

離散ウェーブレット多重解像度解析による ドライバ精神負担度の可視化*

関根 太郎**, 武居 昌宏**, 岡野 道治***, 長江 啓泰***, 斎藤 兆古†, 堀井 清之††

Driver's Mental Stress Visualization by Discrete Wavelet Multiresolution Analysis

Taro SEKINE, Masahiro TAKEI, Michiharu OKANO, Hiroyasu NAGAE,
Yoshifuru SAITO and Kiyoshi HORII

ABSTRACT

Discrete wavelet transform has been applied to analyzing a driver's *R-R* Interval tachogram. Consequently, two specific wavelet levels indicate the dominant frequency that shows driver's mental stress with the time process. This visualization technique is able to replace the former analysis based on Fourier transform in driver's time-transient circumstances. The experiments are carried out with a driver carrying an electrocardiograph in a passenger car circulating a test course with 140km/h. The *R-R* Interval tachogram was obtained from the driver before and while driving. The motivation behind this work is to establish a driver's mental model while a driver operates a vehicle. The model contributes to safety and comfortable driver's circumstances in road traffics.

Keywords : Visualization, Mental stress, Discrete wavelet transform, Driver's model, Multiresolution analysis

1. 緒言

一般に、「人間」、「自動車」および「道路環境」を構成要素として表現される道路交通システムをとらえる上では、自動車や道路環境の把握・モデル化に加えて適切なドライバモデルの構築が必要になる。このモデルにより、例えば、各種自動車における様々な運転状況下のドライバの精神状況などを把握することが可能となり、運転の負担を軽減する車両の実用化を進め、高齢者の事故率の低減などに貢献できると考えられている。ドライバモデル構築の基礎研究として、筆者らは人間の視覚情報による認知・判断特性の把握を試みるとともに¹⁾、運転時の心拍信号を測定し、その拍間 (*R-R* 間隔) 変動のパワースペクトル密度を用いて、ドライバの精神負担度の測定法を検討してきた²⁾。精神負担度の表現には様々な生体反応を用いた方法が検討されているが、この手法

は、特に臨床医学の分野で患者の心負担を調べるために用いられてきたものであり、自律神経系の興奮状態もとに精神負担度を表す方法である³⁾。これまでの筆者らの研究の結果、運転時については *R-R* 間隔変動パワースペクトル密度の高周波領域面積 (H. F. P. A.) に着目し、その増減によって精神負担度を表すことが有効であるとの知見を得た^{2),4)}。

しかし、このような *R-R* 間隔変動パワースペクトル法では、時間情報が消去されてしまうために時間経過によるドライバの精神負担度の把握が難しく、時々刻々と変化する運転場面での精神負担度の把握には、別の解析手段が必要である。

このような時間情報を残したまま周波数特性を得る手段としてウェーブレット解析が注目を集めており⁵⁾、あらゆる分野における波形解析に用いられている。例えば、臨床医学の分野では、H. Dickhausらが、Morlet Wavelet や Hamming Wavelet を用いて、Electrocardiogram (ECG) の波形を解析し、心筋梗塞や心筋頻はくの同定を行った⁶⁾。流体工学の分野では、石川らが、Morlet 関数や Mexican hat 関数を用いて、乱流後流の渦構造を解析し⁷⁾、田畑らが、修正 Mexican hat ウェーブレットを用いて、拘束噴流内の二次元流れを可視化した⁸⁾。また、*R-R* 間

* 原稿受付 1999年12月28日 1999年7月可視化シンポジウムにて一部講演

** 正会員 日本大学 理工学部

*** 日本大学 理工学部

† 法政大学 工学部

†† 正会員 白百合女子大学

隔変動波形の周波数解析を目的として、Gabor 関数を用いたパワースペクトルの推定法やその解析方法の提案⁹⁾¹⁰⁾がなされた。そして、これらの波動解析では、連続ウェーブレットが使われているのが一般的である。

一方、筆者の一人である斎藤らは離散ウェーブレットの特徴のひとつである正規直交系多重解像度解析に着目し、それを電磁界計算へ応用し¹¹⁾、ノイズフィルタ評価に適用した¹²⁾。さらに、Liらは、その多重解像度解析を2次元噴流画像の解析に適用した¹³⁾。

このように連続ウェーブレット解析が波動解析に多用されてきているが、離散ウェーブレットの多重解像度解析を、そのドライバモデルの構築に必要な R-R 間隔変動の波動解析に適用する試みは、現在まで全くなされていない。

本研究は、運転環境の時間変化を加味したより適切なドライバモデル構築の第一ステップとして、周回コース運転前後にわたりドライバの拍間変動を計測し、それに離散ウェーブレット多重解像度解析を試み、精神負担変化時での詳細なドライバの精神負担度の可視化を行うことを目的としている。

2. 拍間変動パワースペクトル

心電波形中の最も顕著なパルス状の R 波の隣り合う時間間隔を R-R 間隔という。Fig. 1①に示したように、採取した心電図から、順次 R-R 間隔を取り出し、横軸にデータ個数、縦軸に R-R 間隔をとって平面上にプロットすると R-R 間隔タコグラムが得られる。ここで、R-R 間隔タコグラムを時刻歴化する場合は、

$$T = n \times \bar{T} \quad (1), \quad \bar{T} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \{x_{(i)}\} \quad (2)$$

の時間 T を用いて、Fig. 1②に示すように時系列データに変換する。式(1)において、 n はデータ個数、 \bar{T} は平均 R-R 間隔であり、これは式(2)により算出され、その $x_{(i)}$ は、データ個数 i 番目の R-R 間隔である。このような R-R 間隔変動から求めたパワースペクトル密度線図は、例えば Fig. 2 に示したようになり、臨床医学により以下の3つの領域として構成されている³⁾。

