

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

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

ステップ戦略をとる外乱加速値の大きさについてPaiらはモデルによる解析を行っている[14]。各加速値あたり80回の試行を行った結果、加速値1.0 m/s² (速度0.3 m/s, 変位0.09 m)の条件下で1回、加速値2.0 m/s² (速度0.6 m/s, 変位0.18 m)で33回、加速値3.0 m/s² (速度0.9 m/s, 変位0.27 m)で78回ステップしていた。本実験での最小ステップ加速値は全被験者を平均して2.9 m/s²であった。加速時間、移動距離及び被験者によってステップする加速値は異なり一概に比較することは出来ないが、これより今回の結果から得られたステップへ移行する加速値は妥当な範囲にあると考えられる。

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

5. ま と め

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

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

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

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

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

文 献

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

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

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

飯島 賢一 (イイジマ ケンイチ)

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



柳田 純一 (ヤナギタ ジュンイチ)

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



関根 正樹 (セキネ マサキ)

2001年東京電機大学大学院理工学研究科応用システム工学専攻博士課程修了。同年国立療養所中部病院長寿医療研究センター研究員。同年ゲ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イ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。



脳卒中片麻痺者における Timed Up and Go Testの動作フェーズの検出に関する検討

東 祐二^{*,**}・山越 憲一^{*}・藤元 登四郎^{**}・関根 正樹^{***}・田村 俊世^{***}

Detection of Task Phase for the Timed Up-and-Go Test in Hemiplegic Patients

Yuji HIGASHI^{*,**} Kenichi YAMAKOSHI^{*} Toshiro FUJIMOTO^{**} Masaki SEKINE^{***} Toshiyo TAMURA^{***}

Abstract In clinical rehabilitation, the Timed Up-and-Go Test (TUG-T) is known as a simple technique for evaluating basic activities, especially the risk of falling. Usually, the time of TUG-T is counted, and the correlation between falling phenomenon and time of TUG is relatively high. We have been examining a quantitative evaluation method of the activity using the signal of an accelerometer attached to the lumbar position. However, it is difficult to specify the activities phase clearly from the signal obtained by the accelerometer. Thus, in this study, we propose a combination of accelerometer and rate gyro-sensor to specify the activity phase of TUG-T. For the comparison, trained therapists measured the time for each activity phase using VTR images. As a result, proposed classifications of activity phase well correlated to the observations made by the therapists. In the use of both accelerometer and the gyro-sensor signals, it was possible for the activity phase to make detections similar to those of therapists' observations.

Keywords: Rehabilitation Timed Up-and-Go Test, activity phase, gyro-sensor, accelerometer.

1. はじめに

超高齢社会を迎えた今日、リハビリテーションは利用者の自立支援、介護予防の観点で大きな期待が寄せられている。特に、脳卒中片麻痺者はリハビリテーション利用者の中でもっとも多くを占める。脳卒中のリハビリテーションは、早期に訓練を開始し、早期自立をはかることで利用者のQOLの向上が期待されている。そのため、作業療法士(OT)や理学療法士(PT)などの療法士の行う訓練の効率化は必須であり、それを支援する技術の発展は重要な課題のひとつといえる。なかでも、基本動作の早期自立は極めて重要な課題であり、患者の生活機能回復の上では、大きなウェイトをしめる。Timed Up and Go Test (TUG-T)

は、座位から立ち上がり、歩行、歩行しながらの方向転換、着座までの一連の基本動作能力を評価する簡便な手法として知られている[1-4]。しかしながら、評価は、全進行時間から転倒のリスクを推定する手法であり、動作ごとに評価基準は設けられておらず質的な評価は、療法士の経験と主観に頼る部分が多い。従って、客観的なデータを簡便に得られないのが実情である。元来、リハビリテーション場面では、一連の動作遂行上問題が確認された場合、どの動作に問題があるかを特定し、詳細な運動レベルまで分解して評価したうえで、問題解決策を検討する。TUG-Tは、簡便性に優れ、転倒のリスク検知に感度が高いが、このような情報を導くには、動作ごとの細かな評価が必要であり、それが定量的に可能となれば、解決策を講じる上で極めて有意義である。そこで、われわれは、加速度センサを用いて前後・左右・上下3軸方向の運動を計測することで、前額面・矢状面・水平面での運動評価を可能とし、客観的な動作の計測と定量的な評価手法を臨床へ導入することを試みた。加速度をパラメータとした運動評価は、装着部位の運動出力に伴う、筋力、骨関節機能や姿勢反射等を包括する情報として捉えることができる[5, 6]。そのため、歩行運動や基本動作の運動評価の有力な情報として意義深い。われわれは、臨床場面を想定し、簡便な計測を可能とすることを考慮して、腰背部に装着した加速度センサのみの信号か

生体医工学シンポジウム 2006 発表 (2006 年 9 月, 新潟)
2006 年 7 月 26 日 受付, 2006 年 9 月 27 日 改訂, 2006 年 10 月 11 日 再改訂
Received July 26, 2006; revised September 27, 2006, October 11, 2006.

* 金沢大学大学院自然科学研究科
Graduate School of natural science & Technology Kanazawa University

** 藤元早鈴病院
Fujimoto Hayasuzu Hospital

*** 千葉大学工学部メディカルシステム工学科
Faculty of Engineering Chiba University

ら、動作の定量的評価法の確立について検討を加えてきた。加速度センサによる姿勢の評価は、数多くの論文がある。精度、再現性の良い廉価な加速度センサが市販されたことも一因であるが、臨床的には、なるべく少ないセンサで行動を束縛しない計測法が望まれる。カルマンフィルタを用いて加速度信号の DC 成分から角度を推定する試みもあるが誤差が 2° との報告もみられる [5]。臨床、特に片麻痺歩行の場合、角度変化がほとんど観察できない例もあり、加速度センサからの情報のみでは、動作フェーズを明確に特定することが困難であり課題であった。姿勢の変化を高い精度で測定するためには、角速度情報が有用であると考えられる。これまでに、加速度と角速度を測定して姿勢の角度を測定した例は見られるが [7-9]、静座位から歩行の連続動作を検証した例はみられない。そこで、本研究では、加速度センサに加えて角速度センサを被験者の腰背部と大腿部に装着し TUG-T の動作フェーズの特定を試みた。さらに、療法士の観察による各動作フェーズの特定情報とセ

ンサから得られた情報が一致するかについて検討した。

2. 方 法

2.1 測定装置

TUG-T の測定に用いた装置は、2つのセンサユニット (Gyrocube, O-navi, USA) とマルチテレメータシステム (WEB-5000, 日本光電), A/D 変換器を内蔵したパーソナルコンピュータで構成した。センサユニットは、3軸の加速度 (定格加速度 $\pm 3g, \pm 5g$, 周波数応答 DC-60 Hz) と 3軸の角速度 (定格角速度 $\pm 400 \text{ deg/s}$, 周波数応答 DC-40 Hz) が計測可能であり、外形寸法は $30 \times 40 \times 20 \text{ mm}$, 重量 $7g$ である。センサユニットからの信号は、マルチテレメータシステム (ハイカットオフ周波数 30 Hz) を介し、パーソナルコンピュータにサンプリング周波数 128 Hz で記録した。マルチテレメータシステムの送信機の寸法は $128 \times 80 \times 28 \text{ mm}$ であり、重さはおよそ $300g$ である。

