

筋電図及び筋音図からみた上腕屈筋群及び大腿四頭筋群における漸増的筋力発揮

Muscle Activation Patterns of Electromyogram and Mechanomyogram, during Maximal Voluntary Contraction in Elbow Flexor and Knee Extensor Muscles

長谷川雅志 (古河市立古河第二中学校)

平塚 和也 (国士舘大学 体育学部)

田中 重陽 (流通経済大学)

手島 貴範 (国士舘大学大学院 スポーツ・システム研究科)

角田 直也 (国士舘大学大学院 スポーツ・システム研究科)

抄録

本研究では、漸増的筋力発揮中における上腕屈筋群及び大腿四頭筋群の活動動態について筋電図及び筋音図から検討することを目的とした。

被検者は男子24名とし、肘屈曲筋力及び膝伸展筋力を測定した。筋力発揮中の上腕二頭筋、内側広筋、外側広筋及び大腿直筋の活動動態は、筋電図及び筋音図を用いて測定した。被検者には漸増的力発揮を行わせ、随意最大筋力(MVC)に対して0～25%MVC、25～50%MVC、50～75%MVC、75～100%MVCの4段階で評価した。筋電図及び筋音図における単位時間当たりの積分値(iEMG, iMMG)を算出し、MVCに対する各段階の筋活動量の割合及びiMMG/iEMG比を算出した。

その結果、運動強度に伴う活動量の変化は、筋電図と筋音図で異なることが明らかとなった。iMMG/iEMG比は0～25%MVCが他の運動強度よりも有意に高い値を示し、さらに、下肢の筋群よりも上肢が低い値を示す傾向がみられた。

1. 緒言

ヒトが身体運動を行うためには骨格筋の収縮が必要不可欠である。骨格筋は随意筋であるため、脳からの指令を受けて収縮し、多数の筋線維の収縮によって生じた張力は腱で集約され、身体運動を遂行する駆動力となる。筋線維が運動神経からの刺激を受け収縮する際に生じる筋活動電位を記録するために、筋電図(Electromyogram: EMG)が用いられている。筋電図は、脳からの収縮命令

に対応する筋の電気的活動を反映することから、これまで筋機能的特性を評価する手法として数多くの研究がなされている(倪琰ほか, 2005)。

一方、筋が収縮する際、筋線維が長軸方向に短縮し、側方へ拡大変形することで発生する圧波(微細振動)をマイクロフォンや加速度計などを使用して導出することが可能な筋音図(Mechanomyogram: MMG)が存在する。筋音図は、筋電図とは異なり、筋の機械的な振動を記録するため、筋の活動動態を力学的観点から評価することが可能である(Orizio, 1993)。筋の発揮張力と脳からの命令量からなる興奮収縮連関の指標として力と筋電図の比が多くの先行研究において用いられてきた(加藤ほか, 1988; Orizio et al., 1989)ものの、関節を介して発揮される力は主動筋のみならず協働筋や拮抗筋の影響を受けることから正確な評価が難しいとされてきた。しかしながら、筋音図は各筋における機械的活動を簡便に評価することが可能であるという(Akataki et al., 1966; Barry et al., 1990)。従って、筋の収縮に伴う筋出力課題において、筋音図は力学的な評価のみならず、各筋の機能的な評価が可能であると考えられる。

日常の身体運動やスポーツによる動作は、常に最大努力下で行われているわけではなく、その目的に合わせた適切な運動強度による筋力発揮が必要となる。このため、最大及び最大下の運動強度を設定した場合における筋の活動動態を筋電図及び筋音図から検討した報告が存在する(甲斐ほか, 2011)。膝関節伸展における最大随意収縮(MVC)を基準とした%MVCの張力を一定時間継続させた際の大腿直筋、外側広筋、内側広筋の筋電図および筋音図について検討した宮崎ほか(2002)によれば、各運

Masashi HASEGAWA (Koga Second junior high school)

Kazuya HIRATSUKA (Kokushikan University, Faculty of Physical Education)

Shigeharu TANAKA (Ryutsu Keizai University)

Takanori TESHIMA (Kokushikan University, Graduate School of Sport System)

Naoya TSUNODA (Kokushikan University, Graduate School of Sport System)

