

研究種目：基盤研究 (B)

研究期間：2007～2008

課題番号：19300230

研究課題名 (和文) 中高年者の効果的運動処方のための神経工学的アプローチ

研究課題名 (英文) Neuroengineering Approach to Effective Exercise Prescription for Elderly

研究代表者

木竜 徹 (TORU KIRYU)

新潟大学・自然科学系・教授

研究者番号：80115021

研究成果の概要： 中高年者でも安心して個人個人にあわせた負荷設定や休息と運動の時間配分の設計を目的とし、手軽に筋持久力・筋力トレーニングでの疲労の計測が行えるユビキタスシステムの検証、さらに疲労の定量的評価を行った。筋疲労を定量評価するためには特定の筋のみの計測では無く、2関節筋・単関節筋、拮抗筋活動・共収縮活動に関わる筋を考慮した計測が必要であった。さらに疲労とは筋疲労のみではなく心肺機能などの自律神経活動からの評価も必要であった。

交付額

(金額単位：円)

|        | 直接経費       | 間接経費      | 合計         |
|--------|------------|-----------|------------|
| 2007年度 | 5,100,000  | 1,530,000 | 6,630,000  |
| 2008年度 | 4,900,000  | 1,470,000 | 6,370,000  |
| 総計     | 10,000,000 | 3,000,000 | 13,000,000 |

研究分野：総合領域

科研費の分科・細目：健康・スポーツ科学・応用健康科学

キーワード：神経工学, 疲労モデル, 運動処方, 筋力・持久力, ユビキタスシステム

## 1. 研究開始当初の背景

高齢社会では、できるだけ自立した生活を過ごせる様にするため、色々な方向から運動処方に関する研究が精力的に行われている。その結果、様々な運動形態を提供する健康機器、トレーニング機器、そしてパワーアシスト技術が登場してきた。ここで、体力にあわせてトレーニングするためには、負荷設定や休息時間の設定を適切に行う必要がある。しかし、心拍数だけでなく筋疲労を考慮しなければならないにも関わらず、筋疲労の振る舞いが定量的に把握されていない。このため、中高年者を対象とした場面では、筋力や持久力をつけるための慣れない運動で、どの程度の負荷を与えたらよいのか、手探りの状態で行われているのが現状である。

## 2. 研究の目的

神経工学的立場から運動時の筋疲労や自律神経調整機能の計測・評価を行い、筋力・筋持久力 (strength & endurance) トレーニングの運動処方を効果的に設計するプロセスの開発を目指す。これによって、中高年者でも安心して個人個人の体力の変化にあわせた負荷重量設定や休息と運動の時間配分を実現できるようにする。筋持久力トレーニングでは、サイクリング運動時の疲労を筋電図と心電図をモニターすることで、また、筋力トレーニングでは、スクワット運動とトレッドミル歩行運動を対象に筋電図や下肢の筋活動をモニターし、運動学的・運動生理学的観点から実用的な筋疲労評価法の開発をめざす。そこで、運動時に疲労を提示する候補となる要因毎に疲労に至るプロセスでどの様な時間スケール

があるのか、その要因を計測する様々な手段でどれが好ましいのかを調べる。

### 3. 研究の方法

一般的なトレーニングの代表として、持久力トレーニングとしてのサイクリング運動に加えて、筋力トレーニングとしてのスクワット運動とトレッドミル歩行運動の場面で、その場での運動機能（筋活動、関節運動、自律神経系）計測・評価に必要なシステムを構築し、実用性を検証した。具体的には、生体信号の計測にウェアラブルやワイヤレス技術を導入し、ユビキタスシステムをめざした。トレーニング運動基礎実験結果を神経科学的に考察した上で、中高年の個体差を考慮した効果的運動処方設計するため、中高年に人気のスキー運動とそのトレーニングとしてのスクワット運動を対象とした実験を行い、その結果から疲労の評価を判断基準とする中高年者向け効果的運動処方に関する神経工学的アプローチの考察を行った。

