

Quantitative Evaluation of Spastic Paresis Gait Characteristic by Using Wearable Motion Measurement Device

Satoshi NISHIYAMA*, Nobutaka TSUJUCHI**, Akihito ITO***,
Wataru ADACHI****, Toshiaki KOKETSU****, and Tetsuro NEJIME*****

(Received January 11, 2018)

Many people who have gait disorder in an accident need a rehabilitation therapy, and a therapy for gait disorder is often needed in therapies. However the parts and degrees of the disorder are various, so therapists should treat it by using the most suitable methods, and the indexes such as ground reaction forces and joint angles for therapy are needed. In the therapy for gait disorder, the machine such as force sensors and optical marker systems fixed in a laboratory has been used for a long time. However, it has many restrictions to measure gait and cannot measure continuous walking in under daily life environments for a long time. Therefore we developed a wearable motion measurement device, which consists of instrumented shoes with force transducers and inertial sensors, transmitters and attitude sensors. Compared with the conventional devices, it can measure gait under a condition without restrictions, and it can be used more easily and more generally. So it is thought that it can be used to measure the gait of people with gait disorder, which is difficult to measure by using the previous devices. The objective of this research is to measure the gait of a healthy subject and a spastic paresis subject with the wearable motion measurement device, evaluate their gait characteristic quantitatively and examine whether the spastic paresis gait is discriminative or not. The result is as follows. Ground reaction forces in the anterior-posterior direction and the vertical direction can show the spastic paresis gait characteristic. Also, ankle, knee and hip joint angles can show it, too. Moreover, by checking peaks of joint angles and comparing them, therapeutic effects on people with gait disorder can be evaluated quantitatively.

Key words : wearable motion sensor, gait disorder, ground reaction force, joint angle, 10 meter walking test

キーワード : ウェアラブルモーションセンサー, 歩行障害, 床反力, 関節角度, 10 m 歩行試験

装着型運動計測装置を用いた痙性不全麻痺歩行特性の定量評価

西山 智士, 辻内 伸好, 伊藤 彰人
足立 渡, 瀬瀬 俊昭, 瀬占 哲郎

1. 諸言

人間の運動機能に関わるリハビリテーション医療において、疾患や外傷によって歩行能力が障害され

た患者を扱う機会が多く、歩行障害の改善はリハビリテーション医療の分野で必要とされる頻度の高い課題である^{1,2)}。歩行障害と一口に言っても、患者ご

* Department of Mechanical Engineering, Doshisha University, Kyoto
Telephone:+81-774-65-6488, E-mail:duq0548@mail4.doshisha.ac.jp

** Department of Mechanical and System Engineering, Doshisha University, Kyoto

*** Department of Mechanical and Energy Engineering, Doshisha University, Kyoto

**** Tec Gihan Co., Ltd., 1-22, Nishinohata, Okubo-cho, Uji-shi, Kyoto

***** CARING co, Ltd., Chiyo Daigaku-tori 2F, 3-6-3 Chiyo, Hakata-ku, Fukuoka-shi, Fukuoka

とに障害箇所や程度は大きく異なるため、個々の患者に合わせた最適なリハビリテーションを行う必要がある。安定的に質の高いリハビリテーション医療を患者に提供するために、客観的な指標となる数値データが必要となる³⁾。歩行中の下肢への負荷に関する客観的な指標としては床反力が、下肢の運動に関する客観的な指標としては関節角度が挙げられる。

従来、床反力の計測には研究施設に設置された床反力計を、関節角度の計測には光学式モーションキャプチャ等を用いてきたが、従来の計測装置には計測上の時間的・空間的な制約があり、連続的で自然な歩行や日常生活下の歩行を計測することが困難であった⁴⁾。連続的な歩行を行うために、従来の計測装置の中では、定常速度で複数歩の歩行データを計測可能な床反力計内蔵トレッドミル⁵⁾が歩数制限の解決手段として多く利用されてきた。しかしながら、トレッドミル上歩行が平地での通常歩行と同一の歩行として捉えて良いかという問題に対しては、未だ意見の一致を見ていないのが現状である⁶⁾。つまり、トレッドミル上歩行の計測値を、リハビリテーション医療に安易に適用することは賢明ではないと考えられる。したがって、日常生活を反映した幅広い環境下で、長時間連続した、無拘束状態での歩行を解析可能な新たな計測装置が必要となる。以上の理由から、靴底に複数の薄型3軸力覚センサを内蔵したサンダル型の計装靴に加えて、下肢に着用する加速度センサ、ジャイロセンサおよび地磁気センサを組み込んだ姿勢センサにより構成される装着型運動計測装置を開発した⁷⁾。本装置を用いることで、従来の計測装置と比較して空間的制約の無い条件下での歩行中の床反力や関節角度といった歩行因子を計測可能となるため、本装置は歩行計測の自由度を飛躍的に高め、リハビリテーション医療に大きく貢献するものと考えられる。

そこで本研究では、本装置を用いて健常者および、歩行不自由者として頸髄不全損傷患者の歩行を計測し、算出した歩行データから両者の歩行特性を定量的に評価することで、本装置によって片側優位の痙性不全麻痺歩行の判別が可能かを検証した。

2. 実験方法

本章では、装着型運動計測装置の計測値の演算処理法および、本装置を用いた歩行実験の概要について述べる。第2.1節で実験装置、第2.2節でデータ解析、第2.3節で被験者、第2.4で実験条件について述べる。

2.1 実験装置

本研究で使用する装着型運動計測装置全体の概略図を Fig. 1 に示す。本装置は、片足に2基ずつ合計4基の小型の移動式床反力計を靴底に組み込み、各2基の移動式床反力計に有線接続されたトランスミッターを足の甲に配置したサンダル型の計装靴一足に加えて、片足ごとに下腿部、大腿部に2基、腰部に1基の各部位にそれぞれ対応する合計5基の姿勢センサによって構成される。移動式床反力計、トランスミッター、姿勢センサの外観図を Fig. 2 - 4 に、形状寸法を Table 1 に示す。

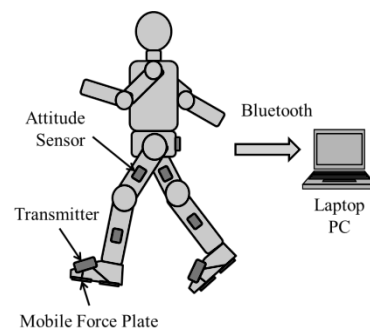


Fig. 1. Wearable motion measurement device.

