ヒト運動関連脳電位のウェーブレット変換を用いた 時間周波数解析による成分同定

正 員 川 田 昌 武 (名古屋工業大学)

Identifying Components of Human Movement-Related Cortical Potential
using Time-Frequency Analysis based on Wavelet Transform
Masatake KAWADA, Member (Nagoya Institute of Technology)

Electroencephalogram (EEG) has been generally known as a non-destructive method to examine the function of human brain. The aim of this paper is to propose a new method using Wavelet Transform to analyze and to identify the components of Movement - Related Cortical Potential (MRCP) which is evoked accompanying with the human voluntary muscle behaviors. In this study three healthy-volunteers were participated. The EEG was recorded with the 5-channel referential derivations, Fz, Cz, C3, C4, Pz, referenced to the right earlobe based on the international 10-20 system. The voluntary activity was recorded with the electrode arranged on the palm side of the metacarpophalangeal joint when the subjects flexed the right-hand index finger and eyes closed.

I have found the insights into the temporal dynamics of MRCP. About 10Hz signals were recorded at all electrodes when the voluntary activity started. The higher level signals of about 10 Hz were recorded at Fz from about 0.4s after the activity started. About 5Hz signals appeared from about 0.9s before to 0.3s after the activity started. This method is also useful in point of the number of averaging, because it's not needed many subjects and trials to identify the components of the MRCP as shown in the past publications.

キーワード：脳波 (EEG : Electroencephalogram) , 運動関連脳電位 (Movement Related Cortical Potential:MRCP) ,
国際10-20電極配置法 (International 10-20 System) , ウェーブレット変換 (Wavelet Transform)

1. まえがき

ドイツの Hans Berger が1929年にヒトの脳波を発見して以来、今日では脳波は最も普及した無侵襲的脳機能検査法として認められている。脳波は、主に、大脳皮質神経細胞の細胞体から皮質表面に向かって出ている樹状突起（尖頂樹状突起）で生じたシナプス後電位により発生すると報告されており、脳の活動状況を非侵襲的かつ、客観的に捉える指標となっている^{(1)~(9)}。

最近では、脳波によるヒューマンインターフェイス技術等の開発も国内外で活発に進められており^{(10)~(14)}、今後益々、脳波解析技術の高度化が要求されている。特に、ヒトが意図して運動する際に発生する運動関連電位 (MRCP : Movement-Related Cortical Potential) を用いてのヒューマンインターフェイス技術が検討されている。

ヒト随意筋収縮に伴って発生する MRCP を頭皮上から初めて記録したのはドイツの Kornhuber と Deecke ならびに米国の Vaughan らで、それぞれ1965年のことである。前者は被験者に手指の随意運動を反復させ、同時記録した脳波と筋放電を磁気テープに保存し、後に磁気テープを逆方向に再生して、筋放電より前の脳波を加算平均する方法を用いた。後者は、反応時間測定手法を応用した。すなわ

ち、命令刺激に対して手指の運動で反応させた試行時の脳波から、反応させない試行時の脳波を差し引くことにより、感覚成分を除外して運動成分のみを検出した。両者ともその後、逆向性加算平均法 (Reversed Averaging, Back Averaging) を用いて複数の成分を同定したと報告^{(5)~(9)}している。

現在では、その加算平均された脳波の形状と頭皮上分布により、運動前に5成分 (BP, IS, NS', P-50, N-10)、運動後に4成分 (N+50, P+90, N+160, P+300)、計9成分の電位が認められると報告^{(5)~(9)}されている。

本論文では、この運動関連脳電位をその形状ではなく、時間周波数解析により検討する。なお、周波数解析法として一般的に用いられるフーリエ変換では、解析区間において脳波の性質が統計的に一定である、すなわち、定常的であるという仮定のもとに解析を行っている。しかしながら、脳波は時々刻々変化するため、より厳密な解析を行うためには、各周波数成分の時間的変化、つまり、時間周波数解析の必要性がある^{(15)~(19)}。そこで、時間周波数解析として、近年、様々な分野において用いられているウェーブレット変換 (Wavelet Transform)^{(13), (18)~(23)}を適用した。ウェーブレット変換は、脳波の時間毎の周波数スペクトラム変動を捉えることができる。

