用性を評価した。得られた結果をまとめると以下ようになる。

- ひずみエネルギー関数を凸とすることで、非線形有限要素法を安定的に解くことが期待できるひずみエネルギー関数が提案できた。
- ひずみエネルギー関数を凸とすることで、応力-ひずみ線図が単調増加計億となる生体軟組織の変形挙動の再現に適したひずみエネルギー関数が提案できた。
- 提案モデルは、ブタの肝臓と同様の傾向を有する生体軟組織であれば、単軸引張り試験に対するカーブフィットを行うことで単軸圧縮試験結果をおおむね反映した結果を得ることができる。
- 提案モデルは、ブタの冠状動脈と同様の傾向を有する生体軟組織であれば、単軸引張り試験に対するカーブフィットを行うことで等方二軸引張り試験結果をおおむね反映した結果を得ることができる。
- これらのことから、試験の実施が困難である生体軟組織に対して、単軸引張り試験に対するカーブフィットを行うことで、他の試験モードも表現できる可能性を有するひずみエネルギー関数が提案できた。

本研究が提案するひずみエネルギー関数により、生体力学シミュレーションの安定的な実施と、限られた実験から適切な変形挙動の再現が実現できると考えられ、医療/福祉機器開発に有用な生体力学シミュレーションの環境整備が行えたと考える。また、Appendix に Yamada が示した代表的な生体軟組織に対して提案するひずみエネルギー関数によるカーブフィット結果を示した。得られた材料特性パラメータは、ANSYS, Abaqus, そして Marc などそのまま使用できるため、生体力学シミュレーションの実施環境構築に大きく貢献するデータが提示できた。

## 第3章 臥床時のマットレス変形状計測手法[73]

### 3.1. はじめに

マットレスの変形量や寝姿勢は、寝心地や身体負荷と密接な関係があることが報告されている。田村らは肩甲骨部で 3 cm、仙骨部で 4 cm 沈み込む布団が好まれることを示し、山崎らはクッション特性の違いによる寝姿勢の変化が身体負荷に大きく影響することを示した[74,75]。また、寝姿勢と睡眠にも密接な関係があることが報告されており、小暮らは入眠姿勢で寝心地が良いと感じるマットレスは、中途覚醒から再入眠までの時間が短縮されることを示した[76]。このように、良好な寝心地や身体負荷の少ないマットレスを開発するためには、使用時のマットレス変形量や寝姿勢を把握する必要がある。

マットレス変形状計測については、これまでに様々な手法が試みられている。嶋根らはマットレス使用時の体圧分布を推定するために石膏包帯法によるマットレス変形状計測手法を提案した[77]。河合らは、より簡易的に計測する方法として縦向きスライディングゲージ法を提案し、中嶋はひずみゲージを使った寝姿勢計測装置を開発した[78,79]。佐藤は、MRI (Magnetic Resonance Imaging) を活用し、臥床状態の人体内部状態を観察した[80]。佐藤の研究は人体内部の状態観察のみを対象としたため、寝具の変形は計測されていない。これらの手法では、マットレス表面の変形量のみ、あるいは人体の内部状態のみ計測可能であり、生体力学シミュレーションと比較する実験結果としては十分とはいえない。また、いずれの手法も計測誤差についての検討がなされていない。

本章では、X 線 CT (X-ray Computed Tomography) を用いたウレタンフォームの変形状計測手法について検討した。医療で使われる X 線 CT は、対象の様々な断面をひずみが少なく、高い分解能で撮影可能である。反面、X 線 CT は撮影対象の密度、すなわち X 線透過度の差を画像化するため、ウレタンフォームのように密度がほぼ一様な素材の場合、変形状の可視化は極めて困難である。そこで、ウレタンフォームの表面および内部に造影剤を塗布し、その像を X 線 CT で撮影する手法を考案した。X 線 CT の断層画像に造影剤の像が撮影できれば、画像処理によりウレタンフォームの表面だけでなく内部の変形状を数値化できる可能性がある。他方、これまで提案されてきた多くの寝姿勢、寝具の変形計測手法は、得られる計測結果がどの程度の誤差を含んでいるか検討されていない。これに対して、本研究では提案手法の計測誤差評価も行った。ウレタンフォームの硬さは、JIS K6400-2 : 2012 「軟質発泡材料-物理特性-第 2 部：硬さ及び圧縮応力-ひずみ特性の求め方」に示される直方体試験片を円板型圧子で圧縮した結果で代表される。本章ではこの規格を参考にした圧縮試験結果を基準として、提案手法の計測誤差を評価した。本章ではさらに、提案手法のマットレスへの適用を試みた。提案手法を適用したマットレス (撮影用マットレス) を作製し、人体の体幹部形状とその重量を再現した人体模型が乗った状態で変形状計測を行った。これにより、被験者が臥床した状態でもマットレスの変形状を計測できることを確認した。これらの評価・確認により、ウレタンフォーム製マットレスの表面および内部の変形状計測手法を検討した。

## 3.2. X線CTによるウレタンフォームの変形形状計測と計測誤差評価

### 3.2.1. 造影剤を含んだウレタンフォーム試験片の作製

X線CT撮影で得た断層画像からウレタンフォームの変形形状を計測するためには、ウレタンフォームに塗布した造影剤が、断層画像に点として撮影されると都合がよい。そこで本研究では、ウレタンフォームの表面および内部に格子状に造影剤を塗布することとした。JIS K6400-2: 2012 では、380×380×50 mm の試験片をφ200 mm の圧子で圧縮するが、本研究では X 線 CT で撮影可能な大きさおよび想定するマットレスの厚さから、試験片形状を 300×300×100 mm、圧子の大きさをφ100 mm とした。まず、Fig. 3.1(a)に示すように、300×300×100 mm のウレタンフォームを 4 枚のシートに切断し、各シートの上面および上から 4 枚目のシート下面に造影剤を格子状に塗布した (Fig. 3.1(b) 1st layer~5th layer)。造影剤が乾燥した後に各シートを接着し (Fig. 3.1(c))、表面ならびに内部に格子状の造影剤を有する 300×300×100 mm のウレタンフォームの試験片を作製した (Fig. 3.2)。試験片は、マットレスの素材に使用される硬めのウレタンフォーム (以降、「Hard ウレタンフォーム」) で作製した。造影剤には超軟質ポリウレタンゲル PL-00 (Polysis Corporation, Hamamatsu, Japan) を使用した。造影剤の塗布は、位置決め精度±0.02 mm の IS 型単軸電動アクチュエーター (IAI Corporation, Shimizu, Japan) を組み合わせた直行型三軸ロボットで行った。電動モータで駆動するトロコイドポンプで圧送された造影剤を、250 mm/sec.で駆動するロボットのアームに取り付けた内径φ6 mm のノズルから送り出し、各シートに塗布した。シートの接着には、ダイアボンド DS119 (Nogawa Chemical Corporation, Tokyo, Japan) を使用した。接着後に造影剤の幅を確認したところ約 5 mm であった。

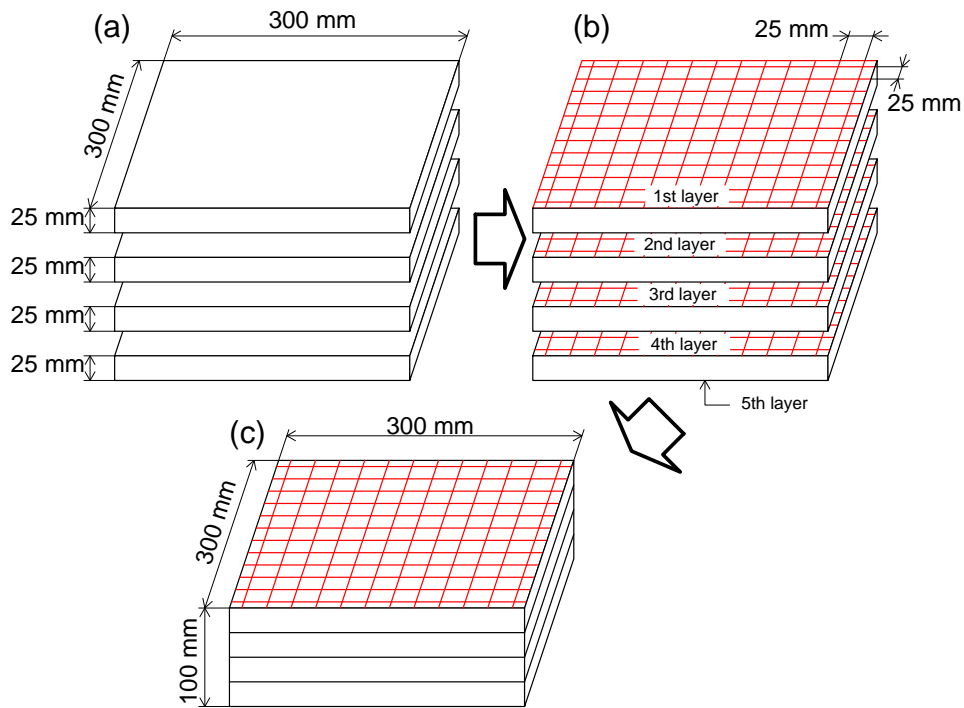


Fig. 3.1 Preparation of a specimen submitted to an experiment. (a) Four urethane-foam sheets were used. (b) Lattice-like lines were drawn using contrast media on top surface of each sheet and bottom surface of the lowest sheet. (c) They were piled up and glued.

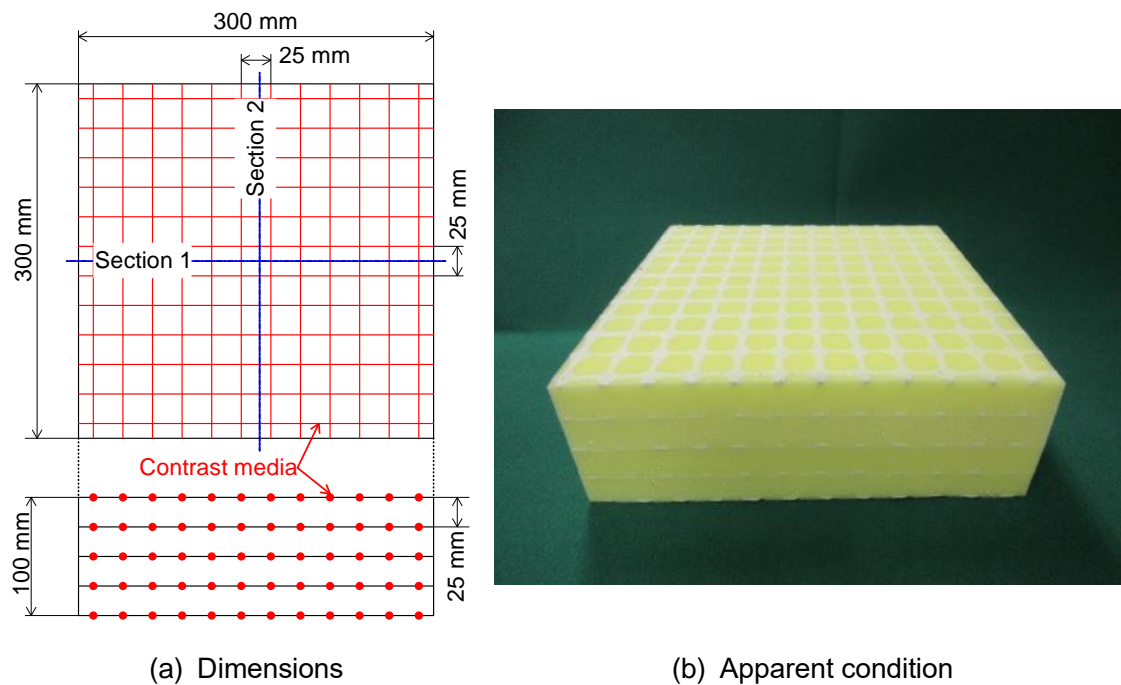


Fig. 3.2 Dimensions (a) and appearance (b) of the specimen.

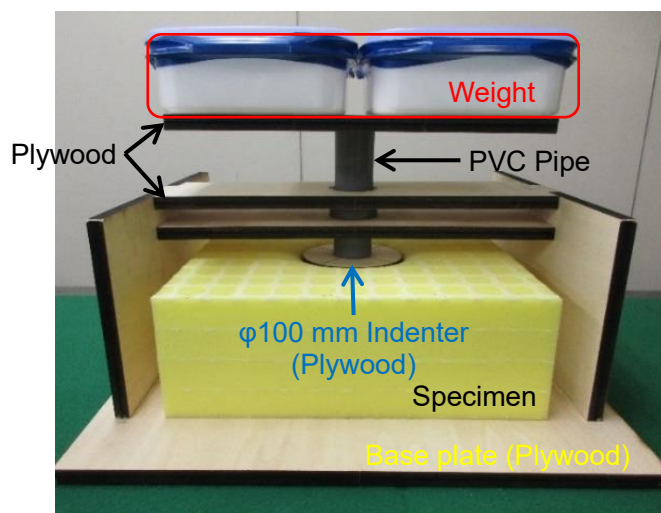
### 3.2.2. X線 CT 撮影およびウレタンフォームの変形形状計測

作製した試験片を Fig. 3.3(a) に示す治具とウェイトを用いて圧縮し、X線 CT で撮影した。治具は X線 CT 撮影におけるアーチファクトの発生を回避するため、ベニヤ板とポリ塩化ビニル製パイプで作製した。圧縮する荷重は、5.2, 10, 20, 30, 40, 50, 60 N とした。ウェイトは、圧子を含めた重量が各圧縮荷重と等価となるように、樹脂製ケースに食塩 (NaCl 99%) を充填して作製した。X線 CT 撮影は PHILIPS 社製 Brilliance CT16 で圧縮荷重ごとに実施した。撮影前に、JIS K6400-2 を参考とした予備圧縮を実施した。撮影条件は、管電圧 120 kV、管電流 344 mA であった。この撮影条件は人体の脊椎を撮影する際の条件と同じである。スライス厚は 1 mm とした。撮影後、約 1 mm ピッチのボクセルデータとなるように再構成を行った。再構成後、Fig. 3.2(a) に示す Section 1, 2 断面の画像を抽出した。抽出した画像の例として、40 N で圧縮したときの断層画像を Fig. 3.3(b) に示す。画像に目立ったアーチファクトは確認されなかった。圧縮に使用した治具や圧子に加えて、ウレタンフォームに塗布した造影剤が、点となって撮影できていることを確認した。

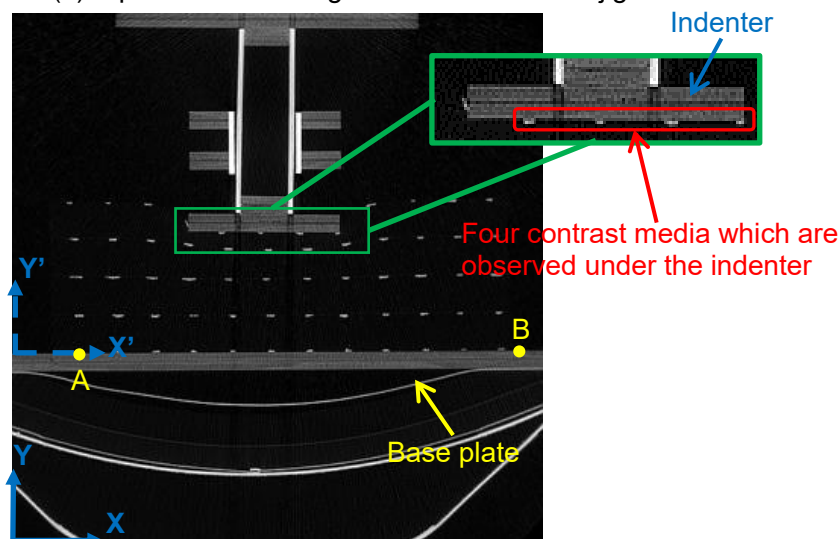
続いて、Fig. 3.3(b) の撮影結果に対してウレタンフォームの変形形状計測を試みた。点として撮影された造影剤の位置を座標値として得ることができれば、ウレタンフォームの変形形状を数値として扱うことができる。そこで、ウレタンフォームの変形形状計測として、Fig. 3.3(b) のように画像の左下を原点とする X-Y 座標系を作成し、画像処理による造影剤の位置の数値化を試みた。まず、Fig. 3.3(b) で確認される造影剤の像とその他の領域を分ける二値化作業を、画像処理ソフトウェア ImageJ のプラグイン機能 "Trainable Weka Segmentation" で実施した [81-83]。ここで得た造影剤の像の領域を二値化されていない画像に適用し、ImageJ の機能 "Analyze Particles" で輝度値による重みづけを行った各造影剤の像の重心座標を計測した。計測は、DICOM の Tag 情報に記載された 1 画素当たりの長さを反映した結果が出力されるように配慮した。今回の撮影では、Fig. 3.3(b) に示す X, Y 方向の 1 画素当たりの長さがそれぞれ 1 mm であった。続いて圧縮治具の基準板上面 (Fig. 3.3(b) の点 A, B) の Y 方向座標を読み取った。得られた Y 座標値の平均値を計算し、計測された造影剤の Y 座標値から減じて基準板上面を  $Y' = 0$  とした  $X'-Y'$  座標系の値とした。得られた各造影剤の座標値に基づき、横軸  $X'$  [mm]、縦軸  $Y'$  [mm] としたグラフを作成し、変形形状を可視化した。ウレタンフォームの変形形状を数値化した例として、圧縮荷重 40 N の結果を Fig. 3.4 に示す。ウレタンフォーム表面に相当する 1st layer のプロットより、ウレタンフォーム表面の変形後の形状が表現できていることが確認され、提案手法によりウレタンフォーム表面の変形状態を数値として扱うことができた。また、ウレタンフォーム内部に塗布した造影剤により、2nd layer~4th layer のプロットが作成され、ウレタンフォーム表面だけでなく内部の変形状態を数値化することができた。

続いて、ウレタンフォームの圧縮荷重と変形量の間関係を求めた。圧縮荷重ごとに得た Section 1, 2 の断層画像の圧子の直下には、それぞれ 4 個程度、合計 8 個程度の造影剤が撮影されていた (Fig. 3.3(b))。また Fig. 3.3(b) の示した基準板 (Base Plate) 上面の点 A, B の Y

座標も、Section 1, 2 の断層画像からそれぞれ 2 点、合計 4 点計測できる。圧縮荷重ごとに圧子直下の造影剤の Y 座標値の平均値および点 A, B の Y 座標値の平均値を計算し、その差、すなわち基準板上面から圧子直下の造影剤までの Y 軸方向距離を算出した。その後、圧縮荷重ごとに得たこの距離を圧縮荷重 5.2 N のときの距離から減じた。これにより、圧縮荷重 5.2 N のときの形状を基準とした各圧縮荷重時のウレタンフォーム圧縮量を得た。得られた圧縮量と荷重の関係を Fig. 3.6 にプロットした。



(a) Specimen including contrast media with jig.



(b) Tomographic image of specimen.

Fig. 3.3 Compression test of the specimen in Fig. 3.2(b). (a) Set-up of the specimen in compressive condition. The jig was made of plywood and PVC pipe. Diameter of the indenter was 100 mm, and the weight was NaCl powder. (b) Tomographic image using 40 N weight obtained by X-ray CT imaging.

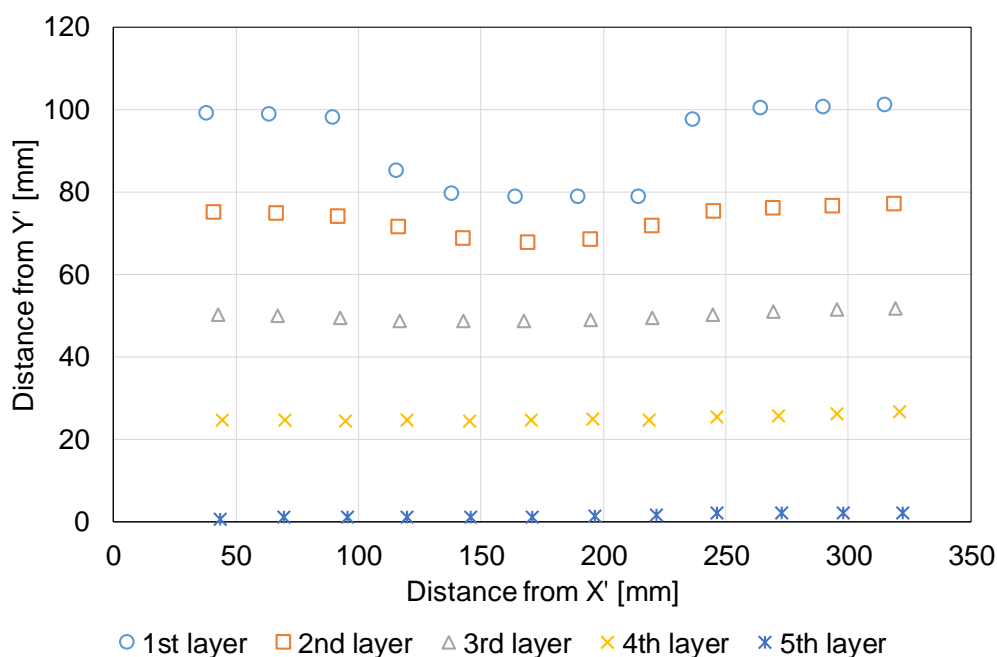


Fig. 3.4 Result of the compression test using 40 N weight. This result suggested that the proposed method in this study enabled us to measure not only outside but also inside deformation of the urethane-foam.

### 3.2.3. 提案手法の計測誤差評価

本研究が提案する変形形状計測手法には、3.2.2. 項の画像処理による数値化誤差が計測誤差として見込まれる。この計測誤差を評価するため、3.2.2. 項で得た圧縮荷重と変形量の関係を、JIS K6400-2 のウレタンフォームの圧縮試験方法を参考に実施した万能引張り/圧縮試験機による圧縮試験結果と比較した。試験は、3.2.2. 項と同様に 3.2.1. 項で作成した造影剤を塗布したウレタンフォームに対して実施することとし、3.2.2. 項で使用した治具の圧子と同じ  $\phi 100$  mm の円板型圧子を、最大測定荷重 250 N のロードセルに取り付けた引張り/圧縮試験機テンシロン RTC-2410 (A&D Company, Tokyo, Japan) で実施した (Fig. 3.5)。圧縮速度は JIS K6400-2 と同様に 100 mm/min. とした。圧縮試験前に、JIS K6400-2 を参考に予備圧縮を行った。圧縮試験は、サンプリングを約 0.3 mm として試験片を約 70 mm 圧縮するまで実施した。JIS K6400-2 の圧縮試験は荷重値を 1 N 単位で読み取ることとしているが、本研究では少なくとも 1/10 N まで読み取った。得られた荷重-変位曲線を、3.2.2. 項と同様に、荷重 5.2 N のときの変形量を 0 として Fig. 3.6 の青の実線で示す。万能引張り/圧縮試験機による圧縮試験結果から、荷重 5.2, 10, 20, 30, 40, 50, 60 N に最も近い圧縮荷重のときの試験片変形量を抽出して 3.2.2. 項の結果、すなわち Fig. 3.6 のプロットとの差を算出した。図中のデータラベルがその結果である。両者の差の二乗平均平方根を算出したところ、0.3 mm であった。

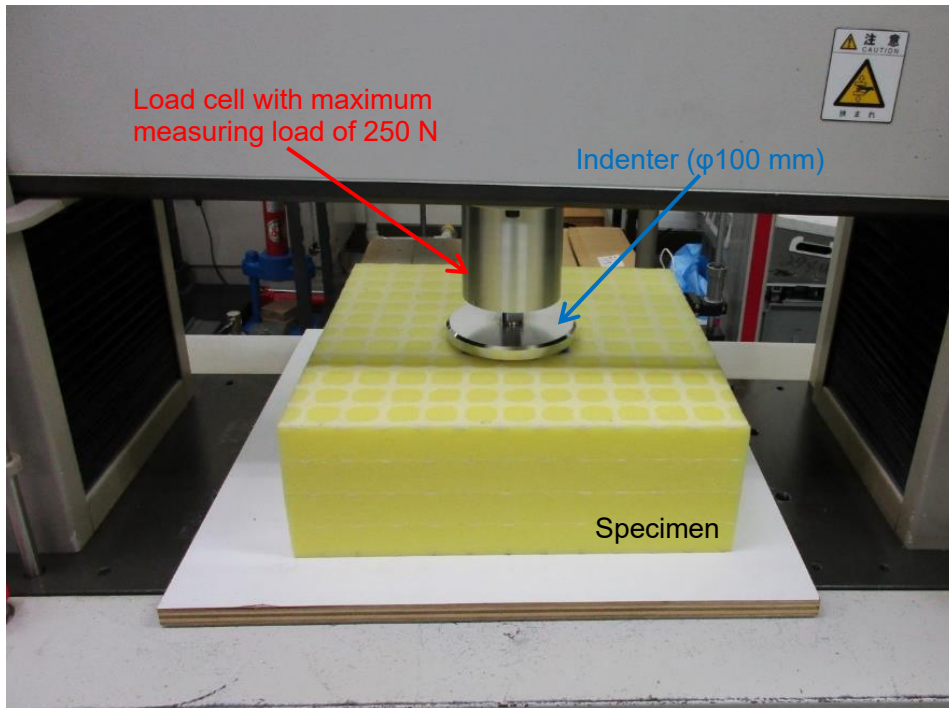


Fig. 3.5 Compression test based on JIS K6400-2 using a testing machine with 100 mm diameter indenter and a load cell.

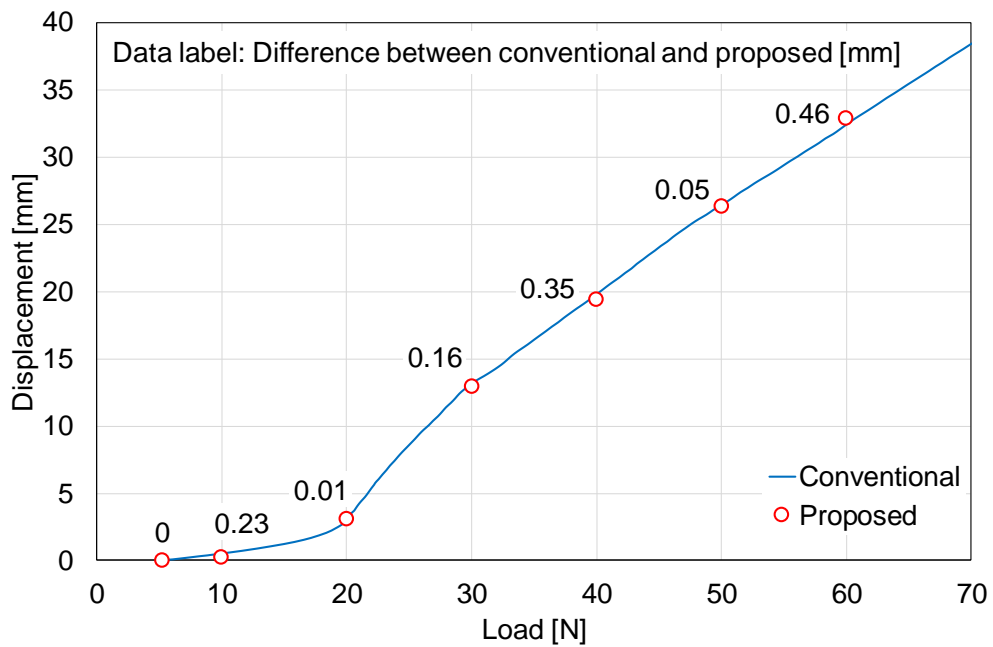


Fig. 3.6 Comparison of load-displacement behavior between the compression tests in Fig. 3.3 and Fig. 3.5. “Proposed” represent the result from the test in Fig. 3.3, and “Conventional” does one in Fig. 3.5.



### 3.3. マットレスへの応用

#### 3.3.1. 撮影用マットレスの作製

撮影用マットレスは、被験者が臥床することを想定して2,000×450×100 mmのウレタンフォームで作製した。マットレスの素材には、3.2. 節と同様に「Hard ウレタンフォーム」を使用した。Fig. 3.7のように、ウレタンフォームを厚さ方向に4枚に切断し、各層の上面および最下層の裏面の合計5面（Fig. 3.7(b) 1st～5th layer）に、造影剤を25×25 mmの格子状に塗布した。塗布した範囲は、被験者の体幹部に相当する部位が乗る範囲とした。造影剤は、3.2. 節と同様にポリウレタンゲル PL-00を使用した。造影剤の塗布および接着も3.2. 節と同様の手法で実施した。

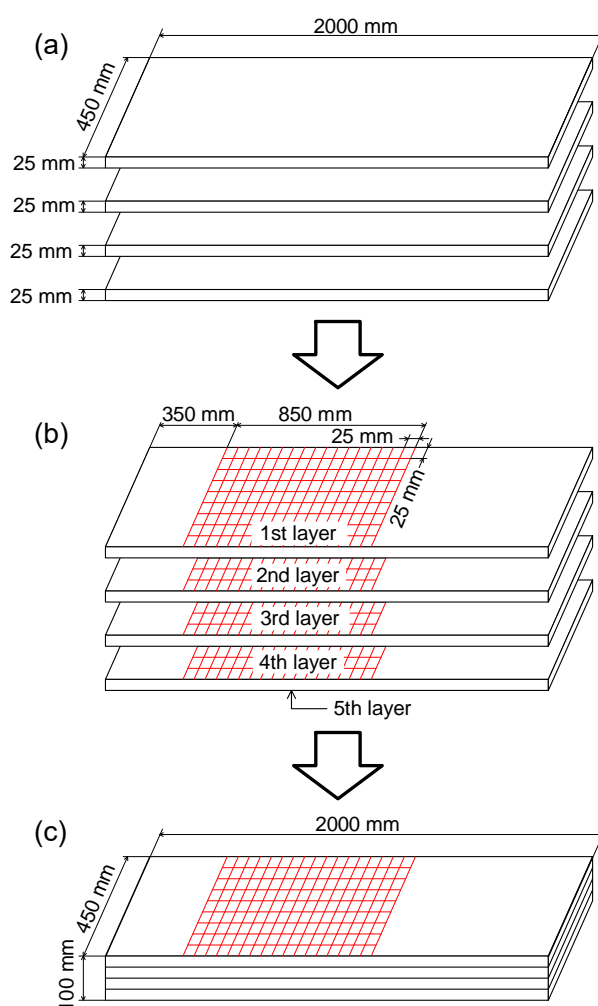


Fig. 3.7 Preparation of the radiographic mattress submitted to an experiment. (a) Four urethane-foam sheets were used. (b) Lattice-like lines were drawn using contrast medium on top surface of each sheet (1st to 4th layer) and bottom surface of the lowest sheet (5th layer). (c) They were piled up and glued.

### 3.3.2. 人体模型の作製

X線CT撮影に使用する人体模型は、メタルアーチファクトの発生を回避するため、光造形法を用いて樹脂で作製した。横田らが構築した人体モデル[35]と、同じく横田らが開発したボクセルエディタ[37]を用いて、Fig. 3.8(a)に示すような全身ポリゴンデータを作成した。続いて、Geomagic Studio 2014により頭部と四肢を除いた形状データを作成し、さらにCoronal断面で切断することでマットレスと接触する背中側のみの形状データを作成した(Fig. 3.8(b))。人体模型は、下面を人体背中側形状、上面を開口部とした8つのパーツに分割して造形し、樹脂製のボルトおよびナットで締結した(Fig. 3.9)。人体模型には、体幹部に相当する重量を付与することとし、阿江らの報告に基づいてこの重量を算出した[84]。その結果、体幹部の質量は33.2 kgであった。本研究では、撮影用マットレスの変形量を大きくするため、同じく阿江らの報告に記載された身体部分慣性特性の標準偏差 $\sigma$ を活用し、人体模型の重量を「平均 +3 $\sigma$ 」となる38.1 kgとした。この重量を分割された8パーツに均等に負荷するため、約4.76 kgを目標として各パーツに硬質塩化ビニル製ペレット(Sanplatec Corporation, Osaka, Japan)を充填した。模型にペレットを充填しても目標の重量に満たなかったため、食塩(NaCl 99%)を充填した樹脂製ケースをパーツごとに人体模型上に乗せて目標重量を達成した。

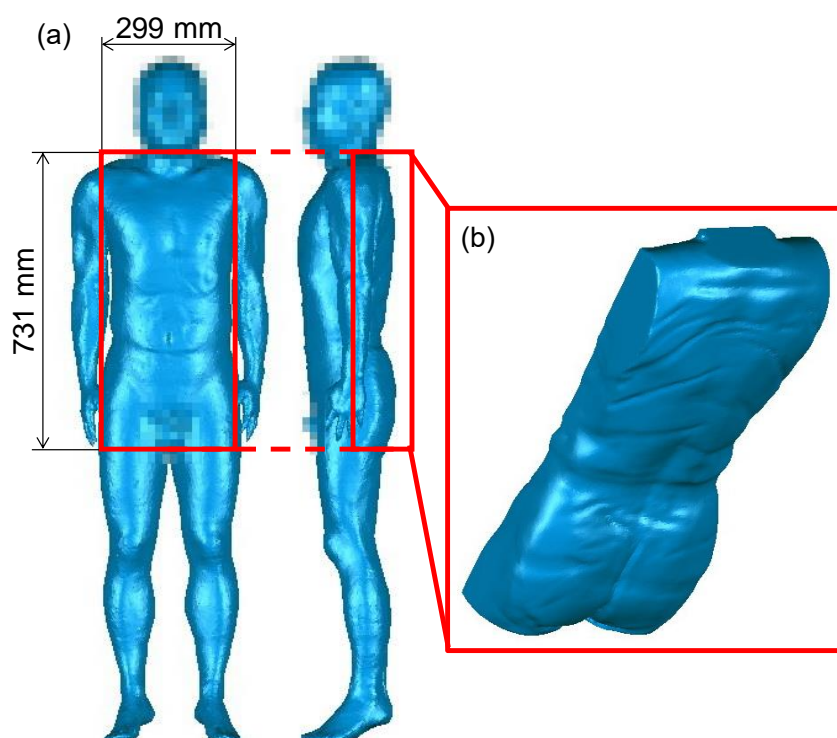


Fig. 3.8 3D shape data of the manikin. (a) Human body model constructed by Yokota et al.  
(b) Dorsal aspect of human body model.

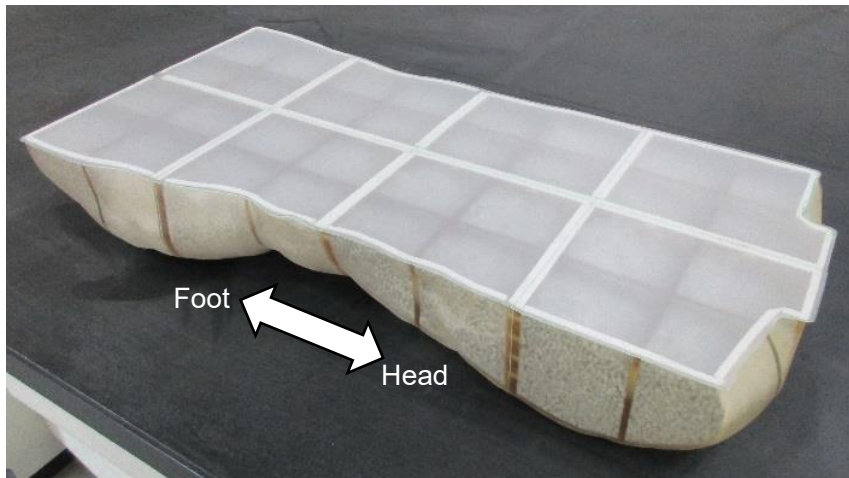


Fig. 3.9 Manikin in imitation of dorsal shape of human trunk being. In order to replicate the weight of human trunk part, the manikin was filled with resin pellets, and boxes filled with NaCl powder were further put on it.

### 3.3.3. X線 CT 撮影

マットレスの変形状態を可視化するため、作製した撮影用マットレスに人体模型を乗せて X 線 CT 撮影を行った。撮影用マットレスを 2,000×470×20 mm のアクリル板に乗せ、その上にウェイトを乗せた人体模型を配置した。撮影条件は 3.2.2. 項と同様とした。撮影範囲は、Fig. 3.10 に示すように人体模型全体を含むように設定した。撮影後、約 1 mm ピッチのボクセルデータとなるように再構成を行った。X 線 CT 撮影からは Axial 断面画像が得られた。得られた断面画像を ImageJ で切断断面を変更し、Sagittal 断面画像を作成した。マットレスの変形状態を計測するため、Fig. 3.10 に示す 9 断面の断層画像を抽出した。断層画像の代表として、Section 3 および Section 11 の断層画像を Fig. 3.11 に示す。画像に目立ったアーチファクトは確認されなかった。Fig. 3.11 より、断層画像に人体模型、ウェイト、アクリル板、X 線 CT のベッドが撮影されていることを確認した。また、3.2.2. 項と同様に、マットレスに塗布した造影剤が点となって撮影できていることを確認した (Fig. 3.11 拡大図)。

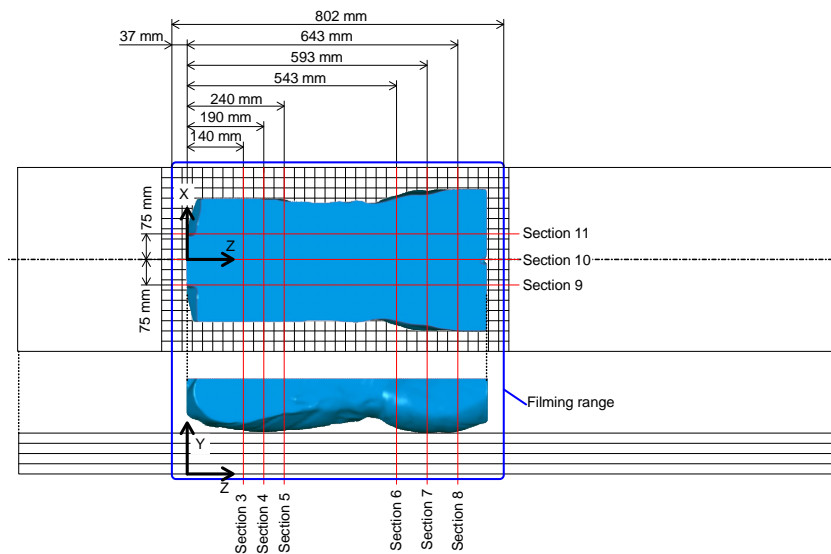


Fig. 3.10 Axial and sagittal cross-sections used to measure the mattress deformation. All the images obtained from X-ray CT were axial section images. Reconstruction from axial to sagittal images was performed using ImageJ, and the sectional images (Section 3 to 11 in the figure) were extracted.