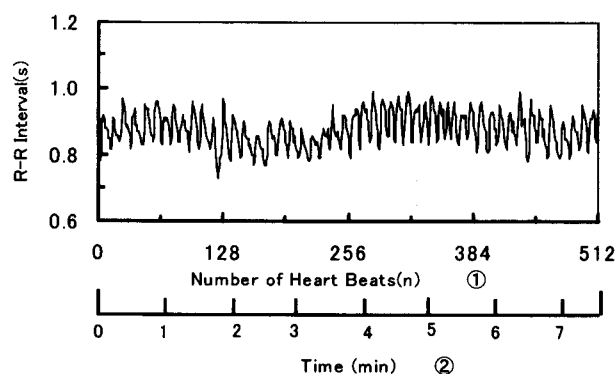


Fig. 1 R-R Interval Tachogram

- (1) 極低周波領域 (Fig. 2①の領域)——0.05 Hz 以下にピークを持つ波形周囲の領域であり主に人体の体温調節機構の影響。
- (2) 低周波領域 (Fig. 2②の領域)——0.1 Hz 付近にピークを持つ波形周囲の領域であり主に血圧の10秒波の影響によるもの。
- (3) 高周波領域 (Fig. 2③の領域)——0.3 Hz 付近にピークを持つ波形周囲の領域であり主に呼吸の影響によるもの。

このような分類のうち、自律神経系の影響を反映するのは低周波領域と高周波領域であり、低周波領域は交感神経と副交感神経の二重支配による拮抗作用、高周波領域は副交感神経の支配下にある。そして、筆者らはそれらの影響度合いを定量的に把握する方法として、各領域の面積をそれぞれ低周波領域面積 (L. F. P. A.)、高周波領域面積 (H. F. P. A.) とし、これらの面積がドライバの精神負担度を示すひとつの指標として用いられることを提案した²⁾。具体的には、各精神状態により以下のような傾向を示し、トータルな時間において、ドライバがどのような条件の場合に、緊張状態であるかリラックスしているかを明らかにした。

- ・緊張状態：
交感神経優位，H. F. P. A. → 小，L. F. P. A. → 大
- ・リラックス状態：
副交感神経優位，H. F. P. A. → 大

しかしながら、このような R-R 間隔変動パワースペクトル法においては、定常的な状態下においては有効な手法であるが、前述の通り時間情報が消去されてしまい、時々刻々と変化する実際の複雑な運転状況下においては、その精神負担度を可視化することは限界があった。

3. 離散ウェーブレット変換

本研究においては、離散ウェーブレット変換を時々刻々と変化する運転状況下のドライバの拍間変動に対して適用したことにひとつの特徴がある。離散ウェーブレット変換の行列表現は、

$$S = WX \quad (3)$$

で表され、 S はウェーブレットスペクトラム、 W はア

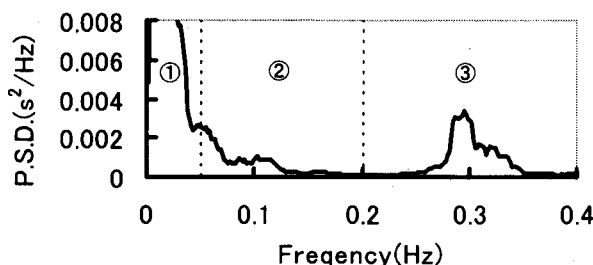


Fig. 2 Power Spectral Density in R-R Interval Tachogram

ナライジングウェーブレット行列, X は入力データである。 W は次の行列 C を基本として, カスケードアルゴリズムにより求めることができる。以下にその代表例として, アナライジングウェーブレット関数として, 4 次の Daubechies 関数を用いた場合について説明する。基本行列 C は,

$$C = \begin{bmatrix} c_0 & c_1 & c_2 & c_3 & 0 & 0 & \cdots & 0 & 0 & 0 & 0 \\ c_3 & -c_2 & c_1 & -c_0 & 0 & 0 & \cdots & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & c_0 & c_1 & c_2 & c_3 & \cdots & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & c_3 & -c_2 & c_1 & -c_0 & \cdots & 0 & 0 & 0 & 0 \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \ddots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \cdots & c_0 & c_1 & c_2 & c_3 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \cdots & c_3 & -c_2 & c_1 & -c_0 \\ c_2 & c_3 & 0 & 0 & 0 & 0 & \cdots & 0 & 0 & c_0 & c_1 \\ c_1 & -c_0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \cdots & 0 & 0 & c_3 & -c_2 \end{bmatrix}$$

ただし,

$$\begin{bmatrix} c_0 \\ c_1 \\ c_2 \\ c_3 \end{bmatrix} = \frac{1}{4\sqrt{2}} \begin{bmatrix} 1+\sqrt{3} \\ 3+\sqrt{3} \\ 3-\sqrt{3} \\ 1-\sqrt{3} \end{bmatrix} \quad (4)$$

であり, 一行は 4 つの係数からなり, $C^T C = I$ すなわち, 正規直交関係が存在する。 I は単位行列, C^T は C の転置行列である。基本行列 C の 1 行目はスケーリング係数と呼ばれ, 2 行目はウェーブレット係数と呼ばれるものである。この 4 次 Daubechies 行列の各係数は,

$$c_3 - c_2 + c_1 - c_0 = 0 \quad (5)$$

$$0c_3 - 1c_2 + 2c_1 - 3c_0 = 0 \quad (6)$$

の関係があり, 入力行列の各要素が一定または単調増加である場合には, 変換された値は 0 になる。4 次の Daubechies 関数は各行に 4 個の係数を持ち, 1 行目は c_0, c_1, c_2 と c_3 を重みに持つ入力データの和の演算である。2 行目は c_0, c_1, c_2 と c_3 を重みに持つ入力データの差の演算である。3 行目は 1 行目を 2 ステップ移動したもので, 4 行目は 2 行目を 2 ステップ移動したものである。基本行列 C からアナライジングウェーブレット W を求めるカスケードアルゴリズムについて, 説明を容易にするために入力データ行列 X を,

$$X = [x_1 \ x_2 \ x_3 \ \cdots \ x_{15} \ x_{16}]^T \quad (7)$$

のように 1 次元 16 要素からなるものとする。

式(4)と(7)より, 変換行列 X' は,

$$X' = C_{16} X = [s_1 \ d_1 \ s_2 \ d_2 \ \cdots \ s_8 \ d_8]^T \quad (8)$$

となり, C_{16} は 16×16 の C 行列である。この式(8)で要素 s は和の演算を行ったものを示し, 要素 d は差の演算を行ったものを示す。

次に, この X' 中の要素の位置を行列 P_{16} によって,

$$P_{16} X' = [s_1 \ s_2 \ \cdots \ s_8 \ d_1 \ d_2 \ \cdots \ d_8]^T \quad (9)$$

