

三次元ボディスキャンに基づく個人適合人体 FEM メッシュモデルの個人適合 -骨盤ランドマーク位置推定精度と骨盤形状個人適合精度の向上-

北海道大学 ○五月女絢音, 金井 理, 伊達宏昭
産業技術総合研究所 遠藤 維

要 旨

本研究は、身体運動の力学解析に耐えうる個人別人体モデルを、三次元ボディスキャナから得られた表皮メッシュ形状に、基準人体モデルを個人適合するよう変形することで、高速かつ一定精度で自動生成する手法の開発を目的としている。本報では、骨盤形状の個人適合に必要な骨盤ランドマーク位置の推定精度を腹囲に基づく補正により向上させ、骨盤形状の個人適合精度を向上させた。

1 はじめに

個人の体格や身体特性の差を反映した「個人適合人体モデル」の生成は、スポーツトレーニングやリハビリメニューの価値向上, 更に高度な人間工学的評価にとって今後有効と思われる^[1]. このモデルにより、運動時の関節にかかる負担などを一定精度で推定するには、個人が持つ臓器や骨格形状、その質量・重心位置等がモデルに反映される必要がある。しかし、その個人の CT や MRI 計測を行い、個人適合人体モデルを生成することは倫理的・コスト的に難しく現実的ではない。

そこで本研究では、図 1 のように予め CT 計測から作られた表皮・臓器・骨格をもった基準人体モデルを 1 体分だけ用意し、個人の 3D ボディスキャンで得た表皮形状に基準人体モデルを変形により形状適合させ、個人適合人体モデルを一定精度で迅速に生成することを目的とする。なお基準人体モデルとして、本研究では、衝突解析用人体 FEM メッシュである THUMS^[2]の男性立位メッシュ（基準人体 FEM メッシュ）を用いる。

前報^[3]では、この提案手法を用い、体表面ランドマーク(LM)間対応と骨格部の統計的形状モデルにメッシュモーフィングを組み合わせて、個人の表皮計測点群データから脊柱・骨盤・肋骨部の個人適合骨格メッシュを推定する方法を提案した。しかし、体表面 LM 位置から骨盤上の LM 位置を推定する精度が十分ではない課題があった。そこで本報では、腹囲に基づき、個人適合人体モデル内の骨盤 LM 位置を補正する手法を導入し、個人 CT データとの比較検証を行った。

2 個人適合メッシュの生成手法と課題

個人表皮形状と基準人体 FEM メッシュから、脊柱・骨盤・胸郭モデルの個人適合を行う提案処理フローを図 1 に示す。概要は以下の通りである。①適合目標となる個人全身を 3D ボディスキャンで計測し、個人表皮計測点群 P_{surf}^I を得る。②基準人体 FEM メッシュ M^R の表皮メッシュ M_{surf}^R と相同で、表皮上の解剖学的 LM 同士が対応し、かつ点群 P_{surf}^I に形状適合した個人表皮メッシュ M_{surf}^I を、姿勢適合も含めて [4] の方法で生成する。③ M_{surf}^I 上の基準 LM 集合 L_{surf}^R が、 M_{surf}^I 上の目標 LM 集合 L_{surf}^I に一致するよう、 M^R 内の表皮・内臓・骨格等の全要素を LM 拘束付き自由変形が容易な RBF モーフィング^[5]により変形し、初期変形メッシュ M^{I1} を生成する。④ M^{I1} 内の骨格メッシュ中の胸部部、骨盤部メッシュ M_{rib}^{I1} , M_{pelvis}^{I1} は、表面 LM 集合のみを一致させる自由変形で推定されるため個人適合誤差が比較的大きい。そこで、多数の胸部・骨盤 CT 計測データの統計分析から構築された統計的形状モデル^[6,7](SSM)の表面を目標形状に取り直し、 M_{rib}^{I1} と M_{pelvis}^{I1} を再度 RBF モーフィングにより変形することで、最終的に個人適合した胸部・骨盤部メッシュ M_{rib}^{I2} , M_{pelvis}^{I2} を得る。なお、処理①②の詳細は文献^[4]に、③④の詳細は前報^[3]で報告済みである。

