

荷重線リアルタイム表示による 歩行空間に限定されない義足歩行評価システムの開発

Development of an Ambulatory Real-Time Load-Line Display System for Prosthetic Gait Evaluation

○藤田良平(大阪電気通信大学大学院) 森本正治(大阪電気通信大学)

Ryohei FUJITA, Graduate School, Osaka Electro-Communication University

Shoji MORIMOTO, Osaka Electro-Communication University

Key Words : Prosthetic Alignment, Load Line, Prosthetic Joint, Real-Time, 6-Component Force Transducer

1. はじめに

床反力計や空間座標計測装置など、工学技術を取り入れた装置により義足歩行評価や装具歩行評価の研究が多く行われている。

歩行機能の向上は、義足や装具に大きく依存するため、適切なものを作成しなければならない。義足は、足関節や膝関節の機能を代償する、足部・足継手、膝継手などの様々な部品からなり、義肢装具士が下肢切断者の生活環境、運動能力に応じて構成することで、安定した歩容、負担の少ない歩行の獲得ができる。現在は、三次元動作解析装置による歩行時の体重心計測、関節角度計測や床反力計による歩行時の力学量の計測や関節モーメントの計測を行い、リハビリテーションや義足の開発の研究が多く行われている。しかし、これらの計測装置は、室内に限定されるので、坂道、階段、悪路などの日常生活にある様々な環境下での計測や長時間の連続した計測が難しいため、義足歩行で最も負担になる坂道歩行や段差昇降の研究は少ない。また、計測機器も高額なため、限られた施設でしか設置ができない。本来、義足や装具は、室内外、様々な環境下で長時間使用するため、室内のみの計測では十分といえない。そこで、様々な環境で計測評価できるシステムの開発を行い、平坦路以外の傾斜路や段差での足部・足継手や膝継手機能の違いが義足歩行へのおよぼす影響を明らかにする必要があると考えられる。

著者らは、傾斜路、階段、室内外における様々な環境下で計測空間に限定されずに義足歩行、装具歩行の評価ができる計測システムの開発を行ってきた。図(1)のように、被験者からの歩行データをPCで処理し、表示を行い義肢装具製作者、医師、理学療法士に定量化した情報の提供を行い、義肢装具製作の現場、臨床現場なので使用して、装具や義足のアライメント調整の支援、歩行訓練、義足足部・足継手、膝継手の機能評価に役立てるシステムの開発を研究目標とした。

そこで、小型6分力計を大腿義足に組み込み、歩行時に加わる合力と合モーメントを計測し、力学状態を記述した。得た力学量から荷重線を算出し、その変化を計測してPC上にリアルタイム表示可能な、荷重線リアルタイム表示計測評価システムの開発を行った。この開発したシステムを用いて模擬大腿義足を装着した健常者で、平坦路と傾斜路で義足歩行を行い、そのときの荷重線の変化が義足歩行評価に有効であること確認した。

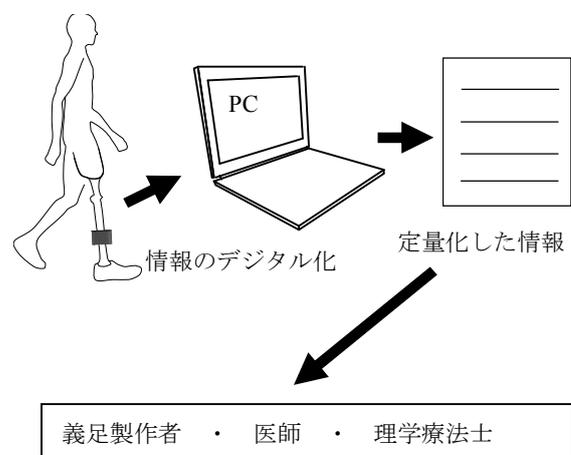


Fig.1 Ambulatory gait measuring system using 6-axes load cell

2. 荷重線リアルタイム計測システム

2-1 計測手法

義足の各関節の構造部分を連結するパイプなどの部分に組込んだ荷重センサにより、各部分に作用する6分力(直交3軸方向の力とモーメント)を推定するパイロン・スタディ計測手法がある。下腿義足に荷重センサを組み込み義足に作用する6分力を計測する。得た力学量を荷重線に表示することで、義足継手の機能評価、義足アライメント調整が可能である。¹⁾²⁾

