ヒト足部機能解明のための屍体足人工筋骨格歩行シミュレータの開発

Development of Musculoskeletal Gait Simulator for Analyzing Human Foot Function

○ 久米 真之介 (大阪大) 伊藤 幸太 (慶応大) 正 細田 耕 (大阪大)
 荻原 直道 (慶応大) 清水 正宏 (大阪大) 池本 周平 (大阪大)
 陣崎 雅弘 (慶応大) 名倉 武雄 (慶応大) 中村 俊康 (慶応大)
 今西 宣晶 (慶応大) 相磯 貞和 (慶応大)

Shinnosuke KUME, Osaka University

Koh HOSODA, Osaka University

Masahiro SHIMIZU, Osaka University

Masahiro JINZAKI, Keio University

Toshiyasu NAKAMURA, Keio University

Sadakazu AISO, Keio University

Kota ITO, Keio University

Naomichi OGIHARA, Keio University

Syuhei IKEMOTO, Osaka University

Takeo NAGURA, Keio University

Nobuaki IMANISHI, Keio University

A human foot has a complex structure which consists of a flexible flesh and many muscles, tendons, ligaments, and bones. The complex structure is supposed to contribute to efficient and stable bipedal locomotion. Detailed behavior of the foot complex during walking, however, is not well understood. We built a musculoskeletal gait simulator driven by pneumatic artificial muscles in order to solve a mechanism of a human gait. We measured ground reaction force of the musculoskeletal gait simulator during the stance phase by using a force plate. This gait simulator's vertical ground reaction force has two high peaks like a human's.

Key Words: bipedal walking, gait simulator, ankle foot complex

1. 緒言

ヒトは柔らかい足裏と複雑な足部の筋骨格構造を有している。この柔軟性により、足を無数の空間的な形状（接地面）に順応させることができる [1]。その主要な機能は歩行の際に衝撃を吸収し、体へ推進力を与えることであり、推進力と衝撃の吸収という一見対立する性質を有する。足部の骨や腱の動きがヒトの歩行の適応性に寄与していると考えられる。しかし、実際にはどのようなメカニズムでこのような条件を満たしているのか、足部にはどのような機能があるのかに関しては、仮説や推測は存在するが、明確に示されていない。歩行中の足部の骨の振る舞いを観察することは難しく、その詳細な運動の様子は解明されていない。

このような機能を解明するためには、歩行中に足部がどのような動きをしているのかを詳細に知る必要がある。生体のヒトの足を観察する研究として、皮膚にマーカーを貼り、外部から観察する方法 [2] がもっとも一般的であるが、歩行中の皮膚の伸縮や骨との相対運動でマーカーの位置が骨とずれる問題があり、足内部の運動の観察は難しい。それに対して、足の内部の運動を調べる方法として Lundgren *et al.* は足の骨に針を刺して運動を計測した [3]。ただしこの方法では、痛みや倫理的な問題からより詳細な調査が難しい。また、生体の歩行を X 線で撮影した

研究 [4] が存在する。生体の歩行なので正確なデータを取れるものの、被爆量の問題から定量的なデータ取得が困難で、高サンプリングレートでの撮影も難しい。

生体よりも侵襲的な観察が可能な方法として、屍体の足部を用いる研究が存在する。屍体足を用いて歩行を観察する場合、いかにヒトの歩行を再現するかが問題になる。1998 年頃から機械による歩行シミュレータにヒトの屍体足を装着して足部を計測する研究が報告され始めている [5, 6, 7]。これらの研究では脛骨を機器に取り付けて、脛骨または床を動かして足部を床面に押し付けることで、脛骨の運動や軌道とヒトの歩行に特徴的な垂直床反力の 2 峰性 [8] を再現している。ヒトは上体を拘束されることなく歩行するが、これらの研究では脛骨を拘束して足部を地面に押し付けて床反力を再現している。そのため、これらの方法で足部へ加わる力が、ヒトの歩行時に足部へ加わる力と同一であるかについて疑問が残る。ヒトの歩行は足の床への接地から次の同側の足の接地までの時間を 100% とすると、おおまかに 10% の初期両足支持、40% の単脚支持、10% の終期両足支持、40% の遊脚期での繰り返して、両足支持期が歩行全体の 20% を占める [8]。しかし、これらの研究では単脚支持のみしか再現、観察されていない。