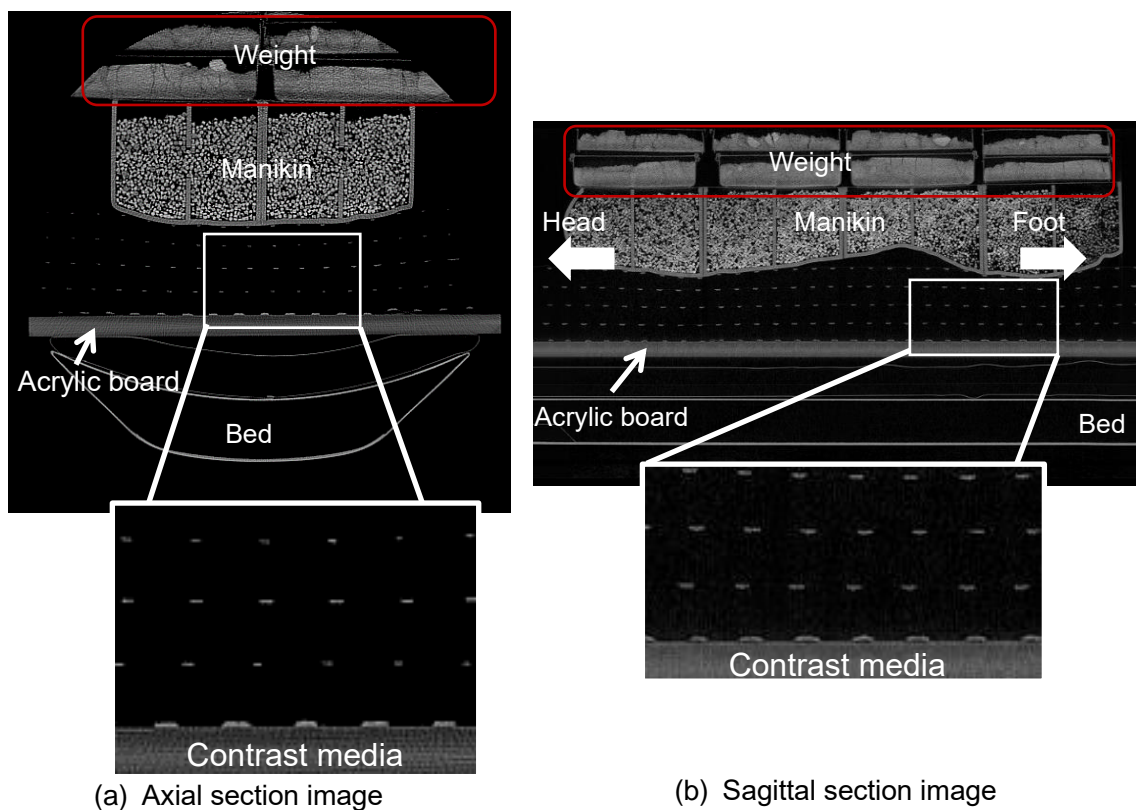


Fig. 3.11 Sectional images of the radiographic mattress with manikin. (a) Axial section. (b) Sagittal section. The phantoms of contrast media could be seen inside the mattress.

#### 3.3.4. マットレス変形状の計測

抽出した 9 断面のマットレス変形状態，すなわち造影剤の像の座標値を，ImageJ を用いて計測した．断層画像には，造影剤の像の他に人体模型や模型に乗せたウェイト，アクリル板，X 線 CT のベッドが撮影されている．造影剤の位置を計測するため，造影剤とその他で分類する二値化を試みた．二値化作業は，3.2.2. 項と同様の手順で行った．この作業でその他の領域に分類できず，かつ明らかに造影剤の像ではない領域を，手作業でその他の領域に分類した．次に，各像の重心座標の算出を行った．この作業も 3.2.2. 項と同様の手順で行った．作業は，DICOM の Tag 情報に記載された 1 画素当たりの長さを反映した結果が出力されるように配慮した．今回の撮影では，Fig. 3.10 に示した座標系の X，Y 方向が，1 画素当たり 0.975 mm，Z 方向が 1 mm であった．このような作業を，Fig. 3.10 に示した 9 断面の断層画像に対して実施し，空間における造影剤の位置を計測した．なお計測結果は，Fig. 3.10 に示す座標系の値となるように配慮した．具体的には，撮影結果である Sagittal 断面が Fig. 3.10 の YZ 平面と平行となるように設定し，また Z=0 および X=0 は，Axial および Sagittal 断面画像より目視でそれぞれ模型左端（頭部切断面），および Fig. 3.9 の人体模型を構成する桶の X 軸方向の境界に相当する断層画像の位置とした．Y=0 は，Section 3~11 の 5th layer の各造影剤の像の重心座標からその像の Y 方向長さの二分の一の長さを減じた値を計算し，その平均値とした．Axial 断面の変形状態を計測した結果の代表として，Section 3 の数値化結果を Fig. 3.12(a) に，Sagittal 断面の代表として，Section 11 の数値化結果を Fig. 3.12(b) に示す．

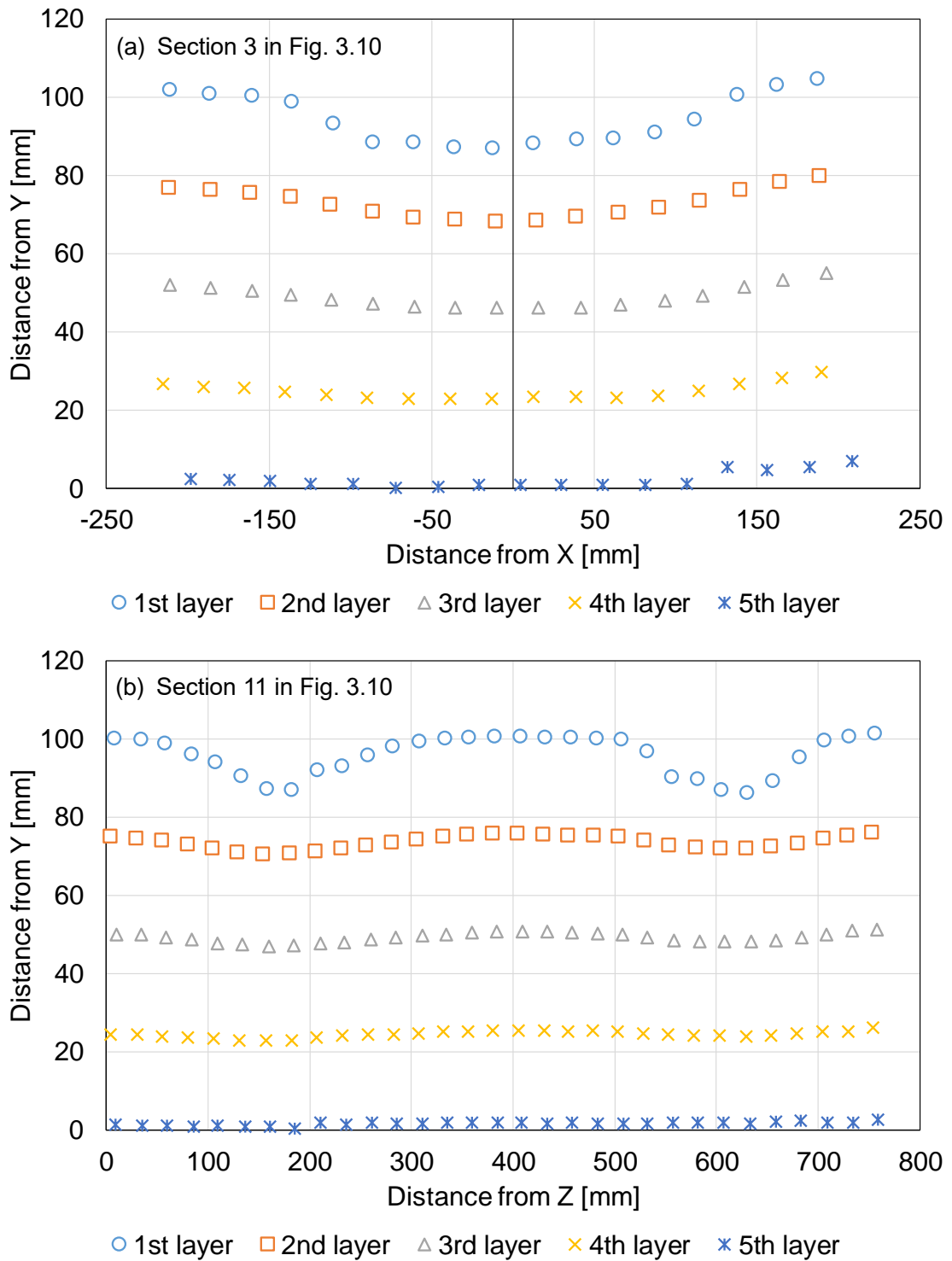


Fig. 3.12 Deformation of radiographic mattress with manikin. (a) Axial section. (b) Sagittal section. Not only outside but also inside deformation of the urethane-foam could be measured.

### 3.4. 考察

本研究ではウレタンフォームの変形形状を計測するために、造影剤を塗布したウレタンフォームの X 線 CT 撮影を行った。造影剤にはポリウレタンゲル (PL-00) を使用した。このゲルは、X 線 CT 用の造影剤として用意されたものではないが、Fig. 3.3 および Fig. 3.11 の断層画像に明確な像として撮影することができた。医療用 X 線 CT は、撮影対象の密度の差を画像化し、水の CT 値が 0、空気が-1000 となるように調整されている。本研究に使用した PL-00 とウレタンフォームの密度はそれぞれ  $1.1 \text{ g/cm}^3$ 、 $3.5 \times 10^{-2} \text{ g/cm}^3$  である。PL-00 はウレタンフォームの約 31 倍の密度を有している。この密度差により、断層画像のウレタンフォームとゲルに明確なコントラストが生じ、PL-00 が造影剤として機能したと考える。反面、人体の密度は約  $1.1 \text{ g/cm}^3$  であることから[85]、ゲルと人体が接した状態では両者の判別が困難になる可能性がある。人体との区別も明確にしたい場合、 $1.1, 3.5 \times 10^{-2} \text{ g/cm}^3$  いずれとも異なる密度を有する造影剤を選定する必要があると考える。本研究では、X 線 CT を用いてウレタンフォームの変形形状計測および内部の変形状態観察を行ったが、使用した造影剤は著者らにより MRI でも可視化できることが確認されている[86]。そのため、X 線 CT に比べて分解能は下がるが、MRI を用いることでマットレス変形形状と、人体内部組織の詳細な観察が期待できる。

本研究では、万能引張り/圧縮試験機による圧縮試験結果を基準として提案手法の誤差評価を行った。その結果、計測誤差は両者の差の二乗平均平方根で  $0.3 \text{ mm}$  であった (Fig. 3.6)。この誤差値の妥当性について考える。ウレタンの圧縮特性は、JIS K6400-2 に示される直方体試験片を円板型圧子で圧縮した試験結果に代表される。金井らは、この試験の結果に基づいてウレタンフォームの選定を行い、自動車用シートの座り心地の評価を行った[87]。このことから、人体のような複雑な形状が乗った際のクッション特性も、JIS K6400-2 で代表されると考えられ、基準とする試験は妥当なものとする。次に、提案手法のサンプリング数について考える。万能引張り/圧縮試験機による試験は圧縮速度  $100 \text{ mm/min.}$  で連続的に実施しているため実線となる (Fig. 3.6)。この試験結果から、ウレタンフォームの圧縮特性は約  $20 \text{ N}$  圧縮された付近に変曲点を持ち、無負荷状態から約  $20 \text{ N}$  圧縮まで、また約  $20 \text{ N}$  から約  $60 \text{ N}$  圧縮までそれぞれほぼ直線的な荷重-変位曲線を描く。提案手法では約  $10 \text{ N}$  おきにウレタンフォーム変形量を計測したが、直線的な変形挙動を示す範囲をそれぞれ 2 点以上計測しているため、ウレタンフォームの変形挙動を再現するに十分な点数を計測していると判断できる。また、二乗平均平方根は測定点数により平均化されているため測定点数に大きく依存しない値であり、比較点数を増やしても大きな変化は見込めない。以上のことから、本研究で実施した誤差評価手法は適切なものであり、約  $60 \text{ N}$  圧縮するまでの計測誤差は先に算出した  $0.3 \text{ mm}$  であり、X 線 CT の分解能である  $1 \text{ mm}$  まで十分計測できることが示された。ウレタンフォームの硬さ測定規格である JIS K6400-2 では、圧縮時の荷重を  $1 \text{ N}$  まで読み取ることとしており、 $1 \text{ N}$  未満の測定値に丸め誤差が発生する。本研究で実施した万能引張り/圧縮試験機による荷重値測定は、少なくとも  $1/10 \text{ N}$  まで読み取っているため、計測

誤差 0.3 mm はこの丸め誤差を含まない値である。Fig. 3.6 の Conventional のグラフより、今回対象としたウレタンフォームの圧縮荷重が 1 N 変動したときの変位量は、最大で約 0.7 mm 変化する。すなわち 1 N 未満の測定値を丸めた時の誤差を長さで表現すると約 0.7 mm となる。Fig. 3.6 より、本研究が提案する X 線 CT 撮影の計測誤差は、二乗平均平方根で 0.3 mm、最大で 0.46 mm であるため、本研究が提案する計測手法の精度は JIS K6400-2 が定める試験方法とほぼ同程度かわずかに良好といえる。

Fig. 3.12 は、人体模型を乗せた撮影用マットレスを X 線 CT で撮影し、塗布された造影剤の位置を数値化した結果である。Fig. 3.12 (b) に代表される Sagittal 断面の数値化結果が、寝姿勢計測装置[78]の結果と同様に、体表面の S 字カーブを反映していることを目視で確認した。嶋根ら、河合ら、中嶋は寝具表面の変形状態のみを計測対象としていたが、提案手法はマットレス内部の変形状態も数値として扱えることを示している[77-79]。また、本研究の X 線 CT 撮影は人体の脊椎を撮影する際の条件と同じであるため、作製した撮影用マットレスに被験者が臥床した状態を撮影することで佐藤の報告と同様に人体内部の状態観察が期待できる[80]。このことから、本研究で提案する手法で被験者がマットレスに臥床した時のマットレス表面および内部の変形状態と人体内部状態を同時に可視化できると考える。

本研究で提案した計測手法は、マットレスだけでなくウレタンフォーム製品全般に対して適用可能な技術であると考えられる。すなわち、枕や自動車用の座席に適用することで使用時におけるそれらの変形状態を内部まで可視化が期待でき、これらの製品開発において有用な基礎技術であると考えられる。

### 3.5. 結論

本研究では、ウレタンフォームの表面および内部の変形状態を計測する手法として、格子状の造影剤を有するウレタンフォームを X 線 CT で撮影する方法を提案した。さらに、提案手法をマットレスに適用し、人が臥床した状態を想定したマットレスの変形状態計測を試みた。得られた結果をまとめると以下のようになる。

- 造影剤を格子状に塗布することで、X 線 CT でウレタンフォームの変形状態が撮影でき、画像処理で造影剤の座標値計測を行うことで変形状態計測が可能であることを示した。
- 造影剤をウレタンフォーム表面だけでなく内部にも塗布することで、これまで実施できなかったウレタンフォーム内部の変形状態を把握することを可能とした。
- 提案手法の計測誤差を評価した結果、0.3 mm 程度であり、X 線 CT の分解能である 1 mm まで十分計測できることが示された。
- 提案手法をマットレスに適用し、体重に相当する荷重を有した人体模型を配置した状態を X 線 CT で撮影することで、人が臥床した状態を模したマットレスの変形状態計測が可能であることを示した。また前述のウレタンフォームと同



様に、マットレス内部の変形形状を把握する事を可能とした。

以上のことから、本研究で提案するウレタンフォーム変形形状計測手法により、マットレスの表面および内部の変形形状を計測することができた。また、これまでの寝具の変形形状計測および寝姿勢計測で検証されていない計測誤差についても、一定の数値として示すことができた。

## 第4章 ウレタンフォームの材料特性パラメータ

### 4.1. はじめに

生体力学シミュレーションを医療・福祉機器開発に活用する場合、開発対象となる医療・福祉機器の形状データおよび材料特性パラメータも必要となる。形状データは、三次元 CAD 等で作成できる。材料特性パラメータについては、例えば本研究が対象とするウレタンフォーム製マットレスの場合、材料試験を行い、ウレタンフォームの変形挙動を再現できる適切な構成則を選択し、その材料特性パラメータを導出する必要がある。ウレタンフォームは圧縮変形時に大きな体積変化を伴うことが知られている[56,88-90]。これまでに三田らが船舶の衝突に対する干渉効果を確認するために、有限要素法によるウレタンフォームの変形挙動の再現を行い、その結果を多数報告している[91-94]。しかしながら、いずれの報告でもウレタンフォームの材料特性パラメータ導出に必要な試験方法や、導出手法が明確にされていない。例えば、直方体状のウレタンフォーム中心付近を円板状の圧子で大きく圧縮するような場合、圧子周辺に引張り挙動が生じると予想されるため、材料特性パラメータの導出には引張り試験が必要になる可能性がある。この変形挙動は、三田らが対象とするウレタンフォームに対する船舶衝突や、人がマットレスに臥床した際のウレタンフォームの変形に類似すると考えられる。しかしながら、使用される材料特性パラメータのほとんどは圧縮試験のみから導出されている。

本章では、ウレタンフォーム製のマットレスを対象として、人がマットレスに臥床した時のマットレス変形状態を再現できる材料特性パラメータの導出を試みた。マットレスの素材となるウレタンフォームの変形挙動を再現する構成則として、ANSYS 18.0 に実装されている式(1.6)の Ogden Compressible Foam Hyperelasticity を選定し、材料試験から得た応力-ひずみ線図に基づいて材料特性パラメータを導出した[58-62]。想定されるウレタンフォームの変形挙動は引張りと圧縮の混在が想定されるため、本研究では圧縮試験に加えて引張り試験も実施し、圧縮のみを考慮した材料特性パラメータに加え、引張り/圧縮を考慮した材料特性パラメータを導出した。本研究では第3章で、人体体幹部を模し、体重に相当する重量[84]を有した人体模型をウレタンフォーム製マットレスに乗せ、その時のマットレスの変形状計測を行っている[73]。本章では、導出した材料特性パラメータを用いてこの再現シミュレーションを実施し、得られたマットレスの変形状を計測結果と比較した。これらの比較から、人体模型がウレタンフォーム製マットレスに乗った状態、すなわち人がマットレスに臥床した状態を再現する生体力学シミュレーションに活用できるウレタンフォームの材料特性パラメータの導出手法を検討した。

### 4.2. ひずみエネルギー関数の選定と公称応力理論解

マットレスの変形挙動を生体力学シミュレーションで再現するためには、ウレタンフォームの材料試験で得られた応力とひずみの関係を適切な構成則で再現する必要がある。ウレタンフォームは圧縮変形時に大きな体積変化を伴うことが知られている[56,88-90]。この

ような素材の変形挙動を有限要素法で再現するために、Ogden のひずみエネルギー関数を発泡体に向けて拡張した Ogden Compressible Foam Hyperelasticity (式(1.6)) が提案されている[58–62]。この構成則は、様々な研究においてウレタンフォームの変形挙動の再現に活用されている[56,88,90]。本研究でも、この構成則によるウレタンフォームの変形挙動の再現を試みる。材料試験の結果に基づいて式(1.6)のパラメータを決定するためには、式(1.6)の公称応力理論解が必要となる。式(1.6)の公称応力理論解は、これまでの研究で導出されており、式(4.1)で表現される[95]。ここで、 $P$  は公称応力、 $\lambda$  は伸張比、 $\alpha$ ,  $\beta$ ,  $\mu$  は材料によって決まるパラメータ、すなわち材料特性パラメータである。

$$P = \sum_{i=1}^N \mu_i \lambda^{\alpha_i - 1} \left( 1 - \lambda^{-\alpha_i \frac{1+3\beta_i}{1+2\beta_i}} \right) \quad (4.1)$$

#### 4.3. 単軸引張り/圧縮試験

単軸引張り/圧縮試験は、第3章でマットレスの素材に使用した「Hard ウレタンフォーム」に対して実施し、式(4.1)によるカーブフィットを試みた。圧縮試験は、JIS K6400-2:2012「軟質発泡材料—物理特性—第2部：硬さ及び圧縮応力—ひずみ特性の求め方」を参考に、Fig. 4.1 に示す 1 辺 70 mm の立方体形状の試験片に対して行った。圧縮試験は、AUTOGRAPH AG-X (Shimadzu Corporation, Kyoto, Japan) で実施し、圧縮速度は 100 mm/min. とした。試験片の公称応力は、試験機に取付けられたロードセルで検出した荷重値を、試験片の初期の断面積である 70×70 mm<sup>2</sup> で除算して求めた。公称ひずみは、試験片を圧縮する圧子が取付けられたクロスヘッドの移動量を、初期試験片高さである 70 mm で除算して求めた。圧縮試験では、試験片を 60 mm 圧縮した。合わせて、圧縮過程における圧縮方向に垂直な方向への変形も観察した。Fig. 4.1 (a) に圧縮されていない状態、(b)に 35 mm 圧縮した状態、(c)に 60 mm 圧縮した状態を示す。また、それぞれの状態において画像解析で測定した圧縮方向に垂直な方向の長さを示す。

マットレスに人体のように有機的な形状の物体が乗った場合、マットレス表面には強い引張りを生じる事が予想される。そのため、Fig. 4.2 に示すような断面積の 1 辺が 70 mm、標点間距離 70 mm、平行部長さ 100 mm となるダンベル形状の引張り試験片を作製し、JIS K6400-5:2012「軟質発泡材料—物理特性—第5部：引張強さ」を参考に引張り試験も実施した。引張り試験は、引張り圧縮試験機 SDWS-0202 (Imada-SS Corporation, Aichi, Japan) で実施した。試験では、クロスヘッドが約 1 mm 移動するごとに試験機を停止して標点間を確認できる画像の撮影を行った。引張り試験はクロスヘッドが約 10 mm 移動するまで実施した。試験中のひずみは、撮影された画像に対する画像処理で計測した。圧縮試験、および引張り試験から得られた応力とひずみの関係を Fig. 4.3 のプロットに示す。

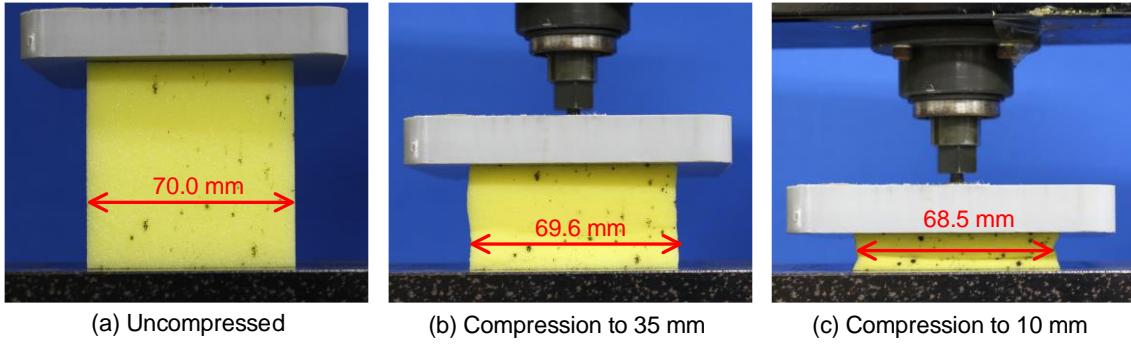
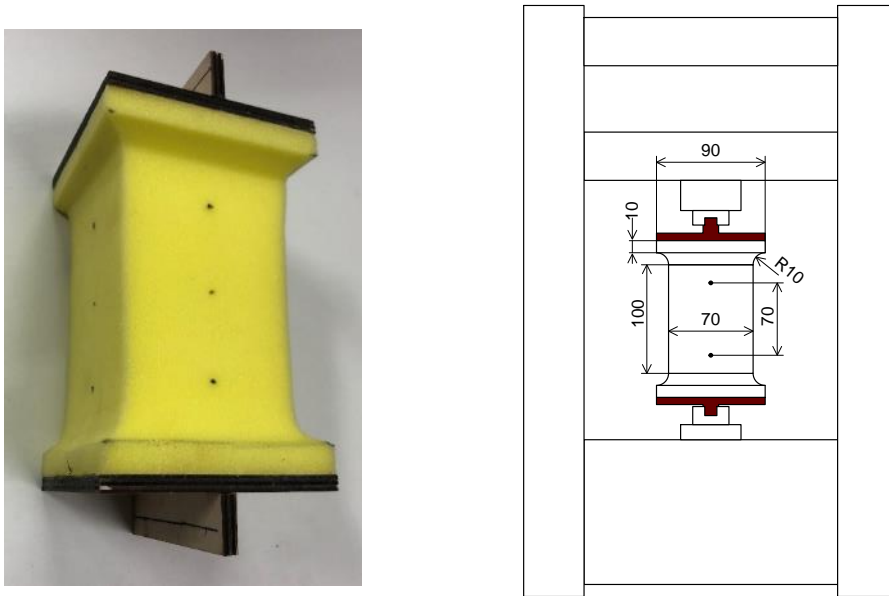


Fig. 4.1 Specimen used in material compression test and specimen width in compression process.



(a) Appearance of test specimen. (b) Specimen dimensions with testing machine.

Fig. 4.2 Material tension test.

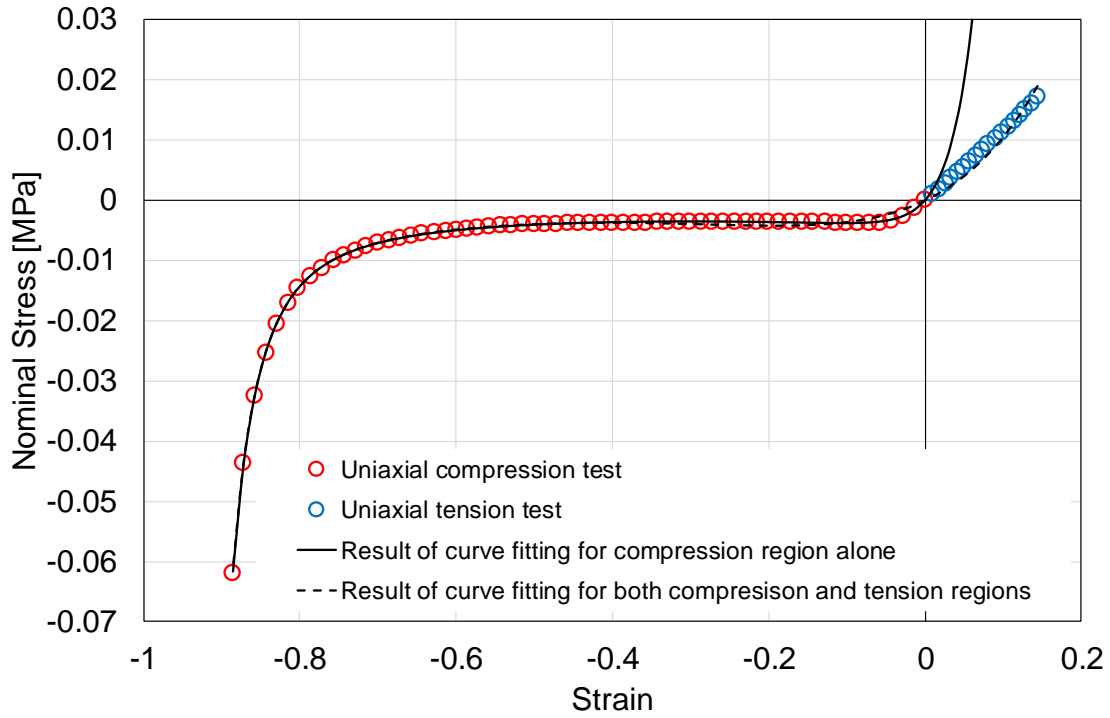


Fig. 4.3 Tension/compression test results and curve fitting results.

#### 4.4. ウレタンフォームの材料特性パラメータ

Fig. 4.1 より、「Hard ウレタンフォーム」の圧縮方向に垂直な方向の変形量は、35 mm 圧縮時で 0.4 mm、60 mm 圧縮時で 1.5 mm であり、それぞれのポアソン比は $-1.14 \times 10^{-2}$ 、 $-2.50 \times 10^{-2}$ であった。この結果より、本研究では「Hard ウレタンフォーム」を圧縮方向に垂直な方向にほとんど変形しない材料とみなし、ポアソン比 0 を仮定することとした。ここで、式(1.6)のポアソン比を考える。Ogden Compressible Foam Hyperelasticity (式(1.6))の初期せん断弾性率  $G$  と、初期体積弾性率  $K$  はそれぞれ式(4.2)、(4.3)で示される[62]。また、式(4.4)のようにラメの定数 $\lambda$ を  $G, K$  を用いて表現し、さらにラメの定数 $\lambda$ とせん断弾性率  $G$ 、ポアソン比 $\nu$ の関係を示す式(4.5)を用いて、 $\nu$ を式(1.6)の材料特性パラメータで表現すると、式(4.6)のようになる。式(4.6)より、 $\beta_i$ はポアソン比を表現することがわかり、前述の仮定により $\nu=0$ とする場合、 $\beta_i=0$ とする必要がある。このことを式(4.1)に反映させ、最終的な公称応力理論解式(4.7)を得た。

$$G = \frac{1}{2} \sum_{i=1}^N \mu_i \alpha_i \quad (4.2)$$

$$K = \sum_{i=1}^N \mu_i \alpha_i \left( \frac{1}{3} + \beta_i \right) \quad (4.3)$$

$$\lambda = K - \frac{2}{3}G = \sum_{i=1}^N \mu_i \alpha_i \beta_i \quad (4.4)$$

$$\lambda = \frac{2G\nu}{1-2\nu} = \sum_{i=1}^N \frac{\nu \mu_i \alpha_i}{1-2\nu} \quad (4.5)$$

$$\nu = \sum_{i=1}^N \frac{\beta_i}{1+2\beta_i} \quad (4.6)$$

$$P = \sum_{i=1}^N \frac{\mu_i}{\lambda_1} (\lambda_1^{\alpha_i} - 1) \quad (4.7)$$

次に、Fig. 4.3 のプロットに対する式(4.7)によるフィッティングを行う。式(4.7)に示す Ogden Compressible Foam Hyperelasticity の公称応力理論解は、級数として記述される。すなわち式(4.7)は、係数の異なる同一式の和で表現された関数である。このことから、Fig. 4.3 の応力-ひずみ線図を2つの領域に分割し、 $N=1$ とした式(4.7)で領域ごとにカーブフィットを行う。Fig. 4.3 のプロットは、ひずみ0から圧縮が開始すると、ひずみ-0.05付近まで圧縮応力の増加があり、ひずみ-0.6付近まではほぼ一定の応力を示した後、急激に圧縮応力が増加する。そのため本研究では、Fig. 4.3 の応力-ひずみ線図の圧縮領域を、ひずみ-0.1を基準に Fig. 4.4(a), (b)のように分割した。この時、Fig. 4.4 の(a), (b)の応力値を加算すると Fig. 4.3 の応力-ひずみ線図となるように、(b)の応力値は Fig. 4.4(a)のひずみ-0.1~-0.4 間の最小応力値  $-3.577 \times 10^{-3}$  MPa の絶対値を加算した。

Fig. 4.4(a) (対応する係数の添え字を1とする)に対するカーブフィットの実施にあたり、係数 $\mu_1$  および $\alpha_1$ の初期値を検討した。まず、式(1.6)の初期弾性係数 $E$ を求めた。式(1.6)の公称応力理論解は式(4.7)に示すとおりである。弾性係数は式(4.7)をひずみ $\varepsilon$ で偏微分することで得られるため、 $N=1$ とした式(4.7)を式(4.8)のようにひずみ $\varepsilon$ の式に書き換えた。次に、式(4.8)を $\varepsilon$ で偏微分し、式(4.9)を得た。初期弾性係数は、 $\varepsilon=0$ のときの値であるため、式(4.9)にこれを代入し、初期弾性係数式(4.10)を得た。

$$P = \frac{\left\{ (\varepsilon+1)^{\alpha_1} - 1 \right\} \mu_1}{\varepsilon+1} \quad (4.8)$$

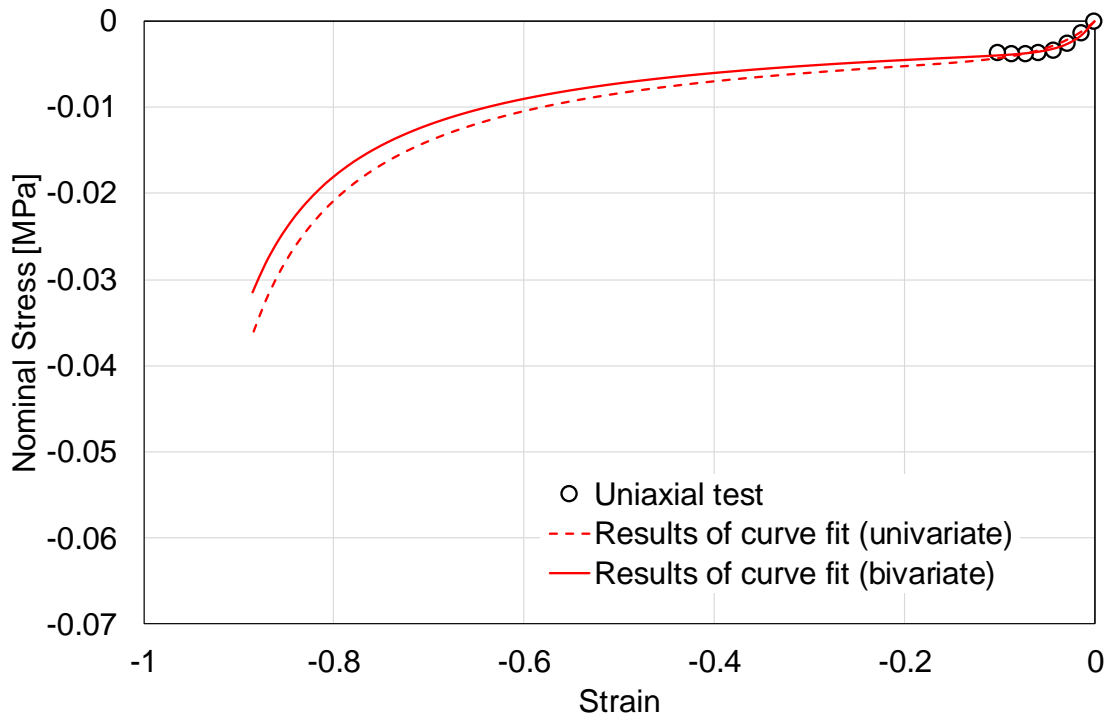
$$E = \frac{\partial P}{\partial \varepsilon} = \mu_1 \alpha_1 (\varepsilon+1)^{\alpha_1-2} - \frac{\left\{ (\varepsilon+1)^{\alpha_1} - 1 \right\} \mu_1}{(\varepsilon+1)^2} \quad (4.9)$$

$$E = \mu_1 \alpha_1 \quad (4.10)$$

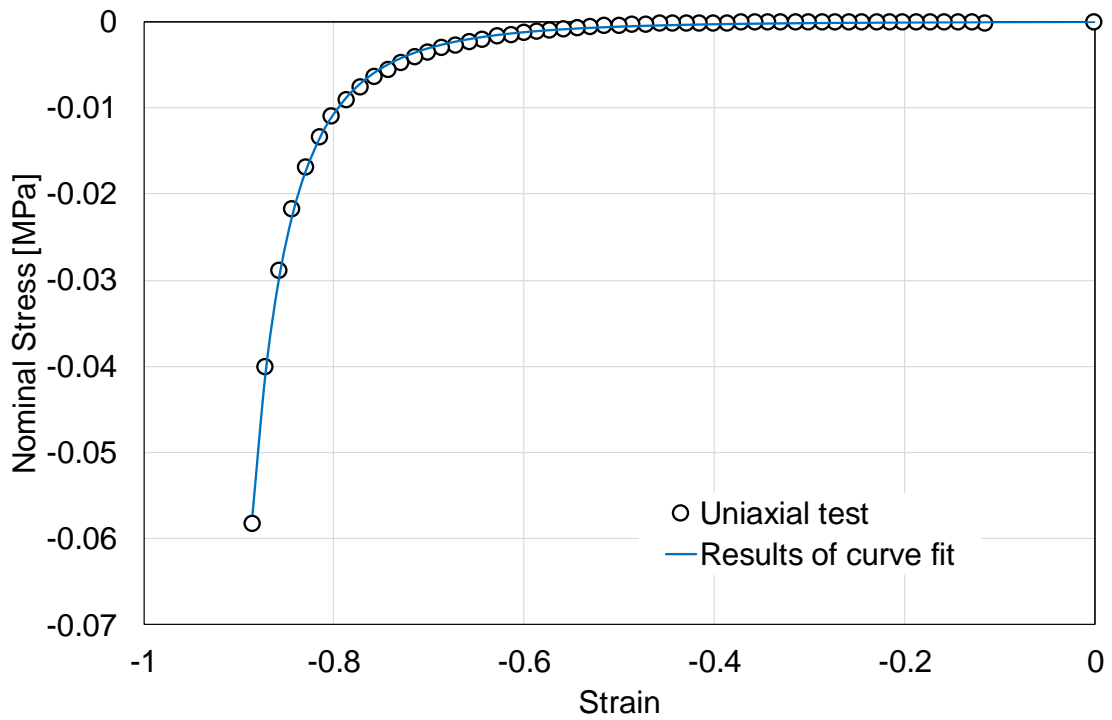
Fig. 4.4(a) の原点および原点に最も近いプロットより，初期弾性係数は  $9.603 \times 10^{-2}$  MPa であった．式(4.10)より  $\mu_1 = 9.603 \times 10^{-2} / \alpha_1$  の関係が得られるため，式(4.8)を  $\alpha_1$  の 1 変数関数として扱うことが可能となる．Fig. 4.4 (a) の  $\mu_1$  および  $\alpha_1$  を求めるため，まず式(4.8)の  $\alpha_1$  の 1 変数関数によるカーブフィットを実施した．カーブフィットは，Excel 2013 のソルバー機能で実施した． $\alpha_1$  の初期値は 1 とした．続いて，1 変数のカーブフィットで得られた  $\mu_1$  および  $\alpha_1$  の値を初期値として， $\mu_1, \alpha_1$  の 2 変数の式(4.8)で同じく Excel 2013 のソルバー機能でカーブフィットを実施した．Fig. 4.4 (a) の赤の破線が 1 変数関数によるカーブフィット結果，赤の実線が 2 変数関数によるカーブフィット結果であり，二乗平均平方根はそれぞれ  $4.048 \times 10^{-4}$  MPa,  $1.747 \times 10^{-4}$  MPa であった．2 変数によるカーブフィットの方が良好であることがわかる．2 変数によるカーブフィットで得られた係数は以下の通りである．

$$\mu_1 = 3.605 \times 10^{-3} \text{ MPa}$$

$$\alpha_1 = 4.244 \times 10$$



(a) The diagram of the strain range 0 to -0.1 of Fig. 4.3.