受付日: 2013/10/29 受理日: 2014/5/1

動強度において筋電図と筋音図ともに大腿直筋が内側広筋、外側広筋よりもそれぞれの中央周波数が高い傾向を示したことから、この要因として各筋における筋線維組成から大腿直筋におけるタイプⅡ（速筋線維）の割合によるものと結論づけている。しかしながら、この報告では、低強度（20%及び40%MVC）においては、各筋の筋音図によって得られた中央周波数に各筋で違いは認められていない。従って、運動強度によっては、筋の力学的な活動動態に違いが認められる可能性が考えられる。一方で、発揮張力増加に伴う筋音図積分値（iMMG）についての報告によると、大腿四頭筋では直線的な増加を示す（Stoke and Dalton, 1991）ものの、高強度の随意収縮においては、上腕二頭筋（Akataki, 1999; Orizio et al., 1990）においてiMMGの減少が認められるという。このように筋力発揮中のiMMGには被験筋による差異が存在する可能性が考えられる。

一定の力発揮を保持する持続的筋力発揮について、筋音図を用いた報告（Beck et al., 2010; 伊東ほか, 1997）は多くなされてきた。一方で、目標値まで徐々に力発揮をする漸増的筋力発揮については、Akataki, et al. (2001)による報告が存在する。この報告では力発揮に伴う筋音図の変化について、最初の緩やかな増加域は遅筋線維による力発揮、急峻な変化の開始は速筋線維の動員、減少域は全ての筋線維が活動し、その発射頻度の増大による力発揮を反映することを報告している。しかしながら、この報告は力発揮に伴う筋音図について周波数解析を行い、平均周波数を算出しているものの、筋電図を同時取得し、力学的な現象のみならず生理学的な現象と共に評価するには至っていない。そこで本研究では、漸増的筋力発揮中における上腕屈筋群及び大腿四頭筋群の活動動態について筋電図及び筋音図から検討することを目的とした。

II. 研究方法

1. 被検者

被検者は、健康な男子大学生及び大学院生24名とした。全被検者には、研究目的及び方法について十分に説明し、任意による参加の同意を得た。また、本研究は、国土館大学大学院スポーツ・システム研究科研究倫理評価委員会の承認を受けて実施した。

2. 形態計測

形態計測は、身長、体重及び除脂肪体重（Fat Free Mass：FFM）、を測定した。身長は身長計を用いて計測し、体重及びFFMはマルチ周波数体組成計（TANITA Body Composition Analyzer MC-190, TANITA社製）を用いて測定した（表1）。

表1. 被検者の身体的特徴

| n | Age (yrs) | Height (cm) | Weight (kg) | FFM (kg) |
|----|--------------|----------------|----------------|-------------|
| 24 | 22.7±1.3 | 175.3±5.7 | 73.4±11.5 | 60.9±6.5 |

FFM: Fat Free Mass Means±S.D

3. 筋力の測定

等尺性による肘関節屈曲筋力（Elbow Flexion：EF）及び膝関節伸展筋力（Knee Extension：KE）の測定は、総合筋力測定装置 Biodex System III（Biodex社製）を用いて実施した。測定姿勢は座位姿勢とした。

肘関節屈曲筋力の測定の際には、被検者の上体及び腹部を専用のベルトを用いて固定した。また、肘関節のアタッチメントへの固定は、被検者の肘関節の中央をダイナモメータの回転軸に合わせ、関節中心の上下への動きを抑えるために専用の肘当てを取り付け固定した。肘関節角度は、完全伸展位を0度とし、肘関節角度45度において重力補正を行った後、測定角度を80度に設定した。この時、前腕は回外させた状態で測定を実施した。

膝関節伸展筋力の測定は、被検者の上体及び腹部を専用のベルトで固定し、膝関節の中央をダイナモメータの回転軸に合わせ、専用のアタッチメントで被検者の足首を固定した。膝関節角度は、完全伸展位を0度とし、膝関節角度30度にて重力補正を行った後、測定角度を80度に設定し測定した。

随意最大筋力（Maximum Voluntary Contraction：MVC）の測定を実施した。トルク発揮はランプ状の力発揮とし、被検者には、測定開始から徐々に力を入れ、4秒で最大努力に達するように指示した。3回の試行を実施して、得られたトルク値のうち最も高い値を個人値として採用した。それぞれの測定間には十分な休憩を取らせた。

