

厚生労働科学研究費補助金
長寿科学総合研究事業

高齢者の転倒予防に関する研究

平成19年度 総括・分担研究報告書

主任研究者	田村俊世	国立大学法人千葉大学大学院工学研究科 教授
分担研究者	東 祐二	藤元早鈴病院 室長
分担研究者	中山茂樹	国立大学法人千葉大学大学院工学研究科 教授
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
分担研究者	関根正樹	国立大学法人千葉大学大学院工学研究科 助教

平成 20(2008)年 3 月

目 次

I. 総括研究報告書	5
高齢者の転倒予防に関する研究	7
田村俊世	
II. 分担研究報告	13
1. 動的バランスの簡便な評価システムの開発	15
田村 俊世	
(資料)水平外乱刺激時における姿勢応答の計測及び 動的バランス評価の検討	
2. バランス機能維持のための訓練システムの開発	29
関根 正樹	
(資料)姿勢制御に対する足底振動刺激の影響	
3. 骨折予防のための転倒衝撃吸収システムの開発	41
吉村 拓巳	
(資料)エアバッグ内蔵転倒予防機器の開発	
4. 転倒リスクのない住宅環境の改善の提言	51
中山 茂樹	
(資料)転倒予防のための最適空間設計 －転倒棒のための空間・環境認知的視点から－	
5. 転倒のリスクアセスメントの作成	67
東 祐二	
(資料)転倒リスクアセスメント	
III. 研究成果の刊行に関する一覧表	75
IV. 研究成果の刊行物・別刷	79

I. 総括研究報告書

高齢者の転倒予防に関する研究

主任研究者 田村俊世 千葉大学大学院工学研究科・教授

研究要旨 転倒を防止するためには、外因としての福祉用具や施設の居住環境といった、「ハード」面での支援ならびに社会的側面、個々人の心理面のケアも重要となってくる。そこで学際的に機器開発を中心とした転倒予防プロジェクトとして、総合的な支援システムを考案する。2年目は1) 昨年度試作したバランス機能測定装置を用いた身体平衡機能の測定評価システム開発、2) 定量的でかつ経時的な転倒リスクアセスメント評価法の確立に関する検討、3) バランス機能維持のための訓練システムの作成、4) 骨折予防のための転倒衝撃吸収システムに関する研究、5) 回想的空間・環境を提供することによって転倒事故の防止についての研究を行った。

分担研究者

田村俊世 千葉大学大学院工学研究科・教授

東 祐二 藤元早鈴病院・室長

中山茂樹 千葉大学大学院工学研究科・教授

吉村拓巳 東京都立産業技術高等専門学校・准教授

関根正樹 千葉大学大学院工学研究科・助教

A. 研究目的

転倒は、環境因子が重大な影響を与えるが、加齢にともなう身体バランス機能の低下が大きい要素を占めることが云われている。そこで1) 動的なバランスを簡便に評価できるシステムの開発（田村）、2) バランス機能維持のための訓練システムの開発（関根）、3) 骨折予防のための転倒衝撃吸収システムの開発（吉村）、4) 転倒リスクのない住宅環境の改善の提言（中山）、5) 作業療法士を中心とした転倒のリスクアセスメントの作成（東）、を計画した。

1. 動的なバランスの簡便な評価システムの開発

転倒は躓きや滑りなどの突発的な外力が加えられた際に生じると考えられ、外乱に対する身体の動的なバランスを評価することは転倒を予防する上

で重要である。そこで、立位姿勢において後方向に外乱を発生させる水平外乱刺激発生装置を昨年度に試作した。今回は、水平外乱刺激発生装置を用いて外乱刺激に対する姿勢戦略の基礎データを収集し、外乱に対する動的なバランスを角速度センサを用いて簡便に計測し評価できる新しい手法を提案した。

2. バランス機能維持のための訓練システムの開発

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。

3. 骨折予防のための転倒衝撃吸収システムの開発

エアバッグにより容易に装着可能で、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。

4. 転倒リスクのない住宅環境の改善の提言

本研究は、高齢者の生活・居住空間における転倒・転落事故防止に対して、建築学的にはディテールデザインや仕上げ材の選択などが配慮されてきた既往研究とは異なり、認知症高齢者が安心・安全に活動・生活できる空間・環境を提供することにより、事故予防につなげようとするものである。すなわち認知症高齢者へのセラピーとして近年注目されている回想療法に着目し、回想的空間・環境を提供することによって転倒事故を招く徘徊等の周辺症状緩和の可能性があるかを検討した。

5. 転倒のリスクアセスメントの作成

転倒のリスクを回避するための重要事項として、定量的でかつ経時的な評価法の確立し自立度の判定に客観性を持たせることが昨年度研究によって明らかになった。そこで、本年度は、定量的でかつ経時的な評価法の確立に関する検討を行うことを目的とし、加速度センサと角速度センサを用いた計測システムを試作し、臨床で移動動作の評価に用いられる Timed Up And Go Test (TUG-T) の評価に応用した。

B. 研究方法

1. 動的なバランスの簡便な評価システムの開発

健康成人の男性 7 名、女性 3 名の計 10 人（年齢

21.3±1.6 歳、身長 169.2±6.9cm、体重 58.8±5.4kg）を対象に、水平外乱刺激発生装置を用いて後方への外乱刺激を与えた際の動的なバランスを計測した。動的なバランスの計測には、角速度センサを用い被験者の足関節、膝関節、腰背部に装着した。被験者は水平外乱刺激発生装置の床面上に開眼、胸の前で腕組みの状態です立位姿勢を保持し、合図後 10 秒以内に床面を後方へ移動させた。床面の加速値の設定値は 0.2m/s² から 4.4m/s² まで 0.2m/s² ずつの 22 パターンを用意し、ランダムに選択した。本研究は千葉大学工学部倫理規定に沿って行われ、各被験者には事前に実験方法を説明し承諾を得ている。