のように変換し並び替える。そしてさらに, 式(9)に対して, C と P 行列によって変換を続ける。すなわち,

$$W^{(2)} X = [S_1 \ S_2 \ S_3 \ S_4 \ D_1 \ D_2 \ D_3 \ D_4 \ d_1 \ d_2 \ \cdots \ d_8]^T \quad (10)$$

$$S = W^{(3)} X = [S_1 \ S_2 \ D_1 \ D_2 \ D_1 \ D_2 \ D_3 \ D_4 \ d_1 \ d_2 \ \cdots \ d_8]^T \quad (11)$$

の演算を施す。ここで,

$$W^{(2)} = (P_{16} C_{16}) (P_{16} C_{16}) \quad (12)$$

$$W^{(3)} = (P_{16}^{\nu} C_{16}^{\nu}) (P_{16} C_{16}) (P_{16} C_{16}) \quad (13)$$

$$P_{16}^{\nu} = \begin{bmatrix} P_8 & 0 \\ 0 & I_8 \end{bmatrix}, C_{16}^{\nu} = \begin{bmatrix} C_8 & 0 \\ 0 & I_8 \end{bmatrix}, P_{16}^{\nu\nu} = \begin{bmatrix} P_4 & 0 \\ 0 & I_{12} \end{bmatrix}, C_{16}^{\nu\nu} = \begin{bmatrix} C_4 & 0 \\ 0 & I_{12} \end{bmatrix} \quad (14)$$

であり, $W^{(3)}$ は式(3)のアナライジングウェーブレット行列 W に相当するものであり, 式(11)の S はウェーブレットスペクトラムである。式(10)において, S_1 は式(9)における s_1 から s_4 までの重みを付けた和を示す。 S_2 は s_5 から s_8 までの重みを付けた和を示し, D_1 は式(9)における s_1 から s_4 までの重みを付けた差を示す。式(11)で, S_1 は式(10)における S_1 から S_4 までの重みを付けた和を示し, D_1 は式(10)の S_1 から S_4 までの重みを付けた差を示す。

この Daubechies 行列をアナライジングウェーブレットとする離散ウェーブレット変換は, 正規直交系であるために, 式(11)から離散ウェーブレット逆変換は

$$X = [W^{(3)}]^T S \quad (15)$$

$$\begin{aligned} [W^{(3)}]^T &= \left[(P_{16}^{\nu\nu})^T (C_{16}^{\nu\nu})^T (P_{16} C_{16}) (P_{16} C_{16}) \right]^T \\ &= (C_{16})^T (P_{16})^T (C_{16}^{\nu})^T (P_{16}^{\nu})^T (P_{16}^{\nu\nu})^T \end{aligned} \quad (16)$$

となり, 式(15)から各周波数ごとに分解することができ, その多重解像度は,

$$X = [W^{(3)}]^T S_0 + [W^{(3)}]^T S_1 + [W^{(3)}]^T S_2 + [W^{(3)}]^T S_3 \quad (17)$$

$$S_0 = [s_1 \ s_2 \ 0 \ 0 \ 0 \ 0 \ 0 \ 0 \ 0 \ 0 \ 0 \ 0 \ 0 \ 0 \ 0 \ 0]^T$$

$$S_1 = [0 \ 0 \ D_1 \ D_2 \ 0 \ 0 \ 0 \ 0 \ 0 \ 0 \ 0 \ 0 \ 0 \ 0 \ 0 \ 0]^T$$

$$S_2 = [0 \ 0 \ 0 \ 0 \ D_1 \ D_2 \ D_3 \ D_4 \ 0 \ 0 \ 0 \ 0 \ 0 \ 0 \ 0 \ 0]^T$$

$$S_3 = [0 \ 0 \ 0 \ 0 \ 0 \ 0 \ 0 \ 0 \ d_1 \ d_2 \ d_3 \ d_4 \ d_5 \ d_6 \ d_7 \ d_8]^T \quad (18)$$

と表すことができる。上記の場合, ウェーブレット逆変換による多重解像度は, 式(18)の S_0 から S_3 に対応するレベル 0 からレベル 3 まで存在し, レベルが大きくなるにしたがい高周波成分を示し, 各レベルの原波形成分に分解可能となる。

一般的に, Fig. 3 のように, 入力行列の要素が 2^n 個で k 次の Daubechies 関数を用いた場合, 式(7)から式(14)までに示した演算において, 変換された和の要素の数が k より小さくなるまで, m 回繰り返して和と差の演算が続けられる。本研究においては, アナライジングウェー

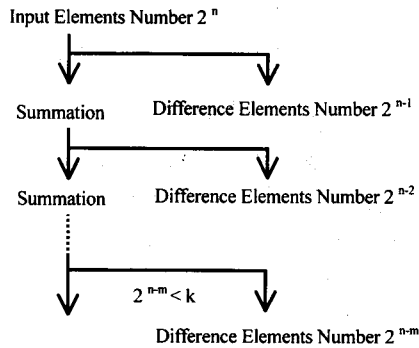


Fig. 3 Algorithm of Discrete Wavelet Transform

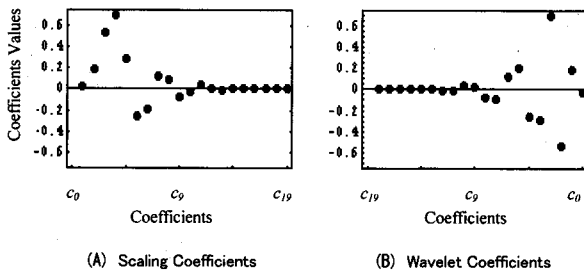


Fig. 4 Daubechies Coefficients of Order 20

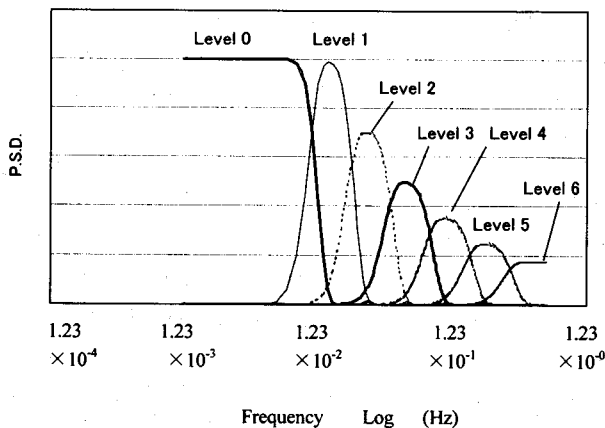


Fig. 5 Relation between Fourier Frequency and Wavelet Levels

レットとして上記説明した4次のDaubechies関数の代わりに、20次のDaubechies関数を用いた。その基本行列Cの1行目のスケーリング係数と2行目のウェーブレット係数とは、20個の係数からなり、それらの係数の値はFig. 4に示した通りである。この20次のDaubechies関数も、4次のDaubechies関数と基本的な性質は同様であり $C^T C = I$ すなわち、正規直交の関係が存在する。

