

## 2.2 測定装置

歩行中に身体に生じる加速度を測定するため、3軸加速度センサユニット（測定範囲 $\pm 2$  g, 寸法 $30 \times 40 \times 20$  mm, 重さ 20 g）とマルチテレメータシステム（WEB-5000, 日本光電）からなる測定システムを構築し、A/D変換ボードを介しPCに接続した。なお、センサユニットは、半導体ビエソ抵抗型3軸加速度センサ（曙ブレーキ, 測定範囲 $\pm 2$  g, 検出感度 $5$  mV/g (x軸, y軸),  $4$  mV/g (z軸))と増幅器、カットオフ周波数 $50$  Hzの1次ローパスフィルタで構成される。A/D変換する際のサンプリング周波数は $128$  Hz, 分解能は $12$  bitとした。また、参考として市販の加速度歩数計（HJ-720IT, オムロンヘルスケア, 以下歩数計）を使用した。なお、この歩数計の取扱説明書には、不規則な歩行や極端にゆっくり歩いたときは正確にカウントできないことがあると明記されている。

## 2.3 測定方法

被験者は、転倒予防教室に來場している高齢者74名（年齢 $82.7 \pm 8.6$ 歳, 身長 $148.1 \pm 7.6$  cm, 体重 $52.3 \pm 7.8$  kg, 歩行自立度 自立: 52名 監視: 20名 介助: 2名, 歩行条件 杖歩行者: 23名 両松葉杖: 1名 全盲: 1名）とした。被験者には、脳梗塞による片麻痺患者、パーキンソン病患者、膝関節置換術や骨折経験者などの下肢に何らかの機能障害を持つ被験者が含まれた。また、疾病や障害による明らかな下肢機能障害を持たない被験者であっても、多くの被験者は歩行速度が遅く歩行が不安定な高齢者特有の歩容であった。なお、本研究は八日会藤元早鈴病院および千葉大学の倫理委員会の承認を得た後、被験者に実験の詳細を説明し書面にて同意を得て行った。

被験者は、伸縮性のあるベルトを用いて加速度センサユニットを腰背部中央に装着した。歩数計も同ベルトを用いて加速度センサの近傍、約 $5$  cmの部位に取り付けた。歩行は、屋内廊下直線 $10$  m程度を個人に適した速度で往復するものとした。なお、靴等の履物や歩行補助具の指定は特に行わなかった。被験者の安全の確保と歩数の真値（実歩数）を把握するために、理学療法士が被験者の後方を付いて歩き、手持式数取器にて歩数をカウントした。提案した歩数カウントアルゴリズムならびに加速度歩数計の評価は、Cyartoらと同様に、誤差(%) = (カウント数 - 実歩数) / 実歩数  $\times 100$  を用いて行った[8]。

## 3. 結果

測定・解析結果の典型例を図3に示す。上から順に前後(a), 左右(b), 上下(c)の加速度原波形, 加速度ベクトルの大きさ(d), 本アルゴリズムにより選択されたバンドパスフィルタ(e), フィルタ処理後の歩数カウント用波形(f)となっている。加速度原波形や加速度ベクトルの大きさにおいて、1歩を示す波形パターンが確認されたが、1歩ごとのピーク値の大きさなどに変動がみられた。一方、歩

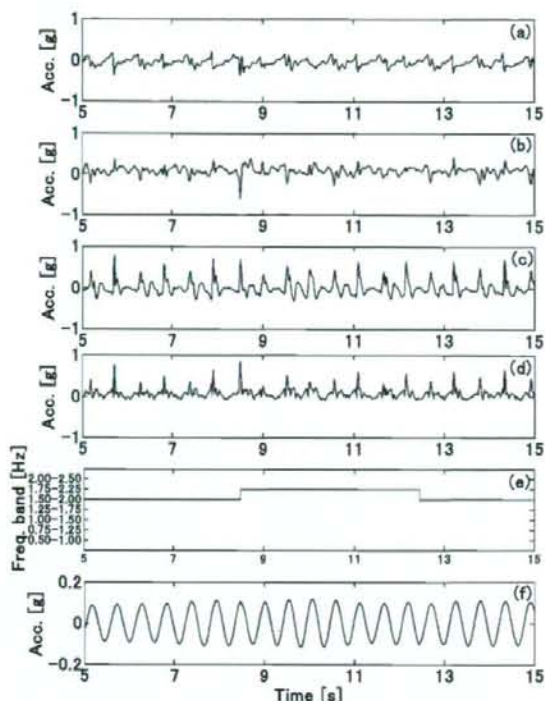


図3 前後方向 (a), 左右方向 (b), 上下方向 (c) の加速度波形, 加速度ベクトルの大きさ (d), 選択されたフィルタの周波数帯域 (e), および歩数カウントのための波形 (f) の典型例

Fig. 3 A typical example of the acceleration signals at the anteroposterior (a), lateral (b) and vertical direction (c), the magnitude of the acceleration vector (d), the frequency band of the selected filter (e), and the synthesized signal from the band-pass filtered signals (f).

