

## 足部アーチの力学特性が歩行動作に与える影響に関するシミュレーション解析

## Simulation analysis on effect of foot arches mechanical properties on walking motion

○ 内藤 尚 (阪大), 高嶋 孝倫 (国リハ学院), 長谷 和徳 (首都大)

松本 健志 (阪大), 田中 正夫 (阪大)

Hisashi NAITO, Osaka University

Takamichi TAKASHIMA, College, NRCD

Kazunori HASE, Tokyo Metropolitan University

Takeshi MATSUMOTO, Osaka University

Masao TANAKA, Osaka University

*Key Words:* Simulation Study, Foot Arch Stiffness, Walking

## 1. はじめに

足部は、28の骨からなり、54箇所関節を構成する複雑な構造体である。その機能面では、立脚・歩行時の路面との力学的インターフェースとして、衝撃の吸収や床面からの荷重を支持するなど重要な役割を果たしている。足部疼痛などの障害は快適な歩行を妨げる要因になり易く、種々の障害予防・治療法が提案されているが、それらの有効性は十分明確になっていない。障害の原因や治療法を検討するためには、障害の発生時および予後に起こっている現象の理解と、それを妥当にモデル化することが欠かせない。妥当なモデルの構築に際しては、実際の症例と比較検討し、モデルを改良してゆくというプロセスを繰り返して行くことが現実的な手法の一つであると考えられる。

本研究の目的は、足部の特性が立脚時・歩行時の足部の挙動および全身の歩行運動の双方に与える影響を評価することのできるモデルを構築することである。本報では、歩行時の足部節の関節間の変形を考慮した二足歩行順動力学的シミュレーションモデルを構築し、足部のアーチに着目し、その変形剛性が歩行および足部の力学的挙動に与える影響について調べた。

## 2. モデルとシミュレーション

## 2-1 足部節剛体リンクモデル

床面からの反力を受ける節として、図1に示す様に足部節を各中足指節関節より遠位は省略し、3節(I節:距骨・踵骨, II節:舟状骨・全楔状骨・第一から第三までの中足骨, III節:立方骨・第四・五中足骨)に分割した。足部節の関節として、距腿間関節(内果と外踝を結んだ線)および距骨下関節(踵骨外側突起と舟状骨内側突起を結んだ線)の各軸を足関節内果と外踝間の中心位置に配置し、距舟関節、踵立方関節を各関節の位置に、回転軸の向きは距腿間関節と同様に配置した。各関節の運動に関連する筋群として前脛骨筋、後脛骨筋、ヒラメ筋、腓腹筋、短腓骨筋、

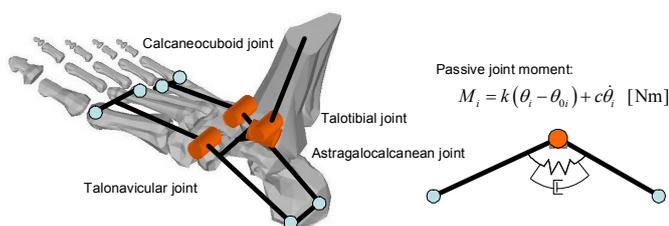


Fig. 1 Schematic of foot segment model.

母趾外転筋、小趾外転筋を考慮した。また、距舟関節および踵立方関節の関節受動抵抗を、関節角度に比例した抵抗を発生する受動関節とし、受動抵抗モーメント  $M_i$  を中立角度からの変化量  $\theta_i - \theta_{0i}$  および角速度に比例した関数、

$$M_i = k(\theta_i - \theta_{0i}) + c\dot{\theta}_i \quad i = 1, 2 \quad (1)$$

で表す。床面と接触する足部の点として、A節の踵下部に4点、B節の第一および第三中足骨末節部分に各1点、C節の第四および第五中足骨末節部分に各1点の合計8点を定義する。各特徴点および各節の座標・寸法は解剖学図や足部模型を参考に決定した。

## 2-2 神経筋骨格系をもつ身体モデル

全身のシミュレーションモデルは、並進3+回転30の自由度を持つ剛体リンクと合計74の筋肉をモデリングした筋骨格モデル、合計関節自由度に対応する27の神経振動子の回路網からなる神経モデル、を統合した神経・筋骨格モデルである<sup>(1)</sup>。このモデルに筋骨格系と神経系のパラメータと外部環境などの初期状態を与え、数値積分する事で、順動力学的に運動が生成される。このモデルでは、運動制御をおこなう神経系パラメータの値が適切に選択されない場合、歩行の生成にはいたらず、1歩も歩けずに転倒してしまう。運動が歩行動作になるには、パラメータの調整が必要であり、ここでは、生成された運動が歩行動作に近づく高い評価を与える関数を定義し、パラメータの調整方法として遺伝的アルゴリズムを用いる。今回は、生成された運動が規程の歩数の歩行に達するまでは、転倒するまでの歩数と移動距離からなる関数を評価関数とし、規程の歩数の歩行が生成されてからは、移動効率を表す関数に床反力ベクトルの大きさがある値を超えた量の時間積分値をペナルティとして導入した関数を評価関数として用いた。

