実測信号をAWに適用したウェーブレットによる脳波解析*

堀 畑 聡^{*1}, 石 光 俊 介^{*2}, 三 宅 哲 夫^{*3}Brain Wave Analysis using Wavelet
by Employing Measured Signal as AWSatoshi HORIHATA^{*4}, Shunsuke ISHIMITSU and Tetsuo MIYAKE^{*4} Department of Production Systems Engineering, Toyohashi University of Technology,
1-1 Hibarigaoka, Tempaku-cho, Toyohashi-shi, Aichi, 441-8580 Japan

Recently, much research regarding time-frequency analysis using wavelet transformation, WT, has been focused on analyzing wavelets, AW's that are derived from a mathematical approach. In the analysis in this study, the measured signal is adopted as the AW. In a general way, this method is applicable to inquiry of noise in industrial instrument and analysis of sounds, vibrations and biological signals. In an application of the proposed system, the correlation between brain waves of healthy elderly people and of senile dementia sufferers is analyzed. Brain waves are complex and non-stationary signals. To apply this method to time-varying signals such as brain waves, a new concept of instantaneous correlation factor, ICF, is introduced. This method uses WT by employing the measured signal as the AW. In this study, we use brain waves as the AW. As a conclusion, it is proved that a dominant feature of the correlation can be estimated by the ICF. Time-varying correlation is effective in the analysis of brain waves and will be useful in the diagnosis of senile dementia.

Key Words: Time Varying Signal, Time-Frequency Analysis, Wavelet Transformation, Analyzing Wavelet, Instantaneous Correlation Factor, Brain Wave, Senile Dementia Diagnosis

1. 緒 論

定常信号にはフーリエ変換による周波数解析が用いられているが、非定常信号の周波数特性を正確に表現するためには時間特性を考慮する必要がある。その解析が信号の時間周波数表現である。この解析法の代表的なものにウェーブレット解析(WA)がある。WAはアナライジングウェーブレット (Analyzing Wavelet: AW) あるいはマザーウェーブレットと呼ばれる基底関数の affine 変換 (相似変形と平行移動) により解析を行うもので音声解析、画像処理などで適用されている。

これまで、利用されているAWはGabor関数のような関数式で表されたものが主であった。本研究では、AWに実測信号の特性を持たせるために実測信号自身をAWとしたWAを行う。これは、得られたウェーブレット係数を瞬時相関値として信号の類似性を評価し、

信号の特徴抽出などを行うことを目的とした方法である^(1,2)。

一方、脳波は脳細胞の集団が示す電位変位であることから、てんかんや脳腫瘍、うつ病などの精神疾患の診断だけでなく、喜怒哀楽といった人の感性評価にも適用されつつある。健康者は、覚醒時において安静閉眼状態でリラックスしている場合には α 波と呼ばれる周波数帯域 8~13Hz の波が主体に発生することがこれまでの臨床脳波研究により知られている^(3,5)。また、緊張やストレス状態では β 波 (13~30Hz) が、眠気が差すと θ 波 (4~8Hz) が発生する^(3,5)。しかし、精神疾患などの患者の脳波は、健康者とは異なる傾向を示す。脳波専門医は脳波波形からこの違いを読み取り、精神疾患の診断を行う。本研究で注目している痴呆症の診断は知能テスト (かなひろいテスト、長谷川式簡易知能審査⁽⁶⁾ など) を中心としてMRI (磁気核共鳴診断装置)、点眼試験および脳波専門医による脳波診断などの様々な評価法により行われている。もし、脳波の信号処理を用いた定量的な診断が可能となれば、脳波専門医に代わる痴呆診断システムの構築や痴呆の程度の数値化が可能となると考えられる。

* 原稿受付 2003年4月18日。

^{*1} 正員、豊橋技術科学大学工学部 (〒441-8580 豊橋市天伯町雲雀ヶ丘 1-1)。^{*2} 正員、大島商船高等専門学校 (〒742-2193 山口県大島郡大島町小松 1091-1)。^{*3} 豊橋技術科学大学工学部 (〒441-8580 豊橋市天伯町雲雀ヶ丘 1-1)。

