

自然歩行データ取得システム

The measurement system of human walking

滝口 清昭

Kiyoaki TAKIGUCHI

ソニー株式会社 インターネット研究所 (〒141-0001 東京都品川区北品川 6 - 7 - 3 5

E-mail: Kiyoaki.Takiguchi@jp.sony.com)

ABSTRACT. The new method of measuring potential change of the human body accompanying a walk was developed. By this measuring method, potential change of only one of the two's leg in walk movement can be separated and measured. Thereby by the old measuring method, the detailed pattern of the walk, which was not obtained, can be measured. It was found out that a potential waveform peculiar to an individual exists by that cause.

1. 背景

はじめに

最近の精密制御技術の向上によって、2足歩行ロボットや障害者用の様々な歩行装具などの実用化が急速に進められてきている。また、医療分野では幹細胞の移植によって、従来修復や再生が不可能であった、脳や脊髄神経そのものの再生が可能となる神経再生医療の時代を今後10年以内に迎えようとしている。そうしたある意味でハードウェアの飛躍的進歩を迎えようとしている中で、歩行のソフト面、特に装着感だけでなく様々な歩行シーンにおける個人の動的な歩行特性を反映させた装具・歩行補助ロボットの制御や評価、そしてリハビリテーションの為にデータ取得や評価ソフトは今後の極めて重要になると予測される。

しかし、例えば足部だけでも26の骨、100以上の靱帯そして33本の筋肉からなり、それに上向・下向の各神経が加わる。そのため、歩行運動データの高精度取得の為に歩行生成の感覚運動神経系全体の挙動を総合的に計測することは現実には不可能であり、また下肢各筋肉の運動指令の発生にどの感覚情報がどの時点で影響しているのかという神経系の具体的な働きは必ずしも明らかになっていない。そのため、人間の歩行の精密測定では、Force Plate(床反力計)に加えて、床反力計では歩行の遊脚期など足の非接地運動データを測定できない為にモーションキャプチャーで補完し、時には更にそれらに筋電図を組み合わせた大がかりな設備によってデータ取得が行われてきた。

ところが、従来のこれら一般的なデータ取得方法では、必ずしも人間の「巡航」状態のデータを取得できる訳ではなく、むしろ測定精度を上げようとすればするほど、歩き始めや計測環境を意識した特殊な歩行状態の計測となり、実際に自然歩行状態に比べて動作や各歩幅のばらつきも大きく、より上位の脳や意識による運動への介入が否定できないなどの問題があった。

このようなある種の不確実性や測定の制約(表1)

により、従来のデータ取得方法では自然な歩行状態は未知の領域であった。ここに新たな歩行データの取得方法やそれによる新しい自然歩行モデルの登場が待たれていた。

測定対象 測定法	遊脚期	長距離	耐久性	非接触
Force Plate		×		×
Motion capture		×		
中敷型面状圧力	×		×	×
電位法				

今回の開発テーマ

表1. 歩行測定方法の比較表

2. 目的

人それぞれの歩き方があるように、この自律的な歩行運動のパターンには、個人固有の歩行の「くせ」や特徴が反映されている。しかし、CPGの存在は定性的に見いだされたものであり、その発生メカニズムの複雑さからCPGの制御下ある自然歩行状態は全くの未知の領域であった。

目的 自然歩行データ取得と解析法の確立

データ取得方法として、歩行に伴う対地運動による人体電位の変化を用いる。この検出のハードウェアは比較的簡易で簡単な構成で可能である。ここで得られた歩行の際に発生する電位波形は、同じタイミングで取得したフォースプレートやモーションキャプチャーと比較して、より高い精度で歩行時の足と路面との運動を反映

し、路面への着地成分だけではなく、静電誘導により足裏面と床面との微妙な距離変化や、個人固有の歩き方の特性が明瞭に反映されるものと考えられる。このため、従来、詳細な歩行データの取得に必要であったフォースプレートなどの大規模な設備を必要とせず、歩行データを高精度に取得できるとともに、従来の限定された測定環境の歩行データ取得にはない新たな知見が得られる。