## 2-3 計算条件

足部の距舟関節、踵立方関節の受動抵抗特性を変更することによって、足部の挙動および全身の歩行運動の双方に与える影響を調べる。今回は、 $k$ の値を弾性抵抗が働かない状態から関節を拘束するまでの間( $k = 0, 1, 15, 100, 200, 400, \infty$  (拘束: 足部節を一体の剛体とした))で変動させ、その他の身体パラメータは同様の条件で16歩を規定の歩数として、歩行生成のためのパラメータ調整を行った。歩行生成の際のパラメータ調整に関しては、神経系パラメータ、微分方程式の初期値などの調整の初期条件は各モデル間で同様とし、200,000回の試行(計算時間は16CPU(Quad-Core AMD Opteron(tm) Processor 8354 × 4)の

クラスタシステムを用いておよそ 72 時間)を基準として計算を行った。

### 3. 結果

神経パラメータの調整を行った結果、足部アーチの弾性係数  $k$  が 15 [Nm/rad]以上のモデル全てにおいて、16 歩の歩行が生成された。代表例として、 $k$  が 15, 100, 400,  $\infty$  (拘束) [Nm/rad]の条件 (これ以降、それぞれ Case A, B, C, D とよぶ) で生成されたもののうち、平均歩行速度が類似したもの(約 1.5[m/s])を抽出し比較を行う。図 2 に、各条件における右側 6 歩分の踵接地から一歩行周期分の床反力鉛直成分および前後方向成分、足関節底背屈、距舟関節 (内側アーチ)、膝関節および股関節屈伸角度の変化を示す。赤および青線で各データの平均値を、グレーの線で標準偏差を表す。床反力は、鉛直上向きおよび前方向の力を正、関節角度は、足関節背屈を正、距舟関節はアーチがつぶれる方向を正、膝および股関節は屈曲方向を正の値で示した。

まず、特に顕著な差が表れた Case A とそれ以外のデータに着目する。床反力データでは、鉛直方向のデータにおいて図 2 a) に示した Case A の歩行で、3 つのピークが表れており、2 つ目のピークが最大値を示している。この 2 つ目のピークはフットフラットによって起きていると考えられるが、Case A で見られるピーク値が今回示した中で最も高い。また、Case A における足関節および距舟関節の角度では、他と比較して大きな変化が現れており、距舟関節は立脚期後期に 80 度ほど変形し、それと時間的にはほぼ同じ時期に足関節において 80 度に達する最大底屈角度のピークが現れている。その他の条件では、アーチの関節剛性が增大するにつれてアーチの角度変化量は小さくなっており、その角度変化は概ね立脚期にのみ起こっている。さらに、膝関節の角度では、どの条件でも Double knee action と一般に呼ばれる、立脚初期の軽度屈曲及び遊脚期の 1 周期で 2 回の屈曲動作が表れている様子が見られる。その軽度屈曲の最大角度は、Case A でのみ 10 度近く高く、その他の条件