数カウント用波形は、各時刻においてバンドパスフィルタを選択することで単一の周波数成分のみをもつパターンとなった。また、この波形の周期は、原波形の基本周期（1歩周期）に一致していた。

図4に市販の歩数計および提案した歩数カウントアルゴリズムによってカウントした測定誤差と歩行速度の関係を示す。本アルゴリズムでは1例を除き約 $20$  m/min以下で誤差が増加した。一方、参考のため取り付けられた歩数計では約 $60$  m/min以下で誤差が増加した。図5に歩数カウントアルゴリズムでの測定誤差のヒストグラムを示す。アルゴリズムの検証実験に参加した被験者74名に対して、本アルゴリズムにより歩数のカウントを行った結果、誤差が $\pm 10\%$ 以内であったものは57名(77.0%)であった。

## 4. 考察

健康成人を対象とした個人に適した速度に対する市販の歩数計の測定精度に関する近年の研究では、平均歩行速度が約 $96$  m/minで測定精度は $3 \sim 37\%$ であった[10]。しか

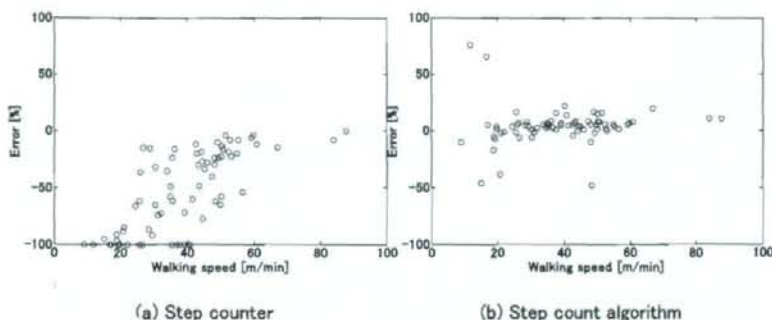


図4 歩行速度と測定誤差との関係

Fig. 4 Relationship between walking speed and the error of step count.

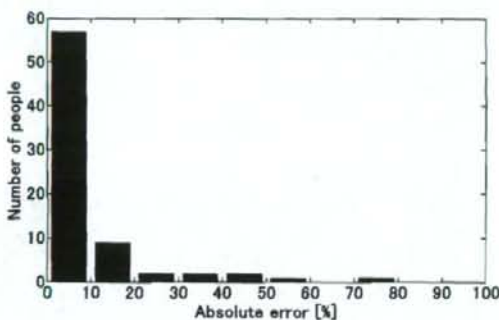


図5 測定誤差のヒストグラム

Fig. 5 Histograms of the error of step count.

し、歩行速度が 54 m/min 以下の場合、多くの歩数計で誤差が大幅に増加することが報告されている[11-13]。今回の被験者の歩行速度は  $39.0 \pm 15.4$  m/min であり、市販の歩数計で大きな測定誤差が出たことは上述の先行研究の結果と一致した。歩行が不規則であり歩行速度が遅いため使用した市販の歩数計の本来の使用条件外であると考えられるが、参考までにこの歩数計で誤差が  $\pm 10\%$  以内であった被験者は全体の 9% であり、測定不能(カウント 0 歩)となったものは 23% であった。今回の結果からも、高齢者、特に下肢機能障害をもつ高齢者に対応した歩数計を考える場合、歩行速度の低下と不規則な歩行を考慮する必要があると示唆された。一方、提案したフィルタバンクと閾値処理による歩数カウントアルゴリズムを適用した場合、誤差が  $\pm 10\%$  以内であったものは全体の 77.0% であった。これは先行研究で得られたフーリエ変換による手法の精度(81.6%)に近い結果である[9]。また、図4に示した通り歩行速度が約 20 m/min 程度までは高精度で歩数のカウントが可能であり、本アルゴリズムを用いることで高齢者に対する歩数のカウント精度が大きく改善されたこと示唆された。

今回用いたアルゴリズムは、7つのバンドパスフィルタにより一步周期に最も寄与する周波数帯域の信号を選択的に抽出することで、歩数をカウントするための波形が単一

の周波数成分になるように設計した。そのため、各フィルタの周波数帯域は線形スケールで等間隔とした。一方で、通過させる一步周期の幅に着目し、周波数帯域を対数スケールで設定するフィルタバンクも考えられる。そこで、0.50 Hz~2.50 Hz を対数スケールで等間隔で区切った場合の検討を行った。その際のフィルタ帯域は 0.50~0.75 Hz, 0.75~1.12 Hz, 1.12~1.67 Hz, 1.67~2.50 Hz, さらにその中間の 0.61~0.91 Hz, 0.91~1.37 Hz, 1.37~2.04 Hz となる。この周波数帯域で本アルゴリズムを適用すると誤差が  $\pm 10\%$  以内となる被験者は全体の 71.6% であった。このフィルタバンクの場合、高い周波数帯域では帯域幅が低周波帯域に比べて広がっている。このため、低い周波数帯域つまり歩行周期が長い場合では歩数カウント誤差は小さくなるが、高周波帯域では波形パターンが複雑になり閾値処理ではカウント誤差が大きくなってしまふと考えられる。そこで、本アルゴリズムでは周波数帯域を線形スケールで等間隔に区切り、歩数をカウントするための波形を単一の周波数成分になるように設計し、閾値処理の際の誤差を防止した。

本研究では、歩行のみを動作対象とし実験を行った。本アルゴリズムは、歩行中の加速度振幅が非常に小さい高齢者の歩数をカウントできることから、立ち止まっているときの体の揺れや、電車の揺れなどで誤カウントをする可能性がある。今後は様々な動作を含む日常生活において正確な歩数がカウント可能であるかの検証をしていく必要がある。

## 5. ま と め

本研究では、フィルタバンクと閾値処理による歩数カウントアルゴリズムを提案し、高齢者を対象に検証実験を行った。今回の実験では、加速度センサを腰背部中央に装着する理想的な測定条件であるものの、74名中57名(77.0%)の被験者に対して誤差  $\pm 10\%$  以内で歩数をカウントすることが可能であり、本アルゴリズムは筋機能の低下や下肢運動障害をもつ多くの高齢者の歩行に対応できると示唆され