目的 個人特性を反映した歩行データ提示

本開発では、前記目的で得られた実測データとその知見を用いて個人特性を明瞭に反映できる歩行運動パターンの可視化を行うとともに、当該データに基づく個人差を反映できる新しい歩行モデルの確立を目指す。

3．開発の内容

(1) 自然歩行波形とは何かの発見

歩行波形は、足と床面に対して行う対地運動が基本になって現れる。人は2足歩行を行っているために、通常の環境では左右の足による波形が合成されて測定される。当初は、単純に長時間歩行中のこの左右が合成された波形を自然歩行として解析しようとしていたが、左右の足の動きに常に変動するゆらぎがあり、歩行の詳細をとらえるには困難であった。

そこで今回、測定方法を工夫し、歩行中の片足波形のみを単離測定することに初めて成功した。この片足波形からは、純粋に片足の対地運動による特徴を抽出できる。

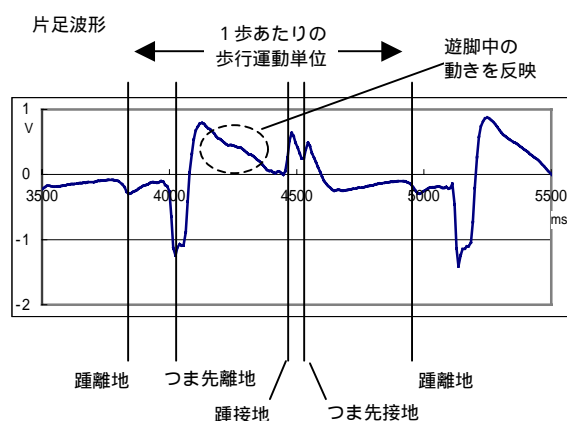


図1 片足分離波形

歩行動作	波形の特徴
足が床から離れた	波形は「谷」になる
足が床に接地した	波形は「山」になる。
遊脚する足の動きが床に近い場合	波形に「こぶ」が現れる (上記グラフの点線部分)

表2 歩行動作と波形の特徴の対応

(2) 歩行波形に含まれるノイズの影響

a) 交流ノイズ

インピーダンスの高いセンサーを用いているため、人体に商用電源から誘導されるハム(50Hz)を拾ってしまう。しかし、歩行波形の特徴があらわれる帯域は約40Hz以下であり、ハムの周波数とは異なる。今回の測定系は、サンプリング周波数125Hzで測定し、それを遮断周波数45Hzの急峻な低域通過フィルターを通じて、ハムを除去するようにした。これによって波形解析に影響

はなくなった。

b) 衣服帯電による干渉

衣服間の摩擦や接触剥離により、静電気が発生し人体に強力に帯電する。しかし、今回の測定系では、単純な表面帯電ではなく、路面に立っている人体そのものの電荷量を捕捉するために、同一人体上の衣服の動きはもちろん、複数の繊維素材を組み合わせ、また自身の身体をセーター等で摩擦しても波形に影響はほとんど無かった。これは同一人体上での電位変化が本測定系では影響しないことを示す。

(3) 電位と歩行パターンの対応

複数の高速度カメラと床反力計、モーションキャプチャーなどを用いて被験者の歩行波形から、歩行波形の部分的特徴と歩行運動の特徴の一部の対応づけに成功した。

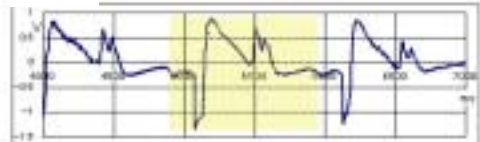
波形	歩行の部分パターン
つま先離地の「谷」から次の「山」までの変化。	足を床から離すときの加速度に比例
踵接地のピーク	踵接地の初期接地面積と加速度の積に比例
つま先離地の後の山に続く小ピーク	遊脚期に足が内転し床面に近接、その距離を反映
つま先離れの後の波形が丸みを帯びている	前方蹴り出し時に足指部が足背面に反る

