

角速度を用いた水平外乱刺激時の姿勢応答の計測

飯島 賢一*・柳田 純一**・関根 正樹*・田村 俊世*

Measurement of Postural Responses in Horizontal Perturbation Using Angular Velocity

Ken-ichi IJIMA,* Jun-ichi YANAGIDA,** Masaki SEKINE,* Toshiyo TAMURA*

Abstract The decline of the balance function induces the elderly people to fall and it causes the decrease of daily activity to become bedridden or fear of falling. The fall occurs when sudden external forces such as trips or slips take place. Therefore, it is important to consider a simple evaluation of the posture balance in human to perturbation. In this study, we proposed the measurement system using gyro sensor, and measured the body sway of the pitch direction by the perturbation. The subjects are ten healthy adults and kept upright position on the table. They attached the sensor to an ankle joint, a knee joint and a back near the center of gravity. Then horizontal translation of table to the backward was given as the perturbation. The experiments were performed with 20 patterns of different acceleration from 0.6 m/s^2 to 4.4 m/s^2 by 0.2 m/s^2 randomly. As the result, the feature of three postural control strategies such as ankle strategy, hip strategy and stepping strategy can be confirmed by the angular velocity in the pitch direction. Additionally, the variation of the angular velocity of back for perturbation was larger than those of ankle and knee. Thus, we concluded that the sway in the back greatly influenced to the postural control for horizontal translation to the backward.

Keywords: Horizontal perturbation, Fall, Angular velocity, Balance.

1. はじめに

加齢に伴う身体機能の低下は、転倒のリスクを増大させる。高齢者における転倒は、骨折（特に大腿骨頸部骨折）をはじめとする様々な外傷によって、寝たきりや転倒恐怖による活動の低下などにつながる要因の一つとなっている。転倒の危険要因は、内的要因と外的要因に分けられる。内的要因とは転倒者側の要因であり、加齢変化、身体的疾患、薬物などを指し、外的要因とは照明や床の状況、履物などの環境要因を指す。特に高齢者の転倒の50%以上がこの外的要因による滑りや躓きといった外乱で引き起こされている[1-3]。急速な人口の高齢化に伴い、バランス機能向上のためにリハビリテーション訓練などで転倒予防を促進していかなければならない。そのためには、まず外乱に対する身体の姿勢バランスの簡便な評価とその臨床への応用を検討することが重要である。

また、ヒトは外乱が与えられた時、その大きさによって組織化された姿勢制御戦略を用いてバランスを立て直そうとする。一般に、この姿勢制御戦略には足関節戦略 (ankle strategy)、股関節戦略 (hip strategy)、ステッピング戦略 (stepping strategy)がある。さらにNashnerらは脚屈曲型戦略 (suspensory strategy)も加えているが、ここでは、理学療法で一般的な3戦略を考える[4]。その中で、足関節戦略・股関節戦略は、立位時に安定した支持基底面 (base of support)を保持するために、弱い外乱に対しては足関節が優位に、それよりも大きな外乱に対して足関節で対応できない場合には股関節が優位にと、それぞれの外乱に対して下肢と体幹が別々の戦略で対応している[5]。さらに、大きな外乱を与え重心線が支持基底面を逸脱し、新たな支持基底面を形成することが必要となる場合に、バランスをとる最後の手段としてステッピング戦略が用いられる。

足関節戦略、股関節戦略に関しての動作分析研究は多く報告されているが、ステッピング戦略に関する研究は少ない[6-14]。その理由として、視覚などの様々な要素、要因の複合的な制御を用いてステップを行っているため、動作解析が非常に困難であるということが挙げられる。さらに、高齢者でのステッピング戦略を誘発する実験は転倒などの危険を伴う可能性が高いため倫理上の問題が発生する。計測方法は主に筋電図 (Electromyography: EMG)、反

2007年8月2日受付, 2007年10月9日改訂
Received August 2, 2007; revised October 9, 2007.

