

ウェーブレット変換による心拍変動解析に関する検討

— R-R 間隔の急激な変化時のパワースペクトルについて —

本 多 薫

(文化システム専攻心理・情報領域担当)

若 井 正 一

(日本大学工学部教授)

1. はじめに

心拍変動解析は、心電図から R 波と R 波の発生間隔の時間（以下、R-R 間隔という）を抽出し、R-R 間隔の変動から自律神経活動を捉えるものである。自律神経は交感神経と副交感神経からなり、心拍変動には低周波数成分（LF 成分）と高周波数成分（HF 成分）と呼ばれる 2 つの主な周波数成分が含まれている。LF 成分は交感・副交感神経活動、HF 成分は副交感神経活動を反映していると言われている^{1) 2) 3)}。人間工学や建築学分野では、温熱環境⁴⁾、洗髪動作⁵⁾、入浴⁶⁾などの生体負担を心拍変動解析を用いて測定する研究が行われている。これらの研究では、R-R 間隔を自己回帰モデルやフーリエ変換によるパワースペクトル解析を行い周波数と振幅（パワー）を抽出する方法が用いられている。しかし、人間の自律神経の活動は時々刻々変化しており、それに呼応して R-R 間隔が非定常に変動するため、従来の解析方法では時間的な変化を捉えることは難しい。そのため、自律神経活動の時間的な変化を捉えるために短時間フーリエ変換によるパワースペクトル解析などの導入が試みられているが、スペクトルが時間と共に大きく変化する場合には、時間軸での局所性が悪くなることが知られており⁷⁾、急激に信号が変化する非定常信号を解析することには限界があった。このような非定常信号である時系列の時間一周波数解析手法にウェーブレット変換（wavelet transform）があり、心拍変動解析にも応用されてきている^{8) 9) 10)}。特に歩行動作などの生体負担の評価に活用するには R-R

間隔の急激な変化時のパワースペクトルを秒単位で抽出し、自律神経活動を捉えることが必要である。しかし、これまでのウェーブレット変換を用いた心拍変動解析の研究では、時々刻々変化する自律神経活動を秒単位で捉えることができるのかは明確に示されていない。

そこで、本研究では基本動作である起立動作と歩行動作を取り上げ、動作開始前後の R-R 間隔を測定する。その R-R 間隔をウェーブレット変換によるパワースペクトル解析を行い、動作開始時の R-R 間隔が急激に変化した場合のパワースペクトルから自律神経活動を秒単位で捉えることができるのかを検討する。

2. ウェーブレット変換による心拍変動解析

心拍の R-R 間隔のデータは非定常な信号であり、これまでのフーリエ変換を用いた解析では、時間軸に沿ったある対象区間の平均としてのスペクトルが得られるため、時間的情報が失われる。そのため、短時間フーリエ変換などが提案されているが、周波数分解能の低下などの問題点が指摘されている。この欠点を補う手法にウェーブレット変換がある¹¹⁾。ウェーブレット変換による時系列データの解析は、フーリエ変換を用いる解析に比べると周波数特性が時間の関数として与えられることになり、時間軸、周波数軸、パワー強度の 3 次元情報として得られる利点があり、非定常な生体信号の時間的な変化を解析するのに有効な手法であると考えられる。

短時間フーリエ変換では周期性と相似性を部分的に崩しながら局所化する。そのため、時間分解

能の精度をあげようとするすると周波数分解能が低下する欠点がある。この欠点を補う手法がウェーブレット変換である^{12) 13)}。短時間フーリエ変換とウェーブレット変換の比較については、多くの著書⁷⁾や論文¹⁴⁾が見られるので、ここでは本研究でのウェーブレット変換の処理について述べることにする。ウェーブレット変換は、局在化する波を表す様々な窓関数の総称であり、マザーウェーブレット(アナライジングウェーブレット)と呼ばれる。基本ウェーブレットを $\Psi(t)$ 、これをフーリエ変換したものをとすると $\hat{\Psi}(t)$ 、 $\Psi(t)$ はアドミッシブル条件(2.1)式を満たす。

$$\int_{-\infty}^{\infty} \frac{|\hat{\Psi}(t)|^2}{|t|} dt < \infty \dots (2.1)$$

これは、 $\Psi(t)$ が振動的であり、その正負の面積が等しく、無限遠域において0に収束することを意味する。アドミッシブル条件が満たされるとき、その連続ウェーブレット変換は(2.2)式のように定義される。

$$(W_{\Psi}f)(b,a) = \frac{1}{\sqrt{a}} \int_{-\infty}^{\infty} f(t) \overline{\Psi\left(\frac{t-b}{a}\right)} dt \dots (2.2)$$

$\Psi(t)$ は、スケール係数を操作することにより窓幅を変化させ、時系列データ $f(t)$ の周波数に対応し、シフト係数を操作することにより $\Psi(t)$ を時間軸に対し平行移動させ、時間情報を得られる。