後述のR-R間隔タコグラムデータ個数1024個(測定全時間804.5秒)を対象にし、アナライジングウェーブレットとして20次のDaubechies関数を用いた場合、その多重解像度のウェーブレットレベルは、レベル0からレベル6まで存在する。各レベルに対するフーリエ変換によるパワースペクトル密度はFig. 5の通りであり、

図中に示す特定周波数帯域を通過させる一種のフィルタリングの役割を果たしている。ここで、通過周波数帯域は、対象とするR-R間隔データにより変動するため、後述の基礎実験により通過域を特定した。

4. 実験

4.1 基礎実験

—睡眠時と精神負担作業時における拍間変動—

車両実験データによる解析の前に、精神負担度の相違によるパワースペクトルのピーク周波数が、どの離散ウェーブレットレベルに相当するのかを検討する必要がある。そこで、同一被験者において、一般に精神負担度が少なくリラックスしているとされるNREM睡眠時と、精神負担が加わる軽作業時の心拍信号データを計測した。一般的に自動車の運転は肉体的作業というよりも精神的作業であると言われていることから、精神的負担の伴う軽作業としてはパーソナルコンピュータ上で実行される日本語ワードプロセッサによる日本語文書入力を行わせ、その作業時の精神負担度を測定した。被験者に対しては通常入力速度、入力間違いの無いように事前指示を出した。

データ計測は、被験者(22才男性)に測定用電極を装着し、長時間測定用ホルダ心電計によって心電図を採取した。心電図の誘導法は、12誘導心電図のV5誘導に近い心電図が得られるCM5誘導法とP波が強調されるNASA誘導を組み合わせた2チャンネル誘導法とした¹⁰⁾。解析対象データは、各場合で実験開始直後のデータを除くR-R間隔タコグラムのデータ個数 $n = 512$ 個で、その時間長はNREM睡眠時が591.7秒、軽作業時が480.4秒であり、式(1)と(2)を用いて、R-R間隔タコグラムを時刻歴化した。

Fig. 6 a) はNREM睡眠時、b) は精神負担軽作業時のR-R間隔タコグラムである。Fig. 6 a), b) から、NREM睡眠時では、そのR-R間隔タコグラムは、非常に安定した波形を示すが、精神負担軽作業時では、多くの周波数成分からなる波形が存在することがわかる。

4.2 車両実験—自動車運転時における拍間変動—

自動車運転時のドライバの精神負担度を検討するために、車両静止での着座安静状態から、走行終了後までのドライバの心拍データを計測した。被験者は、国産普通乗用車(AT車)に乗りし、一周約4kmコーナー部最大傾斜角約37°をもった高速周回オーバルコースを、140km/hの一定単独走行で、20分間(一周約1分40秒)周回した。その心電図の測定方法および装置は、前記の4.1の基礎実験と同様である。解析対象とした測定時間は804.5秒で、そのR-R間隔タコグラムのデータ個数 n は1024個であり、式(1)と(2)を用いて、そのR-R間隔タコグラムを時刻歴化した。このとき、0秒から462秒までは着座安静時であり、462秒(588個目のR-R間隔データ)後にコースインし、その後、周回コースを

