

病理学解析と手術支援のための扁平足の有限要素モデリング

FE Modeling of A Flatfoot for Studying Pathology and Improving Surgical Plan

王 忠奎 (立命館大) ○ 平井 慎一 (立命館大)
 Zhongkui WANG, Ritsumeikan University, wangzk@fc.ritsumei.ac.jp
 Shinichi HIRAI, Ritsumeikan University, hirai@se.ritsumei.ac.jp

Despite being a common foot deformity, the biomechanics of flatfoot has not been fully understood and optimal surgery towards individual patients still pose difficulties to medical doctors. Computer model is one option to solve this problem. In this paper, a finite element (FE) model of a flatfoot was presented based on CT measurements. Balance standing simulations were performed and results were compared with experimental data to validate the model. One example of surgical simulation (osteotomy) was conducted to show the performance of the model.

Key Words: Flatfoot, Biomechanics, Finite Element Modeling, Surgical Simulation

1 緒言

扁平足は代表的な足の奇形である。しかし、扁平足の病理学やバイオメカニクスは、まだ不明な点が多く、個々の患者に対する最適な手術治療に関して議論されている。この議論を解決するために、コンピュータモデルが提唱されている。本稿では、CT計測データに基づいて、解剖学的・生体力学的に詳細な扁平足のコンピュータモデルの構築を目指す。構築したモデルを用いて、扁平足の病理学やバイオメカニクスを検討する。さらに、手術シミュレーションに基づいて、個々の患者に対して適切な手術計画を作成することを試みる。

2 研究背景

扁平足とは、足に荷重が加えた時に内側のアーチの崩壊、後足外反、および前足拉致を表す臨床上の問題である。難治性および重度の扁平足を有する患者は、内側のアーチの再調整を達成するために、様々な手術（たとえば、踵骨骨切り術や踵立方関節延長など）をする必要がある。しかし、医師により個々の患者に対する最適な手術について、異なる意見がある。また、最適な手術を選択することが可能であっても、具体的な術式、たとえば、骨をどのぐらい切るか（踵骨骨切り術の場合）、どのサイズのインプラントを入れるか（踵立方関節延長の場合）を決定することが困難である。一方で、扁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]。足は多くの骨、関節、靭帯、腱等が含まれるので、扁平足の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にある。

扁平足に関する研究について、多くの研究者たちは献体を使用している。しかし、扁平足ドナーの不足のため、多い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扁平足奇形を生成する[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。扁平足を持つ人々は、靭帶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。献体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。

有限要素法は、連続体力学の本質および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を持っているために頻繁に使用されている。Cheungらは、足底表面の応力分布に軟部組織硬変の影響を研究するため、足の有限要素モデルを提案した[4]。同じモデルは、靴のデザインを改善するための多種多様な足装具の生体力学的效果を研究するために使用された[5]。Qiuらは、靴のデザインとバラシユート着地衝撃を検討するために足とブートの有限要素モデルを構築した[6]。外反母趾奇形の研究[7]や人工足関節の開発[8]など様々な目的で、有限要素モデルを使用してきた。しかし、扁平足のモデリングが頻繁にされていない。ただ

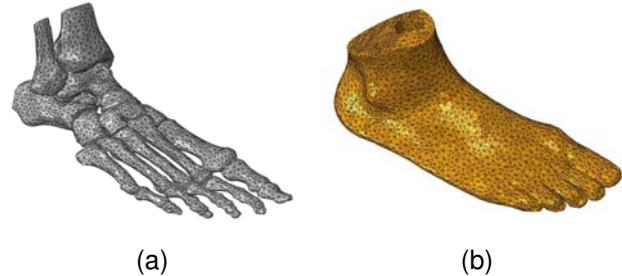


Fig.1 Surface triangular meshes of (a) the bone structure and (b) the encapsulated soft tissue.

