

Unrestrained Human Gait Motion Analysis Using Mobile Force Plate and Attitude Sensor

Yuichiro HAYASHI*, Nobutaka TSUJUCHI**, Takayuki KOIZUMI*** and Ryuji UNO****

(Received October 10, 2012)

In human gait motion analysis, which is one useful method for efficient physical rehabilitation, ground reaction force, center of pressure and kinematic parameters are measured during walking. For obtaining these data as the unrestrained gait measurement, a novel gait motion analysis system using mobile force plate and attitude sensor has been developed. However, it has been used at only specially-cleaned experimental laboratory in the past. In this paper, ground reaction forces and kinematic parameters applied on the human lower limb are measured under a wide range of environmental conditions including slope and stairs by the developed gait motion analysis system. As a result of the experiments, the patterns of joint moments in the sagittal plane are obtained as the feature quantities in addition to braking and propulsive forces. Finally, the effectiveness of the developed gait motion analysis system to analyze human biomechanics and kinematics during gait is validated.

Key words : medical and welfare assistance, biomechanics, gait analysis, mobile force plate, activities of daily living

キーワード : 医療・福祉支援, バイオメカニクス, 歩行解析, 移動式床反力計, 日常生活動作

移動式床反力計および姿勢センサを用いた制約のないヒトの歩行運動解析

林祐一郎, 辻内伸好, 小泉孝之, 宇野龍司

1. 緒 言

安全衛生管理や労働災害防止対策が重要視されている現代社会においても, 疾病や労働災害・交通事故による下肢切断などの歩行障害を有する患者が増加しており, 高齢化社会の到来と相まってリハビリテーション医療の重要性が高まってきている. その際, 歩行などの運動中に生じる床反力, 関節モーメ

ントおよび下肢の姿勢を表す関節角度は歩行訓練において理学療法士が指示を与える上での定量的な評価指標となり, 非常に有用な情報であると考えられる¹⁻³⁾. 現状では, これらの算出には床反力計および高速度カメラシステムで構成される三次元動作解析装置から得られたデータに基づく逆動力学解析による手法が広く用いられているが, 実験装置は据え置

* Department of Mechanical Engineering, Faculty of Science and Engineering, Doshisha University, Kyoto
Telephone: +81-774-65-7760, Fax: +81-774-65-6488, E-mail: yhayashi@mail.doshisha.ac.jp

** Department of Mechanical and System Engineering, Faculty of Science and Engineering, Doshisha University, Kyoto
Telephone/Fax: +81-774-65-6493, E-mail: ntsujiuc@mail.doshisha.ac.jp

*** Department of Energy and Mechanical Engineering, Faculty of Science and Engineering, Doshisha University, Kyoto
Telephone/Fax: +81-774-65-6492, E-mail: tkoizumi@mail.doshisha.ac.jp

**** Department of Mechanical Engineering, Graduate School, Doshisha University, Kyoto
Telephone/Fax: +81-774-65-6488, E-mail: dtl0402@mail4.doshisha.ac.jp

き型であるため使用場所や歩数の制約が大きく、高価という問題点がある^{4,8)}。ゆえに、制約のない状態を実現する歩行解析が可能な実験装置が必要となる。

以上のことから、これまでに鞋底に複数の3軸力覚センサ⁹⁾を内蔵したサンダル型の移動式床反力計に加えて、下肢に装着する加速度センサ、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を開発した¹⁰⁾。本システムにおいては、移動式床反力計と姿勢センサの各出力を演算処理することにより、従来の手法と比較して安価かつ制約のない条件下で歩行中における床反力、足底圧中心点および下肢の姿勢を算出可能となる。本システムの有効性検証を目的とし、既存の三次元動作解析装置と併用した形での歩行実験に関する相互比較をおこなった結果、両者の計測値はよく一致したため、システム全体として十分な精度を持つことが確かめられ、本来ヒトが持つ歩容に影響を及ぼさないことがわかった。

しかし、これまでに実施した歩行実験では、システム全体の使用場所は特別に環境が整った実験室に限定され、幅広い環境における長時間連続した歩行動作については計測がなされていなかった。ゆえに、本システムの利点を生かした形におけるヒトの日常生活動作を反映した実際的な歩行実験を実施し、より広範囲における歩行解析システムの有効性を検証しなければならない。また、歩行中に生じる負荷荷重や関節角度などの運動学的物理量に基づく姿勢制御メカニズムの解明を目的とし、無拘束状態におけるヒトの歩行運動を計測データに基づき解析した上で、生体力学的な観点からそれぞれの特徴量に関する比較考察をおこなう必要があると考えられる。

そこで、本研究では移動式床反力計および姿勢センサを組み合わせた歩行解析システムを用いて、日常生活の代表的な路面環境である平地、斜面および階段の昇降といった複数の条件下におけるヒトの歩行運動を計測し、一歩行周期中に生じる床反力や足底圧中心点に加えて足関節、膝関節および股関節の各部位に生じる関節モーメントおよび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う。最終的には、無

拘束状態におけるヒトの歩行運動に関する生体力学的考察を目的とする。

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成人男性5名を被験者とした。各被験者の詳細な情報をTable 1に示す。歩行計測実験は同志社大学京田辺校地にて実施し、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、歩行解析システム全体の概略図をFig. 1に示す。本システムは、片足に2台ずつ合計4台の小型床反力計を鞋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。移動式床反力計、姿勢センサ、データログの外観図をFigs. 2-4に示す。小型床反力計の形状寸法は縦 88 [mm]、横 82 [mm]、高さ 9 [mm]、重量 135 [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であるため装着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18 ch, 9 ch, 8 ch、小型床反力計の各定格容量は $F_x, F_y = \pm 500$ [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LIS331 DLH、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、背部に装着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Table 2に示す。小型床反力計は2枚の基板に3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って歩行時における床反力、足底圧中心点ならびに下肢の姿勢を算出可能である。

本システムを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

Table 3およびFig. 5 (a)-(c) に示す特別に環境が整った実験室以外の代表的なヒトの歩行路環境である平地における直進、斜面および階段の昇降といった合計5種類の歩行条件下において、Fig. 6に示すように歩行解析システム一式を装着した被験者が自由な速度で10歩以上の歩行をおこなった際の計測データを取得した。また、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。斜面および階段の歩行条件は、Table 3に示すように斜面の傾斜角度を5 [deg]、階段での段差高さを0.175 [m]、段差奥行きを0.3 [m]とした。

データ解析においては、各歩行条件においてそれぞれ計測した一歩行周期中に生じる床反力、足底圧中心点、関節角度ならびに関節モーメントを比較考

察した。ここで、一歩行周期はかかと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、各物理量の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を算出する。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。

