

スポーツ生理工学

— 生体信号の記録と処理 —

永田 晟

Sport-Physiology and Bio-engineering — Recording and Processing system about bio-signal during exercise —

Akira NAGATA

summary

This paper have designed to confirm and to review the proposed academic field in the exercise physhiology as integrative researches combining with the sport physiology and the bio-engineering system. Following this research methodes, sport physiology would be promoted to be developed its research contents and to be analysed at problems in future.

Those contents and the methods are compacted to be reviewed in this paper as following 1) Relationship between the human physiology and the sports exercise, 2) Processing methods on data of the surface electromyogram during exercise, 3) Spectral analysis at evoked M wave during various exercise intensities (%MVC), 4) Recruitment and control order of the motor units and power spectrum of electromyographical signals during muscle fatigue, 5) Simulation model about muscle contraction and muscle strength, 6) Wind-Kessel model about Korotkof sound at the blood pressure measurement, 7) Fluctuation on Electrocardiogram R-R duration changes (Coefficient of Variation, CV), 8) Evoked electroencephalogram and excitability on the central nervous system during isometric muscle contraction.

Key words: Processing, Recording, Bio-engineering, Electromyogram, Fluctuation

I. 人間生理学とスポーツ・運動の意義

人間が文化的で豊かな生活を営むためには、健康・体力の充実が第一であり、ライフスタイルの質(QOL)の向上が期待される。健康体力を向上させ、増進させるためにはスポーツ・運動の実施が重要であり、栄養(食生活)と休養(休息)と相まってQOLの向上に寄与することとなる。こうした人間の生活の中に占めるスポーツ・運動の位置づけは大きく、図1のように生理学や心理学的な研究方法によって運動・スポーツ現象とその発現メカニズムは

追究可能である。しかしさらにもう一步深く追究するためには工学的な手法が必要であろう。

運動生理学の研究手法の中にシステム工学的な測定・処理方法を適用し、工学的なシミュレーションと同時にシステム的な分析が重要である。スポーツ・運動は生体の生理・心理的な機能の発現であり、生体内において各種機能はシステム化され、その結果がスポーツ・運動現象となって現れる。当然のこととして運動のメカニズムを解析する方法の領域は、バイオメカニクスの分野であるが、生体の

早稲田大学・人間科学部(〒359 所沢市三ヶ島2-579-15)

Weseda University. Department of Human Science, 2-579-15 Mikajima, Tokorozawa-shi, Saitama 359, Japan.

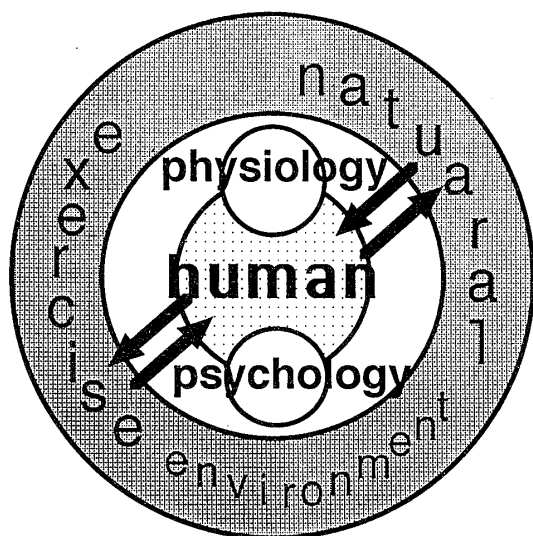


図1 運動生理学におけるスポーツ生理工学の位置づけと人間環境科学の周辺

諸機能のシステム的な分析は運動生理学の分野となろう。こうしたバイオメカニクスと運動生理学の合体において「スポーツ生理工学」や「運動システム生理学」が成立することになるだろう。

スポーツ生理工学の体系化は難しいし、その手法は自動制御理論やシステム工学に依存する。周波数分析やスペクトル分析はデータ処理法の中の重要な位置を占めるが、運動現象を分析するには2つの方法がある。アナリシス（分析）とシンセシス（総合）である。生理学は前者を中心としたものであるが、後者の総合化を怠ると運動の全体像を見失う恐れがある。このシンセシスを得意とするのは工学的な手法であり、システム的な分析法である。

スポーツ生理工学の特徴とするのは、スポーツ・運動現象のモデル化と運動現象のコンピュータ・シミュレーションである。そのために運動現象の分析は時系列的な見方から周波数的な見方に移行する。人間の認識からすれば時系列的なアナログ波形の分析がわかりやすい。しかしコンピュータ処理からすれば、運動現象のデジタル化と周波数分析を得意としたシステム的な分析法となる。運動現象のシステム化は、ネガティブなフィードバック・システムが一般的であり、分析対象とする運動現象の発現メカニズムはブラック・ボックスとして後日の研究対象として残しておく。さらに運動現象の結果は常時サンプリングされ、目標値と比較されて、その誤差量に対応して生体は機能していることを解析する。

例えば、心電図RR間隔のゆらぎの分析や筋電信号の最大エントロピー法などはネガティブ・フィードバック・システムによる分析例である。そして自律神経機能や運動単位の伝達関数が非線形的に求められていく。

II. 表面筋電図の記録と処理

皿型の表面電極によって皮膚の上から導出される表面筋電図では、集合された筋の活動性が干渉波として観測されるのに比べ、臨床として普通に用いられる同心型針電極法による筋電図では、筋の中から筋放電を直接的に導出する。これは運動単位 (Motor Units, MUs) の活動電位変化が、スパイク状の放電として観測されるからである。運動系に障害があれば、このスパイク系列のパターンにそれぞれ特有な異常が見られるので、運動系疾患の診断に使用されている。たとえば、小児麻痺など脊髄前柱細胞の病変の際には、MUの筋線維群が神経支配を断たれ、細動電位と呼ばれる不規則で小さな活動電位の変化のみが観測される。また、脊髄の疾患では、多くのMUが同期して放電してしまうために、同期電位と呼ばれる異常に大きなスパイク系列(ジャイアント)がみられるようになる。

他方、運動時の筋電図はほとんどが表面筋電図であり、それをフーリエ変換して周波数分析(パワースペクトル)をおこない、針電極法によるMUに相当した近似的なMUの周波数帯域を知ることができる。

表面筋電図の処理の主なものに、処理装置またはコンピュータによる場合があり、具体的な周波数分析例(図2)を示す。表面筋電図の積分化(Root Mean Square, RMS)と平滑化(Rectified)によって、運動量や筋仕事量を筋張力(Torque)とともに評価することができる。また、筋電図のスペクトル解析や、筋放電自体の自己相関関数の算出や筋力その他の信号との相互相関関数もある。これはMUの放電系列の特徴を時系列相関係数や実時間上のエルゴード性(確率統計)などを用いて表現しようとするものである。前者では疲労の関係や仕事量の定量化が調べられ、運動量やスポーツ活動量の参考にされる。また後者では、運動系疾患の診断の自動化が目標とされ、運動単位の定量化が可能となる。そのほか電子義手の制御情報源に筋電図がしばしば用いられる。筋疲労状態を自己回帰モデルによって処理