一つの文献は Lewis の博士論文である[1]。彼のモデルでは、14 個の骨、65 本の靭帯、および足底の軟組織の一部が含まれていたが、足の指と背側の軟組織が欠落していた。我々の以前の研究では、商用有限要素ソフトを使用せずに、扁平足のダイナミックモデルを開発した。立位シミュレーションを行った[9]。しかし、骨間の接触と摩擦がモデル化されていなかった。その代わりに、軟組織を骨の間に充填されている。それは関節のこわばりが得られ、モデルのパフォーマンスに影響を与える。

本研究は、商用有限要素ソフト ABAQUS® を用いて、扁平足のモデルを構築する。まず、骨と軟組織のジオメトリーを CT 画像から生成され、そして、靭帯や足底筋膜など CT 画像で認識できなかった部分を手動で構築した。ABAQUS® に、材料の特性、各部分のメッシュ、接触、摩擦、荷重、および境界条件などを定義してから、立位シミュレーションを行った。シミュレーションの結果と実際計測結果の比較によって、提案したモデルを検証した。最後に、一つの手術シミュレーションの例を紹介する。

3 有限要素モデルの構成

扁平足のジオメトリデータは、CT スキャンによって取得した。MIMICS® を用いて、骨と軟組織の三次元ジオメトリを再現した(図 1)。骨の構造は、17 個の骨からなっている。三つの楔状骨をまとめて一つの骨とみなす。趾骨(基節骨、中節骨、末節骨)も一つの骨とみなす。その以外の骨は、それぞれ一つの骨として扱う。靭帯と足底筋膜において、CT スキャンで取れなかった部分を手動で構築した。各靭帯と足底筋膜の骨への付着位置の情報は解剖学の本[10]を参照し、医師の指示に従うことによって決まった。靭帯と足底筋膜は張力専用の線要素で構成した。図 2 に示すように、靭帯は 82 本、足底筋膜は 6 本の線要素で構成した。立位シミュレーションをするために、六面体の地面を足の下に構築した。

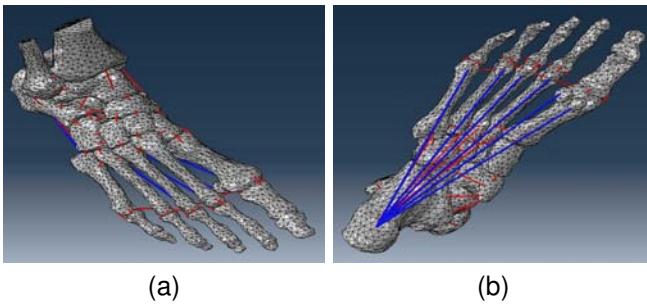


Fig.2 Constructed ligaments (red lines) and plantar fascia (blue lines) with (a) tarsal view, and (b) plantar view.

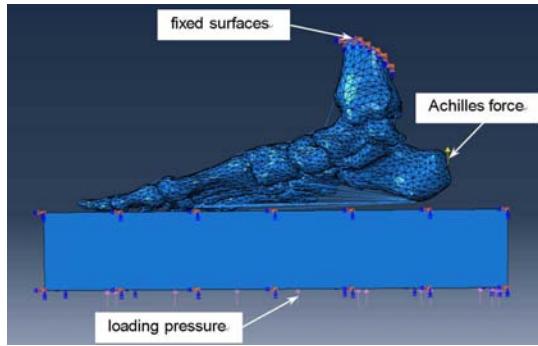


Fig.3 Loading and boundary conditions defined in the model.

