

表 1 被験者の身体的特徴と動揺開始時間

被験者 #	足関節 [ms]	膝関節 [ms]	腰背部 [ms]	ステップした最小 加速値 [m/s <sup>2</sup> ]
1	29.4	53.9	172.6	2.41
2	25.3	44.8	115.9	3.70
3	28.7	48.8	107.7	3.55
4	26.0	56.2	157.0	3.13
5	29.5	59.1	161.1	3.45
6	27.0	56.6	126.3	3.24
7	26.9	59.7	154.6	2.72
8	22.0	57.6	125.2	1.83
9	24.5	54.9	127.4	2.33
10	25.0	51.1	110.7	2.79
平均値	26.4	54.3	135.9	2.92
標準偏差	2.4	4.8	23.3	0.60
変動係数 [%]	9.0	8.8	17.2	—

### 研究背景

高齢者の増加→超高齢社会  
 生活の質(QOL)の維持・向上が課題

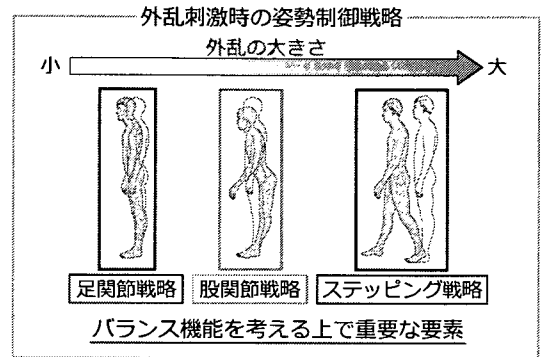
高齢者・・・身体のバランス機能が低下  
 転倒の危険性が増大

- ・大腿骨頸部骨折などの大きなケガ
- ・転倒への恐怖
- ・寝たきり
- ・日常生活動作(ADL)の能力低下

転倒の予防が重要

### 研究背景

高齢者の転倒原因・・・50%以上が滑りや躓きといった外乱  
 →外乱に対する身体の姿勢応答の計測・評価が必要



### 研究背景

高齢者の転倒原因・・・50%以上が滑りや躓きといった外乱  
 →外乱に対する身体の姿勢応答の計測・評価が必要

- ・ステッピング戦略に関する動作分析研究が少ない
- ・動的なバランス評価に有用な指標は確立していない

将来臨床で用いるためには、簡便な計測法が必要

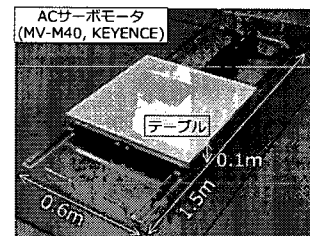
角速度: バランス障害のある患者のスクリーニングに有用  
"Balance Control Analysis as a Method for Screening and Identifying Balance Deficits", 2001, Allum et al.  
 →姿勢応答の計測にも角速度が有用ではないか

#### 研究目的

外乱時の姿勢応答の計測において角速度センサを用いた計測手法を提案し、本手法にて外乱時の姿勢動揺を計測するとともに、動的バランス機能の評価に対する検討を行う

### 水平外乱刺激発生装置

外乱: 支持基底面の後方への水平移動



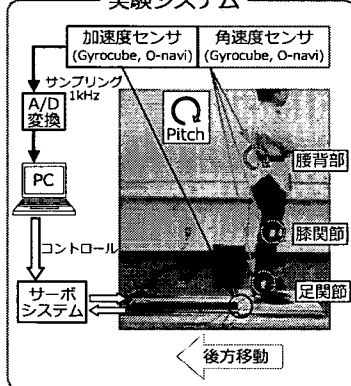
装置の外観

滑らか、再現性のある水平駆動が可能

- ・最大加速度:  $5\text{m/s}^2$
- ・最大速度:  $0.5\text{m/s}$
- ・テーブル駆動範囲:  $\pm 0.40\text{m}$ (端では $0.8\text{m}$ )

### 実験方法

#### 実験システム



#### 被験者

健康成人10名(男7名, 女3名)  
 年齢 $21.3 \pm 1.6$ 歳  
 身長 $169.2 \pm 6.9\text{cm}$   
 体重 $58.8 \pm 5.4\text{kg}$   
 ※当該倫理委員会の承認を得た後、全ての被験者から書面によりインフォームドコンセントを得て実施

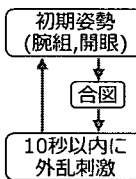
- ・腕組み
- ・開眼

#### 計測項目

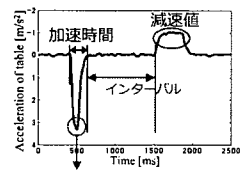
- ・テーブルの加速度
- ・腰背部・膝関節・足関節のPitch方向の角速度

### 実験方法

#### 実験プロトコル



外乱の大きさ = 加速度の大きさ  
 ランダム, 計20試行

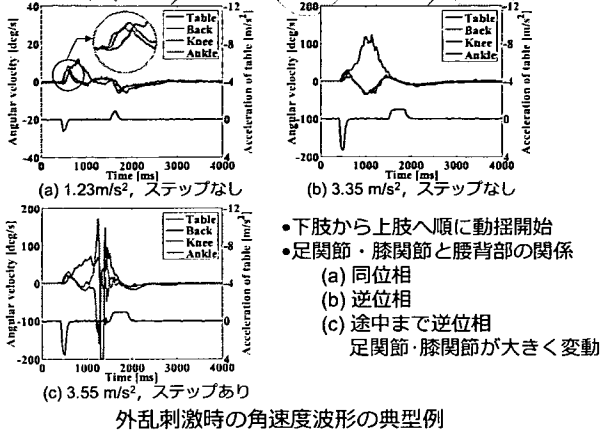


加速時の加速度: 加速値  
 外乱刺激の加速度波形  
 加速値:  $0.6 \sim 4.4\text{m/s}^2$ の20段階  
 加速時間:  $100\text{ms}$   
 インターバル:  $1000\text{ms}$   
 減速値:  $1.0\text{m/s}^2$

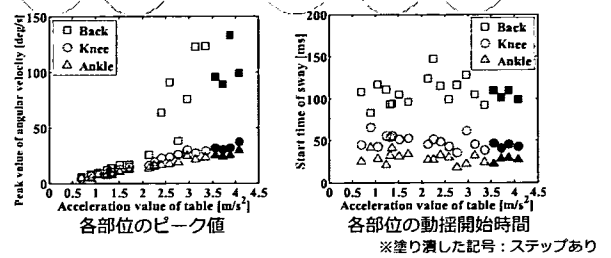
#### 解析項目

- ・各部位の角速度ピーク値
- ・加速開始時間を基準とした各部位の動揺開始時間

実験結果



解析結果



項目	足関節・膝関節	腰背部
ピーク値	単調に増加	ある大きさ以上の加速値で急激に増加
動揺開始時間	値: 一定 ばらつき: 小	値: 一定 ばらつき: 大

考察

- 足関節・膝関節と腰背部の姿勢動揺の比較
  - (同位相.....足関節戦略)
  - (逆位相.....股関節戦略)
  - (逆位相の崩れ...ステッピング戦略)
- 角速度ピーク値
  - 腰背部...足関節戦略から股関節戦略への移行
  - ↓
  - Pitch方向の角速度で各姿勢制御戦略を確認
  - 角速度センサでの姿勢動揺の計測が可能
- 外乱刺激に対する腰背部の変動やばらつきが大きい
  - 腰の動揺が外乱刺激に対する姿勢調節に影響

まとめ

- 外乱刺激に対する姿勢動揺の簡便な計測法として角速度センサを用いた計測法を提案
- 角速度センサで外乱刺激に対する姿勢動揺の計測が可能
- 外乱刺激時の腰の動揺が姿勢調節に影響

