



時間周波数解析による心臓自律神経系活動の解析手法の比較

武井, 義明

(Citation)

神戸大学発達科学部研究紀要, 7(2):189-199

(Issue Date)

2000-03

(Resource Type)

departmental bulletin paper

(Version)

Version of Record

(JaLCOI)

<https://doi.org/10.24546/81000375>

(URL)

<https://hdl.handle.net/20.500.14094/81000375>



時間周波数解析による心臓自律神経系活動の解析手法の比較

武井義明¹Comparison of Analyses of Autonomic Nervous System Activity
by Using Time-Frequency Methods

Yoshiaki TAKEI

1 緒言

運動時の循環系の応答に関してはその立ち上がりの特性はよし知られているものの回復過程に関する検討は少ない。Miyamotoは運動に対する循環器系の立ち上がりと回復過程の特性は非対称であることを指摘している[9]。また、運動回復過程における心臓自律神経系の評価に関しては、佐藤ら[15]に報告されているような時間に対する応答特性全体から評価するものが多く、自律神経系活動の時間経過を観察した研究は少ない。

近年心拍変動性の周波数解析により心臓自律神経系活動の定量評価の手法が開発され、広く臨床応用されている[10, 17]。しかし、この手法は時系列データの定常性を強く仮定しており、解析データ全体の統計学的な平均を算出しているに過ぎない。フーリエ変換の手法において統計学的に妥当な数値を得るためには少なくとも注目する周期の10倍の解析時間長が必要だといわれている。したがって、0.1Hz付近の低周波領域におけるデータ解析を行うためには少なくとも100秒以上のデータが必要になる。迷走神経を介した心臓の拍動制御においては1心周期内においても変動があることが知られており、運動回復過程のように急激に心拍数が変化する領域での自律神経系の定量評価は重要な課題である。

波の不確定性原理により周波数分解能と時間分解能を同時に改善する事は不可能であるので、周波数領域の時間変化を知る手法である時間周波数解析においては解析データの特徴にあわせて解析手法を工夫する必要がある。しかし、これまで心拍変動性に対する時間周波数解析を応用した研究は極めて少ない。

そこで本研究の目的は、運動回復期の心拍変動性を時間周波数解析することを目標におき、心臓自律神経系活動の時間経過を観察するための手法を比較検討した。用いた時間周波数解析の手法は、短時間フーリエ変換、ガボール変換およびウェーブレット変換である。

¹神戸大学発達科学部身体行動論講座1999年10月25日 受付
1999年11月20日 受理

2 方法

被験者には健康な男女 21 名を用いた。各被験者には実験前に実験ともなう危険性について説明した後、同意を得た。

実験中被験者は椅座位を保った。各被験者は自転車エルゴメーター上で、5 分間の安静を保った。その後、60rpm の回転数で 10 分間自転車駆動を行った。負荷強度は各被験者の身体能力を考慮して 110~210W の範囲に設定した。運動終了後 20 分間自転車で椅座位安静を保った。

実験中 CM₅ から心電計 (日本光電社製:AB-621G) を用いて心電図を導出し、サーミスター (三栄電器社製:15455) を鼻孔に挿入することで呼吸曲線を得た。すべてのデータは 1kHz のサンプリングレートでいったんデジタルデータレコーダー (TEAC 社製:DR-Ma2) に蓄えた。入力 ±2V に対して 12bit で量子化された。デジタルレコーダーの記録媒体は MO ディスクであり、MS-DOS のバイナリデータとして記録された。

データレコーダーに取り込まれたデータはオフラインで RR 間隔を連続計測した [18]。このデータに対して IPFM モデルに基づき 8Hz で再サンプリングした [2]。運動終了 4 分前から 128 秒間の RR 間隔データを 10 秒遅れで 30 シリーズ取り出した。このデータに対して短時間フーリエ変換、