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Fig. 7に示すように定義した場合、各軸方向にかかる床反力 $\mathbf{F}' = (F'_x \ F'_y \ F'_z)^T$ は3軸力覚センサの各出力 F_{xj}, F_{yj}, F_{zj} ($j=1, 2, 3$)を用いて次式から算出することが可能である。

$$\mathbf{F}' = \begin{pmatrix} F'_x \\ F'_y \\ F'_z \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} F_{x1} - (F_{x2} + F_{x3}) \sin 30^\circ + (F_{y2} - F_{y3}) \cos 30^\circ \\ F_{y1} - (F_{y2} + F_{y3}) \sin 30^\circ - (F_{x2} - F_{x3}) \cos 30^\circ \\ F_{z1} + F_{z2} + F_{z3} \end{pmatrix} \quad (2-1)$$

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できる。

$$\mathbf{M}' = \begin{pmatrix} M'_x \\ M'_y \\ M'_z \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} r \{ (F_{z2} + F_{z3}) \sin 30^\circ - F_{z1} \} \\ r (F_{z2} - F_{z3}) \cos 30^\circ \\ r (F_{x1} + F_{x2} + F_{x3}) \end{pmatrix} \quad (2-2)$$

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、 $r = 0.03$ [m]である。式(2-1)、(2-2)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および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 $\mathbf{CoP}' = (x'_{\text{CoP}} \ y'_{\text{CoP}} \ z'_{\text{CoP}})^T$ は次式で算出可能である。

$$\mathbf{CoP}' = \begin{pmatrix} x'_{\text{CoP}} \\ y'_{\text{CoP}} \\ z'_{\text{CoP}} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} -M'_y / F'_z \\ M'_x / F'_z \\ 0 \end{pmatrix} \quad (2-3)$$

小型床反力計の出力に関して、つま先側を添字の *toe*, かかと側を添字の *heel* で表し, Fig. 8 に示すように移動式床反力計における片足全体の座標原点をかかと側の小型床反力計における座標原点と一致させた場合, 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 $\mathbf{CoP} = (x_{\text{CoP}} \ y_{\text{CoP}} \ z_{\text{CoP}})^T$ は次式で表せる.

$$\mathbf{F} = \begin{pmatrix} F_x \\ F_y \\ F_z \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} F'_{x\text{toe}} + F'_{x\text{heel}} \\ F'_{y\text{toe}} + F'_{y\text{heel}} \\ F'_{z\text{toe}} + F'_{z\text{heel}} \end{pmatrix} \quad (2-4)$$

$$\mathbf{M} = \begin{pmatrix} M_x \\ M_y \\ M_z \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} M'_{x\text{toe}} + M'_{x\text{heel}} + F'_{z\text{toe}} d \\ M'_{y\text{toe}} + M'_{y\text{heel}} \\ M'_{z\text{toe}} + M'_{z\text{heel}} - F'_{x\text{toe}} d \end{pmatrix} \quad (2-5)$$

$$\mathbf{CoP} = \begin{pmatrix} x_{\text{CoP}} \\ y_{\text{CoP}} \\ z_{\text{CoP}} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} -M_y / F_z \\ M_x / F_z \\ 0 \end{pmatrix} \quad (2-6)$$

ここで, d は 2 台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. Fig. 9 に各姿勢センサの座標系を示す. 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.

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

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.

$$\theta_y = \begin{cases} -\tan^{-1} \left(\frac{a_x}{a_z} \right) & \text{if } a_x \neq 0 \text{ and } a_z \leq 0 \\ -\tan^{-1} \left(\frac{a_x}{a_z} \right) + \pi & \text{if } a_x > 0 \text{ and } a_z > 0 \\ -\tan^{-1} \left(\frac{a_x}{a_z} \right) - \pi & \text{if } a_x < 0 \text{ and } a_z > 0 \end{cases} \quad (2-8)$$

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.

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

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

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

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

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

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.

$$\begin{aligned} M_{x\text{knee}} = & l_{y2} F'_{z\text{toe}} - l_{z2} F'_{y\text{toe}} + l_{y5} F'_{z\text{heel}} - l_{z5} F'_{y\text{heel}} \\ & - (l_{y8} m_{\text{foot}} + l_{y9} m_{\text{shank}}) g + M'_{x\text{toe}} \\ & + M'_{x\text{heel}} + \left\{ m_{\text{foot}} (l_{y8}^2 + l_{z8}^2) + I_{x1} \right\} \ddot{\theta}_{x1} \\ & + \left\{ m_{\text{shank}} (l_{y9}^2 + l_{z9}^2) + I_{x2} \right\} \ddot{\theta}_{x2} \end{aligned} \quad (2-13)$$

$$\begin{aligned} M_{y\text{knee}} = & l_{z2} F'_{x\text{toe}} - l_{x2} F'_{z\text{toe}} + l_{z5} F'_{x\text{heel}} - l_{x5} F'_{z\text{heel}} \\ & + (l_{x8} m_{\text{foot}} + l_{x9} m_{\text{shank}}) g + M'_{y\text{toe}} \\ & + M'_{y\text{heel}} + \left\{ m_{\text{foot}} (l_{x8}^2 + l_{z8}^2) + I_{y1} \right\} \ddot{\theta}_{y1} \\ & + \left\{ m_{\text{shank}} (l_{x9}^2 + l_{z9}^2) + I_{y2} \right\} \ddot{\theta}_{y2} \end{aligned} \quad (2-14)$$

$$\begin{aligned}
M_{z\text{knee}} = & l_{x2}F'_{y\text{toe}} - l_{y2}F'_{x\text{toe}} + l_{x5}F'_{y\text{heel}} \\
& - l_{y5}F'_{x\text{heel}} + M'_{z\text{toe}} + M'_{z\text{heel}} \\
& + \left\{ m_{\text{foot}}(l_{x8}^2 + l_{y8}^2) + I_{z1} \right\} \ddot{\theta}_{z1} \\
& + \left\{ m_{\text{shank}}(l_{x9}^2 + l_{y9}^2) + I_{z2} \right\} \ddot{\theta}_{z2}
\end{aligned} \quad (2-15)$$