基礎実験の被験者は健康な成人男性 14 名（平均年齢  $21.8 \pm 0.8$  歳）とした（サイクリング運動ではそのうち 8 名）。スキー運動での被験者は健康な成人男性 9 名（ $29.1 \pm 11.0$  歳）、スクワット運動では成人男性 10 名（ $21.8 \pm 0.92$  歳）が参加した。被験者には事前に本研究の趣旨および目的を加えて、いかなる時でも被験者の意思により実験を中止できることを説明し、参加の同意を得た。

#### (1) 計測

筋活動は 2-bar アクティブ電極（DE 2.3 SEMG sensor, Delsys 製）を用いて表面筋電図を計測した。被験筋は両足の外側広筋（VL: Vastus Lateralis）、大腿二頭筋（BF: Biceps Femoris）、前脛骨筋（TA: Tibialis Anterior）、腓腹筋（GAS: Gastrocnemius）を対象とした。表面筋電図電極は、この際、シート状の 16ch 表面筋電図電極（ELSCH016, Ottino Bioelettronica 製）を用いて神経支配帯を事前に調べ、神経支配帯を挟んでいない位置に 2-bar アクティブ電極を貼付した（図 1）。関節運動の簡便な計測では、膝関節にフレキシブルゴニオメータ（Shape Sensor 製）を付け、運動中の膝関節角度を計測した。さらに、自律神経調整機能からみた疲労を探るため、必要に応じて胸部誘導（V6）で心電図を計測した。

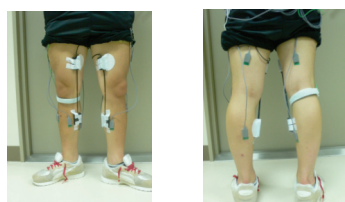


図 1 SEMG 電極貼付位置

以上の生体信号を、6 チャンネルのユビキタス計測ユニット（MyomonitorIV, Delsys 製）を用いてサンプリング周波数 2048[Hz]で計測し、量子化ビット数 16[bit]で A/D 変換後、ワイヤレスでノート PC のハードディスクに保存した[1]。

より拘束性を少なくしてオンサイトで関節運動を計測する際は、三次元位置計測装置（OPTOTRAK Certus, Northern Digital 製）を用いた[2]。OPTOTRAK はキャリブレーションが不要で、高精度で計測することが可能である（時間分解能：1500Hz、位置分解能 0.01mm）。そのため、トレーニング現場に持ち込むことで、迅速かつ高精度の計測ができる。被験者の前額面から計測できるように OPTOTRAK を設置し、下肢の身体特徴点に貼り付けた 17 箇所の LED マーカーの位置をサンプリング周波数 100Hz で計測した（図 2）。さらに筋骨格モデルで関節トルクを推定するため、三次元位置計測と同時に床反力を計測した。床反力計測には圧力センサ（TD-250T, TEAC 製、分解能 15g、最大荷重 150kg）を用いた。計測した床反力データは、LED マーカー位置と同期して、サンプリング周波数 2048Hz で計測した。

運動機能の疲労は時間スケールの異なる様々な要因を観察する事で明らかになると考えている。そこで、運動機能計測による疲労の定量的評価に加え、数分以上にわたる運動での心理的疲労度を Borg の自覚的運動強度で調べ、さらに運動パフォーマンスも考慮した NASA-TLX で調べた。

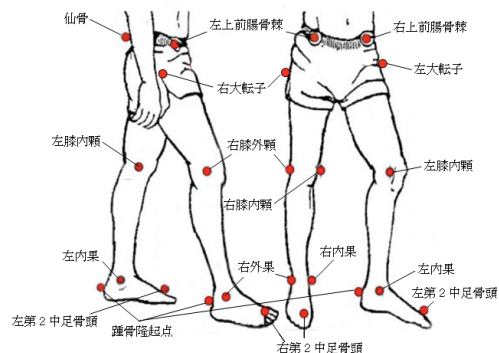


図 2 LED マーカー添付位置

#### (2) 実験

(a)サイクリング運動実験：自転車エルゴメータによる漸増漸減負荷変動で、負荷変動のピーク後に心拍数（HR）が上昇する特徴点から身体作業能力（PWC: Physical Work Capacity）を推定できる（無酸素性・有酸素性作業閾値に HR の 130 beat/min と 170 beat/min が関係すると言われている[3]）。こ

