

全身振動刺激トレーニングの神経生理学的効果の検証

東京国際大学 一寸木 洋 平
(共同研究者) 大阪大学大学院 Matija Milosevic
東京国際大学 猪 股 高 志
同 酒 井 美 園

Study on Neural Effects of Whole-Body Vibration Training

by

Yohei Masugi, Takashi Inomata, Misono Sakai
Tokyo International University
Matija Milosevic
Osaka University

ABSTRACT

Whole-body vibration (WBV) training is widely used as a training method for athletes, older adults, and people with central nervous system injuries. Although it has been shown that WBV can strongly suppress H-reflex excitability of the soleus muscle, the effects on other muscles remain unknown. Therefore, the purpose of this study was to determine the effects of WBV on the spinal reflex circuits of the flexor and extensor muscles of the thigh and lower leg muscles. Seven healthy adult male individuals participated in this study and underwent assessments before, during and after WBV and a control condition that included standing only. Surface electromyography signals were recorded unilaterally in the right leg during the experiments. In the WBV condition, the intervention was applied for 1 minute and in the control condition participants stood still for 1 minute. Posterior root muscle (PRM) reflexes were measured in four lower

extremity muscles, including the tibialis anterior (TA), soleus (SOL), vastus medialis (VM), and biceps femoris (BF) before, during, and after the interventions. Our results showed that the peak-to-peak amplitudes of PRM-reflexes of the TA, SOL, and BF muscles decreased significantly during the WBV intervention, compared to before the intervention. However, no effect was observed in the control condition. These results indicate that WBV has widespread inhibitory effects on reflex circuits in muscles other than the SOL, but this effect is not sustained following a short duration intervention. Overall, our results suggest that WBV can be used effectively to temporarily decrease spasticity in neurological disorder population.

キーワード

全身振動刺激トレーニング, 経皮的脊髄刺激, 脊髄反射, 筋電図, 体性感覚入力

Keyword

whole-body vibration training, transcutaneous spinal cord stimulation, spinal reflex, electromyography, somatosensory input

要 旨

全身振動刺激トレーニングは、アスリート、高齢者、中枢神経疾患患者のトレーニング法として広く用いられている。これまで全身振動刺激が、足関節の底屈筋であるヒラメ筋のH反射興奮性を強く抑制することが報告されてきたが、ヒラメ筋以外の他の筋への効果は不明であった。そこで、本研究では、全身振動刺激が大腿・下腿の屈筋・伸筋の単シナプス反射回路興奮性に及ぼす影響を明らかにすることを目的とした。対象は、健康成人男性7名とし、実験条件は、全身振動刺激条件とコントロール条件であった。実験中、右下肢の筋から表面筋電位を測定した。全身振動刺激条件では、被検者の姿勢は立位とし、被検者の足底部へ1分間の振動刺激を付加し、介入中および介入前後における下肢4筋（前脛骨筋、ヒラメ筋、内側広筋、大腿二頭筋）のPosterior root muscle (PRM-) reflexを測定した。コントロール条件では、被検者の姿勢は、全身振動刺激条件と同一姿勢

としたが、振動刺激は与えずにPRM-reflexの計測のみを実施した。実験の結果、全身振動刺激介入中において、介入前と比較して、前脛骨筋、ヒラメ筋、大腿二頭筋のPRM-reflexのピークピーク値が有意に低下した。この低下は、全身振動刺激介入後は認められなかった。また、コントロール条件では有意な差は認められなかった。この結果から、全身振動刺激は、ヒラメ筋以外の筋の単シナプス反射回路興奮性に対しても一時的な抑制効果を有することが明らかになった。

緒 言

近年、全身振動刺激 (whole-body vibration; WBV) トレーニングは、アスリートのパフォーマンス向上¹⁾、高齢者の健康増進²⁾、中枢神経疾患後のリハビリテーション³⁾など多様な目的で用いられている。現在のところ、下肢血流の増加⁴⁾、柔軟性の増加⁵⁾、単シナプス反射回路興奮性の低下⁶⁻⁸⁾などの生理学的作用が報告されている。その中でも、WBVの単シナプス反射回路興

奮性に対する効果については、Sayenkoらが報告している⁸⁾。彼らは、単シナプス反射回路興奮性の指標として、主にI a群感覚線維を経皮的に電気刺激することによって得られるHoffmann反射(H反射)と呼ばれる電気生理学的手法を用いて、WBVトレーニングの神経生理学的効果を明らかにした。彼らの報告によると、1分間のWBV(振動周波数35Hz)によって、WBV介入中におけるH反射振幅値が介入前の振幅値の約10%にまで低下した。また、この有意な低下は、WBV介入後36秒間続いた。WBVによるH反射興奮性低下の機序として、I a群感覚線維終末のシナプス前抑制やPost-activation depressionの関与が考えられている。