(b) The diagram of strain ranging from -0.1 to -0.9 in Fig. 4.3, which is added the maximum stress of the strain range of -0.1 to -0.4.

Fig. 4.4 Region division of the stress–strain diagram.



続いて、Fig. 4.4(b) (対応する係数の添え字を 2 とする) に対するカーブフィットを、Ogden の手法を参考に実施した[58]。ひずみ $-0.9 \sim -0.6$  の範囲を伸長比で表現すると、 $\lambda = 0.1 \sim 0.4$  となる。この範囲で $\alpha_2 < -1$  であれば  $1/\lambda^{\alpha_2} < 1$  であるため、Ogden の検討と同様に  $N=1$  とした式(4.7)を  $P = \mu_2 \lambda^{\alpha_2 - 1}$  とおき、両辺に $-1$  を乗じて自然対数をとることで次式を得た。

$$\ln(-P) = \ln(-\mu_2) + (\alpha_2 - 1) \ln \lambda \quad (4.11)$$

続いて、ひずみを伸長比に書き換え、さらに $\lambda = 0.1 \sim 0.4$  の範囲の試験結果を用いて縦軸に  $\ln(-P)$ 、横軸に  $\ln(\lambda)$  をプロットしたグラフに対して式(4.11)によるカーブフィットを実施し、 $(\alpha_2 - 1) = -2.900$ 、 $\ln(-\mu_2) = -9.172$  すなわち $\alpha_2 = -1.900$ 、 $\mu_2 = -1.039 \times 10^{-4}$  [MPa] が得られた (Fig. 4.5)。カーブフィットの決定係数は  $R^2 = 0.999$  であった。この結果は前述の $\alpha_2 < -1$  を満たす。

これらの値を初期値とし、Fig. 4.4(b) に対し Excel 2013 のソルバー機能による式(4.7)のカーブフィットを実施した。その結果、以下の値が得られた。この値による公称応力とひずみの関係を Fig. 4.4(b) の青の実線で示す。二乗平均平方根は  $3.479 \times 10^{-4}$  MPa であった。

$$\begin{aligned} \mu_2 &= -9.537 \times 10^{-5} \text{ MPa} \\ \alpha_2 &= -1.958 \end{aligned}$$

以上により、Fig. 4.4 で分割した 2 つの領域に対する $\mu_n$ および $\alpha_n$ の値が得られた。本来であれば  $N=2$  としてこれらの値を材料特性パラメータとすることで良好なフィッティング結果となるが、Fig. 4.4(a)の結果において、ひずみ値の減少とともにひずみ $-0.1$  未満の応力値も減少していることが読み取れる。Fig. 4.4 (a), (b) の応力値の可算結果を Fig. 4.3 の圧縮試験結果とするためには、Fig. 4.4(a) のひずみ $-0.1$  未満の範囲の応力値を吸収する 3 項目が必要となる。そこで、これまでに求めた $\mu_1, \alpha_1, \mu_2, \alpha_2$ および、 $\mu_3=1, \alpha_3=1$  を初期値とした  $N=3$  の式(4.7)によるカーブフィットを実施した。カーブフィットは、Excel 2013 のソルバー機能で実施した。その結果、Table 4.1 に示す値を得た。二乗平均平方根は  $1.086 \times 10^{-4}$  MPa であった。

続いて、引張り試験結果を考慮した材料特性パラメータの導出を行った。Fig. 4.3 に示すような引張り/圧縮試験結果がプロットされた公称応力-ひずみ線図に対し、圧縮試験のみから得た材料特性パラメータ (Table 4.1) を初期値としたカーブフィットを行った。カーブフィットは Excel 2013 のソルバー機能で実施した。その結果、Table 4.2 に示す結果を得た。圧縮試験結果からのみ導出した材料特性パラメータおよび、圧縮/引張り試験結果から導出した材料特性パラメータによる、圧縮、引張り、引張りおよび圧縮、の各領域における試験結果とフィッティング結果の差の二乗平均平方根を Table 4.3 に示す。

Table 4.1 Material properties of the Ogden model for “Hard urethane-foam” obtained from the material compression test.

$\mu_1$ [MPa]	$\alpha_1$	$\mu_2$ [MPa]	$\alpha_2$	$\mu_3$ [MPa]	$\alpha_3$	$\beta_i (i = 1, 2, 3)$
$4.356 \times 10^{-3}$	$3.640 \times 10$	$-1.158 \times 10^{-5}$	-2.827	$-2.583 \times 10^{-3}$	3.745	0

Table 4.2 Material property of the Ogden model for “Hard urethane-foam” obtained from the compression–tension tests.

$\mu_1$ [MPa]	$\alpha_1$	$\mu_2$ [MPa]	$\alpha_2$	$\mu_3$ [MPa]	$\alpha_3$	$\beta_i (i = 1, 2, 3)$
$6.451 \times 10^{-2}$	8.175	$-1.250 \times 10^{-5}$	-2.792	$-6.275 \times 10^{-2}$	7.412	0

Table 4.3 RMS values between material tests and curve-fitting for compression, tension, and compression–tension regions, respectively.

	Based on compression [MPa]	Based on compression–tension [MPa]
Compression region	$1.086 \times 10^{-4}$	$3.790 \times 10^{-4}$
Tension region	$1.798 \times 10^{-1}$	$1.170 \times 10^{-3}$
Compression–tension region	$8.527 \times 10^{-2}$	$6.477 \times 10^{-4}$

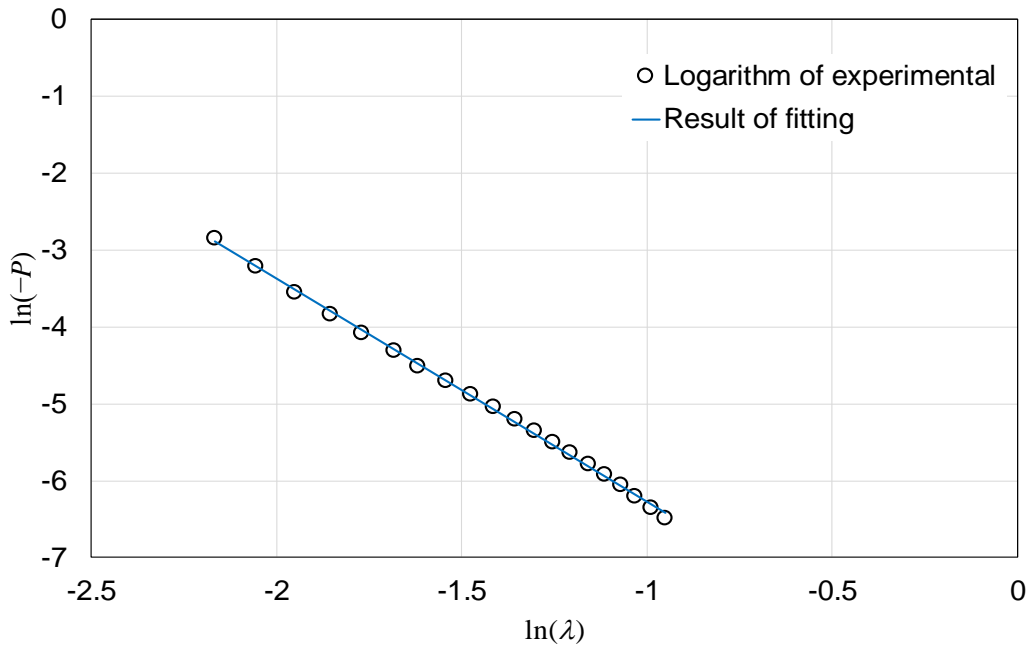


Fig. 4.5 Experimental result showing in Fig. 4.4(b) in the strain range of  $-0.6$  to  $-0.9$  plotted with  $\ln(-P)$  in the vertical axis and  $\ln(\lambda)$  in the horizontal axis. Blue solid line is the result of linear curve fitting to the plots.

#### 4.5. 有限要素法によるマットレス変形状態の再現

ここでは、4.4. 節で導出した材料特性パラメータが、人が臥床したウレタンフォーム製マットレスの変形を有限要素法で再現できるかを確認する。そのため、Table 4.1 および 4.2 の材料特性パラメータを使い、第 3 章で計測した人体模型がウレタンフォームに乗った状態を再現する有限要素法を実施し、第 3 章の計測結果と比較する。

有限要素法解析に使用したシミュレーションモデルを Fig. 4.6 に示す。人体模型の有限要素法モデルには、第 3 章で使用した人体模型を COMET 11M (Carl Zeiss AG, Jena, Germany) で計測し、得られたポリゴンデータに基づいて作成した IGES データを使用した。人体模型は光造形で作製した樹脂製であるため、ウレタンフォームに対して高い剛性を持つと判断し、人体模型の有限要素法モデルを剛体とした。実験に使用したマットレスは 450×2,000×100 mm の設計であったが、厚さを実測したところ 101 mm であったため、有限要素法モデルはこの値を反映した。マットレスに対する人体模型の配置は、実験とほぼ同じとなるように配慮した。マットレスのモデルに使用したメッシュは、第 3 章で使用した測定用マットレスで造影剤を塗布した高さ (Fig. 3.7 参照) にメッシュの節点が配置される様に配慮した。すなわち、マットレスの厚さ方向 (Fig. 4.6 の Y 軸方向) を 4 分割してメッシュを作成した。メッシュは、厚さ方向に対して垂直な方向 (Fig. 4.6 の X, Z 方向) に 20 mm の六面体二次要素となるように作成した。実験では、八分割された人体模型の各パーツに 4.76 kg (=46.7 N) の重量を持たせたため、有限要素法でも同様の荷重を負荷した。また人体模型を表すモデルの不要な回転を抑制するため、Fig. 4.6 の A 点に X, Z 方向、B 点に X 方向の変位拘束を定義した。マットレスの下側には、床面に相当する 500×2,100×10 mm の直方体剛体モデルをマットレスに接するように配置した。人体模型とマットレスの間、およびマットレスと床面の間には、摩擦なしかつ分離可能な接触条件を定義した。有限要素法解析は、ANSYS 18.0 で実施した。有限要素法では幾何学的非線形を有効とした。マットレスのモデルには Table 4.1 (圧縮のみを考慮) および Table 4.2 (圧縮/引張りを考慮) に示した材料特性パラメータをそれぞれ適用し、2 パターンの有限要素法解析を実施した。有限要素法解析から得た Fig. 4.6 中の Section 1~9 断面 (Fig. 3.10 の Section 3~11 に対応) における床面からの高さを実験結果と比較し、両者の差の二乗平均平方根を算出した。この時、有限要素法解析から得たマットレス表面の形状を表す点群は、X, Z 方向に約 10 mm ピッチであるのに対して、実験結果は約 25 mm ピッチであり、両者を直接比較することができなかった。そこでよりサンプリングが高い有限要素法解析の結果を直線で補完し、実験結果と比較した。また実験結果は、有限要素法解析の結果との差の二乗平均平方根が最も小さくなるように X, Y, Z 方向への微調整を行った。

第 3 章の計測結果と、圧縮のみを考慮して導出した材料特性パラメータによる有限要素法の比較結果の代表として Fig. 4.6 の Section 2 および 9 の結果を Fig. 4.7 に示す。また同様に、実験結果と圧縮/引張りを考慮した材料特性パラメータによる有限要素法解析との比較結果を Fig. 4.8 に示す。圧縮のみを考慮、および引張り/圧縮を考慮した各有限要素法解析の

結果と第3章の計測結果の差の二乗平均平方根を、層ごと、およびすべての層に対して算出し、Table 4.4 に示す。

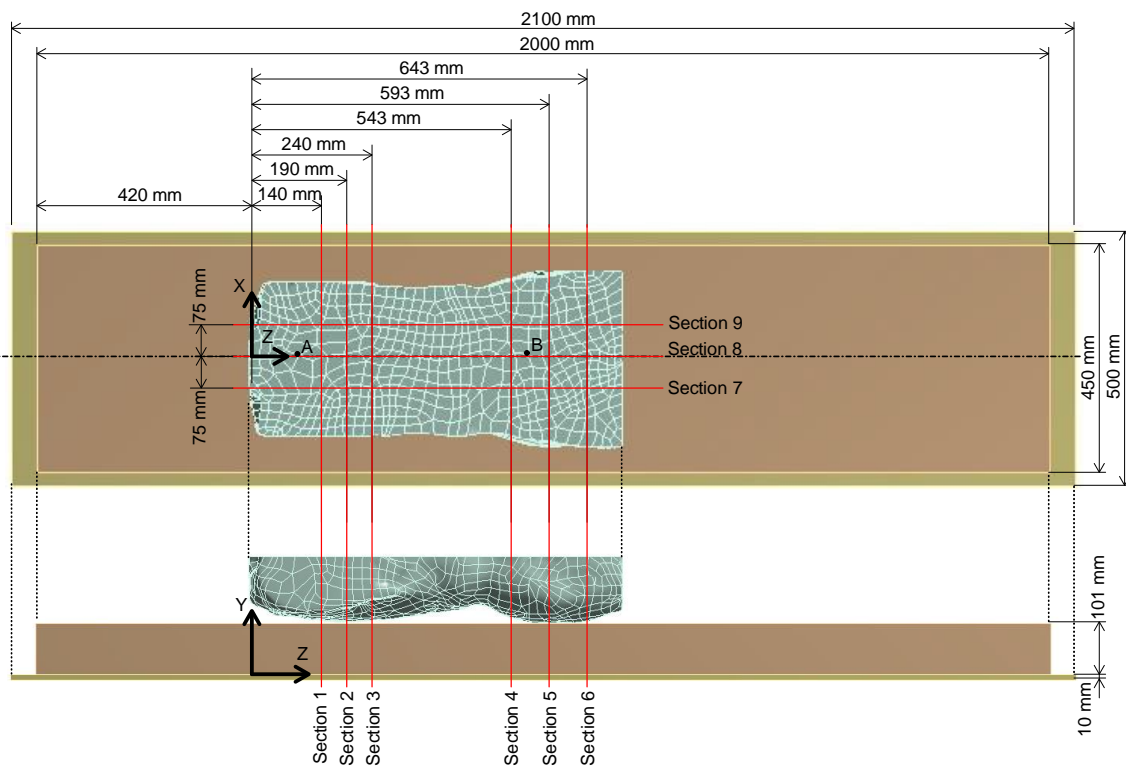
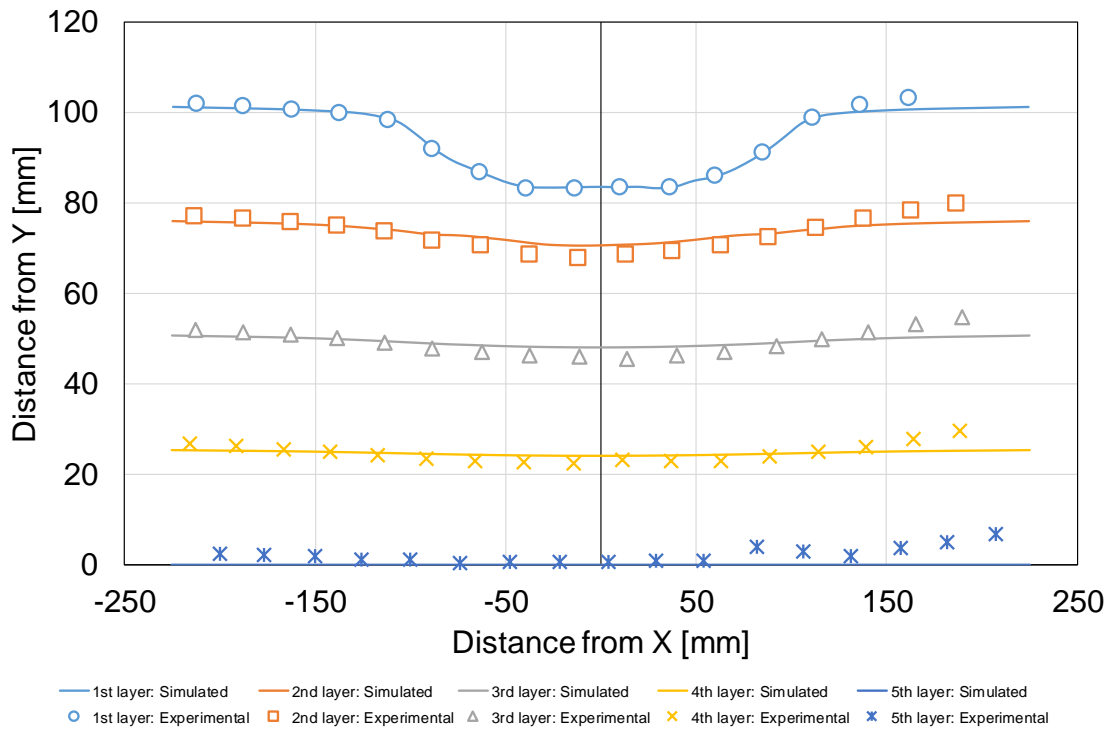
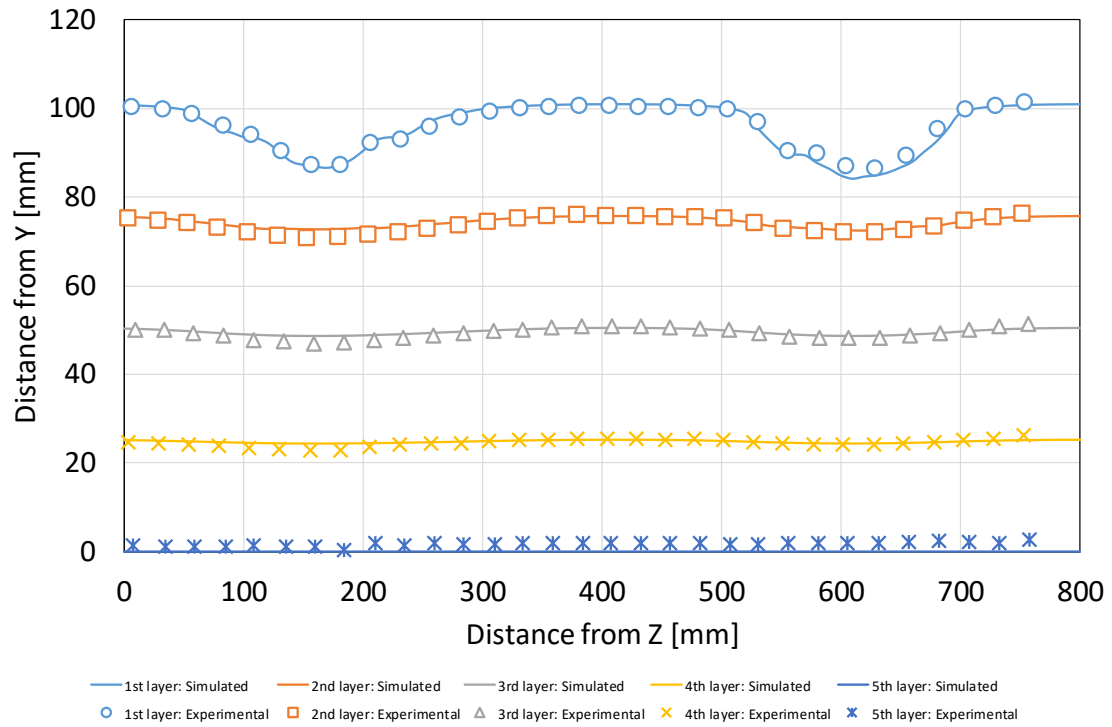


Fig. 4.6 FEM model used for the simulation of a previous experiment by the authors where the mattress deformation was measured.

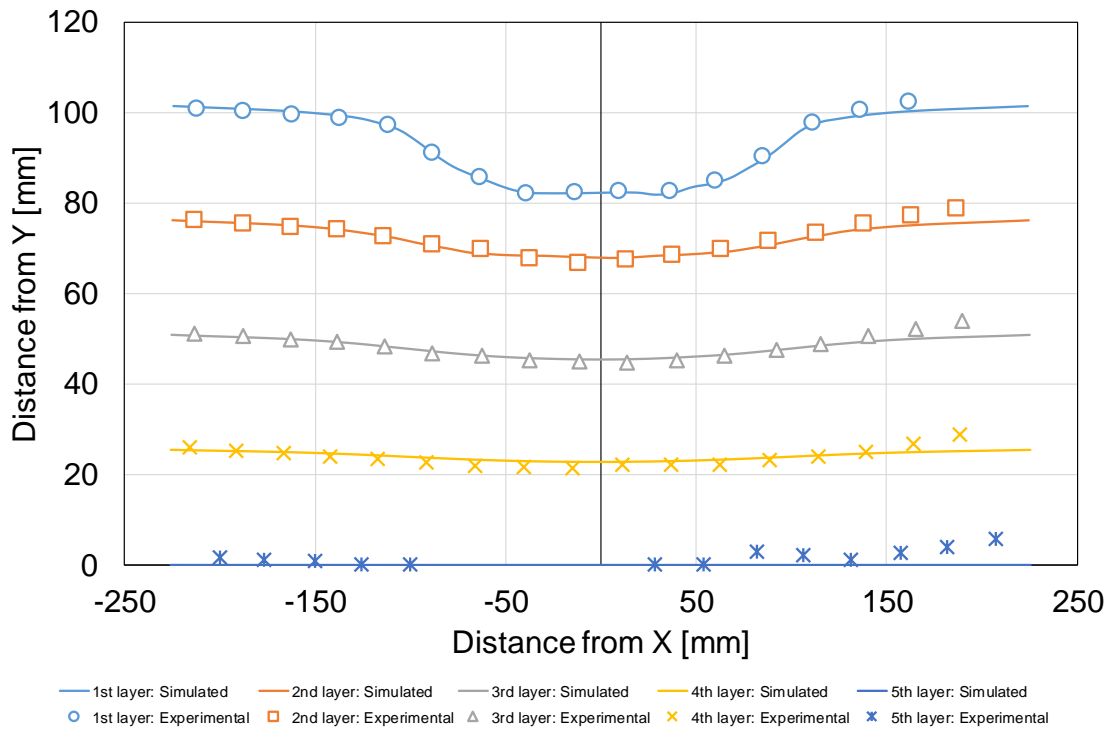


(a) Section 2 in Fig. 4.6

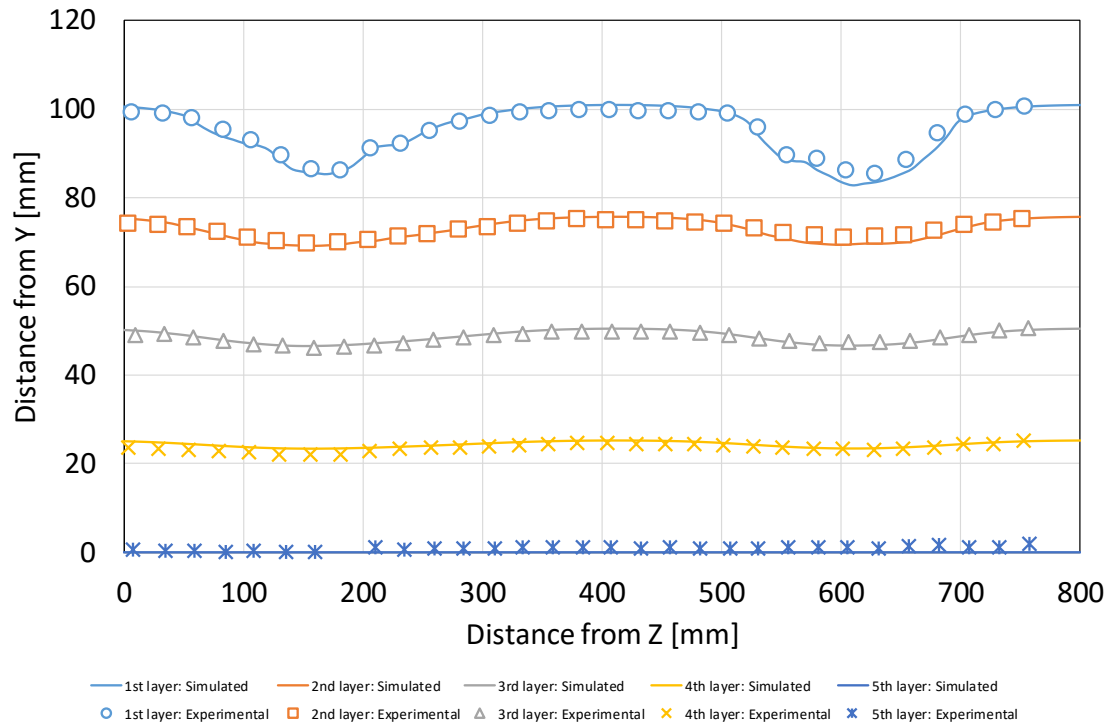


(b) Section 9 in Fig. 4.6

Fig. 4.7 Comparison between experimental and simulated using the mechanical properties shown in Table 4.1. (a) is a representative of axial section and is the result of section 2 in Fig. 4.6. (b) is a representative of sagittal section and is the result of section 9 in Fig. 4.6.



(a) Section 2 in Fig. 4.6



(b) Section 9 in Fig. 4.6

Fig. 4.8 Comparison between experimental and simulated using the mechanical properties shown in Table 4.2. (a) is a representative of axial section and is the result of section 2 in Fig. 4.6. (b) is a representative of sagittal section and is the result of section 9 in Fig. 4.6.

Table 4.4 RMS values of each layer based on compression alone or both compression/tension tests.

	Compression [mm]	Compression/tension [mm]
1st layer	1.234	1.438
2nd layer	1.490	1.083
3rd layer	1.298	0.919
4th layer	1.176	1.228
5th layer	1.902	1.350
ALL layers	1.438	1.216

#### 4.6. 考察

本章ではマットレスの素材に使用されるウレタンフォームの圧縮/引張り試験を実施し、ANSYS 18.0 に実装されているひずみエネルギー関数でカーブフィットすることで圧縮のみを考慮した材料特性パラメータ (Table 4.1) と圧縮/引張りを考慮した材料特性パラメータ (Table 4.2) を導出した。Fig. 4.3 に示した圧縮のみを考慮した場合と、圧縮/引張りを考慮した場合のカーブフィット結果を比較すると、圧縮領域のみの二乗平均平方根は、前者が  $1.086 \times 10^{-4}$  MPa であるのに対し、後者は  $3.790 \times 10^{-4}$  MPa であり、圧縮のみを考慮したカーブフィットが良好な結果を示した (Table 4.3)。特に、ひずみ  $-0.1 \sim 0$  における、圧縮/引張りを考慮したカーブフィットと試験結果の差の二乗平均平方根  $8.515 \times 10^{-4}$  MPa は、圧縮のみを考慮したときの  $1.426 \times 10^{-4}$  MPa に比べて大きい。Fig. 4.9 に、カーブフィット結果の原点付近を拡大した図を示す。ひずみ  $-0.1 \sim 0$  の領域で圧縮のみを考慮したカーブフィット結果と、圧縮/引張りを考慮したカーブフィット結果に差が確認できる。圧縮のみを考慮した結果の方が試験結果を良く反映しており、前述の差はひずみ  $-0.1 \sim 0$  の領域の適合性の差で生じたと考えられる。次に、引張り領域の二乗平均平方根を考える。圧縮のみを考慮した場合の二乗平均平方根は  $1.798 \times 10^{-1}$  であるのに対し、圧縮/引張りを考慮すると  $1.170 \times 10^{-3}$  に大きく改善する (Table 4.3)。Fig. 4.3 から、圧縮のみを考慮したカーブフィット結果は、引張り領域の試験結果を再現できていないことがわかる。これらのことから、圧縮挙動のみを再現する有限要素法の場合には、圧縮のみ考慮した材料特性パラメータの方が良好な結果が期待できる。反面、引張りが生じる可能性がある変形を再現する場合には、圧縮のみを考慮した材料特性パラメータでは良好な引張り挙動の再現が期待できず、引張りを考慮する必要があると考える。

続いて、人体模型をマットレス上に乗せた状態の有限要素法について考える。圧縮のみを考慮した有限要素法における Fig. 4.6 の Section 1~9 断面の全ての層の二乗平均平方根は 1.438 mm であるのに対して、圧縮/引張りを考慮した有限要素法では 1.216 mm であり、両者は近い値である (Table 4.4)。1st~5th layer を層ごとに比較しても、ほぼ同じか 1 mm 未満の差で圧縮/引張りが良好であった (Table 4.4)。第 3 章の検討から、本研究で実施している

マットレス変形状態測定手法の分解能は 1 mm であるため、圧縮のみを考慮と圧縮/引張りを考慮で大きな差が無いと判断する。人体模型がマットレスに乗る際に、マットレス表面は引張り挙動が生じると考えられるため、圧縮/引張りを考慮した材料特性パラメータの方が良好な結果を示すと推測したが、それに反する結果となった。そこで、圧縮のみを考慮した材料特性パラメータを用いたマットレスの変形を再現する有限要素法のウレタンフォームの変形挙動について考える。マットレスモデルを構成する全節点で算出された最大弾性主ひずみの最大値は  $1.278 \times 10^{-2}$  であるのに対し、最小弾性主ひずみの最小値は  $-8.318 \times 10^{-1}$  であった。最大弾性主ひずみは引張りを表し、最小弾性主ひずみは圧縮を表すと考えられる。最小弾性主ひずみの絶対値は最大弾性主ひずみの絶対値の約 65 倍であるため、4.5. 節で実施したマットレスの変形を再現する有限要素法におけるマットレスの変形は、圧縮が支配的といえる。ANSYS から出力されるひずみは対数ひずみであるため、最大弾性主ひずみの最大値を公称ひずみに換算すると  $1.286 \times 10^{-2}$  である。Fig. 4.10 に、公称ひずみ  $1.286 \times 10^{-2}$  のとき、圧縮のみを考慮した材料特性パラメータから算出される応力と圧縮/引張りを考慮した材料特性パラメータから算出される応力を示す。Fig. 4.3 に示すように、引張りの変形量が大きくなると、圧縮のみを考慮した材料特性パラメータは試験結果と大きく異なる値を示すが、4.5. 節で実施したマットレスの変形を再現する有限要素法で生じる  $1.286 \times 10^{-2}$  のひずみでは、圧縮のみを考慮した材料特性パラメータであっても、圧縮/引張りを考慮した場合と、試験結果との差は大きく変わらない。このことは、人体模型をマットレスに乗せた有限要素法では、マットレスに生じる引張りひずみは微小であるため、使用する材料特性パラメータは引張りを考慮しなくてもよいことを示す。これらのことから、4.5. 節の有限要素法が模擬した、人がマットレスに仰臥位で臥床した状態を再現する有限要素法を実施する際には、圧縮のみを考慮した材料特性パラメータを用いても、良好な再現が可能であると判断する。



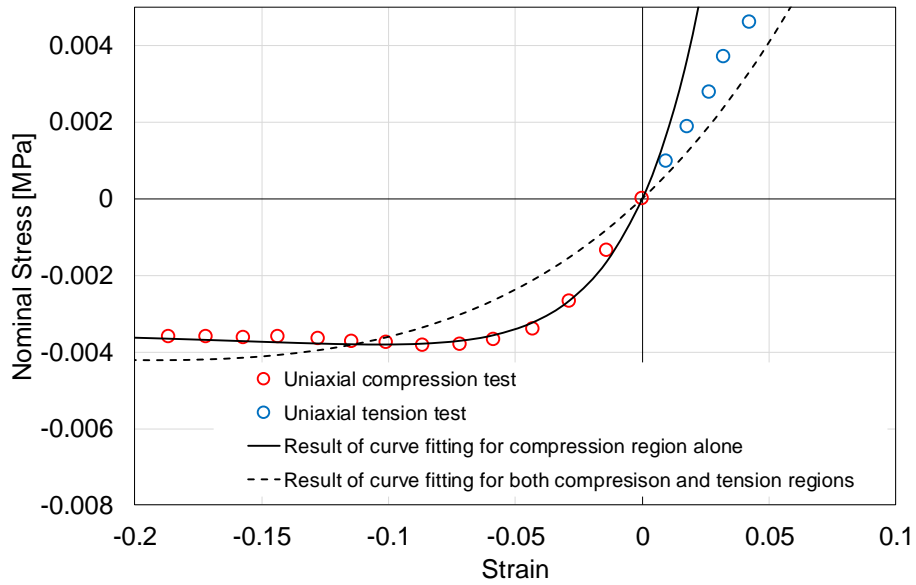


Fig. 4.9 Magnified figure of the result of curve fitting near origin point. In the strain range  $-0.1$  to  $0$ , curve fitting for both compression/tension is worse than that of curve fitting for compression alone. In the strain range  $-0.1$  to  $0$ , RMS for compression alone is  $1.426 \times 10^{-4}$  MPa, and both for compression/tension is  $8.515 \times 10^{-4}$  MPa.

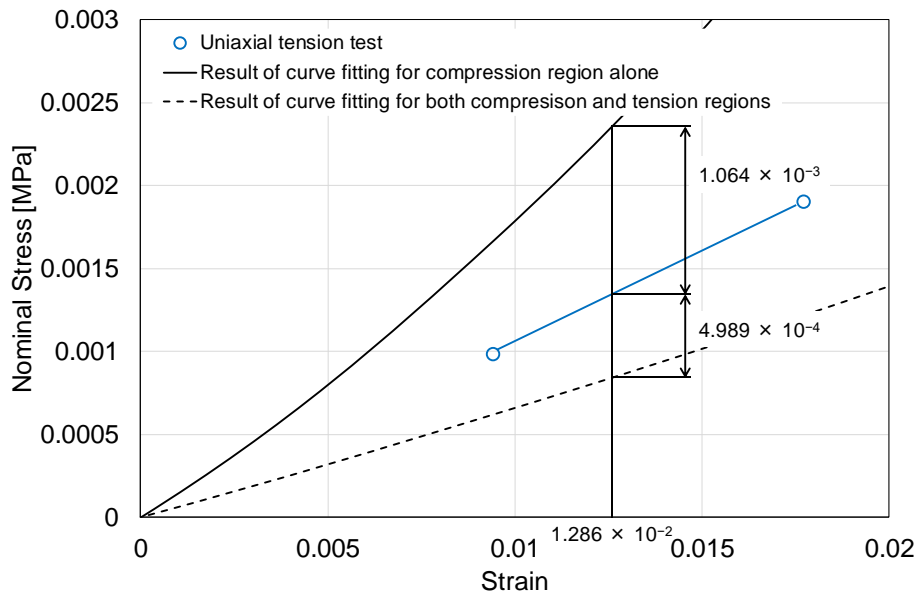


Fig. 4.10 Magnified figure of the result of curve fitting for compression alone and for both compression/tension near origin point. At the strain  $1.286 \times 10^{-2}$ , differential between curve fitting for compression alone and experimental is  $1.064 \times 10^{-3}$ , and between for both compression/tension and experimental is  $4.989 \times 10^{-4}$ .

