

Fig.2 Block diagram of the air bag inflating system

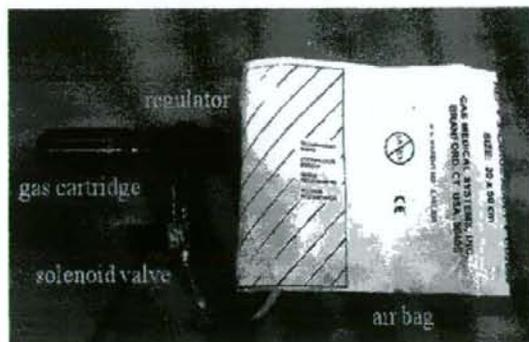


Fig.3 Photograph of the air bag inflating system

出する。しかし、転倒や転落の場合は、短時間では自由落下に近い動作をしていると考えられ、加速度センサは3軸すべての出力が  $0 \text{ m/s}^2$  付近になると予測される。これらの予測にもとづき、自由落下の状態が転倒による衝撃発生の前に検出可能なのか、またどれぐらいの時間で検出可能なのかを検討した。

本研究では身体の姿勢変化による直流成分の出力変化は以下に述べるように設定した。

- 1) 上下方向の出力は身体が立位の場合  $9.8 \text{ m/s}^2$  が出力される
- 2) 身体が水平に傾いた場合、上下方向の出力は傾斜方向に関係なく  $0 \text{ m/s}^2$  が出力される
- 3) 前後方向、左右方向の出力は、立位状態を  $0 \text{ m/s}^2$  とし、前後方向は後方に傾斜した場合をプラス、前方に傾斜した場合をマイナスと定義
- 4) 左右方向は右に傾斜した場合をプラス、左に傾斜した場合をマイナスと定義

このように設定した場合、身体が静止状態では姿勢の状態がどのようになっていても必ず3軸のいずれかに加速度が出力される。一方、自由落下時にはセンサのすべての出力から  $0 \text{ m/s}^2$  が出力される。実際の転倒は、完全な自由落下ではなく身体の回転を伴っているため加速度波形に回転分の遠心力が働くと考えられる。仮にセンサの取り付け位置を  $r = 1 \text{ m}$

で転倒にかかる時間を  $1 \text{ s}$  とした場合、角速度は  $\omega = \pi/2 \text{ rad/s}$  であるため、遠心力による加速度は  $\omega^2 r$  で計算できる。これより生じるオフセット成分は約  $2.5 \text{ m/s}^2$  である。このため、転倒判定を行う閾値の値は転倒による遠心力のオフセット分の幅を待たせる必要がある。また、実際の閾値は模擬転倒時の波形から余裕を見込んだ値を設定する必要がある。本研究では模擬転倒の波形から、転倒検出に最適な閾値の決定と、歩行やジョギングなどの上下動を伴う動きによる誤検出の検討実験を行った。

### 3. 転倒検出アルゴリズム検証実験

#### 3.1 実験装置

模擬転倒時の加速度波形の計測には3軸加速度センサ (GYROCUBE3A, ONI-23503, O-NAVI) を用いた。センサの外寸法は  $15 \times 12.5 \times 6 \text{ mm}$  で、 $8.2 \text{ g}$  と軽量であるため、装着の負担が少ない。Fig.4 にセンサの外観を示す。センサは、身体が直立した際に身体の重心に近くなるように、腰部に専用のベルトを用いて装着した。計測は16 Bit A/D コンバータ (CB-68LP, NATIONAL INSTRUMENTS) を使い、サンプリング速度  $1 \text{ kHz}$  で計測を行った。

誤検出の検討実験では加速度波形の計測に、筆者らが開発したテレメータ型加速度モニタリングシステム<sup>22)</sup>を用いた。Fig.5 に送信部の外観を示す。また Fig.6 に装着図を示す。送信部の装着位置は模擬転倒時の加速度波形計測の時と同様に腰部に装着した。装着は専用のベルトを用い、送信部がずれないようにした。送信部の外寸法は  $70 \times 40 \times 15 \text{ mm}$  で、 $50 \text{ g}$  と軽量であるため、装着の負担が少なく運動を妨げない設計となっている。モニタ部のセンサには3軸加速度計 (AS3-001, 曙ブレーキ) を採用した。変換精度は10bit でサンプリングスピードは  $128 \text{ Hz}$  である。センサ部で変換されたデジタルデータは無線により受信機に送られ、RS-232C インターフェースを用いてパーソナルコンピュータに保存できる構成となっている。

本研究で使用したセンサはいずれも重力加速度を計測可能であるため、姿勢変化による直流成分のオフセット変化と転倒による衝撃加速度が得られる。これらのシステムを用いて計測した加速度波形より、自由落下判定を行う加速度の閾値を決定し、さらに衝撃加速度が発生するまでの時間を計測した。

#### 3.2 実験方法

模擬転倒の実験は、転倒中の加速度を計測し、加速度波形から自由落下による転倒の検出と転倒検出時間の検討を行った。健康成人16名 ( $22.1 \pm 5.4$  [歳],  $166.8 \pm 5.6$  [cm],  $55.5 \pm 6.0$  [kg]) を対象に後方に転倒する模擬転倒の実験を行った。実験の際には模擬転倒による傷害を防止するため、エアマットを用い、自ら倒れるように依頼した。転倒時には手を身体の前顔面と同一平面状に保ち、エアマットに接地直前に受身の態勢をとるように事前に練習を行い実験を行った。転倒は直立の状態から後方に倒れる動作を各被験者あたり3回、計48回行った。

誤検出の検討実験では被験者4名 ( $22.5 \pm 1.3$  [歳],  $172.5 \pm 1.3$  [cm],  $68.5 \pm 12.6$  [kg]) を対象に距離  $100 \text{ m}$  の歩行、ジョギングを2回ずつ行った。テレメータ型加速度モニタリングシ

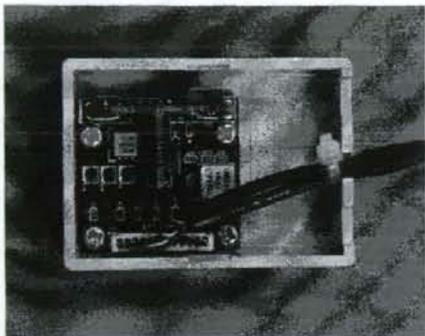


Fig.4 Accelerometer

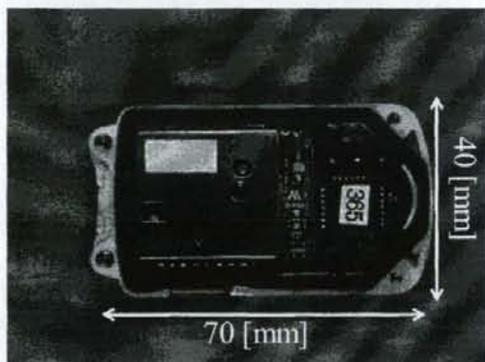


Fig.5 Photograph of the transmitter



Fig.6 Photograph of the attachment of transmitter

システムを腰部に装着し計測をおこなった。加速度センサの出力の設定は2.2節で用いた定義と同様にしておこなった。

実験に際し、千葉大学工学部倫理委員会の承認を得た後、被験者には実験内容を十分説明し、書面にて同意を得て行った。

### 3.3 計測結果

模擬転倒時の計測結果の例を Fig.7 に示す。転倒前は被

験者が直立しているため、上下方向の信号に  $9.8\text{m/s}^2$  の重力加速度が計測されている。計測開始から約 1.7s 後に発生している振幅の大きな波形は転倒による衝撃加速度である。計測開始約 1s 後から上下方向の加速度波形が減少している、これは、転倒による身体の傾きにより、上下方向の加速度が減少していることを示している。さらに、転倒の直前には 3 軸の出力が  $0\text{m/s}^2$  付近になる波形が生じている。転倒後は上下方向の加速度がほぼ  $0\text{m/s}^2$  になっており、前後方向は  $+9.8\text{m/s}^2$  が発生している。これより、被験者は後方に転倒したことがわかる。このように 3 軸の加速度センサを用いているため、身体の方向と、衝撃の加速度を同時に計測可能であることがわかる。

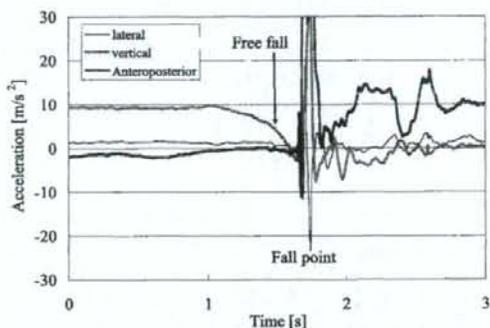


Fig.7 Acceleration waveform of a mimicking fall

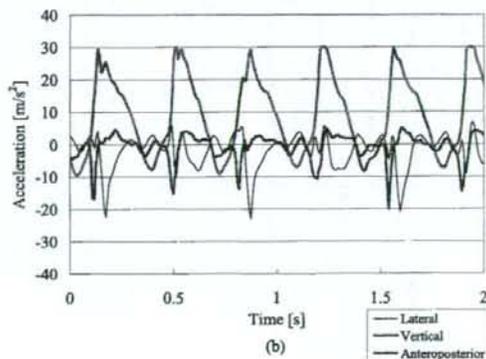
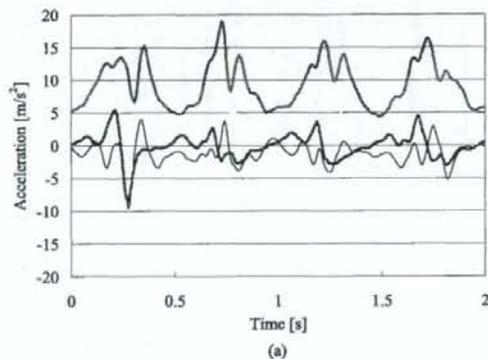


Fig.8 Acceleration waveform of a daily action, (a) walking (b) jogging

歩行とジョギングの加速度波形の例を Fig.8 に示す。(a)が歩行時の波形、(b)がジョギング時の波形である。歩行時の上下方向の加速度は  $9.8\text{m/s}^2$  の直流成分に歩行に同期した加速度の変化が重畳した波形になっている。また前後左右方向は  $0\text{m/s}^2$  を中心に歩行に同期した加速度の変化が得られている。歩行時には3軸の加速度波形が同時に  $0\text{m/s}^2$  になることはなかった。ジョギング時には歩行時と同様に歩行に同期した波形が得られているが、振幅が大きくなっていることがわかる。さらに上下方向の加速度の振幅が  $9.8\text{m/s}^2$  を超えているため、3軸の加速度波形の出力が  $0\text{m/s}^2$  付近になる波形が生じている。

3.4 考察

本研究では、模擬転倒として直立状態からの転倒を対象とした。日常で発生する転倒には様々なパターンがある。転倒時に手をついたり膝をついたりして骨折や重傷に至らない場合や、また同じ転倒でも転倒した床面の材質がコンクリートなのか絨毯なのかによっても衝撃の度合いが変化すると考えられる。今回の模擬転倒はもっとも単純な転倒として、直立の状態から膝や手などをつかずマットの上に転倒するように依頼した。したがって平面上で転倒した場合にもっとも衝撃を受けやすい転倒方法であると考えられる。模擬転倒の実験では16名の被験者に各3回の疑似転倒を行い、計48回の計測を行った結果、すべての計測において Fig.7 のような波形が生じた。しかし、転倒直前の加速度波形が完全に  $0\text{m/s}^2$  になることはなかった。これは転倒の際に足を支点に転倒しているため、自由落下にはならず、オフセットが生じたためであると考えられる。2.2節で述べたように、転倒時には自由落下に近い波形が生じていることが明らかとなったが、転倒を判断するための閾値を決定する際には、ある程度の幅を設けることが必要であることがあらかんとなった。今回測定した結果より、48回全ての転倒波形から転倒検出が可能な閾値を検討した結果、3軸全ての加速度が  $\pm 3\text{m/s}^2$  以下の場合を転倒の閾値と定義した場合に、48回全ての転倒を検出可能であった。また今回の計測波形より、3軸全ての加速度が  $\pm 3\text{m/s}^2$  以下となる時刻から転倒の衝撃が発生するまでの時間を計測した結果を Fig.9 に示す。転倒検出時間は、被験者ごとに3回の平均と標準偏差で示した。48回の模擬転倒において、転倒による

