

平成 30 年 6 月 19 日現在

機関番号：37104

研究種目：基盤研究(C) (一般)

研究期間：2014～2017

課題番号：26506014

研究課題名(和文) 廃用性萎縮防止用電気刺激ハイブリッドトレーニングシステムの具現化要素の研究開発

研究課題名(英文) Engineering approach to prevent disuse atrophy using a hybrid training system

研究代表者

田川 善彦 (TAGAWA, Yoshihiko)

久留米大学・医学部・客員教授

研究者番号：70122835

交付決定額(研究期間全体)：(直接経費) 3,900,000円

研究成果の概要(和文)：筋骨格系廃用性萎縮防止を目的とするハイブリッドトレーニングシステム(以下、HTS)に不可欠な、拮抗筋電気刺激の不快感軽減と十分な誘発筋出力を得る方法、トレーニング時の刺激強度と酸素摂取量、関節負荷の関係をシミュレーションで予測した。特に微小重力の極限環境で、地球での日常活動に伴う運動強度や関節負荷を、サイクリング運動において実現する場合、HTS併用した運動が非常に有用であることを示した。0gでの最適なサイクリング条件を求め、健康維持と限られた設備の有効活用に貢献できることを示した。

研究成果の概要(英文)：A hybrid training system (HTS) combines the electrical stimulation of antagonist muscles with volitional contraction of agonist muscles. We determined a technological way to reduce discomfort and high muscle contraction force induced by low-intensity electrical stimulation on antagonist muscles considering the potential of the HTS. The magnitude of oxygen uptake and joint reaction forces during ergometer exercise at 1 g and 0 g was predicted under varying exercise conditions and stimulus intensity using a musculoskeletal model with the HTS. We confirmed that the HTS can easily control the magnitude of oxygen uptake and joint reaction forces and realize a magnitude like that of daily activity on Earth during ergometer exercise at 0 g. Optimal cycling conditions to achieve desirable values for oxygen uptake and joint reaction forces can be established for health maintenance and creating exercise programs in constrained spaces.

研究分野：バイオメカニクス

キーワード：極限環境 廃用性萎縮 拮抗筋電気刺激 ハイブリッドトレーニング 誘発筋電位 シミュレーション  
酸素摂取量 関節反力

### 1. 研究開始当初の背景

皮膚表面からの電気刺激ハイブリッドトレーニングシステム (HTS) は特別な設備を要しない、小型軽量な筋骨格系維持・強化訓練システムである。拮抗筋への電気刺激による筋収縮力を主動筋随意運動の運動抵抗とする方法であり、それらに挟まれた骨長軸にも圧縮力が作用する。微小重力環境や長期臥床による廃用性萎縮への応用展開が可能であり、これまで電気刺激効果の皮下深達度評価法、上肢・下肢 HTS 効果、宇宙空間で有効な筋力維持装置の試作、微小重力模擬実験での効果、高齢者 HTS エルゴメータ運動などを通して、HTS の検証を行い、効果を確認してきた。しかし実用化には詳細な検討が必要である。

### 2. 研究の目的

宇宙飛行士や高齢者の廃用性萎縮対策には、HTS をユビキタス利用できることが重要である。それを具現化する要素技術について研究・開発し、宇宙での筋骨格萎縮対策と近い将来の超高齢社会に健康で積極的な参画を促すことに貢献することを目的とする。

### 3. 研究の方法

システムの実用化に向け、HTS システムの信頼性の向上と、HTS 運動が宇宙船および船内の精密機器に与える影響や防止策、微小重力下での HTS の効果と予測、電気刺激時の不快さを軽減する刺激条件の検討を行う。

### 4. 研究成果

#### (1) 表面電気刺激

##### ① 刺激範囲

表面電気刺激では少ない電流で筋収縮力が効果的に得られる電気生理学上の運動点を丹念に探索 (マッピング) し、電極を適正な大きさと位置に貼付することが重要である。これによって、不快感を最小化し、筋収縮力を最大化することができる。