周回走行した。

Fig. 7は, その自動車運転時における心拍データから得られたR-R 間隔タコグラムである. この図から, 着座安静時においてはそれほど波形が乱れることはない

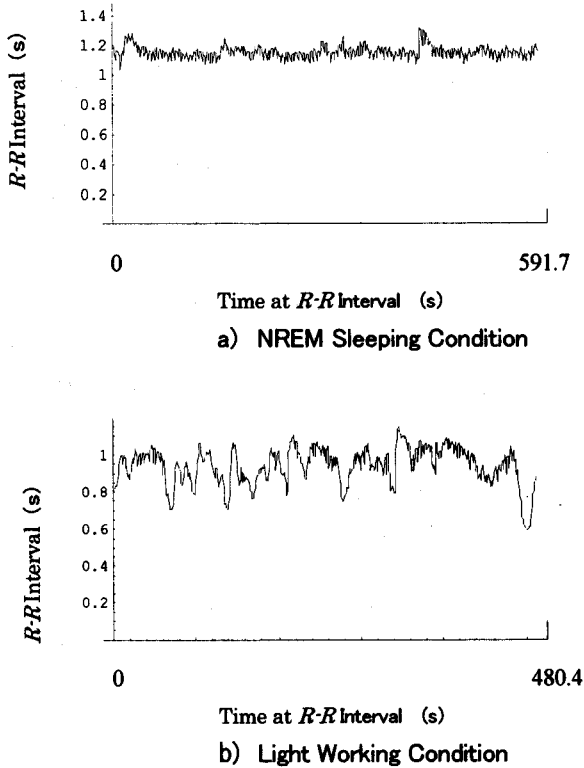


Fig. 6 R-R Interval Tachogram in Basic Experiments

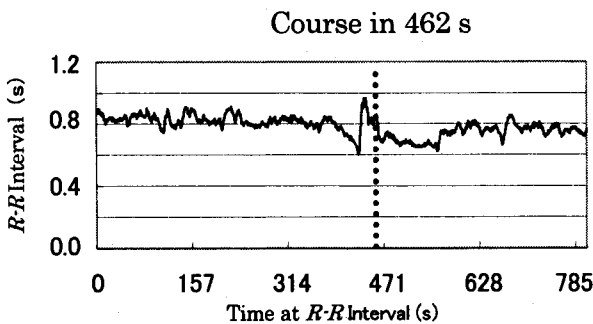


Fig. 7 R-R Interval Tachogram in Driving Experiments

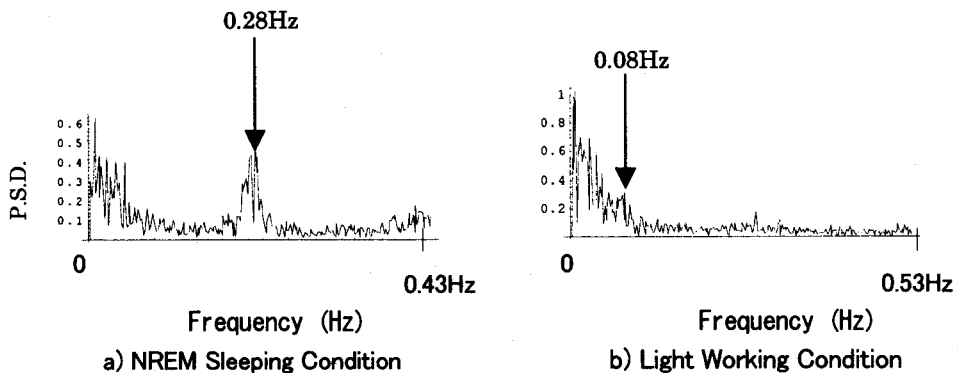


Fig. 8 Power Spectral Density in Basic Experiments

が, コーサインが間近になると波形が大きく乱れ, その後走行時には多少の波形の乱れが読みとれる。

5. 離散ウェーブレット解析と考察

5.1 精神負担状態のウェーブレットレベルの決定

本研究では, 5.1において, 基礎実験データを元にして精神負担状態を示すウェーブレットレベルを決定し, 5.2では, そのウェーブレットレベルを用いて車両実験データを解析する. 基礎実験のR-R 間隔タコグラムである Fig. 6 に対して, フーリエ変換を施し, そのピーク周波数を検討することにより, 精神負担度が顕著に現れるウェーブレットレベルを決定した. このとき, Fig. 6の*i* 個目のR-R 間隔タコグラム $x_{(i)}$ に対して, R-R 間隔の平均値 $\bar{x}_{(i)}$, 最大値 $x_{(i)\max}$ および最小値 $x_{(i)\min}$ を用いて,

$$x'_{(i)} = \frac{x_{(i)} - \bar{x}_{(i)}}{x_{(i)\max} - x_{(i)\min}} \tag{19}$$

により, 無次元化したR-R 間隔タコグラム $x'_{(i)}$ を用いた. Fig. 8 a) はNREM 睡眠時, b) は軽作業時のフーリエ変換によるパワースペクトル密度を示したものである. この Fig. 8 a) に示したように, 本研究の被験者のNREM 睡眠時は, 0.28 Hz にそのピーク値が出現し, 一方, Fig. 8 b) に示したように, 軽作業時では, 0.08 Hz にそのピーク値が出現した. 前述の通り, 臨床医学の分野においては, 高い精神負担度を示す交感神経優位の成分として, 0.1 Hz 付近の低周波領域に高いパワースペクトル密度をもち, リラックス度合いを示す副交感神経優位を示す成分としては, 0.3 Hz 付近の高周波領域のパワースペクトル密度をもつ. したがって, 本研究においては, 低精神負担状態を示す周波数帯域は0.28 Hz 周辺, 高精神負担状態を示す周波数帯域は0.08 Hz 周辺とした.

次に, 前記の Fig. 5 と同様に, NREM 睡眠時と軽作業時のR-R 間隔タコグラムデータ個数512 個(測定全時間591.7秒と480.4秒)を対象にし, 20次Daubechies 関数のアナライジングウェーブレットのフーリエ変換によるパワースペクトル密度から, ウェーブレットレベルにおける代表周波数範囲を求めると, Table 1 と2 に示

す通りとなる。ここで、代表周波数範囲とは、各ウェーブレットレベルにおける周波数-パワースペクトル密度線図の2つの交点の範囲を指す。これらの表から、低精神負担状態を示す0.28 Hzはレベル3に属し、高精神負担状態を示す0.08 Hzはレベル5に属していることがわかる。

次に、このレベル3と5に実際にどのようにウェーブレット多重解像度の波形が現れるか確認するために、無次元化したR-R間隔タコグラムに対して、離散ウェーブレット多重解像度解析を行った。具体的には、その無次元化R-R間隔タコグラムデータを式(7)のXに代入し、それを式(7)から(11)の離散ウェーブレット変換を施すことにより、ウェーブレットスペクトルSを得た。そして、そのスペクトルに対して離散ウェーブレット

ト逆変換を施し、

$$\begin{aligned}
 X &= [W^{(4)}]^T S \\
 &= [W^{(4)}]^T S_0 + [W^{(4)}]^T S_1 + [W^{(4)}]^T S_2 + [W^{(4)}]^T S_3 \\
 &\quad + [W^{(4)}]^T S_4 + [W^{(4)}]^T S_5
 \end{aligned} \tag{20}$$

に示したように、多重解像度に分解する。20次のDaubechies関数で、データ個数が512(=2⁹)の場合、その多重解像度は、低周波成分を示す[W⁽⁴⁾]^TS₀のレベル0から、高周波成分を示す[W⁽⁴⁾]^TS₅のレベル5まで分解される。ここで、W⁽⁴⁾は式(13)を得る過程において、C行列からDaubechies関数のアナライジング行列を得るのに4回の演算を行っていることを意味する。

Fig. 9は、その結果のレベル3と5のみを表示したものである。a)とb)の比較より、睡眠時に比べて精神

Table 1 Relation between Wavelet Levels and Representative Frequency Range in Sleeping Condition

Wavelet levels	Representative frequency range [Hz]
Level 0	$1.7 \times 10^{-3} \sim 1.5 \times 10^{-2}$
Level 1	$\sim 3.0 \times 10^{-2}$
Level 2	$\sim 5.9 \times 10^{-2}$
Level 3	$\sim 1.2 \times 10^{-1}$
Level 4	$\sim 2.3 \times 10^{-1}$
●Level 5	$\sim 4.3 \times 10^{-1}$

Table 2 Relation between Wavelet Levels and Representative Frequency Range in Working Condition

Wavelet levels	Representative frequency range [Hz]
Level 0	$2.1 \times 10^{-3} \sim 1.9 \times 10^{-2}$
Level 1	$\sim 3.7 \times 10^{-2}$
Level 2	$\sim 7.3 \times 10^{-2}$
●Level 3	$\sim 1.4 \times 10^{-1}$
Level 4	$\sim 2.9 \times 10^{-1}$
Level 5	$\sim 5.3 \times 10^{-1}$

