

# 琉球大学学術リポジトリ

精神生理学的な研究アプローチを実際的な教育分野  
へ応用するために：脳波 artifacts 除去の新たな方策

メタデータ	言語: 出版者: 琉球大学教育学部 公開日: 2007-07-18 キーワード (Ja): キーワード (En): 作成者: 緒方, 茂樹, 相川, 直幸, Ogata, Shigeki, Aikawa, Naoyuki メールアドレス: 所属:
URL	<a href="http://hdl.handle.net/20.500.12000/1029">http://hdl.handle.net/20.500.12000/1029</a>

# 精神生理学的な研究アプローチを実際的な教育分野へ応用するために —脳波 artifacts 除去の新たな方策—

緒方 茂樹\* 相川 直幸\*\*

Apply Educational Fields to make practical use of Psychophysiological Approach  
—Technical New Methods for Artifacts Elimination from EEG—

Shigeki OGATA Naoyuki AIKAWA

## 抄 録

精神生理学的なアプローチの方法を、学校教育現場などのような実践場面すなわち、実験室以外のフィールド場面に応用していくことは、今後の教育分野の科学的な理論構築を考えていく中で新たな可能性をもつと考えられる。本報告では将来的にこのようなフィールドワークを行う際に必要な方法論的な工夫のひとつとして、特に子どもや発達障害児を対象にした場合を想定しながら、artifactsの除去という面から重点的に検討を加えた。その結果、従来の各種フィルタリング(アナログフィルタと移動平均)の手法によるartifacts除去に関わる課題を指摘し、特に障害児を対象とした記録で混入が予想される「体動および筋活動電位によるartifacts」については、直線位相FIRデジタルフィルタを当てはめることで、視察的な面からみて十分に除去することが可能であることを明らかにした。さらにこのFIRデジタルフィルタについて、脳波波形認識法に関わる前処理としての有効性についても検証し、今後のアルゴリズム簡略化の可能性を示した。将来的なフィールドワーク、特に障害児教育への精神生理学的研究の応用に当たっては、この方法論はきわめて有効な手段のひとつとなりうると考えられる。

## I. はじめに

精神生理学(生理心理学: Psychophysiology)は、脳波を始めとする電気生理学的な指標の記録を駆使した新しい研究分野であり、新美によれば「精神現象の基礎にある身体現象の変化を指標として、精神現象を客観的に研究する」研究分野であるとされている<sup>1)</sup>。近年のエレクトロニクスノの格段の進歩は、この精神生理学の研究分野の進歩に多大な影響を与え、これまで直接的に明らかにできなかった精神現象を、身体現象の客観的な変化から明らかにする可能性を開いたものと考えら

れる。すなわち精神生理学とは、身体の生理的な変化を知ることによって、情動など心理過程の変化を可能な限り客観的に知ろうとする研究アプローチであるといえ、この方法は従来実験心理学などの基礎的な研究分野で数多く応用されてきた。しかし一方で、このアプローチの方法を実践的な教育の分野に応用することは可能であろうか。教師と子どもとのダイナミックな活動が展開される学校教育場面において、仮に授業に対する子どもの情動の変化や覚醒水準などのいわゆる「反応性」を客観的に明らかにすることができれば、教師の側からみて今後の指導内容や指導方法の開発に繋

\* 琉球大学教育学部

\*\* 日本大学工学部

がる新たな方法論を考える事も可能となろう。すなわち、精神生理学的なアプローチの方法を、学校教育現場などのような実践場面すなわち、実験室以外のフィールド場面に応用していくことは、今後の教育分野の科学的な理論構築を考えていく中で新たな可能性をもつものと考えられる。

しかし、これまでにこのような基礎的な研究アプローチを、学校現場の中で実践的な研究の一環として用いた例はほとんどみられない。その理由として、学校側の理解を得る努力や保護者との連携など様々なものが考えられる。これらの点については人的なネットワーク作りも含めて今後の大きな課題のひとつである。一方で特に研究的なアプローチの面からみれば、脳波を始めとする電気生理学的な指標の記録に際して「アーチファクト(人工産物、雑音、妨害)；以下 artifacts とする」の混入に代表される方法論的な問題が挙げられる。例えば、子ども、とりわけ発達障害児を対象とした実験的検討を考えた場合に、これまでの経験から脳波などの記録上で必ず問題となったのがこの artifacts の混入の問題であった<sup>5)</sup>。電気生理学的な指標を記録する際には実験室内で安静を保ってもらうことが必要となるが、特に発達障害児を対象とした場合にそれが困難であるため、ほとんどの場合に筋電図などの artifacts が混入する。その結果得られた脳波記録は視察(人間の目でみた脳波判読の方法)による分析は可能であるが、コンピュータなどを用いた数量的な周波数分析は不可能である場合がほとんどであった。後述するように、近年では携帯用の記録機器も開発されており、実験室を離れて学校現場などフィールド上において脳波などの記録が可能となっている。この場合には安静時の記録だけではなく、動きのあるダイナミックな行動に伴う記録が主となることはいままでのない。これらのことを踏まえて、今後精神生理学的なアプローチの方法を、学校教育現場などのようなフィールド場面に応用していくためには、第一に artifacts 混入の問題をはじめとした方法論的工夫がどうしても必要であるといわざるを得ない。

以上のことから本報告では、将来的に精神生理学的な研究手法を学校教育現場のようなフィールドにおける実践場面へ応用しようとする際に必要

な方法論的工夫のひとつとして、特に子どもや発達障害児を対象にした場合を想定しながら、artifacts の除去という面から重点的に検討を加える。

## II. 生理学的な指標の記録と artifacts 混入

大熊(1983)<sup>12)</sup>は、脳波記録に混入する脳波以外の現象を artifacts として一括し、その由来によって大きく「電極の不良および電極の接着不良による artifacts」と「被験者に由来する artifacts」に大別している。ここで、「電極の不良および電極の接着不良による artifacts」については、記録技術の向上を図るなど実験者の側の努力で克服できる場合がほとんどである。一方、「被験者に由来する artifacts」についてはさらに、1) 体動および筋活動電位による artifacts、2) 瞬目および皮膚電気反射による artifacts、3) 心臓の活動電位による artifacts の3種に細分化されている。ここで2) 瞬目および皮膚電気反射による artifacts についていえば、瞬目に由来するものについては除去が困難であるが、脳波記録上において artifacts としての識別は容易である。また、皮膚電気反射に由来するものは実験環境の調整(室温など)である程度対応することができる。また3) 心臓の活動電位による artifacts については、基準電極の装着部位を工夫することなどで対応することができると考えられる。しかし、1) 体動および筋活動電位による artifacts については、携帯用の記録機器を用いた場合はもちろん、仮にシールドルームを用いた実験室内であってもその除去は容易ではない。実践場面における記録などを考えた場合にはこの「被験者に由来する artifacts」が問題になることが容易に予想される。臨床脳波記録の場面でも、てんかんの検査に定期的に通院する発達障害児は数多くいるが、特に子どもの場合には記録中にじっとして安静を保つことが困難な場合が少なくない。ベテランの脳波記録技師であれば薬物を用いなくても自然睡眠の記録をとることは可能であるが、一般的には自然睡眠の記録をあきらめて導眠剤などを用いて脳波記録をする場合が多いようである。

