

平成 26 年 6 月 27 日現在

機関番号：84506

研究種目：若手研究(B)

研究期間：2012～2013

課題番号：24700471

研究課題名(和文) 歩行周期内の歩行速度の変化を用いた歩行能力の定量的評価手法に関する研究

研究課題名(英文) study on walking ability by fluctuation of walking velocity during a gait cycle

研究代表者

原 良昭(Hara, Yoshiaki)

兵庫県立福祉のまちづくり工学研究所・その他部局等・研究員

研究者番号：00426545

交付決定額(研究期間全体)：(直接経費) 2,400,000円、(間接経費) 720,000円

研究成果の概要(和文)：本研究では、歩行周期内における歩行速度の変動が歩行能力の評価指標として妥当であるかを明らかにすることを目的に、健常者や片麻痺者等の歩行分析を行った。

歩行分析の結果から、腰部の加速度から算出される相対歩行速度は、一回帰を行う区間長の影響を受けることを明らかにし、適切な区間長の条件について考察した。また、歩行周期内における歩行速度の標準偏差が平均歩行速度の上昇に伴って増加することを示し、標準偏差単独では歩行能力の評価指標には不十分であることを明らかにし、標準偏差よりも変動係数が歩行能力の評価しようとして有用であることを示した。

研究成果の概要(英文)：The aim of this study was to prove whether fluctuation of walking velocity during gait cycle is an effective index of walking ability or is not. the subject for the gait analysis are 10 healthy person, 9 person with hemiplegia, 13 person with knee osteoarthritis and 7 person with hip osteoarthritis.

Result from the analysis reveal that the relative walking velocity calculated from the acceleration of hip is affected by the section length of pairwise linear regression, and condition of the appropriate section is proposed. the results obtained in this gait analysis indicated increasing standard deviation of walking velocity during a gait cycle with average walking velocity and suggest that variation coefficient is more useful for an evaluation index of the walking ability than the standard deviation.

研究分野：総合領域

科研費の分科・細目：人間医工学・医用生体工学・生体材料学

キーワード：歩行分析 床反力 生体情報・計測 歩行速度 加速度

1. 研究開始当初の背景

2009年に厚生労働省が発表した「平成20年患者調査の概況」によると脳血管疾患の総数は133万人であり、その大多数は脳梗塞や脳出血であると類推される。

脳梗塞や脳出血などの脳血管障害が生じると、命を取り留めても身体の左右どちらか一方に麻痺(以下、片麻痺)が生じることが多い。片麻痺が生じた患者(以下、片麻痺者)は、片麻痺の低減や残存機能の増強、また、片麻痺が生じている身体の効率的な使い方の学習等を目的に、理学療法や作業療法などのリハビリテーション訓練を受ける。そのため、リハビリテーション訓練に携わる医療従事者は片麻痺や片麻痺者の特性について熟知していなければならない。

歩行能力の維持・増強は、日常生活における生活の質に直結するものであり、片麻痺者においてもリハビリテーション訓練や自身の特性に適した装具を用いることで歩行能力の維持・増強が期待できる。

片麻痺者の歩き方(以下、歩容)は、身体に生じている麻痺により健常者とは異なることが多い。そのため、片麻痺者に適した歩行訓練プログラムや装具の開発、また、「科学的根拠に基づく医療」の概念が浸透し推進されていることもあり、実施したリハビリテーション訓練や処方された装具の効果を示すために、健常者や片麻痺者の歩行分析が医療従事者や研究者によって行われている。

従来からの一般的な歩行分析では、計測装置に床反力計が用いられることが多い。Bowden等は床反力から求めた「1歩行周期における総駆動力の麻痺側下肢の駆動力の割合」はプルンストロームステージが悪化するに従って低下することを示した。この麻痺側下肢と非麻痺側下肢が生み出す駆動力の差は、臨床現場の医療従事者にも受け入れられやすい歩行能力の評価指標になると考えられる。

