

## 無拘束状態における下肢関節回転運動の定量的評価

Quantitative Evaluation of the Rotational Motion in the Joints of the Lower Limb  
during the Unrestrained Human Gait

辻内伸好(同志社大) ○牧野裕太(同志社大院) 小泉孝之(同志社大)

土屋陽太郎(テック技販) 林祐一郎(首都大)

Nobutaka TSUJIUCHI, Doshisha University  
Yuta MAKINO, Graduate School, Doshisha University  
Takayuki KOIZUMI, Doshisha University  
Youtaro TSUCHIYA, Tec Gihan Co., LTD  
Yuichiro HAYASHI, Tokyo Metropolitan University

**Abstract:** Although the quantitative evaluation technique of the various physical quantities which arises during gait movement of the humans using singular value decomposition has been proposed until now, the leg joint moment has not been contained in the gait motion element. In this research, quantitative evaluation of human gait motion including a joint moment as a new motion element was performed besides the joint angle. Concretely, gait motion under some conditions which are the typical road surface environment in the activities of daily living in a human unrestrained condition using the wearable gait analysis system equipped with the mobile force plate and the posture sensor was measured. And singular value decomposition extracted the pattern of operation with high correlation from the computed joint angle and the joint moment also in the joint cooperation operation, comparison consideration was performed from a biodynamic viewpoint, and the validity of quantitative evaluation was verified.

**Key Words:** Gait, Wearable Gait Analysis System, Singular Value Decomposition

## 1. 緒言

ヒトの歩行運動は身体の力学, 周囲の環境および中枢神経系によるシステムであり, それらの相互作用から不安定な床面においても姿勢を維持できる安定性, 傾斜や歩行速度の変化に応じて動きを調整する適応性の両面が実現されている。また, 近年では疾病や労働災害・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<sup>(1)-(11)</sup>。ここで, 歩行障害の解明とそれらに基づく運動教示を考える上で, ヒトの制御方策に基づく運動の構成原理は重要であり, その巧みさを明らかにすることは機械の設計論としても有用である<sup>(12)</sup>。これまでに, ヒトの運動は複数の単純な協調パターンの重ね合わせで成り立つと報告されており, 抽出した各パターンを提示することによって運動教示が容易となると考えられる。

先行研究として, ヒトの運動中に生じる関節角度や表面筋電位を算出し, それらの時間変化を各関節または筋肉について整理した上, 観測行列と呼ばれる評価指標を表す行列にまとめ, 特異値分解を施すことによって, 主要な関節間協調およびその活動パターンを求める定量的評価手法が提案され, 歩行など種々の運動に適用されている<sup>(13)</sup>。これにより, 全身にわたる関節間の相互に高い相関が存在するヒトの運動に関して, 多数の運動学および生体工学的パラメータによって表現される関節間協調が何を表しているかの具体的な性質を判断する場合において, 複数の特徴量を用いて客観的に定義することが可能となる。

しかし, 提案された手法の適用例では, 前述の物理量と同様にリハビリテーション医療の一環として実施される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, 動力学的な決定因子と定義され非常に有用な力覚情報である下肢の各関節モーメントを運動要素に

含めておらず, 関節周りにおける回転運動の構成原理が不明であると考えられる。さらに, 使用した三次元動作解析装置は据え置き型であり, 使用場所や歩数の制約が大きく実際の歩行を実現しているといえず, 制約のない歩行解析が必要である。

そこで, 本研究ではヒトの歩行における下肢の動力学的パラメータとして関節モーメントに着目し, 姿勢制御メカニズムとして考えられる各関節の回転運動パターンを運動学ならびに動力学的な観点から定量的に評価することを目的とする。最初に, 新たに開発したサンダル型の移動式床反力計と加速度センサ, ジャイロセンサ, 地磁気センサを内蔵した姿勢センサを用いたウェアラブルな歩行解析システム<sup>(14)</sup>を適用し, 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する。次に, それらより算出したそれぞれの関節角度および関節モーメントの時系列挙動を組み合わせて構成される新たな観測行列に関して特異値分解を施し, 各物理量に基づく歩行中の下肢関節に生じる回転運動の寄与度解析をおこない, 制約のない無拘束状態における関節間協調動作の中でも相関が高い動作パターンを抽出する。そして, 最終的には各歩行条件に関する相互比較をおこない, 実施した定量的評価の有効性を検証する。