これまで述べてきたような、脳波を始めとする

電気生理学的な指標の記録には多くの場合脳波計が用いられる。ここでは主に脳波記録の場合を想定しながら、記録機器のハードウェアの面から artifacts の除去に関わる部分について予めまとめておく。

実験室などで用いる据え置き型の脳波計を考えた場合、以前のアナログ方式の脳波計では、特に記録時に混入する artifacts のひとつである交流雑音などの除去には、それなりの知識と経験が必要とされたものである。近年はデジタル方式の脳波計が主流となり、多くの場合、電極ボックスにヘッドアンプが搭載されており、そこから先の脳波計までは全てデジタル信号で処理されるようになってきている。このことから、アナログ部分は被験者からヘッドアンプの部分に限られることとなり、以前に比較して交流雑音の混入は明らかに減少している。一方、具体的な実践場面での実験的検討を考えた場合には、シールドルームを備えた実験室から学校現場などのフィールドへと向かっていく必要がある。精神生理学的な実験的検討をフィールドワークとして行う場合、以前にはテレメータを用いた遠隔的な記録が行われていたが装置の大きさや調整に課題を残していた。しかし昨今のエレクトロニクスの進歩に伴い、ランダムアクセスメモリ (RAM) に代表される記憶装置の容量が増大し、さらにコンパクトになったことを受けて、現在では数百グラムにも満たない重さの携帯用の脳波計が開発されている。今ではこの携帯用の記録機器を用いることで24時間以上にわたって、生理学的指標をポリグラフィックに記録することが可能となっている。このような携帯用の脳波計を用いた記録では、日常生活や学校生活の場面そのものに関する記録が可能となるが、一方で実験室のような安静を保った状態の記録とは異なり、上述した「体動および筋活動電位による artifacts」が多量に混入することは明白である。

### Ⅲ. 従来のフィルタリングと新たな FIR デジタルフィルタリングの手法

「体動および筋活動電位による artifacts」については、一般的には臨床脳波的にみるべき周波数帯域 (最大30Hz) よりも高周波であることが

ら、脳波周波数分析に先立つ前処理として高域遮断フィルタ (high cut filter) の利用が有効であると考えられる。しかし、前処理として高域遮断フィルタを考えた場合、従来のアナログフィルタなどでは遮断を開始する折れ点周波数 (cut off frequency) の設定や全体的な周波数特性の設計によっては脳波の原波形が著しく歪む恐れがある。これらのことを踏まえて、ここではまず artifacts の除去に関わる方法論について概観する。この artifacts の除去に関わる方法論については、我が国では以前より「脳波波形認識法」の開発に伴って議論されてきた経緯がある。このことから、従来行われてきた脳波周波数分析の中から、ここでは特に脳波波形認識法に関わる先行研究を取り上げながら、前処理としての具体的な artifacts 除去の方策について検討を加えていく。従来行われてきた脳波波形認識法に先立つ前処理について概観してみると、1) 前処理を行わない (または明記されていない)<sup>11) 2) 10)</sup>、2) ハードウェアなどで構成されたアナログフィルタを用いる<sup>7) 8) 14) 16)</sup>、3) コンピュータを用いて数学的な方法を応用した移動平均をかける<sup>6) 15)</sup>などの手法を応用したものがある。前処理に用いられたフィルタの周波数特性など詳細については概説<sup>17)</sup>に譲るが、多くは8ないし16bitのマイクロコンピュータを用いたシステムを構成していたことから、記憶容量や処理速度などの様々な制約の中で方法的な工夫をこらしていたことは想像に難くない。ここでは臨床脳波的な視察的判定を念頭に置いて、脳波の周波数を30Hzまで読みとることを前提として話を進める。後述するように2) アナログフィルタを用いた場合には、仮に折れ点周波数の設定を30Hzとすると視察的に必要とされる周波数帯域の脳波に位相歪みが生じ、この性質は折れ点周波数から阻止域までの幅 (いわゆるトランジェント幅) を狭くすればするほど歪みが大きくなる。このことは、コンピュータ上において IIR 方式のデジタルフィルタを設計することでシミュレーションすることが可能である<sup>10)</sup>。また3) 移動平均をかける手法は比較的簡便な方法であり、奇数個のデータ点数を設定することで高域遮断が可能であり、コンピュータ上での計算速度もさほど気になるものでもない。しかし、十分な高域遮断を求め

## High Cut FIR Digital Filter

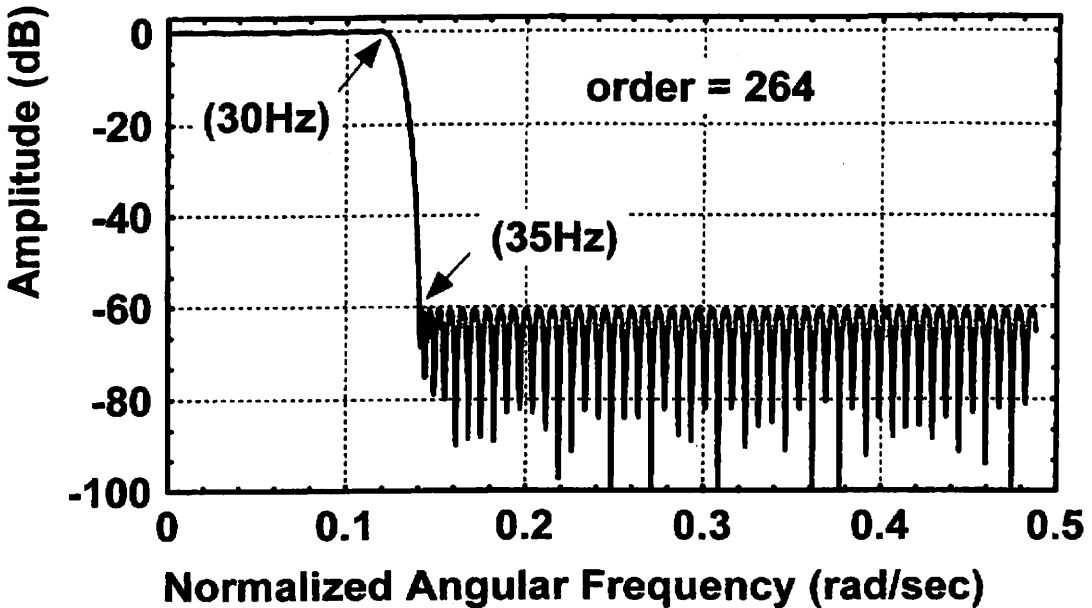


図1. 今回設計した FIR デジタルフィルタの周波数特性

てデータ点数を増加させた場合には、特に脳波波形の頂点などに波形の歪みが生じて相対的に脳波の電圧成分が低下する可能性がある。これらの点については次章で具体例を挙げながら詳細に述べることにする。その他の数学的な手法として、逆フーリエ変換を利用する方法も考えられるが、フーリエ変換を行う際には窓関数に関わる問題などがあり、少なくとも上述した先行文献では利用されていない。

