

動的運動時における末梢性（筋肉）と中枢性（自律神経系）疲労感の相違点の解明

Differences between Muscular Fatigue and Autonomic Nervous Activities during Skiing Exercise

○木竜 徹, 牛山幸彦, 岡田守彦

○Tohru KIRYU, Yokihiko USHIYAMA, Morihiko OKADA

・新潟大学大学院自然科学研究科, 〃新潟大学教育学部, *筑波大学先端学際領域研究センター

・Niigata University and *University of Tsukuba

We simultaneously measured the heart rate (HR) and myoelectric (ME) signals during skiing exercise in order to assess the relationship between the feeling of fatigue and the peripheral muscle fatigue. The evoked potential approach was used for evaluating muscle fatigue via ME signals. We accumulated power spectrum of the HR time-series within the target frequency bands determined by the results of wavelet analysis. The results showed that the muscular fatigue during skiing exercise appeared differently from that during a high-level short-term sustained voluntary contraction. The accumulated power spectrum changed periodically during skiing and ski lift riding. Furthermore, the feature became prominent because of fatigue.

1. 研究目的

スポーツ科学では、筋活動や呼吸代謝などから肉体的疲労を計測し、中枢性の疲労感については主観的チェックリストなどで評価する。これに対して最近では、運動時の自律神経系の支配を心拍変動のスペクトル解析から議論する研究が行われている [1]。一方、筋疲労でも中枢性疲労と末梢性疲労の違いが指摘されている [2]。ただし、末梢性疲労で説明のつかない要因を中枢性疲労に含めているようで定義が曖昧である。

本研究では、肉体的疲労が自律神経系を通じて心拍変動に与える影響を調べることで、中枢が筋疲労を如何にしてセンシングし、それへの対応が行われていくのかを探ることを目的としている。実際、筋疲労は中枢からの持続的な運動指令に対して筋肉が収縮を繰り返すことで機能不全が生じる状態である。その影響は、血液や反射（代謝産物や筋張力による）によって心拍変動のリズムに影響を与えることがわかっている [1]。また、自律神経系の支配を受けて心拍変動は運動時と休息時とで明らかな違いを示す。この際、心拍変動の変化が長時間運動による運動機能の低下とどの様に係わってくるのであろうか？

本研究では、独自に開発した無線制御のホルター計測装置をもちいて、スキー運動時の筋疲労と心拍変動とを同時計測した。さらに、計測した生体信号から、筋疲労を随意収縮時の電気刺激による表面筋電図で定量化するための方法、および心拍変動の成分周波数の振る舞いを時間につれて詳細に評価する方法で解析を行った。その結果、ダイナミックな動きの中で疲労の示す特徴を、筋肉、循環器系、自律神経系を含めた運動機能の時間変化から定量的に調べることができた。

2. 研究経過

2.1 フィールド実験のプロトコル

計測は妙高高原池ノ平スキー場にて1996年2月末に

予備実験、さらに1997年2月、3月の間に3日連続の本実験を2回実施した。被験者は2名である。本実験では、被験者に計測用増幅器やノートブックコンピュータ等からなる装置を背負わせ、スキー運動時の表面筋電図と心電図とを無線制御で計測した。これにより、リフト搭乗時と滑走時でスタート信号を無線発信し、それぞれ必要な個所で2分間のデータを収集した。リフト搭乗時では搭乗後約5分後にリフトほぼ中央にて計測した。なお、リフトに要した時間は全体で10分であった。リフト降車後約20m下方地点からスキー滑走をスタートし、ベースキャンプまでのノンストップ滑走中のデータを計測した。滑走時間は約2分強であった。その結果、リフト搭乗とスキー滑走からなるひとつのトライアルに、約20分弱を要した。実際には計測しなかったトライアルも含めると、1日に昼食を挟み約15回程度のトライアルを実施した。さらに、随時、スナップショット的に筋疲労を計測するため、重畳M波をスキー実験開始前、昼食前後、スキー実験終了後に計測した。重畳M波 [3]の計測は、40秒間の随意的持続収縮時に電気刺激を加えて行った。グレンデでの実験は午前9時半から10時までの間に開始し、終了は午後4時から5時くらいであった。