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

$$\begin{aligned}
M_{x\text{hip}} = & l_{y3}F'_{z\text{toe}} - l_{z3}F'_{y\text{toe}} + l_{y6}F'_{z\text{heel}} - l_{z6}F'_{y\text{heel}} \\
& - (l_{y10}m_{\text{foot}} + l_{y11}m_{\text{shank}} + l_{y12}m_{\text{thigh}})g \\
& + M'_{x\text{toe}} + M'_{x\text{heel}} \\
& + \left\{ m_{\text{foot}}(l_{y10}^2 + l_{z10}^2) + I_{x1} \right\} \ddot{\theta}_{x1} \\
& + \left\{ m_{\text{shank}}(l_{y11}^2 + l_{z11}^2) + I_{x2} \right\} \ddot{\theta}_{x2} \\
& + \left\{ m_{\text{thigh}}(l_{y12}^2 + l_{z12}^2) + I_{x3} \right\} \ddot{\theta}_{x3}
\end{aligned} \quad (2-16)$$

$$\begin{aligned}
M_{y\text{hip}} = & l_{z3}F'_{x\text{toe}} - l_{x3}F'_{z\text{toe}} + l_{z6}F'_{x\text{heel}} - l_{x6}F'_{z\text{heel}} \\
& + (l_{x10}m_{\text{foot}} + l_{x11}m_{\text{shank}} + l_{x12}m_{\text{thigh}})g \\
& + M'_{y\text{toe}} + M'_{y\text{heel}} \\
& + \left\{ m_{\text{foot}}(l_{x10}^2 + l_{z10}^2) + I_{y1} \right\} \ddot{\theta}_{y1} \\
& + \left\{ m_{\text{shank}}(l_{x11}^2 + l_{z11}^2) + I_{y2} \right\} \ddot{\theta}_{y2} \\
& + \left\{ m_{\text{thigh}}(l_{x12}^2 + l_{z12}^2) + I_{y3} \right\} \ddot{\theta}_{y3}
\end{aligned} \quad (2-17)$$

$$\begin{aligned}
M_{z\text{hip}} = & l_{x3}F'_{y\text{toe}} - l_{y3}F'_{x\text{toe}} + l_{x6}F'_{y\text{heel}} \\
& - l_{y6}F'_{x\text{heel}} + M'_{z\text{toe}} + M'_{z\text{heel}} \\
& + \left\{ m_{\text{foot}}(l_{x10}^2 + l_{y10}^2) + I_{z1} \right\} \ddot{\theta}_{z1} \\
& + \left\{ m_{\text{shank}}(l_{x11}^2 + l_{y11}^2) + I_{z2} \right\} \ddot{\theta}_{z2} \\
& + \left\{ m_{\text{thigh}}(l_{x12}^2 + l_{y12}^2) + I_{z3} \right\} \ddot{\theta}_{z3}
\end{aligned} \quad (2-18)$$

ここで、 g は重力加速度、 $m_{\text{foot}}, m_{\text{shank}}, m_{\text{thigh}}$ 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¹¹⁾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部、下腿部、大腿部の x, y, z 軸周りの角加速度、 I_{xj}, I_{yj}, I_{zj} ($j=1, 2, 3$) は人体特性¹¹⁾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。

Table 1. Subject characteristics.

Subject	Height [m]	Weight [kg]	Age (years)
Subject 1	1.72 [m]	65 [kg]	23
Subject 2	1.74 [m]	60 [kg]	24
Subject 3	1.68 [m]	71 [kg]	26
Subject 4	1.65 [m]	54 [kg]	22
Subject 5	1.71 [m]	65 [kg]	23

Table 2. 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]

Table 3. Descriptions of the five various activities.

Activities	Descriptions
Level Walking	Level walking along a level, straight-line walkway
Downslope	Descending 5 [deg] of a slope
Upslope	Ascending 5 [deg] of a slope
Downstairs	Descending stairs of 0.175 [m] height × 0.3 [m] deep
Upstairs	Ascending stairs of 0.175 [m] height × 0.3 [m] deep

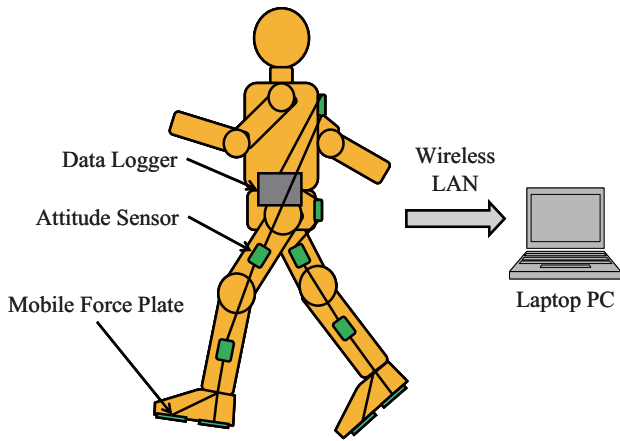


Fig. 1. Constitution of the developed wearable gait motion analysis system.



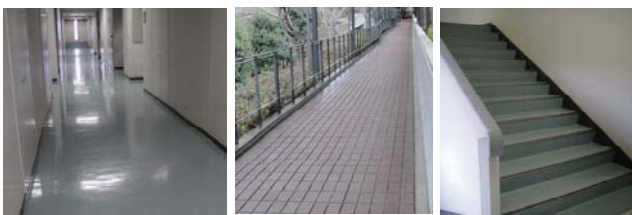
Fig. 2. Attitude sensor.



Fig. 3. Mobile force plate.



Fig. 4. Data logger.



(a) Level (b) Slope (c) Stairs

Fig. 5. Experimental fields.



(a) Front (b) Back (c) Left side (d) Right side

Fig. 6. Subject with the gait motion analysis system.

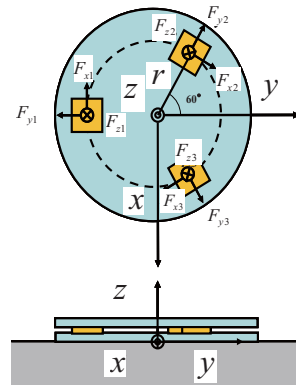


Fig. 7. Definition of force plate coordinate system.

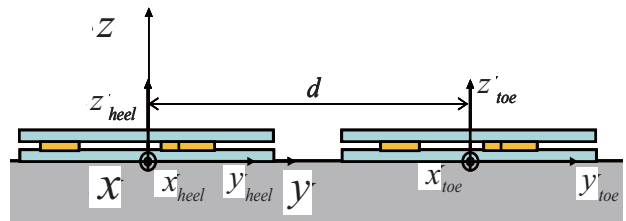


Fig. 8. Definition of total force coordinate system.

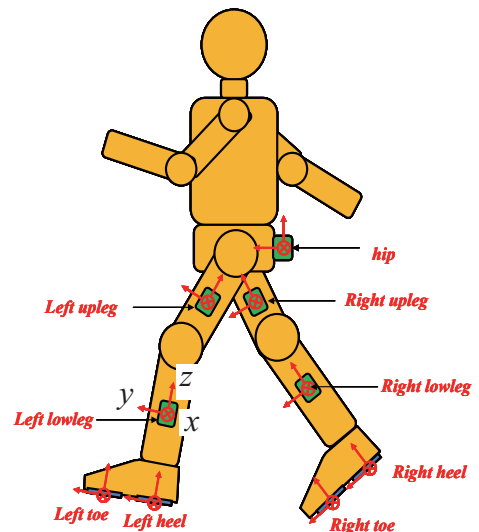


Fig. 9. Names of sensor coordinate systems.