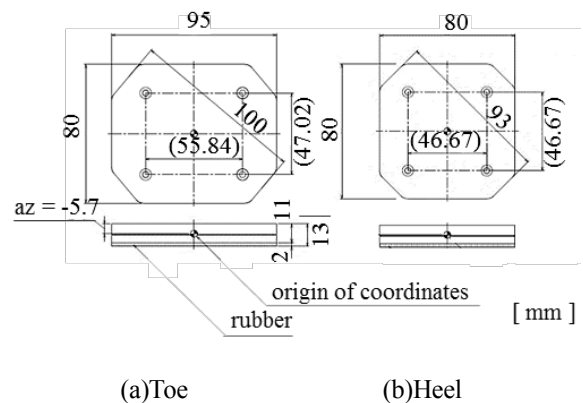


Fig. 2. Mobile force plate.

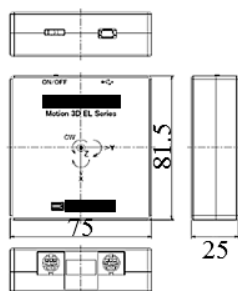


Fig. 3. Transmitter.

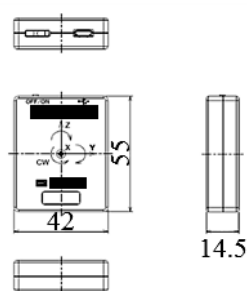


Fig. 4. Attitude sensor.

Table 1. Geometries of wearable device.

| | Length [mm] | Width [mm] | Height [mm] | Weight [g] |
|--------------------|-------------|------------|-------------|------------|
| Force plate (Toe) | 95 | 80 | 11 | 171 |
| Force plate (Heel) | 80 | 80 | 13 | 150 |
| Transmitter | 85 | 71.5 | 25 | 115 |
| Attitude sensor | 55 | 42 | 14.5 | 30 |

Table 1 より、いずれも比較的軽量かつ着用者への負担が少なく使用しやすいものとなっていることがわかる。使用温湿度範囲は 0 - 50 °C, 85 %RH 以下 (結露なきこと)、ch 数は移動式床反力計、トランスミッター、姿勢センサの順に 21 ch, 9 ch, 9 ch である。したがって、本装置をフルセットで使用した場合、移動式床反力計 21 ch × 4 基 = 84 ch, トランスミッター 9 ch × 2 基 = 18 ch, 姿勢センサ 9 ch × 5 基 = 45 ch, 総 ch 数 147ch となる。姿勢センサには STM 社製 3 軸加速度センサ LIS331DLH, STM 社製 2 軸ジャイロセンサ LPR530AL および STM 社製 1 軸ジャイロセンサ LY530ALH から構成される 3 軸ジャイロセンサ, Honeywell 社製 3 軸地磁気センサ HMC5843 が内蔵されており、大腿部、下腿部、腰部に着用することによって下肢および体幹の運動学情報を計測する。移動式床反力計は 2 枚の基板に 4 基のテック技販社製薄型 3 軸力覚センサ USL06-H5-500N-C が挟まれた構造となっており、床反力を計測する。トランスミッターは移動式床反力計の計測値を PC に転送し、且つ床反力計に電源を供給する。また、移動式床反

力計およびトランスミッターは、姿勢センサと同様に加速度センサ、角速度を検出するジャイロセンサ、方位角に変換し方向を検出する地磁気センサが内蔵されており、足の運動学情報の計測も可能である。各種センサの仕様を Table 2 に示す。また、A/D 変換器分解能は 3 軸力覚センサおよび 3 軸加速度センサがそれぞれ 12 bit, 3 軸ジャイロセンサが 16 bit, 3 軸地磁気センサの X 軸, Y 軸がそれぞれ 13 bit, 3 軸地磁気センサの Z 軸がそれぞれ 15 bit である。トランスミッターおよび姿勢センサは Bluetooth によって計測データを PC に転送する。転送データを記録し、それらを演算することにより歩行時における床反力、足底圧中心点および下肢の姿勢の算出が可能となる。

本システムの持つ特徴を挙げると、システム全体が低価格、ウェアラブル且つ操作が簡単であり、加えて電源ケーブルなどの外部接続が不要な充電式の内蔵バッテリー駆動を採用しており、最も大きな利点としては先述した計測データの Bluetooth を用いた PC への高速一括転送が可能となっている点が挙

Table 2. Specification of wearable sensor.

| | Rating capacity | Measuring range | Nonlinearity | Responsive |
|---------------------|--|---------------------------|------------------------|------------|
| Force sensor | $F_x, F_y: \pm 500 \text{ N}$ $F_z: \pm 1,000 \text{ N}$ $M_x, M_y: \pm 30 \text{ N}\cdot\text{m}$ $M_z: \pm 15 \text{ N}\cdot\text{m}$ | | $\pm 1 \text{ \%RO}$ | 500 Hz |
| Acceleration sensor | | $\pm 2 \text{ G}$ | $\pm 1 \text{ \%FS}$ | 500 Hz |
| Gyro sensor | | $\pm 1,200 \text{ deg/s}$ | $\pm 1 \text{ \%FS}$ | 140 kHz |
| Geomagnetic sensor | | $\pm 70,000 \text{ nT}$ | $\pm 0.1 \text{ \%FS}$ | 10 kHz |

げられる。つまり、本装置では、計測部と信号処理部の一体化によって計測場所が限定されず、長距離にわたって歩数をカウントでき、幅広い環境下でヒトの日常生活における歩行動作を反映した無拘束状態での長時間連続したデータを取得可能となる。更に、従来型の装着型計測装置とは異なり、各センサの内蔵バッテリーによる独立駆動および Bluetooth による無線伝送が可能であることから、センサを大腿部、下腿部、腰部に限らず、必要に応じて設置部位を変更した柔軟な計測が可能となる。

2.2 データ解析

本装置の計測値を基に演算処理を行い、床反力および動作姿勢を算出する手法を以下に示す。システム全体の座標系については右手座標系に対応させ、モーメント、姿勢角の各軸周り回転方向は右ねじの方向を正とする。また、左上の添え字として書かれる「S」はセンサ座標系を、同様の「G」はグローバル座標系を示す。

