

生体信号処理のレシビ

吉武 康栄 Yasuhide Yoshitake, PhD

大分県立看護科学大学 人間科学講座 健康運動学 Oita University of Nursing and Health Sciences

2003年1月10日投稿, 2003年2月24日受理

キーワード

生体信号処理、筋電図、心電図、脳波、健康科学

Key words

computer signal processing, electromyogram, electrocardiogram, electroencephalogram, health sciences

はじめに

我が国では運動不足社会と高齢社会を同時に迎え、生活習慣病の疾病者数の増加が大きな社会問題になってきている。この現状を踏まえ、近年では高齢者を対象に老化と生活習慣が生体諸機能に及ぼす影響についての研究が盛んに行われている。本学においても「野津原プロジェクト」を立ち上げ、高齢者を対象に検診、体力測定等を数年行っている。その多くは、心拍“数”、最大筋“力”など“量”的な測定から生体機能評価を行っているが、たとえば、心拍数にしても、超高齢者においてはたとえ疾患を有していても健康な若齢者と同じ心拍数を示すこともあることから、単純な量的評価では不十分であるのが現状である。

1948年、ノバート・ウイナー博士が生体機構の解析に工学的手法を導入してから従来のアナログ的解析からは得ることができなかった新たな知見が数多く発表されるようになった。たとえば、高速フーリエ変換法(Fast Fourier Transform: FFT)を用いて、心拍の一拍一拍の変動を解析した場合、上述のようなたとえ同一の心拍数を示していても、拍動を制御する自律神経機能は全く違う活動動態であることも明確に判定できる。このような工学的手法により、心電図、筋電図、脳波などの生体信号を解析することによって、生体諸機能を従来の量的ではなく“質”的に評価することが可能となった。

現在ではハードウェアおよびソフトウェア技術も進歩し、比較的専門知識がなくてもマウスボタン1つでデータ解析が可能となり、解析時間の短縮が計られ

た。しかし、このような測定・解析技術を臨床面に応用した研究分野は歴史的に浅く、今後看護学などにおいても応用できる余地は大きいと思われる。本報では、おもに非侵襲的な生体信号の発生機序を説明し、健康科学(看護学)分野への応用手法(の一部)を紹介する。

筋電図

筋形質の内側と外側の間には電位差があり、これを膜電位と呼んでいる。運動神経などからの電気的な命令(インパルス)が神経終板(motor endplate)を介して筋線維に到達すると脱分極(depolarization)が起こり、膜電位に変化が生じる。これが筋線維の活動電位であり、表面筋電図はこのような正と負を急速に行き来する交流電流を、皮膚表面から導出したものである。結果的に、表面筋電図は、活動中の運動単位の動員(recruitment)数やそれぞれの運動単位の発火頻度(discharge rate)を反映した信号である。

疲労時の筋電図取得の有用性(筋電図測定から個々の運動療法(トレーニング)の負荷を決定する)

現在、生活習慣病疾患者数の増加にともない、運動の重要性が再認識され、「運動療法」がよく臨床の現場で行われている。その場合、運動負荷の決定には対象者の疾患や体力レベルにあわせて決定されるべきであるが、過去においては対象者や現場指導者の主観などで決定されるなど、“科学的”ではないことが多かった。

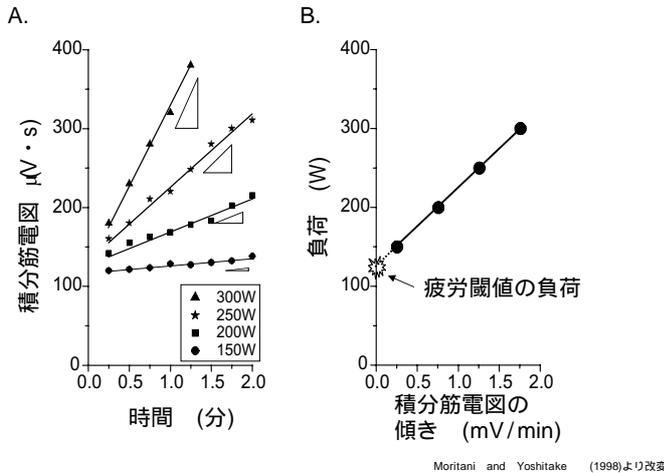


図1. 筋電図による疲労閾値の推定法

自転車エルゴメータなどを用いた運動において、時間とともに徐々に負荷を増大させていくと、やがて疲労困憊になり運動を持続不可能になる。その運動中において、ある運動負荷にたどりつくると、筋の疲労物質である乳酸が生成され始め、その代償として二酸化炭素排泄量も急激に増加し始める(Wasserman et al., 1973)。この乳酸が蓄積される/されないの境目の運動負荷を「無酸素性作業閾値(anaerobic threshold: AT)」と言う。AT以下の運動は、いわゆる「有酸素運動」と呼ばれる脂質を主なエネルギー源として運動形態であるため、体脂肪燃焼(肥満治療・予防)のためには最適の運動負荷指標となりうる。事実、最近では運動療法の負荷決定の指標にこのATが良く用いられるようになっている。