ここでは、30 ないし 60cycle/min のサイクリング運動とし、30 分間の漸増漸減負荷変動に対し、自律神経関連周波数帯域の時系列変化を推定した。

(b)スクワット運動実験：スクワット動作は、膝の故障を防ぐため、膝をつま先より前に出さない動作とし、屈曲角度を合わせる条件として大腿部が床と平行になるまで膝を屈曲させるパラレルスクワットを用いた。また、筋疲労し易くするために、チューブ負荷 (GYMSTIC, Comic 製) を加えた。回数は最大 100 ストロークとし、速度は電子メトロノームを用いて 4 秒に 1 ストロークのペースとした。また、5 ストローク毎に Borg の自覚的運動強度を調べ、その値が 18 を超えた場合、中止か続行か意思確認をとった。

(c)トレッドミル歩行運動実験：トレッドミル (日本光電製, STS-7500) を用いて歩行運動中の表面筋電図を計測した。5 種類の傾斜 ( $0^{\circ}$ ,  $3^{\circ}$ ,  $6^{\circ}$ ,  $9^{\circ}$ ,  $11^{\circ}$ ) に対し歩行速度は 1.5km/h とし、5 トライアルの歩行を計測した。ひとつのトライアルは 10 分である。トライアルの間には 5 分以上の休憩時間を設けた。

(d)スキー運動時のパフォーマンス計測・評価：筋持続力・筋力トレーニングの効果を総合的に評価するためスキー運動でのトレーニングとパフォーマンス評価を行った。スキー運動は客観的なパフォーマンスの評価が難しい。そこでユビキタス運動機能計測システムを用いて下肢の筋活動と膝関節運動を計測し、ターン区間と運動時の筋活動パターンを求めることで、リズム、タイミング、バランスからパフォーマンスを客観的に評価することを試みた。さらに、計測機器と解析システムをネットワークで繋ぐことにより、オンサイトで客観的にスキー運動を評価できるシステムの開発を目指した

### (3) 解析

(a) 表面筋電図解析：筋持久力トレーニングのペダリング運動では計測した 500ms の表面筋電図から後半の 250ms を切り出し、フレーム毎に整流化平均値 (ARV: Averaged Rectified Value) と平均パワー周波数 (MPF: Mean Power Frequency) を求めた。ARV は神経インパルスによる運動単位 (MU: Motor Unit) の活動状態を反映する。さらに 12 個のフレームをひとつのブロックとし、ARV と MPF の相関係数 ( $\gamma_{ARV-MPF}$ ) を算出した。 $\gamma_{ARV-MPF}$  はひとつのフレームごとにシフトしながら時系列として求めた。筋力トレーニングでの繰り返しによる筋活動の変化を知るために、スクワット運動実験ではひとつのストローク、トレッドミル歩行実験ではひとつのストライド毎に切り出した。切り出した表面筋電図に対して ARV と MPF を求めた。なお、これまでの研究において、筋持久力・筋力トレーニ

ング運動時に ARV が増加し、かつ MPF が低下したときを持って筋疲労状態と推測できるとの報告がある [4-6]。そこで、すべてのストロークもしくはストライド中の ARV と MPF の時系列変化から、単回帰係数を求め、筋疲労を評価する指標として用いた (図 3)。

