

図2 実験装置の構成[8]

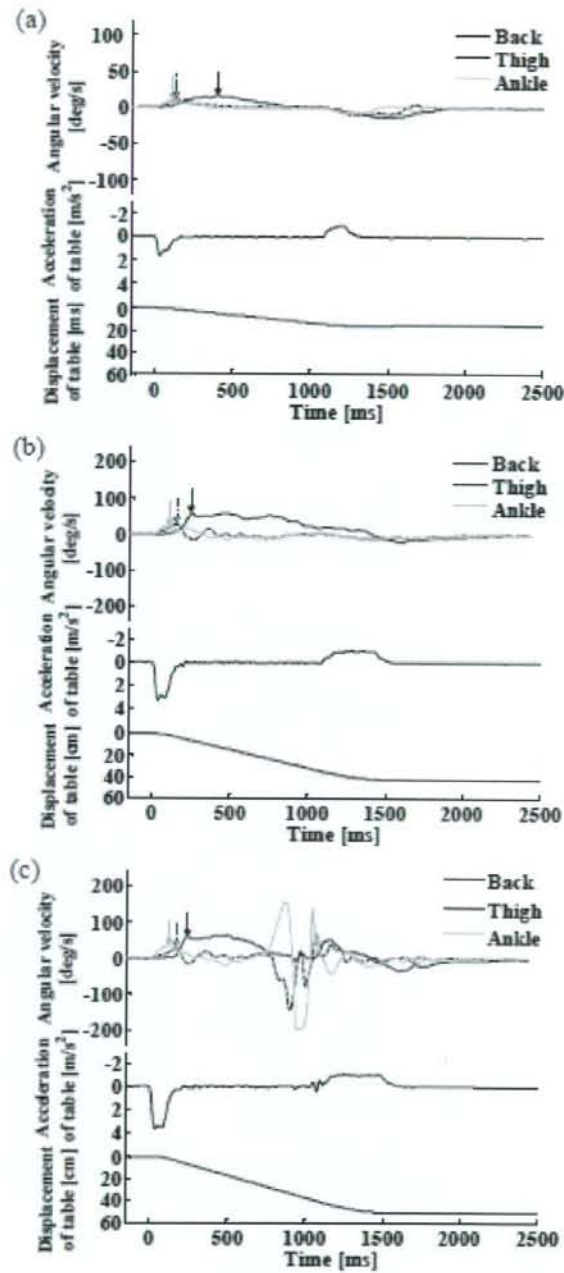


図3 床面加速度に対する各部位の角速度波形[8]
 (a) 足関節戦略(1.71m/s²), (b) 股関節戦略(3.33m/s²), (c) 足関節戦略(3.75m/s²)
 括弧内の値は加速値を表す。また、図中の矢印は各部位の角速度ピーク値を示している

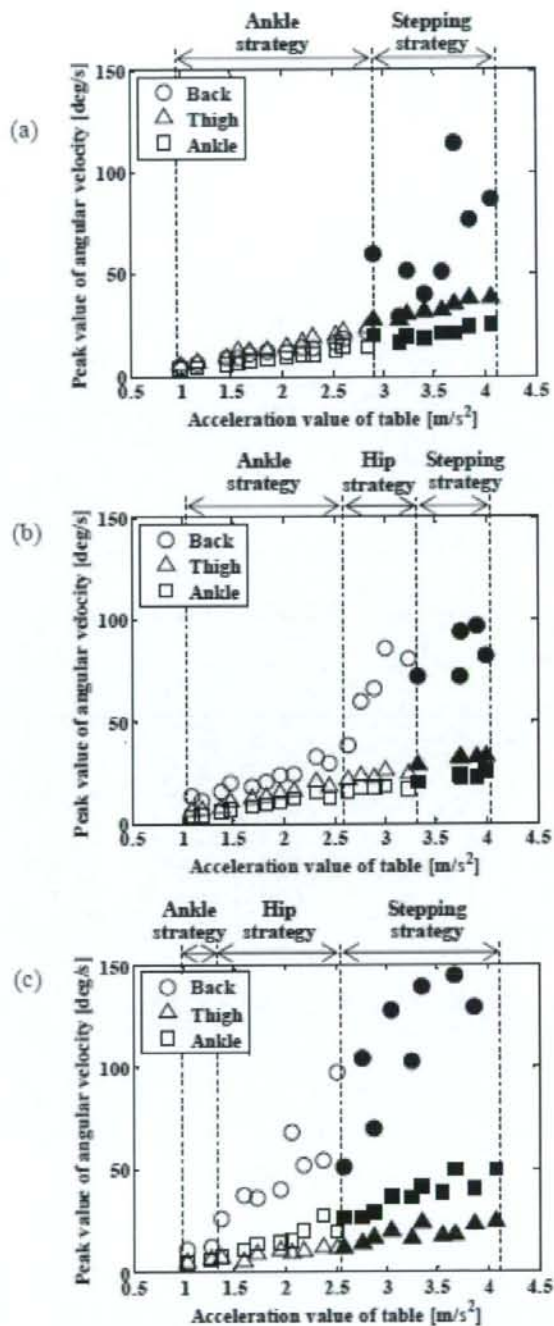


図4 角速度のピーク値からみた各戦略の移行過程[8]
 (a) 足関節群 (被験者 No. 3), (b) 中間群 (被験者 No. 13), (c) 股関節群 (被験者 No. 5)
 各群とも一人の典型例を示している。