た。

**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）、文部科学省科学研究費 若手研究（B）17700441ならびにオムロンヘルスケア株式会社 共同研究費による。

## 文 献

1. Kannel WB, Sorlie MS: Some health benefit of physical activity. The Framingham study. *Arch Intern Med.* **139**: 857-861, 1975.
2. Montoye HJ, McCabe JF, Metzner HL, Garn SM: Physical activity and bone density. *Hum Biol.* **48**: 599-610, 1976.
3. Rhoads GG, Kagan A: The relation of coronary disease, stroke, and mortality to weight in youth and middle age. *Lancet.* **1**: 492-495, 1983.
4. 杉本 淳: 身体活動量の測定—最近の進歩—。リハビリテーション医学。 **37** (1): 53-61, 2000.
5. 厚生省保健医療局健康増進栄養課: 国民栄養の現状(平成元年国民栄養調査成績)。第一出版。東京, 1991, pp. 62-64.
6. Cyarto EV, Myers AM, Tudor-Locke C: Pedometer Accuracy in Nursing Home and Community-Dwelling Older Adults. *Med Sci Sports Exerc.* **36**: 205-209, 2004.
7. Macko RF, Haeuber E, Shaughnessy M, Coleman KL, Boone DA, Smith GV, Silver KH: Microprocessor-based ambulatory activity monitoring in stroke patients. *Med Sci Sports Exerc.* **34**: 221-229, 1991.
8. Mathie MJ, Coster AC, Lovell NH, Celler BG, Lord SR, Tiedemann A: A pilot study of long term monitoring of human movements in the home using accelerometry. *J Telemed Telecar.* **10**: 144-151, 2004.
9. Ichinoseki-Sekine N, Kuwae Y, Higashi Y, Fujimoto T, Sekine M, Tamura T: Improving the accuracy of pedometer used by the elderly with the FFT algorithm. *Med Sci Sports Exerc.* **38**(9): 1674-1681, 2006.
10. Schneider PL, Crouter SE, Lukajic O, Bassett DR Jr: Accuracy and reliability of 10 pedometers for measuring steps over a 400-m walk. *Med Sci Sports Exerc.* **35**: 1779-1784, 2003.
11. Crouter SE, Schneider PL, Bassett DR Jr: Spring-levered versus piezo-electric pedometer accuracy in overweight and obese adults. *Med Sci Sports Exerc.* **37**: 1673-1679, 2005.
12. Le Masurier GC, Lee SM, Tudor-Locke C: Motion sensor accuracy under controlled and free-living conditions. *Med Sci Sports Exerc.* **36**: 905-910, 2004.
13. Crouter SE, Schneider PL, Karabulut M, Bassett DR Jr: Validity of 10 Electronic Pedometers for Measuring Steps, Distance, and Energy Cost. *Med Sci Sports Exerc.* **35**: 1455-1460, 2003.

堀田 庸介 (ホリタ ヨウスケ)

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。加速度センサを用いた歩数計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。

桑江 豊 (クワエ ユタカ)

2002年沖縄リハビリテーション福祉学院卒業。同年藤元早鈴病院リハビリテーションセンター入職。現在に至る。リハビリテーションの現場で脳卒中片麻痺者の研究に携わる。



日本理学療法士協会、臨床歩行分析研究会、各会員。

東 祐二 (ヒガシ ユウジ)

1985年熊本リハビリテーション学院作業療法学科卒業。同年作業療法士国家資格取得。2007年金沢大学大学院修了。1991年社団法人八日会藤元早鈴病院勤務。リハビリテーションセンターセラピスト室室長。自立・介護支援機器の臨床応用、リハビリテーション効果のモニタリングに関する研究に従事。



## 藤元 登四郎 (フジモト トシロウ)

1969年東京大学医学部卒業。1970年社団法人八日会藤元病院就職。1979年同理事長に就任、現在に至る。1971-1973年フランスサルペトリエール病院留学。磁気共鳴スペクトロスコーピー (MRS)、高齢者のための介護機器開発。加速度計測法による精神神経疾患に関する研究に従事。



## 大島 秀武 (オオシマ ヨシタケ)

1998年大阪府立大学大学院生活科学研究科博士課程修了博士(学術)。同年(株)オムロンライフサイエンス研究所(現:オムロンヘルスケア(株))入社。現在の所属:オムロンヘルスケア(株)新規事業開発センタ技術開発部。専門研究分野:運動生理学。

所属学会:日本体力医学会, 日本体育学会, アメリカスポーツ医学会, 日本肥満学会。



## 志賀 利一 (シガ トシカズ)

1986年北海道大学大学院工学研究科生体工学専攻修士過程修了。同年(株)立石ライフサイエンス研究所(現:オムロンヘルスケア(株))入社。1998年北海道大学大学院工学研究科生体工学専攻博士課程(社会人選抜)修了博士(工学)。現在の所属:オムロンヘルスケア(株)新規事業開発センタ技術開発部。得意分野, 生体工学, 医用電子工学, 近赤外分光光学, 生体計測工学全般。



## 転倒エアバッグのための転倒検出方法の検討

### Examination of the fall detection method for a fall air bag

吉村拓巳(正会員), 山本弘毅(非会員)\*, 関根正樹(正会員)\*\*, 田村俊世(正会員)\*\*

Takumi YOSHIMURA, Hiroki YAMAMOTO\*, Masaki SEKINE\*\*, and Toshiyo TAMURA\*\*

#### Abstract

In order to prevent from an external injury in case of the fall for the aged people, a hip protector is commonly used. However, it is difficult to attach it to the body for a long time, because of difficulty to wear. In order to solve these problems, we are developing the system which prevents externally caused injury by expanding an air bag at the time of a fall. It is necessary to operate an air bag by detecting a fall before the impulse of a fall occurs, in order to develop this system. In this study, we reviewed the algorithm of the fall process, and determined the inflating trigger signals from the algorithm. To determine the triggering signal for the air bag, the mimicking fall, walking and jogging has been performed. The accelerometer was attached to the 16 younger healthy subjects, and the 48 mimicking falls were carried out. This experiment was approved by the ethic committee of Faculty of Engineering, Chiba University and written informed consent was obtained by each subject. The free fall acceleration could be observed around 100 to 300 [ms] before falling down completely. However, misdetection occurred while using the detection algorithm in jogging, which used the accelerometer.