E-mail: horihata@keisys.tutpe.tut.ac.jp

それには、脳波データから健常者と痴呆者を定量的に判別できる手法の確立が必要である。本研究では、実信号AWを用いたWAにより、健常者、痴呆者それぞれの脳波データを瞬時相関解析し、その結果から定性的及び定量的な違いを検討することで、痴呆診断への適用を試みる。

2. 実測信号AWと瞬時相関解析^(1, 2)

一般的なWAは次式のように表される。

$$WT_f(b, a) = \frac{1}{\sqrt{a}} \int_{-\infty}^{\infty} \Psi_{b,a}^* \left(\frac{t-b}{a} \right) f(t) dt \quad (1)$$

ここで $\Psi_{b,a}$ はAW、 Ψ^* は Ψ の複素共役、 $f(t)$ は非定常信号を表す。 a は $\Psi_{b,a}$ を拡大・縮小する周波数に対応した scale パラメータ、 b は時間に対応したシフトパラメータで、それぞれ $\Psi_{b,a}(t)$ の相似変形と平行移動を行う変数である。本来、WAは時間スケール平面であるが、時間的、周波数的に局在したAWを用いることで、近似的に時間一周波数分布とみなすことができる⁽⁷⁾。

従来は、(2)式で表される Gabor 関数のような関数式で表されるAWによるWAが一般的に行われてきた。

$$\Psi(t) = \pi^{-1/4} \left(\frac{\omega_p}{\gamma} \right)^{1/2} \exp \left\{ -\frac{(t\omega_p/\gamma)^2}{2} + j\omega_p t \right\} \quad (2)$$

ここで、 ω_p は中心周波数、 γ は時間と周波数の局在性を決定するパラメータである⁽⁷⁾。

本研究ではこの $\Psi(t)$ に実測信号を適用する。実測信号をAWとして用いる場合は(2)式のような関数式に比べ、波形の拡大・縮小による基底関数の作成は簡単ではない。そこで次式に示すリサンプリング操作により、等価的に信号の伸張・圧縮動作を行うことで各スケール a の基底関数を作成する。

$$\Psi_a(t) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} \Psi(n\Delta t) \frac{\sin((\pi/\Delta t)(t-n\Delta t))}{(\pi/\Delta t)(t-n\Delta t)} \quad (3)$$

ここで、 Δt は伸張・圧縮により変わる係数である。 Δ で圧縮・伸張を行う場合は単純なインターポーレーションとデシメーションにより実現できる。scale

(2^a)の整数 a で変化させた実測信号AWの基底 Ψ_a を多数用意し、瞬時相関解析を行う。この実測信号AWを用いたWAは次式の瞬時相関関数 $C(t, a)$ で定義される。

$$C(t, a) = k_a \int_{-L_a/2}^{L_a/2} \Psi_a^*(\tau) f(t+\tau) d\tau \quad (4)$$

ここで、 L_a は圧縮・伸張により決定される窓長、 k_a は同様に決定される係数である。

本手法の特徴は、

- ・実測信号を基底とする時間一周波数解析法であるため非定常信号に対しても適用が可能である。
- ・変動時に自己相似性を有している場合に瞬時相関解析を適用することにより、変動時の周波数の移動を伸縮した実測信号AWによって捉えることができる。などである。まず時変なシミュレーション信号の瞬時相関解析により、本手法の有用性を確認する。