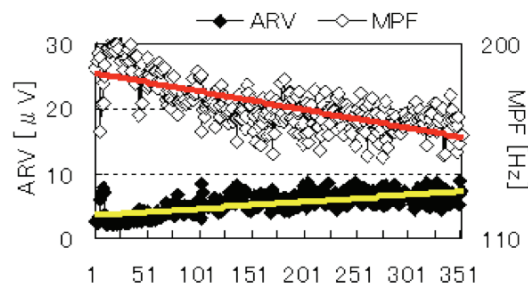


図 3. ARV と MPF の推移

(b) 関節運動 (動作) 解析：精度は高くないが簡便な方法として関節ゴニオメータを用い、高精度な方法として光学式 3 次元位置計測装置にて股関節、膝関節、足関節での関節運動を計測した。三次元位置計測した身体特徴点に対して 3 次のスプライン補間を行い、各関節中心に座標系を設定し、股関節、膝関節、足関節の関節角度を算出した。さらに、この各関節の運動軌跡を用いて筋骨格モデル SIMM (Software for Interactive Musculoskeletal Modeling, MusculoGraphics 製) で下肢の筋骨格モデルを作成した。はじめに被験者の身体特性から骨盤、大腿骨、下腿骨、足部のそれぞれに対して下肢 33 筋の走行を決定した。次に表面筋電図から算出した各被験者の %MVC (MVC: Maximum Voluntary Contraction) 値と各関節角度、床反力データを用いて、逆動力学解析で関節トルクを推定した。その上で、ストローク内での関節トルクと筋活動の関係を知るために、100 ストロークの時系列として ARV と膝関節伸展トルクの相関係数 ( $\gamma_{ARV-TRQ}$ ) を求めた。

(c) 自律神経調整機能解析：心電図より HR を求めると伴に心拍変動 (HRV) を算出し、HRV を時間周波数解析する事で自律神経関連の周波数帯域でのパワースペクトル (LF 成分: 0.04 - 0.15 Hz, HF 成分: 0.15 - 0.4 Hz) を推定した。

## 4. 研究成果

### (1) ペダリング運動実験

自転車エルゴメータによる PWC130 と PWC170 での漸増漸減負荷変動に対して、2.5min 毎に負荷と HRV の HF 成分、LF 成分、LF/HF 成分を求めた (図 4)。HF 成分、LF 成分は負荷の正のピーク周辺で減少し、負のピーク付近で増加した。LF/HF 成分に変化はみられなかった。この変化は PWC170 で顕著



であった。

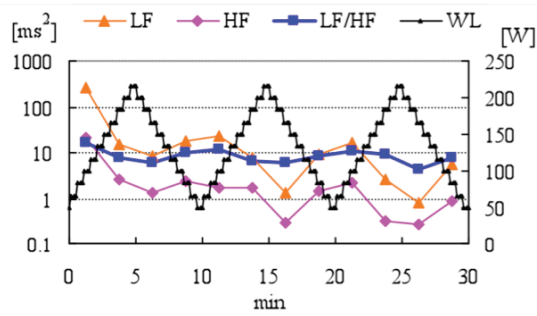


図4 漸増漸減負荷変動でのHF成分, LF成分, LF/HF成分

筋活動に関しては、ARVとMPFにはそれぞれ別々の時間スケールで影響が表れることを考慮した評価が必要であった。自転車運動のフィールド実験[7]によると、ARVやMPFは疲労による影響が現れる時間スケールは異なる。MPF時系列が変化する時間スケールは長く、MPFでは、ARVのような運動負荷と明確に連動した変化が見られなかった。

## (2) スクワット運動実験

基礎実験の被験者は運動習慣のない健康な成人男性14名(平均年齢21.8±0.8歳)である。その結果、外側広筋のARVにおいて、有意な増加がみられた被験者が10名、MPFにおいて有意な低下がみられた被験者が11名であった。そのうち、ARVの増加とMPFの低下が同時にみられた場合を筋疲労が起こったとみなすと、外側広筋で筋疲労が起こった被験者は9名であった。大腿二頭筋では、ARVで有意な増加がみられた被験者が12名、MPFで有意な低下がみられた被験者が14名(全員)であった(したがって、大腿二頭筋で筋疲労が起こった被験者は12名)。ストローク内での関節トルクと筋活動の関係を知るために、100ストロークの時系列としてARVと膝関節伸展トルクの相関係数 $\gamma_{ARV-TRQ}$ を求めた。全被験者での全ストロークにおける相関係数の平均は、外側広筋の相関係数は正の高い値を示し、大腿二頭筋の相関係数は、正負の値が混在した。そこで $\gamma_{ARV-TRQ}$ が正、負、混在でグループ分けし、スクワット開始のセットに対して優位なARV増加とMPF低下が同時にみられるまでのセット数を求めた(10ストロークを1つのセット)。その結果、 $\gamma_{ARV-TRQ}$ が正、負のグループに大きな違いがなく、混在したグループで他のグループと比べ比較的最大の筋力が小さく、筋疲労により筋が同じ活動を維持できなくなり、筋活動のパターンを変化させることで、スクワット運動を続けた可能性がある。