衝撃の発生する  $202\pm 51\text{ms}$  前に転倒を検出可能であった。また、もっとも検出時間が短かったのは  $111\text{ms}$  でもっとも検出時間が長かったのは  $369\text{ms}$  であった。身長と体重について検出時間との相関があるか検討を行ったが明確な傾向は得られなかった。転倒の際にエアバッグにより外傷を防止するには、この時間内にエアバッグを膨張させる必要がある。一般に自動車に用いられているエアバッグは固体のガス発生剤に着火することで発生するガスをうい、 $40\sim 50\text{ms}$  で完全に膨張する。<sup>23)</sup>転倒の防御に用いるには安全性の面からガスボンベ等を用いた方法を採用する必要があり、膨張時間を検討する必要があると考えられる。

転倒の検出時間は被験者によりばらつきがあった、また同じ被験者の転倒でも、検出時間にばらつきがある場合があった。これは転倒の際に、体の回転や転倒する速度の条件が違うために生じたと考えられる。本研究では立位の状態から転倒をおこなったが、実際には歩行中やバランスの悪い状態での転倒もあると考えられる。本研究で提案した転倒検出方法は転倒中の自由落下を検出する方法であるため、原理的には転倒前の歩行状態や立位時のバランスには影響を受けないと考えられる。しかし歩行中の転倒の場合は前方に初速度が加わるため、検出時間にばらつきが生じると考えられる。今後これらの転倒に対してもアルゴリズムを適応可能か検討する必要があると考えられる。本研究では画像を記録しなかったが、転倒時の画像と加速度波形を同時に記録することで、転倒の違いによる検出時間のばらつきを解析可能であると考えられる。また今回の検討では3軸全ての加速度が  $\pm 3\text{m/s}^2$  以下の場合を転倒の閾値と定義したが、軸の違いにより閾値が

Table 1 Estimation of falling detection of a walking

Subject	phase	estimate	Subject	phase	estimate
A	walk	No	C	walk	No
	walk	No		walk	No
	jogging	Yes		jogging	Yes
	jogging	Yes		jogging	Yes
B	walk	No	D	walk	No
	walk	No		walk	No
	jogging	Yes		jogging	Yes
	jogging	Yes		jogging	Yes

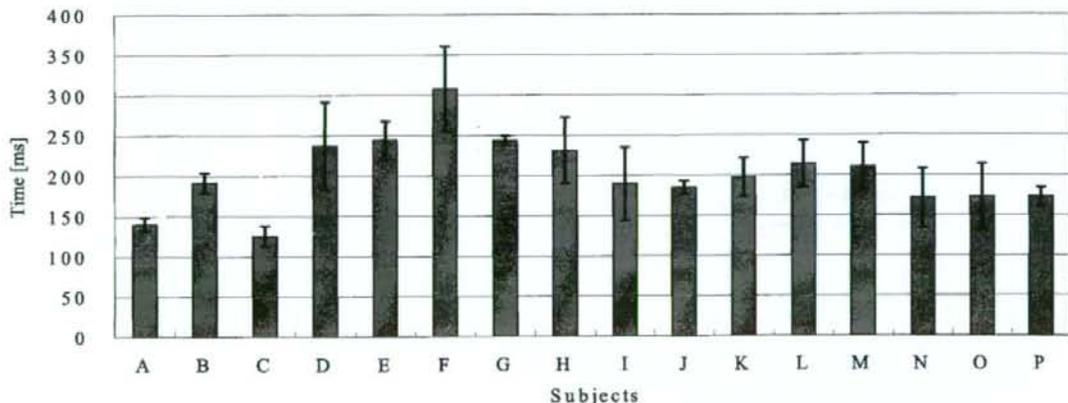


Fig.9 Results of fall detection time

違うかなど今後検討する必要がある。

本研究で提案した転倒検出のアルゴリズムは、加速度波形を用い、閾値判定による簡便な方法により転倒を検出可能であることが明らかとなった。これよりウインドウコンパレータとロジック回路などの簡単なハードウェア構成でも転倒を検出できるため、数日から数週間程度の長時間計測を行うのに最適である。

誤検出の検討実験では、歩行とジョギング時の波形から上述した $\pm 3\text{m/s}^2$ の閾値を用いた場合、転倒として誤検出するかを検討した結果を Table 1 に示す。歩行時は全ての波形で転倒と検出することはなかったが、ジョギング時には全ての波形で転倒と誤検出した。これは着地による衝撃で上下方向の加速度変化が大きくなり、転倒判定の閾値に入ったためであると考えられる。通常、転倒エアバッグを必要とする高齢者がジョギングをすることはほとんどないと考えられるが、ジョギングでなくとも階段の上り下りや椅子に着座した際の衝撃で、上下方向の加速度が  $0\text{m/s}^2$  付近になる可能性がある。これらの誤検出を防ぐには、身体の傾き情報を用い、ある一定以上の傾きがない場合には信号をキャンセルする方法が考えられる。また、加速度センサだけでなく角速度センサを用い、身体の回転速度の情報を用いることで、誤検出を減少させることが可能であると考えられる。今後は、歩行やジョギングだけでなく、高齢者の日常行動中の加速度と角速度を計測することで、誤検出が発生する場合の動作の特定と、誤検出をキャンセルするアルゴリズムの検討を行う。

#### 4. まとめ

本研究では「転倒エアバッグ」実現のため、転倒を事前に検出する方法について検討を行った。16名の被験者を対象に模擬転倒時の加速度波形の計測を行い、転倒検出アルゴリズムの検討を行った。この結果、3軸の加速度がすべて $\pm 3\text{m/s}^2$ 以下になる場合を転倒であると定義した。またこの定義により全ての転倒を検出可能で、転倒の202 $\pm$ 51ms前に転倒を検出可能であった。また、歩行やジョギング時の加速度波形を計測した結果、ジョギング時には上下方向の衝撃加速度によって誤検出が発生することが明らかとなった。これらの誤検出を防止するには、身体の傾き情報や角速度センサと組み合わせるなどにより検討する必要があることが明らかとなった。さらに、今後は高齢者の日常行動を長時間計測することで、今回のアルゴリズムを用いた場合に誤検出が発生するかの検討を行う必要がある。本研究で検討したアルゴリズムは閾値設定のみの簡便な方法であるため、簡便な回路や低消費電力のCPUでも使用できることから、実用に即した転倒検出方法であることが示された。

#### 参考文献

- 1) 平成18年版 高齢社会白書, 内閣府高齢社会対策ホームページ <http://www8.cao.go.jp/kourei/index.html> [accessed April 2, 2008]
- 2) 厚生省監修:平成12年度版厚生白書, (株)ぎょうせい, pp74, 2000.
- 3) 長谷川浩子:横浜市における寝たきり患者初回訪問状況と事例紹介, 保健婦雑誌, 42, 912-921, 1986.
- 4) 安村誠司, 他:地域における最終臥床期間に関する調査

- 研究. 日本公衛誌, 3, 851-860, 1990.
- 5) 眞野行生, 中根理江:高齢者の歩行障害と転倒の要因. *Journal of Clinical Rehabilitation*. 7(3): 243-247, 1998.
- 6) 中馬孝容: 転倒後症候群の予防. 月刊総合ケア. 15(9), 20-23, 2005.
- 7) 吉村拓巳, 田村俊世: 徘徊・転倒防止機器. *Geriatric Medicine*, 42(1), 93-99, 2004.
- 8) エクセルエンジニアリングホームページ: 離床センサ. (<http://www.excel-jpn.com/sensor.html#BedSensor>) [accessed April 2, 2008]
- 9) 竹中エンジニアリングホームページ: ワイヤレス起き上がりくん HS-W3 ベッド起き上がりお知らせセット. ([http://www.take-ex.com.jp/products/item\\_contents/2159](http://www.take-ex.com.jp/products/item_contents/2159)) [accessed April 2, 2008]
- 10) 古川聡, 松田啓史, 萩尾健一, 谷口良, 筒井譲二, 田中智幸: 「ケアモニタ」向けセンサの検知技術. 松下電工技報. 73, 16-22, 2001
- 11) 原田敦: 高齢者の転倒による損傷とその予防. *Geriatric Medicine*. 37: 863-867, 1999.
- 12) 原田敦: 転倒の予防とヒッププロテクターによる骨折の予防. *Medical Practice*. 21(10), 1741-1745, 2004.
- 13) HWANG J. Y., JANG Y. W., KIM H. C.: Development of Novel Algorithm and real-time Monitoring Ambulatory System Using Bluetooth Module for Fall Detection in the Elderly. *Proc Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc*. 26(3), 2204-2207, 2004.
- 14) DIAZ A., PRADO M., ROA L. M., REINA-TOSINA J., SANCHEZ G.: Preliminary evaluation of a full-time falling monitor for the elderly. *Proc Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc*. 26(3), 2180-2183, 2004.
- 15) PRADO Manuel, ROA Laura M., REINA-TOSINA J., ROVAYO Manuel: Wearable human movement monitoring device aimed at providing personalized support in healthcare. *Proc SPIE Int Soc Opt Eng*. 5836, 570-578, 2005.
- 16) 品川佳満, 谷川智宏, 太田茂: 加速度センサを用いた人間の歩行・転倒の検出. 川崎医療福祉学会誌. 9(2), 243-250, 1999.
- 17) LINDEMANN U., BECKER C., HOCK A., STUBER M., KECK W.: Evaluation of a fall detector based on accelerometers: a pilot study. *Med Biol Eng Comput*. 43(5), 548-551, 2005.
- 18) 吉村拓巳, 長屋政博, 千原國宏, 田村俊世: 高齢者用転倒記録システムの開発とその評価. 日本生活支援工学会誌. 2(1), 38-44, 2002.
- 19) 清水雅年: 高齢者のための転倒検出システムの開発. *R&D News kansai*. 425, 4-5, 2005.
- 20) 鈴木宣生, 山崎信男: 特開 2003-236002, 2003.
- 21) 焼本数利, 篠原廣繁: 特開 2000-317002, 2000.
- 22) 吉村拓巳, 関根正樹, 田村俊世: テレメータ型加速度モニタリングシステムの開発とその応用, 第19回生体・生理工学シンポジウム論文集, pp233-236, 2004
- 23) 市野昌彬, 横山拓志, 小田慎吾, 岩井保範: 新規運動席エアバッグ(自動車)用インフレーター(98パイロ)の開発, 日本化学会誌 Vol. 2002 (2002), No.3 pp281-288, 2002

## 転倒防護エアバッグの開発 Development of the fall air bag

吉村 拓巳<sup>1</sup>, 関根 正樹<sup>2</sup>, 田村 俊世<sup>2</sup>, 内田 光也<sup>3</sup>, 田中 理<sup>4</sup>  
Takumi YOSHIMURA<sup>1</sup>, Masaki SEKINE<sup>2</sup>, Toshiyo TAMURA<sup>2</sup>,

Mithuya UCHIDA<sup>3</sup>, Osamu TANAKA<sup>4</sup>,

<sup>1</sup>東京都立産業技術高等専門学校, <sup>2</sup>千葉大学,

<sup>3</sup>株式会社プロップ, <sup>4</sup>横浜市総合リハビリテーションセンター

<sup>1</sup>Tokyo Metropolitan College of Industrial Technology, <sup>2</sup>Chiba University,

<sup>3</sup>Prop Inc., <sup>4</sup>Yokohama Rehabilitation Center

**Abstract** The aim of this study is to develop the airbag for the prevention of injuries by the falls. We developed a wearable protection system using air bag for elderly people. The system consists of sensor, inflator and air bag. The sensor is 50×56×18mm in size and 50 g in weight. The sensor is determined the fall from the acceleration and angular velocity sensors. The volumes of the air bag are 10 liters. The air bag is inflated from the supplied gas to open the upper part of the gas cylinder in the explosion of gunpowder. The air bag system is 1.1 kg in weight and wearable for an elderly people. We confirmed that the air bag worked properly as a result of the verification by a video recording.

