

科学研究費助成事業 研究成果報告書

平成 28 年 6 月 16 日現在

機関番号：30127

研究種目：若手研究(B)

研究期間：2013～2015

課題番号：25870953

研究課題名(和文) 立位時の床傾斜による姿勢筋緊張の抑制と高齢者におけるトレーニング効果の検討

研究課題名(英文) Inhibition of postural muscle activation with toe-up rotation of floor and the training effect in the elderly

研究代表者

清田 直恵 (Kiyota, Naoe)

日本医療大学・保健医療学部・講師

研究者番号：90559189

交付決定額(研究期間全体)：(直接経費) 3,100,000円

研究成果の概要(和文)：一過性水平後方床移動後の足尖が上昇する床傾斜により、下腿三頭筋伸張反射の適応的抑制が認められ、これには上位中枢が関与すると考えられている。本研究では、一過性水平後方床移動後の床傾斜刺激の反復に伴う下肢・体幹および上肢帯筋活動と随伴陰性変動の変化を検討した。後方床移動から不意に変化した傾斜刺激の強度が、立位を保持できないほど強い場合に、その後の床傾斜直後の下腿三頭筋活動が適応的に減少し、上肢帯・体幹・大腿部の筋活動でも減少が認められた。外乱に向けた予測的注意や運動準備のための脳活動は、外乱が床傾斜に切り替わった後、一時的に低下するものと考えられた。

研究成果の概要(英文)：Repetition of toe-up rotation after repetitive backward translations of floor induce adaptive inhibition of stretch reflex response in the triceps surae, which would be related to supraspinal nervous system. This study investigated the changes in the activation of the lower limb, trunk, and shoulder girdle muscles and the contingent negative variation of the brain potential with the toe-up rotations after the backward translations. When the intensity of the rotation was strong, the activation of the triceps surae just after the rotation was adaptively decreased with the repetition of the rotation, and the activation of the thigh and trunk muscles and upper trapezius was also decreased. The brain activation for the anticipatory attention and motor preparation temporally decreased just after the switching of the floor perturbation to the toe-up rotation.

研究分野：姿勢制御 神経生理学

キーワード：床傾斜 適応的抑制 筋電図 随伴陰性変動

1. 研究開始当初の背景

立位姿勢の保持や運動パフォーマンスにとって、姿勢筋あるいは運動の局所筋における適度な筋緊張の維持は重要である。筋緊張は、健常者であっても状況によって無意識的に変化し、過剰な筋緊張は筋疲労や疼痛を引き起こす要因になりうる。特に高齢者では、加齢に伴う筋負担度の増加や状況に応じて筋緊張状態を変化させることが難しいため、日常生活でも筋緊張が過剰になりやすい。現在、リハビリテーションやコンディショニングの分野では、筋緊張を抑制するために様々な手法が用いられている。その1つに、持続的な筋の伸張があり、これはGolgi 腱器官の興奮による Ib 神経線維を介した自原性抑制 (Ib 抑制) がその効果の機序であると考えられている (Robichaud et al., 1992; Guissard and Duchateau; 2004)。これは抑制対象となる筋に刺激を加える方法である。一方、体幹筋の伸張運動が髄節の異なるハムストリングスやヒラメ筋の支配神経の興奮性を低下させる (江口ら, 2010)、あるいは受動的な下肢ステップングによって上肢筋の興奮性が低下する (Nakajima et al., 2011) という報告は、ある筋からの感覚情報が他の髄節あるいは他の肢に対して抑制性の影響を及ぼす可能性を示唆する。動物実験により、Ib 神経線維に介在ニューロンを介した上下肢間での連絡があることや、大脳皮質への、あるいは大脳皮質からの投射があることが報告されている (Jankowska et al., 1983; Boivie et al., 1981)。しかしながら、ヒトを対象として、筋の伸張による Ib 抑制が他の肢節筋へ及ぼす影響およびその際の大脳皮質活動を神経生理学的に検討した研究は見当たらない。