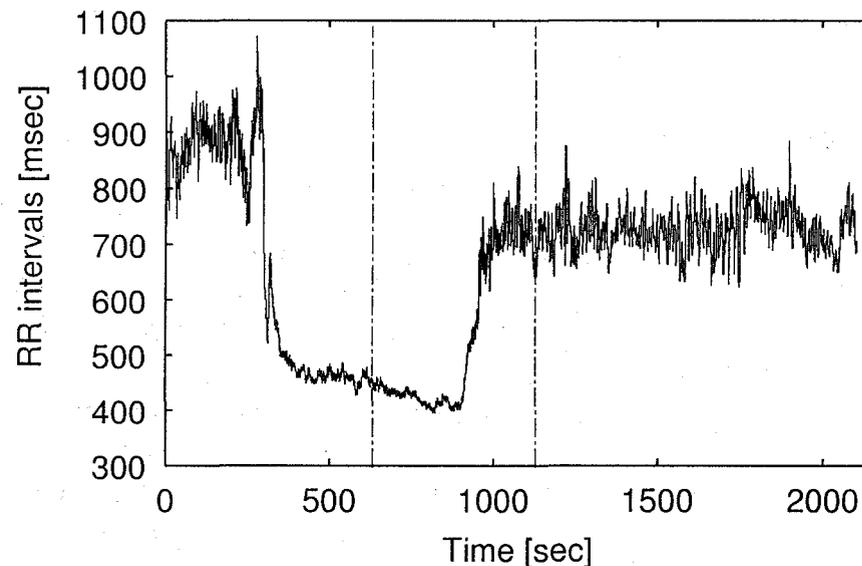


図 1: 運動回復過程の RR 間隔の時系列データ。図中の 2 本の縦線は分析対象の区間を示す。

ガボール変換および 0.025Hz から 0.0125Hz 間隔でウェーブレット変換を行った。演算にはパーソナルコンピュータを用いた (カスタム AT 互換機; CPU Celeron 266MHz)。数値演算のプログラムは C 言語で記述し、FreeBSD2.2.8R で動く gcc でコンパイルした。

関数 $f(t)$ のガボール変換 G は次式に示すとおりである。

$$G(t) = \int_{-\infty}^{\infty} f(t) e^{i\omega t} e^{-\frac{t^2}{8}} dt$$

関数 $f(t)$ のアナライジング・ウェーブレット $g(t)$ による連続ウェーブレット変換 W は次式で示すとおりである [14]。

$$W(b, a) = \int_{-\infty}^{\infty} \frac{1}{\sqrt{a}} g\left(\frac{t-b}{a}\right) f(t) dt$$

時間周波数解析による心臓自律神経系活動の解析手法の比較

アナライジング・ウェーブレット $g(t)$ には Morlet のアナライジング・ウェーブレットを採用した.

$$g\left(\frac{t}{a}\right) = e^{i\frac{\omega_0}{a}t} e^{-\frac{t^2}{2(a\sigma)^2}}$$

ここで $\omega_0 = \pi$ および $\sigma = 2$ とした.

離散ウェーブレット変換ではスケールパラメーター a は 2 のべき乗で構成されるが, 周波数を等間隔にするために次式のように設定した [7].

$$a = \frac{1}{n\Delta f}$$

ただし, Δf は周波数間隔, n は正の整数.