WBVの神経生理学的効果を調べるために、Sayenkoらが採用したH反射法は、方法論上の理由から、ヒラメ筋をはじめとした限られた筋でのみ誘発可能であり、大腿二頭筋などの誘発困難な筋の情報は取得できない。また、H反射法では、複数の筋を同時に測定できないため、複数の筋における単シナプス反射回路興奮性の変化を同時に捉えることができない。これまでWBVの筋力増強効果については多様な筋で調べられてきたが⁹⁾、WBVのH反射回路興奮性に与える効果は、ヒラメ筋のみでしか調べられておらず、他の筋への効果は不明であった。本研究では、大腿・下腿の屈筋・伸筋へのWBVの効果を同時に調べるために、下肢の複数の筋の反射応答を同時に誘発できるPosterior-root muscle reflex (PRM-reflex)法を用いた^{10,11)}。PRM-reflexは、腰髄・仙髄の後根を経皮的に電気刺激することで得られ、H反射と神経生理学的な特徴が類似していることから、主に単シナプス反射回路の興奮性を反映していると考えられている¹¹⁾。

先行研究においては、下肢の関節運動に関連した体性感覚入力、異なる髄節レベルの単シナプス反射回路興奮性に対しても抑制効果があること

が報告されている¹²⁻¹⁴⁾。これらの研究結果に基づき、本研究では、WBVによって生じる体性感覚入力が下肢複数筋の単シナプス反射回路の興奮性を同時に抑制すると仮説を立てた。この仮説を検証するため、WBVが大腿・下腿の屈筋・伸筋のPRM-reflexに及ぼす影響を明らかにすることを本研究の目的とした。

1. 研究方法

1. 1 被検者

被検者は、重篤な神経疾患や整形外科疾患のない健康成人男性8名であった。被検者8名のうち、1名は立位でPRM-reflexを誘発できなかったため、途中で実験を中止した。立位で計測可能であった被検者7名(平均±標準偏差、年齢:28±6.9歳、身長:174.5±7.2cm、体重:65±8.6kg)のデータを用いてデータ解析を行った。本研究は東京国際大学医学系研究倫理審査委員会より承認が得られた後、実施された(承認番号:21-13)。被検者に対して説明文書を用いて十分な説明を行い、書面にて同意を得た上で、実験は実施された。

1. 2 表面筋電図

表面筋電位を取得するために、前脛骨筋、ヒラメ筋、内側広筋、大腿二頭筋長頭に表面電極(Vitrode F-150S、日本光電社製)を電極間距離20mmで貼付した。表面筋電位信号は、生体アンプ(多チャンネル増幅器、日本光電社製)を用いて、5Hz-3kHzの帯域通過フィルタで1000倍に増幅された後、アナログ-デジタル変換器(PowerLab、ADInstruments社製)を用いてコンピュータに取り込まれ、ハードディスクに保存された。なお、サンプリング周波数は、10kHzとした。

1. 3 経皮的脊髄刺激

本研究では、脊髄後根を電氣的に刺激することで誘発されるPRM-reflexを評価指標として用

いた。電気刺激には、定電流刺激装置 (DS7A, Digitimer 社製) を用いた。刺激は、パルス幅が 1ms の矩形波とした。効果的に脊髄後根を刺激するために、陽極 (100mm × 75mm) を剣状突起と臍の間の腹部に、陰極 (50mm × 50mm) を、T12/L1, L1/L2 または L2/L3 の棘突起間の皮膚に貼付した。陰極の位置は、PRM-reflex の誘発が可能な部位を探索し、決定された^{15, 16)}。刺激強度は、立位で全ての被検筋から明確な反応を誘発できる強度とした。決定した刺激強度で、二連発刺激 (刺激間隔 50ms) を行い、1 回目の刺激によって誘発される反応に比べて 2 回目の刺激によって誘発される反応が減衰するか確認した。二連発刺激を行うことで、誘発された反応が運動神経への直接的な刺激による反応であるか、あるいは、シナプスを介した反応であるかを確認した^{11, 16)}。

