

令和 3 年 6 月 16 日現在

機関番号：33111

研究種目：若手研究

研究期間：2018～2020

課題番号：18K17689

研究課題名（和文）小型6軸力覚センサを用いた無拘束な義足歩行・走行の運動力学的評価法の開発

研究課題名（英文）Development of kinematic evaluation method for prosthesis walking / running using a small 6-axes force sensor

研究代表者

高橋 素彦（Takahashi, Motohiko）

新潟医療福祉大学・リハビリテーション学部・講師

研究者番号：30734058

交付決定額（研究期間全体）：（直接経費） 3,200,000円

研究成果の概要（和文）：義足のアライメントが不適切な場合、パフォーマンスの低下は勿論、残存する身体への負担が増加する。しかし、義足のアライメント評価および調整は、セラピストの観察による評価と使用者の主観によって行われている。

本研究の目的は、小型6軸力覚センサを義足に組み込み、無拘束な義足歩行・走行時のCOP軌跡や床反力といった定量的データを分析することが可能な義足アライメント評価システムを構築することである。本評価法は、客観的・定量的に評価することが可能であり、実世界での計測が可能であるため、リハビリテーション過程や不整地などあらゆる状況下での評価が期待できると考える。

研究成果の学術的意義や社会的意義

本研究では、片側下腿義足使用者の義足アライメントを変化させた際、使用者が感じるとされる感覚を視覚的に判断することが可能であった。さらに、片側大腿義足使用者に対して、異なる形状のスポーツ用義足足部の走行実験では、全走行過程を通じた比較により、その特徴を示すことができた。

小型6軸力覚センサを用いたCOP軌跡と床反力ベクトルを可視化した評価法は、客観的・定量的に評価することが可能であり、より細かな現象を捉えることができる。ウェアラブル機器として、実世界での義足歩行および走行時の計測によって、リハビリテーション過程や不整地などあらゆる状況下での義足アライメントやパーツ選択の評価が期待できると考える。

研究成果の概要（英文）：Improper alignment of the prosthesis not only reduces performance but also increases the burden on the remaining body. However, the alignment evaluation and adjustment of the prosthesis are performed by the therapist's observational evaluation and the user's subjectivity. The purpose of this study is to build a prosthesis alignment evaluation system that can analyze quantitative data such as COP trajectory and ground reaction force during unrestrained prosthesis walking / running by incorporating a small 6-axis force sensor into the prosthesis. That is. Since this evaluation method can be evaluated objectively and quantitatively and can be measured in the real world, it can be expected to be evaluated in all situations such as rehabilitation process and rough terrain.

研究分野：義肢装具

キーワード：義足 ウェアラブル計測器 力覚センサ 動作計測

様式 C-19、F-19-1、Z-19（共通）

1. 研究開始当初の背景

義足使用者の日常生活動作において、義足のアライメント調整は非常に重要である。アライメントが不適切な場合には、義足使用者は平地でも坂道を昇降しているような感覚に陥る。または左右に不安定な歩行となるため、残存する身体への負担が増加する。そのため、歩行パターンがくずれて悪癖として身につけてしまう他、切断端に生じる力も不均等になり、痛みや傷の原因になるだけでなく、関節への負荷も増加することになる。しかしながら、義足のアライメント評価および調整は、理学療法士と義肢装具士の観察による評価や使用者の主観的評価により行われている。義足のアライメントは義足製作の中でも最も重要であり、各セラピストの経験とスキルによるものが大きい。そのため、使用者はアライメントの不良により苦痛を余儀なくされる。

