

# 静力学計算を用いた人体有限要素モデルの脊柱-骨盤アライメントのロバストな調整手順

Robust Procedure to Adjust Spino-Pelvic Alignment of Finite Element Model  
Using Static Mechanical Simulations

篠田飛勇<sup>1)</sup>, 松井和己<sup>2)</sup>

Hanako Keisan and Taro Kohgaku

1) 修(情) 横浜国立大学大学院環境情報学府 (〒240-8501 横浜市保土ヶ谷区常盤台79-7)

2) 博(工) 横浜国立大学大学院環境情報研究院 准教授 (E-mail: kzm@ynu.ac.jp)

This study proposes a method for developing a three-dimensional human body model for orthopedic surgery. Based on a human body model used for automobile crash simulations, the skeletal structure is extracted and modified to be reflected in the full-body model. Furthermore, considering diseases caused by spinal deformities, the model is adjusted with reference to spinal alignment and pelvic parameters from medical research papers to construct a model that reflects the characteristics of these conditions.

**Key Words :** THUMS, Alignment Adjustment, Static Simulation, Spinopelvic Alignment

## 1. はじめに

整形外科における生体力学的研究は、19世紀後半から20世紀初頭にかけて始まった。ドイツの解剖学者Julius Wolffが1892年に提唱した"ウルフの法則 (Wolff's law)"は、骨の構造が力学的負荷に適応して再構築されることを示しており、骨の力学的特性への関心を大いに高めた[1]。その後、1970年代にコンピュータが登場し、有限要素法を活用した精密な力学計算が可能となり、生体力学研究が急速に進展した。

特に、従来の実験・試験環境 (in-vitro/in-vivo) における研究活動に対して、コンピュータや情報技術を活用したシミュレーションやデータ解析による実験環境として"in-silico"が注目を集めており、臨床研究を補完するツールとして期待されている。さらに、患者固有のモデルを作成し、術前や術中計画に活用する可能性も議論されている。

一方で、工学シミュレーションの分野においても人体のモデル化は大きな注目を集めている。2000年に開発され、2021年に無償公開されたバーチャル人体モデル "THUMS" (Total Human Model for Safety)[2]は継続的な改良が加えられており、現在の最新モデルでは骨・脳・内臓・筋肉といった全身の形状や物性値などが精密にモデル化されている。衝突解析における人体の力学挙動を再現することを目的に開発されたモデルであるため、そのまま汎用の陽解析ソフト (LS-DYNA) で実行できる状態であることが特徴的である。このように精密なモデルが無償で公開されたことによって、THUMSの利用範囲は工学分野を超えて、医学分野まで広がることが期待されている。

ただし、THUMSを他分野に応用する際には、モデルの姿勢 (アライメント) の調整が難しいことが指摘されてい

る。現在公開されているTHUMSには、自動車衝突時を想定した直立姿勢と、運転中の衝突を想定した着座姿勢の2種類の姿勢が含まれている。これらの基本姿勢から、利用目的に応じてアライメントを変更して利用されている事例[3, 4]が数多く報告されているものの、THUMSが緻密な力学モデルであるがゆえに、アライメントの変更は決して容易な作業ではない。

すでに医療分野にもTHUMSは活用されており、特に整形外科分野ではシートベルトが着座姿勢での骨盤や脊椎アライメントに与える運動学的影響を解析した例[5]や、手術時に脊柱へ固定した器具に対する生体力学的応答を評価した事例[6]が報告されている。これらの研究ではTHUMS基本姿勢からの変形を評価しており、アライメントの変更には言及されていない。

本研究では、THUMSの基本姿勢モデルから、所望の姿勢モデルを作成する"アライメント変更"に対する簡単でロバストな手法を提案する。アライメント変更が困難であることはその力学モデルの緻密さに起因するものであると考える。つまり、姿勢を変化させようとするときに全身に生じる力学現象 (変形) を的確に反映させない限り、そのモデルが適切に変形することは望めない。しかしながら、それに対応するだけの入力データが用意できないことがアライメント変更後の力学状態を正しく表現できない (その結果シミュレーションが収束しない) ことが原因であると考える。