## 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。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図1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

ガによって構成される。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 18ch, 9ch, 8ch, 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。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, 足底圧中心点および下肢の姿勢を算出可能である。

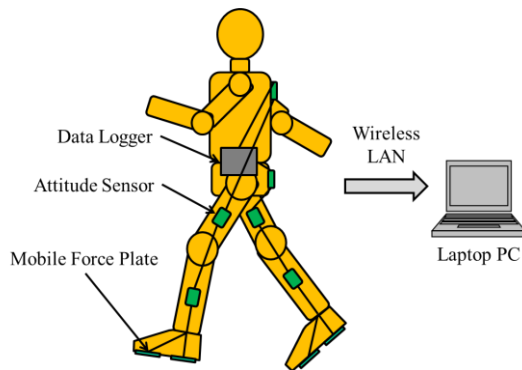


Fig. 1 Wearable Gait Analysis System Using Mobile Force Plate and Attitude Sensor

## 2-2 実験条件

表 1 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, 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, 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としては, 表 1 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計測したそれぞれの物理量に基づき, 下肢の 3 関節に生じる各関節角

度ならびに各関節モーメントを算出した。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床反力における  $z$  軸方向の挙動から判断した。

Table 1 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

## 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  $M'_x$  を含めた床反力

$F'_y, F'_z$ , 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。

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  $\theta_x$  を次式により算出する。

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

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  $x$  軸周りのモーメント  $M_{xankle}$  は次式で求められる。

$$M_{xankle} = l_{y2}F'_{ztoe} - l_{z2}F'_{ytoe} + l_{y4}F'_{zheel} - l_{z4}F'_{yheel} - l_{y7}m_{foot}g + M'_{xtoe} + M'_{xheel} + \{m_{foot}(l_{y7}^2 + l_{z7}^2) + I_{x1}\}\ddot{\theta}_{x1} \quad (2)$$

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

$$M_{xknee} = l_{y2}F'_{zoe} - l_{z2}F'_{yoe} + l_{y5}F'_{zheel} - l_{z5}F'_{yheel} - (l_{y8}m_{foot} + l_{y9}m_{shank})g + M'_{xoe} + M'_{xheel} + \{m_{foot}(l_{y8}^2 + l_{z8}^2) + I_{x1}\}\ddot{\theta}_{x1} + \{m_{shank}(l_{y9}^2 + l_{z9}^2) + I_{x2}\}\ddot{\theta}_{x2} \quad (3)$$

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

$$M_{xhip} = l_{y3}F'_{zoe} - l_{z3}F'_{yoe} + l_{y6}F'_{zheel} - l_{z6}F'_{yheel} - (l_{y10}m_{foot} + l_{y11}m_{shank} + l_{y12}m_{thigh})g + M'_{xoe} + M'_{xheel} + \{m_{foot}(l_{y10}^2 + l_{z10}^2) + I_{x1}\}\ddot{\theta}_{x1} + \{m_{shank}(l_{y11}^2 + l_{z11}^2) + I_{x2}\}\ddot{\theta}_{x2} + \{m_{thigh}(l_{y12}^2 + l_{z12}^2) + I_{x3}\}\ddot{\theta}_{x3} \quad (4)$$

ここで, 添字の *toe*, *heel* は小型床反力計におけるつま先, かかると対応し,  $g$  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<sup>(15)</sup>から得られた足部, 下腿部, 大腿部の質量,

$\ddot{\theta}_{x_j}$  ( $j=1, 2, 3$ )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  $x$  軸周りに生じる角加速度,  $I_{x_j}$  ( $j=1, 2, 3$ )は人体特性<sup>(15)</sup>から得られた  $x$  軸に関する足部, 下腿部, 大腿部の慣性モーメント,  $l_{y1}, \dots, l_{y12}, l_{z1}, \dots, l_{z12}$ は計測した各関節からつま先側の小型床反力計における座標原点・足底圧中心点, 足関節から足部の質量中心点, 膝関節から足部・下腿部の質量中心点, 股関節から足部・下腿部・大腿部の質量中心点までの  $y, z$  軸方向距離(正負の値)を表す。

