

簡易計測による脊柱わん曲の推定と製品評価への応用（第1報） 筋骨格モデルを用いた基盤技術の構築

藤巻吾朗*, 小高大輝*

Estimation of Spinal Curvature Using Simplified Measurements and Its Application to Postural
Evaluation During Product Use (I)
Development of Fundamental Methods Using a Musculoskeletal Model

FUJIMAKI Goroh*, KODAKA Daiki*

簡易計測により、製品使用時の脊柱わん曲状態を可視化・評価するシステムの構築を目指し、その基盤技術となる筋骨格モデルを用いた姿勢推定手法を開発した。個人差を解消するためのキャリブレーション機能や自然な脊柱わん曲を再現するための独自のルールを用いることで、体表面での脊柱形状と骨格姿勢の再現性の両立に成功した。将来的には入力をIMUセンサやビデオ画像からの姿勢推定へ移行することで、背もたれなどに体が隠れた状態でも脊柱彎曲の推定が可能となり、体に負担の少ない製品開発や製品評価・PRへの貢献を目指す。

1. 緒言

近年、椅子やベッドをはじめとする生活関連製品において、単なる機能性や耐久性だけでなく、使用時の快適性が製品価値を左右する重要な要素として注目されている。こうした背景のもと、快適性を客観的なデータとして定量化し、製品開発に活かすとともに、その価値を一般消費者にわかりやすく伝えることの重要性が高まっている。製品が人体をどのように支持しているかは、体圧分布測定などの手法を用いることで比較的容易に可視化することが可能である。しかし、その支持の結果として生じる人の姿勢、とりわけ、身体の要となる脊柱のわん曲（以下、彎曲とする）を製品使用中に測定・評価することは、技術は進んでいるものの依然として困難である。使い心地の良い製品を人間工学的なエビデンスに基づいて設計し、その価値を効果的にPRするためには、着座中や就寝中の脊柱の状態を客観的な指標として測定・可視化する技術の確立が不可欠である。

姿勢測定の代表的な手法として、反射マーカを用いた光学式動作解析装置が挙げられる。この手法は、歩行解析をはじめとする運動バイオメカニ

クスの分野で広く普及している。しかし、カメラ設置スペースの確保や測定対象者へのマーカ貼付に時間を要する。また、製品評価の現場においては、椅子やベッドの使用時にはマーカが隠れてしまうことが多く、製品使用中の連続的な姿勢変化を測定することは難しい。

臨床検査の分野ではスパイナルマウス等の脊柱形状測定器が用いられるが、これらは主に静止立位や最大屈曲・伸展時といった特定の臨床状態を前提とした測定装置であり、日常生活におけるリラックスした製品使用状態を自然かつ動的に計測するには適さない。

一方、自動車シート等の分野ではシートトレーサーに代表される三次元形状測定装置が活用されている。しかし、これらの装置はどちらかと言えばシート側の沈み込みや形状変化の測定が主眼であり、人体側の脊柱の内部挙動を把握することを目的としていない。

このような背景から、より簡便かつ非拘束な測定手法が求められており、近年では、慣性センサ（IMU）を身体に直接貼付して姿勢を把握する試みや、機械学習によるビデオ映像からの姿勢推定技術も発展している。しかしながら、これらの手法であっても製品評価に重要な脊柱の彎曲状態の把握は依然として困難である。

* 試験研究部

そこで、本研究では椅子やベッドなどの製品使用時における脊柱彎曲の状態を、慣性センサ (IMU) やビデオ映像から推定する手法を開発することを目的とする。それにより、製品開発における形状検討や製品使用時の姿勢の評価、製品PRへの活用を目指す。

2. 推定手法の全体像と要素技術

2.1 姿勢評価における身体内部の情報

本研究では、簡易計測による脊柱彎曲の推定を目的としているが、単なる外見上の姿勢の可視化だけでは、姿勢の定量的な評価は難しい。そのため、身体内部の脊柱の骨格の状態の把握が重要となる。体表面での計測データから身体内部の解剖学的な状態を推定するための橋渡しとして、本研究では、人体骨格をデジタル上で再現・シミュレーション可能な筋骨格モデルを採用した。