この計測手法は、床反力計と比較して、動的な計測が可能であり、義足にセンサを組み込むため床に埋め込むための工場の必要もなく場所を限定されずに計測ができ、精度が高い利点がある。

2-2 荷重線とは

剛体に作用する複数の力とモーメントは「1本のレンチの軸(Screw Line)に沿った力とトルクに等価変換できる」という剛体力学の法則を用いて、義足に作用する力とモーメントを1本の線上の合力と合モーメントに置き換えることができ、この線を荷重線と定義する。

荷重線を用いて、歩行による大きさの変化をリアルタイム表示することで、膝継手、足継手の機能評価と義足のアライメントの調整の用いた。

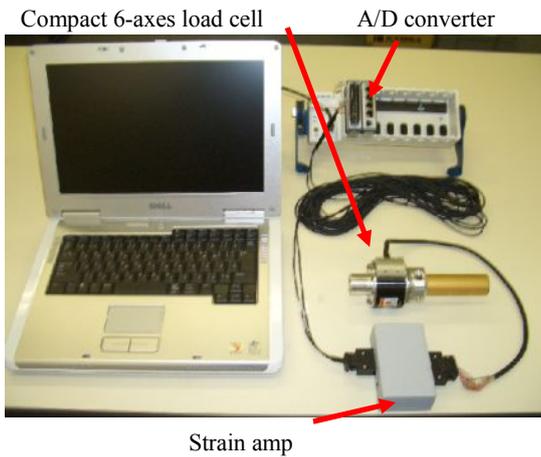


Fig.2 Real time load line display system

2-3 荷重線リアルタイム表示システムの構成

計測環境は、LabVIEW を用いて構築し、表示・記録・計測をノート型 PC で行うことで、空間に限定されずに計測できるようにした。

小型 6 分力計 (共和電業 LMF-A-1KN), 小型の歪アンプ, A/D 変換器 (NI cDAQ-9172) により構成される荷重線表示システムを図 2 に示す。荷重線をリアルタイム表示するソフトウェアは、LabVIEW を用いて独自に開発した。また、これらの装置と空間座標計測装置を用いて、床と足底部の角度を計測することで床反力計と同等に使用が可能になる。義足製作現場、臨床現場、教育現場にて、容易に計測できるようにした。

それぞれの装置は、被験者が義足歩行する際に負担になら

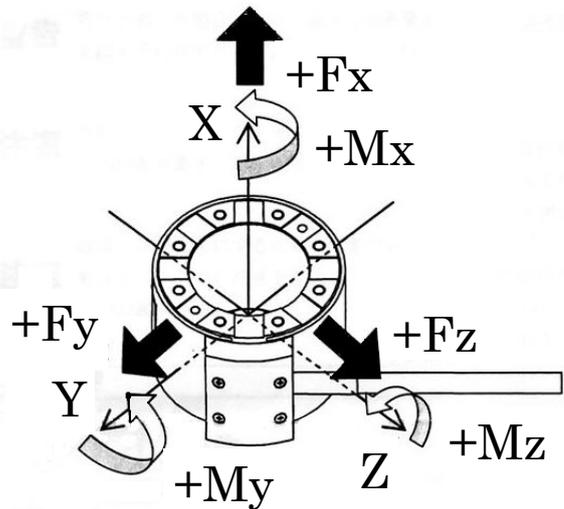


Fig. 3 Output forces and moments of compact 6-axes load cell

ないものを使用した。小型 6 分力計は、円筒形状のセンタホール型で、重量が 160 [g] である。上面と下面に 8 箇所をフランジ継手とねじ止めし、義足下腿部に組み込んだ。義足歩行時の直交 3 軸成分に働く力 (F_x , F_y , F_z) と各軸回りのモーメント (M_x , M_y , M_z) を同時に計測できるようにした。図 3 は、小型 6 分力計の 6 分力の出力方向を示す。

歪アンプは、サイズが D63 [mm] × W105 [mm] × H38 [mm] で重量が 177 [g] の義足歩行時に被験者が携帯できる小型のものを使用した。駆動電源は、充電可能な Li-Polymer 電池を内部に組込んでいる。