これまで述べてきたことを踏まえて、本研究では位相歪みのない線形位相 FIR デジタルフィルタ（以下 FIR デジタルフィルタとする）を前処理として用いることを試みた。これまでに線形位相 FIR デジタルフィルタを応用した先行研究では、その有用性が指摘されながらも計算速度の問題が解決されていなかった<sup>13)</sup>。この点については後述するデジタルシグナルプロセッサ（DSP）の応用などで解決できると判断し、むしろどのような周波数特性をもたせることが今後の研究目的に対して有効なのかを見極めることがまず重要であると考えた。このことから、コンピュータ上におけるデジタルフィルタの設計に当たっては「体

動および筋活動電位による artifacts」の除去を最優先事項とし、様々な周波数特性をもつ高域遮断型フィルタの設計を試みた。設計する度に artifacts の混入した脳波波形を実際にフィルタリングし、その入出力について計算速度や利得など様々な面から吟味し、最終的に以下に示す FIR デジタルフィルタの周波数特性が最も妥当であるとの結論に至った。図1に本研究で新たに設計した FIR デジタルフィルタの周波数特性を示す。臨床脳波的な視察判読の基準を考慮して今回は折れ点周波数を30Hzに決め、阻止域の周波数を35 Hzとし、いわゆるトランジェント幅を可能な限り狭くするように設計した。また可能な限り急峻な周波数特性をもたせるために利得を-60dBとした（次数は265次）。この FIR デジタルフィルタは、1) 位相歪みが生じないことから全般的な電圧情報に歪みがほとんどみられない、2) 畳み込み演算を行うため窓関数を必要とせず時系列に沿った解析が可能、などの脳波波形認識法などへの応用にあって多くの利点を兼ね備えている。参考のため現在我々の研究室で用いている脳波計（EE2514、NECメディカルシステムズ社製）に