### 1. まえがき

現在、日本人の平均寿命は、先進国でも高い水準を維持しており、かつてないスピードで高齢社会が進行している。このため、今後は健康に長生きできる社会を実現し、高齢者のQOLを向上することが重要な課題である。高齢者のQOLを向上させるための一つの方策として、「寝たきり」の防止があげられる。我々はこれまでの研究で、「寝たきり」の主な原因である転倒による外傷を軽減する目的で、転倒エアバッグの開発[1]と、転倒検出方法の検討[2]をおこなってきた。従来開発したエアバッグシステムは市販の部品を組み合わせた物であったため、重量が重く装着が困難であった。また、エアバッグを膨張させるための十分な圧力を得ることが困難であった。

本研究ではエアバッグシステムを高齢者が装着可能なサイズまで小型化した。また、開発したシステムを用い、マネキンを用いた転倒実験を行い、エアバッグが動作するかの確認を行った。

### 2. 転倒防護エアバッグの概要

#### 2.1 エアバッグのハードウェアの概要

転倒した際に重篤な外傷や死亡に至る場合の多くは、大腿部骨折や頭部外傷である。そこで本研究で開発したエアバッグは頭部と大腿部を防護する構成とした。Fig.1に転倒エアバッグの外観と作動時の状態を示す。左が作動前で右が作動後である。装置はナイロン製のベストと腰部のポシェットから構成されている。エアバッグはベストの後ろの部分とポシェット内に折りたたまれており、転倒時に膨張する構成となっている。総重量は1.1kgである。Fig.2に装置のブロック図を示す。装置はセンサ部、インフレーター部、エアバッグ部から構成されている。センサ部には加速度センサと角速度センサを用い、16bitCPUによりデジタルデータに変換される。CPU内ではセンサの情報から、転倒と判断すると、インフレーター部に駆動電圧を供給する構成となっている。センサ部のサイズは50×56×18mmで重量は50gと小型軽量である。センサの取り付け位置は腰部に装着するようにした。



Fig.1 Photo of the air bag system for preventing fall

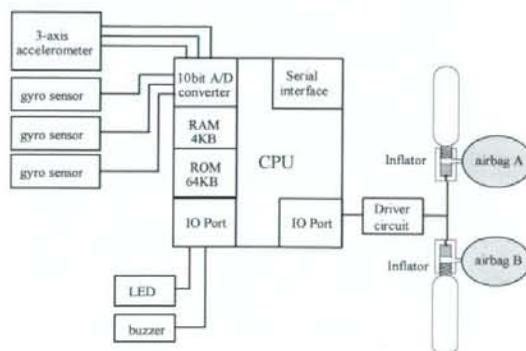


Fig.2 The block diagram of the air bag system

電源はアルカリ単3電池3本を用い、連続で約200時間の動作が可能である。インフレーター部は火薬室とガスボンベから構成されており、センサから供給された駆動電圧により火薬が発火し、爆発力でボンベ上部の封入板を破りボンベ内のガスをエアバッグに供給する構成となっている。火薬の使用量は0.1gと微量であり、火薬室はアルミ製の筐体を用いているため、身体に装着しても危険のないように配慮されている。また、経済産業省、火薬類取締法の適用除外申請の認可をうけており、安全性の高い構造となっている。ボンベのガスには $N_2$ と $CO_2$ の混合ガスを用いており、難燃性と低温時でも膨張の圧力を確保可能なようにした。インフレータの重量は160gであり、腰部用と頭部用それぞれ独立で用いた。エアバッグの繊維素材には、ナイロン66を使用した高密度織物に、シリコンをコーティングした基布を使用し、機密性と難燃性を確保し、再利用が可能な構造としている。

## 2.2 転倒検出アルゴリズムの概要

エアバッグを有効に動作させるためには、転倒を開始してから、完全に転倒をするまでの間に、転倒の予兆を検出しなければならない。従来の研究では加速度センサを用い、自由落下の状態を検出することで、転倒を判定していたが、誤検出が生じることが明らかとなった。そこで、従来の自由落下を検出する条件に加え、角速度の出力が30deg/s以上という条件を加えることで転倒の約200ms前に転倒検出が可能であることをたしかめた[3]。本研究では、開発したエアバッグシステムに加速度と角速度を用いた新しいアルゴリズムを実装した。

## 3. エアバッグ動作実験

### 3.1 実験方法

開発したエアバッグシステムの動作を確認するため、マネキンを用い、転倒実験をおこなった。エアバッグを装着したマネキンを後方に転倒させ、エアバッグの動作実験を3回おこなった。マネキンは体重61kgで身長167cmのものを用いた。また転倒の際には直立状態から関節を曲げずに直立の状態転倒させた。転倒の様子をビデオカメラで撮影し、床面に倒れる前にエアバッグが動作し、膨張しているかの確認を行った。

### 3.2 結果

ビデオカメラによる確認の結果、3回の転倒すべてで床面に倒れる前にエアバッグが膨張していることを確認した。Fig.3に転倒時にエアバッグが動作した際の画像を示す。臀部と頭部のエアバッグが膨張し身体と床面との間に入り込

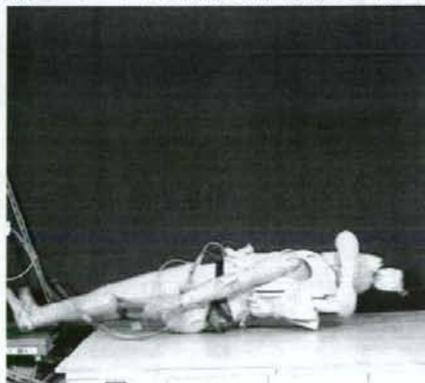


Fig.3 Photo of the operation of the air bag system with mannequin

むことでクッションの役割を果たしていることがわかる。転倒を検出してエアバッグが動作し始める身体の角度は直立の状態を0degとして約45~50degであった。これより、転倒するまでにエアバッグを膨張させ転倒の衝撃を防御可能であることが示された。

## 3.3 考察

今回試作したエアバッグシステムは従来のシステムに対してセンサを小型化し、小型のインフレーターを開発したことで装着可能な大きさまで小型化した。重量は1.1kgであるが、ベストとボジネットに組み込まれているため、高齢者にとっても負担のない構成となっている。また頭部用と臀部用のエアバッグをベスト内とボジネット内にそれぞれ装着したことで各部を確実に防御可能である。ビデオカメラによる動作確認を行った結果、完全に転倒する前にエアバッグが膨張していることを確認した。しかし、エアバッグが膨張する際に臀部に回りこまずに背中部分に回りこむ場合があった。今後、最適なエアバッグの形状を検討する必要があると考えられる。さらにエアバッグの形状と衝撃吸収能力の関係を検討する必要がある。現在、2個のインフレーターを用いて頭部と臀部のエアバッグを膨張させているが、これはエアバッグの容量が10リッター程度のため、1個のインフレーターではガスの容量が足りないためである。エアバッグの形状の最適化により容量が少なくなれば1個のインフレーターで供給可能であるため、重量の削減が可能であると考えられる。また本研究ではマネキンを用いて動作の確認を行ったが、実際の被験者を対象に動作の確認と転倒の仕方による転倒検出性能の評価をおこなう必要がある。さらに、インフレーターに火薬を用いているが、交換に数万円のコストがかかるため、低コストで再利用可能な方法を検討する必要がある。

## 4. むすび

本研究ではエアバッグシステムを高齢者が装着可能なサイズまで小型化した。ベストのように簡単に装着可能であるため、高齢者に負担をかけることなく転倒の防護が可能である。また、開発したシステムを用い、マネキンを用いた転倒実験を行い、エアバッグが動作するかの確認を行った結果、完全に転倒する前にエアバッグが膨張することを確認した。開発したエアバッグシステムを用いることで、転倒時の衝撃を防御し、骨折や外傷を軽減可能であると考えられる。

## 謝辞

本研究の一部は厚生労働科学研究費長寿科学総合研究(18-長寿-30)、平成18年度NEDO福祉用具実用化開発促進事業、ならびに平成19、20年度厚生労働科学研究費補助金(18153401)の補助による。

## 参考文献

- [1] 吉村拓巳, 関根正樹, 田村俊世: 転倒による外傷防止エアバッグの開発. BPES 2005 第20回生体・生理工学シンポジウム論文集, 217-218, (2005)
- [2] 吉村拓巳, 山本弘毅, 関根正樹, 田村俊世: 転倒エアバッグ開発のための転倒検出方法の検討. BPES 2006 第21回生体・生理工学シンポジウム論文集, 523-524, (2006)
- [3] 吉村拓巳, 山本弘毅, 関根正樹, 田村俊世: 加速度と角速度を用いた転倒検出の検討. 第47回日本生体医工学会大会プログラム・論文集, CD-ROM, (2008)

# 高齢期疑似体験システム装着時における 水平外乱刺激に対する姿勢応答

○飯島賢一 関根正樹 田村俊世 (千葉大学大学院)

## Postural responses in horizontal perturbation with subjects mimicking elderly

\*K. Iijima, M. Sekine and T. Tamura (Graduate School, Chiba University)

**Abstract**— In this study we measured the postural sway to horizontal perturbation for young subjects mimicking elderly with the special tool for kyphosis. The pitch angular velocity was measured. As a result, thigh angular velocity is same phase as back angular velocity unlike young subjects. Hip strategy is confirmed at low speed perturbation for subjects mimicking elderly. Therefore we assumed to perform lower perturbation environment test for the elderly.

**Index terms**— Balance, Elderly, Horizontal perturbation, Angular velocity

### 1 はじめに

加齢に伴う身体機能の低下から転倒の危険性が高まる。転倒すると、大腿骨頸部骨折やそのまま寝たきりになるなど、ADLの低下に大きく影響を及ぼす。また、転倒は半数が躓きや滑り等の外乱によって起こる。そのため、突発的な外乱に対する身体の姿勢応答及びバランス能力の評価は転倒を予防する上で有効である。

先行研究において、外乱を後方への床面移動と定義し、これを発生させる駆動装置を開発した<sup>1)</sup>。この装置を用いて健康若年者で実験を行い、動的なバランス評価法について検討している。将来的には、高齢者での適用を目指しているが、大きな外乱では転倒の危険が伴うなどの問題を解決する必要がある。そのため、本研究では高齢者での適用を踏まえて、健康若年者を対象に、加齢に伴う自然な身体変化を疑似体験できる高齢期疑似体験システム(シニアポーズ、アクセス22)を装着してもらい、高齢者への対象を模擬した実験を行った。また、健康若年者との動きの違いを比較した。

### 2 実験

#### 2.1 実験システム

Fig. 1のように、被験者は高齢期疑似体験システムを装着した。Table 1に今回体験する高齢者の身体変化を示す。被験者の足関節・大腿・腰背部には角速度センサ(Gyrocube, O-NAVI, USA)を装着し、後方への外乱刺激に対する各部位のPitch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)を床面に配置した。各センサの出力はサンプリング周波数1kHzでA/D変換を行い記録した。外乱刺激の強度として床面が加速する際の加速度(以下、加速値)を用い、これを変化させた。他の床面駆動のパラメータである加速時間、等速運動時間、減速する際の加速度は、各々100ms, 1000ms,  $1.0\text{m/s}^2$ と設定した。なお、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、本研究では設定した値ではなく実測値を用いて解析を行なった。