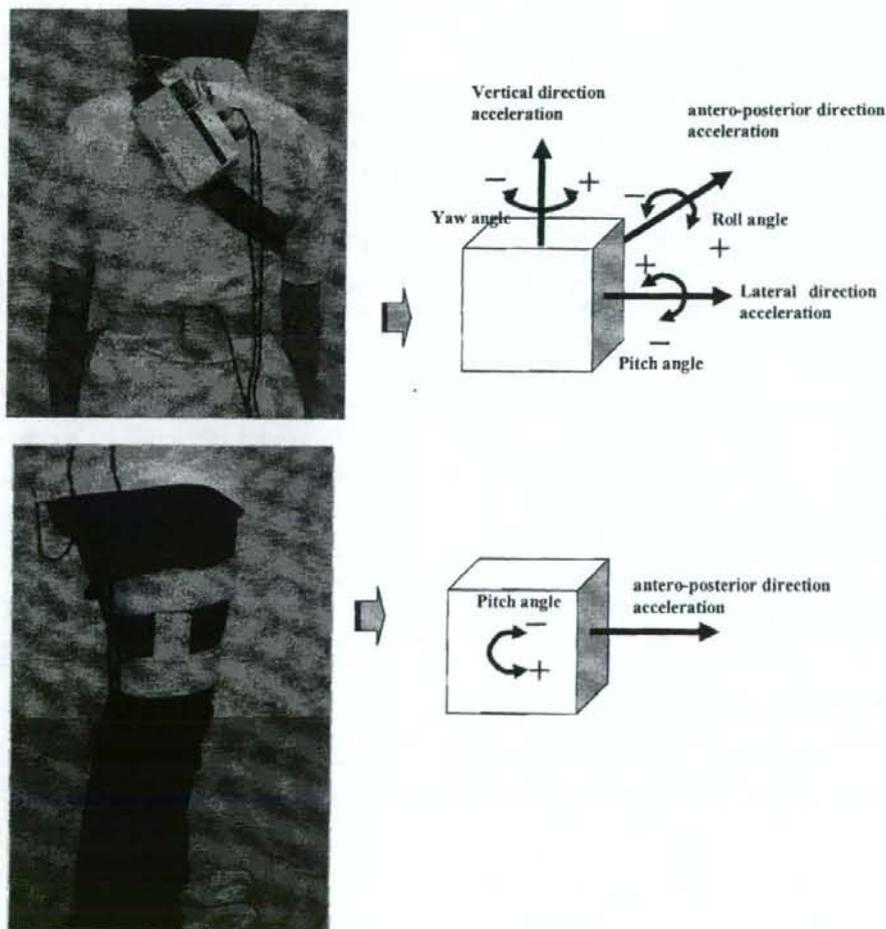


図 1 センサユニットの装着部位
Fig. 1 Sensor unit position.

表1 測定対象とした片麻痺患者
Table 1 subject's profile.

case sex	age	Paralyzed side	L/E Br.Stage	gait level
1. female	51	Right	III	Supervision
2. female	63	Left	IV	Independence
3. female	82	Right	IV	Supervision
4. male	74	Left	IV	Supervision
5. male	83	Left	IV	Supervision
6. female	75	Left	IV	Independence
7. male	75	Right	IV	Independence
8. female	78	Right	IV	Independence
9. male	65	Right	IV	Supervision

注) L/E は, Lower Extremity の略語で下肢の意味を表す。Br. Stage は, Brunnstrom Stage の略語であり, 片麻痺機能の重症度を表す。6段階ある Stage が低い程, 運動機能レベルは低い。

2.2 測定方法

測定課題は, Podsiadl らによって紹介された TUG-T に基づいたものとし, 以下の動作を連続的に行うものとした [10].

0. 験者は肘掛けのないイス (シート高さ: 460 mm) の背もたれに背をつけて座る。
1. 被験者は, 検査者の合図で TUG-T を開始し, 立ち上がる (以下, 立ち上がり)。
2. 歩行を開始する。 (以下, 往路歩行)。
3. 3 m 先に用意したイスの廻りを旋回する (以下, 方向転換 1)。
4. 出発時に腰掛けていたイスに向かい歩行を開始する (以下, 復路歩行)。
5. イスに座るための旋回 (以下, 方向転換 2)。
6. イスに座る (以下, 着座)。

動作の測定部位は, 腰背部 (第 2 腰椎近傍) と歩行の際に最初に振り出される側の大腿部とし, それぞれ定格加速度 $\pm 2 g$ と $\pm 5 g$ のセンサユニットを装着した (図 1)。

また, 加速度センサと角速度センサによる動作の測定と同時に, 動作の遂行状況を CCD カメラ (EVI-D30, SONY) で撮影し, VTR (GV-D900NTSC, SONY) に記録し, その VTR をもとに療法士はストップウォッチを用い各動作時間を記録した。

TUG-T の測定対象は, 健康若年者 10 名 (男性 3 名, 女性 7 名, 平均年齢 21 ± 2 歳) と脳卒中片麻痺者 9 名 (表 1) とした。動作時間を測定した療法士は, リハビリテーション臨床場面に従事する 12 名 (平均年齢 28 ± 5 歳, 経験年数 6.2 ± 5 年) とした。尚, 本研究は藤元早鈴病院倫理委員会の審査承認後, 被験者に説明し同意が得られた後に実施した。また, 片麻痺者については, 安全管理上, 動作遂行を療法士が側から監視した。

2.3 TUG-T の動作フェーズの検出手法と評価方法

まず, 若年健康者の TUG-T における各動作とセンサの

出力との関係に対して以下の仮説をもって, 動作フェーズの検出手法を提案した。すなわち, TUG-T に含まれる座位からの立ち上がりと歩行を運動学的に捉えた場合, 各動作の特徴的な初動のパターンは, それぞれ上体の前傾と下肢の前方への振り出しになると考えられる。そこで, 立ち上がりの開始は, 腰部に取り付けたピッチ方向の角速度センサの出力が閾値 Ths 以上になった最初の時刻として検出した。また, 立ち上がり開始後, 下肢に取り付けたピッチ方向の角速度センサの出力が閾値 Thw を越えた時刻を歩行開始時刻とした。

一方, 歩行中の方向転換と着座のための方向転換の際には, 一定方向に回転するためそれ以外の動作に比べてヨー角方向に大きな角速度が発生すると考えられる。そこで, 腰部に取り付けたヨー方向角速度の出力から旋回動作の期間を推定した。具体的には, まず 1/歩行周期をカットオフ周波数とした 2 次のバターワースフィルタを用いて, ヨー方向角速度をローパスフィルタリングし, 位相補正を行った後, 角速度の最大値 ω_{max} とその時刻 T_{max} を求める。さらに $T_{max} \pm \alpha$ 秒以内で, $\omega_{max} \times \beta$ 以上の角速度が発生する期間 $T1$ (方向転換期間) を算出する。ここで, α と β はそれぞれ方向転換期間を算出するための時間幅と角速度閾値に関するパラメータである。次に, その方向転換期間 $T1$ から $\pm \alpha$ 秒以内に $\omega_{max} \times \beta$ 以上の角速度がある場合は, 方向転換期間 $T1$ をその角速度が発生した時刻まで拡張する。この拡張を繰り返す, 最終的な方向転換期間 $T1$ を決定する。また, 方向転換期間 $T1$ を除く範囲で, 新たに最大値 ω_{max} とその時刻 T_{max} を求め同様な処理を繰り返す, 方向転換期間 $T2$ を決定する。最終的に, 方向転換期間 $T1$ と $T2$ を比較し開始時刻が歩行開始時刻に近いものを歩行中の方向転換, もう一方を着座のための方向転換とした。最後に着座の終了は, 立ち上がり動作と逆のパターンに近くなると考えられ, 腰部に取り付けたピッチ方向の角速度センサの出力をデータの最後からさかのぼり

閾値 Ths 以上になった時刻とした。なお、上記のパラメータ Ths , Thw , α , β は、各動作のパターンが明確に示されると考えられる若年健常者のデータから決定した。提案した動作フェーズ検出法を片麻痺患者の TUG-T データに適用し、本手法と VTR をもって行った療法士の目視による各動作フェーズ検出の比較を行った。

3. 結 果

3.1 動作フェーズ検出法とパラメータ

健常若年者において TUG-T を行った際のセンサ出力の典型例を図 2 に示す。健常若年者では 2・3 で示した仮説通

り、立ち上がり時の上体の前傾、歩行開始時の下肢の前方への振り出し、方向転換時のヨー角方向への大きな角速度、着座終了後がセンサ出力に明確に示された。他の健常若年者も同様なパターンを示し、全健常若年者で各動作を示す特徴的なパターンを検出するための妥当なパラメータ値は、それぞれ $Ths=10 \text{ deg/s}$, $Thw=10 \text{ deg/s}$, $\alpha=歩行周期 \times 1$, $\beta=35\%$ であった。図中の破線は本手法で検出した時刻である。なお、本検出手法を片麻痺患者へ適用する際には、片麻痺患者の歩行特性、つまり両脚の運動が対称にならないことを考慮し、 α を健常者の倍の歩行周期 $\times 2$ と設定した。