1. 4 三次元座標データ

三次元座標データを取得するために、4 台の赤外線カメラ (OptiTrack Flex13, NaturalPoint 社製)、カメラハブ (OptiHub2, NaturalPoint 社製) および計測ソフトウェア (Motive Tracker, NaturalPoint) から構成される光学式モーションキャプチャーシステムを用いた。直径 14mm の反射マーカーを被検者の解剖学的標点 (肩峰, 大転子, 大腿骨外側上顆, 腓骨外果, 踵骨隆起, 第 5 中足骨頭) にテープで貼付した。カメラのフレームレートの設定は 100fps とし、カメラハブから出力された同期信号は、アナログ-デジタル変換器 (PowerLab, ADInstruments 社製) を用いて収録され、三次元座標データと表面筋電位信号との同期を行った。三次元座標データは、実験中の姿勢変化を視覚的に確認するために用いられた。

1. 5 実験プロトコル

本実験は全身振動刺激 (WBV) 条件とコントロール (Control) 条件の 2 条件を同日に実施した。デサントスポーツ科学 Vol. 44

2 条件の間は 15 分間の休憩を入れた。2 つ実験条件は、被検者毎に無作為に並べ替えて順序効果を排除した。実験の最後に、各筋の最大随意収縮中の表面筋電位信号を計測した。

PRM-reflex の測定は、介入前の 1 分間 (Pre)、介入中の 1 分間 (During)、介入直後からの 1 分間 (Post0-1)、介入 1 分後からの 1 分間 (Post1-2)、介入 5 分後からの 1 分間 (Post5-6) に行なわれた。電気刺激は、6 秒の間隔を空けた。電気刺激のタイミングは、LabVIEW (National Instruments 社製) によって制御された。

両条件とも被検者は、全身振動刺激装置 (Personal Power Plate, Power Plate 社製) 上で立位姿勢をとった。WBV 条件では、1 分間にわたり被検者の足底部に振動刺激 (35Hz) が与えられた。Control 条件では、足底部への振動刺激は与えられなかった。

介入時の振動刺激の有無を記録するために、1 軸加速度センサー (3123A, Dytran Instruments 社製) を全身振動刺激装置上に取り付け、加速度のアナログ信号を、アナログ-デジタル変換器 (PowerLab, ADInstruments 社製) を介して PC に取り込んだ。得られたデータは、実験中の振動刺激の有無を確認するために用いられた。

1. 6 データ解析

刺激によって得られた PRM-reflex のピークピーク値を算出した。背景筋活動量として、刺激前 50ms の表面筋電位信号の二乗平均平方根の値を求め、その値を最大随意収縮時の二乗平均平方根の値で正規化した。解析には、データ解析ソフトウェア (Matlab R2020b, Mathworks 社) を用いた。

1. 7 統計解析

二連発刺激による 1 発目と 2 発目の PRM-reflex のピークピーク値の比較は、対応のある t 検定を用いた。正規性の検定 (Shapiro-Wilk) が棄却さ

れた場合は、ノンパラメトリックの検定である Wilcoxon の符号順位検定を用いた。

各条件の PRM-reflex のピークピーク値と背景筋活動量は反復測定の一元配置分散分析を行った。その結果、主効果があった場合は、Pre の値をベースラインとして、Dunnett の検定を行った。反復測定の一元配置分散分析は、正規性の仮定を基にした検定であるため、統計解析を行う前は前提が満たされているか確認を行った。正規性の検定 (Shapiro-Wilk) が棄却された場合は、ノンパラメトリックの検定である Friedman の検定を用いた。

統計処理及びグラフ作成には、Sigmaplot (Systat

Software 社製) を用いた。有意水準は 5% とした。

2. 結果

図 1 に二連発刺激によって誘発された PRM-reflex のピークピーク値の値を示す。2 発目の PRM-reflex のピークピーク値が 1 発目のものよりも有意に小さかった (TA:p=0.016, SOL:p=0.005, VM:p=0.016, BF:p=0.027)。

図 2 に WBV 条件および Control 条件における PRM-reflex のピークピーク値の典型データ (n=1) を示す。WBV 条件では、Pre に比べると、During において、TA と SOL と BF でピークピーク値の明らかな低下が認められた。しかし、WBV 条件