本手法の特徴は、個人の体表面の 3D 計測点群のみから、骨

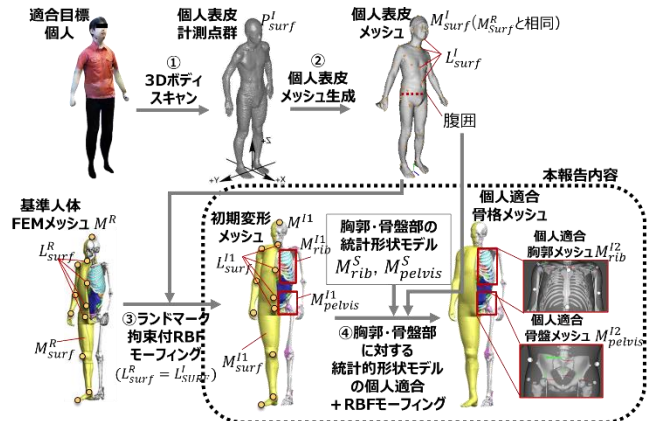


図 1 脊柱・骨盤・肋骨部メッシュの個人適合処理フロー

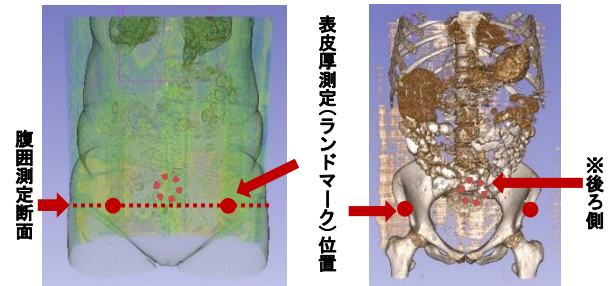


図 2 下腹部 CT データからの腹囲と表皮厚の測定

格・内臓部分を含む全身の個人適合人体モデルを自動生成する点にある。しかし前報^[3]では、上記③の処理で、表皮 LM 間対応のみで基準メッシュを個人形状に変形適合させているため、体形の違いによる骨盤の上前腸骨棘や仙骨付近の表皮厚の個人差がモデルに反映できない課題があった。その結果、個人適合メッシュ内の骨盤 LM 位置の推定誤差が 16~24mm 程度に達してしまうことが、個人 CT データとの比較から分かった。

そこで本報では、上前腸骨棘付近の表皮厚と高い相関を持ち、体表面上で容易に計測できる腹囲から、個人差を反映した表皮厚値を推定することで、骨盤 LM 位置の推定精度、および骨盤 SSM の個人適合精度の向上を試みた。

3 腹囲からの表皮厚推定と個人適合骨盤モデルの生成

3.1 腹囲と表皮厚との関係

CT 計測を用いた肥満に関する既存研究では、皮下脂肪と腹囲間に正の相関があること^[8]が示されている。しかし骨盤周辺の表皮厚と腹囲の相関については、直接言及されていない。

そこで本研究では、Han ら^[6]と同じ下腹部 CT データ 37 例より、表皮厚と腹囲を夫々独自に計測し、回帰分析を行った。表皮厚は、図 2 のように上前腸骨棘と仙骨臀部に対応した表皮 LM と骨盤 LM 間の距離とし、腹囲は図 2 のように表皮 LM 上

を通過する横断面画像上で手動測定した。

図3に、その解析結果を示す。腹囲と表皮厚の関係は、解析結果を反映し、指数回帰を行った。また、同一腹囲に対し、表皮厚が比較的大きな変動をもつことが分かる。そこで指数回帰において、平均表皮厚に加え、その分布の標準誤差 σ を推定し、ある腹囲値に対応した上前腸骨棘と仙骨付近の表皮厚を -1.3σ /平均/ $+1.3\sigma$ の3通り推定し、対応する骨盤 LM 位置も3通り導出することとした。