2.2.1 姿勢角

まず、姿勢センサの初期姿勢角について述べる。運動の初期状態では直立姿勢で静止しており姿勢角が変化しないため、姿勢センサに組み込まれているジャイロセンサの計測値を利用できない。そこで、同様に組み込まれている加速度センサおよび地磁気センサの計測値を組み合わせ各セグメントの初期姿勢角を求める。

次に、運動中の姿勢センサの姿勢角の変化量について述べる。ジャイロセンサによって計測される角速度からサンプル $i-1$ からの i への回転行列 \mathbf{R}_i^{i-1} を求めることで、姿勢角の変化量を得る。

初期姿勢角および姿勢角の変化量によって、サンプル i のグローバル座標系への回転行列 ${}^G\mathbf{R}_i$ は、

$${}^G\mathbf{R}_i = {}^G\mathbf{R}_i^0 = {}^G\mathbf{R}_1^0 \mathbf{R}_2^1 \mathbf{R}_3^2 \dots \mathbf{R}_i^{i-1} \quad (2-1)$$

と表される。なお、 ${}^G\mathbf{R}_1^0$ はグローバル座標系に対するセンサの初期姿勢行列である。

2.2.2 床反力

移動式床反力計の計測値からの床反力の算出について述べる。各床反力計の出力の座標系 ${}^S\mathbf{X}, {}^S\mathbf{Y}, {}^S\mathbf{Z}$ を右手座標系として定義した場合、床反力計の各軸方向の荷重を ${}^S\mathbf{F} = ({}^S F_x \ {}^S F_y \ {}^S F_z)^T$ とする。また、つま先側の移動式床反力計を添字の *toe*、踵側を添字の *heel*、片足全体を添字の *foot* で表し、グローバル座標系における片足全体の床反力 ${}^G\mathbf{F} = ({}^G F_x \ {}^G F_y \ {}^G F_z)^T$ は次式で表せる。

$${}_{foot}^G\mathbf{F} = \begin{pmatrix} {}^G F_x \\ {}^G F_y \\ {}^G F_z \end{pmatrix} = {}_{toe}\mathbf{R} \begin{pmatrix} {}^S F_x \\ {}^S F_y \\ {}^S F_z \end{pmatrix} + {}_{heel}\mathbf{R} \begin{pmatrix} {}^S F_x \\ {}^S F_y \\ {}^S F_z \end{pmatrix} \quad (2-2)$$

2.2.3 反モーメント, 足底圧中心点

移動式床反力計の計測値からの反モーメントおよび足底圧中心の算出について述べる. 各床反力計が床面にかける各軸周りの反モーメント ${}^S\mathbf{M} = ({}^S M_x, {}^S M_y, {}^S M_z)^T$ は 3 軸力覚センサの各出力より次式のように推定することができる.

$${}^S\mathbf{M} = \begin{pmatrix} {}^S M_x \\ {}^S M_y \\ {}^S M_z \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} r(-F_{z1} - F_{z2} + F_{z3} + F_{z4})\cos 45^\circ \\ r(F_{z1} - F_{z2} - F_{z3} + F_{z4})\sin 45^\circ \\ r(F_{x1} + F_{x2} + F_{x3} + F_{x4}) \end{pmatrix} \quad (2-3)$$

ここで, r は床反力計の座標原点から 3 軸力覚センサの座標原点までの距離であり, 踵側では $r = 0.033$ m, つま先側では $r = 0.039$ m である. 床反力および反モーメントを用いて, 各床反力計の座標系において足底に作用する床反力と反モーメントを考慮した重心ベクトルの起点位置を表す足底圧中心点の座標 ${}^S\mathbf{CoP} = ({}^S x_{CoP}, {}^S y_{CoP}, {}^S z_{CoP})^T$ は次式で算出することができる.

$${}^S\mathbf{CoP} = \begin{pmatrix} {}^S x_{CoP} \\ {}^S y_{CoP} \\ {}^S z_{CoP} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} {}^S M_y / {}^S F_z \\ -{}^S M_x / {}^S F_z \\ 0 \end{pmatrix} \quad (2-4)$$

2.2.4 動作姿勢

グローバル座標系における足底中心点, 左右の各床反力計中心, 踝 (外果), 踵, つま先 (第一中足骨頭部), 膝 (腓骨頭), 腰 (上前腸骨棘) の位置座標を算出する. 部位 A, B を仮定し, それぞれを添え字 a, b で表すこととする. この場合, A の位置座標を ${}^G\mathbf{P}^a = ({}^G P_x^a, {}^G P_y^a, {}^G P_z^a)^T$ と定め, B から A への位置座標間ベクトルは,

$$\mathbf{V}_b^a = (V_{xb}^a, V_{yb}^a, V_{zb}^a)^T = {}^G\mathbf{P}^a - {}^G\mathbf{P}^b \quad (2-5)$$

とする. 各部位を添え字で表し, 左側は *Left*, 右側は *Right*, 足底中心点は *CoP*, 踵側床反力計中心は *Tofp*, つま先側床反力計中心は *Hefp*, 踝 (外果) は

Ankle, 踵は *Heel*, つま先 (第一中足骨頭部) は *Toe*, 膝 (腓骨頭) は *Knee*, 腰 (上前腸骨棘) は *Waist* とおく. 例として, 左足立脚で足底圧中心が踵側, つま先側床反力計間にある時について取り扱う. サンプル i における動作姿勢を示す位置座標および位置座標間ベクトルを用いた *Stick picture* による姿勢モデルを Fig. 5 に示す.

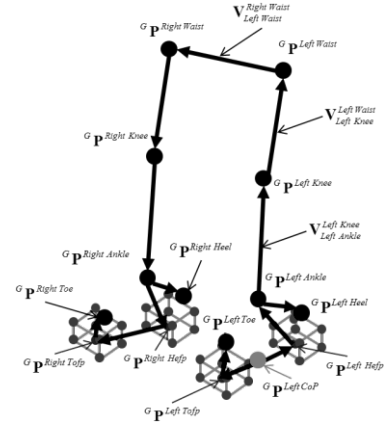


Fig. 5. Attitude model for gait analysis.