今後の展望

- 角速度センサを用いた動的なバランス評価指標の検討
  - バランス機能という観点からの解析・検討
- 実験プロトコル
  - ランダム: 1つ前の試行が次の試行に影響
  - 順次増大: より正確な姿勢制御戦略の移行期の検討
- 足圧分布測定システム(F-SCAN)との統合的な評価
  - 項目: 足圧分布、足底接地面積



バランスの善し悪しを判断する評価指標の提案  
 実際の高齢者のバランス機能の改善に貢献

## バランス機能維持のための訓練システムの開発

分担研究者 関根正樹 千葉大学大学院工学研究科・助教

**研究要旨** 本研究では足底への体性感覚刺激を利用した高齢者の転倒防止装置の開発を目的とし、昨年度の研究成果として小型の振動モータとタクトスイッチで構成されるインソール型足底振動刺激装置を開発した。本年度は、より効果的に振動刺激の効果を得るために、姿勢調節に対する足底振動刺激のパラメータについて検討した。具体的には、振動のパターンを変更できる振動刺激装置を開発し、足圧中心の軌跡を用いて足底振動刺激を加えた際の姿勢調整について評価、検討を行った。振動刺激装置の刺激箇所、振動強度、周波数を変更した結果、刺激箇所に関しては従来の報告と同様に刺激箇所と反対の方向に足圧中心が移動することが確認された。また、強度に関しては今回の実験では足圧中心に与える影響は少なかった。さらに、周波数に関しては周波数の高さにより足圧中心軌跡の変動に差が確認され、適切な刺激箇所と周波数を選択することで姿勢を効果的に制御できると示唆された。

### A. 研究目的

転倒を防止するためにはバランス機能の維持が重要である。バランス機能への影響を与えるには、筋骨格系、神経筋協同収縮系などの運動面や、視覚系、前庭迷路系、体性感覚系などの感覚面への刺激を行うことが必要である。これまでの研究では、バランス機能の低下防止に対して運動面への刺激が注目されており、多くの報告がなされている。これは筋力の増強や神経と筋との協同を効率化するというものである。筋骨格系に対する刺激として、高齢者に筋力トレーニングを行い、筋肥大をとともなう筋力増強効果が認められたという報告がなされている[1]。また、筋力トレーニングでは負荷が大きいため、軽負荷のマシントレーニングを行うパワーリハビリテーションについても注目されている。さらに近年では、他動的運動にも注目が集まっている。他動的運動は、筋力トレーニングのような苦しい訓練を自ら行う必要が無く、運動意欲が高く

ない高齢者に対しても効果が期待できるとしている。しかしながら、運動面に対する刺激入力というのは、トレーニング機器のある場所に行き、運動を行うという側面が必ず発生するものであり、高齢者にとってはモチベーションの維持や実際に訪れることなどが難しい場合などが考えられる。

一方、近年、感覚面の中でも体性感覚に着目し、体性感覚への刺激に対する姿勢調整に関して幾つかの報告がなされている。体性感覚とは皮膚感覚と深部感覚を合わせたものである。皮膚感覚には触覚、圧覚、温覚、冷覚、痛覚がある。また、深部感覚は閉眼でも関節や手足の動きを認識できるといった運動感覚と筋肉痛や腱、関節、骨膜などの痛みを感じる深部痛を合わせたものである。具体的には、足底部を冷却したり、麻痺させることによって感覚情報を奪い、静止立位時の重心動揺が大きくなるといった姿勢調整への影響が確認されている[2]。また、足底と下腿筋を冷却した際の静止立位時の姿勢調

整への影響の比較を行った結果、足底感覚の機能低下の方が重心動揺に影響を与えるという報告もある[3]。こうしたことから、感覚面の中でも足底部の感覚情報が立位調整能に重要な役割を果たしているということが理解できる。

この立位姿勢調整に重要な役割を果たす足底の体性感覚に着目し、足底へ体性感覚を刺激するための振動刺激入力を行うといった研究がなされている。静止立位時に振動刺激を与えることで、与えた部位にともなって身体重心の移動が起こる[4]というものや、振動刺激にノイズを加えて刺激を与えることで重心動揺が小さくなる[5]といった報告がなされている。このように足底の皮膚感覚情報のみを選択して変化させることで、姿勢調整、つまりバランス機能を容易に変化させることが可能であると考えられる。

そこで、本研究では足底への体性感覚刺激を利用した高齢者の転倒防止装置の開発を目的としている。昨年度の研究成果として、小型の振動モータ（FM34F、東京パーツ工業）とタクトスイッチ（SKQGAD、ALPS）で構成されるインソール型の足底振動刺激装置を試作した。さらに、歩行中に振動刺激を加えることで体幹の動揺が減少することを示し、刺激がバランス機能の改善に貢献すると考えられた。しかしながら、有意差が見られた解析項目に関して、得られた結果の大きさに被験者ごとのばらつきが確認された。したがって、より効果的に影響を与えるためには、最適な振動刺激を知る必要があると考え、本年度は姿勢調整に対する足底振動刺激のパラメータに関して検討を行うことを目的とした。具体的には、振動のパターンを変更できる振動刺激装置を試作し、足圧中心の軌跡を用いて足底振動刺激を加えた際の姿勢調整について評価、検討を行った。

## B. 研究方法

### 1. 静止立位用足底振動刺激装置

本研究では、足底への振動刺激のパターンを変更

可能な静止立位用足底振動刺激装置を試作した。振動刺激装置はファンクションジェネレータ（HP 33120A Hewlett-Packard Company）、電力増幅器（AME100、ミットヨ株式会社）、振動発生器（MEE45、ミットヨ株式会社）で構成した（図1）。本装置は、ファンクションジェネレータによって振動パターンを変化させることが可能であり、電力増幅器で振動の刺激強度を調整することが可能である。足底への刺激は振動発生器にφ8mmのアルミ棒を接続し部分的に加えた。

### 2. 実験方法

実験装置の構成を図2に示す。振動刺激を加えた際の姿勢調整を評価するために、タクトイルセンサを使用した足圧分布測定システム（F-スキャンモバイル、ニッタ株式会社）を用いて足圧中心軌跡をサンプリング周波数 200Hz で計測した。計測は、足底振動刺激装置の上で静止立位を数秒維持した後、足底に3秒間の振動を加えた。振動が終了後、さらに数秒間の静止立位を維持し計測を終了した。計測条件は、視覚系と前庭系への刺激入力をカットし体性感覚系のみへの刺激となるように、裸足、閉眼、ホワイトノイズを聞きながらとした。また、手は体の側方に添えて直立とした。

実験は、まず姿勢調整に最も影響を及ぼす振動パラメータ同定のために、顕著な疾患を認めない健常成人の男性1名（年齢24歳、身長174cm、体重57kg）を対象として刺激箇所、振動強度、周波数をそれぞれ変更した振動刺激を与えた。刺激箇所は昨年度試作したインソール型の足底刺激装置と同じ、踵、第一、第五中足骨頭を選択した。振動強度は、インソール型足底刺激装置と同じ強度となる $17.6\text{m/s}^2(1.8\text{g})$ 、およびその2倍となる $35.2\text{m/s}^2(3.6\text{g})$ とした。周波数に関してはインソール型足底刺激装置とほぼ同じ200Hz、および100Hz、20Hzとした。

次に、振動パラメータ同定の結果を踏まえ、最も振動効果が大きいと考えられるパラメータについ

て検討を行った。被験者は疾患を認めない健常成人の男性4名、女性1名の計5人(年齢 $24.6 \pm 3.1$ 歳、身長 $174.1 \pm 12.8$ cm、体重 $63.4 \pm 14.0$ kg)とした。

