

# 筋疲労を指標とした筋力向上のための バイオフィードバック装置の開発

池原 忠明\*1 小島 一恭\*2

## Development of a biofeedback device to improve muscle strength using muscle fatigue scale

Tadaaki IKEHARA\*1 Kazuyuki KOJIMA\*2

### Abstract:

In recent years, the number of elderly people has increased and society has become even older. In addition, the cost of disease prevention and personal medical expenses are increasing in Japan. For this reason, the elderly need physical strength and walking ability to live as much as possible. In elderly people, walking disorders become inadequate because movement disorders and muscular strength decrease with age, and walking in daily life becomes difficult. Therefore, to promote muscle weakness in the elderly, it was recommended that walking be promoted, and light exercise be performed. In the elderly, EMG analysis of muscle fatigue is being performed. We use MPF to check fatigue, but there is no device that analyzes the condition in real time and provides feedback on the condition of fatigue. This research aimed at "development of biofeedback device based on muscle fatigue index".

**Keywords :** Biofeedback device, Muscle fatigue scale, Electromyographic, MPF, Resistance training

### 要旨:

近年、少子高齢化に伴い、要介助・介護者の増加や介護者の不足から要介助・介護者に十分な支援が行えないことや、さらには国の医療費負担が増加し、個人の疾病予防費の増加及び個人の医療費の負担が大きくなっている。このことから、高齢者においても、出来るだけ個人で生活できる体力と歩行能力が求められている。高齢者は、加齢とともに運動障害や筋力が衰えるために歩行動作が不十分となり、日常生活での歩行が困難となる。さらにバランスの低下から転倒事故を引き起こす危険性がある。そのため、高齢者の筋力低下を予防するための歩行の促進や軽運動の推奨がなされている。また現在の筋電図解析は、結果のデータを基に周波数分析を行って、被験者にフィードバックしているが、周波数をリアルタイムで解析をして、疲労の状態を運動中にフィードバックする装置はないのが現状である。

そこで、本研究は、「筋疲労を指標としたバイオフィードバック装置の開発」を目的とした。はじめにリアルタイムに筋電位の周波数分析を行い、筋疲労を評価することが可能か検討を行った。さらに、筋線維別の筋疲労を明らかにするため、筋電位を6帯域に分けて周波数解析を行い検討した。その結果、リアルタイムに筋疲労を推定し、各筋線維での疲労をみる事が可能となった。

**キーワード :** バイオフィードバック装置、筋疲労、筋電図、平均パワー周波数、トレーニング

## 1. 結 言

近年、少子高齢化に伴い、要介助・介護者の増加や介護者の不足から要介助・介護者に十分な支援が行

えないことや、さらには国の医療費負担が増加し、個人の疾病予防費の増加及び個人の医療費の負担が大きくなっている。このことから、高齢者においても、出来るだけ個人で生活できる体力と歩行能力が求められている。高齢者は、加齢とともに運動障害や筋力が衰えるために歩行動作が不十分となり、日常生活での歩行が困難となる。さらにバランスの低下から転倒事故を引き起こす危険性がある。そのため、高齢