3. 実験結果

3.1 床反力

実験結果の一例として、被験者の各歩行条件において得られた一歩行周期中に生じる床反力の各軸方向成分 F_x , F_y , F_z をそれぞれ Figs. 10-14 に示す. ここで、図の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る. Fig. 10 より、平地を直進歩行する場合における立脚期に生じる床反力の3軸方向成分は一般的に設置型床反力計から得られる荷重データの波形¹²⁾と類似したパターンとなった.

また、他の歩行条件についても、Figs. 11-14 より各荷重の出力が十分な大きさとして得られた上、床反力は平地の場合と比較して全体的に共通の特徴を示したことがわかる. さらに、床反力を床面から受けない遊脚期には値がほとんど生じていなかった.

3.2 関節角度

実験結果の一例として、被験者の各歩行条件において得られた一歩行周期中に生じる各座標軸周りの関節角度 θ_x , θ_y , θ_z を足関節、膝関節および股関節について Figs. 15-26 に示す.

Figs. 15-26 より、全体として θ_y , θ_z と比較し θ_x が立脚期、遊脚期ならびに地形の変化に対応した出力となったことがいえる. また、 θ_y , θ_z 中でも、 θ_z は各歩行条件に関して一貫性のないパターンとなったことが読み取れる.

3.3 関節モーメント

実験結果の一例として、被験者の各歩行条件において得られた一歩行周期中に生じる各軸周りの関節モーメント M_x , M_y , M_z を足関節、膝関節および股関節について Figs. 27-38 に示す.

Figs. 27-38 より、前節の関節角度と類似した形で全体として M_y , M_z と比較し M_x が立脚期、遊脚期および地形の変化に対応した出力となったことが読み取れる. また、 M_y , M_z 中でも M_z は各歩行条件に関して一貫性のないパターンとなったことがいえる.

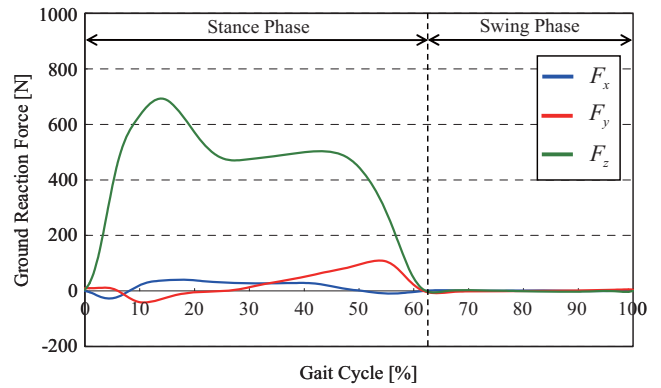


Fig. 10. Patterns of ground reaction forces in straight-line level walking.

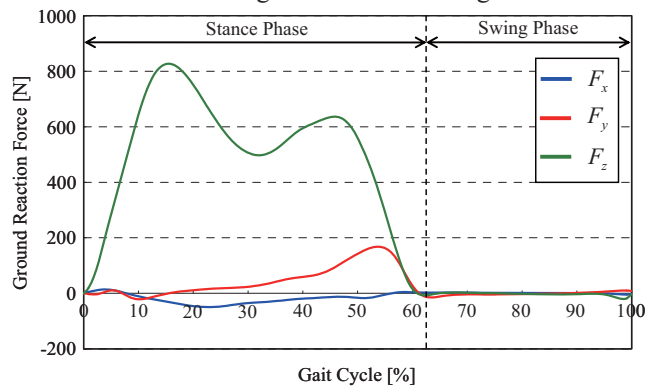


Fig. 11. Patterns of ground reaction forces in walking upslope.

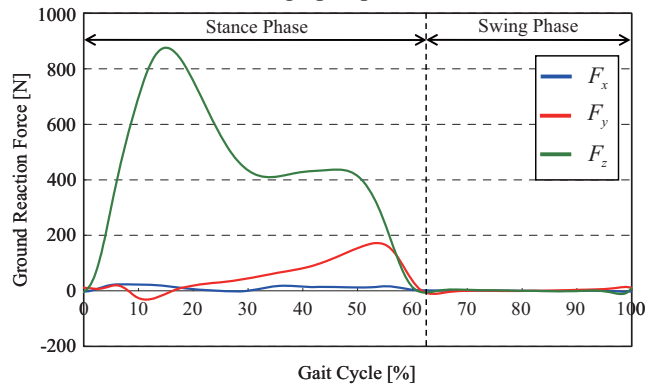


Fig. 12. Patterns of ground reaction forces in walking downslope.

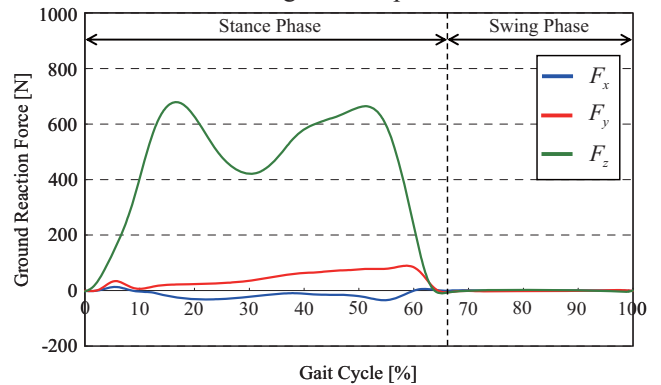


Fig. 13. Patterns of ground reaction forces in walking upstairs.

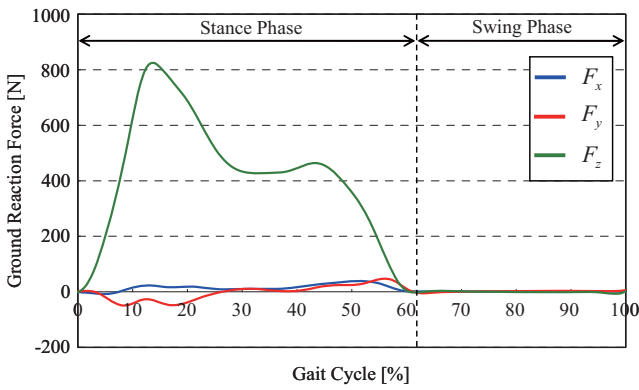


Fig. 14. Patterns of ground reaction forces in walking downstairs.

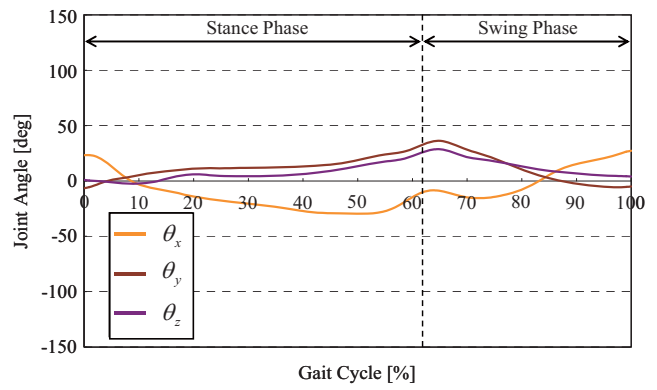


Fig. 18. Patterns of ankle joint angles in walking downstairs.