### 3. 関節間協調動作の評価手法

本研究では, ヒトの歩行中における下肢の関節周りに生じる回転運動をはじめとする関節間協調動作を定量的に評価するため, 土屋, 船戸, 青井によって提案された特異値分解の原理に基づく関節角度を用いた評価手法<sup>(12)</sup>に加えて, 新たに関節モーメントの要素を含めた評価手法を適用する。以下,  $\theta_{ankle}(t), \theta_{knee}(t), \theta_{hip}(t)$ を足, 膝, 股関節の関節角度,  $M_{ankle}(t), M_{knee}(t), M_{hip}(t)$ を足, 膝, 股関節に生じる関節モーメントの時系列形式とする。これらを順番に並べた各関節周りに生じる関節角度と関節モーメントの算出データをそれぞれ標準化した時系列形式のデータ  $\bar{\theta}_j(t_i), \bar{M}_j(t_i)$  ( $i=1, \dots, m, j=1, \dots, r \leq n$ )を用いて以下の行列式で表す。

$$\bar{\mathbf{R}}(\bar{\theta}, \bar{M}, t) = \begin{pmatrix} \bar{\theta}_1(t_1) & \dots & \bar{\theta}_p(t_1) & \bar{M}_1(t_1) & \dots & \bar{M}_q(t_1) \\ \vdots & \ddots & \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ \bar{\theta}_1(t_m) & \dots & \bar{\theta}_p(t_m) & \bar{M}_1(t_m) & \dots & \bar{M}_q(t_m) \end{pmatrix} \quad (5)$$

この行列を観測行列と定義する。 $m, n, p, q$  はデータ数であり,  $n(=p+q)$ ,  $p, q \in r$  とする。次に, 観測行列  $\bar{\mathbf{R}}(\bar{\theta}, \bar{M}, t)$  に対して特異値分解を施す。特異値分解を用いて, 関節角度と関節モーメントを互いに直交する基底ベクトルで展開している。ここで,  $\bar{\mathbf{R}}(\bar{\theta}, \bar{M}, t)$  の特異値を  $\lambda_j$ ,  $\bar{\mathbf{R}}(\bar{\theta}, \bar{M}, t) \bar{\mathbf{R}}(\bar{\theta}, \bar{M}, t)^T$  の特異ベクトルを  $\mathbf{v}_j(t)$ ,  $\bar{\mathbf{R}}(\bar{\theta}, \bar{M}, t)^T \bar{\mathbf{R}}(\bar{\theta}, \bar{M}, t)$  の特異ベクトルを  $\mathbf{z}_j(\bar{\theta}, \bar{M})$  とすると,  $\bar{\mathbf{R}}(\bar{\theta}, \bar{M}, t)$  は次式で表すことができる。

$$\bar{\mathbf{R}}(\bar{\theta}, \bar{M}, t) = \sum_{j=1}^n \lambda_j \cdot \mathbf{v}_j(t) \cdot \mathbf{z}_j^T(\bar{\theta}, \bar{M}) \quad (6)$$

ここで,  $\lambda_j$  は特異値の大きい順に第 1 モード, 第 2 モードとした運動モードと呼ばれる各正規直交基底ベクトルの寄与度であり,  $\mathbf{v}_j(t)$  は各基底の活動パターン,  $\mathbf{z}_j(\bar{\theta}, \bar{M})$  は各基底における物理量の協調パターンを表し, それぞれ時間基底, 空間基底と呼ぶ。さらに, 観測されたすべての運

動モードに対する  $j$  番目の特異値  $\lambda_j$  が持つ寄与率  $\gamma_j$  は次式で表すことができる。本研究では, この寄与率を割合表示して大きい順に考慮するものとする。

$$\gamma_j = \lambda_j^2 / \sum_{j=1}^n \lambda_j^2 \quad (7)$$

### 4. 解析結果および考察

得られた解析結果の一例として, いずれの路面状況においても立脚期では第 3 モード, 遊脚期では第 2 モードまでの寄与率の和が 90 [%]を超える形となり, これらの運動モードで歩行運動は構成されるといえる。以下, 寄与度が最大であり代表的と考えられる第 1 モードについて記述する。

