

ステップエルゴメーターのアイソキネティック運動におけるピークパワーと筋活動特性との関連

—表面筋電図周波数分析による検討—

*The Relationship between Peak Power of Isokinetic Exercise
on a Step Ergometer and Muscle Activity Characteristics
—Surface EMG Frequency Analysis—*

水本 淳¹⁾ 島田 裕之²⁾ 井平 光¹⁾
野村 知広¹⁾ 古名 丈人¹⁾ 鈴川 芽久美³⁾

ATSUSHI MIZUMOTO¹⁾, HIROYUKI SHIMADA²⁾, HIKARU IHIRA¹⁾,
TOMOHIRO NOMURA¹⁾, TAKETO FURUNA¹⁾, MEGUMI SUZUKAWA³⁾

¹⁾ Graduate School of Health Sciences, Sapporo Medical University: -South 1 West 17, Chuoh-ku, Sapporo, Hokkaido, 060-8556, Japan. TEL+81 11-611-2111 E-mail: a.mizumoto@sapmed.ac.jp

²⁾ Section for Health Promotion, Department of Health and Medical Care, Center for Development of Advanced Medicine for Dementia, National Center for Geriatrics and Gerontology

³⁾ Department of Rehabilitation, Faculty of Health Sciences, University of Human Arts and Science

Rigakuryoho Kagaku 27(4): 411-415, 2012. Submitted Jan. 31, 2012. Accepted Mar. 2, 2012.

ABSTRACT: [Purpose] The aim of this study was to examine the relationship between peak power of the lower extremities during isokinetic movement on a step ergometer and muscle activity characteristics using EMG frequency analysis of community-dwelling elderly adults. [Methods] Twelve elderly women (mean age 78.3 years) were measured for muscle power on a step ergometer (60 and 90 steps / minute), and surface electromyograms (EMG) of the lower extremities. EMG data was wavelet transformed and MPF (Mean Power Frequency), LF / TP (Low Frequency per Total Power) and HF / TP (High Frequency per Total Power) were calculated. [Results] The muscle power at 60 steps / min showed a significant correlation with the LF / TP of the tibialis anterior. MPF of the vastus medialis and tibialis anterior at 90 steps / min were higher than at 60 steps / min. [Conclusion] We speculate that fast-twitch muscles activity at 90 steps / min increases, therefore we consider that high speed movement is useful for preventing the sarcopenia.

Key words: muscle power, wavelet transform, Biostep

要旨:〔目的〕Biostepのアイソキネティック運動時の筋パワーと筋活動特性との関連を調べ、速度条件による活動特性の違いを検討した。〔対象と方法〕高齢女性12名に対し60 steps / minと90 steps / min駆動時の筋パワーと表面筋電図を測定した。筋電図はウェーブレット変換を行った後、MPF、LF/TP、HF/TPを算出した。各変数の相関分析と、条件比較のためwilcoxon検定を行った。〔結果〕60 stepの筋パワーと前脛骨筋のLF/TPの間に有意な正の相関を認めた。内側広筋、前脛骨筋のMPF、HF/TPが90 stepで有意に高かった。〔結語〕90 stepの運動において速筋線維の活動が増加することが推察され、加齢による速筋線維の萎縮に対して高速運動が有効であると考えられた。

