ウェーブレット解析の産業応用（第２報）

中北 賢司*，藤原 基芳*，新木 隆史**，松岡 敏生**

Industrial Application of Wavelet Analysis(2nd Report)

by Kenji NAKAKITA, Motoyoshi FUJIWARA, Takashi SHINKI and Toshio MATSUOKA

In the living body signal analysis, we must often deal with noisy signal. So we researched the influence of noise elimination by the wavelet transformation and the influence of noise elimination by fourier transformation on the correlation dimension analysis for electrocardiogram wave forms. As a result, it is suggested that noise elimination by the wavelet transrfrormation is profitable for noisy signal with high freqency components.

Key words: wavelet transformation, correlation dimension analysis

１．はじめに

技術の進歩により脈波，心電図などの生体信号を手軽に計測できるようになった．それらの信号の周波数や振幅を計測することで，その人の健康状態が判定される．

当工業研究部では椅子類の研究開発を行っており，座った人の生体信号解析から，健康状態というよりはむしろ疲労状態を判定し，それを椅子類の評価に用いたいと考えている．生体信号は一見規則的に見えるがわずかに揺らいでおり，揺らぎを評価する相関次元解析などを用いることで疲労状態や緊張状態の判定をおこなった報告がある[1)~3)]．

そこで，本研究では心電図波形データの解析に相関次元解析を試みることとした．しかし，実際データを採取したところ信号に対する雑音の比率が大きく相関次元を求めることが困難であった．

このため心電図波形をフーリエ変換，ウェーブレット変換によって雑音処理し，それが相関次元解析にどのような影響を及ぼすのかを検討した．

２．相関次元解析

相関次元解析とは信号が相空間内に描く軌道の次元を評価する方法である[1), 4)]．アルゴリズムについては様々考案されているが，今回はGrassberger-Procacciaのものを用いた．以下に計算方法について簡単に説明する．

離散時間iに対してた得られた時系列をx(i)とする．適当な離散遅れ時間τをとり，式（１）のようにD個の成分を持つベクトル$\vec{x_i}$を構成する．Dのことを埋め込み次元という．

$$\vec{x_i} = \left(x(i), x(i+t), \ldots, x(i+(D-1)t)\right) \qquad (1)$$

再構成された$\vec{x_i}$からn点選び，式（２）で定義される相関積分C(r)を計算する．ここでH(y)はヘビサイド関数で式（３）で表される．

$$C(r) = \lim_{n\to\infty} \frac{1}{n^2} \sum_{i\neq j}^{n} H(r - \| \vec{x_i} - \vec{x_j} \|) \qquad (2)$$

$$H(y) = \begin{cases} 1 & \ldots\ldots\ y \geq 0 \\ 0 & \ldots\ldots\ y < 0 \end{cases} \qquad (3)$$

相関次元をν_DとするとC(r)はr^{ν_D}に比例する．埋め込み次元Dを増やしながらC(r)を計算し，ln(r)-ln(C(r))プロットの傾き$\nu = \Delta \ln(C(r))/\Delta \ln(r)$がある埋め込み次元以上で飽和したらそれを相関次元$\nu_D$とする．

＊　機械情報電子グループ
＊＊　生活技術開発グループ

3．実験および解析

被験者に椅子に座ってもらい，安静時にサンプリングタイム0.01secで心電図を採取した．図１が採取した心電図波形である．雑音とみられる信号が多くのっていることがわかる．