表3 部分波形と歩行パターンの対応辞書の例

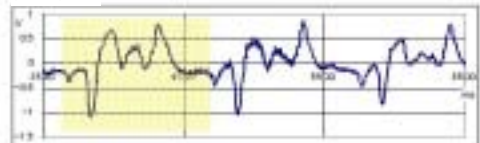
(4) 個人固有の自然歩行パターンの発見

本測定法により、歩行距離に関わらず被験者に固有の歩行運動の特徴パターンが存在すること、そして日を改めて測定しても、この波形の特徴が再現することが見出された。これは歩行距離に依存しない。

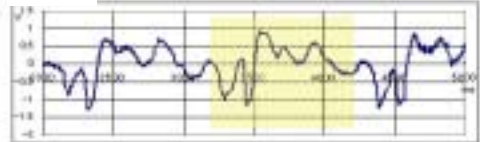
被験者 T



被験者 A



被験者 N



被験者 W

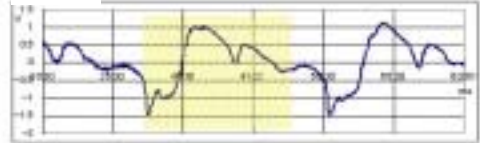


図2 個人固有の歩行電位パターン

中澤（文献1.）によれば、歩行におけるCPG形成に脊髄が中心的役割を担っていることが実験的に確認されている。今回見出されたこの固有パターン発生のメカニズムは、誕生時からの発達過程でヒトが2足歩行を確立して行く際の、脊髄の学習によるものと考えられ、この発達過程で固定された個人固有のCPGを反映するパターンを示すものと考えられる。

今回、開発された新しいデータ取得法を、医療機関などでパソコン等簡易な設備で容易に評価できるよう、データ取得と現時点で得られている波形 運動パターン辞書から簡易的に可視化するソフトウェアを開発した。

5. ソフトウェア機能

本ソフトウェアは、医療やリハビリテーションなどで足の詳細な対地運動を中心に電位法により片足単離測定し、その結果を簡易に可視化するツールである。

（1） 画面レイアウト

画面上部には、歩行動作のアニメーションを表示する領域がある。下半身全体または踵を中心とした歩行動作を表示する。起動直後は人体を表示するビューは2個現れる。ビューが複数あるため、人体を複数の方向から同時に眺めることが可能である。おのおののビューの上でのマウス操作にて視点の位置を変更できる。

歩行の踵離地、つま先離地、踵接地、つま先接地時に、足の脇に星のマークを表示することで、基本タイミングであることをわかりやすくした。床反力計、モーションキャプチャー、フットスイッチなどでは、この歩行タイミングを明確に検出することは困難であった。例えば床反力計では、足全体が床から離れたことは検出できるが、足の一部が床から離れたことはわからない。このソフトウェアでは波形から基本タイミングを正確に示す事ができる。

画面下部は、センサーから取得できる歩行波形を表示する。ここにはリアルタイムモードや歩行表示モード時には測定中の波形を、ファイルモード時にはファイルに記録した波形を読み込んで表示する。