加えて、上述した抑制法の多くは、極めて静的な状態で行われるため、抑制されたとしても、立位を保持したり、運動を行う際には高まってしまふことが考えられる。立位姿勢あるいは運動時の筋緊張を考慮すると、立位にて比較的動的な状態で筋緊張の抑制を図ることが重要であると考えられる。姿勢制御の1つに、伸張反射の適応的抑制がある (Nashner, 1976)。立位において、足関節が背屈するように支持面を移動させた場合 (床の水平後方移動、ないしつま先が挙上するような傾斜) それによって伸張された下腿三頭筋には、早期の応答 (約 40ms の短潜時) が認められ、その後“自動的”な応答 (70 - 80ms の中潜時、110-120ms の長潜時) が生じる (Nashner and McCollum, 1985; Bloem et al., 1996)。中・長潜時応答は、脊髄より上位の中枢レベルを経由する反射であり、純粋な随意的応答よりも早期に生じるが、合目的に変化し、意志や運動準備によってある程度影響されると考えられている (Bonnet and Requin, 1982)。Nashner (1976) は、床の水平後方移動の反復負荷と傾斜刺激の反復負荷を、予測できな

いタイミングで切り替えた。水平床移動によって誘発される下腿三頭筋の伸張反射は、前方に崩れた姿勢を元に戻すために有用な応答であるのに対し、傾斜刺激に伴う伸張反射は、さらなる後方への姿勢の崩れを引き起こし、姿勢の安定化にとっては不適切であるため、水平移動から傾斜へ切り替わった場合、長潜時応答は適応的に減少 (抑制) した。この適応的抑制は、状況依存性適応であり、大脳皮質や大脳基底核といった上位中枢が大きく関わるものと考えられる。この研究では、下腿三頭筋にのみ焦点が当てられていたが、外乱自体は全身に加わっているため、適応的抑制は、大腿や体幹の背面筋にも生じていることが予想される。それゆえ、立位であり、かつ動的な状態での筋緊張抑制法としての適用の可能性について検討する。高齢者において、このような状況依存性の適応能は、若年者と比べると低下しているものの、回数を重ねることで若年者と同程度まで適応可能である (Fujiwara et al., 2012)。それゆえ、高齢者における筋緊張抑制のトレーニング法としての適用についても検討する。

加えて、伸張による筋緊張の変化について検討した先行研究の多くでは、脊髄回路をその機序と考えるためか、脊髄運動ニューロンの興奮性の変化を検討するに留まっている (Robichaud et al., 1992; Guissard and Duchateau; 2004)。我々は、外乱に対する動的姿勢制御に関連した脳活動状態を検討するために、事象関連脳電位を用いてきた (Fujiwara et al., 2009; 2011; 2012; Kiyota and Fujiwara, 2014)。特に、随伴陰性変動 (CNV) は、前頭葉における注意や運動準備状態を反映する。立位にて前方床移動外乱を繰り返し負荷した場合、若年者の CNV 電位は S1 後から S2 に向けて陰性方向に増大し、それは、前期セット (最初の 20 試行) よりも後期セット (次の 20 試行) の方が大きく、前頭葉機能の適応的变化があったことが示された (Fujiwara et al., 2012)。すなわち、多くの姿勢外乱の反復負荷に伴い、外乱に対する十分な準備および注意が向けられるようになることが示唆された。本研究においても、CNV を同時測定することにより、床傾斜外乱の反復に伴う前頭葉機能の適応的变化を捉えられるかもしれない。これは、先行研究とは異なり、試行間という比較的短時間での適応現象を捉えることになるであろう。