キーワード: 筋パワー (筋仕事率), ウェーブレット変換, Biostep

¹⁾ 札幌医科大学大学院 保健医療学研究科: 北海道札幌市中央区南1条西17丁目 (〒060-8556) TEL 011-611-2111

²⁾ 国立長寿医療研究センター 認知症先進医療開発センター 在宅医療・自立支援開発部 自立支援システム開発室

³⁾ 人間総合科学大学 保健医療学部 リハビリテーション学科

I. はじめに

加齢に伴う筋量の減少や筋力の低下はサルコペニアと呼ばれ、サルコペニアの臨床定義や診断基準を提案した European Working Group on Sarcopenia in Older People の報告では、サルコペニアを筋量の低下と筋機能（筋力やパフォーマンス）の低下により定義しており¹⁾、高齢期における筋機能の重要性が改めて注目されている。高齢者において筋力低下は日常生活活動（activity of daily living: ADL）能力の低下を引き起こす要因である。特に下肢の筋力低下は、立ち上がりや歩行、階段昇降など起居、移動を中心としたADL動作制限の原因となる^{2,3)}。加齢に伴う筋萎縮は、遅筋線維に比べ速筋線維の萎縮が著しく、特にtype IIa線維が選択的に萎縮することが報告されている^{4,5)}。また、加齢によって筋量の減少や筋線維の萎縮のみならず、等尺性運動時の筋力および等速性（アイソキネティック）運動時の筋パワーの低下が生じることが明らかにされている⁶⁾。筋力は力の発揮能力であり、筋パワーは瞬間的に筋力を発揮する能力（力×速さ）と定義されている⁷⁾。加齢により最大筋力だけではなく筋パワーも著明に低下し、とりわけ速筋線維に関連した高速度でのアイソキネティック運動時の筋パワーの低下が著しいといわれている^{8,9)}。筋パワーの低下は、筋力と比較してADL動作の遂行に重要であることが指摘されており^{10,11)}、加齢によるADL能力低下を予測して予防するためには、等速性運動機器による筋パワーの測定が重要であると考えられる。

以前、我々は地域高齢者の筋パワーを測定する手段として、ステップエルゴメーターを用いたアイソキネティック運動時の筋パワー評価法を提案した¹²⁾。その結果、アイソキネティックモード90 steps/minにおけるピークパワーが、最大努力下でのtimed up and go test (TUG)の時間との間に高い相関を認め、筋パワー評価法としての基準関連妥当性が示された。また、60 steps/minよりも90 steps/minのような高速度の運動の方が、TUGのような運動を速く遂行することが求められる課題に強く関係することが予想された。しかし、ステップエルゴメーター駆動のピークパワーに至る過程における、各筋の活動の違いは明らかではなく、速度の違いによる筋活動の変化についても不明であった。筋活動の評価指標である表面筋電図は、筋積分値の評価により運動単位の動員様式、インパルス発射頻度を反映した総合的な評価が可能であるが、動員された筋線維タイプの種類を推測することは困難である。筋電図周波数解析は、筋の質の評価として用いられており、周波数解析によって得られたパワースペクトルは筋活動に参加している運動単位の数や種類¹³⁾、インパルス発射頻度¹⁴⁾、同期化¹⁵⁾および筋線維伝導速度¹⁶⁾などを反映しているといわれており、定常信号波形の解析には時間領域から周波数領域へと変換す

る手法であるフーリエ変換が用いられている。一方、時間的に周波数が変動する非定常信号波形の解析には、フーリエ変換は用いることができず、アナライジングウェーブレットに対する伸縮・拡張、平行移動の操作の組み合わせにより、周波数と時間を同時に処理できるウェーブレット変換（wavelet transform）を用いることで、動的な収縮における周波数解析を行うことが可能となる^{17,18)}。

本研究では、ステップエルゴメーターを用いて高齢者のアイソキネティック運動時の下肢筋電図波形の周波数解析により、下肢筋パワーと各筋の活動特性との関連を明らかにすることを目的とした。また、駆動速度の違いによる筋の活動特性の違いを併せて検討した。速度の違いによる筋の活動特性を示すことで、ステップエルゴメーターを用いた運動処方や、筋パワーの評価を行う上で有益な知見を得ることができると考えられた。

II. 対象と方法

1. 対象

東京都板橋区に在住する下肢疾患の既往のない、歩行および手段的ADLが自立している地域在住高齢者女性12名（平均年齢78.3 ± 2.6歳、平均身長145.6 ± 3.3、平均体重51.3 ± 4.9）を対象とした（表1）。対象者には本研究の主旨と目的、方法を口頭、書面にて十分に説明し、本人の同意を得た。なお本研究は、東京都健康長寿医療センターの倫理審査委員会承認されたものである。

2. 方法

筋パワーの測定はアイソキネティック運動が可能な運動機器であるステップエルゴメーター（BIODEX Biostep, 酒井医療株式会社、日本）を用いて実施し、目標ステップ数はアイソキネティックモードの60 steps/min（60 step）、90 steps/min（90 step）と設定した。駆動時間を15秒間に設定し、シート位置はステップエルゴメーター駆動時の最大伸展時での膝関節屈曲角度が20度になるように調節し、上肢はシート横のハンドグリップを把持させた。本研究で施行させた運動はアイソキネティック運動であり、設定したステップ数に達するとパワーに応じた負荷がかかるため、測定前に目標ステップ数に達するように十分な練習を行った。ステップエルゴメーターの駆動開始時には重く感じることもあるが、それに負け

表1 対象者の基本属性

(N = 12)