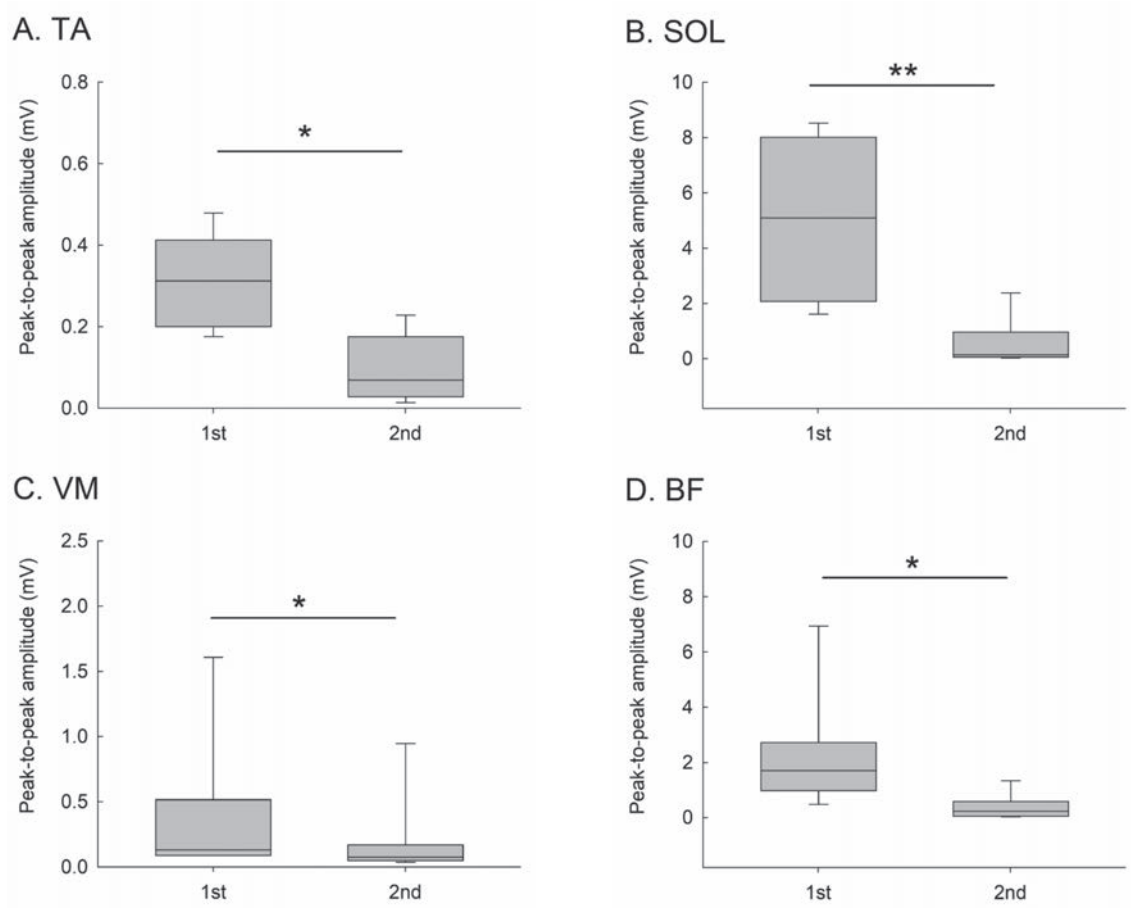


図 1 二連発刺激による PRM-reflex のピークピーク値の変化 (n=7)

二連発刺激によって誘発された前脛骨筋 (TA)、ヒラメ筋 (SOL)、内側広筋 (VM)、大腿二頭筋 (BF) における PRM-reflex のピークピーク値 (中央値、四分位範囲) を示している。刺激間隔は 50ms とし、同一強度の刺激を加えたところ、1 発目 (1st) に比べ 2 発目 (2nd) のピークピーク値は有意に小さな値を示した。*:p<0.05, **:p<0.01