2.2 フィールド実験システム

ホルター装置は5チャンネルの計測用増幅器、バッテリー、無線制御回路、ノートブックコンピュータ（約2kg）、PCMCIAカードのADコンバータから成る。バッテリー駆動で約2時間の連続使用が可能である。計測可能な記憶容量はハードディスクの空き容量による。ホルター装置を被験者に背負わせる時点で、ADコンバータのドライバーソフトウェアを待機状態にしておく。この状態で、無線によるトリガ信号を検出してからの2分間のデータ収集を行う。データ収集終了後、再び、待機状態になる。各被験者において胸部誘導による心電図を1チャンネル、右足の前脛骨筋から2チャンネルの表面筋電図を計測した。表面筋電図の計測には電

極間隔10mmの4線アクティブアレイ電極 (DEM社) を用いた。この電極は、バッファアンプを内蔵した電極で、計測時の耐雑音性に優れている。また、4線で3チャンネルの双極表面筋電図が計測できるため、雑音や解剖学的影響の少ないチャンネルを選択することで、動的運動時でも誤差のない表面筋電図計測を実現できる。心電図計測では、直径5mmの電極面を持つディスクポータブル電極により、胸部誘導で計測した。なお、発汗による電極のずれなどを防ぐため、ガードリングを電極の上に貼り付し固定した。表面筋電図増幅器は時定数0.5msec、カットオフ周波数1kHz、利得74dBとし、心電図増幅器は時定数0.5sec、カットオフ周波数1kHz、利得46dBで計測した。また、ノートブックコンピュータへのサンプリング周波数は5kHzとした。

フィールドで計測されたデータが解析に利用できるか否かをフィールドで判断できれば好都合である。今回は、コンピュータネットワークで比較的安価に解析支援を行えるようにしたシステムを利用した。これは、ISDNルータによって、フィールドへ持ち出した複数のノートブックコンピュータと研究室のワークステーションネットワークとを接続し、あたかもフィールドへワークステーション群と解析グループを仮想的に持ち込んだ様にする仕組みである。

2.3 重畳M波による筋疲労の評価

末梢性の筋疲労を表面筋電図から探る方法として、M波による方法がある [2]。ここでは、随意収縮時の筋活動とあわせて筋疲労を評価するために重畳M波を計測し、周波数領域での解析を行った。対象とした前脛骨筋は計測しやすく、また、疲労ししやすい筋線維からなるため、これまでも数多くの研究者の報告がある。さらに、初心者ではスキー滑走時に身体が後方へ傾く傾向があり、これを抑えようとして積極的に活動する筋肉でもあり、フィールド実験に利用するには都合がよい。

40秒間の計測データに対して、筋疲労評価指標の経時変化や統計量を推定した。重畳M波では、ジッターを抑えた加算平均処理の後、その瞬時周波数 (IF) を推定した。重畳M波の直前の筋活動からは、表面筋電図の平均周波数 (MPF) と整流化平均値 (ARV) を求めた。次に、これらの統計量として、IFとMPFとの相関を求めた (評価指標の推定法については、文献[3]を参照のこと)。フィールド実験では、基礎実験とは異なり一定の負荷をフィールドで持続できるものではない。そこで、できるだけ一定の収縮レベルを保ってもらうように被験者に指示し、その上で、実験補助者が被験者の爪先をおさえた。この状態で、低周波治療器 (オムロン、HV-F05) にて被験筋に1Hzの頻度、約40V_{pp}の強度で電気刺激を加えた。

実際、筋疲労度を特定の評価指標だけで推定することは生理学的に困難であり、また、時間軸上で限られたサンプル数から評価指標を推定した場合には誤差が避けられない。そこで、実用的な対応として、MPF-IF分布の相関係数、背景筋活動部分からのMPFとARVの変化率の経時変化、さらに経験的な評価指標の疲労時

の特性とをFuzzy推論に取り込みながら、筋疲労度を定量的に評価する試みを行った [4]。ファジールールは、メンバーシップ関数設計時に欠落してしまっている筋疲労時の各指標の経時変化を記述するようにして設計した。例えば、筋疲労の初期にはMPF変化率は大きく、ARV変化率は小さく、MPF-IF分布の相関係数はこの値で高いのに対して、筋疲労時にはMPF変化率は小さく、ARV変化率は大きく、MPF-IF分布の相関係数は減少する特徴をルール化した。なお、メンバーシップ関数とファジールールの設計には、70%MVCの随意収縮負荷実験データを用いた。