第 1 モードにおける空間基底の結果を図 2-9 に示す。平地における立脚期では, 歩行時の特徴である足関節の背屈運動と底屈モーメントが作用していることがわかる。また, 遊脚期において後方に残った下肢を前方に持つため各関節は伸展する方向に運動し, 各関節を伸展させるために伸展モーメントが作用していることがわかる。斜面上りにおける立脚期では, 平地における歩行に比べ膝関節が大きく屈曲し地面を蹴り出すため伸展モーメントが作用していることがわかる。遊脚期では平地と同様の結果が得られた。斜面下りにおける立脚期では, 斜面下向きの加速度を抑えるため足関節の背屈モーメントと膝関節の伸展モーメントが作用していることがわかる。また, 遊脚期は平地と同様の結果が得られた。階段上りにおける立脚期では, 立脚期中に体重心を上方に持ち上げなければならないため屈曲させた膝関節を伸展させる伸展モーメントが作用していることがわかる。また, 遊脚期においては次の段に接地するために膝関節と股関節が屈曲し, 各関節を屈曲させるために屈曲モーメントが作用していることがわかる。階段下りの立脚期においては階段下り時の体重心の急な落下を防ぐため足関節は底屈モーメントを発生しながら背屈していることがわかる。また, 遊脚期においては次の段に接地するために膝関節が伸展し, つま先から着地するために足関節が底屈していることがわかる。また, 過度の伸展を抑えるために屈曲モーメントが作用していることがわかる。