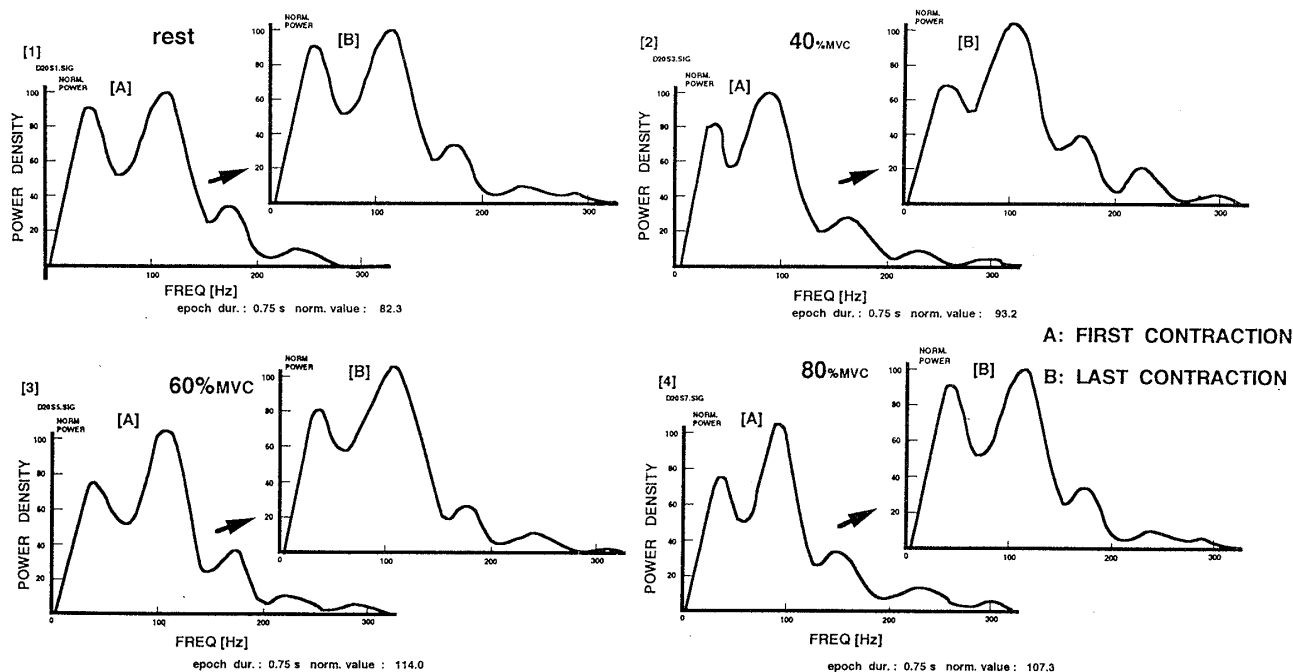


図2 表面筋電図のパワースペクトルからみた筋疲労レベルと周波数の徐波化——
40%, 60%, 80%MVCの疲労前 (A) と疲労時 (B) スペクトル

し、パワースペクトル波形を描いたものを図2に示した。

Ⅲ. 誘発筋電図 M波のスペクトル分析

(A) パワースペクトルと運動単位の動員

運動ポイントを電気刺激したり、随意的に筋線維の収縮を引き起こして表面筋電図を記録したものは、各筋線維群の活動電位が集合したものであり、それをフーリエ変換したものがパワースペクトル波形である。例えば、腓骨神経の前脛骨筋での分岐は解剖学的に見て5箇所あるとみられるので、そのうちの主要な第一の運動ポイント（近位側）を電気刺激してみる。約80%の前脛骨筋線維が収縮した結果が誘発筋電図のM波と考えられる。他方、随意収縮の場合、足関節の背屈力を生み出す筋は必ずしも前脛骨筋ばかりでなく、他に後脛骨筋、腓骨筋、長母指伸筋、長指伸筋などが共同筋として働いている。しかし前脛骨筋が背屈運動の主動筋であり、M波発生主体でもある。

筋放電波形のパワースペクトル分析と自己回帰モデルの適用の結果、ピークパワーは4～5個存在し、その周波数帯域は5種類存在する。これらの周波数帯域は異なった運動単位の参加を表すと同時に針電極法による運動単位分類と連動し、複合化した運動

単位を示すと考えられる。パワースペクトルの要素分析や調和分析の結果においても5個の要素と運動単位の周波数帯域が分類されている。低い周波数のピーク ($42\text{Hz} \pm 5$) は弱い筋力に依存するものであろうし、中間の周波数の最大パワーのピーク ($97\text{Hz} \pm 4$) は中間筋線維に依存し、やや強めの筋力に関係するだろう。3番目の $170\text{Hz} \pm 8$ 周波数ピークと第4番目の $224\text{Hz} \pm 12$ 周波数ピークのものは、最大の筋力 (MVC) に依存すると考えられる。ただし、第4番目のピークパワーは、出現したり出現しなかったりするために、第5番目の周波数以上の運動単位と同じユニットと考えられる。この5種類とピークパワー周波数帯域は、Burkeらの形態生化学的な筋線維の分類 (SO, FOG, FG 線維) や DeLuca らの運動単位の分類 (7種類) と相互に関係があり、Nardoneらの3種類 (L, S+L, LL) の運動単位と関連づけることができるだろう。

例えば、Nardoneらの言う (S), (S+L), (L) の運動単位は、本実験の第一ピーク、第二ピーク、第三と第四ピーク周波数帯域に相当し、表面筋電図とワイヤー電極、針電極法による運動単位の分類との関係が一致すると考えられる。ただし運動単位は数多く存在し、その発火頻度によって30～35種類も分類可能といわれ (DeLuca), McComasらは前脛骨筋

の背屈運動時に800個以上の運動単位を推定している。それらを表面筋電図のスペクトルから見いだすことは困難であり、スペクトル分析の結果においてはほぼ4～5種類が限界と考えられる。特にM波の単相性の波形分析では4種類の運動単位の分類が限界であろう。筋収縮タイプから見れば、緊張性 (tonic)、相動性 (phasic)、そして運動性 (kinetic) の3種類が分類可能であり、それぞれがパワースペクトルのピーク値や周波数帯域に相当するので図3にまとめた。これらの対応関係は今後の研究によって検証されていくと考えられる。

(B) 筋疲労時のパワースペクトル波形の徐波化
足関節の背屈運動、すなわちアイソメトリック的に長時間収縮することによって、筋疲労が誘発される。Müllerらのアイソメトリックな筋トレーニング研究でも明らかなように、間欠的でアイソメトリックな収縮においては必ずしも筋疲労は誘発されにくいと考えられる。80%MVCの連続的な筋収縮実験では、誘発筋電図M波スペクトル波形において中間周波数 (Medium Frequency, MDF) の低下が観察され、筋疲労は誘発された。しかし低い20%や40%MVCにおいてはこうしたスペクトルの徐波化の傾向は統計上有意な変動は見られず、筋疲労現象は顕著ではなかった。

80%MVCを中心に前脛骨筋の疲労を観察すると、スペクトルの振幅は休息時と比較して約1/3に低下し、波形の持続時間は約0.5倍も拡大し、そのMDFは約2/3に低下した。徐波化によって、周波数帯域分類、筋の疲労状態と運動単位の動員状態を診断することが可能といえる。表面筋電図は各種の活動電位の集合化 (干渉波) と考えれば、筋疲労時における各筋の運動単位の参画動員様式 (recruitment と decruitment) が明らかとなり、筋収縮の特徴を考察する資料を提示することになる。すなわち筋疲労時には42Hz以下周波数帯域のピーク・パワースペクトルが大きくなり、97Hz以上の高周波数帯域がほとんど存在しなくなっていく (図4参照)。

筋疲労を誘発するのは、筋力レベルと筋収縮時間が影響し、この2つの要素の関数であると考えられる。80%MVCの実験データにおいて筋疲労が見られたことは、60秒の収縮時間と80%収縮強度のかけ算、すなわち総運動量によって、筋疲労が誘発されたと考えられる。他方、40%MVCの実験で、180秒の筋収縮時間では総運動量は小さく、筋疲労は誘発されないと考えられる。こうした筋運動量の考え方からすればアイソトニックな筋運動よりも、アイソメトリックな収縮形態の方が短い収縮時間でもって十分に筋疲労を誘発すると考えられる。