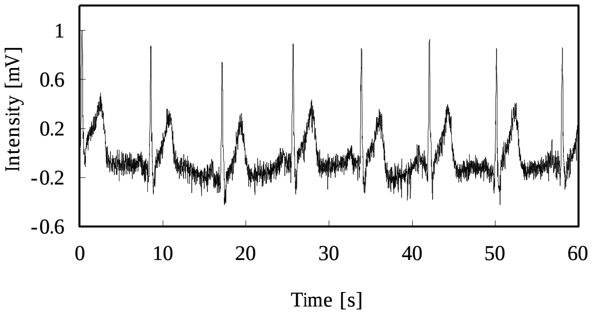

図１　心電図波形

図１の心電図波形から埋め込み次元D=7まで相関積分C(r)を計算し，対数プロットしたものを図２に示す．

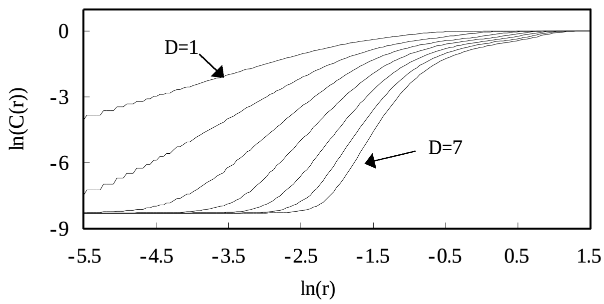

図２　心電図波形のln(r)－ln(C(r))プロット

図２より$\nu=\Delta \ln(C(r))/\Delta \ln(r)$を計算し，プロットしたものを図３に示す．

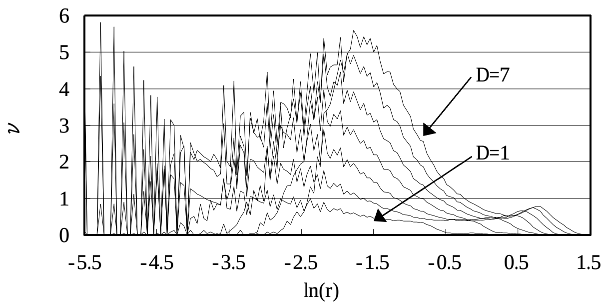

図３　心電図波形のln(r)－νプロット

図３でνはrの小さいところでスパイク状の波形になっている．これはデータ採取の際の量子化の影響がでていると考えられる．ある程度rが大きくなったところで埋め込み次元Dの増加に対してνは飽和していない．これは，この範囲で白色雑音の影響が強いためであると考えられる．このためこの図より相関次元を求めることができない．

図４は図１の心電図波形をフーリエ変換したものである．5Hzあたりからが雑音成分と考えられるが6Hz付近で比較的大きなピークが現れている．

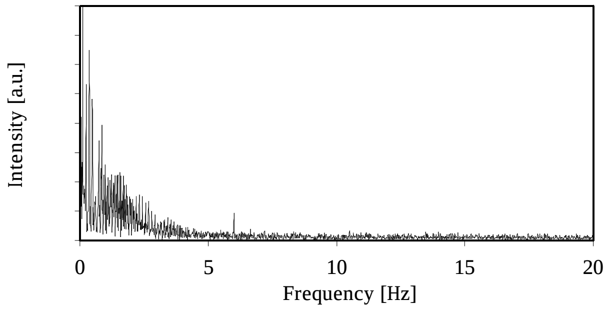

図４　心電図波形のフーリエ変換

図５は図１の心電図波形をDoubechies8ウェーブレットによってウェーブレット変換し，レベル-5まで多重解像度表示たものである．レベル-4に心電信号と見られる波形があることから，レベル-3あたりまでが雑音成分とみられる．

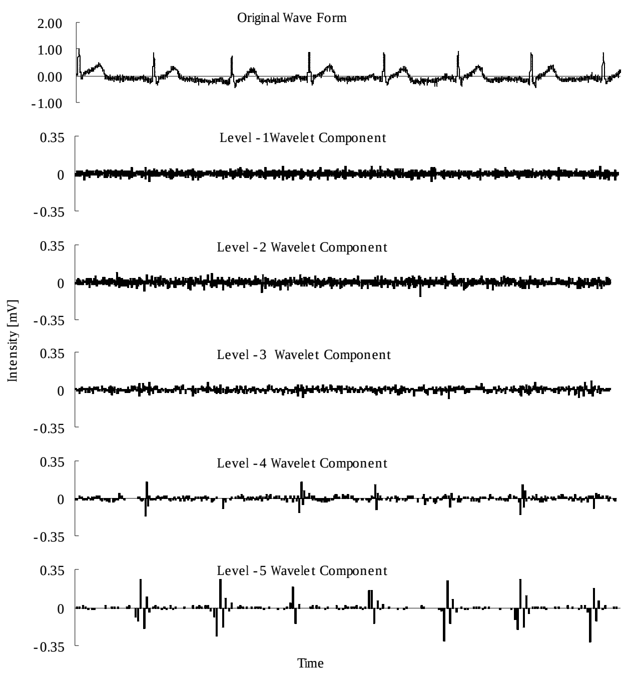

図５　心電図波形のウェーブレット変換

4．雑音処理

図５においてレベル-3は周波数7.8Hz，レベル-4は

周波数3.9Hzに対応しており，フーリエ変換でみられた6Hzあたりのピークは心電信号成分を含んでいると考えられる．これよりフーリエ変換による雑音処理では6Hz以上の高周波成分をカットした．図６にフーリエ変換で雑音処理した心電図波形を，図７にそのln(r)－νプロットを示す.