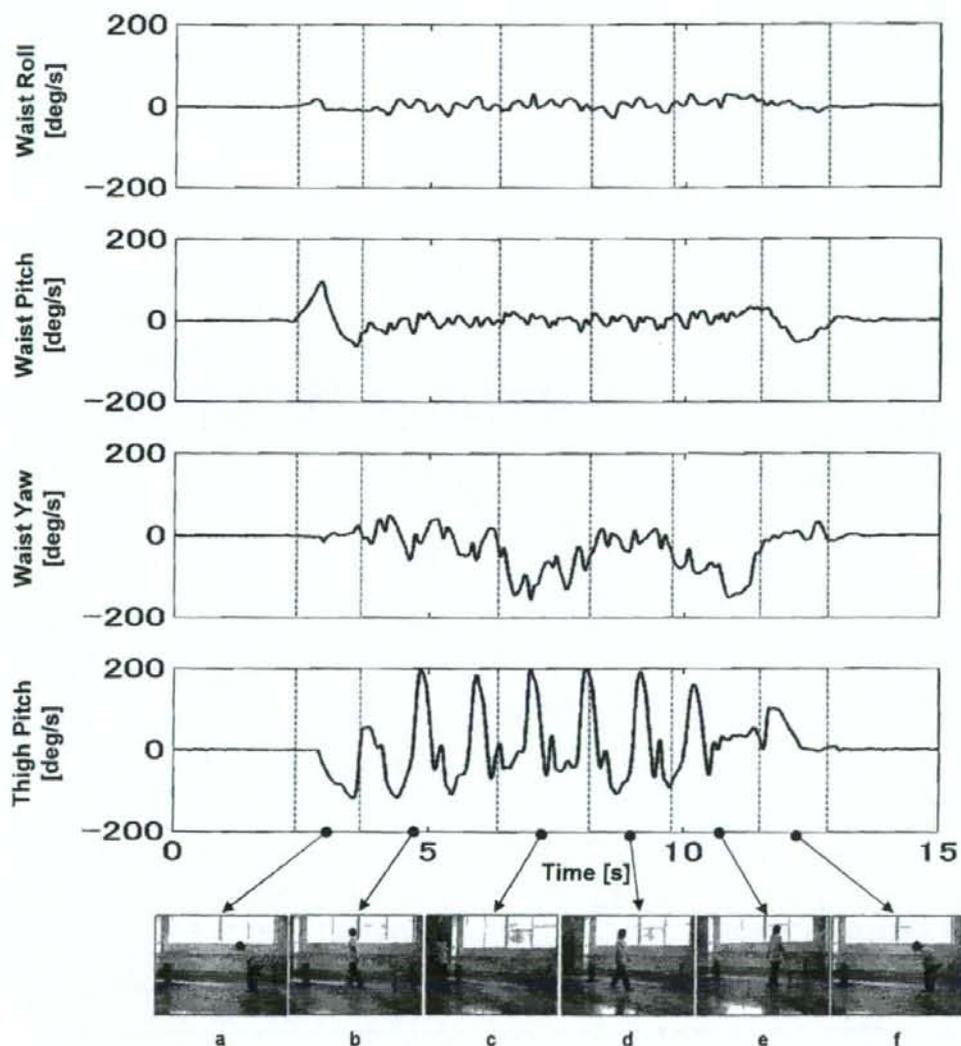


図 2 健常若年者の TUG-T 中における角加速度と動作フェーズの検出点の典型例 (a: 立ち上がり, b: 往路歩行, c: 方向転換 1, d: 復路歩行, e: 方向転換 2, f: 着座)

Fig. 2 A typical example of angular velocities and the detecting points of changing phase in a young subject during the TUG-Test (a: standing up, b: walking forward, c: turn around, d: walking backward, e: turn to the chair, f: sitting down).

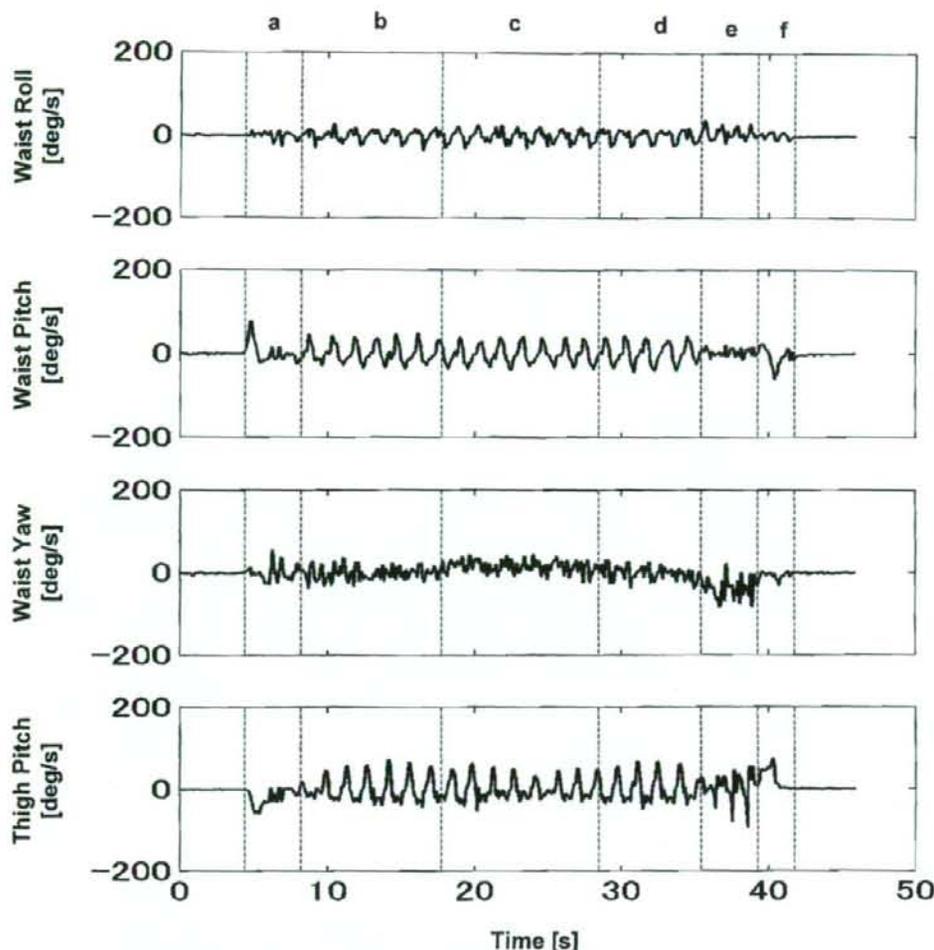


図3 片麻痺患者のTUG-T中における角加速度と動作フェーズの検出点の典型例 (a: 立ち上がり, b: 往路歩行, c: 方向転換1, d: 復路歩行, e: 方向転換2, f: 着座)

Fig. 3 A typical example of angular velocities and the detecting points of changing phase in a hemiplegic patient during the TUG-Test (a: rising up, b: walking forward, c: turn around, d: walking backward, e: turn to the chair, f: sitting down).

3.2 片麻痺患者への適用と療法士による計測時間との比較

本動作フェーズ検出法で片麻痺者の動作フェーズを推定した典型例を図3に示す。健常若年者と比較すると同様な傾向が示されるものの方向転換が明確に示されなかった。また、片麻痺者は、ロール方向角速度とピッチ方向角速度が大きく、ヨー方向角速度と下肢のピッチ方向角速度が小さいことが特徴であった。

次に、本手法で推定した各動作時間と療法士の主観によるものの比較を図4に示す。両者の間には高い相関が示された。動作フェーズごとに比較すると、推定時間が長くなる傾向にあった動作は、方向転換1、及び着座前の方向転換、であった。一方、推定時間が短くなる傾向にあった動作は、往路・復路歩行であった。また、図中のエラーバー

は、療法士の計測時間で最短のものと同長ものを示し、そのばらつきは最大2.61sであった。

4. 考 察

4.1 加速度、角速度測定の有用性と動作分類

これまでに加速度測定から姿勢に関する情報をより精度高くとする数々の方法が提案されてきた。しかし、フィルタによる遅延時間の発生などで必ずしも精度の高い情報が得られていない。角速度センサを用いることはセンサを1、あるいは2増やすことになるので、より対象者を拘束することになる。しかし、より正確な値を必要とする場合には、複数個のセンサを装着せざるを得ない。一種のトレードオフの関係にある。TUG-Tのように転倒予防教室で用いられるテストは簡便であることが最優先される。したが

