

ウェアラブルセンサとバイオフィードバック機構を統合した 歩行訓練システムの評価

林 祐一郎^{*1}, 辻内 伸好^{*2}, 小泉 孝之^{*3}, 牧野 裕太^{*4},
中村 匠汰^{*5}, 土屋 陽太郎^{*6}, 井上 喜雄^{*7}

Evaluation of the Gait Training System Integrating Wearable Sensors and Biofeedback Mechanism

Yuichiro HAYASHI^{*1}, Nobutaka TSUJIUCHI, Takayuki KOIZUMI, Yuta MAKINO,
Shota NAKAMURA, Youtaro TSUCHIYA and Yoshio INOUE

^{*1} Department of Mechanical Engineering, Tokyo Metropolitan University
1-1 Minami-Ohsawa, Hachioji-shi, Tokyo, 192-0397 Japan

In human gait motion analysis, which is one useful method for efficient physical rehabilitation, ground reaction force, kinematic and kinetic parameters are measured during walking. Recently, it is thought that the patients with walking disability including trans-femoral amputees must regain moving pattern by refined rehabilitation program using ground reaction forces, joint angles and joint moments. At present, intuitive gait training systems cannot be put into practical use adequately. For obtaining these data as the directly wearable gait measurement, in addition to a novel gait motion analysis system using mobile force plate and attitude sensor, split-belt treadmill instrumented force plate with a new concept for motion instruction based on biofeedback has been developed. However, they have not been synthesized yet as motion instruction system focused on the gait training in the past. In this study, ground reaction forces, kinematic and kinetic parameters applied on the healthy subject are measured by using the developed split-belt treadmill instrumented force plate, wearable gait motion analysis system and conventional gait measurement system simultaneously for the development and verification of motion instruction system. As a result of the experiments and consideration by their intercomparison, the patterns of ground reaction force, spatial information and each evaluation index by them are obtained as similar feature quantities among each measurement condition in cases of using instrumented treadmill, wearable gait motion analysis system and conventional measurement system. Finally, the effectiveness of the developed instrumented treadmill and quantitative evaluation concerning human locomotion on the instrumented treadmill by those data is validated.

Key Words : Medical and Welfare Assistance, Biomechanics, Gait Analysis, Biofeedback, Motion Instruction, Instrumented Split-Belt Treadmill, Mobile Force Plate, Attitude Sensor

1. 緒 言

歩行障害は、リハビリテーション医療で取り扱う頻度の高い障害であり⁽¹⁾、日常生活動作を低下させる要因でもある。ここで、歩行解析の実施は歩行障害の病態理解や治療効果の証明など重要な役割を担う⁽²⁾⁽³⁾。リハビリテ

^{*1} 正員, 首都大学東京大学院理工学研究科機械工学専攻 (〒192-0397 東京都八王子市南大沢 1-1)。

^{*2} 正員, フェロー, 同志社大学理工学部機械システム工学科 (〒610-0321 京都府京田辺市多々羅都谷 1-3)。

^{*3} 正員, フェロー, 同志社大学理工学部エネルギー機械工学科。

^{*4} 学生員, 同志社大学大学院理工学研究科機械工学専攻。

^{*5} 同志社大学理工学部エネルギー機械工学科。

^{*6} 正員, (株) テック技販 (〒611-0033 京都府宇治市大久保町西ノ端 1-22)。

^{*7} 正員, フェロー, 高知工科大学システム工学群機械工学専攻 (〒782-8502 高知県香美市土佐山田町宮ノ口 185)。

E-mail: hayashiy@tmu.ac.jp

ーションなどの臨床現場で行われている歩行解析は、10[m] 歩行で要した時間の計測による歩行速度とその歩数から計算される歩幅と歩行率、視診による異常歩行パターンの類型化が一般的である。したがって、市販されている三次元動作解析装置、筋電図計、設置型床反力計などの歩行解析システムは、専有計測空間の制約、高コスト、自立歩行が困難な低歩行能力者に対する計測、運動学習効率に対する評価指標欠如などの問題から臨床応用が進んでいない。例えば、現状では、据え置き型である複数のカメラによる動作解析装置と設置型床反力計の出力から関節モーメントを推定する方法が広く用いられている^{(4)~(6)}。しかし、歩行解析では1,2歩しか計測できないこと、屋外での計測が困難なこと、杖や歩行器による床反力との分離ができないこと、支援機器に組み込んでの使用が困難なことなど多くの問題があり、臨床現場において十分に活用できていないといえる⁽⁷⁾⁽⁸⁾。

これらの問題を解決する方法として、低歩行能力者に対する長時間にわたる歩行解析に対しては、トレッドミルの適用が有効と考えられている^{(9)~(11)}。また、屋外などでの自然な状態での歩行計測に対しては、ウェアラブルな歩行計測が有効と考えられ、そのニーズは非常に大きい。しかし、現状では、使用者の立場から直観的に歩行訓練を実現可能な計測装置は実用化が十分に進んでいないといえる。このため、使用者によって直接的と感じられるウェアラブルな形での歩行計測に基づき指標となるデータを取得することを目的として、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移動式床反力計に加えて、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ウェアラブルな歩行解析システム⁽¹²⁾に加えて、歩行障害者の歩容に適合した速度制御が可能なバイオフィードバックに基づく運動教示のための新しいコンセプトを持つ床反力計内蔵型左右分離式トレッドミルを開発した。提案のシステムにより、これまで用いられていた下肢切断者が装着する義足アラインメントや理学療法士の指示によるフィッティングに対し、歩行障害者の病態理解の促進や運動学習効率の評価など、臨床への客観的かつ定量的歩行解析手法の導入を実現化し、歩行訓練を効率化することによって、歩行障害者のQOLをより一層向上できると考えられる。しかし、それらを統合化した歩行訓練に主眼を置く運動教示システムについては構築されておらず、有効性の検証もなされていない。

そこで、本研究では開発した床反力計内蔵型左右分離式トレッドミル、ウェアラブルな歩行解析システムならびに既存の歩行計測システムを同時に用いて、ベルト速度を変えた複数の条件下における健常者の歩行運動を計測し、一歩行周期中に生じる床反力に加えて下肢の各関節における運動学ならびに動力学的パラメータをシステム全体の出力に基づき算出し、それらの挙動を調べた上で相互比較をおこなう。最終的には、ヒトの歩行運動に関する生体力学的観点に基づく運動学および動力学的考察を通じて、開発したトレッドミルおよび歩行解析システムのより広範囲に渡る有効性を検証するとともに、トレッドミル上における健常者および大腿義足装着者^{(13)~(15)}の歩行を定量的に評価し、歩行訓練の実施により運動教示システムとしての機能を確認することを目的とする。