#### Key Words

fall, airbag, accelerometer, elderly

2007年7月3日受理

2008年4月2日最終原稿受理

東京都立産業技術高等専門学校 医療福祉工学コース, 東京都荒川区南千住 8-17-1

\*千葉大学大学院自然科学研究科, 千葉県千葉市稲毛区弥生町 1-33

\*\*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, 千葉県千葉市稲毛区弥生町 1-33

Medical and Welfare Engineering Course, Tokyo Metropolitan College of Industrial Technology, 8-17-1 Minamisenjyu, Arakawa-ku, Tokyo, 116-8523 Japan

\*Chiba University Association of Graduate School of Science and Technology, 1-33, Yayoi-cho, Inage-ku, Chiba-shi, Chiba, 263-8522 Japan

\*\* Medical System Engineering, Faculty of Engineering, Chiba University, 1-33, Yayoi-cho, Inage-ku, Chiba-shi, Chiba, 263-8522 Japan

#### 1. はじめに

近年の食生活や生活環境の変化, 医療技術の進歩により日本人の平均寿命は増加し, 2025年には日本の人口の30%弱が高齢者になると予想されている。<sup>1)</sup>このような状況の中, 今後は高齢者が長生きするだけでなく, 健康に長寿を全うする社会を実現するために, 高齢者のQOLを向上させることが重要な課題である。高齢者のQOLを向上させる一つの方策として, 「ねたきり」の防止があげられる。「ねたきり」の原因としては転倒や転落による外傷や骨折などが主要な原因の一つであるとの報告がされている。<sup>2,4)</sup>さらに, 転倒を経験することにより, 転倒に恐怖感を抱き, 身体活動が消極的になることで, 「ねたきり」につながる「転倒後症候群」の問題も指摘されている。<sup>5,6)</sup>このことより, 転倒時に発生する骨折や外傷を防止することは「ねたきり」を減少させ, 高齢者のQOLを向上させる有効な手段であると考えられる。

従来, 転倒による事故を防止する機器として, センサやカメラなどを用いて, 転倒の危険性が高いベッドからの離床の行動を事前に検出し, 看護師や介助者に通報することで, 転倒を防止するものが市販されている。<sup>7)</sup>これらの機器として, マット型のセンサを用いる方法や,<sup>8,9)</sup>画像センサを用いる方

法<sup>10)</sup>などがある。マット型のセンサはベッドの中やベッドの下に設置し、対象者が離床したことをナースコールで知らせるものである。これらのセンサは就寝中の使用しかできず、その他の日常生活中に使用するには有効ではない。画像センサを用いる方法は、CCDカメラの差分情報のみを用い動作を判断することで、プライバシーの問題を解決しつつ、広範囲の行動を検出可能である。しかし、センサを居室内の天井に設置する必要があり、外出時の検出は困難である。

上述したように、現在市販されている転倒防止機器は完全に転倒を防止することは困難である。このため万が一、転倒が発生した場合に速やかに対処可能な機器が必要である。

転倒発生時に外傷を防止するものとしては、ヒッププロテクタが市販されている。これらの装具を用いて行った研究<sup>11,12)</sup>では、常時装着することにより転倒による外傷を防止する効果があることが報告されている。しかし、これらの装具は、ずれないようにきつく装着する必要があり、高齢者が装着するには煩わしさがある。また、大腿部頸部骨折を防止する目的で開発されているため、その他の部位の外傷を防止することは困難である。これらの問題点を改善するには、装着が容易で、転倒時に確実に衝撃を吸収可能な機器が必要である。我々は転倒時にエアバッグを膨張させることで、装着が容易で、確実に衝撃吸収が可能な「転倒エアバッグ」の開発をおこなっている。「転倒エアバッグ」を実現するには、転倒を事前に検出し、転倒の衝撃が発生するまでに、エアバッグを膨張させる必要がある。

従来転倒を検出する研究としては、加速度センサや角速度センサを用いて転倒を検出する研究が行われている。<sup>13-17)</sup> われわれはこれまで、転倒の発生原因を明らかにし、転倒防止に役立てる目的で、転倒モニタの開発を行っている。<sup>18)</sup> 開発した転倒モニタは3軸の加速度センサにより転倒前後の姿勢変化と、転倒による衝撃が発生した場合の転倒前後の加速度波形を記録する構成となっている。また清水らは、加速度センサを用いて鉛直方向の変位を検出することで転倒を検出し、外部へ通報するシステム<sup>19)</sup>を開発している。しかし、これらの研究は、転倒の衝撃が発生する前に転倒の予兆を検出することはできない。

転倒の予兆を検出する方法としては、足裏の加重センサを用いる方法<sup>20)</sup>や、光学式のセンサを用いる方法<sup>21)</sup>がある。加重センサを用いる方法は、足裏に加重センサを複数装着し、加重の移動パターンから転倒の予兆を予測するものである。この方法は、身体の姿勢情報がないため、転倒と日常行動の弁別が困難であるという問題がある。また、光学式センサを用いる方法は、身体の腰部と背中<sup>2)</sup>の2カ所に光学式の距離センサを装着し、床面との距離の差を計測することで転倒の予兆を検出する方法である。この方法は前後、左右の4方向にセンサを装着する必要があるため、被験者の負担になる。また、屋内では壁や柱が存在するため、常に床面からの距離を測定するのは困難である。本研究では、身体の姿勢や運動の状態を計測可能な加速度センサを用いて転倒の予兆の検出を試みた。本論文では装置の概要と転倒を事前に検出する方法について検討し報告する。

