有限要素法を用いた扁平足のモデリングと 手術シミュレーション* —患者固有の手術に向けて—

王 忠奎**

Flatfoot Modeling and Surgical Simulation Based on Finite Element Method — Towards Patient-Specific Surgery —

Zhongkui WANG

1. 緒 論

扁平足とは、内側の縦足アーチが崩壊して地面に完全またはほぼ完全に接触する足変形である。扁平足の患者は、下肢の痛み、足首の腫れ、歩行困難を発症することがある。初期段階では、靴の中にインソールやアーチサポートを入れることによって症状を改善できる。一方、症状がひどくなった場合、手術で補正することが必要となる。臨床的には、踵骨骨切術 (medializing calcaneal osteotomy (MCO)), 踵立方関節延長 (lateral column lengthening (LCL)), 関節固定術などがよく行なわれている。しかし、扁平足患者の足変形の個人差が大きく、個々の患者に対して適切な手術を選択することは困難であるといわれている。たとえ適切な手術が選択可能だとしても、最適な手術パラメータを決めるのは外科医の経験に大きく依存している。また、扁平足の病理学やバイオメカニクスについて、まだ不明な点が多い¹⁾。

扁平足に関する研究は、大きく分けると、死体モデルに基づく研究と計算モデルを用いた研究がある。死体モデルは解剖的に正確かつ詳細である一方、扁平足のドナーが不足しているため、研究者らは健康な死体モデルを利用して、特定の靭帯や腱を解放することによって扁平足変形を生成している^{2,3)}。しかし、これらのモデルは臨床的な扁平足の機能を完全に再現できない。さらに、扁平足の足変形は、患者およびステージに依存するので、一つの死体モデルの研究結果を一般化することが難しく、患者固有の手術に十分な情報を提供できないという課題がある。

一方、計算モデルでは、解剖的な正確性はまだ死体モデルには及ばないが、足変形の個人差を反映できるので、

広く研究されている。Spratley らはスケルトンモデルを提案し、MCO に対して切断した骨のずらし距離の影響を統計的に検討した^{4,5,6)}。スケルトンモデルは骨の運動学的な解析に優れているが、軟組織の非線形変形や応力分布の解析は得意ではない。一方、連続体力学に基づく有限要素法は、不規則な形状および複雑な材料特性のモデリング能力を有するため、人間の臓器や軟組織をモデリングするとき頻繁に使用されてきた。Lewis は扁平足の有限要素モデルを開発し、距舟関節固定術 (talonavicular arthrodesis)、距骨下関節固定術 (subtalar arthrodesis)、MCO のシミュレーションを行なった¹⁾。しかし、計算コストを抑えるため、モデル全体が粗いメッシュで構成され、一部の軟組織が省略された。また、手術シミュレーションの結果は定量的に検証されていない。扁平足以外には、健常足および他の足変形の有限要素モデルも提案されている。Qiu らは健常足のモデルを用いて靴設計の改善を試した⁷⁾。Isvilanonda らは外反母趾モデルを構築し、2 種類の手術効果をシミュレーション上で確認した⁸⁾。また、Ozen らは人工足関節を開発するため健常両足の有限要素モデルを提示した⁹⁾。

患者固有の手術を実現するために、個々の患者の足モデルを構築し、そのモデルを用いて手術シミュレーションを実施して、変形や圧力などの結果を外科医に提供する手法が考えられる。我々は、京都府立医科大学の外科医と共同で、扁平足の手術シミュレーションに関する研究を進めている。今まで、我々は1つの扁平足モデルと1つの健常足のモデルを構築してきた¹⁰⁾。本稿では、扁平足モデルの構築手法、モデルの検証、MCO シミュレーションの手法、MCO 手術パラメータのバリエーション、各パラメータの手術への影響について、得られた主な研究成果を紹介する。