2. バランス機能維持のための訓練システムの開発

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、足底振動刺激を加えた際の足圧中心の軌跡を計測した。

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、手を体側に添えての直立姿勢とし、裸足、閉眼、ホワイトノイズを聞きながらとした。刺激箇所は踵、第一、第五中足骨頭を選択し、振動強度は 17.6m/s² および 35.2m/s² とした。周波数に関しては 20Hz、200Hz、100Hz とした。本研究は千葉大学工学部倫理規定に沿って行われ、各被験者には事前に実験方法を説明し承諾を得ている。

3. 骨折予防のための転倒衝撃吸収システムの開発

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る行動計測装置を試作し、動作の検証を行った。本装置は 1 回の充電で最大約 2 日間の連続計測が可能であり、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。検証を行うための行動は、平地歩行と階段の上り下りとした。装置を専用のベルトを用い身体の重心に近い腰部に装着し、サンプリング周波数 32Hz で計測を行った。計測したデータは専用の読み出しソフトを用い CSV 形式に変換後、PC

に保存した。本研究は千葉大学工学部倫理規定に沿って行われ、各被験者には事前に実験方法を説明し承諾を得た。

4. 転倒リスクのない住宅環境の改善の提言

今回、高齢者居住環境の中に、高齢者が慣れ親しんだ時代の情景や道具をインストールすることを試み、環境を通して回想法的效果を得る可能性について検討した。さらに環境としての回想法の可能性について考察するため、認知症患者のデイケア空間に「回想ストリート」と称する空間を導入し、そこでの認知症患者の認知スケールを臨床心理的な方面から測定を行った。これはいわば環境回想法ともいうべきものであり、その効果についても検討した。なお、認知症と転倒事故等との関連に関する統計は既に周知であるが、介護保険導入の先進国であるドイツにおいて、転倒・転落事故の実情、およびそれにまつわる諸問題、さらにこれらの課題に対する対応について、ヒアリング調査を行った。

5. 転倒のリスクアセスメントの作成

臨床で移動動作の評価に用いられる Timed Up And Go Test (TUG-T) の動作フェーズを身体の加速度と角速度から検出する手法を提案し、片麻痺者の TUG-T に対して本手法とセラピストの目視による評価結果が一致するかについて検討した。さらに同時に計測した、腰部加速度信号をもとにして、動作フェーズごとに定量的評価を行い、歩行レベルの違う片麻痺者の自立度判定のモニタリングが可能かについて検討した。なお、対象は脳卒中片麻痺者 20 名 (歩行自立 10 名 (男 5 名, 女 5 名, 71.2±6 歳, 右麻痺 5 名, 左麻痺 5 名, Br. Stage III 1 名, IV 8 名, V 1 名), 歩行監視者 10 名 (男 4 名, 女 6 名, 65.3±13 歳, 右麻痺 6 名, 左麻痺 4 名, Br. Stage III 3 名, IV 7 名)) とした。また、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。調査・計測にあたっては、藤元早鈴病院の倫理委員会の承認を得た。

(倫理面への配慮)

臨床における機器の評価・実験に関しては、その安全性について十分検討を行った。また、実施機関の倫理委員会による承認を得た後、被験者およびその家族に対し、実験内容と意義および生じうる危険性について書面ならびに口頭で十分に説明を行い、書面にて同意を取った。原則としてスタンドアロンの PC を用い、パスワードで保護された USB メモリを用いて情報漏えいがないように配慮した。情報の管理にはセキュリティ対策を十分に行い、プライバシーの保護を最優先とした。また、学会等でデータを発表する際には、個人が特定されないように配慮した。

C. 研究結果

1. 動的なバランスの簡便な評価システムの開発

後方への水平外乱刺激時に腰背部と足関節・膝関節との角速度の関係をみると、小さい刺激では同位相に、大きい刺激では逆位相、さらに刺激が大きくなるとステップするのとほぼ同時に、逆位相の形が崩れ足関節・膝関節の動揺が大きく変化した。また、腰背部の角速度ピーク値は、ある刺激以上になると足関節・膝関節に比べて急激に増大した。さらに、同一被験者では各関節における動揺開始時間は刺激の大きさによらずほぼ一定であったが、被験者ごとに腰背部の動揺開始時間に差がみられた。

2. バランス機能維持のための訓練システムの開発

刺激箇所に対する姿勢制御に関しては、従来の報告と同様、刺激箇所と反対の方向への足圧中心の移動が観察された。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、あまり姿勢制御に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、振動刺激による姿勢制御を行う上で有効なパラメータと考えられた。

3. 骨折予防のための転倒衝撃吸収システムの開発

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左右方向に出力が生じることが確認された。さら

に、直立状態では上下方向に重力加速度 $9.8[m/s^2]$ の出力が得られた。また、歩行時には周期的な加速度が生じていた。一方、角速度は体の前後方向の移動により出力が生じており、約 $50[deg/s]$ 程度であった。また階段の上り下りの加速度波形は階段下りの際に振幅が大きくなっていることが確認できた。さらに、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方が、身体の揺れが大きいことが確認された。

4. 転倒リスクのない住宅環境の改善の提言

「懐かしい事物」のインストールや、「回想ストリート」の制作などにより施設への実践的な試みを通して、高齢者にとって「思い出の風景」「懐かしい建築空間」などが、極めて回想法に近い効果を生み出す可能性が示唆された。

