

# 偏平足の有限要素モデリングと手術シミュレーション

王 忠奎<sup>†1,a)</sup> 平井 慎一<sup>†1,b)</sup>

概要：本稿では、偏平足の有限要素モデリングと手術シミュレーションについて述べる。偏平足は個人差が顕著であり、個々の患者に適切な手術或いは最適な手術パラメータを選ぶ必要がある。そこで、患者の偏平足モデルを構築し、そのモデルを用いて手術シミュレーションを実施し、シミュレーション結果を医師に提供することを目指している。本稿では、偏平足の有限要素モデルを構築する手法、構築したモデルを用いた手術シミュレーションの例（踵骨骨きり術）を述べる。4つの手術パラメータの影響をシミュレーションで検討する。

## Finite Element Modeling and Surgical Simulation of Flatfoot

WANG ZHONGKUI<sup>†1,a)</sup> HIRAI SHINICHI<sup>†1,b)</sup>

### 1. はじめに

偏平足は、足に生じる変形であり、足のアーチが崩れ、足裏のほとんどが地面と接地する。偏平足の人には、足に痛みを感じる、歩容が乱れるという症状を訴えることが多く、症状がひどくなると歩行に困難を来す。偏平足の症状がひどい場合には、外科手術で変形を補正する。代表的な手術は踵骨内側移動骨切り術（medializing calcaneal osteotomy : MCO）や踵立方関節延長固定術（lateral column lengthening : LCL）である。ただし、偏平足による変形は個人差が大きく、個々の患者に対して適切な手術或いは最適な手術パラメータを選択することは困難であると言われており、個々の患者に適切な手術を選ぶ手法が望まれている。一方で、偏平足は一般的な足の病気であっても、病理学やバイオメカニクスはまだ不明な点が多い[1]。また、足は数多くの骨、関節、靭帯と腱等で構成されているため、病理学やバイオメカニクスに関する研究が進めにくい状況である。

偏平足に関する研究は、多くの研究者は死体モデルを使用している。しかし、偏平足ドナーの不足のため、研究者

たちは健康な死体の足を使用して、特定の靭帯または腱を解放することによって偏平足変形を生成している [2], [3]。この手法では現実的な靭帯または腱の機能を模倣することが困難である。偏平足を持つ人々は、靭帯または腱の機能が減衰しても、機能は残存している。また、異なる患者からの骨は、幾何形状や構成の違いが大きい。死体モデルでの研究結果を応用するには高い壁がある。したがって、医師たちは別の手法を探している。その手法の一つはコンピュータモデルと考えている。

コンピュータモデルは、患者の個体差を反映することができ、近年研究者から注目を集めている。Spratleyらは偏平足の三次元剛体モデルを構築し、術前と術後の計測データを用いて、モデルを検証した [4], [5]。検証したモデルを用いて、MCOシミュレーションを行なった [6]。剛体モデルは、骨の運動学的な解析には優れているが、関節および骨に生じる応力を解析することは困難である。一方、有限要素法（finite element method : FEM）は、連続体力学の特長を持つ、不規則な幾何形状と複雑な材料特性をモデル化する能力があるため、人間の器官や組織をモデル化するとき頻りに使用されている。Lewisは14本の骨、65本の靭帯、足底組織の一部を含む偏平足の有限要素モデルを構築した [1]。このモデルを用いて、距骨と舟状骨の関節固定術、距骨下関節固定術、MCOなどのシミュレーションを行なった。しかし、このモデルに、足の指と背側組織を省

<sup>†1</sup> 現在、立命館大学  
Presently with Ritsumeikan University, Kusatsu, 525-8577, Japan

a) wangzk@fc.ritsumei.ac.jp

b) hirai@se.ritsumei.ac.jp

略された。偏平足の他に、有限要素法を用いて、靴のデザインを改善するための健全な足モデル [7], 外反母趾を研究するための足モデル [8], 人工足関節を開発するための足モデル [9] など提案された。

我々は、独自の FE コード [10] と商用 FE パッケージ Abaqus<sup>®</sup> (Dassault Systems 社, フランス) [11] を用いて偏平足モデルを開発し、MCO と LCL のシミュレーションを行ってきた。一般的なモデリング手順と定性分析のみを実施した [11]。本稿では、MCO に対して、手術パラメータの影響を定量的に分析し、最適なパラメータを選ぶ基準を構築することを目指している。