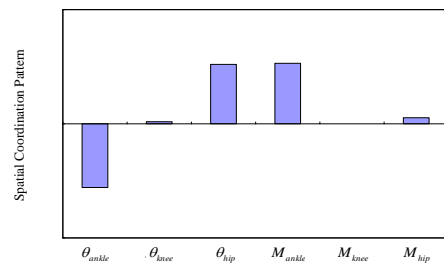


Fig. 2 Spatial coordination of stance phase in level walking

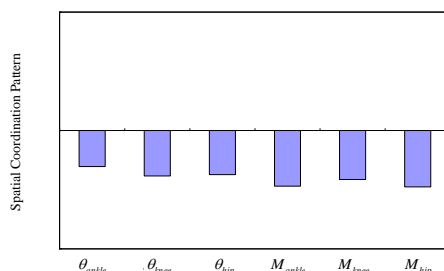


Fig. 3 Spatial coordination of swing phase in level walking

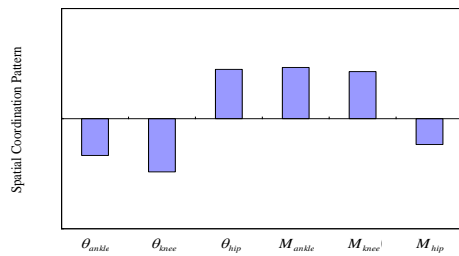


Fig. 4 Spatial coordination of stance phase in upslope

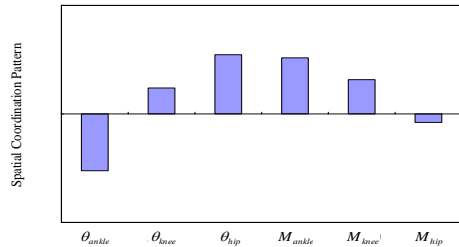


Fig. 5 Spatial coordination of stance phase in downslope

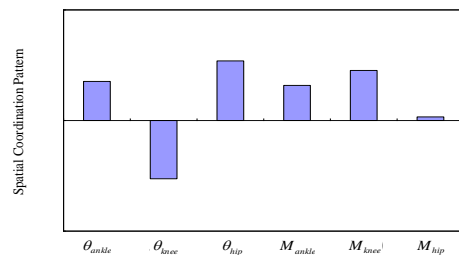


Fig. 6 Spatial coordination of stance phase in upstairs

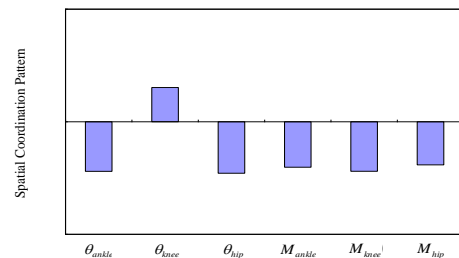


Fig. 7 Spatial coordination of swing phase in upstairs

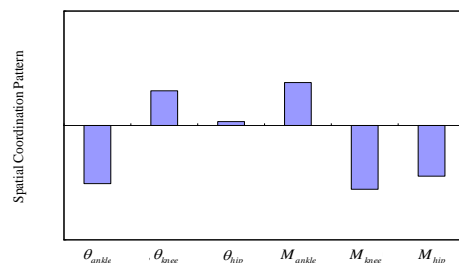


Fig. 8 Spatial coordination of stance phase in downstairs

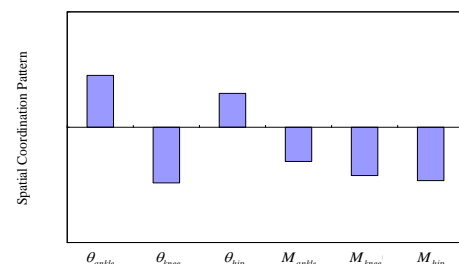


Fig. 9 Spatial coordination of swing phase in downstairs

## 5. 結言

本研究では、ヒトの歩行における下肢の動力学的パラメータとして関節モーメントに着目し、運動中の姿勢制御メカニズムとして考えられる各関節の回転運動パターンを運動学ならびに動力学的な観点から定量的に評価し、それらの相互比較により得られた特徴を把握した。具体的には、ウェアラブルな歩行解析システムを適用した無拘束状態における歩行計測実験を実施し、合計5種類の条件下で算出した関節角度、関節モーメントから関節間協調動作の中でも相関が高い動作パターンを抽出し、生体力学的観点からの考察に基づき、定量的評価の有効性を検証した。

## 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基盤研究(B)(研究課題番号:25289053)の援助を受けた。ここに記して謝意を表する。

## 参考文献

- (1) 北村徹, 辻内伸好, 小泉孝之, 日本機械学会論文集C編, 73-735, 3024-3030 (2007).
- (2) 鈴木聡一郎, 日本機械学会論文集C編, 70-695, 2110-2117 (2004).
- (3) 鈴木聡一郎, 日本機械学会論文集C編, 75-756, 2274-2279 (2009).
- (4) M. Schmid, G. Beltrami, D. Zambambieri and G. Verni, *Gait and Posture*, 21, 255-262 (2005).
- (5) T S. Bae, K. Choi, D. Hong and M. Mun, *Clinical Biomechanics*, 22, 557-566 (2007).
- (6) G. S. Faber, I. Kingma, M. H. Schepers, P. H. Veltink and J. H. van Dieën, *Journal of Biomechanics*, 43, 2848-2854 (2010).
- (7) M. H. Schepers, E. H. F. van Asseldonk, C. T. M. Baten and P. H. Veltink, *Journal of Biomechanics*, 43, 3138-3143 (2010).
- (8) 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.
- (9) N. van den, C. Josien, E. van der Martin, P.M. Steultjens, J. Dekker, M. H. Schepers, P. H. Veltink and J. Harlaar, *Journal of Biomechanics*, 45, 281-288 (2012).
- (10) N. van den, C. Josien, E. van der Martin, P.M. Steultjens, J. Dekker, M. H. Schepers, P. H. Veltink and J. Harlaar, *Medical and Biological Engineering and Computing*, 49, 1381-1392 (2011).
- (11) N. van den, C. Josien, E. van der Martin, P.M. Steultjens, J. Dekker, M. H. Schepers and P. H. Veltink, *Journal of Biomechanics*, 46, 43-49 (2013).
- (12) 船戸徹郎, 青井伸也, 土屋和雄, 日本ロボット学会誌, 28-8, 996-1003 (2010).
- (13) T. Funato, S. Aoi, H. Oshima and K. Tsuchiya, *Experimental Brain Research*, 205-4, 497-511 (2010).
- (14) W. Adachi, N. Tsujiuchi, T. Koizumi, K. Shiojima, Y. Tsuchiya and Y. Inoue, *Journal of System Design and Dynamics*, 6-5, 655-664 (2012).
- (15) V. Zatsiorsky, "The Mass and Inertia Characteristics of the Main Segments of the Human Body," *Biomechanics V-IIIB*, 1152-1159 (1983).