

膝関節角度を参照した筋電図解析による スキー運動時筋疲労評価システム

牛山 幸彦*, **・千 明 剛*・村山 敏夫*・木 竜 徹*

Muscle Fatigue Evaluation System Applicable while Skiing Using EMG and Knee Joint Angles

Yukihiko USHIYAMA, *, ** Takeshi CHIGIRA, * Toshio MURAYAMA, * Tohru KIRYU*

Abstract Muscular fatigue gradually progresses during long-time repetitive exercise in sports or rehabilitation, and in turn, it causes a higher risk of injury. Especially, the risk is higher than expected for skiing exercise because skiing exercise is alternately repeated all day long including ski-lift riding. Additionally, skiers must disembark from the ski lift after riding it to the top of the slope. In this study, we measured surface EMG at the tibialis anterior (TA) and the vastus lateralis (VL) muscles with respect to knee joint angles using a portable data acquisition system. For estimating muscular fatigue, we calculated the mean power frequency (MPF) of the surface EMG for selected intervals as determined by knee joint angles. The results showed that MPF at VL declined in the first half of the trial, and then plateaued in the latter half of the trial. The trend in decreasing MPF was steep in the afternoon compared to that in the morning. Therefore, the muscle activities during skiing can be evaluated by the MPF of EMG for selected intervals using knee joint angles.

Keywords: ski turn, EMG, muscular fatigue, knee joint angle, mean power frequency.

1. はじめに

現代の高齢社会の健康志向と相まって、中高年者のレジャーとしてのスキーに再挑戦する人が増えてきている。しかし、中高年者を対象としたスキー指導は十分整備されているとは言い難い。スキーによる傷害の45%は膝に集中しており[1]、これは転倒によって引き起こされるものである。そのため、中高年者を対象としたスキー指導では、スキーヤー自身の運動状態を把握することは安全管理上、必須といえる。

スキーのような活発な運動を長時間行うと疲労が蓄積し、傷害などを引き起こす可能性が高くなる。これは中枢性疲労による集中力の低下の他に、主に筋肉の疲労など、運動機能が低下することによるものである。この際、運動

時における休息の取り方によって疲労の現れ方が異なってくると考えられる[2]。また、運動時に休息を取るタイミングとその長さには個人差がある。ここで、運動中の生体機能の変化を知ることができれば、運動機能の低下によるケガなどの傷害を未然に防ぐことができる。また、同様に休息が十分であるかどうかについても知ることができれば傷害防止がより効果的になる。

しかし、これらの生体機能の変化がどの生体信号に現れるかは個人差があり、絶対値での評価をすることは困難である。また、計測方法は目的とする運動を阻害するものであってはならない。そして、その評価結果についてもその場で迅速にフィードバックしなくてはその意味を持たなくなってしまう。

著者らは、スキー運動時における生体情報を、できるだけ運動の阻害にならないように計測する装置を開発しており、それを用いてスキー運動時の運動機能評価を行い、かつ、即時にその結果をスキーヤーにフィードバックできるようにしてきている[3, 4]。しかしながら、これまでではスキーの滑走開始から終了までを同一に解析しており、筋活動が盛んな局面とそうでない局面が混在していたため、疲労の特徴が出にくい場合もあった。

スキー運動は膝の屈伸が繰り返されるという運動構造を

生体医工学シンポジウム 2005 発表 (2005年9月、大阪)
2005年8月8日受付、2005年10月14日改訂

Received August 8, 2005; revised October 14, 2005.

* 新潟大学大学院自然科学研究科

Graduate School of Science and Technology, Niigata University

** 新潟大学人文社会・教育科学系

Institute of Humanities, Social Sciences and Education, Niigata University

持っており、さらにターンの際には圧雪抵抗力、遠心力などの外力に抗するための筋活動が行われている。このことから、膝の屈伸状況を把握し、これを元に筋電図を抽出して解析することで筋の機能評価をより正確に行うことができるものと考えられる。

本研究では、筋肉疲労を表面筋電図から求められる周波数情報 (MPF: mean power frequency) をターン毎に算出し、1回の滑走中にどのような変化が起きているか、また、1日を通して滑走数が増した際の変化がどのようにになっているかについて検討した。