骨と軟組織は4節点の線形四面体“C3D4”で、靭帯と足底筋膜は2節点のトラス要素“T3D2”で、地面は8節点の線形れんが要素“C3D8R”でメッシュ化された。モデル全体の節点数は33,259、要素数は131,309である。足部の材料特性は表1と表2に示す。骨、靭帯、足底筋膜、および地面は、等方性の線形弾性体として定義した。軟組織は非線形の等方性超弾性体として定義した[5,6]。

骨と骨、足底と地面との接触は、ペナルティの接触接線方向の挙動の方法を用いて、定義した。摩擦係数は0.6とした。靭帯と骨、足底筋膜と骨、骨と軟組織との接続は結合拘束として定義した。モデル全体に、21個接触ペアと183個結合拘束を定義した。

図3を示すように、二つの荷重と一つの境界条件を定義した。一つ目の荷重は立つ時の体重。一足は体重の半分(32kg)をかかっている。便宜上、この荷重を地面の下から圧力として定義した。二つ目の荷重はアキレス腱の張力である。立つ時は、両足のアキレス腱の張力は体重の半分と仮定して、一足の張力は四分の一の体重と設定した[1]。境界条件は脛骨と腓骨の上の表面である。完全固定の境界条件を定義した。

4 シミュレーション結果と実験検証

立位シミュレーションの圧力分布は図4に示す。足底の圧力分布の結果と実験計測結果の比較を図5に示す。実験計測は、CTスキャンと同じ被験者で実施した。足底圧力の計測は、Novel社の圧力プラットフォームシステム Emed-M® (Novel GmbH, Germany)

Table 1 Linear elastic properties of bone, ligament, plantar fascia, and ground

部分	ヤング率 (MPa)	ポアソン比
骨	7,300	0.3
靭帯	260	0.4
足底筋膜	350	0.4
地面	17,000	0.3

Table 2 Nonlinear hyperelastic properties of the encapsulated tissue

C_{10} (MPa)	C_{01} (MPa)	C_{20} (MPa)	C_{11} (MPa)
0.08556	-0.05841	0.03900	-0.02319
C_{02} (MPa)	D_1 (MPa $^{-1}$)	D_2 (MPa $^{-1}$)	
0.00851	3.65273	0.00000	

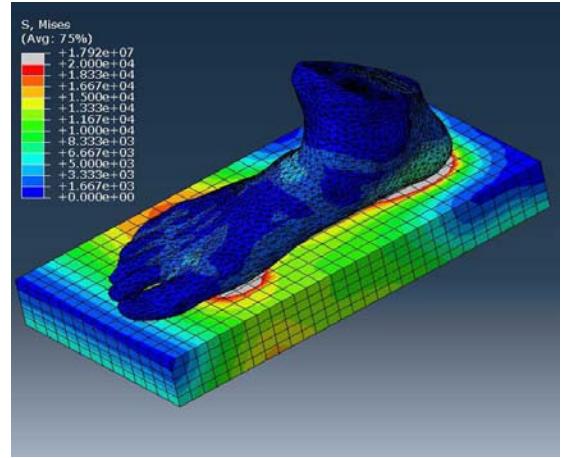


Fig.4 Stress distribution of balanced standing simulation.

を用いて行った。二つの結果を比較すると、圧力分布がある程度一致した。シミュレーションで、大きな圧力は踵の部分と前足の種子骨の部分に発生した。実験結果では踵の部分と前足の中央部分である。この違いが発生する理由は扁平足モデルの最初のジオメトリーと考えられる。CTスキャンを行った時、被験者の下肢を固定するために、特注装置を使って体重の5.7±2.6%の力を足に加えた[11]。その結果、足底の初期ジオメトリーは、自然の曲面ではなく、平たい表面となった。したがって、この平たい足底に体重をかかると、圧力分布は骨のプロファイルに依存する。踵骨と種子骨のプロファイルが低いので、大きな圧力が発生した。もし自然な曲面の足モデルを使ったら、実験計測結果にもっと近づくと考えられる。