次に、実際の場面で簡便な方法で計測した

場合の結果を示す。表1は、被験者9名のスクワット運動実験におけるARVとMPFの単回帰係数である。筋疲労状態(ARVが増加し、MPFが低下)はARVの単回帰係数が正、MPFの単回帰係数が負で表現される。このパターンに該当した被験筋はBFで7名、VLで6名、GASで4名、TAで1名という結果になった。

表1. スクワット運動時下肢筋での $\gamma_{ARV-MPF}$

| 被験筋<br>単回帰係数 | VL     |        | BF     |         | TA     |        | GAS    |        |
|--------------|--------|--------|--------|---------|--------|--------|--------|--------|
|              | ARV    | MPF    | ARV    | MPF     | ARV    | MPF    | ARV    | MPF    |
| Subject 1    | 0.151  | -0.113 | 0.035  | -0.236  | 0.155  | -0.008 | 0.016  | -0.115 |
| Subject 2    | -0.085 | -0.124 | 0.019  | -0.063  | 0.065  | 0.071  | -0.047 | 0.005  |
| Subject 3    | 0.004  | -0.010 | 0.008  | -0.089  | -0.442 | -0.364 | 0.000  | -0.051 |
| Subject 4    | -0.016 | -0.042 | 0.016  | -0.0103 | -0.071 | 0.049  | -0.007 | -0.117 |
| Subject 5    | 0.306  | -0.127 | 0.015  | -0.267  | 0.127  | 0.060  | 0.031  | -0.465 |
| Subject 6    | 0.125  | 0.000  | 0.045  | -0.183  | -0.047 | -0.019 | 0.018  | -0.090 |
| Subject 7    | 0.196  | -0.045 | 0.013  | -0.064  | -0.178 | 0.042  | -0.016 | -0.003 |
| Subject 8    | 0.518  | -0.092 | -0.017 | -6.747  | -0.084 | -0.014 | -0.060 | -1.331 |
| Subject 9    | 0.022  | -1.163 | -0.010 | -3.467  | -0.156 | 0.226  | 0.003  | -1.488 |

## (3) トレッドミル歩行運動実験

表2は表1と同じ被験者のトレッドミル歩行運動実験(傾斜11°)におけるARVとMPFそれぞれの単回帰係数である。トレッドミル歩行運動においては、MPFの低下が観察されたが、ARVの増加は単回帰係数からは観察されなかった。ARVの増加に関しては他の傾斜(3°, 6°, 9°)でも観察されなかった。

表2. トレッドミル歩行運動時(傾斜11°)下肢筋での $\gamma_{ARV-MPF}$

| 被験筋<br>単回帰係数 | VL    |        | BF    |        | TA    |        | GAS   |        |
|--------------|-------|--------|-------|--------|-------|--------|-------|--------|
|              | ARV   | MPF    | ARV   | MPF    | ARV   | MPF    | ARV   | MPF    |
| Subject 1    | 0.000 | 0.008  | 0.000 | -0.084 | 0.000 | 0.009  | 0.000 | -0.090 |
| Subject 2    | 0.000 | -0.006 | 0.000 | 0.037  | 0.000 | -0.032 | 0.000 | -0.023 |
| Subject 3    | 0.000 | 0.000  | 0.000 | -0.038 | 0.000 | 0.004  | 0.000 | -0.026 |
| Subject 4    | 0.000 | -0.022 | 0.000 | -0.043 | 0.000 | -0.062 | 0.000 | -0.020 |
| Subject 5    | 0.000 | -0.011 | 0.000 | -0.010 | 0.000 | -0.048 | 0.000 | 0.004  |
| Subject 6    | 0.000 | 0.018  | 0.000 | 0.029  | 0.000 | 0.008  | 0.000 | 0.004  |
| Subject 7    | 0.000 | -0.069 | 0.000 | -0.060 | 0.000 | -0.073 | 0.000 | -0.112 |
| Subject 8    | 0.000 | -0.009 | 0.000 | -0.039 | 0.000 | -0.040 | 0.000 | -0.041 |
| Subject 9    | 0.000 | 0.029  | 0.000 | 0.003  | 0.000 | -0.001 | 0.000 | -0.007 |