図 2 には各時間周波数解析における核関数の例を低周波および高周波について表示した. フー

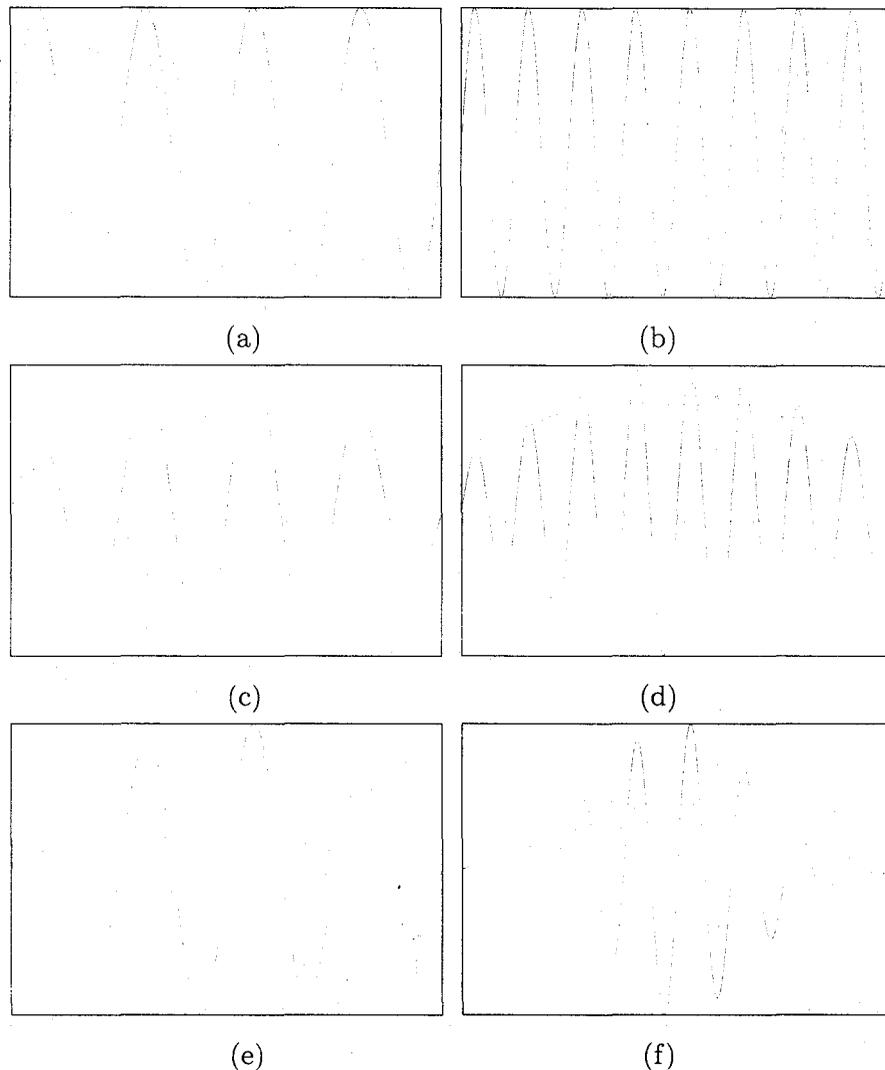


図 2: 各時間周波数解析の核関数. 上段からフーリエ変換, ガボール変換およびウェーブレット変換である. 左側の列が低周波領域分析用, 右側の列が高周波領域分析用である.

リエ変換から実部および虚部の二乗和を計算して、パワースペクトル密度を算出した。ガボール変換およびウェーブレット変換においても同様に実部および虚部の二乗和を計算して、パワースペクトル密度に相当する量を算出した。

3 結果

図3は一人の被験者の運動時から回復過程のRR間隔の時系列データとその時間周波数解析によるデータを最大値をフルスケールにして3次元表示したものである。

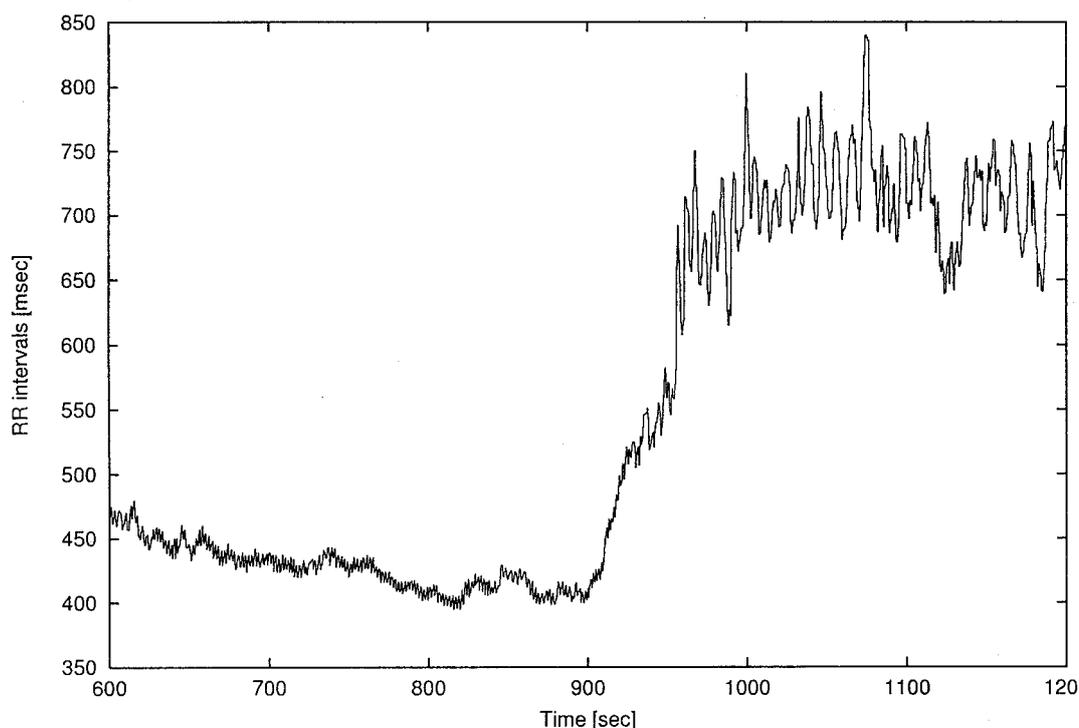


図3: 運動中および運動回復期のRR間隔の動態

RR間隔の時系列より明らかなように運動時の心拍変動性は極めて小さく、運動終了時からRR間隔が回復するにつれて高周波領域と思われる振動が現れていた。

図4は図3のデータを時間周波数解析したものである。短時間フーリエ変換では心拍数の大きな変化がDC成分付近の低周波における巨大な一時的パワーとして表現されていた。この巨大なパワーのため最大値をフルスケールとした表現では高周波領域の変化は読み取りが困難であった。これに対してガボール変換およびウェーブレット変換ではDC成分付近の低周波におけるパワーは相対的に押さえられ、呼吸周波数と思われる高周波領域でのパワーの推移が短時間フーリエ変換に比べるとより明確に表現されていた。