5 手術シミュレーションの例

踵骨内側移動骨切り術はよく行っている扁平足の手術の一つである。この手術は、踵骨を関節にかかるないところで斜めに骨

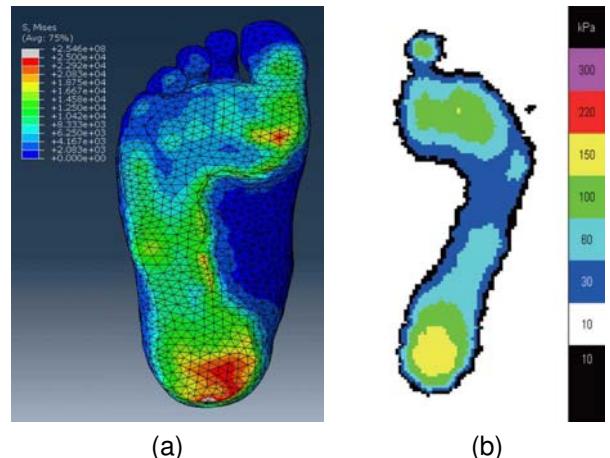


Fig.5 Comparison of stress distribution on plantar surface between (a) simulation and (b) experimental measurements.

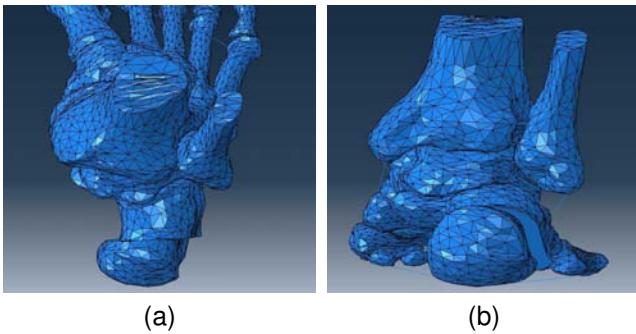


Fig.6 Geometry changes of calcaneus for osteotomy surgery with (a) top view, and (b) back view.

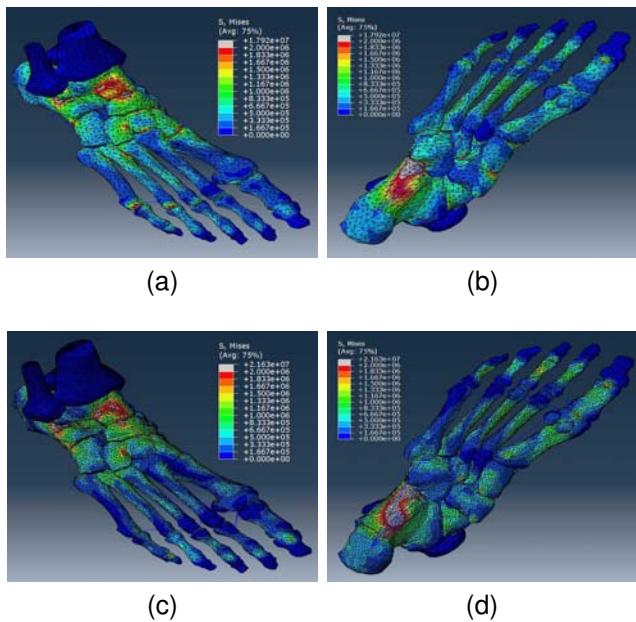


Fig.7 Simulation results on bones before and after osteotomy surgery: (a) tarsal view before surgery, (b) plantar view before surgery, (c) tarsal view after surgery, and (d) plantar view after surgery.

切りし、地面に接地するほうの骨片を内側にずらしてスクリュー固定する。荷重軸をずらすこと、筋のバランスがよくなる。実際の手術を行う時、骨切りの場所や内側にずらす量はほとんど経験で決まることである。しかし、患者ごとに足の形が違うので、具体的な手術パラメータを決めるのは困難である。この場合はコンピュータモデルが登場する。図5に示すように、扁平足モデルで、踵骨の後ろの部分が骨切りをしてから、切った部分を内側にずらした。骨切り術をした骨を軟組織の中に入れ、立位シミュレーションを行った。骨の圧力分布のシミュレーション結果を図7cと図7dに示した。比べるために、手術前の圧力分布も図7aと図7bに示した。図7aと図7cを比較すると、手術前に、第4と第5中足趾節関節に大きな圧力が発生していることが分かった。図7bと図7dを比較すると、手術後に、距踵舟関節の踵骨の部分に大きな圧力がかかることが分かった。さらに、手術後の第4と第5中足骨にかかる圧力が小さくなつたことが分かった。