* 原稿受付 2018 年 10 月 10 日

** 立命館大学 理工学部 ロボティクス学科
(〒 525-8577 滋賀県草津市野路東 1-1-1,
E-mail: wangzk@fc.ritsumeai.ac.jp)

2. 有限要素モデルとシミュレーション

2.1 骨部と軟組織部の形状生成

扁平足を持つ1名の男性（38歳，身長168cm，体重62kg）と健常足を持つ1名の男性（38歳，身長178cm，体重70kg）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，足部に荷重を加えた¹¹⁾．個々のCT画像において，“Mimics”（Materialise社，ベルギー）を用いて骨部と軟組織部の輪郭を抽出し，接続することでサーフェスマッシュを得る．計算コスト削減のために，オープンソースソフトウェア“Meshlab”（<http://meshlab.sourceforge.net/>）を用いてメッシュを平滑化し，節点を削減した．編集したメッシュを有限要素ソフトウェア“Abaqus”（Dassault Systèmes社，フランス）にインポートすることによって，有限要素解析に適切なモデルを生成した．

2.2 靱帯と足底筋膜の生成

靱帯や足底筋膜をCT画像で識別することは困難であるため，これらは解剖学の書籍¹²⁾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，Abaqusの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．Fig. 1 aに示すように，100本の靱帯（水色）と10本の足底筋膜（赤色）を生成した．靱帯と足底筋膜の断面積は，それぞれ18.4mm²と58.6mm²と定めた¹³⁾．

2.3 材料特性と境界条件

骨，靱帯，足底筋膜，床面は線形弾性材料，軟組織は非線形超弾性材料（二次多項式モデル）で表現した．各材料の特性をTable 1に示す．隣接する骨同士の接触，足底軟組織と床面との接触は，ペナルティ法を用いて表した．軟骨の潤滑性を考慮し，骨同士の接触は摩擦のない接触でモデル化した¹³⁾．足底軟組織と床面の接触における摩擦係数は0.6と仮定した⁸⁾．

立位のシミュレーションを行なうため，床面は足モデルの下に固定させ，腓骨と脛骨から荷重を加えた．加えた力はそれぞれ F_t （腓骨）と F_l （脛骨）で表す（Fig. 1 b）．アキレス腱の力 F_A は床反力（体重の半分）の半分として与えると仮定した¹⁾．また，Lambertの研究¹⁴⁾より得られた関係式 $F_t=6F_l$ を用いて， F_t ， F_l ， F_A のそれぞれの値は65.1N，390.6N，151.9Nと算出できた．

Table 1 Mechanical properties of the materials.

線形材料の特性							
材料	骨	靱帯	足底筋膜	床面			
ヤング率(MPa)	7300	260	350	17000			
ポアソン比	0.3	0.4	0.4	0.1			
非線形材料の特性							
係数	C ₁₀ (MPa)	C ₀₁ (MPa)	C ₂₀ (MPa)	C ₁₁ (MPa)	C ₀₂ (MPa)	D ₁ (MPa ⁻¹)	D ₂ (MPa ⁻¹)
値	0.0856	-0.0584	0.0390	-0.0232	0.0085	3.6527	0

Fig. 1 The constructed finite element models of a flatfoot and a healthy foot.

骨と軟組織の結合はAbaqusの“tie”拘束を用いてモデリングした．“Embed”という拘束を利用して靱帯と足底筋膜を骨のメッシュに埋めた．完成した扁平足モデルと健常足モデルをそれぞれFig. 1 cとFig. 1 dに示す．

2.4 モデルの検証

立位シミュレーションから得られた足底圧力分布と実験で計測した圧力分布を比較することで有限要素モデルの妥当性を検証した．シミュレーションで計算した圧力分布をFig. 2 aとFig. 2 cに示す．また，対象者の足のCTスキャンを取る際，足底の圧力分布を“Emed-M”（novel社，ドイツ）を用いて計測した．計測を3回実施し，計測値の平均結果をFig. 2 bとFig. 2 dに示す．Fig. 2から，足底圧力分布はある程度一致していることが分かった．さらに，部分的にかつ定量的に比較するために，足底と床面の接触面を8分割にして，全体圧力に対しての各部分圧力の割合を百分率で求めた．接触面の分割法をFig. 3 aに示す．扁平足と健常足のシミュレーション結果および実験計測データの各部分の

Fig. 2 Plantar contact stresses of: (a) the simulated flatfoot, (b) the measured flatfoot, (c) the simulated healthy foot, and (d) the measured healthy foot.