時間推移におけるパワーの変化を明確に表現するためにコントロールプロットで表現した。図5-7は図3と同じ一人の被験者の時間周波数解析の結果をコントロールプロットで表現したものである。各帯域のパワーの時間変化を抽出するために三つの時間周波数解析において等高線間隔を均等に6段階で記述した。

時間周波数解析による心臓自律神経系活動の解析手法の比較

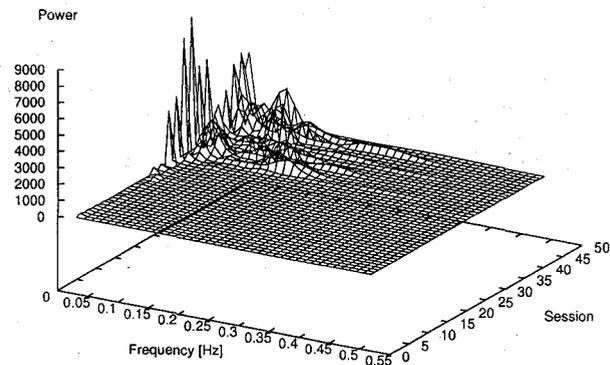
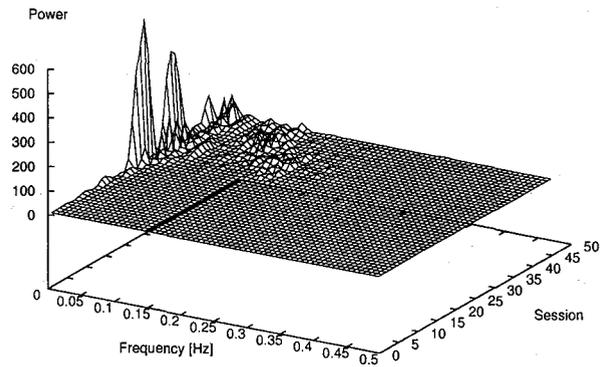
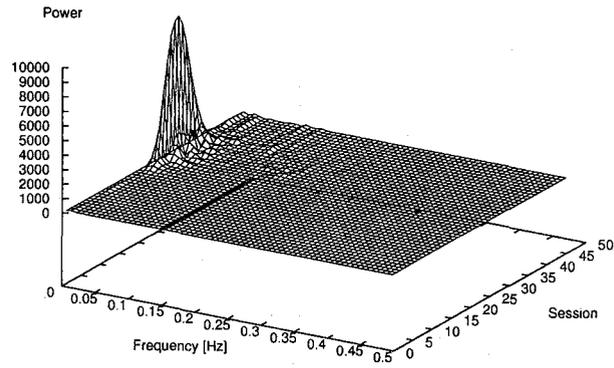


図 4: 運動中および運動回復期の時間周波数解析. 上段から短時間フーリエ変換, ガボール変換およびウェーブレット変換である. 等高線の数および間隔は各変換で異なる.

