

±9.8kg)とした。また、本実験では加速度歩数計のカウント精度の閾値による変化を検証するために、市販されている加速度歩数計の他に市販のものに対して閾値を1/2にしたもの(感度2倍)と1/4にしたもの(感度4倍)にしたものを同時に装着した。

3.4 アルゴリズムの検証に関する実験

提案したアルゴリズムと設定した閾値を検証するために、上記の実験と同様、転倒予防教室に来院している高齢者74名(年齢82.7±8.6歳、身長148.1±7.6cm、体重52.3±7.8kg)を対象に測定を行った。

3.5 評価方法

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、誤差=(カウント数-実歩数)/実歩数×100を用いて行った。なお、誤差10%未満をカウント精度の1つの目安とした。

4. 結果

4.1 閾値の設定に関する結果

市販の歩数計で誤差が10%未満であった被験者は42名中6名(14.3%)のみであった。また、市販の歩数計の閾値を1/2, 1/4に設定した歩数計では、それぞれ10名(23.8%), 15名(35.7%)となり、誤差10%未満で検出できる被験者数が増加した。

一方、測定した腰背部加速度信号を対象に歩数カウントアルゴリズムAの閾値を-0.06~0.09gまで0.01刻みで変更した結果、0.04gに設定した際に誤差10%未満で検出できる被験者数が最も多くなり、38名(90.5%)に達した。また、歩数カウントアルゴリズムBの閾値は、フィルタ後の加速度信号の振幅が小さいため0.01gに設定した。なお、この設定で誤差10%未満で検出できる被験者数は37名(88.1%)であった。

4.2 アルゴリズムの検証に関する結果

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、市販の歩数計で誤差が10%未満であったものは7名(9%)であった。一方、歩数カウントアルゴリズムAとBの閾値をそれぞれ0.04gと0.01gに設定し歩数のカウントを行った結果、誤差が10%未満であったものはそれぞれ56名(75.6%), 62名(83.7%)であった。実歩数とカウントした歩数の関係をFig.1に示す。

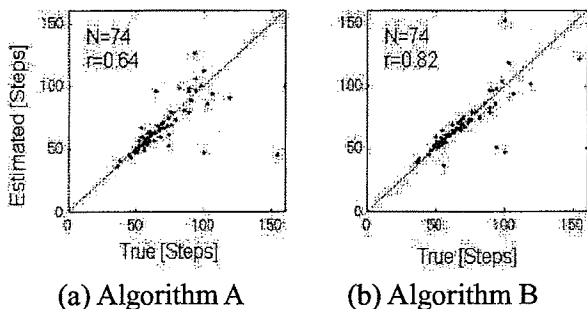


Fig. 1 Relationship between true number of steps and estimated one

5. 考察

今回の実験結果では、市販されている通常の加速度歩数計では高齢者、特に下肢機能障害をもつ方の歩数をカウントすることは困難であることが示唆された。また、その閾値を下

げることで誤差10%未満の高齢者が増加することから、高齢者の場合、歩行中の加速度振幅が非常に小さいことが歩数カウントを困難にさせる大きな要因であると考えられる。

そこで、市販の歩数計と単純には比較できないが、加速度センサを腰背部中央に装着しアルゴリズムAを用いた際の最適な閾値を検討した。その結果、上記の条件では閾値は0.04gが適当であると考えられた。今回の実験では、閾値を0.05g以上の値にすると1歩中の加速度ピークが閾値を越えず過少なカウントになり、逆に閾値をあまり小さくすると1歩中に閾値を越えるピークが複数となり過多なカウントになった。また、負の閾値、つまり下方向加速度に対しても閾値の検討を行ったが、上方向加速度に比べて良好な結果は得られなかった。

一方、歩数カウントアルゴリズムBでは、アルゴリズムAに比べて小さい閾値0.01gを用いても、あまり過多なカウントにはならなかった。これは、閾値処理をする信号が、事前のバンドパスフィルタで、ほぼ単一の周波数のみをもつ信号になっているからであると考えられる。これにより1歩中の加速度ピークはほぼ1つとなり、閾値を小さく設定しても歩行中であればさほど問題にならないと考える。しかしながら、片麻痺者の中には健側と患側の運動に著しい非対称性がみられ、健側と患側の運動をあわせて1周期とみなせる加速度信号が観測された。このような場合、アルゴリズムBでは対応できず実歩数の50%程度にカウントしていた。