### 3. 解析方法

静止立位時の重心動揺は、約0.5Hz以下に主成分を持ち、0.1Hzに近い低周波帯域に最大パワーが存在することが明らかになっている[6]。そこで、計測した足圧中心軌跡の直流成分と高周波成分をカットするため、0.05-3Hzのバターワースフィルタを適用した。足圧中心軌跡は前後、左右方向の軌跡に関するデータを有するため、左右両足の各足圧中心軌跡について、振動刺激前1s、刺激期間3sの平均を取り、平均足圧中心軌跡を算出した。さらに、得られたデータに関して、刺激なしの状態から刺激ありの状態にかけての変化について評価するためにそれらの差を取り、各試行の平均を求めた。

(倫理面への配慮)

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。また実験で得られた被験者の情報は個人が特定されないよう配慮をし、個人名で管理をしないこととした。

### C. 研究結果

刺激箇所を変更とした際の計測結果の典型例を図3に示す。図の軸はそれぞれ、前後方向は+が後方への移動、-が前方への移動を示し、左右方向は-が左方への移動、+が右方への移動を示す。また、線で覆われた範囲が3sの刺激期間である。

計測結果をそれぞれ観察すると、刺激箇所を変更した場合には、その場所によって足圧中心の移動方向の変化が観察された。足底の前部である第一、第五中足骨頭を刺激した際には足圧中心は後方に移動し、後部の踵を刺激した際には足圧中心は前方に移動していた。また、左足に刺激が与えられた場合には右方に、右足に刺激が与えられた場合には左方に足圧中心が移動していた。

次に、昨年度のインソール型足底振動刺激装置において振動刺激効果が確認された左右方向に着目し、刺激前1sと刺激期間3sの刺激足左右方向の平均足圧中心変位を求め、その差を算出した。振動強度、周波数に関する結果をそれぞれ図4、図5に示す。振動強度においては、1.8gと3.6gでは差を確認することができなかった。一方、周波数においては20、100、200Hz全てに右方(+方向)に足圧中心が移動するという同様の傾向が確認された。さらに、周波数を変更することによって平均足圧中心の差に大きな変化が示された。そこで、変化が顕著に現れた振動周波数に着目し、他の被験者においても同様の結果が得られるかどうかの検討を行った。その結果、全ての被験者において、刺激箇所を第五中足骨頭とした際に刺激前1sと刺激期間3sの刺激足左右方向の平均足圧中心変位の差が+となり、振動刺激によって右方に足圧中心が移動しているということが確認された(図6)。

### D. 考察

本実験では、振動パラメータに刺激箇所、振動強度、周波数を設定し、これらを変更し、その姿勢調整への影響を観察した。刺激強度を変更した場合においては、刺激が与えられた箇所とは反対の方向に足圧中心が移動していることが軌跡から確認され、従来報告されてきた、振動刺激が与えられた足底の箇所と反対の方向に体が傾くという結果[7]と同じ結果が得られた。振動強度を変更した場合においては、振動強度の大きさによる影響は確認されなかった。周波数を変更した場合においては、20、100、200Hzの各周波数による姿勢調整反応で全ての周波数で右側に足圧中心が移動するという結果が得られ、さらにその大きさが異なるという結果を得た。

皮膚の無毛部には、パチニ小体、マイスナー小体、毛包受容体、ルフィニ終末、メルケル細胞といった受容器が存在する。この中で、振動に反応する受容器はパチニ小体及びマイスナー小体であり、パチニ小体は数10-数100Hzの振動に対応し、200Hz前後

で最も感度が高くなる。また、マイスナー小体は40Hz以下の粗振動に対応している[9]。昨年度作成したインソール型足底振動刺激装置では、パチニ小体に着目し、感度が最も高くなる200Hz付近の振動を選択した。しかし、今回の結果から振動刺激で姿勢を制御するためには粗振動に対応するマイスナー小体が効果的であることが明らかとなり、インソール型足底振動刺激装置の改善点が明確になった。今後は、足底への振動刺激において姿勢調整への影響を与えるパラメータとして刺激箇所と周波数に着目した装置に改良し、歩行中の転倒防止装置として有用性を確認する必要がある。

## E. 結論

本研究では、静止立位用振動刺激装置を試作し、静止立位時の足圧中心軌跡から姿勢調整に影響を与える振動パラメータの同定を行った。振動パラメータには刺激箇所、振動強度、周波数を設定し健常成人に対して実験を行ったところ、刺激箇所に関しては従来の報告と同様、刺激箇所と反対の方向に足圧中心が移動した。振動強度に関しては、強度の大小による足圧中心の変化は確認されず、あまり影響を与えていないと考えられた。周波数に関しては、周波数の高さにより足圧中心軌跡の変動に差が確認された。以上の結果から、刺激箇所と周波数は姿勢調整に大きな影響を与える振動パラメータといえ、適切な刺激箇所と周波数を選択することで姿勢を効果的に制御することができると考えられた。

## <参考文献>

- [1] Frontera WR, Meredith CN, O'Reilly KP, Knuttgen HG, Evans WJ., Strength conditioning in older men: skeletal muscle hypertrophy and improved function, *J Appl Physiol*, 64(3), 1038-44, 1988.
- [2] 浅井 仁, 奈良 勲, 立野勝彦, 藤原勝夫, 山下美津子, 極低温空気による足底冷却が安静時立位姿勢調節及び有効支持基底面の広さに及

ぼす影響, *理学療法学*, 18(1), pp. 19-25, 1991.

- [3] 崎田正博, 熊谷秋三, 河野一郎, 高杉紳一郎 3, 足底, 下腿筋個別冷却後の立位姿勢制御に関する研究—閉眼での静的, 動的立位姿勢制御の筋活動と重心総軌跡長比較—, *理学療法科学*, 21(4), pp341-347, 2006.
- [4] Kavounoudias A, Roll R, Roll JP, The plantar sole is a 'dynamometric map' for human balance control, *Neuroreport*, 9(14), 3247-3252, 1998.
- [5] Priplata AA, Niemi JB, Harry JD, Lipsitz LA, Collins JJ, Vibrating insoles and balance control in elderly people, *Lancet*, 362(9390), 1123-1124, 2003.
- [6] Njikiktijen C, de Rijke W, The recording of Romberg' test and its application in neurology, *Agressologie*, 13(Suppl C), 1-7, .1972.

## F. 研究発表

### 1. 論文発表

- なし

### 2. 学会発表

- 山本弘毅, 新地友和, 吉村拓巳, 関根正樹, 田村俊世. 足底刺激装置の開発とその高齢者の歩容への影響. 生体医工学シンポジウム 2007, CD-ROM, 2007.
- 新地友和, 福永誠司, 湯地忠彦, 東 祐二, 山本弘毅, 関根正樹, 吉村拓巳, 田村俊世. 立脚相での足底刺激が高齢者の歩行に与える影響. 第42回日本理学療法学会大会, 666, 2007