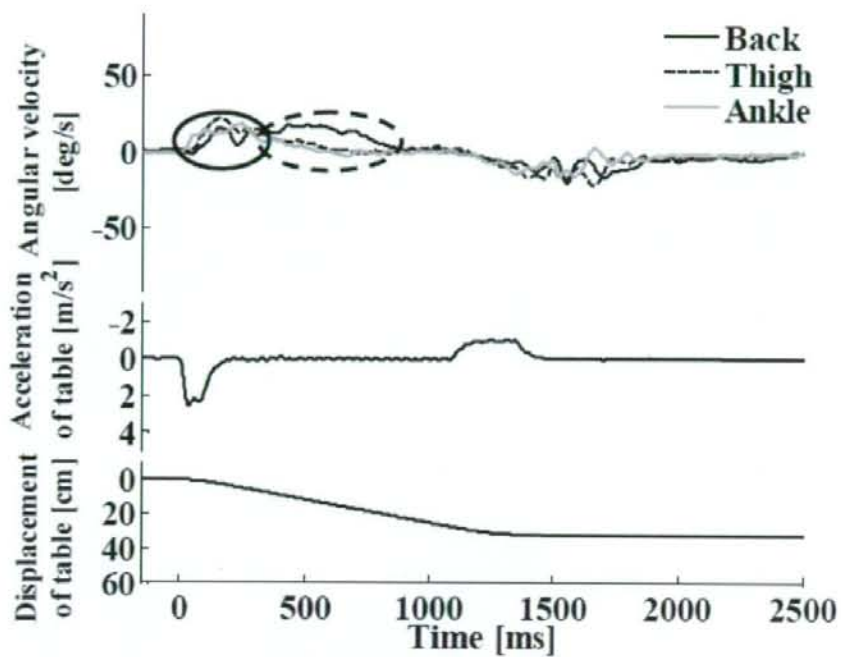


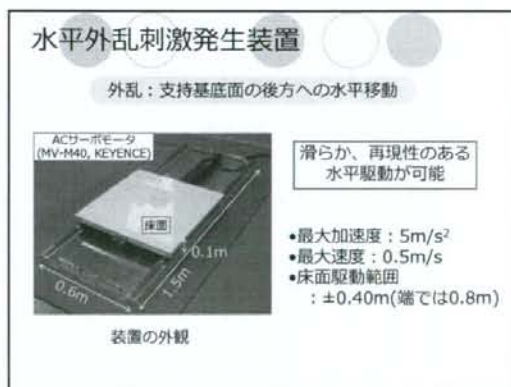
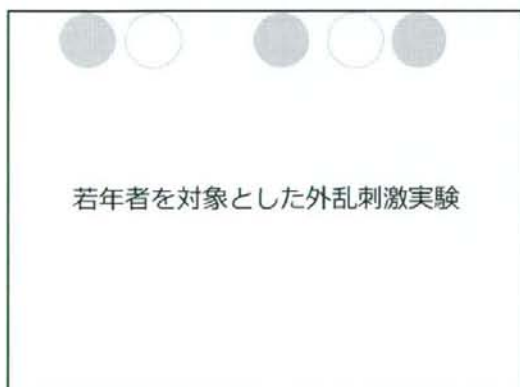
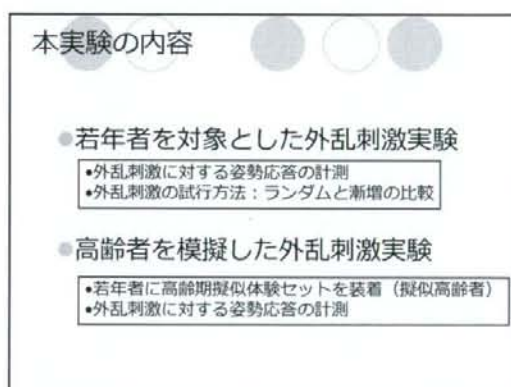
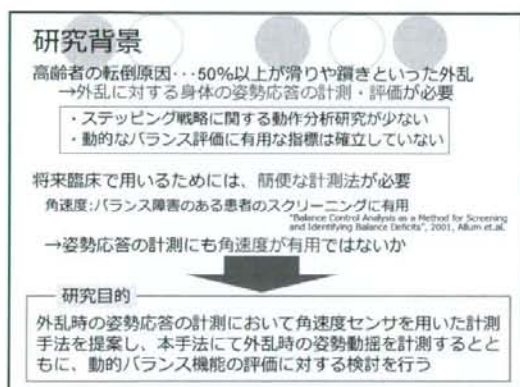
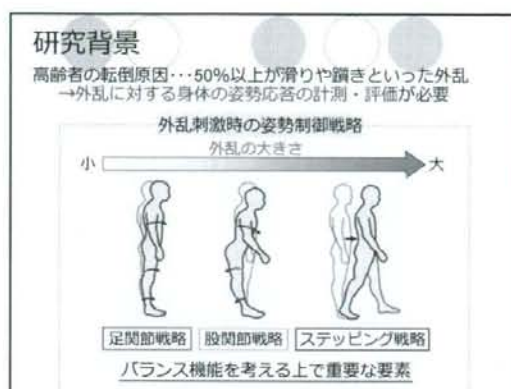
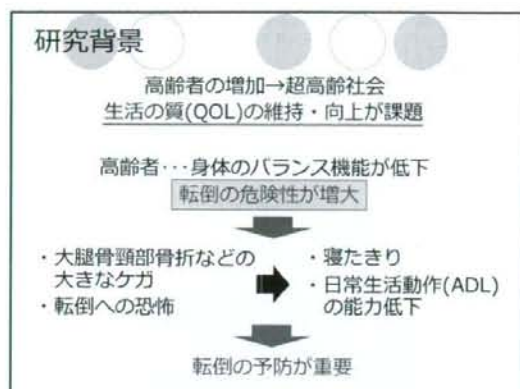
図5 足関節戦略と股関節戦略の混合型を用いた際の角速度波形 (2.61m/s²) [8]
 実線, 破線の丸は, それぞれ足関節戦略, 股関節戦略を示している.