しかし、床反力計は可搬性に乏しく高価なため所持している施設も限られるため、臨床現場で歩行能力の評価指標として活用することは困難である。そのため、Bowden等が床反力を用いて示した「1歩行周期における総駆動力の麻痺側下肢の駆動力の割合」を意味する現象を床反力計とは異なる計測装置で示すことが求められる。安価で可搬性の優れた計測装置が開発されれば、「1歩行周期における総駆動力の麻痺側下肢の駆動力の割合」は臨床現場で活用される新たな歩行能力の評価指標となると考えられる。

通常、1歩行周期内における歩行速度は周期的な変動を示しており、床反力が示した「1歩行周期における総駆動力における麻痺側下肢の駆動力の割合」が異なるにつれて、歩行速度の変動も変化すると考えられる。そのため、筆者は「1歩行周期における総駆動力における麻痺側下肢の駆動力の割合」は、1歩行周期内における歩行速度の変動として

表出されると仮定した。この仮定が正しければ、1歩行周期における歩行速度の変動が歩行能力を評価する指標となると考えられる。

牧方等は腰部の加速度から歩行速度の変動を算出する手法を提案している。加速度を計測するセンサは安価で可搬性に優れているものが多いため、牧方等の手法を用いることで、臨床現場で用いられる歩行能力の評価指標が開発できる可能性がある。

2. 研究の目的

本研究の目的は臨床現場で活用されることを目標に、1歩行周期における歩行速度の変動が歩行能力の評価指標として妥当であるか否かを明らかにし、また、臨床現場での活用が容易な計測機器を開発することである。

3. 研究の方法

(1) 計測内容

本研究では、健常者、片麻痺者、変形性膝関節症者(以下、膝OA)および変形性股関節症者(以下、股OA)の歩行計測を行った。で計測した項目は床反力、腰部に生じた加速度(以下、身体加速度)および腰部の三次元空間座標(以下、腰部座標)である。

床反力の計測にはキスラー社製の床反力計(Z13216)を、身体加速度の計測にはロジカルプロダクト社製の慣性センサ(LP-WS0901)を、また、三次元空間座標の計測にはモーションアナリシス社の3次元動作解析装置(MAC3D)を用いた。加速度センサと床反力及び腰部座標はそれぞれ別のコンピュータにより制御されている。計測機器を同期させるために、ロジカルプロダクト社製のパルス発信器(LP-WSY11)を用いた。各サンプリング周波数は床反力と身体加速度が1kHz、3次元座標が100Hzである。また、デジタルビデオカメラを用いて矢状面の動作を30fpsで撮影した。

歩行計測を行った計測環境の俯瞰図を図1に示す。歩行路の長さは図1に示したように約10mであり、左右それぞれの足の床反力を計測できるように歩行路の中心部に2枚の床反力計が埋め込まれている。また、腰部の三次元座標の計測と矢状面の動作を撮影するために、歩行路の周囲には7台の赤外線カメラと1台のデジタルビデオカメラを設置した。

歩行計測を行った被験者数は健常者、片麻痺者、膝OA及び股OAでそれぞれ、10名、9名、13名及び7名であった。健常者、膝OA及び股OAにおける除外基準は杖や歩行器などの歩行補助具を用いる場合とした。また、片麻痺者では、下肢装具以外の歩行補助具を用いる場合および裸足での歩行が困難な場合とした。なお、被験者が除外基準であるか否かの判断は、健常者については筆者が、それ以外については被験者を担当している医師と理学療法士の判断を用いた。

健常者と膝及び股OAの歩行計測は自由歩

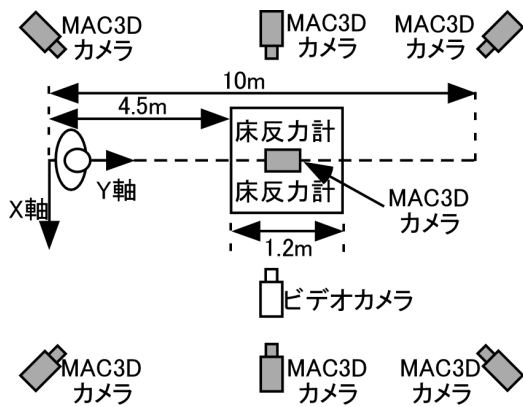


図1 計測環境の俯瞰図

行の1種類だけである。また、自由歩行時の速度については指示しなかった。片麻痺者についても自由歩行を指示したが、裸足と本人が日常的に使用している短下肢装具を用いた場合の2条件とした。同様に歩行速度については指示しなかった。