## 2. 加速度を用いた転倒の計測とアルゴリズムの決定

### 2.1 転倒エアバッグの概要

開発を行っている転倒エアバッグの概要について述べる。本研究では、転倒時に骨折の危険性が高い大腿部や、後頭部を防御するエアバッグを開発することを最終目標としている。まず、市販の部品を用いた機能試作を行った。Fig.1 にエアバッグの概念図を示す。被験者が転倒を開始した際のトリガ信号からエアバッグの膨張を行う構成とした。Fig.2 に転倒エアバッグのブロック図を、Fig.3 に試作したエアバッグの外観を示す。試作した装置はセンサ部、ガスボンベ、レギュレータ、電磁弁、エアバッグより構成されている。信号処理には16ビットCPU(H8 3048 Renesas Technology)を用いた。加速度センサの出力をCPU内蔵の10bit A/D変換器でデジタルデータに変換し、後に述べる転倒検出アルゴリズムを用い、電磁弁にトリガを出力する構成とした。ガスボンベにはガスによる火災を防止するため、CO<sub>2</sub>ガス(グリーンガス、サンプロ)を用いた。ガスボンベの圧力は6MPaであり、そのままでは圧力が高すぎ危険なため、レギュレータ(可変レギュレータ、サンプロ)により1MPaに減圧される。減圧されたガスは電磁弁(VZ312-9HS-M5, SMC)によりトリガ信号が発生した場合にエアバッグにガスを供給する。エアバッグには市販の非観血血圧測定用のカフ(YP-914P, 日本光電)200×500mmを用いた。装置の重量はガスボンベの重量を含み650gである。今後実用化するにあたり、小型軽量で1週間程度連続使用する必要があるため、低消費電力のCPUを用いる必要がある。このため処理速度やメモリの制限がある。一方で、転倒検出を行うにはリアルタイムに信号を処理し、転倒と判断した場合にトリガを速やかに出力する必要がある。このため、転倒検出のアルゴリズムをなるべく簡便にし、かつ確実に検出可能とする必要がある。これらの条件を踏まえ、転倒検出のアルゴリズムを検討した。

### 2.2 転倒検出アルゴリズム

本研究では、転倒の検出にピエゾ抵抗型の3軸加速度センサを用いた。ピエゾ抵抗型の加速度センサはセンサ内の錘を支える梁のひずみ変化を抵抗変化として検出するため、加速度センサの出力は重力加速度に相当する直流成分を出力可能である。また、センサが傾斜した際には傾斜角度に従って直流成分も変化するため、3軸加速度センサを身体に装着した際には姿勢の変化により直流成分が変化する。3軸の加速度の検出方向は身体が直立した状態で前額面に対して垂直な軸を前後方向、矢状面に対して垂直な方向を左右方向、水平面に垂直な方向を上下方向とした。通常の日常生活中は足裏や体の一部が床に接地しているため、身体には鉛直方向に重力加速度が加わっている。従って、被験者に前後、上下、左右の3軸方向が計測可能な加速度センサを装着した場合、加速度センサは上下方向に重力加速度を検



Fig.1 Schematic diagram of inflating the air bag

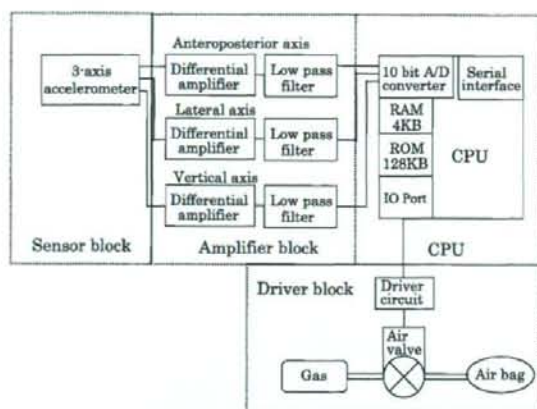


Fig.2 Block diagram of the air bag inflating system

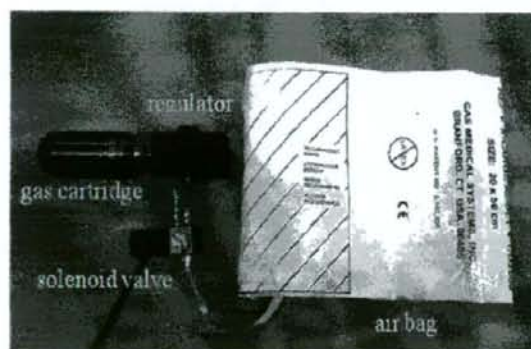


Fig.3 Photograph of the air bag inflating system

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、またどれだけの時間で検出可能なのかを検討した。

本研究では身体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るにも必ず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備くと考えられる。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) を用い、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 でサンプリング速度は  $128 \text{ Hz}$  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姿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