年齢	(歳)	78.3 ± 2.6
BMI	(kg/m ²)	24.2 ± 2.1
ピークパワー	60 step (W)	327.1 ± 42.8
	90 step (W)	259.6 ± 84.0

※平均 ± 標準偏差

ないように速く漕ぐようにと説明した。測定開始時には「全力で漕いで、それを15秒間保つように」と教示し、測定中は目標ステップ数が維持できるように「そのまま維持するように」と声掛けを行った。測定回数はそれぞれ1回とし、施行間は3分以上の休憩を挟み、口頭にて疲労感がないことを確認した。60 step, 90 stepの施行順はコイントスにてランダムに設定した。駆動時のパワー（仕事率：W）は、解析ソフト（SpErgo2, 酒井医療株式会社, 日本）を用い、駆動開始からサンプリング周波数1Hzにて測定した。目標ステップ数に達した後の最大値をピークパワーとした。

駆動時の筋活動は、表面筋電図測定装置（Noraxon MyoTrace400, 酒井医療株式会社, 日本）を用い、サンプリング周波数を1000Hzとし、パワーの測定開始と筋電図測定を手動にて同期させて測定を行った。筋電位の信号をA/D変換し、パーソナルコンピュータに取り込んだ後、専用ソフト（Noraxon MyoResearch XP, 酒井医療株式会社, 日本）を用い、データの抽出を行った。被検筋は右下肢の内側広筋（VM）、半腱様筋（ST）、前脛骨筋（TA）、腓腹筋内側頭（MG）の4筋とした。皮膚前処置剤およびアルコール綿にて処置を行った後、電極中心距離を2 cmとし、電極Blue sensor（ambu社, デンマーク）を筋線維の走行に沿って貼り付けた。電極貼り付け位置は、内側広筋は膝蓋骨上端から内側2～3横指の位置、半腱様筋は坐骨結節と脛骨内側顆を結ぶ線の遠位3分の1の位置、前脛骨筋は排骨頭より内下側3～4横指の位置、腓腹筋内側は脛骨内側顆と踵骨を結ぶ線の近位3分の1の位置、アース電極は大腿骨外側上顆とした¹⁹⁾。駆動時の筋収縮は、安静時の基線の平均+2標準偏差を超えた時点を筋収縮とした。SpErgo2によるパワーおよびステップ数のグラフから、ピークパワーにおける時間を得た後、その時間を含む6駆動分の筋収縮を選択した。各々ピークパワーを発揮する時間は異なっており、ピークパワーから駆動終了までの間で、波形が安定している連続した駆動における筋の活動特性を比較するため、6駆動分を解析区間とした。すなわち60 step（1stepあたり1秒）の場合は6秒間、90 step（1stepあたり0.67秒）の場合は4秒間を解析区間とした。

6駆動分のデータは数値解析ソフトウェア Scilab Ver.5.3.1（INRIA, フランス）を使用し、wavelet toolbox

のプログラムを利用し morlet関数を用いた連続ウェーブレット変換によるパワースペクトル解析を行った。解析周波数帯域は先行研究²⁰⁾に準拠し、11～200Hzとし、時間成分ごとのパワーを平均化した後、6駆動分のパワーの総和（Total power：以下TP）および45Hz以下の低周波帯域のパワーの合計（Low Frequency：LF）、75Hz以上を高周波数帯域（High Frequency：HF）としたパワーの合計を算出した。そこからTPに対する低周波帯域の割合（LF/TP）、高周波帯域の割合（HF/TP）、および下記の式を用いて平均パワー周波数（Mean Power Frequency：MPF）を算出し、それぞれ分析対象とした。

$$MPF = \frac{\int_0^{\infty} fP(f) df}{\int_0^{\infty} P(f) df} \quad P: \text{power 値}, f: \text{周波数}$$

統計学的解析には、各変数に対し Shapiro-Wilk 検定を行い、正規性を確認できない変数が含まれていたため、ノンパラメトリック検定を使用した。各step数におけるピークパワーと各筋の活動特性との関係を調べるため、Spearmanの順位相関係数を算出した。また、60 stepと90 stepの駆動における筋の活動特性を比較するため、Wilcoxonの符号付順位和検定を行った。統計学的有意水準は5%とし、統計解析ソフト（IBM SPSS Statistics 19, 日本IBM, 日本）を用いた。