2.2 推定手法の概要と運用パターン

本研究で開発する手法の概要を図1に示す。本システムは、入力データとして「IMUセンサによる角度計測」と「ビデオ画像からの姿勢推定」の2系統を備えており、対象製品の特性や測定環境に応じてこれらを単独利用する運用を想定する。

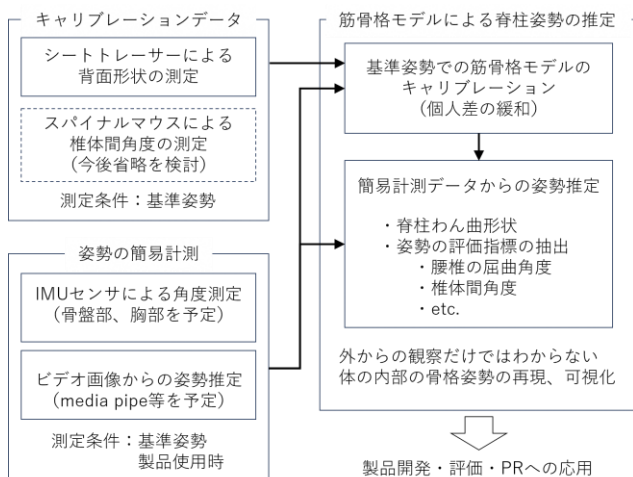


図1 推定手法の概要図

2.2.1 IMUセンサによる独立推定

骨盤部や胸部等に装着した慣性センサから、各分節の傾斜角を直接取得する。この手法は、椅子着座時のように背もたれによって身体の後面が遮蔽され、光学的な観測が困難な製品の評価に有効である。

2.2.2 ビデオ画像による独立推定

単一または複数のカメラの映像から、既存の学習済みモデル (MediaPipe, OpenPose等) を用いて身体の外形ラインや関節位置を抽出する。被験者にセンサを貼付する必要がないため、より自然な動作や非拘束性が求められる製品評価に適している。

2.3 筋骨格モデルによる解析フロー

いずれの運用パターンにおいても、以下のステップを経て最終的な評価指標を算出する。

- ①基準姿勢によるキャリブレーション：体表面での脊柱彎曲形状の測定データを用い、筋骨格モデルを個人の体格や姿勢に適合させ、個人差による影響を緩和する。
- ②製品使用時の姿勢推定：実測データをモデルへ反映し、外からは観察できない「脊柱彎曲形状」「腰椎屈曲角度」「椎体間角度」等を算出・可視化する。
- ③製品開発・PRへの応用：得られた内部骨格の定量的データをエビデンスとして、製品の形状検討や、一般消費者向けの機能訴求 (PR) へと活用する。

2.4 使用計測機器の概要

本研究におけるモデルの適合および精度検証のため、以下の計測機器を用いた。

2.4.1 シートトレーサー (株式会社テック技販)

IMUを20mm間隔で配置したテーブ状の三次元形状を測定する装置。柔軟な構造を持つため、椅子やベッドなどの軟らかい支持面と人体の間に挟まれた状態で、その接触界面の形状を三次元座標として取得できる。本研究では、基準姿勢 (立位姿勢) および着座時における背面の三次元形状を取得し、筋骨格モデルのキャリブレーションの基準値および姿勢推定の精度確認用のデータとして使用した。

2.4.2 スパイナルマウス (インデックス有限会社)

脊柱に沿って背部表面をなぞることで、脊柱の各椎体間の角度を非侵襲的に測定する装置。腰椎前彎を過小評価する可能性があるが、X線画像より計測した結果と中程度～強い相関があると報告されている^{1)~2)}。本研究では、スパイナルマウスで取得した椎体の角度を真値と見なし、推定された椎体間角度の妥当性を検証するためのデータとして使用した。