2. 実験方法

2・1 被験者および実験装置

本研究では、健常者であり標準的な体格を持つ20歳代の成人男性1名を被験者とした。歩行計測実験は藤田保健衛生大学豊明キャンパスにて実施し、全体的な作業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ともに、あらかじめ被験者に十分な説明を与え、同意を得たものとした。

使用する実験装置として、最初に、大型の床反力計をベルトの下部に内蔵した上、ベルトが左右の足に対応してそれぞれ分離した形で運転するスプリット・ベルトと呼ばれる方式となっているトレッドミルを図1に示す。本トレッドミルは歩行訓練用を前提としたリハビリテーション向けの仕様となっている。トレッドミルに関する全体の仕様として、ベルトの最大速度5[km/h]（最大分解能0.1[km/h](2.7[cm/s])）、寸法330[mm]×1830[mm]×2、駆動方式はACサーボモータ方式、重量は本体部440[kg]・把手部140[kg]、床反力計部は寸法320[mm]×1200[mm]、定格容量 $F_x, F_y = \pm 500$ [N], $F_z = 2000$ [N], $M_x = \pm 900$ [N・m], $M_y = \pm 300$ [N・m], $M_z = \pm 200$ [N・m]、許容過

負荷は150[%]、手すり用3分力型ロードセル部は定格容量 $F_x, F_y, F_z = \pm 500$ [N]、許容過負荷は150[%]、その他に備わっている機能として、左右のベルトは同期、非同期に速度調整が可能であり、かつ正転と逆転の運転が可能である。トレッドミル全体の持つ特徴として、トレッドミル上での歩行は立脚期、遊脚期の比率から平地歩行

と同等であるといえることから、平地と同じように歩行を繰り返すことで運動学習理論に基づく歩行訓練を実施可能なようにコンセプトが置かれていること、0.1 [km/h] 単位で設定可能なベルト速度調整機能を左右 2 台のベルトでおこなうことにより、患者に合わせた訓練時の難易度を容易に設定可能なこと、1900×630 [mm] の広い歩行面積を有していることから患者の心理的影響を低減しているとともに患者が歩行時の外旋を生じた場合でも対応可能なこと、歩行速度や歩幅などについて定量的に歩行改善効果を検証するために左右ベルトごとに全長 1200 [mm] の大型床反力計を内蔵した上、床反力計の出力情報をベルト制御にフィードバックする機能を備えていることが挙げられる。次に、トレッドミルと併用するウェアラブルな歩行解析システムについて以下に記す。

歩行解析システム全体の概略図を図 2 に示す。本システムは、片足に 2 基ずつ合計 4 基の小型床反力計を靴底に組み込んだサンダル型の移動式床反力計 1 足分に加えて、片足について 3 基ずつ組み込んだ合計 6 基の姿勢センサおよびデータログによって構成される。小型床反力計の形状寸法はつま先側が縦 95 [mm]、横 95 [mm]、高さ 11 [mm]、重量 205 [g]、踵側が縦 80 [mm]、横 80 [mm]、高さ 11 [mm]、重量 148 [g]、姿勢センサの形状寸法は縦 50 [mm]、横 35 [mm]、厚さ 10.5 [mm]、重量 16.5 [g]、データログの形状寸法は縦 100 [mm]、横 145 [mm]、厚さ 40 [mm]、重量 565 [g]であり、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。また、使用温湿度範囲は 0～50 [°C]、ch 数は移動式床反力計、姿勢センサ、データログの順に 21 ch, 9 ch, 8 ch、小型床反力計の定格容量は $F_x, F_y = \pm 500$ [N], $F_z = 1000$ [N], $M_x, M_y = \pm 30$ [N·m], $M_z = \pm 15$ [N·m]、A/D 変換器

分解能は後述する 3 軸力覚センサ、3 軸ジャイロセンサ、データログが 16 [bit]、3 軸加速度センサおよび 3 軸地磁気センサがそれぞれ 12 [bit]である。

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、背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。各種センサの仕様を表 1 に示す。小型床反力計は 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いる。また、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、足の運動学情報を計測する。移動式床反力計および姿勢センサにおいて計測されたデータはデータログを介して PC に転送・記録され、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を算出可能である。

本システムの持つ特長を挙げると、システム全体が低価格、ウェアラブルか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電池駆動を採用しており、最も大きな利点として計測データの無線 LAN を用いた PC への高速一括転送が可能となっている。これらより、システム全体において計測部と信号処理部を一体化させたため計測場所が限定されない上、長距離にわたって歩数をカウントでき、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における幅広い環境での長時間連続したデータを取得可能となる。

2・2 実験条件

前節で述べたトレッドミル上において、歩行解析システム一式を装着した被験者が左右ベルト同方向速度の条件で 3 [km/h]、4 [km/h]の歩行速度で歩行し、その間に生じる床反力をトレッドミル内の床反力計および歩行解析システムの移動式床反力計で計測し相互比較するとともに、複数台のカメラと色識別マーカを用いて各部位の位置座標の時系列データを計測した。被験者は計測中に前方の無限遠方を直視するように指示され、手は自然に振って歩行した。また、計測はトレッドミル上で一定時間歩行し、十分に安定した定常状態とみなせた後に開始した。ここで、トレッドミル内の床反力計における計測時のサンプリング周波数を 500 [Hz]とした。さらに、歩行解析システムに組み込んだセンサについて設定した実験条件として、センサの各 ch におけるサンプリング周波数を 100 [Hz]とするとともに、ローパスフィルタのカットオフ周波数を 10 [Hz]とした。

データ解析においては、それぞれ計測、算出した一歩行周期中に生じる床反力、関節角度、関節モーメントなどを比較考察した。ここで、一歩行周期は踵が接地してから再び接地するまでの立脚期から遊脚期に渡る時間と定義し、立脚期と遊脚期との間における遷移点を F_z の曲線から判断した。さらに、各歩行条件について正規化をおこなうため一歩行周期の全時間を 100 [%]とした上で、各物理量について時系列曲線を連続的に作成した。