III. 結 果

60 step時のピークパワーの平均値は327.1 ± 42.8Wであり、90 step時のピークパワーの平均値は259.6 ± 84.0Wであった（表1）。60 step時のピークパワーと相関関係にあった変数は、前脛骨筋のMPF（ $\rho = -.769$, $p < 0.01$ ）、HF/TP（ $\rho = .580$, $p < 0.05$ ）および前脛骨筋のLF/TP（ $\rho = -.615$, $p < 0.05$ ）であった（表2）。一方で、90 step時のピークパワーは、有意な相関が認められなかった。MPFは、内側広筋、前脛骨筋ともに60 step時よりも90 step時の方が有意に高かった（それぞれ $Z = -2.510$, $p < 0.05$, $Z = -3.059$, $p < 0.01$ ）。LF/TPは、内側広筋、前脛骨筋ともに60 step時よりも90 step時の方が有意に低かった（それぞれ $Z = -2.353$, $p < 0.05$, $Z = -2.667$, $p < 0.01$ ）。HF/TPは、内側広筋、前脛骨筋ともに60 step

表2 ピークパワーと筋の活動特性との相関係数

	年齢	BMI	内側広筋			半腱様筋			前脛骨筋			腓腹筋(内側)		
			MPF	LF/TP	HF/TP	MPF	LF/TP	HF/TP	MPF	LF/TP	HF/TP	MPF	LF/TP	HF/TP
60 step時のピークパワー	.029	-.161	.070	-.098	.154	.035	-.336	.140	-.769**	.580*	-.615*	.007	.091	-.021
90 step時のピークパワー	-.298	-.378	.147	-.273	.364	-.336	.140	-.301	-.329	.371	-.462	.084	.140	-.098

※ spearman's ρ , * : $p < 0.05$, ** : $p < 0.01$

表3 60 stepと90 stepの駆動における筋の活動特性の差

	内側広筋			半腱様筋			前脛骨筋			腓腹筋(内側)		
		60 step	90 step		60 step	90 step		60 step	90 step		60 step	90 step
MPF (Hz)	84.5 ± 12.2	92.4 ± 13.5	*	104.3 ± 15.9	103.7 ± 13.4		84.7 ± 6.7	95.3 ± 10.5	**	107.6 ± 10.4	112.7 ± 13.4	
LF/TP (%)	36.3 ± 9.0	31.3 ± 8.4	*	20.4 ± 9.1	19.2 ± 7.8		31.8 ± 5.0	26.4 ± 6.4	**	15.7 ± 5.5	13.7 ± 5.2	
HF/TP (%)	49.1 ± 10.2	54.6 ± 9.5	*	65.2 ± 12.9	66.5 ± 10.6		49.4 ± 6.1	57.7 ± 8.6	**	70.2 ± 7.5	73.0 ± 9.3	

※*: $p<0.05$, **: $p<0.01$

時よりも90 step時の方が有意に高かった(それぞれ $Z = -2.197$, $p<0.05$, $Z = -2.981$, $p<0.01$)(表3).

IV. 考 察

これまでステップエルゴメーター駆動は, サイクルエルゴメーターと比較し, 大腿四頭筋の筋活動が高いことが知られている²¹⁾ものの, ピークパワーまでの過程で, どの筋がどの程度活動しているかという部分は明らかにされていない. 筋活動に参加している筋線維タイプとパワースペクトルの関係では, 40Hz以下の低周波域はtype I線維, 46~80Hzの中周波数帯域はtype IIa線維, 81Hz以上の高周波数帯域ではtype IIb線維の活動に対応し¹³⁾, 低周波数帯域は遅筋系, 高周波数帯は速筋系の活動を反映しているといわれている²²⁾. MPFは筋疲労の指標として用いられることが多く, 疲労によりMPF低下が生じることが明らかにされている²⁰⁾. 今回は, 短時間の駆動での解析であり, 筋疲労ではなく駆動条件による筋の活動特性の違いを検討するために, MPFを解析値として使用した. また, 活動における低周波数成分と高周波数成分の相対的な割合を比較するために, LF/TPとHF/TPを解析値として使用した.