2.5 実測データの取得

本研究では、過去の研究で構築した日本人男性の標準的なトルソー (胴体部) モデル3種類 (表1)

3)を実寸大で3Dプリンタ出力し、その造形物を直接計測することで、手法の開発および検証に必要なデータを取得した(図2)。取得したデータは、背面の形状(脊柱ラインの三次元座標)と椎体間角度(隣り合う背骨同士のなす角度)の2種類とした。

表1 使用したトルソーモデルの概要

名称	説明
基準姿勢	ISO20685準拠の立位姿勢
スツール座位	背もたれのない椅子に座った姿勢
椅子座位	背面角100°の椅子に座った姿勢

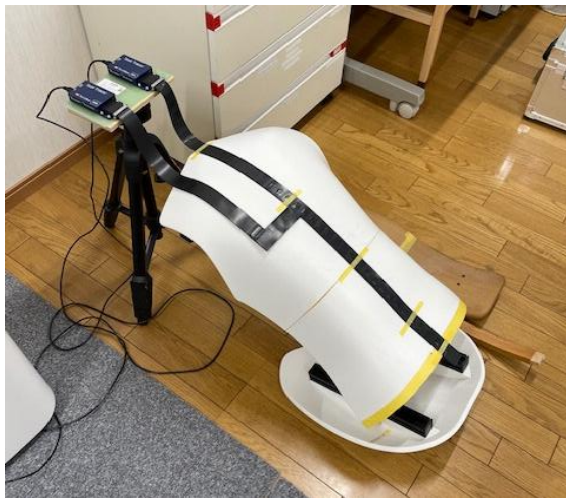


図2 実測データの取得

3. 脊柱彎曲推定モデルの構築と最適化

3.1 ベースモデルの選定と機能の拡張

本研究では、脊柱、特に腰椎部の解剖学的再現性に特化した筋骨格モデル⁴⁾をベースモデルとして採用した。このモデルは、腰椎部の可動を考慮したモデルで、第1腰椎(以下、L1)から第5腰椎(以下、L5)までの各椎体を独立したセグメントとして保持しており、椎体間の関節定義が詳細になされている。このモデルに対して、製品使用時の姿勢の再現・評価に必要と考えられる以下の機能を独自に拡張した(図3)。

3.1.1 棘突起マーカの追加

臨床現場で用いられるスパイナルマウス等の計測器は、脊柱の背面側にある棘突起(きょくとっき)の形状をなぞることで姿勢を把握する。一方、標準的な筋骨格モデルの関節中心は椎体内部(回転中心)に定義されている。この乖離を解消するため、各椎体セグメントの解剖学的な棘突起位置に対応する仮想マーカをモデル上に定義した。これによ

り、モデルから算出される背面のカーブと、スパイナルマウスやシートトレーサーによる実測外形データを同一の指標で直接比較することが可能となった。

3.1.2 可動部の追加と動作範囲の拡大

ベースモデルでは、可動部がL1からL5までの腰椎部のみであり、骨格の動きの制限が大きく、製品使用時の姿勢を再現するには不十分であるため、より柔軟な動きが必要となる。そのため、固定されていた第12胸椎(以下、Th12)とL1の椎体間(Th12-L1)の角度を可動部として解放し、さらに骨盤部の空間的な位置・角度に可動性を持たせることで、よりダイナミックな骨格の挙動を再現できるようにした。