2.3 被験者

本研究では, 中高年齢健康者男性 1 名 (年齢 61 歳, 身長 1.60 m, 体重 64.0 kg), 左側優位な頸髄損傷不全麻痺 (ASIA 機能脊髄障害尺度 D, 改良 Frankel 分類 D-3) を抱える中高年齢者男性 1 名 (年齢 62 歳, 身長 1.59 m, 体重 37.4 kg), 計 2 名を被験者とした. 順に被験者 A, B とする. 被験者 B は, 右手で杖を突いて歩行を行った. 実験は株式会社プラッツの九州支店にて実施した. また, 作業全体については臨床実験に関する同志社大学研究倫理委員会の承認を得ると共に, 株式会社ケアリングより研究の主旨と個人情報保護について承認を受け, それらに関してあらかじめ被験者に十分な説明を与え, 同意を得た上で実験を行った. 計測前には約 10 分間の歩行訓練を実施し, 装着型運動計測装置を着用して通常の歩行が容易となった後に計測を開始した.

2.4 実験条件

各被験者に装着型運動計測装置一式を取り付け, 10 m 歩行試験を行い, 被験者毎に 3 試行直線歩行の

計測を行った。被験者に本装置を取り付けた様子を Fig. 6 に示す。本装置での計測サンプリング周波数は 100 Hz である。

前述の 10 m 歩行試験は歩行障害や歩行改善の度合いを計測する際に、広く使用されている計測手法である。歩行計測には複雑な実行条件や、時間的・空間的制約を伴う場合が多いが、10 m 歩行試験では素早く且つ簡易に歩行特性を計測可能である⁸⁾。歩行計測を必要とする人の多くが、高齢者や歩行の不自由な方であり、被験者の負担を最小限に抑えることができる点で 10 m 歩行試験は最適な計測手法であると考えられる。

10 m 歩行試験に必要な道具は、ストップウォッチ、巻尺 (10 m 以上)、テープ (視認しにくいもの)、付箋、カメラ、椅子等の目標物 (ドアや壁などでも良い) である。計測時の必要条件として、ストップウォッチは 1/100 秒まで計測可能なものであること、最低でも直線距離 16 m ある空間 (被験者が歩きやすいようにより広い空間が良い) を取ることが挙げられる。被験者にどこがゴールか意識させないために、目標物を用意し被験者には目標物を見て歩行するように指示する等の工夫も行った。

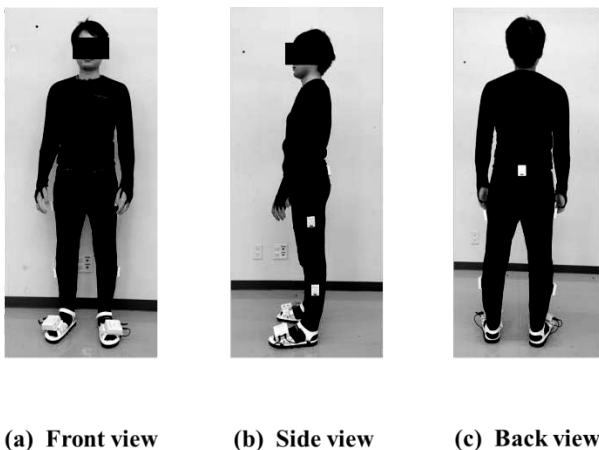


Fig. 6. Subject with wearable device.

3. 実験結果および考察

3.1 床反力

各被験者の歩行中の床反力波形を Fig. 7, 8 に示す。

床反力波形は一歩行周期毎に切り取り、各 3 試行の平均を取っている。また、横軸は一歩行周期時間を 100% として正規化し、縦軸は体重で正規化した。尚、進行方向および鉛直方向成分は右手座標系で表しているが、左右方向成分は左右比較のために同側方向を正に取り表している。

健常者の床反力波形は、一般的に後述のような波形となる。左右方向分力 F_x は、まず接床時に同側方向に小峰が出る (踵の軽度回外による) ほかは、対側に低い平坦な台形型波形を成し、離床時に基線に戻る。進行方向分力 F_y は、踏み出し時に制動力がかかるため、まず下向きに谷を成し、次いで基線を横切り、蹴り出し (推進) 時に上向きの峰を成し、離床時に基線に戻る。鉛直方向分力 F_z は、上向き二峰性のグラフとなり、それぞれの峰はその足の踏み込み時と蹴り出し時とに対応する。この波形は踵の接床時に立ち上がり、体重の踏み込み時に極大を成し、次いで、体重心の伸び上がりに伴い谷 (極小) を成し、次いで、蹴り出しと共に第二の極大を成し、最後に抜重と共に下降して、離床時に基線に戻る⁹⁾。

Fig. 7 より、健常被験者 A の床反力波形は左右共に、上述の健常者の一般的な床反力波形パターンと一致することがわかる。また、左右方向、進行方向、鉛直方向分力全てにおいて、左右の波形は概ね一致している。以上より、床反力波形から、被験者 A が左右対称の健常歩行を行っていることを判別可能だと考えられる。

Fig. 8 より、左側優位不全麻痺被験者 B の床反力波形は、左右方向分力 F_x について、上述の健常者の一般的な床反力波形パターンと一致することがわかる。立脚後期、つまり歩行周期約 50% に付近で波形の不一致が見られるが、大きな差は無く、被験者 B について左右方向分力 F_x からは麻痺歩行を行っていることの判別は困難だと考えられる。進行方向分力 F_y について、左右共に踏み出しの制動力の谷が形成されているが、その後波形が基線を沿い、蹴り出しの上向きの峰が非常に小さいことがわかる。鉛直方向分力 F_z について、左右共に明確な二峰性が見られず、谷も小さくなっている。進行方向および鉛直方向分力がこのような波形となった原因として、痙

性麻痺による不安定な歩行のため、踏み込みから蹴り出しへの切り替えがスムーズでなく、また不安定なため蹴り出しも弱くなったと考えられる。

更に、鉛直方向分力について歩行周期時間に着目する。Fig. 7 (c), 8 (c)において、歩行周期終期で波形が基線に戻る点、つまり立脚期終点を被験者 A, B について Table 3 に示す。Table 3 より、被験者 A の立脚期終点が 62 % で一致している一方で、被験者 B の立脚期終点が左側では 60 % で、右側では 64 % と一致しておらず、麻痺の強い側に比べ麻痺の弱い側の立脚期が長いことがわかる。この原因として、強麻痺の左側での支持性の不安定のため、弱麻痺の右側の立脚期を延長して体重の支持を行うことが考えられる。したがって、以上より、進行方向分力 F_y および鉛直方向分力 F_z から不安定な歩行を、鉛直方向分力 F_z からは左右非対称な歩行を読み取れ、被験者 B が左側優位の不全麻痺歩行を行っていることを判別可能だと考えられる。