2.4 心拍変動による中枢性疲労感覚の評価

HRVは筋活動による影響と自律神経系の変調を受けており、部分的に中枢性疲労の状態を反映するものと考えている。HRVには、比較的高い周波数成分に副交感神経活動と関係のある呼吸関連成分、それよりも低い周波数成分に交感神経と副交感神経に関連した血圧調節関連成分がある [5]。筋活動による影響は、筋張力の増加やその代謝産物の増加による心拍数の増加となって現れる。また、これまでの実験結果から、スキー運動時とリフト搭乗時とでHRVの特定の周波数帯域成分のエネルギーに違いが見えていた [6]。

ここでは、帯域制限された範囲で振幅変調された複数の周波数成分からHRVが表されていると考える。さらに、複数の周波数成分は時間につれて変化するものとする。この場合、従来の定常解析や単一周波数の時変性スペクトル解析方法では不十分なので、HRVをWavelet変換することで、詳細な変化を探ることとした。すなわち、HRVをWavelet変換した絶対値 $|W(s, t)|$ から、スケールのs方向でその極大値を求めれば、複数の周波数成分の振幅 $\alpha_n(t)$ とその瞬時周波数 $\omega_n(t)$ とを求めることができる (推定手順は文献[7])。

3. 研究成果

ネットワークサポートのあるフィールド実験システムは、大いに役立った。スキー運動で現れた筋疲労はこれまで見てきた一定随意収縮時の筋疲労の特徴とは異なる結果を示した。図1は、70%MVCの一定随意収縮の負荷を40秒、100秒、40秒のタスクで実施したときの結果である。なお、被験者はスキー運動時の被験者と同一である。これによれば、MPF-IF分布の相関係数 ρ_{MPF-IF} は筋疲労が進むにつれて相関が減少していく様子が見られる (図1右) [3]。これに対して、今回のスキー実験では明らかに筋疲労の訴えにもかかわらず、スキー実験終了後であっても ρ_{MPF-IF} の減少は観察できなかった (図2)。そこで、他の評価指標とあわせてFuzzy推論による筋疲労度推定を行った結果、午前中にいったん疲労度が大きく増加し、昼食後多少回復して、その後大きく変化しなかった。この特徴は主に初期は ρ_{MPF-IF} 、後半でARV変化率によるものであった。

一方、HRVでは、0.05 Hz から 0.15 Hz の低周波数帯域と 0.2 Hz から 0.8 Hz の高周波数帯域の変化を調べた (図3)。その結果、リフト搭乗時にはそれぞれ

の帯域のエネルギーが増加し、スキー運動時には減少した。さらに、約4時間から5時間のスキー運動を通じて、次第にこの特徴が顕著になっていく状況が観察できた。なお、心拍数はスキー滑走時に高い値を示し、終了近くでは減少傾向を示した。図4のWavelet解析結果によれば、スキー滑走時とリフト搭乗時とで明らかにエネルギーの集中する周波数帯域が異なった。すなわち、スキー運動時では、疲労につれて2分間の滑走終了に近づくほどより高い周波数成分が現れた。また、リフト搭乗時には、おおむねスキー運動時よりも高い周波数成分が優位であった。また、高い周波数成分は複数のピークがあり、不連続的に変化していた(不連続性の例を、図中、矢印部分に示す)。

4. 今後の課題と発展

4.1 重畳M波による筋疲労の評価

70%MVCの短時間収縮実験によれば、被験者9名において100秒で得られたMPF-IF分布は疲労の初期には正の高い相関(最大で0.6)を示し、疲労の後半では筋張力の減少によって相関の減少や逆に負の相関が見られた[8]。ここで、負の相関は、末梢の筋疲労が疲労困憊状態に至る前に中枢からの運動指令が減少した際におきた結果と考えている。この様な特徴が出ることは、中枢性の疲労と末梢性の疲労とを区別できる方法であることを意味している。一方、スキー運動は滑走時は無酸素性運動が主であるが、長時間にわたる運動は有酸素エネルギーを消費しきる運動である。実際、夕方には被験者は疲労感と筋肉の痛みを訴えていた。この場合、周波数の減少幅が大きくなるが、MPF-IF分布の相関は高いままであった。このことは、IFに反映された末梢性疲労の特徴と、MPFの現れた随意収縮時の変化とが一致しておきていることを表しているのではないであろうか? また、筋疲労メカニズムが異なるため、あるいは血流、筋温等が関係していたため、この様な特徴が現れたものと思われる。