3.2 統計的骨盤形状モデルの個人適合手法

3.1の手法で推定された骨盤 LM 位置と、骨盤 SSM とを組み合わせた骨盤部メッシュの個人適合の処理手順を図4に示す。手順は以下の通りである。

- 1) Han ら^[6]と同一の下腹部 CT データ 37 例を用い、我々が独自生成した骨盤 SSM における平均サイズ骨盤メッシュ M_{pelvis}^S を生成する。また上前腸骨棘上 2 点と仙骨中央部 1 点の LM3 点を、 M_{pelvis}^S 上と M^{I1} の骨盤部メッシュ M_{pelvis}^{I1} 上から各々 L_{pelvis}^S 、 L_{pelvis}^{I1} として抽出しておく。更に個人表皮メッシュ M_{surf}^I 上の腹囲に基づき、 L_{pelvis}^{I1} 内の上前腸骨棘・仙骨部の LM3 点を、 L_{surf}^I から L_{pelvis}^{I1} の方向は正しいと仮定し、距離のみを 3.1 で推定した表皮厚に等しくなるよう LM 位置を補正する。
- 2) Procrustes 解析によって L_{pelvis}^{I1} と L_{pelvis}^S のランドマーク間距離二乗和を最小化する剛体変換を求め、 M^{I1} の骨盤部にラフ位置合わせされた統計モデル M_{pelvis}^{S1} を生成する。
- 3) M_{pelvis}^{S1} 上の LM L_{pelvis}^{S1} の位置が、目標 LM の L_{pelvis}^{I1} に一致するよう、LM 拘束付き SSM 変形を下式(1)で実行し、個人適合した骨盤 SSM M_{pelvis}^{S2} を得る。

$$Y^* = \bar{Y} + F F_L^{-1} (Y_L - \bar{Y}_L) \quad (1)$$

ここで、 $Y^* = [y_1^*, y_2^*, \dots, y_M^*]^t$: 変形後の SSM 頂点の列ベクトル、 $y_i^* (\in R^3)$: 頂点 i の変形後座標値、 $\bar{Y} = [\bar{y}_1, \bar{y}_2, \dots, \bar{y}_M]^t$ 、 $\bar{y}_i (\in R^3)$: 平均サイズモデルの頂点 i の座標、 $Y_L: L_{pelvis}^{I1}$ に含まれる LM 位置の列ベクトル、 $\bar{Y}_L: Y_L$ に対応した平均サイズモデル頂点の列ベクトル、 F : SSM の固有ベクトルを各列にもつ行列、 F_L^{-1} : 補正用 LM3 点の対応行を F から抽出し、使用主成分数を列数とした F の部分行列の一般化逆行列、である。

- 4) M_{pelvis}^{S2} 上のサンプル頂点 u と、 M^{I1} 内の骨盤メッシュ M_{pelvis}^{I1} 上で u と最近の頂点同士が一致するよう、RBF モーフイングによる M_{pelvis}^{I1} の変形を行い、変形後の骨盤メッシュ頂点位置 M_{pelvis}^{I2} を出力する。これにより、基準メッシュの骨盤部 M_{pelvis}^R と同相で形状が個人適合した骨盤モデル M_{pelvis}^{I2} が得られる。

4 骨盤モデルの個人適合結果

図5に、ある被験者(男性, 40歳, 身長: 173cm, BMI: 20.7)に対する提案手法を用いた骨盤モデルの個人適合結果と、被験者の下腹部 CT データを示す。なお式(1) F_L^{-1} の行数となる骨盤 SSM の使用主成分数は 4 とした。図5より、前報^[3]の個人適合骨盤メッシュに比べ、本報の骨盤メッシュの方が、実際の骨盤形状 CT データに、より近い形状を推定できていることが分かる。

更に、表皮 LM と骨盤 LM 間の距離の測定結果を表1に示す。左右上前腸骨棘 LM 位置では平均表皮厚の場合の個人適合骨盤モデルが、仙骨 LM 位置では -1.3σ の表皮厚の LM 位置補正をした場合の個人適合骨盤モデルが、CT との距離誤差が最小であった。また個人適合骨盤モデルの LM 位置推定誤差は 3~5mm 程度となり、前報^[3]の誤差(16~24mm)に比べ大幅に改善された。

5 おわりに

3D ボディスキャンに基づき、基準人体 FEM メッシュから個人適合人体 FEM メッシュを一定精度で迅速に生成するため、骨盤の個人適合で参照すべき LM 位置を腹囲から体形補正する独自手法を提案し、骨盤の個人適合精度向上に効果を持つこ