3. シミュレーション信号の瞬時相関解析

時変なシミュレーション信号として、図1に示すような時間とともに周波数が変化する Chirp 信号の解析を行う。この Chirp 信号は、18秒間に時間とともに周波数が0Hzから100Hzに変化する信号である。ここでは、サンプリング周波数を1kHz、データ点数を18000点とした。また、AWは原信号の17.49秒～18.00秒区間で切り出した信号を用いた(図2)。これを基準基底(scale0)としてscale5, 4, 3, 2, 1, -1, -2, -3, -4の基底関数を作成し、瞬時相関解析を行う。その結果を図3に示す。横軸が時間、縦軸がスケール、瞬時相関値の大きさを等高線表示した。結果から伸張したAWが Chirp 信号の周波数変動を的確に捉えている様子が確認できた。図中の分布が断続的である理由は、相関値が大きい部分に比べ、空白部分は相関がないか相関値が小さい部分であり、瞬時的な相関特性を表しているものと考えられる。これより、Chirp 信号の周波数変化を実信号AWにより捉えることが可能であることを確認した。

4. 脳波の瞬時相関解析による痴呆診断

覚醒時において健常者の脳波は安静閉眼状態で α 波が主体となり、振幅が時間的に増減する α 波の漸減現象が起こる⁽³⁻⁵⁾。一方、痴呆者においては α 波が弱く、しかも平坦で漸減現象が見られないといった臨床結果が知られている⁽³⁻⁵⁾。本研究ではこの性質に注目して、脳波の瞬時相関解析による痴呆診断を試みる⁽⁸⁾。

4.1 解析データ

解析する脳波データは、国際脳波学会の10～20電極法により、安静閉眼状態の被験者に対し、チャンネル数21、サンプリング周波数200Hzで測定されたデータを使用する。1チャンネル当たりのデータ数は25,000点(125秒間)である。また被験者は健常者3名(S1, S2, S3)、痴呆者3名(B1, B2, B3)の計6名である。ここでは、安静閉眼

状態で α 波が最もよく観測される後頭部データの解析結果を示す。それぞれの脳波データは、-2048 から 2048 までの整数値で表現されているため、振幅の絶対値の最大値で割ることで正規化した。一例として健常者と痴呆者それぞれの後頭部データを図4に示す。この2つの波形の比較からは明瞭な違いを見出すことはできない。

Fig.1 Chirp signal

Fig.2 Original AW ($a=0$).

Fig.3 Distributon of $C(ta)$ of a chirp signal

4.2 AWの作成 実信号AWには健常者S1の後頭部における脳波データ (図4(a)) を用い、 α 波周波数帯域 (8~13Hz) の波形を FIR フィルタで抽出し (図5), その波形から基準AWを切り出す。図5の抽出波形から時間的に振幅の強弱が発生する α 波の漸減現象が現れていることがわかる。基準AWは、局在化し、対称性のよいものを図5の波形からヒューリスティックに選定する。実際に求めたAWの波形を図6に示す。この場合、AWはアドミッシブル条件⁽⁷⁾を満たしていないが、今回は相関解析を目的としているため可逆変換の必要性はないため、このようにAW選択の自由度が拡大されている。基準AW (scale0) のデータ点数は170点 (0.85 s間) であり、これを (3) 式により圧縮・伸張し、scale3, 2, 1, -1, -2, -3 それぞれの基底を作成する。基底AWの例として、基準AWから (3) 式により作成した scale1 と scale-1 の波形及び周波数特性を図7に示す。周波数特性から、scale1 では中心周波数 5Hz のフィルタが、scale-1 では中心周波数 18Hz のフィルタが生成されており、中心周波数に対して非対称な分布を持つことが分かる。

(a) Healthy elderly person : S1

(b) Senile dementia sufferer : B1

Fig.4 Time series of measured brain waves

Fig.5 α wave of a healthy elderly person, S1.

4.3 瞬時相関解析結果

図6の基準AWを用いて健常者3名、痴呆者3名の瞬時相関解析を行ない、それぞれの結果を比較する。図8に示す結果は横軸が時間、縦軸がスケール、瞬時相関値の大きさを濃淡表示したものである。図8(a),(b),(c)が3名の健常者、図8(d),(e),(f)が3名の痴呆者の解析結果である。

健常者の解析結果である図8(a)から $scale0$ の位置に大きな相関値が連続的に存在し、ほとんど低周波数領域で相関を持たないことがわかる。これは原信号が α 波を主体に構成されていることを意味する。図8(b),(c)では主に $scale0$ に大きな相関値が存在するが $scale3$ (低周波数領域) でも不連続的に小さな相関値が存在していることがわかる。これは脳波に個人差があるため、(b),(c)の健常者では α 波以外の脳波も多少発生していると考えられる。

