

# 研究題目

## 筋の共鳴周波数の定量解析を用いた 「筋の凝り」の評価法の開発

～ 機械的振動刺激法および筋音図法からの検討 ～

研究代表者：神崎素樹（京都大学）

### 目次

1	要約	1
2	緒言	2
3	研究の方法	2
3.1	被検者	2
3.2	実験プロトコル	2
3.3	測定	2
3.4	共鳴周波数の測定方法	3
3.4.1	MMG法	4
3.4.2	MMGの装着筋	4
3.5	解析	5
3.5.1	共鳴周波数の特定	5
3.5.2	統計処理	6
4	結果	6
4.1	運動強度と共鳴周波数	6
4.2	疲労に伴う共鳴周波数の変化	7
5	考察	7
5.1	「筋の凝り」としての筋硬度の定量	7
5.2	運動強度の増大に伴う共鳴周波数の変化	8
5.3	疲労の進行に伴う共鳴周波数の変化	9
6	まとめ	10
7	謝辞	10

# 筋の共鳴周波数の定量解析を用いた 「筋の凝り」の評価法の開発

～ 機械的振動刺激法および筋音図法からの検討 ～

研究代表者：神崎 素樹\*

## 1 要約

本研究は、これまで主観的尺度にすぎなかった「筋の凝り」を機械的振動刺激法および筋音図法を用い定量評価することを目的とした。被検者は健康な若齢男性7名であった。運動課題は、最大随意収縮張力(MVC)の10、20、30、40、50、60、70、80%に相当する等尺性膝関節伸展をそれぞれ約10秒間とした。疲労の影響を検討するため、30%MVCの等尺性膝関節伸展を疲労困憊まで行う課題も実施した。筋の凝りを評価するために、筋の共鳴周波数を測定した。すなわち、運動課題実施中、5秒間で1 Hzから100 Hzに増加させる正弦波状の振動刺激(振幅:1 mm)を経皮的に膝蓋骨に与え、その時の膝関節伸展筋における微細振動を取得し、共鳴周波数を特定した。筋の微細振動の取得には、一般的な加速度計ではなく体動の影響が小さく、かつ一峰の周波数を特定できたコンデンサーマイクロフォンを用い、これを筋音図法として採用した。共鳴周波数の取得筋は、内側広筋とした。共鳴周波数の特定は、(1)振動刺激中の筋音図信号の最大振幅が得られた時刻の前後2.048秒間(2,048ポイント)の筋音図信号を抽出する、(2)抽出された筋音図信号を11ビットのFFT法によりパワースペクトル密度を求める、(3)パワースペクトル密度のピーク値が得られたときの周波数を求め、これを共鳴周波数とした。また、内側広筋、外側広筋、大腿直筋より表面筋電図平均振幅および筋音図信号の平均振幅を求めた。筋電図平均振幅は、運動強度の増加とともに直線的に増大した。筋音図平均振幅は60%MVCまで運動強度とともに直線的に増加し、その後頭打ちとなり、先行研究と同様の結果[9]であった。筋音図共鳴周波数は運動強度とともに指数関数的に増加した。筋疲労を伴う運動(30%MVCの等尺性膝関節伸展を疲労困憊まで行う課題)中、筋電図平均振幅および筋音図平均振幅は時間の経過とともに増加し続けた。同様に、共鳴周波数も増加し続け、特に疲労困憊時に高い値を示した。これら結果は、筋音図法を用いた共鳴周波数が、(1)運動強度に依存して変化する筋およびそれを取り巻く組織の力学的特性および運動単位の動員様式を反映する、(2)筋疲労に伴う運動単位の動員様式の変化、筋内圧の変化、筋内の力学的特性、代謝的特性を反映することを示している。したがって、機械的振動刺激法と筋音図法を用いた筋の共鳴周波数の定量により、従来指標に比してより多くの情報を含んだ「筋の凝り」を正確に評価可能であることが示唆された。

---

\* 勤務先

京都大学 大学院人間・環境学研究科 認知・行動科学講座 神経生理学研究室  
〒606-8501 京都府京都市左京区吉田二本松町

## 2 緒言

スポーツ競技者にとって「筋の凝り」は、その後の競技成績に直接悪影響を及ぼすため、マッサージなどで所謂「筋の凝り」をほぐす必要がある。「筋の凝り」は競技者自身やトレーナーの主観的な尺度にすぎない。競技者やコーチ、トレーナーの主観的尺度は重要であるが、主観的評価は、時として間違った判断へと導く場合がある。したがって、確固たる客観的評価が必要であり、「筋の凝り」に関する主観的評価と客観的評価の融合がスポーツ選手の管理体制に必要である。

「筋の凝り」は、筋のみならずそれを取り巻く組織（筋膜、腱、靭帯、血管、皮膚、脂肪、骨など）や筋活動に伴う代謝的要因に依存するため、これら因子全てを含んだ硬度を測定することで「筋の凝り」を定量評価することが可能と考えられる。これまで、筋の硬度は触診法 [4] や、目的とする部位に筋硬度計を皮膚表面上から押し当て、そのときの反力を計測すること測定されてきた [1]。しかし、この手法は測定者によって評価値が異なること、測定範囲が狭いこと、再現性が低いこと、深部の筋組織の硬度を測定できないこと、組織の繊細な変化を捉えることができないなど問題点が多く、「筋の凝り」を正確に評価しているとは言い難い。