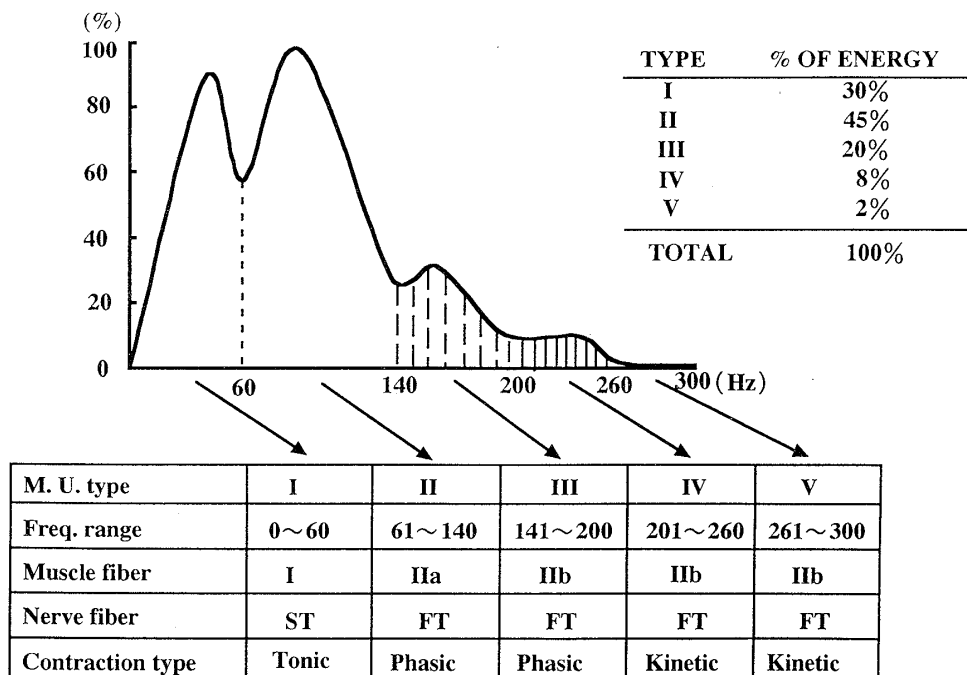


図3 誘発筋電図M波パワースペクトルの周波数帯域分布と対応する運動単位ならびにF筋線維タイプの分類

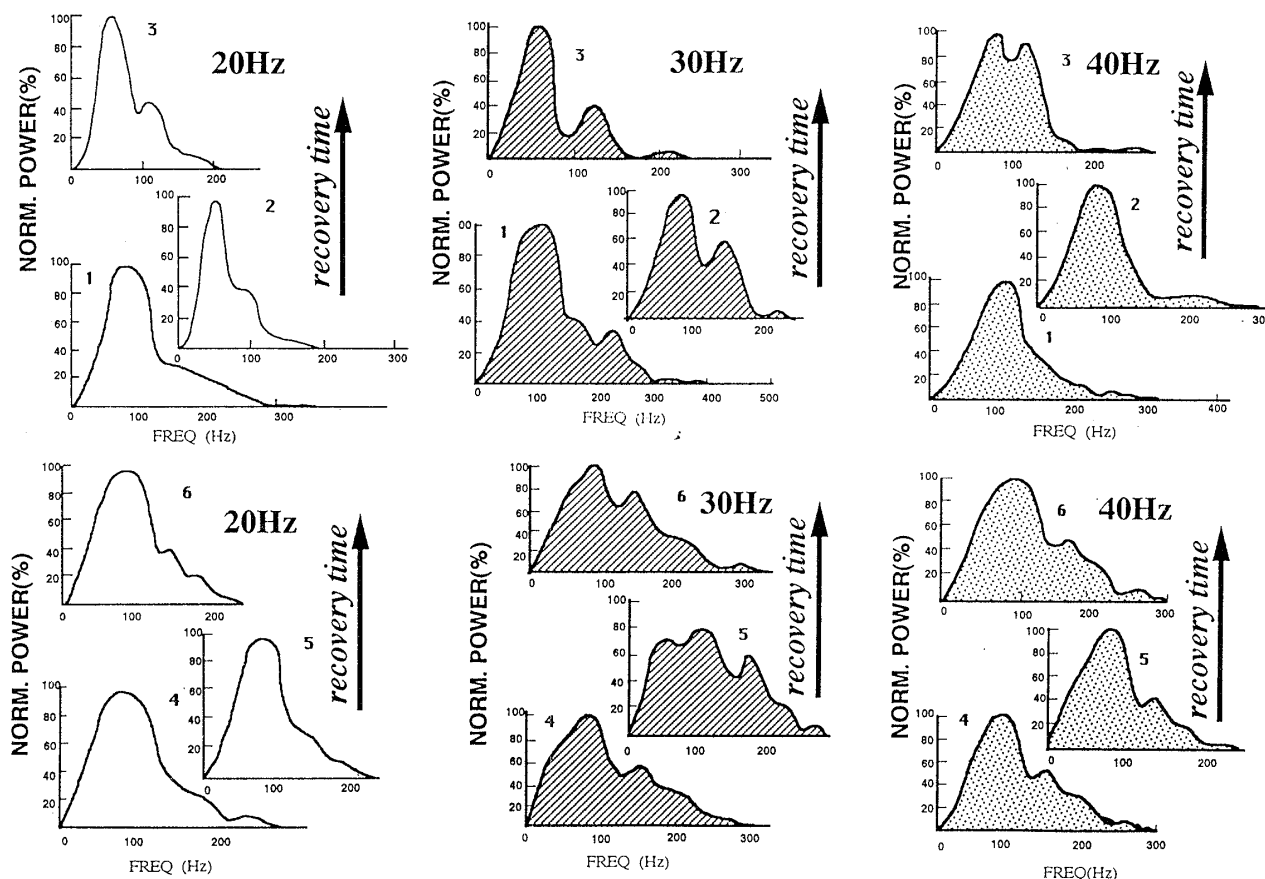


図4 電流刺激による筋疲労（1と4からの回復）M波パワースペクトル（2と3,5と6）——平均68Hz以下の周波数帯域が平均115Hz帯域へと回復する。

（C）電気刺激と随意収縮時の筋放電スペクトル波形の比較

電気刺激によるM波スペクトル波形は4様相のスペクトルを示し、主に主動筋のみの収縮を反映しているが、随意収縮の場合は、6相性の複雑なスペクトル波形を示す。これら比較したものが図5である。後者の場合は主動筋以外の共同筋収縮の筋放電の集合体を反映した結果と考えられる。さらに筋疲労のスペクトル波形においても電気刺激の場合が早く徐波化傾向を示し、他方、随意収縮の場合は、長時間にわたって筋収縮可能であり、筋放電スペクトルの顕著な徐波化は見られなかった。随意収縮の場合、一つの関節運動において多くの協同筋が参画し、この運動を協同調節しながら、筋収縮レベルの交替がみられる。

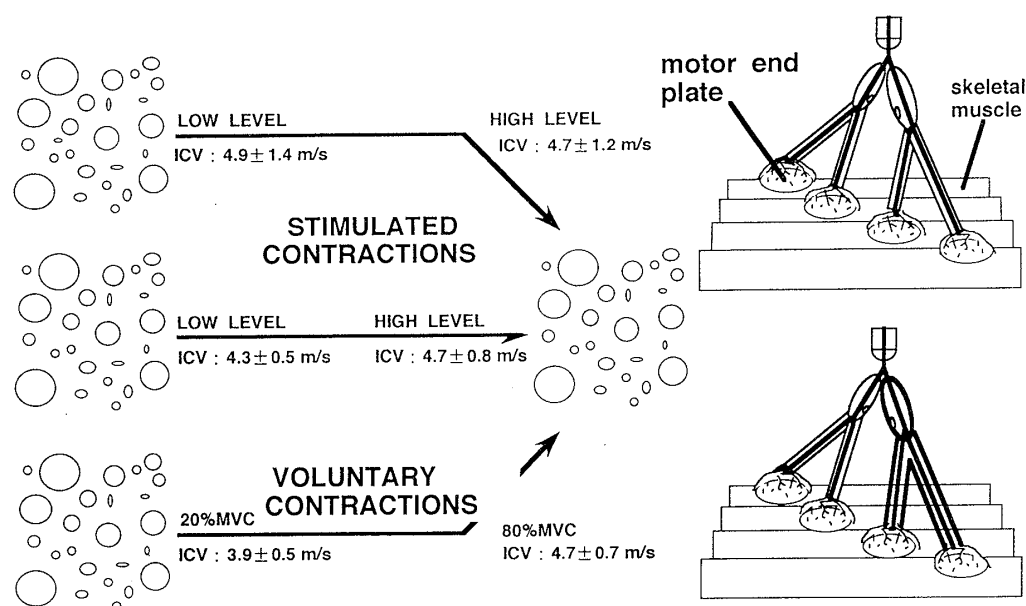
Ⅳ. 運動単位の調節と筋放電パターンとの関係式

骨格筋を支配する運動神経は脊髄にその細胞体

（前角細胞）をもち、多数の突起をもっている。そのうちの一本が運動神経線維として筋に達している。この一つの運動神経線維とそれによって支配される筋線維群全体をまとめて運動単位と称している。筋収縮や運動のコントロールとそのレベルは、筋放電インパルスの頻度や数によって支配される筋放電量によって制御される。

