

wavelet 表面筋電図周波数解析を用いた 歩行時の質的筋活動分析

吉備国際大学 加藤 浩

Qualitative Evaluation of Leg Muscles during Walking by Wavelet EMG Frequency Analysis

by

Hiroshi Katoh

*Department of physical therapy, School of health science,
Kibi International University*

ABSTRACT

A study was conducted to analyze leg muscle activity during walking using integration analysis and wavelet frequency analysis of the surface electromyogram, and to investigate the features of each muscle. The subjects were 20 healthy women. Electromyographic activities of the gluteus maximus (GMax), gluteus medius (GMed), tensor fasciae latae (TFL), vastus lateralis (VL), tibialis anterior (TA), and medial gastrocnemius (GC) muscles were measured.

It was found that the peak %IEMG of the GMax, GMed, TFL, VL, and TA occurred between the moment of initial contact during the walking cycle and the loading response. Comparison of the zones of %power of each muscle at this time showed that HFB of the TFL, LFB of the Gmed and TA, and MFB of the GMax were predominant, whereas the VL showed no definitive feature. In the terminal stance of the walking cycle, the peak %IEMG was evident in the GC, and LFB was a predominant feature of %power at this time. These results suggest that the leg muscles examined show differences in both qualitative (%IEMG) and quantitative (%power) features during the walking cycle.

要 旨

本研究の目的は、表面筋電図を用いて、歩行時における下肢筋群の筋活動を積分筋電図解析（量的評価）と wavelet 周波数解析（質的評価）から分析し、各筋群の特徴を見出すことである。対象は健常女性 20 例であった。被検筋は大殿筋、中殿筋、大腿筋膜張筋、外側広筋、前脛骨筋、そして内側腓腹筋とした。結果、まず歩行周期の初期接地から荷重応答期にかけて、大殿筋、中殿筋、大腿筋膜張筋、外側広筋、前脛骨筋が %IEMG のピークを示した。この時の各筋の % パワーの帯域間の特徴として、大腿筋膜張筋は HFB、中殿筋、前脛骨筋は LFB、大殿筋は MFB が優位であった。外側広筋に関しては、特に % パワーの帯域間の特徴は認めなかった。また大殿筋に関しては、MFB、HFB と比較して、LFB の % パワーのピークに時間的遅延が認められた。次に歩行周期の立脚終期にかけて、腓腹筋が %IEMG のピークを示した。この時の % パワーの特徴は、LFB が優位であった。以上のことから、歩行時における各筋の筋活動は総仕事量という量的側面 (%IEMG) に加え、それぞれ固有の運動単位の調節機能という質的側面 (% パワー) の違いを有しており、歩行時の質的筋活動評価の重要性が示された。

はじめに

近年国内における高齢者の転倒、骨折は寝たきり原因の約 12% (平成 10 年度国民生活基礎調査) といわれており、転倒予防に対する様々な取り組みが重要視されている。その取り組みの一つとして重錘負荷等による下肢筋力増強訓練がしばしば行われている。しかし、従来の筋力増強訓練を指導し一定の筋力の向上が得られても、必ずしもバランスや歩行の安定性といった実際の歩行動作における能力向上が認められない場合が少なくない。

デサントスポーツ科学 Vol. 27

このことは単純に「筋力増強」=「有効に活用しうる筋力の向上（歩行能力の向上）」にはならないことを意味している。そこで今、必要なものは量的な筋力の向上に加え、別の動的な、すなわち日常生活動作にそくした動きの中での質的筋活動能力の向上であり、その評価法の確立である。しかし現状では動的な質的筋活動能力を客観的に評価する方法がない。そこで近年、われわれは世界に先駆けて wavelet 変換とよばれる最新の工学技術を表面筋電図 (EMG) 周波数解析に応用し、日常生活動作に直結した歩行時の動的質的筋活動評価法の開発を行った¹⁻³⁾。本研究の目的は wavelet 変換を用いた EMG 周波数解析により、歩行動作で重要とされる主要下肢筋群の質的筋活動を詳細に分析することである。

1. 対象および方法

1. 1 対 象

対象は健常女性 20 例 (平均年齢: 53.2 ± 5.1 歳, 平均身長: 155.0 ± 3.9 cm, 平均体重: 53.2 ± 3.7 kg) であった。

1. 2 方 法

被検者には本研究の目的を十分説明し、EMG 計測に関する十分な理解と協力の意思を確認して行った。

1. 2. 1 被 検 筋

被検筋は左下肢の大殿筋上部線維 (以下 GMax), 中殿筋 (以下 GMed), 大腿筋膜張筋 (以下 TFL), 外側広筋 (以下 VL), 内側腓腹筋 (以下 GC), そして前脛骨筋 (以下 TA) の 6 筋とした。電極は銀・塩化銀型 disposable 電極 Blue Sensor P-00-S (Medicotest 社製) を使用し、十分な前処理後、GMax (腸骨翼後部と大転子を結んだ線上の midpoint を中心), GMed (腸骨稜と大転子を結んだ線上の midpoint を中心), TFL (上前腸骨棘と大転子を結んだ線上の midpoint を中心), VL (膝蓋骨上縁外側か