筆者らは、歩行中のヒト足部の骨の詳細な運動を明らかにするために、腰・膝関節を有する二足歩行ロボットに屍体足を装

着するハイブリッドシステムの開発を進めている。この二足歩行ロボットは環境に固定されておらず、ヒトと同様に上部が自由な状態で歩行可能である。二足歩行なので一連の歩行の中で初期両足支持、単脚支持、終期両足支持が再現される。開発したシステムを用いて、歩行中の足部をステレオ X 線で撮影し、ヒト足部の柔軟性や骨格構造が環境への適応性を生み出すメカニズムの解明を目指している。本研究ではステレオ X 線で撮影する制約上、遊脚を支持脚の横を通過させることができないため、筆者らは矢状面内に 3 本の脚が並ぶ構造で遊脚の運動を省略できる歩行ロボットを開発した。また、ヒト足部のモデルとして、CT スキャンの足部データから作成した骨格に同 CT スキャンのデータから作成した柔らかい皮膚を装着した足部模型を製作した [9]。開発した歩行ロボットと足部模型を合わせて人工筋骨格歩行シミュレータと呼ぶ。

本論文では人工筋骨格歩行シミュレータを用いて歩行実験を行い、ヒトに近い歩行速度でヒトの歩行に特徴的な垂直床反力の 2 峰性と、初期両足支持、単脚支持、終期両足支持を再現した。また、屍体足を装着して外来筋を駆動し、ステレオ X 線計測装置内で歩行させ、歩行中の足部の骨の運動が観察可能であることを確認した。

2. 人工筋骨格歩行シミュレータの開発

屍体足の計測においては、ステレオ X 線による歩行中の足の骨の運動の観察を目的としている。屍体足を用いることで被曝量の問題がなくなり、高サンプリングレートで詳細な観察が可能になる。歩行シミュレータの設計に際して注意すべき構造的な条件として、以下の 3 点が挙げられる。

- 転倒の恐れがなく安全に計測できること
- ヒトに近い構造を有し、一連歩行動作が再現可能であること
- X 線の照射線上を遊脚が遮らないこと

2.1. 人工筋骨格歩行シミュレータ

開発した人工筋骨格歩行シミュレータは観測対象の脚の立脚期に遊脚をその横を通過させて胴体の前方に持ってくるのではなく、別の脚を胴体の前にもう一本用意している。これにより、遊脚が観測対象の脚の足部を遮ることなく一連の歩行動作の再現観察が可能となる。以後、進行方向に対して一番後ろの脚を後脚、中央の観測対象の脚を中脚、一番前方の脚を前脚と呼ぶ。

2.2. CT データから再構築した骨と皮膚

ヒトの足部を CT スキャンして幾何的なデータを取得し、骨と皮膚に分けて製作した。製作した足部模型を図 2 に示す。骨は 3D プリンタを用いて、各骨の相対位置を保って造形した。皮膚は同じ CT スキャンデータから ABS 樹脂で型を造形し、PDMS シリコン (Silpot184, 東レダウコーニング社) で作成した。

製作した足部模型には足首関節の底屈・背屈に関係する前脛骨筋と下腿三頭筋のアキレス腱を再現した。

2.3. 中脚の 6 自由度調節機構

脚長差や足部の接地角度の変化は代償運動の発生や足底圧などヒトの歩行に大きな影響を与える [10]。そのため、屍体足または模型を取り付ける際に角度と取り付け位置の調節が重要となる。人工筋骨格歩行シミュレータの膝下に図 3 のような 6 自由度の位置角度調節機構を膝下に搭載している。角度の調節可能範囲 (図 3 赤矢印) は矢状面、前額面でそれぞれ 45° であり、鉛直軸に対して 360° 調節が可能である。また、位置の調節可

Fig.1 人工筋骨格歩行シミュレータ

Fig.2 足部模型

Fig.3 6 自由度調節機構

能範囲 (図 3 青点線矢印) は水平面内で 40mm 四方、鉛直方向はシャフトの交換で自由な長さ調整が可能である。

2.4. X 線計測装置内での運用

屍体足を装着しての人工筋骨格歩行シミュレータの X 線計測装置内での歩行の連続写真を図 4 に示す。立脚期に遊脚が横切らないことが確認できる。

3. 人工筋骨格歩行シミュレータの歩行実験

本研究の目的は人工筋骨格歩行シミュレータによってヒトの歩行を再現することであり、ヒトの歩行に特徴的な垂直床反力の 2 峰性の再現によってこれを目指している。

足部模型、屍体足の装着については膝下 6 自由度位置角度調節機構を用いて調節を行った。以下の実験では、脛骨の延長線と人工筋骨格歩行シミュレータの膝下の軸が一致するように角度と位置を調整した。足部の趾の内転と外転については第二趾の長軸を基準に内外転 0° に設定した。前脚と中脚、中脚と後脚の開き角度はともに 20° とした。これは、X 線計測装置内で人工筋骨格歩行シミュレータが歩行できる最大角度である。人工筋骨格歩行シミュレータを X 線計測装置内と条件を揃えたガイドフレーム内で、フォースプレートの上で歩行させ、床反力のデータを計測した。