4. 筋の放電量及び圧波量の測定

肘関節屈曲筋力及び膝関節伸展筋力発揮中における筋電図の測定は、無線型筋電計（日本光電社製）を用い、筋音図の測定は加速度計（MEDi SENS社製）を用いて実施した。この時、筋電計・加速度計とBiodexを同期することによりデータを取得（筋電図：High pass filter = 500Hz, Low pass filter 15Hz）した。測定におけるサンプリング周波数は全て1000Hzに統一した。筋電図の計測に用いた電極は、無線式電極（電極間距離：7mm、電極部の大きさ：縦10mm×横1.9mm、電極の大きさ：幅25×高さ34.5×奥行12mm）であった。また、筋音図の計測は、専用の加速度計（大きさ：幅9×高さ9×奥行

5mm)を用いて実施した。

被験筋は、上肢では上腕二頭筋長頭 (Biceps Brachii : BB), 下肢では内側広筋 (Vastus Medialis : VM), 外側広筋 (Vastus Lateral : VL) 及び大腿直筋 (Rectus Femoris : RF) の計4筋とした。筋電図の電極及び筋音図の加速度計の張付位置は、各筋の筋腹中央部とした。なお、全ての試技が終了するまで筋電計及び加速度計をはずさないよう配慮した。

計測したデータの分析区間は、トルクの最大到達地点までの漸増的筋力発揮中とした。力発揮を開始してから最大値到達までを4段階に分類し、これらの分析区間のうち、トルクの最大到達地点を100%として、トルクに基づいて0%以上25%未満を25%, 25%以上50%未満を50%, 50%以上75%未満を75%, 75%以上100%以下を100%として分類し、分析の対象とした(図1)。

なお、放電量及び圧波量は、全波整流処理を行った後、単位時間あたりの積分値 (iEMG 及び iMMG) として算出した。また、各筋の iEMG 及び iMMG は MVC の値を100%として各運動強度の相対値を求め、%iEMG 及び %iMMG で表した。さらに、各筋の iEMG に対する iMMG の比 (iMMG/iEMG) について運動強度毎に算出した。

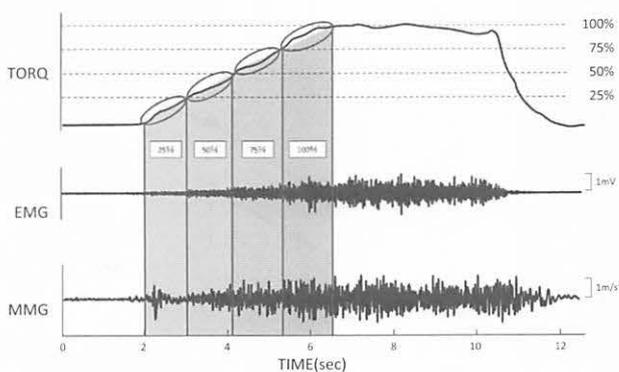


図1. 筋力発揮及び分析区間のイメージ図

5. 統計処理

本研究における測定値は平均値±標準偏差で示した。また、iMMG/iEMG比については平均値±標準誤差で示した。放電量及び圧波量における有意差の検定は、一元配置分散分析法を用いた。MVCに対する各運動強度における放電量及び圧波量の相対値の差の検定には、二元配置分散分析を用いた。有意な効果が認められた場合には、Bonferroni/Dunn法による多重比較検定を行った。いずれも有意水準は5%未満とした。

III. 研究結果

1. 上腕屈筋群における漸増的筋力発揮中の放電量及び圧波量の比較

図2は、上腕二頭筋における iEMG 及び iMMG を示したものである。分散分析の結果、運動強度の効果は有意であった ($F(3,92) = 40.785, p < .0001$)。放電量及び圧波量は共に、100%MVCの値が、25%, 50%, 75%MVC に対して有意に高い値を示した。

図3は、上腕二頭筋の100%MVCを基準とした際の各運動強度における放電量及び圧波量の変化について示したものである。分散分析の結果、運動強度の効果は有意であった ($F(7,184) = 70.625, p < .0001$)。運動強度の増加に伴って、放電量は増加する傾向にあった。一方、圧波量においても運動強度の増加に伴って iMMG 値が増加する傾向にあったものの、放電量と異なり、25%MVCで高い値を示した。また、25%, 50%, 75%MVCにおいて iMMG の変化率は iEMG のそれに対して有意に高い値を示した。