3.2 関節角度

各被験者の歩行中の矢状面における関節角度波形を Fig. 9, 10 に示す。関節角度波形は一歩行周期毎に切り取り、各 3 試行の平均を取っている。また、横軸は一歩行周期時間を 100% として正規化した。足関節角度については、背屈方向を正、底屈方向を負にとり、膝関節角度および股関節角度については、屈曲方向を正、伸展方向を負にとった。また、関節角度との比較のために、歩容を Stick picture として Fig. 11 に示す。

健常者の快速歩行時関節運動は、一般的に後述のような角度変化となる。足関節角度 Aa は、0~5 度底屈位で初期接地する。その後、10 度弱まで底屈した後、背屈方向に運動を変え、約 10 度まで背屈する。足先離地直後に 15~20 度の最大底屈位となる。遊脚期には底背屈約 0 度になる。膝関節角度 Ak は歩行周期中 2 回伸展と屈曲を繰り返す。約 5 度屈曲位で初期接地し、その後 10~15 度屈曲した後、伸展を開始する。歩行周期の 40 % までにはほぼ完全に伸展し、その後再び屈曲に転じ、最大屈曲は遊脚中期の初めに生じ約 60 度になる。遊脚中期以降は、次の初期接

地に向けてほぼ完全伸展位まで伸展する。股関節角度 Ah は約 30 度屈曲位で初期接地し、その後伸展を続け、足先離地の直前に約 10 度の最大伸展位となった後に、遊脚期には次の初期接地まで屈曲する¹⁰⁾。

Fig. 9 より、健常被験者 A の関節角度変化は左右共に、上述の健常者の一般的な関節角度変化パターンと一致することがわかる。また、足関節、膝関節、股関節全てにおいて、左右の関節角度変化は概ね一致している。以上より、関節角度変化から、被験者 A が左右対称の健常歩行を行っていることを判別可能だと考えられる。

Fig. 10 より、左側優位不全麻痺被験者 B の関節角度変化は、足関節、膝関節、股関節全てにおいて左右の一致が見られないことがわかる。足関節角度 Aa について、弱麻痺の右側は上述の関節角度変化パターンと概ね一致するが、Fig. 9 から被験者 A よりも底屈方向のピーク点が小さい。強麻痺の左側は上述の関節角度変化パターンとは異なり、足先離地直後、つまり歩行周期の 60 % 直後の背屈方向にピークを取らないことがわかる。膝関節角度 Ak について、左右共に上述の健常者の一般的な関節角度変化パターンと概ね一致するが、強麻痺の左側は弱麻痺の右側に比べて、遊脚中期、つまり歩行周期約 80 % における最大屈曲角度が小さいことがわかる。股関節角度 Ah について、左右共に上述の健常者の一般的な関節角度変化パターンと概ね一致するが、左右共に足先離地直前、つまり歩行周期 50 % 付近で生じるはずの最大伸展位が、ほとんど伸展せず、歩行周期 30 % 付近でピークを取ることがわかる。また、強麻痺の左側は弱麻痺の右側に比べて、歩行周期初期および後期の屈曲角度が小さくなっていることがわかる。頸髄損傷患者の歩行の特徴として、健常者に比べて関節可動域の減少があり、左右差を有することがわかっている¹¹⁾。被験者 B は足関節、膝関節、股関節全てにおいて、健常被験者 A よりも可動域が減少している。更に、足関節、膝関節については左側の関節角度域が右側よりも小さいことから、麻痺の強さに応じて可動域が小さくなっていることがわかる。一方で、股関節については強麻痺の左側の方が関節可動域が大きくなっている。この原因として、第 3.1

節で述べた強麻痺側による支持の不安定性が考えられる。右脚の振出しには左脚の支持が必要となるが、支持が不安定な場合十分な振出しが困難になる。したがって、股関節可動域は注目する側とは反対の麻痺の強さに応じて、小さくなると考えられる。以上より、関節角度変化から、被験者 B が左右非対称の左側優位の不全麻痺歩行を行っていることを判別可能だと考えられる。

ここで、健常者と不全麻痺患者の差異が顕著な、遊脚期の足関節底屈極大角度および膝関節屈曲極大角度に注目する。被験者 A, B の遊脚期の足関節底屈極大角度および膝関節屈曲極大角度を Table 4 に示す。ただし, Fig. 9, 10 と符号を一致させるために、底屈角度は底屈方向を負に、屈曲角度は屈曲方向を正とした。また、関節角度との比較のために、被験

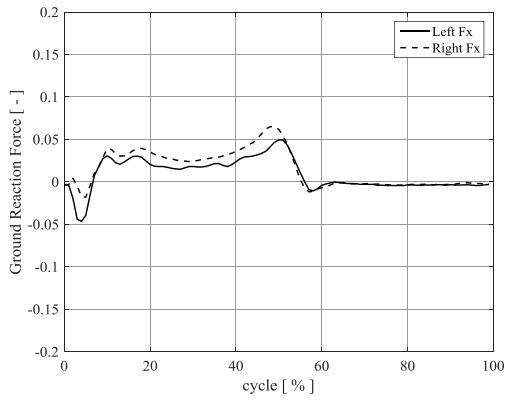
者 A, B の遊脚期の足関節底屈極大角度および膝関節屈曲極大角度の時の Stick picture をそれぞれ Fig. 12, 13 に示す。Table 4 より、被験者 A は足関節底屈極大角度、膝関節屈曲極大角度共に左右で概ね一致している。一方で、被験者 B は、足関節底屈極大角度に関しては 15.7 度の差が、膝関節屈曲極大角度に関しては 12.4 度の差が左右で生じていることがわかる。したがって、左右非対称の左側優位の不全麻痺歩行の特性を関節の極大・極小角度から定量的に読み取ることが可能である。また、極大・極小角度を比較することで、健常者を基準として、リハビリテーションを行った効果を関節角度の左右差から定量的に算出可能だと考えられる。

Table 3. Stance phase.