本研究では、Gabor ウェーブレット(2.3)式を取り上げ、 $\sigma=8$ のときをマザーウェーブレットを用いた。Gabor 関数を用いたウェーブレット変換は、フーリエ変換において時間を局所化するための窓関数としてのガウス関数を用いるもので、従来の周波数解析法であるフーリエ変換に対応できる。Gabor 関数を用いたウェーブレットは最も効率の良い時間—周波数解析を実現する窓関数であり、時間軸上で動的に変化する信号を解析するのに適していると言われている¹⁵⁾。そのため、心拍変動解析に有効な窓関数であると考えられる。よって、Gabor を用いたウェーブレット変換の実部と虚部の二乗和を用いてパワー(Power)を算出し、時間区分を1秒とした。また、本研究で開発したウェーブレット変換による心拍変動解析システムは、プログラム言語はJAVA(JDK)を使用した。

$$\Psi(t) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}\sigma} e^{-\frac{t^2}{2\sigma^2}} e^{-it} \dots (2.3)$$

本研究で開発したウェーブレット変換による心拍変動解析システムが、入力信号を的確に処理できているのかを見るために、心拍変動のスペクトル成分²⁾を考慮し、1秒間隔で振幅が0.1ずつ増加する疑似データ(R-R間隔が70sec/100で0.25Hzの変動成分を含む信号)を用いて確認を行った。図1に疑似データとウェーブレット変換の結果

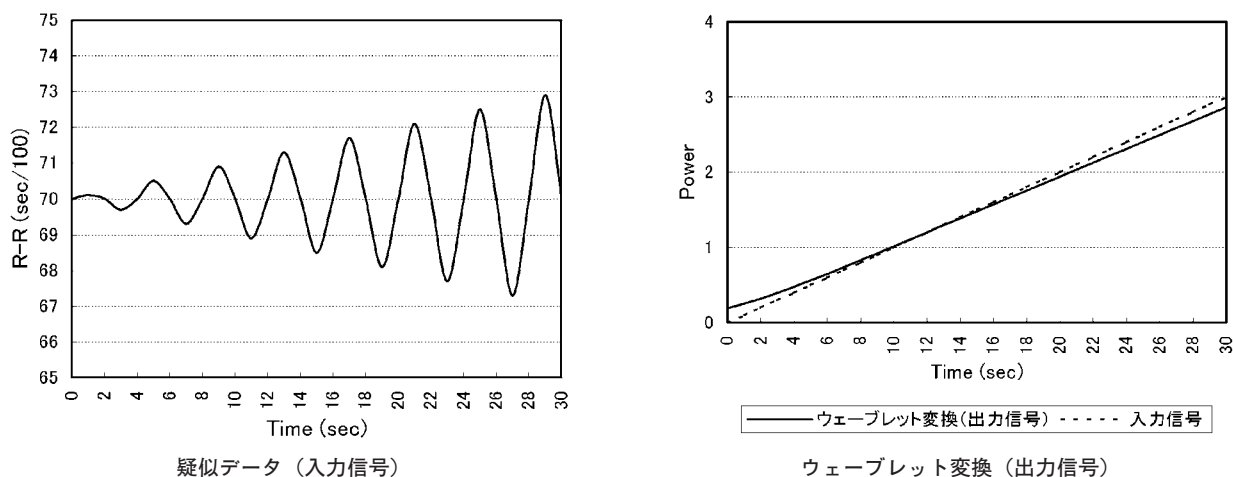


図1 疑似データとウェーブレット変換の結果 (0.25Hz)

果を示す。疑似データのウェーブレット変換後のパワーと時間との関係を見ると、時間の経過とともにパワーが直線的に増加していることが確認できる。疑似データと1秒間隔で出力されたウェーブレット変換の周波数、パワーの誤差を算出したところ、周波数では3.63%以下、パワーでは4.79%以下であった。これらのことから、本研究で開発したウェーブレット変換による心拍変動解析システムは、周波数とパワーの変化を的確に処理していることが確認できる。

心拍変動解析は、R-R間隔の時間データに対して上記のウェーブレット変換によるパワースペクトル解析を行い、0.05~0.15Hz付近に中心周波数をもつ低周波数成分(LF成分)と0.20~0.40Hz付近に中心周波数をもつ高周波数成分(HF成分)を抽出した。0.1Hzの周期を含むLF成分は血圧変動に関連したものであり、交感・副交感神経活動の反映を示し、0.25Hzの周期を含むHF成分は呼吸変動に関連したもので、副交感神経活動を反映していると言われている¹⁾²⁾³⁾。よって、0.05Hz以下を除く0.05Hz~0.15Hzのパワーの総和をLF成分、0.15Hz以上~0.475Hzのパワーの総和をHF成分とした。