操作部は、測定データをファイルに記録するボタンや、ファイルに記録したデータを再生する機能を行う。

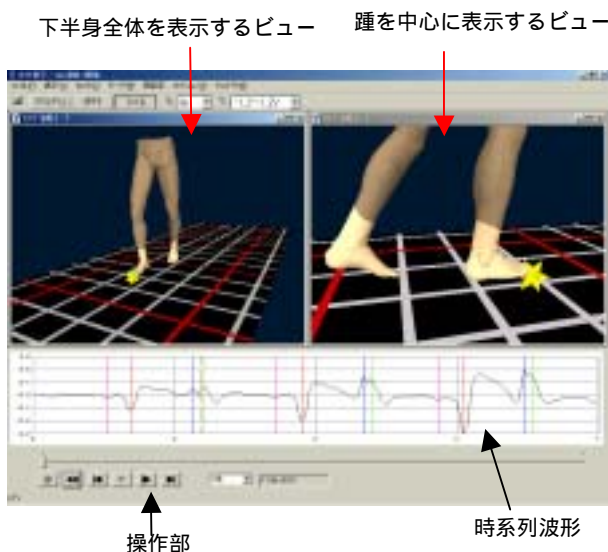


図3 画面レイアウト

（2） モード

本ソフトでは次の3つの使用モードがある。

歩行表示モード（リアルタイム）

PCに接続したセンサーから入力される波形をリアルタイム（注1）に処理を行い、3次元表示および歩行波形表示を行うものである。

歩行表示を行ないながら、測定したデータをファイルに保存することができる。

注1：波形解析は歩行の1周期単位で行っている。このため1周期を含むデータがそろわないと歩行動作を生成できない。従って、測定から歩行動作表示まで約2秒間の遅延が発生する。歩行動作表示を行わない代わりにリアルタイムに波形表示を行うリアルタイムモードを別に用意した。

リアルタイムモード

PCに接続したセンサーから入力される波形をリアルタイムに歩行波形として時系列にグラフ表示を行う。測定から波形表示までの遅延がほとんど無い。その代わり歩行動作の表示は行わない。

ファイルモード

あらかじめ、リアルタイムモードで記録してあるファイルを読み込ませ、歩行動作を再現するもの。歩行1周期の解析ロジックはパッチ的に行っている。

（3） 波形解析処理

センシングした人体電位波形から、次のフローで歩行動作を作成する。

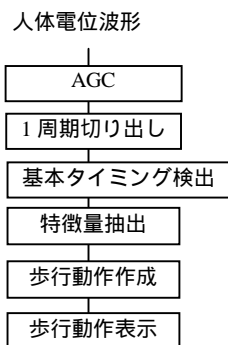


図4 波形解析処理フロー

a) AGC

靴、床面の状態などによりデータごとに振幅が異なってしまうことがある。解析を確実に行うために振幅がほぼ一定になるようにゲインを調整する。

b) 1周期切り出し

歩行波形の解析は1周期単位で行う。1周期の検出の手がかりは、つま先離地(A)から次の山の頂上(B)への電位の変化が顕著であることに着目する。この大きな電位変化があり、さらに山(B)から谷(C)まで少し下がる。この特徴は振幅の程度の違いこそあれ、すべての2足歩行の波形に含まれている共通の特徴である。

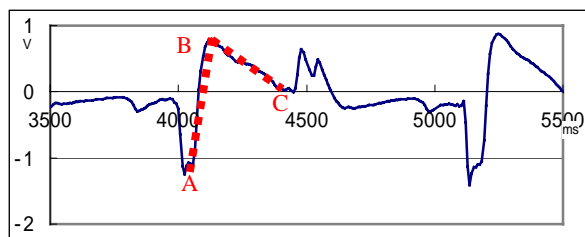


図5 1周期検出パターン

この(A)-(B)-(C)のパターンが波形から検出できた時、(A)をつま先離地とみなす。
但し、この(A)-(B)-(C)のパターンだけでは、歩行以外の動作による波形も、歩行波形だと誤認識されることがある。誤認識を防ぐため、テンプレートを用いて解析の精度を上げる。

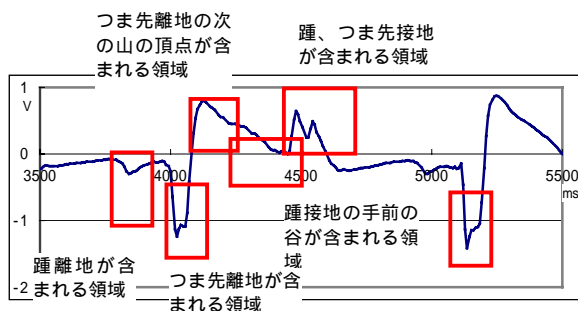


図6 歩行波形テンプレート

テンプレートとは、「踵離地」「つま先離地」「つま先離地の次の山」「山の次の谷」「踵、つま先接地」「次の周期のつま先離地」の特徴を含む領域で定義されている。これらの領域のグループを1つのテンプレートと決める。ある1周期と仮定した波形をこのテンプレートに当てはめ、各領域に該当する特徴点が含まれるかどうかを検証する。