#### 2.2 測定対象

被験者は腰痛を持たない健康若年者の男性5名(年齢 $22.8 \pm 0.8$ 歳, 身長 $168.0 \pm 2.5$ cm, 体重 $60.0 \pm 6.2$ kg)で行った。なお、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実施した。

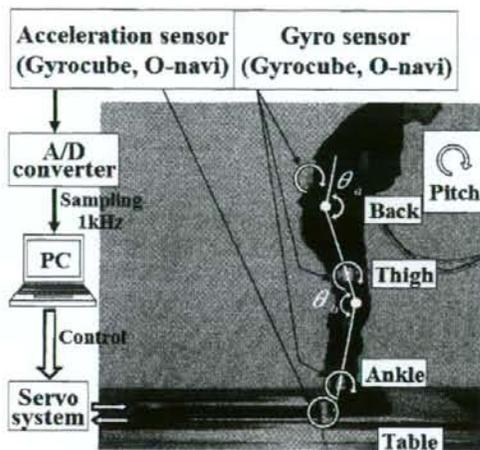


Fig. 1: Experimental setup

Table 1 The changes in the structure in the elderly

Category	Change in color vision due to cataract
Vision	Change in color vision due to cataract
Auditory	Presbycusis such as the loss for hearing high frequency
Kyphosis	Drooping posture and kyphosis due to osteoporosis
Knee flexion contracture	Posture of knee flexion and genu valgum due to kyphosis

#### 2.3 実験方法

Fig.1のように、初期姿勢を腕組み・開眼として、膝関節角度・股関節角度を約 $150^\circ$ に設定し、約3m先にある目の高さに設定した指標を注視した状態で立位姿勢を保持した。その後、合図をして、後方への水平外乱刺激を与えた。外乱強度は $0.6\text{m/s}^2$ から $4.4\text{m/s}^2$ まで $0.2\text{m/s}^2$ ずつの20種類を用意し、漸増で与えていき計20試行を行った。実験の試行に際し、外乱の増大に伴い自然にステッピング動作することを許可した。なお、被験者が装置の動作を体感し安全性を確認するために、最小値である $0.6\text{m/s}^2$ の加速値の試行を与える前に $0.2, 0.4\text{m/s}^2$ の加速値での予備試行を行った。また、疑似高齢者と若年者の姿勢応答を比較するため、高齢期疑似体験システムを装着した場合(以下、疑似高齢者)と装着しない場合(以下、若年者)で各1回実験を行った。

#### 2.4 解析方法

各部位の角速度及び床面の加速度はカットオフ周波

数30Hzのバターワース型2次ローパスフィルタで平滑化した。これを用いて、若年者、擬似高齢者の姿勢応答を比較した。また、ヒトは立位時の外乱に対して、外乱強度に伴い一般に3種の姿勢制御戦略を用いてバランスを保つ。健康者における角速度の各戦略の特徴は、「足関節戦略は、身体を1つの剛体として対応するため各部位の角速度は同方向（以下、同位相）に生じる。角速度はほぼ同値となる。」、「股関節戦略は、身体を2つの剛体として対応するため足関節・大腿は腰背部と逆方向（以下、逆位相）の角速度が生じる。体幹を大きく屈曲させるため腰背部の角速度が足関節・大腿に比べて大きくなる。」、「ステップング戦略は、床面から足が離れる際に急激にスイングするため、足関節・大腿に大きな角速度を生じる。」である<sup>1)</sup>。これらの特徴を踏まえて、各姿勢制御戦略を分けた。

### 3 実験結果

Fig. 2 に低速 ( $0.6\text{m/s}^2$ )、中速 ( $1.8\text{m/s}^2$ )、高速 ( $4.4\text{m/s}^2$ ) の外乱刺激に対する若年者（上段）、擬似高齢者（下段）の姿勢応答の典型例を示す。今回の実験では、姿勢応答に違いが生じた。大腿の角速度に着目すると、若年者では足関節角速度と同様の波形を示し、一方で擬似高齢者では腰背部角速度と同様の波形を示した。また、各被験者は低速の外乱で足関節戦略、外乱が大きくなるにつれて股関節戦略、さらに大きな外乱で1歩踏み出すステップング戦略というように、外乱強度の増加に伴い、段階的な姿勢制御戦略を用いてバランスをとっていた。しかし、戦略の移行タイミングは被験者によってばらついてきた。

### 4 検討

擬似高齢者での姿勢応答は、若年者とは異なり、ステップング戦略時を除いて、大腿角速度が腰背部角速

度と同様の波形となっていた。すなわち、股関節自身はほとんど回転せず、膝関節の回転によりバランスを調節していたといえる。これは、初期姿勢時に膝が屈曲しているため、外乱刺激後、一番自由度のある膝関節がまず伸展することによってバランスを保とうとしたと考えられる。

両者の大腿角速度のパターンは異なるが、足関節角速度と股関節角速度のパターンを比べると、外乱の両者とも同様の波形パターンを示した。また、初期姿勢と外乱刺激による各部位の波形パターンを見ることにより、外乱後の姿勢、すなわち膝関節角度、股関節角度は両者で同様になると推測でき、擬似高齢者の波形パターンも各部位が屈曲した姿勢からの姿勢制御戦略となるのではないかと考えられる。この場合、擬似高齢者は低度の外乱刺激から股関節戦略をとっていると考える。実際の高齢者は足関節戦略よりも股関節戦略で対応することが多く、よりバランスを崩し易い。そのため、高齢者での実験を行う際には、より低速での実験を行い、バランス能力を評価していく必要があると考えられる。

### 5 まとめ

高齢者での適用を踏まえて、健康若年者を対象に、高齢期擬似体験システムを装着し、高齢者への対象を模擬した実験を行った。擬似高齢者は若年者とは異なり、大腿角速度が腰背部角速度と同様の波形を示した。また、低速時に股関節戦略で対応することが多く見られ、より低速での実験を行う必要があると言える。

### 参考文献

- 1) 飯島賢一, 柳田純一, 関根正樹, 田村俊世, 角速度を用いた水平外乱刺激時の姿勢応答の計測, 生体医工学, 45-4, 285/291 (2007)

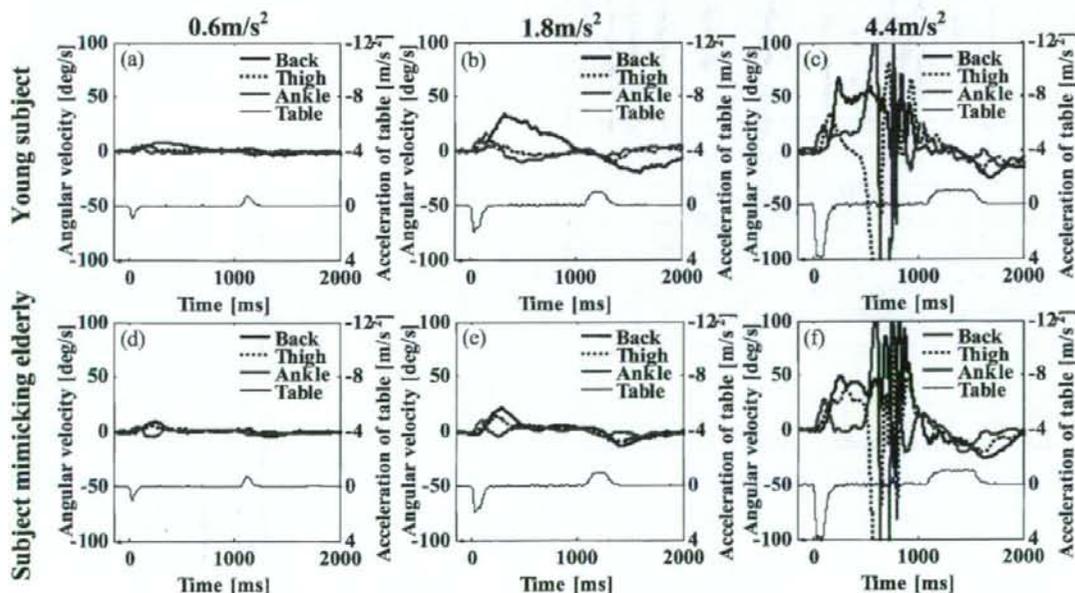


Fig. 2: Angular velocity of each part to acceleration of table  
Upper stand and lower stand represent young subject and subject mimicking elderly, respectively. Left side, center, right side represent setting acceleration values of  $0.6\text{m/s}^2$ ,  $2.0\text{m/s}^2$ ,  $4.4\text{m/s}^2$ , respectively.

## 漸増する水平外乱刺激に対する姿勢応答

飯島 賢一\*・関根 正樹\*・田村 俊世\*

### Postural Responses under the Gradually Increasing Horizontal Perturbation

Ken-ichi IJIMA,\* Masaki SEKINE,\* Toshiyo TAMURA\*

**Abstract** It is important to consider a measurement and an evaluation of the postural responses in human to perturbation such as trips or slips. In this study we gave healthy young subjects backward translation of table as horizontal perturbation, and measured the body sway by the perturbation. The sixteen subjects attached the sensor to an ankle joint, a thigh and a back near the center of gravity. They are kept upright position on the table and then given the perturbation. The experiments were performed with 20 trials of different acceleration from  $0.6 \text{ m/s}^2$  to  $4.4 \text{ m/s}^2$  by  $0.2 \text{ m/s}^2$  in gradually increase. As a result, it was classified in three patterns about a process they shifted from an ankle strategy to a stepping strategy by the peak value of the angular velocity, when they are given the perturbation sequentially. It is no correspondence relationship between classified shift process, static balance inspection and perturbation that begin to support by a stepping strategy. The experiment performed with perturbation in gradually increase identified that postural sway increased with magnitude of perturbation and postural strategy shifted gradually. Therefore it suggested that the experiment performed with perturbation in ascending order was useful to see the gradual shift process unlike with the experiment performed randomly.

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

### 1. はじめに

高齢者人口の増加とともに転倒が大きな社会問題となっている。転倒は生理的因子と環境因子に分類され、生理的因子では加齢とともに低下するバランス能力と筋力など、環境因子では照明や床の状況、履物などがそれぞれ挙げられる。特に高齢者の場合、転倒の半数以上が躓きや滑りといった外乱によって転倒が引き起こされ、骨折やそのまま寝たきりになるなどの重い症状に繋がり、高齢者の生活の質 (Quality of Life: QOL) の低下に多大な影響を及ぼす [1-3]。そのため、突発的な外乱刺激に対する身体の姿勢応答及びバランス能力の評価は転倒を予防する上で有効であると考えられる。

立位時に外乱が与えられた際、ヒトは外乱の大きさにより組織化された姿勢制御戦略を用いてバランスを立て直すという。この姿勢制御戦略には一般に3種類あると考え

られており、図1のように外乱の大きさに伴って足関節戦略 (ankle strategy)、股関節戦略 (hip strategy)、ステップング戦略 (stepping strategy) というように移行していく [4-7]。足関節戦略、股関節戦略は重心を支持基底面内に保持する戦略である。足関節戦略は、弱く遅い外乱や安定した支持基底面上での外乱に対して、主に足関節を用い、身体を1つの剛体、すなわち倒立振り子として動くことによってバランスを保持する。股関節戦略は、強く速い

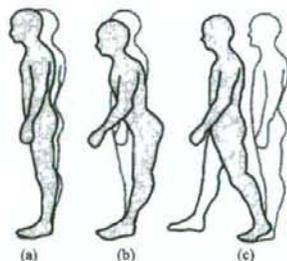


図1 立位時に認められる姿勢制御戦略  
(a)足関節戦略, (b)股関節戦略, (c)ステップング戦略  
Fig. 1 The postural strategies on the upright position.  
(a) Ankle strategy, (b) Hip strategy, (c) Stepping strategy

生体医工学シンポジウム 2008 発表 (2008 年 9 月, 大阪)  
2008 年 8 月 2 日受付, 2008 年 10 月 18 日改訂, 2008 年 12 月 17 日改訂

Received August 2, 2008; revised October 18, 2008,  
December 17, 2008.