一つの筋は多数の運動単位で制御され、一本の運動神経が筋線維を支配している（神経支配比, innervation ratio）。例えば細かな動きをする筋では、この神経支配比は小さく、力強い大きな運動をする筋の支配比は大きい。

筋収縮のレベルは運動単位の発射頻度と拮抗する運動単位の数（種類）、そして各種の運動単位の同期化（タイミング）によって左右される。その結果、筋放電量や筋力の増減が決定される。以下の式は運動単位と筋収縮レベルの関係式（モデル）であり、筋電図のパワースペクトル分析の結果である。



1. The size of the axonal branches 2. The location and orientation playing a crucial role 3. The motor nerve distribution and innervation on muscle fibers 4. The conduction velocity of muscle fibers

図5 電気刺激による反射的運動と随意運動時における腓骨神経（運動神経）による前脛骨筋（運動筋）への神経支配分布の比較

$$\int P_o(f,s,t) = FR \{R(f,s,t)\} + S_y \{R(f,s,t)\}$$

S_y : 同期化 (synchronization and timing)

FR : 発射頻度 (firing rate)

f : 筋張力 (force)

s : 筋収縮の位置 (localization)

t : 筋収縮時間 (contractive time)

P_o : 筋放電量 (action potential)

$R(t)$: 時間的な運動単位の動員数 (temporal recruitment)

$R(s)$: 空間的な運動単位の動員数 (spatial recruitment)

$R(f)$: 張力に依存する運動単位の動員数
(force recruitment)

発生する検出量は、筋収縮電位量であり、筋線維の活動電位 (action potential) に依存する。一つ一つの活動電位インパルス、すなわち運動単位は、時間 (timing)、空間 (spacing)、張力 (grading) に左右され、その頻度と数が制御される。こうした制御性は筋の適応とともに変化し、合目的な制御システムを構築する。

電気刺激によって弱い電流で低い頻度で活動を開始する筋は、収縮閾値は低く、遅筋系の運動単位である。他方強い電流で高い頻度で活動を開始する筋は、閾値は高く速筋系の運動単位である。姿勢保持

や抗重力筋は前者であり、随意筋（骨格筋）で運動筋と言われるものは後者である。筋の適応性や制御性を持っているのは速筋系の方である。随意収縮において、発揮される筋力の強弱に関係して運動単位の発射順序 (order) が決定される。これを運動単位の筋力閾値 (force threshold) と呼んでいるが、筋張力は筋収縮時間や空間の条件によっても大きく左右され、筋収縮電位量を発生する。すると運動単位の参画・動員の様子を探るのは、筋電図 (electromyogram, EMG) と経時的な筋張力の測定がもっとも妥当な方法となり、固定された部位 (空間) の筋電図の周波数分析によって筋の収縮状態とその運動単位の参画状態が検討可能となる。運動単位を正しく検出するのは針電極法が有効であり、単一の運動単位 (MUs) の活動は観察しやすく、運動神経インパルスの頻度や数を同定しやすい。しかし強い筋張力の場合は、痛みなどのアーチファクトによって筋電図の測定が不能となりやすい。そのために70%MVC以上の筋張力の場合は表面筋電図のパワースペクトルの方法が運動単位の分析には有利である。

筋が弛緩しているときには自発性の活動電位しか観察されないが、筋が収縮すると運動神経からの放

電インパルスが観察され、筋線維フィラメントの滑走が見られる。こうしたスパイク性の電位は針電極法の筋電図において顕著に観察される。そして運動神経の活動とも同期している。

筋活動インパルスの頻度は収縮が強くなると増加し、運動単位 (MUs) の数も増えてくる。強い収縮 (張力が大きい場合) の70~80% MVC の時にはインパルス間隔は狭くなり、MUsの動員数も増えてくる。強い張力で急速な収縮の場合は相動性 (phasic, kinetic) MUsがあらわれ、筋放電スペクトルの高周波帯域となる。また弱い張力で持続的な収縮の場合は緊張性 (tonic) MUsがあらわれ、筋放電スペクトルの低周波帯域成分に相当する。後者は姿勢や肢位の保持に関係し、前者は運動やトレーニングに関係するので、前述のように phasic MUsの方がより適応性が大きくトレーニング効果もあり、また制御性にも富んでいることになるだろう。

V. 筋収縮のシミュレーション

(A) 筋収縮電位ポテンシャルの一次おくれ系のモデル

足の背屈運動を例として随意収縮と電気刺激によって表面筋電図を記録し、その後にパワースペクトルを求め、自己回帰モデルを適用して、平均パワー周波数 (Mean Power Frequency, MPF) を算出し、筋放電量と運動単位の関係を知り、電位ポテンシャルのモデルを演算した。そして5~6種類の周波数帯域を分類し、5種類の運動単位を同定した。また長時間運動による経時的な表面筋電図スペクトルを記録し、MPFの変化を観察した。80% MVC 収縮時において、周波数帯域の徐波化が顕著にみられ、速い運動単位の消滅と遅い運動単位の拡大がみられた。経時的なパワースペクトルは筋力と運動時間の総運動量に比例して、一次おくれ系のモデルが構築される。

運動単位 (MUs) を説明変量として筋収縮電位量を従属変量としたモデルを演算した。図6のように電気的な等価回路として前脛骨筋を取り上げ、その筋収縮電位ポテンシャルの発生量を一次おくれ系のステップ応答波形と考えた。この二重の一次おくれ系の制御量を筋の収縮要素とそれ以外の弾性要素と粘性要素を伝達関数とした2組のステップ応答システムの差分として考えた。これは運動単位の頻度 (a)、運動単位の種類 (b)、そして運動単位の動

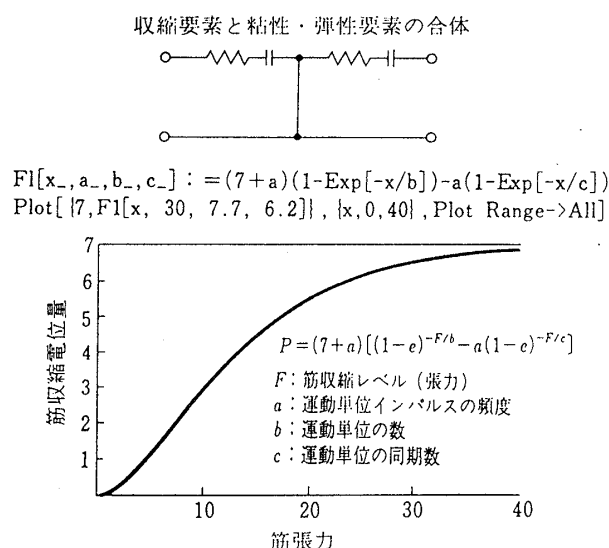


図6 筋収縮時の運動単位参画数、筋電位量・筋張力 (トルク) 間の2組の一次おくれ系モデル

員数 (c) に関係し、筋収縮強度 (筋張力, F) ごとに変化するモデルとした。

図6の曲線は、aが30×10msec, bが7.7種類, cが6.2個として1.5個の運動単位を設定した場合に活動した筋収縮モデルの計算例である。これらの数字はコンピュータ計算上の任意の値であって、実測された絶対値ではない。

筋内の収縮要素が筋放電量の出力に深く関係し、それ以外の粘弾性要素は収縮要素に対するフィルタ的な機能を示している。低い張力においてはMUsの数が大きく影響し、強い張力においてはMUsの頻度が影響する。特に70% MVC以上の収縮強度になると、活動しているMUsの頻度は高まり、強い収縮に対応した発射頻度となる。張力の増大とともにMUsの発射頻度は速くなっていくが、70% MVCでは飽和状態になり、それ以上の強い張力になっても頻度は速くならないことがわかる。さらにMUsの動員数は張力の増大とともに直線的に比例的に増加するが、それも約60% MVCの収縮強度で限界とも考えられる。

このシミュレーション曲線からみて、MUsの頻度が30の時にはMUsの数は7.6と7.8に限定され、40の時には、その数は7.2、7.6、7.8に制約され、50の時には7.2と7.6に制限される。こうしたシミュレーションの値はモデル設定によって変化するもので、必ずしも実験値と一致するものではない。