2. 研究の目的

立位における床傾斜刺激が下肢、体幹筋および上肢帯の筋活動および大脳皮質活動に及ぼす影響とそのトレーニング効果について検討する。

3. 研究の方法

本研究は、2つの実験からなる。

【実験 1】

一過性床移動外乱後の床傾斜刺激に対する上肢帯・体幹および下肢筋活動および CNV の適応的变化

(1) 被験者

被験者は健常若年成人 13 名（男性 7 名、女性 6 名）である。彼らの年齢、身長、体重、足長の平均値および標準偏差（SD）は、それぞれ 22.4 歳（SD=3.5）、164.3cm（SD=7.4）、56. kg（SD=6.6）、24.3cm（SD=1.1）であった。神経学的および整形外科的疾患のある被験者はいなかった。実験プロトコルについての説明の後に、ヘルシンキ宣言に基づいて、全被験者からインフォームドコンセントを得た。研究およびプロトコルは、日本医療大学研究倫理委員会によって承認された。

(2) 装置およびデータ記録

前後方向の圧中心（CoPap）の測定に床反力計を用いた。CoPap 位置を知らせるために、A/D コンバーターを介してサンプリング周波数 20Hz、12 ビットの分解能でコンピューターに送った。本装置では、安静立位姿勢（QSP）での平均位置 ± 1 cm 内に CoPap が位置するときにコンピューターからブザー音を発生させることができる。CoPap の位置は、踵からの距離を足長の相対値（%FL）として示した。床反力計は、2 つのコンピューター制御式電気モーターによって前後方向の水平移動と傾斜が可能な台上に固定した（図 1）。

このモーターにより、床移動および床傾斜の方向、速度、振幅を制御した。S1 は、周波数 2 kHz、持続時間 50 ms、閾値上 35 dB の音信号であり、イヤホンを通じて提示された。S2 は一過性の後方床移動ないしつま先が挙がる床傾斜刺激であった。後方床移動刺激の速度および振幅は、我々の先行研究（Fujiwara et al., 2012）を参考に、被験者ごとに定めた。床傾斜刺激の速度および角度は、 $30^\circ/\text{sec}$ 、 7° とした。

脳波を記録するために、国際 10-20 法に基づいて、探査電極を Fz、Cz、Pz に、基準電極を両耳朶に、接地電極を Fpz に取り付けた。眼電図を記録するために、左眼の上下に電極を取り付けた。眼球の位置を固定するために、被験者はゴーグル型ディスプレイ上に映し出された固視点を注視した。筋電図（EMG）は、銀-塩化銀表面電極を用いて、双極導出にて、以下の筋から記録した：身体右側の僧帽筋上部線維、腹直筋（RA）、脊柱起立筋（ES）、大腿直筋（RF）、大腿二頭筋長頭（BF）、前脛骨筋（TA）、腓腹筋内側頭（Gcm）、ヒラメ筋（Sol）。電極貼り付け部位の皮膚を剃毛し、アルコールにて清拭した後、電極を 3cm 間隔で筋の長軸に沿って貼り付けた。電極の入力抵抗は 5k 未満とした。電極からの信号は、生体アンプによって増幅し、バンドパスフィルターに通した。

以上の電気信号は、A/D 変換器を介して、

サンプリング周波数 1000Hz、分解能 16 ビットにてコンピューターへ送られた。

(3) 手順

最初に、被験者が上肢を胸の前方で組んだ状態で安静立位（QSP）を保持している間に、CoPap の位置を 10 秒間計測した。合計 5 回試行実施した。試行ごとに 10 秒間の平均値を求め、5 試行の平均を QSP における CoPap 位置として採用した。

次に、被験者は、刺激間隔 2 秒の S1-S2 課題において床反力計上での立位保持課題を遂行した。被験者は初め、立位位置を知らせるブザー音を手がかりに QSP 位置を保持し、ブザー音を消した後で S1 と S2 が提示された。外乱の開始まで、被験者は QSP 位置を保持した。被験者は S2 に対しての足の位置を変えたり、転倒したりしないように指示を受けた。1 セットにおいて、最初の 3~8 試行は後方床移動刺激とし、その後床傾斜刺激を 5 試行実施した。後方床移動から床傾斜に切り替わる試行タイミングはランダムとした。床傾斜の第 1~5 試行のそれぞれにおいて、ノイズのない脳波を最低 12 回加算できるまでセットを繰り返した（図 2）。被験者の側には験者を 1 名配置し、転倒に配慮した。2 セット毎に座位にて 3 分間の休憩を挟んだ。

