

力学解析による義足の調整方法および、 セルフリハビリテーション方法の基盤開発

A biomechanical research of the alignment adjustment on the above-knee prosthetic leg
and the development of the self-rehabilitation methodology

2041901



研究代表者
(助成金受領者)

慶應義塾大学
政策・メディア研究科

教授 仰木 裕嗣

共同研究者

人間総合科学大学 保健医療学部
リハビリテーション学科
義肢装具学専攻

講師 富永 修一

〔研究の目的〕

義足は、患者本人がかつての歩行を自然に引きだせるものであるべきである。そのためには、義足のアライメントが本人に適合していなくてはならない。しかしながら、現在の義足の適合性評価は、理学療法士または義肢装具士による目視によってなされているのが一般的である。これは彼らが経験によって築き上げる義足アライメントの適合性の評価は暗黙知であると言える。この暗黙知とも言えるアライメント調節スキルを明らかにするためにも、アライメントの変化に対して生じる歩容の変化を定量化することが重要であると考えている。また施術後のある時期から、義足装用者のほとんどは、自身の努力による訓練を余儀なくされるが、このとき義足の適合性を自らの手で評価することが出来ない。

本研究の目的は、将来義足を着用した患者自ら、あるいは義肢装具士や理学療法士らが、義足アライメントの調節において必要とされる歩行時の運動学・運動力学データを取得するための基盤技術開発を進めることである。この目的のために実現しうる計測技法を駆使することで義足を始めとする歩行解析に新しい方法論を確立することを目指している。

〔研究の内容、成果〕

本研究では、大腿義足をとりあげる。大腿義足において、その適合性は大腿断端部のソケットの調整および、膝継手接合部、足部アライメント調整が主たる課題として挙げられる。前者は広範囲にわたる皮膚接触面の感覚評価が必要であり、このセンシングは現状圧力計測については可能であるが、積分値としての正しい力を導きだすことは困難である。そこで、我々は、後者の膝継手部・足部のアライメント調整について、従来理学療法士らが目視で判断していた評価基準に対して、力学的根拠を持つ新たな方法を提案することを研究の目標とした。将来的には義足着用者が自宅でのリハビリテーションにおいて、その歩行の善し悪しを評価し、さらには義足のアライメントについても評価することが出来る環境づくりを目指している。この目標のために我々が取り組む研究は、光学式モーションキャプチャ技術を用いた関節座標計測および、フォースプレートによる床反力計測、さらには慣性センサや距離センサを用いた人体骨格の姿勢復元などの複数の計測手段の候補が挙げられるが、これらの方法論を横断的に取り組み、その利活用と長所・短所を明らかにすることを一つの提案とする。

(1) 義足アライメントの変化に伴う関節間力・関節モーメントの変化の定量化

大腿義足のアライメントとは主として、膝関節に相当する膝継手と大腿ソケット、下腿シャフトの3つのパーツの位置関係を意味する。そこで我々は、膝継手の大腿ソケットに対する位置関係を自由に変化させることのできる特殊な膝継手治具を用いて、膝継手を大腿部に対して、前後・左右・内外旋位・内外転位の各方向への微小な変位を恣意的に作り出し、その際に膝関節・股関節に生じる関節間力、関節モーメントの変化を捉えることにした。被験者は大腿義足被験者1名であった。被験者が自主的にきめた適度な歩行速度による歩行試技を約15m区間において行った。実験では、図1に示した膝継手を使用し、(1)標準、(2)下腿が大腿部に対して)前方シフト、(3)後方シフト、(4)右シフト、(5)左シフト、(6)内転角不足、(7)外転角過大、(8)屈曲角不足、(9)屈曲角過大の9つの条件(図2)において試技を行った。光学式モーションキャプチャーシステム(Vicon MX)を12台用いた。立脚相時に足部に作用する床反力はフォースプレートによって測定した。下腿を3リンク剛体リンクセグメントモデルによってモデル化した(図3)。大腿部および下腿の慣性パラメータの推定方法は、健足についてはChandlerらの推定式を用い、義足については実測によって推定した。式(1)から式(6)は図2で示されたリンクセグメントモデルを記述