## G. 知的所有権の取得状況

### 1. 特許取得

- なし

### 2. 実用新案登録

- なし

### 3. その他

- なし

ファンクションジェネレータ

振動発生器

電力増幅器

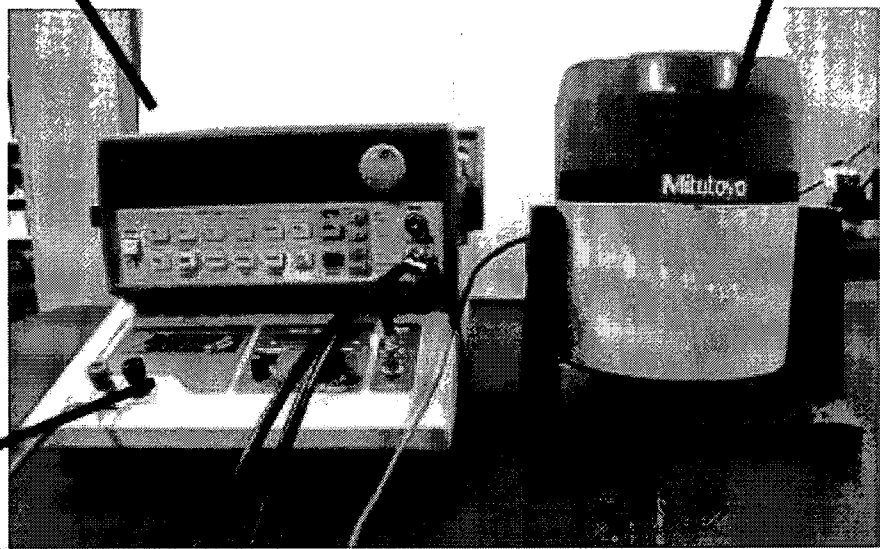


図1 静止立位用足底振動刺激装置



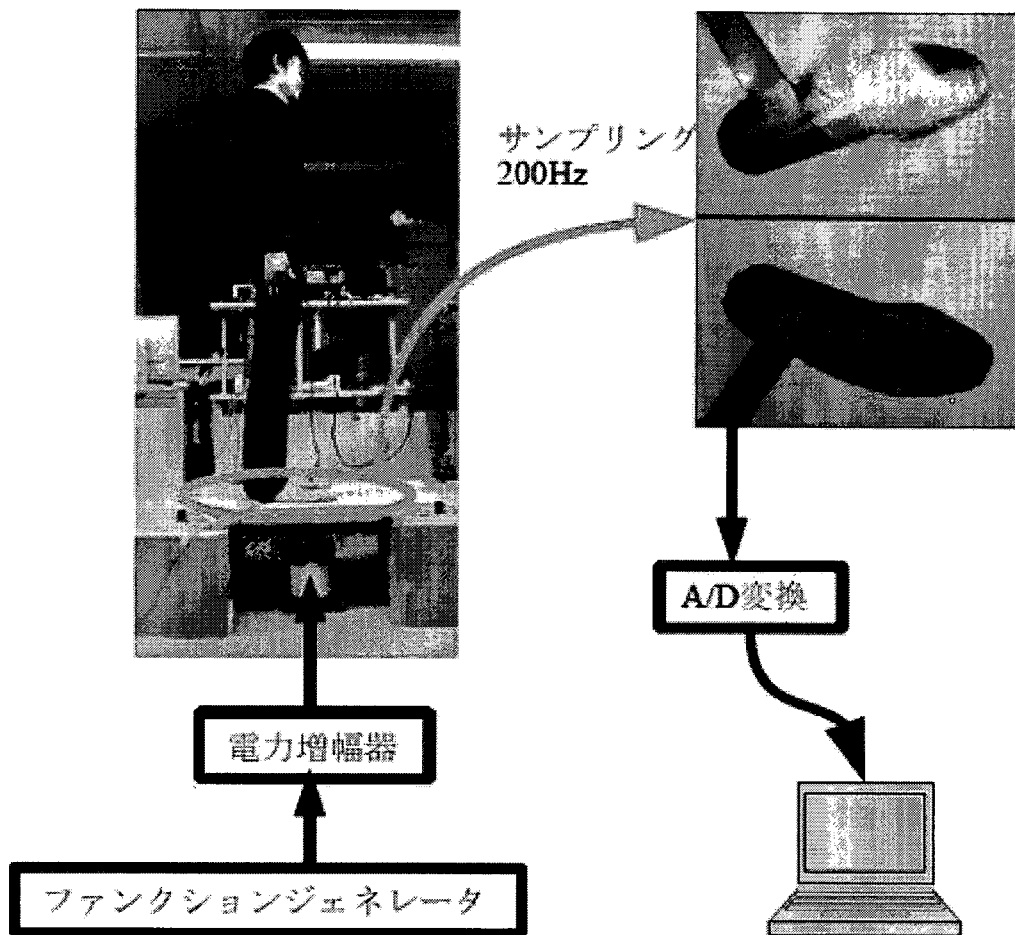


図2 実験装置の構成

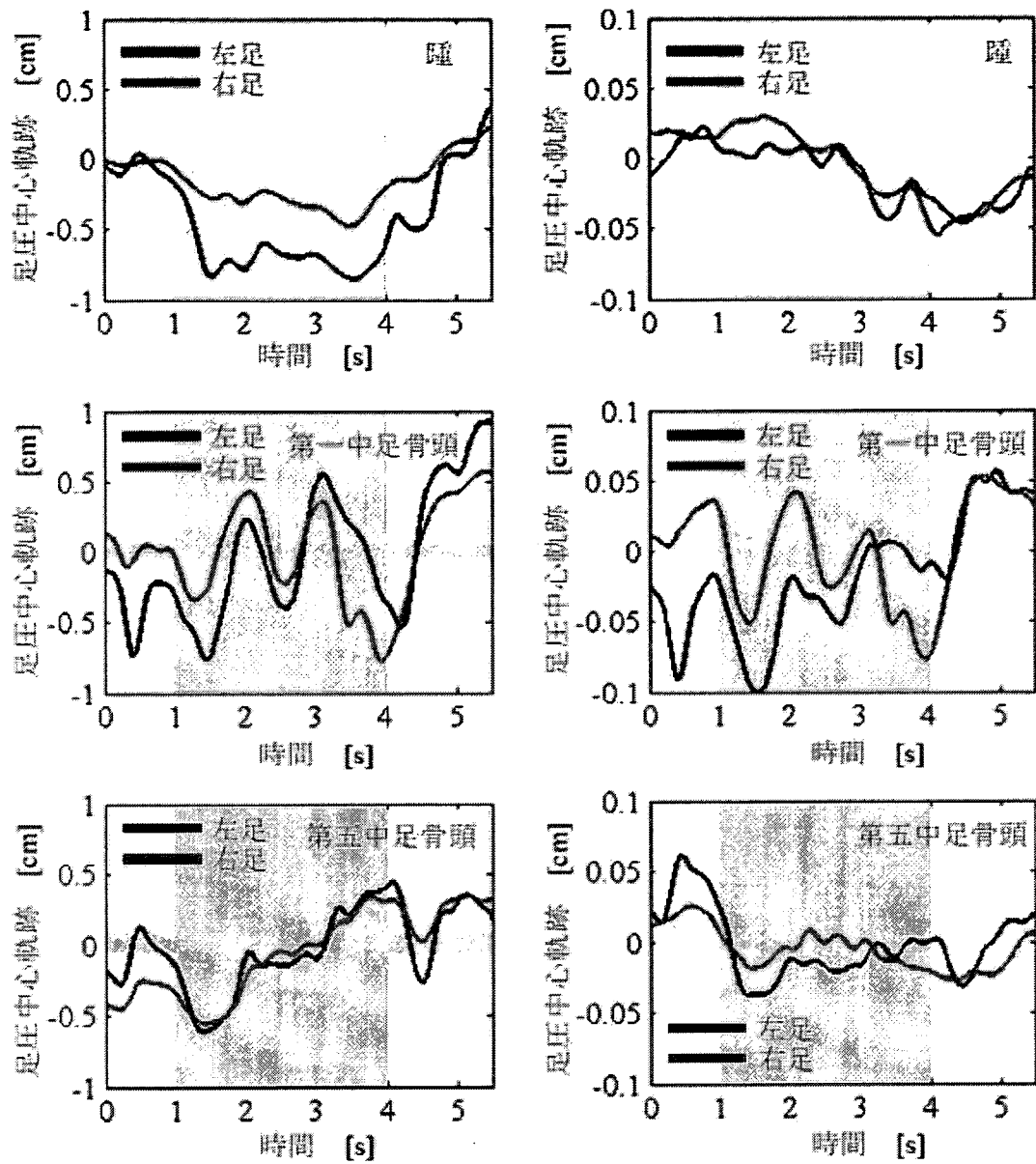


図3 右足各刺激箇所における足圧中心軌跡の典型例

左図：前後方向（+：後方向、-：前方向）

右図：左右方向（+：右方向、-：左方向）

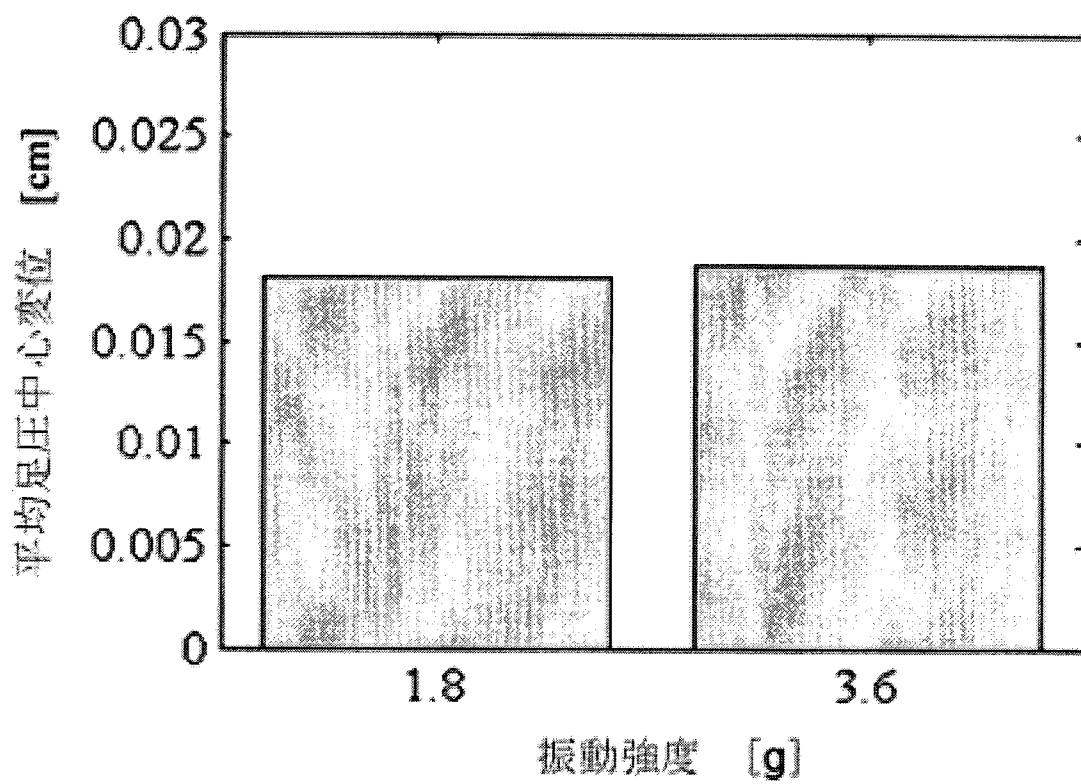


図4 各振動強度における左足左右方向の平均側圧中心変位

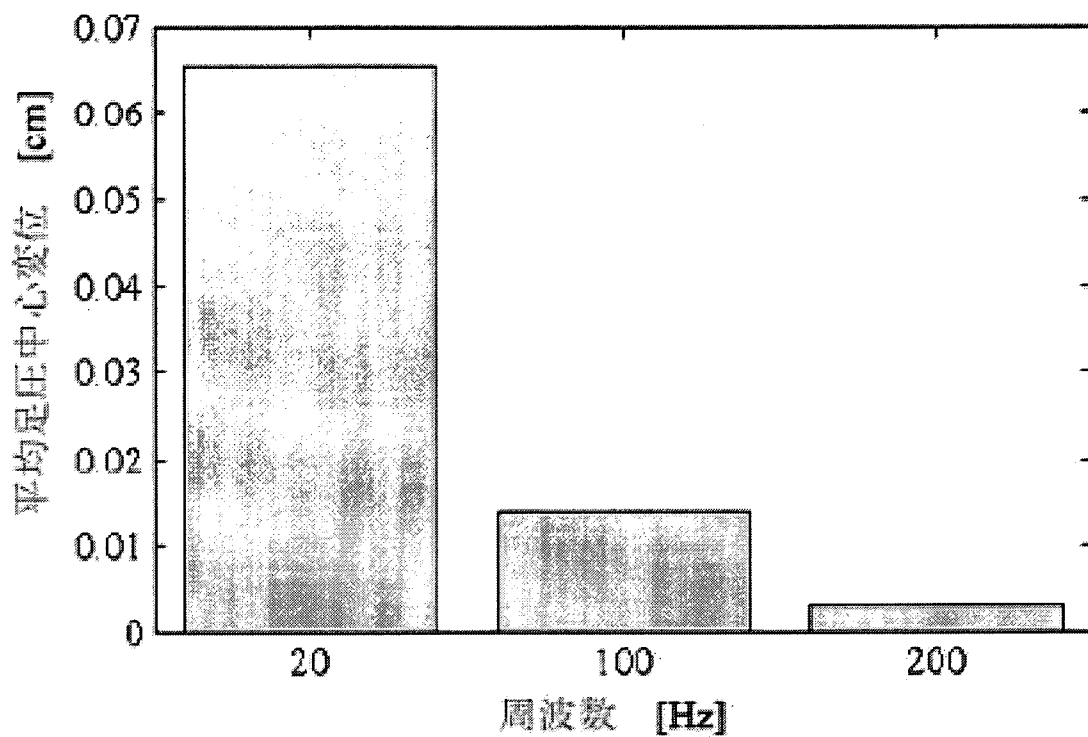


図5 各周波数における左足左右方向の平均側圧中心変位

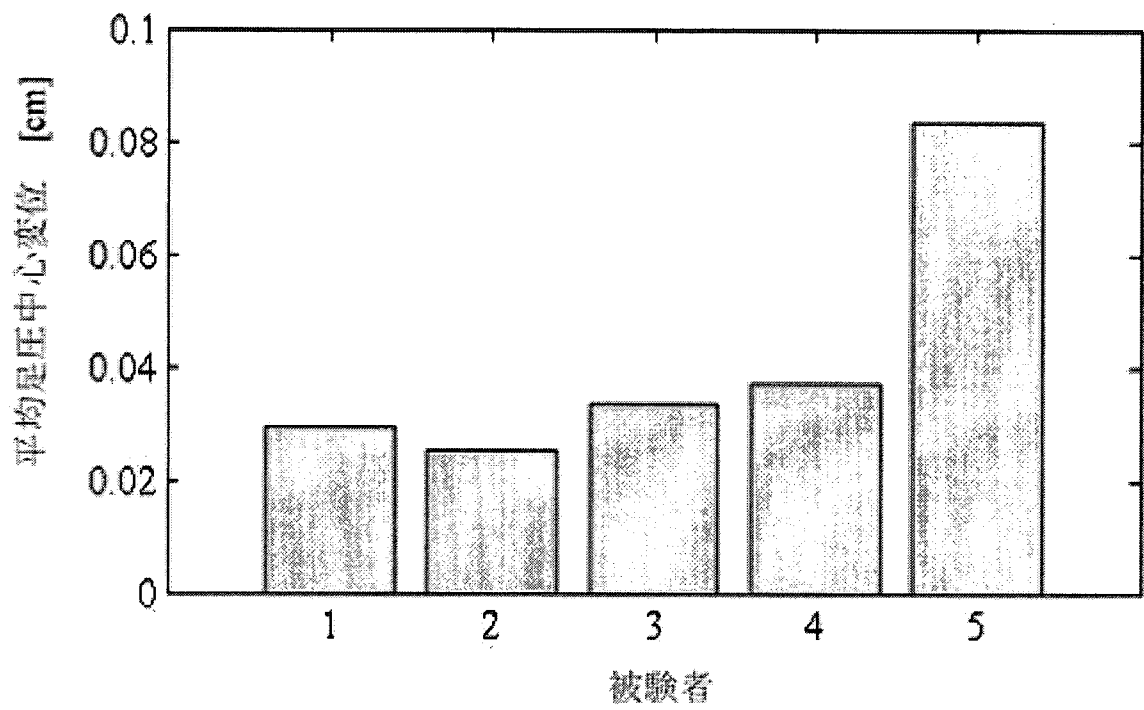


図6 周波数 20Hz における左足左右方向の平均側圧中心変位

はじめに

加齢に伴う身体機能低下: 歩行等で転倒の発生・危険性の増大



バランス機能の維持・改善

- 運動面…筋骨格系, 神経筋協同収縮系
- 感覚面…視覚系, 前庭迷路, 体性感覚系

足底への振動刺激…静止立位で姿勢調整能への影響

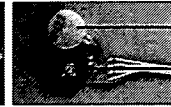
"The plantar sole is a dynamometric map for human balance control." Neuroreport 9:3247-3252 (1998)

動的バランスに対しても影響を与えると仮定  
足底刺激装置を試作しその効果を検証する

昨年度試作したインソール型足底振動刺激装置

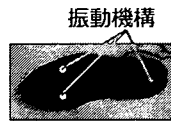
振動機構

フレキシブル基板上に回路を作成、素子を実装



振動モータ(FM34F, 東京パーツ工業)  
タクトスイッチ (SKQGAD, ALPS)

インソール型足底振動刺激装置



振動機構をスポンジに組み込み  