工学的手法として、トランスデューサーと物体の接触部で発振回路系を構成し、物体の密度に対応する共鳴周波数から物体の硬さを求める方法がある。この手法を人体筋に適用することで、筋の硬さ [3]、さらには「筋の凝り」を数値化することが可能と考えられる。そこで本研究は振動刺激法および筋音図法により筋の共鳴周波数を定量し、「筋の凝り」を客観的に評価することを目的とした。

## 3 研究の方法

### 3.1 被検者

被検者は、健康成人男性 7 名（年齢：25.4 ± 6.1 歳、身長：169.6 ± 5.0 cm、体重：62.1 ± 7.8 kg）であった。本研究は、京都大学大学院人間・環境学研究科人間情報・動物実験倫理委員会の承認を受けて実施した（承認番号 20-H-5）。

### 3.2 実験プロトコル

運動課題は、椅座位にて、股関節角度および膝関節角度 90 度の等尺性膝伸展運動であった。まず、最大随意筋力（MVC; maximal voluntary contraction）を測定し、MVC の 10、20、30、40、50、60、70、80% に相当する張力を算出した。被検者は、10、20、30、40、50、60、70、80% MVC の等尺性膝伸展課題をそれぞれ 3 回ずつ行った。各試行の運動持続時間は約 10 秒とし、試行間の休息は十分に行った（少なくとも 2 分間）。等尺性膝伸展課題中、力が安定したと検者が判断したとき、5 秒間の機械的振動刺激を経皮的に膝蓋骨の上部に与えた。

疲労による共鳴周波数の変化を検討するために、被検者に 30% MVC の等尺性膝伸展運動を疲労困憊まで行わせた。5 秒間の振動刺激は、運動開始直後、その後 30 秒毎、および疲労困憊に至る直前に与えた。本研究で 30% MVC 強度を選んだ理由は、疲労に至る等尺性収縮中において疲労による代謝的要因の筋内圧上昇が大きいこと [2] に由来する。

### 3.3 測定

等尺性膝伸展課題中、膝伸展張力、内側広筋（VM; vastus medialis）、外側広筋（VL; vastus lateralis）、大腿直筋（RF; rectus femoris）より表面筋電図（EMG; electromyogram）を導出した。

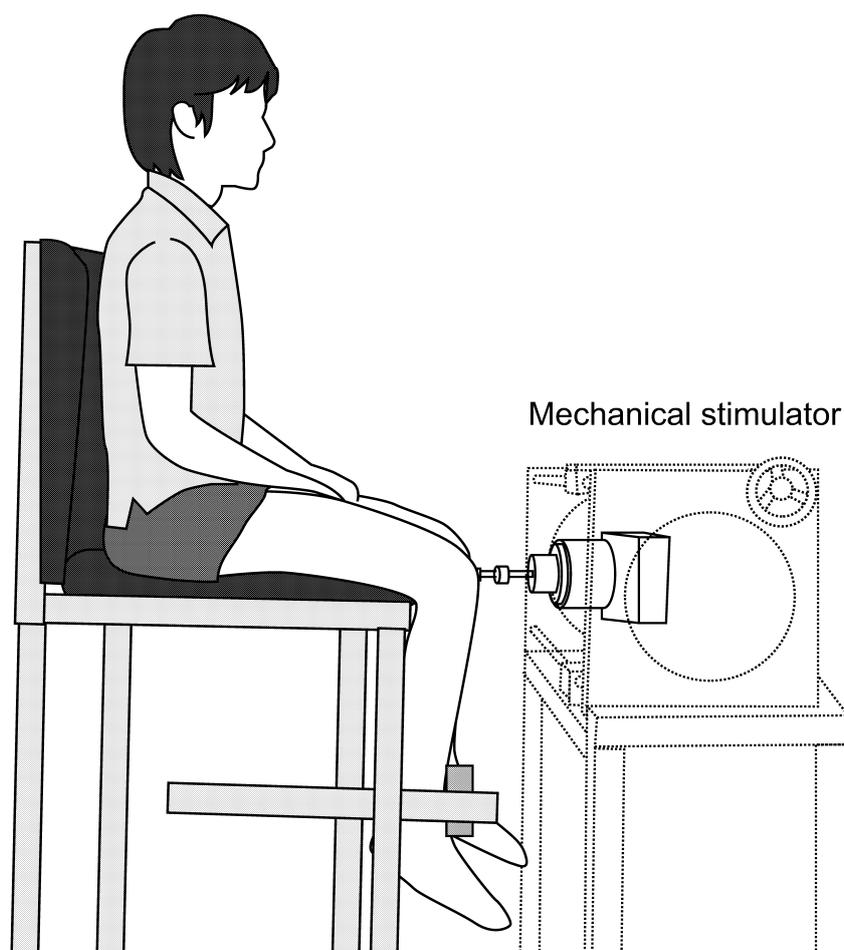


図 1: Diagram of experimental setup for mechanical vibration to percutaneous patella during isometric voluntary contraction. Contact bar is oscillated by mechanical vibrator, which fixes to the metal frame of a metal stand supported by the ground. The mechanical vibrator consists of a direct-current motor. Location of contact bar can vary in three dimension.