これに対して、本研究ではアライメントの変更を骨格モデルに対する静解析と、それに基づいたフルモデルの動解析という2つの手順に分解して実施する手法を提案する。人体の姿勢はその大半が骨格構造の運動で記述できることを前提にして、基本姿勢からのアライメント変

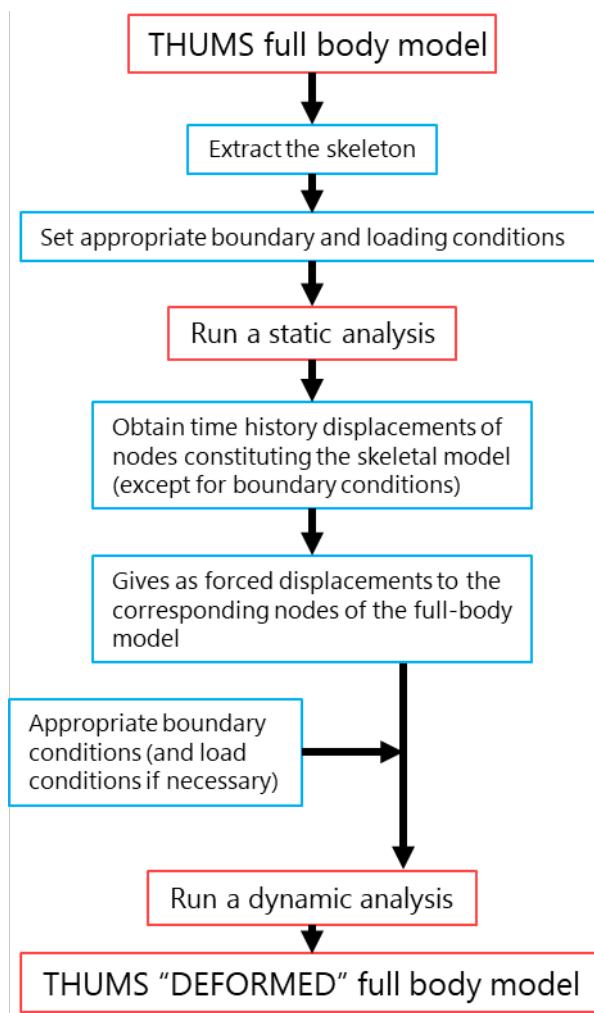


図-1 アライメント変更のフロー

更はTHUMSのフルモデルから骨格情報だけを抽出したモデルに対して実施する。このとき静解析を採用すれば、えられた変形履歴はすべての瞬間において「力学的なつりあい状態にある」ことが保証できる。こうして得られた変形履歴をフルモデルの骨格節点に強制変位として与えれば、動解析であっても骨格構造に限ってはつりあい状態を満足した運動（変形）を取り扱えるため、結果として数値計算的に安定した手続きでアライメントが変更できるようになる。

## 2. 静解析と動解析を組みあわせたアライメント変更の手続き

本研究で提案する手続きを図-1に示す。THUMSがLS-DYNAでの動解析を前提として開発されたものであるため、本研究においては、静解析をANSYS Mechanical、動解析をLS-DYNAで実施することを前提とする。

### （1）骨格モデルの抽出

THUMSを動解析用の編集ソフト（LS-PrePost）で編集し、静解析に必要な部位（骨格）のみを抽出したFEモデルを準備する。次に、この骨格FEモデルを静解析環境（ANSYS Workbench）に転送するが、このときFEモデル