2. 実験システムの構成および計測条件

2・1 実験システムの構成

図1にスキーゲレンデにおける実験システム構成の概略を示す。この実験システムはスキーヤー（被験者）側の計測・データ記録装置と支援側の解析用ホストコンピュータおよびサーバーからなる。また、フィールド内での通信回線には無線 LAN (IEEE802.11b 規格、最大転送速度 11 Mbps) を使用した。これと似たシステムとしては wireless body area network を使った心電図などの生体信号モニタリングシステム[5]や生体信号と GPS センサを備えたジョギング支援システム[6]などの報告がある。しかしこれらは対象者に計測データや解析結果をフィードバックすることを目的としたものではない。さらに、筋活動を対象としてモニタリングしたものはまだ無い。

被験者が携帯する計測・データ記録装置はできるだけ目的とする運動の阻害にならないことが必要である。そのため、表面筋電図と心電図および膝関節の屈伸状況を、PDA (portable digital assistant) を用いたコンパクトなデータ記録装置を用いて記録した。この装置は外部環境とのデータ

Skier

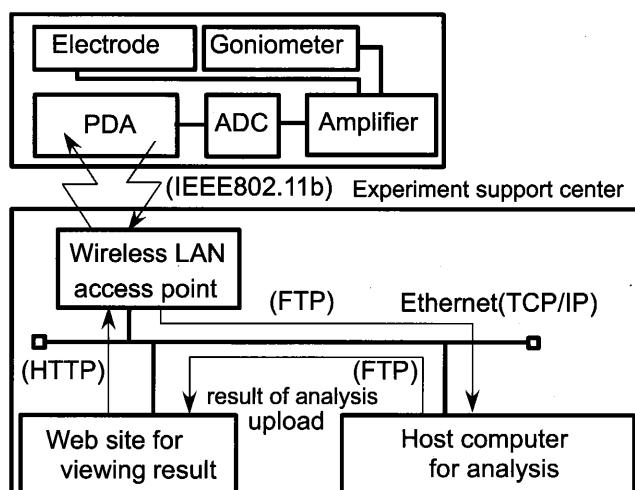


図1 実験支援システムの構成

Fig. 1 Configuration of the communication system for supporting field experiments.

の送受信が可能な無線 LAN 内蔵の PDA (iPAQ Pocket PC h5550, HP 製) と PCMCIA タイプの A/D 変換カード (DAQCard-6024E, National Instruments 製), 小型の生体情報計測用ユニット (MYO-4, DELSYS 製) を用いて構成した (図2)。総重量が約 600 g となった。

PDA は単体での無線通信が可能であり、また、拡張パック (デュアル PC カード拡張パック, HP 製) と組み合わせて使用することによって、A/D 変換カードを利用することができます。また、A/D 変換カードによって PDA に計測機能を持たせるために、LabVIEW PDA Module7.0 (National Instruments 製) をインストールした。その上で開発した計測実行プログラムを作成し、PDA に搭載した。このプログラムは計測チャンネル、サンプリング周波数、計測時間を選ぶことができ、start, stop をタッチすることにより計測を開始、終了することができる。なお、計測したデータを無線転送するために、フリーソフトウェアである CedarFTP for Pocket PC (FTP クライアントソフト) を用了いた。

計測したデータは験者が待機しているサポートセンターに転送され、常時データ内容の確認をすることができる。験者は転送されたデータを運動機能評価し、解析結果をウェブ上にアップロードすることで、被験者の PDA で迅速にスキー滑走の結果を閲覧可能とした。

2・2 実験・計測条件

実験は、新潟県中頸城郡妙高高原池の平温泉スキー場カヤバゲレンデにおいて、2005年3月10, 11日の2日に渡って行った。実験に用いたコースは全長約4,000 m であり、前半部分が中斜面（最大傾斜約20度）、後半部分が緩斜面（平均傾斜約7度）になっている。コース全体の平均傾斜度は約14度であった。