Fig. 3 (a) region division of the contact area, (b) plantar stress comparison of the flatfoot, and (c) plantar stress comparison of the healthy foot.

比較を Fig. 3 b と Fig. 3 c に示す。ほとんどの部分における計算した圧力と実験計測した圧力の差は 5 % 未満と分かった。

2.5 手術シミュレーションの評価基準

手術シミュレーションの効果を評価するため、評価基準が必要となる。我々は健常足の足底圧の分布を基準として、扁平足から健常足に近づく傾向をまとめた。シミュレーションと実験計測結果からまとめた傾向をそれぞれ Fig. 4 a と Fig. 4 b に示している。両方の傾向が一致したことが分かった。健常足と比べ、扁平足は前足内側 (region 3 in Fig. 3 a) および後足部 (region 8) においてより大きな足底圧を生じた一方、前足の中中部 (region 4) および外側 (region 5) においてはより少ない足底圧を生じた。

3. MCO 手術シミュレーション

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¹⁵⁾。MCO における手術パラメータは Fig. 5 に示す四つとする。これらのパラメータは、矢状面骨切り角度 α 、横断面骨切り角度 β 、骨切り位置 p 、ずらし距離 d である。MCO シミュレーションを行なった後、足のモデルを出力し、体重をかけて立位シミュレーションを行なう。得られた足底圧の結果を術前のデータと比較することによって手術シミュレーションの効果を評価する。四つの手術パラメータのバリエーションを Table 2 に示す。一つのパ

Fig. 4 Stress transition trends from flatfoot towards healthy foot in both simulation and experiments.

Fig. 5 Four MCO surgical parameters.

Table 2 Variations of the MCO parameters.

矢状面角度 α (°)	×	20	30*	40	50
横断面角度 β (°)	-8	-4	0*	4	8
骨切り位置 p (mm)	10.6	15.3	19.1*	24.3	×
ずらし距離 d (mm)	4	6	8*	10	×

Note: the standard values are noted by *

ラメータを変更する際、他のパラメータは標準値 (standard values) を持たせる。これらの標準値は外科医の助言を基に決めた。

術前と術後 (標準パラメータ値) の圧力分布を Fig.

Fig. 6 Comparisons of stress distributions before and after MCO surgery.

6に示す. さらに, 各部分の足底圧を算出して比較することで, 各パラメータの影響を定量的に検討する.

4. MCO 手術パラメータの影響

4.1 矢状面角度 α の影響

矢状面骨切り角度 α の影響を Fig. 7 に示す. 比較のために, 術前の足底圧 (flatfoot) と健常足の足底圧 (healthy) も示している. パラメータ α のバリエーションに対して, 手術効果の差はほぼ見られなかった ($\pm 1\%$ 未満). 術前の足底圧と比較すると, 術後の足底圧は平均的に前足の内側 (region 3, -8.7%) から前足の中部 (region 4, $+2.2\%$) と外側 (region 5, $+9.45\%$) に移ったことが分かった. また, 術後の足底圧分布は健常足の足底圧分布に近づいたことが確認できた.

4.2 横断面角度 β の影響

横断面骨切り角度 β の影響を Fig. 8 に示す. パラメータ β のバリエーションに対して, 手術効果は大きく

Fig. 7 Surgical effect of sagittal angle α . The dotted arrows indicate the stress transition trends after MCO. The solid arrows indicate the expected transition trends.

Fig. 8 Surgical effect of transverse angle β . The dotted arrows indicate the stress transition trends after MCO. The solid arrows indicate the expected transition trends.

変化したことが分かった. 角度 β の増加に伴って, 母指部 (region 1), 前足内側 (region 3), 中足内側 (region 6), 後足 (region 8) の足底圧は単調に減少した一方, 前足中部 (region 4) と前足の外側 (region 5) の足底圧は単調に増加した. 中足の外側 (region 7) の足底圧は少し増えた後減らした傾向が見られた. また, 術後の足底圧分布は健常足の足底圧分布に近づいたことが確認できた. 矢状面骨切り角度 α と比べると, 正の角度 β の影響は顕著であることが考えられる.