しかし、筋収縮の調節の面から考えると、この得られた数字が適応限界であり、これ以外の数値では筋収縮電位ポテンシャルは飽和状態となる。筋のトレーニングや加齢発達による収縮ポテンシャルの変化は、筋の収縮要素と筋の質量の変化に関係し、必ずしも筋の弾性要素や粘性要素の変化を示すものではないことがわかる。筋の収縮要素とその筋収縮モデルの研究は今後も続けなければならないが、本データは前脛骨筋の筋電図に限定した例であり、他の運動筋や姿勢保持筋になると別の結果がでてくることが推定される。このように筋収縮電位量を中心とした筋モデルによって、神経・筋の単位（運動単位）の解析が可能となると同時に筋収縮調節の相対的限界を知ることができるだろう。

(B) 筋収縮調節系の力学モデル

筋は張力や収縮強度に対応することによって機能上の適応と変化を示す。筋パワーは当然のこと、筋線維は肥大し、運動単位は速い収縮型に移行する。FGタイプに適応した筋は速い収縮と強い張力を発揮し、筋内の収縮要素の変容があらわれる。筋の力学的性質を、いわゆる2要素説に基づいたモデルによって考えると、並列コンプライアンスと直列コンプライアンスが存在し、それぞれが収縮要素に並列ならびに直列の弾性要素としてつながり、図7のような力学モデルが作られる。このモデルにおいて筋長や筋張力が調節量となり、筋紡錘やゴルジ腱器官

の自己受容性器官がセンサーとして働いたフィードバック・システムを構成する。

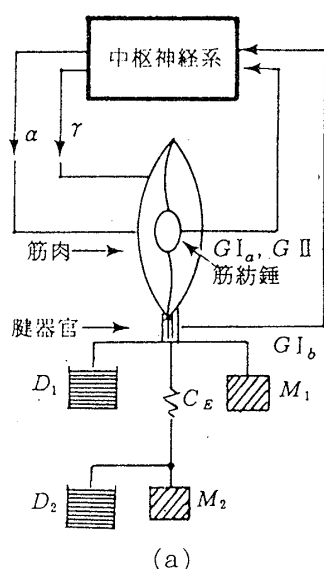
さらに young 率や粘性係数から本モデルの調節状態が説明される。筋自体と筋外部に二つの質量が存在するが、そのひとつの M_1 に筋質量が含まれる。さらに弾性負荷（ばね）としてのコンプライアンス（compliance, CE）および粘性抵抗 D_1 , D_2 を考えて、筋収縮形態を考えると、 $C_g = \infty$ は等張力性（isotonic）、 $M_1 = \infty$ は増張力性（auxotonic, isokinetic $C_g = 0$ ）であって、 $M_2 = \infty$ の場合は等尺性（isometric）の筋収縮形態を意味する。

収縮要素は生物学的機構によって収縮弛緩するので、それが時間関数 $F(t)$ で表される筋力の変化と考えられる。また筋の一端を基準として測った収縮要素および筋全体の長さの変化を、それぞれ $X(t)$, $L(t)$ とおき、筋長変化を入力、それに応じての筋収縮要素の発生張力を出力として、モデル全体の伝達関数（ $AL(s)$ ）を求める。

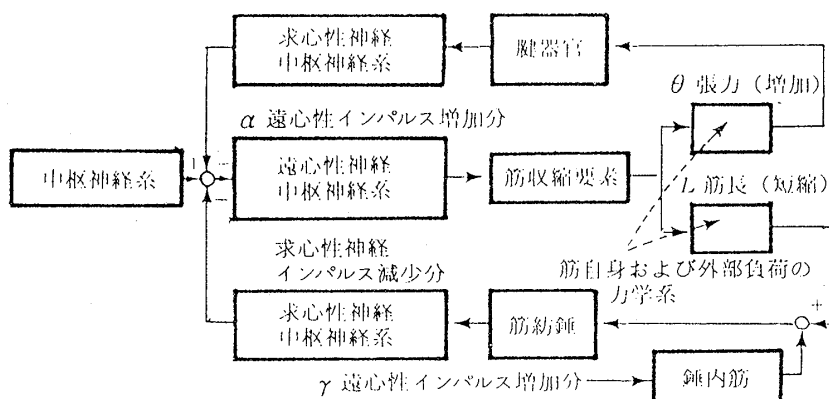
$$AL(s) = F(s) / L(s)$$

s : ラプラス変換演算子 $F(s)$: 張力, $L(s)$: 筋長

各パラメータはラプラス変換したものである。この式で伝達関数が計算されるが、筋の発生した外部張力（筋の変化）を $\theta(t)$ とするとき、筋長（ L ）が消去され、同次元（張力）の次式が得られる。



(a)



(b)

図7 筋収縮調節における力学モデルと筋張力と筋長調節のブロックダイアグラム

$$A \theta(s) = F(s) / \theta(s)$$

この式より、それぞれの筋紡錘、腱器官を介する反射の神経路の伝達特性が定義される。図7の筋運動調節システムをコンピュータ・シミュレーションすることによって、筋収縮の構成要素が同定され、筋運動の形態別の機能が計算される。

VI. コロトコフ音のウインドケッセル・モデルと運動中の血圧変動

(A) 血行力学とヘモダイナミクス (Hemodynamics)

血圧測定音と言われるコロトコフ音は上腕部にカフ圧（約60mmHg以上）を加えることで、上腕動脈内の赤血球が血管壁に衝突し、この衝撃によって音が発生するといわれ（渦流の発生）、これを聴診することで心臓の収縮期圧や拡張期圧を計測している。図8にコロトコフ音発生メカニズムのウインドケッセル・モデルを示す。このモデルにコロトコフ音の周波数を代入することによって血圧変動機構のシミュレーション・モデルが計算できる。

管（血管）内に血液（液体）が流れる場合、次式で示される。

$$V = p \nu$$

V : 血液量
 p : 血流の圧力
 ν : 血流速度

血圧 (Blood Pressure) は血液の流れによって発生した圧力であって、血液という液体成分によって左右される。そのために流体としての物性論の対象となり得るために、レオロジー (Rheology) の対象となり得る。流体力学上の法則として有名なものは“Poiseuilleの法則”であって、小管中の液体運動の法則がまとめられている。この法則の中で、流れの速さ(ν)と圧力(p)の間には比例関係があることを示している。流速を ν とおくと以下のように示される。

$$\nu = kP$$

P は入り口と出口の圧力差として示され、Hagenも同様に別の値で示している。しかし流体の粘性が考慮されていない式であった。それで以下の式を提案してみた。

$$V = \frac{\pi \eta^4}{8 \eta \ell} \cdot P$$

V = 流速

P = 圧力

η = 血管の半径

ℓ = 血管の長さ

k = 比例係数

粘弾性モデルを人体内の血管に応用してみた結果である。血管の半径が半分になると（毛細血管の場合）、血液の流れは1/16に低下し、太い血管と同じ流量を保持するためには、16倍の圧力を加えることになる。また血管の長さが倍になると流速は

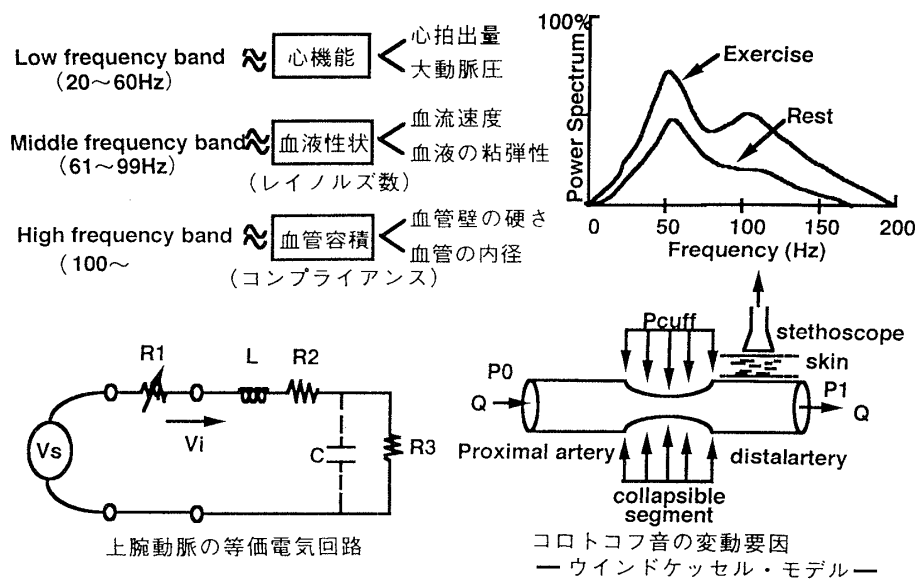


図8 血圧に影響する各種の生体要素と電氣的等価回路並びにコロトコフ音の発生ウインドケッセル・モデル

1/2に低下し、人体内のすみずみまで血液が分布するのに必要な圧力は2倍程度強く血液を押し出すことになる。

具体的には、運動負荷を行った時の末梢血管（毛細血管）の拡張と末梢組織内の血液の流れを増やすためには、細い血管を利用するよりも長く太い血管を利用の方が効率が高いことになる。身体活動による血圧上昇は2倍が最大であって、血行力学（Hemodynamics）の立場から言っても妥当な値となる。人体内の血管分布は効率よく圧力を上昇させる機構となっているので、運動刺激によってすぐ血圧は上昇する。