VMより筋の微細振動を反映する筋音図(MMG; mechanomyogram)を導出した。これら信号は、16ビットAD変換器(PowerLab/16SP, ADインストルメント社)を介してサンプリング周波数1,000 Hzでコンピュータに取り込まれた。

### 3.4 共鳴周波数の測定方法

等尺性膝伸展課題中、張力が一定になったとき振動刺激を与えた(図1)。振動子を経皮的に膝蓋骨上部に接触力10 Nで押し当て、正弦波の振動刺激を与えた。任意波形ファンクションジェネレーター(AFG 3002, テクトロニクス社)により5秒間で1 Hzから100 Hzにランプ上に周波数が増加する刺激パターンを作成し、DA変換の後、振動刺激装置(DPS-285, ダイアメディカル社)に入力された。振動刺激の振幅は1 mmとした。

### 3.4.1 MMG 法

振動刺激による筋振動を取得するために MMG 法を用いた。MMG 法により筋振動を捉える方法は、マイクロフォンによる振動の変位の測定および加速度計による振動の加速度の測定がある [16]。まず本研究は、共鳴周波数を取得するためのセンサーを決定するために、マイクロフォンと加速度計波形を比較した。図 2 に 40%MVC 張力発揮時の VM に装着されたマイクロフォン波形と加速度計波形を示した。マイクロフォン信号は、ある振動の周波数のとき大きな振幅を示した。一方、加速度計信号は、振動の周波数と振幅には特異的な関連は見いだすことができなかつた。これは、加速度計信号は筋由来の振動に加え体動をより多く含むためと考えられる [7]。すなわち、筋の共鳴周波数を特定するには、加速度計よりもマイクロフォンが適している。したがって、本研究は、筋の微細振動を取得する MMG 法としてマイクロフォンを採用した。

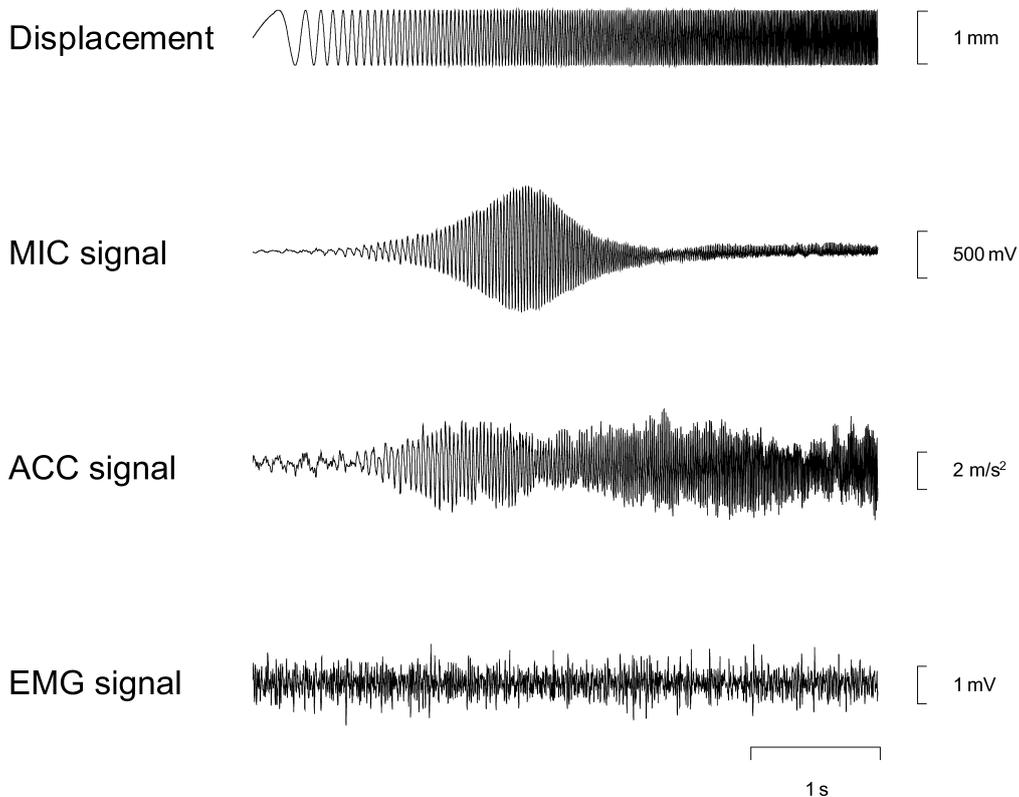


図 2: Time series of displacement of the mechanical stimulator, microphone (MIC) signal, acceleration (ACC) signal, and electromyogram (EMG) signal of vastus medialis muscle during isometric knee extension at 40% of subjects' maximal voluntary contraction (MVC) with sinusoidal wave of vibration applying patella.