5. 転倒のリスクアセスメントの作成

TUG-Tのトータルタイムの比較では、監視群は有意に遂行時間が長く、動作別の遂行時間の比較では、往路歩行と復路歩行で監視群は、有意に遂行時間が長かった。これによって、歩行の遂行時間の差が全体の遂行時間に影響していることがわかった。加速度値をもとに切り出した各フェーズごとのRMS値、変動係数は、歩行を除いて有意差が認められなかった。これは、歩行以外の動作では、自立度が同程度であることを示しており、自立と監視の差は歩行レベルで大きく影響されることを示していた。歩行時の左右方向と上下方向の比較では、監視群は、有意にRMS値が少なかった。これは、監視群は安定歩行を得るために、歩幅を短くすることで、上下の動きを制御し、歩間を狭くすることで、左右の動きを制御する傾向にあると考えられた。

D. 考察

1. 動的なバランスの簡便な評価システムの開発

今回の実験では足関節・膝関節・腰背部のPitch方向の角速度に着目しバランスの評価を行った。個人差はあるものの、足関節・膝関節の動揺と腰背部の動揺の位相を比較することにより、ステップする

外乱刺激より小さい刺激の場合には足関節戦略・股関節戦略で姿勢制御を行っていることは明らかであった。また、足関節戦略と股関節戦略は単独での制御で行われるのではなく相互に関連し、外乱刺激の増加にともない足関節戦略に股関節戦略が付随して姿勢制御されているということが推定された。さらに、腰背部の動揺開始時間は、足関節・膝関節の動揺開始時間と比較して被験者間でばらつきが大きく、腰背部の動揺、すなわち股関節の動きが被験者の外乱刺激に対する動的バランス制御能力を反映していると示唆された。

2. バランス機能維持のための訓練システムの開発

振動パラメータに刺激部位、強度、周波数を変更し足圧中心軌跡を用いて姿勢調整を観察した結果、刺激部位についての知見は先行研究の結果と一致した。強度と周波数では周波数の方が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。今後は、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、インソール型足底振動刺激装置に改良を加え、歩行中の転倒防止装置として有用性を検証する必要がある。

3. 骨折予防のための転倒衝撃吸収システムの開発

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。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も可能となると考える。

4. 転倒リスクのない住宅環境の改善の提言

回想法をもとに「懐かしい事物」のインストールや、「回想ストリート」の制作などが転倒・転落事故を劇的に減少させるというものではない。しかし、

高齢者の生活・居住環境の計画に際して、単に快適性を追求するばかりでなく、安心・安全な環境を提供する上でも大きな効果があることを示した。今回得られた結果は、今日住環境の設計・計画に当たって重要な示唆を示していると考えられた。

5. 転倒のリスクアセスメントの作成

提案した加速度と角速度を用いる動作フェーズ検出手法とセラピストの評価の間に高い相関関係がみられ、本手法が臨床ならびに他の定量的評価において有用であることが示唆された。さらに、腰部加速度信号をもとに動作フェーズごとに定量的評価を行った結果、歩行レベルの異なる片麻痺者の自立度判定のモニタリングが可能であることが明らかとなった。また、同時に加速度を1サイクルごとに評価することで歩行の自立度の質的な評価も行えると示唆された。

E. 結論

水平外乱刺激発生装置を開発し、これ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・ステップング戦略)の特徴を確認できることを示した。また、足裏刺激装置については姿勢調整に影響を与える振動パラメータとして刺激部位と周波数が有効であることを明らかにした。さらに、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。一方、施設の改善を回想法をもとに行った結果、「懐かしい事物」のインストールや、「回想ストリート」の制作、およびその環境の中での回想法(環境回想法)は多くの認知症の方に有効であると考えられた。最後に、加速度測定を用いた動作評価は転倒のリスクを定量的に評価することが可能であることが示唆され、転倒リスクアセスメントに有用な情報を提供できることが示唆された。

F. 研究発表

1. 論文発表

- 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.
- 東 祐二, 山越憲一, 藤元登四郎, 関根正樹, 田村俊世. 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. 生体医工学. 44(4): 739-746, 2006.
- 関根紀子, 関根正樹, 田村俊世, 内藤久士, 形本静夫. 高齢者における杖歩行時の歩数計測法の開発. デサントスポーツ科学. 28:155-161, 2007.
- Higashi Y, Yamakoshi K, Fujimoto T, Sekine M, Tamura T. Quantitative evaluation of movement by Timed up and go test. IEEE Engineering in Medicine Biology Magazine (掲載決定)
- 堀田庸介, 関根正樹, 田村俊世, 桑江 豊, 東祐二, 藤元登四郎, 大島秀武, 志賀利一: 高齢者に対応した歩数カウントアルゴリズムの開発. 生体医工学 (掲載決定)

2. 学会発表

- 飯島賢一, 柳田純一, 関根正樹, 田村俊世. 水平外乱刺激における立位姿勢応答. 生体医工学シンポジウム 2007, CD-ROM, 2007.
- 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
- 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.
- 関根正樹, 田村俊世, 桑江 豊, 東 祐二, 藤元登四郎. 角速度センサを用いた歩行の自立度の評価. 生体医工学シンポジウム 2007, CD-ROM, 2007.
- 堀田庸介, 関根正樹, 田村俊世, 桑江 豊, 東祐二, 藤元登四郎, 大島秀武, 志賀利一. 高齢者に使用できる歩数計の開発-3軸合成アルゴリズムおよび装着部位についての検討-. 生体医工学シンポジウム 2007, CD-ROM, 2007.
- 緒方 匡, 清藤早弥香, 海蔵和香, 東 祐二, 湯地忠彦, 藤元登四郎, 関根正樹, 田村俊世. 脳卒中片麻痺者における乗用車への移乗動作の評価～手すり設置位置の違い～. 第46回日本生体医工学会大会. 131, 2007.

- 清藤早弥香, 緒方 匡, 桑江 豊, 東 祐二, 藤元登四郎, 関根正樹, 田村俊世. 角速度センサを用いた脳卒中片麻痺者における畳からの立ち上がり動作の定量評価の試み. 第46回日本生体医工学会大会. 281, 2007.
- Nakayama S. A Discussion on the Direction for the Study of Architectural Planning and Design - Towards Establishing the Healing Power of the Environment on a Scientific Basis, Symposium on Healthcare Architecture in ASIA 2007, 2007.