また、交感神経と副交感神経の活動は常に拮抗して生体の状態は一定に保たれている。しかし、生体に精神的または身体的な負荷がかかると、交感神経活動が活発になり、副交感神経活動が抑制されることは多くの研究から明らかとなっている¹⁶⁾¹⁷⁾。そのため、心拍変動の解析では、LF成分とHF成分の比率から交感神経活動と副交感神経活動のバランスを分析することが一般的である¹⁸⁾¹⁹⁾。LF/HFの増加は交感神経活動と副交感神経活動とのバランスが交感神経側に傾いていることを示し、LF/HFの低下はその逆を示すと考えられている¹⁹⁾。よって、本研究においても交感神経活動と副交感神経活動とのバランスを検討するため、LF/HFを算出した。

3. 実験内容

3.1 被験者およびR-R間隔の測定

被験者は19歳から24歳の健康な男性5名(身長167~181cm)である。実験前に循環機能が過去および現在において正常であることを確認した。また、カフェインやニコチン等が心拍に影響を与えている²⁰⁾ことから、実験開始前に食事、喫煙をしないように指示した。実験では基本動作である起立動作と歩行動作の2つを取り上げ、動作開始時の心拍のR-R間隔を測定した。R-R間隔の測定は、心拍測定装置(T.K.K.1876a, 竹井機器工業)を使用し、2個の正電極を被験者の胸部に装着し、もう一方の負電極を下肋骨に装着する3電極のCM₅誘導法を用いた。起立動作と歩行動作ともに実験中の被験者をデジタルビデオカメラで撮影し、心拍測定装置のカテゴリの切り換え信号をトリガーとして、心拍のR-R間隔とビデオ映像(被験者の動作)を同期させた。

3.2 実験1(起立動作)

被験者に心拍測定装置を装着し、図2に示すように臥位の姿勢で10分間の安静を取った。その後、10分が経過した時点で、起立し立位になるように合図し立位の姿勢を行わせた。立位後は直立位の姿勢を維持させ、立位位置から動かないように指示した。また、実験中は、窓のブラインドを閉め、室内の照明を消した。なお、室温は21±1°C、湿度47±1%であった。



臥位 → 立位

図2 実験風景(起立動作)

3.3 実験2 (歩行動作)

カウンター椅子に座位姿勢で5分間の安静を取った。その後、5分が経過した時点で、合図とともに歩行を開始させた。歩行方法は、実験前にからかじめ歩行経路を説明し、平坦の建物内の廊下を歩行させた。なお、歩行速度は自由とし、走るなどの急激な動作はしないように指示した。また、座位姿勢(安静時)から歩行姿勢での心臓の

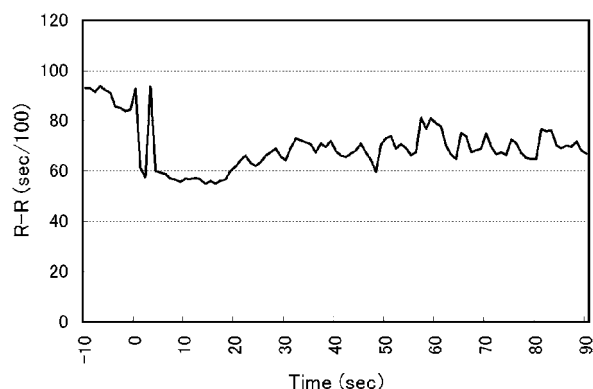


図3-1 起立動作前後のR-R間隔時間の変化(被験者A)

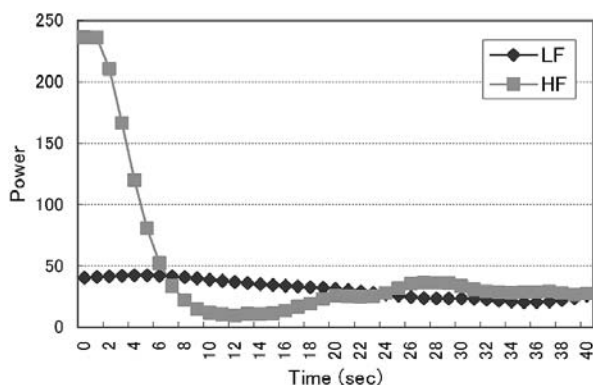


図3-2 起立動作時のLF成分とHF成分の変化(被験者A)

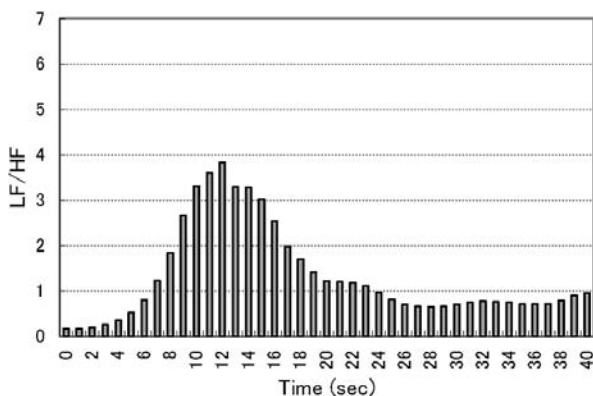


図3-3 起立動作時のLF/HFの変化(被験者A)