の節点や要素情報はスムーズに転送できるが、材料特性は自動で転送できないため、手動での設定が必要になる。

THUMSでは骨を2層でモデル化しており、外側の皮質骨は、内側の海綿骨に比べて非常に高い剛性を持つ。両層と、一定以上の応力が加わると永久変形が始まり、材料の損傷許容値を超えると要素が削除され、破壊が表現されるように設定されている。一方、生体軟組織は圧縮に対して材料試験に基づいた超弾性体の挙動を示す材料特性が与えられている。本研究における静解析の目的は「力学的に妥当な」変形を求めることがではなく、「力学的につりあつた」変形を求めるため、すべての特性を弾性体と仮定した。ただし、その剛性はTHUMSで定義されている物性値を参照した。実際、骨格構造の変形においては生体軟組織が骨に比べて非常に低い剛性を持つことから、アライメントの変形の大部分は生体軟組織の変形によるものと考えても差し障りないと判断している。

### （2）静解析による骨格構造の変形評価

次に、骨格モデルに対する静解析を実施する。このとき、所望の変形となるような境界条件（固定条件や荷重条件など）の設定が必要となる。ただし、ここで定義する境界条件は現実を模擬したものである必要はなく、あくまでも「所望の変形状態（姿勢）」を得るために必要な、もつともらしい境界条件として設定すればよい。

静解析を実施した結果を確認し、所望の姿勢が得られれば、すべての節点変位に関する（増分解析としての）時刻歴応答をテキスト形式のファイルとして出力する。これがのちの動解析における入力データとなるため、万が一所望の姿勢が得られていない場合は、応力や変形分布などの静解析の結果を確認しながら境界条件などを検討する。

### （3）静解析の変形履歴から動解析の強制変位へのフォーマット変換

静解析から得られた骨格モデルすべての節点における各方向の移動量を出力したテキストファイルを、LS-DYNAにおける強制変位の時刻歴と設定できるようにLS-DYNA形式に変換する。設定すべき節点数は膨大である（数千～数万）ものの、基本的には節点変位情報のフォーマット変換であるので、そのプログラミングは難しくない。

### （4）フルモデルに対する動解析の実施

THUMSフルモデルに対して基本的な境界条件を設定したのちに、静解析から得られた骨格部位（節点）に対応する変位の時刻歴応答を追加すれば、フルモデル（場合によっては部分モデル）に対する動解析が実施できる。各部位に対する材料モデル・パラメータはすでにTHUMS上で定義されているので、それをそのまま使用できる。

このとき、人体の姿勢を大きく支配する骨格部位の大部分に強制変位が与えられている解析条件となるので、動的陽解法でたびたび問題となる応力波の電波やそれに

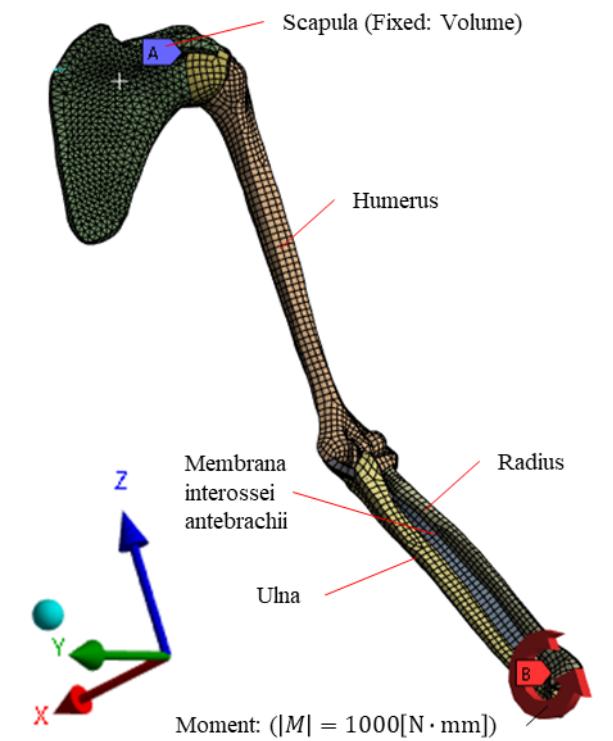


図-2 左腕の骨格モデルと静解析の境界条件

伴う縦振動もそれほど影響せずに安定した解析が実施できる。前述のとおり、これら一連のシミュレーションは姿勢を制御するための、換言すれば、所望の姿勢となる「変形後形状」を求めるためのものであるため、時間増分などのシミュレーションに必要なパラメータを決定する際に物理的な根拠を考える必要がないことも提案手法の長所である。