\*1 湘南工科大学 工学部 人間環境学科 准教授

\*2 湘南工科大学 工学部 機械工学科 教授

者の筋力低下を予防するための歩行の促進や軽運動の推奨がなされているのが現状である。

人間の体を動かす骨格筋は、大きく速筋線維 (type II 線維) と遅筋線維 (type I 線維) の二つに分けられる。type II 線維は強い筋収縮を起こすことが出来るが、耐性疲労が低く、継続時間が短いことが挙げられ、type I 線維は収縮速度が遅いが、耐性疲労があり、継続時間が長いことが明らかとなっている。さらに骨格筋は加齢にともない萎縮するが、特に type II 線維の減少が大きく素早い動作が出来なくなることが言われている。そのため、高齢者のトレーニングにおいては、type II 線維のレジスタンストレーニングが有効的だと言われている。しかし、普段から適度に運動を行っている健康な高齢者の場合の運動処方としてはレジスタンストレーニングが有効的であるが、運動不足や筋力が低下している高齢者には怪我や事故が起きやすいと考えられる。また、高齢者などの普段運動をしていない者に対しては、筋力アップを目的としたトレーニングよりも疲労を考慮しながら運動の継続時間を延ばし、その中で少しずつトレーニング量を増やして type I 線維を増やしていく必要がある。また、筋持久力のトレーニングは、type I 線維のエネルギー供給機構の特徴である「有酸素系エネルギー供給機構」が活用される。この有酸素系エネルギー供給機構には、「クエン酸回路」と「電子伝達系」の 2 種類があり、特にクエン酸回路(TCA 回路)は、酸素と「グルコース」・「アミノ酸」・「脂肪酸」により、エネルギー (ATP) を生産する。そのため疲労を抑制し、長時間の運動を可能とすることで、脂肪酸が燃焼しやすい状況を作ることが出来る。このため高齢者や成人の肥満による合併症を予防できるものと考えられる。そのため type I 線維向上させることで、普段から疲れにくい体を作ることが出来るため、活動量が増えて QOL の向上が可能となる。

筋疲労は、筋発揮が個人の要求どおりに筋パワーが発揮できなくなった時に発生していると言われていた。その筋疲労には、末梢性の筋疲労と中枢性の筋疲労に分類される。抹消性筋疲労(peripheral fatigue)においては、エネルギーの枯渇による影響を受け、短時間の運動の繰り返しで筋のパフォーマンスが低下することが挙げられる。また、中枢性(central fatigue)の筋疲労は、脳内の  $\alpha$  運動ニューロンの低下が挙げられる。

本研究の対象は、筋持久力に着目するため末梢性筋疲労を対象として局所筋疲労を計測することとした。局所筋疲労の特徴は、グリコーゲンの枯渇と代謝産物である乳酸の濃度が一定以上上がると疲労を起こすと言われている。その局所筋疲労の分析は、現在ま

で数多く行われている。疲労の蓄積や回復状態の推定法は、運動前後のパフォーマンステストの比較、尿検査、血液検査、呼気ガス、血中乳酸濃度、筋電図による比較が行われている。これらの検査は、運動前後の検査による比較が多く、運動中に測定できない検査が殆どである。さらに筋疲労は、乳酸、血中酸素飽和度、筋音、筋電図等の測定方法が挙げられる。ただし、現在の測定では、リアルタイムにフィードバックすることはせず、運動終了後分析を行うのが一般的である。また、筋電図の筋疲労の分析方法としては、様々な周波数分析がある。一定随意収縮運動中に電気刺激にて誘発される重畳 M 波(Superimposed M wave)を計測する方法や平均パワー周波数(Mean Power Frequency)の比較、筋線維伝導速度の計測などが挙げられる<sup>1-6)</sup>。しかし、一般的なトレーニング機器は、トレッドミルや自転車エルゴメータといった呼吸器系を指標とした装置がほとんどで、筋疲労を指標としたトレーニング機器がないのが現状である。これは、測定方法やリアルタイムでフィードバックする解析方法が確立されていないために計測しやすい心拍を用いた検討が多く行われてきたためである。また、筋疲労測定器は、検討されてきているが、装置として確立されていないのが現状である<sup>7-9)</sup>。そこで、本研究は、「筋疲労を指標としたバイオフィードバック装置の開発」を目的とする。

## 2. 装置概要

本研究では、筋疲労を推定するため筋電計を用いて動作中の筋活動を計測する。システムの概要を図 1 に示す。図にみられるように筋電位計測装置と解析装置およびディスプレイに分けられる。筋電位は、双極誘導法にて導出する。本装置のディスプレイは、リアルタイムに周波数解析結果を表示する装置であるが、実験データを保存するために記録スタート・記録ストップ・マークのボタンを追加している。