## 2. 有限要素モデリング

### 2.1 骨部と軟組織部の形状生成

患者の足部の CT 画像から、骨部と軟組織部のセグメンテーションを行い、骨部と軟組織部の 3 次元形状を求める。偏平足を持つ 1 名の男性 (38 歳, 身長 168cm, 体重 62kg) の右足の CT 画像から、骨部と軟組織部の形状を生成した。CT スキャンの間、被験者の下肢を固定し、足部に荷重 (体重の 5%) を加えた [12]。個々の CT 画像において、Mimics というソフトウェア (Materialise 社, ベルギー) を用いて、骨部と軟組織部の輪郭を抽出し、輪郭を接続することでサーフェスメッシュを得る。計算コストを削減するために、オープンソースソフトウェア MeshLab [13] を用いてサーフェスメッシュを平滑化し、節点を削減する。有限要素モデルの作成には、有限要素ソフトウェア Abaqus<sup>®</sup> を用いる。編修したサーフェスメッシュを Abaqus<sup>®</sup> にインポートすることで、図 1 に示しているような 3 次元モデルを得た。このモデルには 17 個の骨から構築されている。

### 2.2 靭帯と足底筋膜の生成

靭帯や足底筋膜を CT 画像から識別することは困難であるため、これらは解剖学の書籍 [14] と外科医の助言を基に手作業で構築した。これらのモデリングには、トラス要素を用いた。トラス要素は、引っ張り方向のみに力を伝える。図 2 に示すように、63 本の靭帯 (水色) と足底筋膜 (赤色) を表現した。第 1, 2, 3 足指の中足骨と指節骨を結合する靭帯は 4 つのトラス要素で、第 4, 5 足指は 3 つのトラス要素

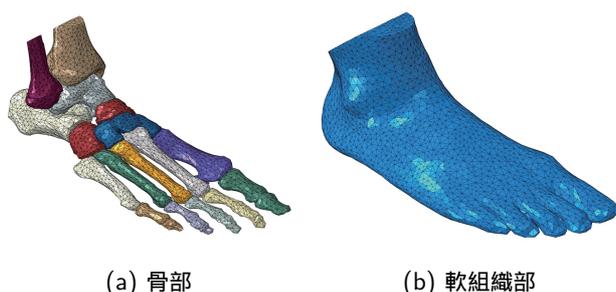
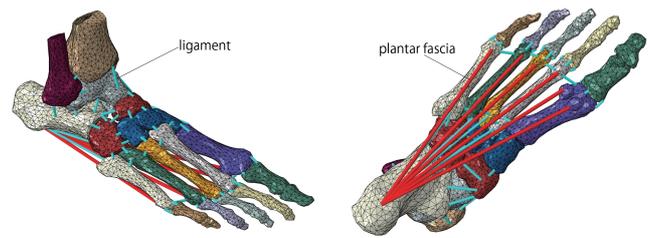


図 1 CT 画像から生成された偏平足の骨部 (a) と軟組織部 (b)。



(a) 背側 (b) 足底  
図 2 生成された靭帯 (水色) と足底筋膜 (赤色)。

表 1 線形弾性材料の力学パラメータ

パラメータ	ヤング率 (MPa)	ポアソン比
骨	7,300 [7], [15]	0.3 [7], [15]
靭帯	260 [7], [15]	0.4 [7]
足底筋膜	350 [7], [15]	0.4 [7]
地面	17,000 [7], [15]	0.1 [7], [15]

素で表した。そのほか 58 本の靭帯には、それぞれ 1 つのトラス要素を用いた。足底筋膜は 6 つのトラス要素で表した。靭帯と足底筋膜のトラス要素の断面積は、それぞれ  $18.4 \text{ mm}^2$  と  $58.6 \text{ mm}^2$  と定めた [15]。

### 2.3 材料特性、荷重、境界条件

骨、靭帯、足底筋膜、地面は線形弾性材料、軟組織部は非線形超弾性材料 (二次多項式モデル) で表現した。それぞれの力学パラメータは表 1 と表 2 に表している。隣接する骨同士の接触、足底軟組織と地面との接触は、ペナルティ法を用いて表した。軟骨の潤滑を考慮し、骨同士の接触は摩擦なし接触でモデル化した。足底軟組織と地面の接触における摩擦係数は 0.6 と仮定した。