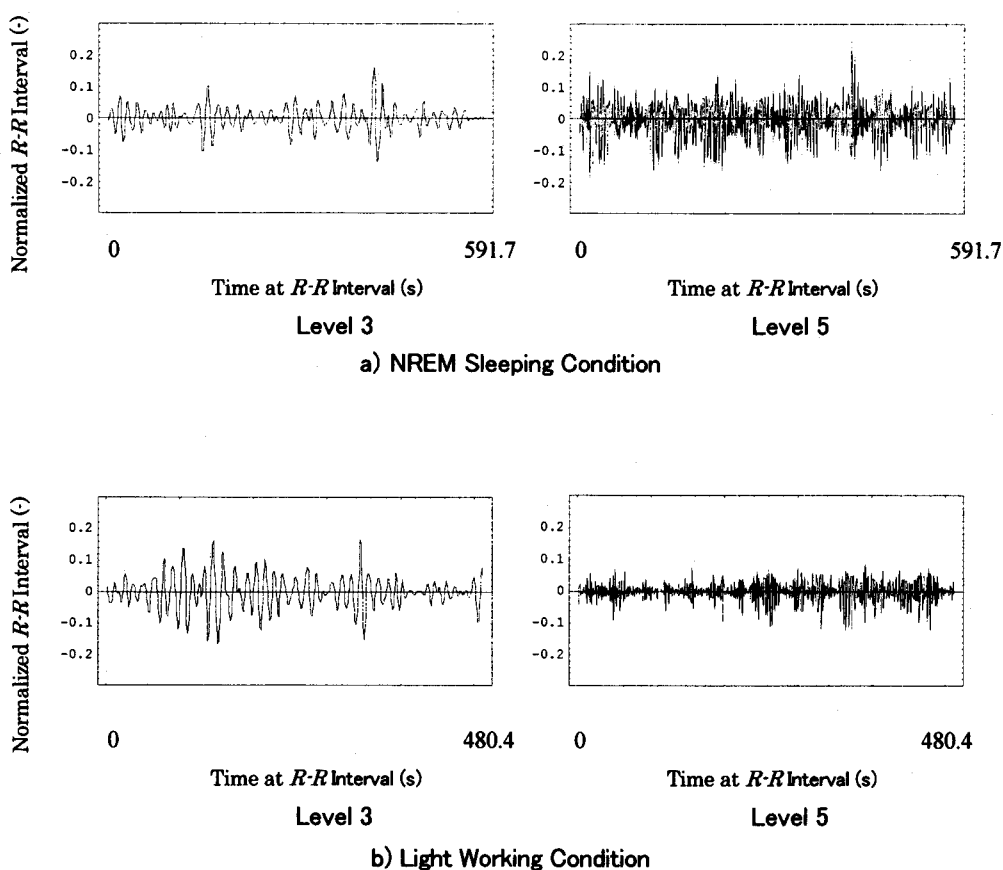


Fig. 9 Waveform on Level 3 & Level 5 in Basic Experiments

負担作業時には、高周波領域にあたるレベル5の振幅が低下するとともに、低周波領域にあたるレベル3の振幅が増加していることがわかる。このことは睡眠時に比べて精神負担作業時は、交感神経優位の緊張状態を示している。この基礎実験の解析結果から、この場合、低精神負担状態についてはレベル3の減少とレベル5の増加を、高精神負担状態についてはレベル3の増加とレベル5の減少を用いて解析すればよいことがわかる。

次に車両走行実験においても、精神負担状態を示すウェーブレットレベルが、レベル3と5とに現れるかどうか確認した。その代表周波数レンジは、Table 3に示した通りであり、高い精神負担度を示す交感神経優位の成分はレベル3、リラックス度合いを示す副交感神経優位を示す成分はレベル5に含まれている。なお、着目する周波数帯については、Fig. 2に前記したパワースペクトルの分割範囲も臨床医学で便宜上分割したのものであり、運転などの作業下で特徴を示すレベルを特定し定量化するためには、今後それぞれの運転状況下におけるR-R間隔を取得し、各レンジに対応する代表周波数を検討する必要がある。

5.2 自動車運転時データの解析結果と考察

5.1で得た知見をもとにして、運転席での着座安静状態から高速走行状態に移行した際のR-R間隔タコグラム（データ数 $n=1024$ ）Fig. 7に対して、離散ウェーブレット多重解像度解析を行った。その結果は、Fig. 10に示した通りである。車両実験データについては、20次のDaubechies関数で、データ個数が $1024 (=2^{10})$ であるので、その多重解像度は、低周波成分を示す $[W^{(6)}]^T S_0$ のレベル0から、高周波成分を示す $[W^{(6)}]^T S_6$ のレベル6まで分解される。Fig. 10での各レベルの振幅の増減より、コースイン直前からドライバの緊張状態の増加傾向が顕著に現れていることがわかり、例えば、従来のFFT解析のパワースペクトルでの区間平均値としての表現に比べ、過渡応答の可視化を容易に実現している。

次に、レベル3と5の時間的変化を詳しく調べるために、しきい値を用いて二値化を行った。ここで、レベル3については、0.13をしきい値とし、また、レベル5に

ついては、0.05をしきい値とした。R-R間隔値は計測時の状況や個体差により異なるため、その標準化手法は確立していないのが現状であり、本研究では、しきい値は両レベルの違いが分かるようにその値を決定した。その結果は、Fig. 11に示した通りである。Fig. 11において、しきい値よりも高い値を黒に、低い値を白で表記し、横軸は拍間変動データ数から求めた時間、縦軸の下部はレベル3、上部はレベル5を示す。Fig. 11から、コースインの前では、全体的にレベル5に黒色の高値が多く表れ、コースイン直前からは、レベル3に黒色の高値が多く表れている。すなわち、コースインの前では、低い精神負担状態、つまりリラックス状態にあるものの、コースイン直前から後は、高い精神負担状態、つまりストレス状態にあることが、明確に認識することができる。