被験者実験においては、実験内容を被験者に説明して同意書を得た上で実施した。

2. 脳波計測

本実験で用いた脳波計測システムは、脳波を頭皮上で受信する Ag（銀）皿電極（NEC メディカルシステムズ社製）、その脳波信号をアナログからデジタルデータに変換する EEG ヘッドボックス、そして、そのデジタルデータに対してフィルタリング処理（IIR デジタルフィルタリングによるハイパス、ローパス、ハム除去）を行うプロセッサボックス、及び、データ記録、解析のためのパーソナルコンピュータから構成されている。

表1に EEG ヘッドボックス、表2にプロセッサボックスの仕様を示す。なお、EEG ヘッドボックスは入力抵抗10 M Ωであり、アンチエリasingフィルタが内蔵されている。このフィルタにより高周波成分をカットしたうえで、サンプリング周波数1kHz にて A/D 変換を行った。そして、このデジタルデータに対し、表2に示すプロセッサボックス内で IIR デジタルフィルタリングによるハイパスフィルタ（2次バターワースフィルタ、遮断周波数：1.6Hz）、ローパスフィルタ（2次バターワースフィルタ、遮断周波数：30Hz）、電源周波数（60Hz）除去のためのハム除去フィルタ（2対フィルタ）処理を行った後に、サンプリング周波数200Hz で上記データを間引き、データを取得した。なお、脳波測定前に皮膚前処理剤にて皮膚と電極間の接触インピーダンスを減少させた後に、電解質を含んだペースト（paste）剤（NEC メディカルシステムズ社製）を用いて電極を頭皮に接触固定し、電極の接触抵抗は10k Ω以下（10Hz、メーカ保証）とした。各電極の接触抵抗は30k Ω以下であれば実用上問題は少ないが、10k Ω以下とすることが望ましいとされている^{(1) (5) (24) (25)}。

電極配置としては、図1に示す国際10-20電極配置法（International 10-20 System）^{(1)~(7) (25)}のうちの Cz, C3, C4, Fz, Pz の測定及び解析を行った。国際10-20電極配置法は国際脳波・臨床神経生理学学会によって推奨されている標準化された頭皮電極配置法である。電極配置は頭蓋上に鼻根（Nasion）と後頭極（Inion）を結ぶ線を引き、これらの中点を頭蓋頂とし、鼻根と後頭極の間を10等分し、また、鼻根と外耳孔と後頭極を通る頭蓋の周線を考え、各側の鼻根、外耳孔、後頭極の周線をそれぞれ10等分する。このような網目に10%及び20%の間隔をとって電極配置部位が決定されている。なお、図2に示す運動野（Motor areas）は手の運動を行う最も重要な部分であると報告^{(5)~(9), (26)~(33)}されていることから、上記の様に電極を配置した。運動野は主に一次運動野（Primary motor cortex）、運動前野（Premotor cortex）、補足運動野（Supplementary motor area）が上げられ、随意運動の発現や制御に特に関係があると報告されているが、現在のところ、肉眼的解剖所見と組織解剖所見

の対応関係ははっきりしていない。
これら電極を活性電極とし、耳朶（右耳）を基準電極とする基準導出法（Referential Derivation）^{(1) (2) (5) (25)}により測定した。なお、両耳朶を連結したものを基準にして記録している例も見られるが、両耳朶を連結しても両耳に生じる電位を相殺している訳ではなく、その場合には両耳朶に生じる電位の平均値ということになり、かえって複雑な記録結果を得ると報告されている^{(25) (34) (35)}。

本実験の被験者は50代女性1名（被験者 A）、及び20代の男女各1名（被験者 B, C）の計3名であり、全被験者は右利きである。被験者は覚醒、閉眼、安静状態とし、耳栓（材質：弾性発泡ポリマー）により極力雑音をさけるようにして椅子に座らせ、前腕を被験者の前に置いた机上に軽

図1 国際10-20電極配置法^{(1)~(7), (25)}
Fig.1 International 10-20 system.

図2 ヒト大脳皮質運動関連領域（概要図）^{(26)~(33)}
Fig. 2 Motor areas of Human Cerebral cortex

表1 EEG ヘッドボックスの仕様
Table1 The specifications of EEG head box.