* 千葉大学大学院工学研究科

Graduate School of Engineering, Chiba University

** 千葉大学大学院自然科学研究科

Graduate School of Science and Technology, Chiba University

射マーカーなどを用いた 3 次元位置計測装置や床反力 (force plate) などからの関節トルク (joint torque) を計算している。これらの計測装置は細かな動きまで計測が可能であり、それによってそれぞれの戦略を導いている。また一方で、小型の角速度センサを用いてバランス能力を評価している研究もある。Allum らの研究では、姿勢制御戦略に関する検討は行われていないが、床面を傾けた際の体幹の角速度が前庭機能疾患をもつ患者の低下したバランス能力の評価に有用であることが示唆されている [15]。このことから、将来的に臨床で用いることを踏まえると角速度センサによる計測・評価が期待される。

そこで本研究では、角速度センサを用いて外乱に対する姿勢応答を簡便に計測できる新しい手法を提案した。本手法を用いて外乱刺激時における各部位 (足関節・膝関節・腰背部) の身体動揺を計測し、3つの姿勢制御戦略 (足関節戦略・股関節戦略・ステップング戦略) の特徴をとらえるとともに、外乱刺激の大きさとの関係について検討を行った。

2. 実 験

2.1 水平外乱刺激発生装置の開発

本研究では、外乱の定義を「立位姿勢における支持基底面を水平後方向に動かすこと」とした。そこで対象者に各戦略を発生させるため、後方向に外乱を発生させる水平外乱刺激発生装置を開発した。図 1 に床面を水平後方向に移

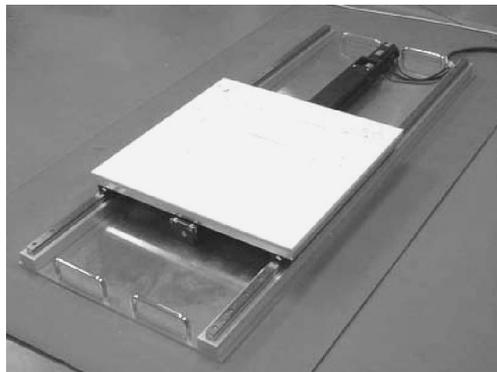


図 1 水平外乱刺激発生装置の外観

Fig. 1 Exterior appearance of horizontal perturbation device.

表 1 装置の仕様
Table 1 Spec of device.

Size	width 0.6 m × length 1.5 m × height 0.1 m
Maximum velocity	0.5 m/s
Maximum acceleration	5 m/s ²
Drive range	±0.4 m (0.8 m when the table is the edge of device)

動させる水平外乱刺激発生装置の外観を示す。また、その仕様を表 1 に示す。

装置は前後に移動する床面、床面を駆動する AC サーボシステムならびに制御用 PC から構成される。床面の前後方向の駆動にはボールねじ機構 (KR45H10A+940LH0-100C, THK) を用いて構築し、ボールねじ機構の駆動方向と平行にブロックとレールで構成されるガイド機構を設置した。また本研究では床面の駆動に高い再現性が求められるため高精度な位置制御、速度制御、ならびに安定したトルクを発生させられる AC サーボモータ (MV-M40, KEYENCE) を採用した。

本装置は、PC で設定した加速度、速度、加速時間、変位を USB 接続で PLC (Programmable Logic Controller) に送信し、PLC から送信された指令信号とエンコーダからのフィードバック値によりサーボ機構の駆動を制御した。

2.2 実験方法

本研究では、水平外乱刺激発生装置の床面が後方に駆動しているときの最大加速度の大きさを「加速値」、減速しているときの最大加速度を「減速値」と定める。被験者に対し、今回開発した水平外乱刺激発生装置を用いて、後方への水平外乱刺激を与えることによって動的な身体動揺を計測した。

2.2.1 測定対象 被験者は健康成人の男性 7 名、女性 3 名の計 10 名 (年齢 21.3 ± 1.6 歳, 身長 169.2 ± 6.9 cm, 体重 58.8 ± 5.4 kg) で行った。本研究は千葉大学大学院工学研究科倫理委員会の承認を得たのち、被験者には実験の内容および主旨に関する十分な説明の上、書面による承諾を得て行った。

2.2.2 実験装置の構成 図 2 に示すように、被験者には足関節・膝関節・腰背部に角速度センサ (Gyrocube, O-NAVI, USA) を装着した。これを用いて各部位の Pitch

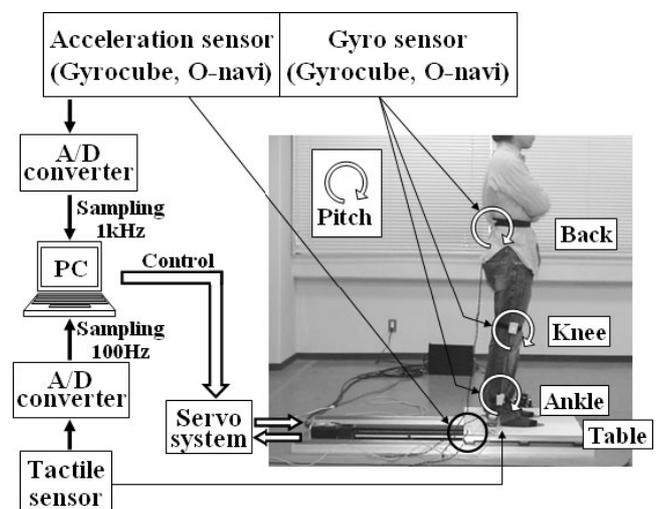


図 2 実験装置の構成

Fig. 2 Experimental setup.