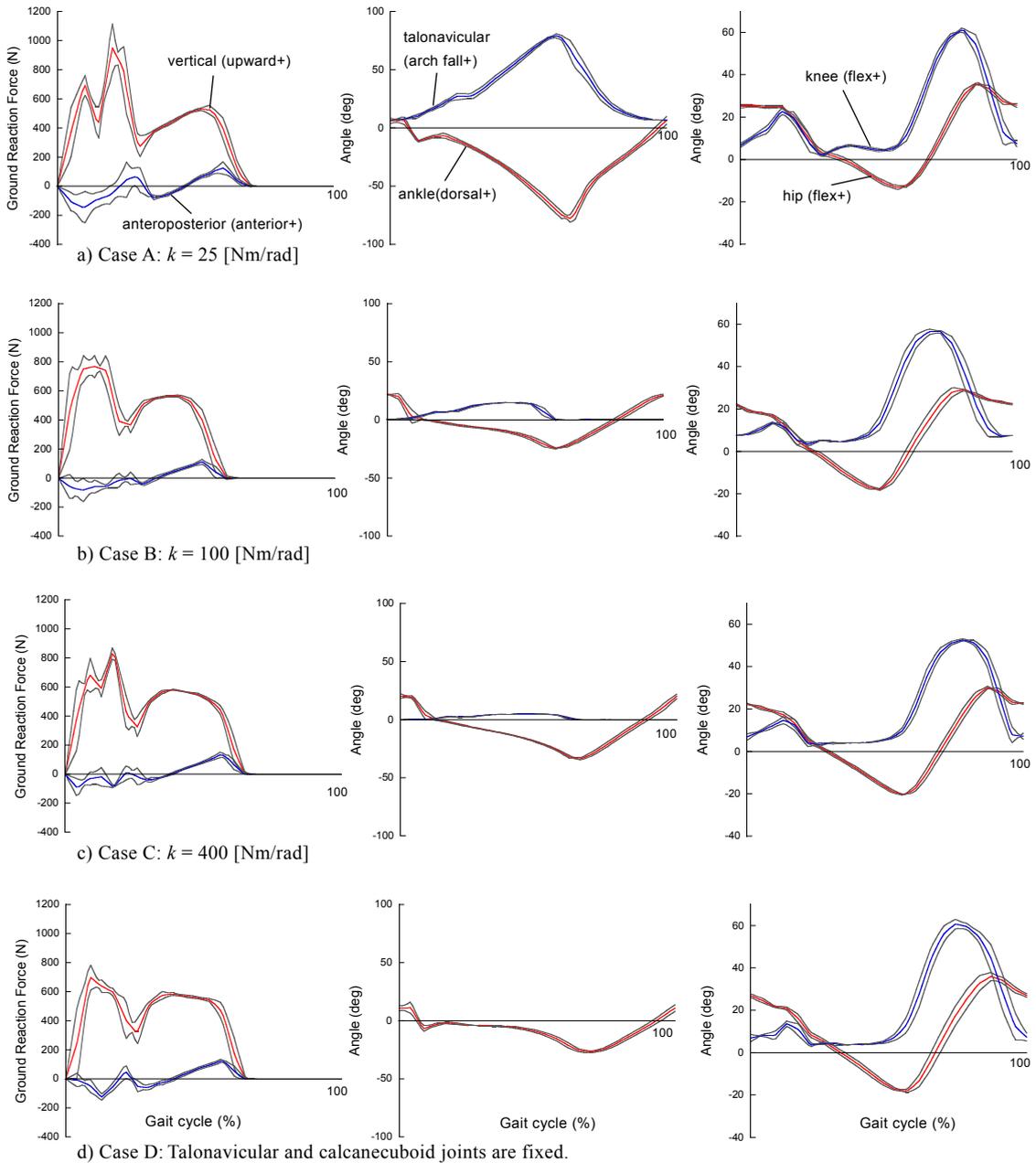


Fig. 2 Ground reaction forces, angles of talonavicular joint, ankle joint, knee joint and hip joint during one gait cycle in the case that  $k$  is 25, 100, 400 and talonavicular and calcaneocuboid joints are fixed.

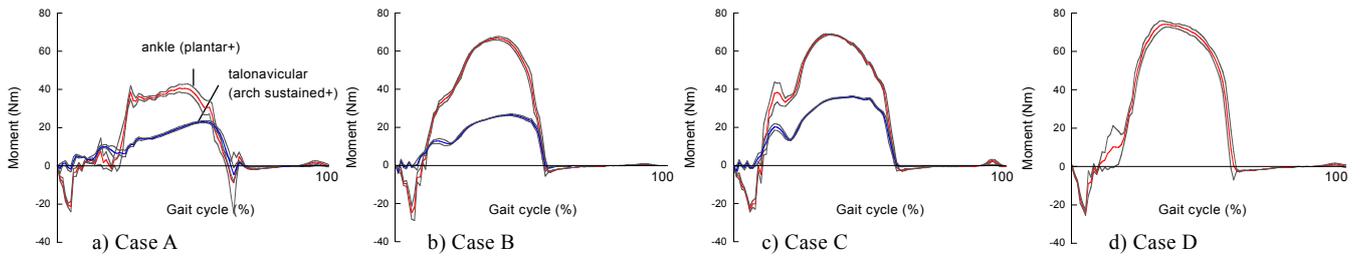


Fig. 3 Moment patterns generated in ankle joint and talonavicular joint during one gait cycle in the case that  $k$  is 25, 100, 400 and talonavicular and calcaneocuboid joints are fixed.