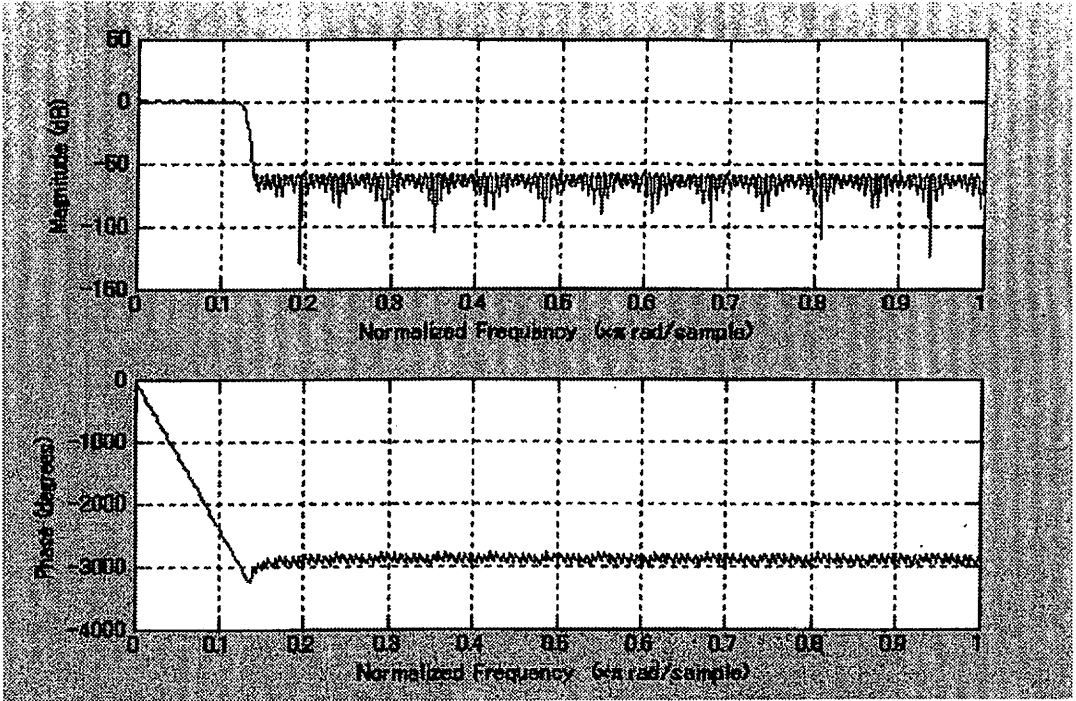


図 2-a. FIR デジタルフィルタの振幅と位相特性

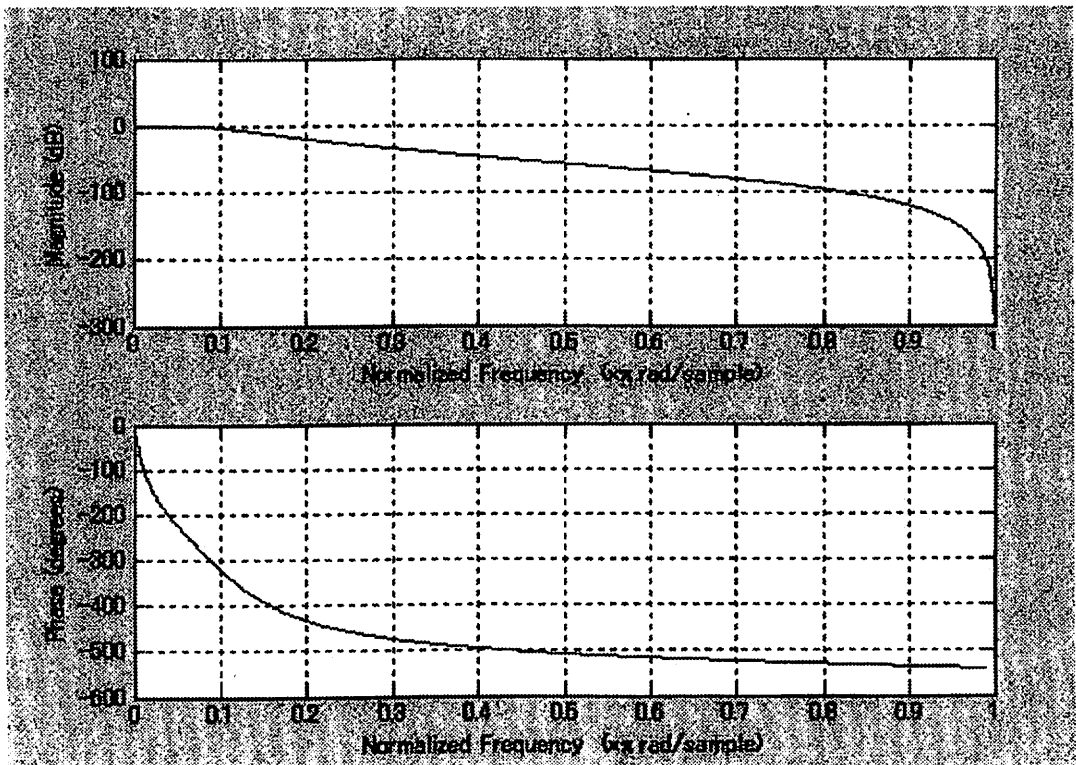


図 2-b. シミュレートされたアナログフィルタの振幅と位相特性

標準装備されている高域遮断型フィルタをみた場合、各チャンネル単独で15、30、60、100、200Hz (-3 dB) の5種類、全チャンネル同時で30、60、100Hz (-3 dB) の3種類が用意されていた。その他に交流雑音除去のために notch フィルタ (ハム除去率1/24以上)、さらに筋電図と心電図の混入時のために40Hz の RAPID フィルタ (24 dB/oct)、ECG フィルタが用意されている。これらのことから、今回設計した線形位相 FIR デジタルフィルタは、通常のデジタル脳波計に標準装備されている高域遮断フィルタと比較して、きわめて急峻な周波数特性をもつ高域遮断型フィルタであることがわかる。このことはすなわち、除去すべき周波数帯域の成分を特定して、有効に遮断できることを意味している。

#### IV. FIR デジタルフィルタによる新たな波形処理の実例

ここでは今回設計した線形位相 FIR デジタルフィルタと従来の各種フィルタリング (アナログフィルタと移動平均) を施した脳波波形について、視察的な脳波波形認識を念頭に置きながら、「実際の波形の変化」を直接的に明示することでその方法論の有用性を示していく。現在でもなお臨床脳波の判読は人間 (専門家) の「目」でなされており、特に突発性の異常波の検出などについては熟練を要する。コンピュータ全盛の現在でも視察的な波形認識の重要性は何ら変わるものではない。ここでは、フーリエ変換などの数学的な手法を用いて周波数領域における各々の比較も行うが、あくまで脳波波形認識法への応用を重視しながら「実際の波形の歪みの有無」について比較・検討していく。

##### 1) IIR デジタルフィルタを用いてシミュレートしたアナログフィルタの例

ここでは、今回設計した FIR デジタルフィルタとアナログフィルタを通過させた場合の脳波波形の歪みについて検討を加える。本研究の開始時点ではハードウェアで組み立てられた既成のアナログフィルタを使用して波形の歪みを調べたが、ここでは同じ特性をもつフィルタを IIR デジ

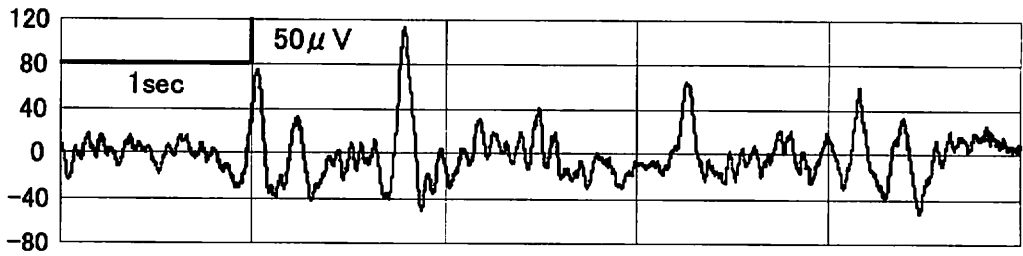
タルフィルタでシミュレートした結果を示す。IIR デジタルフィルタを用いることで様々な特性のアナログフィルタを自在に設計し、その出力結果を比較検討することが可能となった。ここでは本研究の開始時点に実際に使用した NF 回路ブロック社製のアナログフィルタ (折れ点周波数30Hz、周波数特性は24dB/octと135dB/octの2種) をハードウェアの回路的な特性まで考慮してコンピュータ上でシミュレートした。

図2-aに今回設計した FIR デジタルフィルタの振幅と位相特性を規格化周波数の領域で改めて示す。上段は振幅特性を下段は位相特性を示している。ここに示した周波数特性から折れ点周波数の30Hzまで位相歪みがほとんど見られないことがわかる。図2-bに24dB/octのアナログフィルタをシミュレートした振幅と位相特性を示す。24/octの場合、先の FIR デジタルフィルタと比較して、周波数特性がきわめて緩やかであることがわかる。ここで設定した折れ点周波数は FIR デジタルフィルタと同一の30Hzであるが、特に下段の位相特性をみると、先の FIR デジタルフィルタとは異なり30Hz以下の周波数でも位相歪みがみられることがわかる。ここでは示さなかったが、FIR デジタルフィルタの特性を真似て、より急峻な135/octの周波数特性を持たせた場合にはこの位相歪みがさらに大きくなる。

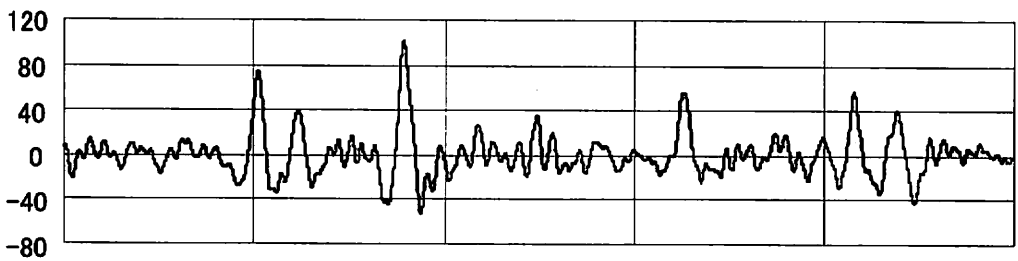
図3に、実際の脳波波形についてフィルタリングを行う前の原波形と、上述した FIR デジタルフィルタと2種のシミュレートされたアナログフィルタの出力結果を示す。ここでは、様々な脳波波形のうち、高調波成分を多く含み、位相歪みが生じやすいと考えられる「瘤波 (hump wave)」が出現する波形をサンプルとして用いた。このような脳波波形を示す場合に生体は、「うとうとした状態」から「浅い睡眠」であることが多く、いわゆる入眠移行段階に相当する脳波波形である。