他方、血液は完全流体ではなく、粘性流体であって擬塑性流を生じる。血液を押し出す血管が弛緩して圧力が低下しても、血液は止まることなく流れている。この事実、血管の粘弾性や形状に対して心臓のポンプ作用や大動脈圧が影響しないことを物語っている。そして、動いている血液の状態の方が、静止状態よりも圧力が高いという結果も出ている。これはBernoulliの定理とは異なった理由によるもので、弾性的血管の粘性流体としての力学上の問題となるので、運動中の血圧上昇メカニズムを探る出発点となる。強度差による運動中の血圧上昇メカニズムは今後の研究課題である。

(B) コロトコフ音の発生

コロトコフ音発生メカニズムにウインドケッセル・モデルとしての層流モデルが考えられる（図8参照）。粘性流体が円管の中を流れる時、あまり速くない流速で、そして太くない管の場合には、液体は渦流を生じないで流体は層状に並んで流れていく。そして管の中心は速く、周辺部は遅く流れていく。人体内の血管を血液が流れる場合も、上の事実と同じ現象となり、“層流”を生じてくる。そして粒子としての血球固形成分は血管の中央に集まって層流を生じ、血漿の液体成分はそのまわりを囲んだ形となる。流速が速くない時には渦流を生じないが、流れがある程度速くなり、管径がある程度太くなると、圧力と流速の関係はくずれてわずかの流れの増減によってより大きな圧力の増減を生じる。この場合が上腕動脈をカフ圧で圧迫して、コロトコフ音を聴診するRiva Roci法に類似している。一種の塑流から乱流状態を示すことになる。これに関して一般的にレイノルズ（Reynolds）数が用いられるので、以下

の式が得られる。

$$\text{レイノルズ数 } R = \frac{\rho V \eta}{\xi}$$

$$\left[\begin{array}{ll} \rho = \text{液体の密度} & \eta = \text{管の半径} \\ \nu = \text{流速} & \xi = \text{粘性係数} \end{array} \right]$$

血液はこのRの数が1,000ぐらになると乱流となり、4,000ぐらいで渦流が生じ、マンシェットを上腕に巻きつけて圧を増大させると血流の中に渦が発生する。この渦は血管壁に直接当たって衝撃音としてのコロトコフ音を発生させる。

(C) 血圧変動の要因

血圧には固有の日内リズムがあり、早朝には急上昇するパターンがあり、その血圧変動によって心筋梗塞や脳卒中などの疾患診断によく使われる。こうした疾患は交感神経系の興奮と血管壁のアテローム粥腫の結果である。また、血圧と心拍数の変動とは密接な関係を示し、通常の運動性ストレスや負荷において血圧は直線的に上昇し心拍数も上昇する。運動時の体位変動によっても血圧と心拍数は変わり、臥位姿勢においては血圧と心拍数の変動は逆相関となる。また寒冷刺激や自律神経失調症の場合も血圧の変動は激しい。心拍数に対しても自律神経機能とホルモンとは大きく関与するので血圧との相関も高い。特に交感神経系の関与が大きく、血圧と心拍数の変動幅や変化率によって交感神経の興奮状態がわかる。

このように血圧（BP）は全身の末梢循環抵抗（TPR）と心拍出量（Q）との積で変動する。特に収縮期血圧の増減を左右するのは、心臓からの圧力とそれに抵抗する血管（拡張と収縮）の循環コンプライアンスである。

$$BP \propto (TPR) \cdot (Q)$$

心拍出量は心拍数（HR）と1回心拍出量（SV）の積であるから、上式は次のように変換される。

$$BP \propto (TPR) \cdot (HR) \cdot (SV)$$

自律神経の中の副交感神経の働きが血圧にどのように関与しているのか未だ不明であるが、副交感神経

は圧受容体を介して血圧に変動を与えているようである。それは数mmHgの変動にすぎず、血圧の絶対値には大きく影響しないようである。他方、アドレナリン系のホルモンを中心とした血中カテコールアミンが血圧を左右していることも事実である。アドレナリンは心拍数を上昇させ、ノルアドレナリンは血管を収縮させて全身の末梢循環抵抗を大きくする。いずれの場合も血圧は増加する。また睡眠中は末梢循環抵抗は減少し、20%MVC以下の軽運動時にはカテコールアミンの上昇があり心拍出量の増加は見られず、末梢血管は拡張し、血圧は低下していく。

短時間の血圧変動は1拍ごとの心拍変動によっても影響し、4mmHg以内の血圧変動は心拍変動に依存する。また呼吸性の血圧変動もみられ（Traube-Hernig波）、吸気時にはわずかの血圧上昇がみられる。直立時の体位保持中にみられる律動的な血圧変動は、Sigmond Mayer 波といわれ、10～60秒間の周期を有する。

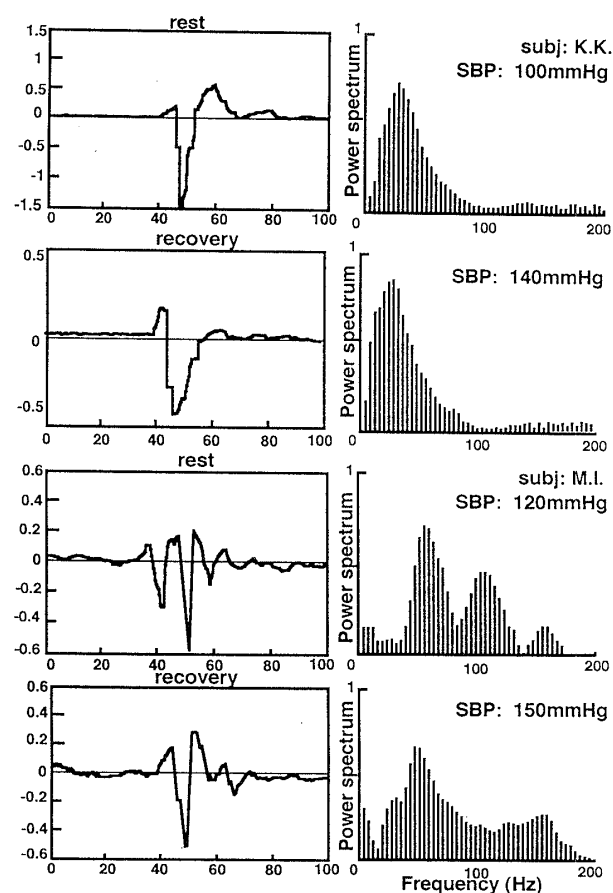


図9 血圧測定時のコロトコフ音波形とそのパワースペクトル (Sub.K.K. と Sub.M.I.)