2・3 データ解析手順

前節の歩行計測実験に関するデータ解析として、使用した歩行解析システムにおける各種計測装置の出力を演算処理することにより、反モーメントを含めた床反力、足底圧中心点、関節角度ならびに関節モーメントの算出が可能となる。ここで、システム全体の座標系については両足ともに右手座標系に対応させ、関節角度や関節モーメントの各軸周り回転方向は右ねじの方向を正とする。また、トレッドミルについても座標系は同様とする。

最初に、移動式床反力計に組み込んだ小型床反力計の出力である床反力および足底圧中心点について述べる。小型床反力計における各軸方向の座標系 x, y, z を上記のように右手座標系として定義した場合、各軸方向に生じる床反力 $\mathbf{F}' = (F'_x \ F'_y \ F'_z)^T$ は 3 軸力覚センサの各出力 F_{xj}, F_{yj}, F_{zj} ($j=1, 2, 3, 4$) を用いて次式から算出することが可能である。

$$\mathbf{F}' = \begin{pmatrix} F'_x \\ F'_y \\ F'_z \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} (F_{x1} + F_{y1} + F_{x2} - F_{y2} - F_{x3} - F_{y3} + F_{x4} - F_{y4}) \cos 45^\circ \\ (F_{x1} - F_{y1} - F_{x2} - F_{y2} - F_{x3} + F_{y3} + F_{x4} + F_{y4}) \sin 45^\circ \\ F_{z1} + F_{z2} + F_{z3} + F_{z4} \end{pmatrix} \quad (1)$$

また、小型床反力計が床面より受ける各軸周りの反モーメント $\mathbf{M}' = (M'_x \ M'_y \ M'_z)^T$ 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。

$$\mathbf{M}' = \begin{pmatrix} M'_x \\ M'_y \\ M'_z \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} r(F_{z1} + F_{z4} - F_{z2} - F_{z3}) \sin 45^\circ \\ r(F_{z3} + F_{z4} - F_{z1} - F_{z2}) \cos 45^\circ \\ r(F_{x1} + F_{x2} + F_{x3} + F_{z4}) \end{pmatrix} \quad (2)$$

ここで、 r は小型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 $r=0.043$ [m]、つま先側では $r=0.033$ [m] である。式(1)、式(2)より求めた床反力および反モーメントを用いて、小型床反力計の座標系に関して足底に作用する力と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

$\mathbf{CoP}' = (x'_{CoP} \ y'_{CoP} \ z'_{CoP})^T$ は次式で算出することが可能である。

$$\mathbf{CoP}' = \begin{pmatrix} x'_{CoP} \\ y'_{CoP} \\ z'_{CoP} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} -M'_y / F'_z \\ M'_x / F'_z \\ 0 \end{pmatrix} \quad (3)$$

小型床反力計の出力に関して、つま先側を添字の *toe*、踵側を添字の *heel* で表し、移動式床反力計における片足全体の座標原点を踵側の小型床反力計における座標原点と一致するように定義した場合、片足全体の床反力

$\mathbf{F} = (F_x \ F_y \ F_z)^T$ 、反モーメント $\mathbf{M} = (M_x \ M_y \ M_z)^T$ および足底圧中心点 $\mathbf{CoP} = (x_{CoP} \ y_{CoP} \ z_{CoP})^T$ は次式で表せる。

$$\mathbf{F} = \begin{pmatrix} F_x \\ F_y \\ F_z \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} F'_{xtoe} + F'_{xheel} \\ F'_{ytoe} + F'_{yheel} \\ F'_{ztoe} + F'_{zheel} \end{pmatrix} \quad (4)$$

$$\mathbf{M} = \begin{pmatrix} M_x \\ M_y \\ M_z \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} M'_{xtoe} + M'_{xheel} + F'_{ztoe} d \\ M'_{ytoe} + M'_{yheel} \\ M'_{ztoe} + M'_{zheel} - F'_{xtoe} d \end{pmatrix} \quad (5)$$

$$\mathbf{CoP} = \begin{pmatrix} x_{\text{CoP}} \\ y_{\text{CoP}} \\ z_{\text{CoP}} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} -M_y / F_z \\ M_x / F_z \\ 0 \end{pmatrix} \quad (6)$$

ここで、 d は 2 基の小型床反力計における座標原点間の距離であり、 $d = 0.15$ [m] である。

次に、姿勢センサの出力から求められる関節角度および関節モーメントについて述べる。姿勢センサに組み込んだ加速度センサの出力である各軸方向の加速度 a_x, a_y, a_z を用いて、 x 軸周りの関節角度 θ_x を次式により算出する。

$$\theta_x = -\tan^{-1} \frac{a_y}{\sqrt{a_x^2 + a_z^2}} \quad (7)$$

また、 y 軸周りの関節角度 θ_y は以下のように場合分けして算出する。

$$\theta_y = \begin{cases} -\tan^{-1} \left(\frac{a_x}{a_z} \right) & \text{if } a_x \neq 0 \text{ and } a_z \leq 0 \\ -\tan^{-1} \left(\frac{a_x}{a_z} \right) + \pi & \text{if } a_x > 0 \text{ and } a_z > 0 \\ -\tan^{-1} \left(\frac{a_x}{a_z} \right) - \pi & \text{if } a_x < 0 \text{ and } a_z > 0 \end{cases} \quad (8)$$

さらに、 z 軸周りの関節角度 θ_z についても以下のように場合分けして算出する。ここで、姿勢センサに組み込んだ地磁気センサの各軸方向出力をそれぞれ c_x, c_y, c_z とする。

$$\theta_z = \begin{cases} \tan^{-1} \left(\frac{c_x}{c_y} \right) & \text{if } c_y \geq 0 \\ \frac{\pi}{2} & \text{if } c_x > 0 \text{ and } c_y = 0 \\ -\frac{\pi}{2} & \text{if } c_x < 0 \text{ and } c_y = 0 \\ \tan^{-1} \left(\frac{c_x}{c_y} \right) + \pi & \text{if } c_x > 0 \text{ and } c_y < 0 \\ \tan^{-1} \left(\frac{c_x}{c_y} \right) - \pi & \text{if } c_x < 0 \text{ and } c_y < 0 \end{cases} \quad (9)$$