### 3.4.2 MMG の装着筋

次に、大腿四頭筋のうちいずれの筋で共鳴周波数を取得するか、を検討した。VM、VL、RF にマイクロフォンを経皮的に装着し、40%MVC 張力発揮時の振動刺激による信号特性を調べた (図 3)。VM に関しては、特定の周波数で大きな振幅が認められた。しかし、VL および RF に関しては、大きな振幅が観察される周波数を特定することができなかつた。VM に比べ振幅 (図 3 の縦軸のスケール

ルは異なる)は小さく、振動部位(膝蓋骨)と振動の検知部位の距離が共鳴周波数を特定するのに重要因子であることが解った。したがって、本研究は、MMGの取得筋はVMとした。

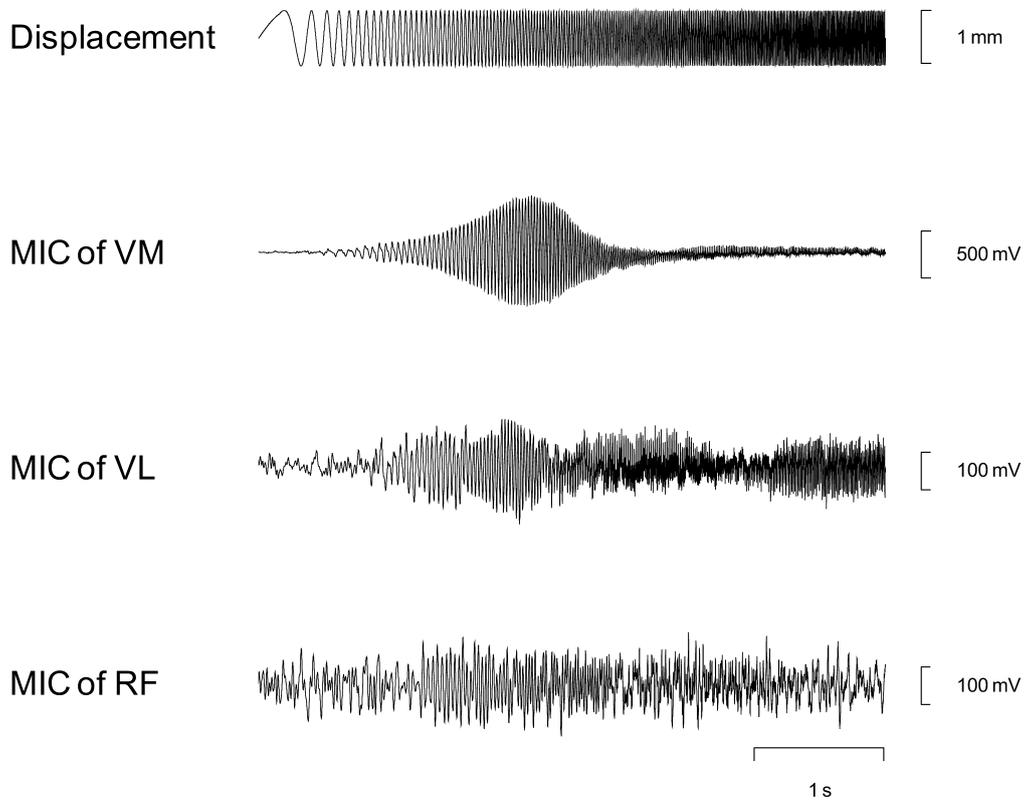


図 3: Time series of displacement of the mechanical stimulator, MIC signal obtained from vastus medialis (VM), vastus lateralis (VL), and rectus femoris (RF) during isometric knee extension at 40% of MVC with sinusoidal wave of vibration applying patella.

### 3.5 解析

等尺性膝伸展課題中における張力、MMG 振幅、および EMG 振幅の平均値は、振動刺激を与える直前の 1 秒間のデータを用いた。

#### 3.5.1 共鳴周波数の特定

共鳴周波数の特定方法を図 4 に示した。発揮張力が安定したときに振動刺激を与えると VM の MMG がある時刻で大きな振幅をとる。全波整流 MMG の最大値が認められた時刻を特定する。その時刻を基に MMG 信号前後 1,024 データポイントを抽出する (図 4 の点線の範囲、合計 2,048 データポイント)。抽出した MMG 信号を 11 ビット FFT 法によりスペクトル解析を行いパワースペクトル密度を求める [8, 10]。算出されたパワースペクトル密度の最大値が認められた周波数を共鳴周波数とした (図 4 では、40.5 Hz となる)。