こうした血圧変動に対して運動中の血圧は短時間内に大きく変動するが、精神的なストレスや体位変動や環境条件によっても大きく影響する。特に排便時の血圧はバルサルバ（Valsalva）の効果も加わり、腹圧の影響とともに増加する。運動性刺激と負荷のみの血圧変動値は抽出しにくく、諸要因が複雑に絡み合っているからである。血圧は以下のような身体運動以外の諸要因によって変動するので、運動性ストレスとの関係を調べておく必要がある。

(1) 血管運動（環境温度）・・・血管が収縮すると循環抵抗が増大して血圧が上昇する。

(2) 動脈硬化（年齢）・・・血管壁の弾性がなくなり循環抵抗が増大する。年齢とともに動脈硬化が増大するので血圧は高くなる。眼底血圧は脳血管の硬化状態を知る手がかりになるので臨床医学上重要視されている。この血管は小動脈のため眼底血圧は低く、上腕動脈血圧の約1/2の値しか示さない。

(3) 血液量の変化（出血）・・・末梢部位の血液量が減少し静脈圧が低下すると静脈還流量が減少し、心拍出量が減少するので血圧は低下する。

(4) 心不全・・・弁膜が不完全だったり、収縮力（ポンプ作用）が低下すると血圧は低下する。血圧の低下とともに全身への血液循環が不十分となり、組織や臓器に酸素を供給できなくなる。酸素欠乏は細胞死を意味するからその影響は大きい。そのために血圧を一定に保持するための血液循環調節機構は生来的に反射的に発達している。

VII. 運動中の心電波形のゆらぎ

心電図はもっともポピュラーな生体信号であり、その情報処理と運動心電図の診断は大半がコンピュータによる自動処理になっている。心電図の自動診断の歴史は比較的長く、健診システムにおけるオンライン処理などですでに実用に供されているものも少なくない。自動診断には標準12誘導心電図を使用するものとフランク誘導などの3誘導心電図を使用するものがあるが、いずれもミネソタ方式のような異常心電図のチェックに利用されている。心電波形の処理においての平滑化の処理はA-D変換した心電図信号に混入している商用周波数（雑音）や筋電などのアーチファクトを電氣的フィルタによってカットオフするもので、各区分点の認識はP、Q、R、Sの心電図の各点を決定する過程となる。また、基線レベルの補正は動揺している基線を回帰直線な

どによって補正する過程であり，正規化は校正信号により正しい振幅値と時間的な間隔を計測し，処理する過程でもある。RR間隔の抽出は，Rの振幅値の時間軸検出に必要なパラメータを測定し，自律神経系の機能の変化を抽出する過程である。いずれの心電図のコンピュータ処理には判別関数，ベイズの定理，枝分かれ法，数量化理論，カオスの定理などがよく用いられている。

スポーツ場面での運動心電図の利用は，循環機能，特に全身持久力の測定と運動時のリスクを予防するために用いる。その心電図誘導法はCM5が一般的であって心拍数による運動強度の推定が中心となっている。運動心電図診断の自動化はまだ実用段階にはないが，複雑な不整脈やWPW型パターンをいかに識別してゆくかというところに問題が残されている。しかし心拍数の自動診断にはデジタルコンピュータが多く使用されているので，ほとんどが実用化されている。特にRR間隔のゆらぎ計測と処理には，コンピュータが使われているが，運動中に

おいてはまだ自動処理されていない。RR間隔変動（ゆらぎ）について多変量解析的な手法によって心電波形の中に含まれる埋もれた情報と自律神経機能を分析する研究が必要となろう。また心電図のパワースペクトル処理が，シミュレーション法や最大エントロピー法などを用いて最近盛んに試みられるようになった。

図10の心電図スペクトルは長時間のトラック運転中のもので，精神的な緊張とストレスを反映するものである。図の下には $1/f$ の下降勾配を示し，心電図RR間隔のゆらぎ現象を示した。

現在，心電図のRR50，RR3，RR間隔の変動係数（CV），瞬時心拍数，そして心電図パワースペクトルと $1/f$ が注目され，自律神経機能と運動の関連で処理され，生体信号のゆらぎ現象a一つとして注目されている。

VIII. 中枢神経活動と誘発脳電図

脳波は時々刻々に変化し，脳の活動電位差，個体

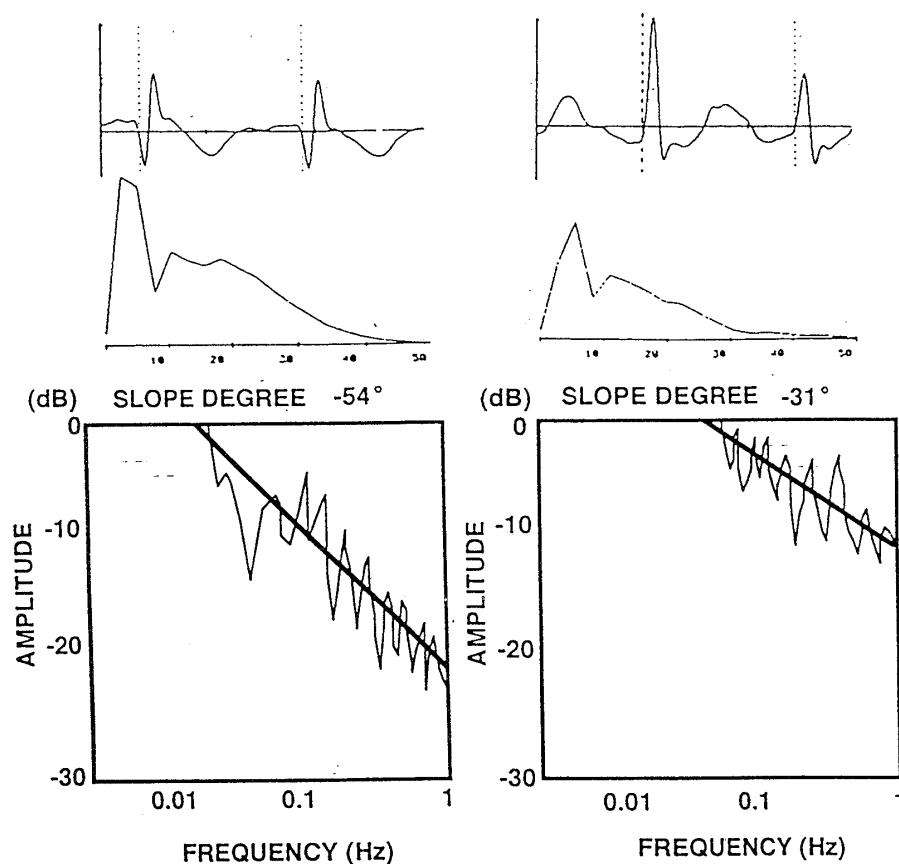


図10 トラック運転中の作業心電図パワースペクトルと $1/f$ ゆらぎ応答図——左側が運転後，右側は運転前のスペクトル

差、加齢によって異なった波形を示し、複雑な周波数成分をもつために、従来その処理に当たっては「波形リズムの視察的印象」に頼らざるを得なかった。脳波分析とは、このような脳波を何らかの客観的な数値で表現しようとすることであり、振動解析理論に基づいて定量的な処理を行う周波数分析の場合が主流を示している。

脳波の定量化には、大別して二つの方法がある。一つは、従来のおびただしい視察的経験から抽出された波形の時間的な分類に対応させて、適宜分類基準を設けて数量化する立場である。人間の脳波については、脳波の基礎リズムの主要成分である波などのそれぞれの周波数帯域の分類や、各種突発性異常波の振幅計測などである。他の一つは、脳波を連続的な時間関数として取り扱わないで、脳電図の直流成分を電位振幅として抽出する方法である。時々刻々の振幅変動、運動直前の事象関連電位(P300)、随伴陰性変動(CNV)そして電気刺激による誘発脳電図(SEPやSVRなど)である。

脳波を確率的に変動する電気現象として取り扱う立場はコンピュータ技術の進歩と相まって、狭義の脳波分析を含め、脳波の統計的性質の解明や、脳波の発生、運動機能との関連性などに関する研究で捉えられている。この方法では、脳波を時間とともに変化する振幅量として統計処理を行うもので、時間領域でのパラメータとしては振幅分布、振幅平均、相関関数、伝達関数などがある。

他方周波数領域に変換して抽出するパラメータとしてはスペクトルや周波数応答関数などがある。いくつかの周波数帯域に分割したフィルターを並列させて脳波を分析する方法は以前からあった。フィルタの帯域幅や分析時間に融通性が少なく、本来、固

定した周波数成分に分割できないという脳波の確率的性質から見ると、分析結果の取り扱いに一定の制約が生じていた。デジタル計算機による場合は、連続的な電位変化を前もってある時間間隔でサンプリングし、離散的な数値データ(A-D変換)として数値解析を行うことが可能となった。

現在、随意運動中や反射運動中の中枢神経機能と制御レベルの解析に、誘発脳電図を使っている。運動中や作業前後における誘発脳電図を記録し、運動や作業のストレス、意欲や動機レベルを定量化しつつある。その一例としてSEP(感覚刺激誘発電位)があり、脳内の興奮性を測定している。