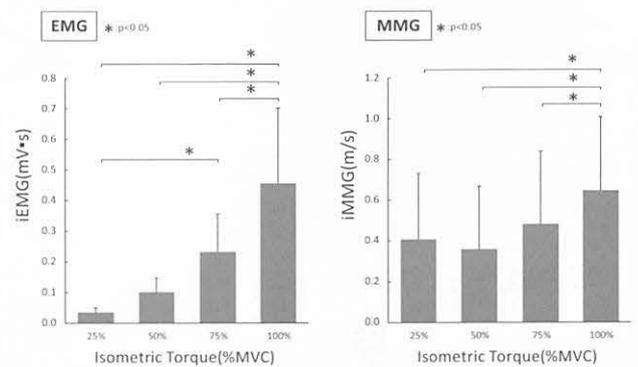


図2. 上腕二頭筋における漸増的筋力発揮中の放電量及び圧波量の比較

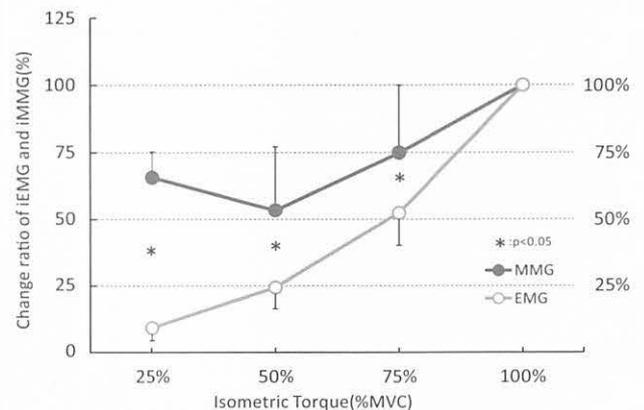


図3. 上腕二頭筋における放電量及び圧波量の変化様相

2. 大腿四頭筋群における漸増的筋力発揮中の放電量及び圧波量の比較

図4は、内側広筋におけるiEMG及びiMMGを示したものである。分散分析の結果、運動強度の効果は有意であった ($F(3,92) = 45.832, p < .0001$)。同様に図5は、外側広筋、図6は、大腿直筋を示したものである。分散分析の結果、運動強度の効果はそれぞれ有意であった(外側広筋： $F(3,92) = 35.119, p < .0001$ 、大腿直筋： $F(3,92) = 63.514, p < .0001$)。内側広筋及び外側広筋における放