立位のシミュレーションにおいては、地面を固定し、脛骨と腓骨のポリウムセンターに荷重をかけて、足の全体を下に移動させ、地面と接触させた。地面からの反力は被験者の半分の体重 (31 kg) とする。アキレス腱が地面反力の半分を与えると仮定した [1]。すなわち、アキレス腱は体重の  $1/4$  に相当する  $151.9 \text{ N}$  を発生すると仮定し、踵骨の後方に作用させた (図 3a)。そして、縦方向の力のバランスにより、下記の式を得た。

$$F_t + F_f = \frac{3}{4}G, \quad (1)$$

ここで、 $F_t$  と  $F_f$  はそれぞれ脛骨と腓骨に加える力である。 $G$  は被験者の体重である。また、立位の際、脛骨の荷重は典型的に腓骨の荷重の 6 倍である [16]。従って、Eq. 1 を

表 2 非線形超弾性材料の力学パラメータ [15]

パラメータ	$C_{10}$ (MPa)	$C_{01}$ (MPa)	$C_{20}$ (MPa)
値	0.08556	-0.05841	0.03900
$C_{11}$ (MPa)	$C_{02}$ (MPa)	$D_1$ (MPa <sup>-1</sup> )	$D_2$ (MPa <sup>-1</sup> )
-0.02319	0.00851	3.65273	0.00000

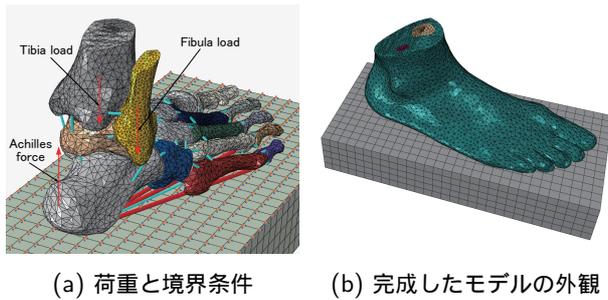


図 3 偏平足の有限要素モデル.

用いて、 $F_t$  と  $F_f$  を計算することができる。脛骨と腓骨の荷重はそれぞれの骨のボリュームセンターにかけている（図 3a）。完成した有限要素モデル（図 3b）は、50,914 個の節点と 139,763 個の要素から構成されている。

### 3. 立位シミュレーションとモデルの検証

モデルを検証するため、足底圧力分布を分布圧センサで計測し、その結果とシミュレーション結果を比較した。まず、偏平足モデルを用いて、立位で 3 秒間負荷を与えるシ

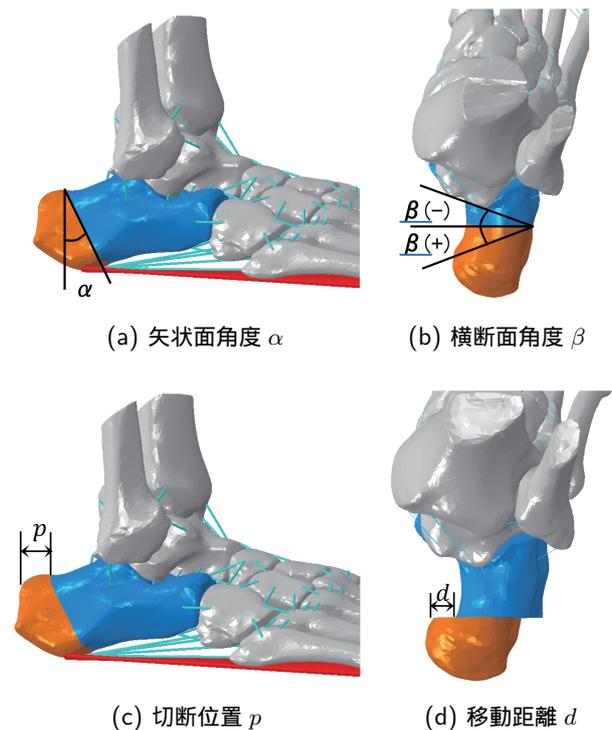


図 5 MCO パラメータ.