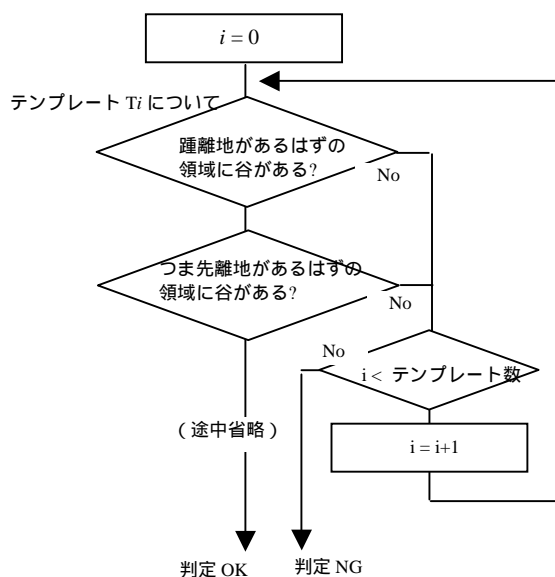


図7 テンプレートによる検証処理フロー

(6) 人体表現

下半身を図のように15個のパーツに分割する。腰を一番上の親とした階層構造にする。各パーツは親パーツ

と関節で繋がっている。親パーツを基準とした角度で子パーツの位置を決定する。

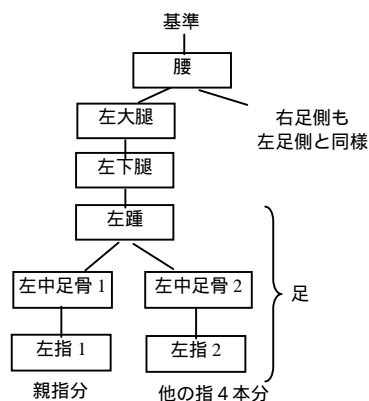


図8 人体グラフィックモデル

各関節の角度のセットにて、任意の姿勢を表示表現可能になる。

(7) 歩行動作の生成

歩行動作は、前記の間接の角度で定義した人体を毎秒32フレームで連続表示することで、歩行動作アニメーションを実現する。各フレームは、基本歩行動作と歩行特徴動作の2つを用意し、その2つを加算したものを表示する。

基本歩行動作とは、あらかじめ3次元モーションキャプチャーで実測した歩行動作に基づくものである。この動作は歩行波形によらず、常に定まった1周期の動作を歩行基本タイミングに合わせて繰り返す。3次元モーションキャプチャーの精度の限界で、基本歩行動作は、腰や膝のおおまかな動作のみの荒い動作になる。

歩行波形に現れる特徴は、歩行特徴動作として定義した。基本歩行タイミングでの姿勢を、歩行動作を撮影したビデオ映像を参考にキーフレームとして定義した。キーフレームは波形の特徴量に従って動的に生成する。キーフレームとキーフレームの間は中間補間でなめらかにつないで、表示の不自然さを軽減させた。この2つの動作定義を加算して、表示用歩行動作を生成する。