この章の床反力プロファイルのグラフは、特別な記述がない限り、赤線が垂直床反力 (鉛直下向きが正)、緑線が進行方向床反力 (進行方向を向いた力、ブレーキが正)、青線が側方床反力 (進行方向に対し右向きが正) を表す。

Fig.4 屍体足の踵接地直前からつま先離地直後までの X 線の連続写真

Fig.5 ヒト歩行時の垂直方向 (Fz), 進行方向 (Fx) 床反力

3.1. ヒトの歩行に特徴的な垂直床反力の 2 峰性

人工筋骨格歩行シミュレータの歩行の前に、目標となる人の歩行における床反力の特徴について説明する。図 5 は足部模型の CT データを計測した被験者の歩行時の垂直床反力である。図 5 の 0.1 秒、0.5 秒付近のようにヒトの垂直床反力は特徴的な 2 峰性が発生する [8]。以後、垂直床反力の 2 峰性の 2 つの峰の内、最初の峰をファーストピーク、2 つの峰をセカンドピークと呼ぶ。ファーストピークは反対の足の離地と同時に発生し、セカンドピークは反対の足の接地と同時に発生する。また、支持足の踵離地は 2 つのピークの間の谷で発生し、進行方向の床反力はこの谷のタイミングでブレーキとアクセルが切り替わる。

3.2. ヒトの歩行における垂直床反力の特徴的なイベント

本研究では人工筋骨格歩行シミュレータの歩行で、図 5 のような 2 峰性の再現を目指す。人工筋骨格歩行シミュレータを胴体部に質量を持った剛体と考え、Start と End の速度が同じになると仮定して床反力を考えると図 6 上のようなになる。中脚接地と後脚離地が、前脚接地と中脚離地がそれぞれ同時に発生し、支持脚が不連続に入れ替わる。この仮定の中では各脚の接地は地面との衝突であるため、各脚の接地時の垂直床反力は瞬間的に無限大となる。その後、中脚が倒立振子として運動するため、胴体部は上昇する。この間、床に力をかけ続けるため、垂直床反力の中脚が地面に垂直になる時を頂上とする山になる。そして、前脚接地と同時に体重は前脚に移るため、中脚の垂直床反力は瞬間的にゼロになる。この時、前脚の垂直床反力は無限大とな

Fig.6 垂直床反力の 2 峰性の再現方法

る。両足支持期を発生させることで、接地時に発生する無限大の垂直床反力を両足支持期の間に両足で受け持つことで垂直床反力の 2 峰性を発生させようと考えたのが、図 6 下である。中脚の足首の蹴り出しによって終期両足支持期を伸ばす事で、前脚接地時に前脚にかかる垂直床反力を中脚に分担してセカンドピークを発生させることを考えた。

3.3. 中脚の足首の蹴り出しによる 2 峰性の生成

中脚の足首の外来筋を拮抗に張って歩行させた床反力が図 7 上、後脚の離地に合わせて能動的に蹴り出しをした床反力が図 7 下である。後脚の足首関節は人工筋を拮抗に張っており受動的に可動する。後脚の足首関節が屈曲することによって、人工筋骨格歩行シミュレータが進行方向に倒れこむ運動を抑制するため、どちらの垂直床反力も中脚接地時に急激な増加は起きていない。図 7 上の場合中脚の足首は底屈、背屈させる筋が拮抗に働いており足首関節の剛性が高い。図 7 下の場合中脚の接地前に足首を背屈させる筋のみ働いており足首関節は自由になっている。この違いが図 7 上に比べて、図 7 下のほうが中脚接地直後の垂直床反力のピークが大きいという結果につながると考えられる。

図 7 下では、ファーストピークの後、垂直床反力の谷が発生し、その後再び垂直床反力が増加してセカンドピークが発生している一方、図 7 上では立脚期全体を通して垂直床反力は台形になっている。