EEGヘッドボックス (株式会社 エヌエフ回路設計ブロック社製 5102)	
脳波入力	14チャンネル平衡入力 (基準入力共通)
感度	409.6 μ Vp-p
低域時定数	0.3 s
入力抵抗	10M Ω -GND-10M Ω
アンチエイリアシング フィルタ	250Hz (-3dB) 24dB/oct
A/D変換分解能	12ビット
サンプリング周波数	1kHz
絶縁方式	フォトカプラ及びトランス
電源	プロセッサボックスから供給

表2 プロセッサボックスの仕様
Table 2 The specifications of the processor box.

プロセッサボックス (株式会社 エヌエフ回路設計ブロック社製 5101)	
フィルタ	IIRデジタルフィルタリングによる ハイパス、ローパス、ハム除去フィ ルタの遮断周波数、減衰特性可変
収録時サンプリング 周波数	1k, 500, 200, 100, 50, 25Hz (可変)
インターフェイス	SCSI
電源	DC 10~15V

く乗せた状態で、右示指（人差し指）を自らのペース（self-paced）で約3 s に1回の割合で屈曲運動を反復させた。筋電図は上記と同様の血電極を右人差し指の掌側第1関節（MP 関節：Metacarpophalangeal Joint）⁽²⁶⁾に配置した。また、眼球電図（Electrooculogram: EOG）を計測するために、上記と同様の血電極を右眼の1cm 下に配置した。筋電図、眼球電図は上記の脳波計測システムの使用していない入力チャンネルを用い、脳波計測と同じ条件で計測した。なお、以上の実験手法は、これまでに報告^{(5)~(7)}が行われているものとはほぼ同様である。

3. ウェーブレット変換による時間周波数解析

時間領域における信号 $f(t)$ のマザー ウェーブレット $\psi(t)$ によるウェーブレット変換は、次式のように定義される⁽²⁰⁾。

$$(W_{\psi} f)(b,a) = \int_{-\infty}^{\infty} \frac{1}{\sqrt{|a|}} \psi\left(\frac{t-b}{a}\right) f(t) dt \quad (1)$$

a :スケール パラメータ

b :トランスレート パラメータ

なお、式(1)を満たす一般的な条件式は、

$$\int_{-\infty}^{\infty} \psi(t) dt = 0 \quad (2)$$

である。

ウェーブレット変換には、様々なマザー ウェーブレットが報告されているが、本論文では時間と周波数に関する不確定性が最小の関数（時間周波数空間において最も局在性が良い関数）であることから、信号の周波数を探り出すのに適している式(3)に示す Gabor のマザー ウェーブレットを用いた。

$$\psi(t) = \frac{1}{2\sqrt{\pi}\sigma} e^{-\frac{t^2}{2\sigma^2}} e^{-it} \quad (3)$$

なお、 $\sigma = 8$ とし、式(1)において

$$a = \frac{1}{2\pi f} \quad (4)$$

から、この周波数 f [Hz] を1Hz 刻みで1~30Hz と可変した。

4. 運動関連脳電位の時間周波数解析結果

図3に被験者 A の右人差し指を屈曲運動させた際に発生した運動関連脳電位の時間波形を示す。なお、脳波の極性は基準電極（耳朵）に対して測定電極が陰性電位である場合、国際脳波 臨床神経生理学会^{(5) (25)}で推奨されている（極性協定：polarity convention）様に、表示を正側（上向き）とした。脳波の計測時間は約100s であり、同図(a)は計測時間の最初の60s（屈曲回数19回）を、同図(b)に視覚的に分かり易くするために、10s（屈曲回数3回）を示した。また、筋電位が脳波計測システムの入力最大感度より大きい場合は、その振幅波形は飽和した形状となっている。同図より、脳波は非定常的な振動をしており、その中から随意運動に伴って発生する成分を同定することは極めて困難であることが分かる。それゆえに、これまでの報告^{(5)~(9)}では多数の被験者の多数回の試行を加算平均し、MRCP の検討がなされている。例えば、上記報告では、1被験者200回の試行を14名総加算しMRCPを検討している。