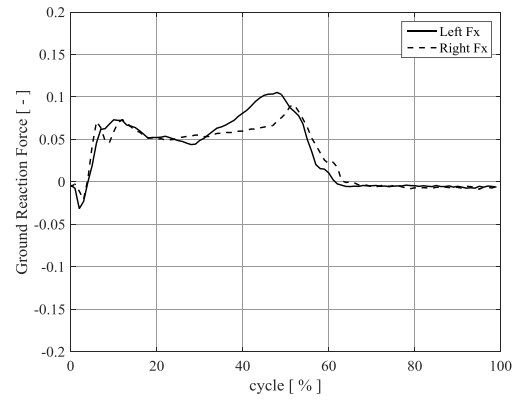
| | Subject A | | Subject B | |
|------------------|-----------|-------|-----------|-------|
| | Left | Right | Left | Right |
| Stance phase [%] | 62 | 62 | 60 | 64 |

Table 4. Peak of ankle joint angle and knee joint angle.

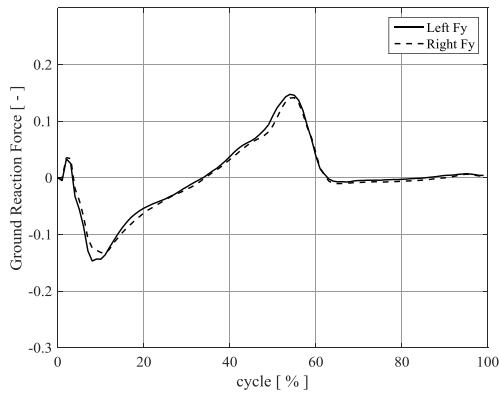
| | | Subject A | | Subject B | |
|------------------------------------|--------------------|-----------|-------|-----------|-------|
| | | Left | Right | Left | Right |
| Peak of ankle joint angle Aa [°] | Mean | -16.1 | -15.3 | 9.8 | -5.9 |
| | Standard deviation | 1.2 | 3.0 | 0.8 | 0.6 |
| Peak of knee joint angle Ak [°] | Mean | 61.2 | 58.7 | 43.5 | 55.9 |
| | Standard deviation | 0.8 | 1.4 | 2.4 | 1.4 |



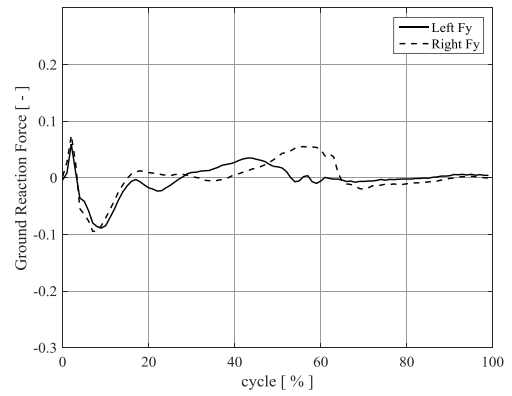
(a) Horizontal direction F_x



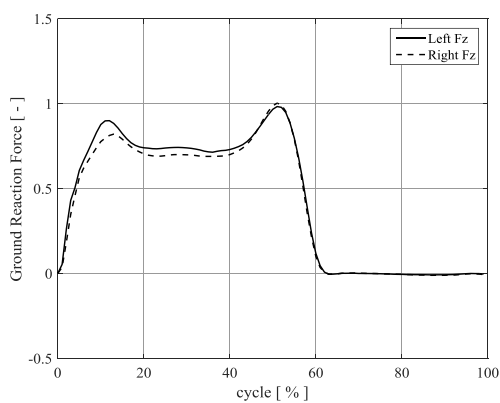
(a) Horizontal direction F_x



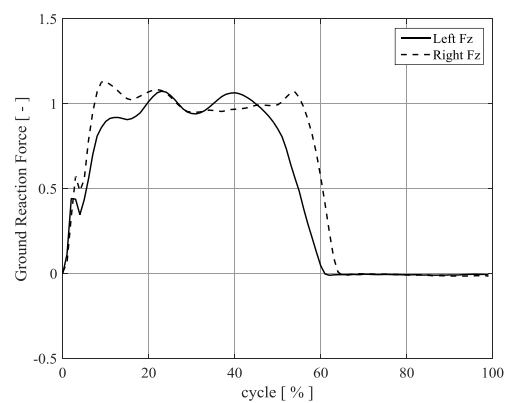
(b) Anterior-posterior direction F_y



(b) Anterior-posterior direction F_y



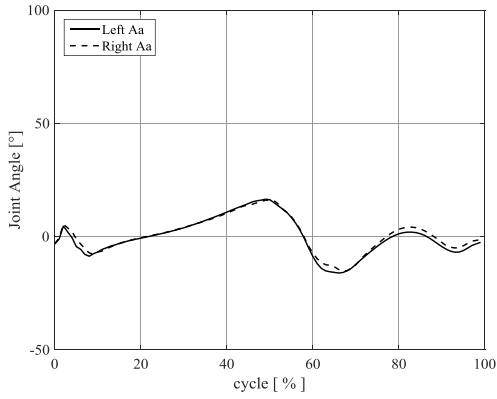
(c) Vertical direction F_z



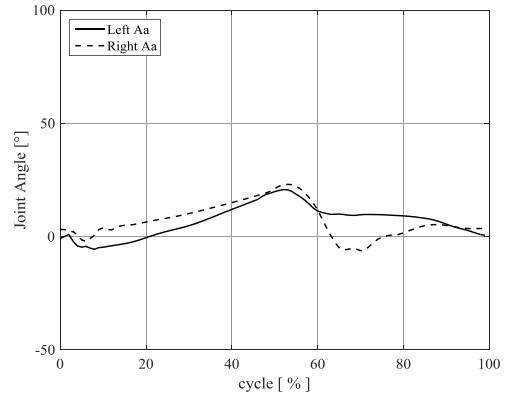
(c) Vertical direction F_z

Fig. 7. Grand reaction force of subject A.

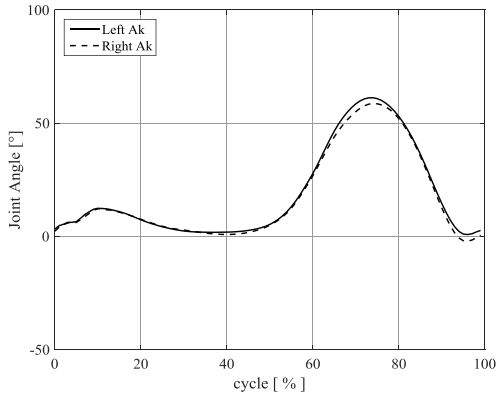
Fig. 8. Grand reaction force of subject B.