ら10cm近位部), GC (膝窩溝内側から10cm遠位部), そしてTA (脛骨外側上部で膝裂隙から10cm遠位部) に, それぞれ電極間中心距離3cm幅にて筋線維の走行に沿って貼付した。

1. 2. 2 EMG計測システム

各筋の筋活動電位はEMG測定装置Myosystem1200 (Noraxon社製) を用いてサンプリング周波数1kHzでパーソナルコンピュータに取り込んだ。

1. 2. 3 最大等尺性収縮時のEMGの計測

まず被検者を背臥位とし, 股関節0~5度外転位で最大等尺性収縮 (maximum voluntary contraction: 以下MVC) を3秒間持続させた時の前後0.5秒間を除いた2秒間のGMed, TFLの筋電積分値 (integrated EMG: 以下IEMG) を算出した。同様にGC, TAは足関節底背屈0度でそれぞれ計測した。次に被検者を腹臥位とし, 股関節屈曲伸展中間位でGMaxのMVCを計測した。最後に被検者を座位とし, 膝関節65~70度屈曲位でVLのMVCを計測し, 上記と同様の積分処理を行った。さらにMATLAB Ver.5.1 (MathWorks社製) を用いて上記2秒間のEMGデータに対し, 連続wavelet変換 (マザー関数: Gabor) による

時間周波数解析を行い, 周波数パワーを算出した。解析の周波数帯域は12.5~200 Hzとした。次に得られたEMG周波数のパワースペクトルを永田⁴⁾の研究を参考に12.5~60Hz (Low frequency band: 以下LFB), 61~120Hz (Middle frequency band: 以下MFB), 121~200Hz (High frequency band: 以下HFB) の3つの帯域に分類し, 各周波数パワースペクトル帯域の累積パワー (面積) を算出した (図1)。

1. 2. 4 歩行時EMGの計測

歩行分析では踵接地のタイミングを計測するため足底部 (踵部) にフットスイッチセンサー (Noraxon社製) を貼付した。そして, ストップウォッチで歩行スピードを計測しながら, 10m自由歩行を3回行わせ, 歩行時のフットスイッチ信号をBNC拡張ボード (Noraxon社製) 経由によりEMG信号と同期して, Myosystem1200に取り込んだ。そして, 得られたフットスイッチ信号から1歩行周期時間を算出し, 各被検者の歩行周期時間を100%に換算した。そして踵接地時を基準に階級幅10%で1歩行周期時間を分割し, その時のIEMGおよび各周波数パワー帯域の累積パワーを算出した。さらにMVC時のIEMGと各周波数

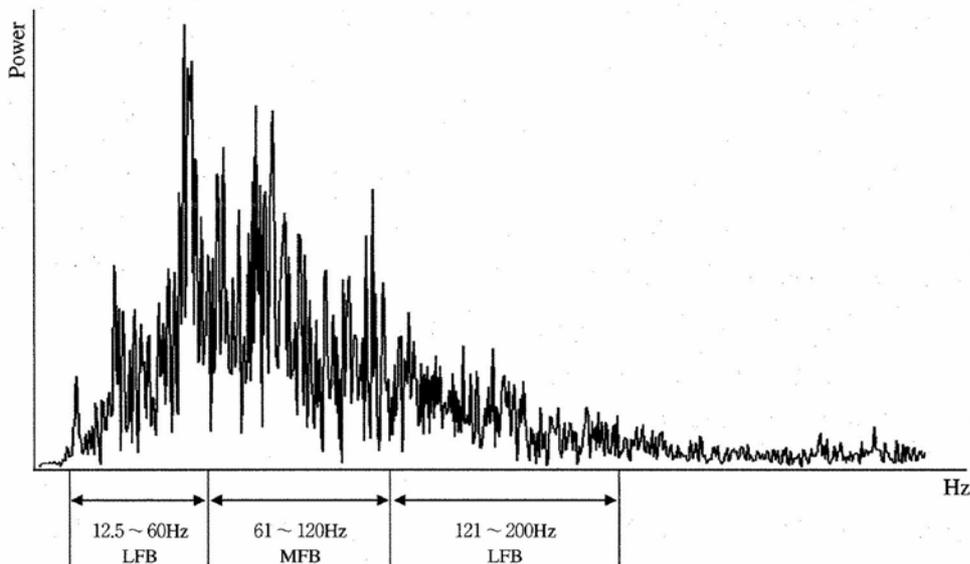


図1 EMG周波数パワー帯域の分類定義

EMGパワースペクトルの12.5~60HzをLFB, 61~120HzをMFB, 121~200HzをHFBと定義し, 各帯域の面積を算出した。

パワー帯域の累積パワーで正規化した (% IEMG, %パワー)。また, 各被検者の歩行時の IEMG および周波数パワーは, 3回の歩行から任意に5ヶ所の歩行周期を抽出し, その加算平均値を代表値とした。10m歩行スピードに関しては, 3回の計測値の平均値を代表値とした。

1. 2. 5 統計処理

統計処理としては, %IEMG, 各周波数帯域 (LFB, MFB, HFB) の%パワーの歩行周期における各階級間の差について多重比較検定 (Tukey 検定) を行った。