H. 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

II. 分担研究報告

動的バランスの簡便な評価システムの開発

分担研究者 田村俊世 千葉大学大学院工学研究科・教授

研究要旨 高齢者のバランス機能の低下は転倒の大きな要因となり、転倒は寝たきりや転倒恐怖による活動の低下などをもたらす。転倒は躓きや滑りなどの突発的な外力が加えられた際に生じると考えられ、外乱に対する身体の動的なバランスを評価することは転倒を予防する上で重要である。そこで本研究では、角速度センサを用いた簡便なバランス機能の評価方法を提案し、健常成人10名を対象として水平外乱刺激時のpitch方向の身体動揺を計測した。その結果、外乱によって引き起こされる3つの姿勢制御戦略（足関節戦略、股関節戦略、ステッピング戦略）の特徴がpitch方向の角速度で確認され、外乱刺激に対する角速度の変化量で動的なバランスを簡便に評価できる可能性が示唆された。

A. 研究目的

加齢に伴う身体機能の低下は、転倒のリスクを増大させる。高齢者における転倒は、骨折（特に大腿骨頸部骨折）をはじめとする様々な外傷によって、寝たきりや転倒恐怖による活動の低下などにつながる要因の一つとなっている。高齢者の転倒の50%以上は滑りや躓きといった外乱で引き起こされている[1-3]。そこで、外乱に対する身体の動的なバランスを評価することは、転倒を未然に防ぐために重要である。

また、ヒトは外乱が与えられた時、その大きさによって組織化された姿勢制御戦略を用いてバランスを立て直そうとする。一般に、このバランスを保持するための姿勢制御戦略には足関節戦略（ankle strategy）、股関節戦略（hip strategy）、ステッピング戦略（stepping strategy）がある。さらに Nashnerらは脚屈曲型戦略（suspensory strategy）も加えているが、ここでは、理学療法で一般的な3戦略を考える[4]。その中で、足関節戦略・股関節戦略は、立位時に安定した支持基底面（base of support）を保持するために、弱い外乱に対しては足関節が優位

に、それよりも大きな外乱に対して足関節で対応できない場合には股関節が優位にと、それぞれの外乱に対して足と体幹が別々の戦略で対応している[5]。さらに、大きな外乱を与え重心線が支持基底面を逸脱し、新たな支持基底面を形成することが必要となる場合には、ステッピング戦略が用いられる。

足関節戦略、股関節戦略に関する動作分析研究は多く報告されているが、ステッピング戦略に関する研究は少ない[6-14]。その理由として、視覚などの様々な要素、要因の複合的な制御を用いてステップを行っているため、動作解析が非常に困難であるということが挙げられる。主な姿勢制御の計測や評価指標は、筋電図（Electromyography：EMG）、反射マーカーなどを用いた3次元位置計測装置や床反力（force plate）などからの計算した関節トルク（joint torque）が挙げられる。これらの計測装置は細かな動きまで計測が可能である。一方で、小型で簡便に取り扱いが可能な角速度センサを用いてバランス能力を評価している研究もある。Allumらの研究では、姿勢制御戦略に関する検討は行われていないが、床面を傾けた際の体幹の角速度が前庭

機能疾患をもつ患者の低下したバランス能力の評価に有用であることを示唆している[15]. このことから, 将来的に臨床で用いることを踏まえると角速度センサによる計測・評価が期待される.

そこで本研究では, 角速度センサを用いて外乱に対する動的なバランスを簡便に計測し評価できる新しい手法を提案した. 本手法を用いて外乱刺激時における各部位(足関節・膝関節・腰背部)の身体動揺を計測し, 3つの姿勢制御戦略(足関節戦略・股関節戦略・ステップング戦略)の特徴をとらえるとともに, 外乱刺激の大きさとの関係について検討を行った.

B. 研究方法

1. 水平外乱刺激発生装置

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後方に水平に動かすこと」とし, 後方向に外乱を発生させる水平外乱刺激発生装置を昨年度に試作した. 図1に示すように, 装置は前後に移動する床面, 床面を駆動するACサーボシステムから構成される. 床面の前後方向の駆動にはボールねじ機構(KR45H10A+940LH0-100C, THK)とACサーボモータ(MV-M40, KEYENCE)を採用し, 再現性の高い位置制御, 速度制御が行える.

2. 実験方法

水平外乱刺激発生装置の床面が後方に駆動しているときの最大加速度の大きさを「加速値」, 減速しているときの最大加速度を「減速値」とし, 水平外乱刺激発生装置を用いて後方への外乱刺激を与えた際の動的なバランスを計測した.

被験者は, 健常成人の男性7名, 女性3名の計10人(年齢 21.3 ± 1.6 歳, 身長 169.2 ± 6.9 cm, 体重 58.8 ± 5.4 kg)とした.

動的なバランスの計測は, 図2のように被験者の足関節, 膝関節, 腰背部に角速度センサ(Gyrocube, O-NAVI, USA)を装着し, 各部位のPitch方向(前後方向の傾き)の角速度を計測した. また, 床面の

加速値を計測するために加速度センサ(Gyrocube, O-NAVI, USA)を水平外乱刺激装置の床面上に配置した. さらに, ステップ状況を把握するために, 床面と足底の間にタクトイルセンサを用いた足圧分布測定システム(F-SCAN, ニッタ株式会社)を設置した. 角速度センサ, 加速度センサ及びタクトイルセンサのデータはそれぞれサンプリング周波数1kHz, 1kHz, 100HzでA/D変換を行い記録した.