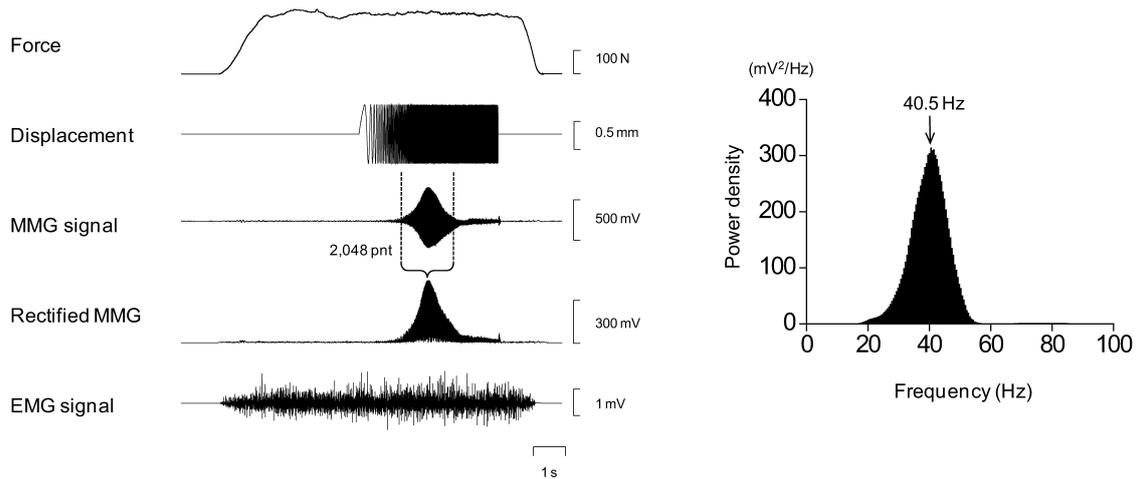


図 4: Data processing in extracting the resonant frequency of the muscle. Time series of force output, displacement of the mechanical stimulator, MMG signal obtained from vastus medialis (VM), full-wave rectified MMG, and EMG during isometric knee extension at 30% of MVC with sinusoidal wave of vibration applying patella (left panels). Power spectral density of MMG (right panel).

### 3.5.2 統計処理

運動強度の違いによる共鳴周波数、および疲労実験における時間経過に伴う共鳴周波数の比較には、繰り返し有りの一元配置分散分析を行い、多重比較検定には Tukey 法を用いた。危険率 5%未満を有意とした。

## 4 結果

### 4.1 運動強度と共鳴周波数

図 5 に 20%MVC および 70%MVC の膝伸展運動時における MMG および EMG の時系列およびパワースペクトル密度の典型例を示した。MMG 信号はいずれの強度においても共鳴周波数が認められた。また、共鳴する時刻が 20%MVC に比べ 70%MVC の方が遅いように見える。これを周波数解析してみると、パワー密度のピーク値が得られる周波数は 20%MVC に比べ 70%MVC が高かった。被検者 7 名について MMG の共鳴周波数、mMMG および mEMG の各運動強度での平均値を図 7A に示した。共鳴周波数は、運動強度の増加に伴って高くなった。低強度の 10%MVC および 20%MVC に比べ、中・高強度の 50%MVC~80%MVC 時の共鳴周波数は有意に高い値を示した (\*,  $p < 0.05$ )。

mEMG は VM、VL、RF とともに運動強度の増大に伴い直線的に増加した。これは、本研究の等尺性膝伸展運動時に協働筋間の活動の偏りがなかったことを意味している。mMMG は 60%MVC までは直線的に増加したものの、それ以降の強度では頭打ちであった。これは先行研究 [9] と同様の結果であった。

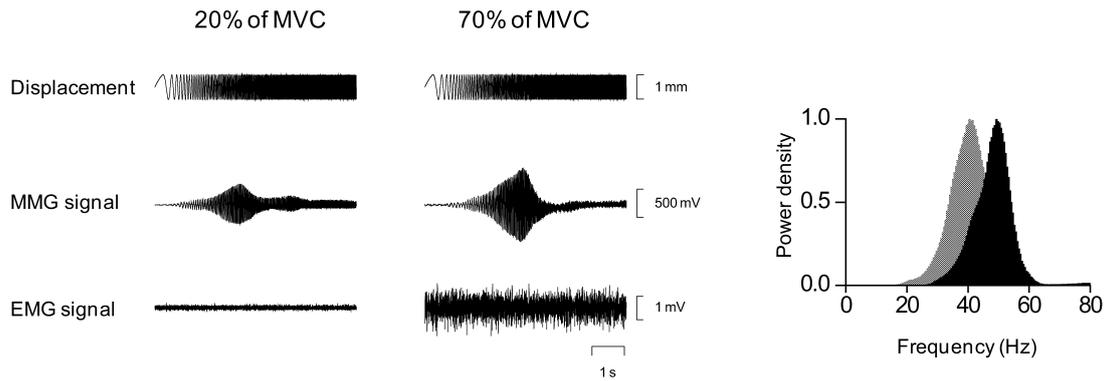


図 5: Typical example of displacement of the mechanical stimulator, MMG signal, and EMG during isometric knee extension at 20% of MVC and 70% of MVC with sinusoidal wave of vibration applying patella in one subject, and power spectral density of MMG signals (*most right panel*). Shaded and filled areas indicate 20% of MVC and 70% of MVC, respectively. Note that *y*-axis represents relative value (maximal value = 1.0) for visual purpose.