USB 接続の A/D 変換機 (NI CompactDAQ) を用いて歪アンプの出力電圧を PC に取込めるようにした。

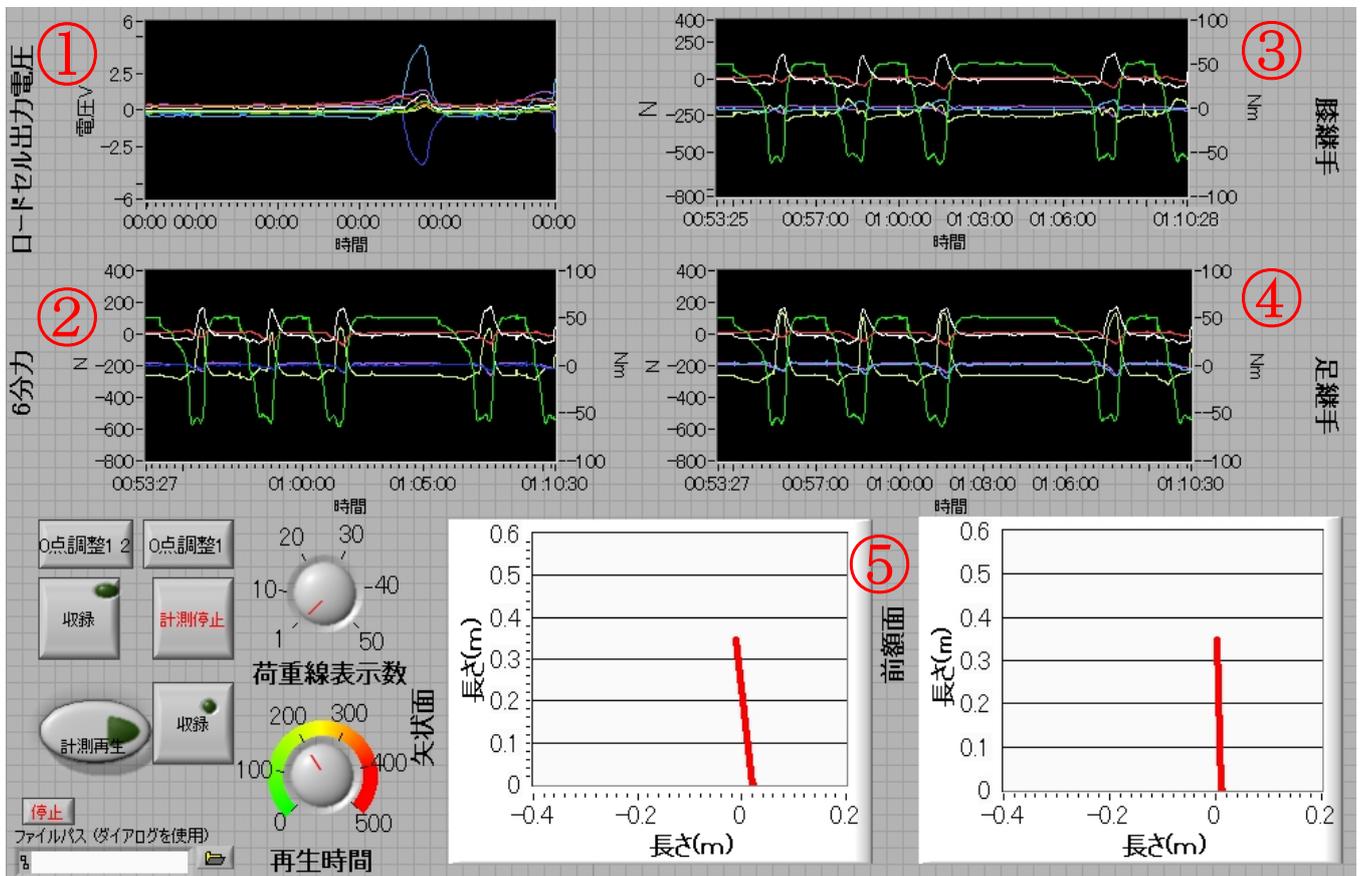


Fig.4 User interface panel of the real time load line display system based on LabVIEW software

