

アプリケーションノート 250: 随意筋運動の筋音評価

非侵襲的におこなう随意筋の活動の評価は、運動科学だけでなく生理学的研究、スポーツ、リハビリテーション医学での広い用途に対応します。従来、表面筋電図検査 (sEMG) はそれらの評価のために使用されてきましたが、sEMG は皮膚表面で行われた電位測定から筋肉の機械的活動を評価するという事実から、その評価方法には重要な制限があります。同一人物の異なる筋肉、数日もしくは数週間にわたる同じ筋肉、または異なる人の同じ筋肉間での記録を比較することが困難になる場合があります。さらに、筋肉の活動が減少しているとしても、繊維動員の増加により EMG 活性が増加傾向と判断されるので、筋肉疲労の研究は困難となります¹。

筋活動評価に sEMG を採用することにより起こる制限を解決する為、多くの研究者は筋音記録法 (VMG) もしくは筋繊維振動の記録をおこない、筋肉の活動レベル²を推定しています。微小電気機械 (MEMS) 加速度計の開発は極めて慎重を期するこの流れに大いに貢献し、現在では超低ノイズセンサーは低コストで利用可能になります。

しかしながら VMG 測定を筋運動と解釈することは、筋運動単位動員過程の本質により、まだ理論的な試みの段階です。筋力が増加されるには、神経系は活性化した運動単位数を増加し、各運動単位の射程率を上げます。(通常、それらは同時に生じます。) それに応じて、筋力が増加するにつれ筋肉体から記録される振動は増幅値で見ると減少します。その一方で、運動単位の単収縮が発生するので周波数は高くなります。この現象は、標準的な体外筋肉刺激反応研究からよく知られています。(参照図 1)³

それは筋力生成が肉眼で見えるまでに上昇した筋線維単収縮の複合加重ですが、それでもこれらの単収縮は低周波筋肉体動作、生理学的振戦と研究中の体部位の動作(図 2)に紛れてしまいます。これらの低周波構成要素が VMG 記録に含まれる場合、正確な筋肉運動の評価を得ることはできません⁴。

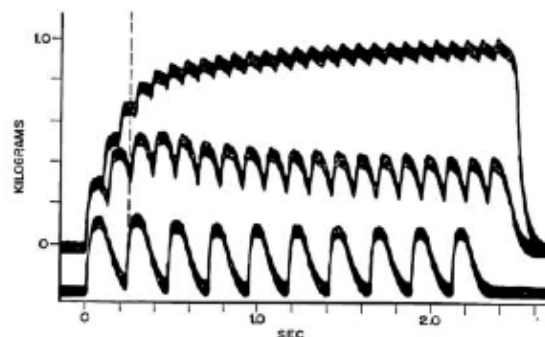


図 1-筋振動は振幅を減少し、力出力の増加とともに周波数は増加します。(Rosenblueth & Rubio, 1960 より)

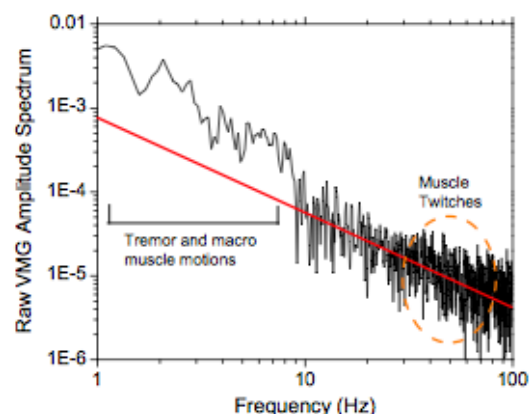


図 2-固有の低周波「ノイズ」を表すデモ。ローデータの VMG 記録の周波数スペクトル。約 10Hz 以下では筋繊維の単収縮情報が紛れている。

Sonostics BPS-II VMG 変換パッケージは、BIOPAC MP150 と MP36R データ取込システムとともに動くように設計され、ウェーブレットパケット解析 (WPA) と接続した電子帯域通過フィルターを用いることにより VMG アプリケーションの難題を打開します。WPA アルゴリズムは、筋線維単収縮情報を的確に処理することに重きを置くことにより、VMG 記録と筋肉運動の線形性をもたせています。

Sonostics BPS-II VMG 変換器の特性	
感度	50 V/g
帯域通過	20-200 Hz
ノイズレベル	16 mV rms

一体高感度、低ノイズ MEMS センサーは、フィルタリング特性とウェーブレットパケット解析を組み合わせ、いずれかの動力キャリブレーション研究 (図 3) の評価として、随意筋運動に密接に位置する VMG の信号処理をおこないます。

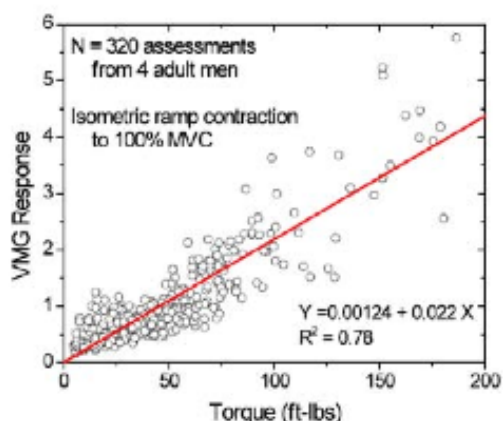


図 3-処理された VMG データと動的収縮中に外側広筋から得られる筋肉運動間の相関関係

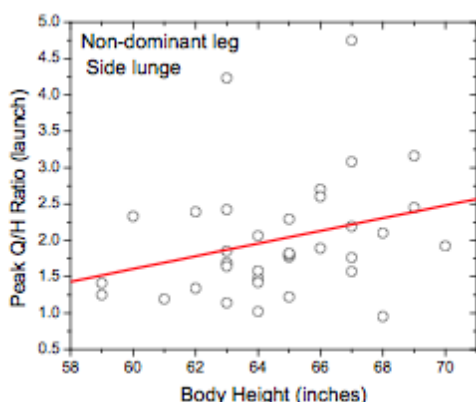


図 4-横への突進の押し上げる状態の間の VMG による膝の筋肉運動評価。(35 人の若い女子選手 3 回繰り返した平均値) 身長による高さ依存性同様、2 回の非常に高い Q/H 比が観測されました。