\*千葉大学大学院工学研究科  
Graduate School of Engineering, Chiba University

外乱や不安定な支持基底面上での外乱に対して、大きな股関節の回転が生じ、足関節を股関節とは逆に回転させることで重心を支持基底面より逸脱せずにバランスを保持する。また、ステップング戦略は、非常に大きな外乱に対して、足関節戦略、股関節戦略とは違い元の立位姿勢を保持しようとするものではなく、足を一步出して支持基底面の前後幅を広げ、初めとは異なった姿勢に移行することによりバランスを保持する戦略である。

このステップング戦略で対応する際の姿勢応答及び外乱の大きさが、転倒を予防するための適切な動的バランスを評価し得ると考えられる。しかし、ステップング戦略に関する動作分析研究はあまり見られない[8-10]。さらにステップング戦略を引き起こす実験系は、転倒を模擬していることが多く、特に高齢者の場合に危険を伴うという懸念もある。そのため、将来的にはステップング戦略を引き起こさないような外乱でも、ステップング戦略の姿勢応答や閾値となる外乱の大きさを予測し、評価することが必要であると考えられる。

先行研究において、対象被験者10名(年齢 $21.3 \pm 1.6$ 歳、身長 $169.2 \pm 6.9$ cm、体重 $58.8 \pm 5.4$ kg)に角速度センサを装着し、静止立位上で小さな外乱刺激からステップング戦略を用いる程度の大きな外乱刺激まで20種類の強度をランダムに試行して、3種類の姿勢制御戦略をPitch方向の角速度(前後方向の傾き)にて確認できることを示した[11]。すなわち、従来の光学系による3次元計測装置と同様に、小型の角速度センサにより身体動揺を計測できることを示した。さらに、姿勢制御戦略と外乱刺激の強度について検討を加えた。この際、外乱の大きさに伴って足関節戦略、股関節戦略、ステップング戦略と段階的に移行していくと予想したが、実験結果では予想と合致しない点が見られた。この理由に外乱刺激の強度を試行毎にランダムに与えていたため、1試行前の反応が次の試行の反応に影響を及ぼしたものと考えられた。

そこで、本研究では先行研究と同様に、角速度センサを用いて外乱刺激時における足関節戦略からステップング戦略までの姿勢応答を計測したが、今回は外乱を漸増させて与えた際の戦略の移行を捉え、この移行過程を検討するとともに、これらとステップング戦略との関係について検討した。

## 2. 実 験

### 2.1 実験システム

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。また、躓きや滑りといった外乱は突発的で瞬間的であり、このような外乱を与えるためには加速度が適していると考えられるため、外乱刺激の大きさを床面の加速度の大きさとし、先行研究において床面を水平後方向に移動させる水平外乱刺激発生装

置を開発した[11]。外乱刺激の時系列波形を図2に示す。この時、外乱刺激は等加速度運動、等速運動、等加速度運動(減速)から成り、加速する際の加速度を「加速値」とし、同様に減速する際の加速度を「減速値」とした。なお、与える外乱の大きさは加速値で設定した。他の床面駆動のパラメータである加速時間、等速運動時間、減速値は、それぞれ100ms、1000ms、 $1.0 \text{ m/s}^2$ と設定した。これらのパラメータを用いることにより、速度、移動距離の計算は可能である。しかし、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思われるため、本研究では設定値ではなく加速度の最大値を実測値として用いて解析を行った。

図3に示すように、角速度センサ(Gyrocube, O-NAVI, USA)を被験者の足関節、大腿、腰背部に装着し、後方への外乱刺激に対する各部位のPitch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。全ての角速度センサ及び加速度センサの出力はサンプリング周波数1kHzでA/D変換を行い記録した。

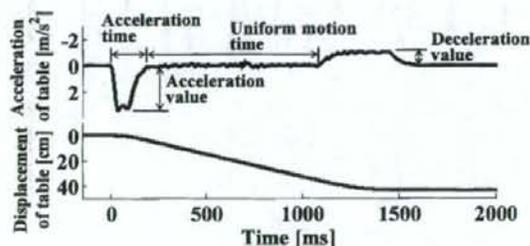


図2 外乱刺激の時系列波形

Fig. 2 Time series wave of perturbation.

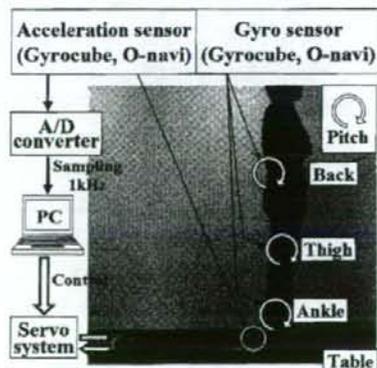


図3 実験装置の構成

Fig. 3 Experimental setup.

## 2.2 測定対象

被験者は健康若年者の男性12名、女性4名の計16名(年齢  $22.9 \pm 2.1$  歳, 身長  $168.1 \pm 7.5$  cm, 体重  $59.0 \pm 8.1$  kg)とした。なお、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後、被験者には実験の内容及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。

## 2.3 実験方法

動的バランスの評価実験を行う前に静的バランス評価との比較を行うため、重心動揺計(グラビコーダ G-620, アニマ株式会社)を用いて重心動揺検査を行った。サンプリング周波数を 20 Hz, 計測時間を 30 秒とし、開眼及び閉眼両足立ちの静止立位での計測をそれぞれ1回ずつ行った。なお、足部位置は閉足にて行い、計測中は出来るだけ動かず、足の踏み替えをしないよう指示した。

次に図3のように被験者は開眼で約3m先にある目の高さに設定した指標を注視した状態で、床面上に両足の間隔を約15cm開けて立位姿勢を保持した。被験者は胸の前で腕組みにより上肢による重心動揺の変動を抑制した。また、実験の試行に際し、自然な直立姿勢という指示を与え、外乱の増大に伴い自然にステップ動作をすることを許可した。外乱のタイミングは知らせなかったが、全試行において試行開始の合図後すぐに水平外乱刺激として床面を後方へ移動させた。外乱刺激は  $0.6 \text{ m/s}^2$  から  $4.4 \text{ m/s}^2$  まで  $0.2 \text{ m/s}^2$  毎の20種類の加速値とし、漸増させて試行を行った。なお、被験者が水平外乱刺激発生装置の動作を体感し安全性を確認するために、最小値である  $0.6 \text{ m/s}^2$  の加速値の試行を与える前に  $0.2, 0.4 \text{ m/s}^2$  の加速値での予備試行を行った。

## 2.4 解析方法

解析にはカットオフ周波数 30 Hz のバターワース型 2 次ローパスフィルタで平滑化した各部位の角速度及び床面の加速度を用いた。各姿勢制御戦略における角速度の特徴について先行研究及びランダムでの実験結果から、「足関節戦略は、身体を1つの剛体として対応するため各部位の角速度がほぼ同値となる」、「股関節戦略は、腰背部が大きく動揺するため角速度も増大し、支持基底面を逸脱させないために、足関節、大腿は腰背部と逆方向の角速度が生じる。また、加速初期の範囲でピーク値を検出した際、外乱の大きさに伴って足関節、大腿は線形的に増加するが、腰背部において上記のような股関節戦略と判断できる加速値付近から急激な角速度ピーク値の増大が見られる」、「ステップ戦略は、床面から足が離れる際に急激にスイングするため、足関節、大腿に大きな角速度を生じさせる」という特徴を有する[11]。これらを踏まえて、加速初期の範囲で各部位の角速度ピーク値を検出し、各部位のピーク値がほぼ同値であればその付近を足関節戦略、腰背部のピーク値のみの急激な増加が見られればその付近を股関節

戦略とした。なお、加速値の大きさに伴う各部位の角速度ピーク値に関して、ピーク値は線形的に増大するが、腰背部と足関節、大腿のピーク値の差は大きく広がっていくというように戦略を判断しづらい被験者に関しては、腰背部の角速度波形を再度確認し、足関節戦略、股関節戦略を判断した。また、股関節戦略、ステップ戦略間は、角速度波形を用いて、足関節、大腿の角速度が急激に増減していることで戦略を分けた。

また、重心動揺検査から、単位時間軌跡長 (Length/Time), 単位面積軌跡長 (Length/Area), 外周面積 (Area) 及び姿勢制御の視覚による寄与を示す外周面積のロンベルグ率 (Romberg) を解析値として用いた。動的バランスとの比較を行うため、今回はステップ戦略で対応する最小の外乱の大きさ (最小ステップ加速値: Step-Acc) を動的バランスの評価指標として比較した。

## 3. 結果

外乱刺激に対する角速度波形の典型例を図4に示す。図中(a), (b), (c)はそれぞれ足関節戦略、股関節戦略、ステップ戦略で対応している波形を示し、各図の下には与えた外乱刺激(床面の加速度及び移動距離)の波形を表示している。それぞれの外乱刺激の大きさ(加速値)は、 $1.71 \text{ m/s}^2$ ,  $3.33 \text{ m/s}^2$ ,  $3.75 \text{ m/s}^2$ であった。また、図中の矢印は今回の解析で用いた各部位のピーク値を示している。図5には20種類の外乱刺激の強度(床面の加速値)に対する外乱刺激開始直後の角速度のピーク値の典型例を示している。図中の□, △, ○は、それぞれ足関節、大腿、腰背部の角速度ピーク値を表し、各戦略で対応している箇所を領域で区切った。なお、塗りつぶした各記号はステップ戦略をとっていることを表す。姿勢制御戦略の角速度における特徴により、戦略を分類し、その領域の割合により3種類の各戦略への移行過程が確認された。図5(a)は大きい外乱に対しても足関節戦略を用いて対応し、股関節戦略をほとんど用いないままステップ戦略に移行している群(足関節群)、すなわち足関節戦略の領域が股関節戦略に比べて大きい群である。図5(b)は両方の領域がほぼ等しく、足関節戦略、股関節戦略で段階的に対応していき、ステップ戦略へ移行している群(中間群)である。図5(c)は足関節戦略で対応する外乱はほとんどなく、低度の外乱から股関節戦略を用いて対応し、ステップ戦略へ移行しているように股関節戦略の領域が足関節戦略に比べて大きい群(股関節群)となっている。また、全ての群において、姿勢制御戦略が外乱刺激の大きさに伴って足関節戦略、股関節戦略、ステップ戦略と段階的に移行していることが確認された。

各群の内訳を身体的特徴、重心動揺検査結果及び Step-Acc とともに表1に示す。これを見ると、足関節群が一番多く9人、中間群、股関節群がそれぞれ4人、3人とい

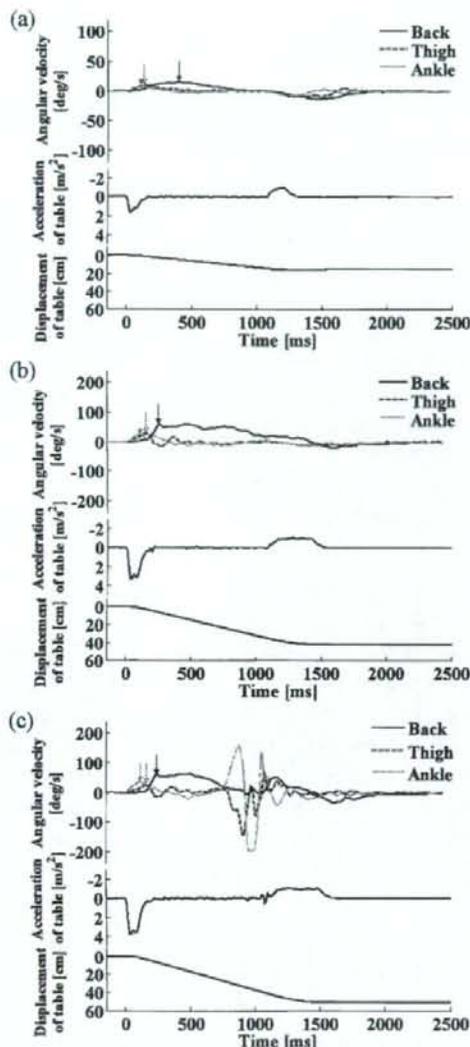


図4 床面加速度に対する各部位の角速度波形 (被験者 No. 8) (a) 足関節戦略 (1.71 m/s<sup>2</sup>), (b) 股関節戦略 (3.33 m/s<sup>2</sup>), (c) ステッピング戦略 (3.75 m/s<sup>2</sup>) 括弧内の値は加速値を表す。また、図中の矢印は各部位の角速度ピーク値を示している。

Fig. 4 Angular velocity of each part to acceleration of table (Subject No. 8). (a) Ankle strategy (1.71 m/s<sup>2</sup>), (b) Hip strategy (3.33 m/s<sup>2</sup>), (c) Stepping strategy (3.75 m/s<sup>2</sup>) The value in parenthesis indicates acceleration value. The arrow in figure indicates peak value of angular velocity of each part.