被験者はスキー歴20年の成人男性（31歳、168 cm、67 kg）とした。

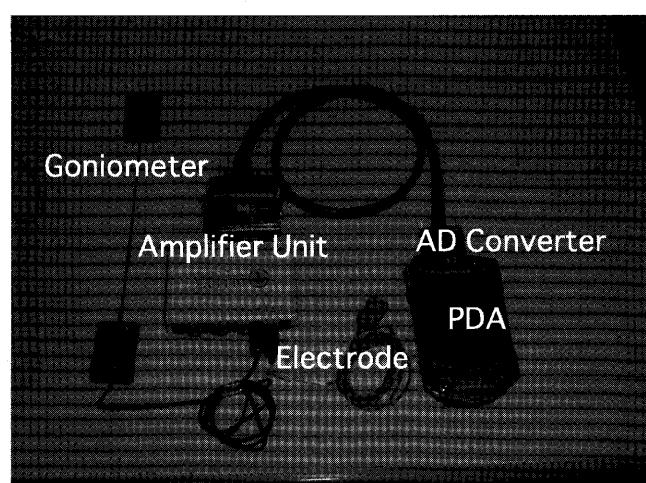


図2 携帯筋電図計測ユニット

Fig. 2 Handy EMG measurement unit.

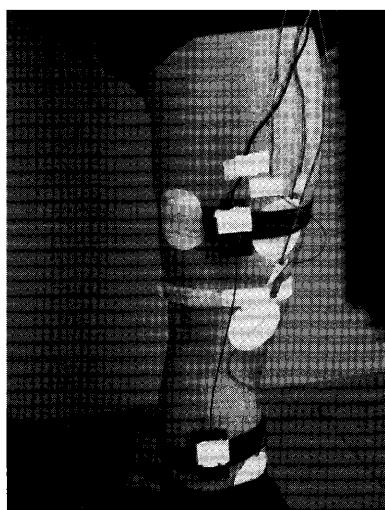


図3 ゴニオメータおよび外側広筋電極装着位置

Fig. 3 Positions of goniometer and electrode of vastus lateralis.

対象としたスキー運動は1日の中で連続的にトライアルを行う繰り返し運動である。ひとつのトライアルは約20分のリフト搭乗(休息)、約5分のスキー運動(運動)の合計約25分からなる。ここで、2分間の心電図をリフト搭乗時に、スキー運動開始時から5分間の表面筋電図および心電図をスキー滑走中に計測した。なお、被験筋は右前脛骨筋と右外側広筋を対象とした。また、フレキシブルゴニオメータを用いて両足の膝関節角度も同時に計測した。被験者の主観的な疲労具合を知るためにトライアルの前後に自覚的運動強度(RPE: ratings of perceived exertion)を計測した[7-10]。

表面筋電図における被験筋は、スキー滑走時に姿勢を維持するための右前脛骨筋および重力とターンによる遠心力に抗するための外側広筋とし、いずれも右脚を被験側とした。電極は幅1cm電極間隔1cmの2-bar アクティブラレイ電極(DE-2.3 electrode, DELSYS製)を用いた。この電極は、神経支配帯を挟んでいないことを確認した上で、専用の両面テープにより被験筋の皮膚に貼付した[11]。表面筋電図計測と心電図計測はともに利得60dBとした。

フレキシブルゴニオメータは左右の膝の外側に装着した。フレキシブルゴニオメータの装着位置は図3に示すとおりである。膝関節の角度変化は電圧の変化として出力されるため、筋電図とともに、サンプリング周波数1kHz、量子化ビット数12ビットでA/D変換(National Instruments製 DAQCard-6024E)し、PDAのSDカード(1GB SD card, Hewlett-Packard製)に保存した。

3. 表面筋電図による筋疲労の推定

3.1 筋電図解析区間の決定と抽出

スキーのターン中において被験側の筋活動が盛んになる局面は、被験側が外脚になるところであると考えられる。

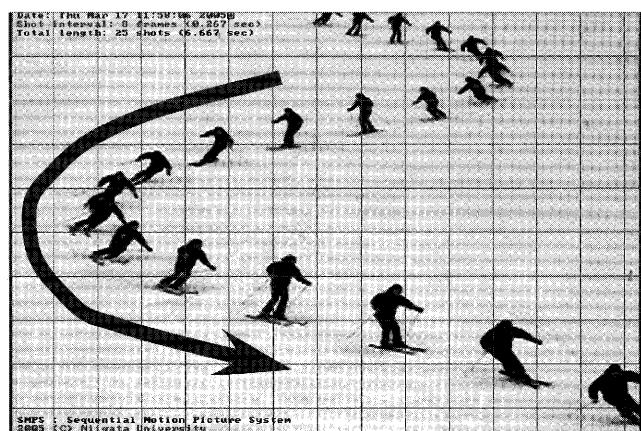


図4 スキー運動中の筋電図抽出区間
Fig. 4 Selected EMG intervals during skiing.