方向（前後方向の傾き）の身体動揺を計測した。また、床面の加速度を計測するために加速度センサ（Gyrocube, O-NAVI, USA）を床面上に配置した。さらに、ステップの開始時間を計測するため、床面と足底の間にタクトイルセンサを用いた足圧分布測定システム（F-SCAN, ニッタ株式会社）を取付けた。角速度センサ、加速度センサ及びタクトイルセンサのデータはそれぞれサンプリング周波数1 kHz, 1 kHz, 100 HzでA/D変換を行い記録した。水平外乱刺激発生装置の駆動制御は、サーボシステムの制御を通して行った。

2・2・3 実験手順 被験者はまずタクトイルセンサの校正のため、センサ上で片足立ちをそれぞれ10秒間計測した。次に床面上に立位姿勢を保持し、合図後10秒の間に水平外乱刺激として後方へ床面を移動させた。加速値の設定値は0.2 m/s²から4.4 m/s²まで0.2 m/s²ずつの22パターンを用意し、ランダムに与えた。この時、加速時間、等速運動時間、減速値は、それぞれ100 ms, 1000 ms, 1.0 m/s²と設定した。なお、立位姿勢は、胸の前で腕組み、開眼の状態とした。また、被験者には練習として始めに最大加速値（設定値4.4 m/s²）を体験してもらった後、実験を行った。

2・2・4 解析方法 計測によって得られた床面の加速度、各部位の角速度及びタクトイルセンサから得られる足底接地面積について解析を行った。加速度と角速度はカットオフ周波数30 Hz、足底接地面積はカットオフ周波数20 Hzのバターワース型2次ローパスフィルタで波形を平滑化した。各部位の角速度から得られる身体の動揺を観察し、各戦略との関係について検討した。さらに角速度から、各部位のピーク値、床面加速の開始時間を基準とした各部位の動揺開始時間とその標準偏差を算出し、それぞれ比較した。また、足底接地面積はステップング戦略への移行を示すために用いた。

3. 結 果

3・1 水平外乱刺激発生装置の性能評価

水平外乱刺激発生装置の加速値の性能評価として、負荷荷重による精度と再現性を調べた。床面上に加速度センサ（Gyrocube, O-NAVI, USA）を配置して床面加速値の実測値と設定値を比較した。床面に無負荷（0 kg）、既知の錘（20 kg, 40 kg, 60 kg, 80 kg）を載せて0.2 m/s²から5.0 m/s²まで0.2 m/s²ずつ25パターンの加速値を順に与えることを1セットとし、これを4セット行った。その結果、0.2 m/s², 0.4 m/s²を除き、実測値は設定値に対して10%以上の誤差があった。その時の加速値の変動係数を図3に示す。横軸は設定値、縦軸は設定値との変動係数を表している。この図から分かるように、0.2 m/s², 0.4 m/s²を除き同じ負荷間での変動係数が4%以下であるため、同じ外乱を発生させる再現性が高い装置であることが示された。また、負荷の増加に伴い、加速値が増加する傾向が見られた

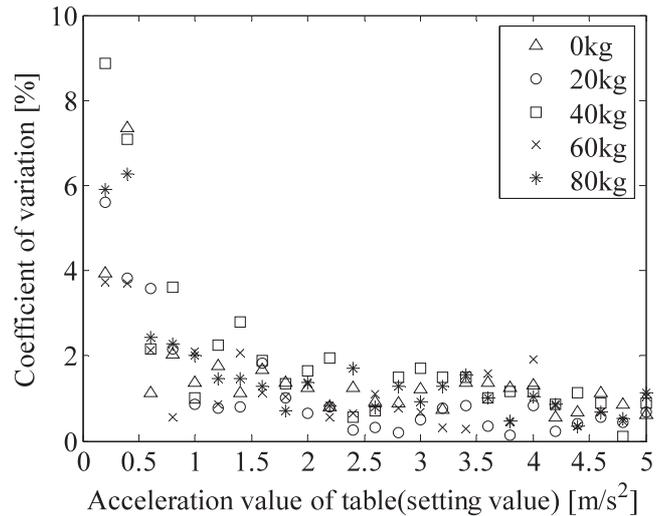


図3 床面加速値の設定値と実測値の変動係数

Fig. 3 Coefficient of variation in setting and measurement of table acceleration value.