## 4.2 疲労に伴う共鳴周波数の変化

疲労による共鳴周波数の変化を検討するために、30%MVC の等尺性膝伸展運動を疲労困憊まで行わせたときの共鳴周波数を取得した。7名の被検者の運動持続時間は、 $119 \pm 32$  秒であった。運動開始直後、すなわち疲労の影響がない場合と疲労困憊時を定性的に比較すると、EMG 信号の振幅は同じ膝伸展張力を維持していても運動開始時に比べ運動後半にその振幅が大きくなった。これは、筋の収縮性の低下を補うための運動単位の動員数および発火頻度の増加を意味しており [11]、本研究のプロトコルは疲労を誘発するのに十分であったことを示している。MMG 信号は運動開始時に比べ疲労困憊時の方が共鳴する時刻が遅いように見える。実際、スペクトル解析を行うとパワー密度のピーク値は運動開始直後に比して疲労困憊時には右にシフトしていることが解る。被検者 7 名について疲労に伴う MMG の共鳴周波数、mMMG および mEMG の平均値を図 7B に示した。共鳴周波数は、運動開始後 30 秒にはすでに運動開始直後の値より有意に高く ( $\dagger, p < 0.05$ )、疲労困憊時の値は運動開始後 60 秒より有意に高い値であった ( $*$ ,  $p < 0.05$ )。mMMG および mEMG とも時間の経過とともに振幅は増大し、これは先行研究と同様の結果 [6] であった。

## 5 考察

本研究は振動刺激法および筋音図法により筋の共鳴周波数を定量し、「筋の凝り」を客観的評価を試みた。その結果、(1) 運動強度の増加とともに共鳴周波数は増大した、(2) 疲労の進行に伴って共鳴周波数は増大した。

### 5.1 「筋の凝り」としての筋硬度の定量

「筋の凝り」は、その後の競技成績に直接悪影響を及ぼすため、「筋の凝り」を評価し、マッサージなどで「筋の凝り」をほぐす必要がある。「筋の凝り」は、筋のみならずそれを取り巻く組織（筋膜、腱、靭帯、血管、皮膚、脂肪、骨など）や筋活動に伴う代謝的要因に依存する。したがって、工学的見地から突き詰めて言うならば、「筋の凝り」はこれら因子全てを含んだ生体の粘弾性つまり「硬度」を意味する。筋の硬度は触診法 [4] が一般的であり、実際スポーツ現場においてはこれが最も広く用

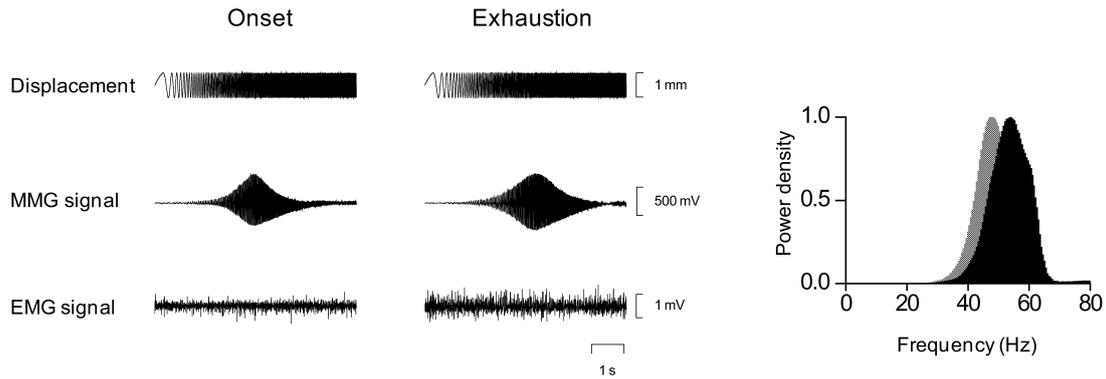


図 6: Typical example of displacement of the mechanical stimulator, MMG signal, and EMG at onset and immediately prior to exhaustion (133 s from the contraction commencement) during isometric sustained knee extension at 30% of MVC in one subject, and power spectral density of MMG signals (*most right panel*). Shaded and filled areas indicate onset and exhaustion during fatiguing contraction, respectively. Note that  $y$ -axis represents relative value (maximal value = 1.0) for visual purpose.

いられているであろう。この方法は、簡便で熟練者の診断方法としては測定器以上の優れた特性を發揮する [12]。しかし、この方法は検者のテクニックや再現性に問題があり、真に筋の硬度を定量しているとは言い難く、スクリーニング検査としては適していない。この主観的評価指標は、時として間違っただ判断への導く場合がある。したがって、筋の硬度の客観的評価値が必要となってくる。筋硬度の客観的評価値として目的とする部位に筋硬度計を皮膚表面上から押し当て、そのときの反力を計測する手法が一般的である [1]。しかし、この方法も押し当てる力など、妥当性や再現性に問題がある。さらに、測定範囲が狭く（直径 10 mm 程度）かつ筋表層しか測定することができず、Whole muscle レベルでの筋硬度を測定することは不可能である。

筋硬度は物質としての密度に依存する。物体の共鳴周波数は物体の密度に対応するため、共鳴周波数を定量することにより筋硬度を測定することが可能である。実際、摘出筋を用いて筋の共鳴周波数を測定し、それを muscle stiffness に対応する指標になり得ることが指摘されている [3]。そこで本研究は振動刺激法および筋音図法により人体筋の共鳴周波数から筋硬度さらには「筋の凝り」を客観的に評価した。