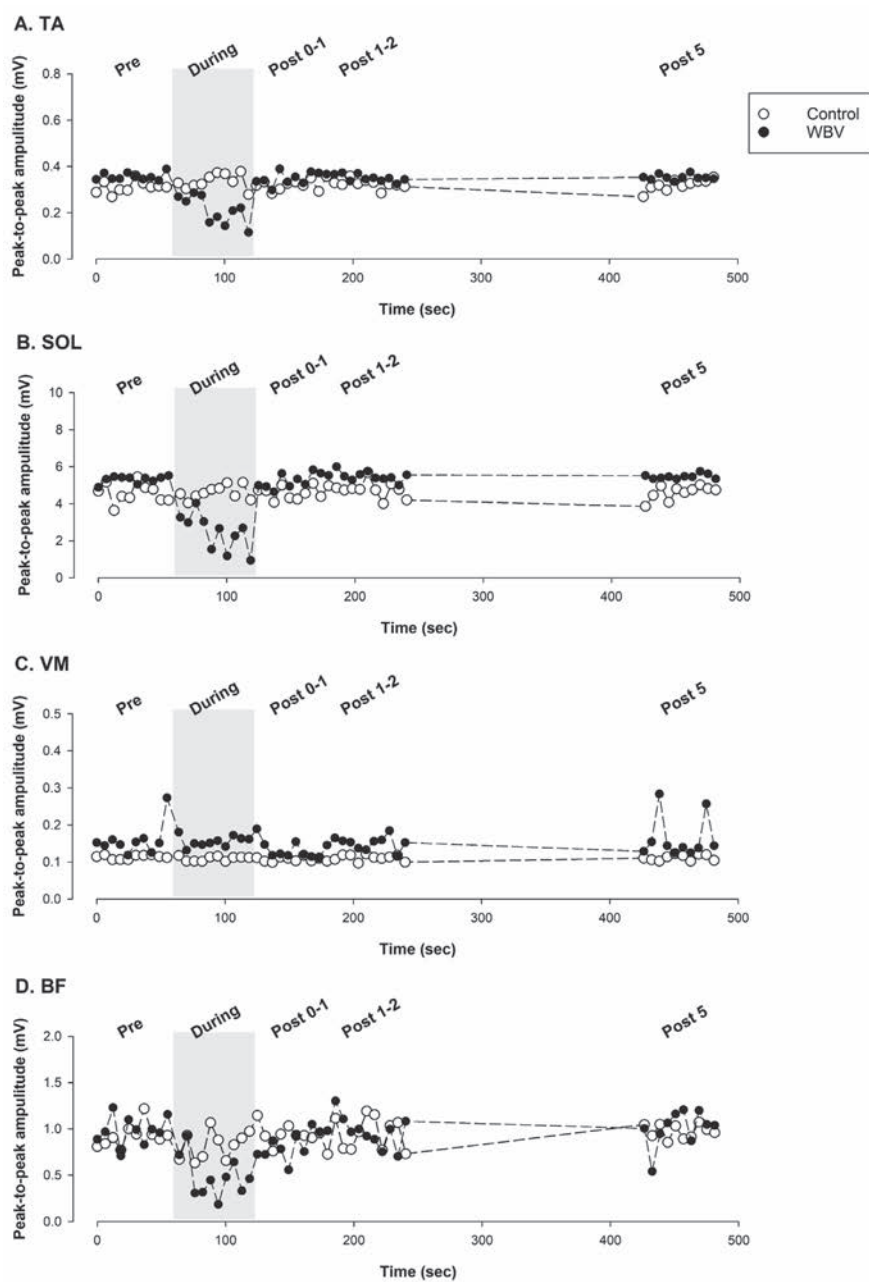


図2 全身振動刺激条件 (WBV) およびコントロール条件 (Control) における PRM-reflexのピークピーク値の変化 (典型例n=1)

縦軸は、前脛骨筋 (TA) ,ヒラメ筋 (SOL) ,内側広筋 (VM) ,大腿二頭筋 (BF) におけるPRM-reflexのピークピーク値を示している。横軸は測定開始を0秒とし、時系列を示した。

のDuringに見られた低下は、介入後には見られなくなった。

図3にWBV条件およびControl条件におけるPRM-reflexのピークピーク値の変化を示す。各

プロットとエラーバーは、被検者7名の平均値と標準誤差を示している。Control条件のデータに対して、反復測定の一元配置分散分析およびFriedmanの検定を行ったところ、有意差は認め