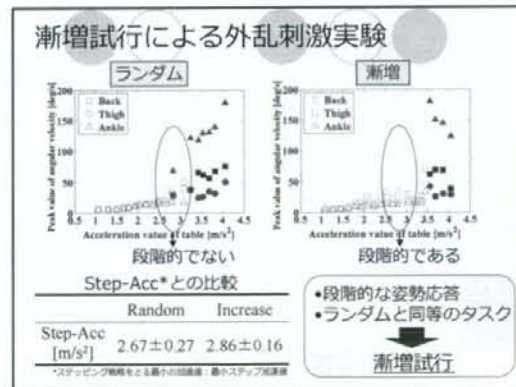
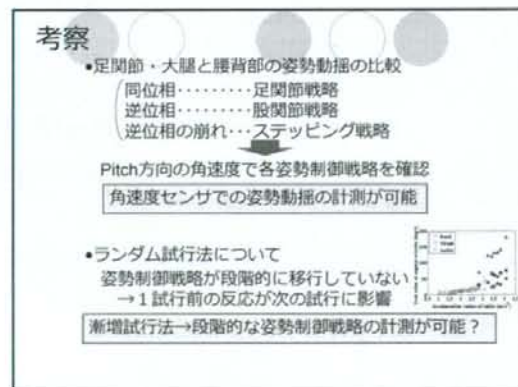
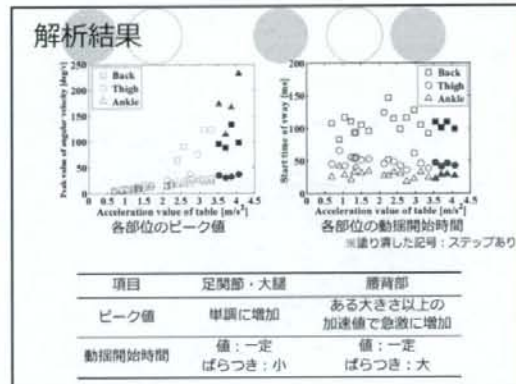
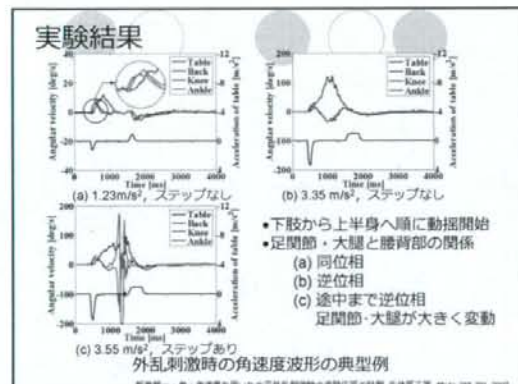
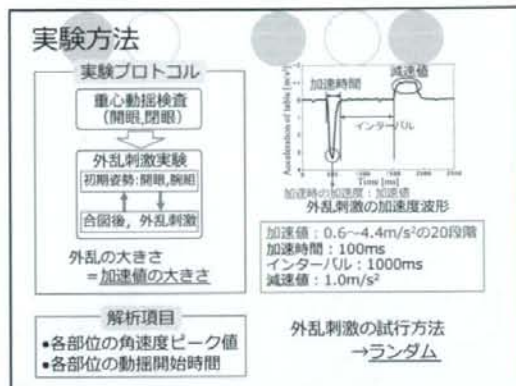
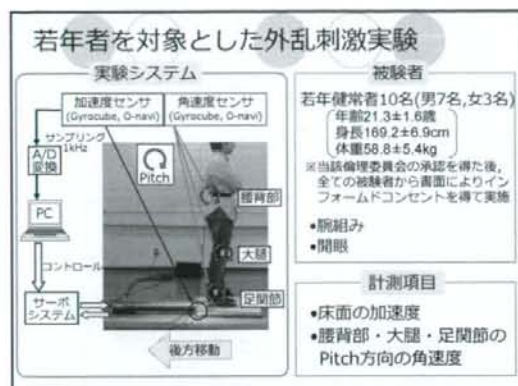
表1 被験者の身体的特徴と計測結果[8]

Pattern	Sex	Age [years]	Height [cm]	Weight [kg]	Length/Time [cm/s]	Length/Area [cm/cm ²]	Area [cm ²]	Romberg	Step-Acc [m/s ²]
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・重心動揺検査の相関係数[8]