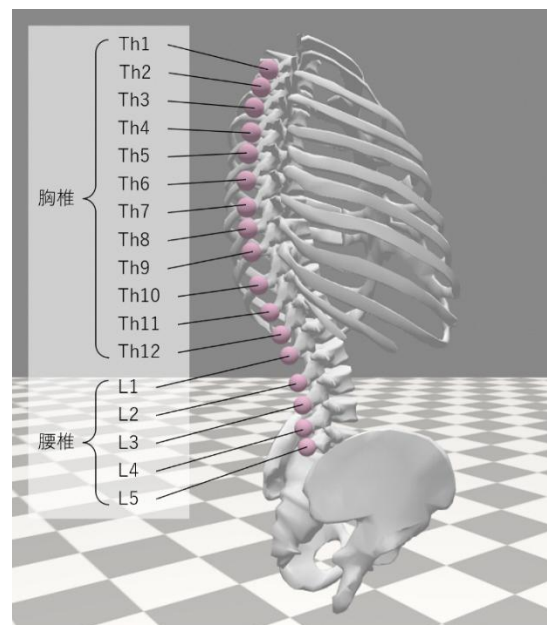


図3 筋骨格モデル(OpenSim GUIの表示画面)⁵⁾

3.2 キャリブレーション手法の開発

個人の体格に合わせたモデルを自動で構築するため、Pythonによるキャリブレーション・プログラムを開発した。従来の手動調整に比べ、処理の再現性と効率を大幅に向上させることができた。

キャリブレーションの基準データには、シートトレーサー(背骨の形状を計測する装置)によって得られた脊柱上の三次元座標データを用いる。モデルの構築にあたっては、「体格に合わせた骨格全体の寸法調整(スケーリング)」と「実際の姿勢を再現するための関節角度の調整(フィッティング)」という2つの処理が必要となる。しかしこの2つは独立して処理できない。なぜなら、以下に示す2つの理由から、一方を変えると他方も影響を受ける

ためである。

理由① 関節の動きが「背中の見かけの長さ」を変える：計測装置は身体の表面形状を測定するが、骨格モデルの関節は表面よりも体の内側（椎体の中央付近）に位置する。そのため、関節角度を変えると、関節から離れた背面の弧長（背骨に沿った曲線の長さ）が変化し、「背中の長さ」の見積もりに誤差が生じる。

理由② 姿勢によって各椎骨間の間隔の比率が変わる：背骨は複数の椎骨（背骨の一つひとつの骨）で構成されており、姿勢が変わると各椎骨間の距離の比率も変化する。したがって、計測データから各椎骨の位置を推定する際には、全体の長さだけでなく、椎骨ごとの間隔の比率も姿勢に応じて都度調整する必要がある。

これらの干渉を解消するため、図4に示した手順による計算処理を行った。

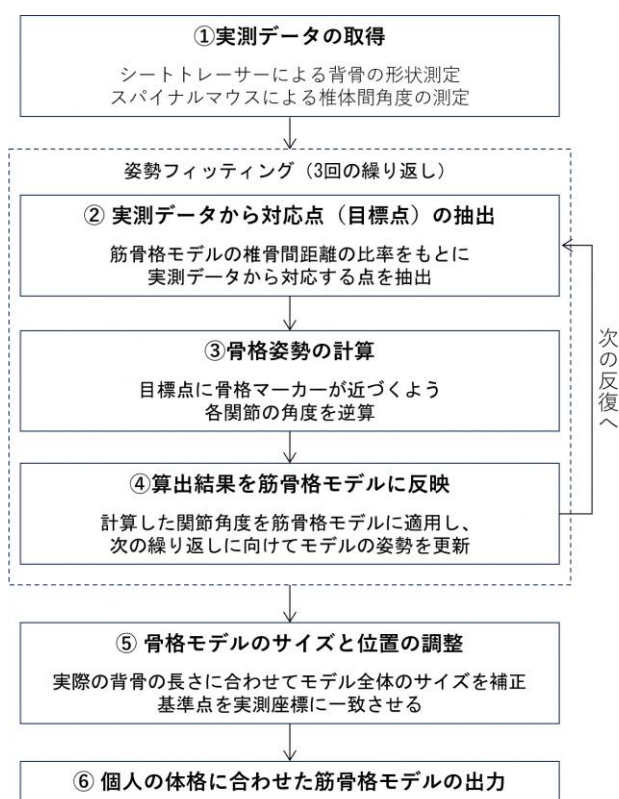


図4 キャリブレーション処理の概要

3.3 腰椎の連動比率の最適化（暫定設定）

ベースモデルには、腰椎全体の曲がり角度に対して各椎骨間が一定の割合で連動する仕組みが組み込まれている。3.2の手法で構築したモデルを用いてスツールおよび椅子への着座姿勢を再現し、実測値と比較した結果、この標準的な連動比率で