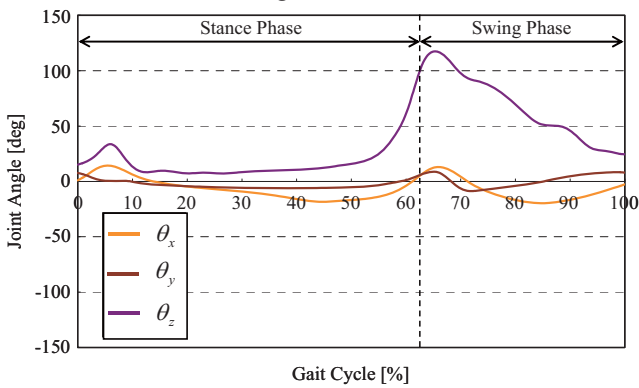


Fig. 15. Patterns of ankle joint angles in straight-line level walking.

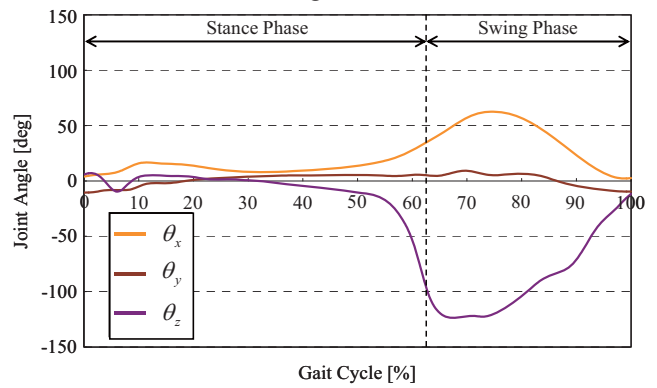


Fig. 19. Patterns of knee joint angles in straight-line level walking.

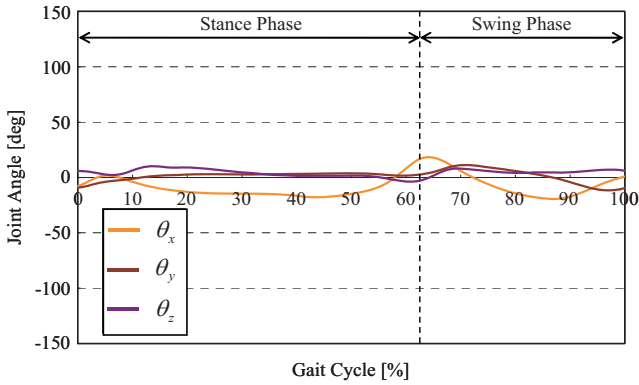


Fig. 16. Patterns of ankle joint angles in walking upslope.

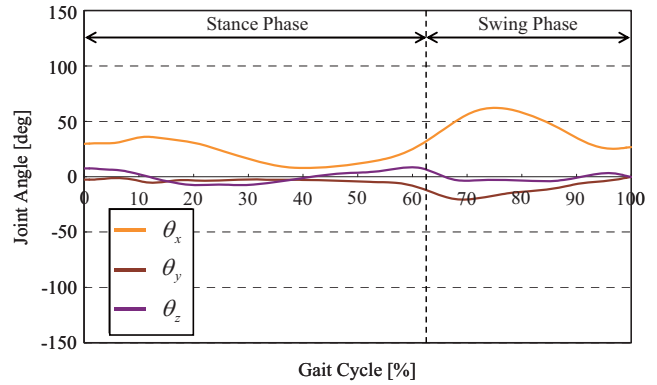


Fig. 20. Patterns of knee joint angles in walking upslope.

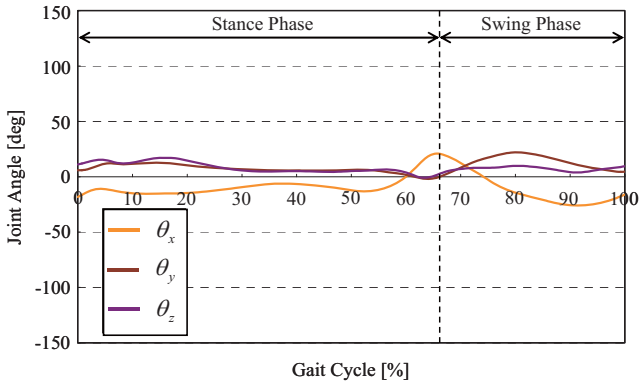


Fig. 17. Patterns of ankle joint angles in walking upstairs.

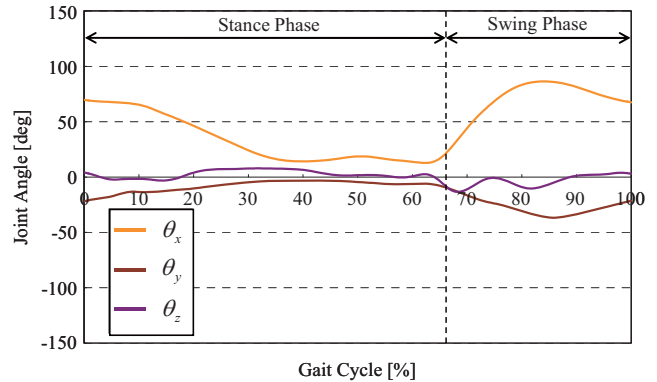


Fig. 21. Patterns of knee joint angles in walking upstairs.

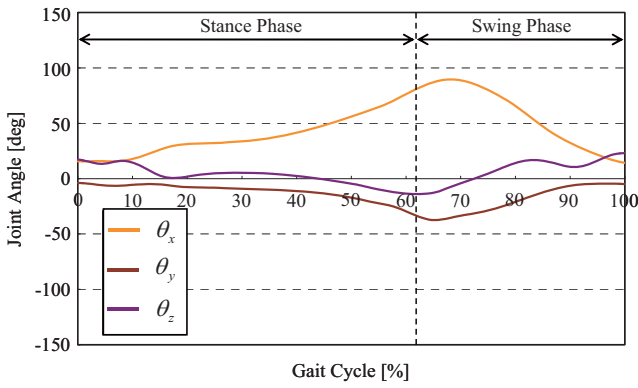


Fig. 22. Patterns of knee joint angles in walking downstairs.