	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





高齢者を模擬した外乱刺激実験

高齢期疑似体験システム

シニアポーズ (アクセス22)
 ...加齢に伴う身体変化などによって生じる日常生活を体験できるシステム

実験

実験システム

被験者

腰痛のない健康若年者12名
 年齢22.5±1.8歳
 身長171.8±5.3cm
 体重61.1±5.3kg

※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

計測項目

- 床面の加速度
- 腰部・膝関節・足関節のPitch方向の角速度

健常若年者と擬似高齢者の2回実験を行った

実験

実験プロトコル

- 重心動揺検査 (開眼,閉眼)
- 外乱刺激実験
 - 初期姿勢: 開眼, 脚組 $\theta_0 = 150^\circ, \theta_1 = 150^\circ$
 - 合図後, 外乱刺激
 - 外乱の大きさ = 加速値の大きさ

解析項目

- 各部位の角速度ピーク値
- 各部位の動揺開始時間

外乱刺激の加速度波形

加速時間: 100ms
 インターバル: 1000ms
 減速時間: 100ms

外乱刺激の加速度波形
 加速値: 0.6~4.4m/s²の2D段階
 加速時間: 100ms
 インターバル: 1000ms
 減速値: 1.0m/s²

外乱刺激の試行方法 → 漸増試行

結果 (重心動揺計)

Length(Open eye) [cm]

総軌跡長

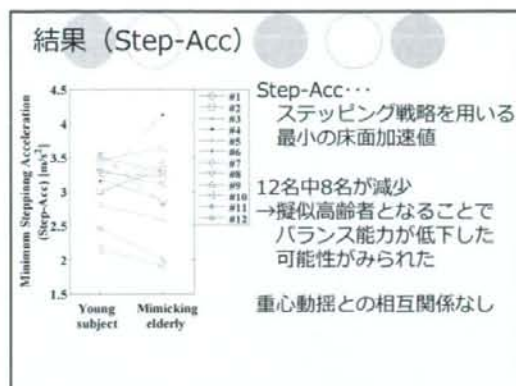
Area(Open eye) [cm²]

外周面積

外周面積: 12名中8人が増加

結果 (角速度波形)

健康若年者: 大腿と足首の角速度が同期する
 擬似高齢者: 大腿と腰背部の角速度が同期する



考察

- 角速度波形
 - 擬似高齢者：腰背部と大腿の同期
 - 膝より上が1つの剛体
 - 膝を優位に働かせたバランス保持
 - 腰背部と足首の波形パターンは健康若年者と類似
 - 膝屈曲からの姿勢制御戦略
- Step-Acc
 - Step-Accが低くなった→バランス能力の一時的低下
 - より低い外乱による評価が必要

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

- 若年者を対象とした外乱刺激実験
 - Pitch方向角速度により3つの姿勢制御戦略を確認
 - 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
 - 漸増試行法の優位性を確認
- 高齢者を模擬した外乱刺激実験
 - 擬似高齢者：健康若年者とは異なる姿勢応答
 - Step-Accの低下→より低い外乱での評価が必要

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。初年度の研究成果として小型のコイン型振動モータを利用したインソール型足底振動刺激装置を開発し、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た。昨年度は、より効果的に姿勢調節に対する振動刺激の効果を得るために、足底振動刺激のパラメータについて検討し、適切な刺激周波数と刺激部位の選択が姿勢を効果的に制御するために重要であることを示した。本年度は新たに小型のシリンダ型振動モータを使用した振動刺激装置を試作し、この振動刺激装置を用いて足底以外の部位も含め姿勢調節に効果的に影響を及ぼす刺激部位の検討を行った。立位において、振動刺激の有無に対する重心変位を重心動揺計で測定した結果、腰や足首に振動刺激を与えた際に最も変位が大きく、姿勢調整に対して大きな影響を及ぼすことが示唆された。

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入力を行うことが必要である。近年、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。具体的には、足底へ体性感覚を刺激するための振動刺激を入力する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[1]というものや、振動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[2]といった報告がなされている。そこで、本研究では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。

初年度の研究成果として、小型のコイン型振動モータを用いた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、刺激が歩行中のバランス機能の改善に貢献すると考えられた。昨年度の研究成果として、より効果的に姿勢調整に影響を与えるために足底振動刺激のパラメータに関して検討を行い、振動周波数と刺激部位の選択が重要であることを明らかにした。

そこで、本年度は新たに小型のシリンダ型振動モータを使用した振動刺激装置を試作し、この振動刺激装置を用いて足底以外の部位も含め姿勢調節に効果的に影響を及ぼす刺激部位の検討を行った。

B. 研究方法

1. 振動刺激装置

本研究では、局所的に体性感覚を振動刺激するため、振動装置は小型であるものが望ましい。そこで、携帯電話などの携帯端末やゲーム機などの振動用に用いられる非常に小型の振動モータを使用した。市販されている振動モータの主な種類としてコイン型とシリンダ型がある。初年度の研究ではコイン

型の振動モータ (FM34F, 東京パーツ工業) を利用した足底振動刺激装置を試作したが, コイン型は接触面と垂直方向に回転軸が配置されていることから, 荷重により筐体に変形し十分に振動しない場合がみられた。一方, シリンダ型は, 接触面と水平に回転軸が向いているため筐体の変形が起こりにくく, コイン型に比べて振動強度が減少しにくいと考えられる。そこで, 本年度は図 1 に示すシリンダ型の振動モータ (FM-112K701) を用いた振動刺激装置を開発した。シリンダ型の振動モータを直接刺激面に固定すると偏心ウェイトが接触するため, アクリル板で振動モータを保護し, 被験者に装着した。