他方、関節モーメントについては、各関節モーメントを右足について考えると、足関節に生じる x, y, z 軸周りのモーメント $M_{x\text{ankle}}, M_{y\text{ankle}}, M_{z\text{ankle}}$ はそれぞれ次式で求められる。

$$M_{x\text{ankle}} = l_{y1} F'_{z\text{toe}} - l_{z1} F'_{y\text{toe}} + l_{y4} F'_{z\text{heel}} - l_{z4} F'_{y\text{heel}} - l_{y7} m_{\text{foot}} g + M'_{x\text{toe}} + M'_{x\text{heel}} + \left\{ m_{\text{foot}} (l_{y7}^2 + l_{z7}^2) + I_{x1} \right\} \ddot{\theta}_{x1} \quad (10)$$

$$M_{y\text{ankle}} = l_{z1} F'_{x\text{toe}} - l_{x1} F'_{z\text{toe}} + l_{z4} F'_{x\text{heel}} - l_{x4} F'_{z\text{heel}} + l_{x7} m_{\text{foot}} g + M'_{y\text{toe}} + M'_{y\text{heel}} + \left\{ m_{\text{foot}} (l_{x7}^2 + l_{z7}^2) + I_{y1} \right\} \ddot{\theta}_{y1} \quad (11)$$

$$M_{z\text{ankle}} = l_{x1} F'_{y\text{toe}} - l_{y1} F'_{x\text{toe}} + l_{x4} F'_{y\text{heel}} - l_{y4} F'_{x\text{heel}} + M'_{z\text{toe}} + M'_{z\text{heel}} + \left\{ m_{\text{foot}} (l_{x7}^2 + l_{y7}^2) + I_{z1} \right\} \ddot{\theta}_{z1} \quad (12)$$

また、膝関節に生じる x, y, z 軸周りのモーメント $M_{x\text{knee}}, M_{y\text{knee}}, M_{z\text{knee}}$ は次式で求められる。

$$M_{xknee} = l_{y2}F'_{ztoe} - l_{z2}F'_{ytoe} + l_{y5}F'_{zheel} - l_{z5}F'_{yheel} - (l_{y8}m_{foot} + l_{y9}m_{shank})g + M'_{xtoe} + M'_{xheel} + \{m_{foot}(l_{y8}^2 + l_{z8}^2) + I_{x1}\}\ddot{\theta}_{x1} + \{m_{shank}(l_{y9}^2 + l_{z9}^2) + I_{x2}\}\ddot{\theta}_{x2} \quad (13)$$

$$M_{yknee} = l_{z2}F'_{xtoe} - l_{x2}F'_{ztoe} + l_{z5}F'_{xheel} - l_{x5}F'_{zheel} + (l_{x8}m_{foot} + l_{x9}m_{shank})g + M'_{ytoe} + M'_{yheel} + \{m_{foot}(l_{x8}^2 + l_{z8}^2) + I_{y1}\}\ddot{\theta}_{y1} + \{m_{shank}(l_{x9}^2 + l_{z9}^2) + I_{y2}\}\ddot{\theta}_{y2} \quad (14)$$

$$M_{zknee} = l_{x2}F'_{ytoe} - l_{y2}F'_{xtoe} + l_{x5}F'_{yheel} - l_{y5}F'_{xheel} + M'_{ztoe} + M'_{zheel} + \{m_{foot}(l_{x8}^2 + l_{y8}^2) + I_{z1}\}\ddot{\theta}_{z1} + \{m_{shank}(l_{x9}^2 + l_{y9}^2) + I_{z2}\}\ddot{\theta}_{z2} \quad (15)$$

さらに、股関節に生じる x, y, z 軸周りのモーメント $M_{xhip}, M_{yhip}, M_{zhip}$ は次式で求められる。

$$M_{xhip} = l_{y3}F'_{ztoe} - l_{z3}F'_{ytoe} + l_{y6}F'_{zheel} - l_{z6}F'_{yheel} - (l_{y10}m_{foot} + l_{y11}m_{shank} + l_{y12}m_{thigh})g + M'_{xtoe} + M'_{xheel} + \{m_{foot}(l_{y10}^2 + l_{z10}^2) + I_{x1}\}\ddot{\theta}_{x1} + \{m_{shank}(l_{y11}^2 + l_{z11}^2) + I_{x2}\}\ddot{\theta}_{x2} + \{m_{thigh}(l_{y12}^2 + l_{z12}^2) + I_{x3}\}\ddot{\theta}_{x3} \quad (16)$$

$$M_{yhip} = l_{z3}F'_{xtoe} - l_{x3}F'_{ztoe} + l_{z6}F'_{xheel} - l_{x6}F'_{zheel} + (l_{y10}m_{foot} + l_{y11}m_{shank} + l_{y12}m_{thigh})g + M'_{ytoe} + M'_{yheel} + \{m_{foot}(l_{x10}^2 + l_{z10}^2) + I_{y1}\}\ddot{\theta}_{y1} + \{m_{shank}(l_{x11}^2 + l_{z11}^2) + I_{y2}\}\ddot{\theta}_{y2} + \{m_{thigh}(l_{x12}^2 + l_{z12}^2) + I_{y3}\}\ddot{\theta}_{y3} \quad (17)$$

$$M_{zhip} = l_{x3}F'_{ytoe} - l_{y3}F'_{xtoe} + l_{x6}F'_{yheel} - l_{y6}F'_{xheel} + M'_{ztoe} + M'_{zheel} + \{m_{foot}(l_{x10}^2 + l_{y10}^2) + I_{z1}\}\ddot{\theta}_{z1} + \{m_{shank}(l_{x11}^2 + l_{y11}^2) + I_{z2}\}\ddot{\theta}_{z2} + \{m_{thigh}(l_{x12}^2 + l_{y12}^2) + I_{z3}\}\ddot{\theta}_{z3} \quad (18)$$

ここで、 g は重力加速度、 $m_{foot}, m_{shank}, m_{thigh}$ は独立行政法人産業技術総合研究所デジタルヒューマン工学センターの「慣性特性データベース」において公開されている人体特性⁽¹⁶⁾から得られた足部、下腿部、大腿部の質量、 $\ddot{\theta}_{xj}, \ddot{\theta}_{yj}, \ddot{\theta}_{zj}$ ($j=1, 2, 3$) は姿勢センサに組み込んだジャイロセンサの出力を微分して得られた足、膝、股関節の

x, y, z 軸周りに生じる角加速度、 I_{xj}, I_{yj}, I_{zj} ($j=1, 2, 3$) は人体特性⁽¹⁶⁾から得られた各座標軸に関する足部、下腿

部、大腿部の慣性モーメント、 $l_{x1}, \dots, l_{x12}, l_{y1}, \dots, l_{y12}, l_{z1}, \dots, l_{z12}$ は順に計測した足、膝、股関節からつま先側の小