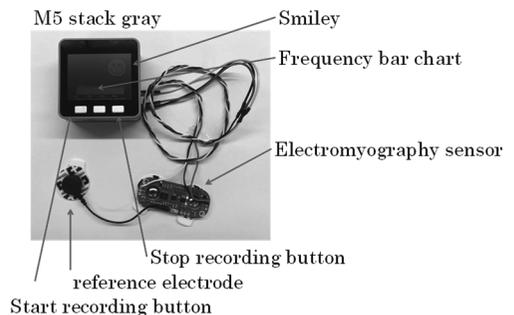


図 1 装置概要

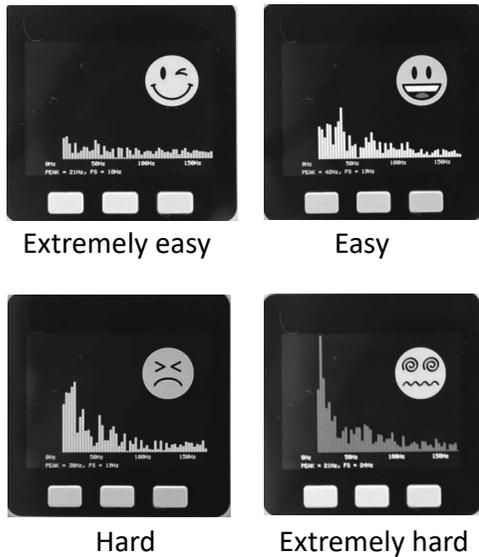


図2 ディスプレイ表示画面



図3 腕時計型装置装着風景



図4 大腿直筋装着図

図2は、周波数解析を行った結果を表示するディスプレイである。このディスプレイには、平均パワー周波数の結果、ピークの傾き、筋の出力を表示するスマイリーを表示させた。また、本装置は、フィールドワークも可能な仕様として、図3のように腕時計型で手首に装着することや図4のように大腿部に表示装置を装着することを可能とした。筋電位の導出には、簡易筋電計 (sparkfun社製、MyoWare Muscle Sensor、SEN-13723) を用いた。本装置の筋電位は双極誘導法で筋の筋腹から導出した。電極間距離は20mmとし、電極間抵抗は5kΩ以下とした。また、計測および解析のモジュールは、M5Stack gray (switchscience社製) を用いて、取り込まれた筋電位の周波数解析を行った。サンプリングレートは800Hzとして、バンドパスフィルターを10Hz から400Hzとした。得られたデータは、0.37秒(256sample/sec) 毎にFFTをかけ解析を行った。また、周波数解析は、先行研究を踏まえ、周波数成分を6つの帯域(10Hz-400Hz (FFT・256sample/sec)、10Hz-400Hz (FFT・1280sample)、10Hz-40Hz、81Hz-200Hz、150Hz-350Hz、130Hz-238Hz) に分け検討できるようにした<sup>10-12)</sup>。

### 3. 実験

#### 3.1 目的

筋疲労の検討として周波数分析は多く行われている。特に表面筋電位の周波数分布全体の変化の指標として平均パワー周波数から運動単位の活動状態を推測し、筋疲労を検討している。また、筋線維により帯域を分けて検討されているが、先行研究により異なる。そこで本実験ではいくつかの周波数帯域に分けて筋疲労を検討していくこととした。

#### 3.2 被験者および実験方法

被験者は、健康男性 21 名 (身長: 171.0±6.0cm、体重: 69.1±12.2kg、年齢: 20.0±5.0 歳) であった。被験筋は上腕二頭筋とした。電極貼付部位は、上腕二頭筋の筋腹とし、十分な前処理を行った後に貼付した。実験は、15 秒間の最大随意筋力 (maximum voluntary contraction、MVC) 中の筋電位の計測を行った。MVC は、肘を 90 度に曲げた状態での屈曲を行う等尺性筋収縮とした。周波数帯域は 6 種類 (① MPF: 10Hz-400Hz、② MMPF: 10Hz-400Hz、③ MPF(L): 10Hz-40Hz、④ MPF(H1): 81Hz-200Hz、⑤ MPF(H2): 150Hz-350Hz、⑥ MPF(H3): 130Hz-238Hz) とした。解析は、得られた 15 秒のデータの