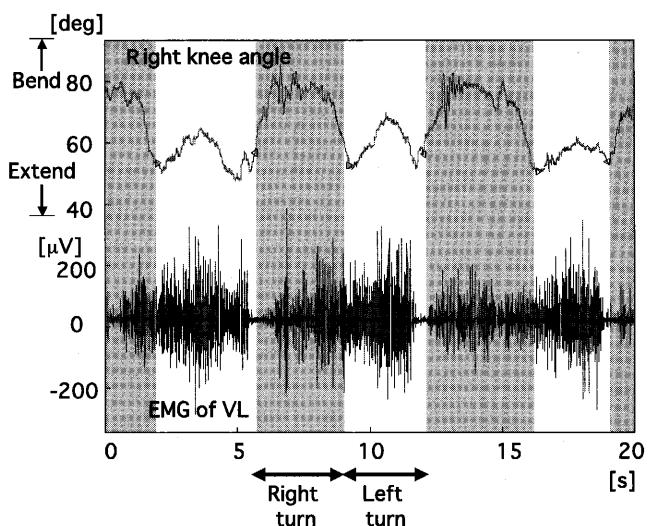


図5 膝関節角度の変化によって抽出された筋電図の区間
Fig. 5 Selected EMG intervals by referring to knee joint angles.

これは谷回りにおいて膝が屈曲しながら外足に加わる遠心力に対する筋力を発揮し、次に山回りにおいて伸展を行なながら圧雪抵抗に抗すための筋力を発揮するからである[12-17]。スキー運動中の筋電図抽出区間は図4中に矢印の範囲で示すとおりである。

以上のことから、ゴニオメータによって計測された関節角度より図5に示すとおり筋電図の抽出区間を決定することとした。本実験では右足の外側広筋と前脛骨筋および左右の膝関節角度を計測している。そこで右足が外足となる左ターンのみを特定するために左右の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、そのポイント間でかつ右の膝関節角度の値が小さい区間の筋電図を抽出した。

3.2 MPF (Mean Power Frequency) の算出

膝関節角度変化を元に抽出した左ターン中の筋活動を、その区間の筋放電の周波数情報であるMPFを用いて評価

した。筋電図は筋疲労時に周波数が低下することが報告されており[18]、MPF も筋疲労時に低下する。

MPF は以下の式に従って算出した。

$$MPF(n) = \frac{\int_{f_l}^{f_h} f \cdot W(f, n) df}{\int_{f_l}^{f_h} W(f, n) df}$$

特定した左ターン中の筋活動の各区間(約3~5s)に対して、時間周波数解析を行い、10~500HzのパワーWからMPFを算出した。このとき、時間周波数解析は、解析区間長500ms、シフト長10msでハミング窓を用いて短時間フーリエ変換(STFT: short term fourier transformation)を行った。ただし、nは解析区間における各サンプル時刻を表し、 f_h はMPFを求めるための最高周波数を表し、 f_l は最低周波数を表している。

4. 結 果

4.1 前脛骨筋の MPF 平均値

前脛骨筋における各ターンの MPF 平均値の推移を図6 上図に示す。これは実験期間中のすべてのトライアル(N=11)についてまとめたものである。

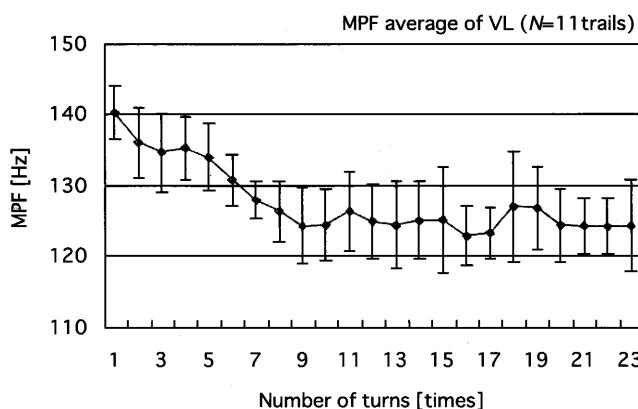
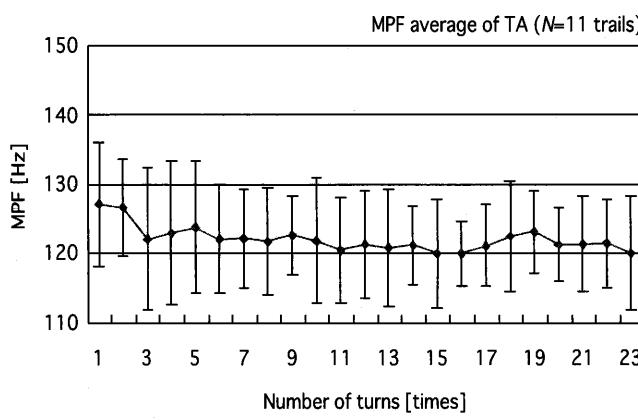