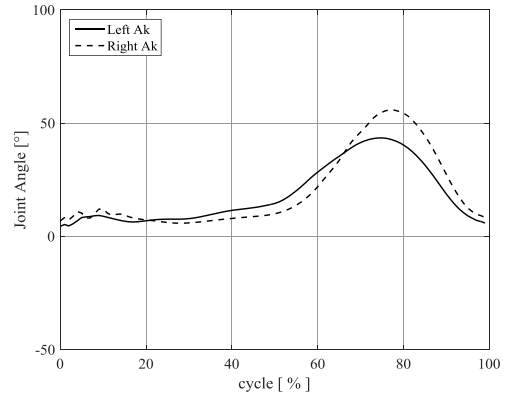
(a) Ankle joint *Aa*



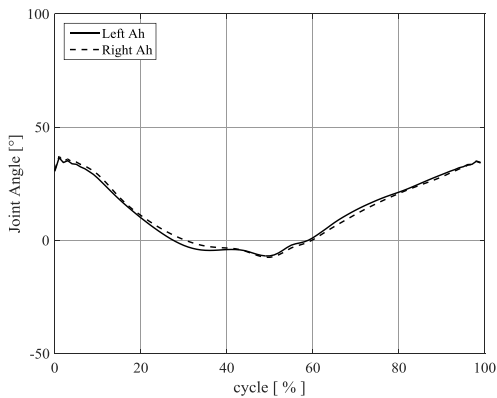
(a) Ankle joint *Aa*



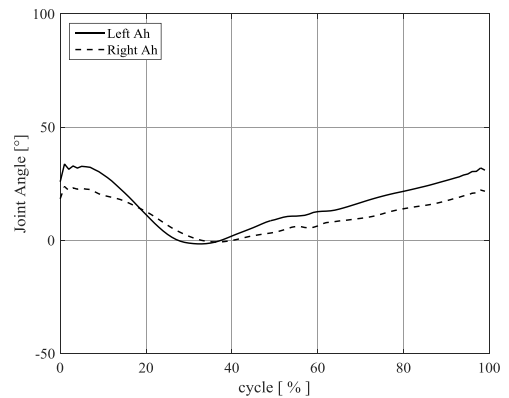
(b) Knee joint *Ak*



(b) Knee joint *Ak*



(c) Hip joint *Ah*



(c) Hip joint *Ah*

Fig. 9. Joint angle of subject A.

Fig. 10. Joint angle of subject B.

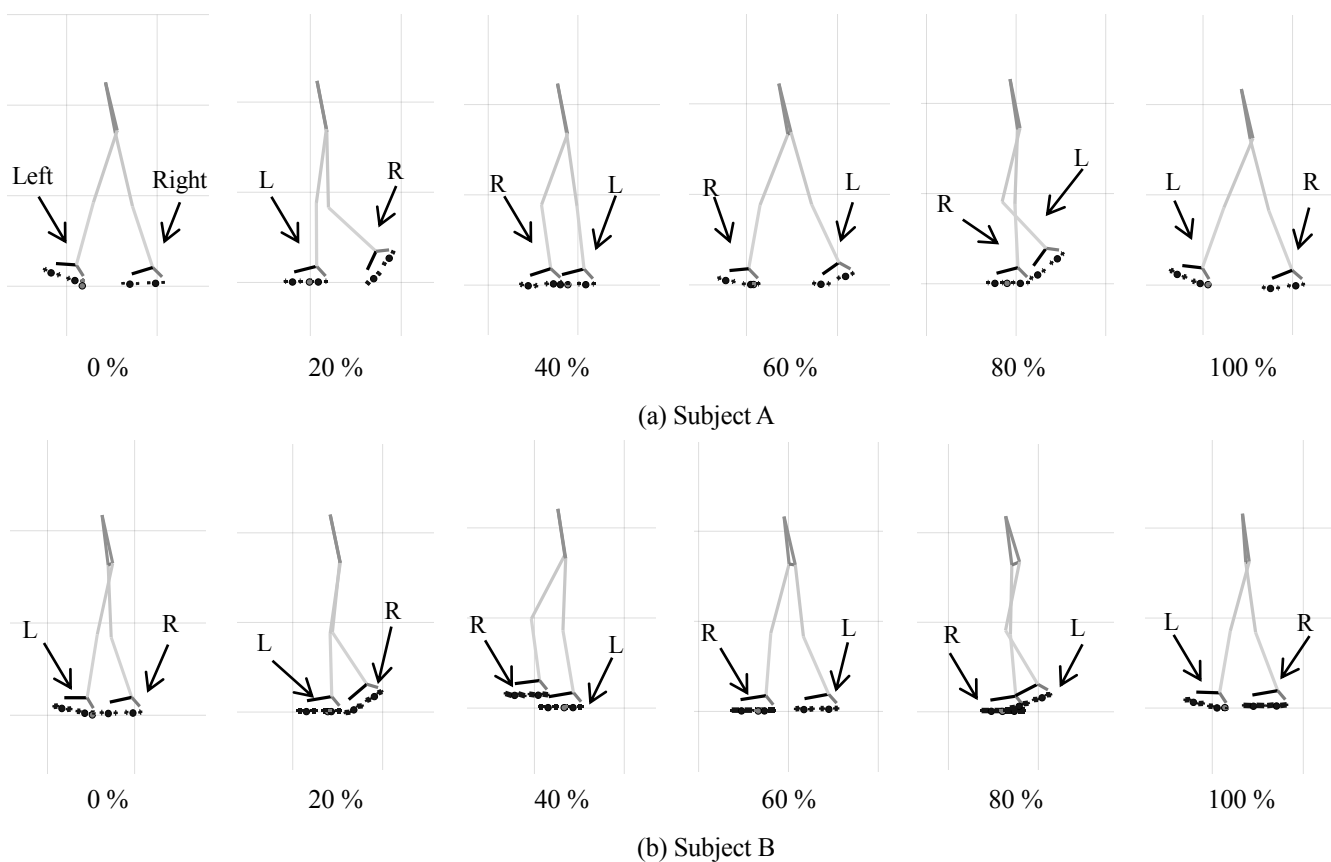


Fig. 11. Stick picture during one gait cycle.