Aの原波形に比較してBの FIR デジタルフィルタを通過させた脳波波形は、筋電図に由来すると考えられる30Hz以上の高周波成分が十分に遮断 (除去) されていることがわかる。さらに視察的に見て脳波波形の歪みはみられない。一方、Cの24/octの特性をもつアナログフィルタでは30Hz以上の高周波成分が除去されているだけでなく、

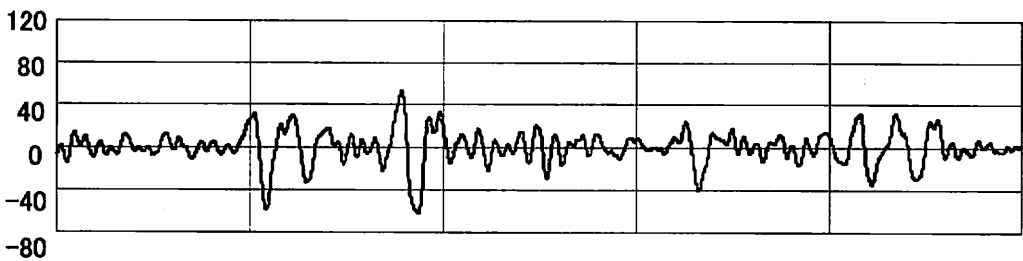
A. Original EEG



B. FIR Digital Filter



C. Simulated Analog Filter (24dB/oct)



D. Simulated Analog Filter (135dB/oct)

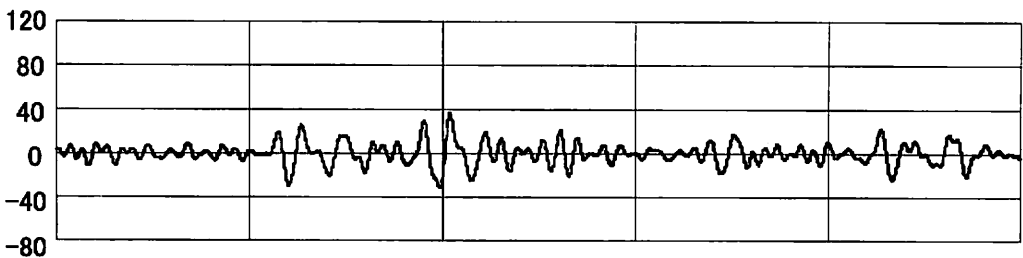


図3. 原波形と FIR デジタルフィルタ及びシミュレートされたアナログフィルタの出力例



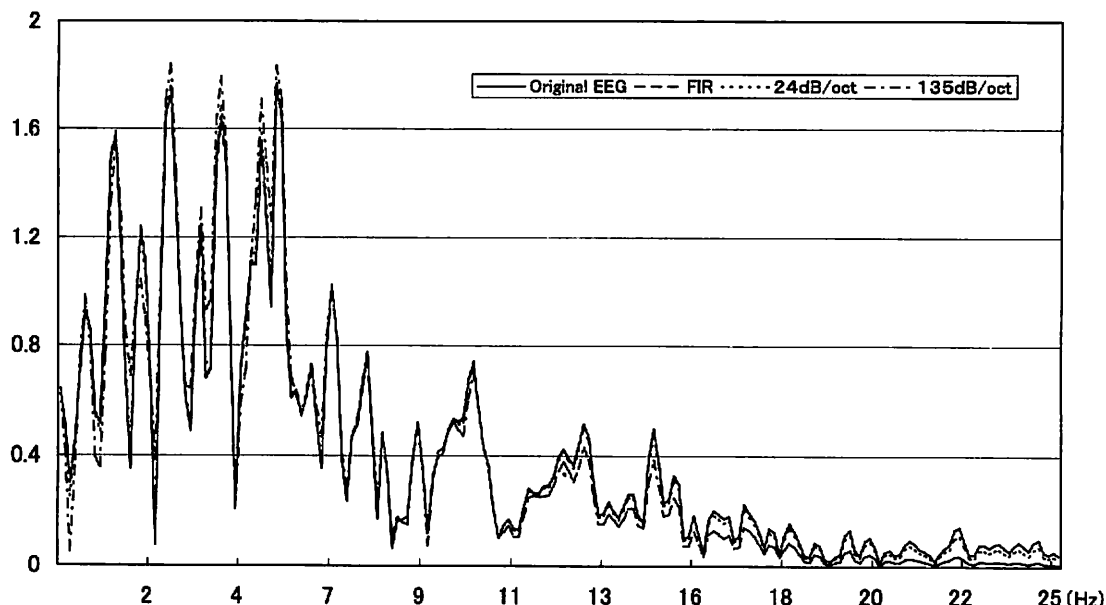


図4. 周波数領域における原波形とFIRデジタルフィルタ及びシミュレートされたアナログフィルタの出力例

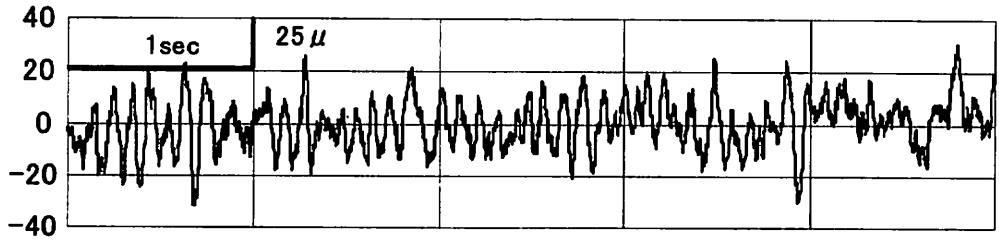
瘤波の頂点などに歪みがみられ、脳波の振幅も低下する傾向がみられる。さらにDの135/octの特性をもつアナログフィルタでは、さらに振幅の低下が著しく、Aの原波形に比較して波形の歪みが顕著にみられ、視察的にみて原波形とは明らかに異なっている。仮にこのアナログフィルタの出力波形に対して脳波の波形認識を行った場合、視察的な波形認識と異なった結果が得られるのは明白である。