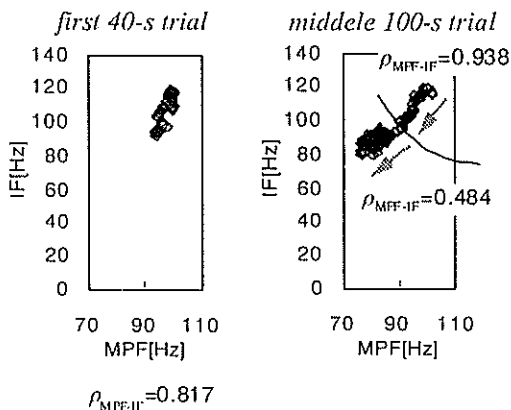


図1 70%MVCでのMPF-IF分布と相関係数
Fig.1. MPF-IF distribution during 70% MVC

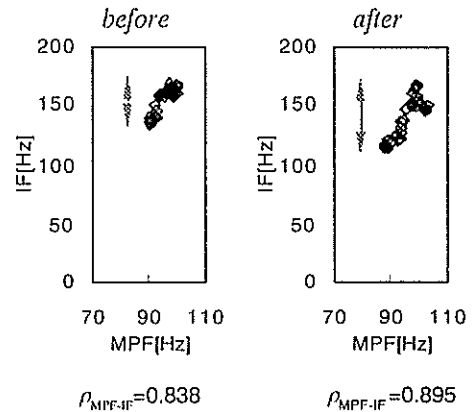


図2 スキー運動開始, 終了でのMPF-IF分布と相関係数
Fig. 2. MPF-IF distribution during skiing exercise

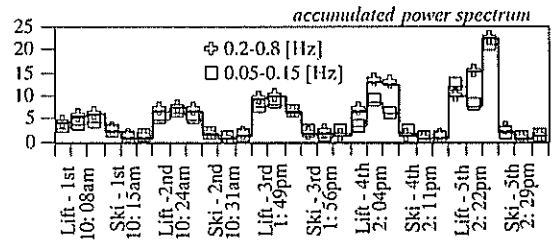


図3 HRVの主要周波数成分の時間変化
Fig. 3. Time-varying behavior of dominant frequencies

4.2 心拍変動による中枢性疲労感覚の評価

HRVに影響を与える要因には非常に短時間に現れるものがあり、HRVの時間周波数解析が注目を集めてきている。PolaらはWavelet解析以外の方法を比較し、Wigner分布による方法が時間分解能が優れていると報告した[9]。この際、クロス項の影響を避けるには、適当な周波数帯域を選択すべきと結論づけている。したがって、HRVの主要周波数成分の振る舞いをより詳細に特定する上で、Wavelet解析は重要な情報を与えてくれるものと考えられる。

HRVの周波数解析でみられた心拍変動の運動時と休息時との関係はこれまでの報告とほぼ同じであるが、長時間の運動に伴いその変化の振幅幅が顕著になる結果を得た。また、交感神経が運動時に優位となるような特徴は、今回の結果からは得られず、副交感神経活動の変化を反映した結果となった。これらの特徴は、筋疲労に伴う影響を反映したものであろうが、自律神経系の関与が疲労につれて変化していく様子を表しているのかもしれない。実際、筋活動や急性疲労に伴って心拍数が増加するが[1]、スキー運動時には後半になるにつれて心拍数の減少が見られた。心拍数が減少した分、副交感神経関連の周波数成分が顕著に現れてき

ているように思われる。しかし、Wavelet解析結果には、さらに交感神経の活動に相当する成分も見えており、運動時のように時間につれてダイナミックに変化するHRVの周波数成分には、Wavelet解析から得られた特徴を利用する工夫が必要であろう。

4.3 今後の展望

データ量も少なく、十分に定量化されたとは言えないが、ダイナミックな運動時に肉体の疲労と意識下での疲労との関係を探る手がかりとして、本研究の成果は役立つであろう。さらに、加齢による影響など色々な場面での筋疲労と心拍変動の関係のアンバランスからくる問題に対処していく予定である。