ミュレーションを実行した。足底における圧力分布の計算結果を図 4a に示す。また、被験者の足の CT スキャンの際に、足底の圧力分布を Emed-M (Novel 社, ドイツ) を用いて計測した。計測 3 回実施し、平均値を計算した結果を図 4b に示す。シミュレーション結果と計測結果は、踵部に大きい圧力が生じている点と接触面の形状は一致している。一方、前足の圧力分布には違いが生じている。このような違いは、足底部の軟組織部の初期形状の違いに起因すると考えられる。

### 4. MCO シミュレーション

踵骨内側移動骨切り術 (MCO) とは、踵骨を切断し、近位の骨を内側に移動させた後に、切断部を固定する手術である。偏平足の有限要素モデルを用いて、MCO シミュレーションを二段階に分けて行なった。第一段階には、踵骨の骨切りをして、遠位の骨を固定させ、近位の骨を内側に移動させるシミュレーションを行なう。第二段階が終わった後、変形した足の形状だけを第二段階に導入する。第二段階には、体重をかけて立位シミュレーションを行なう。図 5 に示すように、手術パラメータは矢状面骨切り角度  $\alpha$ 、横断面骨切り角度  $\beta$ 、骨切り位置  $p$ 、内側に移動距離  $d$  の 4 つである。これらの手術パラメータの影響をシミュレーションで検討する。体重をかけたシミュレーション結果から、足底面を 3 つの部分（図 4a）に分けて最大圧力を計算して、術前の計算結果や違う手術パラメータの計算結果と比較する。

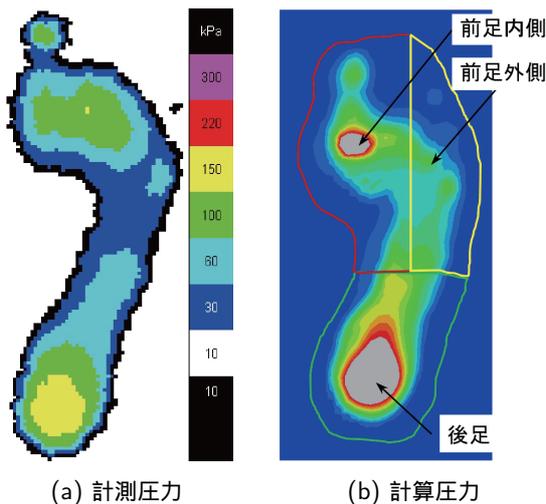


図 4 術前圧力分布の比較.

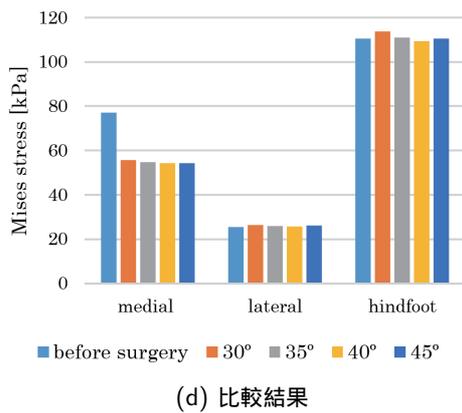
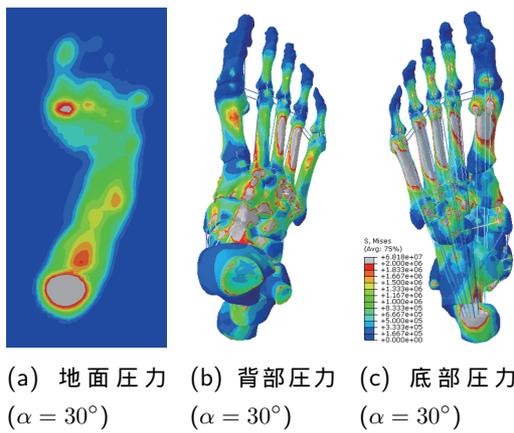


図 6 矢状面骨切り角度  $\alpha$  の影響.