型床反力計における座標原点までの x 軸方向距離、足、膝、股関節から足底圧中心点までの x 軸方向距離、足関節から足部の質量中心点までの x 軸方向距離、膝関節から足部および下腿部の質量中心点までの x 軸方向距離、股関節から足部、下腿部、大腿部の質量中心点までの x 軸方向距離、足、膝、股関節からつま先側の小型床反力計における座標原点までの y 軸方向距離、足、膝、股関節から足底圧中心点までの y 軸方向距離、足関節から足部の質量中心点までの y 軸方向距離、膝関節から足部および下腿部の質量中心点までの y 軸方向距離、股関節から足部、下腿部、大腿部の質量中心点までの y 軸方向距離、足、膝、股関節からつま先側の小型床反力計における座標原点までの z 軸方向距離、足、膝、股関節から足底圧中心点までの z 軸方向距離、足関節から足部の質量中心点までの z 軸方向距離、膝関節から足部および下腿部の質量中心点までの z 軸方向距離、股関節から足部、下腿部、大腿部の質量中心点までの z 軸方向距離を表し、これらは正負の値をとるものとする。以上のように得られた関節角度や関節モーメントを用いて定量的な評価指標値を算出し、運動解析をおこなうことができる。

加えて、姿勢センサを用いた場合の歩行時における下肢の姿勢の算出方法は以下ようになる。図3に各センサのセンサ座標系の名称を示す。また、足関節、膝関節、股関節ならびに小型床反力計における中心位置座標

$\mathbf{O} = (O_x \ O_y \ O_z)^T$ 、関節間ベクトルを $\mathbf{L} = (L_x \ L_y \ L_z)^T$ とおいた場合、本システムを装着した際に定義される

下肢モデルを図4に示す。さらに、歩行時の下肢モデルにおける仮定は (1) 必ず4基の小型床反力計の内いずれかで立脚している、(2) 立脚している小型床反力計の中心位置座標は変化しない、(3) \mathbf{L} の大きさは変化しない、(4) 各センサは脚部に固定されているため、 \mathbf{L} はセンサ座標系とともに回転する、の4通りとした。

ここで、固定座標系に対する各センサ座標系の回転を求めることで、立脚点の位置座標から順に各関節の位置座標を算出することが可能である。ジャイロセンサによって計測された角速度を $\boldsymbol{\omega} = (\omega_x \ \omega_y \ \omega_z)^T$ [rad/s]、サンプリング周期を Δt [s] とおいて、サンプル i , $i-1$ 間の角度変化量 $\Delta\boldsymbol{\theta} = (\Delta\theta_x \ \Delta\theta_y \ \Delta\theta_z)^T$ は次式で表される。

$$\Delta\boldsymbol{\theta} = \begin{pmatrix} \Delta\theta_x \\ \Delta\theta_y \\ \Delta\theta_z \end{pmatrix} = \begin{bmatrix} (\omega_{x_i} + \omega_{x_{i-1}})\Delta t / 2 \\ (\omega_{y_i} + \omega_{y_{i-1}})\Delta t / 2 \\ (\omega_{z_i} + \omega_{z_{i-1}})\Delta t / 2 \end{bmatrix} \quad (19)$$

また、サンプル $i-1$ に対するサンプル i の各軸周りの回転行列 $\mathbf{R}_x, \mathbf{R}_y, \mathbf{R}_z$ は

$$\mathbf{R}_{x_{i-1}}^i = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \Delta\theta_x & -\sin \Delta\theta_x \\ 0 & \sin \Delta\theta_x & \cos \Delta\theta_x \end{pmatrix} \quad \mathbf{R}_{y_{i-1}}^i = \begin{pmatrix} \cos \Delta\theta_y & 0 & \sin \Delta\theta_y \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin \Delta\theta_y & 0 & \cos \Delta\theta_y \end{pmatrix} \quad \mathbf{R}_{z_{i-1}}^i = \begin{pmatrix} \cos \Delta\theta_z & -\sin \Delta\theta_z & 0 \\ \sin \Delta\theta_z & \cos \Delta\theta_z & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (20)$$

である。3 軸周りの回転行列を合成して

$$\mathbf{R}_{i-1}^i = \mathbf{R}_{x_{i-1}}^i \mathbf{R}_{y_{i-1}}^i \mathbf{R}_{z_{i-1}}^i \quad (21)$$

よって、固定座標系に対する回転行列 \mathbf{R} は

$$\mathbf{R} = \mathbf{E}_0 \mathbf{R}_0^1 \mathbf{R}_1^2 \dots \mathbf{R}_{i-1}^i \quad (22)$$

ここで、 \mathbf{E}_0 は固定座標系に対するセンサの初期姿勢行列である。以上より、サンプル i における各関節位置座標は下肢モデルを用いて次式で表せる。例として、右踵で立脚している場合を示す。

$$\begin{aligned} {}^G \mathbf{O}_{Right\ heel} \Big|_i &= \begin{pmatrix} {}^G \mathbf{O}_{xRight\ heel} \Big|_{i-1} & {}^G \mathbf{O}_{yRight\ heel} \Big|_{i-1} & 0 \end{pmatrix}^T \quad {}^G \mathbf{O}_{Right\ toe} \Big|_i = {}^G \mathbf{O}_{Right\ toe} \Big|_i + \mathbf{R}_{Right\ toe} {}^s \mathbf{L}_{Right\ heel} \\ {}^G \mathbf{O}_{Right\ ankle} \Big|_i &= {}^G \mathbf{O}_{Right\ heel} \Big|_i + \mathbf{R}_{Right\ heel} {}^s \mathbf{L}_{Right\ ankle} \quad {}^G \mathbf{O}_{Right\ knee} \Big|_i = {}^G \mathbf{O}_{Right\ ankle} \Big|_i + \mathbf{R}_{Right\ lowleg} {}^s \mathbf{L}_{Right\ knee} \\ {}^G \mathbf{O}_{Right\ hip} \Big|_i &= {}^G \mathbf{O}_{Right\ knee} \Big|_i + \mathbf{R}_{Right\ upleg} {}^s \mathbf{L}_{Right\ hip} \quad {}^G \mathbf{O}_{Left\ hip} \Big|_i = {}^G \mathbf{O}_{Right\ hip} \Big|_i + \mathbf{R}_{hip} {}^s \mathbf{L}_{Left\ hip} \\ {}^G \mathbf{O}_{Left\ knee} \Big|_i &= {}^G \mathbf{O}_{Left\ hip} \Big|_i + \mathbf{R}_{Left\ upleg} {}^s \mathbf{L}_{Left\ knee} \quad {}^G \mathbf{O}_{Left\ ankle} \Big|_i = {}^G \mathbf{O}_{Left\ knee} \Big|_i + \mathbf{R}_{Left\ lowleg} {}^s \mathbf{L}_{Left\ ankle} \\ {}^G \mathbf{O}_{Left\ heel} \Big|_i &= {}^G \mathbf{O}_{Left\ ankle} \Big|_i + \mathbf{R}_{Left\ heel} {}^s \mathbf{L}_{Left\ heel} \quad {}^G \mathbf{O}_{Left\ toe} \Big|_i = {}^G \mathbf{O}_{Left\ heel} \Big|_i + \mathbf{R}_{Left\ toe} {}^s \mathbf{L}_{Left\ heel} \end{aligned} \quad (23)$$