図6 前脛骨筋と外側広筋におけるターン毎の MPF 平均値(実験期間中のすべてのトライアル)

Fig. 6 MPF average of tibialis anterior (upper) and vastus lateralis (lower) at each turn for all trials during experiments.

午前では、ターン毎の平均値の推移は 122.6 ~ 134.2 Hz、午後では 112.0 ~ 123.7 Hz の間であり、いずれも標準偏差に比べて小さいものであった。

4.2 外側広筋の MPF 平均値

外側広筋における各ターンの MPF 平均値の推移を図6 下図に示す。これも前脛骨筋と同様、実験期間中ににおけるすべてのトライアルについてまとめたものである。1ターン目は 140.1 ± 3.7 Hz であり、その後徐々に低下して 10 ターン目で 124.3 ± 5.0 Hz となった。その後は推移が偏差に比べて小さく、ブロードー状態であった。

図7には、上図に3月10日午前、下図に午後のトライアルにおける MPF 平均値の推移を示す。午前では1ターン目の 139.7 ± 1.9 Hz から徐々に低下し、17ターン目で 120.3 ± 3.8 Hz にまでなり、その後は変動があるものの、標準偏差の方が比較的大きかった。午後では1ターン目が 142.6 ± 4.5 Hz で始まり、徐々に低下して9ターン目で 119.0 ± 4.2 Hz となった。その後は約 125 Hz 前後で推移していた。

なお、実験管理上、3月11日は午前中だけのトライアルであったため、3月10日の午前と午後のトライアルについて解析し、比較した。

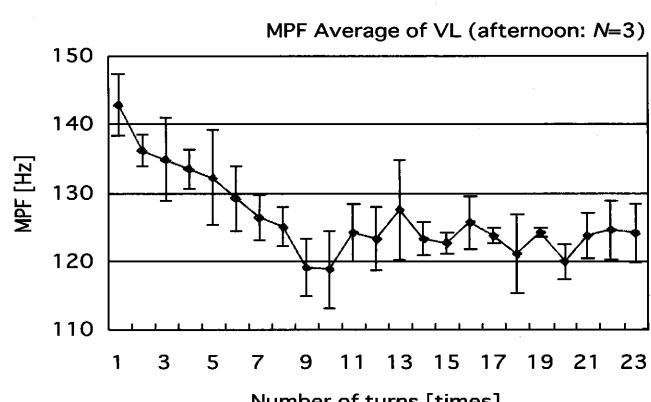
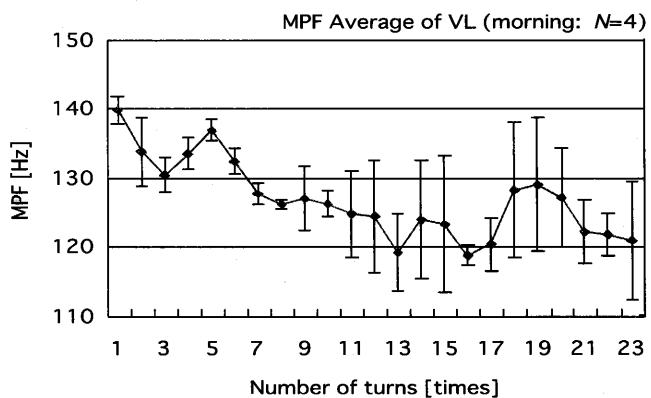


図7 外側広筋における各ターン毎の MPF 平均値(上図:午前、下図:午後)

Fig. 7 MPF average of vastus lateralis at each turn during the morning (upper) and afternoon (lower).