が、これはACサーボシステムのオートチューニング機能が、負荷が大きい時に過度に働いてしまったためと考えられる。他の設定値よりも誤差が小さい値を示した0.2 m/s², 0.4 m/s²においては、ACサーボモータの回転が低速の時、高速時よりもトルク供給の精度が低いことが原因であると考えられる。

以上の結果より、加速値は負荷の大きさに依存し、設定値と実測値には個人差が出ると予想されるため、本研究では設定値ではなく実測値を用いて解析を行うこととした。以下、加速値とは実測値のことを示す。また、今回の実験は再現性を重視したため、変動係数が大きい加速値（0.2 m/s², 0.4 m/s²）は解析に使用しないこととした。

3・2 加速開始後の角速度波形

各部位の角速度波形と足底接地面積の典型例を図4に示す。(a)は小さい加速値（1.23 m/s², ステップなし）、(b)は大きい加速値（3.35 m/s², ステップなし）、(c)はステップする加速値（3.55 m/s², ステップあり）を示している。なお、足底接地面積は、静止立位時の面積を100%として相対的な値で示されている。今回の実験では、全ての被験者が右足でステップしていた。また、図4(a)には加速直後の動揺の拡大図も示している。これを見ると床面が加速し始めた後、角速度は足関節、膝関節、腰背部と身体の下から上部の順に動揺が開始されている。この関係は全ての計測で観測された。腰背部波形のピーク付近において小さい加速値では腰背部と足関節・膝関節の動揺が同位相、大きい加速値では逆位相、さらに加速値を大きくしていきステップした際には逆位相の形が崩れ、足関節・膝関節の動揺が大きく変動した。また足底接地面積において、加速開始直後はどの加速値でも同様の応答を示すが、その後ステップなしの場合には100%に戻るのに対し、ステップあり