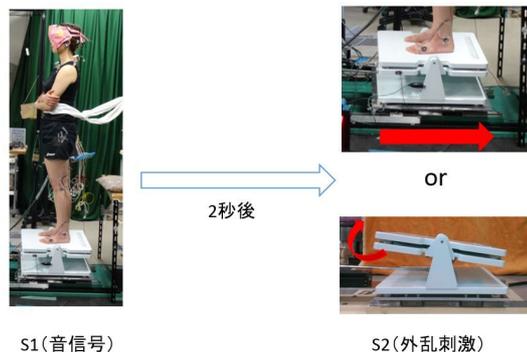


図 1 実験風景および課題

(4) データ分析

初めに、S1 前 500ms から S2 後 3000ms までの 5500ms 間の脳波、筋電図および CoPap を、試行毎に加算平均した。加算には、瞬目または運動によるアーチファクト（ $> 100 \mu\text{V}$ ）が、眼電図あるいは脳波に混入していないデータを用いた。筋電図波形は、加算に先立ち、それに含まれる心電図と運動に関連したアーチファクトを除去するために、7 次のバターワースフィルターを用いてハイパスフィルター（40Hz）に通し、次いで全波整流した。脳波の加算では、S1 前 500ms 間の平均振幅を基線とした。CNV 測定の先行研究における最小加算回数は 12 回であった（Tecce, 1972）。それゆえ、少なくとも 12 セットを加算に用いた。これらの加算波形に対して、4Hz のローパスフィルターをかけた。以上の処理により、各被験者につき 5 試行分の加算波形が作成された。

加算波形を基に、傾斜刺激後の CoPap の後方ピーク位置を算出した。筋電図については、傾斜刺激直後のピーク振幅および傾斜刺激後 1500-3000ms 間の平均振幅を求めた。CNV の分析のために、Cz の波形を用いた。傾斜前の 700ms 間の最大陰性電位を CNV ピークとし、S2 に対するその潜時を CNV ピーク時間として、基線からの振幅をピーク振幅として算出した。

(5) 統計解析

分析項目に対する試行の影響を検討するために、反復測定一要因分散分析を実施した。分散分析により有意差が示された場合には、Tukey の多重比較検定を実施した。統計計算には SPSS を使用し、有意水準は $p < 0.05$ とした。

【実験 2】

一過性床移動外乱後の床傾斜刺激に対する上肢帯・体幹および下肢筋活動の適応的变化に対する傾斜刺激速度の影響

1) 被験者

被験者は健常若年成人 9 名（男性 7 名、女性 2 名）である。神経学的および整形外科的疾患のある被験者はいなかった。実験プロトコルについての説明の後、ヘルシンキ宣言に基づいて、全被験者からインフォームドコンセントを得た。研究およびプロトコルは、日本医療大学研究倫理委員会によって承認された。

2) 装置およびデータ記録

装置の概要は、実験 1 に順ずる。生体信号は、EMG を記録した。

3) 手順

実験手順は、概ね実験 1 に順ずる。強い傾斜外乱を負荷できるように、外乱刺激の測定に先立ち、被験者が姿勢を大きく変えることなく立位保持可能な傾斜角度を同定した。被験者には、ゆっくりとした速度 ($5^\circ / s$) で 0 度から 30 度まで床を傾斜させ、その間の姿勢変化と床の傾斜角度をビデオにて確認した。被験者自身で立位保持できなくなった時点の角度を傾斜角度とした。

傾斜速度は、以下の 5 条件とした：30, 60, 80, 100, $115^\circ / sec$ 。各条件の 1 セットにおいて、最初の 3~8 試行は後方床移動刺激とし、その後、床傾斜刺激を 5 試行実施した。後方床移動から床傾斜に切り替わる試行タイミングはランダムとした。これを計 5 セット実施した。1-2 セット毎に座位での休憩を挟んだ。初めに $30^\circ / sec$ 条件を実施し、その他の条件の順序は被験者毎にランダムとした。