測定開始 2 秒後から 10 秒間を実験のデータとして使用した。その 10 秒間のデータを使用して、0.37 秒毎の平均パワー周波数を算出した。統計処理 ( SPSS statistics Ver.25 ) は、一般線形モデル ( 反復測定 ) を用いて解析を行い、その後、多重比較のための分散分析を行った。各指標の変化についての有意水準は、5%未満とした。

### 3.3 結果および考察

図 5 は MVC 開始 2 秒後より 10 秒間の平均パワー周波数の変化をみたものである。横軸は時間、縦軸は平均パワー周波数を示している。MVC 開始直後は、109.8Hz であったが、時間と共に 99.2Hz まで低下した。これは先行研究と同様に MVC により筋疲労が起り、平均パワー周波数が低下する結果と一致した。

表 1 は、平均パワー周波数の一般線形モデル ( 反復測定 ) の比較結果を示したものである。その結果、MPF、MPF(L)、MPF(H2) において有意差が認められ、MMPF、MPF(H1)、MPF(H3) においては有意差が認められなかった。さらに、有意差が認められた 3 つの周波数については、経過時間による変化をみる

ために分散分析を行った。表 2 は、0.37 秒毎で平均パワー周波数を算出した、10 秒間の分散分析の結果を示したものである。

表の数値は、有意確率を示し、網線のところは優位性がある ( $p<0.05$ ) ことを示している。表にみられるよう開始約 1.48 秒 ( 筋発揮時間から 3.48 秒後 ) のところまでは、優位差が見られないがその後は、低下する傾向が見られた。これは無酸素性作業の場合、ATP が約 7 秒で枯渇し、筋疲労が起り始めるために平均パワー周波数が低下する従来の考え方と同一の結果となった。さらに平均パワー周波数と同様に遅筋繊維の指標となる MPF(L) および速筋繊維の指標である MPF(H2) においても低下が認められた。そのため、本装置で疲労を検討する場合は、筋繊維全体での評価である MPF、遅筋繊維の指標である MPF(L)、速筋繊維の指標である MPF(H2) が 筋疲労を評価できる可能性が示唆された。さらに各周波数をリアルタイムにフィードバックすることにより、疲労予防に使用できると考えられる。