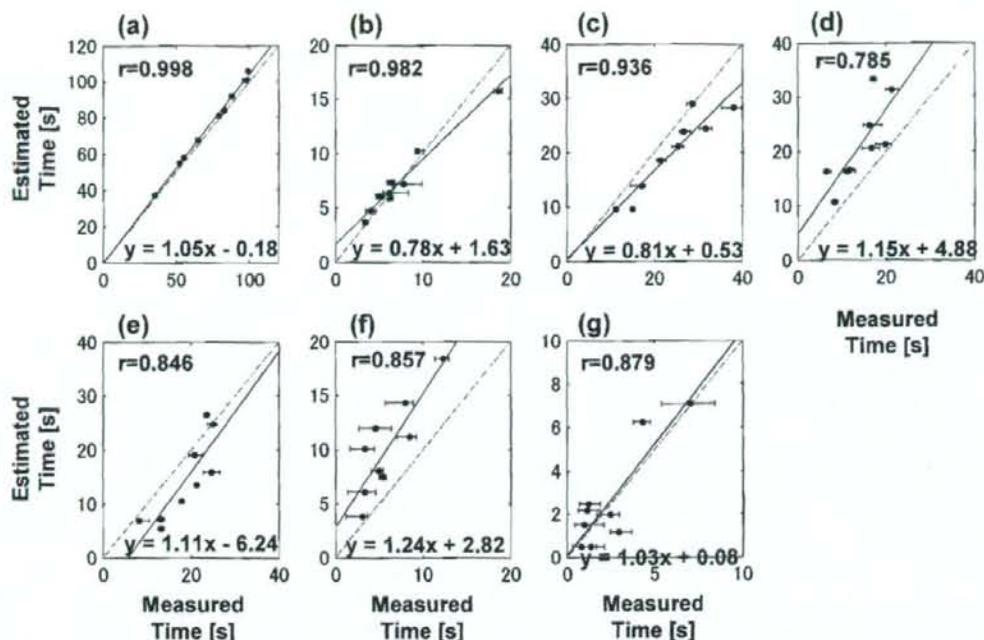


図4 本手法による推定時間と療法士による計測時間の比較 (a) TUG 遂行時間, (b) 立ち上がり, (c) 往路歩行, (d) 方向転換 1, (e) 復路歩行, (f) 方向転換 2, (g): 着座 (エラーバーは最大値と最小値, 実線は回帰直線, 破線は identity line を示す)

Fig. 4 A Comparison between the measured time by therapists and the estimated time of the method presented. (a) Total time, (b) standing up, (c) walking forward, (d) turn around, (e) walking backward, (f) turn to the chair, (g) sitting down (The error bar shows the minimum and maximum values. The solid and broken lines show the regression and identity lines, respectively).

ってこれまでの研究では、TUG-T の到達時間をストップウォッチで測定することが一般的であった。しかし TUG-T の動作は静止座位から立位、3 m 歩行、回転、歩行、回転、着座の数多くの動作を含む。一連の動作をまとめて考えることは、全体のパフォーマンスを把握するのに適しているが、連続する動作のなかで、個々の問題を抽出するには、臨床的、生体力学的に無理が生じる。そこで各動作に分類し、各動作をまず個別に検討して全体の動作解析に結びつける作業が必要となる。

4.2 TUG-T における動作フェーズ検出法

立ち上がり動作の開始は、腰部に取り付けたピッチ方向の角速度センサの出力から検出可能であった。一般に、片麻痺者は、立ち上がりの際に体幹を大きく前傾することで重心を前方にシフトし、下肢筋力の不足を補って動作を遂行している。腰部のピッチ角速度の測定はこのことを狙ったものであったが、良好に検出していた。同様に、着座動作は、立ち上がり動作と逆のパターンに近くなると考えられ、同様のことがいえる。また、歩行動作開始時刻は、片麻痺患者においても立ち上がり動作開始後、下肢に取り付けたピッチ方向の角速度センサの出力によって検出可能であった。歩行を定量的に評価する手法は、電気角度計や、床反力計、衝撃加速度による方法が多く紹介されている

が、一連の動作の流れの中で歩行状態を特定するには最初の第一歩を顕著に表す下肢の振り出しが最適と考えられ、下肢のピッチ角速度の測定は、これを良好に検出していた。方向転換は、腰部に取り付けたヨー方向角速度の出力から旋回動作の期間を推定することが可能であり、療法士の判断とある程度の相関が得られた。しかしながら、片麻痺者は健常者に比べて、明確性に欠ける点も認められた。これは、片麻痺者の旋回時の歩行形態が、転倒防止のために、急激な腰部の旋回を避け、回転半径を大きく時間をかけて旋回することが要因と考えられた。

また、本装置において健常者と比較した片麻痺者の歩行の特徴を観察することができた。すなわち、安定性を得るため歩幅を小さくする歩行形態は、下肢のピッチ方向角速度が小さいこととして反映されていた。また、その結果、腰部の回旋運動をあらわすヨー方向角速度が小さくなったと考えられる。同時に、ロール方向角速度が大きい傾向にあったが、これは、下肢の振り出しを補うための腰部の前後の代償運動を反映したと考えられた。さらに、ピッチ方向角速度が大きい傾向にあったが、これは、麻痺による左右非対称歩行を反映していると考えられた。

以上の結果から、角速度センサの出力情報から TUG-T における動作フェーズの特定に対する有用性が示唆され

た、これにより、同時に計測された加速度センサから得られる情報も動作ごとの定量的な評価が可能となり、これまでの加速度センサを用いた動作解析に関する研究で得られた知見を有効に利用でき、今後の一連の動作の定量的な評価への応用が期待される。

4.3 療法士による測定と本手法による推定の比較

今回の実験において、療法士による平均の測定時間と本手法による推定時間に高い相関がみられた。これは、提案する動作フェーズの検出法が、一定の精度を持つことを示しており、今後の臨床場面での応用が期待された。一方、測定対象者別に療法士が計測した動作フェーズ時間には、療法士間で測定誤差が認められた。このことは、肉眼で連続して遂行される動作フェーズを確認するには、ある誤差が生じることを示しており、これを考慮してテスト結果を評価する必要性を示していた。また、方向転換時に療法士間で誤差の割合が大きくなった。通常、臨床場面での動作評価は、前額面や矢状面で行いやすいが、方向転換の開始終了は、水平面での観察情報が必要であり、今回のVTR映像では全てのアングルを網羅することが困難であったことが影響したものと考えられた。また、これに関連して、方向転換の前後に連続する往路・復路歩行に比較した誤差が大きいのは、これが影響したものと考えられた。加えて、往路・復路歩行は、推定時間が療法士の評価に比べて短くなる傾向にあった。しかし、往路と復路歩行の間に実施される方向転換の値は長くなる傾向にあり、これも方向転換の開始・終了の判断の差によって生じたものと考えられ、センサの感度とヒトの視覚による測定では必然的に誤差が生じることを考慮した評価が必要であることが示唆された。

4.4 今後の展望

従来 TUG-T はどちらかといえば、転倒と高い相関があるとされていたが、細部にわたる分類を行うことによって、動作の開始と終了（立ち上がり→立位）や動作の切り替え（歩行→ターン→歩行）などの部分の評価が可能となり、動作時の情報が詳細に得られることができる。さらに進んで、一連の複合動作の流れを評価するので、より日常における実践に近い情報（本来のパフォーマンス）を得ることができると考える。

5. ま と め

本研究では、角速度センサを被験者の腰背部と大腿部に装着し、臨床で一連の移動動作の評価に用いられる TUG-T の動作フェーズを検出する手法を提案し、片麻痺患者の TUG-T に対して本手法と療法士の観察による評価結果が一致するかについて検討した。その結果、本手法と療法士の評価では、動作時間に若干の差が見られたものの、高い相関関係がみられ、本手法が臨床ならびに他の定量評価において有用であることが示唆された。

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 III18-長寿-一般-032）ならびに文部科学省科学研究費 若手研究 (B) 17700441 によった。稿を終るにあたり、実験にご協力頂いた藤元早鈴病院リハビリテーションセンター湯地忠彦先生・桑江豊先生・緒方匡先生に感謝いたします。

文 献

1. David Oliver, Fergus Daly, Finbarr C. Martin, and Marion E. T. McMurdo: Risk factors and risk assessment tools for falls in hospital in-patients. a systematic review *Age Ageing*, **33**: 122-130, 2004.
2. Large J, Gan N, Basic D, Jennings N: Using the timed up and go test to stratify elderly inpatients at risk of falls. *Clin Rehabil*. **20**(5): 421-428, 2006.
3. Andersson AG, Kamwendo K, Seiger A, Appelros P: How to identify potential fallers in a stroke unit: validity indexes of 4 test methods. *J Rehabil Med*. **38**(3): 186-191, 2006.
4. Whitney SL, Marchetti GF, Schade A, Wrisley DM: The sensitivity and specificity of the Timed "Up & Go" and the Dynamic Gait Index for self-reported falls in persons with vestibular disorders. *J Vestib Res*. **14**(5): 397-409, 2004.
5. Luinge HJ, Veltink PH: Inclination measurement of human movement using a 3-D accelerometer with autocalibration. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng*. **12**(1): 112-121, 2004.
6. Janssen WG, Bussmann JB, Horemans HL, Stam HJ: Analysis and decomposition of accelerometric signals of trunk and thigh obtained during the sit-to-stand movement. *Med Biol Eng Comput*. **43**(2): 265-272, 2005.
7. Boonstra MC, van der Slikke RM, Keijsers NL, van Lumel RC, de Waal Malefijt MC, Verdonschot N: The accuracy of measuring the kinematics of rising from a chair with accelerometers and gyroscopes. *J Biomech*. **39**(2): 354-358, 2006. Epub, 2005.
8. Luinge HJ, Veltink PH: Measuring orientation of human body segments using miniature gyroscopes and accelerometers. *Med Biol Eng Comput*. **43**(2): 273-282, 2005.
9. Giansanti D, Maccioni G, Macellari V: The development and test of a device for the reconstruction of 3-D position and orientation by means of a kinematic sensor assembly with rate gyroscopes and accelerometers. *IEEE Trans Biomed Eng*. **52**(7): 1271-1277, 2005.
10. Podsiadlo D, Richardson S: The timed "Up & Go": a test of basic functional mobility for frail elderly persons. *J Am Geriatr Soc*. **39**(2): 142-148, 1991.