このようなATの決定には、乳酸値測定か呼気ガス測定にて行う。しかし、血中乳酸濃度の測定は侵襲的であるため、被験者によっては不適切な場合もある。また、呼気ガス測定装置は非常に高価であり、地域、施設によっては不備である場合が多い。

一方、筋電図測定による神経・筋活動量の算出からATを決定する試みも行われている。筋疲労にともなう筋電図の積分値は時間に対してほぼ直線的に増加する。また、運動負荷が大きければ疲労度も大きく、それに伴い筋電図積分値の増加率は高くなる(DeVries, 1968)。言い換えると、筋電図の積分値が増加しない強度での運動は、乳酸の蓄積がなく疲労が起こっていないため、理論上は半永久的に運動継続が可

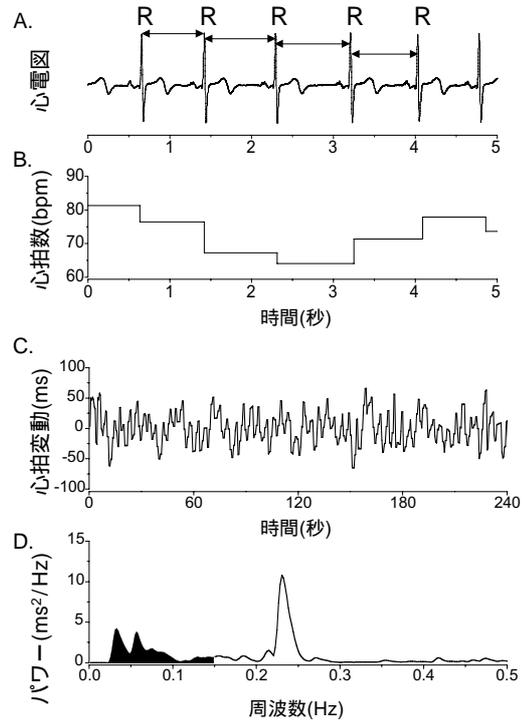


図2. 心拍変動の解析例

能である。この概念を利用して、各個人の筋電図が増加しない運動負荷の閾値(疲労が起こる/起こらないの境目の負荷)の推定を行う。まず、3~4段階の運動を休息をはさんで行い、それぞれの運動時の積分筋電図を時間で直線回帰して積分筋電図の増加率を求める(図1A)。さらに、運動負荷を積分筋電図の増加率で直線回帰することにより、切片が求まる(図1B)。この切片は積分筋電図の増加率(勾配)が“0”時の運動負荷を意味するため、切片の値そのものが筋電図疲労閾値時の負荷となる。この筋電図疲労閾値は呼気ガス分析や乳酸値測定から算出されたAT時の負荷と非常に高い相関関係($r=0.92$)が認められる(Moritani et al., 1993; Moritani and Yoshitake, 1998)ことから、この方法はより簡便なATの推定法となりうる。このように筋電図のような比較的安価で非侵襲的測定からもATの決定が可能であり、運動療法時のトレーニング負荷の決定の指標にも用いることができる。さらに筋電図は、腰痛(Yoshitake et al., 2001)や運動神経疾患の評価(Leonard 1994; Moritani and Yoshitake, 1998)にも応用できることが示されており、臨床分野での利用価値は高い。