4) データ分析

床傾斜直後の下腿三頭筋活動のピーク振

幅および床傾斜後 130ms から 1000ms 間の全筋の平均振幅を求めた。いずれも、S2 前 200ms 間の平均電位に対する相対値として表した。

4. 研究成果

【実験 1】

(1) 結果

床傾斜刺激時における CoPap の後方ピーク位置は、第 1 試行で $21.23 \pm 6.30 \%FL$ 、第 2 試行で $27.47 \pm 6.35 \%FL$ 、第 3 試行で $28.83 \pm 6.87 \%FL$ 、第 4 試行で $29.63 \pm 6.57 \%FL$ 、第 5 試行で $29.30 \pm 6.30 \%FL$ であり、試行間に有意差が認められた ($P < 0.001$)。第 1 試行におけるピーク位置は、第 2 試行以降のそれよりも有意に後方であった。第 2 試行以降では、ピーク位置の有意な変化は認められなかった (図 2)。

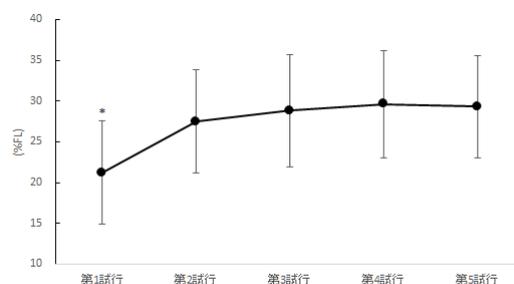


図 2 CoPap 後方ピーク位置

床傾斜直後の EMG ピーク振幅は、全ての筋において、第 1 試行が他の試行に比べて有意に大きく ($P < 0.05$)、第 2-5 試行間に差異は認められなかった (図 3)。傾斜刺激後 1500-3000ms 間の EMG 平均振幅は、前面筋 (RA, RF, TA) が第 1 試行で他の試行に比べて有意に大きく ($P < 0.05$)、第 2-5 試行間に差異は認められなかった。僧帽筋および背面筋には試行間の差異が認められなかった (図 4)。

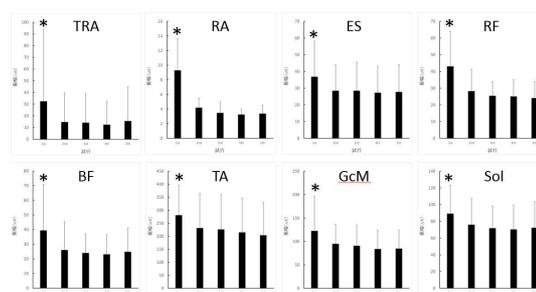


図 3 床傾斜直後の筋電図ピーク振幅

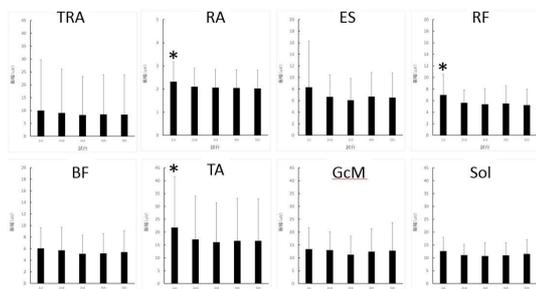


図 4 床傾斜後 1500-3000ms の EMG 平均振幅

床傾斜刺激時における CNV のピーク時間は、第 1 試行で $-445.33 \pm 439.41\text{ms}$ 、第 2 試行で $-310.58 \pm 293.40\text{ms}$ 、第 3 試行で $-371.67 \pm 379.02\text{ms}$ 、第 4 試行で $-468.00 \pm 415.28\text{ms}$ 、第 5 試行で $-445.75 \pm 447.05\text{ms}$ であり、有意差は見られなかった。CNV のピーク振幅は、第 1 試行で $12.20 \pm 5.85 \mu\text{V}$ 、第 2 試行で $7.86 \pm 5.06 \mu\text{V}$ 、第 3 試行で $10.75 \pm 5.74 \mu\text{V}$ 、第 4 試行で $10.45 \pm 5.02 \mu\text{V}$ 、第 5 試行で $8.85 \pm 4.25 \mu\text{V}$ であり (図 5) 試行間で有意に異なった ($P < 0.001$)。第 2 試行のピーク振幅は、第 1 試行・第 3 試行・第 4 試行のそれに比べて有意に小さかった ($P < 0.05$)。第 5 試行のピーク振幅は、第 1 試行のそれに比べて有意に小さかった ($P < 0.01$)。