う結果となった。これらの群内での身体的特徴及び重心動揺検査結果と Step-Acc とをピアソンの相関係数を用いて解析したところ、股関節群の体重においてのみ有意に相関があった。しかし、これら以外の身体的特徴及び重心動揺

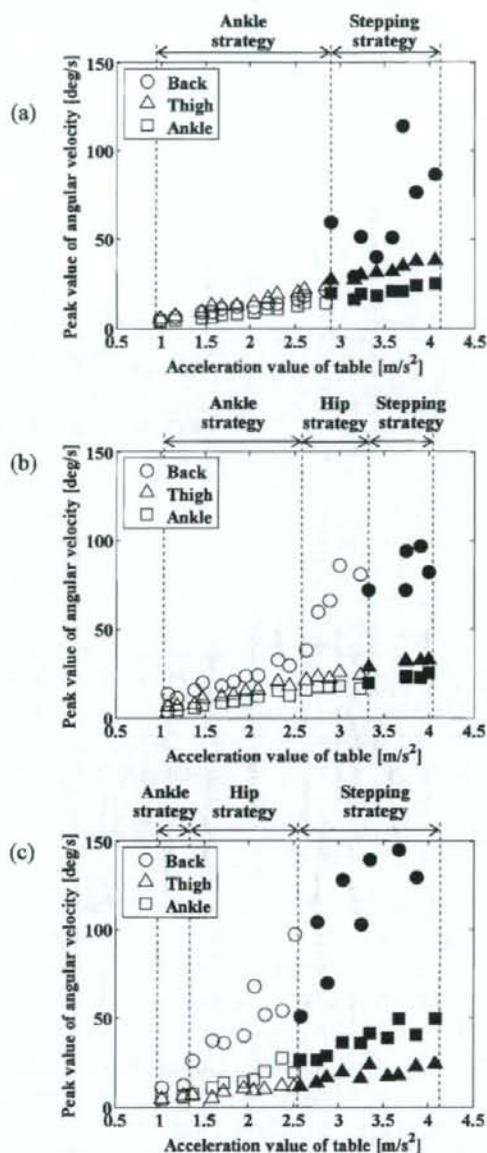


図5 角速度のピーク値からみた各戦略の移行過程 (a) 足関節群 (被験者 No. 3), (b) 中間群 (被験者 No. 13), (c) 股関節群 (被験者 No. 5) 各群とも一人の典型例を示している。

Fig. 5 The change of the peak value of the angular velocity of each part for the perturbation. (a) Ankle group (Subject's No. 3), (b) Middle group (Subject No. 13), (c) Back group (Subject No. 5) These show a typical example with each group.

検査結果と Step-Acc に有意な相関関係は見られなかった。すなわち、姿勢制御戦略の移行過程の違いと静的バランスとの関係や Step-Acc との関係は見出せなかった。股

表 1 被験者の身体的特徴と計測結果

性別は男女数, その他の項目は平均値±標準偏差を示している。

Table 1 Exterior characteristic and measurement result of subject.  
Sex is the number of men and women. Other items show mean ± SD.

Pattern	Sex	Age [years]	Height [cm]	Weight [kg]	Length/Time [cm/s]	Length/Area [cm/cm <sup>2</sup> ]	Area [cm <sup>2</sup> ]	Romberg	Step-Acc [m/s <sup>2</sup> ]
Ankle group	M: 9	23.1	170.2	58.6	0.93	21.8	1.16	1.58	3.13
	F: 0	± 2.5	± 4.9	± 4.8	± 0.41	± 9.1	± 0.89	± 0.34	± 0.39
Middle group	M: 3	22.8	171.3	67.8	1.00	23.9	1.34	1.28	3.19
	F: 1	± 1.0	± 7.5	± 7.5	± 0.49	± 11.3	± 1.00	± 0.50	± 0.22
Back group	M: 0	22.3	157.3	48.7	0.88	18.4	1.12	1.77	2.81
	F: 3	± 2.1	± 5.0	± 2.3	± 0.10	± 3.8	± 0.45	± 0.53	± 0.36

表 2 Step-Acc と身体的特徴及び重心動揺検査の相関係数

Table 2 Correlation coefficient between Step-Acc and exterior characteristic and parameters of stabilometer test.

	Age	Height	Weight	Length/Time	Length/Area	Area	Romberg
Step-Acc	0.057	0.413	0.382	0.399	- 0.280	0.296	0.209

関節群については女性のみであり, 他の群より小柄な傾向を示した。また, 被験者全体での身体的特徴及び重心動揺検査結果と Step-Acc との相関係数を表 2 に示す。これを見ると, どのパラメータにおいても本研究で定義した動的バランス評価指標 Step-Acc との間に相関が見られなかった。

#### 4. 考 察

本研究では, 外乱刺激に対する姿勢制御戦略が, 1 試行前の外乱刺激の大きさに影響すると考え, 外乱刺激を漸増させて与えた際の足関節戦略, 股関節戦略, ステッピング戦略の段階的な移行を捉え, その移行過程を検討した。その結果, 外乱刺激の与え方を漸増にしたことにより, 外乱刺激の大きさに応じて身体動揺も順に大きくなり, 姿勢制御戦略においても段階的に移行していることが確認された。また, 再現性の検討のため, 8名の被験者に対して再度実験を行った。それぞれの Step-Acc において対応のある t 検定を行ったところ, Step-Acc に差はなく ( $P > 0.7$ ), 1 回目と 2 回目とで同じ外乱刺激の際にステッピング戦略でバランスを保持していたことが示唆された。したがって, 今回の実験系における再現性は高いと言える。

先行研究での外乱刺激をランダムで与えた実験系と本実験系を比較した場合, 外乱刺激の「予測」はどちらの実験系にも起こると推測される。さらに外乱刺激の与え方による「予測」の違いが Step-Acc に影響する可能性が示唆されたが, 前実験系と本実験系を両方行った被験者 6 名の Step-Acc に関して対応のある t 検定を行ったところ差が見られない ( $P > 0.1$ ) という結果となり, 両実験におい

ても同程度のタスクと考えられ, Step-Acc に影響を及ぼさないと考えられた。しかし, ランダムの実験系では 1 つ前の試行あるいは徐々に蓄積されていくランダム順序が次の試行を予測する材料となり, そこで予測した外乱刺激と実際に与えられた外乱刺激の不一致が起こり, 個々の外乱刺激によって姿勢応答にばらつきが生じてしまう被験者もいた。一方, 漸増で与える実験系では次の外乱刺激が予測できるため, 予測の不一致が起こる可能性は低く, ばらつきの少ない段階的な姿勢制御戦略を捉えることが出来たと言える。このことから段階的な姿勢応答を捉えるためには, 外乱を漸増させて与える実験系がより適していることが示唆された。

しかし, これまでの多くの研究において, ある程度大きい外乱刺激に対して股関節戦略が優位に働くとの報告があり, 本研究においても同様に, 中間群が多数となることを予想したが, 今回の実験では足関節戦略を優位に働かせている足関節群が多かった[4-6]。この足関節群では, 低度の外乱に下肢と体幹が一体となった足関節戦略で対応する。これは, 中間群と同様である。しかし, 足関節群の特徴であるステッピング戦略を用いる直前まで足関節戦略で対応することは, 低度の外乱から足関節戦略で対応してきた影響であると考えられる。つまり, 外乱が増大しても足関節に集中した姿勢応答のままバランスを維持したのではないかと考えられる。高齢者においては成人と比較し, 足関節戦略より股関節戦略を用いる傾向が認められるという報告がある[5]。今回は若年者を対象としており, 高齢者に比べ, 身体機能やバランス機能は高いといえる。筋力等を考慮すると足関節戦略から股関節戦略へ移行する閾値の幅が

広いために、高い外乱刺激まで足関節戦略で対応していたと推測される。一方、股関節群においては全て女性被験者であった。女性は男性と比較して、下肢の筋肉量が少なくバランス機能が劣るといった報告がある[12]。そのため、足関節戦略ではバランス維持が困難であると判断し、より早く安定させるために、即座に股関節戦略にて対応したということが示唆された。

また、Runge らや Horak らは足関節戦略と股関節戦略の混合型の戦略があることを筋電図等で示している[6, 13]。今回の外乱刺激に対する姿勢応答においても混合型と考えられる戦略が見られた。図6のように足関節戦略から股関節戦略の移行付近の外乱刺激において、角速度のピーク値は各部位ともほぼ同じ値を示すが、ピーク後の足関節、大腿の角速度は減少していくのに対し、腰部の角速度はその値を一定に保つような動きが見られる。すなわち、身体全体を傾けた後に腰部の傾きのみが増加していることを示しており、1 試行の中で外乱刺激に対して足関節戦略で対応した後に股関節戦略で対応するといった混合型の戦略でバランスを調整していることが示唆された。

今回の実験系において姿勢制御戦略の移行に関して3群に分けられたが、身体的特徴としては股関節群が全て女性で体重が軽量であった以外の群間の身体的特徴の違いは見られなかった。また、群間の重心動揺検査による違いはどの項目においても見られなかった。

今回の実験では最小ステップ加速値 (Step-Acc) を動的バランスの評価指標としたが、これと身体的特徴、静的バランスとの相関は見られなかった。これまで静的バランスと動的バランスとの相関は低いといった研究結果もある

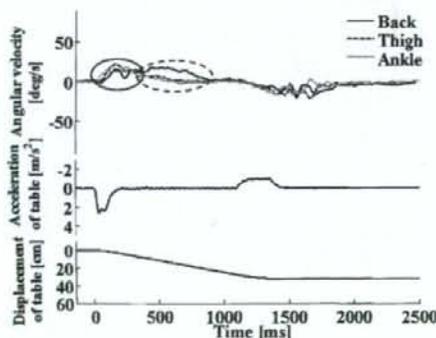


図6 足関節戦略と股関節戦略の混合型を用いた際の角速度波形 ( $2.61 \text{ m/s}^2$ )  
実線、破線の丸は、それぞれ足関節戦略、股関節戦略を示している。

Fig. 6 Angular velocity of each part to acceleration of table when a subject responds to backward perturbation with mixed strategy of ankle strategy and hip strategy ( $2.61 \text{ m/s}^2$ ).  
The circles of solid line and dash line indicate ankle strategy and hip strategy respectively.