脳波によるヒューマンインターフェイス等の工学的応用を考慮した場合、単一試行時のMRCPを検出することが重要となるが、本論文ではMRCPを統計的に解析するために、筋電図による運動開始時点を基準に、運動前2s、運動後1sの計3s 切り出した脳波のデジタルデータ20波形を加算平均し、その波形に対してウェーブレット変換を行った。図4に被験者 A の右人差し指を屈曲運動させた場合における各電極位置の平均脳波及び、ウェーブレット変換によるダイナミックスpektrum（Dynamic Spectrum）を示す。なお同図における0s は、指の屈曲運動の運動開始時であり、目視により筋電位が上昇を始める部分と決定した。なお、これまでに報告されている文献等^{(5)~(9)}では、運動開始点を基準とした例や、筋電図の立ち上がり振幅が、一定のレベルに達した際にパルスが発生させ、その時間を基準

として加算平均を行っている例もある。

同図の時間波形から、全ての電極位置（Cz, C3, C4, Fz, Pz）の脳電位は、緩やかな変化分に注目すると、開始前の-2.0s から開始前約-1.2s まで、振動しつつ徐々に下がり、その後はほぼ同じレベルで0s まで続き、0s より徐々に上昇する傾向が分かる。指の屈曲運動を約3s で繰り返していることを考慮すると、この開始前-2.0s から-1.2s の脳電位は、1回前の運動によるものであると考えられる。また、0s 以降に筋電位が上昇し、同時に脳電位も上昇している（NS'：Negative Slope）ことから、これまでの報告^{(5)~(9), (28)}と同様の結果を得られたといえる。

ここで、眼電位についても考慮すると、0s 以降において、脳電位とは逆電位で大きくなっており、これは閉眼で本実験を行ったが、指の随意運動の際に眼球運動を生じたものと考えられる。この眼電位も脳電位に影響を与え、一般的には脳波の雑音（アーチファクト：Artifact）として認識されている^{(1)~(7), (25) (36)}。すなわち、脳電位と眼電位に起因するものを分離する必要があることから、このことも考慮に入れて周波数成分の時間変化を検討する。

同図のダイナミックスpektrumから、運動開始前後の各電極位置における脳波の周波数成分の時間的な変化を視覚的に捉えることができる。同図では、エネルギーレベルが高い部分を黒色、低い部分を白色と階調表現した。同図より、運動開始時0s から10Hz 前後（ α 波帯域）の周波数成分が全電極位置（Cz, C3, C4, Fz, Pz）において大きく出現していることが分かる。なお、これまでに報告されている運動関連脳電位において、Cz では運動開始時に、その周期が約0.1s の波形（P-50）が報告^{(5)~(7)}されており、すなわち、約10Hz（ $=1/0.1s$ ）の周波数と概算できることから、本手法において求められたものと一致すると考えられる。また、Fz では運動開始後、約0.4s ~0.5s において、同様に約10Hz の周波数成分がより大きく出現しており、この成分は N+50と P+300とを併せて検出したと考えられる。

運動開始前の約-1.0s ~-0.5s では、全電極（Cz, C3, C4, Fz, Pz）において、約5Hz ~7Hz（ θ 帯域：4~8Hz）の周波数成分が生じ、-0.2s ~0s 前後にその成分が減少することがわかる。これは、BP（Beritschaftspotential）、IS（Intermediate Slope）成分^{(5)~(9)}に含まれるものと考えられる。

眼電位による影響に関しては、そのダイナミックスpektrumから、10Hz 前後と1Hz 前後の周波数成分が出現していることが分かる。なお、本解析では周波数分解能を1Hz としたために1Hz 以下は解析不可能である。また、帯域をデータ取得段階でハイパスフィルタ（遮断周波数1.6Hz）により処理していることから、入力成分としては非常に小さい値となっている。約10Hz の周波数成分は、運動開始後0.5s 付近の強度情報から検討すると、Fz 側にその発生源があり、その電位によるものと考えられる。一方、1Hz 前後の周波数成分は、その強度情報から眼電位による影響が各脳電位に影響を与えているものと考えられる⁽²⁵⁾。なお、眼球運動は振れの大きさによって、速い R 群と遅

(a) 60s

(b) 10s

図3 運動関連脳電位波形

Fig.3 Time Series of Movement-Related Cortical Potentials

(a) Finger (MP joint)

(e) Fz

(b) Cz

(f) Pz

(c) C3

(g) EOG-R

(d) C4

図4 被験者"A"の運動関連電位の
ダイナミックスpektrum
Fig.4 Dynamic Spectra of Movement-Related
Cortical Potential of Subject "A".