2. 結果

2. 1 平均歩行スピード

全症例の平均歩行スピードは $63.3 \pm 4.6\text{m/min}$ であった。

2. 2 IEMG 解析の結果 (図2)

2. 2. 1 GMax

GMaxにおいては歩行周期の91-100%と0-10%の間で有意な %IEMG の増加が認められた ($p<0.01$)。続いて, 11-20%と21-30%の間で有意な %IEMG の減少が認められた ($p<0.01$)。

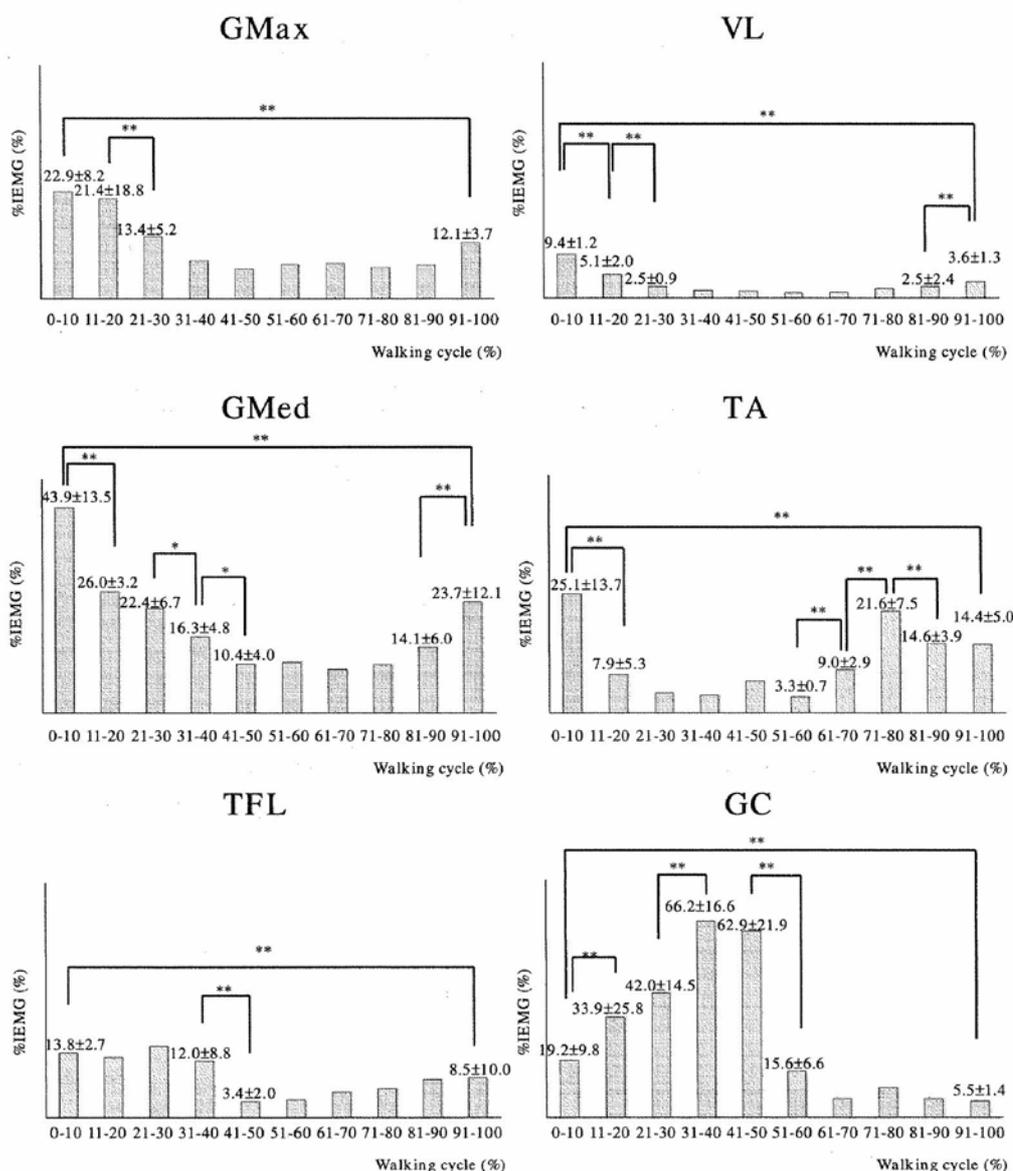


図2 歩行時の %IEMG 変化

縦軸は %IEMG, 横軸は歩行周期 (walking cycle) を示している。*: $p<0.05$, **: $p<0.01$, mean ± S.D.

2. 2. 2 GMed

GMedにおいては歩行周期の81-90%から0-10%まで有意な%IEMG増加が認められた ($p<0.01$). 続いて, 0-10%と11-20%の間で有意な%IEMGの減少が認められた ($p<0.01$). さらに, 21-30%から41-50%まで有意な%IEMGの減少が認められた ($p<0.05$).

2. 2. 3 TFL

TFLにおいては歩行周期の91-100%と0-10%の間で有意な%IEMGの増加が認められた ($p<0.01$). 続いて, 31-40%と41-50%の間で有意な%IEMGの減少が認められた ($p<0.01$).