次に、Daubechies関数を用いた離散ウェーブレット変換多重解像度解析結果の各レベルは、互いに直交する性質があるので、3次元直交系座標の1軸に時間、2軸目にレベル3の強さ、3軸目にレベル5の強さをとり、レベル3とレベル5との時系列ベクトル図を描き、このベクトル図を解析することから、より詳細な精神負担度を可視化することができる。

前記Fig. 10をもとにした、レベル3の強さとレベル5の強さに関するベクトル図について、その上方から見た図は、Fig. 12に示した通りである。Fig. 12において横軸は時間、縦軸はレベル5の強さ、紙面に対して手前側の軸にはレベル3の強さをとってある。このレベル3の強さは、ベクトル矢印先端部（菱形で示した部分）が大きなものほど大きな値を示し、そのスケールについては右端に描いた。なお、図中の横軸の時間は全測定データより車両がコースインする約40秒前から、コースイン後の約10秒までを抽出している。

このFig. 12から、ベクトルの向きと大きさにより、時系列上でAからDまでの4つの段階に大別できる。A領域は、レベル5の強さが大きく、レベル3の強さが小さく、すなわち、低い精神負担状態を示している。このA領域では、コースインの時間よりもだいぶ前であるために、ドライバはリラックスしていると思われる。B領域は、レベル5の強さもレベル3の強さもともに大きく、低い精神負担状態から高い精神負担状態への遷移を示している。このB領域では、コースインの時間が近づくとつれて、ドライバがだんだんと緊張していく過渡状態を示していると思われる。C領域は、レベル5の強さが小さく、レベル3の強さが大きく、すなわち、高い精神負担状態を示している。このC領域では、ドライバがコースイン間近を意識するために、精神負担度が非常に高く、ストレス状態であることが認識できる。D領域は、レベル5とレベル3ともに小さく、リラックス状態でもストレス状態でもない一種の活動状態であるといえる。このD領域では、高速運転が開始され一定走行に移ることで、強いストレス状態から解放され、落ち

Table 3 Relation between Wavelet Levels and Representative Frequency Range in Driving Condition

Wavelet levels	Representative frequency range [Hz]
Level 0	$1.2 \times 10^{-3} \sim 1.1 \times 10^{-2}$
Level 1	$\sim 2.2 \times 10^{-2}$
Level 2	$\sim 4.4 \times 10^{-2}$
● Level 3	$\sim 8.6 \times 10^{-2}$
Level 4	$\sim 1.7 \times 10^{-1}$
● Level 5	$\sim 3.4 \times 10^{-1}$
Level 6	$\sim 6.4 \times 10^{-1}$

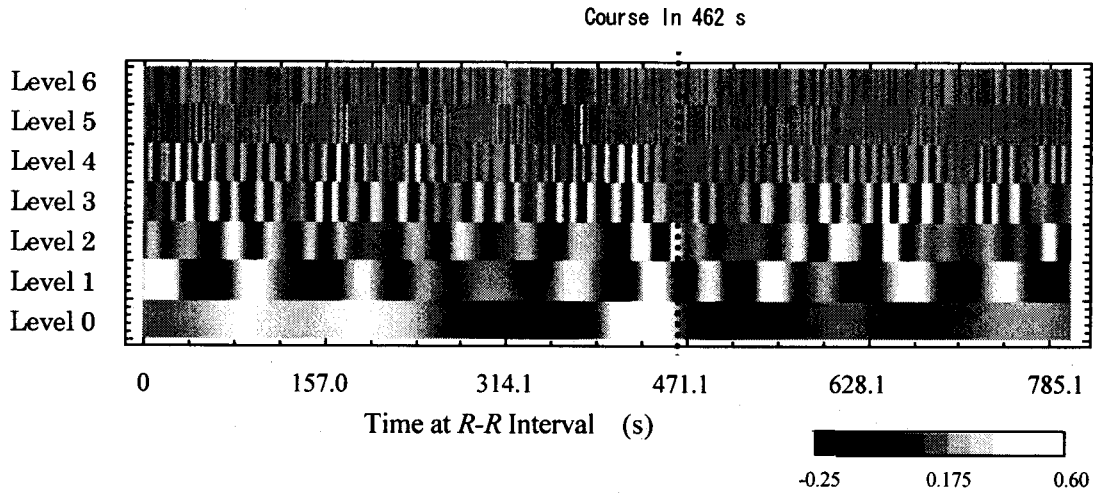


Fig. 10 Multiresolution Analysis of Driving Experiments

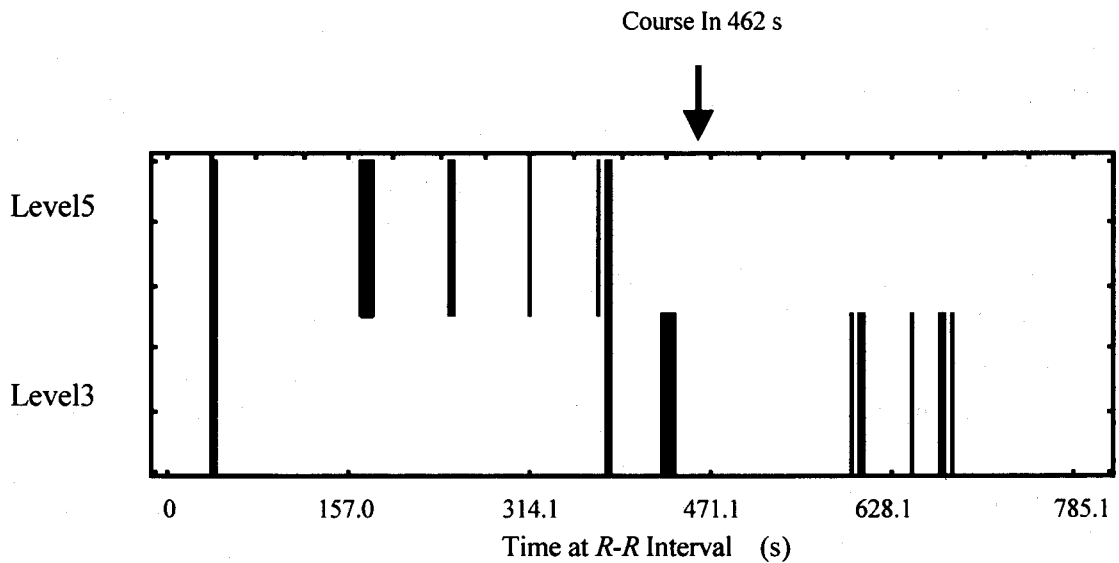


Fig. 11 Binarization of Level 3 and Level 5 (Threshold value of Level 3 is 0.13, that of Level 5 is 0.05)