本研究の結果より, 60 step時のピークパワーでは, 前脛骨筋のMPF, およびHF/TPとの間にそれぞれ有意な負の相関が認められ, LF/TPとの間には有意な正の相関が認められた. 60 step駆動時の前脛骨筋による低周波数帯域の筋活動の高さと, 高周波数帯域の筋活動の低さ, すなわちMPFの低さとピークパワーの高さが関連していることから, 強い力を発揮するよりも遅筋線維を中心とする駆動時の持続的な足関節固定のための筋活動が高まり, 安定したステップ運動が可能になることにより高いパワーを発揮することに繋がったと推察された. また, 多機能エルゴメーター(ストレングスエルゴ)の研究では, 駆動速度が高まると屈曲相の前脛骨筋の活動が高まり, 下肢引き上げの補助的作用や足関節屈位による駆動を円滑にする作用が生じると述べられており²³⁾, ステップエルゴメーター駆動においても前脛骨筋に関しては多くの対象者で類似の作用が生じていた可能性があった. 60 step, 90 step時の内側広筋, 半腱様筋, 腓腹筋, 90 step時の前脛骨筋ではピークパワーと筋の活動特性との間に

有意な相関は認められなかった. このことは, ステップエルゴメーターを全力で駆動する戦略が個人により異なっていることが考えられた. 測定前に十分な駆動練習を行っているものの, 主要な移動手段である自転車(エルゴメーター)駆動に比較すると慣れない運動であり, アイソキネティック運動の強い抵抗を受け, それを下肢で押し出す(蹴り出す)動きの際に, 体幹筋, 股関節周囲筋, および膝関節周囲筋などの筋の活動戦略は個人間でばらつきが大きいことが考えられた. また, 90 stepの前脛骨筋は, 60 stepと同様に屈曲相の足の引き上げや足部の固定機能に関与すること予測されたものの, 速度の増加に対応した前脛骨筋の活動が十分に発揮できなかった可能性が考えられた. 本研究のデザインでは, 駆動相ごとの分析は困難であるため, 今後は駆動相ごとの筋活動の変化を検討していく必要があるといえる.

また, 60 stepと90 stepにおける, 筋の活動特性の比較では, 内側広筋および前脛骨筋では60 stepよりも90 stepでMPF, HF/TPの有意な増加, LF/TPの有意な低下が認められた. この結果から, より速い速度での運動において, 高周波数帯域の筋活動, つまり速筋線維の筋活動の増加やインパルスの発射頻度の増加が起こることが推察された. 多機能エルゴメーター駆動において, 半腱様筋や腓腹筋は速度の増加により, 伸展相での筋活動が増加することが示されている²³⁾が, ステップエルゴメーター駆動においては速度変化に対しても速筋線維の活動やインパルスの発射頻度が変化しない可能性が考えられた.

本研究の結果では, ステップエルゴメーター駆動時のピークパワーと筋の活動特性との関連は60 step時の前脛骨筋以外に認められず, ピークパワーの評価のみで筋の活動特性の把握は困難であるといえた. 近年では, 加齢による筋量の減少だけでなく, α 運動ニューロン活動の低下や, 運動に動員される運動単位の減少など神経機構の変化を, ダイナペニア(dynapenia)と表している²⁴⁾. また, 生理学的な研究では, 筋小胞体からの Ca^{2+} 放出量の低下による興奮収縮連関における情報伝達効率の低下や, 筋原線維の張力産生能力の低下などが加齢で生じることが明らかになりつつある²⁵⁾. そのため, 高齢者に対し筋の収縮速度や筋パワーの評価が重要視されている. 本研究の結果から, 筋パワーの評価に加え, 筋の活動特性

の評価を行い、継時的な変化を追うことは、加齢で変化する速筋線維の割合やインパルスの発射頻度、神経伝導速度などが複合した要因の変化を追うことができるため、ダイナペニアの評価に有益であると考えられる。また、60 step よりも 90 step の方がより高周波数帯域の割合が高かったことから、臨床的に、ステップエルゴメーターを用いる場合は、より速い運動課題を与えることで、Type IIb 線維のような速筋線維の活動が賦活できると考えられ、サルコペニアやダイナペニアの予防に有益であると考えられた。本研究は横断調査であり、因果関係までは述べられないことや、Biostep 解析ソフトのサンプリング周波数の制限から、駆動における相ごとの解析が困難である点が限界点として挙げられた。