2. 2. 4 VL

VLにおいては歩行周期の81-90%から0-10%まで有意な%IEMGの増加が認められた ($p<0.01$).

続いて, 0-10%から21-30%まで有意な%IEMGの減少が認められた ($p<0.01$).

2. 2. 5 TA

TAにおいては歩行周期の91-100%と0-10%の間で有意な%IEMG増加が認められた ($p<0.01$). 続いて, 0-10%と11-20%の間で有意な%IEMGの減少が認められた ($p<0.01$). また, 51-60%から71-80%まで有意な%IEMGの増加が認められ ($p<0.01$), その後の71-80%と81-90%の間で有意な%IEMGの減少が認められた ($p<0.01$).

2. 2. 6 GC

GCにおいては歩行周期の91-100%から11-20%まで有意な%IEMG増加が認められた ($p<0.01$). さらに, 21-30%と31-40%の間で有意な%IEMGの増加が認められた ($p<0.01$). 続いて, 41-50%

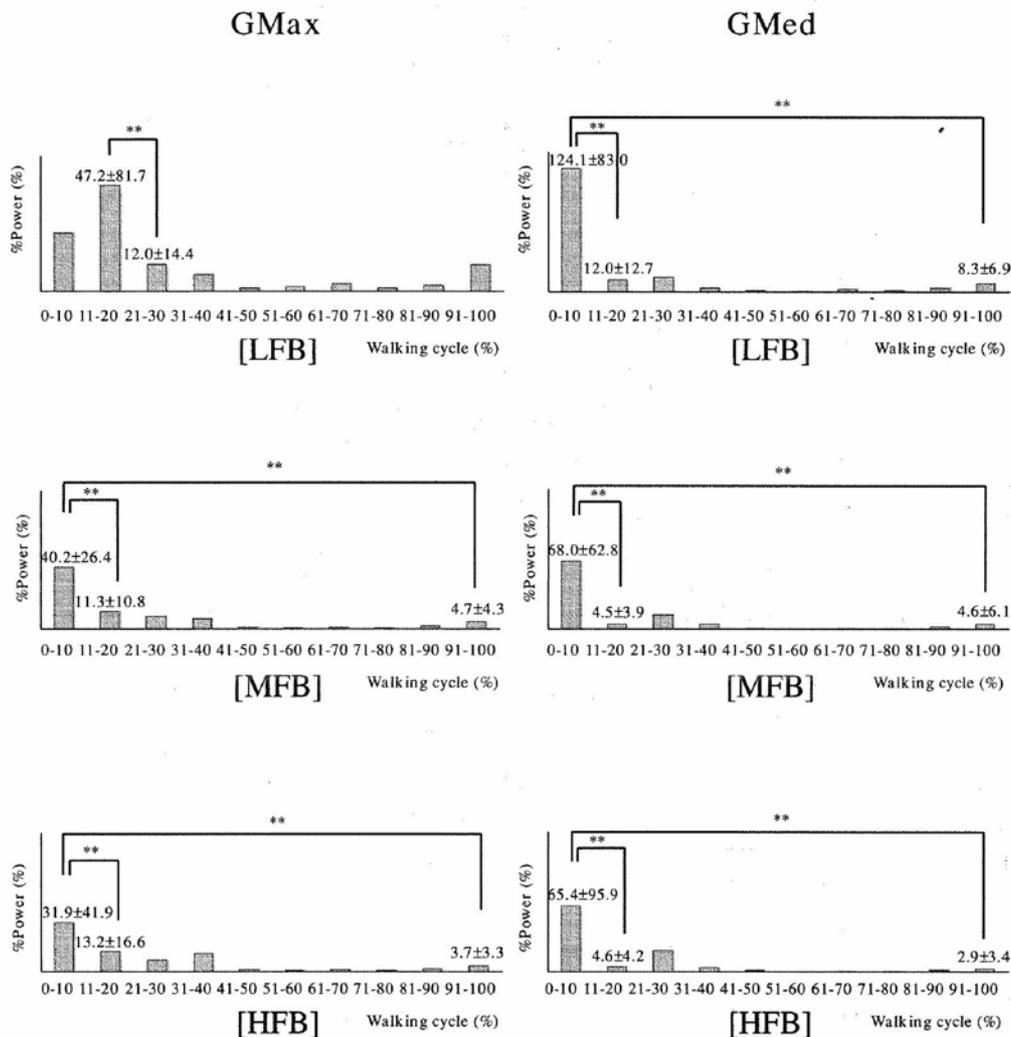


図3 歩行時の%パワー (GMax, GMed) の変化

縦軸は%パワー, 横軸は歩行周期を示している。上段はLFB, 中段はMFB, 下段はHFBの結果を示している。*: $p<0.05$, **: $p<0.01$, mean ± S.D.

と51-60%の間で有意な%IEMGの減少が認められた ($p<0.01$).

2. 3 wavelet周波数解析の結果 (図3-5)

2. 3. 1 GMax

GMaxのLFBにおいては歩行周期の11-20%と21-30%の間で有意に%パワーが増加した ($p<0.01$). また, MFB, HFBにおいてはそれぞれ, 歩行周期の91-100%と0-10%の間で有意に%パワーが増加し, 0-10%と11-20%の間で有意に%パワーが減少した ($p<0.01$).