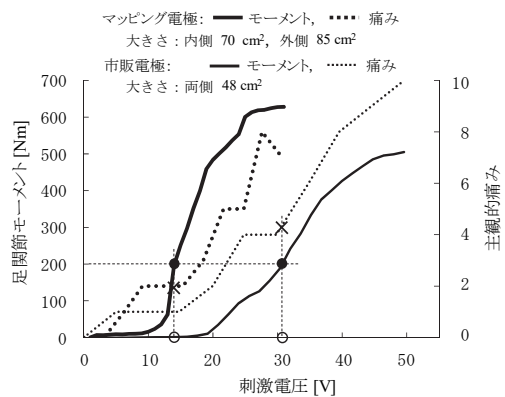


図1 マッピング電極と市販電極による誘発等尺性筋収縮力と主観的痛みの関係 (主観的痛みは0を刺激感なし、10を耐え得る最大の痛みとした。同一被験者であり、各電極を用いた実験は十分な時間を置いて実施した。)

図1は腓腹筋の電気生理学上の運動点の探索を基に製作した電極 (内側 70 cm<sup>2</sup>、外側 85 cm<sup>2</sup>) を用いて、筋発揮力と主観的痛みを市販電極 (解剖学的運動点を覆う内外側に同じサイズ 6 cm×8 cm = 48 cm<sup>2</sup>) との比較結果の例である。同じ筋張力を得るのに市販品に比べ、刺激強度、痛みともに小さい値となった。これは不快感が少ない電気刺激による筋出力の安定性や持続性において重要な点である。

##### ② 誘発筋電図 (M波) と誘発筋力・疲労の関係

電気刺激時の誘発筋力の推定は、関節での発揮モーメントや反力の大きさを知る上で重要である。すなわち刺激中の M 波を計測 (図2) により、運動時に必要な適正な刺激強度を与えることができる。

刺激強度を一定時間間隔で漸増した腓腹筋等尺性運動の M 波と誘発筋力の特性はよく一致した (図3)。また、電気刺激を印可した上腕二頭筋に外部モータよりモーメントを与え、等速遠心性収縮を行わせたとき、伸展に伴いモーメントは大きくなるが、M 波のピーク値は小さくなった (図4)。等尺性収縮時の現象とは逆の特性を示した。

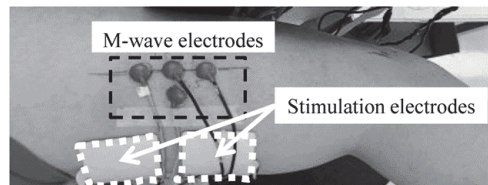


図2 電気刺激下での M 波検出用電極位置

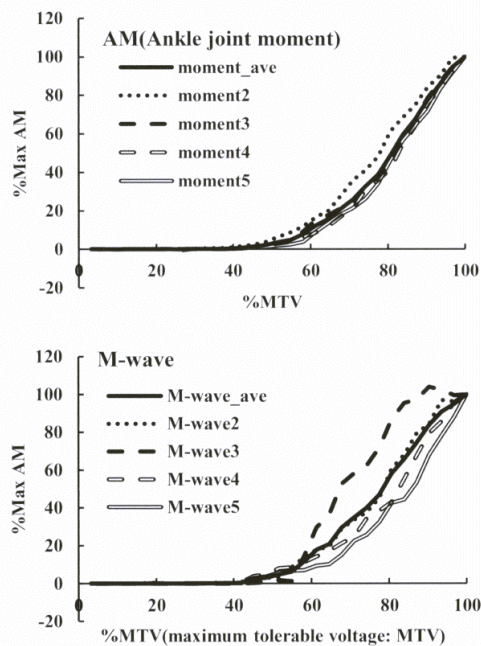


図3 %最大耐用電圧と足関節モーメントの関係 (縦軸は等尺性運動時の足関節モーメントの最大値で正規化された値であり、M 波はモーメントと同期して計測された誘発筋電のピーク値である。被験者は健康男性 4 名)

電気刺激時の筋疲労は運動の強度レベルの設定や変更時期の目安として重要である。疲労は筋出力の低下であるため、刺激誘発筋出力の低下をM波ピーク値の減少として補足できる可能性を示した。疲労要因には刺激面積や刺激強度の大小が考えられた。