参考文献

[1] J. H. Mitchell, Neural control of the circulation during exercise, *Med. Sci. Sports Exerc.*, 22, 141/154 (1990)
 [2] B. Bigland-Ritchie, D. A. Jones, G. P. Hosking, and R. H. T. Edwards, "Central and peripheral fatigue in sustained maximum voluntary contractions of human quadriceps muscle," *Clinical Science and Molecular Medicine*, vol. 54, 609/614 (1978)
 [3] 森下真里, 木竜 徹, 齊藤義明, 山田 洋, 岡田守彦: 重畳M波による局所筋疲労推定法の評価, 第14回バイオメカニズム・シンポジウム, 397/408 (1995)
 [4] 山口謙一郎, 木竜 徹, 齊藤 重畳M波を用いた筋疲労度推定法の個人差への対応, 信学技報, MBE97-4, 23/30 (1997)
 [5] S. Akselrod, D. Gordon, F. A. Ubel, D. C. Shannon, A. C. Barger, and R. J. Cohen, "Power spectrum analysis of heart rate fluctuation: a quantitative probe of beat-to-beat cardiovascular control," *Science*, vol. 213, 220/222 (1981)
 [6] 阿部岳史, 木竜 徹, 牛山幸彦, 山田 洋, 岡田守彦: "スポーツ運動時における中枢性疲労と末梢性疲労の同時計測

とそのスペクトル解析", 信学技報, MBE96-13, 85/92(1996)
 [7] 大谷和則, 木竜 徹, 齊藤義明: "心拍変動のWavelet変換による自律神経活動関連成分の抽出", 第11回生体・生理工学シンポジウム論文集, 517/520 (1996).

[8] T. Kiryu, M. Morishita, H. Yamada, and M. Okada, "A muscular fatigue index using superimposed M waves and fuzzy rules," in *Proc. 17th Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc.*, Amsterdam, file number in CD-ROM 104 (1996).

[9] S. Pola, A. Maccarata, M. Emdin, C. Marchesi, "Estimation of the power spectral density in nonstationary cardiovascular time-series: Assessing the role of the time-frequency representations (TFR)," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. BME-43, 1, 46/59 (1996)

発表論文リスト (上記, [4], [6], [7], [8] 以外)

[10] T. Kiryu, T. Abe, Y. Ushiyama, H. Yamada, and M. Okada, "Evaluation of differences between central fatigue and peripheral fatigue during dynamic movement using spectrum analysis," in *Proc. 2nd IMIA-IFMBE International Workshop on Biosignal Interpretation*, 231/234 (1996).

[11] T. Kiryu, M. Morishita, H. Yamada, and M. Okada, "Evaluation of muscular fatigue using superimposed M wave and preceding background activity," in *Proc. The 11th Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology*, 184/185 (1996).

[12] 木竜 徹, 阿部岳史, 山口謙一郎, 牛山幸彦, 山田 洋, 岡田守彦: スキー運動時の筋疲労と心拍変動の計測と評価, 第12回生体・生理工学シンポジウム論文集(1997).

[13] T. Kiryu, T. Abe, Y. Ushiyama, H. Yamada, and M. Okada, "Snapshot Evaluation of fatigue using heart rate variability and superimposed M waves of myoelectric signals during skiing exercise, in *Proc. 18th Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc.*, Chicago, IL (1997).

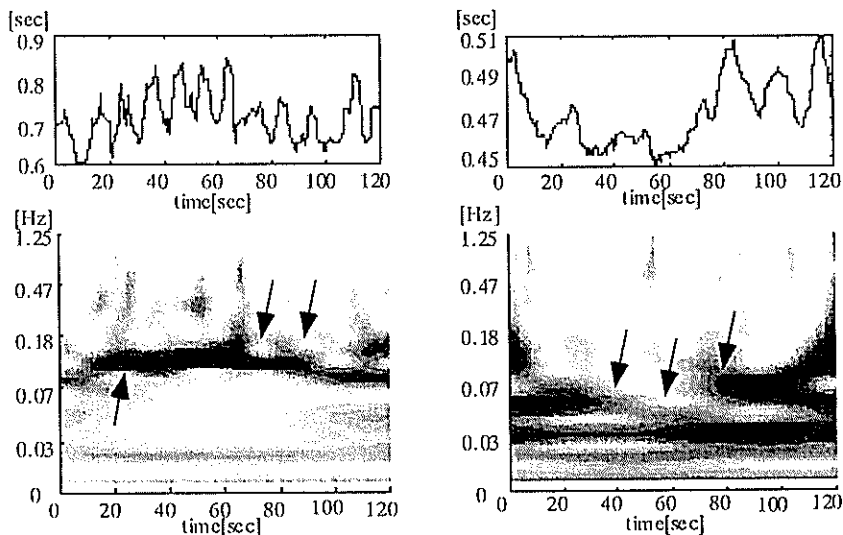


図4 スキー運動時(右)とリフト搭乗時(左)でのHRVの解析。上端はHRV時系列。下段はWavelet解析結果。
 Fig. 4. Wavelet analysis of the HRV during ski lift riding (left) and during skiing (right).