2. 3. 2 GMed

GMedのLFB, MFB, HFBにおいてはそれぞれ, 歩行周期の91-100%と0-10%の間で有意に%パワーが増加し, 0-10%と11-20%の間で有意

に%パワーが減少した ($p<0.01$).

2. 3. 2 TFL

TFLのLFB, HFBにおいては, 歩行周期の91-100%と0-10%の間で有意に%パワーが増加し, 0-10%と11-20%の間で有意に%パワーが減少した ($p<0.01$). 続いて, 11-20%と21-30%の間で有意に%パワーが増加し ($p<0.01$), 21-30%と31-40%の間で有意に%パワーが減少した ($p<0.05$). MFBにおいては, 11-20%と21-30%の間で有意に%パワーが増加し ($p<0.01$), 21-30%と31-40%の間で有意に%パワーが減少した ($p<0.01$).

2. 3. 4 VL

VLのLFB, HFBにおいては歩行周期の81-90%から0-10%まで有意に%パワーが増加した

TFL

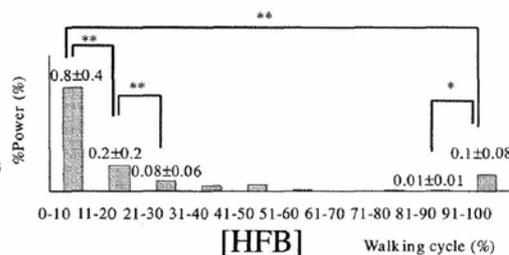
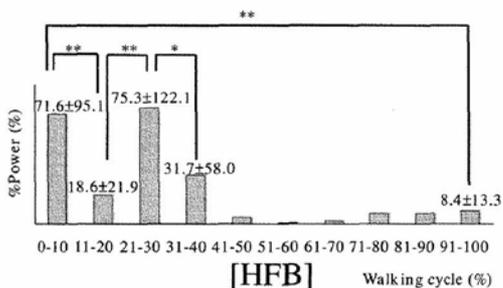
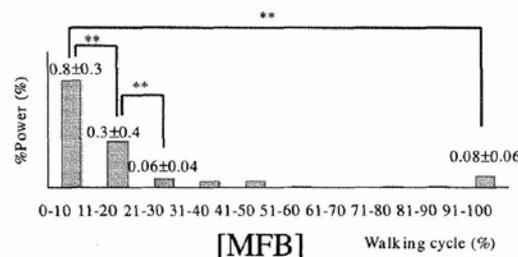
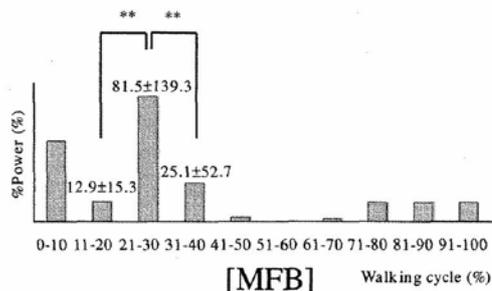
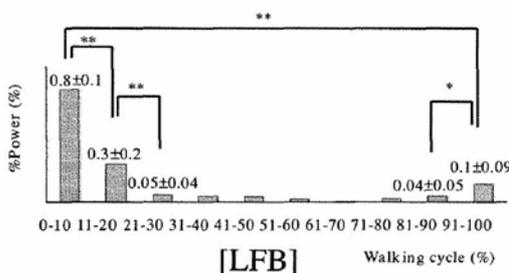
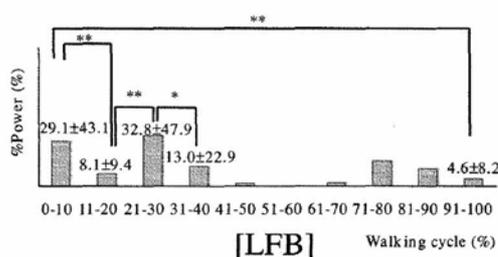


図4 歩行時の%パワー (TFL, VL) の変化

縦軸は%パワー, 横軸は歩行周期を示している. 上段はLFB, 中段はMFB, 下段はHFBの結果を示している. *: $p<0.05$, **: $p<0.01$., mean \pm S.D.

($p < 0.05$, $p < 0.01$), 続いて0-10%から21-30%の間まで有意に%パワーが減少した ($p < 0.01$, $p < 0.05$). MFBにおいては歩行周期の91-100%と0-10%の間で有意に%パワーが増加した ($p < 0.01$). 続いて0-10%から21-30%の間で有意に%パワーが減少した ($p < 0.01$).

2. 3. 5 TA

TAのLFBにおいては歩行周期の91-100%と0-10%の間で有意に%パワーが増加した ($p < 0.01$). 続いて0-10%と11-20%の間で有意に%パワーの減少が認められた ($p < 0.01$). また, 31-40%と41-50%の間で有意に%パワーが増加し ($p < 0.01$), 41-50%と51-60%の間で有意に%パワーが減少した ($p < 0.01$). 同様に61-70%と71-80%の間で有意に%パワーが増加し, 71-80と81-90%の間で

有意に%パワーが減少した ($p < 0.01$). MFB, HFBにおいては歩行周期の91-100%と0-10%の間で有意に%パワーが増加した ($p < 0.01$). 続いて0-10%と11-20%の間で有意に%パワーが減少した ($p < 0.01$). また, 61-70%と71-80%の間で有意に%パワーが増加した ($p < 0.01$).