痴呆者の解析結果である図8(d),(e),(f)からは健常者とは逆に $scale3$ で大きな相関値が頻繁に発生していることがわかる。これより、痴呆者の場合は発生する信号が主に低周波数帯域に集中し、比較的連続して現れていることが特徴である。これは、痴呆者は覚醒時で安静閉眼状態で α 波が観測されず、 δ 波(0.5~4Hz)、 θ 波などの低い周波数帯域の脳波が主体に現れ

Fig.7 Making of AW's from the original AW.

(a) Healthy elderly person: S1

(d) Senile dementia sufferer: B1

(b) Healthy elderly person: S2

(e) Senile dementia sufferer: B2

(c) Healthy elderly person: S3

(f) Senile dementia sufferer: B3

Fig.8 Distribution of $C(t,a)$ obtained from AW analysis with the measured brain signal.

95.0	59.81	88.8	12
88.0	38.8	86.8	25
18.0	86.8	88.8	2.2
95.8	86.8	37.8	17
81.8	88.8	90.8	83
81.8	88.8	81.8	83

るといった臨床結果⁽³⁻⁵⁾に一致する。健常者に現れた scale0 での大きな相関は(d)においてはほとんどなく、(e)では低い相関値が散発的にあらわれていることがわかる。しかしながら、(f)の結果では scale0 においても大きな相関が現れており、scale3 との明瞭な違いは明らかではない。この痴呆者 B3 については、scale3 で現れる大きな相関値の出現頻度が健常者よりも高いことから、出現頻度に関しての健常者との相対的な比較を行う必要があると考えられる。これは、痴呆の程度とも密接な関係にあると考えられることから、その詳細な検証は今後の課題とする。

以上のことから、本手法により、健常者と痴呆者の脳波の定性的な特徴の違いが瞬時相関解析における scale0 と scale3 で得られることがわかった。

実際の診断を行うためには定量的な評価が必要である。本研究では次式で表す瞬時相関分布の時間方向の和 $ST(a)$ を用いて定量評価を行う。

$$ST(a) = \sum_{n=1}^N C(n, a) \quad (5)$$

ここで、 n は時間、 N は全データ点数を表す。解析結果を図9に示す。横軸にスケール、縦軸に相関値の総和 $ST(a)$ をとり、健常者と痴呆者を色分けした。結果から、健常者は scale0 の $ST(0)$ 値がスケール中で最も大きくなり、痴呆者は scale3 の $ST(3)$ 値がスケール中で最も大きくなった。これより、scale0 と scale3 に注目し、 $ST(0)$ の値と $ST(3)$ の値の相関について検討する。

図10は横軸に $ST(0)$ の値、縦軸に $ST(3)$ の値をとったときの相関図を示す。この分布から、図中の直線の左上に痴呆者、右下に健常者が分離して分布していることがわかる。この $ST(0)$ と $ST(3)$ の比 $P (=ST(3)/ST(0))$ を求めた結果を表1に示す。結果より、健常者はすべて1より小さくなり、痴呆者はすべて1より大きくなった。これより、閾値を $P=1$ と設定できる可能性が考えられる。これは、覚醒時の健常者は安静閉眼状態で α 波が支配的となることから $ST(0)$ の値がスケール中で最も大きくなり、 P 値が1より小さくなることを意味している。S1, S2 と B1, B2 のそれぞれの P 値の差は明らかであるが、S3 および B3 の P 値は1に近く、その差も小さい。これは、判定精度の誤差範囲に含まれる可能性があり、明瞭な診断をくだすことができない。よって、本解析法の判定精度を明らかにする必要がある。現段階ではデータ数が少ないために判定精度を求めることはできない。今後、痴呆の程度が明らかなデータを数多く解析することで判定精度、閾値を検討する予定である。