は、特に骨盤が傾いたときの腰椎下部（L4/L5付近）の動きを十分に再現できないことが明らかになった（詳細は4章を参照）。

そこで、座った姿勢における腰椎の動きをより正確に再現するため、実測データをもとに各椎骨間の連動比率を再定義した。具体的には、腰椎全体の曲がり角度に対して各椎骨間がどれだけ寄与するかの割合を、実測値に合うよう調整した。この最適化により、外形の形状が一致するだけでなく、姿勢が変化する際の骨格の動きも自然に再現できるようになった。

3.4 実測角度の同期と座標系の再定義

前節までの処理により、骨格の外形形状の一致と座位特有の連動比率の最適化が完了した。しかし、製品評価における負荷解析（椎間板にかかる圧力の算出など）を行うためには、モデルが内部に保持する関節角度の数値を、スパイナルマウスなどで計測した絶対角度と一致させる必要がある。

通常、筋骨格モデルの関節角度の数値を直接書き換えると、骨格の見た目の形状が崩れてしまう。そこで、調整済みの形状を一切変えることなく、内部の角度定義だけを実測値に自動的に上書きするPythonスクリプトを新たに作成した。これにより、個人の体格や姿勢を反映しながら、重力方向を基準とした絶対的な骨格配置に基づく解析が可能となる。

4. 推定精度の検証と考察

4.1 検証の目的と条件設定

本研究で開発した推定手法の妥当性を検証するため、以下の3つのモデルを条件として設定し、2.5節に従って取得した実測値との比較評価を行った。

- ・モデルA（標準スケーリングモデル）：ベースモデルに対し、シートトレーサーで取得したTh1-L5の間の距離に基づきスケーリング処理のみを適用したもの。
- ・モデルB（体格適合モデル）：3.2節の手法を用い、シートトレーサーの三次元点群データに対して反復計算による形状フィッティング（キャリブレーション）を行ったもの。
- ・モデルC（フル最適化モデル）：モデルBに対し、3.3節の腰椎連動比率の最適化および3.4節の絶対角度同期を適用したもの。

4.2 初期キャリブレーション精度の評価

基準姿勢において、各モデルの棘突起位置とシートトレーサーの実測点群（目標形状）とを比較評価した。評価に際しては、解剖学的に胸椎の後彎と

腰椎の前彎の間の反曲点となる第12胸椎 (Th12)⁶⁾を基準点 (原点) とした。実測点群 (シートトレーサー) に対する各モデルの精度確認をした結果を図5に示す。

単純なスケーリング (モデルA) では脊柱の生理的彎曲 (S字カーブ) を再現できず、20.71mmという大きなRMSEを生じた。これに対し、モデルBおよびモデルCでは実測値に対する誤差が4~5mm程度で、初期キャリブレーションとして高い精度を有していることが確認された。