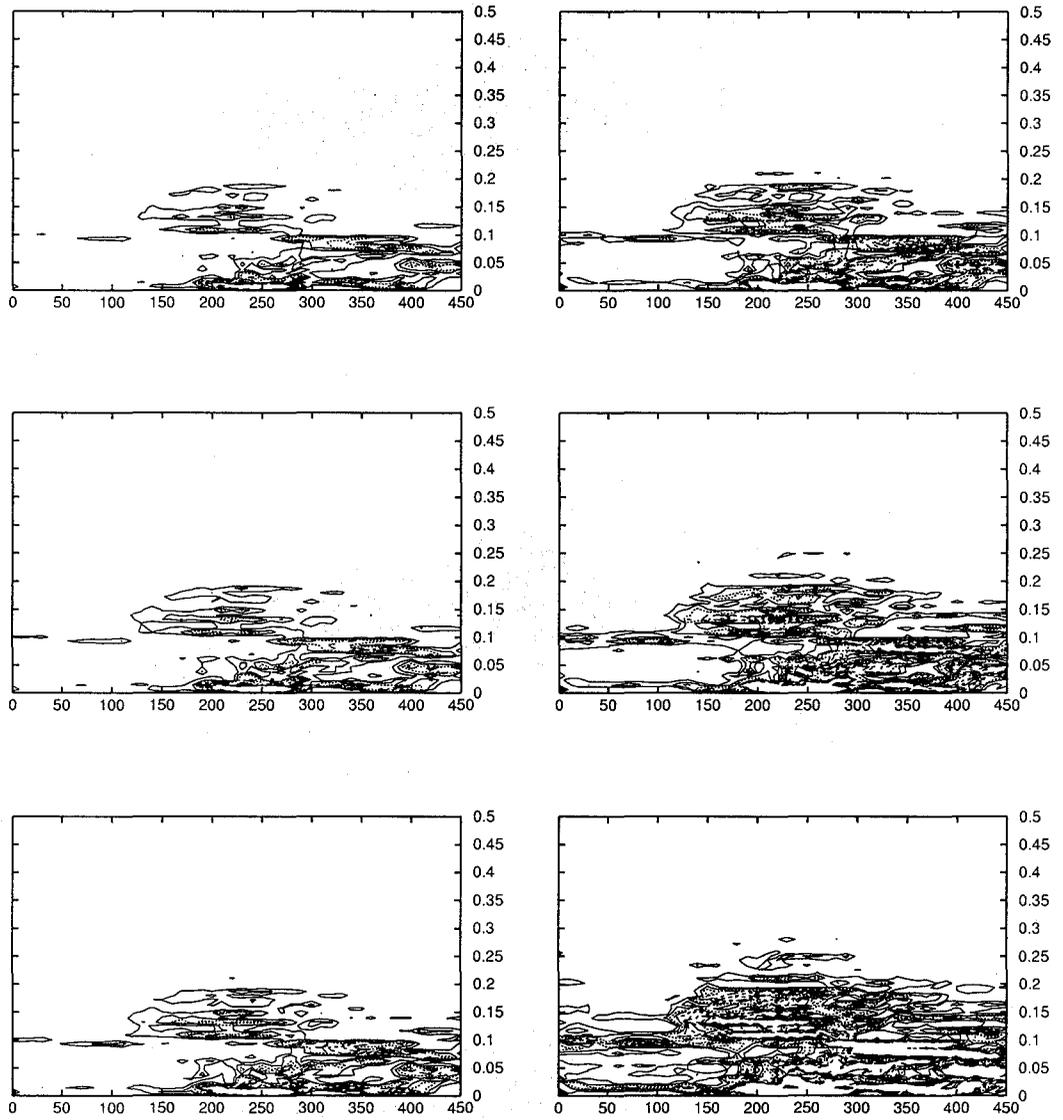


図 5: 短時間フーリエ変換による運動回復期の心拍変動の解析.