5. 考 察

5・1 前脛骨筋と外側広筋の比較

図6によれば、膝関節角度を参照した前脛骨筋でのMPF平均値に若干の低下傾向が見られるが、その変化にはばらつきが大きく、統計的な有意差(<0.05)はなかった。この原因として、被験者のスキー技能が高く、スキー運動時の姿勢維持に働く前脛骨筋の筋活動がそれほど均一的ではなかったためであると考えられる。なお、これまで多くのスキー実験結果(1997年から2000年にかけての5名の約500トライアル)では、前脛骨筋のMPFは1日の中でトライアルが進むにつれて低下傾向を示した[3, 4, 19]。これは、スキーヤーが初中級者であったため後傾姿勢となり、MPFの変化が前脛骨筋に顕著に現れた結果と考えられる。ただし、過去の実験では膝関節角度を計測しておらず、MPFの時間変化にはさらに多くの変動が含まれ、評価しにくいものであった。

一方、膝関節角度を参照した外側広筋のMPF平均値はトライアル前半においてターン毎に線形的な低下傾向があり、1ターン毎に筋疲労が蓄積している様子が現れている。トライアル後半では、MPF平均値は前半の最小値よりも

若干高い値で推移し、ばらつきも大きくなった。これは、ゲレンデの斜度が後半において緩やかになっておりスキーに加わる外力が小さくなっていることによるものであると考えられる。このことからも筋疲労を評価するには、膝関節角度を参照しながら、ある程度以上の負荷が加わった区間を解析すべきである[19-23]。

以上のことから、膝関節角度を参照してMPFの低下傾向を探ることは、有効な筋疲労の評価項目になる可能性が高い。

5・2 MPF平均値変動の午前および午後の比較

筋疲労がまだ蓄積していない状態である午前のトライアルでは、MPF平均値が最小になるまでに13~16ターンを要していたのに対して、午後のトライアルでは9~10ターンで最小値に達した。このターン数は時間的に約80~120sを要した。ここでの1ターンは左ターンだけであり、被験側が内脚となる右ターンではほとんど筋活動はないため、被験筋が活動している時間は約40~60sである。これは無酸素性のエネルギー供給時間にはほぼ一致している[24]。これらのことから午前に比べて午後では筋が疲労しやすくなってきていていることを示しているものと考えられる。

また、ひとつのトライアルの後半部(ゲレンデ後半の緩斜面)では、午前にMPF平均値の時間変動と任意のターンでのばらつきが大きいのに対して、午後では比較的安定し、ばらつきも小さかった。このように、斜度が緩やかでスキーに加わる負荷が小さいにも関わらず、午後に見られた特徴からも筋疲労の影響を評価できそうである。

図8に、前半部における午前、午後それぞれのトライアルでのMPF平均値のターン毎の変化を回帰直線として示す。これによると、滑走開始時のMPF平均値には午前と午後において差はあまり見られない。しかしながら、ターンを繰り返すことによってMPF平均値の低下傾向に明らかな差が見られた。つまり、筋疲労が蓄積されていると予想される午後の方が、筋疲労が蓄積していないと考えられる午前と比べ、明らかに筋疲労が早まる傾向にあった。この分散分析の結果を表1に示す。

したがって、これらの特徴をとらえることによって終日に渡って運動と休息を繰り返し行うスキー運動でも、筋疲労を評価することができるようになるものと考えられる。

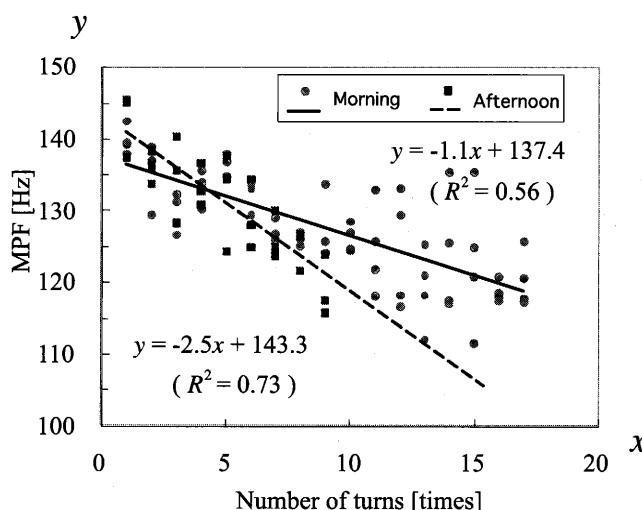


図8 外側広筋におけるトライアル前半のMPF低下傾向
Fig. 8 Behavior of MPF at vastus lateralis in the first half of the trials.
Decrease in MPF was larger during the morning than in the afternoon.