最後に、動解析で得られた最終的な変形後形状から応力などの履歴を削除すれば、所望の姿勢となる人体のフルモデルが得られる。実際には、変形後形状を表現している全節点変位によって各節点の「変形後座標」を算出し、この座標データでTHUMSの節点座標をすべて上書きすれば、姿勢を制御したTHUMSモデルが完成する。

### 3. アライメントの変更事例

ここでは、「左手を曲げる」姿勢変化を想定して、提案手法によるモデル開発の事例を紹介する。

#### (1) 骨格モデルの抽出

左腕の運動を支配するであろう骨格構造として、図-2～図-4に示すような、腕骨、橈骨、尺骨および肘関節の靭帯に加え、左肩甲骨とその上腕骨との関節部を抽出した。一般に人体の骨は靭帯を介して接続されていることが多いので、骨・軟骨だけでなく靭帯組織まで抽出すると応力の伝達経路が適切に確保できる。

#### (2) 静解析による骨格構造の変形評価

腕の屈曲運動を再現するために、肩甲骨を固定し、橈骨・尺骨の手先側に適当な大きさのモーメントを加える境界条件を設定して、ANSYSによる静解析を実施した。

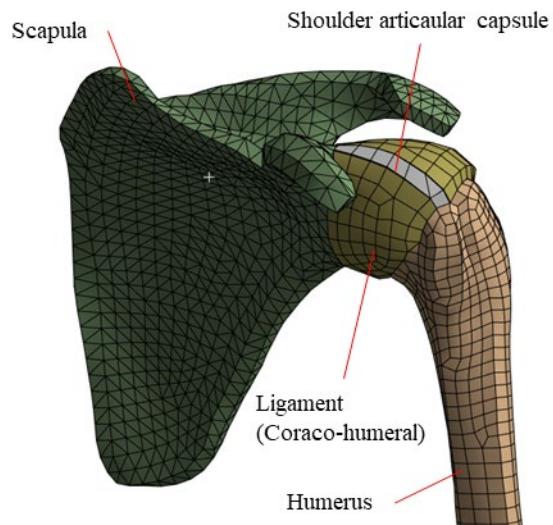


図-3 肩関節周辺の拡大図

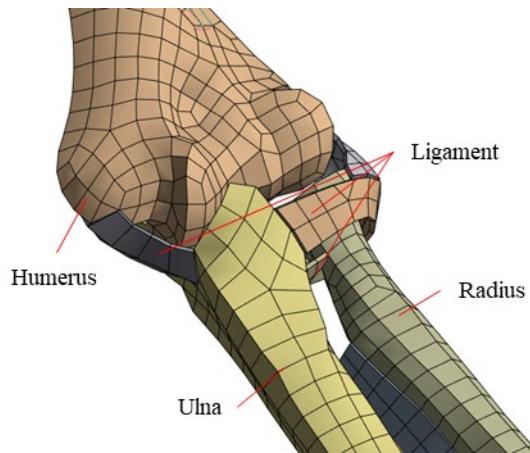


図-4 ひじ関節周辺の拡大図

#### (3) 静解析の変形履歴から動解析の強制変位へのフォーマット変換。

ANSYSによる静解析から得られたモデル内のすべての節点の移動量を出力した。LS-DYNA独自の入力形式において、強制変位の条件は"境界条件の設定"とともに、"対象となる節点"と"節点の移動を表す曲線(直線)"を定義する必要がある。そのため、自作プログラムを使用してフォーマットを変換した。LS-DYNAは解析時に順番に関係なくすべての情報をカードとして読み込むため、元のTHUMSファイルに境界条件のファイルをそのまま挿入することで、境界条件を持ったTHUMSファイルが完成する。