(a) 10Hz の時間変化

(b) 5Hz の時間変化

図5 周波数 5Hz, 10Hz 成分の時間変化波形

Fig. 5 The Time Varying Waveforms of the 5Hz and 10Hz Frequency Components.

い S 群に分類されており⁽⁹⁾, 両群ともその周期が1s 以上であることから, 本結果の1Hz 前後の周波数成分は眼球運動によるものと考えられる。

上記の周波数成分の時間変化をより明らかにするために, 5Hz と10Hz 成分の時間変化を図5に示す。同図(a)より, 運動による MP 関節部電位の10Hz 成分の上昇に伴い, 全電極 (Cz, C3, C4, Fz, Pz) において10Hz 成分も増加していることが分かる。筋電位は上昇し, すぐに減少するが, 脳電位については0.4~0.5s 付近まで上昇し, その後, 緩やかに減少している。このことは, これまでの報告^{(5)~(9)}にて運動開始後の約0.3s ~0.4s 前後で MRCP が最大値を示すことと同じ結果であると考えられる。なお, 正常成人の覚醒, 閉眼, 安静状態の α 波帯域 (8-13Hz) 成分は, 一般的に頭頂部, 後頭部に優勢に出現し, 特に, 後頭部において振幅値も大きく出現頻度も高いと報告されている^{(1) (2) (25) (36) (3)}が, 本結果では随意運動時に, 前頭部である Fz の 10Hz 成分が, 頭頂部, 後頭部である Cz, Pz の成分と比較して大きく出現していることを考慮すると, 通常の閉眼による α 波成分とは考えにくく, 随意運動に伴う電位成分であると考えられる。また, 運動開始前の約-0.9s から-0.1s 前後まで全電極 (Cz, C3, C4, Fz, Pz) において, 電位が生じており, 運動開始後と比較して小さい値ではあるが, 運動準備電位にこの成分も含まれている可能性があることを示唆している。

同図(b)より, 5Hz の時間変化は全電極 (Cz, C3, C4, Fz, Pz) において運動開始前の約-0.9s から-0.5s まで上昇し, その後, 運動開始後約0.1s 前後まで減少する傾向が分かる。これは, 上述した様に BP, IS 成分に含まれるものと考えられ, 運動準備電位として重要な役割を示すと考えられる。なお, 精神作業時に前頭の正中部にみられる前頭正中部シータ律動(Fm θ : Frontal midline theta rhythm, 4~7 Hz)が報告されている^{(1)~(3)}が, 運動開始前に前頭部である Fz において, 後頭部 Pz と比較して5Hz 成分が大きく出現していることから, 随意運動開始前に何らかの精神的活動があった, つまり, " 随意" 信号を捉えたものと考えられる。また, α 波の振幅がやや減衰する時期に Fm θ が出現するという, これまでの報告を考慮すると, 5Hz と10 Hz の時間変化波形の関係が, 上記と同様の結果を得ていることが分かる。

上記では, 被験者1名 (被験者 A) に対して検討を行ったが, 他の被験者2名 (被験者 B, C) を含めた3名の加算平均を行ったデータに対して同様の解析を行った結果を図6に示す。なお, 加算平均を行うデータとして, 被験者あたり20波形 (運動前2s, 運動後1s の計3s) で, 計60波形を用いた。

同図より, 上記1名の場合とほぼ同様なダイナミクスベクトラムであることが分かる。すなわち, 運動開始時0s から10Hz 前後 (α 波帯域) の周波数成分が全電極位置 (Cz, C3, C4, Fz, Pz) において大きく出現していることが分かる。また, Fz では運動開始後, 約0.4s ~0.5s におい

(a)Finger (MP joint)

(e) Fz

(b) Cz

(f) Pz

(c) C3

(g) EOG-R

(d) C4

図6 被験者3名分を平均化した運動関連電位の
ダイナミックスpektrum
Fig.6 Dynamic Spectra of Averaged Movement-
Related Cortical Potential of Three Subjects.

(a) 10Hz の時間変化

(b) 5Hz の時間変化

図7 周波数 5Hz, 10Hz 成分の時間変化波形

Fig. 7 The Time Varying Waveforms of the 5Hz and 10Hz Frequency Components of Three Subjects.