表1 MPF低下傾向に関する回帰分析による分散分析表
Table 1 ANOVA for regression analysis of the slope in MPF decline.

ANOVA		coefficient	std. error	t	p-value	lower 99.0%	upper 99.0%
morning	intercept	137.5	1.2	111.1	<0.01	134.2	140.7
	slope	-1.1	0.1	-9.2	<0.01	-1.4	-0.8
afternoon	intercept	143.3	1.7	84.0	<0.01	138.5	148.1
	slope	-2.5	0.3	-8.2	<0.01	-3.3	-1.6

6. まとめ

スキー運動を安全に行うために、客観的に疲労を評価することが求められている。本研究では、前脛骨筋と外側広筋の筋電図から筋疲労評価することを目的とした。そのために、膝関節角度を参照しながらスキー運動時に加わる外力が大きい部分の筋活動を抽出し、その部分について平均周波数(MPF)を算出した。

その結果、前脛骨筋では、スキー上級者においてMPFの変化では明らかな筋疲労の傾向を読み取ることができなかったが、初級者には適用の可能性があった。一方、外側広筋のMPFの変化からトライアル中の筋疲労の傾向が明らかとなつた。そして一日を通してみた時、筋疲労が蓄積されることでその低下傾向が強まることがわかった。

これらのことから、膝関節角度の変化をとらえて、スキーの被験側に加わる外力の大きい部分の筋活動を抽出し、そのMPFの低下傾向を把握することによってスキー運動時の筋疲労推定を行えるシステムの可能性が示唆された。