2. 実験方法

振動刺激部位と姿勢調節の関連性を調べるために, 立位姿勢において各部位に振動刺激を与えた際の重心移動軌跡を重心動揺計 (G-620, アニマ) を用いて測定した。

2.1 足底振動刺激実験

足底へ振動刺激を加える実験では, 靴の中敷に配置することを想定し, 厚さ 10mm の軟質スポンジ製のマットをくり貫き, その中に振動刺激装置を配置した。振動モータを配置する部位は足底面の主たる荷重部位であり, 姿勢制御に重要と考えられる 3 箇所, 第 1 中足骨頭, 第 5 中骨骨頭, 踵部とし, 両足で計 6 箇所とした。振動装置を組み込んだマットは切り離し可能で, 被験者ごとの足のサイズに対応したスポンジに交換することで, 23~28cm までの調節が可能である。図 2 に実際の装置を示す。

被験者は, 顕著な疾患を認めない健康成人 7 名 (年齢 22.1 ± 0.4 歳, 身長 172.1 ± 4.7 cm, 体重 60.3 ± 8.1 kg) を対象とした。

測定の様子を図 3 に示す。足底振動刺激装置を重心動揺計の上に設置し, 被験者は足底振動刺激装置上に裸足, 閉眼で, 手を体の側方に添え, 楽な姿勢で直立姿勢を保持した。左右方向への振動刺激実験プロトコルは, 静止立位を 30 秒間, 右足 3 点への振動刺激を 30 秒間, さらに静止立位を 30 秒間, 左

足 3 点への振動刺激を 30 秒間, 再び静止立位を 30 秒間, 計 150 秒間の立位とした。左右方向への振動刺激実験が終了した後, 1 分ほど休憩を挟み, 前後方向への刺激実験に移った。前後方向への振動刺激実験プロトコルは, 左右方向への刺激と同様に, 静止立位を 30 秒間, 後方 2 点への振動刺激を 30 秒間, さらに静止立位を 30 秒間, 前方 4 点への振動刺激を 30 秒間, 再び静止立位を 30 秒間, 計 150 秒間の立位とした。

2.2 足底以外への振動刺激実験

足底以外に, 左足首の内側と外側 (踝付近), 両足首の前側と後側, 左大腿部の内側と外側, 両大腿部の前側と後側, 腰 (骨盤付近) の左側, 背中, 首の左側と後側, 左肩の外側の合計 13 箇所振動刺激装置を配置し, 各部位が重心動揺に与える影響を評価した。

被験者は, 顕著な疾患を認めない健康成人 10 名 (年齢 21.9 ± 1.1 歳, 身長 172.1 ± 4.3 cm, 体重 60.8 ± 6.5 kg) を対象とした。

測定の様子を図 4 に示す。振動刺激装置は刺激部位に粘着テープで仮止めし, その上に伸縮可能なベルトを巻いて取り付けられた。測定条件は, 足底振動刺激実験と同様に, 被験者は重心動揺計の上で裸足, 閉眼で, 手を体の側方に添え, 楽な姿勢で直立姿勢を保持することとした。実験プロトコルは, 静止立位を 10 秒間, 各部位への振動刺激を 30 秒間, さらに静止立位を 30 秒間, 計 70 秒間の立位とした。1 つの振動部位の測定が終了した後, 1 分ほど休憩を挟み, 次の部位の振動刺激実験を行った。また, 振動刺激に対する反応の再現性を確認するために, 上記の実験プロトコルを異なる日時で 2 回実施した。

3. 解析方法

重心動揺計の出力は, 重心の前後方向と左右方向の移動軌跡に関するデータを有する。そこで, 前後方向と左右方向のそれぞれについて, 振動刺激開始直前の 10 秒間, 振動終了直前の 10 秒間の平均重心変位を求め, 振動刺激部位と重心変位, 変位の方向

の関係について評価した。振動刺激の有無による重心変位の比較には対応のある t 検定を利用した。

(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

1. 足底振動刺激実験

足底の左3点、右3点、後2点、前4点を振動刺激した際の重心変位を図5に示す。なお、図中の変位は、刺激無しの状態から刺激有りの状態にかけての変化を知るために、刺激有りの状態と刺激無しの状態の重心変位の差を示している。この結果より被験者全体では刺激部位の反対側へに重心が移動する傾向が確認された。しかし、左側、右側、後側、前側の振動刺激に対する重心変位の大きさは平均でそれぞれ0.4cm、0.3cm、1.1cm、0.3cmと小さく、さらに個人差が大きい傾向がみられた。振動刺激の有無による重心変位を比較した結果、右3点刺激で有意な差がみられたものの ($p<0.05$)、それ以外では有意差は認められなかった。

2. 足底以外での体性感覚振動刺激実験

足底以外の各部位を振動刺激した際の重心変位を図6と図7に示す。なお、図中の変位は足底振動刺激実験と同様に、刺激有りの状態と刺激無しの状態の重心変位の差を示している。被験者全体の平均をみると、足首では前側刺激と後側刺激において刺激入力側、つまりそれぞれ前方と後方へ重心が移動する傾向が確認された。大腿では、前側振動刺激と後側振動刺激の両方において前方へ重心移動する傾向が確認された。また、側方への刺激では刺激部位と反対側へ重心移動する傾向が確認された。背中と首への振動刺激においては、刺激部位の反対側へ重心移動する傾向が確認された。一方、肩では、振動刺激による影響がほとんどみられなかった。足首の