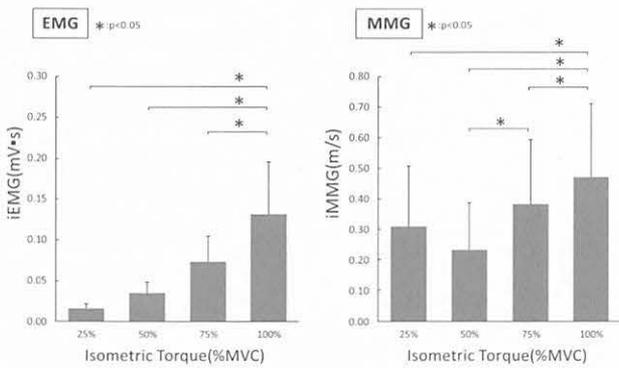


図4. 内側広筋における漸増的筋力発揮中の放電量及び圧波量の比較

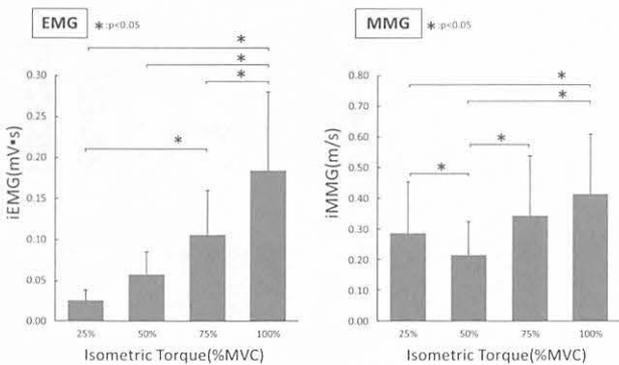


図5. 外側広筋における漸増的筋力発揮中の放電量及び圧波量の比較

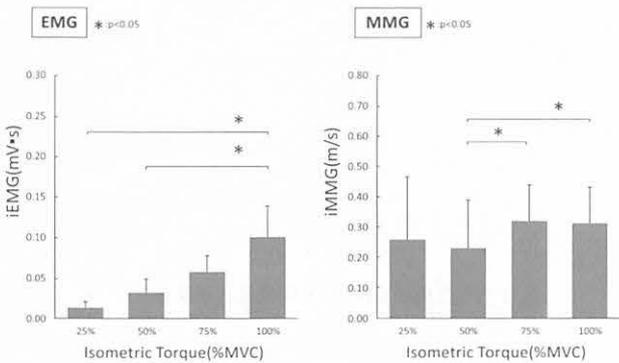


図6. 大腿直筋における漸増的筋力発揮中の放電量及び圧波量の比較

電量では100%MVCの値が25%、50%、75%MVCの値に対して有意に高い値を示し、大腿直筋では100%MVCの値が25%、50%MVCの値に対して有意に高い値を示した。また、内側広筋における圧波量においては、100%MVCの値が25%、50%、75%MVCの値に対して、外側広筋では、100%MVCの値が25%、50%の値に対して、大腿直筋では100%MVCの値が50%MVCの値に対してそれぞれ有意に高い値を示した。