高さを同じとするため、昇降式のカウンター椅子を使用した。スタート地点の廊下の室温は $20 \pm 1^{\circ}\text{C}$ 、湿度 $49\% \pm 2\%$ であった。

4 実験結果

4.1 実験1 (起立動作)

今回の実験では被験者5名の心拍のR-R間隔の時間データを測定しているが、まず被験者2名を取り上げた後、全被験者について結果を示す。図3-1に臥位時(-10秒~0秒)から立位時(1秒~90秒)のR-R間隔の変化を示す(被験者A)。臥位時ではR-R間隔が $90\text{sec}/100$ 前後であるが、臥位から立位への動作を開始すると $60\text{sec}/100$ 前後まで急激に短くなる。また、動作開始2~3秒で一度R-R間隔が長くなっている。次に図3-2にウェーブレット変換した後のLF成分とHF成分を示す。ここでは、動作開始時のパワースペクトルの変化に着目するため、0秒(臥位時)~40秒(立位時)のLF成分とHF成分を示すこととする。起立動作を開始するとHF成分が急激に減少し、12秒で最も低くなる。また、LF成分は動作開始後は徐々に低下する傾向はあるが変化は小さい。次に図3-3にLF/HFの変化を示す。起立動作を開始するとLF/HFが増加し、12秒で最も大きくなる。その後、LF/HFは減少する。他の被験者3名(B, C, E)においても同様の傾向が見られた。しかし、図4-3に示す被験者Dは、起立動作開始後のLF/HFに2つのピーク(増加)が見られる。図4-1に被験者Dの臥位時(-10秒~0秒)から立位(1秒~90秒)のR-R間隔の変化を示す。臥位時ではR-R間隔が $100\text{sec}/100$ 前後であるが、臥位から立位への動作を開始すると20秒までR-R間隔が急激に短くなる。しかし、20~21秒でR-R間隔が長くなり、その後、 $80\text{sec}/100$ 前後で推移している。次に図4-2にR-R間隔をウェーブレット変換した後のLF成分とHF成分を示す。起立動作を開始するとHF成分が急激に減少し、12秒で最も低くなる。その後、HF成分が増加して20秒でピークと

なり減少に転じる。また、LF 成分は、起立動作開始後 11 秒まで緩やかに減少し、その後増加し 21 秒前後で減少に転じる。LF 成分および LF/HF の変化は R-R 間隔の変動に対応し、R-R 間隔が短くなると LF 成分が減少し、LF/HF が増加していることが確認できる。

表 1 に全被験者の起立動作における LF/HF の変化の結果を示す。各被験者ともに 7 秒～13 秒で

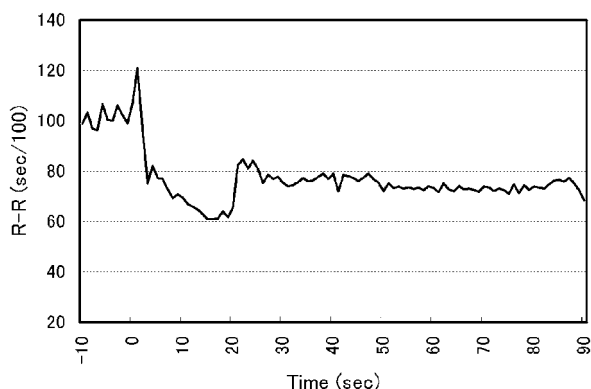


図 4-1 起立動作前後の R-R 間隔時間の変化 (被験者 D)

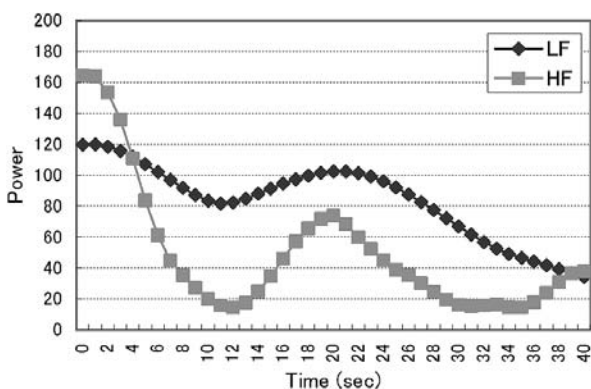


図 4-2 起立動作時の LF 成分と HF 成分の変化 (被験者 D)