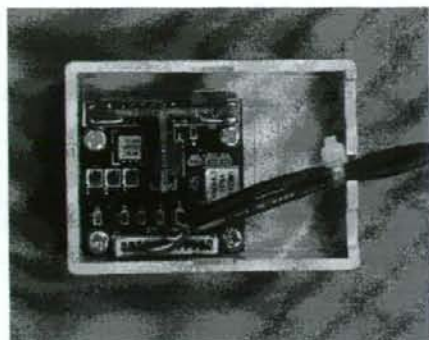


Fig.4 Accelerometer

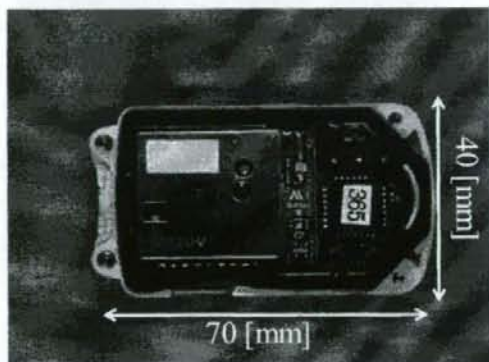


Fig.5 Photograph of the transmitter

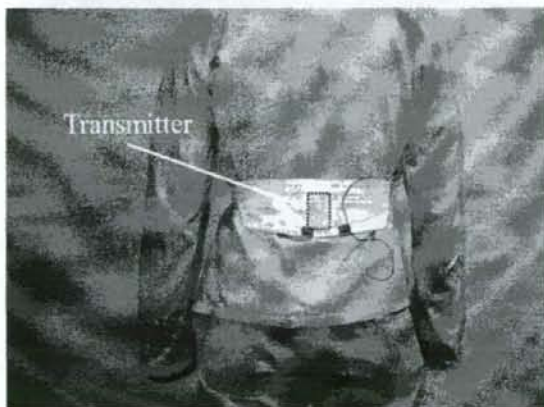


Fig.6 Photograph of the attachment of transmitter

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。

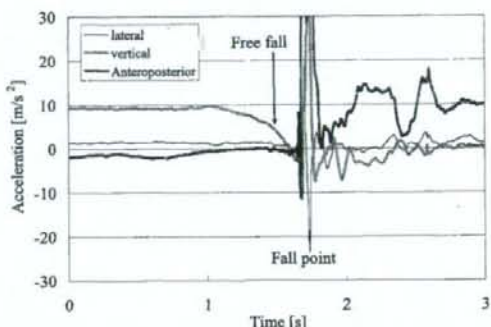


Fig.7 Acceleration waveform of a mimicking fall

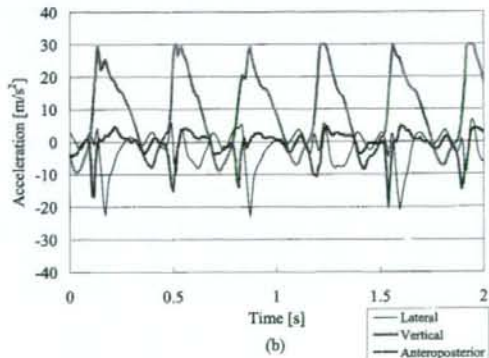
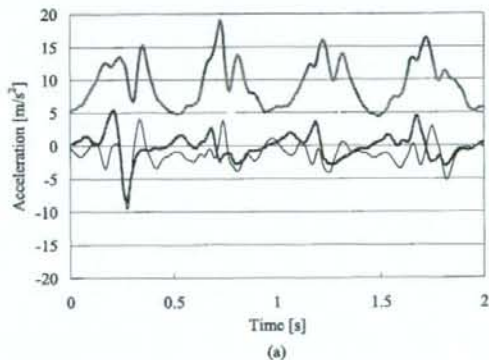


Fig.8 Acceleration waveform of a daily action, (a) walking (b) jogging



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きらかとなった。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用い、 $40\sim 50\text{ms}$  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

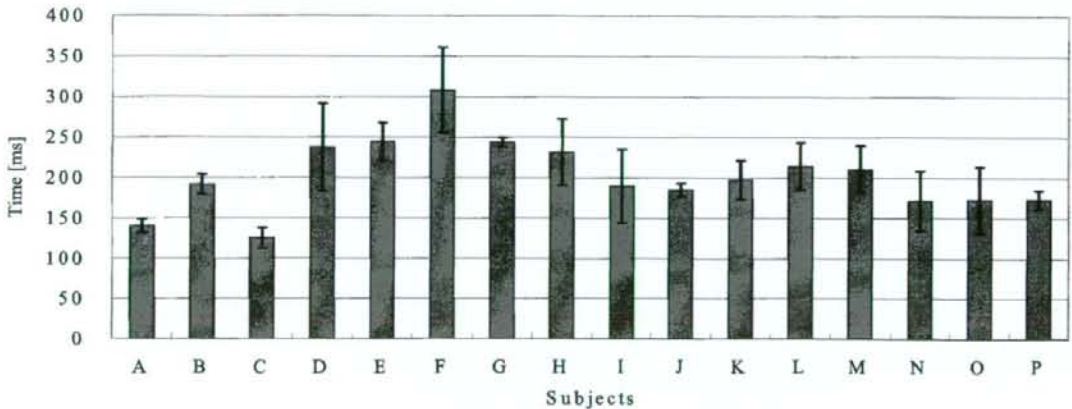


Fig.9 Results of fall detection time

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  $202 \pm 51\text{ms}$  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こと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.co.jp/products/item\\_contents/2159](http://www.take-ex.co.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) 焼本敦利, 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: 新規運転席エアバッグ(自動車)用インフレーター(98 バイロ)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。



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

### 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。

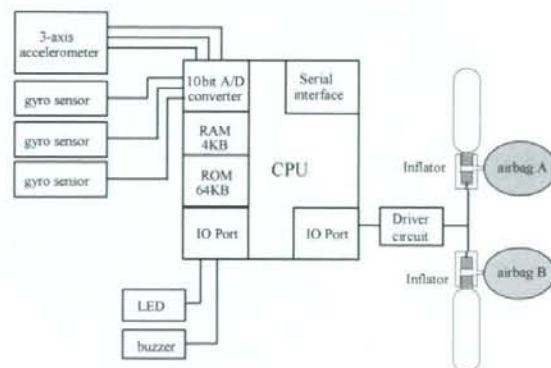


Fig.2 The block diagram of the air bag system

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ポ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、爆発力でポンベ上部の封入板を破りポ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。ポンベのガスには $N_2$ 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を使用した高密度繊維物に、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 $30\text{deg/s}$ 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