## 5.2 運動強度の増大に伴う共鳴周波数の変化

運動強度の増加とともに共鳴周波数は増大した。特に、60%MVC 以上の強度では指数関数的に増大した。摘出筋を用いた共鳴周波数を評価した研究 [3] では、張力と共鳴周波数は正の直線関係であった。したがって、筋のみの硬度は、クロスブリッジの形成に由来すると考えられる。本研究では、膝伸展の随意収縮張力中の共鳴周波数を評価しているため、筋由来に加え、運動単位の動員様式や筋を取り巻く組織（特に直列・並列弾性要素）が関連すると考えられる。mMMG の変化に着目すると、60%MVC 以上の強度で振幅は頭打ちをする。これは、これ以上の強度では運動単位の動員に加え発火頻度の増加が関与してくることを意味している [14]。また、直列・並列弾性要素の粘弾性は張力に対して線形というより非線形である [5]。ゆえに、本研究で観察された運動強度と共鳴周波数との関連は、筋由来のみならず運動単位の動員パターンや直列・並列弾性要素の粘弾性を反映していると考えられた。したがって、本研究の方法は、従来の手法では評価できない因子を含んだ筋硬度さらには筋の凝りを評価可能と言える。

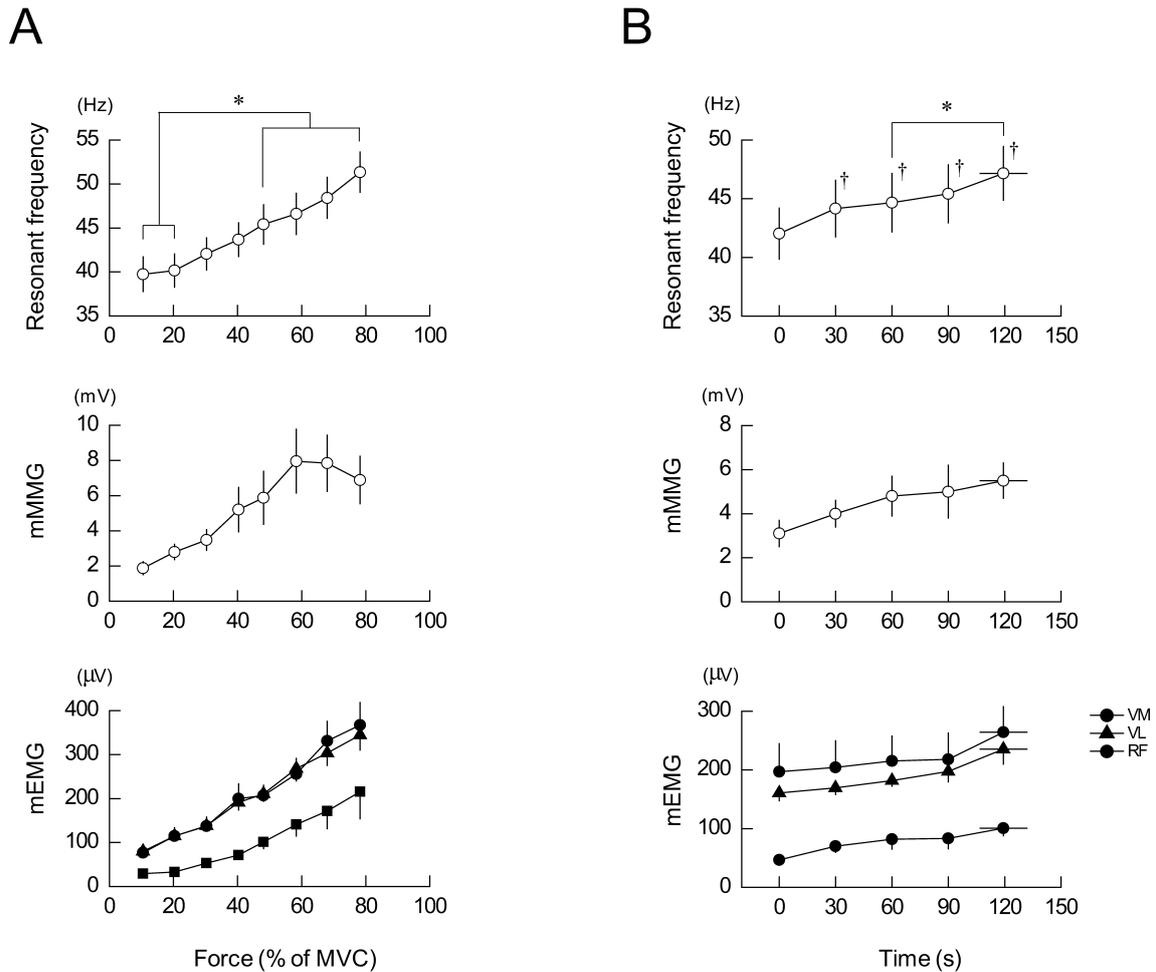


図 7: Resonant frequency, mMMG, and mEMG of VM as a function of produced force (A), and during fatiguing contraction up to exhaustion (B). \*, significant difference between variables ( $p < 0.05$ ). †, significant difference from value of contraction commencement ( $p < 0.05$ ).