次に各々について数学的な手法（フーリエ変換）を用いて周波数分析を行い、出力結果を周波数領域でみながら相対的な異同について検討する。図4は原波形と3種のフィルタを通過させたあとの出力波形（5秒間）について、高速フーリエ変換（FFT：サンプリング周波数500Hz、ハニングウインド）を行った結果を示したものである。原波形とFIRデジタルフィルタのパワースペクトルはほとんど同一のため区別が不可能である。一方アナログフィルタの場合、11Hz以上のベータ帯域でパワーが低くなる傾向が認められる。特にこの傾向は135/octの特性をもつアナログフィルタでは顕著であり、6 Hz以下の低周波帯域でも原波形との差が大きくなっていることがわかる。このように、視察的な方法のみならず、周波数領域にお

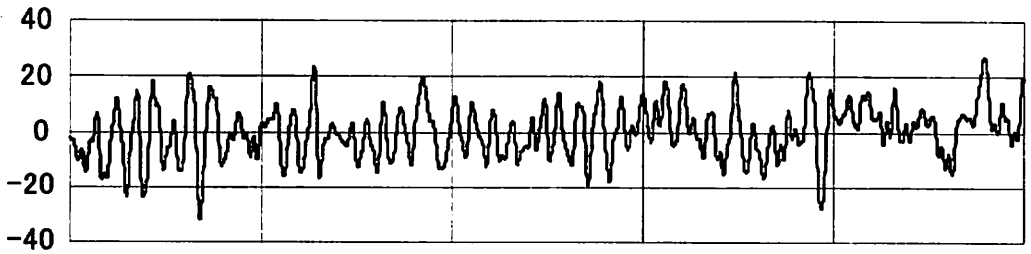
ける数学的な見方をしてもその相違は明らかである。

次に覚醒時の脳波として代表的なアルファ波（8～12Hz）が連続して出現している脳波波形について、先と同様の方法で出力結果を比較する（図5）。Aの原波形に比較してBのFIRデジタルフィルタを通過させた脳波波形は、筋電図に由来する30Hz以上の高周波成分が除去されていることは明らかである。一方、Cの24/octの特性をもつアナログフィルタでは先の瘤波にみられたほど顕著ではないものの、視察的にみて特にベータ（13～30Hz）帯域で振幅の低下がみられ、この傾向はDの135/octの特性をもつアナログフィルタではさらに顕著にみられる。次に先と同様に、数学的な手法を用いて各々の出力結果の相違を周波数領域で検討する（図6）。アルファ波が出現した場合でも、原波形とFIRデジタルフィルタのパワースペクトルはほとんど同一のため区別が不可能である。アナログフィルタの場合、11Hz以上のベータ帯域でパワーが低くなる傾向が認められるが、このことは先の瘤波出現時に比較してより顕著である。この傾向は135/octの特性をもつアナログフィルタではさらに明確であり、10Hz前後のアルファ帯域でも原波形との差が大きくなって

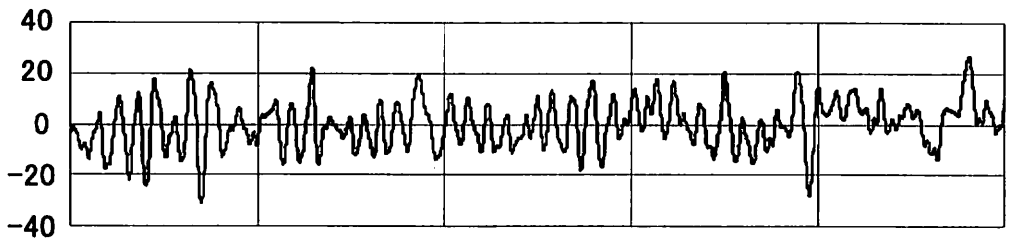
A. Original EEG



B. FIR Digital Filter



C. Simulated Analog Filter (24dB/oct)



D. Simulated Analog Filter (135dB/oct)

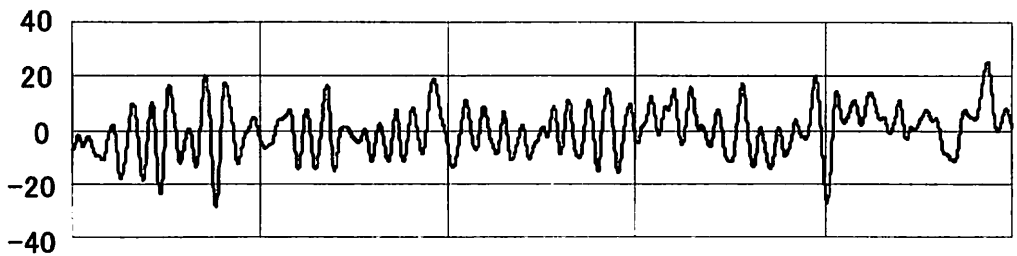


図5. 原波形と FIR デジタルフィルタ及びシミュレートされたアナログフィルタの出力例

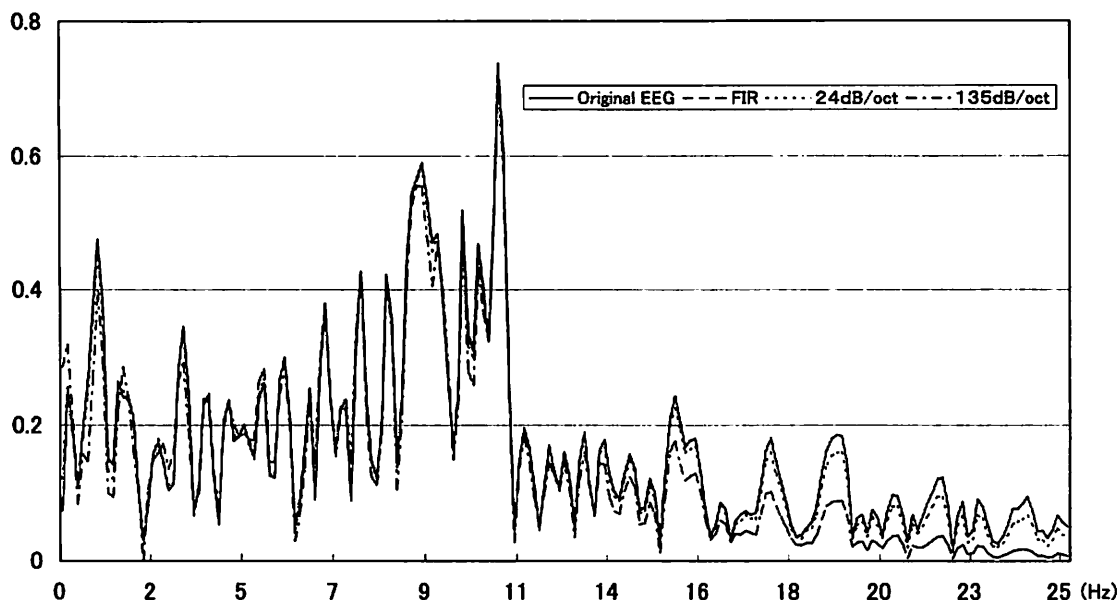


図6. 周波数領域における原波形とFIRデジタルフィルタ及びシミュレートされたアナログフィルタの出力例

いることがわかる。実際の脳波記録では、覚醒時に安静を保っていた場合であっても、サンプルの原波形にみられる程度の筋電図が混入することはしばしばみられる。FIR デジタルフィルタを用いた場合、視察的に見て脳波波形の歪みはみられない上に、不要な周波数成分が十分に除去されていることから、artifacts の多い障害児の記録のみならず、通常の実験的あるいは臨床的な記録に対してもその応用は有効であると考えられる。