図7、8、9は、それぞれ内側広筋、外側広筋及び大腿

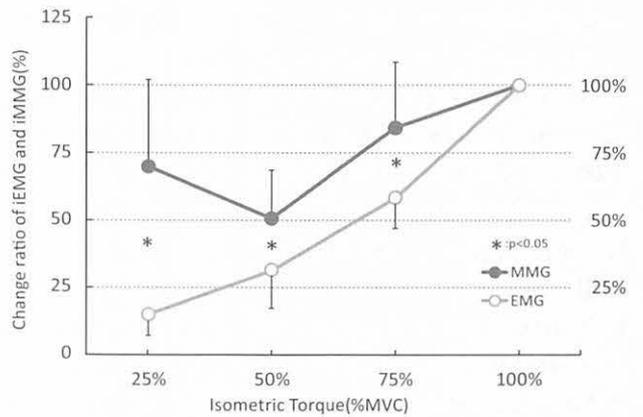


図7. 内側広筋における放電量及び圧波量の変化様相

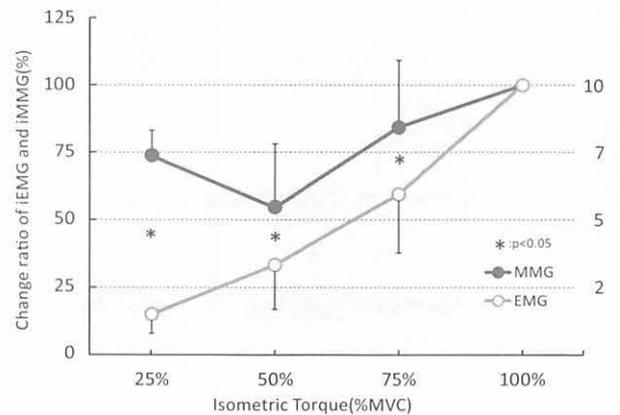


図8. 外側広筋における放電量及び圧波量の変化様相

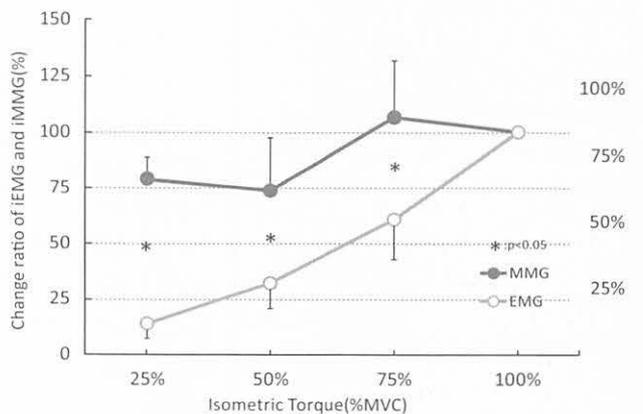


図9. 大腿直筋における放電量及び圧波量の変化様相

直筋の100%MVCを基準とした際の各運動強度における放電量及び圧波量の変化について示したものである。分散分析の結果、運動強度の効果はそれぞれ有意であった(内側広筋: $F(7,184) = 79.776, p < .0001$, 外側広筋: $F(7,184) = 57.530, p < .0001$, 大腿直筋: $F(7,184) = 38.192, p < .0001$)。上腕二頭筋同様、全ての筋において運動強度の増加に伴って、放電量は増加する傾向にあった。一方、圧波量においても、内側広筋と外側広筋においてほぼ同様の変化となり、上肢と同じく25%MVCで大きい値を示した。一方、大腿直筋においては、75%MVCの値が100%MVCよりも高い値を示した。なお、大腿部の筋でも、上腕二頭筋と同様に25%, 50%, 75%MVCにおけるiMMGの変化率は、iEMGのそれに対して有意に高い値を示した。

3. 漸増的筋力発揮中のiMMG/iEMG比

表2は、漸増的筋力発揮中における各筋のiMMG/iEMG比を運動強度別に示したものである。分散分析の結果、運動強度の効果は有意であった($F(15,368) = 10.149, p < .0001$)。iMMG/iEMG比は、全ての筋において25%MVCの値が50%, 75%, 100%MVCの値に対して有意に高い値を示し、大腿直筋では50%MVCの値においても100%MVCの値に対して有意に高い値を示した。次にiMMG/iEMG比を全ての筋で比較したところ、25%MVCの値において、内側広筋及び大腿直筋が、上腕二頭筋及び外側広筋に対して有意に高い値を示した。また、50%MVCにおいて、大腿直筋が、上腕二頭筋に対し有意に高い値を示した。漸増的筋力発揮中のiMMG/iEMG比は上腕屈筋群に比べ、大腿四頭筋群で比較的高い値を示す傾向にあった。

IV. 論議

本研究では、最大随意収縮(MVC)に至るまでの過程

における筋力発揮に伴う筋の活動動態を筋電図及び筋音図から検討した。このMVCに至るまでの過程において、筋電図の放電量は力の増大に伴って増加したものの、筋音図の圧波量は25%MVCが50%MVCよりも各筋において高い値を示し、50%MVC以降では運動強度の増大に伴う圧波量の増大が認められた。従って、MVCに至るまでの筋の活動動態は、筋電図と筋音図で必ずしも一致しないことが明らかとなった。一般に、MMGの振幅は、筋の収縮に参加する運動単位数を反映し、筋線維組成の観点からみた場合には遅筋線維よりも速筋線維の活動で振幅がより大きくなると言われている(Akataki et al., 2001)。本研究は、上述した先行研究とは分析手法が異なる。Akataki et al., (2001)の報告では、漸増的な力発揮中の筋音図についてフーリエ解析をした後に平均周波数を算出している。多くの先行研究においては、この平均周波数が筋線維の発射頻度の上昇に伴って増加することから、漸増的な力発揮における初期のMMG振幅を速筋線維の活動によるものと結論付けている。しかしながら、本研究では漸増的な力発揮に伴う筋の活動動態を筋音図と筋電図から同時に検討するために、筋音図及び筋電図を積分値として処理することで興奮収縮連関の尺度となる筋音図と筋電図の比(iMMG/iEMG比)を算出した。さらに、漸増的な力発揮における低強度時(25%MVC)のMMG振幅の増大という現象について考えた場合、筋線維組成の影響よりもむしろこの振幅は、力を発揮するために筋腹が膨隆したことによる圧波である可能性が考えられる。従って、この現象の詳細について検討するには、周波数解析の解析方法(Akataki et al., 2001)及び被験筋の長さの影響を及ぼす関節角度(平松ほか, 2004)等についての更なる検討を行う必要があるものと考えられた。

筋音図は、筋電図とは異なり筋の機械的な微細振動を記録するため、筋の活動動態を力学的観点から評価することが可能である(Orizio, 1993)。筋の発揮張力と脳からの命令量からなる興奮収縮連関の指標として力と筋電図