被験者は水平外乱刺激発生装置の床面上に立位姿勢を保持し, 合図後10秒以内に水平外乱刺激として床面を後方へ移動させた. 床面の加速値の設定値は 0.2m/s^2 から 4.4m/s^2 まで 0.2m/s^2 ずつの22パターンを用意し, ランダムに与えた. この時, 加速時間, 等速運動時間, 減速値は, それぞれ100ms, 1000ms, 1.0m/s^2 と設定した. なお, 立位姿勢は, 胸の前で腕組み, 開眼の状態とした. また, 被験者には予備実験として最大加速値(設定値 4.4m/s^2)の外乱刺激を経験させた後, 実験を行った.

(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.

3. 評価方法

計測によって得られた床面の加速度, 各部位の角速度にはカットオフ周波数30Hz, 足底接地面積にはカットオフ周波数20Hzのバターワース型2次ローパスフィルタを施した. 各部位の角速度パターンから外乱刺激と足関節戦略, 股関節戦略, ステッピング戦略との関係について検討し, さらに, 各部位の加速初期の角速度ピーク値, 床面加速の開始時間を基準とした動揺開始時間の評価を行った.

C. 研究結果

各部位の角速度波形と足底接地面積の典型例を

図3に示す。(a)は加速値 1.23m/s^2 (ステップなし), (b)は加速値 3.35m/s^2 (ステップなし), (c)はステップした加速値 3.55m/s^2 を示している。なお, 足底接地面積は, 静止立位時の面積を100%とした相対的な値で示した。図3(a)に示した加速直後の動揺の拡大図のように, 床面が加速し始めた後, 足関節, 膝関節, 腰背部と身体の下部から上部の順に角速度が発生する。腰背部波形のピーク付近において腰背部と足関節・膝関節との関係を見ると, 小さい加速値では位相が同位相, 大きい加速値では位相が逆位相, さらに加速値が大きくなるとステップするのとほぼ同時に, 逆位相の形が崩れ足関節・膝関節の動揺が大きく変化していた。なお, ステップの状況については, 足底接地面積がステップなし時には100%に戻るのに対し, ステップあり時には0%付近まで低下することから判断した。

テーブルの加速値に対する各部位の加速初期の角速度ピーク値の典型例を図4に示す。なお, 塗りつぶされている記号はステップが生じたことを表している。加速値が小さい場合, 各部位の角速度ピークともほぼ加速値に比例して増大した。しかし, ある加速値以上になると, 足関節・膝関節は加速値が小さい場合とほぼ同様であるが, 腰背部は急激に増大しばらつきが大きくなった。

次に, 各部位の動揺開始時間の典型例を図5に示す。また, 角速度ピーク値と同様に塗りつぶされている記号はステップが生じたことを表している。同一被験者では, 腰背部, 足関節, 膝関節における動揺開始時間は床面加速値よらずほぼ一定であった。

表1に被験者ごとの動揺開始時間の平均値とステップが生じたときの最小の床面加速値(以下, 最小ステップ加速値)を示す。足関節と膝関節においては被験者間で動揺開始時間に大きな差はみられなかった。一方, 腰背部においては被験者ごとに動揺開始時間に差がみられ, ステッピング戦略を用いる加速値も異なった。しかし, 動揺開始時間と最小ステップ加速値の間に相関はみられなかった。

D. 考察

Nashner, McCollumらは水平方向のバランス制御には, 足関節戦略と股関節戦略があることを提唱した[5]。また, これまでの多くの研究で後方外乱刺激に対して股関節戦略が優位に働くとの報告もみられる。支持基底面を比較的小さく動かすような外乱が与えられた場合, 足関節・膝関節の動揺は腰背部の動揺と同位相となり一つの剛体と見立てた足関節中心の足関節戦略となる。さらに大きな外乱が加えられた場合には股関節戦略を用い, 足関節・膝関節の動揺が腰背部の動揺と逆位相となり体幹と下肢の二つの剛体と見立てた足関節中心と股関節中心の姿勢制御となるということが, 筋電変化, 関節トルクなどの計測において示されている[5-12]。

本研究の結果においても個人差はあるが, 足関節・膝関節の角速度パターンと腰背部の角速度パターンの位相から, ステップ加速値よりも小さい加速値の際に足関節戦略・股関節戦略でバランス制御を行っていることが明確に示された。しかし, 加速値が非常に小さい場合であっても角速度パターンに股関節戦略の特徴が見られる場合があり, 足関節戦略から股関節戦略への移行付近では2つの戦略を同定することは困難であった。これらのことから, 足関節戦略と股関節戦略は単独での制御で行われるのではなく相互に連動し, 外乱刺激の増加にともない足関節戦略に股関節戦略が付随してバランス制御されているということが示唆された[8]。

さらに, 腰背部の動揺開始時間は, 足関節・膝関節の動揺開始時間と比較して被験者間でばらつきが大きく, 腰背部の動揺, すなわち股関節の動きが被験者の外乱刺激に対する動的バランス制御能力を反映していると示唆された。

これまでの一連の研究では, ステッピング戦略を起こす条件での研究報告は少ない。今回の実験では, 水平外乱刺激を大きく長い時間与えることでステッピング戦略を誘発し, 股関節戦略からステッピング戦略への移行を観察した。その結果, 股関節戦略で十分姿勢制御が行えない場合, 腰背部の角速度パ

ターンと膝関節・足関節の角速度パターンの関係が逆位相ではなくなり、足関節・膝関節のパターンが大きく変動することが明らかとなった。このことから、Pitch 方向の角速度を計測することでステップング戦略までを含めた 3 つの姿勢制御戦略についての観察が可能であることが示された。すなわち、これまでの研究で用いられていた筋電図や 3 次元計測装置などの計測装置を用いることなく、簡便な装置立てでの動的バランスの評価の可能性が示唆された。