義足のアライメント調整を適切に行うために様々な取り組みがされている。3軸力覚センサで構成されるデバイスのエウロパは、義足ソケット下部にデバイスを組み込み、スタティックアライメントのみならずダイナミックアライメントも支援する機器であり、状態量を可視化しながら客観的に義足アライメントの調整手順を支援するシステムである¹⁾。一方、6軸力覚センサを用いる事ができれば、切断端にかかる力や床反力、Center of pressure（以下 COP）を算出する事が可能となるばかりでなく、下肢関節の位置情報が得られれば下肢三関節のモーメントを算出することが可能となり、義足使用初期から訓練期間において、より客観的・定量的に評価が可能となる。モーションキャプチャーと床反力計を併せた従来の動作解析は多くの研究施設で利用されているが計測室内にとどまっている。さらに、設備導入には高額な資金が必要である他、システムを扱うためには専門的な知識が要求される。そのため、研究施設以外での導入はハードルが高い。義足のアライメント評価は、実際の臨床場面である義足訓練初期からの歩容変化や床反力、切断端に加わる力の大きさや方向、関節モーメントなどの客観的データを基に評価・調整する事が重要であると考えられる。計測室外の実世界で義足のアライメント評価・調整、その他選択パーツ（義足足部）の評価を行うためには、6軸力覚センサを義足構成部品として義足に直接組み込むことができる小型で再現性の高いデバイス開発と支援システムアプリケーションが必要であると考えられる。

2. 研究の目的

本研究の目的は、小型6軸力覚センサを義足構成部品に組み込み、無拘束な状態での義足歩行および走行時の COP 軌跡、床反力、切断端に加わる力の大きさや方向などの客観的データを取得および分析し、実際の臨床場面である義足訓練初期からの評価し、理学療法士や義肢装具士、義足使用者間の情報共有となる義足のアライメント評価システムを構築することである。

3. 研究の方法

3. 1 小型6軸力覚センサ

本研究で開発した小型6軸力覚センサ（SFS0112；（株）レプトリノ）は、3軸の並進力（定格荷重 F_x , F_y , F_z , ± 4000 N）と各軸周りのモーメント（定格荷重 M_x , M_y 200 Nm, M_z 100 Nm）の計6軸を計測し、出力周波数は最大で 1200Hz のサンプリングが可能である。本体サイズは 80 mm × 102 mm × 30 mm であり、重量は約 750 g である。本デバイスの上下には、四つ穴アダプターの取り付けが可能であり、義足構成部品に組み込むことが可能である（図1）。

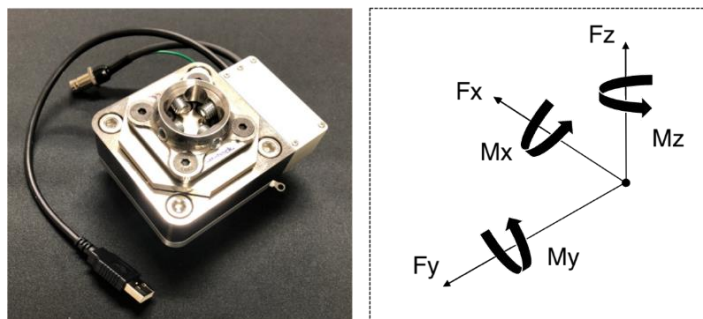


図1 小型6軸力覚センサと各軸方向

3. 2 義足アライメントを変化させた片側下腿義足歩行²⁾

3. 2. 1 対象

対象は、研究内容を説明し同意の得られた30代高活動の右側下腿切断者男性1名とした。計測には、予め計測用に下腿義足を製作し、ソケット適合および最適とされる義足アライメントに調整した義足を用いて実施した。

3. 2. 2 計測方法

計測条件は最適アライメント, 最適アライメントに 2 度屈曲角を増やした屈曲角過大 2° と最適アライメントに 4 度屈曲角を増やした屈曲角過大 4°, 2 度屈曲角を不足した屈曲角不足 2° と 4 度屈曲角を不足した屈曲角不足 4° の 5 水準とし, 直線 5 m の自由歩行を各 10 試行実施した。

計測器は小型 6 軸力覚センサとし, 計測用下腿義足に組み込み (図 2), 有線にて PC と接続した。サンプリング周波数は 1200 Hz とし, 計測値は遮断周波数 10Hz のローパスフィルターをかけ, 各義足側立脚期の COP 軌跡と床反力ベクトル (前額面・矢状面) を算出した。