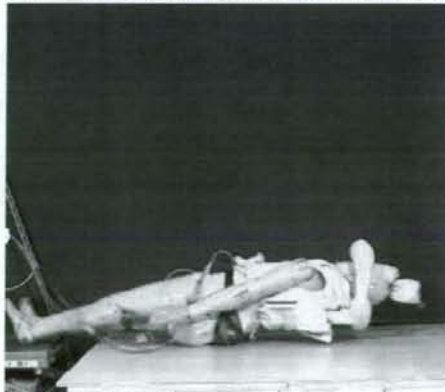


Fig.3 Photo of the operation of the air bag system with mannequin

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 $0\text{deg}$ として約 $45\sim 50\text{deg}$ 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、ベストとボシ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シ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ずに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回日本生体医工学大会大会プログラム・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)を床面上に配置した。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, 1.0m/s<sup>2</sup>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±0.8歳, 身長168.0±2.5cm, 体重60.0±6.2kg)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。

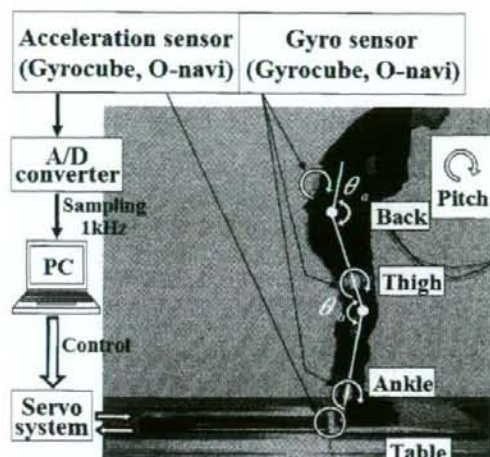


Fig. 1: Experimental setup

Table 1 The changes in the structure in the elderly

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°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0.6m/s<sup>2</sup>から4.4m/s<sup>2</sup>まで0.2m/s<sup>2</sup>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プ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0.6m/s<sup>2</sup>の加速値の試行を与える前に0.2, 0.4 m/s<sup>2</sup>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言える。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)

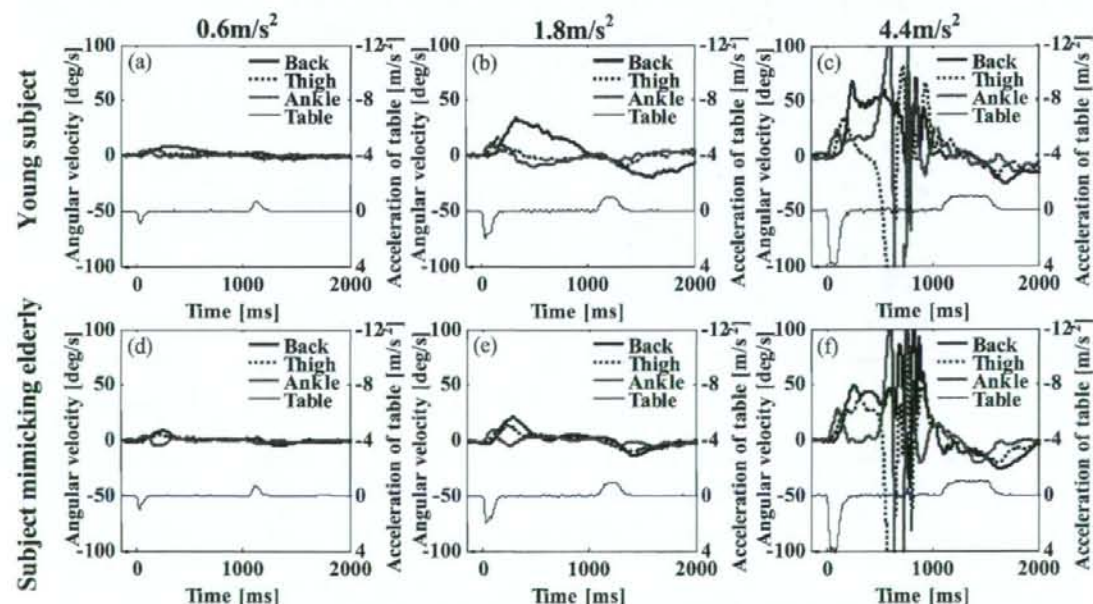


Fig. 2: Angular velocity of each part to acceleration of table

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 m/s<sup>2</sup> to 4.4 m/s<sup>2</sup> by 0.2 m/s<sup>2</sup> 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、転倒の半数以上が置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。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

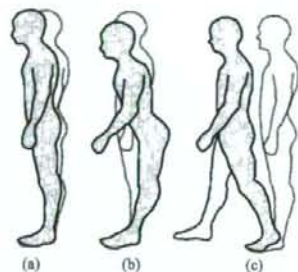


図1 立位時に認められる姿勢制御戦略  
(a)足関節戦略、(b)股関節戦略、(c)ステップング戦略  
Fig. 1 The postural strategies on the upright position.  
(a) Ankle strategy, (b) Hip strategy, (c) Stepping strategy

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、足を一歩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しての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、踵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 100 ms, 1000 ms,  $1.0 \text{ m/s}^2$  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予想されるため、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 1 kHz で A/D 変換を行い記録した。

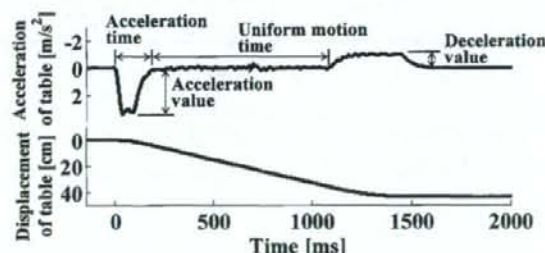


図 2 外乱刺激の時系列波形

Fig. 2 Time series wave of perturbation.