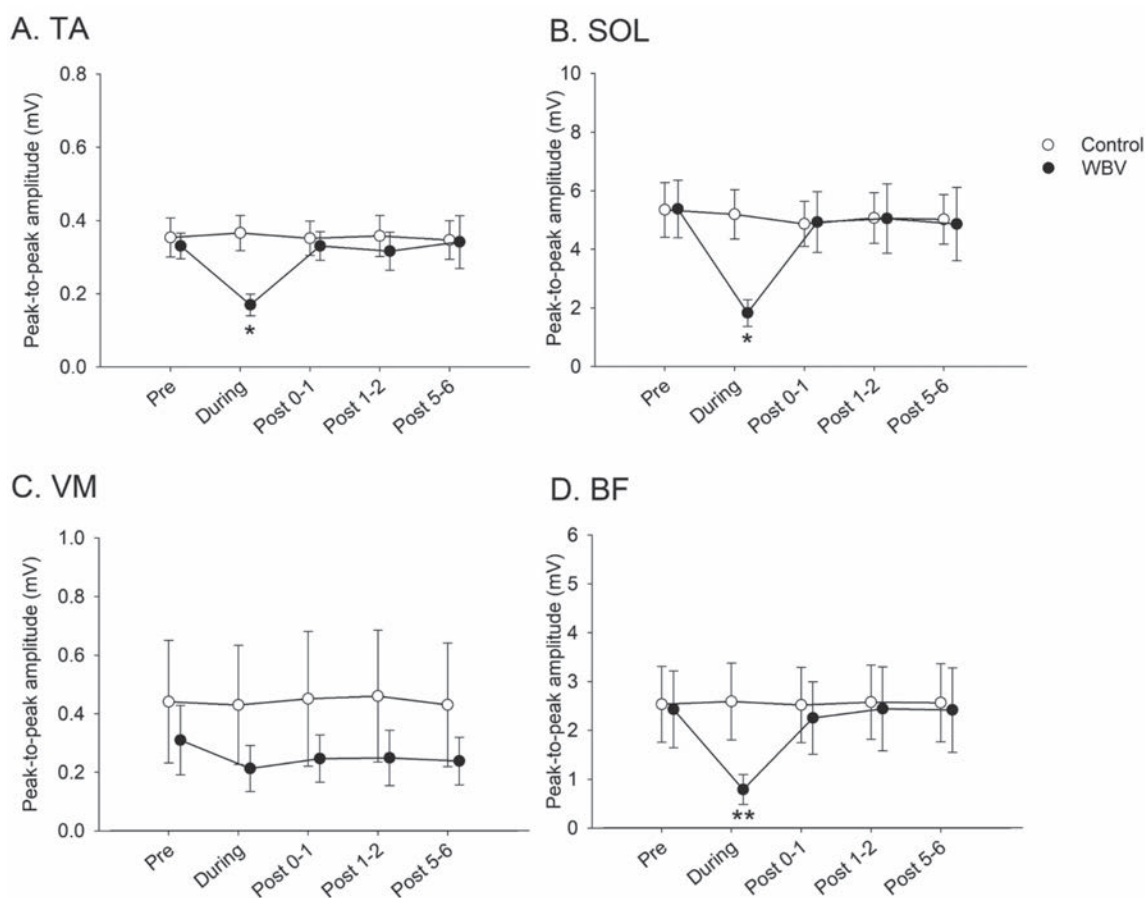


図3 全身振動刺激条件 (WBV) およびコントロール条件 (Control) におけるPRM-reflexのピークピーク値の変化 (n=7) 縦軸は,前脛骨筋 (TA),ヒラメ筋 (SOL),内側広筋 (VM),大腿二頭筋 (BF) におけるPRM-reflexのピークピーク値 (平均値±標準誤差) を示している.横軸は,介入前 (Pre),介入中 (During),介入直後から1分間 (Post0-1),介入1分後から1分間 (Post1-2),介入5分後から1分間 (Post5-6) を示した.*:p<0.05,**:p<0.01

られなかった. 一方で, WBV条件のTA, SOL, BFのデータにおいては, 有意差が認められた (TA:p=0.006, SOL:p=0.004, BF:p=0.002). さらに, Dunnettの検定の結果, Preと比較して, Duringで有意な低下が認められた (TA:p=0.011, SOL:p=0.018, BF:p=0.002).

表1にWBV条件およびControl条件における背景筋活動量のデータを示す. 背景筋活動量は, 最大随意収縮 (MVC) 中の表面筋活動電位で正規化した値 (%MVC) を用いた. 反復測定の一元分散分析およびFriedmanの検定の結果, WBV条件のTA, SOL, VMおよびBFにおいて有意差が認め

られた (TA:p<0.001, SOL:p=0.019, VM:p=0.020, BF:p<0.001). さらに, Dunnettの検定の結果, Preと比較して, Duringで有意な増加が認められた (TA:p=0.047, SOL:p=0.029, BF:p<0.001). 一方で, Control条件においては有意差は認められなかった.

3. 考察

本研究の目的は, WBVが大腿・下腿の屈筋・伸筋の単シナプス反射回路興奮性に及ぼす影響を明らかにすることであった. 実験の結果, 1分間のWBV介入中において, 下肢3筋 (前脛骨筋,

表 1 WBV条件およびControl条件における背景筋活動量 (%MVC) の変化 (平均値±標準誤差)