5. まとめ

本研究では、実測信号AWを用いたWA（瞬時相関解析）による脳波解析から痴呆診断を試みた。健常者の α 波周波数帯域（8～13Hz）のバンドパスフィルタにより抽出した時系列から求めた基準AW（scale0）により、健常者と痴呆者それぞれ3名の脳波データの瞬時相関解析を行い、結果を比較した。得られた瞬時相関分布から健常者の脳波は scale0 で高い相関値を持ち、痴呆者の脳波は scale3 で高い相関値を持つことが分かった。これは、健常者の脳波は α 波が主に発生しており、痴呆者の脳波は α 波より低い周波数帯域である θ 波などが主に発生していることを意味する（臨床脳波での結果と一致）。よって、定性的に

Fig.9 Total values $ST(a)$, obtained from energy distributions, $C(t,a)$.

Fig.10 Relationship between value of $ST(0)$ and value of $ST(3)$.

Table 1 Ratio P for $ST(0)$ to $ST(3)$. ($P=ST(3)/ST(0)$)

Person	Value of $ST(0)$	Value of $ST(3)$	P
S1	38.95	14.63	0.38
S2	48.09	32.88	0.68
S3	56.94	46.33	0.81
B1	2.72	88.06	32.40
B2	22.02	60.85	2.76
B3	81.13	84.53	1.04

は瞬時相関分布から健常者と痴呆者の区別が可能であると考えられる。また、定量的な評価を行うために瞬時相関分布の時間軸方向の和 $ST(a)$ を求め、 $scale0$ と $scale3$ の相関関係とその比 $P (=ST(3)/ST(0))$ を求めた。その結果、相関関係からは比例直線を挟んで2つの領域に健常者と痴呆者が分離した。また、 P 値については、健常者の P 値はすべて1より小さく、痴呆者の P 値はすべて1より大きくなり、閾値を $P=1$ と設定できる可能性を示した。以上のことから、本手法が定性的、定量的共に痴呆診断に有効であると考えられる。しかしながら、健常者 S3 や痴呆者 B3 のように P 値が1に近い場合すなわち健常者と痴呆者のボーダーラインにいる人の診断が重要となるため、本解析法の判定精度を把握する必要がある。今後の課題としては被験者を増やし、痴呆の判定精度の把握や閾値の検討、アドミッシブル条件を満足する AW の選定法の検討などがあげられる。

謝 辞

本解析で用いた脳波データは脳機能研究所の武者利光博士より御提供頂いたものであり、ここに深く感謝いたします。

参考文献

- (1) 石光俊介, 北川孟, 堀畑聡, 萩野仙之, ウェーブレットを用いた時変信号の相関解析と船内騒音解析への適用, “日本機械学会論文集(C編)”, 第69巻682号, (2003), pp.1529-1535.
- (2) S. Ishimitsu, H. Kitagawa, S. Horiata, Correlation analysis of time-varying signals by the wavelet obtained from measurement, “2000 International Conference on Noise and Vibration Engineering”, “Proceedings of ISMA25”, Volume II, (2000), pp.945-949
- (3) 大熊輝雄, 臨床脳波学第5版, 医学書院, (1999)
- (4) 鶴紀子, 臨床脳波と脳波解析, 株式会社新興医学出版社, (2000)
- (5) 原常勝, 秋山泰子, 星昭輝, 脳波検査依頼の手引き—所見をどう読むか—, 医事出版社, (1979)
- (6) 畠中寛, 池上司郎, 有松靖温, 脳の老化 —ニューロンの生と死を考える—, 共立出版, (1988)
- (7) 佐藤雅昭, ウェーブレット解析の数学的基礎第1部, “日本音響学会誌”, 第47巻6号, (1991), pp.405-415
- (8) S. Horiata, S. Ishimitsu and T. Miyake, Diagnosis of Senile Dementia by Wavelet Analysis of Brain Waves, 2002 International Symposium on Industrial Electronics, “Proceedings of IEE-ISIE2002”, Volume II, (2002), pp.472-476