

骨盤底筋活動解析のための筋骨格モデルの形状個別適合

○若生知宏*1, 田中孝之*1, 島谷康司*2, 栗田雄一*3, 飯田忠行*2

*1 北海道大学, *2 県立広島大学, *3 広島大学

1. 研究の背景・目的

腹圧性尿失禁(Stress Urinary Incontinence)は女性の典型的な QOL 疾患である。日本人女性の約 30%が尿失禁を有しており、その 8 割に SUI の症状があるとされている。SUI では、腹圧が上昇する、咳やくしゃみ、重いものを持つといった動作を行うことで、尿意を伴わない尿漏れが生じる。肥満や加齢に伴い骨盤底筋 (Pelvic Floor Muscles) が弛緩する、または出産時に PFM が損傷することが、SUI 発症の一因とされている。よって、SUI 予防には PFM を強化することが有効とされている。

しかし、PFM の筋活動量は個人差が大きいことが確認されている[1]。また、先行研究では、骨盤アライメントが PFM の収縮や腰痛疾患に影響すると報告されている[2][3][4]。これらのことから、骨盤アライメントの個人差は、PFM 活動量の個人差の一因であると考えられる。よって、骨盤アライメントの個人差を考慮したトレーニングを設計する必要があると考えられる。

トレーニングやアシストの評価には、筋骨格力学モデルが用いられることがある[4]。このモデルは、平均的な成人被験者の骨格形状や姿勢をもとに作られているが、正確な筋活動量の計算をするためには、被験者の身体データを反映させる必要がある。近年では、CT、MRI によって被験者の骨格を 3 次元計測することで、姿勢や骨形状を個別適合する方法が提案されている[5][6]。この方法では、高い精度での計測が可能である一方で、計測コストが高い、拘束時間が長い、被ばく量が大きいなどの問題が存在する。

本研究では、矢状面、冠状面の 2 方向から撮像した骨盤のレントゲン画像をもとに、標準的な骨盤の 3 次元モデルを変形することで、骨盤形状の個別適合を行った。CT よりも低い被ばく量、MRI よりも短い拘束時間で計測することで、被験者への負担を最小限に抑える。また、MRI によって得られた 3 次元モデルと比較することで個別適合の精度評価を行った。

2. 骨盤形状の個別適合

本研究では、標準的な骨盤の 3 次元モデル (以下、標準モデル) を、レントゲン画像から得られる複数の骨盤特徴点を用いて変形することで、骨盤形状の個別適合を行う。標準モデルには、3D Anatomy.JP の 3D Female Skeletal System Model 5.0 の仙骨および寛骨部分を用いており、仙骨の点群を ${}^{std}_{sac}Q(\in R^3)$ 、左右寛骨の点群をそれぞれ ${}^{std}_{hipL}Q$, ${}^{std}_{hipR}Q(\in R^3)$ と定義した。

骨盤特徴点は Fig.1 のように、仙骨に 30 点、各寛骨に 18 点配置した。レントゲンから得られる仙骨の骨盤特徴点を ${}^{ind}_{sac}P(\in R^3)$ 、左右寛骨の骨盤特徴点を ${}^{ind}_{hipL}P$, ${}^{ind}_{hipR}P(\in R^3)$ とし、同様に、標準モデルにおける骨盤特徴点を、仙骨を ${}^{std}_{sac}P(\in R^3)$ 、左右寛骨を ${}^{std}_{hipL}P$, ${}^{std}_{hipR}P(\in R^3)$ と定義した。

次に、レントゲン画像から骨盤特徴点の 3 次元座標を取得する方法を記す。本研究では、2 枚のレントゲン画像 (冠状面、矢状面) それぞれにプロットされた骨盤特徴点を投影することで、その 3 次元座標を得ている。しかし、レントゲン画像には、投影面との距離に応じて拡大率が生じるため、単に画像上の点を投影するだけでは、正確な 3 次元座標を得ることが困難である。この問題を解決するためには、3 次元座標が既知な基準点が、両方のレントゲン画像に含まれていることが望まれる。ここでは、レントゲン撮像時に、光学式モーションキャプチャを持ち込み、骨盤部周辺に設置した反射マーカ同時に計測することで基準点としている。