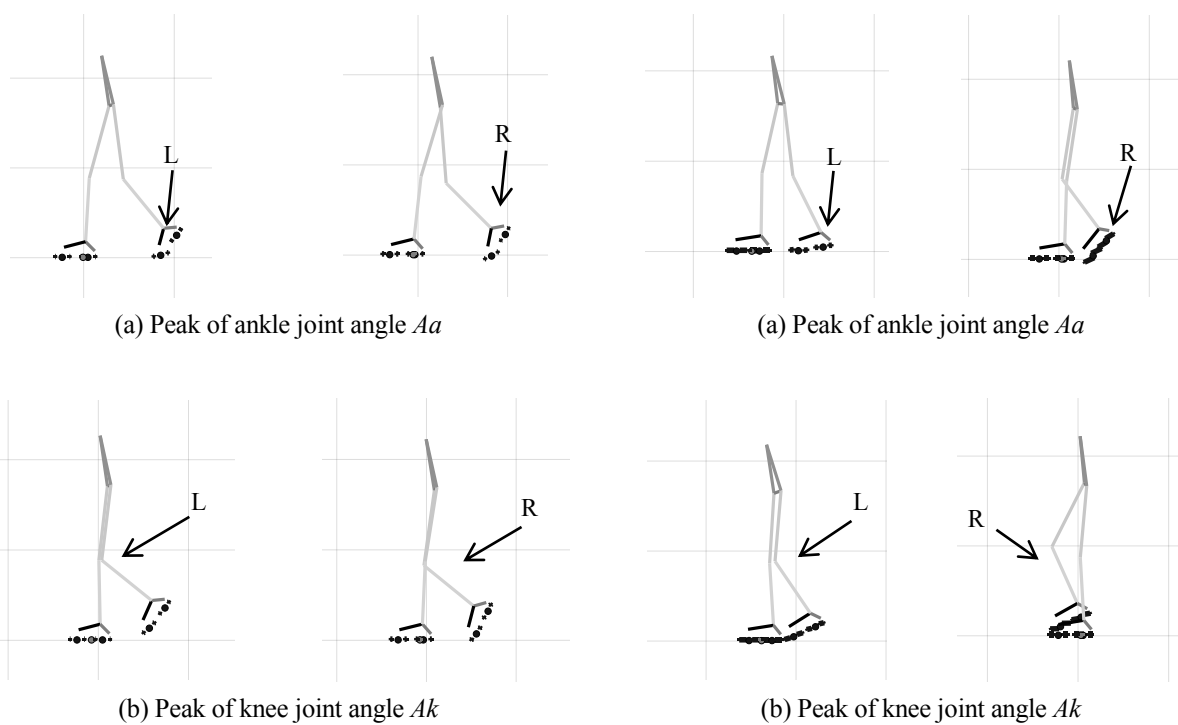


Fig. 12. Stick picture of subject A.

Fig. 13. Stick picture of subject B.

4. 結言

本研究では、一般的な日常動作を反映した空間的な制約の無い長時間連続歩行の計測が可能な、装着型運動計測装置を用いて、健常者と歩行不自由者として片側優位の痙性不全麻痺患者の、直線歩行運動を計測した。一歩行周期中の床反力と関節角度を各センサの出力に基づき算出し、歩行特性を定量的に評価することで、算出した歩行データにより痙性不全麻痺歩行の特性を判別可能か検証した。

その結果、進行方向および鉛直方向床反力からは、不安定で左右非対称な痙性麻痺歩行を判別可能であることがわかった。足関節、膝関節、股関節角度からも、左右非対称な痙性麻痺歩行を判別可能であり、また関節角度波形の極小・極大点に注目することで歩行改善治療の効果を定量的に評価することができると考えられる。

本研究において、代表として健常者1名、左側優位の痙性不全麻痺患者1名の合計2名の歩行計測を行うことで、本装置で健常者歩行および痙性麻痺歩行の特性を定量的に明らかにすることが可能だということがわかった。この事実を踏まえ、今後、計測被験者数および症例数を増やし健常歩行との定量的な差異を算出し、歩行改善治療の効果の定量的な評価を行っていくことが求められると考えられる。

なお本研究は、JSPS 科研費 JR16K14188, JP17H03193 の助成を受けた。記して謝意を表す。

参考文献

- 1) 大橋正洋, 江原義弘, “歩行分析の臨床応用と問題点”, *BME*, **4**[5], 40-48 (1990).
- 2) 窪田俊夫, “リハビリテーションにおける歩行分析の役割と今後の課題”, *総合リハビリテーション*, **10**[10], 913-917 (1982).
- 3) 黒川幸雄, 高橋正明, 鶴見隆正, 山本澄子, *運動分析*, (三輪書店, 東京, 2000), p. 19.
- 4) H. M. Schepers, H. F. J. M. Koopman and P. H. Veltink, “Ambulatory Assessment of Ankle and Foot Dynamics”, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, **54**[5], 895-902 (2007).
- 5) 江原義弘, 山本澄子, *臨床歩行計測入門*, (医歯薬出版, 東京, 2008), pp. 173-175.
- 6) 岡田誠, 才藤栄一, 大塚圭, 櫻井宏明, 武田斉子, 寺西利生, 鈴木由佳理, 岡西哲夫, 寺尾研二, 加賀順子, 金田嘉清, “トレッドミル歩行と平地歩行における床反力の比較”, *理学療法学*, **29**[6], 209-217 (2002).
- 7) 足立渡, 辻内伸好, 小泉孝之, 塩島康造, 土屋陽太郎, 井上喜雄, “携帯型床反力計およびモーションセンサを用いた歩行解析システムの開発”, *日本機械学会論文集 C 編*, **78**[789], 1607-1616 (2012).
- 8) M. J. Watson, “Refining the Ten-Metre Walking Test for Use with Neurologically Impaired People”, *Physiotherapy*, **88**[7], 386-397 (2002).
- 9) 鈴木三夫, “歩行分析シリーズ 2. 床反力分析概説”, *医療*, **49**[2], 185-188 (1995).
- 10) 才藤栄一, 大塚圭, *歩行分析と動作分析*, 藤田保険衛生大学リハビリテーション部門, 32-33 (2015).
- 11) 高橋智大, 山本紳一郎, 河島則天, “脊髄不全損傷者の歩行動作解析～歩行リハビリテーションに伴う回復過程の検討～”, *ABML2011*, O2-12.