インソール型の足底刺激装置とした  
刺激箇所: 踵骨, 第一, 第五中足骨頭付近  
刺激タイミング: 立脚期

装置仕様

駆動電圧[V]	動作電圧[V]	振動数[Hz]	振動量[m/s <sup>2</sup> (g)]	コントロールボックス重量[g]	連続駆動時間
9.0	2.5	217	17.6(1.8)	140	約4時間

本年度の研究目的

昨年度の研究成果

歩行における足底刺激の高齢者に対する影響

- 歩行時に動作効率の低下なし
- 側方への重心の移動を抑制
- 立位バランス機能の改善

振動刺激によって姿勢のコントロールが可能

課題: 被験者ごとに効果の大きさがばらつきく

本年度の研究目的

姿勢調整に影響を及ぼす振動刺激の  
パラメータについて静止立位において検討

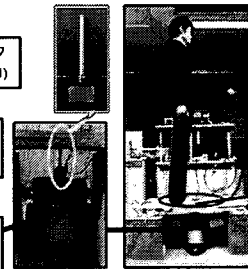
実験装置

測定方法

ファンクションジェネレータ  
(HP 33120A Hewlett-Packard)

電力増幅器  
(AME100 ミットヨ株式会社)

振動発生器  
(MEE45 ミットヨ株式会社)



タクトイルセンサ  
(F-スキャンモバイル NITTA)

サンプリング200Hz

刺激箇所: 踵骨, 第一, 第五中足骨頭付近

実験条件

裸足, 閉眼, ホワイトノイズを聞き実験, 刺激時間3秒

刺激のパラメータ

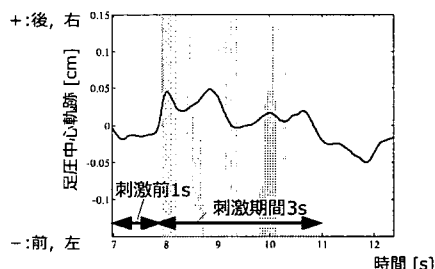
刺激箇所, 振動強度, 振動周波数

解析方法

- 足圧中心軌跡パターン: 前後方向, 左右方向

- 平均足圧中心変位:

刺激期間の平均足圧中心 - 刺激前の平均足圧中心



パラメータ同定実験

刺激箇所, 振動強度, 振動周波数について検討

被験者: 健康成人の男性1名 (年齢24歳, 身長174cm, 体重57kg)

変更 パラメータ	刺激箇所	振動強度	振動周波数
	踵, 第一, 第五中足骨頭	1.8g, 3.6g	20, 100, 200Hz
固定 パラメータ	振動強度, 振動周波数	刺激箇所, 振動周波数	刺激箇所, 振動周波数
	1.8g, 200Hz	左足第五中足骨頭, 200Hz	左足第五中足骨頭, 1.8g
結果			
従来と同様		変化無し	姿勢調整に大きく影響