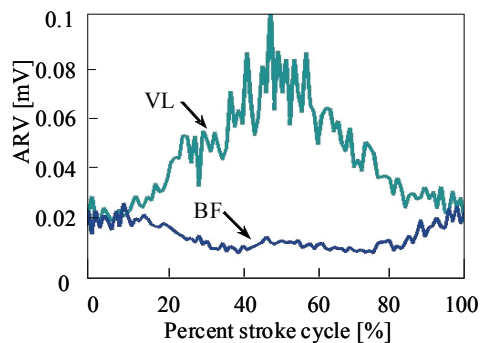
## (4) スクワット運動による下肢トレーニングにおける個人適合

スクワット運動に関して、大腿部拮抗筋群(外側広筋、大腿二頭筋)の活動様式と筋疲労との関係について調べた結果、拮抗筋の活動が相反的なき筋疲労に至るまでの時間が長い傾向があった。さらに、膝関節運動と筋疲労との関係を調べた結果、安定した膝関節運動が筋疲労を抑制する傾向にあった[8]。スクワット運動の速度が筋活動および下肢動作に与える影響を明らかにするため、下肢拮抗筋群の活動様式を相互相関関数およびクラス

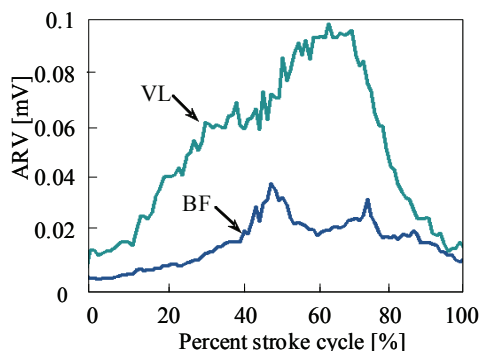
ター判別分析を用いて分類し、各分類による下肢動作・筋疲労の違いについて分析した。

被験者は健康な成人男性 10 名 ( $21.8 \pm 0.92$  歳) とした。運動速度は、次の 3 つの動作：1) 屈曲 1[s]・伸展 1[s]；2) 屈曲 2[s]・伸展 2[s]；3) 屈曲 4[s]・伸展 4[s] とした。このスクワット運動を日をあけて、それぞれ 1 トライアルずつ行った。拮抗筋活動は相反収縮と共収縮である。2 つの筋の平均 ARV 波形の相互相関係数の最大値  $\max\{R_{xy}(\tau)\}$  およびそのときの時間遅れ  $\tau$  をパラメータとし、クラスター判別分析を用いて拮抗活動の分類を試みた。図 5 に、大腿部における拮抗筋群の平均 ARV 波形を示す。図 5(a) は拮抗筋群が相反収縮的な活動を示すパターン、図 5(b) は共収縮的な活動パターンの例である。一般に相反収縮時には  $\tau_{\max} \approx \pm 50$  となり、共収縮時には  $\tau_{\max} \approx 0$  となる。全トライアルの特徴パラメータの組を基に 2 次元分布図を作成し、*k*-means 法でクラスター分析を行った。

その結果、大腿部における拮抗筋活動パターンは運動速度に依存した変化を示さず、個々に固有の特徴が見られた。また、相反収縮的な拮抗筋活動が筋疲労を抑制する可能性が見られた。スクワット運動に代表される下肢トレーニングにおいて運動速度を設定する際には、大腿部の拮抗筋活動パターンに着目する必要がある。



(a) 相反収縮的な拮抗筋活動パターン



(b) 共収縮的な拮抗筋活動パターン

図 5 全ストロークの平均 ARV 波形：外側広筋 (VL) および大腿二頭筋 (BF)