図1 自在治具による設定

するニュートン・オイラーの運動方程式である。

ニュートン・オイラー法による解析により、各リンクの角運動量変化分を構成する要素、すなわち筋力モーメント、関節間力モーメント、ジャイロ項によるモーメントをそれぞれ算出し、成分を比較検証した。

$$m_1 \dot{x}_{1g} = F_1 - F_2 + m_1 g \quad (1)$$

$$m_2 \dot{x}_{2g} = F_2 - F_3 + m_2 g \quad (2)$$

$$m_3 \dot{x}_{3g} = F_3 + m_3 g \quad (3)$$

$$J_{1g} \dot{\omega}_1 + \omega_1 \times (J_{1g} \omega_1) = (x_1 - x_{1g}) \times F_1 + (x_2 - x_{1g}) \times (-F_2) - \tau_2 + \tau_1 \quad (4)$$

$$J_{2g} \dot{\omega}_2 + \omega_2 \times (J_{2g} \omega_2) = (x_2 - x_2) \times F_2 + (x_3 - x_{2g}) \times (-F_3) - \tau_3 + \tau_2 \quad (5)$$

$$J_{3g} \dot{\omega}_3 + \omega_3 \times (J_{3g} \omega_3) = (x_3 - x_{3g}) \times F_3 + \tau_3 \quad (6)$$

各条件下での実験の結果、左シフト時、すなわち右下腿が右大腿部に対して左に位置する場合、において股関節外転トルクが標準状態及び他の条件に対して明瞭に大きくなることが確認された。この事実は義肢装具士による所見と一致する。義肢装具士の主観的評価を定量データによって確認することができたと言える。この成

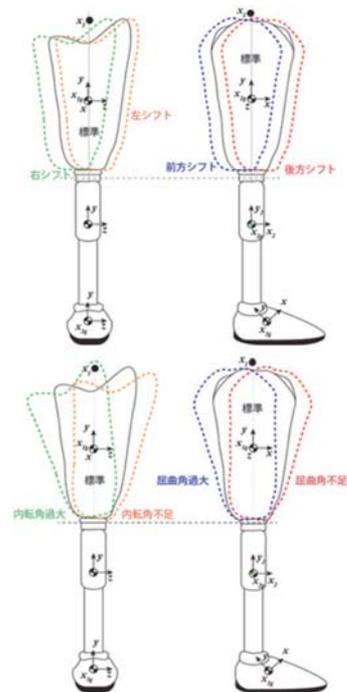


図2 下肢のアライメント調整条件

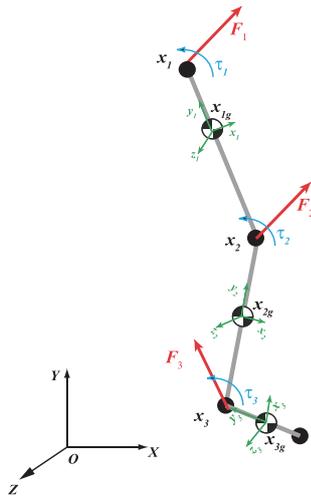


図3 下肢のリンクセグメントモデル

果をもとに同様の判断をより迅速に、臨床現場で実現できるようなシステム開発に取り組むことを課題 (2), (3)とした。

(2) フォースプレート及び光学式モーションキャプチャ装置による動力学解析

前項で述べたように歩行解析は、通常関節位置座標を取得する光学式モーションキャプチャ装置とフォースプレートによる床反力の測定によって、床に接地した足部に作用する力から体幹に向けて逆動力学を用いて関節間力、関節モーメントを解くが、ヒトの慣性パラメータは過去の先行研究によって紹介されている推定式に頼っている。ところが切断された義足患者の場合にはこの推定式を用いることはできない。そこで我々は、義足の慣性パラメータについては実測により同定し、このパラメータを計算処理に投入できるアプリケーションの開発を進め、義足歩行における逆動力学解析を実現するソフトウェア環境を構築した。義足の各パーツ重心は実測によって求められているが、それらの合成重心位置は常に運動中に変化することから、合成重心位置はアプリケーション内で「仮想点」として取り扱うようにできるようにした。図4は計測中のスクリーンショットである。今後、典型的な膝継手、下腿シャフト、足部の組み合わせで求められる合成質量・慣性

モーメントを自動的に計算し簡易入力できるようにする予定である。このように健常者の身体パラメータ以外を想定し、それを解析できるようなツールは国内外を見ても存在しないことから、今後義足装用者の運動解析に用いて、患者本人に対してのリハビリテーションへの示唆や、義肢装具士、理学療法士らが定量的な評価に基づいて訓練プランを考えて行くことが期待される。