[14]。静的バランスと比べ、今回のような外乱刺激を与える実験では外乱刺激の大きさやそれに対する被験者自身の姿勢の認識、そこから立ち直り動作等、静的バランス検査では評価できない項目も含まれる。本実験においても、重心動揺においてほとんど変化が見られなかったが、外乱刺激に対する姿勢応答を見ることによって移行過程の違いで3群に分類でき、それぞれ特徴を有していたため、静的バランスとは違ったバランス能力の違いが見られたのではないかと考える。このことから、転倒を主に考える際の外乱に対するバランス機能において、静的バランスではなく、外乱刺激を与えるような実験系において評価していくことは、非常に有意義であることが考えられる。しかし、様々な要因が複雑に反応した姿勢応答となるため、これらをより詳細に解析する必要がある。

さらに、今回の実験系ではステップ戦略で対応し始める外乱を予測することは困難であると推測された。本実験において、腕組みをすることにより上肢による重心動揺への影響は含まれないが、被験者には自然なステップ動作を指示したため、個人毎に足関節戦略あるいは股関節戦略からステップ戦略への移行期にずれが生じるのではないかと考えられる。したがって、全被験者に同様の条件下にて実験を行う必要があると考える。現在のバランス検査においては、ファンクショナルリーチテスト (Functional Reach Test: FRT) や最大一歩幅等、被験者に最大限の能力を発揮させるような検査法が行われている。本実験のような外乱刺激を与える動的バランス評価実験においても、自然というばらつきをなくし、最大限の能力でバランスを保ち、それよりも大きな外乱でステップ動作をするというような実験とした場合と同条件下となり、個々のバランス能力をさらに評価していけるのではないかと考えられる。

## 5. おわりに

本研究において、後方の外乱刺激に対する姿勢応答を角速度センサを用いて検討した。その際に外乱刺激を漸増させて与えた。その結果、ランダムに外乱刺激を与える先行研究とは異なり、全被験者において姿勢制御戦略が外乱刺激の大きさに応じて足関節戦略、股関節戦略、ステップ戦略と段階的に移行していることが確認された。さらに、今回の若年者を対象とした実験では被験者は外乱刺激の大きさに伴う戦略の移行過程により3群に分類され、その中で足関節を優位に働かせる群が最も多かった。また、足関節戦略から股関節戦略への移行付近において、足関節戦略に股関節戦略が付随した混合型の戦略を用いて対応していることを本研究においても示せた。

一方、動的バランス評価の指標とした最小ステップ加速値 (Step-Acc) と戦略の移行過程及び静的バランス検査との関係は見られなかった。しかし、今回のような外乱刺

激を与える実験では静的バランス検査で評価できない項目も含まれると考えられ、今後は Step-Acc 以外に対しても詳細な解析を検討する必要がある。

## 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. *Aust J 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, 2004, pp. 257-258.
- Nashner LM, McCollum G: The organization of human postural movements: a formal basis and experimental synthesis. *Behav Brain Sci*. 8: 135-172, 1985.
- Horak FB, Shupert CL, Mirka A: Components of postural dyscontrol in the elderly: a review. *Neurobiol Aging*. 10(6): 727-745, 1989.
- Runge CF, Shupert CL, Horak FB, Zajac FE: Ankle and hip postural strategies defined by joint torques. *Gait Posture*. 10(2): 161-170, 1999.
- Horak FB, Nashner LM, Diener HC: Postural strategies associated with somatosensory and vestibular loss. *Exp Brain Res*. 82(1): 167-177, 1990.
- 竹内弥彦, 安達さくら, 下村義弘, 岩永光一, 勝浦哲夫: 高齢者の後方ステップ反応における足圧中心加速度と筋力の関係. *理学療法科学*. 22(4): 521-525, 2007.
- Jensen JL, Brown LA, Woollacott MH: Compensatory stepping: the biomechanics of a preferred response among older adults. *Exp Aging Res*. 27(4): 361-376, 2001.
- McIlroy WE, Maki BE: The control of lateral stability during rapid stepping reactions evoked by antero-posterior perturbation: does anticipatory control play a role? *Gait Posture*. 9(3): 190-198, 1999.
- 飯島賢一, 柳田純一, 関根正樹, 田村俊世: 角速度を用いた水平外乱刺激時の姿勢応答の計測. *生体医工学*. 45(4): 285-291, 2007.
- Overstall PW, Exton-Smith AN, Imms FJ, Johnson AL: Falls in the elderly related to postural imbalance. *Br Med J*. 1(6056): 261-264, 1977.
- Horak FB, Nashner LM: Central programming of postural movements: adaptation to altered support-surface configurations. *J Neurophysiol*. 55(6): 1369-1381, 1986.
- 島田裕之, 内山 靖, 原田和宏, 大淵修一, 鈴木隆雄: 姿勢バランス機能の因子構造: 臨床的バランス機能検査による検討. *理学療法学*. 33(5): 283-288, 2006.

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・解析及びバランス機能改善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。



# Analysis of body responses to an accelerating platform by the largest-Lyapunov-exponent method

U R Acharya<sup>1\*</sup>, S C Goh<sup>1</sup>, K Iijima<sup>2</sup>, M Sekine<sup>2</sup>, and T Tamura<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Electronic and Computer Engineering Division, Ngee Ann Polytechnic, Singapore

<sup>2</sup>Department of Medical System Engineering, Chiba University, Chiba, Japan

The manuscript was received on 22 May 2008 and was accepted after revision for publication on 2 October 2008.

DOI: 10.1243/09544119JMEIM454

**Abstract:** Various disciplines have benefited from the advent of high-performance computing in achieving practical solutions to their problems, and the area of health care is no exception to this. Non-linear signal-processing tools have been developed to understand the hidden complexity of the time series, and these will help clinicians in diagnosis and treatment. Postural study helps the elderly and people with a balancing problem due to various pathological conditions. In elderly subjects, falls are common and may result in injury. Correct postural balance is basic to well-being and it influences our daily life significantly.

These postural signals are non-stationary; they may appear to be random in the time scale and it is difficult to observe the subtle changes for the human observer. Hence, more hidden information can be obtained from the signal using non-linear parameters.

In this paper, ten young normal subjects are subjected to the balancing platform whose acceleration is gradually increased from  $1 \text{ m/s}^2$  to  $5 \text{ m/s}^2$  to study the postural response. The ankle front-back acceleration and ankle pitch angular velocity sensor data were studied using the largest Lyapunov exponent (LLE). The results show that for higher acceleration of the platform the ankle movement follows a particular rhythm, resulting in a lower Lyapunov exponent. During lower acceleration of the balancing platform, this value is higher because of the random movement of the ankle. In this work, the pattern of the body response was studied using LLE values for different accelerations using ankle data as the base signal for the normal subjects.

**Keywords:** Lyapunov exponent, sensor, knee, ankle, balance, acceleration, posture

## 1 INTRODUCTION

Balance aligns the bones with gravity so that the muscles can be in maximum relaxation. Studies indicate that 80 per cent of people in the USA suffer from some form of postural problems (causing back pain) in their lifetimes. This is in sharp contrast with some other cultures around the world, where back pain is present in less than 5 per cent of the population [1]. Balance is a state of equilibrium. An out-of-balance situation disturbs the mind in subtle ways. Correct posture is directly related to a relaxed aware ideal state of mind. Every movement that is

made, from walking to diving, changes the centre of gravity. The muscles exert force to re-establish equilibrium.

The maintenance of balance is a complex physiological process involving the interaction of many body subsystems. Neuromuscular and musculoskeletal subsystems are important for control of the body position and motor output. Sensory system components coordinate the information regarding the body's position relative to gravity, environment, and positions of body parts in relation to each other.

The importance of the biosignal analysis, which exhibits typical complex dynamics, has been recognized in the field of non-linear dynamics. Several non-linear parameters have been proposed to detect the hidden important dynamic properties of the physiological phenomenon. These techniques are

\*Corresponding author: Electronic and Computer Engineering Division, Ngee Ann Polytechnic, 535 Clementi Road, Singapore, 599489, Singapore. email: aru@np.edu.sg

based on the concept of chaos, which has been applied to many areas including the areas of biomedical informatics. The theory of chaos has been applied to the postural signals to study the postural sway [2]. Efforts have been made to determine non-linear parameters in rehabilitation, and it has been shown that they are useful indicators of pathologies. Cavanaugh *et al.* [3] have used the approximate entropy to detect changes in postural control during quiet standing in athletes with normal postural stability after cerebral concussion effectively. Kinematic sensors, accelerometers, and gyroscopes help to monitor the long-term physiological signals related to the postural study [4, 5]. Postural balance was measured with the help of a force platform system in four test conditions: normal standing with eyes open and closed (both for 30 s), semitandem (20 s), and tandem stand with eyes open (20 s) [6]. The results of the study indicate that the deterioration in balance function starts at a young age and worsens further from about 60 years onwards.

Body sway in a standing position with both legs for 30 s, and for 10 s during one-leg standing with eyes open or closed alternating between left and right legs (five times each), were studied using a stabilimeter [7]. The results indicate that the lower extremity muscle power did not appear to be the dominant factor in maintaining balance in these young subjects. Recently, Stel *et al.* [8] have shown that significant difference between the balance performances of older fallers and non-fallers indicate that poor balance abilities are found in fallers. Different balance tests (clinical and laboratory) have been studied to predict the postural stability in community-dwelling older subjects [9].

Methods of non-linear dynamics, namely the Lyapunov exponent, correlation dimension, and approximate entropy, were used to analyse centre-of-pressure (COP) data during different sitting postures [10]. Variability in human movement data can be analysed by a linear method using power spectral analysis and the non-linear method [11]. The nature of variability present in time series generated from gait parameters of two different age groups, namely the elderly and young females, was studied using non-linear analysis [12]. The elderly exhibited significantly larger Lyapunov exponents and correlation dimensions for all parameters evaluated, indicating local instability. The linear measures also indicated that the elderly demonstrated significantly higher variability.

Both the methods, i.e. stabilogram diffusion analysis and detrended fluctuation analysis (DFA), were able to identify differences between the postural stabi-

ties of control and elderly subjects for time series as short as 5 s [13]. In addition, measurements proved to be reliable across testing sessions, with DFA the more robust method for anteroposterior (AP) displacement. The non-linear behaviours of the postural signals in young and elderly normal subjects were analysed by fractal dimension analysis using COP signals [14].

The largest Lyapunov exponent (LLE) was estimated to quantify the chaotic behaviour of postural sway. COP data and AP displacements (stabilogram) were obtained by static posturography tests performed on control subjects [2, 15]. LLE values were found to be positive, although close to zero. This suggests that postural sway derives from a process exhibiting weakly chaotic dynamics.

Recently, Han *et al.* [16] have used the COP trajectories, Rényi dimension, and sway path to classify the normal and balance disorder groups in quiet stance. The COP was obtained using a force-sensing mat. The complexities of centre-of-mass (COM) and COP displacements in healthy elderly subjects were analysed using fractal dimension analysis [17]. The subjects performed the test with eyes open and closed. The COP was measured using a force platform while the COM was derived from markers placed on the body using the Yeadon-Morlock 14-segment human model.

In the above studies, the subjects stood on a non-moving platform. However, in the real-world situation, people may be standing on a moving vehicle. In this work, attempts were made to simulate this situation using an accelerating platform.

Displacements of ankle data were analysed because they fall into three distinct categories, namely angle, hip, and step strategies; hence they would be expected to give more varied results.

The objective of this project focused on improving the quality of life for elderly subjects. One area contributing to the quality of life is the ability to perform daily activities including the use of public transport. It is the intention to pursue these studies in this direction in the next phase.

## 2 METHODOLOGY

In this project, normal subjects stood on a motorized horizontal platform. The platform was then accelerated in the posterior direction, continued to move for a short interval at constant speed, and then decelerated to rest. Accelerometers and rate gyroscopes attached to points on the body, and foot pressure sensors were used to record the subjects' res-

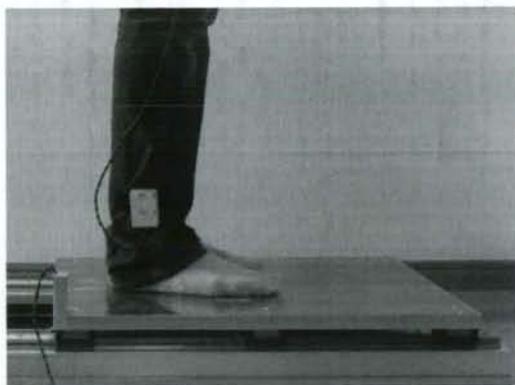


Fig. 1 General layout of the equipment

ponse. During each trial, the subject's initial posture was checked to ensure that it was in accordance to the standard posture. Then a signal was given to the subject that the platform was about to move. Within a delay time of 1–10 s after the signal, the platform moved. After the platform had stopped moving, the initial posture and conditions were then resumed and checked again before repeating the experiment with different magnitudes of acceleration and delays after the signal. The magnitude of acceleration and delay were randomly applied and do not follow any sequence. Figure 1 shows the layout of the equipment used for this work.