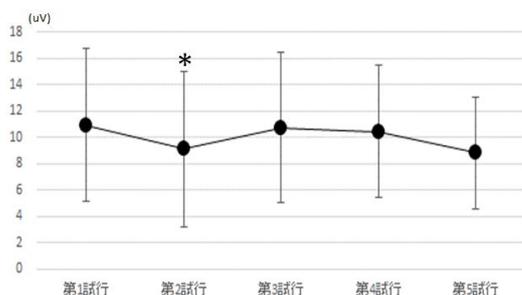


図 5 CNV ピーク振幅

(2) 結論

後方床移動から床傾斜へと、不意に変化した外乱刺激により、第 1 試行では安定性限界付近まで大きく姿勢が崩れたが、第 2 試行以降はすぐに適応した。下肢・体幹の前面筋において、刺激後の背景筋活動の減少が認められたものの、床傾斜直後の下腿三頭筋、および上肢帯・体幹・大腿部の筋活動における適応的抑制は、明確には認められなかった。姿勢保持ができなくなるほどの外乱強度ではなかったため、筋活動を抑制させる必要性がないのかもしれない。後方外乱が床傾斜に切り替わった後、姿勢の乱れや筋活動はすぐに小さくなるが、外乱に向けた予測的注意や運動準備は一時的に低下するものと考えられた。

【実験 2】

実験 1 の結果、外乱強度を強くする必要性が考えられたため、立位保持できる限界角度にて、傾斜速度の影響を検討した。

(1) 結果

30°/sec 条件を除き、傾斜の第 1 試行では、ほとんどの被験者が外乱に対して立位を保持できないが、第 2, 3 試行以降は保持可能となった。115°/sec 条件では、傾斜試行の反復に伴い、床傾斜直後の下腿三頭筋活動ピークが適応的に減少した。また、体幹・大腿筋の活動においても減少が認められた。その他の条件では、試行変動が大きかった。

(2) 考察

本研究で用いる傾斜刺激において、下腿三頭筋伸張反射は、姿勢制御にとって有効ではなく抑制するべき反応である。転倒を誘発するような大きな刺激が加わったことで、強い抑制を必要とし、その効果が全身に波及した結果、体幹・大腿の筋活動も小さくなったものと考えられた。ただし、姿勢運動様式の影響は考慮に入れるべきであり、バイオメカニクスの詳細な検討が必要であると考えられる。実験 2 の結果、傾斜刺激強度を高めることによって明確な筋活動の抑制が認められることが明らかになった。今後、この刺激を用いて脳活動の変化を捉えるとともに、高齢者における適応的变化について検討を重ねる。

5. 主な発表論文等

(研究代表者、研究分担者及び連携研究者には下線)

〔学会発表〕(計 2 件)

清田直恵、藤原勝夫、一過性水平後方床移動後の床傾斜外乱に伴う姿勢筋活動と随伴陰性変動の適応的变化、姿勢研究部会第 6 回研究会、平成 26 年 7 月、石川県金沢市

清田直恵、藤原勝夫、一過性水平後方床移動後の床傾斜外乱に伴う姿勢筋活動と随伴陰性変動の適応的变化、日本健康行動科学会第 14 回学術大会、平成 27 年 9 月、大阪府大阪市

6. 研究組織

(1) 研究代表者

清田 直恵 (KIYOTA, Naoe)

日本医療大学・保健医療学部・講師

研究者番号：90559189