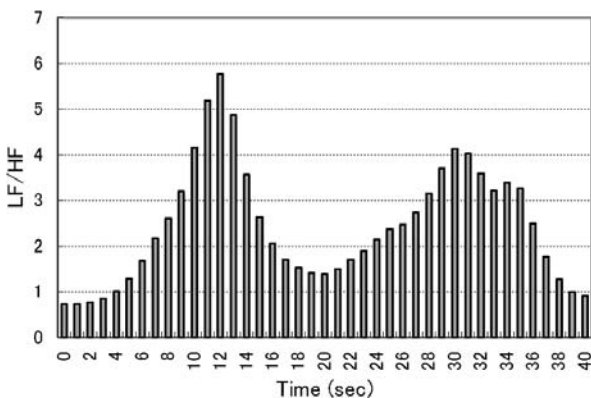


図 4-3 起立動作時の LF/HF の変化 (被験者 D)

LF/HF が最大となっている。起立動作開始後、LF/HF の最大までの時間は、平均 10.8 秒がある。また、起立動作開始時の LF/HF の最大値は、平均 5.861 であり、起立直前 (臥位時) の 5.02 倍 (5.861 (立位時) ÷ 1.168 (臥位時)) となっている。臥位時と立位時 (最大値) との LF/HF の差を t 検定 (対応がある場合) した結果、有意差が認められた ($t=15.270, df=4, p<0.01$)。

以上から、臥位から立位への起立動作を開始すると R-R 間隔は 1～2 秒で急激に短くなる。また、HF 成分は起立動作を開始すると急激に減少する。しかし、LF 成分は HF 成分と比較して変化が小さい傾向にある。LF/HF は起立動作開始後、10 秒前後で最大となり、その後低下する。LF 成分および LF/HF の変化は R-R 間隔の変動に対応しており、R-R 間隔が短くなると LF 成分が減少し、LF/HF が増加することがわかった。

4.2 実験 2 (歩行動作)

代表例として被験者 1 名を取り上げた後、全被験者について結果を示す。図 5-1 に安静時 (-10 秒～0 秒) から歩行時 (1 秒～90 秒) の R-R 間隔の変化を示す (被験者 A)。安静時では R-R 間隔が 70～80sec/100 であるが、歩行開始後 13 秒で 50sec/100 前後まで急激に短くなることを確認できる。その後は、歩行中は R-R 間隔は 50 秒前後で推移し変動は小さい。次に図 5-2 にウェーブレット変換した後の LF 成分と HF 成分の結果を示す。ここでは、歩行動作開始時のパワースペク

表 1 全被験者の LF/HF の結果 (起立動作)

| 被験者 | 最大までの時間 | 最大値 (立位時) | 起立直前 (臥位時) |
|-----|---------|-----------|------------|
| A | 12 秒 | 3.831 | 0.172 |
| B | 7 秒 | 5.417 | 1.034 |
| C | 13 秒 | 6.275 | 1.308 |
| D | 12 秒 | 5.764 | 0.728 |
| E | 10 秒 | 8.019 | 2.597 |
| 平均 | 10.8 秒 | 5.861 | 1.168 |

トルの変化に着目するため、0秒（安静時）～40秒（歩行時）のLF成分とHF成分を示す。歩行動作を開始するとHF成分が減少し9秒で最も低くなる。また、LF成分は歩行動作開始後から24秒前後まで緩やかに低下している。次に図5-3にLF/HFの変化を示す。歩行動作を開始するとLF/HFが増加し、歩行動作開始後9秒で最も大きくなり、その後、LF/HFは減少する。他の被験者においても、歩行を開始するとHF成分が減少し、LF/HF成分が増加する傾向が見られた。

表2に全被験者の歩行動作におけるLF/HFの変化の結果を示す。すべての被験者ともに6秒～9秒でLF/HFが最大となっている。歩行動作開始後、LF/HFの最大までの時間は、平均7.6秒であった。また、歩行動作開始時のLF/HFの最大値は平均5.629であり、安静時の3.17倍（5.629（歩行時）÷1.775（安静時））となっている。安静時と歩行時（最大値）とのLF/HFの差をt検定（対

応がある場合）した結果、有意差が認められた（ $t=5.526, df=4, p<0.01$ ）。

以上から、安静から歩行動作を開始するとR-R間隔は急激に短くなる。その後、平坦な廊下を歩行中はR-R間隔は一定の値で推移する。また、歩行動作を開始するとHF成分は減少する。しかし、LF成分はHF成分と比較して緩やかに減少する傾向が見られた。また、歩行動作を開始するとLF/HFは急激に増加し、歩行動作開始後7秒前後で最も大きくなり、その後、LF/HFは減少する。しかし、平坦な廊下を歩行中はLF/HFの変動は小さくなることがわかった。