ではそれほど顕著な差は見られない。また、股関節の屈伸角度変化については条件ごとに顕著な差は見られなかった。

次に、各条件における足関節底背屈モーメントおよび距舟関節モーメントを図3に示す。図2と同様の時間軸で横軸をとり、赤および青線それぞれ足関節底背屈、距舟関節モーメントの平均値を示し、グレーの線で標準偏差を示した。足関節底屈方向およびアーチを維持する方向（足趾を底屈する方向）のモーメントを正で示した。ただし、Case Dでは距舟関節は考慮せず、足部の3つの節を一体の剛体として取り扱っているために、距舟関節の関節モーメントは描いていない。

足関節モーメントに関しては、Case Aでは立脚期中期付近から底屈モーメントが平坦になる部分があるが、どの条件においても、おおむね立脚初期において背屈モーメントが発揮され、その後立脚期中期付近に最大の底屈モーメントが表れている。また、距舟関節は、Case A, B, Cと関節剛性が高くなるに従い、発生しているモーメントの最大値が大きくなるという傾向が現れているが、立脚期初期から後期にかけて増大していくという関係は、3つの条件でほぼ類似している。

## 4. 考察

### 4-1 距舟関節の角度と発揮モーメント

受動抵抗要素の弾性係数  $k$  の値によって、距舟関節の角度変化には顕著に差異が表れた。特に、Case Aではその角度変化は80度に達しており、その代償的動作と考えられる大きな足関節の底屈動作が表れていた。本報で距舟関節として定義した前足部と後足部の角度は、立脚期に初期から後期にかけてアーチがつぶれる方向に変化し、その最大値は無負荷時を中立位として10度程度であることが計測されている<sup>(2)(3)</sup>。この値に比べるとCase Aで表れた角度変化の最大値は非常に大きい。角度変化の最大値としては、Case Bが近い値となった。一方、距舟関節の関節モーメントでは、Case A, B, C間で関節角度変化ほどの顕著な差は見られなかった。これらを考え合わせると、今回はどの条件でも、足で床面を蹴り出すのに必要な関節モーメントを発揮させるためには、受動抵抗要素でモーメントを生成するという戦略をとっており、その際に受動抵抗の剛性特性に応じた関節角度の変化が表れていると考えられる。

本報で受動抵抗の弾性係数として表した  $k$  の値に類似した特性値として、歩行中の内側アーチの関節モーメントを角度で割った値である Dynamic joint stiffness<sup>(4)</sup>を歩行計測

から求めた結果<sup>(5)</sup>において、歩行中にその値が200~560 [Nm/rad]の範囲で変動することが指摘されている。この変動は、関節受動抵抗によるモーメントに加えて、筋活動による能動的な関節モーメントの調整によって生み出されていると考えられる。今回の結果では、距舟関節の関節モーメントでは、筋活動によって能動的に発揮されたモーメントはほとんど寄与しておらず、ほぼ受動抵抗によって発揮されたものとなっており、計測結果のように係数の変動は再現されなかった。今回の計算でなぜ距舟関節周りの能動的なモーメントが表れないかはまだ特定できていないが、その原因としては、考慮すべき筋および最大筋力が不足している、能動的な筋力が発生すると結果として移動効率が悪くなり、評価関数の値を低くなる、足と床面の接触面モデルの剛性が不適切、などいくつかの要因が考えられ今後調べてゆく必要がある。

### 4-2 距舟関節の受動抵抗の弾性係数について

距舟関節の静的な受動抵抗はあまり計測された例がなく、どのくらいの値にすることが適当か不明であるため、今回は幅広く  $k$  の値を変動させた条件で計算を行った。今回の結果とこれまで得られている実験結果を比較すると、 $k$  の値は100 [Nm/rad]より小さく、立脚中期から後期にかけて筋により能動的に発揮されるモーメントによって結果的に見かけ上の剛性が上昇するという因果関係があることが示唆される。本シミュレーションモデルにより、実験結果を再現するためには、距舟関節に関連する能動的な筋が活動するモデルを用いるという前提で、15~100 [Nm/rad]の範囲で計算することが有効であると考えられる。ただし、このような推定値は、足部の構造的特徴および筋の走行と歩行中の筋活動を考慮して受動抵抗特性を計測する実験により妥当性を検討してゆく必要がある。

本研究の一部は大阪大学グローバルCOEプログラム「予測医学基盤」および科学研究費補助金（若手(B) 20700462, 基盤(C) 20500640, 若手(A) 22680046)の支援を受けた。

## 参考文献

- (1) 内藤ら, バイオメカニズム学会誌, 29-1, pp. 160-169, 2005.
- (2) 高嶋ら, 機論C, 68-672, pp. 2425-2430, 2001.
- (3) Chang, et al., J. Biomech., 41, pp. 3101-3105, 2008.
- (4) Davis and DeLuca, Gait&Posture, 4-3, pp. 224-231, 1996.
- (5) 高嶋ら, 機論C, 67-663, pp. 3513-3518, 2001.