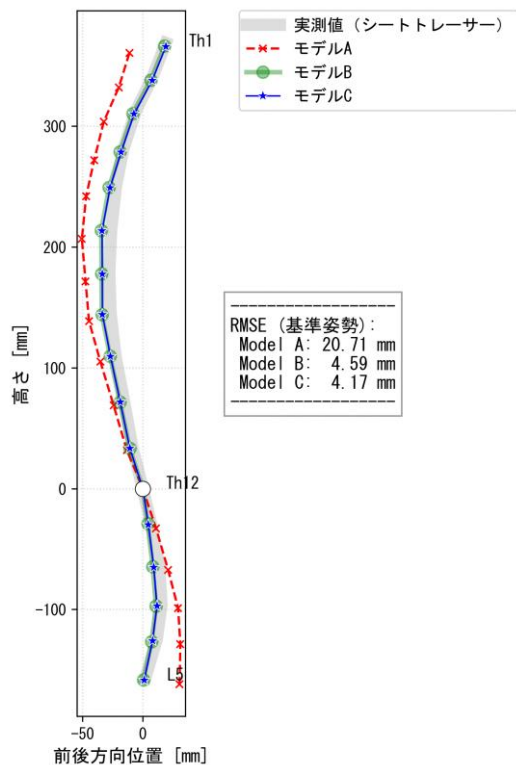


図5 初期キャリブレーションの形状精度確認

4.3 着座姿勢の推定精度の評価

各モデル条件において、胸部および骨盤部の角度を入力値とした際の推定形状の再現性を検証した。評価には、形状の近似度 (RMSE) と、内部骨格の解剖学的妥当性 (椎体間角度) の2つの指標を用いた。なお、入力角度はシートトレーサーから算出した暫定値 (図6) を用い、将来的なIMUセンサ運用の代替とした。

4.3.1 脊柱彎曲形状の再現性

スツール座位および椅子座位におけるシートトレーサーで測定した形状の実測値とそれに対する各モデルの形状誤差 (RMSE) を比較した結果を図7および図8に示す。

スツール座位、椅子座位の両条件において、モデルBとの差は小さいもののモデルCが最小の誤差を示した。標準的なスケーリングのみを施したモデルAと比較すると、いずれの条件でも誤差が大幅に低減しており、実測形状に対して高い再現性を有していることが確認された。