ここで、 $\Big|_i$ は任意サンプル i におけるパラメータであることを示している。また、つま先で立脚している場合は

$$\begin{aligned} {}^G \mathbf{O}_{Right\ toe} \Big|_i &= \begin{pmatrix} {}^G \mathbf{O}_{xRight\ toe} \Big|_{i-1} & {}^G \mathbf{O}_{yRight\ toe} \Big|_{i-1} & 0 \end{pmatrix}^T \\ {}^G \mathbf{O}_{Right\ heel} \Big|_i &= {}^G \mathbf{O}_{Right\ toe} \Big|_i + \mathbf{R}_{Right\ heel} {}^s \mathbf{L}_{Right\ heel} \\ {}^G \mathbf{O}_{Right\ ankle} \Big|_i &= {}^G \mathbf{O}_{Right\ heel} \Big|_i + \mathbf{R}_{Right\ heel} {}^s \mathbf{L}_{Right\ ankle} \\ &\vdots \end{aligned} \quad (24)$$

となる。また、左足で立脚しているときは式(23), (24)を逆の手順で計算することで算出できる。ここでは、立脚点を判別するために、4基の小型床反力計の中で最も大きな床反力が負荷しているもので立脚していると考える。

Table 1 Specification of Various Sensors

	Rated Value	Nonlinearity	Response
Force Sensor	XY: ± 250 [N] Z: ± 500 [N]	± 1 [%FS]	2[kHz]
Acceleration Sensor	± 19.6 [m/s ²]	± 1 [%FS]	500[Hz]
Gyro Sensor	± 1200 [deg/s]	± 1 [%FS]	140[Hz]
Geomagnetic Sensor	± 70000 [nT]	± 0.1 [%FS]	10[kHz]

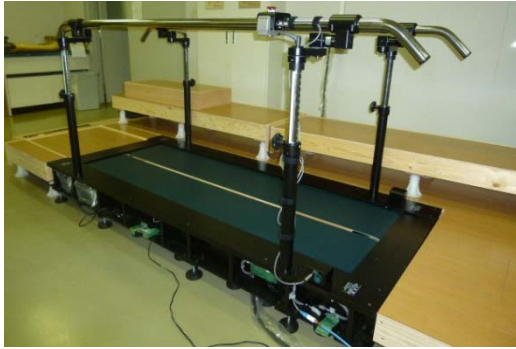


Fig. 1 Split-Belt Treadmill Instrumented Force Plate

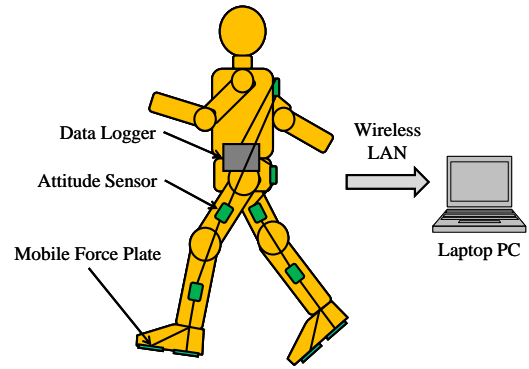


Fig. 2 Wearable Gait Motion Analysis System Using Mobile Force Plate and Attitude Sensor

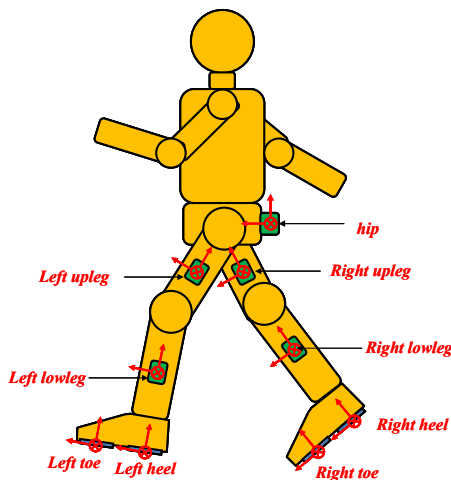


Fig. 3 Name of Sensor Coordinate Systems

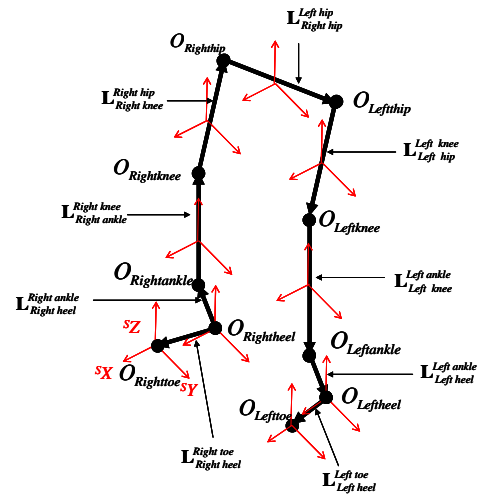


Fig. 4 Lower Leg Model

3. 実験結果および考察

実験結果の一例として、健常者の歩行実験によって得られた一歩行周期中において左右の足に生じる床反力の各軸方向成分をトレッドミルの床反力計によって計測した F_x , F_y , F_z と歩行解析システムに搭載された移動式床反力計によって計測した F'_x , F'_y , F'_z について相互比較したグラフを図5～図8に示す。ここで、実線はトレッドミルの床反力計の計測値、破線は移動式床反力計の計測値を表している。また、矢状面内に生じる足関節、膝関節、股関節の関節角度 θ_x を座標マーカから算出した θ_{xm} と歩行解析システムの姿勢センサから算出した θ_{xv} について相互比較したグラフを図9～図11に示す。図5～図11において、横軸は立脚期および遊脚期を含めた一歩行周期中の時間を正規化し割合で表したものであり、ベルト速度についてもそれぞれ場合分けしたものとした。