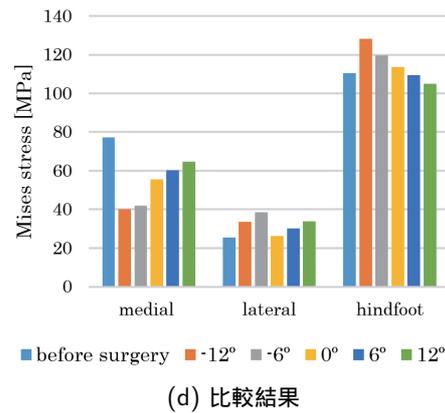
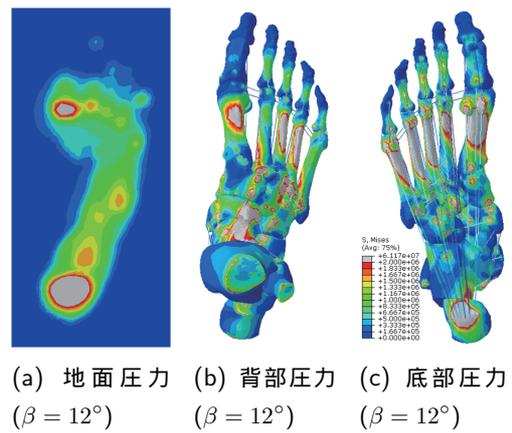


図 7 横断面骨切り角度  $\beta$  の影響.

#### 4.1 矢状面骨切り角度 $\alpha$ の影響

4つの矢状面骨切り角度  $\alpha$  :  $30^\circ$ ,  $35^\circ$ ,  $40^\circ$ ,  $45^\circ$  を用いて、立位シミュレーションを実行した。圧力分布のシミュレーション結果を図6に示している。術前の結果(図4b, 4c, 4d)と比較すると、圧力中心は足の内側から外側に移ることが分かった。最大圧力の比較結果(図6d)を見ると、前足の内側の最大圧力は術前より大幅に減少したことが分かった。前足の外側と後足の最大圧力はほとんど変わっていない。また、矢状面骨切り角度  $\alpha$  の影響はほとんど見られていない。

#### 4.2 横断面骨切り角度 $\beta$ の影響

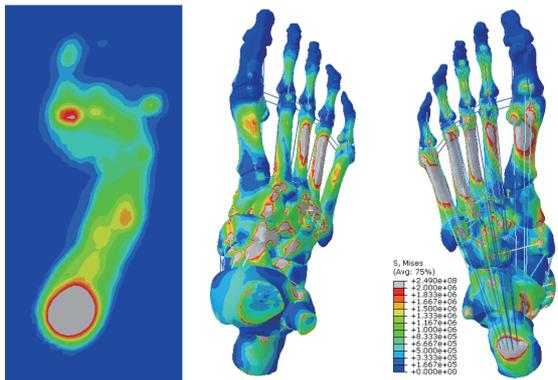
5つの横断面骨切り角度  $\beta$  :  $-12^\circ$ ,  $-6^\circ$ ,  $0^\circ$ ,  $6^\circ$ ,  $12^\circ$  を用いて、立位シミュレーションを実行した。圧力分布のシミュレーション結果を図7に示している。術前の結果と比較することで、圧力中心が足の内側から外側に移す傾向は再び見られている。最大圧力の比較結果(図7d)を見ると、前足の内側の最大圧力は術前より大幅に減少したことが分かった。前足の外側と後足の最大圧力は増加したことも分かった。また、横断面骨切り角度  $\beta$  の影響は見られている。角度  $\beta$  を増えるにつれて、前足の内側の最大圧力は増加し、後足の最大圧力は減少している。また、前足の外側の最大圧力は  $\beta = 0^\circ$  の時は術前とほぼ同じで、 $\beta$  の絶対値が大きくなると、最大圧力も大きくなることも分かった。

#### 4.3 骨切り位置 $p$ の影響

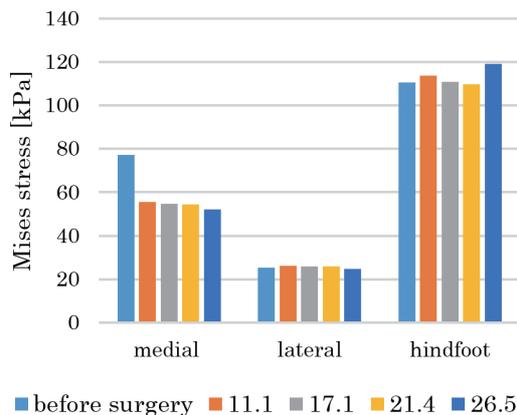
4つの骨切り位置  $p$  : 11.1 mm, 17.1 mm, 21.4 mm, 26.5 mm を用いて、立位シミュレーションを実行した。圧力分布のシミュレーション結果を図8に示している。術前の結果と比較すると、圧力中心の移す傾向も見られている。前足部の接触面積も増加した(図8a)。最大圧力の比較結果(図8d)を見ると、前足の内側の最大圧力は術前より大幅に減少したことが分かった。前足の外側と後足の最大圧力は大きい変化が見られなかったが、 $p = 26.5$  mm の時だけ、最大圧力はおおよそ10%増加した。また、骨切り位置  $p$  の影響は少ないと考えられる。