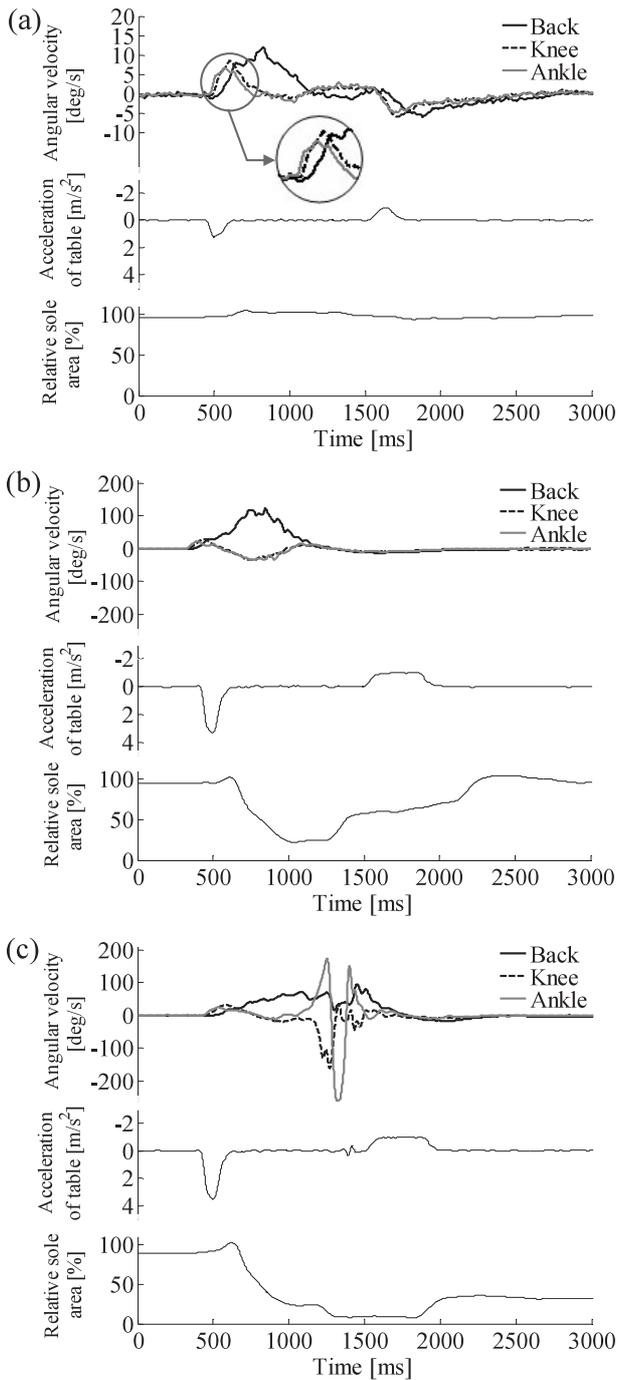


図 4 床面加速度に対する各部位の角速度波形と足底接地面積 (a) 1.23 m/s², ステップなし (b) 3.35 m/s², ステップなし (c) 3.55 m/s², ステップあり
足底接地面積は静止立位時の面積を基準とした相対的な値で示されている。

Fig. 4 Angular velocity of each part and sole area to acceleration of table
(a) 1.23 m/s², non step (b) 3.35 m/s², non step (c) 3.55 m/s², step
Sole area is shown by a relative value in which the area when subjects keep upright posture is assumed to be the standard area.

の場合には 0% 付近まで低下していることが分かる。ここで最後に再び値が増加しているのは、ステップ幅が小さく、ステップした足が初期の足位置に重なったためである。これらはほとんどの被験者で同様の傾向をもち、ステップの判断として容易に用いることが可能である。

3.3 解析結果

加速値に対する各部位の角速度のピーク値の典型例を図 5 に示す。各部位とも床面加速初期(ステップ時の足関節・膝関節の大きな変動によるピーク値は除く)の正のピーク値をとっている。なお、塗りつぶされている記号はステップング戦略を用いたときを表している。小さい加速値付近では、各部位とも加速値に比例し、ほぼ線形に増大した。ある加速値以上になると、足関節・膝関節は小さい加速値と同様にほぼ線形に増大していくが、腰背部のみ急激に増大し、ばらつきも大きくなった。

次に床面加速値と角速度から算出された各部位の動揺開始時間の典型例を図 6 に示す。これは、各部位の動揺開始時間を定量的に示した図である。また、塗りつぶされている記号はステップング戦略を用いたときを表している。足関節と膝関節における動揺開始時間は床面加速値によらずほぼ一定であった。腰背部においてもほぼ一定であったが、被験者によって床面加速値に対する動揺開始時間は大きく異なり、かつ足関節・膝関節に比べ大きくばらついていた。

さらに、表 2 に各被験者の身体的特徴、図 6 から得たデータから動揺開始時間の平均値と標準偏差、及びステップング戦略を用いたときの最小の床面加速値(以下、最小ステップ加速値)を示す。足関節と膝関節においては被験者間で動揺開始時間に大きな変化はなく、ばらつきも一部を除いて小さかった。腰背部においては被験者ごとに動揺開始時間の変化があり、ばらつきも大きかった。さらに、

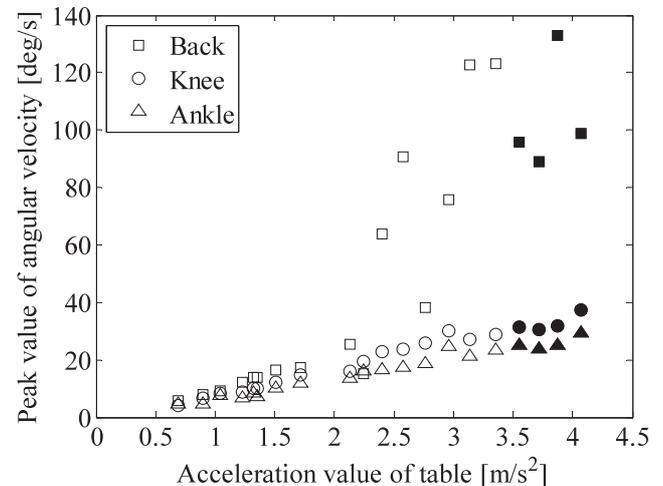


図 5 床面加速値に対する各部位の角速度のピーク値
Fig. 5 Peak value of angular velocity to acceleration value of table.

表2 被験者の身体的特徴と測定結果
各部位の項目は動揺開始時間の(平均値±標準偏差)を示している
Table 2 Exterior characteristic and measurement result of subject
The items of each parts show (mean±SD) of the start time of sway.