		Pre	During	Post 0-1	Post 1-2	Post 5-6
WBV	TA	1.26±0.29	3.14±0.53 *	1.13±0.13	0.85±0.11	0.69±0.08
	SOL	4.94±0.84	8.79±1.44 *	6.19±0.68	5.01±0.60	5.05±0.60
	VM	2.48±0.53	5.72±1.32	2.63±0.61	2.35±0.62	2.51±0.58
	BF	3.41±0.51	7.99±1.54 **	4.91±1.69	3.80±1.02	3.64±0.73
Control	TA	1.06±0.30	1.31±0.31	1.26±0.32	1.16±0.40	0.73±0.12
	SOL	5.19±0.88	4.83±0.89	4.36±0.76	4.69±0.80	4.59±0.68
	VM	1.98±0.36	2.15±0.36	2.23±0.37	2.30±0.52	2.08±0.33
	BF	3.75±0.85	4.36±1.71	3.07±0.76	3.29±0.93	3.39±0.66

Dunnett's test, * p < 0.05, ** p < 0.01

ヒラメ筋, 大腿二頭筋) のPRM-reflexのピークピーク値が有意に低下した。この低下は, WBV介入終了後は認められなかった。以下に, 本結果を考察する。

3. 1 方法論について

本研究で用いたPRM-reflexは, 二連発刺激によってPRM-reflexのピークピーク値が減少することや局所振動刺激によって振幅の減少が見られることから, シナプスを介した反応であるとされている¹¹⁾。また, シミュレーションを用いた研究により, PRM-reflexは主に脊髄後根が刺激されることによって誘発されると考えられている^{17, 18)}。

本研究では, 刺激電極の貼付位置を決定した後, 二連発刺激によって誘発された反応が運動神経への直接的な刺激による反応であるか, あるいは, シナプスを介した反応であるかを確認した。図1に見られるように, 測定されたすべての筋でピークピーク値の減少が見られたことから, 本研究で計測された反応は, シナプスを介した反射応答であり, 単シナプス反射回路の反射応答を誘発できたものと考えられる。

3. 2 WBVの神経生理学的効果

WBVの神経生理学的効果については, これまでH反射法を用いて調べられてきた⁶⁻⁸⁾。この方法を用いた研究によると, ヒラメ筋のH反射が介入前と比較して, WBV中に強く抑制されるこ

とが示されている⁸⁾。本研究において, ヒラメ筋のPRM-reflexのピークピーク値がWBV介入中に大幅に減少した点は先行研究の結果と一致している。一方で, 刺激の持続効果については, 先行研究では介入後36秒間持続したと報告されているが, 本研究では介入後1分間の低下は認められず, 先行研究の結果⁸⁾と一致しなかった。先行研究では, EasyStand 5000と呼ばれる立位姿勢を保持する装置が用いられており, 立位時における筋活動量の差が不一致の原因のひとつと考えられる。また, H反射とPRM-reflexの違いとして, PRM-reflexでは, 異名筋のI a群感覚線維からの入力の影響があり, この点も結果の差異の要因として考えられる。

ヒラメ筋以外の他の筋においても, WBV中にPRM-reflexのピークピーク値が大幅に減少した。ヒラメ筋以外の筋への抑制効果を報告した研究は, これまでなく, 本研究において初めて明らかにすることができた。先行研究において, 受動ステップング^{12, 14)}など筋紡錘を中心とした体性感覚入力がかき起される条件において, 単シナプス反射回路興奮性が全体的に抑制されることが示されており, I a群感覚線維終末のシナプス前抑制が関与していると考えられてきた¹⁴⁾。本研究においても, WBVによって惹起される体性感覚入力が, I a群感覚線維終末のシナプス前抑制やPost-activation depressionなどの複数の抑制機序が, 複数の筋のPRM-reflexの低下に関与したものと考えられる。

3. 3 臨床的意義

WBVトレーニングは、アスリート、高齢者、中枢神経疾患患者のトレーニング法として広く用いられている。WBVトレーニングの効果については、既に多数の介入研究が行われており、システマティック・レビューでもその有効性が報告されている¹⁻³⁾。例えば、中枢神経疾患患者においては、伸張反射亢進の結果として生じる運動機能障害の1つである痙縮に対する治療効果が検証されており、脳性麻痺や脳卒中中の痙縮の緩和に対して一部有効性が認められている³⁾。しかし、今のところ、そのメカニズムについては明らかになっていない。

PRM-reflexを評価指標として用いた本研究においては、WBVが下肢の複数の筋の単シナプス反射回路興奮性を同時に低下させることが明らかになった。この結果から、WBVトレーニングが下肢の複数の筋の痙縮緩和や筋緊張低下の効果を有することが示唆された。本研究では、短時間のWBVによる急性効果について検討したが、繰り返しWBVを行うことで単シナプス反射回路興奮性を持続的に低下させられるかは今後検討する必要がある。また、本研究は健常者を対象としたものであったため、中枢神経疾患患者を対象として今後検討する必要がある。