#### 4.7. 結論

本章では、ウレタンフォーム製マットレスに人が臥床した際の変形挙動を再現する有限要素法に必要となるウレタンフォームの材料特性パラメータの導出方法を検討した。得られた結果をまとめると以下ようになる。

- ウレタンフォームに対して、等方性，ポアソン比 $\nu=0$ を仮定することで，単軸試験の結果から ANSYS 18.0 に実装されている Ogden Compressible Foam Hyperelasticity の材料特性パラメータが導出可能である。
- 人体模型がウレタンフォーム製マットレスに乗った状態を再現する有限要素法解析では，圧縮のみから導出した材料特性パラメータ，圧縮/引張りから導出した材料特性パラメータ，いずれを用いても実験結果との二乗平均平方根が 1.0～1.5 mm 程度の良好な結果を得ることができた。
- 人体模型がマットレスに乗った際のマットレス変形挙動は圧縮が支配的であるため，その状態を再現する有限要素法解析では，圧縮のみを考慮したウレタンフォームの材料特性パラメータを用いても良好な結果を得ることができる。そのため，引張り試験は短縮することができる。

人体模型がマットレスに乗った状態を再現する有限要素法解析は，人がマットレスに臥床した状態を模擬していると考えられる。そのため，人がマットレスに臥床した状態を再現する生体力学シミュレーションに使用するウレタンフォームの材料特性パラメータも圧縮のみから導出した値で良好な結果が期待できる。

## 第5章 マットレスの構造と設計手法の提案

### 5.1. はじめに

第1章でも述べたように、腰痛は多くの人が抱える痛みの自覚症状であり、日常生活においても予防や緩和を心がけるべきである。そのため、人生の1/3を占める睡眠で使用するマットレスは腰痛予防において重要な役割を占める。これまでに様々な腰痛予防マットレスが開発・販売されているが、その多くは店頭で短時間触れた際の感触や、寝心地、すなわち使用者の主観に基づいて設計されるため、後の長期の使用において期待した効果が得られない場合が多い。そのため、使用者の主観によらない評価で腰痛予防効果が確認されたマットレスが求められている。

使用者の体型に基づいた腰痛予防マットレス設計は、Denningerらが睡眠中の姿勢の35～45%を占める側臥位を対象に提案している[56,57]。対象の姿勢が側臥位であるため、脊柱形状を視認でき、その観察結果から腰痛低減効果を評価した。仰臥位姿勢が占める割合は睡眠時間の46～59%と側臥位よりも多いため、仰臥位における腰痛効果低減マットレスも重要である[57]。しかしながら、仰臥位で臥床した場合脊柱形状を視認できないため、Denningerらの手法による評価は行えない。また、腰痛は椎間板変性に起因するとされることが多いため、腰痛予防効果の検討として椎間板負担の評価を行う必要がある。しかしながら、椎間板負担の直接的な評価は、Nachemson, 奥島, Wilkeらのような椎間板穿刺が必要で、マットレス設計での実施は現実的ではなく、Denningerらも実施できていない[8,12-15]。他方第1章でも述べたように、内部組織の形状情報を含んだ三次元人体モデルが、様々な研究機関で開発されている[31-36]。また本研究の第2章において、この人体モデルの力学的変形挙動を再現するためのひずみエネルギー関数の提案を行った。併せて、代表的な組織の変形挙動を提案した関数の材料特性パラメータで表現し、Appendixに示した。第3章では、生体力学シミュレーションのリファレンスに使用できる、使用者が臥床した際のマットレス変形量を計測する手法を確立した。さらに第4章で、マットレスの素材によく使用されるウレタンフォームの変形を有限要素法で精度よく再現できる材料特性パラメータの導出を行った。これらの技術を活用する事で、椎間板穿刺の代替として生体力学シミュレーションで椎間板負担を評価できる可能性がある。

本章では、仰臥位を対象として使用者の体型に合わせたカスタムメイドの腰痛予防マットレス設計手法を提案し、椎間板応力を指標とした生体力学シミュレーションによる腰痛軽減効果を評価する。提案する手法の設計コンセプトは、「使用者がマットレスに臥床したとき、使用者の体ではなく、マットレス上面が使用者の体型に合わせて変形する」である。このコンセプトから、「臥床時にマットレスの各エリアで発生する反力は、マットレス上面が使用者の体型に合わせて変形した際に、そのエリアの直上にある使用者の重量に等しい」という設計基準を導く。このような設計により、人体への曲げやせん断を抑制する。この設計を実現するために、使用者との接触部位ごとに剛性が変えられるブロック構造のマットレスを採用した。さらに、各ブロックの剛性を容易に変える新方式として、硬さの異なるウ

レタンフォームを積層し、その積層割合を変える方法を考案した。各ブロックの剛性は、使用者の重量分布と体型に基づく各ブロックの反力と変形量から決定される。この決定を容易に実行するため、有限要素法を活用してブロックの反力と変形量、そして剛性のパラメータとなる積層割合の関係を示す表を作成した。合わせて使用者の重量分布を探索する方法と、使用者の三次元モデルから各ブロックの変形量を求める方法を考案し、腰痛予防マットレス設計手法を確立した。最後に、本研究が提案する手法で設計したマットレスの腰痛軽減への貢献を検討するため、生体力学シミュレーションで椎間板応力を評価し、一般に販売されている一様構造のマットレスと比較した。

## 5.2. 個別対応設計手法の提案

### 5.2.1. マットレスの設計プロセスとマットレス構造

本研究では、脊柱に対して力学的な影響を与える体幹部を設計対象とする。考案した設計プロセスは、Fig. 5.1 のようになる。マットレス使用者が決定すると、その体型を模した三次元人体モデルを作成する (Fig. 5.1 (A))。続いて、設計対象部 (すなわち体幹部) の重量分布を探索する (Fig. 5.1(B))。人体モデルの体幹部形状からは、マットレス各部の変形量が求められる (Fig. 5.1 (C))。また体幹部の重量分布から、マットレス各部が支える重量、すなわち反力が求められる (Fig. 5.1 (D))。変形量と反力が決まれば、必要となる剛性を決定できる。本研究では、使用者との接触部位ごとに剛性が変えられるように断面積  $50 \times 50 \text{ mm}$ 、高さ  $100 \text{ mm}$  のブロックを並べた構造のマットレスを採用した。各ブロックは剛性の異なる2種類のウレタンフォームを積層した構造とし、その積層割合を変えることでブロックの剛性を変えることができる。そのため、あらかじめ膨大なパターンでの「ブロックの圧縮」、「要求される反力」、そして「積層割合」の関係を表す表 (Fig. 5.1 (E)) を作成しておけば、Fig. 5.1 (C) および(D)から積層割合が決定できる。本研究は体幹部を設計対象としたため、人体を左右対称と見なしてその  $1/2$  の左半身に対応するサイズのマットレスを設計する。すなわち、身長方向に15個、身長方向に垂直な方向に3個ブロックを並べたサイズを設計対象のマットレスとした (Fig. 5.2)。図中の番号で各ブロックを識別する。これにより、イタレーションを伴わないワンステップの設計が実現する。本節では、この設計プロセスを実現するための要素技術を提案する。

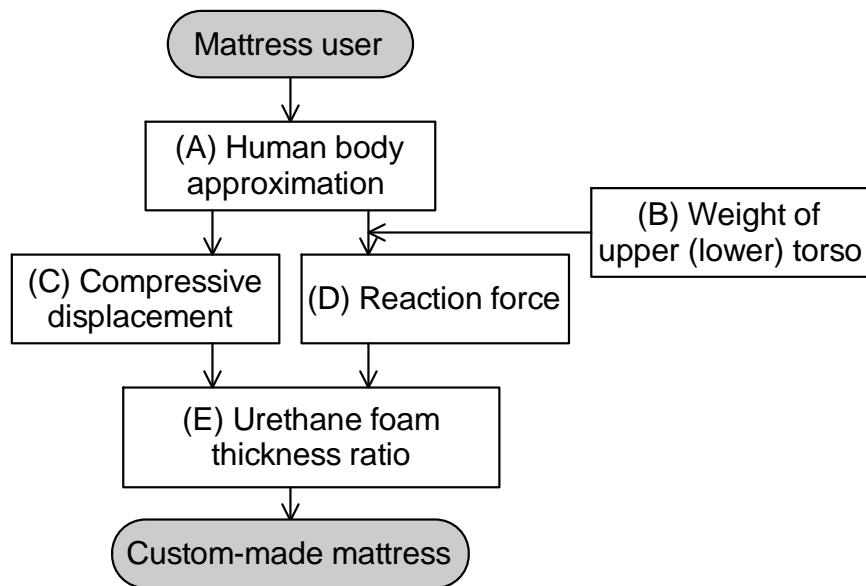


Fig. 5.1 Custom-made mattress design process.

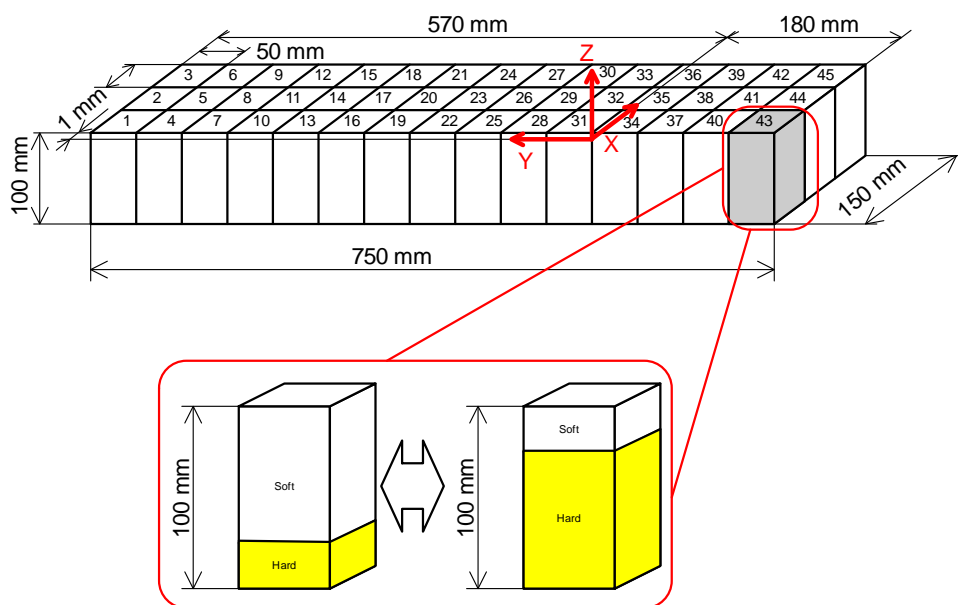


Fig. 5.2 Mattress structure consisting of blocks that are made of two layers of urethane-foam of different stiffnesses; the thickness ratio of the two layers can therefore control the overall stiffness.

### 5.2.2. 使用者の三次元人体モデル構築

マットレス設計, 使用者の重量分布探索, および腰痛予防効果の確認に使用する使用者の体型を模した三次元人体モデルを構築する. 三次元人体モデル構築には, X線CT, MRI, 3D デジタイザ等様々な手法がある. 横田らはこれまでに生体力学シミュレーションでの使

用も視野に入れ、X線CTとMRIを組み合わせた方法で人体モデルを提案してきた (Fig. 1.1) [35]. この人体モデルは、被験者の身体に負担がかからない姿勢で撮影された連続断層画像に基づいて作成された。このモデルには内部組織の形状情報が含まれるため、生体力学シミュレーションによる内部組織の負担評価、すなわち椎間板への負荷評価に活用できる。本研究では、横田らが構築した三次元人体モデルの被験者をマットレス使用者に選定し、横田らのモデルを使用者の三次元人体モデルとして使用する[35].

### 5.2.3. 使用者の体幹部重量配分推定

仰臥位で人体がマットレスを圧縮する力、すなわち体幹部重量の探索は、使用者の体型を模した三次元人体モデルを使用した生体力学シミュレーションの結果を実測値と比較することで行う。本研究では、第3章で臥床状態におけるマットレス変形量測定手法を考案した。第3章で作成した「Hard ウレタンフォーム」による撮影用マットレス (Fig. 3.7) に使用者が臥床した状態をX線CTで撮影し、断層画像の造影剤の像からマットレス変形量を計測した。続いて、使用者の体型を再現した人体モデルとマットレスモデルおよび第2, 4章の手法で導出した材料特性パラメータを使い、上胴と下胴に阿江らが示した重量を定義して、仰臥位での臥床状態を再現する生体力学シミュレーションを実施した。さらに、少し重めの重量を定義した生体力学シミュレーションを追加実施した。重量の変化に伴うマットレス変形量の変化から、計測されたマットレス変形量が再現できる人体体幹部の重量分布を探索した。

### 5.2.4. マットレスの硬さの決定方法

マットレスを構成する各ブロックの変形量と、必要となる反力から、各ブロックの剛性を決定する。これらを、使用者の三次元人体モデルと体幹部の重量分布から求める。Fig. 5.3の各ブロックの変形量 $a_i$ は、人体の沈み込み量 $D$ を定めることで、人体モデルがマットレスに接した状態の各ブロック上面から人体までの距離 $d_i$ を使って式(5.1)で計算できる。

$$a_i = D - d_i \quad (5.1)$$

次に、各ブロックに要求される反力を求める。人体モデルから、上胴、下胴の体積を求め、5.2.3の手法で求めた上胴、下胴の各重量から密度を求める。設計コンセプトから各ブロックの反力は直上の人体の重量と等価とするため、Fig. 5.4のように、各ブロック直上の人体の厚さ $h_i$ を求めてブロック断面積 (すなわち $50 \times 50 = 2,500 \text{ mm}^2$ ) に乗じることで体積を近似し、上胴、下胴の密度を乗じる事で、ブロックごとの反力を計算する。

ここで得られた各ブロックの圧縮量と反力から、これを実現するための積層割合を Fig. 5.1(E) の表から決定することで、マットレスの設計が完了する。

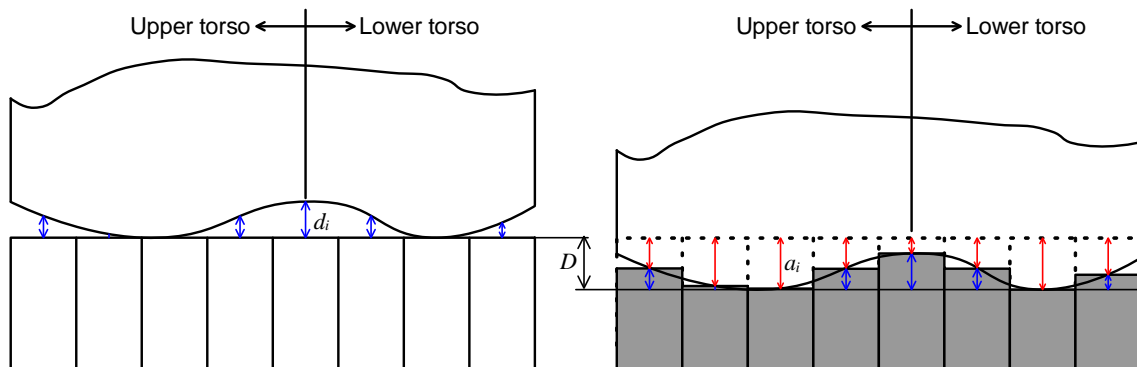


Fig. 5.3 Compressive displacement of blocks obtained from maximum compressive displacement  $D$  and distances  $a_i$  between the tops of each block and the back of the mattress user.

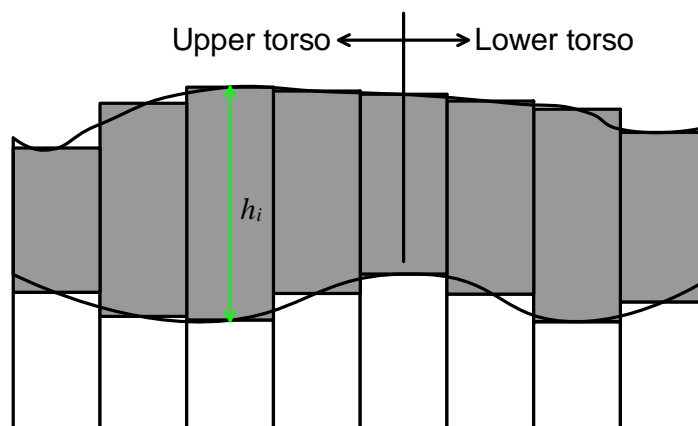


Fig. 5.4 Block reaction force equivalent to the weights of the human body directly above each block, obtained from multiplying the section area  $50 \times 50 \text{ mm}^2$ , thickness  $h_i$  of the human body, and the density.

### 5.3. ウレタンフォームの積層割合と反力の関係

マットレスを構成するブロックに使うウレタンフォームに、硬めの「Hard ウレタンフォーム」と、柔らかめの「Soft ウレタンフォーム」を使用した。有限要素法で変形挙動を再現する場合、式(1.6)の係数が必要となる。「Hard ウレタンフォーム」は第4章ですでに導出しているため、圧縮試験結果に基づく Table 4.1 の値を使用する。「Soft ウレタンフォーム」については、新たに 4.4. 節と同様の方法で圧縮試験結果から係数を求め、Table 5.1 の値を得た。「Soft ウレタンフォーム」の圧縮試験結果と近似結果、および「Hard ウレタンフォーム」の圧縮試験結果と近似結果を改めて Fig. 5.5 に示す。

Table 4.1 および 5.1 の材料特性と Fig. 5.6 に示す積層ブロックの有限要素法モデルを使い、ブロックの「圧縮」、「反力」、および「積層割合」の関係を示す表を作成した。ブロックの

高さは 100 mm であるため、積層割合は「Hard ウレタンフォーム」:「Soft ウレタンフォーム」=100:0~0:100 まで設定できる。この間を 1 mm 刻みとして積層パターンを 101 パターン設定した。圧縮も 1~99 mm まで 1 mm 刻みで 99 パターン設定した。101×99 = 9999 の条件を有限要素法で再現し、それぞれの反力を得た。本研究で使用した「圧縮」、「反力」、および「積層割合」の関係を Table 5.2 に示す。

Table 5.1 Mechanical properties of “Soft urethane-foam” for Eq. (1.6)

$\mu_1$ [MPa]	$\alpha_1$	$\mu_2$ [MPa]	$\alpha_2$	$\mu_3$ [MPa]	$\alpha_3$	$\beta_i (i = 1, 2, 3)$
$9.796 \times 10^{-4}$	$3.873 \times 10$	$-6.379 \times 10^{-5}$	-1.660	$-1.494 \times 10^{-3}$	$4.961 \times 10^{-1}$	0

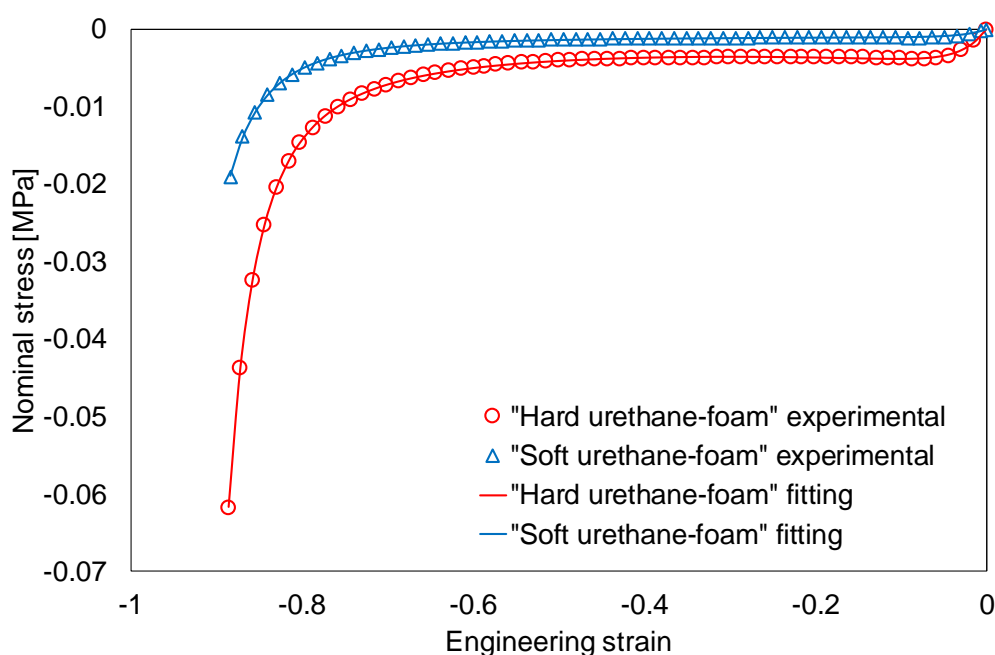


Fig. 5.5 Fitting results for the material compression tests of the urethane-foam classified as either “Hard urethane-foam” or “Soft urethane-foam.”





## 5.4. 被験者に向けたマットレスの個別対応設計

### 5.4.1. 使用者の三次元人体モデル構築

マットレス使用者は、横田らが構築した三次元人体モデルの被験者であるため、すでに構築済みの人体モデルを活用した。マットレス設計に向けて、設計対象部である体幹部の体表面二分の一モデルを STL 形式で抽出した (Fig. 5.7)。また、生体力学シミュレーションによる椎間板応力評価のため、この範囲の骨および椎間板形状も同じく STL 形式で出力し、体表面データと合わせて節点共有タイプのメッシュデータを作成した (Fig. 5.8)。メッシュデータに含まれる椎間板の材料特性パラメータは、Yamada が示す材料試験結果を Ungraph (Biosoft, Cambridge, U.K.) で数値化し、2章で定義した式(2.5) (非圧縮性の場合、式(2.5)=式(2.6)) で表現した (Appendix Figs. A 29~31, Tables A 29~31)。「その他」には同じく Yamada が示す「皮下脂肪」を適用した (Appendix Fig. A 15, Table A15)。「骨」には、林が示すヤング率 17.00 GPa, ポアソン比 0.4600 の値を定義した[39]。

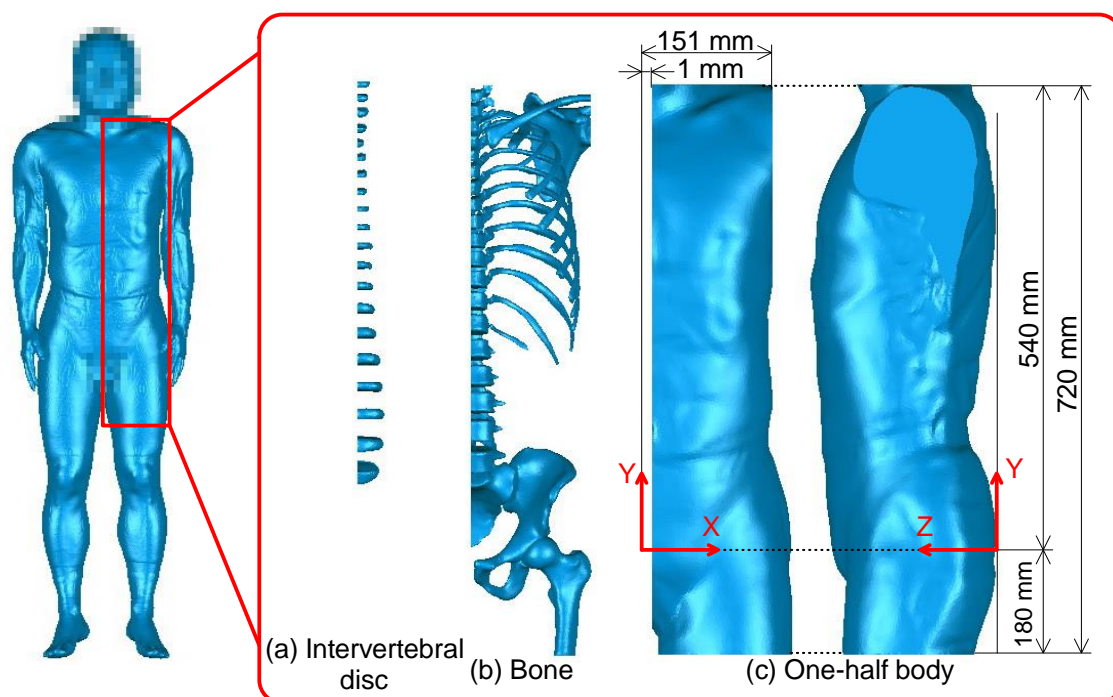


Fig. 5.7 Three-dimensional human model of the mattress user, including bones and internal tissues such as the intervertebral discs.

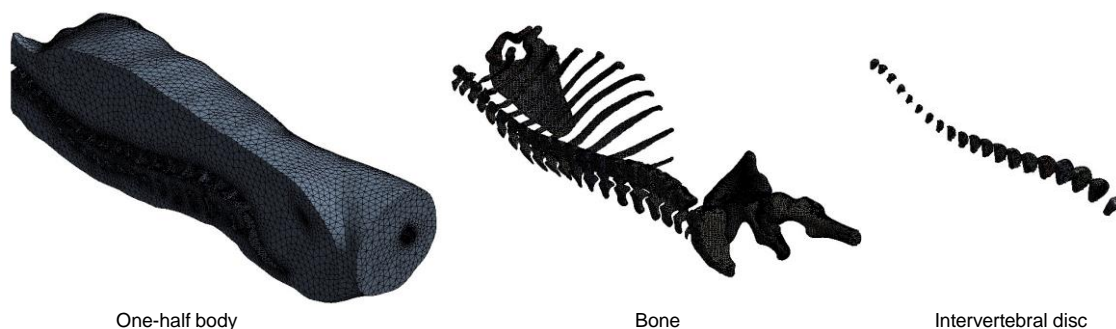


Fig. 5.8 Mesh model of the half torso for FEM including bones and the intervertebral discs.

#### 5.4.2. 使用者の体幹部重量配分推定

本項では、使用者の体幹部がマットレスを圧縮する力を求める。林が示す骨のヤング率 17.00 GPa とポアソン比 0.4600, Appendix の Tables A 29~31 および Table A 15 に示した椎間板および脂肪の材料特性パラメータを定義した Fig. 5.8 のメッシュモデルの上胴, 下胴に, 阿江らが示した値とほぼ等しい上胴 17.5 kg, 下胴 16.0 kg (条件 1), と少し重めの上胴 20.0 kg, 下胴 30.0 kg (条件 2) を定義して仰臥位での臥床状態を再現する生体力学シミュレーションを実施した (Fig. 5.9)。上胴と下胴の境界は, 阿江らが示した肋骨下点付近とした。生体力学シミュレーションのマットレス素材は「Hard ウレタンフォーム」とした。マットレスの生体力学シミュレーションモデルは Fig. 3.7 の造影剤を塗布したマットレスの厚さを実測して反映させ, 750×150×101 mm とした。それぞれの生体力学シミュレーションから得た上胴, 下胴直下のマットレス最大変形量 (条件 1 : 上胴 10.4 mm, 下胴 12.6 mm, 条件 2 : 上胴 13.2 mm, 下胴 27.2 mm) と, それぞれの生体力学シミュレーションで定義した上胴, 下胴の重量の関係を Fig. 5.10 のプロットに示す。それぞれの関係を, 原点を通る二次関数で近似した。並行して「Hard ウレタンフォーム」で作製した X 線 CT で撮影可能な造影剤を含んだマットレス (Fig. 3.7) に, マットレス使用者, すなわち人体モデルの被験者が仰臥位で臥床した状態を X 線 CT で撮影し, その断層画像からマットレス変形量を求めた (Fig. 5.11)。測定された変形量は, 上胴 : 16.9 mm, 下胴 : 33.6 mm であった。Fig. 5.10 の近似結果からこの変形を実現する上胴, 下胴の重量を計算した結果, 上胴 21.7 kg, 下胴 34.5 kg (条件 3) が示された。確認のため, Fig. 5.9 の生体力学シミュレーションに条件 3 の重量を定義してマットレス沈み込み量を計算した。条件 1, 2 および 3 の生体力学シミュレーションによる沈み込み量と, X 線 CT による測定結果の比較を Fig. 5.12 に示す。生体力学シミュレーションと実験の差の RMS は, 条件 1: 10.6 mm (図中の青い△プロット), 条件 2: 3.38 mm (図中の緑の□プロット), 条件 3: 2.26 mm (図中の黄色い◇プロット) であった (X 線 CT による計測結果は, 赤い○プロット)。この結果から, 実験で測定された沈み込み量は, 条件 3 の上胴 21.7 kg, 下胴 34.5 kg とすることで再現できる事が示された。なお, 被験者の X 線 CT 撮影は, 理化学研究所による倫理審査に基づいて実施された。

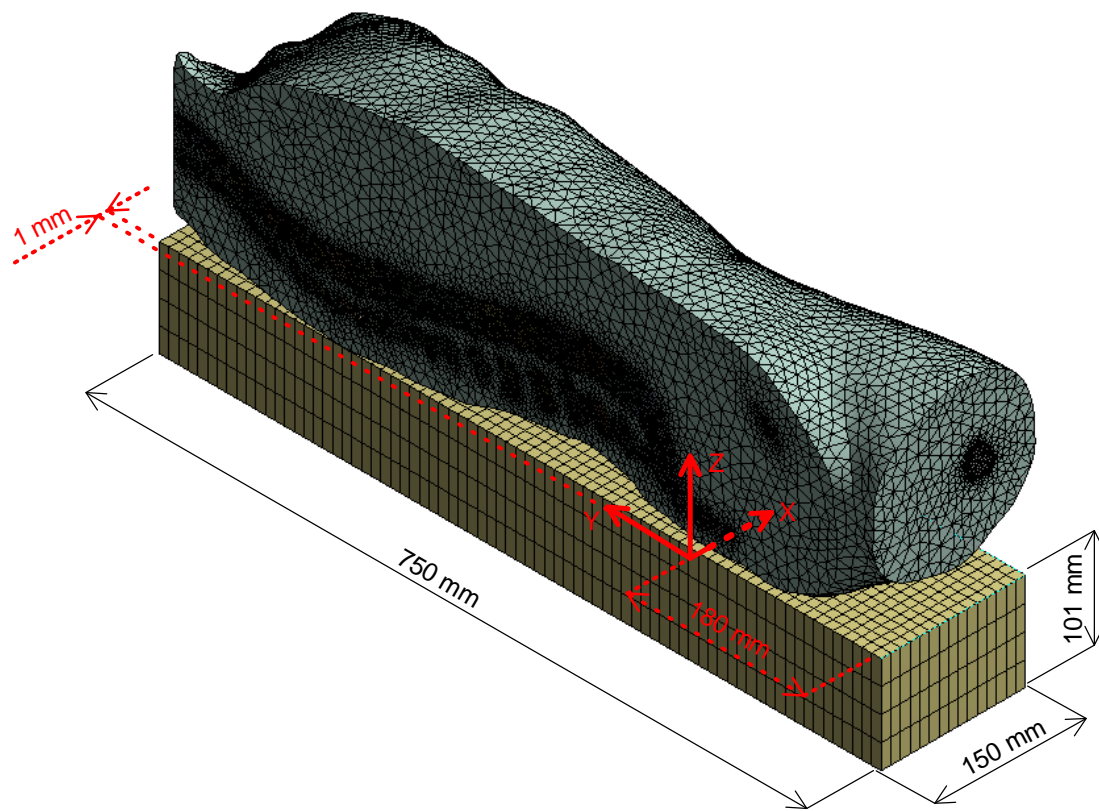


Fig. 5.9 Simulation model of the mattress and the mattress user.

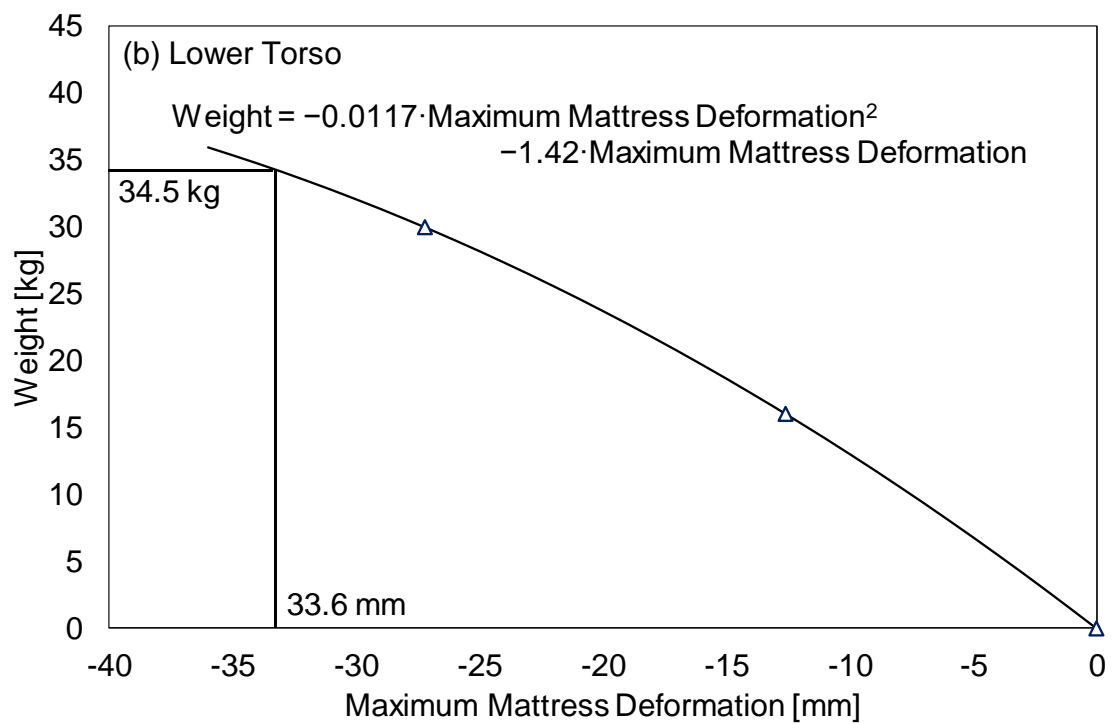
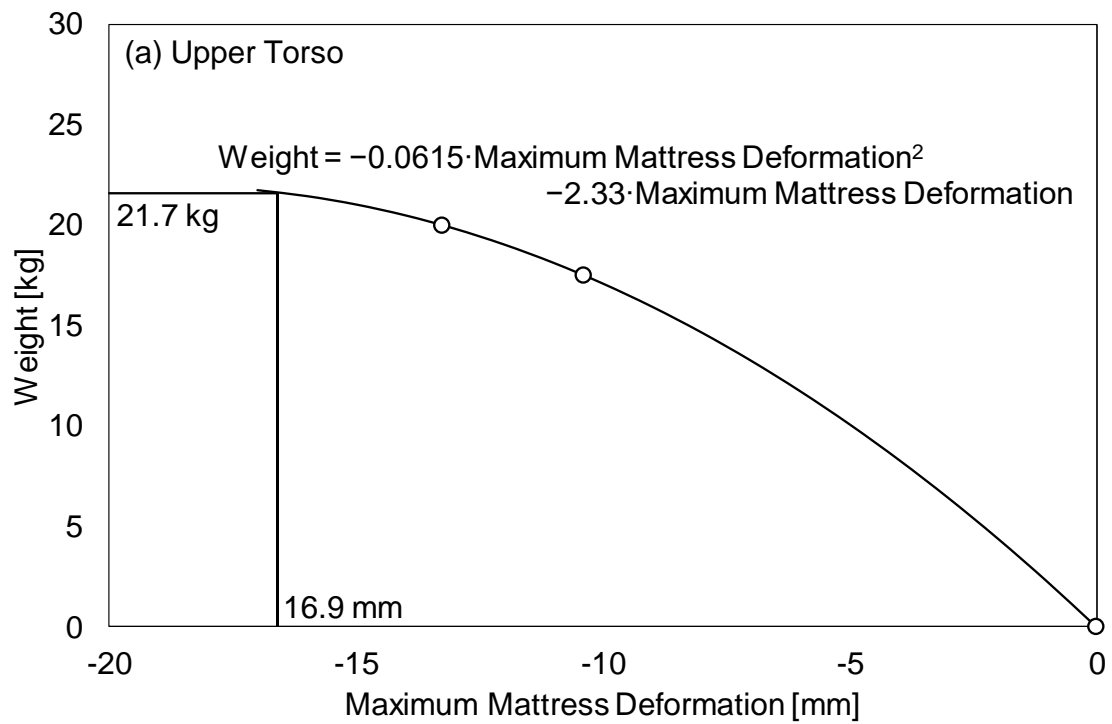
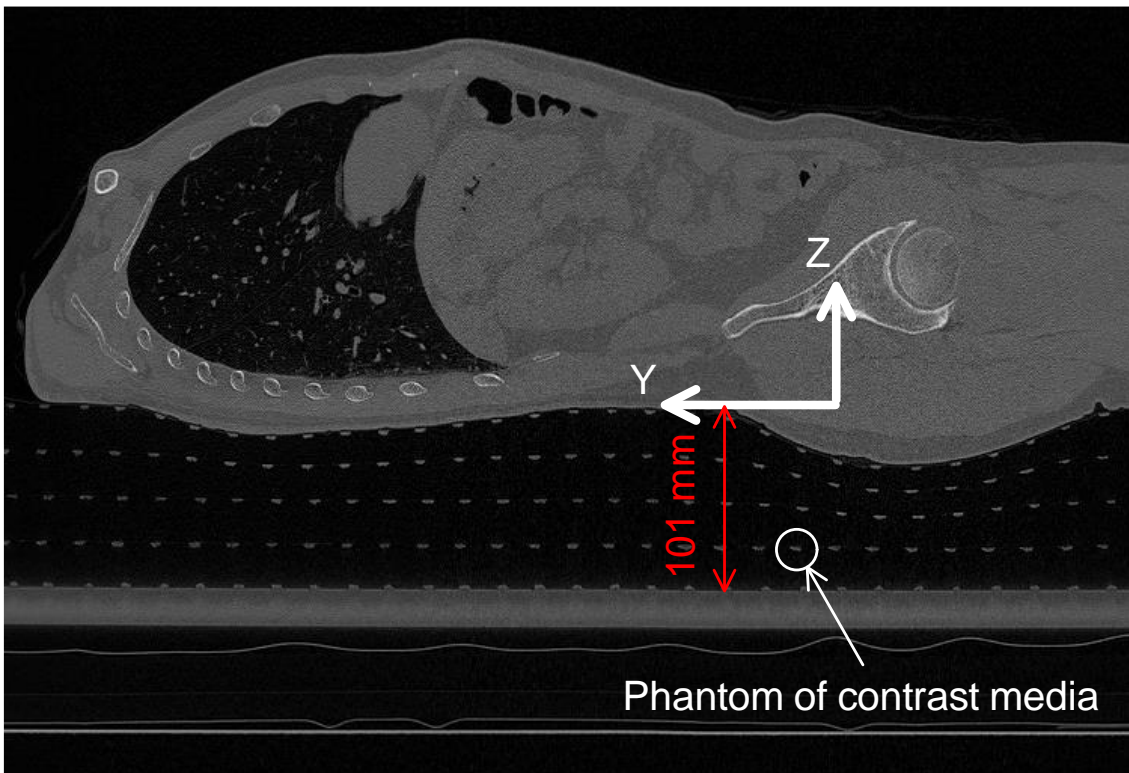


Fig. 5.10 Relationship between the weights of the (a) upper and (b) lower torso and the maximum compressive displacement of the mattress.





(a) X-ray CT scan.



(b) Tomogram obtained from X-ray CT around  $X = 70$  mm in Fig. 5.9.

Fig. 5.11 Measurement of the mattress shape in the supine position. (a) X-ray CT scan; (b) example of the tomogram showing the sagittal section of the mattress user and the phantom of the contrast media.

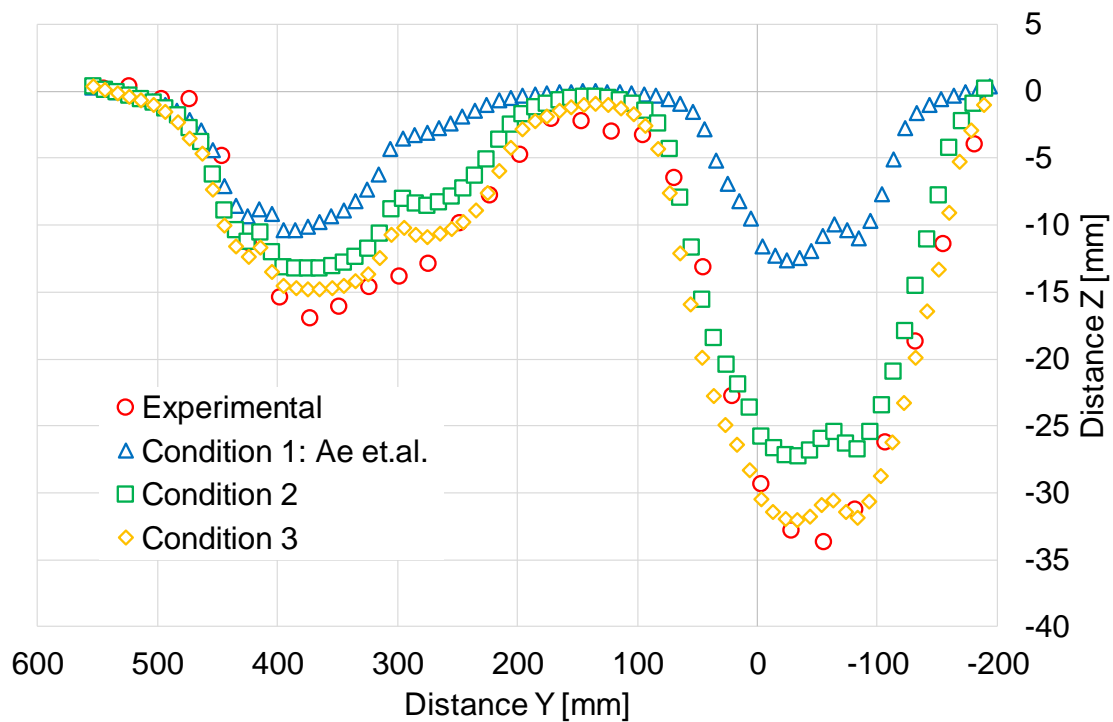


Fig. 5.12 Comparison between compressive displacement of mattress measured by X-ray CT and FEM.