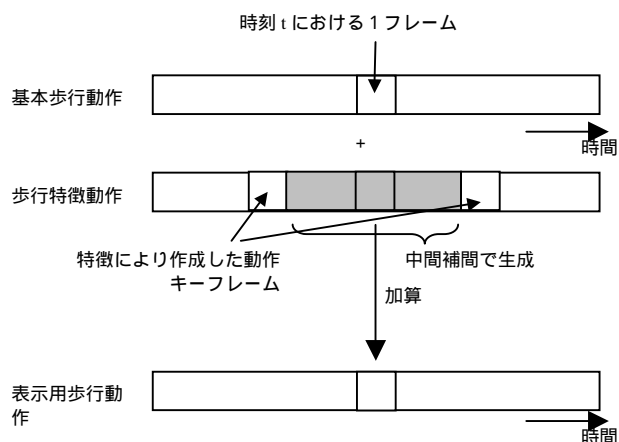


表9 表示用歩行動作

足と床の対地運動から得られる足首、つま先の精密な動作は歩行特徴動作で定義し、今回のセンサーでは得られない腰や膝の動きは3次元モーションキャプチャーに

よる基本歩行動作で補うものである。

5．今後の課題

今回の成果である、歩行時の片足波形の単離測定及び解析ツールの開発は、医療用だけでなく、人体帯電メカニズム研究、個人認証などに極めて多くの知見をもたらす可能性がある。また、歩行波形の遠隔伝播などの興味深い現象も実験中に観察された。

しかし、取得された波形と実際の歩行運動との対応関係は、ようやくこの新しい方法でのデータ取得が始まったばかりで、波形と2足歩行運動との対応関係や可視化についても簡易なものに留まっている。

C P Gにより歩行が自己組織的に生成されているとすれば、適切なモデルを構築できれば、足部波形だけから歩行運動全体を捕捉することが可能である。今後より多くのデータ蓄積を行い、遠隔伝播現象などともに検証して行く必要があり下記のように課題としてまとめられる。

a) 足部電位波形と歩行運動パターンとの対応

歩行時の足と路面との相互作用から生成される電位波形と、腰や膝など下肢全体の運動パターンとの相関を多数のデータから解析し、モデルを確立する。

b) 路面・足底素材対応辞書の構築

足底と床とを構成する物質同士の仕事関数の違いにより、歩行時に生成される電位波形は相対的な動きは同じであるが、絶対的な振幅と極性は変化する。本測定法により、人体を介した当該素材組み合わせの電位辞書を作成することで、歩行時の帯電評価や波形校正だけでなく、靴底を既知とすれば路面を構成する素材を人体の電位波形から推定できるなどの新しい用途が考えられる。

c) 遠隔伝播現象

歩行時の低周波電位波形が、数メートル以上離れた所にいる別な人体に伝播する現象を発見した。単純な静電誘導としての距離よりも著しく隔たっていることや、歩行ではなく火花放電装置と金属箔アンテナによるE S Dによっても静止した人体に電位波形の発生を観測することができたことなどから、人体がアンテナとして作用することが推測できる。

現在使用している試作センサーはハムノイズ等の除去のため、歩行取得は十分であるものの、感度的には問題がある。今後、この伝播を利用した遠隔歩行検知

や個人識別、また、人体を利用したユビキタス低周波データ通信など、多くの可能性があり研究を継続したい。

d) 人体電位モデル

歩行に伴う人体の帯電に関しては、主としてE S D(Electrostatic Discharge)に際して発生する電磁干渉(EMI: Electrostatic Interference)対策の一環として研究されてきた(文献2、3)。しかし、今回測定された電位波形は従来のこうした計測波形と異なるもので、表面帯電ではなく衣服帯電による影響が無い。

人体の電磁波に対する特性については未だ解明されていない部分も多い。それは人体が導体と誘電体がマイクロとマクロの両レベルにおいて複雑に複合・積層化されたものであり、また発汗や支配神経(交感神経・副交感神経)などの動的状態によっても大きく変化する可能性があるからである。

しかし、人体電位に関し、それを予測し計算しうる新しいモデルを構築することで、歩行モデル自体の精度をより向上させることが期待できる。

6．加企業及び機関

国立身体障害者リハビリテーションセンター研究所
(実験協力)
エイピア合資会社
(プロジェクト実施管理組織)

7．参考文献

[1] 中澤公孝：ヒト脊髄の歩行発生能力とその可塑性、バイオニクス研究、Vol.3,NO3, p195~200(1999)

[2] 郵政省/不要電波問題対策協議会：静電気放電による電磁環境～歩行帯電と人体電位～,平成2年度不要電波問題対策協議会報告書(8)企画委員会電磁環境調査報告,p104~111(1992)

[3] 萩本,渡辺,木下：繰り返し動作に伴う人体電位の上昇,静電気学会講演論文集,p407-408(1993)