4.3 骨切り位置 p の影響

骨切り位置 p の影響を Fig. 9 に示す. 骨切り位置 p の影響は矢状面角度 α の影響と同じく僅少である. 術前の足底圧と比較すると, 術後の足底圧は平均的に前足の内側 (region 3, -8.5%) から前足中部 (region 4, $+2.2\%$) と外側 (region 5, $+9.43\%$) に移ったことが分かった.

4.4 ずらし距離 d の影響

Fig. 9 Surgical effect of osteotomy position p . The dotted arrows indicate the stress transition trends after MCO. The solid arrows indicate the expected transition trends.

Fig. 10 Surgical effect of translation distance d . The dotted arrows indicate the stress transition trends after MCO. The solid arrows indicate the expected transition trends.

骨切り位置 d の影響を Fig.10 に示す。骨切り位置 d の影響は横断面角度 β の影響と同じく顕著かつ単調的である。顕著度は β より少し低いと考えられる。中足の外側 (region 7) の足底圧は $d = 6\text{mm}$ 以後収束したことも分かった。また、術後の足底圧分布は健常足の足底圧分布に近づいたことも確認できた。

5. 考 察

有限要素モデルを用いて、人間の臓器や組織などのシミュレーションを行なう際、結果の正確性がよく批判される。人間組織有限要素モデルの正確性は、解剖的詳細さや各組織の物理特性の正確さに大きく依存している。解剖的詳細さが高いモデルを構築するため、CT と MRI の同時計測や高精度の計測機器が必要となり、患者の負担を高める。また、解剖的詳細なモデルの有限要素メッシュを細かく分割する必要があるため、計算コストが高くなる。したがって、モデルの詳細さと計算コストのバランスを取る必要がある。一方、人間組織の物理特性の計測は困難であるため、正確な特性がよく知られていない現状がある。また、物理特性の個人差が大きいので、モデルで正確に再現することが難しい。これらの問題を踏まえて、我々のモデルは、足を骨と軟組織に分け、公開かつ広く利用されている物理特性を用いて構築した。

モデル検証について、Sun ら¹⁶⁾と Cheung¹³⁾らは足底と床面の接触面を3分割 (前足、中足、後足) して、シミュレーションと実験で得た各部分のピーク圧力と接触面積を比較することによってモデルを検証した。彼らは、シミュレーションがより大きなピーク圧力を生じたことを報告した。最大誤差はそれぞれ 67.6% (Sun ら¹⁶⁾) と 75.3% (Cheung¹³⁾) である。接触面積の誤差はそれぞれ 10% (Sun ら¹⁶⁾) と 8.6% (Cheung¹³⁾) である。比較のため、我々のシミュレーションと実験から算出したピーク圧力と接触面積を Table 3 に示した。扁平足と健常足におけるピーク圧力の誤差はそれぞれ 22.3% と 20.8% である。接触面積の誤差はそれぞれ 8.2% と 1.0% である。我々の有限要素モデルはより少ない誤差で実験データを再現できることが分かった。

手術シミュレーションの評価基準について、Hadfield らは死体モデルを用いて、術後の足底圧分布を検討した¹⁷⁾。術前の圧力分布と比べると、前足内側 (region 3) の圧力が減った、前足外側 (region 5) の圧力が著しく増加した、後足 (region 8) の圧力が僅かに変化したことが分かった。我々のシミュレーション結果 (Fig. 7-Fig.10) はこれらの発見と一致した。

Table 3 Contact area and peak stress comparisons between simulation and experiment.