以上のことから、脳波の波形認識の方法を応用する際の前処理としてアナログフィルタの使用は基本的には望ましくないことが改めて明らかとなったといえる。特に135/octのように急峻な特性をもつ場合には、原波形に比較して波形そのものが明らかに異なる場合すらありえることが明らかとなった。今後アナログフィルタを前処理に用いる必要がある場合には、先行研究で行われてきたように、折れ点周波数や阻止域の設定などフィルタの特性を十分に考慮した工夫が必要であり、脳波の原波形の歪みを最低限に押さえることが重要であろう。

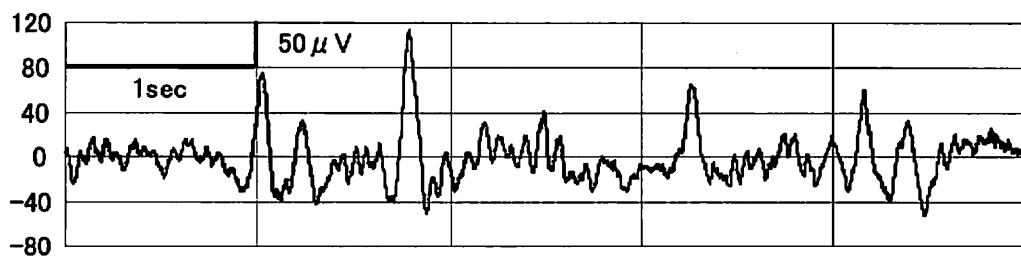
## 2) 移動平均の例

ここでは、今回設計した FIR デジタルフィル

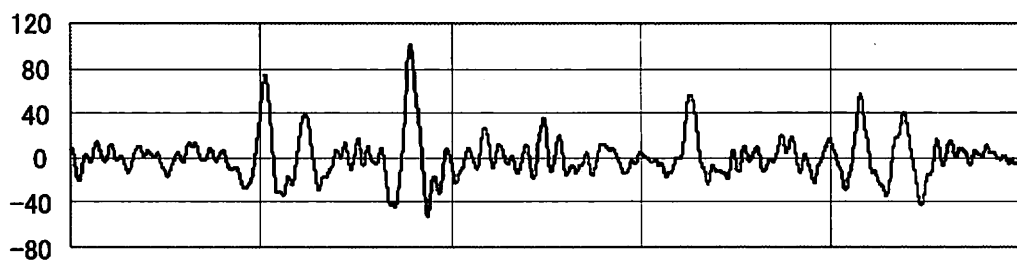
タと移動平均の方法で高域遮断させた場合の脳波波形の歪みについて検討を加える。移動平均のポイント数は3、5、11、17、23点の5点の場合について、原波形と FIR デジタルフィルタの出力波形との比較を行う。移動平均の例についても、先と同様に瘤波とアルファ波の出現時のサンプル各々について示す。

図7に、実際の脳波波形について原波形と FIR デジタルフィルタ、および3点、5点の2種の移動平均をかけた場合の出力結果を示す。まず高調波成分を多く含み、位相歪みが生じやすいと考えられる「瘤波 (hump wave)」が出現する波形をサンプルとして用いた場合について述べる。Aの原波形に比較してBの FIR デジタルフィルタを通過させた脳波波形は先に示したとおりであり、脳波波形の歪みを伴わずに筋電図に由来すると考えられる高周波成分が除去されていることがわかる。一方、Cの3点移動平均およびDの5点移動平均では視察的な位相歪みはほとんどみられないものの、30Hz以上の高周波成分が十分に除去されておらず残存していることがわかる。このことから、特に筋電図などに由来する高周波の artifacts を除去するという目的には、さらにポイント数を上げる必要がある。次に数学的な手法