ある点 i の拡大率 m_i は、対象物と投影面の距離を d_i 、焦点と投影面の距離を d_f とすると、

$$m_i = \frac{(d_f - d_i)}{d_f} \quad (1)$$

と表される。ここで、基準点 p_B から特徴点 p_i までの投影面に垂直な方向の距離を cD_i (冠状面撮像時)、 sD_i (矢状面撮像時) と定義する。また、冠状面画像と矢状面画像に映り込んだ基準点の座標をそれぞれ $({}^c u_B, {}^c v_B)$, $({}^s u_B, {}^s v_B)$ とし、同様に特徴点 p_i の座標をそれぞれ $({}^c u_i, {}^c v_i)$, $({}^s u_i, {}^s v_i)$ とすると、 cD_i , sD_i は下式で導出される。

$${}^cD_i = {}^c\mu ({}^c m_i {}^c u_i - {}^c m_B {}^c u_B) \quad (2)$$

$${}^sD_i = {}^s\mu ({}^s m_i {}^s u_i - {}^s m_B {}^s u_B) \quad (3)$$

上式において ${}^c\mu$, ${}^s\mu$ は、レントゲン画像 (冠状面および矢状面) 上 1 [px] あたりの実寸法 [mm] を表し、投影面に設置したスケールをもとに導出される値である。式(1)~(3)より、特徴点 p_i における拡大率は下式によって求められる。

$${}^c m_i = {}^c m_B - \frac{{}^cD_i}{{}^c d_f} \quad (4)$$

$${}^s m_i = {}^s m_B - \frac{{}^sD_i}{{}^s d_f} \quad (5)$$

式(2)~(5)を ${}^c m_i$, ${}^s m_i$ について解き、それを用いて特徴点 $p_i = [x_i \ y_i \ z_i]^T$ は以下のように導出される。

$$p_i = \begin{bmatrix} {}^s m_i {}^s \mu {}^s u_i \\ {}^s m_i {}^s \mu {}^s v_i \\ {}^c m_i {}^c \mu {}^c u_i \end{bmatrix} \quad (6)$$

次に、得られた特徴点を用いて標準モデルの変形を行う。変形処理には Generalized Free Formed Deformation (GFFD) を用いた [9]。変形後のモデル (以下、個人モデル) の任意の点 $^{ind}q_k (\in R^3)$ は、標準モデル (変形前) のある点 $^{std}q_k (\in R^3)$ を用いて、

$$^{ind}q_k = \sum_{i=1}^{n_{OP}} v_i G_i(^{std}q_k - v_i) \quad (7)$$

と導出される。ここで、 v_i は i 個の制御点で、未知数ある。また、 $G_i(x_i, y_i, z_i) = \sqrt{x_i^2 + y_i^2 + z_i^2}$ である。未知数 v_i は以下の近似式によって算出した。

$$^{ind}p_j = \sum_{i=1}^{n_{OP}} v_i G_i(^{std}p_j - ^{std}p_i) \quad (8)$$

式(8)において、 $^{ind}p_j$ および $^{std}p_j$ はそれぞれ、レントゲン画像から得られた骨盤特徴点と、それに対応する標準モデルの骨盤特徴点である。最後に、得られた制御点を式(7)に代入することで、個別適合された3次元骨盤モデルを得る。

3. 結果と評価

骨盤形状の個別適合を評価するために、被験者の骨盤を MRI によって計測し、これを真値とした。筋骨格モデルとして筋活動計算を行う際には、骨の詳細な形状よりも筋付着位置の情報が重要となる。そこで、本研究では個人モデルおよび標準モデルにおける筋付着位置と、MRI モデルの対応位置とのハウズドルフ距離によって評価した。ハウズドルフ距離は点群間の距離を表す指標で、点群 A と点群 B のハウズドルフ距離は以下のように定義される。

$$h(A, B) = \max_{a_i \in A} \min_{b_i \in B} \|a_i - b_i\| \quad (17)$$

$$h(B, A) = \max_{b_i \in B} \min_{a_i \in A} \|b_i - a_i\| \quad (18)$$

$$H(A, B) = \max(h(A, B), h(B, A)) \quad (19)$$

本研究では、被験者 4 名に対してレントゲン撮影および MRI 撮影を行い、評価を行った。筋付着位置は骨盤底筋の終始位置を想定し、仙骨先端部および寛骨の坐骨棘付近を用いている。