3.4. 屍体足を装着しての歩行

足部模型を装着して 2 峰性を生み出した設定で、屍体足を装着して歩行させた床反力を図 8 に示す。足部模型を装着した場合の垂直床反力のファーストピークに比べて、屍体足を装着した場合の垂直床反力のファーストピークはやや低く、後脚の離地前にピークが下がりきっている。足部模型と屍体足を比較した際の各関節の滑らかさに起因する衝撃吸収の違いからピークの高さに違いが現れていると考えられる。進行方向の床反力に

Fig.7 中脚の足首の蹴り出し (上 : 無し, 下 : 有り) の際の床反力

ついて屍体足ではブレーキの期間が長く、推進力の最大値と期間の小ささが目立つ。足部模型では関節間の剛性が大きいため、アキレス腱を引けば蹴り出しの力が指先まで伝達していたが、屍体足は関節間の剛性が低く滑らかに動いてしまうため、アキレス腱だけを引いて蹴り出ししても、指先には力が伝わっていないと考えられる。今後、屍体足の長指屈筋など指先の底屈側に力を発揮する外来筋腱の駆動が必要と考えられる。このように足部模型を装着した場合に比べるとグラフが歪んでいるが、垂直床反力の2峰性が生成した。

4. 結言

人工筋骨格歩行シミュレータに足部模型、屍体足を装着して歩行させて垂直床反力の2峰性を生成した。屍体足を装着した歩行の床反力が足部模型に比べて歪んでいたが、ヒトの足部の外来筋の内、アキレス腱と前脛骨筋の2本のみしか駆動していなかったため、今後、他の外来筋も駆動することで制御することを予定している。

また、人工筋骨格歩行シミュレータに屍体足を装着した歩行をX線撮影し、歩行中の足部の骨の運動を解析することを予定している。

謝辞

本研究の遂行にあたり、科学研究費基盤研究 (S) 課題番号:23220004、科学研究費若手研究 (A) 課題番号:24680023、科学研究費基盤研究 (A) 課題番号:23247041 の補助を受けた。

Fig.8 屍体足を装着しての歩行時の垂直方向 (F_z), 進行方向 (F_x) の床反力

文献

- [1] Donald A. Neumann. 筋骨格のキネシオロジー. 医薬出版株式会社, 第1版, 6月2005.
- [2] A. Leardini, M.G. Benedetti, L. Berti, D. Bettinelli, R. Nativio, S. Giannini. Rear-foot, mid-foot and fore-foot motion during the stance phase of gait. *Gait & Posture*, Vol. 25, pp. 453–462, March 2007.
- [3] Arndt A, Westblad P, Winson I, Hashimoto T, and Lundberg A. Ankle and subtalar kinematics measured with intracortical pins during the stance phase of walking. *Foot Ankle Int*, Vol. 25, pp. 357–364, May 2004.
- [4] 高嶋孝倫, 肥沼武司, 藤本浩志, 高西淳夫. 矢状面における歩行中の足部内側アーチ形状変化: X線dr方式, 三次元動態解析による計測. 日本機械学会論文集. C編, Vol. 67, No. 663, pp. 3513–3518, 2001-11-25.
- [5] Neil A. Sharkey, Andrew J. Hamel. A dynamic cadaver model of the stance phase of gait: performance characteristics and kinetic validation. *Clinical Biomechanics*, Vol. 13, pp. 420–433, 1998.
- [6] Eric C. Whittaker, Patrick M. Aubin, and William R. Ledoux. Foot bone kinematics as measured in a cadaveric robotic gait simulator. *Gait & Posture*, Vol. 33, pp. 645–650, 2011.
- [7] C.J. Nester, A.M. Liu, E. Ward, D. Howard, J. Cocheba, T. Derrick, P. Patterson. In vitro study of foot kinematics using a dynamic walking cadaver model. *Journal of Biomechanics (2006)*, Vol. 40, pp. 1927–1937, September 2007.
- [8] V. Racic, A. Pavic, and J.M.W. Brownjohn. Experimental identification and analytical modelling of human walking forces: Literature review. *Journal of Sound and Vibration*, Vol. 326, pp. 1–49, September 2009.
- [9] 久米真之介, 成岡健一, 細田耕, 荻原直道, 陣崎雅弘, 名倉武雄, 中村俊康, 今西宣晶, 相磯貞和. 足部模型を用いた人工筋骨格歩行シミュレータの歩行実験. 日本ロボット学会講演会, Vol. 31, , 2013.
- [10] 成田正行, 井口恭一, 平山雅雄, 小澤一成, 藤原孝之. 脚長差と膝関節動的加速度から見た歩行安定性 (骨・関節疾患). 理学療法学, Vol. 27, No. 2, p. 334, April 2000.