時間周波数解析による心臓自律神経系活動の解析手法の比較

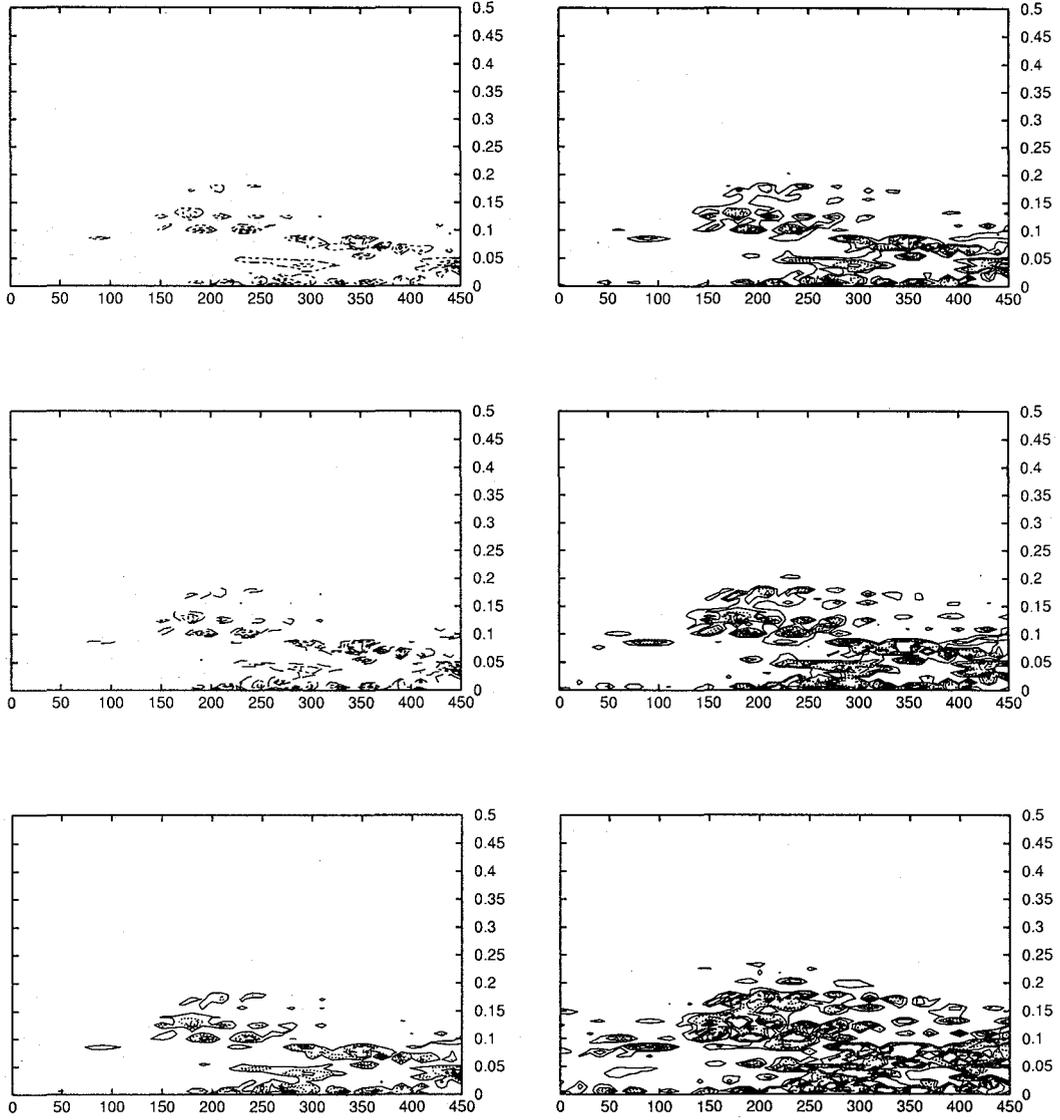


図 6: ガボール変換による運動回復期の心拍変動の解析.