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。2002年放送大学卒業。2003年金沢大学大学院自然科学研究科在学。1991年社団法人八日会藤元早鈴病院勤務、現在に至る。

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。日本作業療法士協会・日本生体医工学会会員。



山越 憲一 (ヤマコシ ケンイチ)

1970年早稲田大学理工学部機械工学科卒，1972年同大学院修士課程修了。工学博士，医学博士。1972年東京女子医大助手，1974年東京医科歯科大助手，1980年同大講師，同年北海道大学助教授。1987年オックスフォード大学客員教授，1994年金沢大学教授，2002年中国大連大学客員教授，2003年早稲田大学客員教授。現在に至る。

生体計測と制御，バイオメカニクス，健康・福祉工学などの研究開発に従事。

日本ME学会，計測自動制御学会，日本機械学会，日本人工臓器学会，国際医用生体工学会議，IEEEなどに所属。



関根 正樹 (セキネ マサキ)

1996年東京電機大学理工学部応用電子工学科卒。1998年同大学院理工学研究科応用電子工学専攻修士課程修了。2001年同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。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。

日本生体医工会，計測自動制御学会，ライフサポート学会，IEEE各会員。



藤元 登四郎 (フジモト トシロウ)

1969年東京大学医学部卒業，70年社団法人八日会藤元病院就職，79年同理事長に就任，現在に至る。71-73年フランスサルベトリエール病院留学。

磁気共鳴スペクトロスコピー(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。



田村 俊世 (タムラ トシヨ)

1980年東京医科歯科大学大学院研究科修了(医学博士)，同年東京医科歯科大学医用器材研究所計測機器部門助手，山口大学工学部電気電子工学科助教授，東京医科歯科大学医用器材研究所助教授を経て1998年国立療養所中部病院長寿医療研究センター老人支援機器部部長。2004年4月千葉大学工学部メデイカルシステム工学科教授。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。

日本生体医工会(理事)，日本生活支援工学会(理事)，計測自動制御学会，米国電気学会，ライフサポート学会(理事)の会員。



高齢者における杖歩行時の歩数計測法の開発

順天堂大学 関根紀子
(共同研究者) 千葉大学 関根正樹
同 田村俊世
順天堂大学 内藤久士
同 形本静夫

Development of the Accuracy of Pedometer Used by the Elderly During Walking with a Cane

by

Noriko Ichinoseki-Sekine, Hisashi Naito, Shizuo Katamoto
Juntendo University
Masaki Sekine, Toshiyo Tamura
Chiba University

ABSTRACT

The aim of this study was to develop the accuracy of accelerometer-type pedometer used by the elderly during walking with a cane. The attendees of the gait training at the commuting rehabilitation services center participated in this study. Eighteen subjects walked with a cane (male; 5, female; 13, age; 80.9 ± 7.7 yrs, height; 148.1 ± 7.7 cm, weight; 51.8 ± 8.8 kg [mean \pm SD], 9 had an impaired gait), and 31 subjects walked without a cane (male; 7, female; 24, age; 80.9 ± 7.7 yrs, height; 148.1 ± 7.7 cm, weight; 51.8 ± 8.8 kg, 15 had an impaired gait). Subjects walked about 20 m there and back at their own speed. We estimated the number of steps based on the cadence obtained from the

composite power spectrums of triaxial acceleration signals using FFT algorithm (FM). FM was compared with the number of steps visually counted by a physical therapist (RM) and by pedometer (PM). As results, PM measured by the pedometer was inaccurate. But this FFT method was reasonably accurate when estimating the number of steps. PM was significantly less than the RM ($p < 0.05$), and the error of PM was $53.2 \pm 34.1\%$ of RM. In contrast, FM did not differ from the RM, and the average error of FM was $-0.7 \pm 7.9\%$ of RM (absolute value; $5.8 \pm 5.3\%$). We suggest that our method is adequate and suitable for estimating the number of steps in elderly people during walking not only with a cane but also with slow walking speeds or gait disorders.

要 旨

本研究は、高齢者の杖歩行時における歩数計測法を新たに開発することを目的とした。被験者は、通所型リハビリテーション施設に通う高齢患者49名 (80.9 ± 7.7 才)で、18名が杖歩行(下肢機能障害9名)、31名が杖なし歩行(下肢機能障害15名)であった。被験者は加速度計および歩数計を腰背部に装着し、直線約10mを各個人に適した速度で往復した。理学療法士が目視で測定した歩数(RM)、歩数計により検出された歩数(PM)、および本研究にて開発した手法を用いて検出された歩数(FM)とを比較した結果、PMはRMより有意に($p < 0.05$)低く、RMとの誤差は $53.2 \pm 34.1\%$ であった。一方、FMとRMとの間に差は認められなかった。FMとRMとの誤差は $-0.7 \pm 7.9\%$ であり、杖や下肢機能障害の有無による影響を受けなかった。以上のことから、本研究で提案した歩数計測法は、杖歩行のみならず、下肢機能障害などのため従来の歩数計で計測が困難であった高齢者の歩数をも精度良く計測することが可能であるものと考えられた。

はじめに

高齢者において、廃用性の機能低下を防ぎQOLを高めるため、筋機能のトレーニングは重

要である。高齢者に対するトレーニングでは、日常生活動作に関わる様々な運動が積極的に行われている¹⁾。ADL(日常生活動作)を維持・改善し健康寿命を延長する上で、主要な日常生活動作である歩行の訓練は重要である。効果的な歩行訓練を行うためには、正確かつ簡便に歩数を計測できることが望ましい。

歩行の量的評価には、歩数計の利用が一般的である^{2,3)}。従来、機械式の歩数計が用いられてきたが、MEMS技術の向上とともに加速度センサを内蔵した歩数計が市販され広く用いられている^{4,5,6)}。しかしながら、このような歩数計では、杖歩行や下肢機能障害などにより歩行リズムが不規則である場合や、歩行速度が遅い場合、正しい値が得られないことがしばしば見受けられる⁷⁻¹¹⁾。特に高齢者において上記の条件が当てはまることが多く、歩行訓練などのリハビリテーション現場や、日常生活での活動量評価の際の正確な歩数計測が困難な状況となっている¹²⁾。

そこで、本研究では新たな歩数計測法を開発し、杖歩行時の歩数を精度良く計測することを目的とした。従来の歩数計での計測が困難であるような高齢者の歩容は様々であることから、提案する手法は、杖の有無にかかわらず下肢機能障害を持つ場合などにも広く対応可能であることを目指した。また、市販の歩数計に組み込めるよう、加速度信

号を用いて歩数を推定した。本研究では、歩行時の加速度信号から求めた歩行周期をもとに歩数を推定し、市販の歩数計により得られた歩数および目視により得られた歩数と比較することで、提案手法の測定精度の評価を行ったので報告する。

1. 研究方法

1.1 対象

被験者は、通所型リハビリテーション施設に通う高齢者49名(表1)で、18名が杖歩行者であった。被験者は、それぞれの歩行条件により4群に分けられた(杖歩行9名、杖歩行+下肢機能障害9名、杖なし歩行16名、杖なし歩行+下肢機能障害15名)。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を含んでいる。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、歩行速度が遅く歩行が不安定な高齢者特有の歩容を示す被験者が多くみられた。なお、本研究は、藤元早鈴病院倫理委員会の承認を得た後、被験者およびその家族に対し実験内容を説明し書面にて同意を得て行った。

1.2 測定

歩行中に身体に生じる加速度を測定するために、加速度計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た。加速度計は3軸ビエゾ抵抗型加速度センサ(曙ブレーキ), 増幅器, およびローパスフィルタから構成されている(測定範囲 $\pm 2g$, カットオフ周波数50Hz, サイズ $30 \times 40 \times 20\text{mm}$, 重さ