#### 4.4 内側に移動距離 $d$ の影響

4つの移動距離  $d$  : 4 mm, 6 mm, 8 mm, 10 mm を用いて、立位シミュレーションを実行した。圧力分布のシミュレーション結果を図9に示している。術前の結果と比較すると、同じ圧力中心の移す傾向を見られている。前足部の接触面積も増加したことも同じ(図9a)。最大圧力を比較すると(図9d), 前足の内側の最大圧力は術前より大幅に減少したことも再び発生した。移動距離が8 mmまでに、前足の外側の最大圧力はほとんど変わっていないが、移動距離が10 mmとなると、前足の外側の最大圧力は急に増加したことが分かった。後足の最大圧力は術前より少し減少したことも分かった。また、移動距離  $d$  の影響ははつき

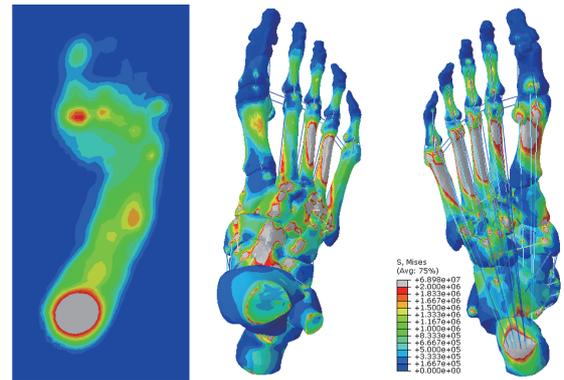


(a) 地面圧力 ( $p = 26.5 \text{ mm}$ ) (b) 背部圧力 ( $p = 26.5 \text{ mm}$ ) (c) 底部圧力 ( $p = 26.5 \text{ mm}$ )

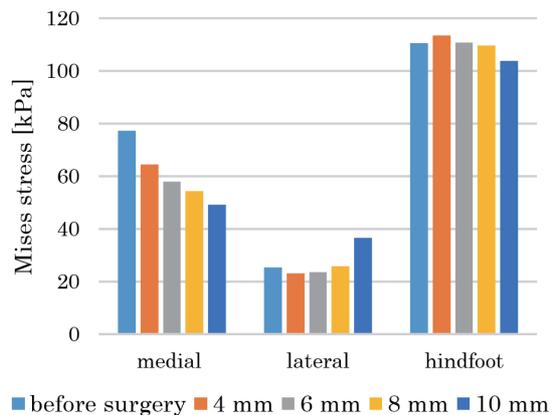


(d) 比較結果

図 8 骨切り位置  $p$  の影響.



(a) 地面圧力 ( $d = 10 \text{ mm}$ ) (b) 背部圧力 ( $d = 10 \text{ mm}$ ) (c) 底部圧力 ( $d = 10 \text{ mm}$ )



(d) 比較結果

図 9 移動距離  $d$  の影響.

り見られている。移動距離を増えると共に、前足の内側と後足部の最大圧力は減っている、前足の外側の最大圧力は増えている傾向があると考えられる。

## 5. おわりに

本稿では、偏平足の有限要素モデルを構築し、手術(MCO)パラメータの影響をシミュレーションで検討した。術前の圧力分布と比較することで、術後の圧力中心は前足の内側から外側に移す傾向が分かった。この傾向は足外科医師の経験と一致している。4つの手術パラメータの中、横断面骨切り角度  $\beta$  と内側に移動距離  $d$  は手術効果に影響している。一方、矢状面骨切り角度  $\alpha$  と骨切り位置  $p$  の影響は少ないと考えられる。

現時点では、1名の偏平足の有限要素モデルを構築したのみであり、手術シミュレーションの結果の妥当性は厳密的に評価されていない。現在のモデリングは人手に頼る部分が多く、モデル構築に時間を要する。モデリングの効率を上げ、複数の偏平足のモデルを構築すること、術後の計測データを用いて、手術シミュレーション結果の妥当性を厳密的に検証することが今後の課題である。