表2. 各筋における漸増的筋力発揮中のiMMG/iEMG比

| %MVC | iMMG / iEMG | | | |
|------|-------------------------|-------------------------|------------|------------|
| | BB | VL | RF | VM |
| 25% | 13.3 ± 2.6 [#] | 15.8 ± 2.8 [‡] | 23.6 ± 5.0 | 22.4 ± 4.2 |
| 50% | 4.0 ± 0.6 [#] | 5.5 ± 1.1 | 8.6 ± 1.8 | 7.9 ± 1.6 |
| 75% | 2.8 ± 0.5 | 5.1 ± 1.3 | 6.3 ± 0.7 | 6.5 ± 1.2 |
| 100% | 2.1 ± 0.5 | 3.6 ± 0.9 | 3.8 ± 0.6 | 5.0 ± 1.2 |

*:%MVC difference, #:BB-RF, ‡:BB-VM, †:VL-RF, ‡:VL-VM.
Significant difference($p < 0.05$)

Means ± S.E.

の比が通常用いられてきたものの、関節を介して発揮される力は主動筋のみならず協働筋や拮抗筋の影響を受けることから正確な評価が難しいとされてきた。これは、発揮された外力が単一の筋によってではなく複数の筋による収縮による総合的な力として発揮されていることに起因していると考えられる。一方、筋音図と筋電図の比を算出することで同一筋内における筋の生理学的及び力学的動態について詳しく知ることが出来るという(Akataki et al., 1996)。この筋音図と筋電図の比について三田(2004)は、筋の興奮収縮連関の機能を表す尺度であると述べている。このため本研究では、漸増的筋力発揮時におけるiMMGとiEMGの比を各運動強度において算出した。その結果、漸増的筋力発揮課題、即ち運動強度を徐々に高めて行くような力発揮においては、初動である25%MVCはその後の収縮レベルよりもiMMGとiEMGの比が有意に高い値を示した。このことは、前述したように、力を発揮するために筋腹が膨隆したことによる圧波の影響を受けたことによるものと推察された。

一方、本研究において算出したiMMG/iEMGの比について上腕屈筋群(上腕二頭筋)と大腿四頭筋群(外側広筋、大腿直筋及び内側広筋)で比較したところ、大腿直筋及び内側広筋のiMMG/iEMGの比は上腕二頭筋よりも有意に高い値を示した。即ち、運動強度の増大に伴う筋音図の圧波量の変化は、上腕屈筋群と大腿四頭筋群で異なる可能性があるということである。さらに、大腿四頭筋におけるiMMG/iEMGの比においては、外側広筋と内側広筋、外側広筋と大腿直筋の間に25%MVCで有意な差異が認められた。このことは、膝伸展動作に関わる共働筋間で圧波量の変化が異なる可能性が考えられた。本研究においてこの要因について推察した場合、上腕屈筋群と大腿四頭筋群の筋では、筋の形状・大きさや神経支配比が異なることも一つの要因ではないかと考えられた。しかしながら、この要因については、本研究の結果からは明らかにすることが出来ないため今後の検討が必要であろうことが考えられた。

V. 総括

本研究では、上腕屈筋群と大腿四頭筋群を対象とした漸増的筋力発揮中における筋の活動動態を明らかにすることを目的とした。その結果、以下のことが明らかになった。

1. MVCに至るまでの筋電図と筋音図からみた両者の活動動態は必ずしも一致せず、特に低強度において圧波量が高値を示した要因として力発揮に伴う筋腹の膨隆による圧波量の増大が推察された。

2. 筋力発揮開始の初期段階においてその後の収縮レベルよりもiMMG/iEMG比が有意に高い値を示し、筋の力学的な活動が生理学的な活動を上回る可能性が示唆された。
3. iMMG/iEMG比は上腕屈筋群に比べ大腿四頭筋群下肢筋群で高い傾向が認められた。