モデル	扁平足		健常足	
	シミュレーション	実験	シミュレーション	実験
接触面積 (mm ²)	9,775	10,650	9,875	9,975
ピーク圧力 (kPa)	107.54	87.5	154.05	127.5

手術パラメータの検討について、Spratley らはスケルトンモデルを用いて、異なるずらし距離 d の影響をシミュレーションで調べた^{5,6)}。ずらし距離 d が 5mm と 10mm の手術に対して、前足内側の圧力がそれぞれ 3.7% と 5.1% に減り、前足外側の圧力が 5.2% と 9.0% に増加し、後足の圧力が 1.8% と 2.8% に減ることが確認できた。同様に、我々のシミュレーションでは、ずらし距離 d が 6mm と 10mm の手術に対して、前足内側の圧力減少が 5.2% と 12.2%、前足外側の圧力増加が 5.6% と 13.8%、後足の圧力増加が 0.23% と圧力減少が 1.29% となることを確認できた。両研究におけるずらし距離 d の影響はほぼ一致したことが分かった。

我々の手術シミュレーション結果より、矢状面骨切り角度 α と骨切り位置 p は手術効果への影響が少ないということを確認できたため、外科医がこれら 2 つのパラメータを選択する際に特別な注意を払う必要がないと考えられる。一方、横断面骨切り角度 β とずらし距離 d は手術効果への影響が著しいため、臨床的に慎重に選択する必要があると考えられる。ずらし距離 d の影響は一般的に知られている一方で、横断面骨切り角度 β の影響は我々の特有な発見である。負の β と比べると、正の β は踵骨の全長を伸ばす効果があると考えられる。これは、MCO と LCL の組み合わせた手術効果と同じである。2 つの手術を組み合わせることで 1 つにすることができれば、患者にとって有益であることが考えられる。

本稿で提示したモデルおよび手術シミュレーションには、以下の仮定および制限が含まれている。

1) 骨および軟組織の物理特性が均質であると仮定した。骨は比較的硬く、隣接する骨との接触は“hard contact”としてモデル化したので、骨内部構造の影響は無視できる。一方、実際の軟組織は、異なる特性を有する皮膚、筋肉、および脂肪から構成されている。しかし、これらの組織を CT 画像において識別することは困難である。また、皮膚は薄い構造であり、それを正確に再現するためには細かいメッシュが必要となる。これにより、シミュレーションコストが急激に増加し、モデルの適用性を制限される。そのため、提案したモデルでは、これらの組織をまとめて単一の軟組織として扱っている。

2) 荷重は垂直方向に沿って加えると仮定した。しかし、実験計測中の脛骨および腓骨からの実際の荷重方向は、垂直方向から僅かにずれている可能性がある。これは、シミュレーションと実験の比較において、エラーを引き起こす原因の 1 つと考えられる。

3) 本稿で紹介した研究結果は、扁平足と健常足それぞれの単一のケーススタディである。しかし、臨床的には、特に大きな変形を伴う重度の扁平足症例において、足の形状が非常に多様である。したがって、MCO パラメータを最適に選択できる一般的な提案を、現段階の研究結果から引き出すことは困難である。

6. 結 言

本稿では、扁平足患者固有の手術に向ける第一歩として、一例の扁平足と一例の健常足の有限要素モデルを構築し、立位シミュレーションを行なった。実験で計測した足底圧と比較することによって、モデルの有効性を検証した上で、扁平足から健常足に近づく圧力の傾向をまとめた。MCO手術シミュレーションを通して、四つの手術パラメータの影響を定量的に評価した。評価結果により、横断面骨切り角度 β とずらし距離 d は手術への影響が顕著である一方、矢状面骨切り角度 α と骨切り位置 p は手術への影響が無視できることが分かった。

現段階の研究結果は1つの症例かつ術前のデータのみに基づいているので、手術シミュレーションの有効性および結論の一般性を証明することは困難である。これから、症例数の追加および術後データに基づく検証をすることによって、モデルと手術シミュレーションの有効性をさらに検討する予定がある。最終的に、扁平足患者固有の手術を実現するため、手術シミュレーションを通して、外科医に最適な手術や手術パラメータなどの有益な情報を提供することを目指している。

謝 辞

本研究を進めるにあたり、京都府立医科大学附属病院整形外科の生駒和也先生、城戸優充先生、京都府立心身障害者附属リハビリテーション病院整形外科・リハビリテーション科の今井寛先生から足データのご提供および数々のご助言をいただき、心より感謝を申し上げます。