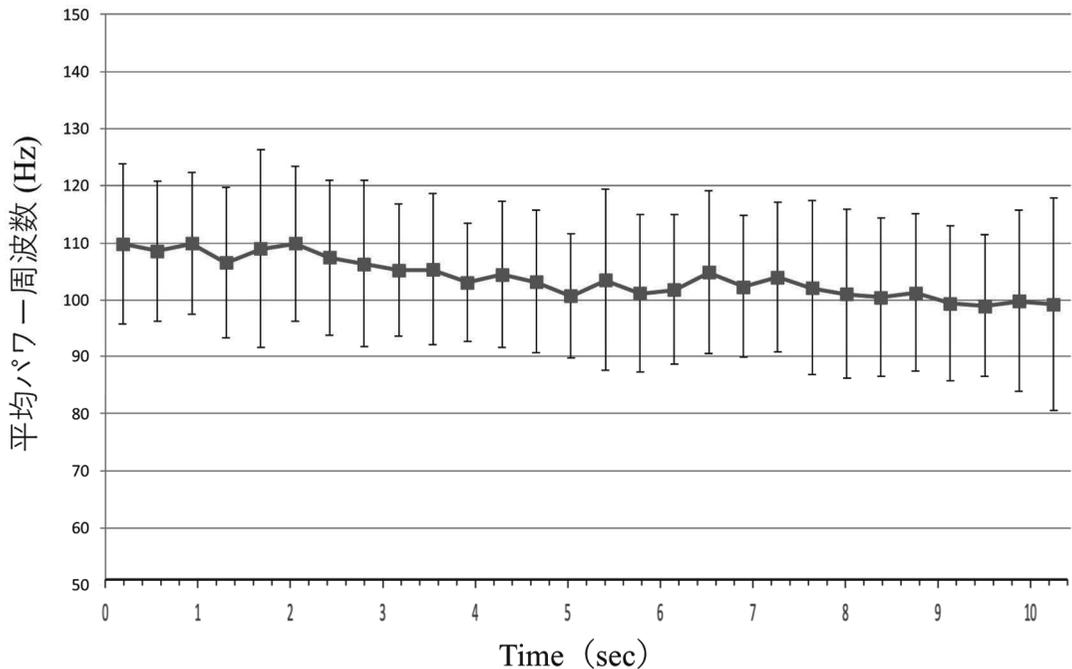


表 1 各周波数帯域における平均パワー周波数の比較

①MPF

Source	SS	df	MS	F	P
time	5884.476	27	217.9	3.44	0.000
sub.	113501.8	20	113501.8		
Error (measurement time)	34172.4	540	63.3		
total	153558.676	587			

②MPF

Source	SS	df	MS	F	P
time	2043.129	27	75.671	1.252	0.18
sub.	60815.105	20	3040.755		
Error (measurement time)	32631.371	540	60.428		
total	95489.605	587			

③MPF(L)

Source	SS	df	MS	F	P
time	126.544	27	4.687	1.884	0.005
sub.	497.544	20	24.877		
Error (measurement time)	1343.313	540	2.488		
total	1967.401	587			

④MPF(H1)

Source	SS	df	MS	F	P
time	614.332	27	22.753	1.178	0.247
sub.	8592.534	20	429.627		
Error (measurement time)	10434.418	540	19.323		
total	19641.284	587			

⑤MPF(H2)

Source	SS	df	MS	F	P
time	1936.917	27	71.737654	1.7	0.016
sub.	44050.31	20	2202.515		
Error (measurement time)	22789.69	540	42.203		
total	68776.917	587			

⑥MPF(H3)

Source	SS	df	MS	F	P
time	786.413	27	29.126	1.253	0.134
sub.	26435.04	20	1321.75		
Error (measurement time)	11957.62	540	22.14		
total					

#### 4. 結 語

簡易筋電計およびM5Stackを用いた筋疲労を指標としたバイオフィードバック装置の開発を行った。開発したシステムは、リアルタイムに周波数解析をフィードバックして、本人に筋疲労状態を示すことが可能であることが明らかとなった。様々な周波数帯域の検討を行った結果、周波数帯域の10Hz・400Hz、遅筋線維の指標となる10Hz・40Hz および速筋線維の指標となる150Hz・350Hzにおいて筋疲労による