今回の実験では、ステップング戦略に関してそのパターンを捉えられただけにすぎず、ステップング戦略の詳細な動き、また転倒訓練に向けたステップング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連動している可能性を述べたが、ステップング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、またどちらのほうに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。

E. 結論

昨年度に試作した支持基底面を後方へ移動可能な水平外乱刺激発生装置と角速度センサを用いて、外乱に対する動的なバランスを簡便に評価できる新しい手法を提案し、外乱刺激時の pitch 方向の角速度パターンから 3 つの姿勢制御戦略（足関節戦略・股関節戦略・ステップング戦略）の特徴を確認できることを示した。

さらに、外乱刺激に対するバランス制御は、足関節・膝関節に比べて腰背部が大きく影響しているということが示唆された。

今後は、臨床的な応用に向けた角速度センサを用いた各姿勢制御戦略の解析、特に比較的研究例の少ないステップング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、ステップング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。

<参考文献>

- [1] Gabell A, Simons MA, Nayak US: Falls in the healthy elderly: predisposing causes. *Ergonomics*. **28**(7): 965-975, 1985.
- [2] 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.
- [3] 島田裕之: 6 高齢者の姿勢調節障害と理学療法 1. 高齢者の姿勢調節機構. 奈良勲・内山靖編, 姿勢調節障害の理学療法. 医歯薬出版株式会社, 東京, 2004, pp. 257-258
- [4] 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, 2004, pp. 167-171
- [5] Nashner LM, McCollum G: The organization of human postural movements: a formal basis and experimental synthesis. *Behavioral and Brain Sciences*. **8**: 135-172, 1985.
- [6] Nashner LM: Adapting reflexes controlling the human posture. *Experimental Brain Research*. **26**(1): 59-72, 1976.
- [7] Nashner LM: Fixed patterns of rapid postural responses among leg muscles during stance. *Experimental Brain Research*. **30**(1): 13-24, 1977.
- [8] Horak FB, Nashner LM: Central programming of postural movements: adaptation to altered support-surface configurations: *Journal of Neurophysiology*. **55**(6): 1369-1381, 1986.
- [9] Horak FB, Nashner LM, Diener HC: Postural strategies associated with somatosensory and vestibular loss. *Experimental Brain Research*. **82**(1): 167-177, 1990.

- [10] 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.
- [11] Diener HC, Horak FB, Nashner LM: Influence of stimulus parameters on human postural responses. *Journal of Neurophysiology*. **59**(6): 1888-1905, 1988.
- [12] 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)
- [13] 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

学シンポジウム 2007, CD-ROM, 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

F. 研究発表

1. 論文発表

- 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.