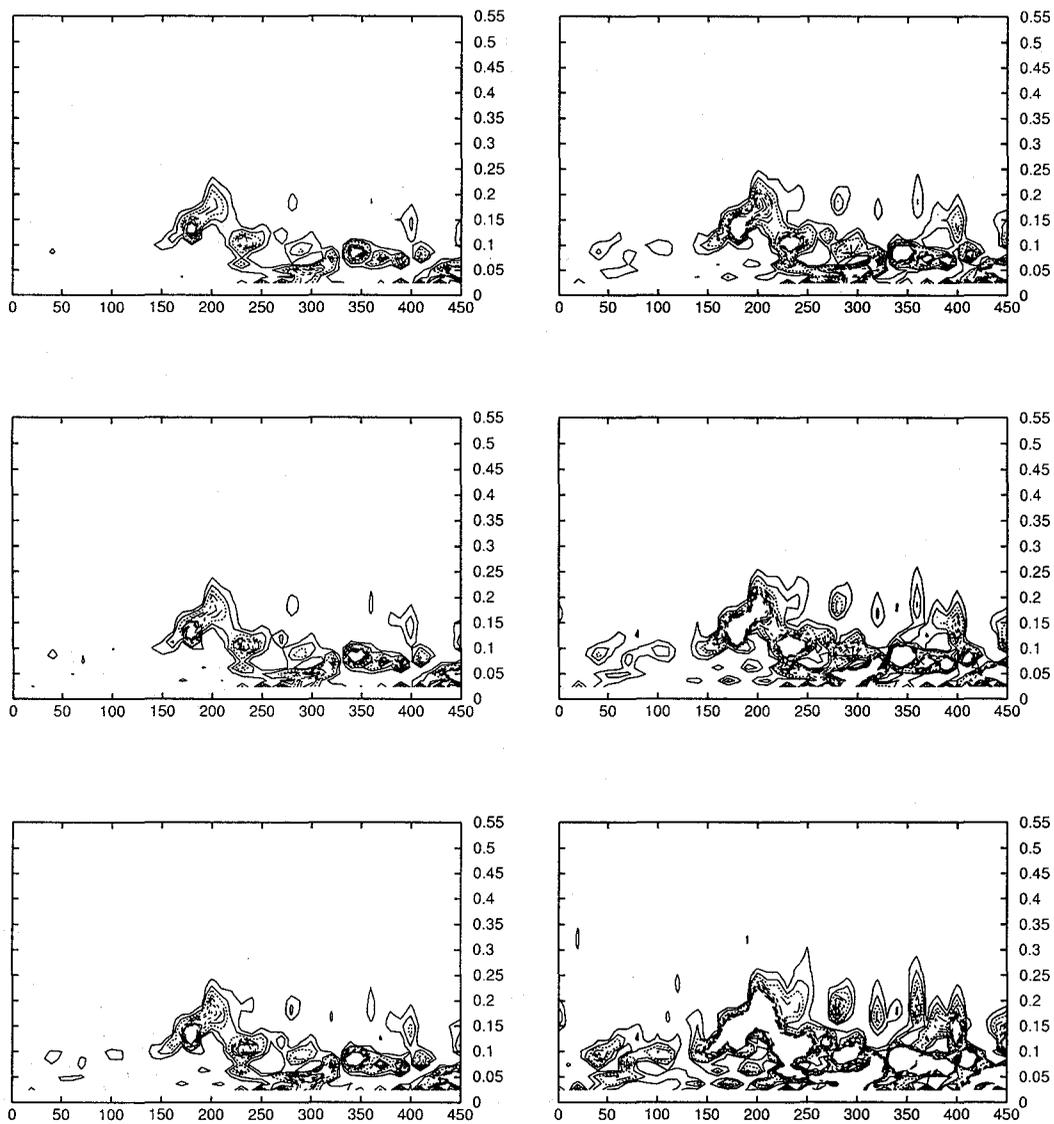


図 7: ウェーブレット変換による運動回復期の心拍変動の解析.

時間周波数解析による心臓自律神経系活動の解析手法の比較

短時間フーリエ変換とガボール変換は全ての被験者においてよく似た変化を示した。図5の例では回復期の初期と思われる時間で0.2Hz付近に大きなパワーが観測され、その後その帯域でのパワーの減衰とともに0.1Hz付近のパワーの増大が認められた。

カンツールプロットの6段階表示から運動回復期における0.15Hzから0.5Hzの間におけるピークと思われる領域に対して視覚的な判断を試みた。短時間フーリエ変換においては21例中20例で判別が可能であったが、ガボール変換においては17例であり、ウェーブレット変換においては全例で判別が困難であった。しかし、呼吸数波数の推移との対応関係は単純ではなかった。主観的かつ定性的な判断ではあるが、ウェーブレット変換ではピークの同定は困難ではあったが、呼吸周波数とほぼ一致する周波数帯域におけるパワーに相当する成分は大きなパワーが認められる。これに対して短時間フーリエ変換ではピークの同定は比較的容易なものの分析次間長の影響を受けやすく、運動回復過程のような呼吸周波数が著しく変動する場合にはその時間変化には追従しにくい性質をしめした。ガボール変換は短時間フーリエ変換とウェーブレット変換の中間的な性質を持つように振舞うように思えた。

4 考察

心臓の拍動間隔に変動性があることは20世紀の初頭に心電図が体表面から計測された早い時期から認識されていたが、その臨床的な意義については1970年代頃に確立したと考えられる[1, 3]。周波数解析の手法が用いられる以前は主にRR間隔の標準偏差や変動係数が用いられており、主に心臓迷走神経系活動を表現していると考えていた。

その後Sayers[16]によって周波数解析により、心臓交感神経系活動および迷走神経系活動を個別に定量評価できる可能性が提示され、実験的な検証[4, 11]とともにその臨床的有用性が報告されている[8, 17]。同時にこの手法の限界についても報告されている[5]。

本研究は運動回復過程の自律神経系の回復過程を記述する方法論として短時間フーリエ変換、ガボール変換およびウェーブレット変換を比較検討することを目的としている。教科書的には運動回復過程においてはまず心臓迷走神経系活動が回復し、遅れて交感神経系が回復するとされている。しかし、定性的にもその過程は個人間において異なることが予想され、このことから個人の呼吸循環系の総合能力を反映するのではないかと考える研究者もいる[15]。

運動時の心拍変動のパワーおよびパワーに相当する計算量の変化はいずれも0.1Hz付近に大きな計算量があることを示した。特に短時間フーリエ変換においてはその表現が明確であった。

運動終了時からの回復過程では一時的に0.1Hz付近のパワーおよび相当量の値が減少し、高周波領域の値が増大していることが示された。その後さらに0.1Hz付近のパワーおよび相当量が増大していく。これは低周波領域のパワーは交感神経系活動だけではなく、迷走神経系活動も含むためであると考えられる[11]。このことが回復期初期に心臓迷走神経系活動および心臓交感神経系活動の回復回復過程が定性的に表現されたと解釈できるかは注意が必要である。回復初期に出現するパワーの中心周波数は短時間フーリエ変換の場合は解析時間長の平均的な値を示し、ガボール変換およびウェーブレット変換では呼吸周波数に一致する領域でのピークの同定が容易でなかったからである。