なお、歩行計測は全て被験者に対して実験の趣旨を説明し同意後に行った。

(2) 歩行速度の算出

腰部座標と身体加速度からそれぞれ個別に歩行速度の算出を行った。身体加速度には、重力加速度が混入することが知られており、単純な積分処理では算出される歩行速度の精度は低いと考えられ、牧方等が提案する手法を用いても計測環境の違いなどで精度が向上しない可能性は否定できない。そのため、本研究では、腰部座標の微分処理から算出される歩行速度を基準値とした。

腰部座標からの算出法

三次元動作解析装置から得られる腰部座標におけるY軸の時系列データに対して平滑化スプラインを求め、求めた平滑化スプラインの一次微分を歩行速度とした。

身体加速度からの算出法

牧方等の提案手法に従って、重力加速度成分を取り除くためにハイパスフィルタを適用し、その後、累積和を求めた。求めた累積和に対して一次回帰を算出し、累積和から一次回帰を減算した値を相対歩行速度とした。また、一次回帰を求める区間による影響を明らかにするために、累積和を一定時間毎に分割し、区間毎に一次回帰を求めた。

4. 研究成果

(1) 推定された相対歩行速度の精度

身体加速度から求めた相対歩行速度の1例を図2に示す。図2の上段は身体加速度計測時間全体から一次回帰を求めた場合、中段は1秒毎に一次回帰を求めた場合、下段は0.1秒ごとに一次回帰を求めた場合である。図2は、一次回帰を求める区間によって相対歩行

速度が変化すること示している。これは相対歩行速度を身体加速度から求めるには、一次回帰を求める区間を適切に定めることが重要であることを示すものである。

相対歩行速度を算出する過程である累積和からその一次回帰を減算する処理は、累積和を求めることで蓄積されたセンサのドリフト成分やノイズの低減が目的であるが、この処理により一次回帰を求めた区間の平均値は0になる。そのため、歩行周期よりも区間が長く、また、各歩行周期における平均歩行速度が異なっていた場合では、図2上段のように平均歩行速度が遅い歩行周期では算出された相対歩行速度は0を下回ることが多く、平均歩行速度が早い歩行周期では0を上回ることが多い。一次回帰を行う区間が歩行周期より短い場合は、算出された一次回帰は歩行周期内における歩行速度変動に追従するため、1歩行周期内における歩行速度の変動とは異なる値を算出する。従って、牧方等の手法を用いて1歩行周期内における歩行速度の変動を適切に算出するには、一次回帰を行う区間を被験者の歩行周期とする必要があることが明らかとなった。

また、腰部座標から算出した歩行速度との比較結果では、一次回帰の区間を調整することで健常者や各OAに関しては比較的類似した波形が得られた。しかし、片麻痺者の一部では著しい類似性の低下が見られた。デジタルビデオカメラの動画像から、類似性が低下している片麻痺者は、歩行時に身体の長軸回りに回転が生じており、その結果、被験者の進行方向と慣性センサの感度方向がズレることがあることが判明した。この進行方向と慣性センサの感度方向のズレが波形の類似性を低下させる原因と考えられる。従って、進行方向と感度方向を一致させることで類似性が向上すると考えられるが、身体の長軸周りの回転角度は歩行中では常に変化しており、本研究期間では有効な解決策を示すには至らなかった。

(2) 歩行速度の変動と歩行能力の関係

図3は本研究で行った全ての歩行計測(ただし、片麻痺者の裸足での歩行計測は除く)における歩行速度の平均値と標準偏差の散布図である。歩行速度の平均と標準偏差は腰部座標から求めた1歩行周期の歩行速度の変化から算出したものを用いた。図3が示すように、歩行速度の上昇に伴って標準偏差も大きくなる傾向が示されている(ピアソンの積率相関係数およびその95%信頼区間は0.78と0.61から0.88であった)。歩行周期内における歩行速度の変動は歩行速度の平均値の増加に伴って増すために、標準偏差は歩行能力の評価指標としては不十分であることを明らかにした。