て、同様に約10Hzの周波数成分がより大きく出現しており、この成分はN+50とP+300とを併せて検出したものと考えられる。同様に、運動開始前の約-1.0s~-0.5sでは、全電極(Cz, C3, C4, Fz, Pz)において、約5Hz前後(θ 帯域: 4~8Hz)の周波数成分が生じ、運動開始前-0.2s~0s前後にその成分が減少しており、BP, IS成分に含まれるものと考えられる。

眼電位による影響に関しては、そのダイナミックスpektrumから、約10Hz前後の周波数成分が出現していることが分かる。この約10Hzの周波数成分を、運動開始後0.5s付近の強度情報から検討すると、上記と同様にFz側にその発生源があり、その電位によるものと考えられる。一方、1Hz前後の周波数成分は、3名の加算平均により小さくなっていることから、指の随意運動に同期しない成分、すなわち、眼球運動であったことが推察される。

上記の周波数成分の時間変化をより明らかにするために、5Hzと10Hz成分の時間変化を図7に示す。同図(a)より、上記1名の場合と同様に、運動によるMP関節部電位の10Hz成分の上昇に伴い、全電極(Cz, C3, C4, Fz, Pz)において10Hz成分も増加している。筋電位は上昇し、すぐに減少するが、脳電位については運動開始後の約0.4s~0.5sまで上昇し、その後、緩やかに減少している。このことは、前述した様に、これまでの報告^{(5)~(9)}にて、運動開始後の約0.3s~0.4sでMRCPが最大値を示すことと同じ結果であると考えられる。

また、随意運動時に、前頭部であるFzの10Hz成分が、頭頂部、後頭部であるCz, Pzの成分と比較して大きく出現していることを考慮すると、前述した様に、通常の閉眼による α 波成分とは考えにくく、随意運動に伴う電位成分であると考えられる。なお、運動開始前の-0.8s~-0.1sにおいて全電極(Cz, C3, C4, Fz, Pz)に電位が生じており、運動開始後と比較して小さい値ではあるが、運動準備電位にこの成分も含まれている可能性があることを示唆している。

同図(b)より、5Hzの時間変化は全電極(Cz, C3, C4, Fz, Pz)において運動開始前の約-0.9sから-0.4sまで上昇し、その後、運動開始後0.3s前後まで減少する傾向が分かる。また、5Hzと10Hzの時間変化波形の関係が、1名の場合と同様の結果を示している。

すなわち、被験者に関わらず、ほぼ同じ周波数成分を随意運動時に発生するということが明らかとなった。これまで、一般的に多数の被験者の多数回の試行を加算平均し、MRCPの検討がなされていたことを考慮すると、本手法は加算回数も少ないということからも有効である。

5. むすび

ヒトの随意運動に伴い発生する運動関連脳電位(MRCP)をウェーブレット変換を適用した時間周波数解析

析により検討した。なお、随意運動として被験者（全員右利き）に右示指（人差し指）を屈曲運動させた。被験者実験においては、実験内容を被験者に説明して同意書を得た上で実施した。

本解析結果により、運動関連脳電位は運動開始時から10 Hz 前後（ α 波帯域）の周波数成分が全電極（Cz, C3, C4, Fz, Pz）において大きく出現することが明らかとなった。

運動関連脳電位において、Cz では運動開始時に、その周期が約0.1sの波形（P-50）がこれまでに報告されており、約10Hz（ $\approx 1/0.1s$ ）の周波数と概算できることから、本手法において求められたものと一致すると考えられる。また、Fz では運動開始後約0.4s ~ 0.5sにおいて、同様に約10 Hz の周波数成分がより強く現れており、この成分は、N+50とP+300とを併せて検出したものと考えられる。

運動開始前-0.9s ~ -0.5sでは、約5Hzの周波数成分が全電極（Cz, C3, C4, Fz, Pz）において生じ、運動開始後約0.1s ~ 0.3sにその成分が減少することが明らかとなった。これは、BP、IS成分に含まれ、運動準備電位として重要な役割を示すものと考えられる。なお、運動開始前において、前頭部であるFzと後頭部Pzとを比較すると、5Hzの時間変化成分がFzにて大きく出現していることから、随意運動開始前に何らかの精神的活動、つまり、“随意”信号を捉えたものと考えられる。また、 α 波の振幅がやや減衰する時期にFm θ が出現するというこれまでの報告を考慮すると、5Hzと10Hzの時間変化波形の関係は、上記の報告と同様の結果を得たといえる。