ガボール変換とウェーブレット変換はフーリエ変換とは異なり、直交変換ではない。ガボール変換およびウェーブレット変換によって計算されたパワーに類するものが物理的にどのような意味を持つかは解釈困難である。したがって、ガボール変換およびウェーブレット変換を用いた場合の定量評価の確立が今後の課題である。

謝辞

本研究の一部は文部省科学研究費基盤研究(C)(2) 課題番号 10680027 より援助を受けて行われた。

参考文献

- [1] Bennett T, Fentem PH, Fitton D, Hampton JR, Hosking DJ, Riggott PA : Assessment of vagal control of the heart in diabetes measures of R-R interval variation under different conditions. *Br. Heart J.*, 39 : 25-28, 1977.
- [2] Berger RD, Akselrod S, Gordon D, Cohen RJ : An efficient algorithm for spectral analysis of heart rate variability. *IEEE trans Biomed. Eng.*, BME-33(9) : 900-904, 1986.
- [3] Ewing DJ, Campbell IW, Murray A: Immediate heart-rate response to standing : simple test for autonomic neuropathy in diabetes. *Br. Med. J.*, 1 : 145-147, 1978.
- [4] Hayano J, Mukai S, Sakakibara M, Okada A, Takata K, Fujinami T : Effects of respiratory interval on vagal modulation of heart rate. *Am. J. Physiol.*, 267 : H33-40, 1994.
- [5] Hayano J, Taylor JA, Yamada A, Mukai S, Hori R, Asakawa T, Yokoyama K, Watanabe Y, Takata K, Fujinami T : Continuous assessment of hemodynamic control by complex demodulation of cardiovascular variability. *Am. J. Physiol.*, 264 : H1229-H1238, 1993.
- [6] Kondo N, Takei Y, Shiba M, Joh H : Does autonomic nervous system response to a mental task differ from that to an exercise task ? 人間科学研究, 3(1) : 1-6, 1995.
- [7] Meste O, Rix H, Caminal P, Thakor NV : Ventricular late potentials characterization in time-frequency domain by means of a wavelet transform. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 41(7) : 625-34, 1994.
- [8] Middleton HC, Coull JT, Sahakian BJ, Robbins TW : Clonidine-induced changes in the spectral distribution of heart rate variability correlate with performance on a test of sustained attention. *Journal of Psychopharmacology*, 8(1) : 1-7, 1994.
- [9] Miyamoto Y, Niizeki Y Dynamics of ventilation, circulation, and gas exchange to incremental and decremental ramp exercise. *J. Appl. Physiol.*, 72(6) : 2244-2254, 1992.
- [10] 大橋佳隆, 大西祥男, 谷崎俊郎, 森本真成, 元木雅浩, 井上智夫, 横山光宏, 武井義明 : 異型狭心症発作前の自律神経系活動—RR 間隔周波数解析を用いて—, 心電図, 13(5) : 646-653, 1993.
- [11] Pagani M, Lombardi F, Guzzetti S, Rimoldi O, Furlan R, Pizzinelli P, Sandrone G, Malfatto G, Dell'Orto S, Piccaluga E, Turiel M, Baselli G, Cerutti S,

時間周波数解析による心臓自律神経系活動の解析手法の比較

- Malliani A : Power spectral analysis of heart rate and arterial pressure variabilities as a marker of sympatho-vagal interaction in man and conscious dog. *Circ. Res.*, 59 : 178-193, 1986.
- [12] Randall CW : 心血管機能の神経性調節, 医薬ジャーナル社, 東京, 1988.
- [13] Sakakibara M, Takeuchi S, Hayano J : Effect of Relaxation Training on Cardiac Parasympathetic Tone. *Psychophysiology*, 31(3) : 223-228, 1994.
- [14] 榊原進 : ウェーブレットビギナーズガイド, 東京電機大学出版局, 東京, 1995.
- [15] 佐藤秀幸, 今井克次, 尾崎仁, 堀正二, 北畠顕, 武田裕, 井上通敏, 鎌田武信 : 運動後心拍減衰曲線による新しい副交感神経指標の開発と副交感神経系活動に及ぼすトレーニング効果の判定. 体力研究, 80 : 53-59, 1992.
- [16] Sayers BM : Analysis of heart rate variability. *Ergonomics*, 16(1) : 17-32, 1973.
- [17] Takei Y, Kotoku S, Takahasi T, Kusukawa R : Noninvasive assessment of autonomic nervous system activity in professional cyclist during sleep. *Med. Sci. Sports Exerc.*, 23(4 suppl.) : S163, 1991.
- [18] 武井義明 : 実時間における R-R 間隔計測のプログラム, 呼吸と循環, 40(3) : 245-248, 1992.