## (5) スキー運動時のパフォーマンス評価

筋持続力・筋力トレーニングの効果を総合的に評価するため、ユビキタス運動機能計測システムでスキー運動での客観的なパフォーマンス評価を行った。パラレルターンでのターン区間と運動時の筋活動パターンを計測することで、リズム、タイミング、バランスを客観的に評価した。さらに、計測機器と解析システムをネットワークで繋ぐことにより、オンサイトで客観的にスキー運動を評価できるシステムの開発を検証した。

対象としたスキー運動は、1 日を通してトライアルを連続的に行い、膝関節の屈曲・伸展からなるターンを繰り返す運動である。ひとつのトライアルは、約 20 分間のリフト搭乗と約 5 分間のスキー滑走からなる。ここでは、スキー運動開始からの筋活動と左右の膝関節角度を同時に計測した。フレキシブルゴニオメータによって計測された左右膝関節角度により、左膝関節角度と右膝関節角度が等しくなる点を、ターンの切り替えのポイントとし、そのポイント間をターン区間とした。被験者は健康な成人男性 9 名 ( $29.1 \pm 11.0$  歳) である。

スキーゲレンデの全長は約 4000m であり、前半部分が中斜面 (最大傾斜：約 20deg)、後半部分が緩斜面 (最大斜度：約 7deg) になっている。コース全体の平均斜度は約 14deg である。スキー運動は、1 日の中で連続的に 1~4 トライアルを行う繰り返し運動とした。

スキー運動の技術レベルによるターンの特徴をみるため、滑走日数と SAJ が定めた検定基準により被験者を Group G1 (3 名)、Group G2 (6 名) に分類した。ここで、Group G1 は生涯滑走日数 100 日以上で、SAJ が定めた検定の 1 級程度の技術を習得している者、Group G2 はそれ以外の者である。

筋疲労状態の推移を評価するグラフィカルユーザインタフェース [9] と自転車運動での下肢筋の筋活動パターンをストローク毎に提示する方法 [1] を活用し、ターン中の筋活動を探るため、規格化 ARV から左右 VL, BF におけるターン毎の筋活動パターンを算出した。Group G1 では、ひとつのターンの前半に内足で筋活動がみられ、後半には外足に筋活動がみられた。この筋活動パターンはすべてのターンにおいて一定であったが、Group G2 では筋活動パターンは一定ではなかった。また、ターン時間の差の絶対値は、Group G1 が Group G2 よりも小さい値を示した。このことから、ターン区間と運動時の筋活動パターンを定量化することで、パフォーマンスを客観的に評価できる可能性がある。

## (6) まとめ

スクワット運動では計測により定量的に筋疲労を確認することができ、定量的評価方法の有効性が示唆された。ただし、個人によ

て筋疲労を示す被験筋が異なったので、筋疲労を定量的に評価するためには、運動に関与する拮抗筋活動の計測が必要であった。また、トレッドミル歩行では、筋活動の増加が表面筋電図に振幅から確認できず、筋疲労状態の特定が不明瞭であった。疲労評価の体系化には、筋疲労のみではなく心肺機能などの自律神経活動からも疲労を評価すべきであり、疲労の計測対象毎に最適な計測時間スケールが存在することに注意が必要である。