No.	Sex	Age [years]	Height [cm]	Weight [kg]	Ankle [ms]	Knee [ms]	Hip [ms]	Minimum stepping Acceleration [m/s ²]
1	M	22	174	55	29.4± 7.4	53.9± 8.9	172.6±17.0	2.41
2	M	24	172	60	25.3± 7.8	44.8± 6.2	115.9±18.6	3.70
3	M	21	177	67	28.7± 6.1	48.8± 7.6	107.7±14.6	3.55
4	M	23	163	56	26.0± 5.5	56.2± 6.9	157.0±14.0	3.13
5	M	21	163	58	29.5±10.0	59.1±14.6	161.1±16.7	3.45
6	M	21	180	62	27.0± 6.6	56.6± 8.7	126.3±18.4	3.24
7	F	19	162	56	26.9± 8.5	59.7±11.3	154.6±33.8	2.72
8	F	19	162	50	22.0± 6.5	57.6± 8.0	125.2±23.3	1.83
9	F	21	165	67	24.5± 5.5	54.9± 9.9	127.4±25.2	2.33
10	M	22	174	67	25.0± 6.1	51.1± 5.3	110.7±11.6	2.79

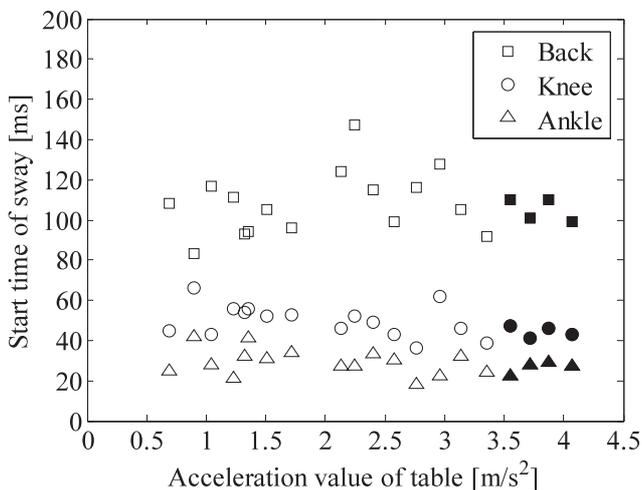


図6 床面加速値に対する各部位の動揺開始時間

Fig. 6 Start time of sway to acceleration value of table.

女性被験者に絞ると腰背部の動揺開始時間に大きなばらつきが見られたが、その他の身体的特徴との関係は見られなかった。また、ステップング戦略を用いる加速値も被験者によって大きく異なった。

4. 検 討

Nashner, McCollum らは水平方向の姿勢制御に足関節戦略と股関節戦略があることを提唱した[5]。これまでの多くの研究において後方外乱刺激に対して股関節戦略が優位に働くとの報告もみられる。また、姿勢制御に関して、支持基底面を比較的小さく動かすような外乱が与えられた場合には足関節・膝関節の動揺は腰背部の動揺と同位相となり一つの剛体と見立てた足関節中心の足関節戦略をとり、さらに大きな外乱が加えられた場合には足関節・膝関節の動揺が腰背部の動揺と逆位相となり体幹と下肢の二つ

の剛体と見立てた足関節中心と股関節中心の股関節戦略をとるということが、筋電変化、関節トルクなどの計測において示されている[5-12]。個人差はあるものの、今回の結果においても足関節・膝関節の角速度と腰背部の角速度の位相を比較することにより、ステップ加速値よりも小さい加速値の際に足関節戦略・股関節戦略で姿勢制御を行っていることは明らかである。しかし、足関節戦略から股関節戦略への移行付近では明確に戦略を特定することは出来なかった。また、加速値が小さい段階でも角速度波形に上述のような股関節戦略の特徴が見られた。これらのことから、足関節戦略と股関節戦略は単独での制御で行われるのではなく相互に関連し、外乱刺激の増加に伴い足関節戦略に股関節戦略が付随して姿勢制御されているということが示唆された[8]。

これまでの一連の研究では、一歩踏み出す条件、すなわちステップング戦略を起こす条件での研究報告は少ない。しかし、今回、われわれの実験では、水平外乱刺激を大きく長い時間与えることでステップング戦略を誘発し、股関節戦略からステップング戦略への移行を観察した。股関節戦略で十分姿勢制御が行えない場合、すなわち、個人差はあるものの、腰背部の角速度信号と膝関節・足関節の角速度信号との逆位相の形が崩れ、足関節・膝関節の動揺が大きく変動する場合に、ステップング戦略に移行していると言える。このことから、Pitch 方向の角速度信号で身体動揺の計測とステップング戦略までを含めた3つの姿勢制御戦略についての観察が可能であることが示された。すなわち、これまでの研究で用いられていた筋電図や3次元計測装置などの計測装置を用いることなく、簡便な装置立てでの計測が可能であると言える。