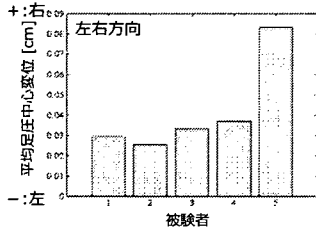
変化が顕著に現れた周波数に着目して検討

### 振動効果検討実験

周波数: 20Hz 振動量: 約 $17.6\text{m/s}^2 \times 5$ 回

被験者: 健康成人の男性4名, 女性1名の計5人  
(年齢 $24.6 \pm 3.1$ 歳, 身長 $174.1 \pm 12.8\text{cm}$ , 体重 $63.4 \pm 14.0\text{kg}$ )  
※倫理委員会の承認を受け, 全ての被験者から書面によりインフォームドコンセントを得て実施

刺激足(左足)の左右方向平均足圧中心変位を求める



全ての被験者で刺激により右方向に足圧中心が移動

### まとめ

振動強度, 刺激箇所, 振動周波数について検討

- 刺激箇所…従来報告における変化と同様
- 振動強度…変化無し
- 振動周波数…姿勢制御に大きく影響

複数の被験者において振動刺激の影響を確認



適切な刺激箇所、振動周波数を選択することで  
振動刺激による姿勢のコントロールは可能

### 今後の展望

#### これまでの知見

- 歩行時においても足底刺激は姿勢制御に影響を及ぼす
- 刺激箇所と刺激周波数を選択することで、効果的な姿勢制御が可能

#### 今後の課題

振動刺激のパラメータ、特に周波数を設定可能なインソール型足底刺激装置を試作し、歩行においてその有用性を検証する

## 骨折予防のための転倒衝撃吸収システムの開発

分担研究者 吉村拓巳 東京都立産業技術高等専門学校・准教授

**研究要旨** 本研究では、エアバッグにより容易に装着可能で、万が一転倒・転落が発生した場合に、外傷を軽減するシステムの開発を行っている。昨年度は加速度センサを用い、エアバッグの作動に必要な転倒検出方法の検討と、エアバッグを膨らませる機構の試作を行い、動作の検証を行った。加速度波形を用いた簡便なアルゴリズムにより、すべての模擬転倒において転倒の予兆を検出可能であったが、転倒以外の動作でも転倒と同様の波形が生じることがわかった。このような誤動作を防止するには日常行動中のどのような動作の場合に転倒と同じ波形が生じるのかを検討する必要があるが、これまで日常行動を長時間記録できる機器は開発されていない。今年度は転倒検出アルゴリズムの検討を行うために、日常行動の長時間記録をおこなう機器を開発した。