20g)。加速度信号のサンプリング周波数は128Hzとし、被験者の前後(x), 左右(y), 上下(z)方向の加速度信号を計測した。伸縮性のあるベルトを用いて、校正後¹³⁾の加速度計を被験者の腰背部中央に装着した。また、比較対象として市販の加速度歩数計(HJ-720IT, オムロンヘルスケア, サイズ $73 \times 47 \times 16\text{mm}$, 重さ37g)を使用し、加速度計と同様に同ベルトに取り付けた。

歩行は、屋内直線約10m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については、被験者が通常使用しているものを用いた。被験者の安全の確保および歩数の真値(実歩数)の把握のため、理学療法士が被験者の後方を付いて歩き、目視にて歩数をカウントした。さらに、ストップウォッチを用いて往路10mの歩行時間を計測した。

1.3 加速度信号を用いた歩数計測法

本研究では、歩行中の3軸加速度信号のパワースペクトルをもとに歩数を求めた(図1)。まず、3軸それぞれの加速度信号に対し、窓長512サンプル(4秒間)ごとに高速フーリエ変換(FFT)を施し、パワースペクトルの0.5~3.0Hzの範囲に対し、それぞれの窓内のパワーの最大値で正規化した。得られた3軸の正規化パワースペクトルを合成し、そのパワーが最大となった周波数を歩行周期とした。この歩行周期に窓長を乗算することで4秒間の歩数を求めた。この過程を歩行中すべての加速度信号に施してそれぞれの窓ごとの歩数を求め、それらを合算することで歩行中の歩数を求めた。

表1 Physical characteristics of subjects

	SC (n=9)	IC (n=9)	SN (n=16)	IN (n=15)
Age, yrs	80.7 \pm 9.7	78.1 \pm 6.4	81.5 \pm 9.5	82.0 \pm 4.8
Height, cm	149.2 \pm 10.1	149.2 \pm 5.9	147.2 \pm 6.4	147.8 \pm 8.8
Weight, kg	48.2 \pm 9.0	53.0 \pm 7.1	51.7 \pm 8.8	53.3 \pm 9.8

SC: senile gait with cane; IC: impaired gait with cane; SN: senile gait without cane; IN: impaired gait without cane.

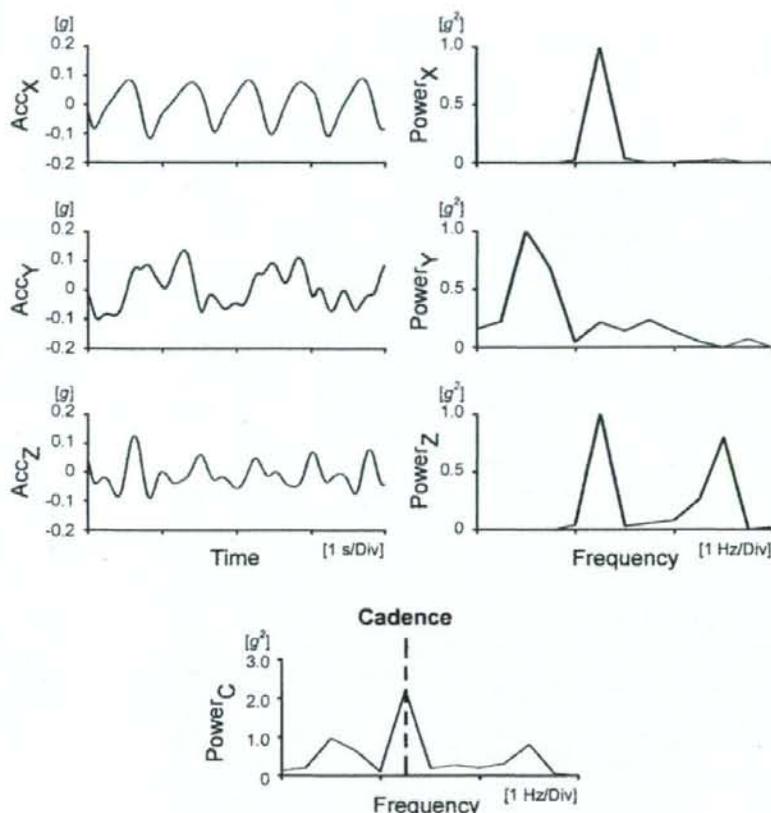


図1 Typical examples of the acceleration signals, AccX, AccY, AccZ, and their normalized power spectrum, PowerX, PowerY, and PowerZ. The frequency at the maximum power of the composite power spectrum, PowerC, was considered as the cadence of each window.

1. 4 データ解析と統計処理

歩行速度は、往路の平均歩行速度とした。歩数計により計測された歩数 (PM) と本研究で提案する手法により得られた歩数 (FM) の誤差は、理学療法士の目視により得られた歩数 (RM) に対する割合として以下のように求めた。

$$\text{Error (\%)} = 100 \times (\text{PM or FM} - \text{RM}) / \text{RM}$$

PM と FM のそれぞれの誤差の比較には対応のある t 検定を行った。それ以外の比較には一元配置分散分析 (ANOVA) を用い、多重比較には Scheffé 法を用いた。有意水準は 5% とした。

2. 結果

全ての被験者の歩行速度の平均値は $39.5 \pm 11.1 \text{ m} \cdot \text{min}^{-1}$ であった。また、往復 20m (折り返し地点を含む) の RM は 74.5 ± 18.5 歩 (46 ~ 113 歩) であった。すべての被験者において、PM (32.3 ± 24.5 歩) は RM より有意に少なかったが、FM (74.0 ± 19.3 歩) は RM と有意な差を示さなかった (図 2)。4 つの被験者群内でそれぞれ比較すると、すべての群で PM と RM との間に有意な差が認められたが、FM と RM との間に差は認められなかった。また、被験者群間では、RM、FM および歩行速度に有意な差はみられなかった

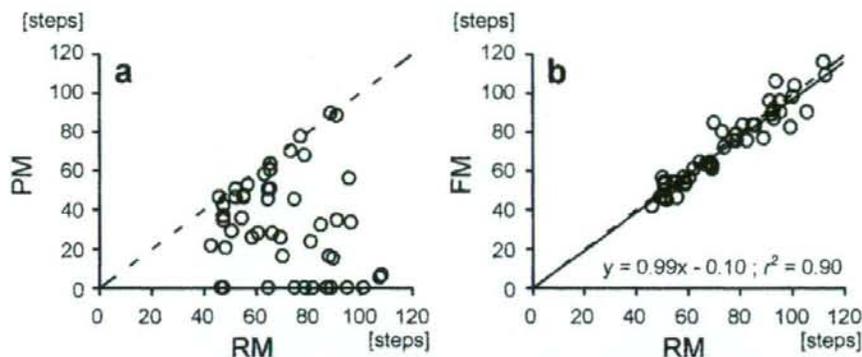


図2 Relationship between number of steps counted visually by a physical therapist, RM and number of steps counted by pedometer, PM (a) and number of steps estimated using our method, FM (b). FM significantly correlated with RM ($p < 0.0001$).

表2 RM, PM, and FM and walking speed

	SC (n=9)	IC (n=9)	SN (n=16)	IN (n=15)
Number of steps, steps				
RM	80.3 ± 14.5	78.3 ± 19.1	74.2 ± 17.5	69.0 ± 21.3
PM	33.0 ± 18.6**	26.7 ± 28.1**	36.9 ± 27.5**	30.4 ± 23.5**
FM	81.4 ± 13.5	78.6 ± 21.1	72.1 ± 18.7	68.7 ± 21.6
Walking speed, $m \cdot min^{-1}$	35.0 ± 11.5	33.0 ± 12.8	44.1 ± 11.2	41.2 ± 7.2

RM: number of steps counted visually by a physical therapist; PM: number of steps counted by pedometer; FM: number of steps estimated using the FFT algorithm. SC: senile gait with cane; IC: impaired gait with cane; SN: senile gait without cane; IN: impaired gait without cane. **: $p < 0.01$ vs. RM.

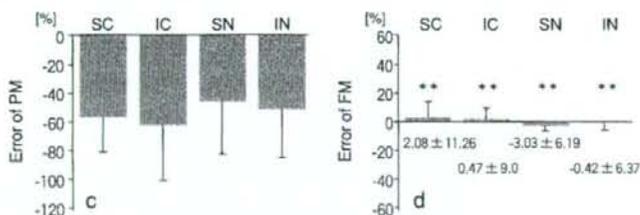


図3 The errors of PM (% of RM, c) and the FM (d) for senile gait with cane, SC, impaired gait with cane, IC, senile gait without cane, SN, impaired gait without cane, IN. **: $p < 0.01$ vs. the errors of PM within the same group.