参 考 文 献

- 1) Lewis, G. S.: Computational modeling of the mechanics of flatfoot deformity and its surgical corrections [dissertation], Pennsylvania State University (1998).
- 2) Niu, W., Yang, Y., Fan, Y., Ding, Z., Yu, G.: Experimental modeling and biomechanical measurement of flatfoot deformity, Proc. 7th Asian-Pacific Conf. Medical and Biological Engineering, Vol.19 (2008), pp.133-138. Springer, Heidelberg.
- 3) Blackman, A. J., Blevins, J. J., Sangeorzan, B. J., Ledoux, W. R.: Cadaveric flatfoot model: ligament attenuation and Achilles tendon overpull, J. Orthop. Res., Vol.27, No.12 (2009) pp.1547-1554.
- 4) Spratley, E. M., Matheis, E. A., Curtis, W. H., Adelaar, R. S., Wayne, J. S.: Validation of a population of patient-specific adult acquired flatfoot deformity models, J. Orthop. Res., Vol.31, No.12 (2013) pp.1861-1868.
- 5) Spratley, E. M., Matheis, E. A., Hayes, C. W., Adelaar, R. S., Wayne, J. S.: A population of patient-specific adult acquired flatfoot deformity models before and after surgery, Ann. Biomed. Eng., Vol.42, No.9 (2014) pp.1913-1922.
- 6) Spratley, E. M., Matheis, E. A., Hayes, C. W., Adelaar, R. S., Wayne, J. S.: Effects of degree of surgical correction for flatfoot deformity in patient-specific computational models, Ann. Biomed. Eng., Vol.43, No.8 (2015) pp.1947-1956.
- 7) Qiu, T., Teo, E., Yan, Y., Lei, W.: Finite element modeling of a 3D coupled foot-boot model, Med. Eng. Phys., Vol.33, No.10 (2011) pp.1228-1233.
- 8) Isvilanonda, V., Dengler, E., Iaquinio, M., Sangeorzan, B. J., Ledoux, W. R.: Finite element analysis of the foot: model validation and comparison between two common treatments of the clawed hallux deformity, Clin. Biomech, Vol.27, No.8 (2012) pp.837-844.
- 9) Ozen, M., Sayman, O., Havitcioglu, H.: Modeling and stress analyses of a normal foot-ankle and a prosthetic foot-ankle complex, Acta Bioeng. Biomech, Vol.15, No.3 (2013) pp.19-27.
- 10) Wang, Z., Kido, M., Imai, K., Ikoma, K., and Hirai, S.: Towards patient-specific medializing calcaneal osteotomy for adult flatfoot: a finite element study, Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, Vol.21, No.4 (2018) pp.332-343.
- 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 (2011) pp.1017-1022.
- 12) Netter, F. H.: Atlas of Human Anatomy, Elsevier (2011) pp.51-525.
- 13) Cheung, J. T., Zhang, M., An, K.: Consequence of partial and total plantar fascia release: a finite element study, Foot Ankle Int. Vol.27, No.2 (2006) pp.125-132.
- 14) Lambert, K. L.: The weight-bearing function of the fibula—a strain gauge study, The Journal of Bone and Joint Surgery, Vol. 53-A (3) (1971) pp.507-513.
- 15) Trnka, H. J., Easley, M. E., Myerson, M. S.: The role of calcaneal osteotomies for correction of adult flatfoot. Clin. Orthop. Relat. Res. No.365 (1999) pp.50-64.
- 16) Sun, P., Shih, S., Chen, Y., Hsu, Y., Yang, R., Chen, C.: Biomechanical analysis of foot with different foot arch heights: a finite element analysis, Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin., Vol.15, No.6 (2012) pp.563-569.
- 17) Hadfield, M., Snyder, J., Liacouras, P., Owen, J., Wayne, J., Adelaar, R.: The effects of a medializing calcaneal osteotomy with and without superior translation on Achilles tendon elongation and plantar foot pressures, Foot Ankle Int., Vol.26, No.5 (2005) pp.365-370.