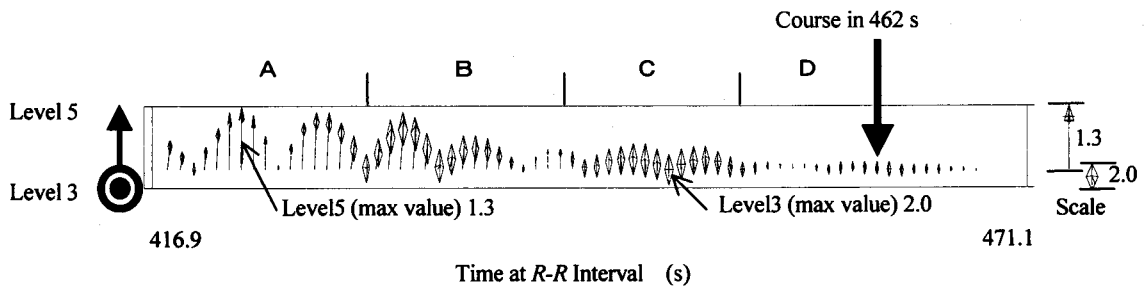


Fig. 12 Interaction between Level 3 and Level 5

着くことで適度な精神活動状態に入っていることが認識される。

以上の考察より、本研究の可視化手法においては、離散ウェーブレット変換が正規直交系であるので、2つのレベルのベクトル図を直交座標系に描くことにより、単純な精神負担度を認識するだけでなく、より詳細な過渡状態や活動状態といった精神負担度までも可視化することができる。

6. 結論

より適切なドライバモデルの構築の基礎研究として、時間領域でのドライバの精神負担の把握を検討した。そのために高速運転中のドライバの拍間変動を測定し、そのR-R間隔タコグラムデータの離散ウェーブレット解析を試み以下のことが明らかとなった。

- 1) R-R間隔タコグラムデータ個数1024個(測定全

時間 804.5 秒), アナライジングウェーブレットとして 20 次の Daubechies 関数を用いた解析条件のもとでは, 高い精神負担度を示す低周波領域はレベル 3 に, 低い精神負担状態を示す高周波領域はレベル 5 にそれぞれ時系列で表すことができ, 運転状態の変化による過渡的な精神負担度の時間応答特性が従来より高い分解能で可視化できた。

- 2) 本研究の手法により, 高速運転を行う前と後の精神負担度を明確に可視化することができた。結果は, 運転を開始する直前に顕著な緊張状態に移行し, 運転に入り外乱のない一定高速走行で適度に落ち着いた精神状態となり, 20 分間の走行ではその状態を保持する結果が得られた。
- 3) レベル 3 とレベル 5 の強さのベクトル図を描くことで, 低い精神負担状態, 高い精神負担状態, その過渡状態および活動状態という, より詳細な精神負担度を可視化することができた。今後の詳細検討により運転時の交感神経と副交感神経の拮抗作用を時間上で捉えることで, 精神負担抽出で着目すべき成分の特定が期待できる。

謝 辞

本研究の実験およびデータ処理を行うにあたり, 日本大学理工学部機械工学科長江研究室の大学院生の方々にお手伝い頂きましたことに感謝申し上げます。

参考文献

- 1) 長江啓泰, 関根太郎, 海保太郎: 安全運転と運転者の認知, 判断特性, 第 28 回安全工学シンポジウム講演予稿集 (1998) pp. 31-34.
- 2) 関根太郎, 伊藤典夫, 倉内誠二, 傅隆泰, 長江啓泰: 車両運転時のドライバの緊張度測定法, 自動車技術会学術講演会前刷集, 946 (1994) pp. 125-128.
- 3) Roel W. D., et al.: Comparing of a Series of Point Events Particularly for Heart Rate Variability Data, IEEE Trans on Biomedical Eng, Vol. BME-31, No. 4 (1984) pp. 384-387.
- 4) Nanba, K., Sekine, T., Nagae, H.: Fundamental analysis of motorcycle maneuvering-motorcyclist's identification and mental stress on simplified running courses-, Proceedings SETC '97 (1997) pp. 391-396.
- 5) Young, R. K.: Wavelet Theory and its Applications, Kluwer Academic Publishers, 1993, 日本語訳, 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, トッパン (1997).
- 6) Dickhaus, H., Khadra, L., Brachmann J.: Time-frequency analysis of ventricular late potentials, Meth. Inform. Med., Vol. 33, No. 2 (1994) pp. 187-195.
- 7) 石川仁, 木谷勝, 望月修: ウェーブレット変換による乱流後流の解析, 日本機械学会論文集 B 編, Vol. 61, No. 587 (1995) pp. 53-61.
- 8) 田畑隆英, 李輝, 野崎勉: ウェーブレットによる拘束噴流内の二次元流れの解析, 可視化情報学会誌, Vol. 19, No. 73 (1999) pp. 33-38.
- 9) 横山清子, 森山陽子, 水野康文, 高田和之: ウェーブレット変換を用いた心拍過渡変動解析方法の提案, 医用電子と生体工学, Vol. 37, No. 1 (1999) pp. 32-42.
- 10) 横山清子, 森山陽子, 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, Vol. 37, No. 3 (1999) pp. 269-276.
- 11) 斎藤兆古: 離散値系ウェーブレット変換の電磁界計算への応用, 電気学会論文誌 A, Vol. 116 A, No. 10 (1996) pp. 833-839.
- 12) 緑川洋一, 早野誠治, 斎藤兆古: 離散値系ウェーブレット変換によるノイズフィルタ評価の検討, 電気学会論文誌 A, Vol. 117 A, No. 2 (1997) pp. 128-133.
- 13) Hui LL, Takei, M., Ochi, M., Saito, Y., Horii, K.: Application of Two-dimensional Orthogonal Wavelets to Multiresolution Image Analysis of a Turbulent Jet, Transactions of the Japan Society for Aeronautical and Space Sciences, Vol. 42, No. 137 (1999).
- 14) 古川孝ほか: 改訂 ME 機器ハンドブック, (株)日本電子機械工業会編, コロナ社 (1996).