## 2.1 The platform

The platform (Fig. 1) was controlled by a programmable logic controller (Keyence MV-1000) via a servo amplifier (Keyence MV-41). The movement of the platform was as follows.

1. The platform accelerated in the posterior direction for a fixed duration of 100 ms.
2. The magnitude of posterior acceleration varies from  $0.2 \text{ m/s}^2$  to  $5.0 \text{ m/s}^2$ , randomly executed.
3. After the posterior acceleration, the platform continued to move at a constant speed for a fixed duration of 1000 ms.
4. After the constant-speed movement, the platform was decelerated to a stop at a constant magnitude of  $1.0 \text{ m/s}^2$ .

## 2.2 Posture and sensors

The initial posture was standing upright with arms folded and eyes open. Three-axis accelerometer and

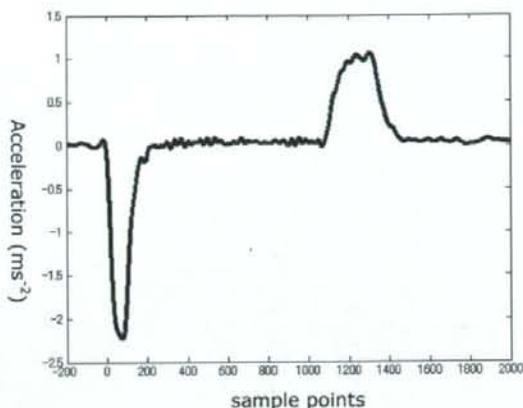


Fig. 2 Acceleration of the platform

three-axis rate gyro modules (Gyrocube O-Navi 23505) were attached to the ankle of the subject. A similar module was attached to the platform to measure its acceleration. The sampling rate was 1000 Hz.

## 2.3 The protocol used

The following measurement protocol was used. There was measurement of all six linear and angular axes of acceleration and angular velocity at the waist, knee, and ankle, and the foot pressure map was also measured. Socks were worn by the subjects. Ten normal male subjects, of age  $22.4 \pm 2.3$  years, participated in the experiment.

The ethics committee of Chiba University has approved the data for this research purpose. Written consent was obtained from each subject before they participated in this experiment.

## 2.4 State space reconstruction

Analysis of the signal depends on the successful reconstruction of the state space of the underlying process. There are a number of rigorous theorems about the possibility to reconstruct a state space from the signal. The reconstructed attractor from the signal must preserve the invariant characteristics of the original unknown attractor. This is achieved by choosing an appropriate embedding dimension  $m$  and delay time  $\tau$ , in the so-called delay coordinate method. In the analysis an embedding dimension  $m$  of 4 and delay  $\tau$  of 11 were obtained [18].  $\tau$  was evaluated using the actual mutual information

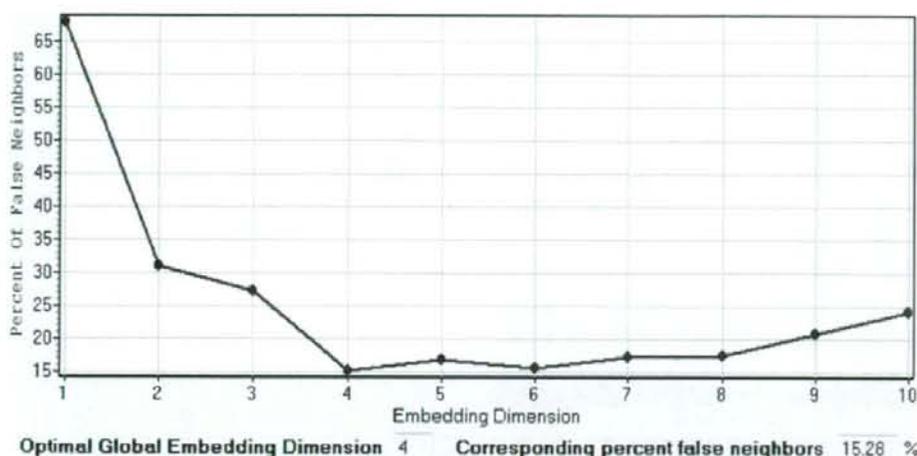


Fig. 3 Estimation of the embedding dimension

method and  $m$  using the false nearest-neighbour method. These methods are described below.

#### 2.4.1 Estimation of the embedding dimension $m$

If the reconstructed attractor is projected to a lower dimension than the original dimension, then certain distant points may appear as false neighbours [19]. In a higher dimension these false neighbours may appear as distant points. As the embedding dimension is increased, the false nearest neighbours (FNNs) may vanish or reach some acceptable level. Hence, the FNN method is used to calculate the optimum embedding dimension.

The criterion for evaluating each element  $y_i$  in the time series is to look for its nearest neighbour  $y_j$  in the  $m$ -dimensional space and to calculate the distance  $\|y_i - y_j\|$ ;  $D_i$  is calculated, by increasing  $i$ , according to

$$D_i = \frac{\|y_{i+1} - y_{j+1}\|}{\|y_i - y_j\|} \quad (1)$$

There will be FNNs, if  $D_i$  exceeds some threshold value  $D_t$ . The criterion which considers that the embedding dimension is sufficiently high is that the number of points verifying that  $D_i > D_t$  is zero or at least sufficiently small. The algorithm is sensitive to the choice of  $D_t$ . The graph of FNN versus increasing embedding dimension is a monotonically decreasing graph. The optimum embedding dimension usually can be found near the crossing of the 30 per cent threshold. The embedding dimension is the value

for which there will be no FNN or a value within the acceptable level. In this case,  $m$  was obtained as 4 and  $D_t$  was chosen as 11. Figure 3 shows the estimation of the embedding dimension for the data using the FNN method.

#### 2.4.2 Estimation of the delay time $\tau$

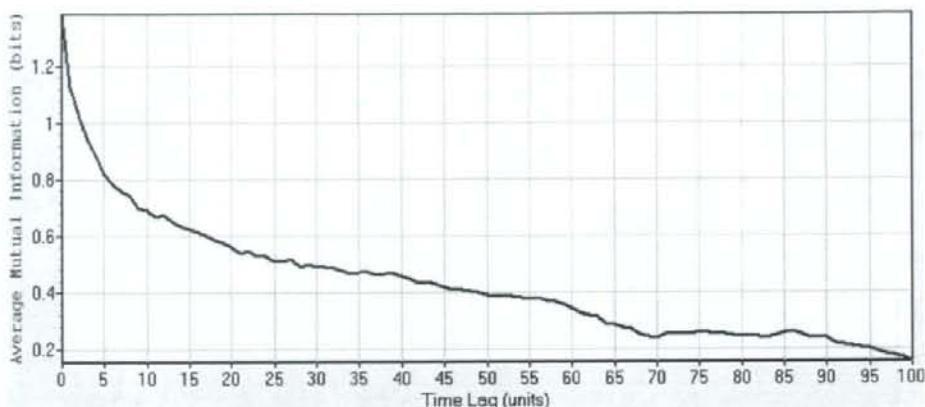
A one-to-one embedding can be obtained for any value of the delay time  $\tau > 0$  for an infinite amount of noise-free data. However, values of  $\tau$  that are both too small and too large will cause failures of the reconstruction in the case of the observed finite noisy time series. The optimal  $\tau$  is determined using the mutual information function  $I(\tau)$  [20]. The idea is that a good choice for  $\tau$  is a value that, given the state of the system  $x(n)$ , provides maximum new information with measurement at  $x(n+\tau)$ .

The mutual information function evaluated for the present data between two instants  $n$  and  $n+\tau$  is given by

$$I(\tau) = \sum_{n=1}^N P(x(n), x(n+\tau)) \log_2 \left[ \frac{P(x(n), x(n+\tau))}{P(x(n))P(x(n+\tau))} \right] \quad (2)$$

where  $P(x(n), x(n+\tau))$  are the probabilities of observing  $x(n)$  and  $x(n+\tau)$ .  $P(x(n))$  is the probability of  $x(n)$ .

$I(\tau)$  becomes zero when  $x(n)$  and  $x(n+\tau)$  are independent. A graph of  $I(\tau)$  versus  $\tau$  is used to calculate the optimum delay time.  $I(\tau)$  is the maximum for  $\tau = 0$  as  $x(n+0) = x(n)$ . As  $\tau$  is increased,  $I(\tau)$  decreases and then increases again. The value of the time



The first AMI minimum was found at time lag 11

Fig. 4 Estimation of the delay using average mutual information

delay where  $I(\tau)$  reaches its first minimum is the optimal  $\tau$  for use in state space reconstruction [20]. The mutual information function for the present data is given in Fig. 4. It can be clearly seen that the mutual information  $I(\tau)$  reaches its first minimum at  $\tau = 11$ . Hence the optimal embedding delay  $\tau_{\text{opt}}$  is determined using the mutual information function in this study. In this work, a time delay of 11 was obtained.

## 2.5 Largest Lyapunov exponent

The Lyapunov exponent  $\lambda$  is a quantitative measure of the sensitivity to the initial conditions. It indicates the average rate of divergence of two neighbouring trajectories. The time-domain signal is embedded in the phase space and analysed in that space.  $\lambda$  gives the measure of the exponentially fast divergence or convergence of nearby orbits in phase space. Therefore, the existence of a positive  $\lambda$  for almost all initial conditions in a bounded dynamic system is a widely used definition of deterministic chaos. Lyapunov exponents are usually used to distinguish between chaotic dynamics and periodic signals. A negative exponent implies that the orbits approach a common fixed point. A zero exponent means that the orbits maintain their relative positions; they are on a stable attractor. A positive exponent indicates that the orbits are on a chaotic attractor.

The algorithm proposed by Wolf *et al.* [21] is used to determine the LLE. For the acceleration data,  $x(t)$  for  $m$ -dimensional phase space with a delay coordinate  $\tau$  that is a point on the attractor is given by  $\{x(t), x(t+\tau), x(t+2\tau), \dots, x[t+(m-1)\tau]\}$ . The

nearest neighbour to the initial point  $\{x(t_0), x(t_0+\tau), x(t_0+2\tau), \dots, x[t_0+(m-1)\tau]\}$  is located. Let  $P(t_0)$  be the distance between these two points. At a later time  $t_1$ , the initial length will evolve to a length  $P'(t_1)$ . The mean exponential rate of divergence of two initially close orbits is characterized by

$$\lambda = \frac{1}{t_N - t_0} \sum_{k=1}^N \log_2 \left[ \frac{P'(t_k)}{P'(t_{k-1})} \right] \quad (3)$$

The maximum positive  $\lambda$  is the LLE. In this work, the total length  $N$  of the acceleration data is 2000.

## 2.6 Surrogate data

The purpose of surrogate data is to test for any non-linearity in the original data. This concept of surrogate data analysis was introduced by Theiler *et al.* [22]. It can be obtained by phase randomizing the original data. The mean, variance, autocorrelation function, and power spectrum are the same as those of the original data, with altered phase component. The random phase spectrum can be obtained by the following methods.

1. *Random phase.* The phase values of the Fourier-transformed signal are chosen randomly.
2. *Phase shuffle.* The phase values of the original spectrum are used in random order.
3. *Data shuffle.* The phase components of the original spectrum are used in random order and the sorted values of the surrogate data are substituted by the corresponding sorted values of the reference sequence additionally.