床反力に着目すると、左右の足やベルト速度によらず、トレッドミルの床反力計と歩行解析システムに搭載された移動式床反力計からそれぞれ得られたグラフがほぼ同じ傾向を示していることがわかった。関節角度に関しても、座標マーカと歩行解析システムの姿勢センサから算出したものが同様の傾向を示していることがわかった。ここで、垂直方向の床反力に関してトレッドミル側の出力が総じてやや大きくなっている原因としては、移動式床反力計はそれ自身が加速度運動するため慣性力を発生させ、トレッドミルに対して加わったことが考えられる。また、ベルト速度が4 [km/h]の場合に前後方向の床反力において値の差が生じている理由としては、ベルトの張力が大きくなり作用していることが考えられる。したがって、今後、速度のパターンを増加させた場合の実験を実施し、床反力計の計測値を補正するためにベルト速度と出力の相関性を調べた上で、モデル化する予定である。

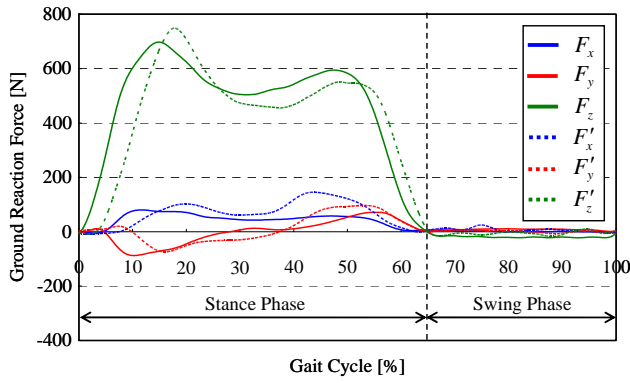


Fig. 5 Ground Reaction Force of Left Leg in 3km/h Belt Speed

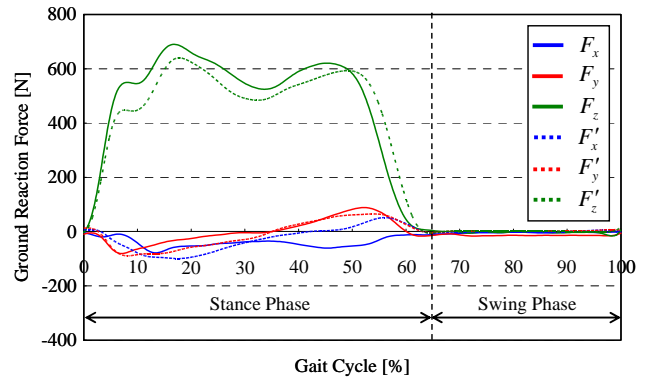


Fig. 6 Ground Reaction Force of Right Leg in 3km/h Belt Speed

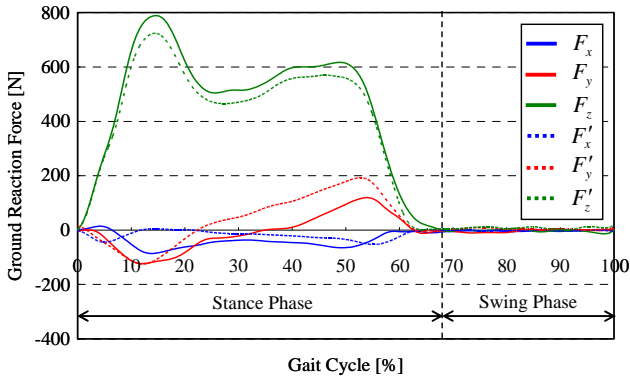


Fig. 7 Ground Reaction Force of Left Leg in 4km/h Belt Speed

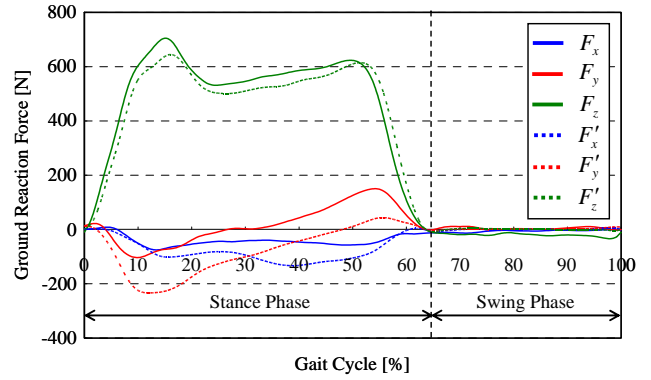


Fig. 8 Ground Reaction Force of Right Leg in 4km/h Belt Speed

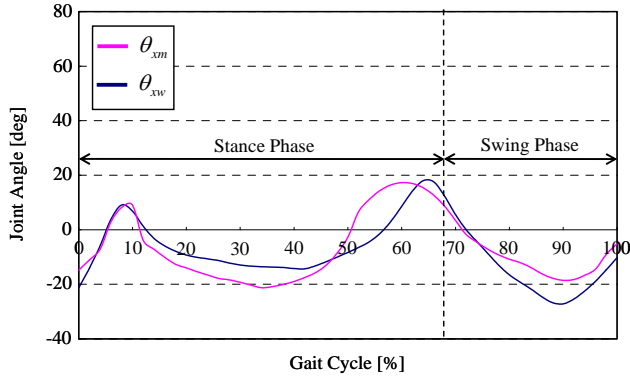


Fig. 9 Ankle Joint Angle in 4km/h Belt Speed

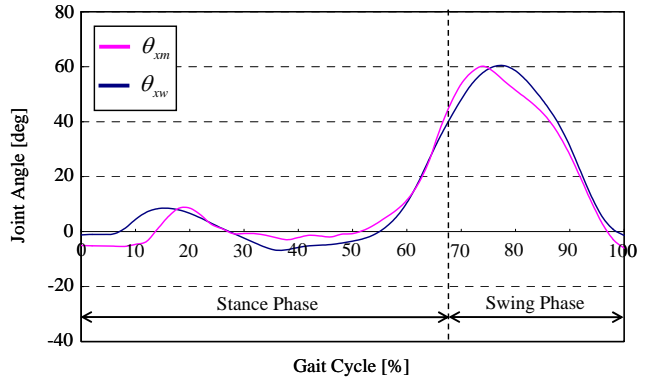


Fig. 10 Knee Joint Angle in 4km/h Belt Speed

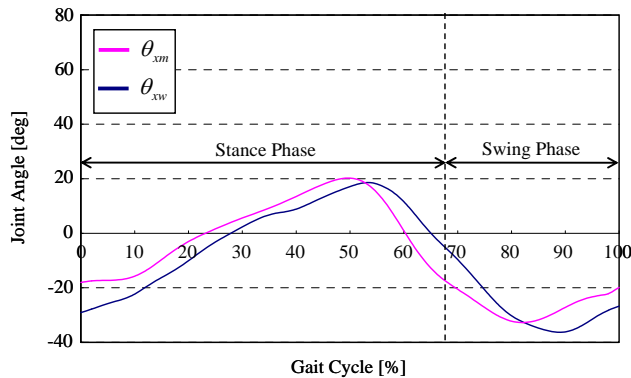


Fig. 11 Hip Joint Angle in 4km/h Belt Speed

4. 結 言

本研究では、これまでに開発された床反力計内蔵型左右分離式トレッドミル、ウェアラブルな歩行解析システムならびに既存の歩行計測システムを併用して統合化した運動教示システムの開発を目的とし、ベルト速度を変化させた条件下における健常者の歩行運動を計測した後、一歩行周期中に生じる床反力に加えて下肢の各関節角

度をシステム全体の出力に基づき算出し、それらの挙動を調べた上で相互比較をおこなった。取得したデータを比較考察した結果、トレッドミルの床反力計と歩行解析システムの移動式床反力計の双方について床反力の出力が挙動に関して概ね一致しており、関節角度に関しても、座標マーカと歩行解析システムの姿勢センサから算出したものが同様の値ならびに挙動を示していることがわかり、運動教示システムとして用いる場合の各計測装置に生じる出力の有効性が検証できた。これらの結果に基づき、第2章3節のデータ解析手順に沿って関節角度や関節モーメントなどの生体力学的物理量を算出し、歩行に関する訓練指標としての定量的評価を進める。

今後の予定としては、バイオフィードバックによる運動教示システムを構築する上で重要と考えられる、トレッドミル上での歩行運動に生じる包括的な物理現象の解明を進めるべく、通常の平地歩行との比較やベルト速度を摂動としてとらえた際の挙動解析に取り組むこととする。具体的には、ベルト速度を小刻みに変化させていった場合や運動中に変化させた場合、左右の足で速度が異なる場合の歩行解析といったものである。また、健常者以外に歩行障害者として大腿義足装着者を被験者とする、左右で条件が異なる歩行実験についても実施する。これらの結果から最適な歩行訓練アルゴリズムを提案するとともに、バイオフィードバックの制御系を構築する。

謝 辞

なお、本研究の一部は日本学術振興会科学研究費助成事業「研究活動スタート支援」(研究課題番号:24860063)の援助を受けた。ここに記して謝意を表する。

文 献

- (1) 江原義弘, 山本澄子, 関節モーメントによる歩行分析, 改訂第1版(2001), pp. 113-125, 医歯薬出版.
- (2) 豊田輝, 山崎裕司, 加藤宗規, 宮城新吾, 吉葉崇, “練習方法の違いが模擬大腿義足歩行技能に及ぼす影響について”, 理学療法科学, Vol. 23, No. 1 (2008), pp. 67-71.