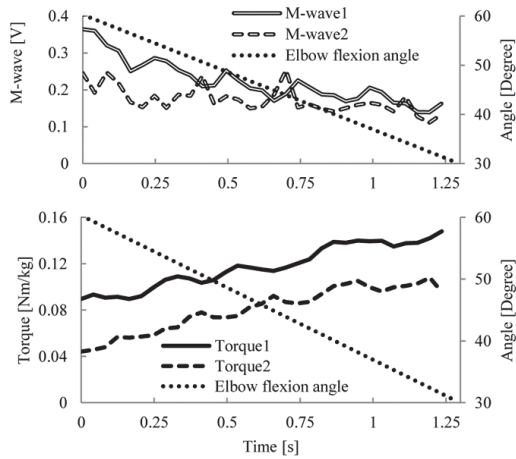


図4 電気刺激下にある上腕二頭筋遠心性収縮時のM波特性（上段縦軸はM波ピーク値、下段は身体質量で正規化した等速遠心性収縮時のモーメントである。被験者は健康男性2名）

### (2) 0g 身体浮遊時の頭部揺動

微小重力下でのユビキタス運動の可能性を身体浮遊時のHTS上肢・下肢屈伸運動をもとに検証した。運動に伴う四肢の動きにより、身体全体に複雑な回転運動を誘発し、重力下で同様の運動を行った場合と身体の挙動が異なる。このため重力下での運動との感覚の不一致から乗り物酔いに似た症状（動揺病）が発生する可能性がある。

浮遊運動時の頭部の挙動を観測するため、SimMechanics (MathWorks社、米国)を用いてシミュレーションを行った。人体モデルの動作は、肘を伸展した状態から左右交互に屈曲伸展運動を行う上肢運動と膝を90度屈曲した状態から左右交互に4秒周期の伸展、屈曲運動を行う下肢運動の2つの運動を行う。人体モデルは下肢部（腰部、大腿部、下腿

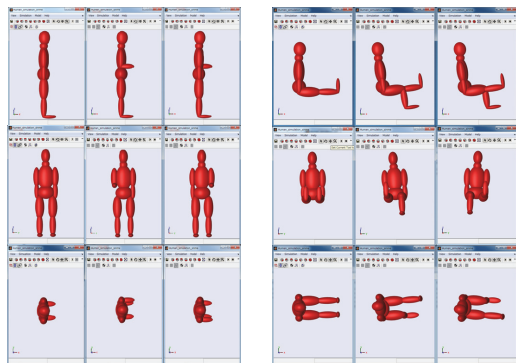


図5 0gでのHTS上下肢屈伸運動による身体の揺動運動

部、足部)と上部(頭、首、胴体、上腕部、前腕部)から構成されており、各要素を様な角柱と仮定した3次元の剛体リンクモデルである。対象モデルの生体定数は平均的な日本人の値を参照した。

図5に上肢、下肢の屈伸運動に伴う身体の揺動結果を示す。運動周期が4秒のため、発生する頭部揺動の周波数は0.25 Hzであり、これは動揺病が生じやすい0.2~0.3 Hzの振動帯の範囲内である。4秒周期の運動では動揺病が生じる可能性があるため、特に大きな揺動運動となる下肢の屈伸運動では、運動周期を変更することが望ましい。

### (3) HTS運動のオリオン船体への影響

火星探査船「オリオン」を想定した船内での4名のクルーの上肢・下肢HTS屈伸運動の影響をSimMechanicsを用いてシミュレーションを行った(図6)。クルーが座位姿勢で4秒周期の上肢・下肢のHTS屈伸運動を同時に行った場合(対角線のクルーが同じ周期運動を行い、他とは半周期シフト)、船体への影響はy軸回りの角度で $10^{-3}$ 度、xとz軸方向の加速度で $10^{-4} \text{ m/s}^2$ のオーダーであった。

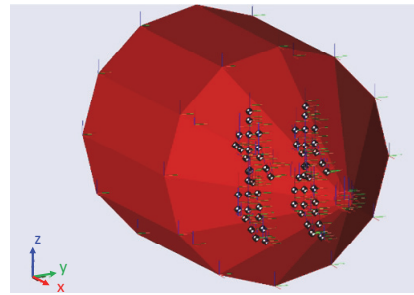


図6 火星探査船オリオン内でのHTS上肢・下肢運動(上段2名、下段2名による半周期シフトした上肢・下肢の屈伸運動の様子)

### (4) サイクリングモデル運動による可変重力下の酸素摂取量と関節反力のシミュレーション

シミュレーションツールとして、筋骨格系運動解析ソフトAnyBody ver.6.0.6 (AnyBody Technology, A/S, Aalborg, Denmark)を用いた。HTS原理に基づく筋活動を拮抗筋に与えた。対象筋は原則として表層部に存在する筋群とした。サイクリング運動にはエルゴメータ(据置型自転車)を想定した。