2. 3. 6 GC

GCのLFB, MFB, HFBにおいては歩行周期の21-30%と31-40%の間で有意に%パワーが増加した ($p < 0.01$). 続いて41-50%と51-60%の間で有意に%パワーが減少した ($p < 0.01$).

3. 考 察

通常EMG波形は約10～500 Hz程度の帯域を持った交流波の干渉波形として観察される。周波

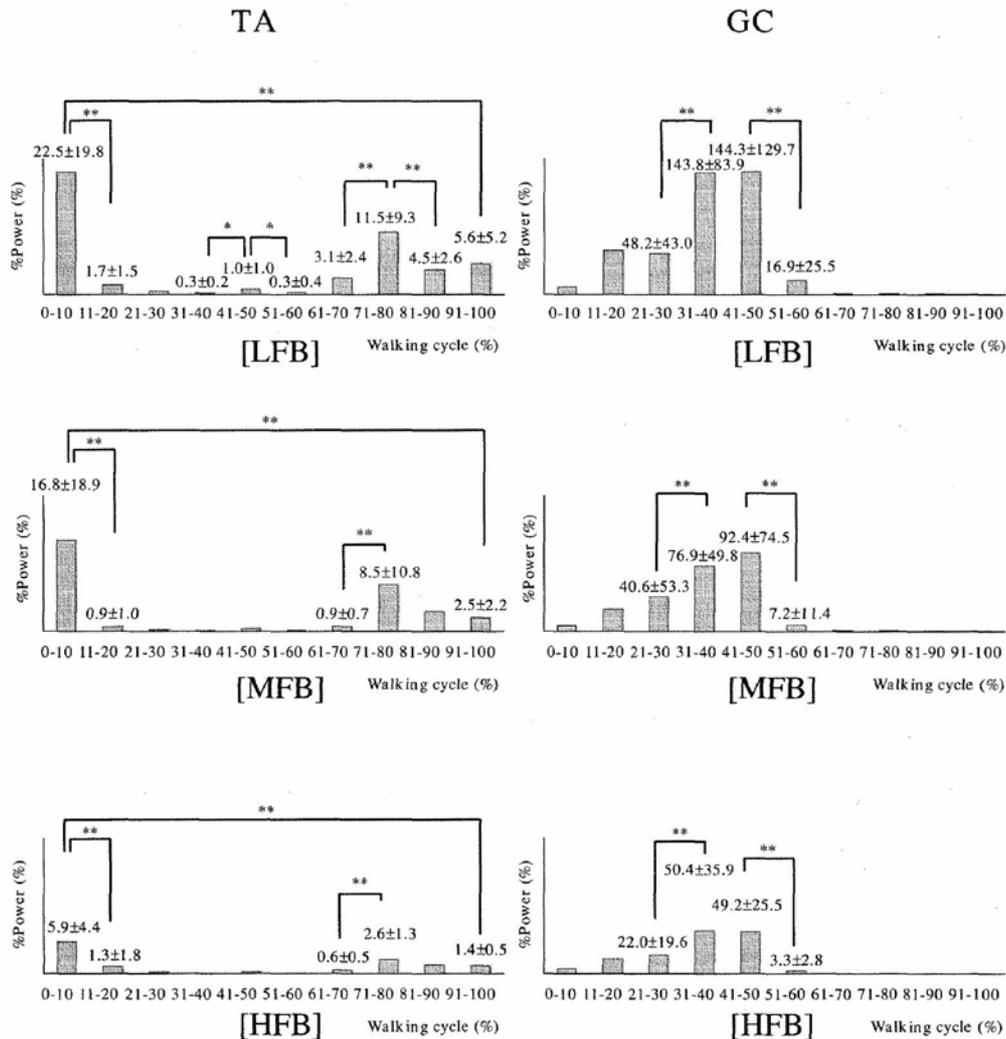


図5 歩行時の%パワー (TA, GC) の変化
縦軸は%パワー, 横軸は歩行周期を示している。上段はLFB, 中段はMFB, 下段はHFBの結果を示している。*: $p < 0.05$, **: $p < 0.01$, mean \pm S.D.