結果を Fig.2 に示す。仙骨では、標準モデルを個別適合させることで、MRI モデルとのハウズドルフ距離を最大 25[mm]減少させることができた。寛骨においても、最大 12[mm]減少しており、個別適合の有効性が確認された。一方で、寛骨においては、被験者によっては個別適合によってハウズドルフ距離が大きくなってしまった例も見られた。これは、レントゲン画像上での特徴点プロット時の誤差によって生じたものと考えられるため、今後特徴点の選定を行う必要がある。

4. まとめ

2 枚のレントゲン画像から、骨盤形状の個別適合を行う方法を提案した。標準モデルを個別適合することで、比較的 MRI 計

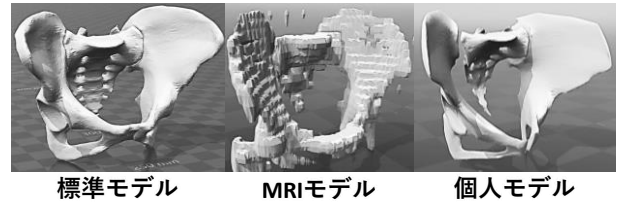


Fig.1 各モデルの3次元骨盤形状

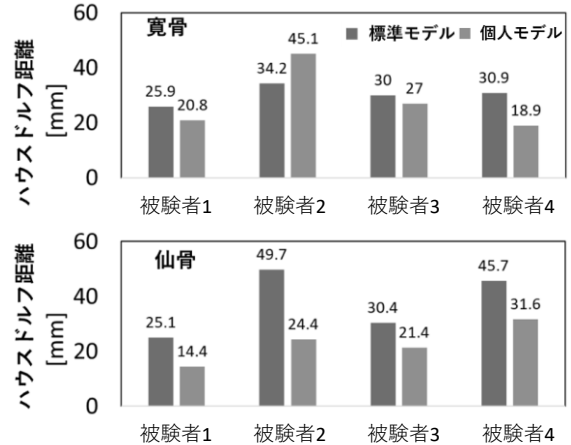


Fig.2 骨盤形状の評価

測に近い精度を得ることができた。しかしながら、筋活動計算に十分な精度には至らず、今後、特徴点の選定などの改善を行っていく必要がある。

5. 参考文献

- [1] Koji, Shimatani, et al. "Association between contractions of pelvic floor muscles using X-ray imaging and contractions of transversus abdominis muscles." ACPT2016.
- [2] Kenji Endo, et al. "Pelvic Morphologic Angle and Sagittal Spinal Alignment." The Japanese Clinical Orthopaedic Association 2010, 45(5), 443-447
- [3] Halski, Tomasz, et al. "Evaluation of bioelectrical activity of pelvic floor muscles and synergistic muscles depending on orientation of pelvis in menopausal women with symptoms of stress urinary incontinence: a preliminary observational study." BioMed research international 2014 (2014).
- [4] Imamura, Yumeko, et al. "Motion-based-design of elastic material for passive assistive device using musculoskeletal model." Journal of Robotics and Mechatronics 23.6 (2011): 978.
- [5] Delp SL, Loan JP, Hoy MG, Zajac FE, Topp EL, Rosen JM. An interactive graphics - based model of the lower extremity to study orthopaedic surgical procedures. IEEE Trans Biomed Eng 1990; 37: 757-767.
- [6] Blemker, Silvia S., et al. "Image - based musculoskeletal modeling: Applications, advances, and future opportunities." Journal of magnetic resonance imaging 25.2 (2007): 441-451.
- [7] Fielding, Julia R., et al. "MR-based three-dimensional modeling of the normal pelvic floor in women: quantification of muscle mass." American Journal of Roentgenology 174.3 (2000): 657-660.
- [8] T.Wakaiki, T.Tanaka, et all "Musculoskeletal model individualizat -ion for analyzing pelvic floor muscle activity
- [9] Katsuhiro, Kitajima.; Yasuhiro Akagi.; Akira, Yamauchi.; Naoki, Okazawa.; Yasukazu, Higuchi: A Study on Facial Modeling Based on the GFFD Method, The Japan Society Percision Engineering 2008, Vol.74, No.8, pp.883-890