平均値に伴って標準偏差が変化するような信号のバラツキを評価する指標には変動係数がある。図3で用いた歩行速度の平均値

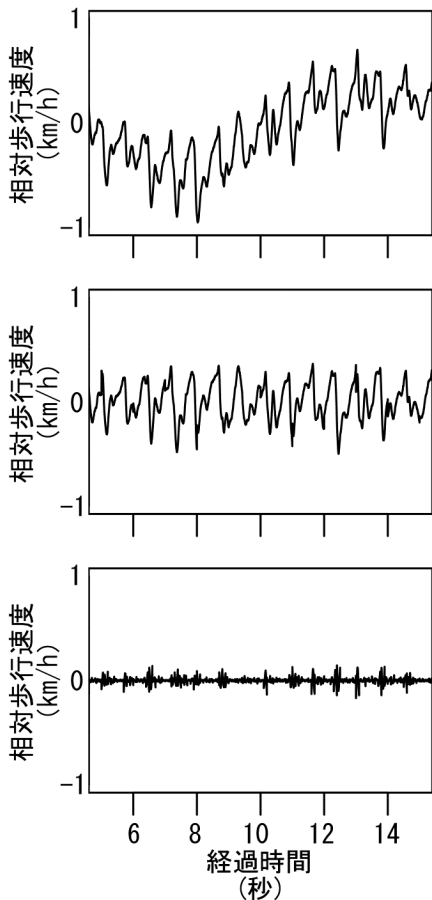


図2 相対歩行速度の算出例

上段:歩行計測全体に対して一次回帰を実施した時に得られた相対歩行速度
 中段:1秒間隔で一次回帰を実施した時に得られた相対歩行速度
 下段:0.1秒間隔で一次回帰を実施した時に得られた相対歩行速度

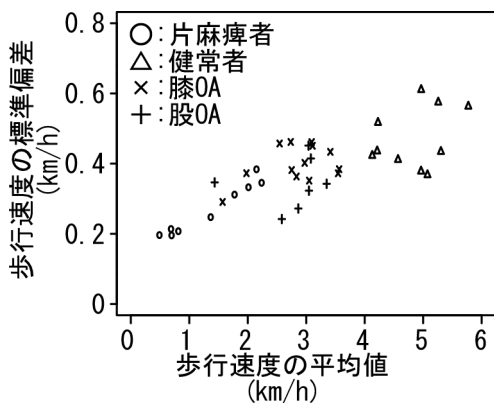


図3 歩行速度の平均値と標準偏差の関係を示した散布図

と標準偏差から変動係数を求め、被験者の属性毎に箱ひげ図として図4に示した。図4が示すように健康者、股OA、膝OA、片麻痺者の装具歩行及び裸足歩行の順に変動係数は大きくなっている。特に、片麻痺者では被験