(表2).

PMの誤差の平均値は $-53.2 \pm 34.1\%$ ($-5.4 \sim -100\%$)であり、歩行速度に反比例した($r=0.56$, $p < 0.01$)。4つの被験者群のPMの誤差の平均値はそれぞれの -40% 以上を示し、群間に有意な差はみられなかった(図3)。一方、FMの誤差の平均値は $-0.7 \pm 7.9\%$ (絶対値 $5.8 \pm 5.3\%$)であり、歩行速度と有意な相関関係はみられなかった。4つの被験者群ごとのFMの誤差は、同群のPMの誤

差よりも有意に小さい値を示した($p < 0.01$)。

3. 考察

Le Masurieら¹⁴⁾は、トレッドミルを用いて5段階の速度での歩数計の測定精度について検討し、健康成人の歩行速度の範囲であれば速度は測定誤差に影響しないと報告している。しかしながら、彼らは、歩行速度が遅い高齢者を測定する場合は大きな誤差が生じるとも指摘している。近

年、健康成人を対象として様々な歩行速度（個人に適した速度）で歩数計の測定精度が検討されたが、それらの平均歩行速度は $96\text{m}\cdot\text{min}^{-1}$ であった¹¹⁾。それよりも遅い速度の場合、多くの歩数計が大きな誤差を示すことがこれまで報告されている^{8,14)}が、本研究の被験者の歩行速度は、上述の先行研究と比べ非常に遅かった。本研究において、歩数計が非常に大きな誤差を示したことや、その誤差が歩行速度と高い相関関係を示したことは、先行研究と一致している。

歩数計の精度について検討した多くの先行研究において、直線歩行またはトレッドミル上での歩行を対象としている¹⁵⁾のに対し、本研究では対象に折り返し部分、つまり歩行が不安定な部分を含んでいる。さらに、本研究の被験者は下肢機能障害者や杖歩行者を含んでおり、本研究の検討条件は先行研究よりも非常に厳しいものであったといえる。このような条件下において、歩数計は精度良く歩数を計測することができず、10名の被験者で歩数の計測が不可能（0歩）であった。

本研究では、従来計測が困難であった高齢者における歩数計の測定精度を向上させるため、加速度信号から歩数を推定する方法を提案した。従来の歩数計で用いられている衝撃加速度を検出して歩数を算出する方法とは異なり、本手法は、加速度信号のワースペクトルをもとに歩行周期を得て歩数を算出するものである。本研究の被験者は歩行速度が非常に遅いため歩行時の衝撃加速度が小さく、従来の歩数計では検出することが不可能であったものと推測される。一方、本研究で提案する手法の測定誤差は、実歩数の1%未満と非常に小さく、歩行速度や、杖歩行および下肢機能障害の影響を受けなかった。これらのことから、本手法は本研究で対象としたような高齢者の歩数計測に適していることが示された。

上述の通り、われわれが提案する手法の測定誤差は非常に小さいものではあったが、実歩数の

10%以上の誤差を示した例が9例あった。誤差の最大値は14.3%であり、従来の歩数計の誤差と比較すると大幅に改善されているものの、今後さらなる改善が必要である。誤差が生じる原因としては、折り返し時の歩数が検出されにくいことが主に挙げられる。また、本研究ではFFTを施す際の窓の長さを4秒間としたが、端数が生じた場合は切り捨てられたため、その間の歩数がカウントされなかったことも誤差に影響したものと考えられ、今後の検討課題である。しかしながら、先行研究よりも厳しい検討条件下において、われわれが提案する手法は従来の歩数計に比べ高い測定精度を示したことから、本手法を用いることで、これまで測定が困難であった対象者の正確な歩数計測が可能となり、適切なりハビリテーショントレーニングが可能となるものと期待される。さらに、歩数が目で見えることで、トレーニングへの動機付け⁷⁾も期待できるものと考えられる。

4. まとめ

本研究は、従来の歩数計では歩数の計測が困難である杖歩行や下肢機能障害がある高齢者を対象とし、歩数計の測定精度を向上させるための新たな歩数計測法を提案することを目的とした。提案する手法は、3軸速度信号のワースペクトルから得た歩行周期をもとに歩数を算出するもので、従来の衝撃加速度から歩数を算出する手法とは異なる。杖歩行や下肢機能障害を持つものを含む49名の高齢者において測定精度を検討したところ、従来の歩数計が実歩数の $-53.2 \pm 34.1\%$ の誤差を示したのに対し、本研究で提案する手法の誤差は $-0.7 \pm 7.9\%$ であり、大幅な測定精度の向上がみられた。本研究で提案する手法は、杖歩行時のみならず、歩行速度が遅い、または下肢機能障害を持つなど従来の歩数計で計測が困難であった高齢者の歩数検出率を高めることが可能であり、適切なりハビリテーショントレーニングの提供に

貢献できるものと期待できる。

謝 辞

本研究を行うあたり、藤元早鈴病院の皆様にも多大なるご協力を頂きました。また、本研究の一部は、第28回(財)石本記念デサントスポーツ科学振興財団学術研究助成の補助を受けて行われました。ここに深甚な感謝の意を表します。

文 献

- 1) Tudor-Locke, C., Williams, J.E. Reis, J.P. Pluto, D. Utility of pedometers for assessing physical activity; construct validity, *Sports Med.*, 34; 281-291 (2004)
- 2) Bohannon, R.W., M.G. Horton, J.B. Wikholm. Importance of four variables of walking to patients with stroke., *Int. J. Rehabil. Res.*, 14; 246-250 (1991)
- 3) Tudor-Locke, C. E., and A. M. Myers, Methodological considerations for researchers and practitioners using pedometers to measure physical (ambulatory) activity, *Res. Q. Exerc. Sport*, 72; 1-12 (2001)
- 4) Bouten, C. V., K. T. Koekkoek, M. Verduin, R. Kodde, and J. D. Janssen, A triaxial accelerometer and portable data processing unit for the assessment of daily physical activity, *IEEE Trans Biomed. Eng.*, 44; 136-147 (1997)
- 5) Kumahara, H., Y. Schutz, M. Ayabe, M. Yoshioka, Y. Yoshitake, M. Shindo, K. Ishii, and H. Tanaka, The use of uniaxial accelerometry for the assessment of physical-activity-related energy expenditure; a validation study against whole-body indirect calorimetry, *Br. J. Nut.*, 91; 235-243 (2004)
- 6) Montoye, H. J., R. Washburn, S. Servais, A. Ertl, J.G. Webster, and F.J. Nagle, Estimation of energy expenditure by a portable accelerometer, *Med. Sci. Sports Exerc.*, 15; 403-407 (1983)
- 7) Bassett, D. R. Jr, B. E. Ainsworth, S. R. Leggett, C. A. Mathien, J. A. Main, D. C. Hunter, and G. E. Duncan, Accuracy of five electronic pedometers for measuring distance walked, *Med. Sci. Sports Exerc.*, 28; 1071-1077 (1996)
- 8) Crouter, S. E., P. L. Schneider, and D. R. Bassett, Jr., Spring-levered versus piezo-electric pedometer accuracy in overweight and obese adults, *Med. Sci. Sports Exerc.*, 37; 1673-1679 (2005)
- 9) Le Masurier, G. C., and C. Tudor-Locke. Comparison of pedometer and accelerometer accuracy under controlled conditions. *Med. Sci. Sports Exerc.*, 35; 867-871 (2003)
- 10) Melanson, E. L., J. R. Knoll, M. L. Bell, W. T. Donahoo, J. O. Hill, L. J. Nysse, L. Lanningham-Foster, J. C. Peters, and J. A. Levine, Commercially available pedometers; considerations for accurate step counting, *Prev. Med.*, 39; 361-368 (2004)
- 11) Schneider, P. L., S. E. Crouter, O. Lukajic, and D. R. Bassett, Jr., Accuracy and reliability of 10 pedometers for measuring steps over a 400-m walk. *Med Sci Sports Exerc.*, 35; 1779-1784 (2003)
- 12) Cyarto, E. V., A. M. Myers, and C. Tudor-Locke, Pedometer accuracy in nursing home and community-dwelling older adults, *Med. Sci. Sports Exerc.*, 36; 205-209 (2004)
- 13) Fahrenberg, J., F. Foerster, M. Smeja, and W. Muller, Assessment of posture and motion by multichannel piezoresistive accelerometer recordings, *Psychophysiology*, 34; 607-612 (1997)
- 14) Le Masurier, G. C., S. M. Lee, and C. Tudor-Locke, Motion sensor accuracy under controlled and free-living conditions. *Med. Sci. Sports Exerc.*, 36; 905-910 (2004)
- 15) Crouter, S. E., P. L. Schneider, M. Karabulut, and D. R. Bassett, Jr., Validity of 10 electronic pedometers for measuring steps, distance, and energy cost. *Med. Sci. Sports Exerc.*, 35; 1455-1460 (2003)