#### ① サイクリング運動モデルの妥当性

図7は、大腿四頭筋に最大筋発揮力の割合(筋活動度)で2%、ハムストリングスに10%相当の拮抗筋活動を与えた場合の酸素摂取量を、ペダルに与える外的な機械的負荷を変更させて行ったシミュレーションと実験の結果を比較したものである。実験では80%最大耐用電圧を四頭筋とハムストリングスに印可している。

回転速度を一定とした随意エルゴメータ(VER)運動での酸素摂取量は、実験とシミュ



シミュレーションにおいてよく一致し、機械的負荷の増加に対して直線的に増加した。また HTS エルゴメータ (HER) 運動においてはシミュレーション結果が実験より大きな値となったが、設定した刺激強度を四頭筋 1%、ハムストリングス 5% とすることでよく一致した結果を得た。刺激部位を拡張した場合、酸素摂取量は増加し、増加幅は機械的負荷を増大させても一定であった。

機械的負荷を一定にして、ペダルの回転速度を増加させた場合、酸素摂取量は 2 次曲線を描いて増加した。実験結果と一致した。

また回転速度を一定にして機械的負荷を増大させた VER 運動において、最大膝関節反力の実測値とシミュレーション結果は、その増大に伴い直線的に増加し、よく一致した (図 8)。この実測では被験者が高齢者であったため、モデルの最大筋力を減少させた。この高齢者を想定した 1g VER シミュレーションでは膝関節・ペダルでの反力が減少し、膝周囲筋の同時収縮が確認された。ペダル反力の減少も実測結果と一致し、②で述べる 0g 下での重力喪失に伴う下肢の代償機能と類似する結果であった。

運動強度の指標である酸素摂取量は、HTS によって容易に制御可能な量である、加齢に伴い筋減弱は、最大筋力の減少で表現できることを示した。

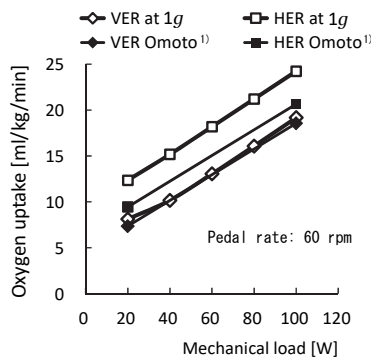


図 7 地上での VER (ひし形)・HER (四角) サイクリング運動の酸素摂取量の比較 (ペダルの回転速度 60 rpm、g は地球での重力加速度である。1g = 9.81 m/s<sup>2</sup>)

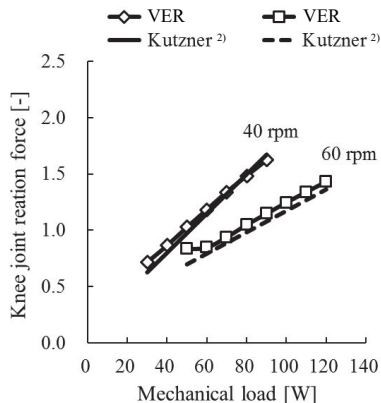


図 8 地上での VER 運動時の膝関節反力

## ② 1g と 0g での酸素摂取量と下肢関節反力

図 9 は VER 運動において、ペダル回転速度を一定 (60 rpm) とし、機械的負荷を幅広く変化させたときの酸素摂取量と下肢関節反力の大きさの最大値をシミュレーションにより求めたものである。両特性は 0g、1g を問わず、負荷の増大とともに直線的に増大したが、0g 下での値が大きくなった。これは 0g 下でのペダル作用力に対する代償動作である。

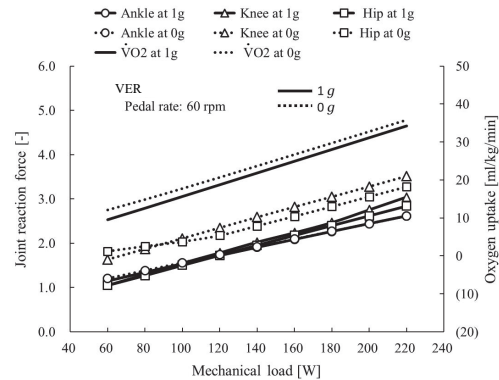


図 9 1g (実線) と 0g (点線) での酸素摂取量と下肢関節反力 (ペダルの回転速度 60 rpm、g は地球での重力加速度である。1g = 9.81 m/s<sup>2</sup>、0g = 0 m/s<sup>2</sup>)