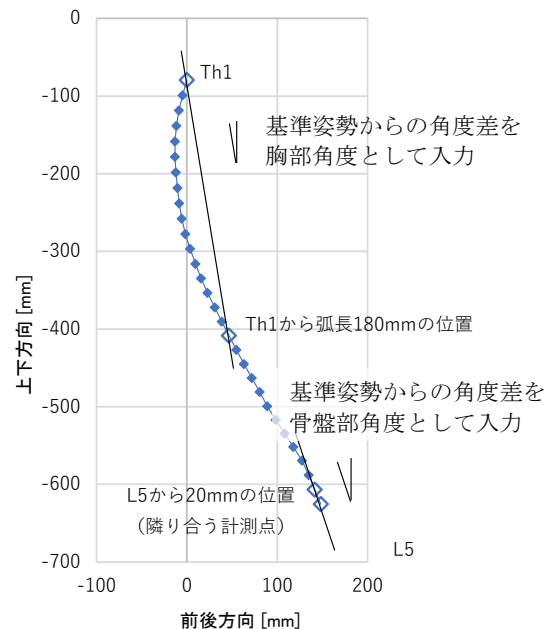


図6 入力角度の算出方法について

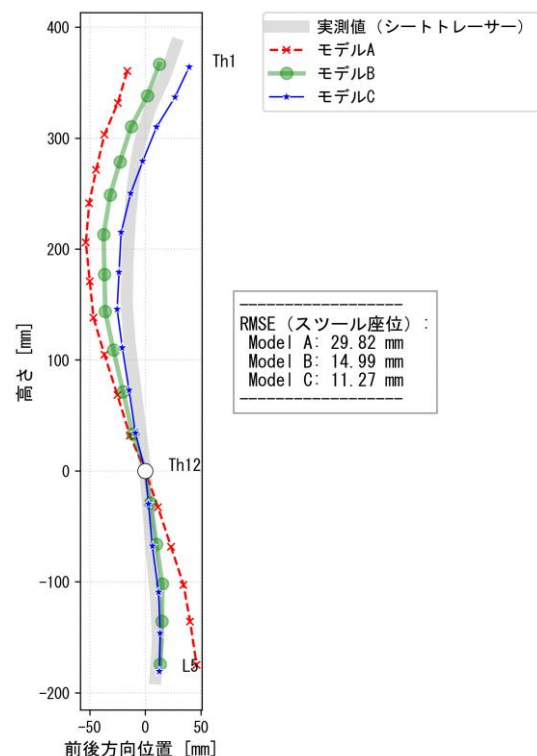


図7 スツール座位での姿勢の推定精度の確認

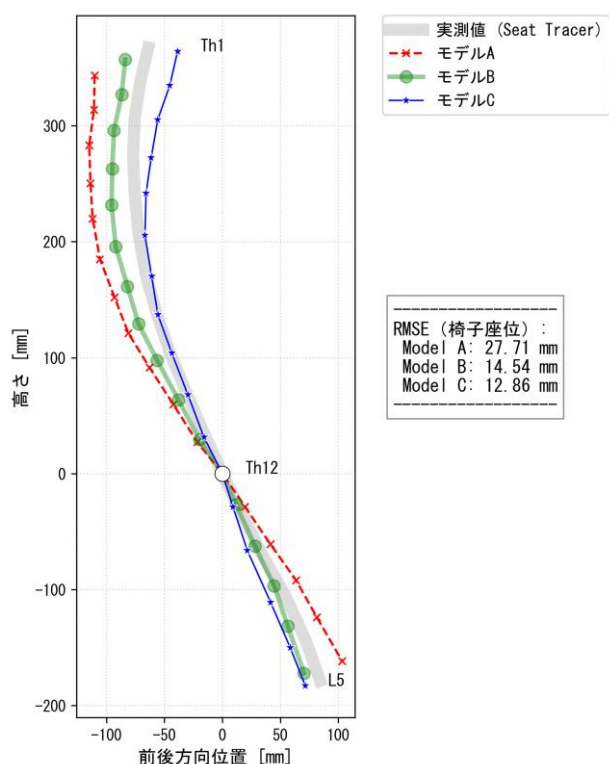


図8 椅子座位での姿勢の推定精度の確認

4.3.2 内部骨格動態の再現性

工学的な身体負担の解析を含む姿勢評価の観点からは、内部骨格動態が解剖学的に自然であることが重要である。そこで、スパイナルマウスによる実測値と筋骨格モデルの推定値との椎体間角度を比較した（図9～11）。

モデルAおよびモデルBは、全姿勢条件において正方向（前彎方向）への大きな誤差を示し、腰椎全体では 20° を超える乖離が生じた。これは、標準的な連動比率および絶対角度同期なしの状態では腰椎前彎が過大評価されることを示しており、姿勢の定量的評価への適用には精度上の課題がある。

モデルCは、着座姿勢においても全般的に誤差が小さく、3.3節の連動比率最適化と3.4節の絶対角度同期が有効に機能していることが確認された。なお、本検証で真値として用いたスパイナルマウスは、X線画像との比較において腰椎前彎角に中等度～強い相関が認められる一方、体表計測に由来する計測誤差を含むことが報告されている¹⁾²⁾。こうした計測器側の誤差を考慮すると、モデルCの着座条件における誤差はおおむね許容範囲内にあると考えられる。