今回の実験におけるステップング戦略での運動に関して、現段階ではその姿勢制御を捉えられただけに過ぎず、

今後ステップング戦略の詳細な動き, また転倒訓練に向けたステップング戦略の応用について検討することが, 今後の課題として残っている. さらに, 今回の実験においても足関節戦略と股関節戦略が相互に関連している可能性を述べたが, ステップング戦略への移行に関してどちらの戦略から移行していくか, またどちらのほうに移行する際に安定しているかなどの検討をしていく必要がある.

床面加速値と角速度から得られた動揺開始時間において, 足関節・膝関節に関しては, 平均値がほぼ等しく, その標準偏差も小さかった. また, 腰背部に関しては, 平均値は被験者間で大きくばらつき, 被験者ごとの標準偏差もばらつきが大きかった. このことから, 腰背部の動揺, すなわち股関節の動きが外乱刺激に対する姿勢制御に大きく影響しているということが示唆される. しかし, 各動揺開始時間においてステップング戦略との関連性は見られなかった. また, 女性被験者の腰背部の結果において, 男性被験者に比べ大きなばらつきが見られた. これについては, 男性被験者に対して, 女性被験者の筋力の量が少ないということなどが影響していると考えられる.

ステップング戦略をとる外乱加速度の大きさについて Pai らはモデルによる解析を行っている[14]. 各加速度あたり 80 回の試行を行った結果, 加速度 1.0 m/s^2 (速度 0.3 m/s , 変位 0.09 m) の条件下で 1 回, 加速度 2.0 m/s^2 (速度 0.6 m/s , 変位 0.18 m) で 33 回, 加速度 3.0 m/s^2 (速度 0.9 m/s , 変位 0.27 m) で 78 回ステップしていた. 本実験での最小ステップ加速値は全被験者を平均して 2.9 m/s^2 であった. 加速時間, 移動距離及び被験者によってステップする加速値は異なり一概に比較することは出来ないが, これらより今回の結果から得られたステップへ移行する加速値は妥当な範囲にあると考えられる.

また, 今回の実験では外乱の与え方をランダムにした. この実験法により, 股関節戦略の開始時間のばらつき, また, ステップした加速値よりも大きい加速値でステップを起こさないという現象が生じたのではないかと考えられる. 実際に 1 つ前に起こされた外乱刺激から次の外乱刺激の大きさを予測することは不可能なため, 予め予測して股関節戦略を実行する神経回路の命令と実際に起きた外乱刺激との不一致により, 動揺の開始時間に大きなばらつきが生じたのではないかと考えられる. そのため, 加速値を順次増大する実験を行うことで, 外乱刺激への馴化により最小ステップ加速値は大きくなることが予想されるが, これとランダムで行った実験と比較することで予測姿勢調節 (anticipatory postural adjustment) についての評価も検討することが出来ると考えられる.

5. ま と め

本研究において角速度センサを用いて, 外乱に対する姿勢応答を簡便に計測できる新しい手法を提案した. また,

支持基底面の後方へ移動可能な水平外乱刺激発生装置を開発した. これらを用いて外乱刺激時の pitch 方向の身体動揺から 3 つの姿勢制御戦略 (足関節戦略・股関節戦略・ステップング戦略) の特徴を確認できることを示した.

また, 外乱刺激に対する腰背部の動揺に関して, 足関節・膝関節と比べ, 変動やばらつきが大きかった. このことから腰背部の動揺, すなわち股関節の動きが外乱刺激に対する姿勢制御に大きく影響しているということが示唆された.

今後は, 角速度センサでの臨床的な応用に向けた各姿勢制御戦略, 特に比較的研究例の少ないステップング戦略に関しての詳細な動きを解析する必要がある. これによりバランス評価を確立し, ステップング戦略を用いた転倒予防訓練への取り組みに大いに寄与できるものと考えられる.

謝辞 本研究の一部は厚生労働省科学研究費 (長寿科学総合研究事業) ならびに文部科学省科学研究費 若手研究 (B) 17700441 によった.