2つの歩数カウントアルゴリズムAとBを閾値設定の実験に参加した被験者以外の被験者群に適用し検証した結果、それぞれ75.6%, 83.7%の高齢者で誤差が10%未満になり、両者とも市販の歩数計に比べてその精度が大きく改善された。2つのアルゴリズムを比較すると、アルゴリズムが複雑になるものの、アルゴリズムBの方が高精度であった。その差は、前述のように1歩中の閾値を越える加速度ピークを1つにフィルタリングできるからであると考えられる。また、今回はオフラインでアルゴリズムの検討を行ったものの、両者とも簡単な電子回路で置き換えることが可能であり、先行研究のフーリエ変換を用いたアルゴリズムに比べて実装が容易であると考えられる。

今回の実験では、歩行のみを動作対象とし、センサの装着部位は腰背部に固定した。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と、腰背部以外に装着した際の対応を検討していく必要がある。

6. まとめ

本研究では、筋機能の低下や下肢運動障害をもつ高齢者の歩容に対応した2つの歩数カウントアルゴリズムを提案し、検証を行った。今回の実験では、加速度センサを被験者の腰背部に装着する理想的な測定条件ではあるものの、両アルゴリズムとも多くの高齢者に対して誤差10%未満で歩数をカウントすることが可能であった。

謝辞

本研究の一部は、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受託研究費による。

参考文献

- [1] N. I-Sekine, et al.: Improving the accuracy of pedometer used by the elderly with the FFT algorithm, Med. Sci. Sports Exerc., Vol. 38, No. 9, pp. 1674-81, 2006

転倒エアバッグ開発のための転倒検出方法の検討

Examination of the method of the fall detection for the development of fall air bag

吉村 拓巳¹, 山本 弘毅², 関根 正樹², 田村 俊世²

Takumi YOSHIMURA¹, Hiroki YAMAMOTO², Masaki SEKINE², Toshiyo TAMURA²

¹東京都立工業高等専門学校, ²千葉大学

¹Tokyo Metropolitan College of Technology, ²Chiba University

Abstract The aim of this study is to develop the airbag for the prevention of injuries by the falls. In this study, we measured the acceleration waveform in fall and daily action to analyze the incorrect detection of fall. The accelerometer was attached to the 16 younger healthy subjects. The mimicking fall and simple daily activities like bow, sit down and rise from the chair, and jumping etc were performed. The free fall acceleration could be observed around 100 to 300 [ms] before falling down completely. When using the way of detecting free fall, the detection rate of the fall was 100 %. The incorrect detection was occurred in case of the jump and the activity which falls backward from the sitting position. We reviewed the way of improving these incorrect detection. As a result of the examination, it is possible to decrease of the incorrect detection.

1. まえがき

近年の少子高齢化に伴い、日本の人口に占める高齢者の割合が増加しており、先進国でも高い水準を維持している。また、2025年には日本の人口の30%弱が高齢者となり[1]、後期高齢者といわれる75歳以上の人口は、全人口の約17%になると予想されている。このような状況の中、今後は高齢者のQOLを向上させることで、健康に長生きできる社会を実現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、「ねたきり」の防止があげられる。我々は高齢者の寝たきりを防止する目的で、高齢者が転倒した際に外傷を防止する転倒エアバッグの開発を行ってきた。

従来転倒を防止する機器としては、センサなどを用い、転倒の危険性が高い行動を検出し、看護師や介護者に通報することで転倒を防止する機器[2]が市販されている。これらの方法は、転倒を未然に防止するには効果的であるがベッドや居室などの限られた範囲でしか使用できない。また、我々は転倒時の加速度波形を記録し、転倒の防止に役立つ機器を開発してきた[3]。さらに加速度センサや傾斜センサなどを用いて身体の姿勢情報を計測することで、転倒の有無を検出する研究も行われている[4,5]。しかし、これらの機器は、転倒後に転倒の発生を外部等に知らせる物であり転倒の外傷などを防ぐことは困難である。転倒の外傷を防止する物としては、ヒッププロテクターが市販され効果をあげている[6]。しかしパッドがずれないようにきつく装着する必要があるため、装着に煩わしさがある。このため、継続的に装着するにはこれらの問題点を解決する必要がある。