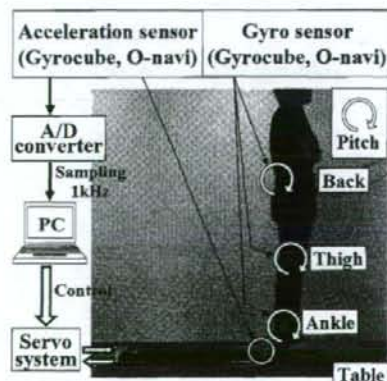


図 3 実験装置の構成

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20Hz、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さず、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

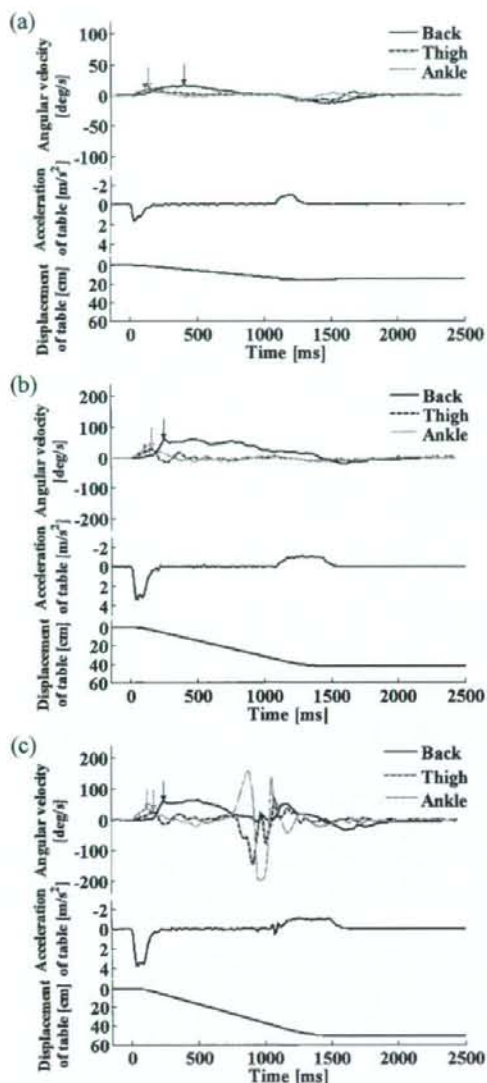


図4 床面加速度に対する各部位の角速度波形 (被験者 No. 8)  
 (a) 足関節戦略 ( $1.71 m/s^2$ ), (b) 股関節戦略 ( $3.33 m/s^2$ ), (c) ステッピング戦略 ( $3.75 m/s^2$ )  
 括弧内の値は加速値を表す。また、図中の矢印は各部位の角速度ピーク値を示している。

Fig. 4 Angular velocity of each part to acceleration of table (Subject No. 8).  
 (a) Ankle strategy ( $1.71 m/s^2$ ), (b) Hip strategy ( $3.33 m/s^2$ ), (c) Stepping strategy ( $3.75 m/s^2$ )  
 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

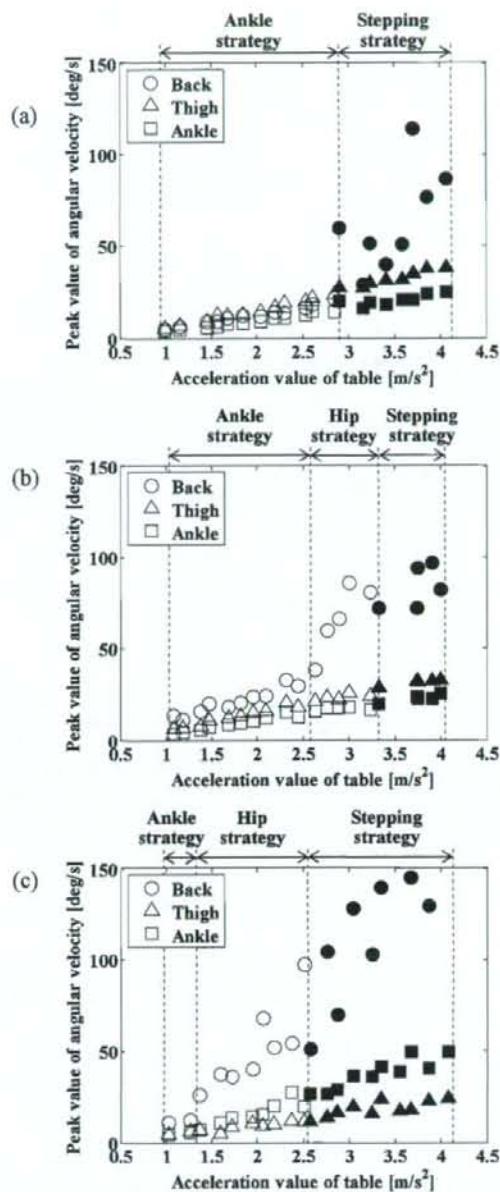


図5 角速度のピーク値からみた各戦略の移行過程  
 (a) 足関節群 (被験者 No. 3), (b) 中間群 (被験者 No. 13), (c) 股関節群 (被験者 No. 5)  
 各群とも一人の典型例を示している。

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の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。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う報告がある[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

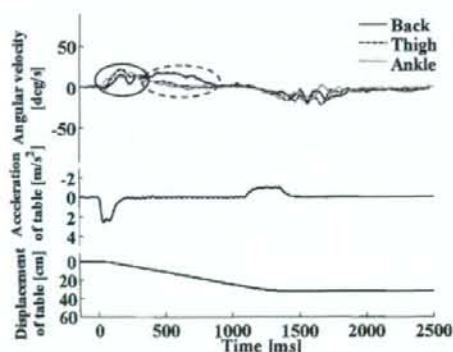


図6 足関節戦略と股関節戦略の混合型を用いた際の角速度波形 ( $261 \text{ m/s}^2$ )  
実線、破線の丸は、それぞれ足関節戦略、股関節戦略を示している。

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 ( $261 \text{ m/s}^2$ ).  
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