#### 5.4.3. マットレス硬さの決定

人体モデルとマットレスを、Fig. 5.2 および Fig. 5.7 の座標系の原点が一致するように配置し、Fig. 5.3 および式(5.1)に示した各ブロックの変形量測定手法を使用者に適用した。沈み込み量  $D$  は、人体モデルの背中前面がマットレスと接するように 65 mm とした。各ブロックの変形量を Fig. 5.13(a) に示す。各セル左上の数字は、Fig. 5.2 のブロックに記された番号に対応する。同様に、条件 3 の上胴 21.7 kg、下胴 34.5 kg を使い、Fig. 5.4 の手法で算出された各ブロックに要求される反力を Fig. 5.13(b) に、Fig. 5.13(a) および(b) に基づき、Table 5.2 から抽出された積層割合を Fig. 5.13(c) に示す。これにより、選定した使用者のカスタムメイドマットレスの設計が完了する。

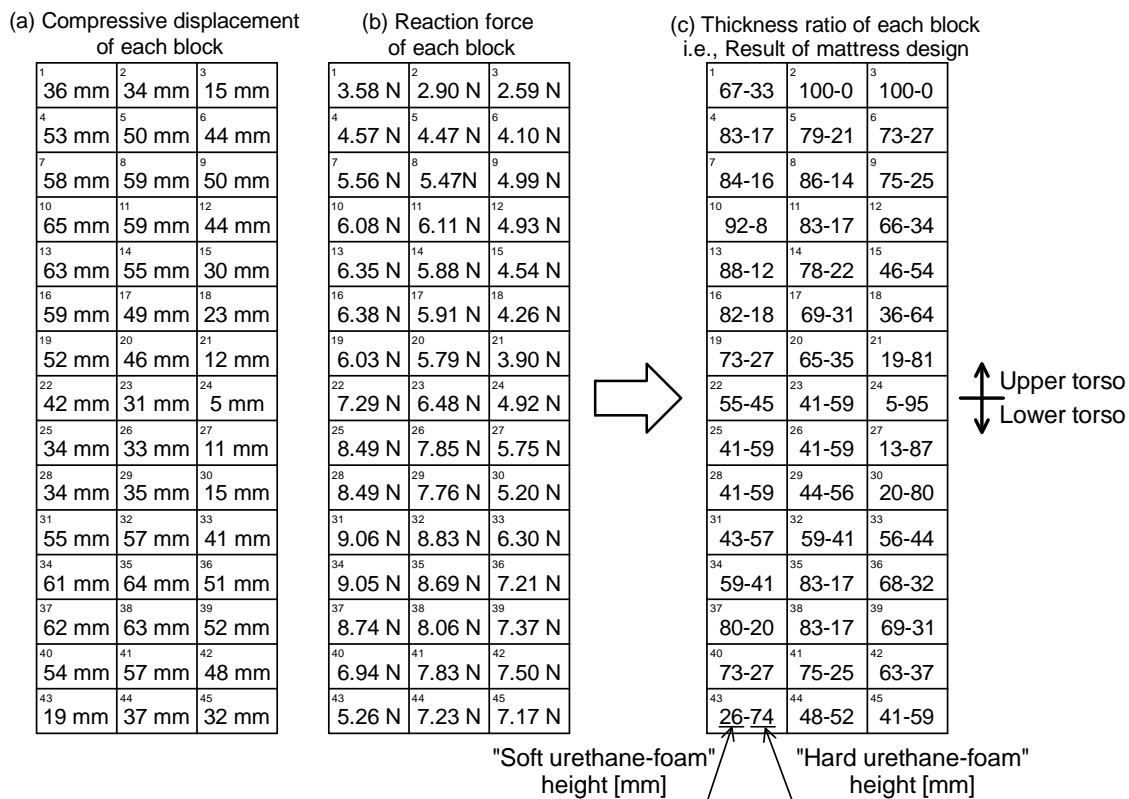


Fig. 5.13 Values used in the custom-made mattress design, and the results of the mattress design.

### 5.5. 生体力学シミュレーションによる椎間板負担を指標とした腰痛予防効果の評価

Fig. 5.2 に示した構造のマットレスに、Fig. 5.13(c) に示した積層割合を適用し、Fig. 5.8 に示した三次元人体モデルのメッシュデータと組み合わせることで、本研究で設計したマットレスの生体力学シミュレーションモデルを作成した（以降、「設計マットレス」）。三次元マットレスモデルの大きさは 750×150×100 mm である（Fig. 5.2）。同様に、均一な構造の 750×150×100 mm のマットレスで、「Hard ウレタンフォーム」と、「Soft ウレタンフォーム」を定義したモデルも作成し、Fig. 5.8 の三次元人体モデルのメッシュデータと組み合わせた生体力学シミュレーションモデルも作成した（以降、それぞれ、「Hard ウレタンフォームマットレス」、「Soft ウレタンフォームマットレス」）。Fig. 5.8 の人体のメッシュデータには条件 3 の重量配分を定義し、椎間板の生じるミーゼス応力を有限要素法で求めた（Fig. 5.14(a)）。有限要素法解析は、ANSYS Workbench 18.0 で実施し、「設計マットレス」、「Hard ウレタンフォームマットレス」、「Soft ウレタンフォームマットレス」で椎間板に生じるミーゼス応力比較した。比較結果を Fig. 5.14(b) に示す。Fig. 5.14(b) に示される L1 は、第 1 腰椎と第 2 腰椎の間の椎間板を示す。比較結果から、「Hard ウレタンフォームマットレス」、「Soft ウレタンフォームマットレス」、「設計マットレス」の順に椎間板応力が減少する傾向が確認できる。有限要素法解析から得られた「設計マットレス」の最大圧縮変位は 63.5 mm、「Hard ウレタ



ンフォームマットレス」は 32.2 mm, 「Soft ウレタンフォームマットレス」は 84.0 mm であ  
 った。

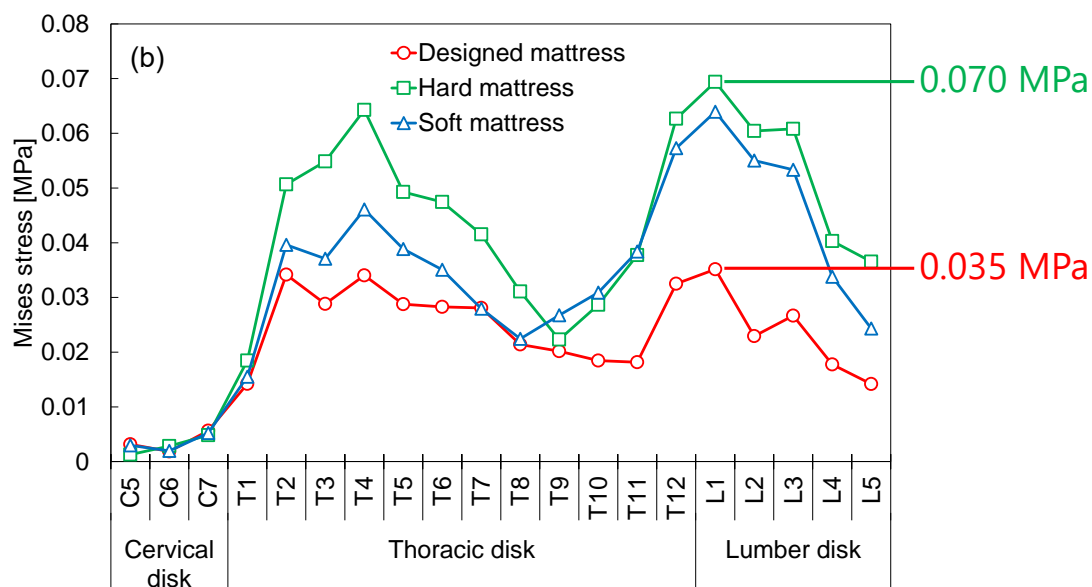
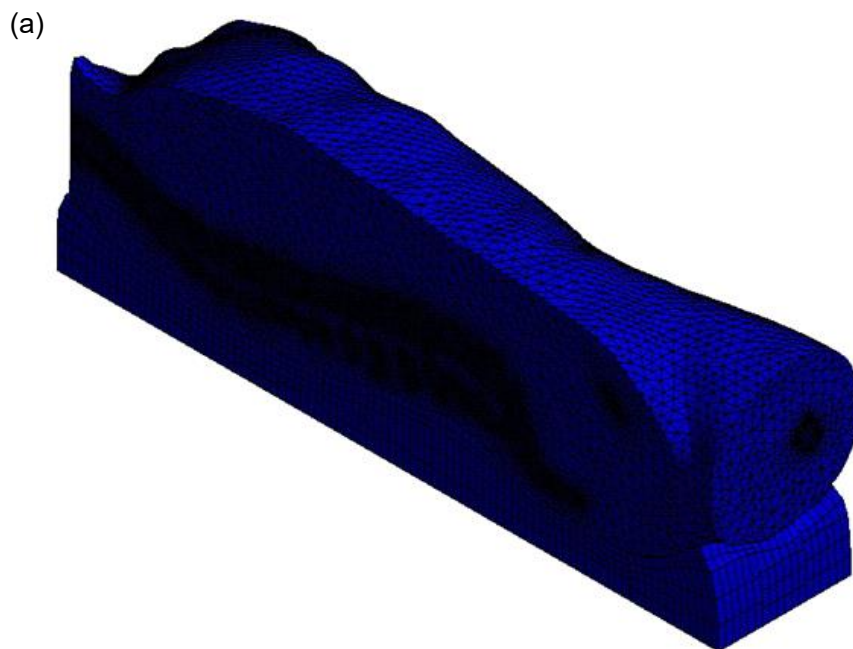


Fig. 5.14 Mises stresses of the intervertebral discs from FEMs. (a) FEM result evaluating the designed mattress. (b) Comparison of the Mises stress between the designed mattress and the mattresses with uniform structure.

## 5.6. 考察

まず、提案するマットレスのデザインについて議論する。5.2. 節では、仰臥位での腰痛予防に効果的なオーダーメイドマットレスの設計プロセスを提案した。設計コンセプトは、「マットレスは体型に沿って変形する」であり、「マットレスの各エリアの反力は、マットレス上面が使用者の体型に合わせて変形した際に、そのエリアの直上に該当する使用者の身体部分の重量に等しい」という基準が導かれる。Fig. 5.13(c) の設計結果から、No.1~21（上脗に対応）およびNo.34~42（臀部に対応）のブロックは、柔らかい「Soft ウレタンフォーム」が支配的であるため、変形しやすいことが分かる。これは、Fig. 5.15 に示すように、マットレスが背中や臀部の凸型形状に沿って変形するように設計されているためである。一方、No.22~33 のブロック（Fig. 5.15 に示す腰の凹形状形状部に対応）は、硬い「Hard ウレタンフォーム」が多く、腰の凹形状に合わせて変形しにくい硬さになっている。これらの結果から、提案したコンセプトと合致した設計であることがわかる。また、設計したマットレスの最大圧縮変位量（63.5 mm）は設計で設定した変位量（65 mm）がおおむね再現できていることを示しており、意図したとおりに設計できていることを示している。さらに Fig. 5.14(b) から、設計されたマットレスは、均一な構造のマットレスよりも椎間板応力を減少させていることが分かる。硬い「Hard ウレタンフォームマットレス」では、Fig. 5.14(b) に示す T4 と L1 付近が高い応力を示している。背中と臀部の形状は凸であるため、仰臥位ではこの2点で体幹を支えることになる（Fig. 5.15 参照）。そのため、この2点支持によって腰部を曲げる力が発生し、L1 付近に高い応力が発生する。T4 付近は、胴体上部の脊柱がなだらかな凸状になっているため、この部分を支持すると脊柱を直線上に変形させる力が働き、高い応力が発生する（Fig. 5.15 参照）。T4 と L1 付近の応力は、硬い「Hard ウレタンフォームマットレス」と比較すると、柔らかい「Soft ウレタンフォームマットレス」では若干減少しているが、「設計マットレス」に比べると高い値を示している。「Soft ウレタンフォームマットレス」の最大圧縮変位は 84.0 mm であり、これはマットレスの厚み（100 mm）の 80%以上である。この値は「設計マットレス」の 63.5 mm、「Hard ウレタンフォームマットレス」の 32.2 mm と比較してかなり大きい。このような大きな圧縮変位は背中や臀部付近で発生し、それらの部分のウレタンフォームではクッション効果はほとんど失われていると考えられる。その結果、硬い「Hard ウレタンフォームマットレス」の場合と同様の2点支持状態が発生し、T4, L1 あたりに椎間ストレスが発生していると考えられる。しかしながら、「設計マットレス」では、T4, L1 付近のストレスが大幅に軽減された。これは、マットレスが背中や臀部の形状に沿って変形するため、2点支持ではなく、マットレス全面で体幹を支持したためと考える。

他方、本研究が提案する Fig. 5.2 のブロック構造マットレスは、硬さの異なる2種類のウレタンフォームの厚み比率を制御することで、マットレスの硬さを調整している。この手法でマットレスを製造する場合、50×50×100 mm サイズの「Hard ウレタンフォーム」と「Soft ウレタンフォーム」を接着したものをカットすることで、様々な積層割合のブロックが作成

できる。この方法は、ウレタンフォームの空洞の大きさを制御する Denninger らの方法[56]よりも、より容易に任意の硬さに調整されたブロックを作ることができると考えられる。

次に、椎間板負担を評価するのに適した有限要素法解析について議論する。これまでに、有限要素法を用いて椎骨や椎間板の荷重を評価する研究が数多く行われてきた[25-30]。第1章でも述べたように、有限要素法を用いる理由は、倫理的観点に基づくものである。本研究では、三次元人体モデルを利用して、使用者の体幹、椎骨、椎間板の形状を模倣した有限要素法モデルを作成した。このモデルは、前述の先行研究のモデルと比較すると、椎骨、椎間板およびその周辺組織の再現性には劣るが、マットレスに寝た際の体型に応じて生じる体幹部の屈曲に由来する椎間板負担を評価することが可能である。これは、これまでほとんど行われていなかった生体力学シミュレーションの産業応用である。Fig. 5.14 で比較した椎間板に生じる応力は、生体力学シミュレーションに使用した人体モデルの初期状態における椎間板応力をゼロとしている。本研究で用いた三次元人体モデルは椎間板負担の少ない姿勢で構築されているため、モデルの初期状態における椎間板負担もゼロ、あるいはゼロに近いとみなすことができる。すなわち、生体力学シミュレーションで計算される椎間板応力は、そのままマットレスに臥床した際の椎間板負担として検討できる。したがって、Fig. 5.14 より、「設計マットレス」は、均一な構造を持つ他のマットレスよりも椎間板負担が小さくなり、腰痛予防効果が期待できると判断することができる。ここで、どの程度の腰痛予防効果が期待できるかを検討する。Wilke らが実施した様々な姿勢における椎間板内圧測定結果から、寝姿勢を「仰臥位」、「側臥位」、「伏臥位」と変えた際の椎間板内圧の変化を抽出、比較したのが Fig. 5.16 である（「仰臥位の椎間板負担で正規化」）[15]。この図から、寝姿勢を変化させても椎間板負担は約 20%しか変化しないことがわかる。これに対して、本研究が提案する設計プロセスによる「設計マットレス」は、Fig. 5.14 の比較結果より一般的な一様構造のマットレス（Soft, Hard）に対して最大で 50%程度の椎間板負担低減が期待できることがわかる。このことはすなわち、本研究が提案する「設計マットレス」は、通常の寝姿勢変更では実現できない椎間板負担低減効果を提供できることを示している。50%の椎間板負担低減がどの程度であるかを、同じく Wilke らの実験結果から検討する。Wilke らの実験結果から、いくつかの代表的な姿勢における椎間板負担を抽出し、「立位」で正規化した[15]。

「立位」、「立ち上がり動作」、「20 kg のウェイトを持った立位」を比較したのが Fig. 5.17 である。この図から、椎間板負担 50%低減効果は立位において 20 kg のウェイトを「持った」状態と「持たない」状態の差、あるいは「立位」と「立ち上がり動作」の差と同程度であることがわかる。他方、提案する設計プロセスにおいて、椎間板負担が大きい状態で構築された三次元人体モデルを用いると、初期状態の椎間板負担をゼロとみなせないため、腰痛予防効果を有するマットレスの設計や、生体力学シミュレーションによる評価を行うことはできない。これは、本研究が提案する設計手法の限界である。腰痛予防効果を有するマットレスの設計や生体力学シミュレーションによる椎間板負担評価には、本研究で使用したモデルや、Gracovetsky らが示した腰痛の少ない立位姿勢で構築された三次元人体モデルを設計

プロセスに用いる必要がある[96].

第三に、使用者の体幹部重量について議論する。5.4.2. 項でマットレス変形量の比較により上胴、下胴の重量を探索した結果、条件3（上部胴体 21.7 kg, 下部胴体 34.5 kg）が最も良好であるという結果を得た。マットレス使用者の体重は 58 kg であるため、探索した胴体重量  $21.7\text{ kg} + 34.5\text{ kg} = 56.2\text{ kg}$  は使用者の体重の 95%以上である。阿江らが示した上胴、下胴の重量は、それぞれ 17.5 kg, 16.0 kg であるため、本研究結果よりかなり軽い[84]。これは、肩関節と股関節の可動域（ROM: Range of motion）に起因すると考える。一般財団法人人間工学研究センターによる ROM の大規模調査では、本研究で選定したマットレス使用者の性別・年齢層における肩関節の後方伸展は  $58.2^\circ$  であり、前屈  $168.5^\circ$  より狭い[97]。同様に、股関節の伸展  $34.7^\circ$  は屈曲  $102.8^\circ$  より狭い。いずれの ROM も、腕や脚を背中側に容易に動かすことができないことを示しており、仰臥位では腕や脚の重さが体幹部重量に加算されると考えられる。Denninger らは、側臥位でのマットレス設計プロセスを提案する際に、人体を Axial 断面でスライスして重量分布を推定した[56]。この方法からは、阿江らの結果に近い値が得られると考えられるが、股関節外転の ROM は  $66.3^\circ$  と伸展より広いため、脚重量の体幹部重量への加算は小さく、問題が顕在化しなかったと考えられる。この結果は、仰臥位で胴体をマットレスに押し付ける力は、阿江らが示した人体の各部位の重量を用いるのではなく、本研究のように腕や脚の重量を考慮する必要があることを示唆している。

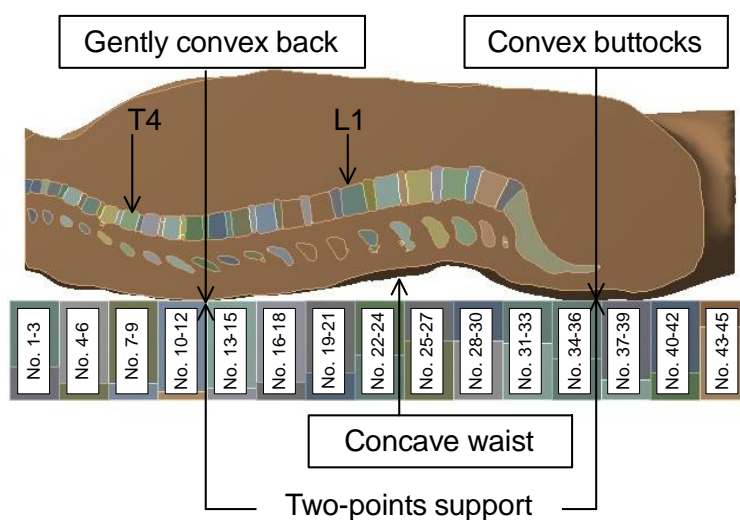


Fig. 5.15 Back shape of the mattress user and the support points.

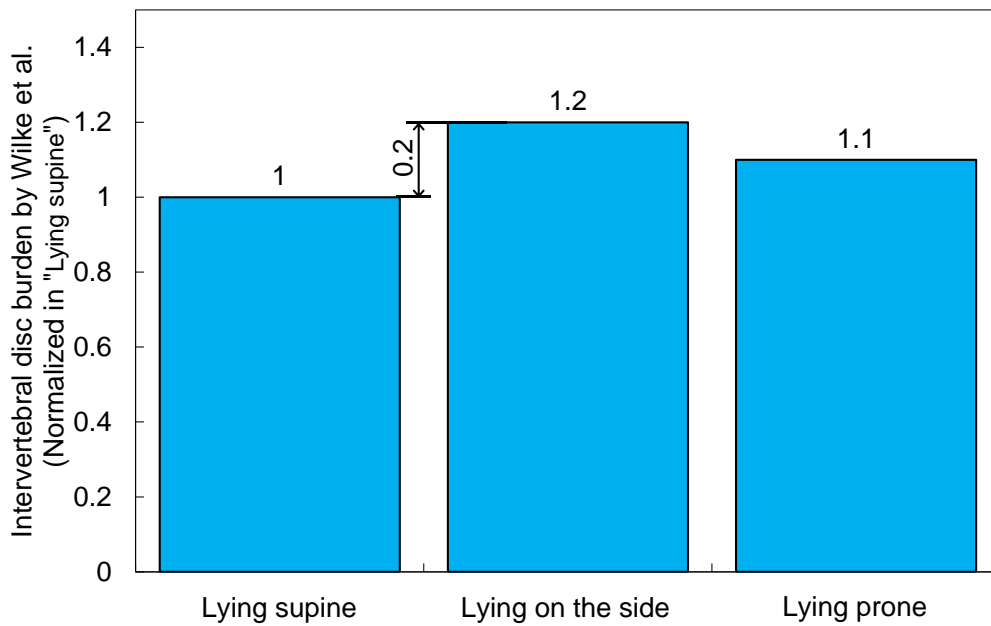


Fig. 5.16 Intradiscal disk burden for different sleeping positions[15].

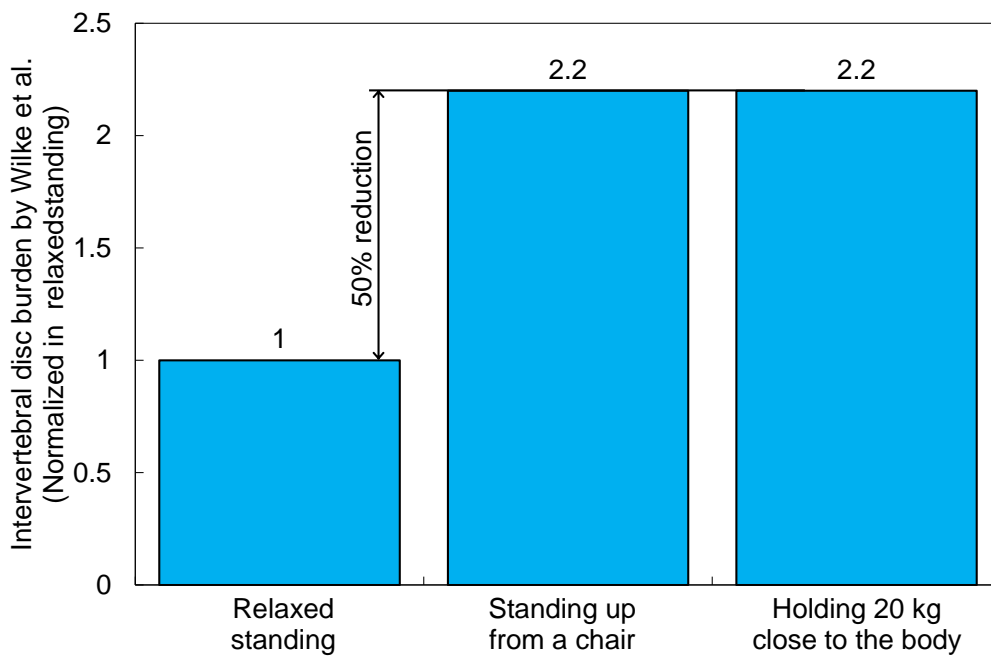


Fig. 5.17 Intervertebral disc burden in several postures by Wilke et al.[15].

## 5.7. 結論

本研究では、マットレスの設計プロセスと、有限要素法解析を用いた腰痛予防効果の評価手法を提案した。さらに、有限要素法解析の実施に必要な体幹部重量も推定した。得られた結果は以下のようにまとめられる。

- 本研究で提案したブロック構造マットレスにより，使用者と接触する部分ごとに硬さを調整したマットレスを設計できる.
- 硬さの異なる 2 種類のウレタンフォームを積層して作られるブロックは，積層割合を制御することで容易に硬さを調整できる.
- 本研究が提案する設計プロセスは，ブロック構造マットレスと三次元人体モデルを用いて使用者の背中形状に沿って変形するマットレスを設計することができる.
- 生体力学シミュレーションにより腰痛予防効果を評価でき，本研究が提案するプロセスで設計されたマットレスは腰痛予防効果を有することが示された.
- 提案する設計プロセスで使用する仰臥位でのユーザーの体幹部重量は，腕や脚の重量を考慮する必要がある.

これらの結果は，提案するプロセスが，人生の約 3 分の 1 を占める睡眠中の腰痛の予防と緩和に貢献できるマットレスの設計に利用できることを示している.

## 第6章 結論

本研究では、日本人の多くが抱える自覚症状である腰痛に着目し、人生の 1/3 を占める睡眠においてこれを予防、緩和できるマットレスの個別対応設計方法を提案した。腰痛は、椎間板変性に起因する可能性が高いため、椎間板負担を指標として提案したマットレスの腰痛予防効果を評価する方法について検討した。椎間板負担は、古くは穿刺による椎間板内圧測定で評価されていたが、近年では被験者への高い身体的負担から、倫理的に実施が困難である。そこで本研究では、X 線 CT や MRI で撮影された人体の断層画像に基づいて構築された三次元人体モデルに対する力学的有限要素法解析、すなわち生体力学シミュレーションを導入する事とした。三次元人体モデルは、すでに様々な研究機関で構築手法が確立されている。また有限要素法システムも、優れた製品が市販されている。しかしながら、生体力学シミュレーションで必須となる生体組織の材料特性パラメータが明らかになっておらず、また生体力学シミュレーションに使用する様々なパラメータの妥当性を検討する際に活用できる実験データの取得方法も確立されていなかった。そのため本研究では、第 2 章で生体組織の材料特性パラメータを導出し、第 3 章では有限要素法解析のバリデーションに活用できる臥床状態におけるマットレス変形量測定手法の提案を行った。また、生体力学シミュレーションで臥床状態のマットレスの変形を再現するためには、マットレスの素材として使用されるウレタンフォームの変形挙動を有限要素法で再現する必要があるため、第 4 章でこの導出を行った。第 5 章では、使用者の体型に合わせて変形するマットレスの設計手法を提案し、この手法で設計されたマットレスの腰痛予防効果を第 2~4 章の技術を活用して評価した。以下に本研究で得られた結果の概要を章ごとに示す。

第 1 章では本研究の位置づけを示した。マットレス、すなわち寝具で腰痛予防を行う必要性と、生体力学シミュレーションで評価する必要性について述べた。また生体力学シミュレーションの実施に当たり、これまでの研究から活用できる技術を示し、さらに不足している技術を明らかにした。

第 2 章では、第 1 章で指摘した生体力学シミュレーションの実施に不足している生体組織の材料特性パラメータの導出を行った。非線形有限要素法では、使用するひずみエネルギー関数が凸関数であれば、生体力学シミュレーションを安定的に解くことが期待できる。そこで、Mooney-Rivlin モデル派生で凸関数となるひずみエネルギー関数を提案した。またこの関数は、いくつかの生体組織において限られた試験モード（例えば単軸引張り試験結果）から、他の試験モード（例えば単軸圧縮試験結果や等方二軸引張り試験結果）を概ね再現できる事を示した。これらの事から、本研究が提案したひずみエネルギー関数は、有限要素法において生体軟組織の変形挙動を再現することに適していると判断した。合わせて、提案したひずみエネルギー関数を、これまでに様々な研究で実施されてきた生体軟組織の材料試験結果に適用し、代表的な組織の材料特性パラメータを導出し、Appendix に示した。提案したひずみエネルギー関数は Mooney-Rivlin モデル派生の関数なので、導出したパラメータは一般的な非線形有限要素法システム（例えば ANSYS）で活用可能である。ここで導出した生体組織の

材料特性パラメータは、第 5 章の生体力学シミュレーションの腰痛予防効果の確認で使用された。

第 3 章では、有限要素法解析のバリデーションに活用できる実験値取得方法として、X 線 CT による臥床状態のマットレス変形量測定手法を確立した。X 線 CT で撮影可能な造影剤を塗布した撮影用マットレスを作製し、このマットレスに使用者の体型と体重を模した人体模型が乗った状態を X 線 CT で撮影した。得られた断層画像に確認された造影剤の位置を画像処理することで、マットレス変形形状を数値化した。併せて、この手法は誤差 0.3 mm 程度であり、X 線 CT の分解能である 1 mm まで十分マットレス変形量が計測できる事を示した。この手法は、第 4 章のウレタンフォームの材料特性パラメータ導出および第 5 章のマットレス設計時の使用者の重量推定で活用された。

第 4 章では、使用者がマットレスに臥床した状態を再現する生体力学シミュレーションにおいて、マットレスの素材であるウレタンフォームの変形挙動を再現できる材料特性パラメータを導出した。ウレタンフォームの変形挙動を再現するためには、体積変化を考慮できるひずみエネルギー関数を導入する必要があるが、ポアソン比 0 を定義することで単軸試験結果のみから材料特性パラメータが導出できることを示した。また、第 3 章で確立した手法で計測された、使用者の背中形状を模した模型が乗った状態のマットレス変形量と、導出した材料特性パラメータによる再現有限要素法解析結果を比較することで、ウレタンフォームの圧縮試験のみから導出した材料特性パラメータで、1.0~1.5 mm 程度の誤差でマットレスの変形が再現できる事を示した。導出したウレタンフォームの材料特性パラメータは、第 5 章のマットレス設計と腰痛予防効果を評価するための生体力学シミュレーションで活用された。

第 5 章では、使用者の背中形状に沿って変形するマットレスの設計手法を提案し、生体力学シミュレーションで腰痛予防効果を評価した。生体力学シミュレーションからは、設計マットレスは一樣構造のマットレスに比べて、臥床した際の椎間板応力が低くなる結果を得た。このことから、本研究が提案するマットレス設計手法を椎間板負担が少ない姿勢で構築された三次元人体モデルに適用することで、臥床時の椎間板負担が少ないマットレスが設計可能と考えることができる。以上の事から、本研究が提案するマットレスの個別対応設計手法を活用することで、仰臥位での臥床時に腰痛の原因となる椎間板負担を低減できるマットレスが設計できる事が生体力学シミュレーションにより示唆された。寝姿勢を「仰臥位」、「側臥位」、「伏臥位」と変更しても椎間板負担の変化は 20%程度であるのに対し、本研究が提案する設計プロセスによるマットレスの椎間板負担低減効果は約 50%であり、通常オン寝姿勢変化では実現できない椎間板負荷効果を有することが示された。これにより、日本において有訴者数が最も多い腰痛を、人生において最も長い時間を占める睡眠において予防できると考える。

最後に、生体力学シミュレーションの製品開発への応用について述べる。これまでにも、腰痛の原因となる人体内部負荷を有限要素法等で評価する研究が行われてきた[25-30]。し



かしながら、それらの多くは Nachemson ら、奥島、Wilke らと同様の、姿勢変化に伴う椎間板、あるいは周辺組織の負担の評価を目的としており[8,12-15]、製品、例えば寝具の違いによる負担の変化を評価したものはほとんどない。本研究では、X線CTやMRIで撮影された断層画像に基づいて構築された三次元人体モデルを活用し、使用者の体型と腰椎、椎間板を再現した三次元人体モデルによる生体力学シミュレーションを実施した。このモデルは、前述の研究に使われているモデルに比べて腰椎、椎間板及びそれらの周辺組織の再現性に劣るが、使用する製品の硬さに基づく身体負担、すなわちマットレスの違いによる椎間板負担の評価を可能とする。これは、これまでほとんど実施されてこなかった生体力学シミュレーションの製品開発への応用である。これにより、生体力学シミュレーションの活用範囲を広げることには貢献できたと考える。また本研究では、これまで生体力学シミュレーションの実施において十分ではなかった生体軟組織に向けたひずみエネルギー関数の提案と代表的な組織の材料特性パラメータを導出した。これは、今後の生体力学シミュレーション実施に大きく貢献するものと考えられる。

## Appendix 代表的な生体軟組織の材料特性パラメータ

本研究が提案するひずみエネルギー関数により，Yamada が示した以下の生体軟組織の単軸引張り試験に対するカーブフィットを行い，生体軟組織の材料特性パラメータを導出した [41]. カーブフィットは生体軟組織の応力-ひずみ線図を，Ungraph (Biosoft, Cambridge, U.K.) で数値化して行った.

- 角膜: Cornea
- 膀胱: Bladder body
- 膀胱三角部: Bladder trigone
- 胆嚢: Gall bladder
- 心臓: Cardiac muscle
- 腎実質: Renal parenchyma
- 腎臓の繊維性皮膜: Renal fibrous
- 肝臓: Liver
- 腱: Calcaneal tendon
- 気管軟骨: Tracheal cartilage
- 気管軟骨膜: Tracheal intercartilaginous membrane
- 子宮: Uterus
- 弾性軟骨: Elastic cartilage
- ヒアリン軟骨: Hyaline cartilage
- 皮下脂肪: Panniculus adiposus
- 鎖乳突筋: Sternocleidomastoideus
- 上腕二頭筋: Biceps brachii
- 大胸筋: Pectoralis major
- 大腿直筋: Rectus femoris
- 腹直筋: Rectus abdominis
- 縫工筋: Sartorius
- 腓腹筋: Gastrocnemius
- 大腿神経: Femoral nerve
- 正中神経: Median nerve
- 坐骨神経: Sciatic nerve
- 靭帯結節部: Ligament conjunct portion
- 靭帯平坦部: Ligament flat portion
- 靭帯索状部: Ligament restiform portion
- 頸椎椎間板: Cervical disc
- 腰椎椎間板: Lumbar disk
- 胸椎椎間板: Upper Thoracic disk

A1. 角膜: Cornea

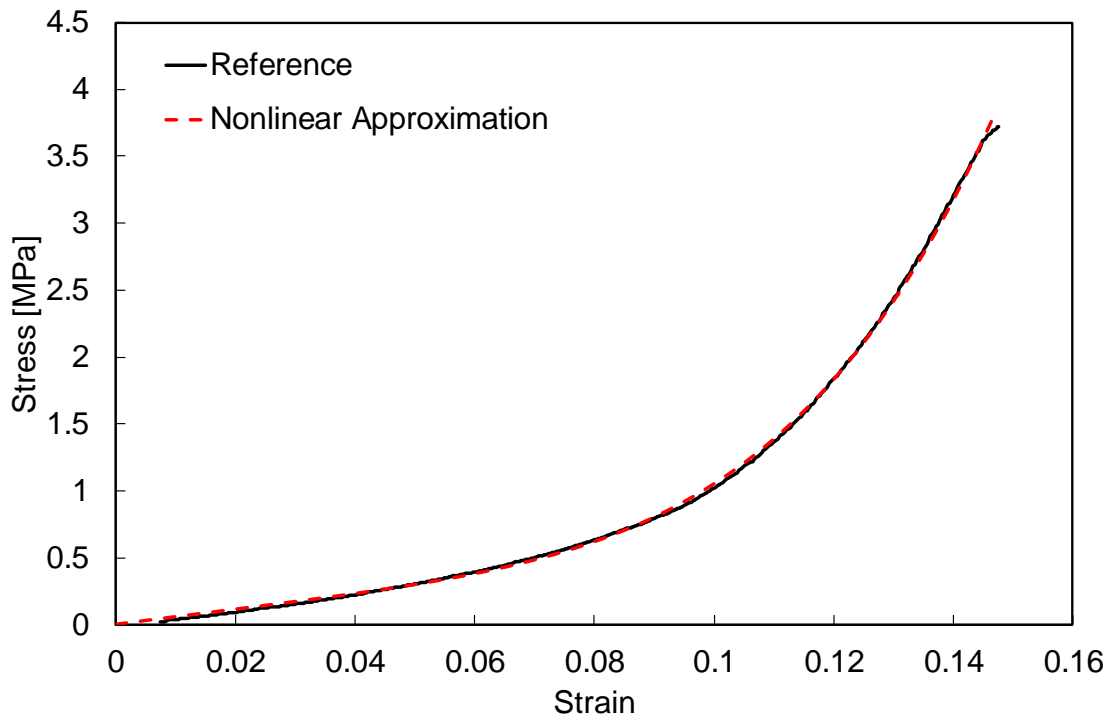


Fig. A 1 Fitting result of "Cornea" using Eq. (2.5), (2.6).

Table A 1 Parameters of Eq. (2.5), (2.6) for "Cornea."