#### (4) フルモデルに対する動解析の実施

計算時間の短縮のために、左上腕部の変形に影響しないであろう、あるいは興味の対象外である頭部及び両下肢を省略した部分モデルとして、骨盤周辺の皮膚組織の底面を完全固定とした。

ここから得られた変形後形状を図-5, 6に示す。静解析での計算結果が反映され、左腕が変形しているフルボデ

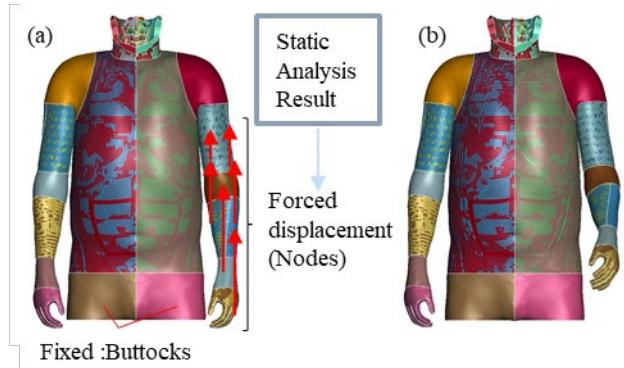


図-5 変形前（左）と変形後（右）の正面図

イの変形後形状が得られた。静解析における固定条件は動解析に反映させていないため、肩甲骨は自由に運動できる状態となる。したがって、左腕先端に（静解析において）設定したモーメントの影響を受けて、左肩周辺の位置が全体的にあがっている様子も確認できる。

腕の屈曲の角度は図-6に示したとおりであり、変形前が $149.5^{\circ}$  から $131.4^{\circ}$  へと小さくなっていることも確認できる。なお、静解析を設定する際に、これらの角度を強制変位として直接指定することもできる。

#### 4. おわりに

本研究では、人体のFEモデルとして無償公開されているTHUMSの姿勢を制御するための手法を提案した。複雑なフルモデルを直接編集するのではなく、骨格構造を削出したものに静解析を実施することで、安定した姿勢制御が可能となった。

#### 参考文献

[1] 富森浩二,"Wolff の法則",日本股関節研究振興財団,

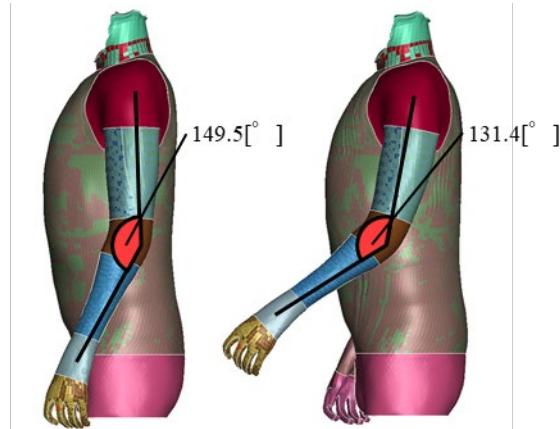


図-6 変形前（左）と変形後（右）の側面図

<https://www.kokansetu.or.jp/personal/hpcolumn.php?no=41>, (Ref:2025/03/31).

- [2] Toyota Motor Corporation, "THUMS", <https://www.toyota.co.jp/thums/>, (Ref:2025/03/31).
- [3] 名田彩希子: 人体傷害解析モデル THUMS®の活用—スポーツ関連事例への適用編—, 計算工学, Vol.28, No.3, 2023.
- [4] 名田彩希子: 人体傷害解析モデル THUMS®の活用—健康・日常生活事故関連事例への適用編—, 計算工学, Vol.28, No.4, 2023.
- [5] Nishida, N. et.al.: Analysis of individual differences in pelvic and spine alignment in seated posture and impact on the seatbelt kinematics using human body model, *PLOS ONE*, 2021.
- [6] Yagi, M. et.al.: The effect of posterior tethers on the biomechanics of proximal juntional kyphosis: The whole human finite element model analysis, *SCIENTIFIC REPORTS*, Vol.10, 2020.