優位な低下がみられた。これにより、本装置を活用すれば、個人が筋活動や筋疲労を確認し、より快適で効率の良い運動を行うことが可能になると考えられる。

表2 3つの周波数帯域における分散分析

①MPF

time	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20	21	22	23	24	25	26	27	28		
1	0.29	0.718	0.041	0.634	0.93	0.304	0.054	0.019	0.041	0.005	0.041	0.019	0.004	0.084	0.007	0.011	0.127	0.007	0.069	0.047	0.02	0.026	0.048	0.005	0.003	0.002	0.018	0.002		
2	0.27	0.426	0.262	0.827	0.318	0.756	0.979	0.007	0.998	0.005	0.084	0.003	0.008	0.181	0.024	0.02	0.268	0.03	0.106	0.05	0.035	0.041	0.061	0.009	0.005	0.007	0.003	0.003		
3	0.75	0.428	0.051	0.813	0.107	0.458	0.11	0.009	0.008	0.001	0.009	0.011	0.016	0.003	0.009	0.009	0.135	0.011	0.009	0.003	0.003	0.017	0.005	0.003	0.002	0.002	0.001	0.001		
4	0.041	0.232	0.051	0.265	0.038	0.365	0.94	0.416	0.51	0.127	0.552	0.202	0.039	0.391	0.047	0.074	0.668	0.05	0.383	0.233	0.126	0.029	0.212	0.015	0.018	0.018	0.06	0.06		
5	0.53	0.827	0.813	0.265	0.641	0.593	0.106	0.119	0.142	0.066	0.116	0.054	0.011	0.098	0.003	0.008	0.197	0.029	0.077	0.058	0.047	0.041	0.065	0.009	0.009	0.006	0.002	0.013	0.001	
6	0.93	0.319	0.707	0.039	0.641	0.208	0.07	0.001	0.014	0.006	0.041	0.011	0.002	0.308	0.004	0.006	0.07	0.005	0.035	0.008	0.007	0.008	0.019	0.001	0.001	0.001	0.001	0.006	0.006	
7	0.304	0.756	0.458	0.365	0.593	0.208	0.048	0.156	0.162	0.066	0.248	0.08	0.009	0.165	0.006	0.004	0.214	0.001	0.099	0.067	0.017	0.006	0.048	0.001	0.002	0.004	0.014	0.001	0.001	
8	0.054	0.039	0.1	0.94	0.106	0.07	0.418	0.7	0.54	0.7	0.242	0.457	0.127	0.024	0.373	0.008	0.051	0.701	0.09	0.436	0.245	0.158	0.499	0.168	0.014	0.01	0.008	0.008	0.003	
9	0.001	0.003	0.008	0.416	0.119	0.001	0.156	0.558	0.748	0.354	0.94	0.423	0.001	0.441	0.132	0.186	0.898	0.278	0.768	0.351	0.282	0.212	0.338	0.068	0.027	0.068	0.111	0.001	0.001	
10	0.041	0.099	0.038	0.51	0.142	0.014	0.162	0.7	0.54	0.7	0.254	0.757	0.22	0.056	0.578	0.102	0.112	0.924	0.076	0.561	0.138	0.288	0.062	0.058	0.063	0.086	0.001	0.001	0.001	
11	0.005	0.004	0.001	0.127	0.064	0.006	0.243	0.394	0.254	0.488	0.979	0.198	0.928	0.425	0.526	0.511	0.68	0.705	0.794	0.642	0.522	0.693	0.257	0.182	0.3	0.332	0.001	0.001	0.001	0.001
12	0.041	0.084	0.009	0.552	0.116	0.041	0.248	0.457	0.94	0.757	0.488	0.447	0.081	0.735	0.245	0.271	0.881	0.384	0.849	0.509	0.371	0.293	0.41	0.117	0.074	0.152	0.184	0.001	0.001	
13	0.019	0.033	0.011	0.202	0.054	0.011	0.08	0.127	0.432	0.2	0.979	0.447	0.189	0.917	0.404	0.55	0.499	0.688	0.687	0.793	0.653	0.475	0.659	0.173	0.157	0.304	0.27	0.001	0.001	