### 5.3 疲労の進行に伴う共鳴周波数の変化

「筋の凝り」は疲労を伴う運動に誘発される。そこで、本実験では、筋疲労の進行に伴う共鳴周波数も検討した。共鳴周波数は、運動開始後 30 秒ですでに運動開始直後の値より有意に高く、疲労困憊に至るまで増加し続けた。30%MVC の張力であるにもかかわらず、疲労困憊時の共鳴周波数は疲労のない状態の 60%MVC 程度に相当した。時間の経過とともに mEMG は増加し続けたことから、共鳴周波数は疲労の進行に伴い増加することが明らかとなった。最大下の運動において、mEMG の変化と筋内圧の変化は一致することが知られている [13]。筋内圧は筋固有の圧のみならず代謝的要因により変化する。筋内に代謝産物が蓄積すると、筋内 pH が低下し、浸透圧の増大により筋内の水分量が増加し、筋内圧が上昇することが指摘されている [15]。また、最大下運動時において疲労に伴い運動単位の動員パターンも変化する [11]。したがって、本研究で観察された共鳴周波数の変化は、疲労に誘発される力学的、神経生理学的、代謝的变化を反映した筋硬度を表していると言える。

## 6 まとめ

本研究は、「筋の凝り」を定量評価するために、振動刺激法および筋音図法を用い共鳴周波数を測定した。その結果、運動強度の増大および疲労の進行に伴い共鳴周波数は増大した。共鳴周波数の変化は、筋固有の硬度のみならず、運動単位の動員パターンや直列・並列弾性要素の粘弾性や代謝的要因に影響を受けることが明らかになった。したがって、本研究の手法は、従来の方法では評価することができなかった因子を含んだ筋硬度さらには「筋の凝り」を妥当性のある評価値として出力することが可能であること示している。

## 7 謝辞

本研究は、平成19年度(財)上月スポーツ・教育財団の研究助成を受けて行われた。記して謝意を表します。共鳴周波数の生体への応用に関して、篠原稔氏(ジョージア工科大学准教授)の協力を得た。ここに記して感謝する。本実験に協力していただいた木村哲也氏(京都大学大学院人間・環境学研究科研究員)、筋音図法に関する助言を賜りました森谷敏夫氏(京都大学大学院人間・環境学研究科教授)に感謝します。

## 8 参考文献

1. Ashina M, Bendtsen L, Jensen R, Sakai F, Olesen J. Measurement of muscle hardness: a methodological study. *Cephalalgia* 18:106-111, 1998.
2. Crenshaw AG, Karlsson S, Gerdle B, Fridèn J. Differential responses in intramuscular pressure and EMG fatigue indicators during low- vs. high-level isometric contractions to fatigue. *Acta Physiol Scand* 160: 353-361, 1997.
3. Dobrunz LE, Pelletier DG, McMahon TA. Muscle stiffness measured under conditions simulating natural sound production. *Biophys J*. 58: 557-565, 1990.
4. Franke EF. Mechanical impedance measurements of the human body surface. Tech Rep 6469, 1951.
5. Fukunaga T, Kawakami Y, Kuno S, Funato K, Fukashiro S. Muscle architecture and function in humans. *J Biomech* 30: 457-463, 1997.
6. Kimura T, Hamada T, Watanabe T, Maeda A, Oya T, Moritani T. Mechanomyographic responses in human biceps brachii and soleus during sustained isometric contraction. *Eur J Appl Physiol* 92: 533-539, 2004.
7. Kouzaki M, Fukunaga T. Frequency features of mechanomyographic signals of human soleus muscle during quiet standing. *J Neurosci Methods* 173: 241-248, 2008.
8. Kouzaki M, Masani K, Akima, H, Shirasawa H, Fukuoka H, Kanehisa H, Fukunaga T. Effects of 20-day bed rest with and without strength training on postural sway during quiet standing. *Acta Physiol* 189: 279-292, 2007.
9. Kouzaki M, Shinohara M, Fukunaga T. Non-uniform mechanical activity of quadriceps muscle during fatigue by repeated maximal voluntary contraction in humans. *Eur J Appl Physiol* 80: 9-15, 1999.
10. Kouzaki M, Shinohara M, Masani K, Fukunaga T. Force fluctuations are modulated by alternate muscle activity of knee extensor synergists during low-level sustained contraction. *J Appl Physiol* 97: 2121-2131, 2004.

11. Moritani T, Muro M, Nagata A. Intramuscular and surface electromyogram changes during muscle fatigue. *J Appl Physiol* 60: 1179-1185, 1986.
12. 尾股定夫. 軟物体上における圧電型バイブロメータの振動性状と接触コンプライアンス特性. *医用電子と生体工学* 28: 32-40, 1988.
13. Sadamoto T, Bonde-Petersen F, Suzuki Y. Skeletal muscle tension, flow, pressure, and EMG during sustained isometric contractions in humans. *Eur J Appl Physiol* 51: 395-408, 1983
14. Shinohara M, Kouzaki M, Yoshihisa T, Fukunaga T. Mechanomyogram from the different heads of the quadriceps muscle during incremental knee extension. *Eur J Appl Physiol* 78: 289-295, 1998.
15. Sjøgaard G, Adams RP, Saltin B. Water and ion shifts in skeletal muscle of humans with intense dynamic knee extension. *Am J Physiol* 248: R190-196, 1985.
16. Watakabe M, Mita K, Akataki K, Itoh Y. Mechanical behaviour of condenser microphone in mechanomyography. *Med Biol Eng Comput* 39: 195-201, 2001.