	Parameters [MPa]
$c_{10}$	$9.539 \times 10^{-1}$
$c_{20}$	2.206
$c_{30}$	$3.532 \times 10^2$

A2. 膀胱: Bladder body

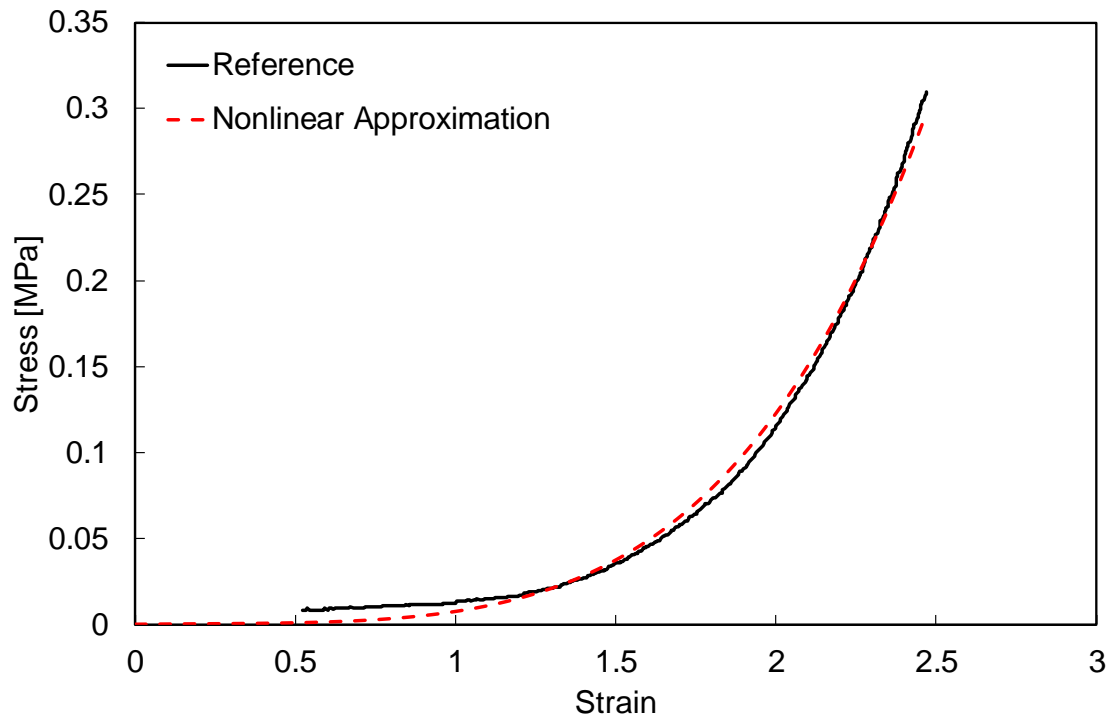


Fig. A 2 Fitting result of “Bladder body” using Eq. (2.5), (2.6).

Table A 2 Parameters of Eq. (2.5), (2.6) for “Bladder body.”

	Parameters [MPa]
$c_{10}$	$2.473 \times 10^{-4}$
$c_{20}$	0
$c_{30}$	$1.575 \times 10^{-4}$

A3. 膀胱三角部 : Bladder trigone

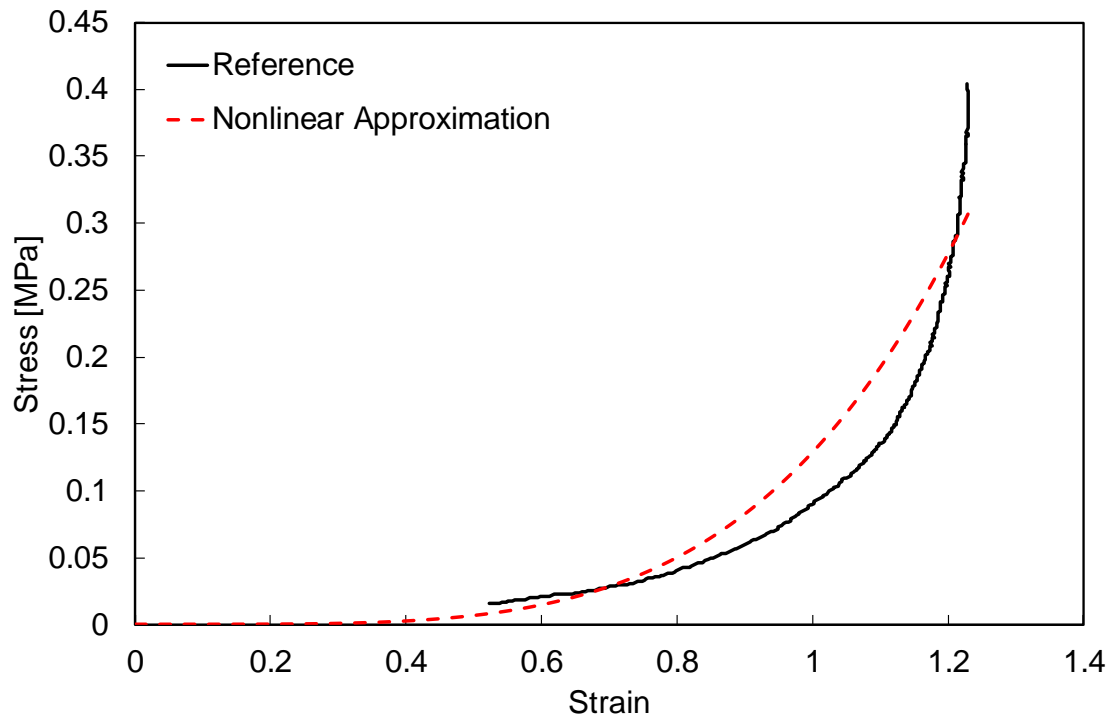


Fig. A 3 Fitting result of “Bladder trigone” using Eq. (2.5), (2.6).

Table A 3 Parameters of Eq. (2.5), (2.6) for “Bladder trigone.”

	Parameters [MPa]
$c_{10}$	0
$c_{20}$	0
$c_{30}$	$1.575 \times 10^{-4}$

A4. 胆囊 : Gall bladder

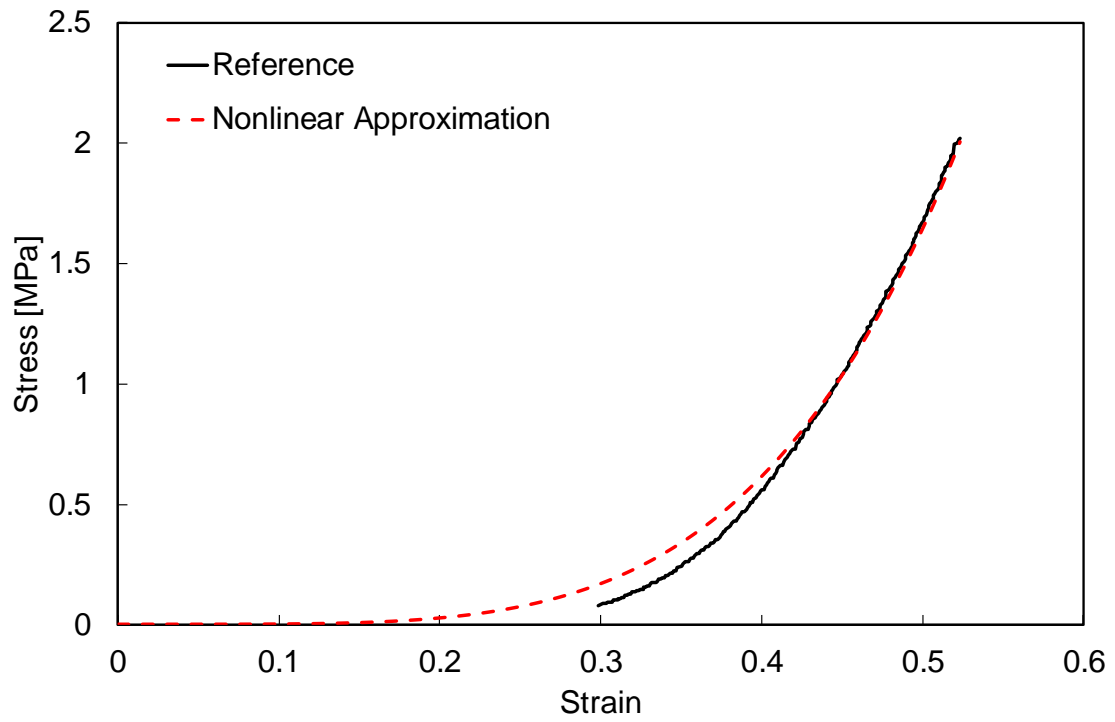


Fig. A 4 Fitting result of “Gall bladder” using Eq. (2.5), (2.6).

Table A 4 Parameters of Eq. (2.5), (2.6) for “Gall bladder.”

	Parameters [MPa]
$c_{10}$	0
$c_{20}$	0
$c_{30}$	$7.622 \times 10^{-1}$

A5. 心臟 : Cardiac muscle

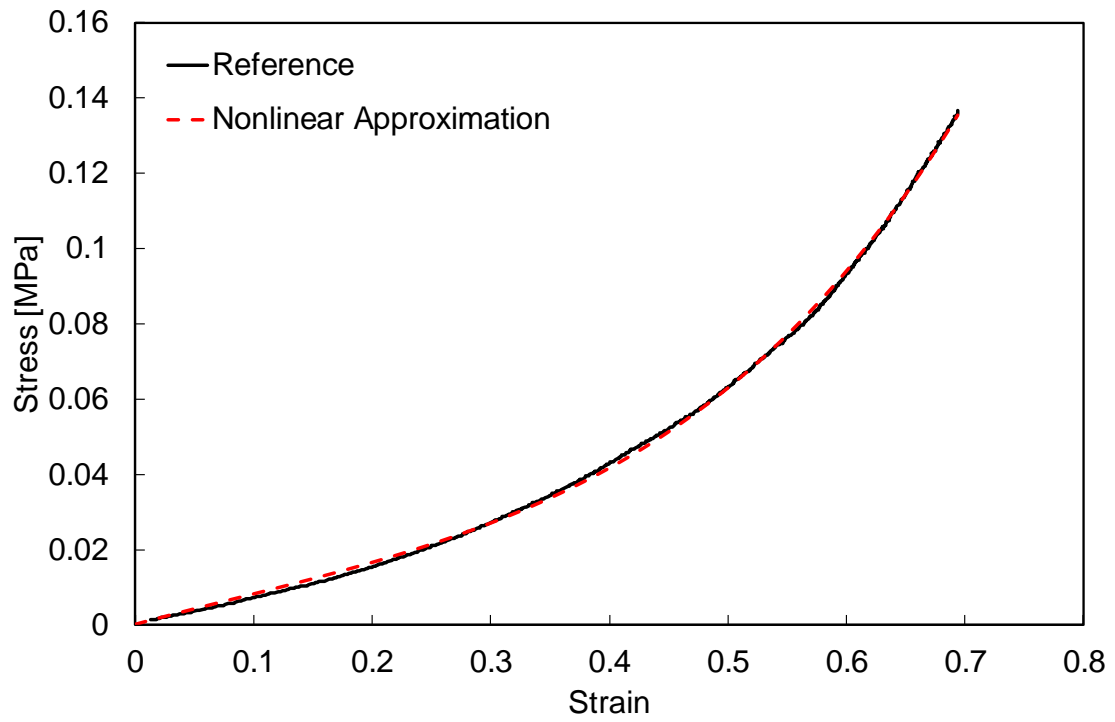


Fig. A 5 Fitting result of “Cardiac muscle” using Eq. (2.5), (2.6).

Table A 5 Parameters of Eq. (2.5), (2.6) for “Cardiac muscle.”

	Parameters [MPa]
$c_{10}$	$1.431 \times 10^{-2}$
$c_{20}$	$8.383 \times 10^{-3}$
$c_{30}$	$5.552 \times 10^{-3}$

A6. 腎実質 : Renal parenchyma

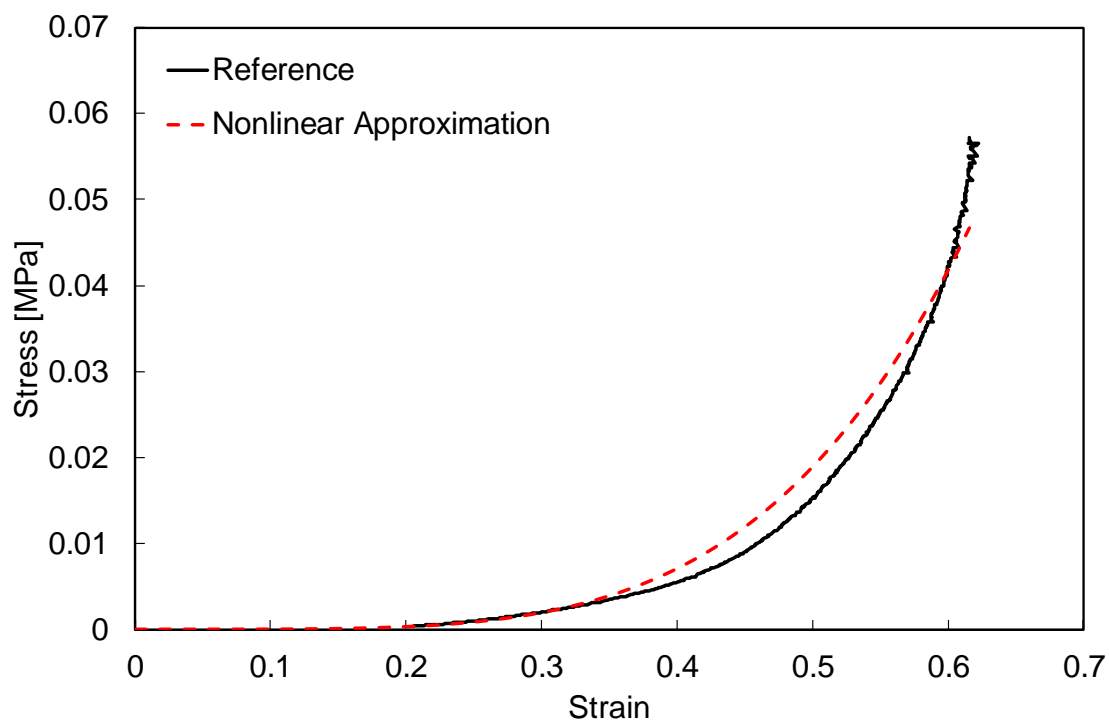


Fig. A 6 Fitting result of “Renal parenchyma” using Eq. (2.5), (2.6).

Table A 6 Parameters of Eq. (2.5), (2.6) for “Renal parenchyma.”

	Parameters [MPa]
$c_{10}$	0
$c_{20}$	0
$c_{30}$	$8.772 \times 10^{-3}$



A7. 腎臓の繊維性皮膜 : Renal fibrous

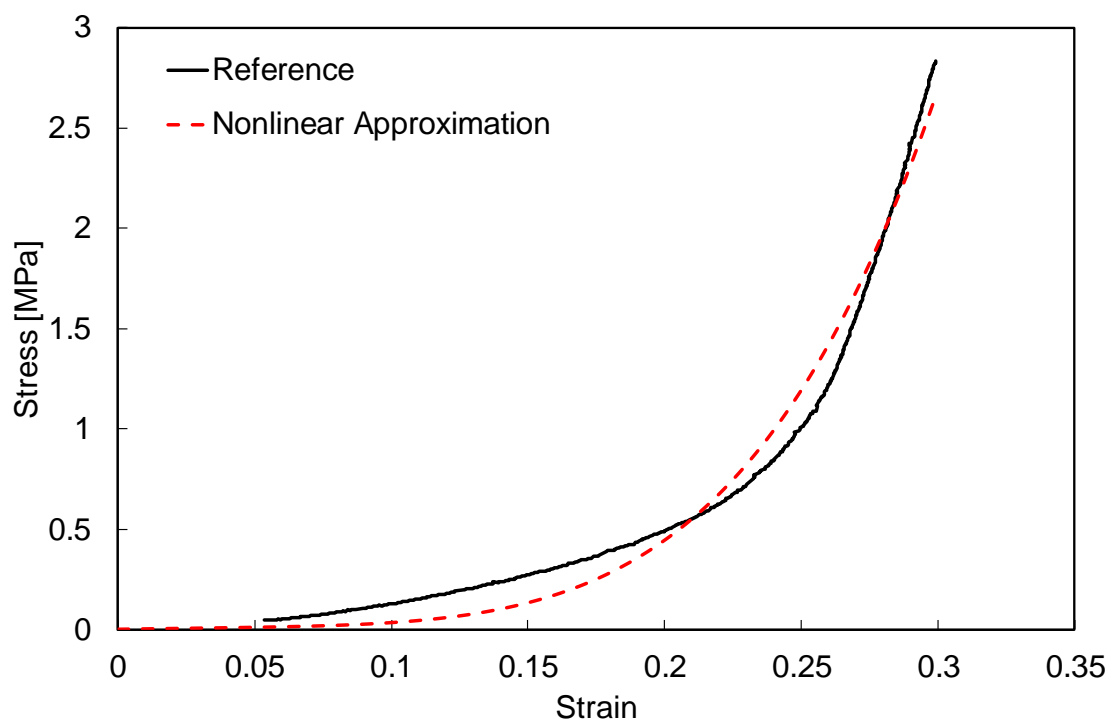


Fig. A 7 Fitting result of “Renal fibrous” using Eq. (2.5), (2.6).

Table A 7 Parameters of Eq. (2.5), (2.6) for “Renal fibrous.”

	Parameters [MPa]
$c_{10}$	$3.209 \times 10^{-2}$
$c_{20}$	0
$c_{30}$	$1.191 \times 10^1$

A8. 肝臟 : Liver

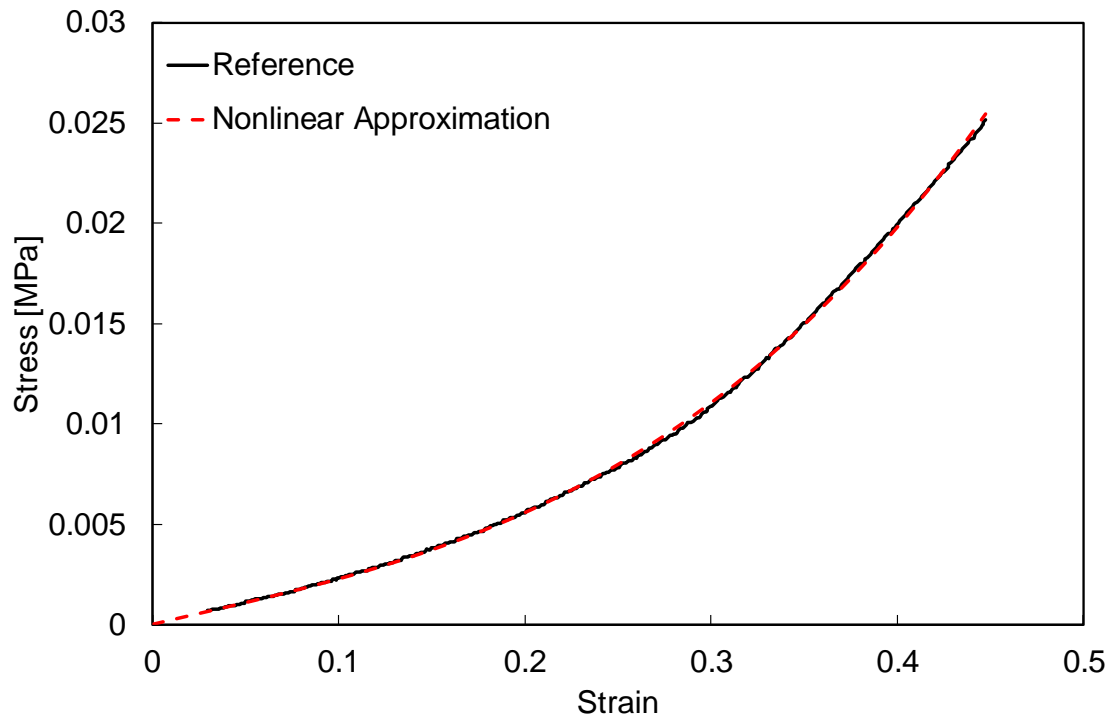


Fig. A 8 Fitting result of “Liver” using Eq. (2.5), (2.6).

Table A 8 Parameters of Eq. (2.5), (2.6) for “Liver.”

	Parameters [MPa]
$c_{10}$	$3.676 \times 10^{-3}$
$c_{20}$	$8.218 \times 10^{-3}$
$c_{30}$	$2.333 \times 10^{-3}$

A9. 腱 : Calcaneal tendon

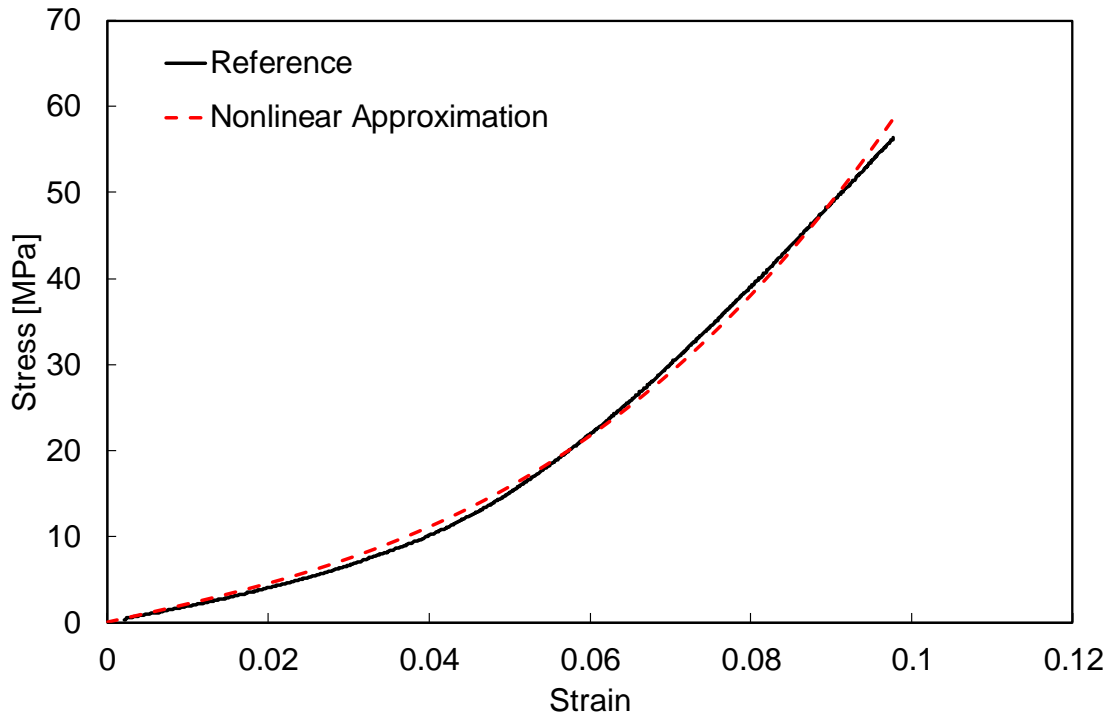


Fig. A 9 Fitting result of “Calcaneal tendon” using Eq. (2.5), (2.6).

Table A 9 Parameters of Eq. (2.5), (2.6) for “Calcaneal tendon.”

	Parameters [MPa]
$c_{10}$	$3.514 \times 10^1$
$c_{20}$	$1.381 \times 10^3$
$c_{30}$	0

A10. 気管軟骨 : Tracheal Cartilage

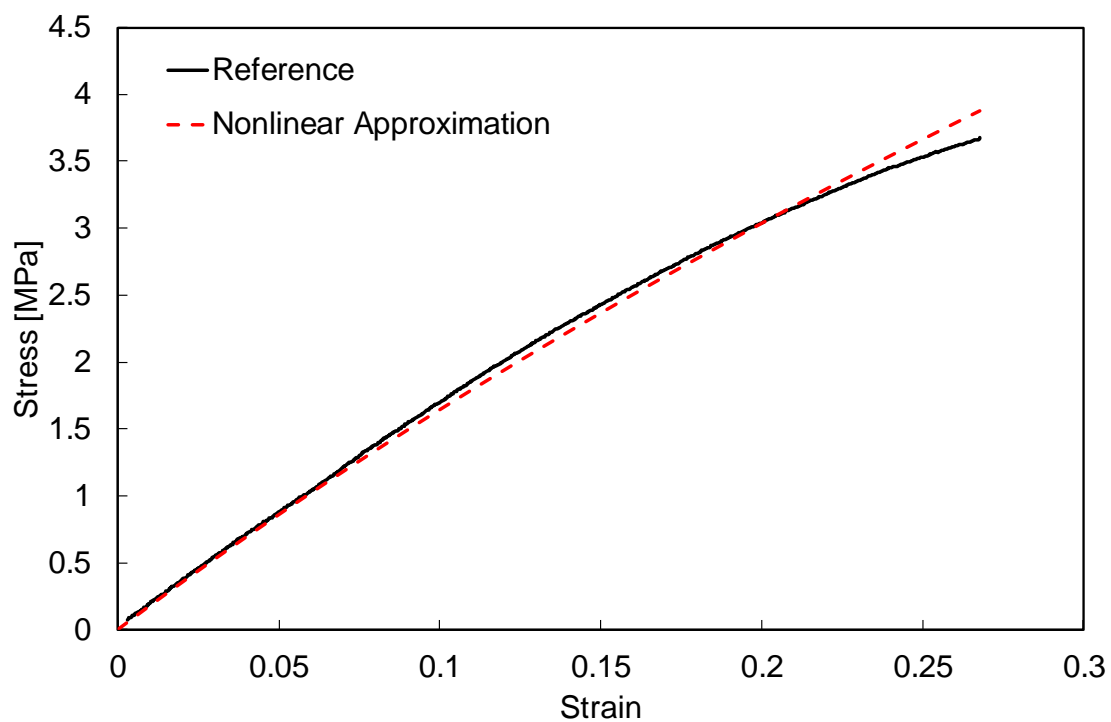


Fig. A 10 Fitting result of “Tracheal Cartilage” using Eq. (2.5), (2.6).

Table A 10 Parameters of Eq. (2.5), (2.6) for “Tracheal Cartilage.”

	Parameters [MPa]
$c_{10}$	3.001
$c_{20}$	0
$c_{30}$	0

A11. 気管軟骨膜 : Tracheal intercartilaginous membrane

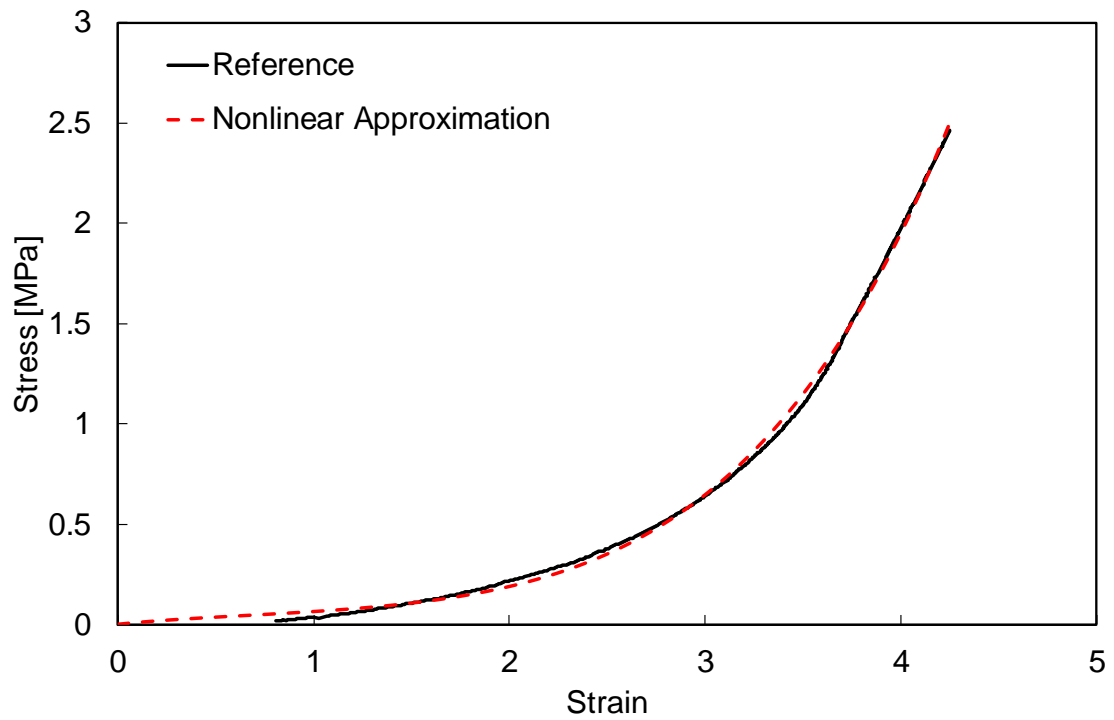


Fig. A 11 Fitting result of “Tracheal intercartilaginous membrane” using Eq. (2.5), (2.6).

Table A 11 Parameters of Eq. (2.5), (2.6) for “Tracheal intercartilaginous membrane.”

	Parameters [MPa]
$c_{10}$	$1.667 \times 10^{-2}$
$c_{20}$	0
$c_{30}$	$1.191 \times 10^{-4}$

A12. 子宫 : Uterus

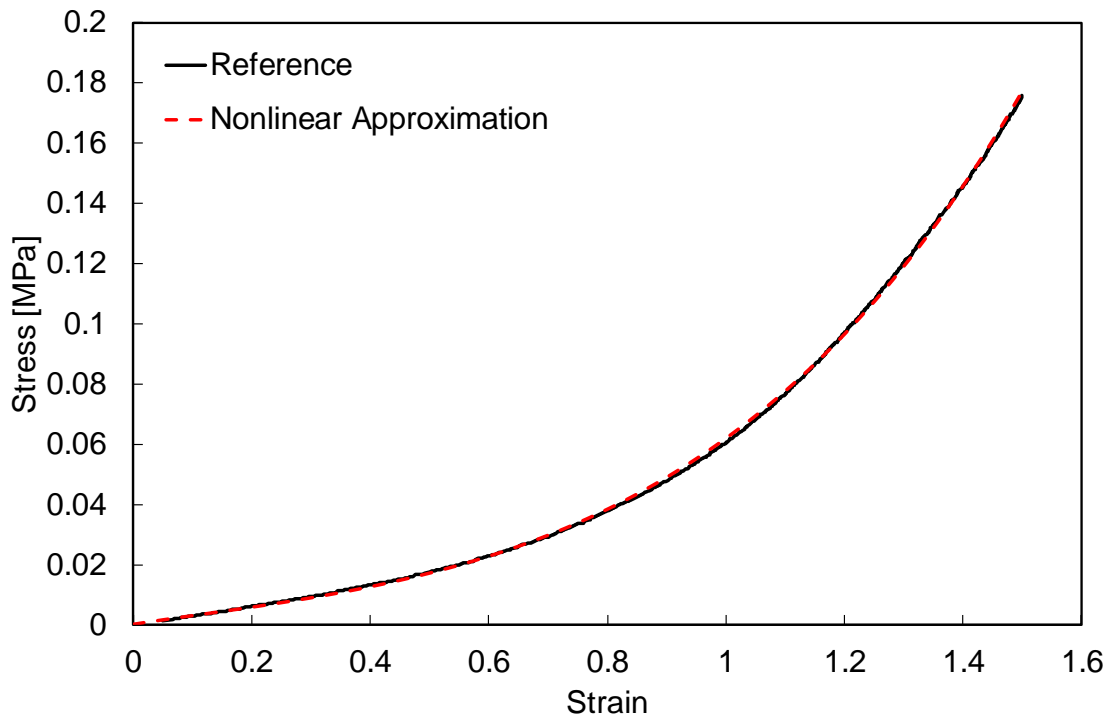


Fig. A 12 Fitting result of “Uterus” using Eq. (2.5), (2.6).

Table A 12 Parameters of Eq. (2.5), (2.6) for “Uterus.”

	Parameters [MPa]
$c_{10}$	$5.133 \times 10^{-3}$
$c_{20}$	$2.243 \times 10^{-3}$
$c_{30}$	$2.942 \times 10^{-4}$

A13. 弾性軟骨 : Elastic cartilage

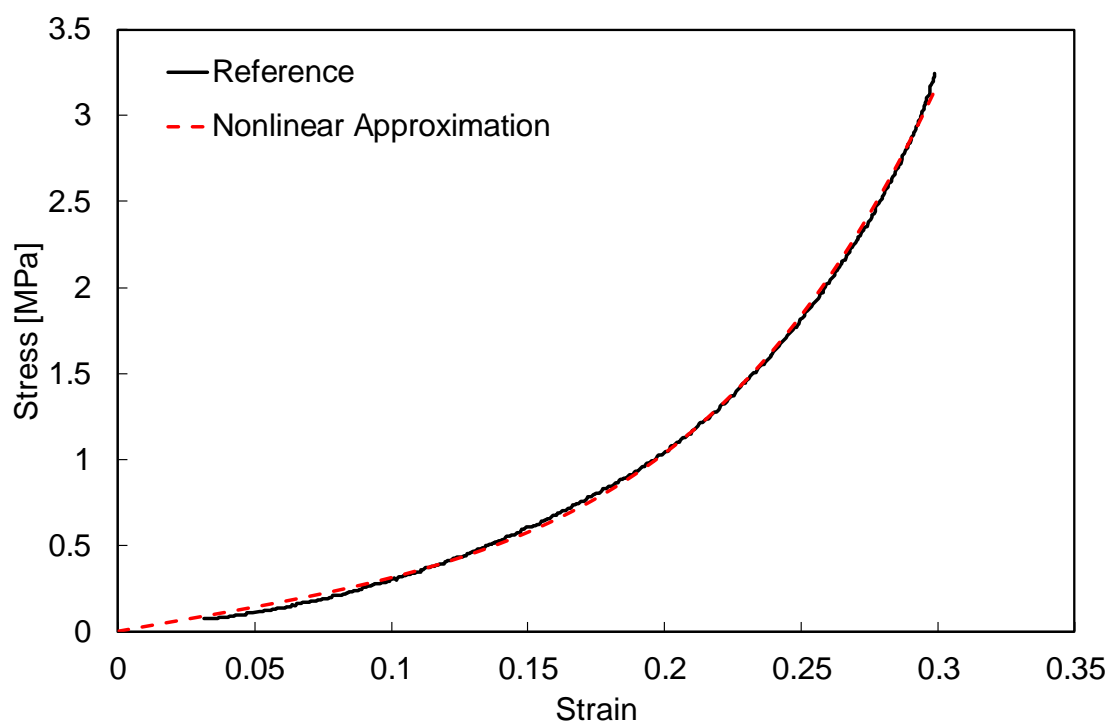


Fig. A 13 Fitting result of “Elastic cartilage” using Eq. (2.5), (2.6).

Table A 13 Parameters of Eq. (2.5), (2.6) for “Elastic cartilage.”

	Parameters [MPa]
$c_{10}$	$4.717 \times 10^{-1}$
$c_{20}$	1.447
$c_{30}$	7.110

A14. ヒアリン軟骨 : Hyaline cartilage

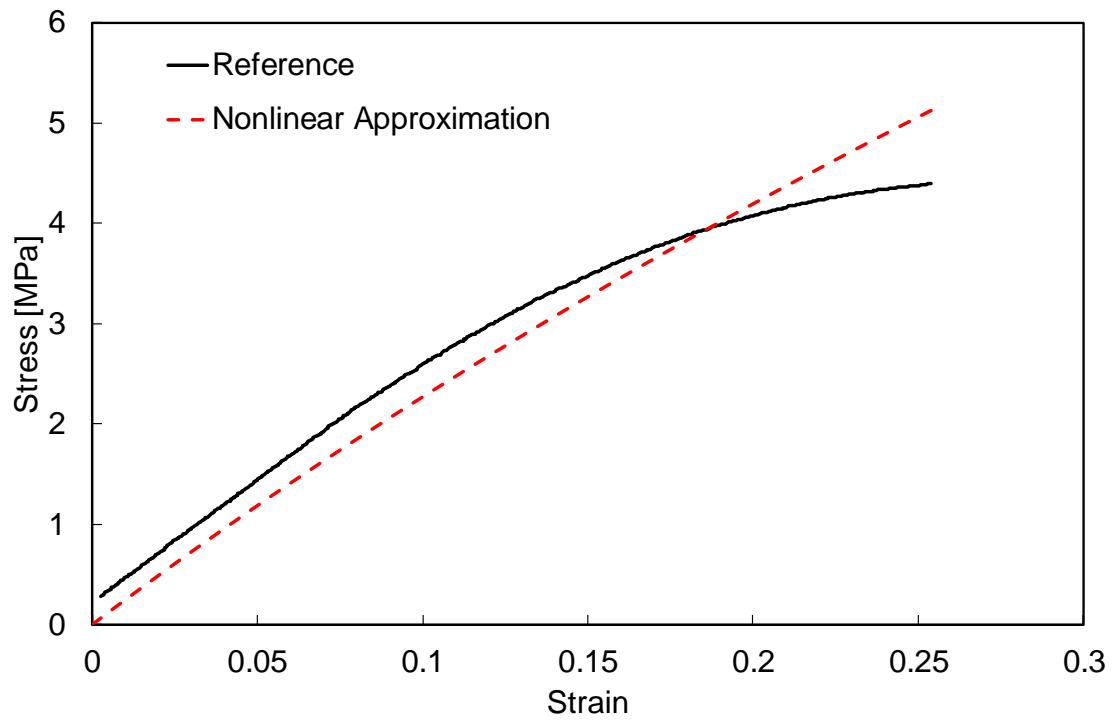


Fig. A 14 Fitting result of “Hyaline cartilage” using Eq. (2.5), (2.6).

Table A 14 Parameters of Eq. (2.5), (2.6) for “Hyaline cartilage.”