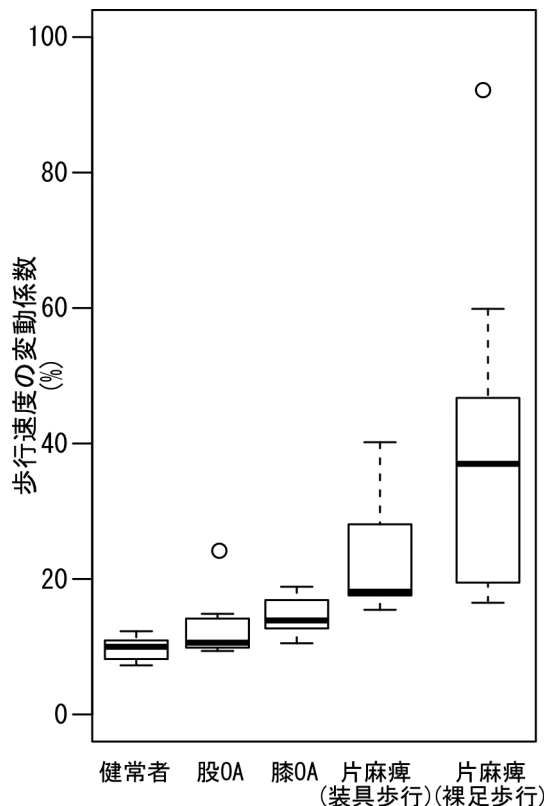


図4 歩行速度の変動係数と被験者郡の関係を示した箱ひげ図

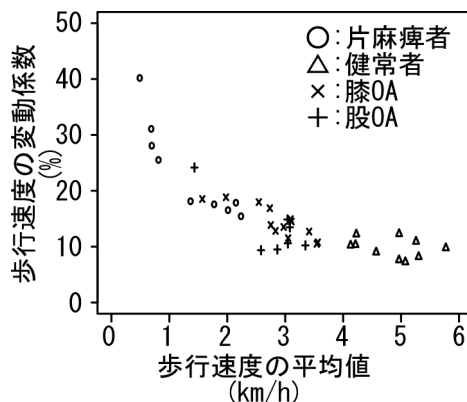


図5 歩行速度の平均値と変動係数の関係を示した散布図

者が同じであるため、装具を着用することで変動係数が低下することから(ウィルコクソンの符号順位検定では $p=0.008$)、変動係数が歩行能力を反映していること示唆する結果が得られた。

ただし、変動係数はその算出に平均値を用いるため、身体加速度を用いる場合は相対歩行速度を算出するときに平均歩行速度の情報が欠落するため、ストップウォッチなど他の機器を用いて平均歩行速度を求めなければならない。

図5は横軸を平均歩行速度、縦軸を歩行速度の変動係数とした散布図である。図5には、片麻痺者の裸足歩行以外の歩行を用いた。図5が示すように、歩行速度の平均値が低下す

るほど変動係数は大きくなっており、また、その大きくなりかたも非線形的である。特に平均歩行速度 1km/h 付近に変曲点が生じていることが見受けられる。これは歩行速度によって歩容が変化していることを、特に 1km/h 付近で大きく変化していることを示唆しており、この変化が生じる原因を明らかにすることが今後の課題の 1 つである。

(3) 相対歩行速度のセミリアルタイム計測装置の開発

身体加速度の計測に用いたロジカルプロダクト社の慣性センサを制御し、相対歩行速度とその標準偏差及び標準偏差の中央値をセミリアルタイムで出力する計測システムを開発した。開発に用いたソフトウェアは LabVIEW(ナショナルインスツルメンツ社)である。

ただし、開発した計測システムでは標準偏差の中央値は算出されるが、先に述べたように情報の欠落に伴って平均歩行速度は算出できないため、変動係数を単独で求めることはできない。そのためストップウォッチ等の他の計測機器と併用する必要がある。また、被験者の進行方向とセンサの感度方向が一致していない場合は、先に述べたように算出される相対歩行速度の信頼性は低下する。進行方向と感度方向がズレの検出や修正手法を提案できていないため、開発した計測システムの臨床現場での活用は現時点では困難である。

1 歩行周期内における歩行速度の変動係数が歩行能力の評価指標としての有効であることが示されたので、今後は、加速度センサに限定することなく、例えば、近年においてゲーム機のコントローラとして採用されたことにより安価となった距離センサを用いて歩行速度の平均値と標準偏差を算出する計測システムの構築を行う予定である。

(4) 本研究の成果のまとめ

本研究では、歩行周期内における歩行速度の変動が歩行能力の評価指標として妥当であるか否かを明らかにすることを目的に、健康者や片麻痺者らの歩行分析を行い、以下に示す 3 点の成果を得た。

身体加速度から算出された相対歩行速度は、一次回帰を行う区間長の影響を受けることを示し、また、適切な区間長の考察を行った。

腰部に生じる加速度から歩行速度の標準偏差を求める計測システムを開発し、その計測システムの課題を明確にした。

1 歩行周期内における歩行速度の標準偏差は平均歩行速度の上昇に伴って増加することを示し、標準偏差よりも変動係数が歩行能力の評価指標として有用であることを示した。

5. 主な発表論文等

〔雑誌論文〕(計 0 件)

〔学会発表〕(計 0 件)

〔図書〕(計 0 件)

〔産業財産権〕

出願状況 (計 0 件)

取得状況 (計 0 件)

〔その他〕なし

6. 研究組織

(1) 研究代表者

原良昭 (HARA YOSHIAKI)

兵庫県立福祉のまちづくり研究所・研究第

二グループ・研究員

研究者番号：00426545