内外側にある踝付近、腰周りの骨盤付近への振動刺激では、両者とも刺激部位の反対側へ重心移動する傾向が確認された。また、本実験で選択した刺激部位の中ではこれら足首、腰への振動刺激は重心変位が大きく、特に腰部では1.7cm以上の移動が見られた。さらに、変位に個人差が見られるものの10人中9人の被験者で同方向への重心移動が確認された。

被験者全体を平均すると、2回の測定で両方とも刺激前後の重心変位に有意差がみられた部位は、足首全方向と腰のみであった ($p<0.05$)。また、1回目の測定と2回目の測定の変位に差がみられた部位は、首後側のみであり ($p<0.05$)、他の部位には有意差はみられなかった。

D. 考察

昨年度の研究で、姿勢調整への影響を与える振動刺激のパラメータとして刺激周波数と刺激箇所が重要であることが明らかになった。刺激周波数に関しては、姿勢調整への影響を与える足底への振動刺激としてマイスナー小体が対応する40Hz以下の粗振動が効果的であった。しかし、携帯型の振動刺激装置を開発する上で必要となる小型の振動モータは概ね100~250Hzの振動周波数である。そこで、本年度は刺激箇所に注目し、足底以外の部位にも振動刺激を与え、姿勢調節に適切な振動箇所の検討を行った。

実験の結果、足底、足首、大腿、腰部、背中、首、肩を振動刺激した場合、従来の報告と同様な重心移動の傾向が確認された[3]。一方、今回新たに振動刺激部位として提案した足首の左右(踝付近)、腰(骨盤付近)への振動刺激では、両者とも刺激箇所と反対方向への重心移動が確認された。したがって、適切な刺激部位を選択し振動刺激することは、姿勢調整に寄与すると考える。

しかし、同じ振動刺激装置を用いても姿勢調整に与える影響は大きく異なり、今回の実験では、振動刺激前後で有意な差がみられた刺激部位は、足底右

3点、足首全方向、腰のみであった。

足底振動刺激に対して重心変位が小さく顕著な効果が得られなかった理由として、モータをコイン型からシリンダ型に置き換えたものの、立位の場合には足底面と床面で振動モータを挟み圧迫するため十分に振動しなかったのではないかと考えられる。したがって、足底に十分な振動刺激を与える場合、装置の検討が再度必要であると考えられる。

大腿や背中への振動刺激は、重心変位が小さい上に被験者間のバラツキが非常に大きくなった。大腿や背中では他の部位に比べ脂肪が付きやすいことから振動の吸収や分散が生じ、振動が伝わりにくかったのではないかと考えられる。また、個人差が大きいことから被験者によるバラツキが生じた要因の一つとして考えられる。

肩では、もっとも平均重心変位が小さく、振動刺激によるバランスの影響がみられなかった。

首では、後部刺激、側方刺激の両者とも、測定1回目では振動刺激の有無で有意差がみられたものの、測定2回目においては有意差がみられなかった。このように、測定1回目と2回目で結果に違いが生じたのは首だけであり、これは首が他の部位に比べて自由度が高く刺激に対する反応パターンが多いことが要因として考えられる。

足首や腰では、他の部位に比べて脂肪が少ないため振動刺激が伝わりやすく、振動モータが正常に動作可能な配置であることから、顕著な重心変化を示したと考えられた。また、2回の測定で再現性も確認されたことから、足首や腰に振動刺激を与えることが姿勢調整に効果的であると示唆された。

E. 結論

本研究では、シリンダ型の振動刺激装置を試作し、姿勢調整に効果的に影響を与える身体の振動刺激部位について検討を行った。振動刺激部位として足底、足首、大腿、腰部、背中、首、肩を選択し健康成人に対して実験を行ったところ、足底、足首の前後、大腿、背中、首、肩に与えた振動刺激に対して

は、被験者全員の平均的な傾向として従来の報告と同様の重心移動が確認された[3]。しかし、その効果の大きさは被験者ごとに大きく異なった。一方、足首の左右(踝付近)、腰(骨盤付近)への振動刺激では、両者とも刺激箇所と反対方向への重心移動が確認された。また、振動刺激による重心移動が10人中9人で同方向となり、被験者間でバラツキが少ない傾向を示した。今回振動刺激を与えた部位においては、腰への振動刺激は他の部位に比べて重心移動に対する影響が大きいことが明らかになった。以上の結果から適切な刺激箇所を選択することで姿勢を効果的に制御することが可能であり、今回振動刺激装置を配置した部位では腰(骨盤付近)が最適であると考えられた。

<参考文献>

- [1] Kavounoudias A, Roll R, Roll JP, The plantar sole is a 'dynamometric map' for human balance control, Neuroreport, 9(14), 3247-3252, 1998.
- [2] Priplata AA, Niemi JB, Harry JD, Lipsitz LA, Collins JJ, Vibrating insoles and balance control in elderly people, Lancet, 362(9390), 1123-1124, 2003.
- [3] Njiokiktjien C, de Rijke W, Stance- and locomotion-dependent processing of vibration-induced proprioceptive inflow from multiple muscles in humans, J Neurophysiol., 97(1), 772-779, 2007.