## ③ 0g 最適サイクリング条件

0g VER・HER での酸素摂取量と膝関節反力の大きさは、ペダル回転速度に対して相反する特性を示した。

身体機能の減弱防止や維持のための運動効果を確認とするため、希望する酸素摂取量 (運動強度) と関節反力を同時に実現する最適なサイクリング条件を見出した。

表 1 に示す酸素摂取量 (ml/kg/min) の希望値 40 と 20 は日本の成人男性のサイクリング時の最大酸素摂取量とその半分の量に相当する値である (ただしそれらの値には安静時の 3.5 ml/kg/min は含まれていない)。体重の 3 倍の膝関節反力は地球での平地歩行時の最大膝関節反力に相当する値であり、表中の反力は体重で割った正規化表現である。

HTS の併用によって機械的負荷は半減し、ペダルの回転速度も減少した。

表 1 VER と HER の最適サイクリング条件

モデル	最適サイクリング条件		希望値/実現値	
	機械的負荷 [W]	ペダル回転速度 [rpm]	酸素摂取量 [ml/kg/min]	膝関節反力 [-]
VER	120	42.5	20/20	3.0/3.0
HER	54.9	35.2	20/20	3.0/3.2
VER	243	77.7	40/40	3.0/3.0
HER	133	59.6	40/40	3.0/3.4

0g や低重力下での HTS エルゴメータ運動を考慮した最適条件は、HTS 電気刺激の設定

の仕方により、種々の運動プログラムを選択できることになる。これは宇宙空間における限られた設備を効率的、効果的に活用できることを示唆しており、施設全体の管理・運用に大きく貢献できる。

参考文献

- 1) M. Omoto, H. Matsuse, Y. Takano, S. Yamada, H. Ohshima, Y. Tagawa, and N. Shiba, "Oxygen uptake during aerobic cycling exercise simultaneously combined with neuromuscular electrical stimulation of antagonist," *J. Nov. Physiother.*, vol.3, pp.185-191, 2013.
- 2) I. Kutzner, B. Heinlein, F. Graichen, A. Rohlmann, A.M.Halder, A. Beier, and G. Gergmann, "Loading of the knee joint during ergometer cycling: telemetric in vivo data," *J. Orthop. Sports Phys. Ther.*, vol.42, no.12, pp.1032-1038, 2012.

④ 0g リカンベント HER 運動と人工重力

0g下で遠心加速度による人工重力をリカンベント HER 運動時のヒトモデルに作用させた。このとき椎骨・下肢関節での反力や酸素摂取量を、人工重力の大きさおよび拮抗筋電気刺激の有無により検討した。人工重力が大きくなると椎骨に地上での日常生活活動と同等の力が作用するが、座位姿勢のため下肢関節負荷への影響は足関節を除きほとんどみられなかった。下肢への拮抗筋電気刺激の併用で、日常活動と同等の負荷を膝・股関節に作用させることができた。図10は用いたリカンベント型 HER モデルである。

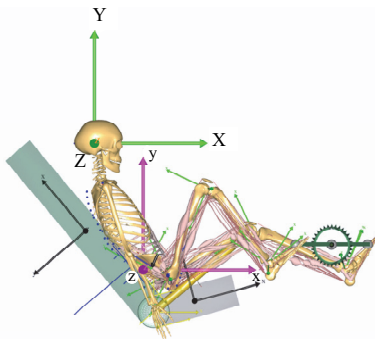


図10 HTS エルゴメータ運動と人工重力

(5) 放物飛行における HER 運動と酸素摂取量

放物飛行での HER 実験を実施し、HER 運動が可能であることを確認した。その計測系を図11に示す。HTSによる酸素摂取量の増加傾向(図12)を確認したが、微小重力が短時間(20秒)であるため、定常値でVERに対