数パワースペクトル解析は、このEMGの干渉波形を様々な周波数の波に分解し、横軸に周波数、縦軸に周波数パワー密度をとって、周波数の低いものから順に並べたものである。これを周波数パワースペクトルとよぶ。これは運動単位の活動状態（主に発火頻度）を定量化したものであり、特に筋線維レベルの活動でみたとき、遅筋線維（type I線維）を支配する運動単位の活動は主に低周波帯成分を、速筋線維（type II線維）を支配する運動単位の活動は高周波帯成分を反映すると考えられている^{4,5)}。このように周波数パワースペクトル解析は、神経系の調節機能である運動単位の活動様式を推測できることから、筋の質的評価と言われている。一方、IEMG解析は運動単位の発火頻度を捉えることは困難であり、筋の電気的活動量の総計、すなわち総仕事量を定量化したものであり、ある程度の筋出力の状態を推定できることから筋の量的評価と言われている。本論文では歩行周期における各筋の筋活動の量的評価と質的評価からその特徴について考察を加える。

3. 1 GMaxの特徴

GMaxの%IEMGは歩行周期の0-10%で最大値(22.9%)を示した。歩行周期の0-10%は初期接地(initial contact: 以下IC)から荷重応答期(loading response: 以下LR)に相当する⁶⁾。力学的視点からこの期をみれば、歩行周期ICからLRでは反対側下肢からの体重の受け渡しが行われ、荷重負荷が加速的に増大する重要な期である。具体的に矢状面でみた場合、支持側の股関節加わる床反力は屈曲モーメントであるため、関節モーメント(筋張力による関節周りのモーメント)は伸展モーメント⁷⁾となる。ここでGMaxは主要な股関節伸展筋の一つであり、伸展モーメント発揮に大きく寄与していると言える。また、%パワーについて見てみるとMFB、HFBは%IEMGとほぼ同様の変化を示し、歩行周期LRで%パワーが

最大値(40.2%, 31.9%)を示した。しかし、LFBに関しては歩行周期LRで有意な%パワーの増加が認められなかった。また、歩行周期LR後の特徴を比較すると、MFB、HFBは0-10%と11-20%の間で有意に%パワーが低下したが、LFBは増加傾向を示した。そして11-20%と21-30%の間で有意な低下を示していることから、LFBの時間的遅延が示唆された。以上のことから、GMaxの歩行周期LRにおける%パワーの特徴としては、MFBやHFBといった速筋系を優位とした運動単位の調節が行われていることが考えられた。

3. 2 GMedの特徴

GMedの%IEMGは歩行周期の0-10%で最大値(43.9%)を示した。GMedの筋活動パターンはGMaxと比較的近似しているが、歩行周期LR後の11-30%の筋活動に相違点が認められる。歩行周期の11-30%は立脚中期(mid stance: 以下MS)に相当する⁶⁾。そして歩行周期LRが両脚支持期であるのに対し、歩行周期MSは完全な単脚支持期であり、一側下肢での体幹の支持安定機能が要求される期である。さてここで歩行周期MSにおけるGMaxとGMedの具体的相違点であるが、まずGMaxは歩行周期11-20%と21-30%の間で有意な%IEMGの減少(21.4から13.4%)を認める。しかし、GMedにおいては有意な減少(26.0から22.4%)が認められない。ここで力学的視点から歩行周期MSにおける前額面上での股関節に働く床反力モーメントを考えると、関節モーメントは外転モーメントとなる⁷⁾。このことから推測すれば、GMedは主要な股関節外転筋の一つであり、歩行周期MSで持続的に外転モーメントを発揮し、前額面での体幹の支持安定性に寄与していると考えられる。次に%パワーの特徴をみると歩行周期LRで最大値(LFB:124.1%, MFB:68.0%, LFB:65.4%)を示し、三者のピークの時間的遅延は認められなかった。また、LFBに関しては

MVC時のパワーを超えており、歩行周期LR時に遅筋系を優位とした運動単位の調節が行われていることが考えられた。しかし、MFB、HFBにおいても60%以上の%パワーが出力されており、他の筋と比較すれば高値である。この運動単位の活動に関しては、収縮力の増大に伴い、単収縮力の小さいtype I線維から力の大きいtype II線維が順次動員されるというサイズの原理 (size principle)⁹⁾ が知られているが、GMedの場合、速筋系、遅筋系の運動単位の動員が共に積極的に行われていることが示唆された。

3. 3 TFLの特徴

TFLの%IEMGは、GMaxやGMedのような歩行周期ICで最大値を示すようなパターン波形にはならなかった。TFLは歩行周期の0-10%で有意に増加(13.8%)し、その後、歩行周期の31-40%まで筋活動が持続するような特徴を示した。TFLの作用は股関節の外転および内旋運動であることから、GMed、GMax^{註1)}と協調して歩行周期LRからMSにかけての股関節外転モーメントの発揮に寄与していると考えられる。また、%IEMGの大きさ(約14%程度)から考えて、GMedとGMaxの補助的な役割を担っていると推測される。さて次にTFLの股関節内旋作用について考察する。歩行周期の31-50%は立脚終期 (terminal stance : 以下TSt) に相当する。そして、歩行周期MSからTStにかけては、反対側下肢が支持側下肢を越えて前方へ振り出されるため、支持側下肢の股関節は内旋運動が起こる。本研究では歩行周期MS(21-30%)で有意差は認められていないが15.2%と高値を示しているのはこの股関節内旋作用を反映した可能性が示唆される。このことは、%パワーの特徴からみても歩行周期LRとMSでLFB、MFB、HFBの%パワーが有意に高まっていることから推測される。特に歩行周期MSでのMFB、HFBに関しては%パワーが共に