文 献

- Gabell A, Simons MA, Nayak US: Falls in the healthy elderly: predisposing causes. *Ergonomics*. **28**(7): 965-975, 1985.
- Lord SR, Ward JA, Williams P, Anstey KJ: An epidemiological study of falls in older community-dwelling women: the Randwick falls and fractures study. *Australian Journal of Public Health*. **17**(3): 240-245, 1993.
- 島田裕之: 6 高齢者の姿勢調節障害と理学療法 1. 高齢者の姿勢調節機構. 奈良 勲・内山 靖編, 姿勢調節障害の理学療法. 医歯薬出版株式会社, 東京, pp. 257-258, 2004.
- 米田稔彦: 4 姿勢調節障害の評価 2. 運動・動作学的評価. 奈良 勲・内山 靖編, 姿勢調節障害の理学療法. 医歯薬出版株式会社, 東京, pp. 167-171, 2004.
- Nashner LM, McCollum G: The organization of human postural movements: a formal basis and experimental synthesis. *Behavioral and Brain Sciences*. **8**: 135-172, 1985.
- Nashner LM: Adapting reflexes controlling the human posture. *Experimental Brain Research*. **26**(1): 59-72, 1976.
- Nashner LM: Fixed patterns of rapid postural responses among leg muscles during stance. *Experimental Brain Research*. **30**(1): 13-24, 1977.
- Horak FB, Nashner LM: Central programming of postural movements: adaptation to altered support-surface configurations: *Journal of Neurophysiology*. **55**(6): 1369-1381, 1986.
- Horak FB, Nashner LM, Diener HC: Postural strategies associated with somatosensory and vestibular loss. *Experimental Brain Research*. **82**(1): 167-177, 1990.
- Runge CF, Shupert CL, Horak FB, Zajac FE: Ankle and hip postural strategies defined by joint torques. *Gait and Posture*. **10**(2): 161-170, 1999.
- Diener HC, Horak FB, Nashner LM: Influence of stimulus parameters on human postural responses. *Journal of Neurophysiology*. **59**(6): 1888-1905, 1988.
- Akram SB, Frank JS, Patla AE, Allum JH: Balance control during continuous rotational perturbations of the support surface. *Gait and Posture*: 2007 (Article in press).
- Maki BE, McIlroy WE: The role of limb movements in maintaining upright stance: the "change-in-support"

strategy. *Physical therapy* **77**(5): 488-507, 1997.

14. Pai YC, Maki BE, Iqbal K, McIlroy WE, Perry SD: Thresholds for step initiation induced by support-surface translation: a dynamic center-of-mass model provides much better prediction than a static model. *Journal of Biomechanics*. **33**(3): 387-392, 2000.
15. Allum JH, Carpenter MG, Adkin AL: Balance control analysis as a method for screening and identifying balance deficits. *Annals of the New York Academy of Sciences*. **942**: 413-427, 2001.

飯島 賢一 (イイジマ ケンイチ)

2007年千葉大学工学部電子機械工学科卒業。同年、同大学大学院工学研究科人工システム科学専攻メディカルシステムコース修士課程入学，現在に至る。身体運動計測・解析およびバランス機能改善に関する研究に従事。



柳田 純一 (ヤナギダ ジュンイチ)

2005年千葉大学工学部電子機械工学科卒業。2007年同大学大学院自然科学研究科電子情報システム専攻修士課程修了。同年、株式会社日立製作所コンシューマ事業グループデジタルコンシューマ事業部 開発センター デジタルシステム開発部入社，現在に至る。在学中は，身体運動計測・解析およびバランス機能評価システムの開発に関する研究に従事。



関根 正樹 (セキネ マサキ)

2001年東京電機大学大学院理工学研究科応用システム工学専攻博士課程修了。同年国立療養所中部病院長寿医療研究センター研究員。同年ダートマス大学工学部研究員。2003年国立長寿医療センター研究所室員。2004年千葉大学工学部助手。2007年千葉大学大学院工学研究科助教，現在に至る。生体信号計測ならびに解析に関する研究に従事。日本生体医工学会，計測自動制御学会，ライフサポート学会，IEEE 各会員。



田村 俊世 (タムラ トシヨ)

1980年東京医科歯科大学大学院医学研究科修了(医学博士)，2004年4月千葉大学工学部メディカルシステム工学科教授。2007年4月千葉大学大学院工学研究科人工システム科学専攻メディカルシステムコースに改組，現在に至る。主な研究テーマは生体計測，生体信号処理，福祉工学，高齢者支援工学など。日本生体医工学会(理事)，日本生活支援工学会(理事)，ライフサポート学会(理事)，計測自動制御学会，米国電気学会，の会員。