5. 考察

本研究では基本動作である起立動作と歩行動作を取り上げ、動作開始前後のR-R間隔を測定した。臥位から立位の起立動作は、急激に心拍数が上昇することが報告されている²¹⁾。心臓の洞結節

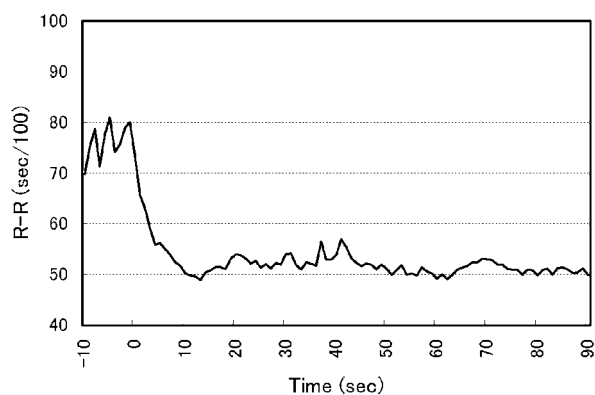


図5-1 歩行動作前後のR-R間隔時間の変化（被験者A）

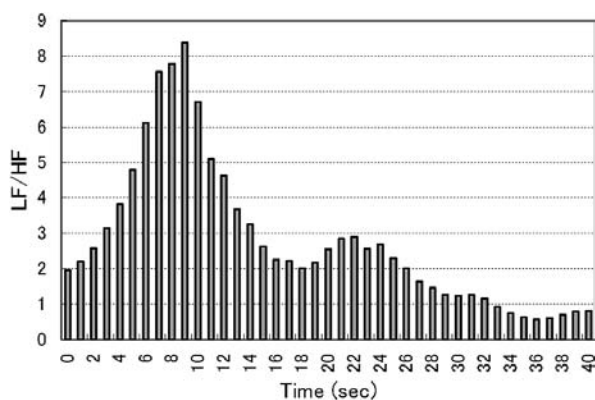


図5-3 歩行動作時のLF/HFの変化（被験者A）

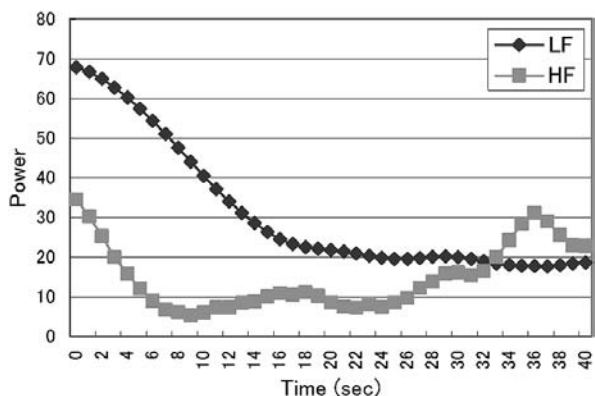


図5-2 歩行動作時のLF成分とHF成分の変化（被験者A）

表2 LF/HFの結果（歩行動作）

| 被験者 | 最大までの時間 | 最大値（歩行時） | 歩行直前（安静時） |
|-----|---------|----------|-----------|
| A | 9秒 | 8.380 | 1.968 |
| B | 7秒 | 4.089 | 1.442 |
| C | 8秒 | 5.817 | 1.857 |
| D | 6秒 | 3.829 | 1.275 |
| E | 8秒 | 6.031 | 2.335 |
| 平均 | 7.6秒 | 5.629 | 1.775 |

には交感神経と副交感神経(迷走神経)の自律神経が入り込んでおり、この二つの神経は相互に拮抗的に働き、交感神経は心臓の活動を高め、副交感神経は抑制的に作用することによって心臓の動きを調整している。体位を臥位から立位に変化させると、起立動作に伴う運動中枢の興奮と下肢や腹部内臓などに血液が貯留し、心臓への静脈環流が減少するため、圧受容体が刺激されることにより交感神経活動が活発になるとともに副交感神経活動が抑制される。その結果、心拍数が上昇する。特に圧受容体の刺激による交感神経活動により、心拍数を大きく増加させる²¹⁾。今回の実験結果においても、臥位から立位への起立動作を開始するとR-R間隔が1~2秒で急激に短くなること(心拍数の上昇)が認められた。また、起立動作開始2~3秒で一度R-R間隔が長くなる現象が見られた。呼吸を止めるとR-R間隔が長くなると言われている²⁰⁾ことから、起立動作時に全身に力を入れるため呼吸が止まり、R-R間隔が一時的に長くなったものと思われる。