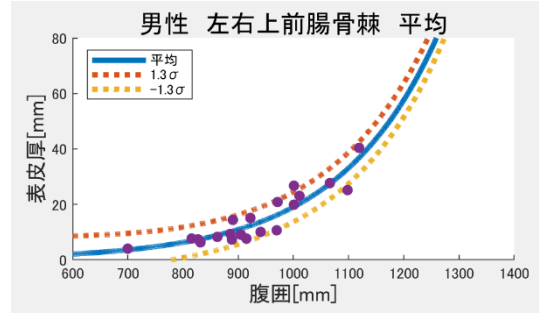


図3 腹囲と表皮厚の関係

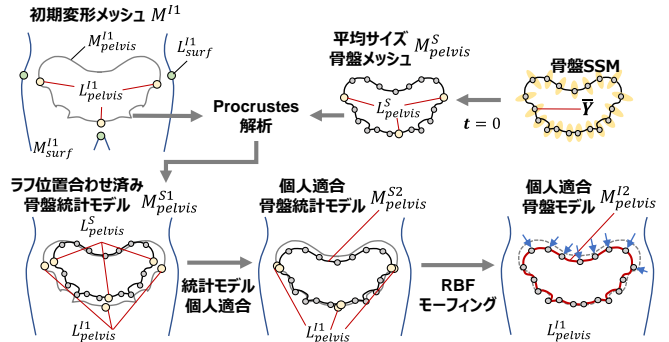


図4 統計的形狀モデルを用いた骨盤モデルの個人適合フロー

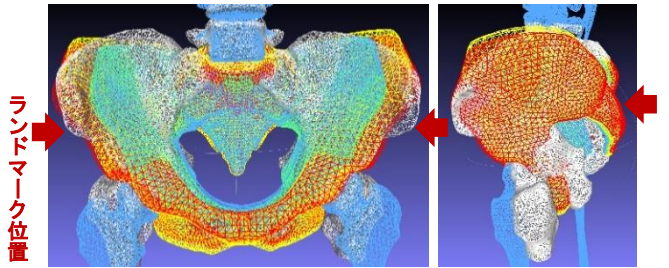


図5 統計的形狀モデルを用いた骨盤モデルの個人適合結果

(白: CT データ, 緑: M_{pelvis}^{I1} , 青: 前報^[3]の M_{pelvis}^{I2} , 黄: M_{pelvis}^{I2} (平均), 赤: M_{pelvis}^{I2} (-1.3σ))

表1 表皮 LM と骨盤 LM 間の距離

	左 [mm]	右 [mm]	仙骨 [mm]
被験者 CT データ	4.5	3.9	29.4
本報の個人適合骨盤モデル (-1.3σ)	9.6	9.5	34.5
本報の個人適合骨盤モデル (平均)	8.4	7.2	37.4
前報 ^[3] の個人適合骨盤モデル	27.2	28.0	45.5
初期変形メッシュ	28.1	26.3	42.4

とを示した。今後は生成された個人適合モデルを運動シミュレーションに利用し、その予測精度を評価する予定である。

参考文献

- [1] 持丸正明: 「人間機能の個人差を再現する次世代デジタルヒューマン "Dhaiba"」, 計測と制御, 45(12), 999-1004 (2006).
- [2] Total Human Model for Safety, <https://www.toyota.co.jp/thums/>. (2022/1/25 アクセス)
- [3] 五月女他: 「三次元ボディスキャンに基づく個人適合人体 FEM メッシュ生成手法の開発 (第 1 報)」, 2022 精密工学会春季大会学術講演会講演文集, 319-320 (2022).
- [4] 遠藤他: 「モーションキャプチャを用いた個人別デジタルハンドモデルの構築」, 精密工学会誌, 79(9), 860-867 (2013).
- [5] Biancololini, E.: "Fast Radial Basis Functions for Engineering Applications," Springer, (2017).
- [6] Shi, X. et al.: "A statistical human rib cage geometry model accounting for variations by age, sex, stature and body mass index," J. Biomech., 47(10), 2277-2285 (2014).
- [7] Han, R. et al.: "Atlas-based automatic planning and 3D-2D fluoroscopic guidance in pelvic trauma surgery," Phys Med Biol., 64(9), 095022 (2019).
- [8] 長岡他: 「BMI と皮下・内臓脂肪肥満によるメタボリックシンドロームの関連」, 人間ドック 25(3), 486-493 (2010).