- (3) 佐藤成登志, 林豊彦, 中村康雄, “逆動力学解析法を用いた片麻痺患者の上肢運動機能評価システム”, バイオメカニズム学会誌, Vol. 32, No. 4 (2008), pp. 221-228.
- (4) Bae, T. S., Choi, K., Hong, D. and Mun, M., “Dynamic analysis of above-knee amputee gait”, *Clinical Biomechanics*, Vol. 22 (2007), pp. 557-566.
- (5) Schmid, M., Beltrami, G., Zambambieri, D. and Verni, G., “Centre of pressure displacements in trans-femoral amputees during gait”, *Gait and Posture*, Vol. 21 (2005), pp. 255-262.
- (6) Faber, G. S., Kingma, I., Schepers, H. M., Veltink, P. H. and van Dieën, J. H., “Determination of joint moments with instrumented force shoes in a variety of tasks”, *Journal of Biomechanics*, Vol. 43 (2010), pp. 2848-2854.
- (7) Schepers, H. M., Asseldonk, van E. H. F., Baten, C. T. M. and Veltink, P. H., “Ambulatory estimation of foot placement during walking using inertial sensors,” *Journal of Biomechanics*, Vol. 43, No. 16 (2010), pp. 3138-3143.
- (8) 関川伸哉, 山本澄子, 菅野重樹, “大腿義足膝継手の機械特性と義足歩行との関連性 - 流体制御方式と定摩擦方式膝継手を用いて -”, バイオメカニズム, Vol. 13 (1996), pp. 279-290.
- (9) Riley, P. O., Paolini, G., Croce, D. U., Paylo, W. K. and Kerrigan, D. C., “A kinematic and kinetic comparison of overground and treadmill walking in healthy subjects”, *Gait and Posture*, Vol. 26 (2007), pp. 17-24.
- (10) Watt, R. J., Franz, R. J., Jackson, K., Dicharry, J., Riley, P. O. and Kerrigan, D. C., “A three-dimensional kinematic and kinetic comparison of overground and treadmill walking in healthy elderly subjects”, *Clinical Biomechanics*, Vol. 25 (2010), pp. 444-449.
- (11) 安藤健, 大木英一, 中島康貴, 秋田裕, 飯島浩, 田中理, 藤江正克, “左右分離型トレッドミルを用いた歩行相フィードバックシステム”, 日本機械学会論文集C編, Vol. 77, No. 783 (2011), pp. 4189-4203.
- (12) 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, Vol. 78, No. 789 (2012), pp. 1607-1616.
- (13) 沢村誠志, 切断と義肢, 改訂第4版(2004), pp. 1-5, 医歯薬出版.
- (14) 川村次郎, 義肢装具学, 改訂第3版(2004), pp. 14-16, 医学書院.
- (15) 伊藤利之, 赤居正美, 義肢装具のチェックポイント, 改訂第7版(2008), pp. 14-16, 医学書院.
- (16) Zatsiorsky, V., “The Mass and Inertia Characteristics of the Main Segments of the Human Body”, *Biomechanics V-III*, (1983), pp. 1152-1159.