	Parameters [MPa]
$c_{10}$	4.146
$c_{20}$	0
$c_{30}$	0



A15. 皮下脂肪 : Panniculus adiposus

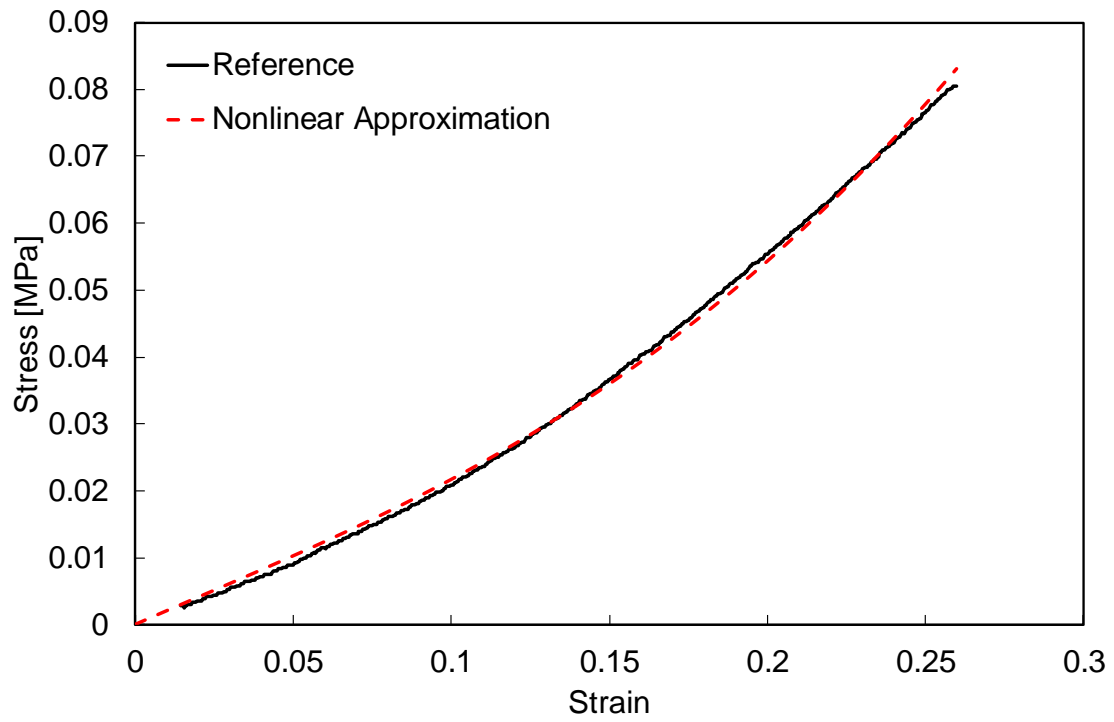


Fig. A 15 Fitting result of “Panniculus adiposus” using Eq. (2.5), (2.6).

Table A 15 Parameters of Eq. (2.5), (2.6) for “Panniculus adiposus.”

	Parameters [MPa]
$c_{10}$	$3.462 \times 10^{-2}$
$c_{20}$	$8.991 \times 10^{-2}$
$c_{30}$	0

A16. 鎖乳突筋 : Sternocleidomastoideus

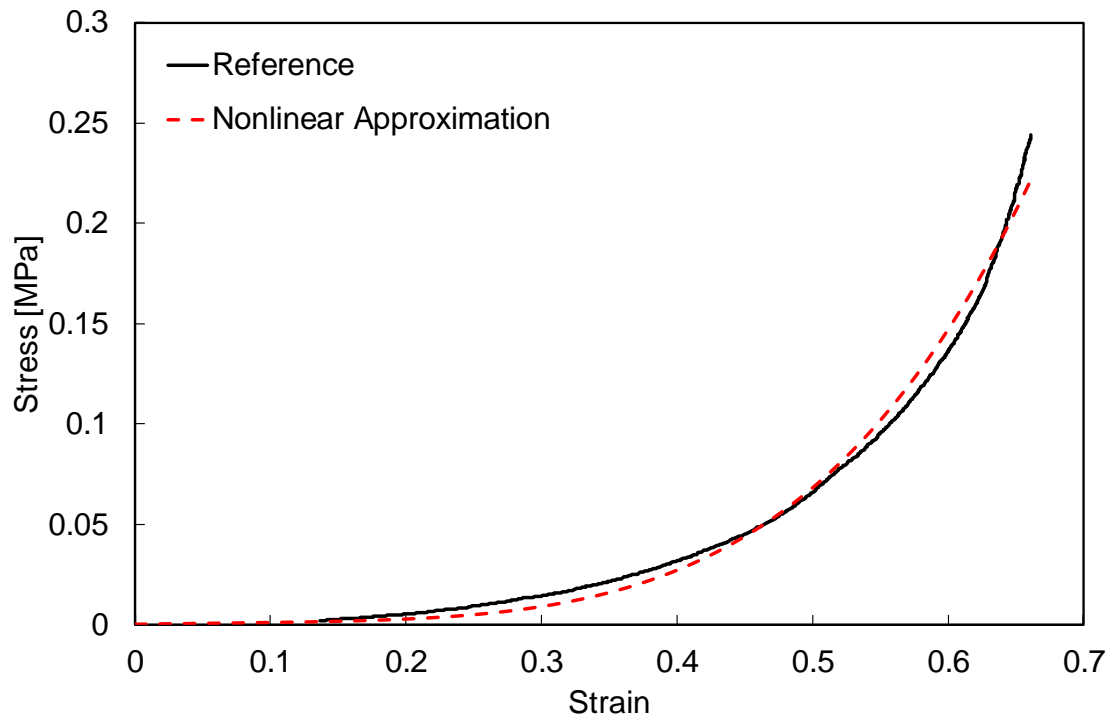


Fig. A 16 Fitting result of “Sternocleidomastoideus” using Eq. (2.5), (2.6).

Table A 16 Parameters of Eq. (2.5), (2.6) for “Sternocleidomastoideus.”

	Parameters [MPa]
$c_{10}$	$1.545 \times 10^{-3}$
$c_{20}$	0
$c_{30}$	$3.015 \times 10^{-2}$

A17. 上腕二頭筋 : Biceps brachii

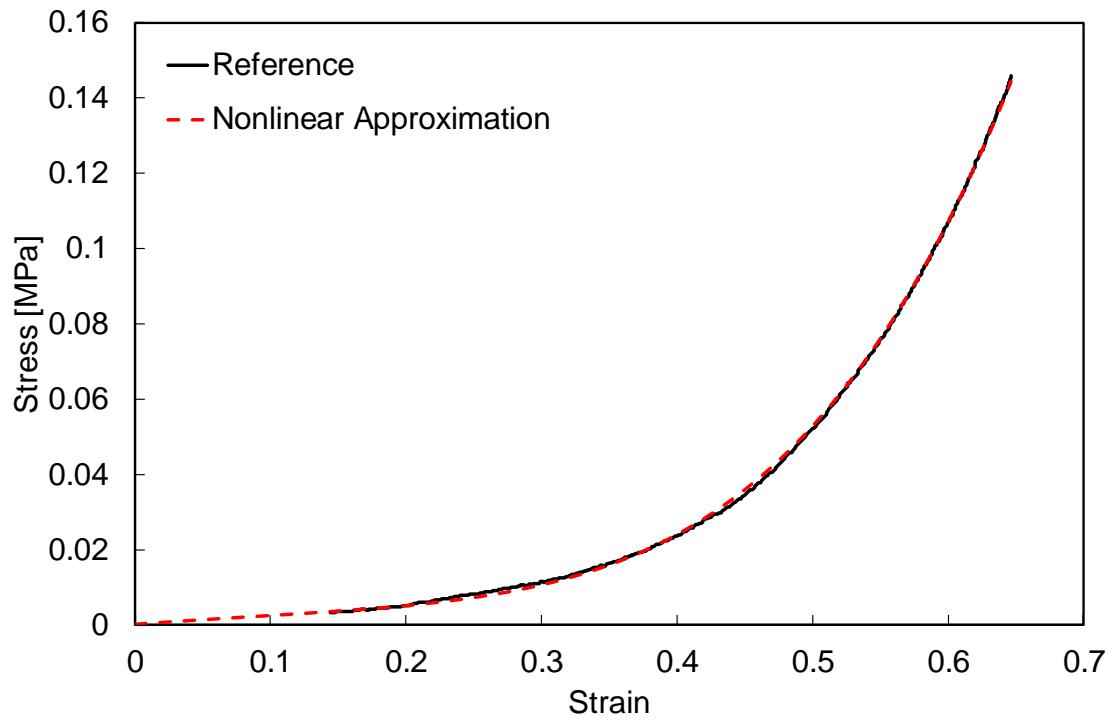


Fig. A 17 Fitting result of “Biceps brachii” using Eq. (2.5), (2.6).

Table A 17 Parameters of Eq. (2.5), (2.6) for “Biceps brachii.”

	Parameters [MPa]
$c_{10}$	$4.218 \times 10^{-3}$
$c_{20}$	0
$c_{30}$	$2.030 \times 10^{-2}$

A18. 大胸筋 : Pectoralis major

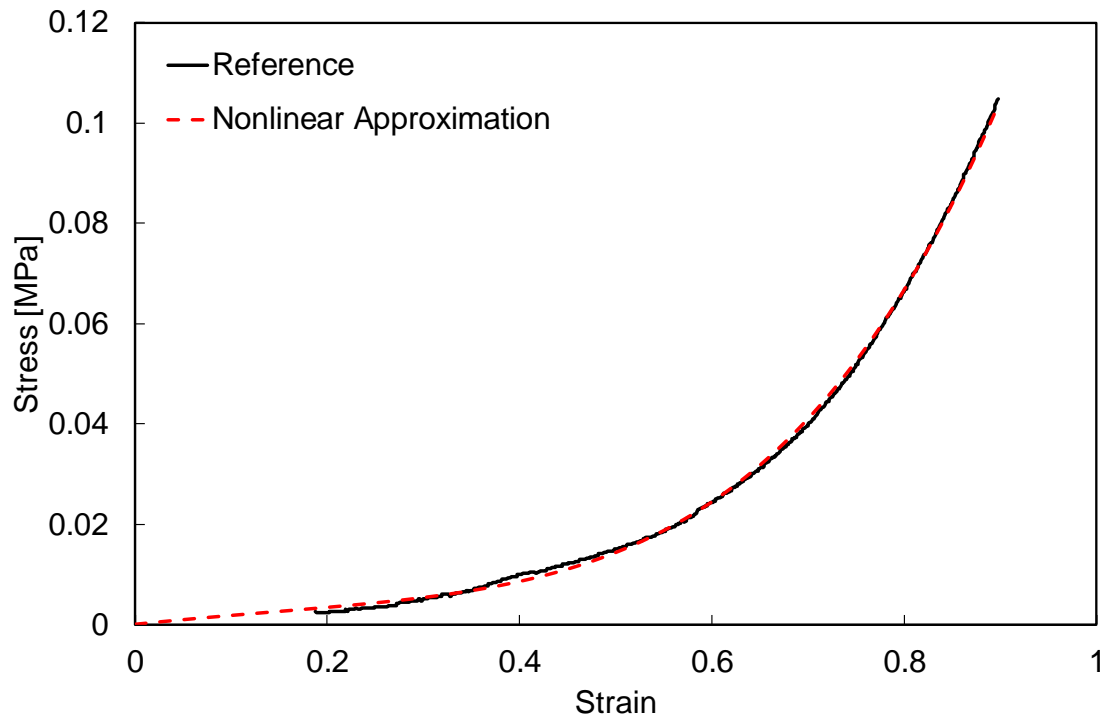


Fig. A 18 Fitting result of “Pectoralis major” using Eq. (2.5), (2.6).

Table A 18 Parameters of Eq. (2.5), (2.6) for “Pectoralis major.”

	Parameters [MPa]
$c_{10}$	$3.224 \times 10^{-3}$
$c_{20}$	0
$c_{30}$	$3.499 \times 10^{-3}$

A19. 大腿直筋 : Recetus femoris

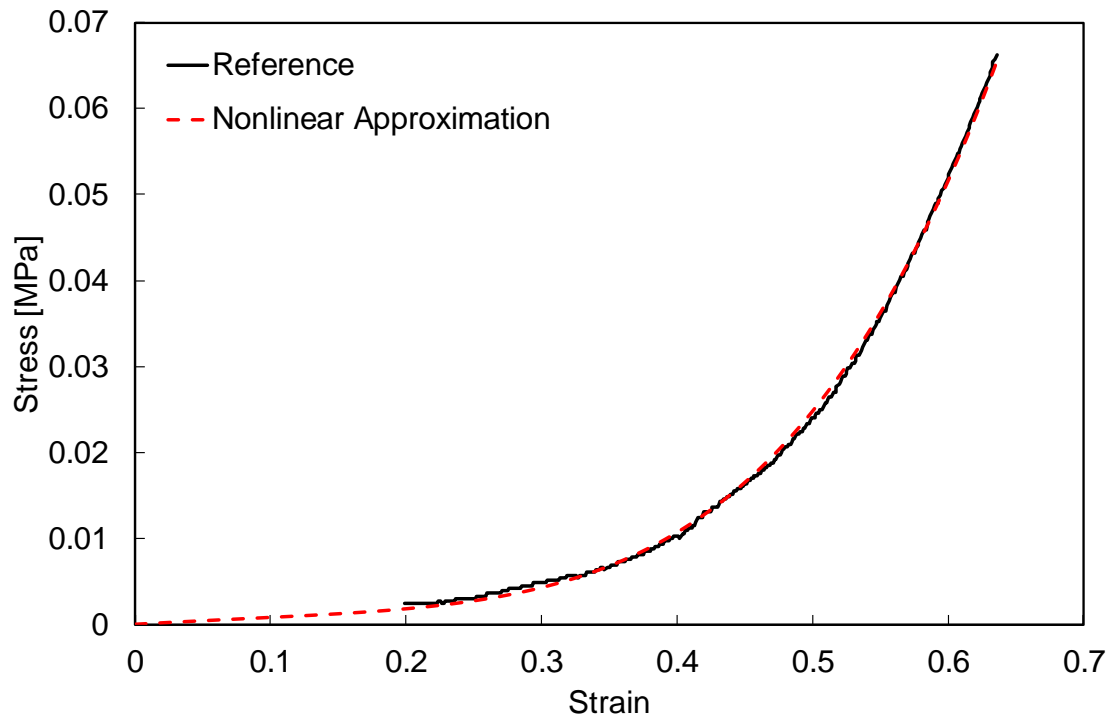


Fig. A 19 Fitting result of “Recetus femoris” using Eq. (2.5), (2.6).

Table A 19 Parameters of Eq. (2.5), (2.6) for “Recetus femoris.”

	Parameters [MPa]
$c_{10}$	$1.438 \times 10^{-3}$
$c_{20}$	0
$c_{30}$	$1.010 \times 10^{-2}$

A20. 腹直筋 : Rectus abdominis

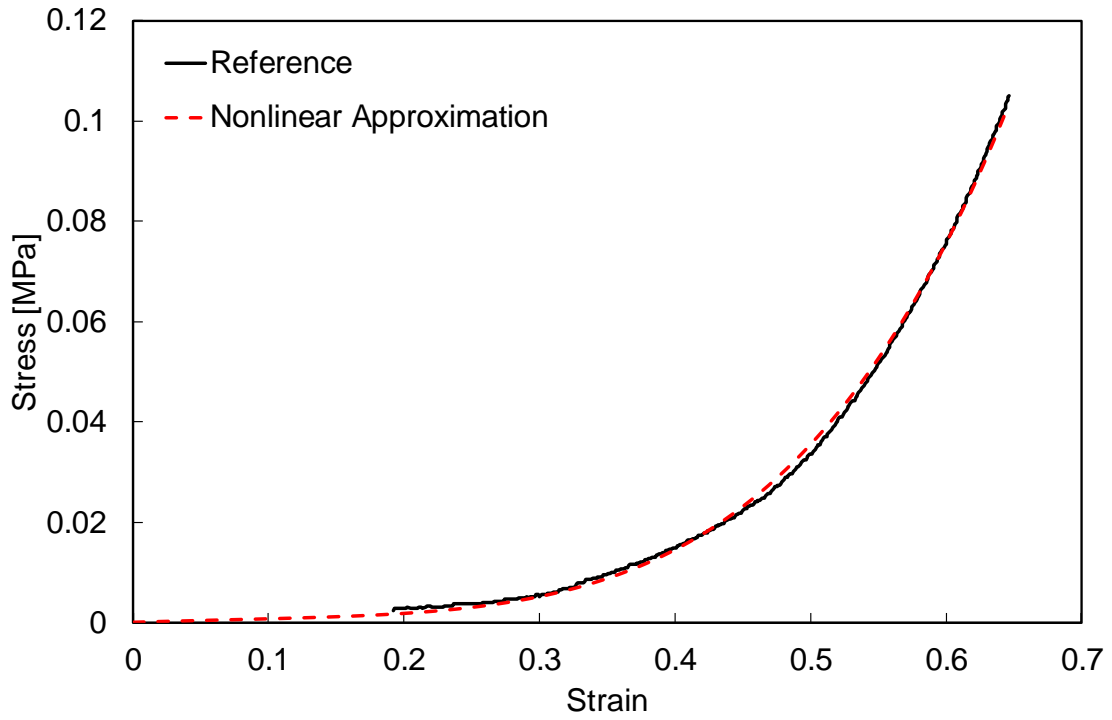


Fig. A 20 Fitting result of “Rectus abdominis” using Eq. (2.5), (2.6).

Table A 20 Parameters of Eq. (2.5), (2.6) for “Rectus abdominis.”

	Parameters [MPa]
$c_{10}$	$1.231 \times 10^{-3}$
$c_{20}$	0
$c_{30}$	$1.524 \times 10^{-2}$

A21. 縫工筋 : Sartorius

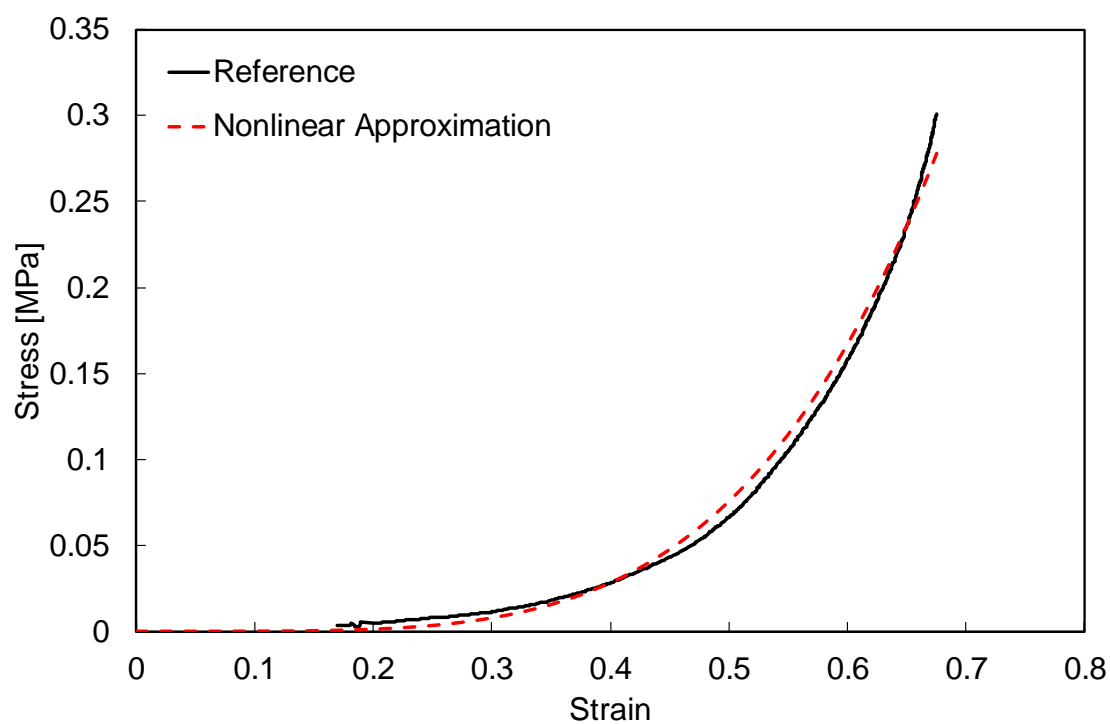


Fig. A 21 Fitting result of “Sartorius” using Eq. (2.5), (2.6).

Table A 21 Parameters of Eq. (2.5), (2.6) for “Sartorius.”

	Parameters [MPa]
$c_{10}$	0
$c_{20}$	0
$c_{30}$	$3.507 \times 10^{-2}$

A22. 腓腹筋 : Gastrocnemius

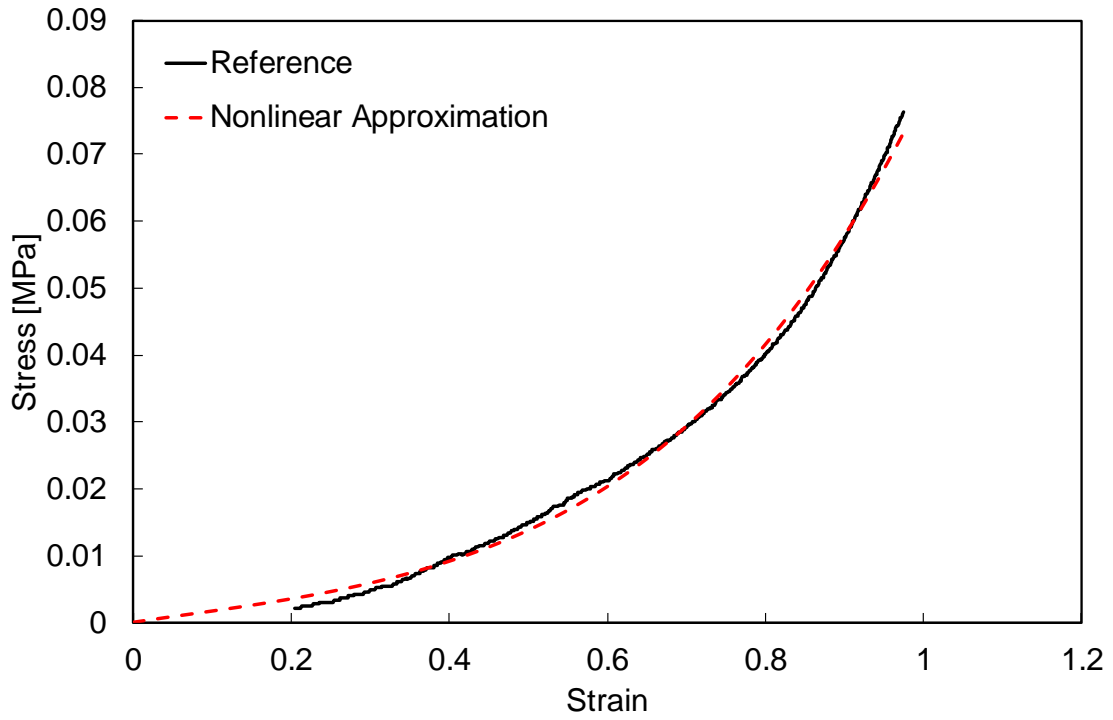


Fig. A 22 Fitting result of “Gastrocnemius” using Eq. (2.5), (2.6).

Table A 22 Parameters of Eq. (2.5), (2.6) for “Gastrocnemius.”

	Parameters [MPa]
$c_{10}$	$2.954 \times 10^{-3}$
$c_{20}$	$2.312 \times 10^{-3}$
$c_{30}$	$8.687 \times 10^{-4}$



A23. 大腿神経 : Femoral nerve

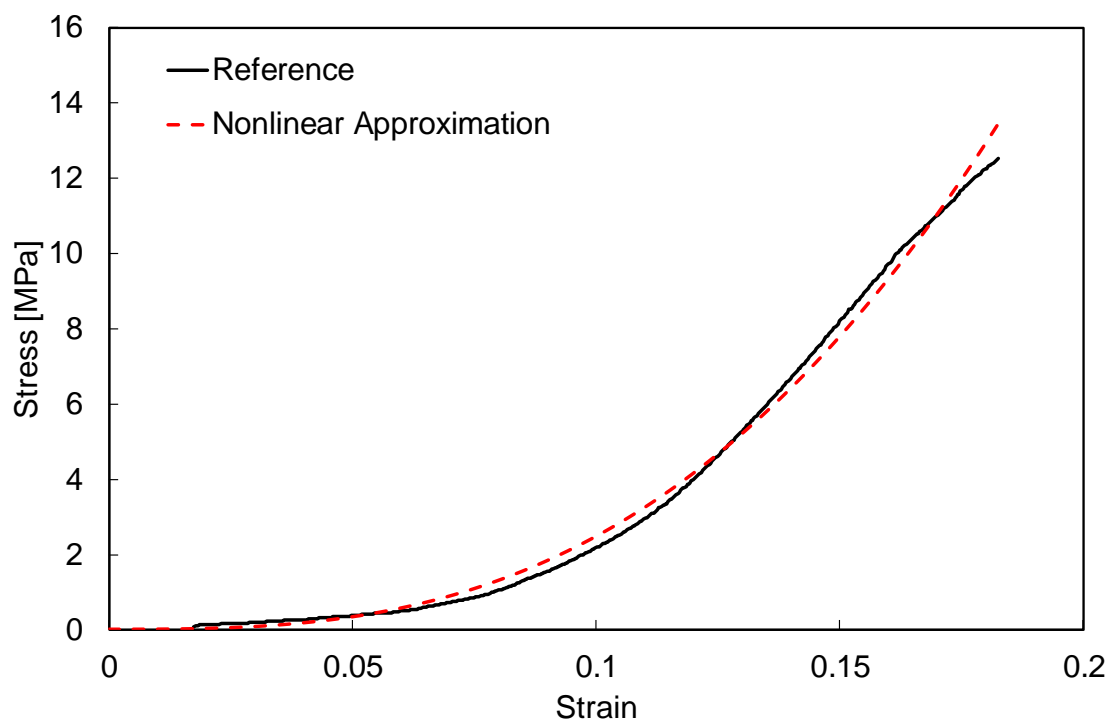


Fig. A 23 Fitting result of “Femoral nerve” using Eq. (2.5), (2.6).

Table A 23 Parameters of Eq. (2.5), (2.6) for “Femoral nerve.”

	Parameters [MPa]
$c_{10}$	0
$c_{20}$	$8.009 \times 10^1$
$c_{30}$	0

A24. 正中神経 : Median nerve

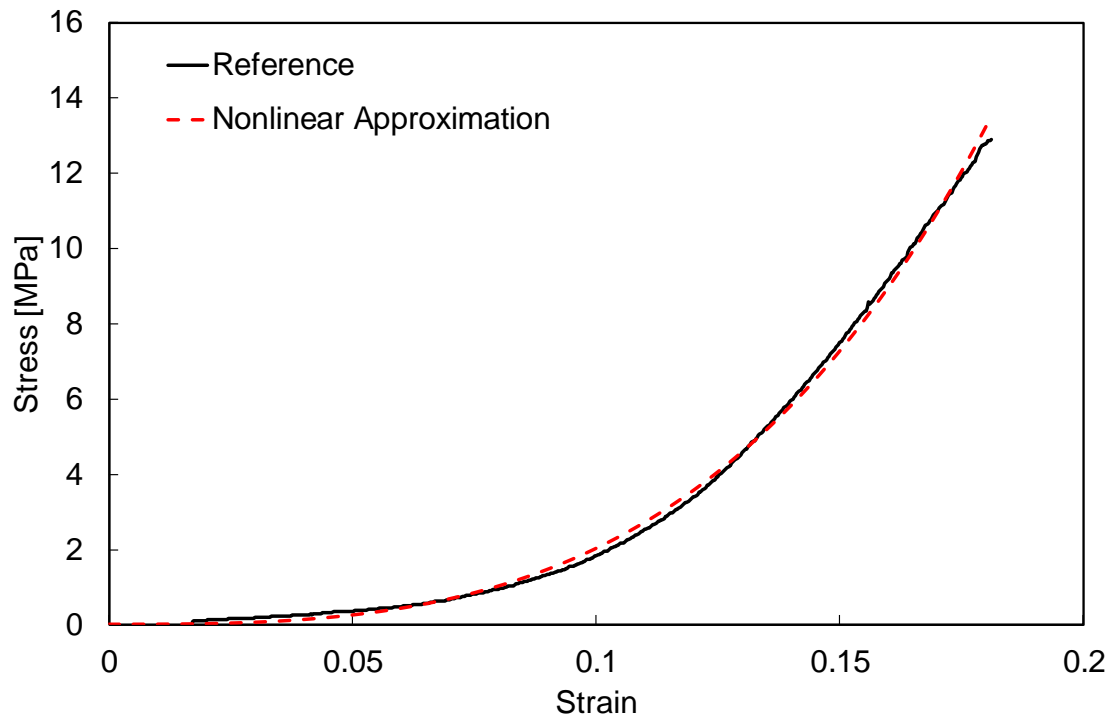


Fig. A 24 Fitting result of "Median nerve" using Eq. (2.5), (2.6).

Table A 24 Parameters of Eq. (2.5), (2.6) for "Median nerve."

	Parameters [MPa]
$c_{10}$	0
$c_{20}$	$5.763 \times 10^1$
$c_{30}$	$1.870 \times 10^2$

A25. 坐骨神経 : Sciatic nerve

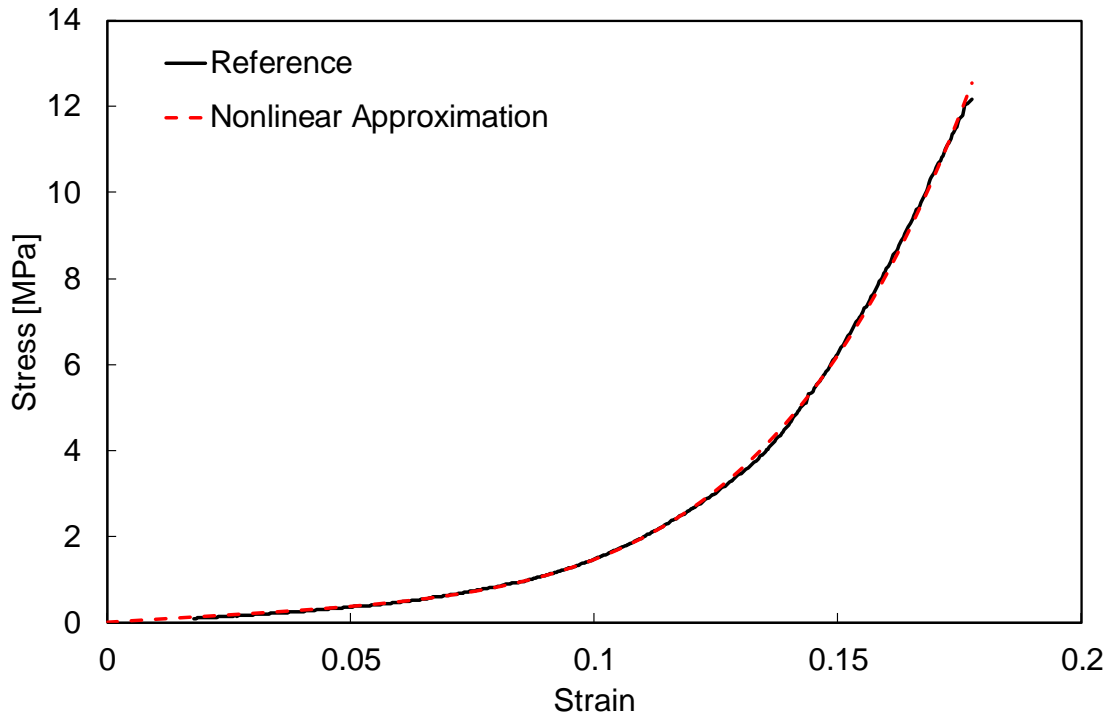


Fig. A 25 Fitting result of “Sciatic nerve” using Eq. (2.5), (2.6).

Table A 25 Parameters of Eq. (2.5), (2.6) for “Sciatic nerve.”

	Parameters [MPa]
$c_{10}$	1.156
$c_{20}$	3.529
$c_{30}$	$5.537 \times 10^2$

A26. 靱帯結節部 : Ligament conjunct portion

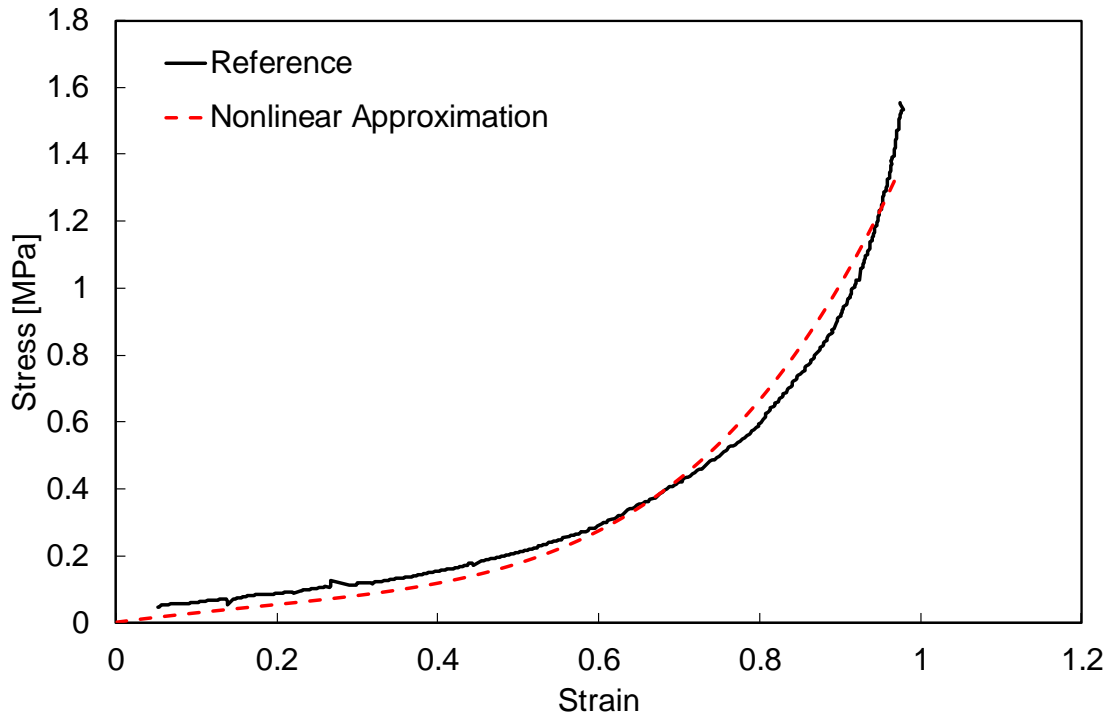


Fig. A 26 Fitting result of “Ligament conjunct portion” using Eq. (2.5), (2.6).

Table A 26 Parameters of Eq. (2.5), (2.6) for “Ligament conjunct portion.”

	Parameters [MPa]
$c_{10}$	$5.148 \times 10^{-2}$
$c_{20}$	0
$c_{30}$	$3.124 \times 10^{-2}$

A27. 靱帯平坦部 : Ligament flat portion

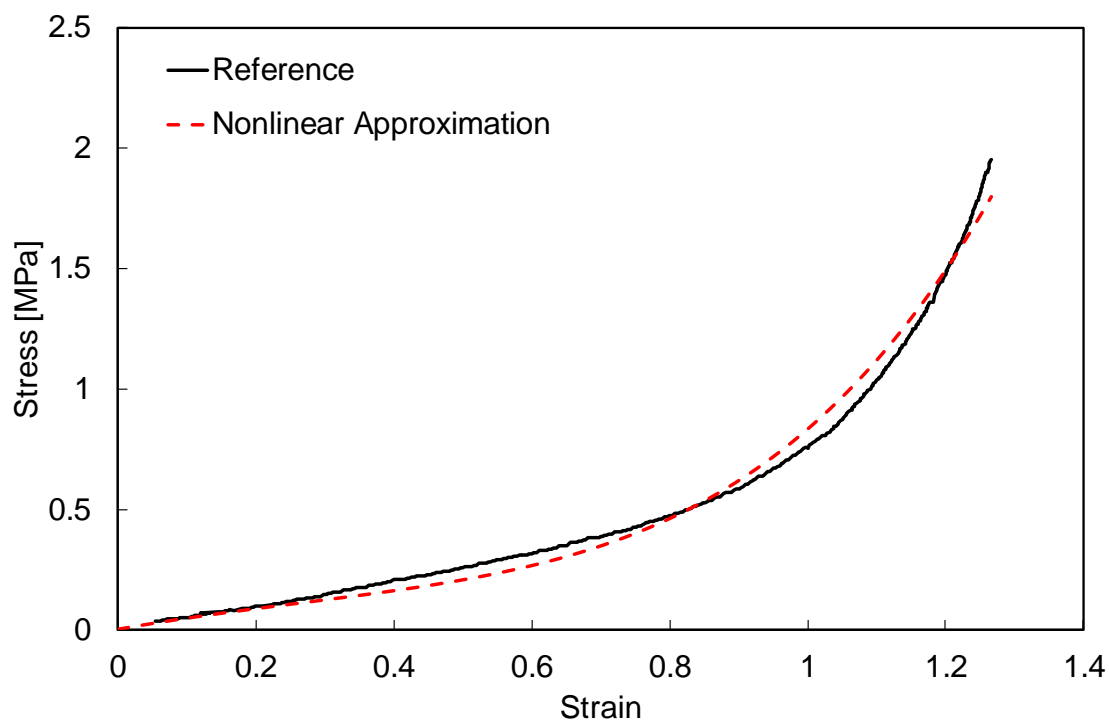


Fig. A 27 Fitting result of “Ligament flat portion” using Eq. (2.5), (2.6).

Table A 27 Parameters of Eq. (2.5), (2.6) for “Ligament flat portion.”

	Parameters [MPa]
$c_{10}$	$8.430 \times 10^{-2}$
$c_{20}$	0
$c_{30}$	$1.280 \times 10^{-2}$

A28. 靱帯索状部 : Ligament restiform portion

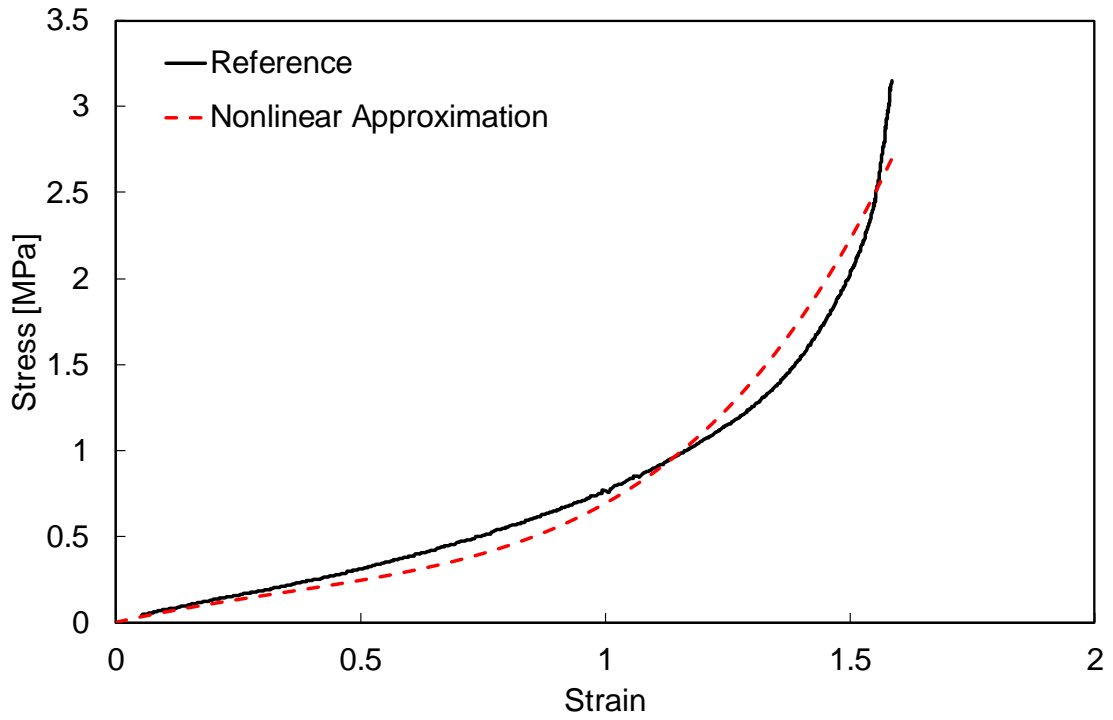


Fig. A 28 Fitting result of “Ligament restiform portion” using Eq. (2.5), (2.6).