アプリケーション 1:膝の筋力バランス評価での VMG

sEMG のひとつの制限は再現性が乏しいことです。この非再現性は、EMG が電位差計測であり、それゆえ 2 本の電極が必要となるからです。これは、皮膚の計測準備における状況の違いや、同様にセンサの位置決めにおける小さな異なりがデータの増幅記にかなり影響することを意味しています。従って、違うレコーディングセッションの間に絶対筋運動レベルが認められたとき、同じ人の異なる筋肉または様々な人の中での比較の有用性は疑わしいです。

VMG 記録のセンサは 1 個であり、筋肉間と被験者個々間での VMG 筋運動記録の信頼性と再現性を大幅に向上させるための皮膚状態の影響を最小限に抑えることができます。筋肉間と被験者個々間を比較することができる利点のひとつは、筋力バランス評価を行うことができるということです。例えば、前十字靭帯 (ACL) 裂傷の危険性は、膝の伸展の間に大腿四頭筋運動とハムストリング筋運動との間でアンバランスなレベルになることにより強く影響します (すなわち、Q/H 比率)⁵。VMG 解析は、機能活性の間に筋肉運動のリアルタイム評価が可能になります。図 4 では、横に突進を行っている 35 人の若い女性の運動選手から得られるピークの Q/H 比を示しています。ACL 裂傷⁶) の高い危険を伴うレベル、Q/H 比 4 以上が 2 回確認されています。

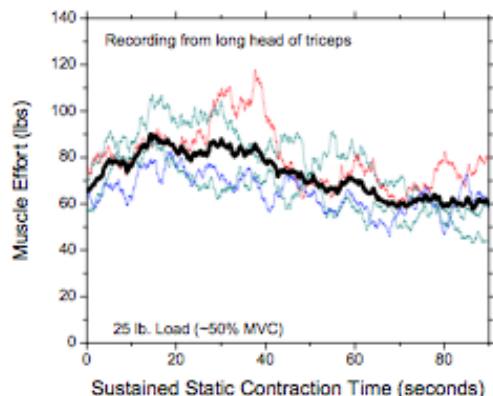


図 5-上腕三等筋の持続的な静的収縮間に取得した VMG 記録 (50%MVC)。4つの記録 (色) は4週間の期間に渡って取得されたものです。黒い線は4つの記録の平均を示しています。繰り返しの記録によるデータの一貫性と同様、一定負荷の維持における筋活動の相対関係にも注目してください。

アプリケーション 2: 疲労運動時の筋肉運動評価での VMG

sEMG 記録のもうひとつの制限は、疲労時の筋肉運動を評価する機能がないことです。これは、sEMG は電氣的記録であるからです。以前に疲労単位が活性化した際に神経系が追加の運動単位 (運動単位回転)⁷を動員するので、筋活動が減少または一定を保っているにも関わらず、sEMG 信号は上昇します。VMG は、筋肉運動単位活動の機械的な活動の記録であるので、図 5 で見られるように VMG は疲労運動を通じて筋肉運動を正確に評価します。

結果

BIOPAC データ取込システムと組み合わせて Sonostics BPS-II を使用する振動記録解析は、絶対筋肉運動の評価においてシンプルで再現可能な方法です。VMG の特徴である時間経過に伴う筋肉運動の比較、筋肉 (すなわち筋力バランス) 間比較、または被験者間比較をおこなうことは研究者にとって特別興味があることかもしれません。30 ミリ秒の時間分解能で筋肉活性化の力学はすぐに研究することができ、ピーク運動の評価だけでなくピーク運動の時間も含まれています。さらに、運動学的解析と組み合わせた時、キャリブレーションデータは評価中の筋肉により生じた実際の力の評価をする際に活用されます。

参考文献

1. Falla D and Farina D (2008) Non-uniform adaptation of motor unit discharge rates during sustained static contraction of the upper trapezius muscle. *Exp Brain Res* 191:363-370.
2. Matheson GO, et al. (1997) Vibromyography as a quantitative measure of muscle force production. *Scand J Rehab Med* 29:29-35.
3. Rosenblueth A and Rubio R. (1960) Tetanic summation in isotonic and isometric responses. *Arch Int Physiol.* 68: 165-180.
4. Torres A, et al. (2007) Analysis of respiratory mechanomyographic signals by means of the empirical mode decomposition. *J Physics Conf Series.* 90:012078.
5. Li G, et al. (1999) The importance of quadriceps and hamstring muscle loading on knee kinematics and in-situ forces in the ACL. *J Biomechanics* 32:395-400.
6. Holcomb WR, et al. (2007) Effect of hamstring-emphasized resistance training on hamstring-quadriceps strength ratios. *J Strength and Conditioning Research* 21:41-47.
7. Fallentin N, et al. (1993) Motor unit recruitment during prolonged isometric contractions. *Eur J Appl Physiol* 67:335-341.