開発を行っている転倒エアバッグは、転倒が発生した場合に転倒の予兆を検出し、転倒の衝撃が発生する前にエアバッグを動作させることで、外傷を防止することを目的としている。昨年度までの研究[7]では、加速度センサの出力より自由落下時に発生する $\pm 3 \text{ m/s}^2$ 以下の加速度信号をトリガとすることで、転倒による衝撃発生時の100~200ms前に転倒の状態を検出可能であることが明らかとなった。今年度は転倒と日常行動中の動作を加速度センサにより計測し、転倒検出精度の検討と、各動作でどれだけの誤検出が発生するか、また誤検出をキャンセルするにはどのようなアルゴリズムを用いるべきかの検討を行った。

2. 模擬転倒と日常行動の計測

模擬転倒と日常動作の加速度波形を測定し転倒の検出精度と検出時間、誤動作の割合の検討を行った。

2.1 実験

健康成人16名(年齢 22.1 ± 5.4 歳, 体重 55.5 ± 6.0 kg, 身長 166.8 ± 5.6 cm)を対象に模擬転倒の実験を行った。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。実験の際には模擬転倒による傷害を防止するため、マットレス上に自ら倒れるように依頼した。転倒は直立の状態から前方、後方、側方に倒れる動作をそれぞれ各3回行った。日常行動の動作は、お辞儀、椅子の着席と立席、10秒間ジャンプ、着座姿勢から後方の倒れ込みの動作を各3回行った。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。計測は16Bit A/Dコンバータ(CB-68LP, NATIONAL INSTRUMENTS)を用い、サンプリング速度1kHzで計測を行った。センサは、被験者の腰部に専用のベルトを用いて装着した。測定した結果より3軸の加速度がすべて $\pm 3 \text{ m/s}^2$ 以下になる場合を自由落下であると判定し、転倒の検出精度を検討した。

2.2 結果

前方に転倒した場合の加速度波形の例をFig.1に示す。転倒前は被験者が直立しているため、上下方向に 9.8 m/s^2 の加速度が発生している。計測開始1秒後から身体の傾きにより、上下方向の加速度が減少しており、計測開始から約2s後に転倒による衝撃加速度が生じている。さらに、転倒の直前には3軸の出力が 0 m/s^2 付近になる自由落下の波形が発生している。転倒後には身体が前方に倒れているため前後方向の出力が発生している。側方、後方に転倒した場合も転倒方向に応じて前後方向と左右方向に同様の波形が出力された。16名の被験者に前方、側方、後方の各3回の、計144回の模擬転倒を行った。転倒波形を解析した結果、144回すべての転倒波形において3軸の加速度波形が $\pm 3 \text{ m/s}^2$ 以下になる点が生じていた。またその点は転倒による衝撃発生時刻より最大で378ms最小で111ms前に発生しており、平均は 203 ± 51 msであった。また、転倒方向により検出時間の大きな違いはなかった。

同様に、お辞儀、着席と立席、ジャンプ、着座姿勢での倒れ込み動作の加速度波形より、転倒時と同様の波形が発生す

るかの解析を行った。解析の結果、お辞儀と椅子の着席立席時には自由落下を示す波形は検出されなかった。一方、10秒間のジャンプと、着座姿勢から後方の倒れ込みは自由落下の波形が検出された。

自由落下が検出された日常行動の加速度波形の例をFig.2に示す。(a)が10秒間ジャンプ、(b)が着座姿勢から後方の倒れ込みの波形である。10秒間ジャンプはジャンプの上下動により加速度の出力も変化している。また、ジャンプにより空中に浮いている時間帯は3軸すべての出力が0 m/s²付近になっており自由落下と判定した。ジャンプはのべ48回の測定すべての波形で自由落下の波形が検出された。着座姿勢から後方の倒れ込みは、身体の傾きに応じて加速度が変化しており、自由落下と判定した時刻には衝撃加速度が生じている。自由落下の波形はのべ48回の測定結果の13%で検出された。

2.3 考察

日常行動の計測結果より、3軸の加速度波形が±3 m/s²以下になる点を解析した結果、ジャンプではすべての計測で自由落下の波形が生じていた。また着座姿勢から後方の倒れ込みの場合には13%のデータで自由落下の波形が生じていた。