またウェーブレット変換による雑音処理ではレベル-1からレベル-3までのウェーブレット成分をカットし，レベル-4については振幅の小さいものをカットした．図８にウェーブレット変換で雑音処理した心電図波形を，図９にそのln(r)－νプロットを示す.

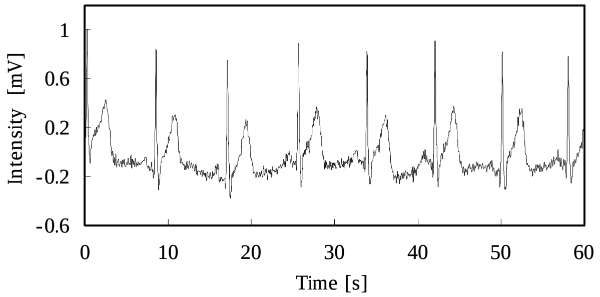

図６　フーリエ変換で雑音処理した心電図波形

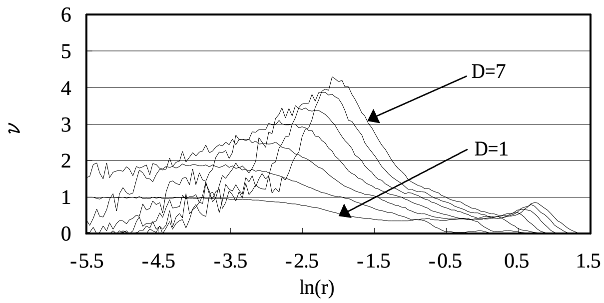

図７　フーリエ変換で雑音処理した心電図波形のln(r)－νプロット

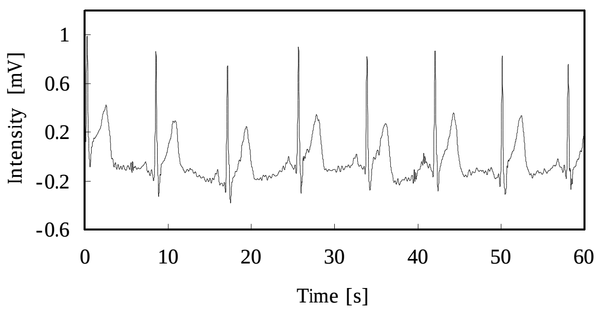

図８　ウェーブレット変換で雑音処理した心電図波形

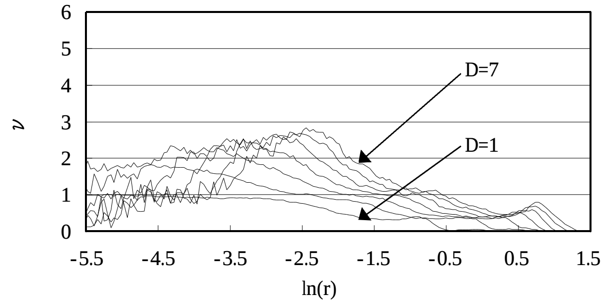

図９　ウェーブレット変換で雑音処理した心電図波形のln(r)－νプロット

図７では，図３に比べて雑音の影響はある程度とれたものの，傾きνは飽和しているとはいえない．一方，図９では傾きνはある程度飽和しており，これより相関次元がおよそ2.7と見積もられる.

５．まとめと今後の課題

今回得られた心電図波形は雑音成分と同程度の周期をもつ成分が存在した．このような信号に対して，ウェーブレット変換では周波数成分を時間ごとに処理できるため，フーリエ変換に比べて精度良く信号と雑音成分を切り分けることができた．このことは相関積分の結果からも明らかである.

一方，求められた相関次元が信号本来の相関次元を表しているかは疑問が残る．今後，同条件下で雑音の極めて少ない心電図波形を採取し確認する必要がある．それが不可能であれば数式モデルによる検討も試みたい.

また，値の正確さはともかく，この方法で見積もった相関次元から疲労評価できないか検討したい.

参考文献

１）合原一幸:"ニューラルシステムにおけるカオス".電機大出版局(1993)
２）福田敏男:"生体情報のカオス解析夜爽快システム".http://www.mein.nagoya-u.ac.jp/activity/1999/RELAX_99J.html
３）岡本豊秀:"心拍間隔のカオス解析".http://www.maru.cs.ritsumei.ac.jp/~vr/index-j.html
４）高安秀樹:"フラクタル科学".朝倉書店(1987)