### A. 研究目的

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と考えられる。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。厚生労働省の調査によると「ねたきり」の原因として転倒は脳卒中に次いで多いとされている[1]。また、その他の研究[2][3]においても、脳卒中に次いで転倒とそれに伴う骨折などの外傷が主要な「ねたきり」原因の一つであるとの報告されている。このことより、転倒時に発生する骨折などの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。われわれはこれまで、高齢者の転倒時の外傷を防止する目的で、転倒エアバッグの開発を行ってきた[4]。転倒エアバッグは転倒時に大腿部や頭部を保護するエアバッグをふくらませ、衝撃が直接加わらないようにすることで外傷を軽減するシステムである。昨年度までの研究により、3軸加速度センサを用い、自由落下を検出する

ことで、転倒の衝撃が発生する0.1~0.2秒前までに転倒を検出可能であることが明らかとなった。しかし、自由落下のみの情報では、転倒以外の日常行動でもエアバッグが誤動作する可能性がある。転倒エアバッグを実用化するには加速度の情報だけでなく角速度の情報を用いた誤動作を軽減するアルゴリズムを検討する必要があることがあきらかとなった[4]。誤動作防止のアルゴリズムを検討するには、まず誤動作を起こす行動を特定する必要がある。しかし、実験室で日常の行動を模擬して計測する実験などでは、限定された動きになるため、十分なデータを得ることが困難である。これらの問題を解決するには、対象となる被験者の日常行動中の加速度や角速度を長時間計測し、誤動作する波形が生じるか、また誤動作をキャンセルするにはどのようなアルゴリズムにするのが良いのかを検討するのが理想である。人間は一日のうちで様々な動作をするため、計測時間としては24時間以上計測可能であることが望まれる。

これまで、人間の加速度などの行動を計測する研



究がいくつか行われている。牧川らは、加速度センサを用い、メモリに波形を保存可能な装置を開発し、日常行動中の姿勢変化を計測している[5-6]。Fahrenberg ともピエゾセンサを用い被験者の姿勢と行動を計測している[7]。小河らも3軸加速度計を用いコンパクトフラッシュカードにデータを保存可能なデータロガーを開発している[8]。また、市販品も販売されており行動の計測などに応用されている[9]。しかしこれらの機器は一般に数時間程度の計測しか出来ず、行動を24時間以上計測することは困難であった。また、装置のサイズも高齢者が装着して日常生活を行うには負担となる大きさであった。また、われわれはこれまで無線を使用したテレメータ型加速度モニタリングシステム[10]を開発した。この装置は無線通信により3軸加速度のデータをリアルタイムにPCに転送する仕様となっており、重量が50g以下と非常に小型軽量である。しかしこの装置は電波の到達範囲が限られ、屋内のごく限られた範囲の計測しかできないため日常的に使用することは困難である。さらに、これまで述べた従来の機器は加速度の計測のみ可能である。加速度の場合、重力加速度を計測できれば身体の傾きや姿勢を推定することが可能である。しかし、転倒の検出では自由落下の状態を検出しているため、3軸加速度の出力は、ほぼ0m/s<sup>2</sup>となり、転倒中の姿勢情報を計測することは不可能である。転倒中の姿勢情報を計測するには角速度を用いる方法がある。近年、センサの小型化が進み小型軽量の角速度センサが開発され、デジタルカメラやビデオカメラの手ぶれ防止機構に応用されている。本研究では、これらのセンサを用い加速度と角速度を長時間計測可能な行動計測装置の開発を行った。

## B. 研究方法

### 1. 行動計測装置の開発

図1に装置のブロック図を図2に装置の外観を示す。装置は加速度センサ、角速度センサ、増幅部、CPU、メモ리카ードコネクタより構成されている。

加速度センサには3軸加速度計(MMA7260Q, Freescale Semiconductor, Inc.)を採用した。このセンサは重力加速度を計測可能である。またセンサ内に増幅回路を内蔵しているため、アナログ回路を少なくすることが可能で、小型軽量にすることが可能である。角速度センサは1軸超小型振動ジャイロセンサ(VX-3500CB, エプソントヨコム(株))1個と1軸圧電振動ジャイロ(ENC-03R, (株)ムラタ製作所)2個を用い、3軸方向の角速度を計測可能とした。2種類のセンサを用いた理由としては、VX-3500CBが素子パッケージに対して垂直方向周りの回転を検出可能であるのに対し、ENC-03Rが素子パッケージに対して平行方向の回転を検出するタイプであるため、3軸方向を検出するように並べた場合、素子の高さを抑え小型化が可能であるためである。CPUは16bitマイコン(H8-3048, Renesas Technology Corp.)を用いた。CPUにはA/D変換器、ROM、RAM、シリアルポート(SIO)、パラレルポート(PIO)等が内蔵されており、加速度波形と角速度波形を10[bit]でA/D変換する。変換速度はプログラムにより最高256[Hz]まで設定が可能である。データを保存するメモ리카ードには小型軽量のマルチメディアカード(MMC)を用いた。MMCは近年一般的に用いられているSDカードと同サイズで、フラッシュメモリであるため計測中に電源が切れてもデータを保存可能であるというメリットがある。また512MBの容量まで記録できるため、長時間のデータ保存が可能である。電源部にはリチウムイオン電池(T56KAB, 三洋ジーエスソフトエナジー(株))を用いた。電池は装置内に内蔵し、USBポートから充電可能とした。1回の充電で最大約2日間の連続計測が可能である。被験者に装着する場合、小型軽量で突起部がなく装着に違和感を与えない構造とすることが重要である。このためケースにはMX型丸型モバイルケース(MX2-6-5, (株)タカチ電機工業)を用いた、外形寸法は50×56×18mm、重量は電池、メモ리카ードを含め62gである。このため、装着の負担を軽減可能である。小型化と誤

操作を防止するためスイッチは装着せず、メモリカードを装着することで自動的に計測を開始する構成となっている。また初期設定をあらかじめメモリカードの書き込むことで、設定変更を容易に可能な設計とした。装置を被験者に装着して計測する場合、メモリカードが振動により脱落したり、誤って計測途中に引き抜かれる可能性がある。一般的な民生機器の場合データを書き込み中にカードが抜かれた場合にはデータが読み出せなくなるなど、不具合が生じる場合が多い。これは、書き込みの中断により、メモリのF A T領域の情報と実際の情報の不整合が起こることが原因である。被験者を対象にする場合、取得したデータが消えてしまうことは避けなければならない。このため、本装置ではあらかじめ記録領域を確保しておき、確保したデータ領域のはじめのブロックにデータの終端ブロックを書き込む方法を採用した。データを書き込む際には、1ブロックごとに書き込みを行い、最後に終端ブロックの情報を更新していく。計測中はF A T領域を書き換えないため、万が一、書き込み中に中断があってもカードが読みとり不能になることはない。また最終ブロックが更新できない場合でも、最終の1ブロック分のデータが無駄になるだけで、データは読み出すことが可能である。1ブロックは32サンプリング分のデータ量なので、128Hzでサンプリングをしている場合、約0.25秒分のデータである。

## 2. 動作実験

本装置の動作の検証を行うため、装置を用い平地歩行と階段の上り下りの波形を計測した。装置は専用のベルトを用い、体の重心に近い腰部に装着した。サンプリング周波数は32Hzに設定した。計測したデータは専用の読み出しソフトを用いCSV形式に変換し、PCに保存した。

(倫理面への配慮)