図 2 小型 6 軸力覚センサ設置位置

3. 3 スポーツ用義足足部形状の違いによる片側大腿義足走行

3. 3. 1 対象

対象は, 研究内容を説明し同意の得られた陸上経験の浅い女性右側大腿切断者 1 名とした。計測に用いた義足ソケットは日常的に使用しているものとし, ソケット以下をスポーツ用義足パーツに変更した。義足アライメントは事前に調整した上で実験を実施した。

3. 3. 2 計測方法

計測条件は, 陸上競技で使用される形状の異なるスポーツ用義足足部 1E91=SPR-3 (C 型) と 1E90=SPR-2 (J 型) とし, 最大努力走 40 m を各 3 試行実施した。計測機器は, 小型 6 軸力覚センサ (サンプリング周波数 600 Hz), Stick PC (Intel Compute Stick STK2MV64CC), デジタルビデオカメラ 3 台を使用した。Stick PC は, 別途モニター (有線接続) とキーボード (無線接続), バッテリーに接続した。計測時は, Stick PC とバッテリーは対象者が装着したコルセットに挿入し (図 3), Stick PC からモニターとキーボードを外し, 無拘束な状態で走行実験を実施した。同時に走者走路脇 (義足側) に 5 m, 20 m, 30 m の位置にデジタルビデオカメラを設置し撮影した。

解析は, 専用アプリケーション ((株) タスト Alpha) に小型 6 軸力覚センサ出力値をインポートし, COP 軌跡と床反力ベクトルを可視化し, 各義足側立脚期の特性を比較した。

専用アプリケーションは, 計測範囲全体表示 (図 4-A), 解析範囲選択バーの時間入力 (図 4-B), COP 軌跡の結果 (図 4-C), 矢状面床反力ベクトルの結果 (図 4-D), 前額面床反力ベクトルの結果 (図 4-E) より構成され, Fz [N] を基に立脚時間範囲を指定し, 解析範囲選択バー (図 4-F) の位置を合わせることで, COP 軌跡, 矢状面床反力ベクトル, 前額面床反力ベクトルの結果が表示されるアプリケーションである。このアプリケーションにより, 解析時間を短縮し, 各スタッフとの情報共有が計測後直ぐに可能となる。