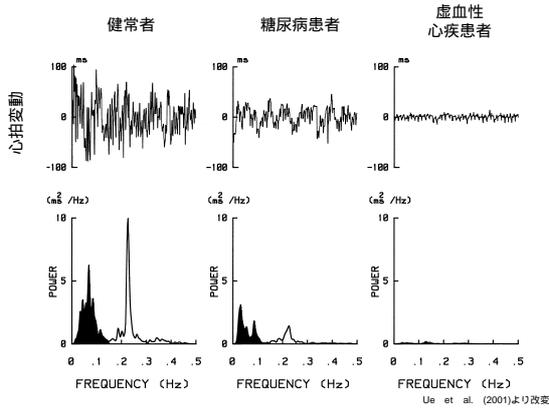


図3. 健常者と生活習慣病患者の心拍変動とそのスペクトル

心電図

心臓は洞房結節で最初の電気的興奮が発生し、時間的な遅れを伴いながら房室結節、さらにヒス束からプルキンエ線維へと伝導されて心筋の収縮を引き起こす。この電気的興奮が伝わる状況を体表面から記録したものが心電図である。

心拍動は、安静時において規則正しいものと思われがちであるが、実際は呼吸や体循環の調節に伴う自律神経の命令を受け一拍一拍ゆらいでいる。この心拍のゆらぎを心拍変動と呼び、心電図のR波とR波の間隔から算出する(R-R間隔; 図2A)。近年では心拍変動の解析によって自律神経機能評価が可能となり、冠動脈疾患、心不全、不整脈、高血圧症をはじめとする心血管系疾患の病態に対する新しいアプローチ法として注目されている。特に、高速フーリエ変換(FFT)などを用いた心拍変動スペクトル解析は自律神経である交感神経および副交感神経活動動態を分別定量化することを可能としている(Akselrod et al., 1981; Task Force, 1996)。この心拍変動スペクトル解析による自律神経機能評価の原理は、交感神経と副交感神経がそれぞれ特定の周波数帯域の心拍変動に反映されることに基づいている。

心拍変動解析の前処理と概念

心拍変動は、呼吸性不整脈の影響を大きく受けるため、一般に心電図測定時には呼吸数をコントロールする必要がある。筆者の研究グループは4秒に1回(0.25 Hz)で呼吸させるようにしている。得られたR-R間隔(図2B)のデータポイント列は時系列的に等間隔ではないが、スペクトル解析時には等間隔の時系列

データが必要であるため、2 Hz(もしくは4 Hz)に再サンプリングし直す必要がある(図2C)。得られた等間隔のR-R間隔はFFTによりスペクトルで図示される(図2D)。このFFTの詳しい説明は本稿では省略するが、要は、「計測信号の中にどのような周波数成分がどのくらい含まれているかを算出する」方法のことである(南, 1986)。

心拍変動解析による心臓自律神経活動動態の定量化

心拍変動のスペクトルには低周波数領域(0.04 ~ 0.15 Hz)と高周波数領域(0.15 ~ 0.5 Hz; 呼吸性不整脈と同期する)にピークが認められ、それぞれLF成分、HF成分と呼ばれている(Yamamoto et al., 1991; Task Force, 1996)。神経系の薬理ブロック(交感神経および副交感神経を別々に遮断する)実験から、LF成分は交感神経および副交感神経活動を、HF成分は副交感神経活動を反映することが明らかとなっている(Akselrod et al., 1981)。特に、HF成分においては、呼吸数の0.25 Hz付近に同期してスペクトルのピークが出現する。

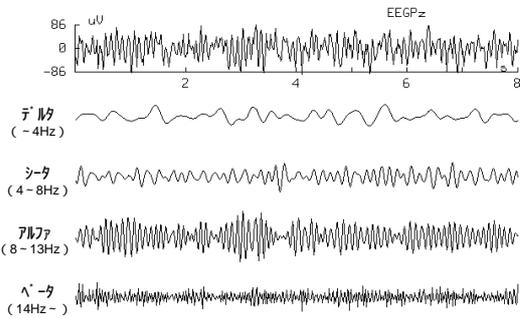
生活習慣病疾患の評価

最近の研究によると、安静時において、Neuropathyが著しい糖尿病患者と健常者の心拍変動スペクトルを比較すると、糖尿病患者では心拍変動のゆらぎが減少しておりスペクトル自体が小さい(図3; Ue et al., 2001)。また、糖尿病を併発している重度の虚血性心疾患においては、ほぼ心拍変動が消失する(図3; Ue et al., 2001)。このように心拍変動からある程度の自律神経調節機能障害を評価することができる。自律神経機能障害は心筋虚血も付随し、心室細動を引き起こす心筋電位活動混乱を誘発する(Collins and Billman, 1989)。さらに、心筋梗塞後に副交感神経活動の低下を呈した患者がもっとも突然死の危険率が高かった事実(Billman and Hoskins, 1989)などを考慮すると、この心拍変動解析による自律神経活動の評価は心機能評価法の一つとして非常に意義があると思われる。