引用文献

- 1) Cruz-Jentoft AJ, Baeyens JP, Bauer JM, et al.: Sarcopenia: European consensus on definition and diagnosis: report of the european working group on sarcopenia in older people. *Age Ageing*, 2010, 39(4): 412-423.
- 2) Foldvari M, Clark M, Laviolette LC, et al.: Association of muscle power with functional status in community-dwelling elderly women. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, 2000, 55(4): M192-199.
- 3) Bean JF, Kiely DK, Herman S, et al.: The relationship between leg power and physical performance in mobility-limited older people. *J Am Geriatr Soc*, 2002, 50(3): 461-467.
- 4) Lexell J, Taylor CC, Sjostrom M: What is the cause of the ageing atrophy? Total number, size and proportion of different fiber types studied in whole vastus lateralis muscle from 15- to 83-year-old men. *J Neurol Sci*, 1988, 84(2-3): 275-294.
- 5) Lang T, Streeter T, Cawthon P, et al.: Sarcopenia: Etiology, clinical consequences, intervention, and assessment. *Osteoporos Int*, 2010, 21(4): 543-559.
- 6) Samson MM, Meeuwse IB, Crowe A, et al.: Relationships between physical performance measures, age, height and body weight in healthy adults. *Age Ageing*, 2000, 29(3): 235-242.
- 7) 岡西哲夫：エビデンスに基づく理学療法 内山 靖編。医歯薬出版、東京、2008、pp430-447.
- 8) Thorstensson A, Grimby G, Karlsson J: Force-velocity relations and fiber composition in human knee extensor muscles. *J Appl Physiol*, 1976, 40(1): 12-16.
- 9) Ryushi T, Fukunaga T: Influence of subtypes of fast-twitch fibers on isokinetic strength in untrained men. *Int J Sports Med*, 1986, 7(5): 250-253.
- 10) Evans WJ: Exercise strategies should be designed to increase muscle power. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, 2000, 55(6): M309-M310.
- 11) Misko TA, Cress ME, Slade JM, et al.: Effect of strength and power training on physical function in community-dwelling older adults. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, 2003, 58(2): 171-175.
- 12) 水本 淳, 鈴川芽久美, 牧迫飛雄馬・他：ステップエルゴメーターのアイソキネティック運動におけるピークパワーと身体機能との関連. *理学療法科学*, 2011, 26(1): 139-142.
- 13) 永田 晟, 室 増男：表面筋電パワー・スペクトルのパターン分類 静的・動的運動様式との関連. *人間工学*, 1982, 18(1): 35-42.
- 14) Moritani T, Muro M: Motor unit activity and surface electromyogram power spectrum during increasing force of contraction. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, 1987, 56(3): 260-265.
- 15) Yao W, Fuglevand RJ, Enoka RM: Motor-unit synchronization increases emg amplitude and decreases force steadiness of simulated contractions. *J Neurophysiol*, 2000, 83(1): 441-452.
- 16) Lindstrom L, Magnusson R, Petersen I: Muscular fatigue and action potential conduction velocity changes studied with frequency analysis of emg signals. *Electromyography*, 1970, 10(4): 341-356.
- 17) Karlsson S, Yu J, Akay M: Time-frequency analysis of myoelectric signals during dynamic contractions: A comparative study. *IEEE Trans Biomed Eng*, 2000, 47(2): 228-238.
- 18) 花岡正明：理学療法における筋電図学的評価法 表面筋電図の周波数領域における信号処理方法 フーリエ変換、最大エントロピー法、ウェーブレット変換. *理学療法*, 2004, 21(2): 406-415.
- 19) 岩下篤司, 市橋則明, 池添冬芽・他：ペダリング動作における下肢筋の筋電図学的分析. *理学療法学*, 2004, 31(2): 135-142.
- 20) 山田英司, 加藤 浩, 宮本賢作・他：ウェーブレット変換を用いた等速性運動中の筋電図周波数解析 30回反復による筋疲労時の周波数特性. *理学療法学*, 2003, 30(7): 391-396.
- 21) 清水良祐, 松本卓也, 堀田一樹・他：ステップ運動を取り入れたエルゴメータ駆動時の下肢筋活動と呼吸循環応答の検討. *臨床理学療法研究*, 2009, 2619-2623.
- 22) Shochina M, Vatine JJ, Mahler Y, et al.: Effect of filter setting on the electromyographic parameters of muscles contracting to fatigue. *Electromyogr Clin Neurophysiol*, 1989, 29(1): 3-8.
- 23) 神谷晃央, 横山明正, 新野浩隆・他：エルゴメーター運動中の筋活動 駆動速度による変化. *運動療法と物理療法*, 2005, 16(3): 224-229.
- 24) Clark BC, Manini TM: Sarcopenia $\neq$ dynapenia. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, 2008, 63(8): 829-834.
- 25) 山田崇史：骨格筋を知る 分子レベルから覗く骨格筋研究 老化に伴う筋弱化的メカニズム. *体育の科学*, 2011, 61(2): 127-133.