2-4 荷重線計測プログラム

小型6分力計の出力電圧を歪アンプで増幅し、A/D変換器によりPCに取り取込み、LabVIEW開発環境で、リアルタイム表示できるようにユーザーインターフェイスを作成した。(図4)現在、以下のことをリアルタイム表示することが可能である。また、三次元動作解析装置と同時に使用することで床反力計と同様の情報も提供することが可能である。

- ① 小型6分力計の出力電圧
- ② 小型6分力計の直行3軸成分の力とモーメント
- ③ 膝継手の直行3軸成分の力とモーメント
- ④ 足継手の直行3軸成分の力とモーメント
- ⑤ 矢状面、前額面、水平面から投影した荷重線

3. 荷重線評価リアルタイム表示システムによる歩行計測

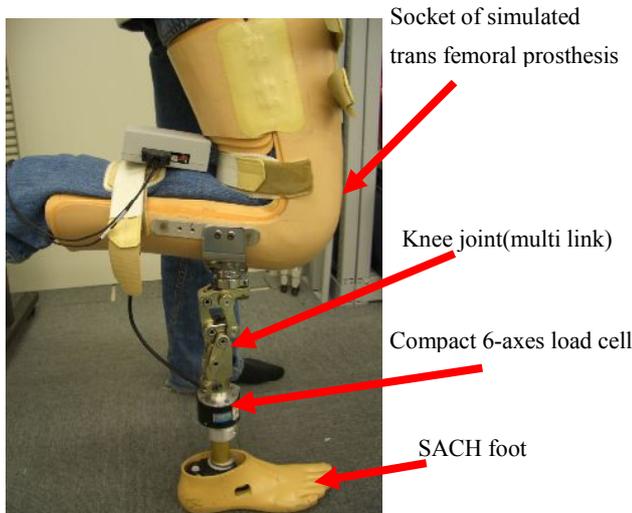


Fig.5 Experimental view

3-1 被験者

本システムは開発段階であるので、健常者による模擬大腿義足歩行を行った。被験者は男性1名、年齢20代。十分に練習を行い円滑に模擬義足歩行が可能になった後に計測した。

3-2 計測条件

図5に示すように、被験者の右脚に模擬大腿義足を装着して、平坦路と傾斜路で義足歩行を行った。大腿部を2ヶ所と下腿部1ヶ所を布製のベルトで固定できる模擬大腿ソケット、遊脚期後期の伸展位で膝が固定状態になる膝折防止機能を持ったマルチリンク膝継手、一般的に使用されている、踵に弾力のあるスポンジにより底背屈の機能を代償できるSACH足を用いた。模擬大腿義足の下腿部、足底面から0.16[m]の位置に小型6分力計を組み込み歩行時の直交3軸成分の力とモーメントを計測できるようにした。