ジャンプにより自由落下の波形が発生しているが、身体が地面から離れ放物運動をしているためであると考えられる。この波形は走った場合など、足が地面から離れる際には必ず生じると考えられる。従って、このような場合は転倒として判定しないようにする必要がある。身体の一部が地面から離れる場合を考えると、重力と反対方向に重力加速度以上の加速度が生じる必要があるため、加速度センサで計測した場合には、重力加速度の2倍以上の加速度が生じる。これより、上下方向の加速度が20 m/s²以上の場合に、その後生じる自由落下の信号をキャンセルすることとした。この結果、ジャンプの波形で自由落下を検出する割合が100%から22%に減少した。また、転倒時には事前に20 m/s²以上の波形が発生することはないので、転倒検出精度に影響を与えることはない。着座姿勢から後方の倒れ込みは高齢者が畳の上に着座した状態から、後ろに倒れ込んだ場合を想定している。このため、エアバッグは動作しないことが望まれるが、自由落下の波形を検出した。この波形は、センサのずれや、衣服と接触した際の振動により発生すると考えられるため、装着方法や装着部位を検討する必要がある。さらに今後は、ジャイロセンサなどと組み合わせることで、日常行動中の誤検出をさらに減少させる方法を検討する必要があると考えられる。

3. まとめ

転倒と日常行動中の動作を加速度センサにより計測し、転倒検出精度の検討と、各動作でどれだけの誤検出が発生するか、また誤検出をキャンセルするにはどのようなアルゴリズムを用いるべきかの検討を行った。検討の結果、従来の検出方法ではジャンプと着座姿勢からの倒れ込みの際に誤検出が発生したが、上下方向の加速度が20 m/s²以上の場合に、その後生じる自由落下の信号をキャンセルすることで、誤検出を減少できた。今後は、センサの装着方法の検討やジャイロセンサなどを組み合わせることなどでさらに誤検出を減少できると考えられる。

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16年度セコム科学技術振興財団の補助によった。

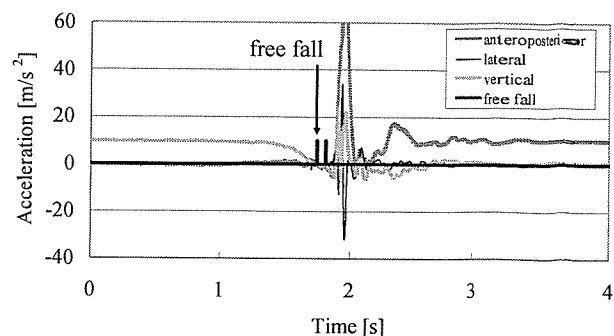
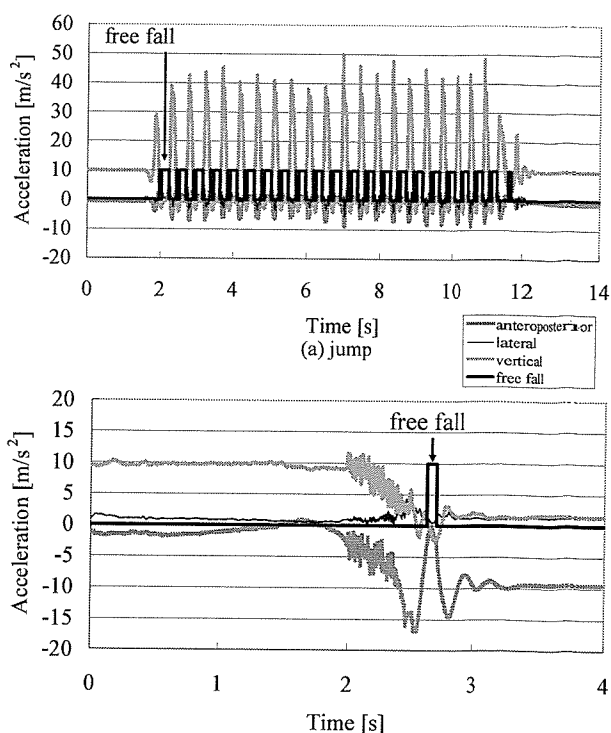


Fig.1 Acceleration waveform in a mimicking fall



(b) the activity which falls backward from the sitting position

Fig.2 Acceleration waveform of a daily activities

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>
- [2] 吉村拓巳, 田村俊世: 徘徊・転倒防止機器. Geriatric Medicine, **42**(1), 93-99, 2004.
- [3] 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.
- [4] J. Y. HWANG, Y. W. JANG, H. C. KIM: 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.
- [5] A. DIAZ, M. PRADO, L. M. ROA, J. REINA-TOSINA, G. SANCHEZ: 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.
- [6] 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.
- [7] 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, 第20回生体・生理工学シンポジウム論文集, pp217-218, 2005.