2. 学会発表

- 飯島賢一, 柳田純一, 関根正樹, 田村俊世. 水平外乱刺激における立位姿勢応答. *生体医工*

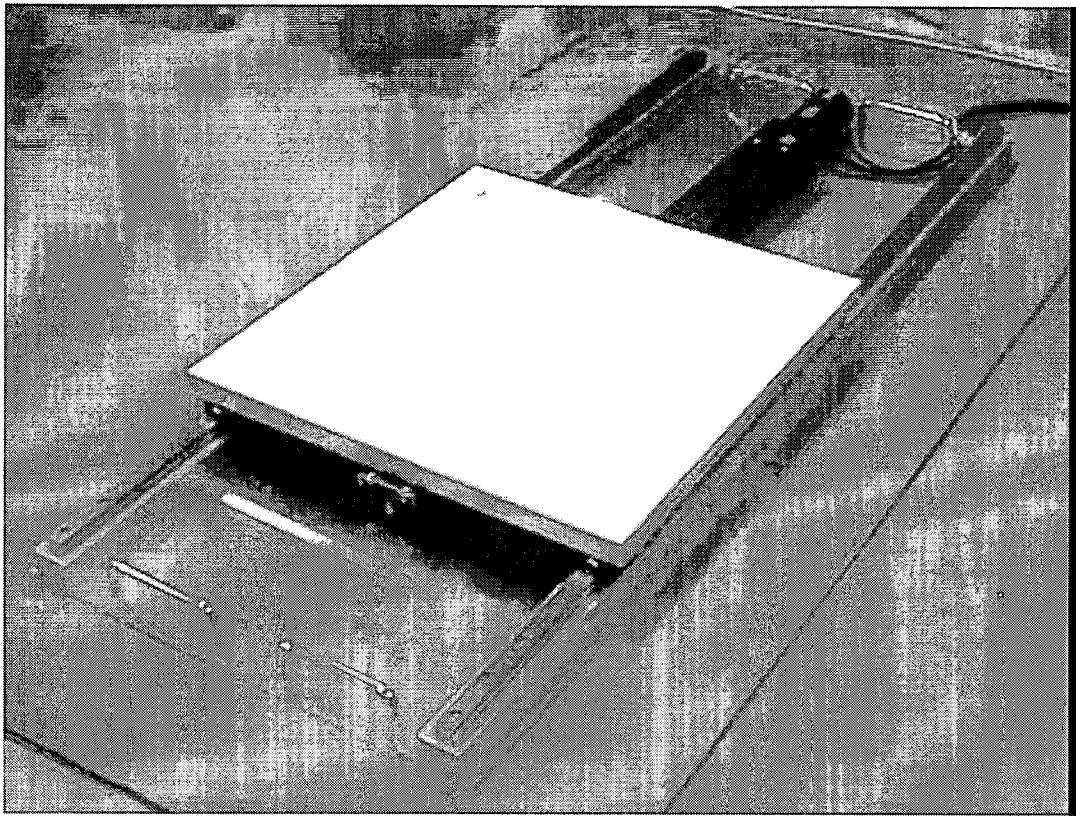


図1 水平外乱刺激発生装置の外観

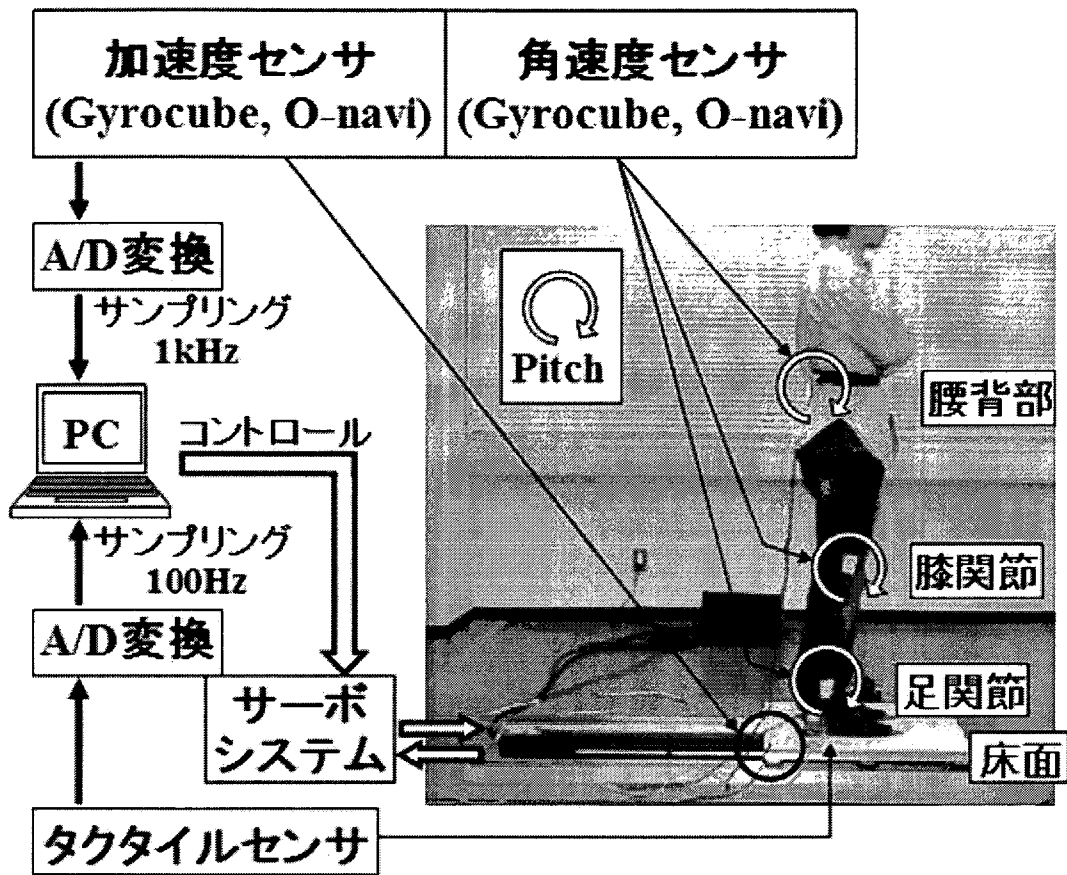


図2 実験装置の構成

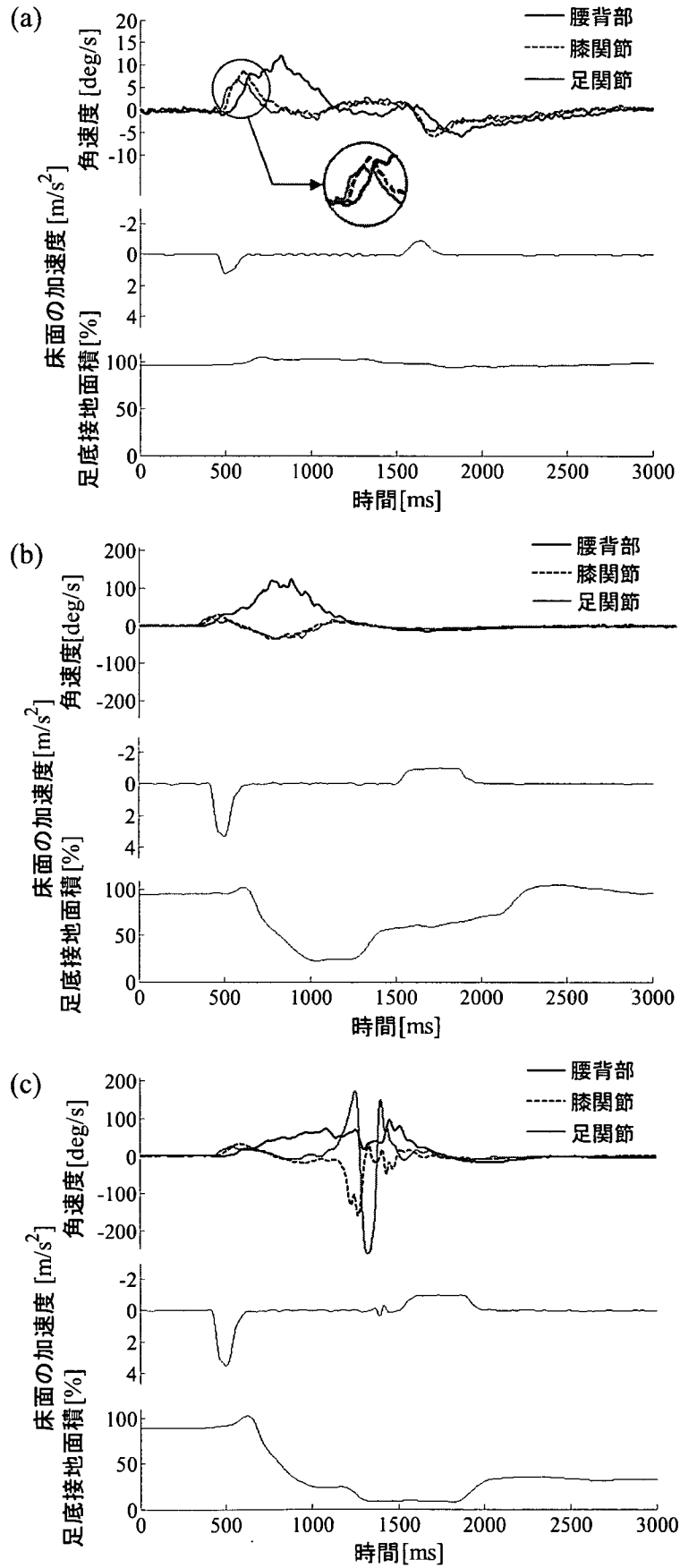