一方で、自律神経活動が低下傾向である肥満者に、持久性トレーニングを施した場合、心拍変動の振幅値が増加することから(Amano et al., 2001)、自律神経活動機能は可逆性を有している可能性があり、生活習慣の改善は自律神経機能改善および心筋由来の突然死の予防になることは言うまでもない。

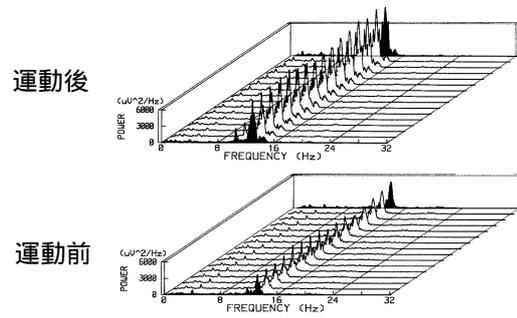
問題点

万能であると思われがちな心拍変動解析であるが、いくつかの問題を抱えている。まず、研究グルー



見正ら (1996) より改変

図4. 逆フーリエ変換法により分離した脳波



見正ら (1996) より改変

図5. 有酸素運動前後の脳波スペクトル

ブによって周波数解析がFFT、Autoregressive model、Maximum Entropy 法など用いており統一されていないため、基準値が未だに存在しておらず、対象者間の比較が難しい。また、スペクトルを明確に分離するため呼吸数を制御する必要性があり、被検者への心理的な影響を考慮すると“通常”の生理学的条件下”とは言い難く、データにばらつきを生じさせる可能性がある。さらには、運動中においては、たとえ交感神経活動が亢進したとしても(本来ならLF成分が増加するが)、心拍数の増加によって心拍変動自体が減少するため、LF成分が減少してしまう弊害もある。これらをすべて解決するために現在研究が進められているが、近年、呼吸制御や心拍数にも関係なく自律神経活動動態を“絶対値”で評価する方法も開発されつつあり(Oida et al., 1997)、今後臨床面での応用性を含めて期待される。

脳波

ヒトの脳は150億～200億個の多種類の神経細胞と、その隙間を埋めているグリア細胞によって構成されている。脳の活動エネルギーはおもに糖質であり、そのエネルギーで営まれる脳の神経細胞とグリア細胞の活動はさまざまな電気的活動を伴う。これらを細胞外で電場電位として記録される電位が脳波発生の起源と言われている。1924年にBergerが初めてヒトの脳波の発見、そして1934年にAdrianが再確認してから(10年間は脳波の存在が認められなかった)、まず癲癇などの治療・診断に応用され、それ以来、脳波の基礎的・臨床的研究は飛躍的な進歩を続け、あらゆる脳疾患に対して不可欠な診断手技となっていった。最近で

は、生体信号のデジタル化が普及し、従来のアナログ(ペン書き)脳波では記録できなかった周波数解析が可能となり(図4)、MRI、PET、fMRI等の画像診断手技とのタイアップした研究が進むであろうと考えられている。

脳波の応用(リラクゼーション効果を評価する)

脳波は、 δ 波(4 Hz未満)、 θ 波(4～8 Hz)、 α 波(8～13 Hz)、 β 波(14 Hz以上)に分類される(図4)。特に、 α 波はリラクゼーション状態で多く発現することから、生理・心理学分野においてはリラクゼーション効果の指標として用いられている。たとえば、運動習慣の持たない中高年者にATレベルでの運動を30分間行わせたところ、 α 波が顕著に増加する(図5; 見正他, 1996)。さらに、脳内麻薬の一種とされている β -エンドルフィン濃度の上昇率は α 波成分の増加率と有意な相関関係が認められている(見正他, 1996)。これらの結果は、有酸素運動は体力の維持・増進だけの効果だけでなく精神的ストレスを低下させ心身をリラクゼーション状態にし、生体にとって有益であることを示している。また、このような α 波の増加は座禅時や筋弛緩法、精神的弛緩法によっても認められる(工藤・吉井, 1983)ことから、脳波によるリラクゼーション評価は、現在のストレス社会においても有用であると考えられる。

おわりに

本稿では、生体信号の解析方法とその意義を説明し、健康科学分野への応用例を紹介した。“工学的”手法は、一見、理解が困難であり敬遠しがちではあるが、実際は複雑系である生体反応をvisual的に簡便に