4. 結 論

本研究では、WBVが大腿・下腿の屈筋・伸筋の単シナプス反射回路興奮性に及ぼす影響を明らかにすることを目的として実験を行ったところ、WBVに下肢の複数の筋の単シナプス反射回路興奮性を同時に抑制する効果があることが明らかになった。

謝 辞

本研究に助成いただいた公益財団法人石本記念デサントスポーツ科学振興財団に厚く御礼申し上げます。

また、研究助成の申請時にご協力頂いた東京大学大学院中澤公孝教授、本研究にご参加頂いた被検者の皆様に厚く御礼申し上げます。

文 献

- 1) Hortobagyi, T., et al., Small and inconsistent effects of whole body vibration on athletic performance: a systematic review and meta-analysis. *Eur. J. Appl. Physiol.*, 115 (8) : p. 1605-25(2015)
- 2) Sitja-Rabert, M., et al., Efficacy of whole body vibration exercise in older people: a systematic review. *Disabil. Rehabil.*, 34 (11) : p. 883-93(2012)
- 3) Huang, M., L.R. Liao, and M.Y. Pang, Effects of whole body vibration on muscle spasticity for people with central nervous system disorders: a systematic review. *Clin. Rehabil.*, 31 (1) : p. 23-33 (2017)
- 4) Lythgo, N., et al., Whole-body vibration dosage alters leg blood flow. *Clin. Physiol. Funct. Imaging*, 29 (1) : p. 53-9(2009)
- 5) Jacobs, P.L. and P. Burns, Acute enhancement of lower-extremity dynamic strength and flexibility with whole-body vibration. *J. Strength Cond. Res.*, 23 (1) : p. 51-7(2009)
- 6) Kipp, K., et al., Spinal reflex excitability and homosynaptic depression after a bout of whole-body vibration. *Muscle Nerve*, 43 (2) : p. 259-62(2011)
- 7) Armstrong, W.J., et al., The acute effect of whole-body vibration on the hoffmann reflex. *J. Strength Cond. Res.*, 22 (2) : p. 471-6(2008)
- 8) Sayenko, D.G., et al., Acute effects of whole body vibration during passive standing on soleus H-reflex in subjects with and without spinal cord injury. *Neurosci. Lett.*, 482 (1) : p. 66-70(2010)
- 9) Sarabon, N., et al., Resistance Exercise, Electrical Muscle Stimulation, and Whole-Body Vibration in Older Adults: Systematic Review and Meta-Analysis of Randomized Controlled Trials. *J. Clin. Med.*, 9 (9) (2020)
- 10) Minassian, K., et al., Posterior root-muscle reflexes elicited by transcutaneous stimulation of the human lumbosacral cord. *Muscle Nerve*, 35 (3) : p. 327-36 (2007)
- 11) Courtine, G., et al., Modulation of multisegmental monosynaptic responses in a variety of leg muscles during walking and running in humans. *J. Physiol.*,

- 582 (Pt 3) : p. 1125-39(2007)
- 12) Masugi, Y., et al., Effects of movement-related afferent inputs on spinal reflexes evoked by transcutaneous spinal cord stimulation during robot-assisted passive stepping. *Neurosci. Lett.*, **627**: p. 100-6(2016)
 - 13) Masugi, Y., et al., Neural effects of muscle stretching on the spinal reflexes in multiple lower-limb muscles. *PLoS One*, **12** (6) : p. e0180275(2017)
 - 14) Nakajima, T., et al., Robotic-assisted stepping modulates monosynaptic reflexes in forearm muscles in the human. *J. Neurophysiol.*, **106** (4) : p. 1679-87(2011)
 - 15) Masugi, Y., H. Obata, and K. Nakazawa, Effects of anode position on the responses elicited by transcutaneous spinal cord stimulation. *Annu Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc.*, 2017: p. 1114-1117 (2017)
 - 16) Masugi, Y., et al., Remote muscle contraction enhances spinal reflexes in multiple lower-limb muscles elicited by transcutaneous spinal cord stimulation. *Exp. Brain Res.*, **237** (7) : p. 1793-1803 (2019)
 - 17) Danner, S.M., et al., Can the human lumbar posterior columns be stimulated by transcutaneous spinal cord stimulation? A modeling study. *Artif. Organs*, **35** (3) : p. 257-62(2011)
 - 18) Ladenbauer, J., et al., Stimulation of the human lumbar spinal cord with implanted and surface electrodes: a computer simulation study. *IEEE Trans. Neural. Syst. Rehabil. Eng.*, **18** (6) : p. 637-45(2010)