心拍変動に関するの先行研究では、LF成分は血圧変動に関連したものであり、交感・副交感神経活動の反映を示し、HF成分は呼吸変動に関連したもので、副交感神経活動を反映していると言われている¹⁾²⁾³⁾。また、LF成分だけでは交感神経活動の変化を表さないが、LF/HFは交感神経活動を表すとの指摘がある¹⁹⁾。今回の研究では、ウェーブレット変換により1秒単位でLF成分とHF成分を抽出した。その結果、HF成分は起立動作を開始すると急激に減少する、しかし、LF成分はHF成分と比較して変化が小さいことなどが認められた。HF成分は副交感神経活動を反映していることから、起立動作を開始すると急激にHF成分が減少したものと考えられる。しかし、LF成分は、交感神経活動と副交感神経活動の両方の支配を受けているため、LF成分はHF成分と比較して変化が小さいと考えられる。

次にLF/HFの増加は交感神経と副交感神経とのバランスが交感神経側に傾いていることを示す

と言われている¹⁹⁾²²⁾が、今回の実験結果では、LF/HFは起立動作開始後、10秒前後で最大となり、その後減少することが認められた。すなわち、起立動作開始した直後は、交感神経の活動が優位となり、副交感神経の活動が抑制されたためであると思われる。しかし、起立開始後10秒前後でLF/HFが低下するが、生体のバランスを維持する働きにより、副交感神経活動が活発となり交感神経活動が抑制されたためであると考えられる。また、起立動作開始時のLF/HFの最大値は、起立直前(臥位時)の平均5.02倍となった。臥位時と立位時(最大値)とのLF/HFの差には有意差が認められた。従来の一フーリエ変換によるパワースペクトル解析では、データの窓(切り出し区間)の平均パワーとして得られるために、急激に変化するパワーを捉えられない。しかし、今回のウェーブレット変換によるパワースペクトル解析では、起立動作開始直後からLF/HFの増加を捉えており、R-R間隔の急激な変化時のパワーを適切に処理しているものと思われる。

歩行などの筋的運動では、まず上位脳である運動中枢の興奮や間脳における精神的興奮が脊髄の心臓中枢を刺激することによって、心臓の動きを促進する。よって歩行を開始すると交感神経活動が活発になり副交感神経(迷走神経)活動が抑制されるために心拍数が増加する²³⁾²⁴⁾。しかし、歩行による負荷量に対する一定の心拍数に達すると副交感神経活動が働くとともに交感神経活動が抑制され、心拍数を定常状態に保持すると言われている²⁴⁾。今回の実験結果では、安静から歩行動作を開始するとR-R間隔は急激に短くなる。その後、歩行中はR-R間隔は一定の値で推移する傾向が見られた。このことは、歩行を開始すると、交感神経活動が活発になり副交感神経活動が抑制されることにより、R-R間隔が短くなる。しかし、平坦な廊下を一定速度で歩行した場合には、歩行による負荷量が短時間で一定となり、交感神経と副交感神経が拮抗し、R-R間隔の変動が小さくなったと推察される。今回の研究では、

ウェーブレット変換により1秒単位でLF成分とHF成分を抽出した。その結果、歩行を開始するとHF成分は減少する。しかし、LF成分はHF成分と比較して緩やかに減少する傾向が見られた。このことは、起立動作と同様に歩行動作においても、歩行を開始すると副交感神経の活動が抑制され、HF成分が減少したものと考えられる。しかし、LF成分は、交感神経活動と副交感神経活動の両方の支配を受けているため、LF成分はHF成分と比較し変動が小さいと考えられる。また、歩行動作を開始するとLF/HFは急激に増加し、歩行動作開始後7秒前後で最大となり、その後、LF/HFは減少する。また、歩行中はLF/HFの変動は小さくなる傾向が認められた。上述した歩行開始後、負荷量が一定となり交感神経と副交感神経が拮抗し、LF/HFの変動は小さくなったと推察される。

起立動作は主に圧受容体の刺激による自律神経活動であり、歩行動作は主に運動中枢の興奮による自律神経活動である。圧受容体の刺激による自律神経活動は防衛反応であり、運動中枢の興奮による自律神経活動よりもR-R間隔が急激に変化する。ウェーブレット変換により秒単位でLF成分とHF成分を抽出することにより、R-R間隔が急激に変化する圧受容体の刺激による自律神経活動も捉えられるものと考えられる。

以上より、これまでのフーリエ変換や自己回帰モデルを用いたパワースペクトル解析では時間的情報が失われるため、急激にR-R間隔が変化する心拍変動の時間的変化を解析することができなかった。しかし、R-R間隔をウェーブレット変換し、HF成分とLF成分の変化を秒単位で抽出することにより、動作時の自律神経活動を捉えることができると考えられる。人間工学や建築学などの分野では、心拍変動解析から自律神経活動を捉え、生体負担を測定することが行われているが、ウェーブレット変換により秒単位のLF成分とHF成分を抽出することにより、時々刻々と変化する生体負担を測定できると考えられる。