これまでの報告では、多数の被験者の多数回の試行を加算平均し、MRCPの検討がなされていたことを考慮すると、本手法は加算回数も少ないということからも有効であることが明らかとなった。

今後は、MRCP分布とダイナミックスpektrumとの関係を明らかにするとともに、より多くの被験者に対して本実験・解析を行う予定である。

謝辞 本研究に被験者として参加下さいました方々に謝意を表します。

なお、本研究は財団法人堀情報科学振興財団、財団法人東海学術奨励会、財団法人中部電力基礎技術研究所、名古屋工業大学研究活性化経費からの助成を受けましたことを付記し、ここに謝意を表します。

（平成13年 1月15日受付、平成13年 6月26日再受付）

文献

- (1) 江部充、本間伊佐子：図解脳波テキスト 第2版、文光堂、1997年
- (2) 大熊輝雄：脳波判読 step by step 入門編 第3版、医学書院、1999年
- (3) 鶴紀子編著：臨床脳波と脳波解析、新興医学出版社、2000年
- (4) Paul L.Nunez: Electric Field of the Brain, Oxford University Press, 1981
- (5) 堀浩他：脳波・筋電図用語辞典、pp. 232-236, pp. 285-286, 永井書店、1999年
- (6) 柴崎浩他：脳イメージング、pp. 9-47, 共立出版、1994年
- (7) 地恒毅 編著：誘発電位—基礎から臨床応用まで—、pp. 73-87, 西村書店、1992年
- (8) 柴崎浩、佐治英郎、福山秀直：「イメージングによる高次脳機能およびその病態の総合的研究」、学術月報、特集：高次脳機能、Vol. 53, No. 4, pp. 56-67, 2000年4月
- (9) K.Terada, A.Ikeda, T.Nagamine, H.Shibasaki, "Movement-related cortical potentials associated with voluntary muscle relaxation", Electroencephalography and clinical Neurophysiology, pp.335-345, 1995
- (10) Hugh S.Lusted, R.Benjamin Knapp: "Controlling Computers with Neural Signals", SCIENTIFIC AMERICAN, pp.58-63, October 1996
- (11) Jonathan R. Wolpaw, Dennis J. Mcfarland, Gregory W. Neat, Catherine A. Forneris: "An EEG-based brain-computer interface for cursor control", pp.252-259, Electroencephalography and clinical Neurophysiology, 1991, 78
- (12) 田中久弥、長嶋祐二、井出英人：「脳波の周波数解析による運動様式の判別に関する研究」、電学論 C, 118巻11号, pp. 1584-1589, 1998年11月
- (13) 山田奨治：「脳波キーボードの入力速度向上手法と評価」、信学論 A, Vol. J79-A, No. 2, pp. 329-336, 1996年2月
- (14) 平岩明、内田典佳、下原勝憲、曾根原登：「随意運動発生直前の頭皮電位分布パターンのニューラルネットによる認識」、信学論 A, Vol. J79-A, No. 2, pp. 408-415, 1996年2月
- (15) Clochon P., Clarencon D., Caterini R., Roman V., "Software Pattern EEG Recognition After a Wavelet Transform by a Neural Network", Lecture Notes Computer Science, Vol.686, pp.738-743, 1993
- (16) Mingui Sun, Shie Qian, Xiaopu Yan, Stephen B. Baumann, Xiang-Gen Xia, Ronald E.Dahl, Neal D Ryan, Robert J. Scabassi: "Localizing Functional Activity in the Brain Through Time-Frequency Analysis and Synthesis of the EEG", Proceedings of the IEEE, Vol.84, No.9, pp.1302 - 1311, Sept. 1996
- (17) Simon Haykin, Ronald J. Racine, Yan Xu, C.Andrew Chapman: "Monitoring Neuronal Oscillations and Signal Transmission Between Cortical Regions Using Time-Frequency Analysis of Electroencephalographic Activity", Proceedings of the IEEE, Vol.84, No.9, pp.1295-1301, Sept. 1996
- (18) 長江典彦、伊藤晋、宇都宮敏男：「Wavelet 変換を用いた文字認知関連誘発電位の統計的解析」、信学論 D-II, Vol. J75-D-II, No. 9, pp. 1624-1625, 1992年9月
- (19) 章忠、中堀智之、川畑洋昭：「高速ウェーブレット変換およびその脳波解析への応用」、機械論 C, 63巻633号, pp. 1915-1921, 1999年5月
- (20) 例えば、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、1995年
- (21) 川田昌武 他：「S F₀ガス中における部分放電現象のウェーブレット変換を用いた時間周波数解析」、電学論 B, 117巻3号, pp. 338~345, 1997年3月
- (22) 川田昌武：「日本の電気設備技術基準を考慮した ELF 電磁界曝露によるヒト脳波スペクトラムへの影響」、電学論 B, 120巻8/9号, pp. 1127~1135, 2000年8/9月
- (23) 長谷川真司、川田昌武、松村司郎、那須素巳、中村光