6 結言

本稿では、扁平足の病理学解析と手術支援のために、一つの扁平足の有限要素モデルを構築した。まず、CT計測データから、扁平足の骨と軟組織の三次元ジオメトリを再現し、表面メッシュ

を有限要素ソフトABAQUS[®]に導入した。ABAQUS[®]の中で、材料特性、骨と骨及び足底と地面との接触、荷重、境界条件などを定義し、ボリュームメッシュ化をした。立位シミュレーションを行い、結果を実験計測データと比較するによって、有限要素モデルの有効性を検証した。さらに、提案した扁平足のモデルを用いて、一つの扁平足手術（踵骨内側移動骨切り術）のシミュレーションを行った。

References

- [1] G. S. Lewis, "Computational Modeling of the Mechanics of Flatfoot Deformity and Its Surgical Corrections, Ph.D. dissertation", The Pennsylvania State University, State College, PA, 2008.
- [2] H. B. Kitaoka, Z. Luo, and K. An, "Three-Dimensional Analysis of Flatfoot Deformity: Cadaver Study", Foot & Ankle International, vol. 19, no. 7, pp. 447-451, 1998.
- [3] W. Niu, et al., "Experimental Modeling and Biomechanical Measurement of Flatfoot Deformity", in Proc. 7th Asian-Pacific Conference on Medical and Biological Engineering (IFMBE), vol. 19, pp. 133-138, 2008.
- [4] Cheung, J. T. M., Zhang, M., Leung, A. K. L., and Fan, Y., "Three-Dimensional Finite Element Analysis of the Foot During Standing-A Material Sensitivity Study", Journal of Biomechanics, vol. 38, no. 5, pp. 1045-1054, May, 2005.
- [5] Cheung, J. T. M., Zhang, M., "Finite Element Modeling of the Human Foot and Footwear", ABAQUS Users' Conference, pp. 145-159, 2006.
- [6] Qiu, T., Teo, E., Yan, Y., and Lei, W., "Finite Element Modeling of a 3D Coupled Foot-Boot Model", Medical Engineering & Physics, vol. 33, no. 10, pp. 1228-1233, Dec., 2011.
- [7] Isvilanonda, V., Dengler, E., Iaquinto, M., Sangeorzan, B. J., and Ledoux, W. R., "Finite Element Analysis of the Foot: Model Validation and Comparison between Two Common Treatments of the Clawed Hallux Deformity", Clinical Biomechanics, vol. 27, no. 8, pp. 837-844, 2012.
- [8] Ozen, M., Sayman, O., and Havutcioglu, H., "Modeling and Stress Analyses of A Normal Foot-Ankle and A Prosthetic Foot-Ankle Complex", Acta of Bioengineering and Biomechanics, vol. 15, no. 3, pp. 19-27, 2013.
- [9] Wang, Z., Imai, K., Kido, M., Ikoma, K., and Hirai, S., "A Finite Element Model of Flatfoot (Pes Planus) for Improving Surgical Plan", Proc. In 36th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine & Biology Society (EMBC 2014), pp. 844-847, Chicago, Aug., 2014.
- [10] Netter, F. H., "Atlas of Human Anatomy", Fifth Edition, Elsevier, pp. 51-525, 2011.
- [11] Kido, M., Ikoma, K., Imai, K., Maki, M., Takatori, R., Tokunaga, D., Inoue, N., and Kubo, T., "Load Response of the Tarsal Bones in Patients with Flatfoot Deformity: In Vivo 3D Study", Foot Ankle Int., vol. 32, no. 11, pp. 1017-1022, Nov., 2011.