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、書面に同意を得て行った。また実験で得られた被験者の

情報は個人が特定されないよう配慮をし、個人名で管理をしないこととした。

## C. 研究結果

図3に歩行中の波形、図4に階段の上り下りの波形を示す。各図の(a)に加速度、(b)に角速度を示す。加速度の上下方向は下方向に加速度が生じた場合にプラスが表示される。前後方向は前方に傾斜した場合をマイナス、後方に傾斜した場合をプラスとした。さらに左右方向は右に傾斜した場合をマイナス、左に傾斜した場合をプラスとした。角速度はそれぞれの軸を回転軸とする角速度を示している。従って前後方向に体が回転した場合は、加速度の波形は前後軸が変化するが、角速度は左右軸に対して回転しているため左右方向の出力が生じる。計測で用いた加速度センサは重力加速度を計測可能である。このため、直立状態では上下方向に+9.8[m/s]の波形が生じている。また、歩行時には加速度の変化により加速度が生じている。一方角速度は体の前後方向の移動により波形が生じており、約50[deg/s]程度である。また階段の上り下りの加速度波形は階段下りの振幅が大きくなっている。また角速度も下りの際大きくっており、上りより下りの場合のほうが、身体の揺れが大きいことがわかる。

## D. 考察

これまで身体の加速度と角速度を同時計測可能な装置は存在しなかった。加速度だけでなく角速度を同時に計測することで身体の姿勢変化が詳細に把握可能である。転倒の検出を行う際には、加速度のみの情報だけでなく、角速度を用いることで身体の傾斜の速さを知ることができるため、誤動作を防止できると考えられる。たとえば、被験者がジャンプした場合、加速度の情報のみでは自由落下を検出してしまいが、角速度の情報は身体の回転がないため、転倒とは区別可能であると考えられる。また、転倒の方向も加速度を用いる場合に比べ詳細に把握可能であるため、転倒した方向のみにエアバッグ

を膨張させるなどの制御が可能となる。実際の転倒判別の閾値をどのようにすればよいかは、模擬転倒の波形を計測する必要がある。本装置は小型軽量であるため、被験者に負担をかけることなく長時間の加速度と角速度波形を計測可能である。今後は本装置を用い、日常行動を長時間計測することで、誤動作防止のアルゴリズムを検討する必要がある。

## E. 結論

本研究では、転倒検出アルゴリズムの誤動作防止の検討を行うため、日常行動を長時間計測可能な装置を開発した。装置の動作実験を行った結果、加速度と角速度を同時計測することで身体の動きを詳細に把握可能であることが明らかとなった。

### <参考文献>

- [1] 厚生省監修:平成12年度版厚生白書, (株)ぎょうせい, pp74, 2000.
- [2] 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.
- [3] 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.
- [4] 吉村拓巳, 関根正樹, 田村俊世:加速度センサを用いた転倒防止用エアバッグの開発, 第45回日本生体医工学会誌, 706, 2006
- [5] 牧川方昭, 飯泉仁美:生体信号の無拘束計測のためのデジタル技術, BME, 9, 16/27, 1995
- [6] M. Makikawa, H. Iizumi: Development of an ambulatory physical activity memory device and its application for the categorization of actions in daily life, MEDINFO 95 Proc., 747/750, 1995
- [7] J. Fahrenberg, F. Foerster, M. Smeja, W. Muller: Assessment of posture and motion by multichannel piezoresistive accelerometer recordings, Psychophysiology, 34, 607/612, 1997
- [8] 小河毅, 大場紀子, 和辻徹:小型データロガーの開発, 第40回日本ME学会論文集, 第39, 337, 2001
- [9] マイクロストーン(株) モーションレコーダ <http://www.microstone.co.jp/product/sensor-motionrecorder.html>
- [10] 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, 233/236, 2004

## F. 研究発表

### 1. 論文発表

- なし
- 2. 学会発表
  - 吉村拓巳, 山本弘毅, 関根正樹, 田村俊世. 加速度センサを用いた転倒検出方法の検討. 第46回日本生体医工学会大会. 271, 2007.
  - Tamura T, Yoshimura T, Sekine M. A preliminary study to demonstrate the use of an air bag device to prevent fall-related injuries. 29th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. 3833-3835, 2007.
  - 吉村拓巳, 関根正樹, 田村俊世. 加速度と角速度を用いた行動計測装置の開発. システム・情報部門学術講演会 2007 講演論文集, 407-408, 2007.

## G. 知的所有権の取得状況

### 1. 特許取得

- 内田光也, 田中理, 永田久雄, 吉村拓巳, 田村俊世, 高橋幸利, 人体用エアバッグ装置, 特許公開2008-22943

### 2. 実用新案登録

- なし

### 3. その他

- なし

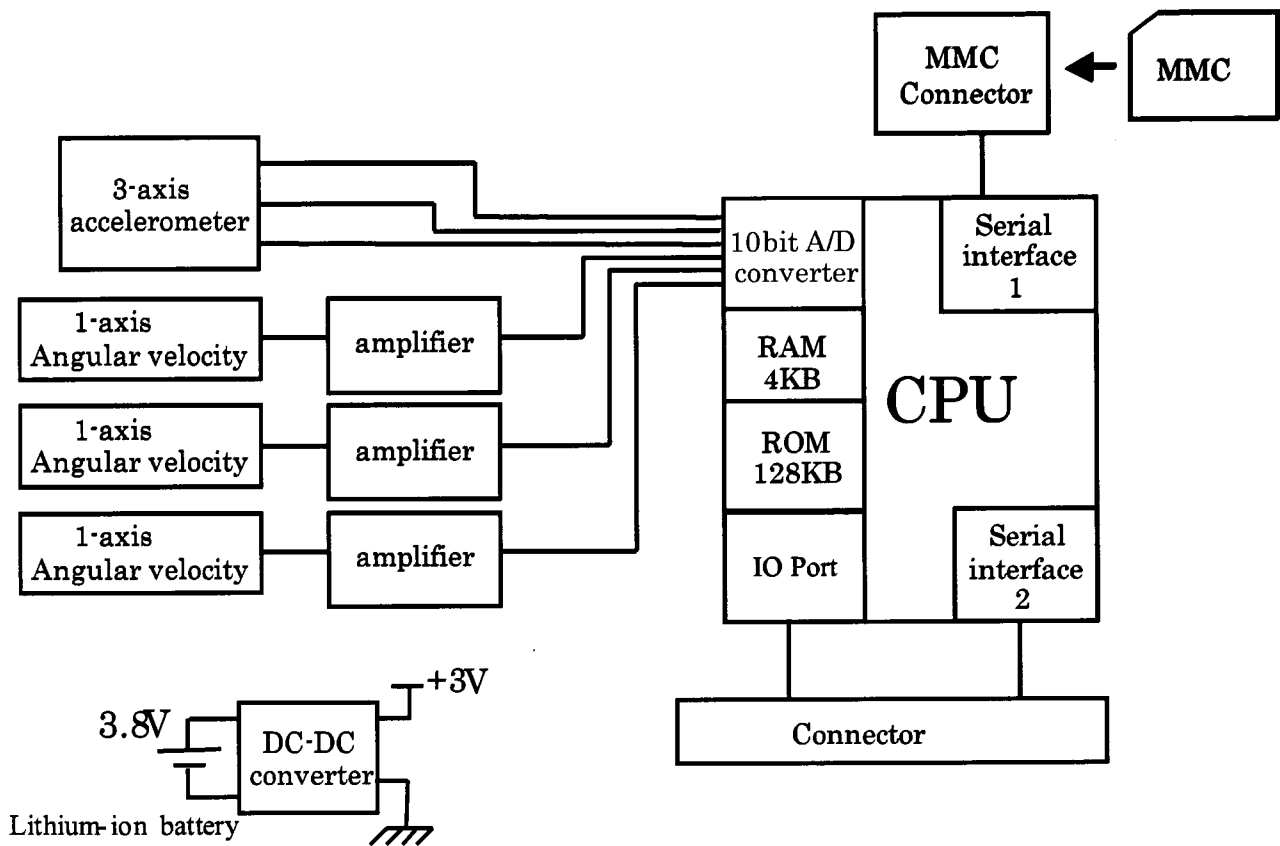


図1 装置のブロック図