これらで義足を構成し、平坦路と傾斜路角度5度の状態で義足歩行をして荷重線に沿った力ベクトルとトルクベクトルを求め歩行評価を行った。

歩行速度は、メトロノームを用いて毎分の歩数(Cadenc80)とした。

3-3 荷重線算出方法

式(1)～式(4)を用いて、義足下腿部に組込んだ小型6分力計の出力から足継手回転軸中心と膝継手回転軸中心に作用する曲げモーメントを求めて

膝継手

$$MK_y = M_y + F_z LA \quad (1)$$

$$MK_z = M_z + F_y LA \quad (2)$$

足継手

$$MA_y = M_y + F_z Lk \quad (3)$$

$$MA_z = M_z + F_y Lk \quad (4)$$

LK: ロードセルの中心点から膝継手の回転中心までの距離

LA: ロードセルの中心点から足継手の回転中心までの距離

内外方向 X

進行方向 Y

内外方向 Z

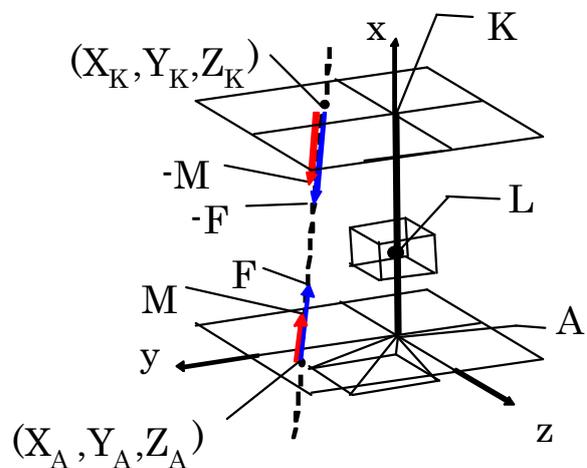


Fig.6 Load line calculation

次に、式(5)～式(8)を用いて Screw Line が膝軸参照面と足軸参照面を交差する2点の座標点を求める(図6)。

$$y_K = \frac{1}{f_x} \left(M_{Kz} - \frac{f_x M_{Kx} + f_y M_{Ky} + f_z M_{Kz}}{f_x^2 + f_y^2 + f_z^2} f_z \right) \quad (5)$$

$$z_K = \frac{1}{f_x} \left(M_{Ky} - \frac{f_x M_{Kx} + f_y M_{Ky} + f_z M_{Kz}}{f_x^2 + f_y^2 + f_z^2} f_y \right) \quad (6)$$

$$y_A = \frac{1}{f_x} \left(M_{Az} - \frac{f_x M_{Ax} + f_y M_{Ay} + f_z M_{Az}}{f_x^2 + f_y^2 + f_z^2} f_z \right) \quad (7)$$

$$z_A = \frac{1}{f_x} \left(M_{Ay} - \frac{f_x M_{Ax} + f_y M_{Ay} + f_z M_{Az}}{f_x^2 + f_y^2 + f_z^2} f_y \right) \quad (8)$$

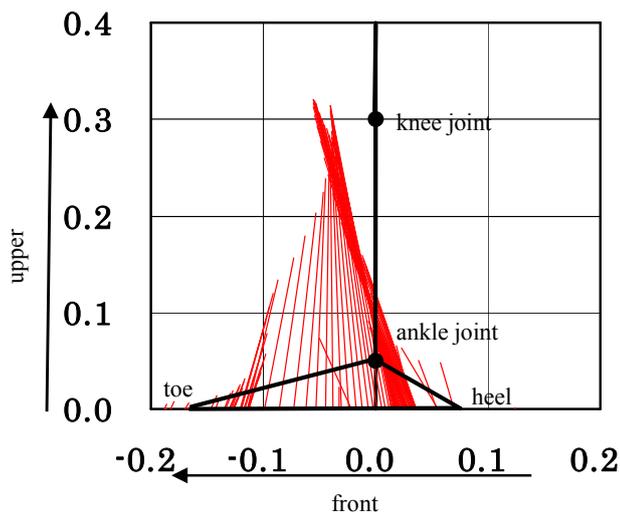
y_K: 膝軸参照面と Screw Line が交差する座標 Y

z_K: 膝軸参照面と Screw Line が交差する座標 Z

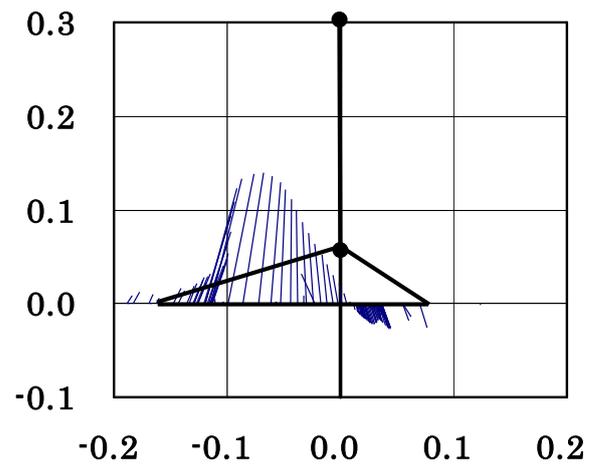
y_A: 足軸参照面と Screw Line が交差する座標 Y

z_A: 足軸参照面と Screw Line が交差する座標 Z

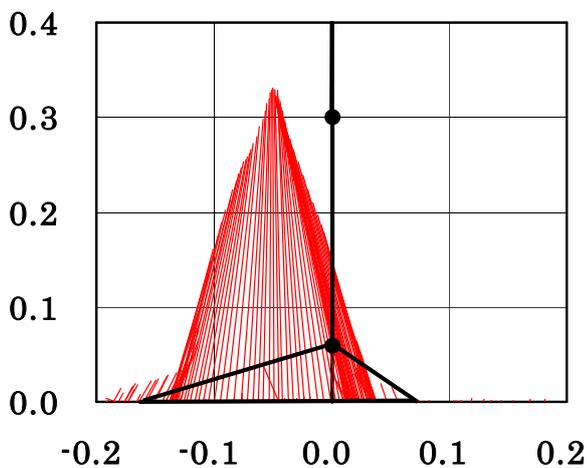
2点(x_K, y_K, z_K), (x_A, y_A, z_A)を結ぶ線が荷重線となる。