A preliminary study to demonstrate the use of an air bag device to prevent fall-related injuries

Toshiyo Tamura, Senior Member, IEEE, Takumi Yoshimura, Masaki Sekine, Member, IEEE

Abstract— We sought to develop a fall-related injury prevention system using a telemetry acceleration monitor and an air bag. In a preliminary study, we developed a fall detection system using an acceleration signal and triggering the inflation of an air bag. Sixteen subjects mimicked falls and their acceleration waveforms were monitored. Then, we developed a fall detection algorithm that could detect signals 300 ms before the fall. This signal was used as a trigger to inflate the air bag to a capacity of 2.4 L. While the proposed system can aid in preventing fall-related injuries, further development is needed to miniaturize the inflation system

I. INTRODUCTION

Falls are a serious problem for the elderly and others prone to falls. One-third to one-half of the population aged 65 and over have experienced falls. Half of the elderly people who fall do so repeatedly. Falls are a complex phenomena, suggesting present disease and predicting future disability. They are caused by interactions between the environment and dynamic balance, which is determined by the quality of sensory input, central processing, and motor responses. Falls are the leading cause of injury in older adults and the leading cause of accidental death in those over age 85.

Even falls that do not result in injury can have serious consequences. Psychological trauma and fear of falling can produce a downward spiral of self-imposed reduced activity, leading to loss of strength, flexibility, and mobility, thereby increasing the risk of future falls and injuries.

We sought to develop a means to reduce or prevent injuries associated with falls. We proposed the measurement of

acceleration before and during falls, and then inflating an air bag system. In this research, we developed a fall detection algorithm and tested a prototype air bag system.

II. OBJECTS AND METHOD

A. Apparatus

The system consists of the telemetry acceleration monitoring and air bag-inflating parts.

For the acceleration-monitoring parts, we designed a system with low power consumption and then evaluated its battery life. The system must be small, light, and able to be worn without discomfort.

To evaluate the movement of the subject, the telemetry system uses an accelerometer. The monitor consists of an accelerometer, CPU, and transmitter that sends the acceleration waveform to a receiver. The monitor is 7×4×1.5 cm in size and 50 g in weight. The system was designed to operate without any complex setting. The triaxial acceleration sensor was used to measure the movement of the subject. The acceleration waveforms were converted to digital data with 10-bit resolution. The received data were transferred to the CPU and then analyzed with the fall detection algorithm.

The air bag-inflating system consists of an inflatable air bag, a battery, a gas cartridge, sensors to determine acceleration, a triggering mechanism to release the gas, and a relief valve. When the user falls, the sensors detect this and causes the triggering signal to automatically release gas from the cartridge to inflate the air bag assembly and protect the user. After use, the relief valve is opened to release air from the air bag assembly; the invention is ready for reuse after the spent cartridge is replaced. The invention is superior to presently available devices because of its automatic deployment, compact size, light weight, ease of use, and reusability.

B. Fall Detection Algorithm

The main assumption in the algorithm is that of free fall. The acceleration signal toward the fall is like that of the free fall condition. Thus, the acceleration value will be zero in free fall. We determined the zero acceleration condition as a sign of a fall.

Manuscript received April 16, 2007. This work was supported in part by the Grant-in-aids from Ministry of Health, Labour and Welfare and NEDO. P

Toshiyo Tamura is with the Department of Biomedical Engineering, Chiba University, Graduate School of Engineering, 1-33, Yayoi, Inage-ku, Chiba 263-8522, Japan, (phone: +81 43-290-3230; fax: +81 43-290-3050; e-mail: tamurat@faculty.chiba-u.jp).

Takumi Yoshimura is with the Department of Medical and Welfare Engineering Tokyo Metropolitan College of Industrial Technology, 8-17-1, Minamisenju, Arakawa, 116-0003 Tokyo (e-mail: yosimura@tokyo-imct.ac.jp).

Masaki Sekine is with the Department of Biomedical Engineering, Chiba University, Graduate School of Engineering, 1-33, Yayoi, Inage-ku, Chiba 263-8522, Japan, (e-mail: sekine@faculty.chiba-u.jp).

C. Fall Detection Algorithms

1) Verification of the Algorithm

This trial was approved by the ethics committee of Chiba University, School of Engineering. Written informed consent was obtained from each subject.

The prototype system was tested by 16 young, healthy subjects (22.1 years old) who mimicked falls while wearing the device.

2) Inflation of the Air Bag

Without a fall, we simulated the acceleration triggering signal and observed the operation of the air bag.

III. RESULTS

A. Verification of the Algorithm

Figure 1 shows typical examples of acceleration signals during falls. Figures 1(a), (b), and (c) show forward, lateral, and backward falling, respectively. In Fig. 1(a), the vertical acceleration of subject at standing was 9.8 m/s^2 (i.e., gravity). After 1.3 s, the large amplitude was the impact acceleration, corresponding to a fall. At 0.5 s after the start, the acceleration was decreased and was about zero. Falls laterally and backward showed the same tendencies. We determined that accelerations between $\pm 3 \text{ m/s}^2$ were free fall conditions. From this, free fall conditions were found at an average of $203 \pm 51 \text{ ms}$ before large impact acceleration.

B. Inflation of the Air Bags

Figure 2 shows the inflation of the air bag. When the acceleration changed to zero, the pressure in the air bag was gradually increased before the large impact acceleration occurred.

IV. DISCUSSION

We determined that triaxial accelerations between $\pm 3 \text{ m/s}^2$ were free fall conditions. From this, the shortest and longest times were 111 ms and 378 ms, respectively, before large impact acceleration occurred. Thus, the air bag was inflated above this time interval. In Fig. 2, the air bag inflated before the large impact acceleration. Further work is needed to miniaturize the generator and valve.

High reliability of such a fall detection system will be needed. This will require discriminating a real fall from similar acceleration signals resulting from events in everyday life. We analyzed the activity signal between $\pm 3 \text{ m/s}^2$, and jumping and running were determined to be "falls." Although elderly people do not often jump and run, we will need to further refine the algorithm to differentiate jumping and running from genuine falls.

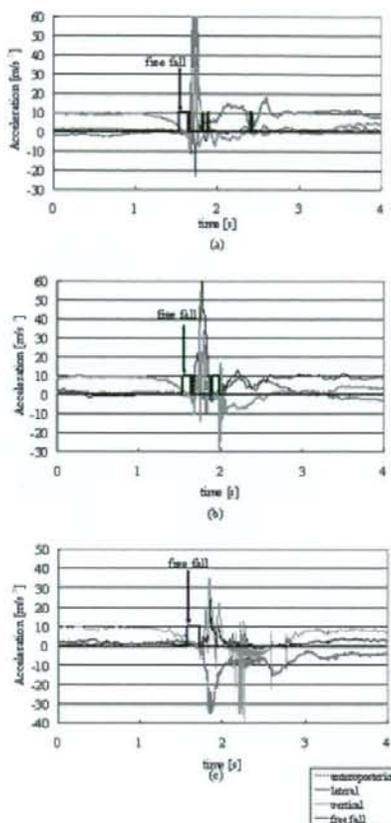


Figure 1. A typical example of acceleration signals. a) lateral b) vertical, and c) anteroposterior direction

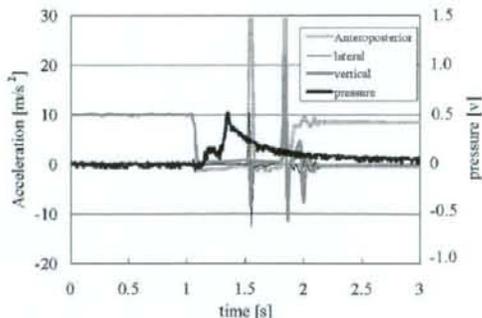


Figure 2. Relationship between acceleration signal and air bag inflation

V. CONCLUSION

We developed a hip-protecting jacket to absorb the shock of a fall and reduce the impact on the human body by automatically inflating an air bag when a person falls. The heart of this life jacket is a sensor that detects falling. The key characteristics of this fall sensor are its application of a newly developed fall-sensing algorithm, using a triaxial, single-unit accelerometer and its compact design and battery powered operation that make it readily portable. The use of this fall sensor and an air bag-equipped life jacket may also save lives and reduce injuries from falls at construction sites and other locations