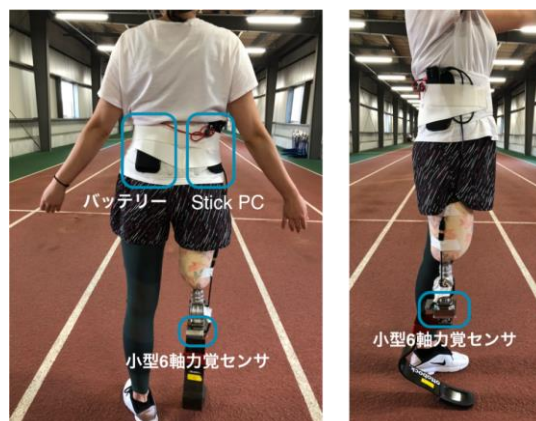


図 3 各機器設置位置

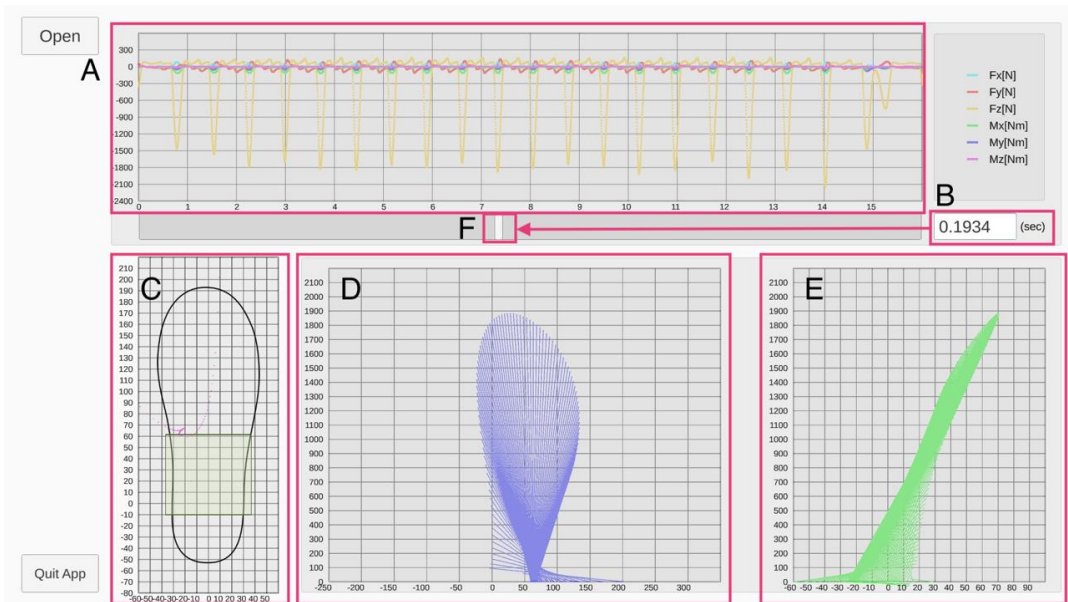


図4 アプリケーション内画像

4. 研究成果

4. 1 義足アライメントを変化させた片側下腿義足歩行の結果

図5に(a)最適アライメント, (b)屈曲角過大 2° アライメント, (c)屈曲角不足 2° アライメントの義足側3歩目のCOP軌跡とCOPを基にした床反力ベクトルを可視化した一例の結果を示す。5水準の床反力ベクトル(矢状面)は、歩行時の現象に関連する特徴ある形態を示した。図5(a)最適アライメントを基準にすると(b)は踵側に広がる翼状を示し、(c)は中央に高い壁状を示した。前額面では5水準とも特徴の違いは示されなかった。

下腿義足者は、屈曲角過大では坂道を下っている感覚、屈曲角不足で坂道を登っている感覚となる。図5(a) aと(b) a'の関係は $a < a'$ であり、a'は床反力が急低下している。さらに、(b) b'は(a) bより後方成分が大きく、膝関節の後方を床反力ベクトルが通過していると考えれば、膝折れが生じ、坂道を下っている感覚となる。図5(c) cでは、I.CからM.S間で床反力が一定であり、前方への移行が困難であることが考えられ、坂道を登っている感覚となる。小型6軸力センサを用いたCOP軌跡と床反力ベクトルを可視化した評価法は、客観的・定量的に評価することが可能である他、ウェアラブル機器として実世界での歩行計測が可能であるため、リハビリテーション過程や不整地などあらゆる状況下での評価が期待できると考える。