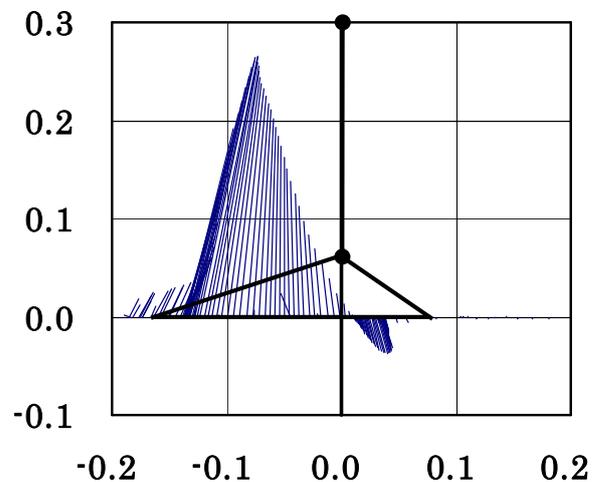
(a) Force vectors along the load lines in level walking



(c) Moment vectors along the load lines in level walking



(b) Force vectors along the load lines in ramp descending



(d) Moment vectors along the load lines in ramp descending

Fig.7 Force and moment vectors in sagittal plane

4. 荷重線による義足歩行評価

図7は、平坦路歩行と5度の傾斜路下り歩行の矢状面に1ステップの荷重線を投影した結果である。横軸、縦軸共に1目盛が0.1[m]である。縦軸の0.06[m]と0.3[m]の位置の点は、足継手回転軸中心と膝継手回転軸中心を示す。右から左が進行方向である。図7(a)、図7(b)は、義足に作用した力を表し0.4[m]が800[N]に相当する。図7(c)、図7(d)は、義足足継手に作用したモーメントを表し0.4[m]が80[Nm]に相当する。

図7(a)、図7(b)に荷重線が右方向に集中したのは、踵接床時に進行方向と反対方向に力が作用しているためであり、図7(a)は、図7(b)と比較すると踵接床時に足部が後方に沈み込む時間が長いことが考えられる。立脚中期は、荷重線のプロット間隔が均等なためにスムーズに義足歩行がおこなえていると考えられる。図7(b)は、つま先付近で荷重線が集中していることの確認ができた。足部がSACH足のため足継手部が約90度であり、傾斜路角度5度のため、平坦路とは異なりつま先で床をけりにくいため、立脚後期に大きな力が作用したと考えられる。

図7(c)、図7(d)は、踵付近で負の方向に荷重線が示された。接床時に進行方向と反対方向にモーメントが作用したことが示されている。図7(d)は、図7(c)と比較する

と荷重線が大きく示されている。これは、傾斜路を下る際に前方に転倒を防ごうとしたため大きくなったと考えられる。

5. おわりに

現在、開発中のシステムにより、荷重線による義足歩行の計測評価の可能性が示された。市販のノートPCを使用したため、特別な設備も必要無く、高価な費用もかからず計測評価を行え、義足製作の現場や病院に持ち込み使用できることが示された。

今後の課題は、有線で情報伝達を行っているシステムを無線化して可搬性を高め、さまざまな環境で計測を行い、荷重線が義足歩行の評価に有効であることを示すことと、義足歩行に必要な情報を利用者へわかりやすく伝えるためにユーザーインターフェースの改良を行う必要がある。

参考文献

- (1) 森本正治, 土屋和夫, 義足構造部品の簡易型耐久強度試験装置, バイオメカニズム(9), PP.253-258,1988.
- (2) 森本正治, 山下保, 土屋和夫, 移動型義足歩行機能計測評価システム各種歩行路における義足足部・足継手機能評価, バイオメカニズム(10), PP.185-193,1990.