6. まとめ

本研究では基本動作である起立動作と歩行動作を取り上げ、動作開始前後のR-R間隔をウェーブレット変換によるパワースペクトル解析を行った。その結果、起立動作および歩行動作ともに、動作を開始するとR-R間隔の時間が短くなるとともに、HF成分の減少とLF/HFの増加が認められた。動作開始時のR-R間隔が急激に変化した場合でも、ウェーブレット変換によりHF成分とLF成分の変化を秒単位で抽出することにより、自律神経活動を捉えられることを示した。

歩行や運動などの動的な動作時にはR-R間隔は非定常に変動する。そのため動的な動作時の生体負担の評価に活用するにはパワースペクトルを少なくとも秒単位で捉えることが必要である。ウェーブレット変換により秒単位のLF成分とHF成分を抽出することにより、時々刻々と変化する生体負担の測定ができるものと考えられる。

参考文献

- 1) Pomerantz, B. et al.: Assessment of autonomic function in human by heart rate spectral analysis, American Journal of Physiology, Vol.17, H151-H153, 1985
- 2) 早野順一郎: 心拍変動の自己回帰スペクトル分析による自律神経機能の評価, 自律神経, Vol.25 No.3, pp.334-343, 1988.12
- 3) Sayers, B. McA.: Analysis of heart rate variability, Ergonomics, Vol.16 No.1, 17-32, 1973
- 4) 西川向一, 平澤由美, 長町三生: 温熱環境が心拍変動に与える影響, 人間工学, 第33巻第2号, 105-112, 1997
- 5) 橋口暢子, 井上範江, 石橋圭太, 栃原裕: 洗髪台使用時における洗髪動作が生理心理反応に及ぼす影響, 日本生理人類学会誌, 第6巻第2号, 57-64, 2001
- 6) 長谷川貴之, 横山清子: 心拍変動による温泡

- バスの快適性・生体負担度の評価, 電子情報通信学会技術研究報告, MBE2002-136, 29-32, 2003
- 7) 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
- 8) 横山清子, 大見直史, 森本陽子, 水野康文, 高田和之: 心拍変動時系列のウェーブレット変換による車軸運転時生体負担評価, 電気学会論文誌, 第 122-C 巻第 1 号, 36-41, 2002
- 9) 島津幹夫: 自律神経機能評価のためのウェーブレット変換による心拍変動の時間周波数解析, 第 13 回生体・生理工学シンポジウム論文集, 311-314, 1998
- 10) 大谷和則, 木竜徹, 齊藤義明: 時間周波数解析による周期運動時心拍変動の自律神経系成分の抽出, 電子情報通信学会論文誌, D-II, J 81-D-2 (2), 429-436, 1998
- 11) ヘルナンデス・ワイズ: ウェーブレット変換, 科学技術出版, 東京, 2000
- 12) 山田道夫: ウェーブレット解析とその応用, 電子情報通信学会誌, 第 76 巻第 5 号, 518-528, 1993
- 13) R.K. ヤング (訳: 袋谷賢吉): ウェーブレット—信号処理とシステム推定への応用—, トップラン, 東京, 1997
- 14) 野呂国栄, 木竜徹, 齊藤義明: 複合活動電位波形の分離における各種展開法の比較, 信学技報, MBE94-2, 9-16, 1994
- 15) 横山清子, 森本陽子, 水野康文, 高田和之: ウェーブレット変換によるパワースペクトル推定法, 医用電子と生体工学, 第 37 巻第 3 号, 35-42, 1999
- 16) 真島英信: 生理学 改訂第 17 版, 文光堂, 1978
- 17) Pagani M., Lombardi F., Guzzetti S., et al.: Power spectral analysis of heart rate and arterial pressure variabilities as a maker of sympatho-vagal interaction in man and conscious dog, Circulation Research, Vol. 59 No.2, 178-193, 1986
- 18) 中尾睦宏, 熊野宏昭, 久保木富房, 末松弘行, 安士光男, 高島香代子: 呼吸回数が心拍変動に与える影響について, 心身医学, 第 35 巻第 6 号, 455-462, 1995
- 19) 安藤真一, 竹下彰: 心拍数のパワースペクトル, 総合臨牀, 第 39 巻第 9 号, 2222-2226, 1990
- 20) 山地啓司: 運動処方のための心拍数の科学, 大修館書店, 東京, 1981
- 21) 日本自律神経学会編: 自律神経機能検査 (第 3 版), 文光堂, 東京, 2003
- 22) Rimoldi, O., Pierini S., Ferrari A., et al.: Analysis of short-term oscillations of R-R and arterial pressure in conscious dogs, American Journal of Physiology, 258 (4), H967-H976, 1990
- 23) 辰濃尚, 猪飼哲夫他: 健常者における運動負荷と身体活動量, 心拍数, 心拍変動, 血圧の変化: リハビリテーション医学, 第 35 巻 11 号, 823-824, 1998
- 24) 山地啓司: 心臓とスポーツ, 共立出版, 東京, 1982