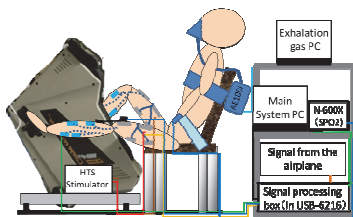


図11 放物飛行時の HER 運動計測系

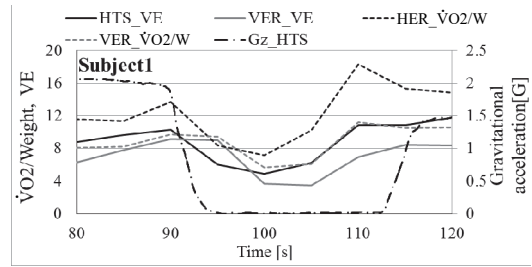


図12 放物飛行時の VER・HER 酸素摂取量 (VO<sub>2</sub>) の比較

してどの程度の増加となるか、今後の検証が必要である。このため、地上で微小重力や低重力の環境を模擬する、長時間エルゴメータ運動が可能な実験・計測系を製作した。今後、実験評価を行うが、モデル解析の有用性の立証を通して、0gなど極限環境下での運動プログラムの運用に貢献できると考えている。

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)

[雑誌論文] (計 5 件)

- ① Y. Tagawa, N. Shiba (5 番目) (計 6 名), Simulation of Oxygen Uptake and Leg Joint Reaction Force During Ergometer Exercise Under Altered Gravity, Proc. of 39<sup>th</sup> Annual International Conference of IEEE EMBC2017, Jeju Island, Korea, July 11-15, 2017, 1901-1904 (査読有)  
Doi: 10.1109/EMBC.2017.8037219.
- ② 田川 善彦, 志波 直人 (6 番目) (計 6 名), 拮抗筋電気刺激を有するサイクリング運動モデルによる酸素摂取量シミュレーション, 宇宙航空環境医学, 54 巻, 2017, 19-26 (査読有)
- ③ 田川 善彦, 山本 直輔, 表面電気刺激による運動器の機能改善を目指して, 電気学会誌, 136 巻, 2016, 666-669 (査読無)
- ④ 志波 直人 (4 番目), 田川 善彦 (5 番目) (計 5 名), 健常者の誘発筋電図と等尺性筋力の関係, 日本生体電気・物理刺激研究会誌, 30 巻, 2016, 21-27 (査読無)
- ⑤ M. Nitta (2 番目), Y. Tagawa (3 番目) (計 4 名), A pilot study of the stability of the ankle joint moment and M-wave evoked by intermittent stimulation, Proc. of 19<sup>th</sup> International Functional Electrical Stimulation Society (IFESS) Annual Conference, Kuala Lumpur, Malaysia, 17-19 Sept., 2014, 4 pages (査読有)  
DOI: 10.1109/IFESS.2014.7036745

[学会発表] (計 18 件)

- ① Y. Ogata, Simulation of the Effect of Decreased Multifidus Muscle Bulk on Lumber Kinematics Using Force-Dependent Kinematics Analysis, 39<sup>th</sup> Annual International Conference of IEEE EMBC2017,

2017

- ② N. Yamamoto, Evoked Electromyogram During Eccentric Contraction, 39<sup>th</sup> Annual International Conference of IEEE EMBC2017, 2017
- ③ Y. Ogata, Simulation of Muscle Activity During Cycling with Full and Reduced Muscle Strengths of the Leg, 39<sup>th</sup> Annual International Conference of IEEE EMBC2017, 2017
- ④ 田川善彦、サイクリング運動モデルによる酸素摂取量と下肢関節反力のシミュレーション、第 63 回日本宇宙航空環境医学会大会、2017
- ⑤ 山本直輔、M 波を用いた筋力推定法の検討、第 38 回バイオメカニズム学術講演、2017
- ⑥ 山本直輔、拮抗筋電気刺激エルゴメータサイクリングのパラボリックフライト実験ー計測系の構築と計測例ー、第 38 回バイオメカニズム学術講演会、2017
- ⑦ 山本直輔、M 波を用いた筋発揮力の推定と安定化について、LIFE 2015、2015
- ⑧ 吉村巖希、微小重力下での筋骨格系萎縮を抑制する運動法の提案ー身体揺動と ISS への影響ー、第 28 回日本宇宙生物科学会、2014

## 6. 研究組織

### (1) 研究代表者

田川 善彦 (TAGAWA Yoshihiko)  
久留米大学・医学部・客員教授  
研究者番号：7 0 1 2 2 8 3 5

### (2) 研究分担者

志波 直人 (SHIBA Naoto)  
久留米大学・医学部・教授  
研究者番号：2 0 1 8 7 3 8 9

新田 益大 (NITTA Masuhiro)  
九州工業大学・大学院工学研究院・助教  
研究者番号：2 0 4 5 3 8 2 1