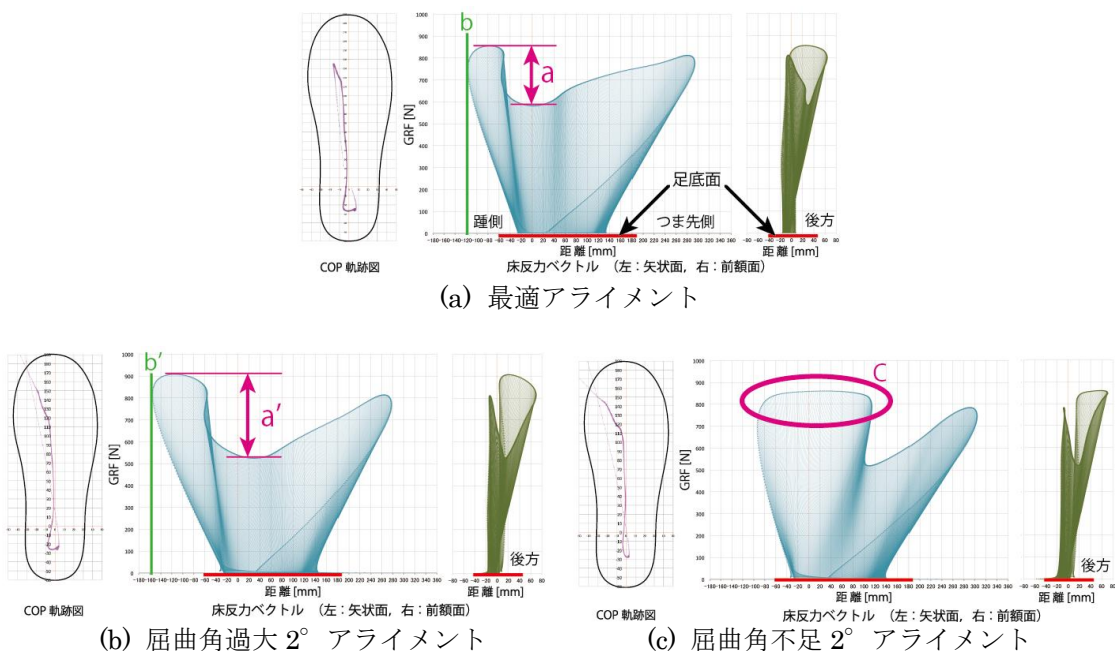


図5 COP軌跡と床反力ベクトルの結果

4. 2 スポーツ用義足足部形状の違いによる片側大腿義足走行の結果

図6に5歩目, 10歩目, 15歩目の義足側立脚期の矢状面床反力ベクトルの結果を示す. 図6(a)はスポーツ用義足足部 1E91=SPR-3 (以下C型), 図6(b)は 1E90=SPR-2 (以下J型) の結果である. ここで, 本実験では走行過程を1歩目から5歩目, 6歩目から14歩目, 15歩目から20歩目の3期に分けて分析した. C型では, 5歩目, 10歩目, 15歩目の各期において減速方向, すなわち制動力成分が働いており, 健足で踏み切った時の慣性力による推進力のみで前進していることが考えられる. これは, 側方に設置したデジタルビデオカメラの映像からも確認でき, 義足側の全歩数は20歩であり, 全走行過程において, 上方へ飛ぶような上下動の大きい走動作であった. J型では, C型と比較して5歩目, 10歩目で推進方向への力が示されており, 義足側でも推進力が得られ, 結果としてストライドが増加し, 義足側の歩数が1歩減少する結果となった. 動画および観察による評価ではC型とJ型の走動作には大きな差は見られず, ともに体重心の上下動によってスポーツ用義足足部を撓ませ, その反発を得ていた. これは, 大殿筋を主とする股関節伸展筋力が弱く, 十分な蹴り出しが行えていないことが考えられる. 内田の報告³⁾を基にすると, C型は衝撃吸収性に優れており, 走行時の断端への衝撃を減らすことができるとされるが, 股関節伸展筋による蹴り出し力も吸収されるため, 特に股関節伸展筋力が弱い場合は床反力を進行方向に傾けるモーメントを発生させにくい形状であるということが考えられる. これに対して, J型はエネルギーを蓄積し放出する効率が良いとされ, C型に比べて荷重に対する変形量が小さいとされている. そのため, 股関節伸展筋力によって床反力を進行方向に傾けるモーメントを発生させやすく, 推進方向成分の力を得やすい形状であるということが考えられる.

本研究は, 形状の異なるスポーツ用義足足部について走行時の特徴を評価した. 本システムは, 全走行距離を通した計測が可能であり, 観察では難しいCOP軌跡と床反力を可視化することで, より細かな現象を捉えることを可能にした. 今後は被験者数, 条件を検討し, 多くのデータ収集を行う.