診断しやすくする。また、たとえば、肥満度を診断する際、体重ではなく体脂肪率で評価することが重要であることが今では常識になっているなど、生体諸機能は、「表面的」な観察ではなく「中身・内容」を重視した評価でないと生理学的な意義が薄れてくる可能性が高い。その意味からも、工学的手法を導入した生体信号解析による生体諸機能評価は重要かもしれない。

現在は、実験測定・解析機器が目覚ましい発展を遂げ、実験解析時間の短縮が図られた。一方で、実験機器やデータ解析システムという方法を熟知しないまま研究が進められるという弊害もしばしば目にするようになったことも事実である。これらを考慮すると、心拍変動の問題点に代表するように、生体信号は解析方法の意味と限界を吟味して使用する必要性がある。今後、看護学分野においても本稿で紹介した方法(だけに限らず)などで、独自性があり質の高い研究が進められることを願う。

謝辞

本稿を作成するにあたり、大分県立看護科学大学助手、品川佳満氏の助言をいただいた。

参考文献

- Akselrod, S., Gordon, D., Ubel, FA., Shannon, DC., Berger, AC., Cohen, RJ. (1981). Power spectrum analysis of heart rate fluctuation: a quantitative probe of beat-to-beat cardiovascular control. *Science*, 10, 220-222.
- Amano, M., Kanda, T., Ue, H., Moritani, T. (2001). Exercise training and autonomic nervous system activity in obese individuals. *Med Sci Sports Exerc*, 33, 1287-1291.
- Billman, GE., Hoskins, RS. (1989). Time-series analysis of heart rate variability during submaximal exercise. Evidence for reduced cardiac vagal tone in animals susceptible to ventricular fibrillation. *Circulation*, 80, 146-157.
- Collins, MN., Billman, GE. (1989). Autonomic response to coronary occlusion in animals susceptible to ventricular fibrillation. *Am J Physiol*, 257, H1886-1894
- DeVries, HA. (1968). Method for evaluation of muscle fatigue and endurance from electromyographic fatigue curves. *Am J Phys Med*, 47, 125-135
- 工藤達之, 吉井信夫(1983). 脳波のとり方よみ方. 第3版, 東京: 南山堂.
- 南茂夫 編(1986). 科学計測のための波形データ処理. 東京: CQ 出版 .
- 見正富美子, 林達也, 柴田真志, 吉武康栄, 西嶋泰史, 森谷敏夫(1996). 有酸素運動における脳波・血中 β -エンドルフィンの動態. *体力科学*, 45, 519-526.
- Moritani, T., Takaishi, T., Matsumoto, T. (1993). Determination of maximal power output at neuromuscular fatigue threshold. *J Appl Physiol*, 74, 1729-1734.
- Moritani, T., Yoshitake, Y. (1998). The use of electromyography in applied physiology. *J Electromyogr Kinesiol*, 8, 363-381.
- Leonard, CT. (1994). Motor behavior and neural changes following perinatal and adult-onset brain damage: implications for therapeutic interventions. *Phys Ther*, 74, 753-767.
- Oida, E., Moritani, T., Yamori, Y. (1997). Tone-entropy analysis on cardiac recovery after dynamic exercise. *J Appl Physiol*, 82, 1794-1801.
- Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology. (1996). Heart rate variability: standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use. *Circulation*, 93, 1043-1065.
- Ue, H., Masuda, I., Yoshitake, Y., Inazumi, T., Moritani, T. (2001). Assessment of cardiac autonomic nervous activities by means of ECG R-R interval power spectral analysis and cardiac depolarization-repolarization process. *ANE*, 5, 336-345.
- Yamamoto, Y., Hughson, RL., Peterson, JC. (1991). Autonomic control of heart rate during exercise studied by heart rate variability spectral analysis. *J Appl Physiol*, 71, 1136-1142.
- Yoshitake, Y., Ue, H., Miyazaki, M., Moritani, T. (2001). Assessment of lower-back muscle fatigue using electromyography, mechanomyography, and near-infrared spectroscopy. *Eur J Appl Physiol*, 84, 174-179.

Wasserman, K., Whipp, B.J., Koysl, S.N., Beaver, W.L.
(1973). Anaerobic threshold and respiratory gas exchange
during exercise. J Appl Physiol, 35, 236-243.

.....

著者連絡先

〒 870-1201
大分県野津原町廻栖野 2944-9
大分県立看護科学大学 健康運動学研究室
吉武 康栄
yoshitake@oita-nhs.ac.jp