70%以上であり、速筋系を優位とした運動単位の調節が行われていると考えられる。

註1：大殿筋の上部線維は、股関節伸展に加え股関節外転作用も有するとされている⁸⁾。

3. 4 VLの特徴

VLの%IEMGは歩行周期0-10%で最大値(9.4%)を示した。また、本研究で最大値が10%以下であった筋はVLのみである。さて、歩行周期LRでは、先に示した反対側下肢からの体重の受け渡しに加え、床からの衝撃吸収作用も重要とされる。力学的視点から歩行周期LRにおける矢状面上での膝関節に働く床反力モーメントを考えると、床反力ベクトルは膝関節の後方を通るため、関節モーメントは膝伸展モーメントとなる。このことから推測すれば、VLは主要な膝関節伸展筋の一つであり、歩行周期LRで伸展モーメントを発揮し、矢状面上での床からの衝撃吸収作用に寄与していると考えられる。また、%パワーの特徴としては、%IEMGとほぼ同じパターンをとり、歩行周期LRで最大値(LFB:0.8%, MFB:0.8%, LFB:0.8%)を示し、三者のピークの時間的遅延は認められなかった。

3. 5 TAの特徴

TAの%IEMGは歩行周期の中で二峰性の筋活動パターンを示した。一つ目のピークは歩行周期の0-10%で、その時の%IEMGは25.1%であった。二つ目のピークは歩行周期の71-80%で、その時の%IEMGは21.6%であった。まず一つ目のピークについて考察する。TAは通常足関節の背屈作用であるが、歩行周期LRのような足底が地面に接しているようないわゆるCKCの状態では、下腿を前方へ引き出すように機能している。これにより膝関節は屈曲するため、床反力ベクトルが膝関節の後方を通るようになり、関節モーメントは膝伸展モーメントとなる。このようにTAの筋活

動はVLの筋活動を引き出すトリガー的な働きをしていると言える。次に二つ目のピークについて考察する。歩行周期の71-80%は、遊脚初期 (initial swing : 以下 ISw) から遊脚中期 (mid swing : 以下 MSw) に相当する⁶⁾。この期は toe clearance の確保のためにTAが足関節の背屈運動に寄与している。最後に%パワーの特徴としては、%IEMG とほぼ同じパターンを示し、三者のピークの時間的遅延は認められなかった。しかし、%パワーの大きさはHFBよりもLFBの方が優位な傾向を示したことから、遅筋系を優位とした運動単位の調節が行われていることが考えられた。

3. 6 GCの特徴

GCの%IEMGは歩行周期TStで最大値(62.9~66.2%)を示した。歩行周期TStは身体を前方へ振り出す推進期である。ここで力学的視点から歩行周期TStにおける矢状面上での足関節に働く床反力モーメントを考えると、関節モーメントは伸展モーメントとなる。このことから推測すれば、GCは主要な足関節底屈筋の一つであり、歩行周期TStで足関節底屈モーメントを発揮し、矢状面での歩行推進力に寄与していると考えられる。また、本研究の計測した下肢筋の中で%IEMGの最大値が50%以上を示した筋は唯一GCだけであった。最後に%パワーの特徴としては、%IEMGとほぼ同じパターンを示し、三者のピークの時間的遅延は認められなかった。しかし、%パワーの大きさはHFBよりもLFBの方が優位な傾向を示したことから、遅筋系を優位とした運動単位の調節が行われていることが考えられた。

謝 辞

本研究に対し助成を賜りました財団法人石本記念デサントスポーツ科学振興財団に深謝いたします。また、本研究にご協力いただいた全ての皆様にこの場を借りて、心から感謝申し上げます。

文 献

- 1) Katoh H., Fujino E., Kamishima T., Takasugi S., Iwamoto Y., Shimazu M.: The surface electromyography power spectral analysis in a gait by wavelet trans-form. Abstracts of the 13th international congress of the world confederation for physical therapy, 415, (1999)
- 2) Katoh H., Jingushi S., Iwamoto Y., Shinkoda K., Yoshimura O.: Time-frequency analysis of the surface electromyogram using wavelet transform enables to evaluate dynamic abductor muscle performance in the patients with chronic hip diseases. Abstracts of the 50th annual meeting of the orthopaedic research society, 43, (2004)
- 3) 加藤 浩, 神宮司誠也, 宮崎明雄, 吉村 理, 新小田幸一: 廃用性筋萎縮の表面筋電図周波数解析—FFTからwavelet周波数解析へ—, 総合リハ30: 1025-1036 (2002)
- 4) 永田 晟: 筋と筋力の科学, 不昧堂出版 (1984)
- 5) Komi P.V., Tesch P.: EMG frequency spectrum, muscle structure, and fatigue during dynamic contractions in man. *Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol.*, 42, 41-50 (1979)
- 6) Kirsten Götz-Neumann: 観察による歩行分析. 月城 慶一, 山本 澄子・他 (訳), 医学書院 (2005)
- 7) 江原義弘, 山本澄子: 歩き始めと歩行分析, 医歯薬出版 (2002)
- 8) 森 於菟, 小川鼎三, 大内 弘, 森 富: 分担解剖学第1巻, 金原出版, 381 (1982)
- 9) Henneman E, Somjen G, Carpenter D.O.: Functional significance of cell size in spinal motoneurons, *J. Neurophysiol.*, 28, 560-580 (1965)