14	0.004	0.008	0.001	0.039	0.011	0.002	0.009	0.024	0.051	0.056	0.198	0.081	0.138	0.316	0.892	0.602	0.078	0.44	0.105	0.575	0.721	0.804	0.627	0.775	0.556	0.825	0.729	0.001	0.001	
15	0.061	0.121	0.076	0.391	0.098	0.038	0.165	0.373	0.641	0.578	0.929	0.735	0.317	0.324	0.511	0.529	0.694	0.846	0.667	0.37	0.468	0.584	0.288	0.15	0.251	0.171	0.111	0.001	0.001	
16	0.007	0.024	0.003	0.047	0.003	0.004	0.006	0.028	0.132	0.102	0.425	0.245	0.404	0.892	0.24	0.596	0.045	0.523	0.111	0.55	0.77	0.883	0.633	0.638	0.448	0.712	0.522	0.001	0.001	
17	0.011	0.02	0.003	0.074	0.008	0.006	0.004	0.001	0.09	0.12	0.526	0.271	0.95	0.602	0.517	0.596	0.035	0.734	0.062	0.815	0.982	0.812	0.336	0.256	0.51	0.41	0.001	0.001	0.001	0.001
18	0.129	0.628	0.136	0.669	0.197	0.214	0.701	0.896	0.924	0.511	0.881	0.499	0.076	0.529	0.045	0.039	0.169	0.611	0.179	0.15	0.096	0.173	0.059	0.025	0.082	0.087	0.001	0.001	0.001	
19	0.007	0.003	0.001	0.05	0.029	0.005	0.001	0.07	0.279	0.076	0.68	0.384	0.688	0.46	0.694	0.523	0.734	0.169	0.313	1	0.778	0.609	0.873	0.229	0.209	0.439	0.361	0.001	0.001	
20	0.059	0.106	0.023	0.383	0.077	0.035	0.098	0.435	0.766	0.561	0.706	0.849	0.687	0.105	0.846	0.111	0.062	0.611	0.313	0.397	0.247	0.161	0.305	0.034	0.02	0.132	0.119	0.001	0.001	
21	0.047	0.05	0.033	0.235	0.058	0.087	0.249	0.357	0.318	0.799	0.959	0.79	0.575	0.667	0.35	0.815	0.179	1	0.397	0.84	0.392	0.219	0.418	0.328	0.292	0.444	0.242	0.586	0.471	0.001
22	0.02	0.005	0.02	0.136	0.0047	0.007	0.019	0.261	0.188	0.642	0.371	0.653	0.721	0.57	0.777	0.982	0.15	0.719	0.247	0.777	0.945	0.928	0.444	0.442	0.586	0.471	0.001	0.001	0.001	
23	0.026	0.047	0.017	0.092	0.041	0.008	0.006	0.099	0.219	0.136	0.522	0.293	0.475	0.804	0.465	0.863	0.812	0.096	0.609	0.161	0.677	0.848	0.6	0.6	0.414	0.373	0.676	0.411	0.001	
24	0.048	0.061	0.035	0.212	0.065	0.019	0.048	0.169	0.322	0.388	0.693	0.41	0.659	0.827	0.584	0.633	0.941	0.173	0.879	0.305	0.84	0.928	0.66	0.38	0.188	0.522	0.251	0.001	0.001	
25	0.005	0.009	0.003	0.015	0.009	0.001	0.001	0.014	0.068	0.02	0.257	0.117	0.173	0.775	0.289	0.638	0.336	0.059	0.229	0.034	0.292	0.444	0.414	0.38	0.204	0.953	0.83	0.001	0.001	
26	0.003	0.005	0.002	0.018	0.006	0.001	0.002	0.01	0.027	0.034	0.182	0.074	0.157	0.556	0.116	0.468	0.256	0.025	0.209	0.02	0.219	0.242	0.373	0.186	0.804	0.753	1	0.001		
27	0.002	0.007	0.002	0.018	0.002	0	0.004	0.008	0.005	0.03	0.152	0.304	0.825	0.251	0.712	0.51	0.682	0.439	0.132	0.418	0.588	0.616	0.522	0.953	0.753	0.811	0.811	0.001		
28	0.014	0.027	0.011	0.04	0.013	0.006	0.014	0.002	0.12	0.088	0.332	0.184	0.271	0.729	0.171	0.522	0.41	0.681	0.361	0.119	0.528	0.411	0.611	0.251	0.85	1	0.811	0.001	0.001	