- ー：「ウェーブレット変換を用いた状態基準型保全のための軸振動可視化法」，高速信号処理応用技術学会誌，第3巻 第4号，（Vol. 3 No. 4），pp. 25-30, 2000年12月
- (24) 星宮望：生体情報計測，pp. 15-28，森北出版，1997年
- (25) 一条貞雄，高橋系一：脳波判読に関する101章，p. 4（電極接触抵抗）pp. 8-10（電極導出法），p. 192（眼球運動電位）医学書院，1998年
- (26) 上羽康夫：手 その機能と解剖，pp. 14-23，金芳堂，1999年
- (27) 丹治順：脳と運動－アクションを実行させる脳，pp. 20-77，共立出版，1999年
- (28) 松波謙一，内藤栄一：最新 運動と脳－体を動かす脳のメカニズム－，pp. 14-44，サイエンス社，2000年
- (29) 牧敦，山下優一，伊藤嘉敏，渡邊英寿，小泉英明：「無侵襲高次脳機能計測方法の開発」，信学論 A，Vol. J79-A，No. 2，pp. 150-157, 1996年2月
- (30) 定藤規弘，米倉義晴：「両手協調運動における大脳皮質運動前野の役割」，神経進歩，43巻4号，pp. 477-483, 1999年8月
- (31) 服部孝道 監約：一目で分かるニューロサイエンス（Roger A. Barker et. al :Neuroscience at a Glance），pp. 74-77，メディカル・サイエンス・インターナショナル，2000年
- (32) 西野仁雄，柳原大 編集：運動の神経科学 基礎から応用まで，pp. 61-69，ナッブ，2000年
- (33) 久保田競：手と脳 脳の働きを高める手，pp. 51-78，紀伊国屋書店，1999年12月（第22刷）
- (34) 武者利光：「双極子追跡（DT）法の現状と展望」，脳神経 44巻4号，pp. 301-306，1992年
- (35) Ron D. Katznelson: "EEG recording, electrode placement, and aspects of generator localization", in Electric Field of the Brain. ed by Paul L.Nunez, pp. 176-213, Oxford University Press, 1981
- (36) 市川忠彦：誤りやすい異常脳波 第2版，p. 12（眼球運動），p. 27（成人の正常脳波の判定基準）医学書院，1998年
- (37) 石山陽事：脳波と夢，p. 29，pp. 106-109，コロナ社，1994年

川田 昌武 （正員）1971年1月25日生。1993年3月武

蔵工業大学工学部電気電子工学科卒業。

1995年3月同大学大学院工学研究科電気工学専攻修士課程修了。1998年3月大阪大学大学院工学研究科電気工学専攻博士後期課程修了。同年6月名古屋工業大学工学部システムマネジメント工学科勤務，

現在に至る。博士（工学）。電力機器・設備の診断技術，センシング技術の開発，信号 画像処理技術の応用，環境・生体電磁工学，ヒト脳内電磁現象可視化に関する研究に従事。1995年電気学会論文発表賞受賞。米国電気電子工学会（IEEE），応用物理学会，日本 ME 学会，応用ウェーブレット研究会，高速信号処理応用技術学会，認知神経科学会の各会員。kawada@manage.nitech.ac.jp