図3 床面加速度に対する各部位の角速度波形と足底接地面積
 (a) 1.23m/s², ステップなし (b) 3.35 m/s², ステップなし (c) 3.55 m/s², ステップあり

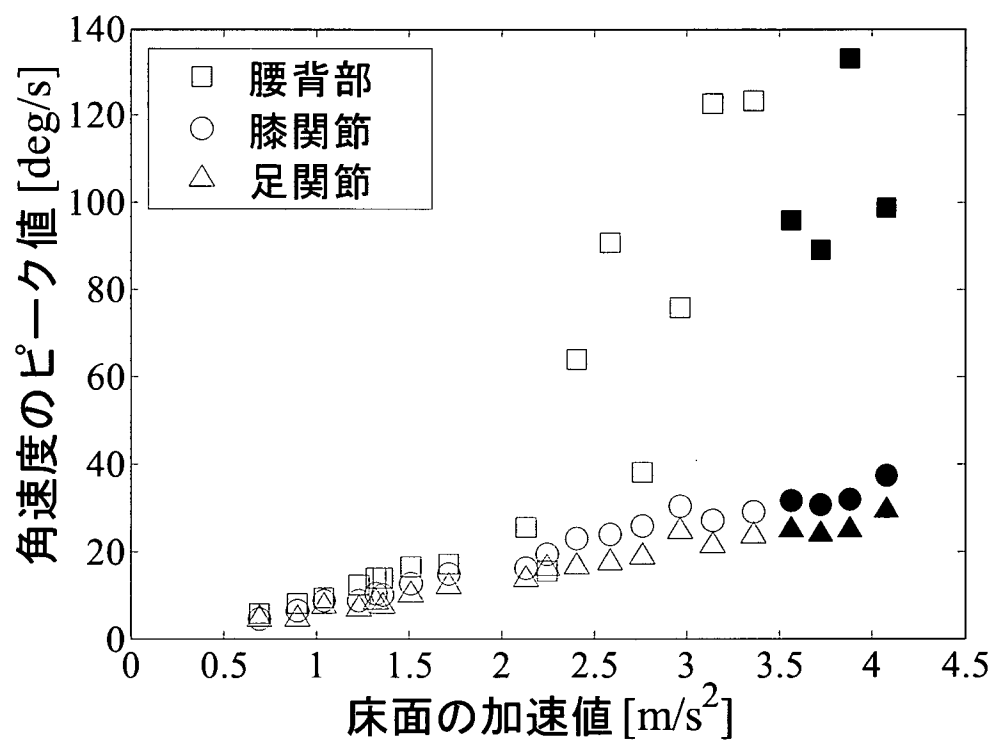


図4 床面加速値に対する各部位の角速度ピーク値

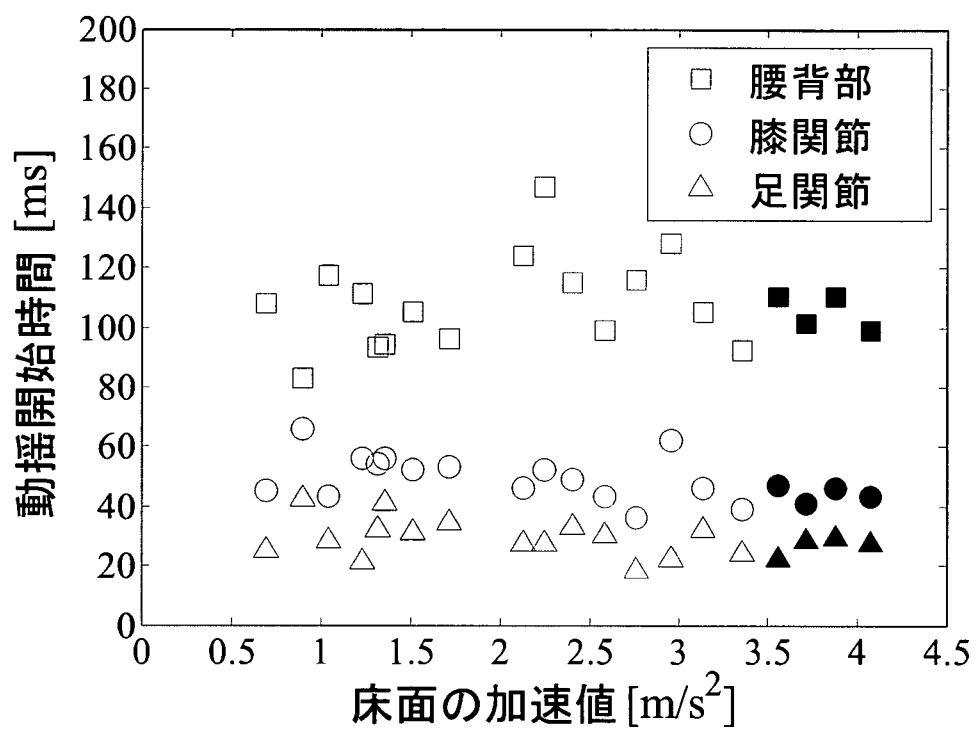


図5 床面加速値に対する各部位の動揺開始時間