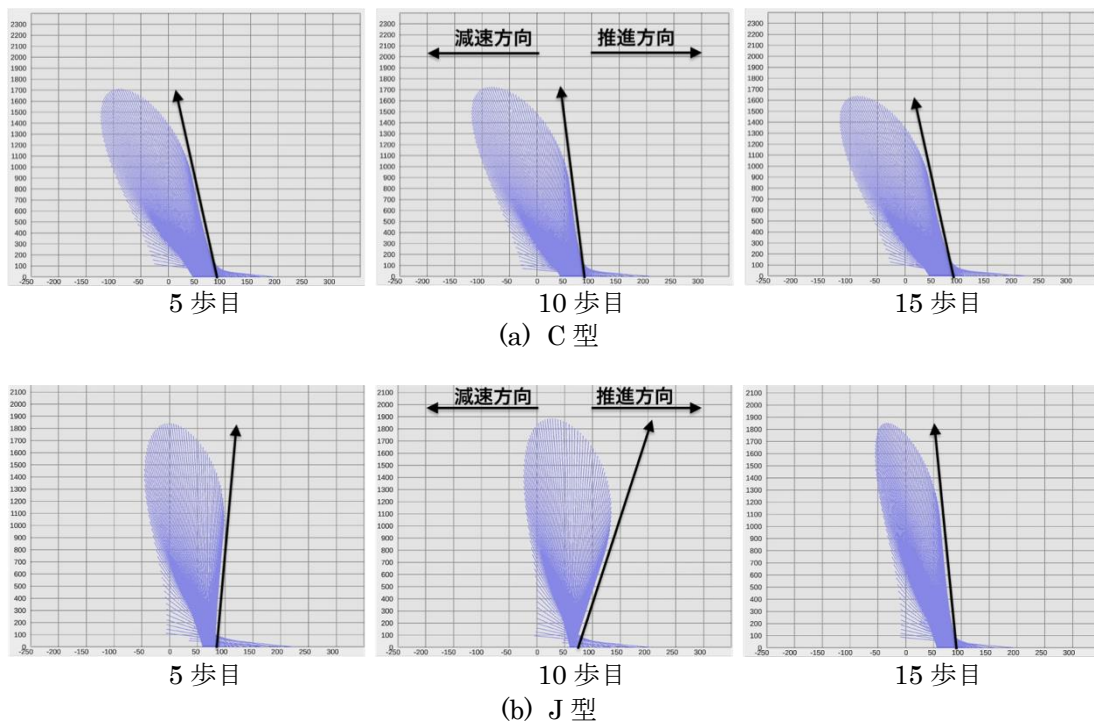


図6 矢状面床反力ベクトルの結果

参考文献

- 1) Kobayashi, T., et al.,: Effect of alignment changes on socket reaction moments while walking in transtibial prostheses with energy storage and return feet, Clin.Biomech. 2013.
- 2) 高橋素彦: 小型6軸力覚センサを用いた下腿義足歩行の力学的評価法の提案, 新潟医療福祉学会, Vol. 20, No.1, 49, 2020.
- 3) 内田充彦: スポーツ用義足足部, 日本義肢装具学会誌, Vol.21, No.4, 194-199, 2005.

5. 主な発表論文等

〔雑誌論文〕 計0件

〔学会発表〕 計1件（うち招待講演 0件 / うち国際学会 0件）

1. 発表者名 高橋 素彦
2. 発表標題 小型6軸力覚センサを用いた下腿義足歩行の力学的評価法の提案
3. 学会等名 新潟医療福祉学会
4. 発表年 2020年

〔図書〕 計0件

〔産業財産権〕

〔その他〕

-

6. 研究組織

氏名 (ローマ字氏名) (研究者番号)	所属研究機関・部局・職 (機関番号)	備考
---------------------------	-----------------------	----

7. 科研費を使用して開催した国際研究集会

〔国際研究集会〕 計0件

8. 本研究に関連して実施した国際共同研究の実施状況

共同研究相手国	相手方研究機関
---------	---------