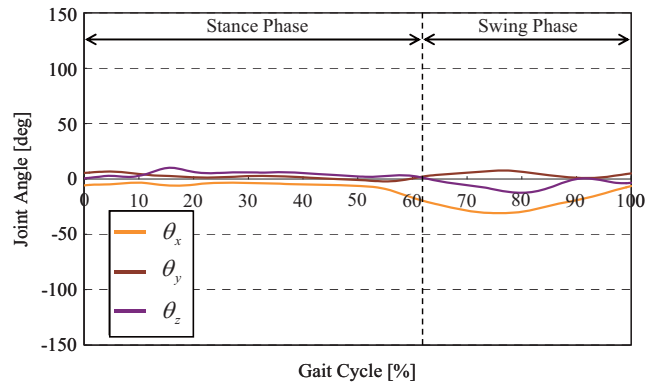


Fig. 26. Patterns of hip joint angles in walking downstairs.

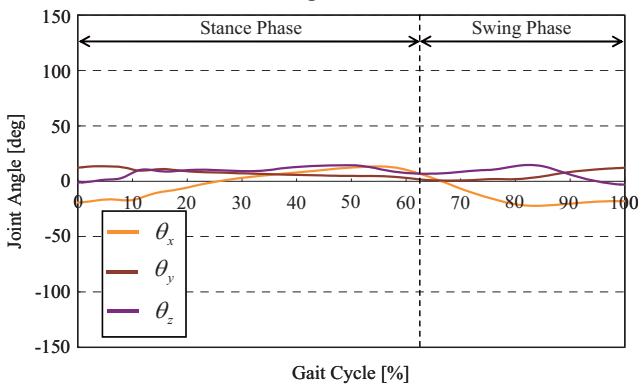


Fig. 23. Patterns of hip joint angles in straight-line level walking.

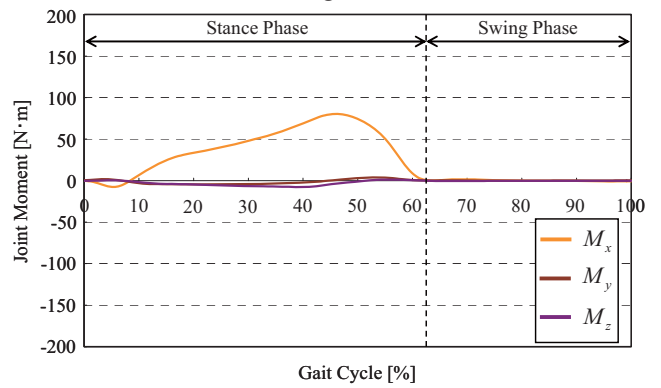


Fig. 27. Patterns of ankle joint moments in straight-line level walking.

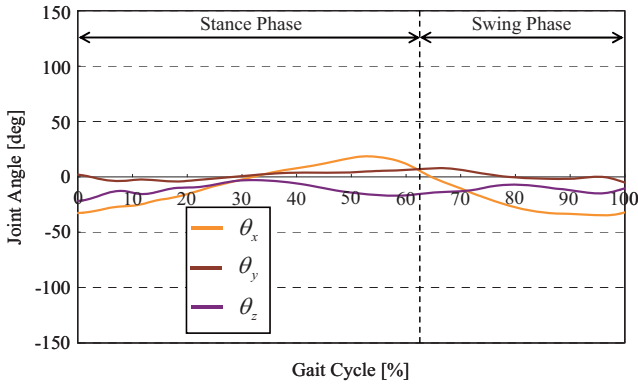


Fig. 24. Patterns of hip joint angles in walking upslope.

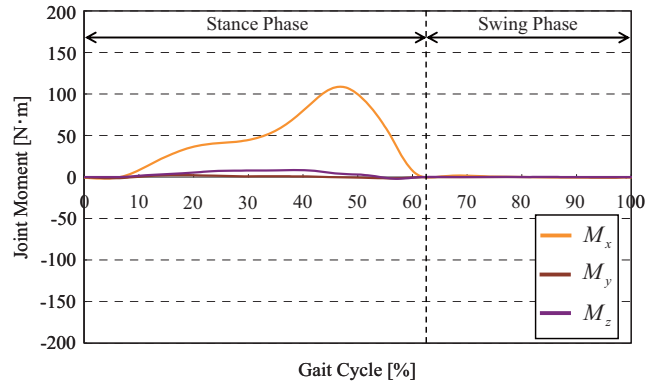


Fig. 28. Patterns of ankle joint moments in walking upslope.

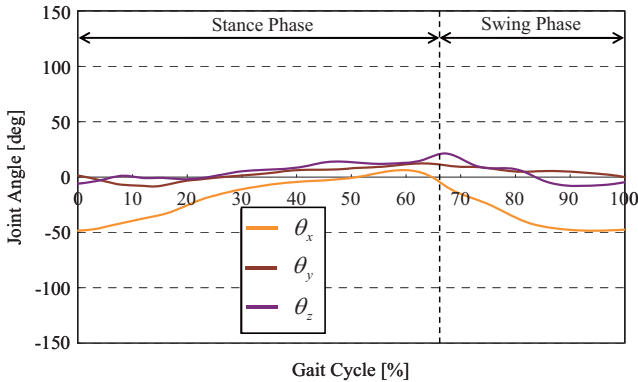


Fig. 25. Patterns of hip joint angles in walking upstairs.

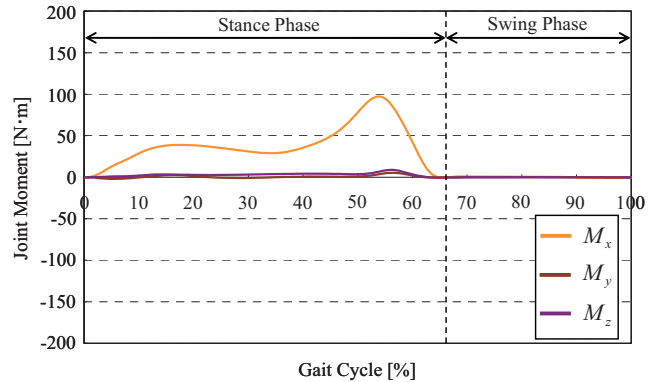


Fig. 29. Patterns of ankle joint moments in walking upstairs.

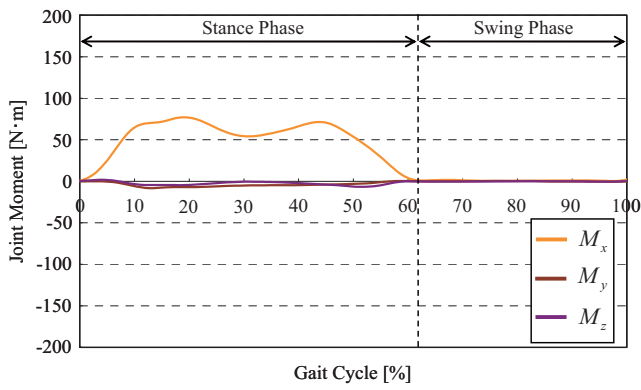


Fig. 30. Patterns of ankle joint moments in walking downstairs.