Table A 28 Parameters of Eq. (2.5), (2.6) for “Ligament restiform portion.”

	Parameters [MPa]
$c_{10}$	$1.080 \times 10^{-1}$
$c_{20}$	0
$c_{30}$	$7.463 \times 10^{-3}$

A29. 頸椎椎間板 : Cervical disc

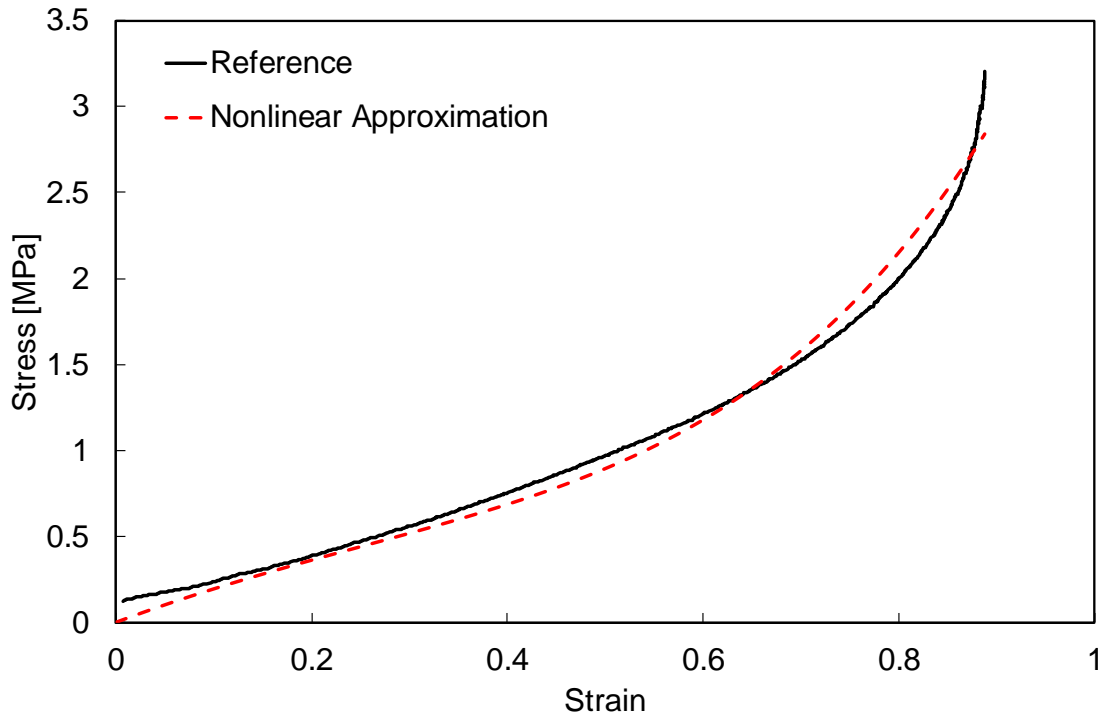


Fig. A 29 Fitting result of “Cervical disc” using Eq. (2.5), (2.6).

Table A 29 Parameters of Eq. (2.5), (2.6) for “Cervical disc.”

	Parameters [MPa]
$c_{10}$	$3.552 \times 10^{-1}$
$c_{20}$	0
$c_{30}$	$6.679 \times 10^{-2}$

A30. 腰椎椎間板 : Lumbar disk

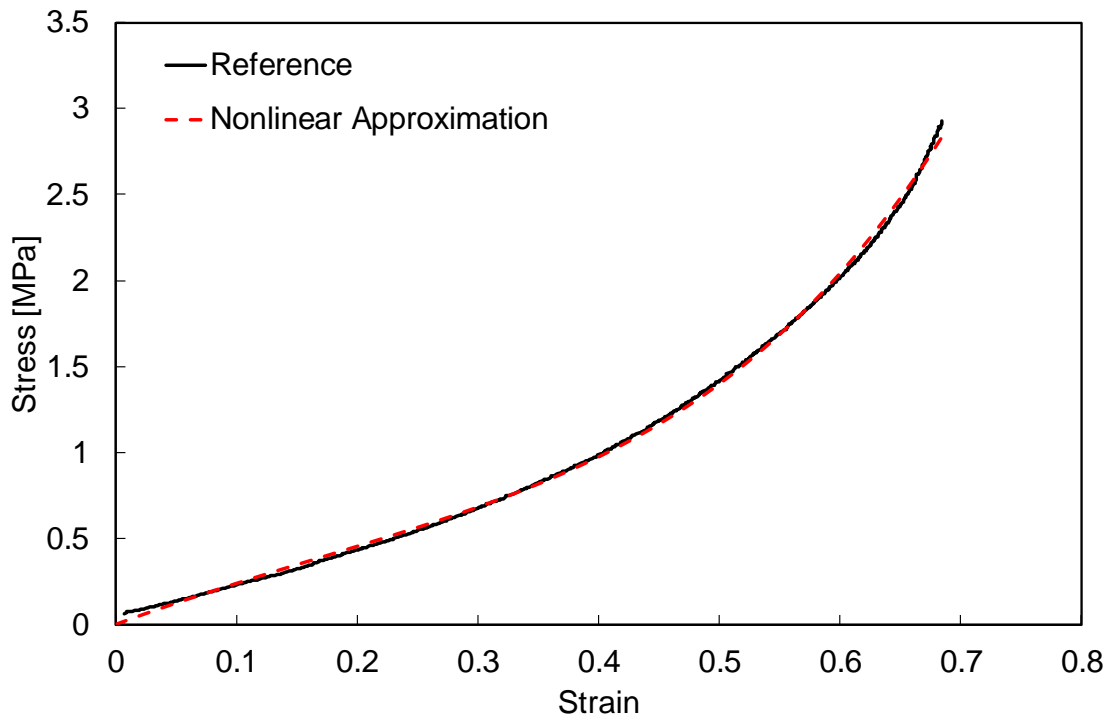


Fig. A 30 Fitting result of “Lumbar disk” using Eq. (2.5), (2.6).

Table A 30 Parameters of Eq. (2.5), (2.6) for “Lumbar disk.”

	Parameters [MPa]
$c_{10}$	$4.324 \times 10^{-1}$
$c_{20}$	$5.031 \times 10^{-2}$
$c_{30}$	$1.678 \times 10^{-1}$



A31. 胸椎椎間板 : Upper Thoracic disk

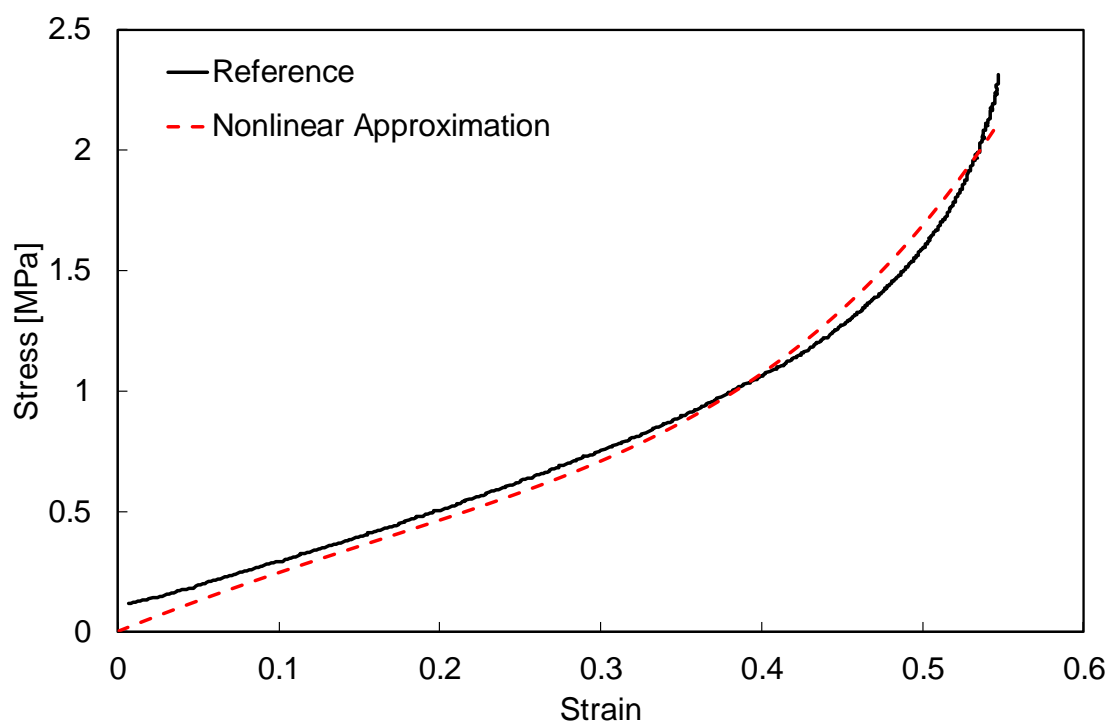


Fig. A 31 Fitting result of “Upper Thoracic disk” using Eq. (2.5), (2.6).

Table A 31 Parameters of Eq. (2.5), (2.6) for “Upper Thoracic disk.”

	Parameters [MPa]
$c_{10}$	$4.448 \times 10^{-1}$
$c_{20}$	0
$c_{30}$	$3.459 \times 10^{-1}$

## 参考文献

- [1] “Comprehensive Survey of Living Conditions” [Online]. Available: <https://www.mhlw.go.jp/english/database/db-hss/csclc-index.html>. [Accessed: 02-Feb-2021].
- [2] “Statistics Bureau Home Page/Survey on Time Use and Leisure Activities” [Online]. Available: <http://www.stat.go.jp/english/data/shakai/index.html>. [Accessed: 02-Jan-2022].
- [3] Bakker, E. W. P., Verhagen, A. P., van Trijffel, E., Lucas, C., and Koes, B. W., 2009, “Spinal Mechanical Load as a Risk Factor for Low Back Pain: A Systematic Review of Prospective Cohort Studies,” *Spine*, **34**(8), p. E281.
- [4] Parreira, P., Maher, C. G., Steffens, D., Hancock, M. J., and Ferreira, M. L., 2018, “Risk Factors for Low Back Pain and Sciatica: An Umbrella Review,” *Spine J.*, **18**(9), pp. 1715–1721.
- [5] Hoy, D., Brooks, P., Blyth, F., and Buchbinder, R., 2010, “The Epidemiology of Low Back Pain,” *Best Pract. Res. Clin. Rheumatol.*, **24**(6), pp. 769–781.
- [6] Ehrlich, G. E., 2003, “Low Back Pain,” *Bull. World Health Organ.*, **81**(9), pp. 671–676.
- [7] Deyo, R. A., and Weinstein, J. N., 2001, “Low Back Pain,” *N. Engl. J. Med.*, **344**(5), pp. 363–370.
- [8] Nachemson, A. L., 1976, “The Lumbar Spine an Orthopaedic Challenge,” *Spine*, **1**(1), pp. 59–71.
- [9] Balagué, F., Mannion, A. F., Pellisé, F., and Cedraschi, C., 2012, “Non-Specific Low Back Pain,” *The Lancet*, **379**(9814), pp. 482–491.
- [10] de Schepper, E. I. T., Damen, J., van Meurs, J. B. J., Ginai, A. Z., Popham, M., Hofman, A., Koes, B. W., and Bierma-Zeinstra, S. M., 2010, “The Association between Lumbar Disc Degeneration and Low Back Pain: The Influence of Age, Gender, and Individual Radiographic Features,” *Spine*, **35**(5), pp. 531–536.
- [11] Biyani, A., and Andersson, G. B. J., 2004, “Low Back Pain: Pathophysiology and Management,” *JAAOS - J. Am. Acad. Orthop. Surg.*, **12**(2), pp. 106–115.
- [12] Nachemson, A., and Morris, J. M., 1964, “In Vivo Measurements of Intradiscal Pressure. Discometry, a Method for the Determination of Pressure in the Lower Lumbar Discs,” *J. Bone Joint Surg. Am.*, **46**, pp. 1077–1092.
- [13] Nachemson, A., 1965, “In Vivo Discometry in Lumbar Discs with Irregular Nucleograms. Some Differences in Stress Distribution between Normal and Moderately Degenerated Discs,” *Acta Orthop. Scand.*, **36**(4), pp. 418–434.
- [14] 奥島平八郎, 1970, “腰部椎間板内圧に関する研究,” *日本外科宝函*, **39**(1–2), pp. 45–57.

- [15] Wilke, H. J., Neef, P., Caimi, M., Hoogland, T., and Claes, L. E., 1999, “New in Vivo Measurements of Pressures in the Intervertebral Disc in Daily Life,” *Spine*, **24**(8), pp. 755–762.
- [16] Dimentberg, R., Sinha, S., Glauser, G., Caplan, I. F., Schuster, J. M., McClintock, S. D., Yoon, J. W., Marcotte, P. J., Ali, Z. S., and Malhotra, N. R., 2021, “Short-Term Impact of Bracing in Multi-Level Posterior Lumbar Spinal Fusion,” *Int. J. Spine Surg.*, **15**(5), pp. 915–920.
- [17] Cejudo, A., Centenera-Centenera, J. M., and Santonja-Medina, F., 2021, “Sagittal Integral Morphotype of Competitive Amateur Athletes and Its Potential Relation with Recurrent Low Back Pain,” *Int. J. Environ. Res. Public Health*, **18**(16), p. 8262.
- [18] Oe, S., Narita, K., Hasegawa, K., Natarajan, R. N., Yamato, Y., Hasegawa, T., Yoshida, G., Banno, T., Arima, H., Mihara, Y., Ushirozako, H., Ide, K., Yamada, T., Watanabe, Y., and Matsuyama, Y., 2021, “Longer Screws Can Reduce the Stress on the Upper Instrumented Vertebra With Long Spinal Fusion Surgery: A Finite Element Analysis Study,” *Glob. Spine J.*, p. 21925682211018468.
- [19] Mörl, F., and Bradl, I., 2021, “About the Impact of Repetitive Spine Flexions Due to Labour on Passive Mechanics of the Lumbar Spine,” *Int. J. Ind. Ergon.*, **82**, p. 103105.
- [20] Costi, J. J., Ledet, E. H., and O’Connell, G. D., 2021, “Spine Biomechanical Testing Methodologies: The Controversy of Consensus vs Scientific Evidence,” *JOR SPINE*, **4**(1), p. e1138.
- [21] Raschke, U., Martin, B. J., and Chaffin, D. B., 1996, “Distributed Moment Histogram: A Neurophysiology Based Method of Agonist and Antagonist Trunk Muscle Activity Prediction,” *J. Biomech.*, **29**(12), pp. 1587–1596.
- [22] 芝田京子, 井上喜雄, 岩田祥孝, 片川準也, and 藤井涼, 2012, “腰椎系における椎間板負荷の非侵襲的な推定法,” *日本機械学会論文集 c 編*, **78**(791), pp. 2483–2495.
- [23] 牧野内昭武, and 姫野龍太郎, 2000, “F01-(1) 理研で始まった生体力学シミュレーション研究プロジェクト,” *年次大会資料集*, **2000.5**, pp. 55–56.
- [24] 姫野龍太郎, 2004, “理化学研究所における生体力学シミュレーション研究プロジェクト(生体シミュレーションと医工学プロジェクト,<小特集>生体医工学における力学シミュレーション),” *日本機械学会誌*, **107**(1026), pp. 372–375.
- [25] Ceccarelli, M., Saltarello, R. C., Carbone, G., and Carvalho, J. C. M., 2011, “Simulation of the Lumbar Spine as a Multi-Module Parallel Manipulator,” *Appl. Bionics Biomech.*, **8**(3–4), pp. 399–410.
- [26] Guo, J., Guo, W., and Ren, G., 2021, “Embodiment of Intra-Abdominal Pressure in a Flexible Multibody Model of the Trunk and the Spinal Unloading Effects during

- Static Lifting Tasks,” *Biomech. Model. Mechanobiol.*, **20**(4), pp. 1599–1626.
- [27] Khurelbaatar, T., Kim, K., and Hyuk Kim, Y., 2015, “A Cervico-Thoraco-Lumbar Multibody Dynamic Model for the Estimation of Joint Loads and Muscle Forces,” *J. Biomech. Eng.*, **137**(111001).
- [28] Kiriya, Y., Yamazaki, N., Nagura, T., Matsumoto, M., Chiba, K., and Toyama, Y., 2005, “Prediction of Deformity Correction by Pedicle Screw Instrumentation in Thoracolumbar Scoliosis Surgery(Computer Simulation Study),” *JSME Int. J. Ser. C*, **48**(4), pp. 577–585.
- [29] Somovilla-Gómez, F., Lostado-Lorza, R., Corral-Bobadilla, M., and Escribano-García, R., 2020, “Improvement in Determining the Risk of Damage to the Human Lumbar Functional Spinal Unit Considering Age, Height, Weight and Sex Using a Combination of FEM and RSM,” *Biomech. Model. Mechanobiol.*, **19**(1), pp. 351–387.
- [30] Tuan Dao, T., 2017, “Hybrid Rigid-Deformable Model for Prediction of Neighboring Intervertebral Disk Loads during Flexion Movement after Lumbar Interbody Fusion at L3–4 Level,” *J. Biomech. Eng.*, **139**(031010).
- [31] Petoussi-Hens, N., Zankl, M., Fill, U., and Regulla, D., 2002, “The GSF Family of Voxel Phantoms,” *Phys. Med. Biol.*, **47**(1), pp. 89–106.
- [32] Xu, X. G., Chao, T. C., and Bozkurt, A., 2000, “VIP-MAN: AN IMAGE-BASED WHOLE-BODY ADULT MALE MODEL CONSTRUCTED FROM COLOR PHOTOGRAPHS OF THE VISIBLE HUMAN PROJECT FOR MULTI-PARTICLE MONTE CARLO CALCULATIONS;,” *Health Phys.*, **78**(5), pp. 476–486.
- [33] Dawson, T. W., Caputa, K., and Stuchly, M. A., 1997, “A Comparison of 60 Hz Uniform Magnetic and Electric Induction in the Human Body,” *Phys. Med. Biol.*, **42**(12), pp. 2319–2329.
- [34] Dimbylow, P. J., 1997, “FDTD Calculations of the Whole-Body Averaged SAR in an Anatomically Realistic Voxel Model of the Human Body from 1 MHz to 1 GHz,” *Phys. Med. Biol.*, **42**(3), pp. 479–490.
- [35] Yokota, H., and Himeno, R., 2008, “Development of human model for biomechanical simulation,” *J. Robot. Soc. Jpn.*, **26**(3), pp. 218–221.
- [36] Nagaoka, T., Watanabe, S., Sakurai, K., Kunieda, E., Watanabe, S., Taki, M., and Yamanaka, Y., 2004, “Development of Realistic High-Resolution Whole-Body Voxel Models of Japanese Adult Males and Females of Average Height and Weight, and Application of Models to Radio-Frequency Electromagnetic-Field Dosimetry,” *Phys. Med. Biol.*, **49**(1), pp. 1–15.
- [37] Yokota, H., Nishimura, M., Nakamura, S., Fukasaku, K., Makinouchi, A., and Himeno, R., 2005, “Individual modeling using a VCAT system,” *Proc. JSME Annu.*

- Meet., **2005.5(0)**, pp. 145–146.
- [38] Ijiri, T., and Yokota, H., 2010, “Contour-Based Interface for Refining Volume Segmentation,” *Comput. Graph. Forum*, **29(7)**, pp. 2153–2160.
- [39] Hayashi, K., 2000, *Biomechanics*, CORONA Publishing Co, Ltd., Tokyo.
- [40] Abe, H., Hayashi, K., and Sato, M., 1996, *Data Book on Mechanical Properties of Living Cells, Tissues, and Organs*, Springer, Tokyo.
- [41] Yamada, H., 1970, *Strength of Biological Materials*, Lippincott Williams & Wilkins, US, Baltimore.
- [42] Fung, Y., 1965, *Foundations of Solid Mechanics*, Prentice-Hall, Englewood Cliffs, NJ.
- [43] Mooney, M., 1940, “A Theory of Large Elastic Deformation,” *J. Appl. Phys.*, **11(9)**, pp. 582–592.
- [44] Rivlin, R. S., and Taylor, G. I., 1948, “Large Elastic Deformations of Isotropic Materials. I. Fundamental Concepts,” *Philos. Trans. R. Soc. Lond. Ser. Math. Phys. Sci.*, **240(822)**, pp. 459–490.
- [45] Rivlin, R. S., 1948, “Large Elastic Deformations of Isotropic Materials. IV. Further Developments of the General Theory,” *Philos. Trans. R. Soc. Math. Phys. Eng. Sci.*, **241(835)**, pp. 379–397.
- [46] Rivlin, R. S., 1949, “Large Elastic Deformations of Isotropic Materials. V. The Problem of Flexure,” *Proc. R. Soc. Math. Phys. Eng. Sci.*, **195(1043)**, pp. 463–473.
- [47] Rivlin, R. S., 1949, “Large Elastic Deformations of Isotropic Materials. VI. Further Results in the Theory of Torsion, Shear and Flexure,” *Philos. Trans. R. Soc. Math. Phys. Eng. Sci.*, **242(845)**, pp. 173–195.
- [48] Rivlin, R. S., and Saunders, D. W., 1951, “Large Elastic Deformations of Isotropic Materials. VII. Experiments on the Deformation of Rubber,” *Philos. Trans. R. Soc. Math. Phys. Eng. Sci.*, **243(865)**, pp. 251–288.
- [49] Aranda-Iglesias, D., Ramón-Lozano, C., and Rodríguez-Martínez, J. A., 2017, “Nonlinear Resonances of an Idealized Saccular Aneurysm,” *Int. J. Eng. Sci.*, **121**, pp. 154–166.
- [50] Uhlir, R., Mayo, V., Lin, P. H., Chen, S., Lee, Y.-T., Hershey, G., Lin, F.-C., and Ko, C.-C., 2017, “Biomechanical Characterization of the Periodontal Ligament: Orthodontic Tooth Movement,” *Angle Orthod.*, **87(2)**, pp. 183–192.
- [51] Hassan, M. A., Hamdi, M., and Noma, A., 2012, “The Nonlinear Elastic and Viscoelastic Passive Properties of Left Ventricular Papillary Muscle of a Guinea Pig Heart,” *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.*, **5(1)**, pp. 99–109.
- [52] Low, F.-Z., Chua, M. C.-H., Lim, P.-Y., and Yeow, C.-H., 2017, “Effects of Mattress

- Materialmattress Material on Body Pressure Profilesbody Pressure Profiles in Different Sleeping Posturesdifferent Sleeping Postures,” *J. Chiropr. Med.*, **16**(1), pp. 1–9.
- [53] Lee, W., Won, B. H., and Cho, S. W., 2017, “Finite Element Modeling for Predicting the Contact Pressure between a Foam Mattress and the Human Body in a Supine Position,” *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.*, **20**(1), pp. 104–117.
- [54] Lee, W.-D., Lee, J.-U., Park, J., and Kim, J., 2015, “Analysis of the Body Pressure-Related Sensory Changes in the Static Supine Position for Healthy Science Research: A Randomized Controlled Pilot Trial,” *Toxicol. Environ. Health Sci.*, **7**(3), pp. 211–216.
- [55] Chen, Z., Li, Y., Liu, R., Gao, D., Chen, Q., Hu, Z., and Guo, J., 2014, “Effects of Interface Pressure Distribution on Human Sleep Quality,” *PLOS ONE*, **9**(6), p. e99969.
- [56] Denninger, M., Martel, F., and Rancourt, D., 2011, “A Single Step Process to Design a Custom Mattress That Relieves Trunk Shear Forces,” *Int. J. Mech. Mater. Des.*, **7**(1), pp. 1–16.
- [57] 久保博子, 青山裕美子, and 重村直美, 2008, “青年男女の寝姿勢と体動に関する研究,” *日本人間工学会大会講演集*, **44spl**, pp. 316–317.
- [58] Ogden, R. W., 1972, “Large Deformation Isotropic Elasticity: On the Correlation of Theory and Experiment for Compressible Rubberlike Solids,” *Proc. R. Soc. Math. Phys. Eng. Sci.*, **328**(1575), pp. 567–583.
- [59] Ogden, R. W., 1973, “Large Deformation Isotropic Elasticity—On the Correlation of Theory and Experiment for Incompressible Rubberlike Solids,” *Rubber Chem. Technol.*, **46**(2), pp. 398–416.
- [60] Hill, R., 1979, “Aspects of Invariance in Solid Mechanics,” *Advances in Applied Mechanics*, C.-S. Yih, ed., Elsevier, pp. 1–75.
- [61] Storåkers, B., 1986, “On Material Representation and Constitutive Branching in Finite Compressible Elasticity,” *J. Mech. Phys. Solids*, **34**(2), pp. 125–145.
- [62] ANSYS, Inc., 2016, “Ogden Compressible Foam Hyperelasticity,” *ANSYS Release 18.0 Help System*.
- [63] Funai, T., Kataoka, H., Yokota, H., and Suzuki, T., 2021, “Proposal and Validation of Polyconvex Strain-Energy Function for Biological Soft Tissues,” *Biomed. Mater. Eng.*, **32**(3), pp. 131–144.
- [64] 久田俊明, 1999, *非線形有限要素法のためのテンソル解析の基礎*, 丸善.
- [65] Chui, C., Kobayashi, E., Chen, X., Hisada, T., and Sakuma, I., 2007, “Transversely Isotropic Properties of Porcine Liver Tissue: Experiments and Constitutive

- Modelling,” *Med. Biol. Eng. Comput.*, **45**(1), pp. 99–106.
- [66] Lally, C., Reid, A. J., and Prendergast, P. J., 2004, “Elastic Behavior of Porcine Coronary Artery Tissue Under Uniaxial and Equibiaxial Tension,” *Ann. Biomed. Eng.*, **32**(10), pp. 1355–1364.
- [67] Schröder, J., and Neff, P., 2003, “Invariant Formulation of Hyperelastic Transverse Isotropy Based on Polyconvex Free Energy Functions,” *Int. J. Solids Struct.*, **40**(2), pp. 401–445.
- [68] Yeoh, O. H., 1990, “Characterization of Elastic Properties of Carbon-Black-Filled Rubber Vulcanizates,” *Rubber Chem. Technol.*, **63**(5), pp. 792–805.
- [69] Gough, J., Gregory, I. H., and Muhr, A. H., 1999, “Determination of Constitutive Equations for Vulcanized Rubber,” *Finite Element Analysis of Elastomers*, D. Boast, and V.A. Coveney, eds., Professional Engineering Pub, London, pp. 5–26.
- [70] Marlow, R. S., 2003, “A General First-Invariant Hyperelastic Constitutive Model Constitutive Models for Rubber III: Proceedings of the Third European Conference on Constitutive Models for Rubber, 15-17 September 2003, London, UK,” *Constitutive Models for Rubber III: Proceedings of the Third European Conference on Constitutive Models for Rubber, 15-17 September 2003, London, UK*, A.A. Balkema, A.A. Balkema, pp. 157–160.
- [71] Wex, C., Arndt, S., Stoll, A., Bruns, C., and Kupriyanova, Y., 2015, “Isotropic Incompressible Hyperelastic Models for Modelling the Mechanical Behaviour of Biological Tissues: A Review,” *Biomed. Eng. Biomed. Tech.*, **60**(6).
- [72] Kawabata, S., and Kawai, H., 1977, “Strain Energy Density Functions of Rubber Vulcanizates from Biaxial Extension,” *Molecular Properties*, Springer Berlin Heidelberg, Berlin, Heidelberg, pp. 89–124.
- [73] Funai, T., Yokota, H., Hakamata, Y., Fukasaku, K., Himeno, R., Suzuki, T., Maejima, F., and Nakamura, S., 2018, “Novel measuring method of urethane-foam mattress deformation using X-ray CT,” *Trans. JSME Jpn.*, **84**(859), pp. 17-00443-17–00443.
- [74] Tamura, T., Shimane, U., Hou, S., and Yoshida, M., 1989, “Evaluation of Comfort and Health of Mattresses from Mechanical Standpoint,” *J. Home Econ. Jpn.*, **40**(8), pp. 705–711.
- [75] Yamazaki, N., Satoh, S., and Tachikawa, R., 1994, “BIOMECHANICAL FITTING OF BED MATTRESSES,” *Biomechanisms*, **12**, pp. 61–71.
- [76] Kogure, T., Nishimura, Y., Nishimura, A., and Shirakawa, S., 2007, “THE RELATIONSHIP BETWEEN THE COMFORT IN A HYPNAGOGIC POSTURE AND SLEEP,” *Jpn. J. Physiol. Anthropol.*, **12**(4), pp. 171–176.
- [77] 嶋根歌子, and 田村照子, 1993, “敷布団の圧縮特性と寝姿勢からの体圧分布予測,” 睡

- 眠と環境, **1**(1), pp. 36–43.
- [78] 中嶋敦史, 1998, “寝姿勢計測装置の開発,” 豊田中央研究所 R&D レビュー, **33**(3), p. 115.
- [79] 河合貴美子, 辻井彰司, and 西中久雄, 1998, “寝姿勢の測定方法,” 繊維製品消費科学, **5**, p. 315–317.
- [80] 佐藤公治, 1995, “ジェリーマット上における腰椎 alignment の MRI による解析,” 日本腰痛学会誌, **1**(1), pp. 27–31.
- [81] Rasband, W. S., 1997, “ImageJ, U. S. National Institutes of Health, Bethesda, Maryland, USA,” ImageJ [Online]. Available: <https://imagej.nih.gov/ij/>. [Accessed: 08-Mar-2022].
- [82] Schneider, C. A., Rasband, W. S., and Eliceiri, K. W., 2012, “NIH Image to ImageJ: 25 Years of Image Analysis,” Nat. Methods, **9**(7), pp. 671–675.
- [83] Abràmoff, M. D., Magalhães, P. J., and Ram, S. J., 2004, “Image Processing with ImageJ,” Biophotonics Int., **11**(7).
- [84] Ae, M., Tang, H., and Yokoi, T., 1992, “Estimation of inertia properties of the body segments in Japanese athletes,” Biomechanisms, **11**, pp. 23–33.
- [85] 蜂須賀弘久, 水野勇, 山岡誠一, and 吉村寿人, 1970, “人体密度ならびに体脂肪量の年令別推移について,” 栄養と食糧, **23**(1), pp. 46–50.
- [86] Funai, T., Suzuki, T., Nakamura, S., Yokota, H., Hakamata, Y., and Maejima, F., 2015, “Estimating Mattress Deformation with a Person in the Supine Position Using Biomechanical Simulation,” Proc. Asian Pac. Conf. Biomech. Emerg. Sci. Technol. Biomech., **2015.8**(0), p. 264.
- [87] 金井博幸, 中野佑治, 辻創, 石澤広明, 鳥羽栄治, and 西松豊典, 2004, “座部パッドの反発弾性率が自動車シートの座り心地に及ぼす影響,” 感性工学研究論文集, **5**(1), pp. 7–12.
- [88] Wu, J., Yuan, H., and Li, X., 2018, “A Novel Method for Comfort Assessment in a Supine Sleep Position Using Three-Dimensional Scanning Technology,” Int. J. Ind. Ergon., **67**, pp. 104–113.
- [89] Yamada, H., Inoue, Y., Shimokawa, Y., and Sakata, K., 2017, “Skin Stiffness Determined from Occlusion of a Horizontally Running Microvessel in Response to Skin Surface Pressure: A Finite Element Study of Sacral Pressure Ulcers,” Med. Biol. Eng. Comput., **55**(1), pp. 79–88.
- [90] Tamura, Y., and Takahashi, M., 2006, “Evaluation of Antidecubitus Cushions Base on a Finite Element Analysis of a 3-D Buttock Model,” Trans. Jpn. Soc. Med. Biol. Eng., **44**(4), pp. 598–605.
- [91] Mita, S., Yamashita, K., and Nonomura, C., 2004, “Influence of the Bow Collision



- Condition on the Characteristic of the New Material Fender with Bridge Piers,”  
Trans. Jpn. Soc. Mech. Eng. Ser. A, **70**(689), pp. 120–125.
- [92] Mita, S., Yamashita, K., and Nonomura, C., 2004, “On the Characteristic of the New Material Fender for Ship Collision,” Trans. Jpn. Soc. Mech. Eng. Ser. A, **70**(693), pp. 703–709.
- [93] Mita, S., Shoji, K., Nonomura, C., Yamashita, K., and Yamada, T., 2001, “A Study on the Shock Absorption Characteristic of Resin Protective Device,” J. Soc. Nav. Archit. Jpn., **2001**(189), pp. 201–207.
- [94] Mita, S., Shoji, K., Yamashita, K., and Nonomura, C., 2003, “A Study on the Crush of the Bow in Collision with Resin Fender,” J. Soc. Nav. Archit. Jpn., **2003**(194), pp. 145–150.
- [95] Hill, R., 1970, “Constitutive Inequalities for Isotropic Elastic Solids under Finite Strain,” Proc. R. Soc. Math. Phys. Eng. Sci., **314**(1519), pp. 457–472.
- [96] Gracovetsky, S., and Farfan, H., 1986, “The Optimum Spine:,” Spine, **11**(6), pp. 543–573.
- [97] Research Institute of Human Engineering for Quality Life, 2000, “Database for infrastructure development for the elderly,” Database Hum. Life Eng. [Online]. Available: <https://www.hql.jp/database/>. [Accessed: 20-May-2021].

## 関連発表論文・国際会議・学会発表・特許

### 【学術論文】

1. Funai, T., Kataoka, H., Yokota, H., Suzuki, T.: Proposal and validation of polyconvex strain-energy function for biological soft tissues. *Bio-Medical Materials and Engineering*. 32, 131–144 (2021). <https://doi.org/10.3233/BME-196015> (Impact Factor 2021: 1.300)
2. 船井 孝, 横田 秀夫, 袴田 恭正, 深作 和明, 姫野 龍太郎, 鈴木 敬明, 前嶋 文明, 中村 佐紀子: X線 CT を用いたウレタンフォーム製マットレスの変形状計測手法の検討. *日本機械学会論文集*. 84 巻 859 号 17-00443 (2018). <https://doi.org/10.1299/transjsme.17-00443>

### 【国際会議】

1. Funai, T., Suzuki, T., Nakamura, S., Yokota, H., Hakamata, Y., Maejima, F.: Estimating mattress deformation with a person in the supine position using biomechanical simulation. *Proc. Asian Pac. Conf. Biomech. Emerg. Sci. Technol. Biomech.* 2015.8, 264 (2015). <https://doi.org/10.1299/jsmeapbio.2015.8.264>

### 【学会発表】

1. 船井 孝, 鈴木 敬明, 中村 佐紀子, 横田 秀夫, 袴田 恭正, 前嶋 文明, 姫野 龍太郎: 生体力学シミュレーションの精度検証を目的としたマットレス変形量測定手法の開発, *日本機械学会年次大会* (2015). <https://doi.org/10.1299/jsmemecj.2015.J2410104->
2. 船井孝, 中村佐紀子, 横田秀夫, 鈴木敬明, 亀井力, 前嶋文明, 加藤俊文, 片岡弘之, 高木周, 姫野龍太郎: 生体力学シミュレーションの精度検証を目的とした, MRI によるマットレスの変形量測定手法の検討. *第 31 回バイオメカニズム学術講演会* (2010).
3. 船井孝, 長津 義之, 山口 進吾, 鈴木 敬明, 加藤 俊文, 片岡 弘之, 横田 秀夫, 姫野 龍太郎: 超弾性を考慮した生体組織の物性値データベース構築. *バイオエンジニアリング講演会* (2008). <https://doi.org/10.1299/jsmebio.2007.20.231>

### 【特許】

1. 特許第 6749554 号, 弾性構造体の製造方法
2. 特許第 6048639 号, マットレスの製造方法及びマットレスの設計方法

## 謝辞

本研究を遂行するにあたり、懇切丁寧なご指導、ご鞭撻を賜りました北海道大学大学院工学研究院客員教授兼理化学研究所光量子工学研究センター画像情報処理研究チームチームリーダー横田秀夫博士に心より感謝いたします。

本論文をまとめるにあたってのディスカッション、さらには多くのご助言をいただいた、弘前大学大学院理工学研究科の藤崎和弘准教授に厚く御礼申し上げます。また、実験における X 線 CT 撮影にご協力いただいた、深作和明医師、医療法人社団爽玄会碑文谷病院の放射線技師の方々、そしてボランティアの方に深く感謝いたします。さらに、論文執筆にあたっての多くのご助言、英文の指導を賜りました、静岡県工業技術研究所の杉山治博士に深く感謝いたします。

本研究は、浜松市に本社を置くソフトプレ工業株式会社様と実施した共同研究で得られた成果をまとめたものとなります。ソフトプレ工業株式会社の前嶋文明会長並びに袴田恭正氏には、ウレタンフォームの特性やマットレスに要求される様々な事柄をご指導いただきました。また、研究の過程で作製した多くの試験片やマットレス、さらには材料試験の実施に多大なるご協力をいただきました。厚く御礼申し上げます。

最後に、日ごろの業務を温かく見守ってくれた家族に深く感謝します。

本研究は、多くの方々のご指導、ご協力がなければ成し遂げることができませんでした。関係し、ご協力いただいたすべての人に心より御礼申し上げます。