以上のことから漸増的筋力発揮中における筋電図及び筋音図からみた筋の活動動態は、上腕屈筋群と大腿四頭筋群で異なる可能性が示唆された。

VI. 参考文献

- 1) Akataki, K., Mita, K., Ito, K., Suzuki, N., Watanabe, M.: Acoustic and electrical activities during voluntary isometric contraction of biceps brachii muscles in patients with spastic cerebral palsy, *Muscle Nerve*: 19, 1252-1257, 1996.
- 2) Akataki, K., Mita, K., Ito, Y. : Relationship between mechanomyogram and force during voluntary contractions reinvestigated using spectral decomposition, *Eur J Appl Physiol*: 80, 173-179, 1999.
- 3) Akataki, K., Mita, K., Watakabe, M. and Itoh, K.: Mechanomyogram and force relationship during voluntary isometric ramp contractions of the biceps brachii muscle. *Eur J Appl Physiol*: 84, 19-25, 2001.
- 4) Barry, D. T., Gordon, K. E. and Hinton, G. G.: Acoustic and surface EMG diagnosis of pediatric muscle disease, *Muscle Nerve*: 13, 286-290, 1990.
- 5) Beck, W. T., Defreitas, M. J., Stock, S. M. and Dillon, A. M.: An examination of mechanomyographic signal stationarity during concentric isokinetic, eccentric isokinetic and isometric muscle actions. *Physiol Meas*: 31, 339-361, 2010.
- 6) 平松誠治, 加藤厚生, 三田勝巳, 渡壁誠, 伊藤晋彦, 赤滝久美: 関節角度にともなう筋電図, 筋音図の変化, 愛知工業大学総合技術研究所研究報告: 6(6), 33-38, 2004.
- 7) 伊東保志, 赤滝久美, 三田勝巳: 筋音図を用いた疲労に至る筋活動様式の分析, 鈴鹿医療科学技術大学紀要: 4, 19-26, 1997.
- 8) 甲斐義浩, 村田伸, 古後晴基, 池田望, 大田尾浩, 山田道廣: 筋音図を用いた大腿四頭筋の筋機能評価-筋電図と筋音図の比較-, *ヘルスプロモーション理学療法学研究*: 1(1), 61-65, 2011.
- 9) 加藤浩, 藤野英次郎, 上島隆秀, 城石晴子, 時枝美貴, 高杉紳一郎, 林和生: 随意収縮強度別(%MVC)による表面筋電図周波数特性, *理学療法学*: 25(7), 425-431, 1998.
- 10) 三田勝巳: 筋音図法による神経筋疾患の新しい診断・評

- 価. リハビリテーション医学: 41, 628-636, 2004.
- 11) 宮崎純弥, 小野武也, 三和真人, 鈴木克彦, 吉野直美, 百瀬公人, 伊橋光二, 佐藤元彦, 市江雅芳: 筋音図と筋電図の周波数解析の検討. 山形保健医療研究: 5, 57-62, 2002.
 - 12) 倪臻, 高橋真, 山下剛正, 梁楠, 矢作晋, 笠井達哉: 漸増的筋力発揮と持続的筋力発揮の中樞性制御機構 - 磁気刺激法 (TMS) による解析 -. 日本運動生理学雑誌: 12 (2), 51-62, 2005.
 - 13) Orizio, C., Perini, R., Veicsteinas, A.: Musclar sound and force relationship during isometric contraction in man, J. Appl. Physiol: 58, 528, -533, 1989.
 - 14) Orizio C, Perini R, Diemont B, Maranzana Figini M, Veicsteinas A. Spectral analysis of muscular sound during isometric contraction of biceps brachii. J. Appl. Physiol.: 68 (2), 508-512, 1990.
 - 15) Orizio, C.: muscle sound : Base for the introduction of mechanomyographic signal in muscle studies, Crit. Rev. Biomed. Eng: 21, 201-243, 1993.
 - 16) 齋藤健治, 細谷聡, 増田正, 岡田守彦: 急激な等尺性肘屈曲力発揮時の上腕二頭筋表面筋電図の特徴. 人間工学: 47 (5), 183-189, 2011.
 - 17) Stokes, M. J., Dalton, P. A., Acoustic myographic activity increases linearly up to maximal voluntary isometric force in the human quadriceps muscle. J. Neurol. Sci.; 101 (2), 163-167, 1991.
 - 18) 田島達也, 栢森良二: 筋電図のための解剖ガイドー四肢一. 西村書店, 1985.

連絡責任者

住所: 〒 306-0046 茨城県古河市牧野地 387-2

氏名: 長谷川 雅志

E-mail: mss4hasegawa@gmail.com