F. 研究発表

1. 論文発表

• なし

2. 学会発表

• なし

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

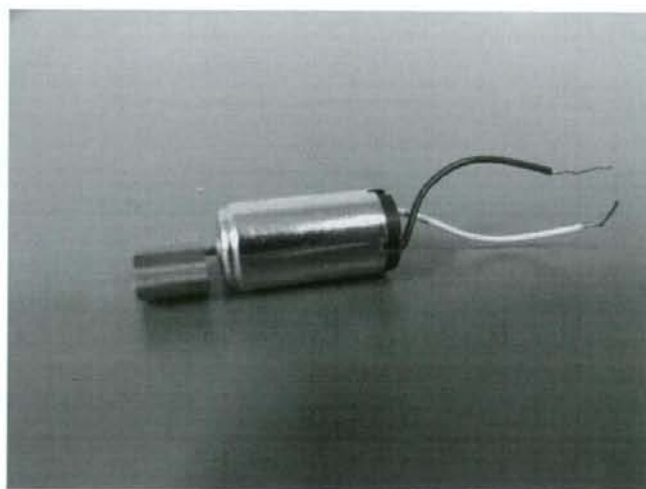


図 1 シリンダ型振動モータ
直径 3.0mm、全長 17.4mm、重さ 2.2g

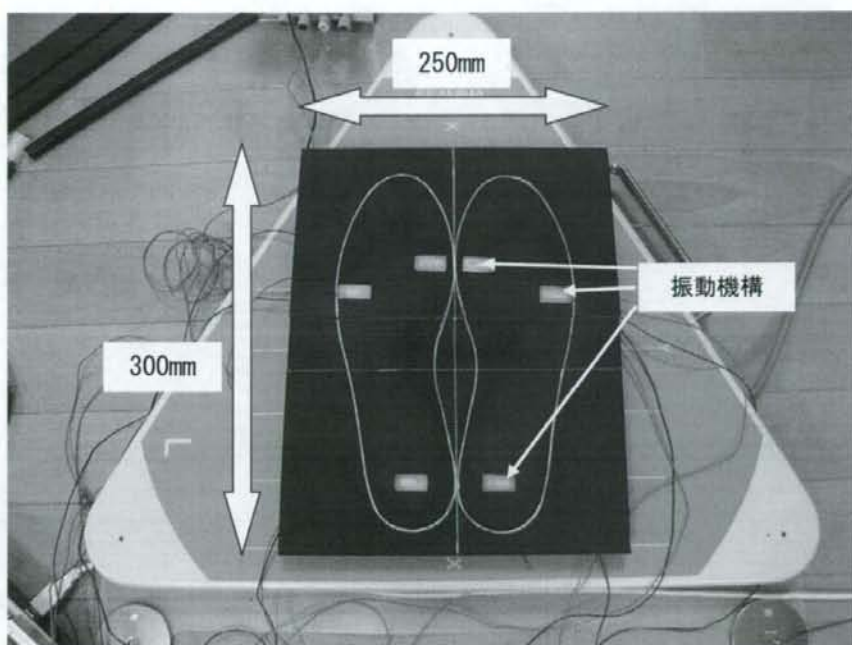


圖 2 足底振動刺激裝置

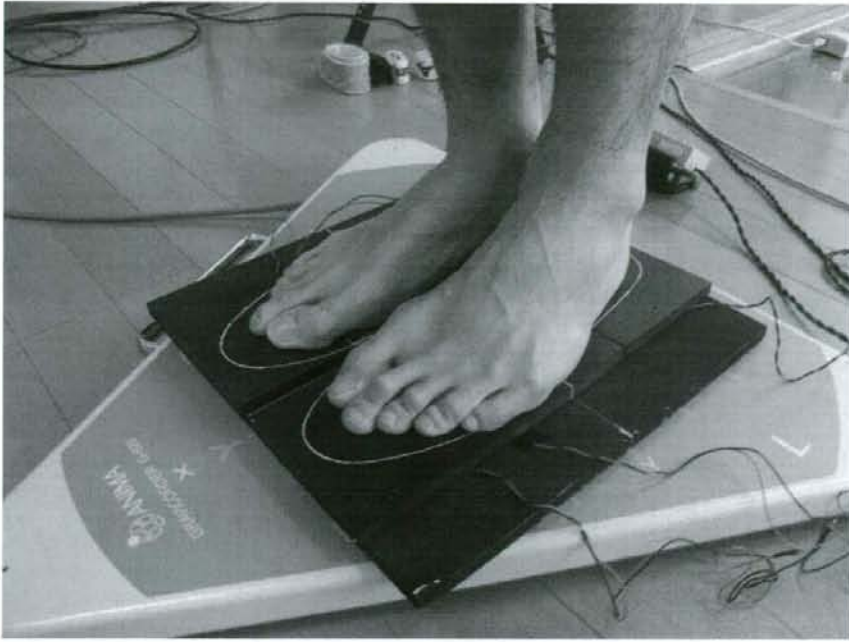