P < 0.05

②MPF(L)

time	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20	21	22	23	24	25	26	27	28	
1	0.314	0.766	0.39	0.19	0.747	0.091	0.108	0.178	0.213	0.168	0.256	0.316	0.403	0.052	0.184	0.271	0.039	0.034	0.195	0.103	0.059	0.114	0.103	0.033	0.021	0.15	0.075	0.001	0.001
2	0.334	0.444	0.44	0.883	0.334	0.24	0.107	0.179	0.218	0.455	0.211	0.388	0.386	0.746	0.068	0.262	0.468	0.011	0.011	0.255	0.081	0.038	0.141	0.098	0.01	0.002	0.148	0.074	0.001
3	0.756	0.444	0.44	0.45	0.228	0.511	0.038	0.023	0.053	0.155	0.038	0.19	0.219	0.397	0.034	0.113	0.127	0.003	0.002	0.038	0.084	0.002	0.033	0.001	0.003	0.051	0.022	0.001	
4	0.39	0.883	0.45	0.41	0.567	0.193	0.247	0.314	0.475	0.188	0.358	0.698	0.82	0.039	0.253	0.503	0.019	0.007	0.247	0.07	0.03	0.123	0.162	0.017	0.009	0.197	0.118	0.001	
5	0.19	0.334	0.228	0.41	0.249	0.593	0.796	0.398	0.944	0.721	0.928	0.631	0.574	0.301	0.887	0.949	0.228	0.281	0.771	0.378	0.459	0.586	0.637	0.209	0.103	0.616	0.462	0.001	
6	0.747	0.624	0.91	0.567	0.249	0.052	0.08	0.104	0.144	0.106	0.217	0.196	0.365	0.008	0.101	0.209	0.017	0.017	0.1	0.015	0.011	0.006	0.047	0.006	0.001	0.041	0.018	0.001	
7	0.091	0.107	0.039	0.199	0.593	0.052	0.756	0.591	0.527	0.933	0.586	0.242	0.179	0.432	0.634	0.563	0.406	0.486	0.849	0.684	0.731	0.305	0.911	0.384	0.158	1	0.6	0.001	
8	0.008	0.179	0.033	0.267	0.088	0.108	0.756	0.35	0.696	0.691	0.729	0.246	0.378	0.362	0.919	0.745	0.329	0.003	0.005	0.522	0								

## 5. 参考文献

- 1) KIRYU T., "Snapshot Assessment of Fatigue Process during Long-Term Repetitive Skiing", Proc. IEEE-EMBS Asia-Pacific Conference on Biomedical Engineering, Hangzhou, China, 2000, pp. 346-347.
- 2) 村山敏夫, 木竜徹, 牛山幸彦, "表面筋電図と膝関節角度を用いるスキー運動時のパフォーマンス評価とコーチングシステムの開発", 電子情報通信学会技術研究報告. MBE, ME とバイオサイバネティクス 110(354), (2010), pp.17-22.
- 3) 本橋一哉, "繰り返し運動時での筋骨格モデルと表面筋電図を用いた筋疲労出現様式評価法", システム情報部門学術講演会論文集, (2007), pp.375-376.
- 4) 小木和孝, "筋疲労時の表面筋電図の周波数分析", 労働科学, Vol. 38 (1962), 519-528.
- 5) 一関 紀子, 木竜 徹, 斉藤 義明, "様々な筋収縮レベルにおける重畳 M 波による筋疲労過程の解析", 電子情報通信学会論文誌, (2000), pp.1129-1136.
- 6) 本宮宣明, 一関紀子, 木竜徹, 斉藤義明, "重畳 M 波による筋収縮レベルの異なる場面での疲労過程の解析", 電子情報通信学会技術研究報告, ME とバイオサイバネティクス 98(95) (1998), 41-48.
- 7) Pratt AJ, Gander RE, Brandell BR., "Real-time digital median frequency estimator for surface myoelectric signals.", IEEE Trans Biomed Eng. 38(3)( 1991), pp.306-9.
- 8) KIRYU T., "A Muscle Fatigue Index Based on the Relationship Between Preceding Background Activity and Myotatic Reflex Response (MRR)", IEEE Trans. Biomech. Eng. 39(2)(1992), pp. 105-111.
- 9) Foster B. Stulen, Carlo J. De Luca, "Muscle Fatigue Monitor: A Noninvasive Device for Observing Localized Muscular Fatigue", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol. 29 (1982), pp.760-768.
- 10) Bigland-Ritchie, B., E. F. Donovan & C. S. Rossos., "Conduction velocity and EMG power spectrum changes in fatigue of sustained maximal efforts", J. Appl. Physiol., 51(1981), pp. 1300-1305.
- 11) Broman, H. An "investigation on the influence of a sustained contraction on the succession of action potentials from a single motor unit", Electromyogr. Clin. Neurophysiol., 17(1977): 341-358.
- 12) Kogi, K. & Hakamada, T. "Slowing of surface electromyogram and muscle strength in muscle fatigue", Rep. Inst. Sci. Labour Tokyo. 60(1962): pp. 27-41.