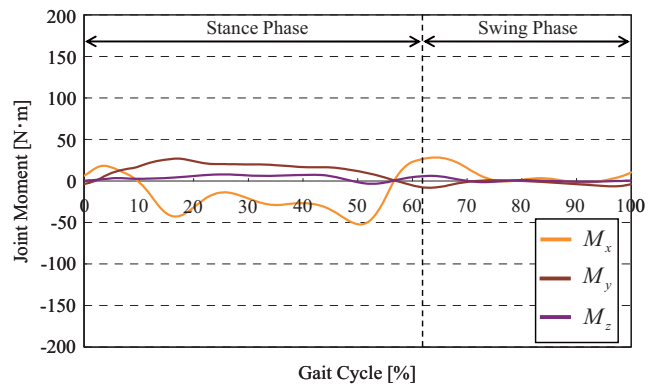


Fig. 34. Patterns of knee joint moments in walking downstairs.

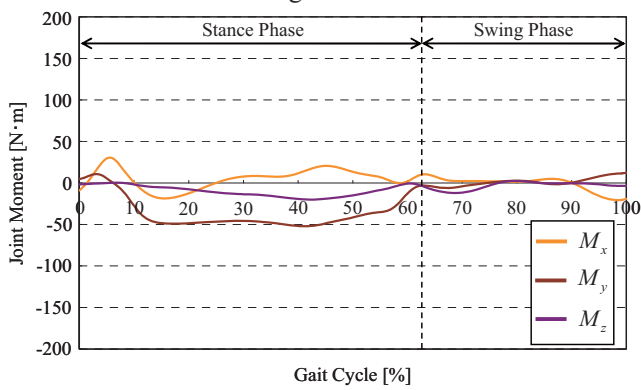


Fig. 31. Patterns of knee joint moments in straight-line level walking.

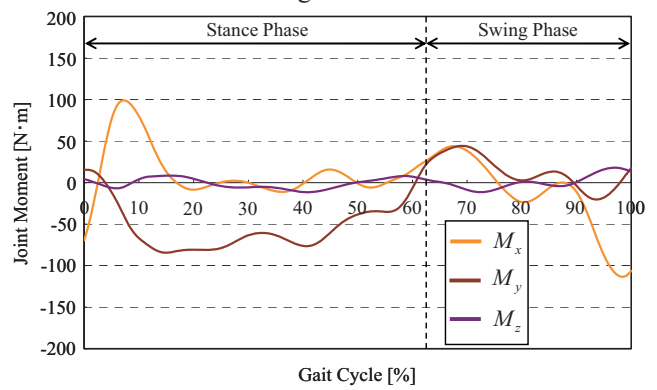


Fig. 35. Patterns of hip joint moments in straight-line level walking.

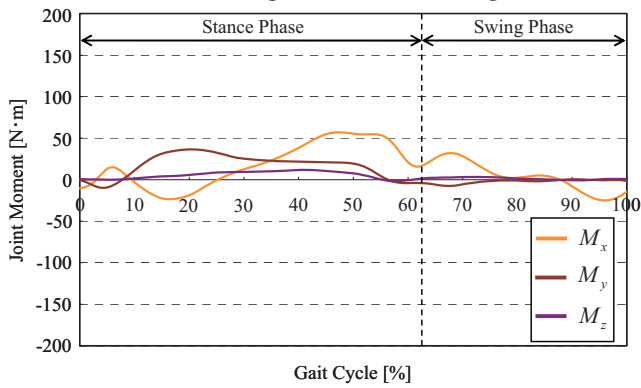


Fig. 32. Patterns of knee joint moments in walking upslope.

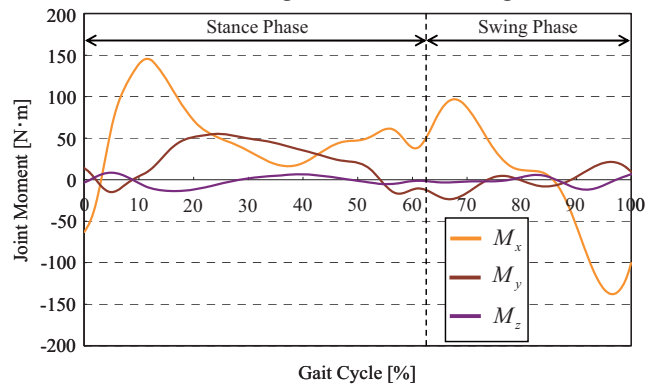


Fig. 36. Patterns of hip joint moments in walking upslope.

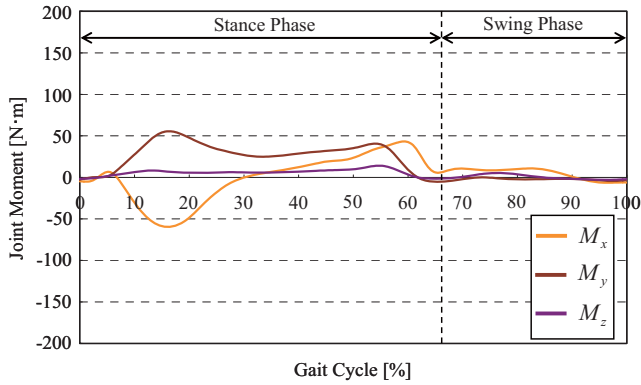


Fig. 33. Patterns of knee joint moments in walking upstairs.

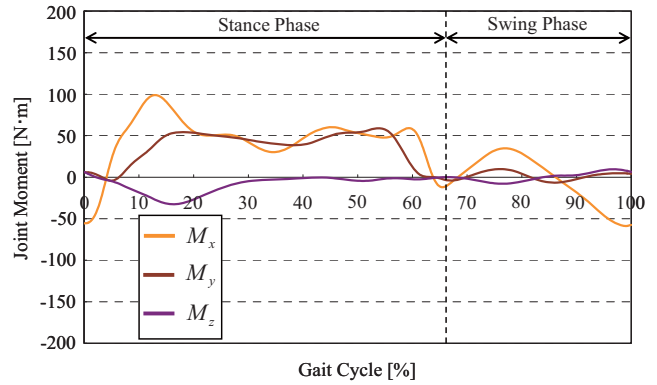


Fig. 37. Patterns of hip joint moments in walking upstairs.

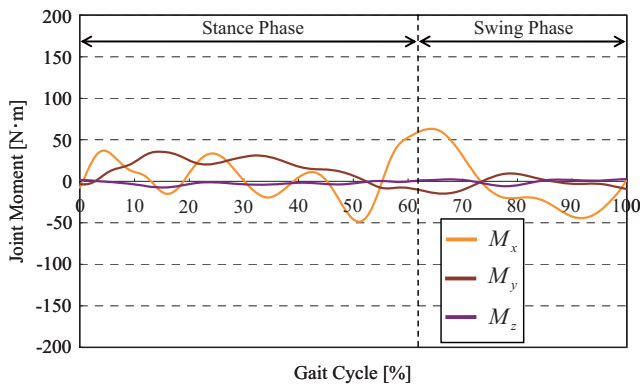


Fig. 38. Patterns of hip joint moments in walking downstairs.