実際の場面として、スクワット運動、スキー運動で疲労評価の運動機能評価での神経工

#### 参考文献

- [1] 大滝将司, 木童 徹, “アシスト付自転車での筋疲労がパフォーマンスに与える影響”, 電子情報通信学会技術研究報告, MBE2008-75, 25-28, 2008.
- [2] 本橋一哉, 木童 徹, 阿久津俊彦, 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, 375-376, 2007.
- [3] Cleland V, Venn A, Fryer J, Dwyer T, Blizzard L, Parental exercise is associated with Australian children's extracurricular sports participation and cardiorespiratory fitness: A cross-sectional study, *Int J Behav Nutr Phys Act*, Vol. 2, No. 3, 2005.
- [4] Merletti R, Lo Conte LR and Orizio C, "Indices of muscle Fatigue," *J. Electromyography and Kinesiology*, Vol.1, no.1, pp.20-33, 1991.
- [5] Gabriel DA, Kamen G, Fort G: Neural adaptations to resistive exercise: mechanisms and recommendations for training practices. *Sports Med.* 36(2): 133-149, 2006.
- [6] 馬場裕子, 木童 徹, “表面筋電図を用いた短期筋力トレーニング時における個人対応プログラムに向けた運動機能評価” *日本エム・イー学会誌*, vol.45, No.1, pp.48-54, 2007.
- [7] 渡邊大輔, 木童 徹, ウエアラブルユニットによる運動中の生体機能のオンサイト評価, 電子情報通信学会技術研究報告, MBE2007-11, 41-44, 2007.
- [8] 大貫孝志, 木童 徹, 下肢トレーニングにおける筋活動と膝関節運動を用いた筋疲労制御の試み”, 第29回バイオメカニズム学会学術講演会論文集, pp. 205-208, 2008.
- [9] 市島洋輔, 木童 徹, 筋疲労状態の推移を評価するグラフィカルユーザインタフェースの開発”, 電子情報通信学会技術研究報告, MBE2007-9, 33-36, 2007.

#### 5. 主な発表論文等

〔雑誌論文〕 (計1件)

- ① 阿久津俊彦, 木童 徹, 牛山幸彦, 村山敏夫, 表面筋電図と膝関節角度からみたスキー運動時の筋疲労がパフォーマンスに与える影響の評価, 計測自動制御学会論文集, Vol. 44, pp. 905-910, 2008, 査読有.

〔学会発表〕 (計5件)

- ① Suritalatu B., Yamasaki K, and Kiryu T:

学的アプローチを検証した。その結果、運動計測・提示によるオンサイトでの定量的評価は運動のパフォーマンスを理解する上で非常に重要であり、運動学的・運動生理学的に疲労を計測・評価する事の重要性を示すことができた。今後、中高年への効果的な運動処法を開発する上で意義あるデータとなった。ただ、中高年の被験者が少なく、研究で試作した運動機能計測・評価システムを活用して、実験データのデータベース化を進め、統計的評価の検証を進める必要がある。

Workload-Heart Rate Response During the Repetitive Triangular Exercise Tests, *Proc. Int. Sympo., Biol. and Physical. Eng.*, 第22回生体・生理工学シンポジウム論文集, pp.314-317, 2008.

- ② 大貫孝志, 木童 徹, 下肢トレーニングにおける筋活動と膝関節運動を用いた筋疲労制御の試み”, 第29回バイオメカニズム学会学術講演会論文集, pp. 205-208, 2008.
- ③ 佐藤悠介, 木童 徹, 牛山幸彦, 村山敏夫, スキー運動時における表面筋電図と膝関節角度からみたパフォーマンス評価方法の検討, 第29回バイオメカニズム学会学術講演会論文集, pp. 293-296, 2008.
- ④ 栗田敦志, 木童 徹, 林 豊彦: “スクワット運動による下肢トレーニングにおける運動速度の個人適合 ~ 拮抗筋活動パターンの観点からの最適化 ~”, 電子情報通信学会技術研究報告, MBE2009-40, pp. 13-18, 2009.
- ⑤ 大貫孝志, 木童 徹, 林 豊彦, 前田義信, 渡辺哲也: “パラレルスクワットにおける筋疲労評価のための膝運動パラメータ”, 電子情報通信学会技術研究報告, MBE2009-75, pp.23-28, 2009.

〔その他〕

ホームページ等

<http://bsp.eng.niigata-u.ac.jp/personal/kiryu/>

#### 6. 研究組織

##### (1)研究代表者

木童 徹 (KIRYU TOHRU)  
新潟大学・自然科学系・教授  
研究者番号: 80115021

##### (2)研究分担者

木塚 朝博 (KIZUKA TOMOHIRO)  
筑波大学・人間総合科学研究科・准教授  
研究者番号: 30323281  
大西 秀明 (ONISHI HIDEAKI)  
新潟医療福祉大学・医療技術学部・教授  
研究者番号: 90339953