図3 足底振動刺激実験の測定風景



図4 足底以外の部位に対する振動刺激実験の測定風景

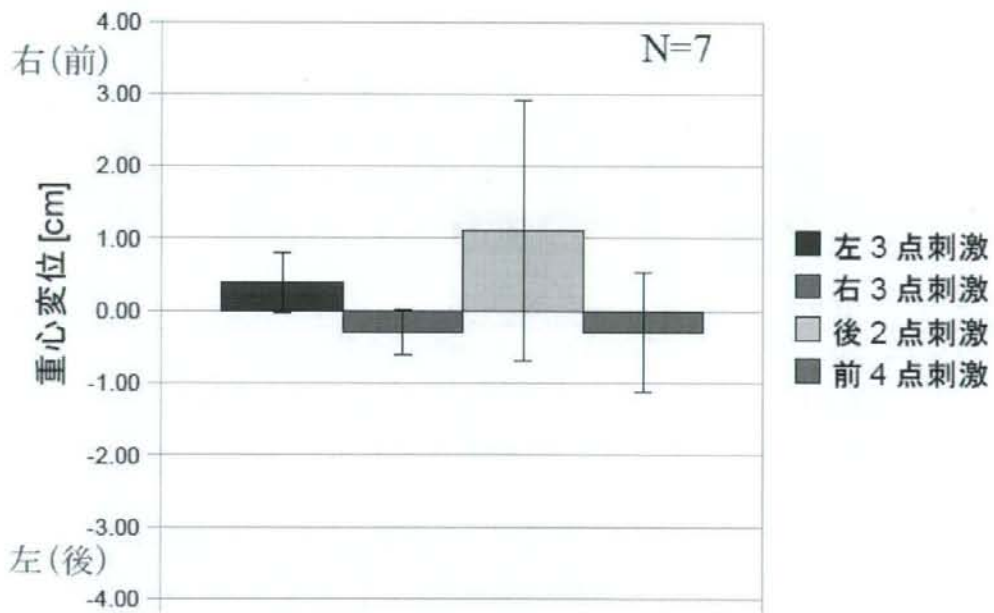
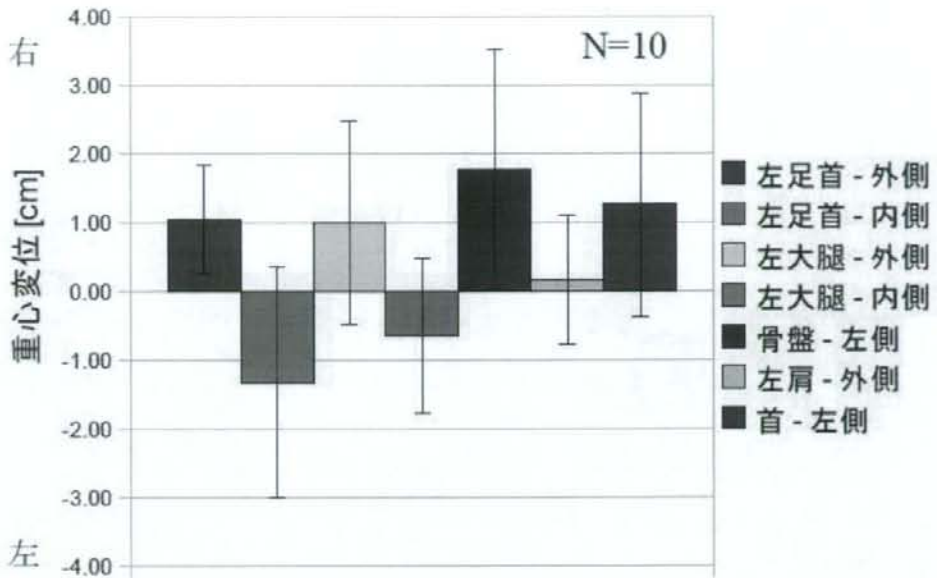
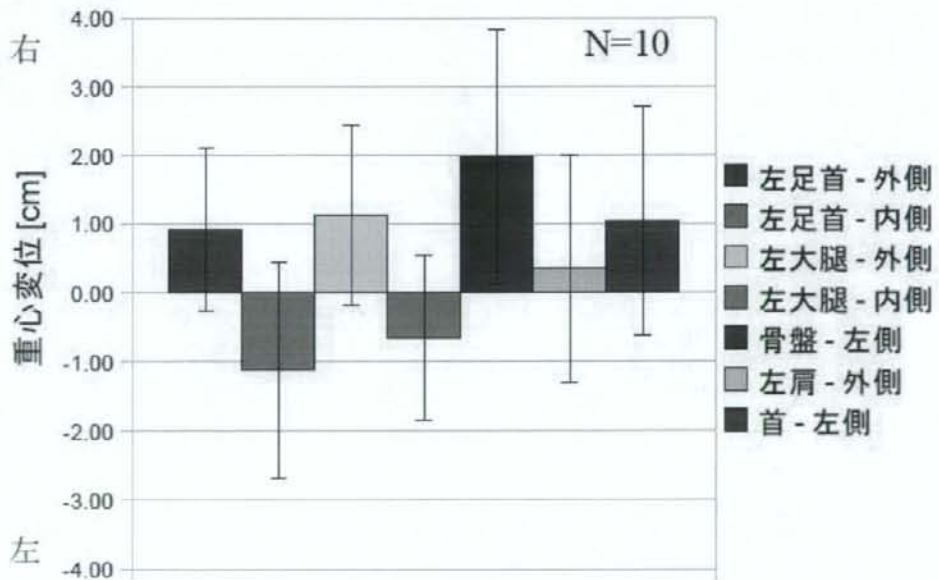


図5 足底を振動刺激した際の重心変位



(a) 1回目



(b) 2回目

図6 足底以外の部位を振動刺激した際の重心変位（左右方向）