4. 考 察

Figs. 10-38 より被験者の歩行時に生じた各荷重パターンに着目すると、総じて F_z が二峰性の波形となり、床反力の3軸方向成分における最も大きな値となった。また、平地直進歩行における F_y の挙動から、立脚期における前期と後期にそれぞれピークとなった形でかかと接地時のブレーキである制動力およびつま先離地時の推進力が生じていることが読み取れる。中でも、推進力に関しては平地と比較して斜面上りおよび斜面下りでやや大きくなっていることから、斜面歩行時には不安定性に基づくより大きな力の必要性がみられる。さらに、 F_x の挙動から立脚期全体を通して側面方向の荷重が生じたことがいえる。このうち F_x については、他の歩行条件においても同様の挙動がみられた。しかし、 F_y については斜面上りおよび斜面下りでは挙動が等しくなったものの、階段上りでは立脚期全体を通して推進力が生じた形となり、階段下りでは挙動が類似していたが制動力がやや増加したことに対して推進力が著しく低下した。これらは健常者の階段昇降時に起こり得る現象である¹³⁾ことから、本研究で実施した歩行実験は健常者の歩行を再現したといえる。

次に、反モーメントに関しては関節の位置関係から各歩行条件における足関節モーメントとほぼ等しくなったため、以下、足関節モーメントと同等に扱うこととする。平地直進歩行において M_x の挙動から、立脚期前期では足関節における背屈方向のモーメントがかかと接地時に生じ、立脚期中期から後期

にかけては底屈方向のモーメントが生じたことがわかる。この結果は健常者の同じ動作における足関節モーメントの挙動¹⁴⁾と一致する。また、 M_y 、 M_z はそれぞれ立脚期全体を通して負および正の方向に生じていた。さらに、 M_x の挙動からは底屈モーメントが平地直進歩行よりも斜面上りの場合に大きくなったことから、斜面歩行時には不安定性に基づくより大きなモーメントの必要性がみられる。加えて、階段の昇降においては健常者の同じ動作における足関節モーメントの挙動¹⁴⁾と一致した形で立脚期全体を通して底屈モーメントが生じていたことがわかる。

他方、各関節角度、膝関節モーメントおよび股関節モーメントに関しては斜面歩行時に平地の場合と比較して θ_x は同様の大きさを持つ挙動を示し、膝関節モーメントおよび股関節モーメントはより大きな値を持つ同様の挙動を示した。全体として、各歩行条件において求めた結果はこれまでと同じく健常者の挙動¹⁴⁾と一致した。

したがって、本研究で実施した無拘束状態における健常者を被験者とした歩行計測実験の結果、運動学的物理量である床反力、関節角度や関節モーメントなどの各歩行条件に関する相違および生体力学的なメカニズムを解析したとともに、使用した歩行解析システム一式による無拘束歩行計測の有効性を検証したといえる。

5. 結 言

本研究では、一般的な日常生活動作を反映した幅広い環境条件下における長時間連続した無拘束歩行計測が可能な移動式床反力計および姿勢センサを組み合わせた歩行解析システムを用いた実験を通じて、実際のヒトの歩行運動に関する定量的評価をおこなった。得られた計測データを生体力学的な観点から比較考察した結果、以下に示す結論を得た。

1. 移動式床反力計および姿勢センサを用いたウェアラブルな歩行解析システムを装着した健常者を被験者とする歩行計測実験を実施し、日常生活動作を反映した合計 5 種類の歩行条件下において生

じた運動学的物理量を計測および比較考察した。

2. 各歩行条件におけるシステム全体の出力として得られた床反力，関節角度や関節モーメントなどの各パターンに関する相違および生体力学的なメカニズムを解析し，使用したシステム一式による無拘束歩行計測の有効性を検証した。

株式会社テック技販ならびに高知工科大学システム工学群の井上喜雄教授には移動式床反力計および姿勢センサを組み合わせたウェアラブルな歩行解析システムの開発にあたってご協力を頂いた。なお，本研究の一部は 2012 年度同志社大学理工学研究所研究助成金および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。

参考文献

- 1) 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，**32-4**，221-228 (2008).
- 2) 金承革，舟久保旭，垣内健司，長谷川宏平，“歩行立脚期の膝関節硬さ指標としての膝関節モーメント値の有用性”，第 31 回バイオメカニズム学術講演会予稿集，121-124 (2010).
- 3) 井上喜雄，劉濤，芝田京子，塩島康造，辻内伸好，“移動式フォースプレートの開発 - 柔軟でウェアラブルな床反力センサ -”，生活生命支援医療福祉工学系学会連合大会 2010 講演論文集，477-480 (2010).
- 4) 佐川貢一，煤孫光俊，猪岡光，“加速度積分による 3 次元歩行移動量の無拘束計測”，計測自動制御学会東北支部 第 202 回研究集会，202-10 (2002).
- 5) 佐川貢一，佐藤豊，猪岡光，“水平方向歩行距離の無拘束計測”，計測自動制御学会論文集，**36-11**，909-915 (2000).
- 6) 鶴沼宗利，宇佐美芳明，野中士郎，“加速度センサを用いた人間の歩行動作の認識方法”，電気学会論文誌 A，**118-3**，218-226 (1998).
- 7) H. M. Schepers, E. H. F. van Asseldonk, C. T. M. Baten and P. H. Veltink, “Ambulatory estimation of foot placement during walking using inertial sensors,” *Journal of Biomechanics*, **43-16**, 3138-3143 (2010).
- 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 -”，バイオメカニズム学会誌，**13**，279-290 (1996).
- 9) G-S. Kim, D-I. Kang and S-H. Rhee, “Design and fabrication of a six- component force/moment sensor,” *Sensors and Actuators, A: Physical*, **77-3**, 209-220 (1999).
- 10) 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).
- 11) V. Zatsiorsky, “The Mass and Inertia Characteristics of the Main Segments of the Human Body,” *Biomechanics V-III B*, 1152-1159 (1983).
- 12) 江原義弘，山本澄子，“ボディダイナミクス入門 - 歩き始めと歩行の分析 -」（医歯薬出版株式会社，東京，2004），101-176.
- 13) 佐藤正視，池内秀隆，加藤了三，山下忠，“階段昇降時の床反力特性解析”，バイオメカニズム学会誌，**12**，231-241 (1994).
- 14) 江原義弘，山本澄子，“関節モーメントによる歩行分析」（医歯薬出版株式会社，東京，2001），3-134.