謝辞 偏平足の3次元形状の作成においては、京都府立医科大学の城戸 優亮先生にCT画像からセグメンテーショ

ンを行なって頂き、また、靭帯や足底筋膜のモデリングと手術手法においては同大学の生駒 和也先生と今井 寛先生にさまざまなご教示を頂いたことを深謝する。

本研究は文部科学省「私立大学戦略的研究基盤形成支援事業」および立命館大学「グローバル・イノベーション研究機構研究拠点事業」の助成を受けて行なった。

## 参考文献

- [1] Lewis, G. S., 2008. Computational modeling of the mechanics of flatfoot deformity and its surgical corrections. PhD. Thesis, Pennsylvania State University.
- [2] Niu, W., Yang, Y., Fan, Y., Ding, Z., Yu, G., 2008. Experimental modeling and biomechanical measurement of flatfoot deformity. In Proceedings of 7th Asian-Pacific Conference on Medical and Biological Engineering, vol. 19, pp. 133-138. Springer, Heidelberg.
- [3] A. J. Blackman, J. J. Blevins, B. J. Sangeorzan, and W. R. Ledoux, Cadaveric Flatfoot Model: Ligament Attenuation and Achilles Tendon Overpull, vol. 27, no. 12, pp. 1547-1554, Dec., 2009.
- [4] Spratley, E. M., Matheis, E. A., Curtis, W. H., Adelaar, R. S., Wayne, J. S., 2013. Validation of a population of patient-specific adult acquired flatfoot deformity models. Journal of Orthopaedic Research 31(12), 1861-1868.
- [5] Spratley, E. M., Matheis, E. A., Hayes, C. W., Adelaar, R. S., Wayne, J. S., 2014. A population of patient-specific

- adult acquired flatfoot deformity models before and after surgery. *Annals of Biomedical Engineering* 42(9), 1913-1922.
- [6] Spratley, E. M., Matheis, E. A., Hayes, C. W., Adelaar, R. S., Wayne, J. S., 2015. Effects of degree of surgical correction for flatfoot deformity in patient-specific computational models. *Annals of Biomedical Engineering* 43(8), 1947-1956.
- [7] Qiu, T., Teo, E., Yan, Y., Lei, W., 2011. Finite element modeling of a 3D coupled foot-boot model. *Medical Engineering & Physics* 33(10), 1228-1233.
- [8] Isvilanonda, V., Dengler, E., Iaquinto, M., Sangeorzan, B. J., Ledoux, W. R., 2012. Finite element analysis of the foot: model validation and comparison between two common treatments of the clawed hallux deformity. *Clinical Biomechanics* 27(8), 837-844.
- [9] Ozen, M., Sayman, O., Havitcioglu, H., 2013. Modeling and stress analyses of a normal foot-ankle and a prosthetic foot-ankle complex. *Acta of Bioengineering and Biomechanics* 15(3), 19-27.
- [10] Wang, Z., Imai, K., Kido, M., Ikoma, K., Hirai, S., 2014. A finite element model of flatfoot (pes planus) for improving surgical plan. In *Proceedings of 36th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, Chicago*.
- [11] Wang, Z., Imai, K., Kido, M., Ikoma, K., Hirai, S., 2015. Study of surgical simulation of flatfoot using a finite element model. In *Proceedings of 3rd International Conference on Innovation in Medicine and Healthcare, Kyoto, Japan*.
- [12] Kido, M., Ikoma, K., Imai, K., Maki, M., Takatori, R., Tokunaga, D., Inoue, N., Kubo, T., 2011. Load response of the tarsal bones in patients with flatfoot deformity. *In vivo 3D study. Foot Ankle International* 32(11), 1017-1022.
- [13] available from (<http://meshlab.sourceforge.net/>) (accessed 2016-12-09).
- [14] Netter, F. H., 2011. *Atlas of human anatomy*. Elsevier, pp. 515-525.
- [15] Cheung, J. T., Zhang, M., Leung, A. K., Fan, Y., 2005. Three-dimensional finite element analysis of the foot during standing — a material sensitivity study. *Journal of Biomechanics* 38, 1045-1054.
- [16] Lambert, K. L., 1971. The weight-bearing function of the fibula — a strain gauge study. *The Journal of Bone and Joint Surgery* 53-A(3), 507-513