図4 義足の歩行解析を実現する歩行解析アプリケーション

(3) 深度センサを用いた運動学解析

高い空間位置精度を誇る光学式モーションキャプチャの課題の一つは、標識マーカーの装着に要する時間である。また全身タイツを着用した身体にマーカーを装着することは自然な歩行を損なう可能性が十分に考えられる。そこで光学式モーションキャプチャには位置精度では劣るものの、マーカーを装着せずに関節の位置座標を取得することのできる、Microsoft社製深度センサ、Kinectを用いた歩行解析アプリケーションの開発を(2)に並行して進めた。従来では座標の取得後に必要であった関節標識点のラベル付けを深度センサによって得られたヒトの骨格推定データから自動的に行うことができることに特徴と優位性がある。図5は、計測中の様子である。被験者はカメラ正面から約3m-6m区間にわたる歩行路を歩くことで、全身の関節標識点、並びにセグメントの姿勢角を算出しリアルタイムで画面上に表示する。本研究では、歩行の運動学データとして重要と考え

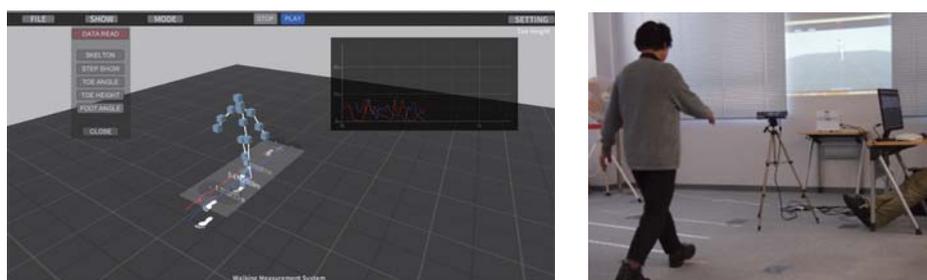


図5 Microsoft Kinect を用いたリアルタイム歩行解析アプリケーションと高齢者による検証実験中の映像

られる, i) 歩幅, ii) つま先高さ, ii) つま先の向き, iv) 足関節角度を歩行後直ちにアニメーション画面に重ね描きする機能を設け, 歩行者並びに観察者が定量データを確認できるものとして完成させた。義足装用者だけでなく, 健常者に対しても用いることができるため, 今後は医学部と連携した幅広い被験者を対象にした検証実験を進めていく予定である。

[今後の研究の方向, 課題]

(1) 今後の研究の方向

定量データに基づき, 経験と勘によらない客観的歩行診断を実施する体制づくりが今後の研究の方向性である。義肢装具士の力量が経験によるものであれば選ぶ選択肢のない患者にとっては不利であろう。これを解消する一助になるように, 患者・義肢装具士・理学療法士, そしてさらには医師がアライメント調整の影響を視覚的に理解し, 共有できるシステムを目指す。また認知症の前駆症状として現れる歩行時に見られる特異な挙動を診断するためのツールとしても有用であると考えている。従って, 今後は歩行解析から認知症患者に対してアプローチすることにも活用することを学内協力者とともに進めていく。

(2) 課題

これまでに取り組んだ研究方法論, 光学式モーションキャプチャならびに深度センサを用いた方法では, 基本的原理が光を用いているた

めにカメラや深度センサから被写体が確実に捉えられる撮影範囲にあることが求められる。従ってカメラを配置するための広範囲の場所の確保や, 見えないマーカや関節位置によるオクルージョンが発生することは今後も課題となる。これに対して, 慣性センサはその計測場所にこだわる必要がなく一見便利であるが, 計測最初に必ず行わなければならない, 静止状態の確保や, そもそもセンサを身体セグメントに精度よく固定し関節からの位置を正しく同定しなければならない, という欠点を有している。身体関節角度データは得られないが, 床面に敷き詰める圧力センサシートは, 歩幅やピッチ・速度, 立脚時の荷重分布とその時間変化などを明らかにすることができるが, 未だ歩行路と呼べるほどの大きなサイズは流通していないことから, これも今後の開発が期待される。我々は被験者に与える身体的・心理的負荷を最小限にしつつ, 光学式センサ, 慣性センサ, センサシートなど複数の計測センシング方法を駆使して, 歩行を毎年の健康診断のような恒例のイベントとして確立することを目指す。

[成果の発表, 論文等]

- (1) 仰木裕嗣, 富永修一, 大腿義足のアライメント調整によって変化する下腿の運動に関する考察, 第31回日本義肢装具学会学術大会講演集, p276, 2015.
- (2) 仰木裕嗣, 大腿義足の遊脚相に観察される下腿の内外旋と関節間力・関節モーメント及びジャイロモーメントとの関係性, 第30回日本義肢装具学会学術大会講演集, p273, 2014.