謝辞 本研究は新潟大学教育研究支援経費の補助により実施したものである。また、実験に快くご協力いただいたホテルベルニナの方々に感謝致します。

文 献

- Davidson TM, Laliotis AT: Alpine skiing injuries. A nine-year study. *West J Med.* **164**(4): 310–314, 1996.
- Hautala A, Tulppo MP, Makikallio TH, Laukkanen R, Nissila S, Huikuri HV: Changes in cardiac autonomic regulation after prolonged maximal exercise. *Clin Physiol.* **21**(2): 238–245, 2001.
- 坂橋伸吉, 木竜徹, 牛山幸彦: スキー運動における各ターンでの運動機能のスナップショット評価. 第22回バイオメカニズム学会学術講演会論文集. 2001, pp. 27–30.
- 坂橋伸吉, 木竜徹, 牛山幸彦: スキー運動における心拍変動と筋活動からみた運動機能変化の解析. 第17回生体・生理工学シンポジウム論文集. 2002, pp. 145–146.
- Jovanov E, Lords A, Raskovic D, Cox P, Adhami R, Andrasik F: Stress monitoring using a distributed wireless intelligent sensor system. *IEEE Eng Med Biol Mag.* **22**(3): 49–55, 2003.
- 牧川方昭, 西山健人, 伊坂忠夫, 浅薗周造: 体調管理を目指したジョギング支援システム. 医用電子と生体工学. **42** (Suppl): 250, 2004.
- 大谷和則, 木竜徹, 斎藤義明: 時間周波数帯域による周期運動時心拍変動の自律神経系成分の抽出. 電子情報通信学会論文誌. **81-D-II**(2): 429–436, 1998.
- Kiryu T, Motomiya N, Ushiyama Y, Okada M: Assessment of functional activities during skiing exercise. Proc of the 12th Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology. 2000, pp. 203–204.
- Brenner IK, Thomas S, Shephard RJ: Autonomic regulation of the circulation during exercise and heart exposure. *Sports Med.* **26**(2): 85–99, 1998.
- Kiryu T, Motomiya N, Ushiyama Y, Okada M: Evaluation of fatigue using heart rate variability and myoelectric signals during skiing. Proc of 21th Annu Int Conf IEEE/EMBS. Atlanta, GA, 1999, pp. 585.
- 青木航太, 木竜徹: 筋線維伝導速度推定における運動時の実用的電極貼付位置決定. 電子情報通信学会技術研究報告誌. **103**(327): 51–56, 2003.
- Muller E, Schwameder H: Biomechanical aspects of new techniques in alpine skiing and ski-jumping. *J Sports Sci.* **21**(9): 679–692, 2003.
- 三浦哲, 三浦望慶, 下永田修二: カービングターン動作のキネマティクスからみた特徴—カービングとスキッディングのターン動作の比較から—. 日本スキー学会誌. **11**(1): 153–164, 2001.
- 清水史郎, 長谷川健二: アルペンスキー ロボットの開発—トップリフトによるモデルー. 日本スキー学会誌. **2**(1): 149–154, 1992.
- 池上康男: スキーに関する研究動向と今後の展望—バイオメカニクス的研究—. 日本スキー学会誌. **9**(2): 63–67, 1999.
- 寺島和浩, 牛山幸彦, 土屋裕治, 清水雅晴: スキーのターン動作に伴う下肢の運動解析. スポーツヒューマン・ダイナミクスシンポジウム講演論文集. 1992, pp. 29–31.
- 牛山幸彦, 原利昭, 寺島和浩: スキーのターン動作における下肢関節角度および足底圧力変化について. 日本バイオメカニクス学会第11回大会論集. 1991, pp. 310–314.
- Basmajian JV, De Luca CJ: Muscle Alive, Their Function Revealed by Electromyography, fifth ed. Williams & Wilkins, Baltimore, 1985, pp. 135–164.
- 木竜徹, 牛腸哲也, 牛山幸彦: 繰り返しスキー運動時の運動機能変化過程の解釈. 第15回生体・生理工学シンポジウム論文集. 2000, pp. 139–142.
- Bonato P, Gagliati G, Knaflitz M: Analysis of myoelectric signals recorded during dynamic contractions. *IEEE Eng Med Biol Mag.* **15**(6): 102–111, 1996.
- Tesch PA: Aspects on muscle properties and use in competitive Alpine skiing. *Med Sci Sports Exerc.* **27**(3): 310–314, 1995.
- Clarys JP, Publie J, Zinzen E: Ergonomic analyses of downhill skiing. *J Sports Sci.* **12**(3): 243–250, 1996.
- Kiryu T, Abe T, Gocho T, Ushiyama Y, Okada M: Snapshot evaluation of fatigue during skiing exercise. Proc of 20th Annu Int Conf IEEE/EMBS. Hong Kong, China, 1998, pp. 2775–2778.
- P.O. オストランド, K. ラダール: 運動生理学. 大修館書店, 東京, 1976.

牛山 幸彦 (ウシヤマ エキヒコ)

1985年筑波大学体育専門学群卒業。1988年筑波大学大学院体育研究科コーチ学専攻修了。1989年新潟大学講師。現在新潟大学人文社会・教育科学系助教授、新潟大学大学院自然科学研究科博士後期課程情報理工学専攻在学中。



日本体育学会、日本バイオメカニクス学会、日本運動生理学会所属。専門はスポーツバイオメカニクス、卓球指導、スキー指導。日本オリンピック委員会強化スタッフ、健康運動実践指導者講習会講師。

(622)

生体医工学 43卷4号 (2005年12月)

千明 剛 (チギラ タケシ)

2005年新潟大学工学部福祉人間工学科卒業。現在、同大学院自然科学研究科博士前期課程人間支援科学専攻に在学中。



村山 敏夫 (ムラヤマ トシオ)

2005年新潟大学大学院自然科学研究科博士前期課程人間支援科学専攻修了。現在、同大学大学院自然科学研究科博士後期課程情報理工学専攻在学中。財団法人上村病院に勤務、健康運動指導士。筋電図を用いたスキージャンプの運動動作や高齢者の運動機能の研究に従事



木竜 徹 (キリュウ トオル)

1977年新潟大学大学院工学研究科修了。同年新潟大学助手、講師、助教授をへて、1995年新潟大学大学院自然科学研究科教授、現在に至る。生体信号（表面筋電図や心拍変動など）からみた運動における生体機能の解析、および健康支援システムの開発に関する研究に従事。工学博士。

生体医工学会、電子情報通信学会、IEEE、ISEKなどの会員。