以上より、モデルCは外形形状の適合と内部骨格動態の解剖学的整合性を両立しており、姿勢評価

への適用に向けた基盤技術として有効であると考察される。

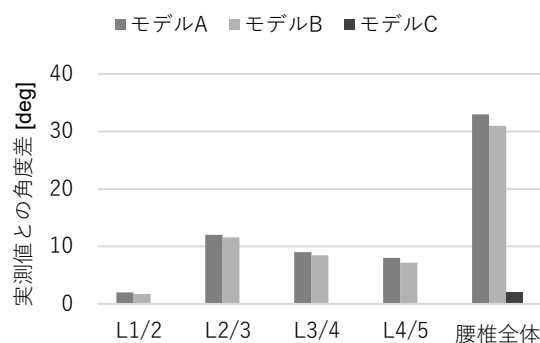


図9 基準姿勢での椎体間角度の誤差

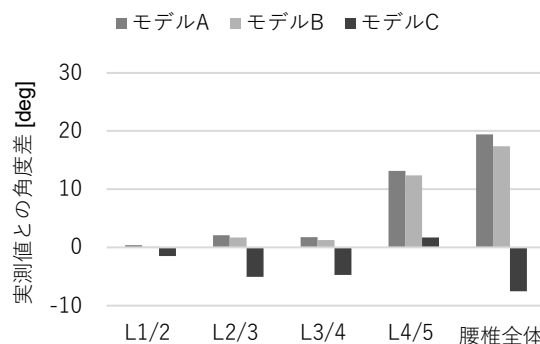


図10 スツール座位での椎体間角度の誤差

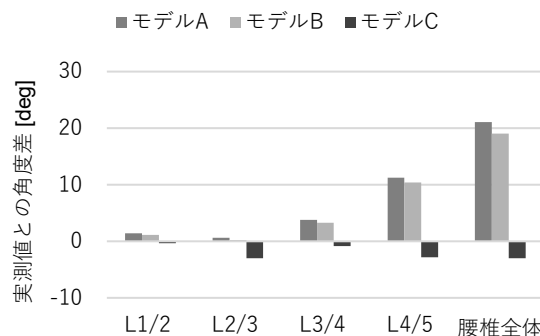


図11 椅子座位での椎体間角度の誤差

5. 結言

本研究では、椅子やベッドなどの製品評価において、非拘束かつ高精度に脊柱の彎曲状態を推定する手法の確立を目的とし、筋骨格モデルを用いた独自のキャリブレーションおよび姿勢推定手法を開発した。本手法の主要な成果は以下の通りである。

- ・シートトレーサーの表面形状測定をもとにした

キャリブレーション機能を開発した。これにより、基準姿勢におけるRMSEを4mm台まで低減させ、個人の体格を高精度に再現することが可能となった。

- 腰椎連動比率の調整および絶対角度の同期により、胸部、骨盤部の角度入力だけで形状再現性が高く、解剖学的な整合性も維持した姿勢推定が可能となった。

また、本研究では日本人男性の標準的な体格のモデル³⁾を活用し、妥当性を検証したが、実用化に向けては以下の課題が残されており、継続的な研究が必要である。

- 脊柱の初期形状や分節比率には個人差が存在するため、多様な体格・年齢層の被験者データを蓄積し、個別の特性が推定精度に及ぼす影響を定量的に評価する必要がある。
- 椎体間角度の推定精度について、現状では実測値や先行研究をもとにパラメータを仮に設定した。実際の被験者データを取得し、パラメータの最適化を図る。また、将来的には体格や加齢、柔軟性に応じたパラメータの動的な調整を行うことでより高精度かつパーソナライズされた姿勢再現が可能になると期待される。
- 今後は入力をIMUセンサやビデオ画像からの姿勢推定等へ移行させ、椅子やベッドなどの製品使用時に非侵襲で脊柱の状態を可視化・評価が可能なシステムの構築を目指す。

参考文献

- 1) 杉野伸治他、矢状面レントゲン画像との比較によるスパイナルマウス の妥当性の検証、ヘルスプロモーション理学療法研究、Vol. 3、No. 3、pp. 123-127、2013.
- 2) 谷澤真他、成人脊柱変形症に対するスパイナルマウスを用いた脊柱矢状面アライメント評価の妥当性、理学療法—臨床・研究・教育、22、pp. 21-24、2015.
- 3) 藤巻吾朗、人間・生活者視点による人にやさしい製品開発 (第2報) 立位・座位姿勢での人体の3次元形状、岐阜県生活技術研究所研究報告、No. 10、pp. 8-10、2008.
- 4) Christophy M., et al., A Musculoskeletal model for the lumbar spine, Biomech Model Mechanobiol, 11, pp19-34, 2012.
- 5) Delp SL., et al., OpenSim: Open-source Software to Create and Analyze Dynamic Simulations of Movement, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol. 54, 11, pp. 1940-1950 2007.
- 6) Kapandji AI., 塩田悦仁 (訳) カラー版カパンジー機能解剖学 III. 脊柱・体幹・頭部、医歯薬出版株式会社、pp. 104-105、1986.