これは30回の脳波を加算することによって、ピーク振幅の増大(DC成分)と雑音やアーチファクト(AD成分)の除去をおこない、極大値振幅(NとP)を算出するものである。個人ごとに運動強度と運動時間条件ごとの振幅差が顕著にあらわれる。これもコンピュータの計算処理能力の結果であり、大変見やすい波形となっている。こうした平均加算法やsuperimposedする方法の開発は著しいものがあり、今後の生体信号処理と、中枢神経レベルの客観的な評価が可能となってくるようである。従来行われていたアンケート方式によるRPE(Relative Perceived Exertion)などのような主観的な表現は少なくなり、生理心理的な運動強度と疲労レベルの客観化がおこなわれてくるだろう。そのためにはより高度のコンピュータ処理技術の応用とその客観的なデータによって運動生理学機構への解明がなされることが期待される。

こうした生体信号を測定・記録し、二次処理以上の演算をおこなうに必要な基本的な実験条件と器具を附表として示した。

参考文献

- 1) Bahler, A.S. (1968): Modeling of mammalian skeletal muscle., IEEE Trans. Bio-Medical Engineering, BME- Vol.15 : 249-257.
- 2) Bigland-Ritchie, B. and J.J.Woods (1984): Changes in muscle contractile properties and neural control during human muscular fatigue., Muscle Nerve, 7 : 691-699.
- 3) Buchthal, F. and E. Kaiser (1970): The rheology of the cross striated muscle fiber., Biol. Med. Dansk, Vidensk Selsk, 21 : 1-318.
- 4) Burke, R.E., P.Rudomin, and F.E. Zajac (1976): The effect of activation history on tension production by individual muscle units., Brain Res, 109 : 515-529.
- 5) Carlson, F.D. and D.R. Wilkie (1974) : Muscle physiology, Prentice Hall Englewood-Cliffs.
- 6) DeLuca, C.J. (1984) : Myoelectric manifestations of localized muscular fatigue in humans., Crit Rev Biomed Eng., 11 : 251-279.
- 7) DeLuca, C.J. and Forrest, W.J. (1973) : Some properties of motor unit action potential trains recorded during constant force isometric contractions in man., Kybernetik, 12 : 160-168.
- 8) Desmedt, J.E. and E.Godaux (1977) : Ballistic contractions in man., characteristic recruitment pattern of single moter units of the tibialis anterior muscle., J.Physiol. (Lond.), 264 : 673-693.
- 9) Gasser, H.S. and A.V.Hill (1924) : The dynamics of muscular contraction., Prac.Roy. Soc., 1396 : 398-437.
- 10) 畠山一平 (1989) : 生物サイバネテックス I, II, 朝倉書店, 初版, 東京.
- 11) Hill, A.V. (1938) : The heat of shortening and the dynamic contraction of muscle., Proc. Roy. Soc., B126 : 136-195.
- 12) Hill, T.E. (1970) : Sliding filament model of muscular contraction.V. Isometric force and interfilament spacing., J.Theor.Biol., 29 : 395-410.
- 13) Houk, J.C. (1986) : The stretch reflex in human muscle system., In the application of control theory to physiological systems., Edited by H.T.Milhorn, W.B.Saunders Philadelphia : 283-316.
- 14) Hultborn, H. and E.Pierrot-Deseilligny (1979) : Changes in recurrent inhibition during voluntary soleus contractions in man studied by an H-reflex technique., J.Physiol., 297 : 229-251.
- 15) Huxley, A.F. (1974) : Muscular contraction., J.Physiol., 243 : 1-43.
- 16) Mashima, K. K. Akazawa, K.Kushima and K.Fujii (1972) : The force-load-velocity relation and the viscous like force in the frog skeletal muscle., Jpn. J.Physiol., 22 : 103-120.
- 17) McComas, A.J. and S.M. Kereshi (1984) : Multiple innervation of human muscle fibers., J Neurol Sci., 64 : 55-64.
- 18) Merletti, R., M. Knaflitz and C. J. DeLuca (1990) : Myoelectric manifestations of fatigue in voluntary and electrically elicited contractions., J. Appl. Physiol., 69, : 1810-1820.
- 19) Morin, C. and E.Pierrot-Deseilligny (1977) : Role of Ia afferents in the soleus motoneurons inhibition during a tibialis anterior voluntary contraction in man., Exp.Brain Res., 27 : 509-522.
- 20) Nardone, A., C. Romano, and M. Schieppati (1989) : Selective recruitment of high threshold human motor units during voluntary isotonic lengthening of active muscles., J. Physiol., 409 : 451-471.
- 21) Pierrot-Deseilligny, E., B. Bussel, J. P. Held and R.Katz (1976) : Excitability of human motoneurons after discharge in a conditioning reflex., Electroencephalogr., Clin. Neurophysiol., 40 : 279-287.
- 22) Rayment, I. and H.M. Holden (1994) : The three dimensional structure of a molecular motor., Trend Biochem. Sci., 19 : 129-134.
- 23) Ritchie, J.M. and D.R.Wilkie (1958) : The dynamics of muscular contraction., J. Physiol., 143 : 104-113.
- 24) Sugi, H. and G.H.Pollack (1979) : Cross-bridge mechanism in muscle contraction., University of Tokyo Press : 85-102, 297-310, 347-363.
- 25) Tanaka, R. (1980) : Inhibitory mechanism in reciprocal innervation in voluntary movements. In : Progress in clinical neurophysiology, 8, spinal and supraspinal mechanism of voluntary motor control and locomotion., edited by J.E. Desmedt, Karger Basel : 117-128.
- 26) Taylor, C.P.S. (1969) : Isometric muscle contraction and the active state., An analog computer study., J.Biophys. : 759-780.
- 27) Volkenstein, M.V. (1969) : Muscular contraction., Biochem. Biophys. Acta, 180 : 462-572.
- 28) Wilkie, D.R. (1950) : The relation between force and velocity in human muscle., J.Physiol., 110 : 249-280.

運動生体信号の記録

附表

種類	信号			生体内雑音 (アーチファクト)		運動生理機能	生体信号の処理	計測機具
	信号の形	大きさ	周波数範囲 (Hz)	種類	大きさ			
誘発脳電図	脳細胞の活動電位	5~300 μ V	0.5~70	心電図 筋電図 体動による分極電圧の変化	1m 2~400 μ V 最大0.5V	中枢神経機能	脳波パワースペクトル 誘発脳電図(SEP, P300など) 微小振動の積分値	生体アンプ(交流増幅器) 歪みアンプと加速度計
誘発筋電図	筋肉細胞の活動電位	2~400 μ V	0.5~1000	心電図 体動による分極電圧の変化 脳波	1mV 最大0.5V 5~300 μ V	運動神経機能 脊椎機能 神経筋機能	運動神経伝導時間(M波) H波とF波の遅れ時間と振幅 筋電図による運動単位 筋振動	タイマー ハインビーター の生体アンプ 生体アンプ 歪みアンプ
心拍数	心筋の起電力	1mV	0.1~100	筋電図 体動による分極電圧の変化	2~400 μ V 最大0.5V	心機能	心拍出量 異常心電図 心電図R-R間隔変動(ゆらぎ) 心拍パワースペクトル	カルデオグラフ
呼吸ガス	酸素と炭酸ガスのイオン変動	3~200 μ V	0.5~2000	窒素ガス	300 μ V	肺機能 自律神経	換気量、酸素脈 酸素摂取量、酸素摂取率 炭酸ガス排出量 エネルギー効率 R-R間隔変動 呼吸リズム	呼吸ガス分析計 CV
血流量	心拍動による血液の流れ	0~10 l/min	DC~100	心電図 血管の拍動 体液による起電力の短絡	1mV 大動脈でmax 1 l/minに相当 ±10%程度の誤差	抹消循環機能	血流量と速度 毛細血管分布密度	レーザードプラー
血圧	心拍動による血液の圧力	-10~250mmHg	DC~100	カテーテルやプローブの揺れ 血流による動圧 体動	±10mmHg +10~20mmHg	循環機能	ポンプ作用 血管内圧	リバロッチ型 オシロメトリック法
物理量	直流成分	10~5000 ストレン	DC~0.5	センサーの方向ずれ	100~5000 ストレン	運動効果器(関節など)の機能	関節角度 関節内圧 床反力 動体視力	エレクトロゴニオメータ フォースプレート アイカメラ