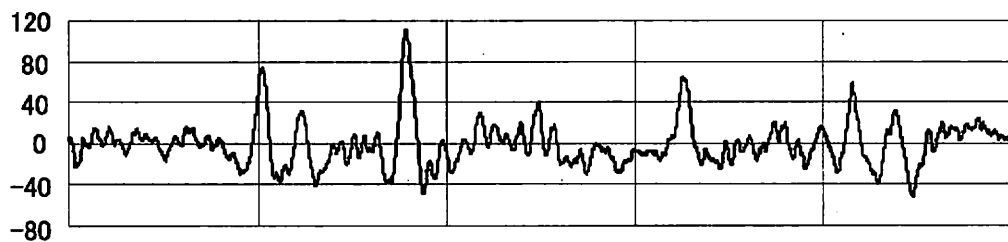
### A. Original EEG



### B. FIR Digital Filter



### C. Moving Average (3points)



### D. Moving Average (5points)

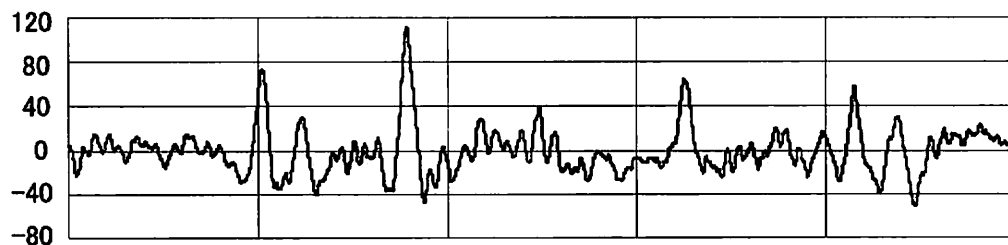


図7. 原波形と FIR デジタルフィルタ及び移動平均の出力例

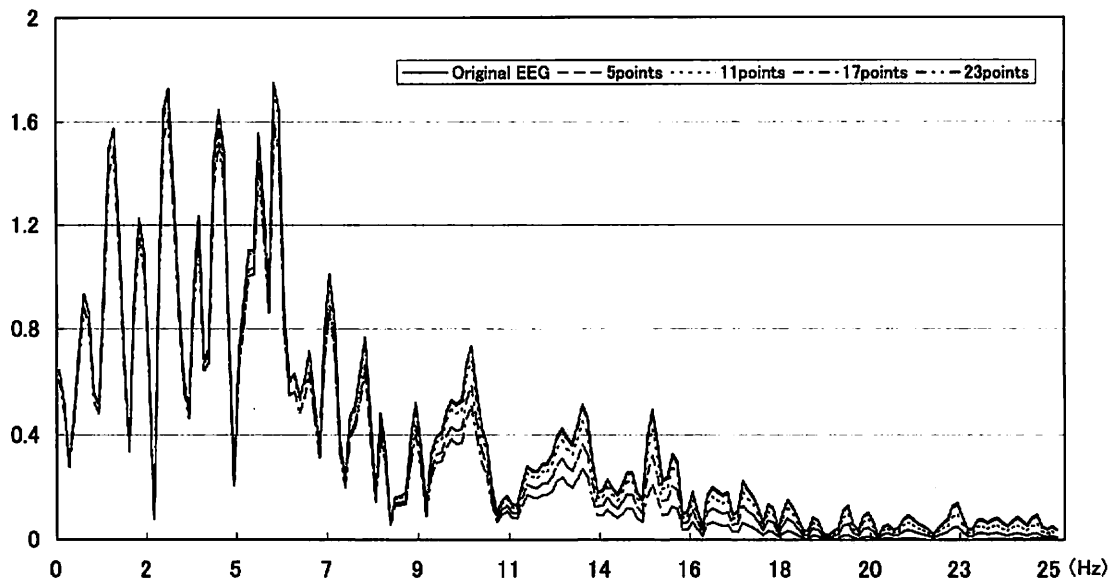


図8. 周波数領域における原波形と移動平均の出力例

(フーリエ変換)を用いて周波数分析を行い、3、5、11、17、23点の5種の移動平均について、各々の周波数領域における相対的な異同について検討する。図8は原波形と5種の移動平均をかけた出力波形について、先と同様のフーリエ変換を行った結果を示したものである。原波形とFIRデジタルフィルタのパワースペクトルはほとんど同一のため区別することは不可能である。移動平均の場合には、全般的にみて4 Hz以上の全般的な周波数帯域のパワが原波形に比較して低くなる傾向が認められる。特にこの傾向は移動平均の点数を増加させることによってより顕著になることがわかる。

次に覚醒時の脳波として代表的なアルファ波が連続して出現している脳波波形について、先と同様の方法で出力結果を比較する(図9)。Aの原波形に比較してC、Dの3および5点移動平均では先と同様に、30Hz以上の高周波成分が十分に除去されておらず残存していることがわかる。5点移動平均では3点移動平均に比較して、高域成分はより除去されているが、いずれも視察的な脳波の判読という見方からすれば、必要にして十分な除去がなされているとは言い難い。次にフーリエ変換を用いて5、11、17、23点の4点について

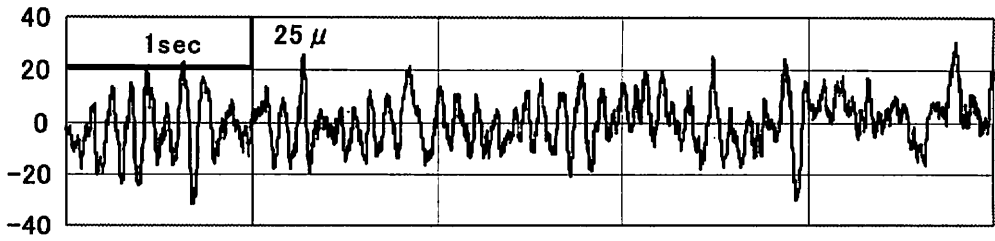
各々の出力結果の相違を周波数領域でみる(図10)。アルファ波が出現した場合でも、先の瘤波の出現時と同様に4 Hz以上の全般的な周波数帯域でパワが低くなる傾向が認められ、このことは先の瘤波出現時の記録に比較してより顕著であることがわかる。

以上のことから、移動平均による高域遮断において点数を下げた場合には必要にして十分な artifacts の除去が得られず、一方で点数を上げた場合には全般的な脳波の電圧低下を招くことが改めて明らかとなった。このことは、移動平均の点数毎に見た周波数特性の相違から見ても明らかである(図11)。移動平均はフィルタリングの手法として簡便であり、脳波周波数分析の前処理として応用されることも少なくない。使用に当たっては研究目的に合致するように脳波の周波数帯域の幅をあらかじめ設定し、点数をより最適なものに設定して行う必要がある。その際には、全般的な電圧成分の低下について常に考慮しながら分析を進める必要がある。

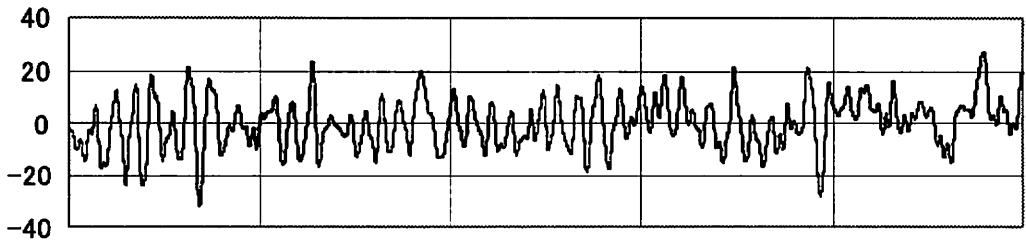
### 3) FIR デジタルフィルタの脳波波形認識法への応用例

これまでに「脳波波形認識法」に関わる先行研

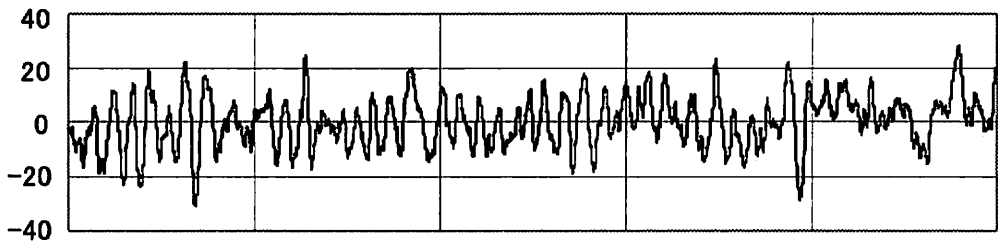
A. Original EEG



B. FIR Digital Filter



C. Moving Average (3points)



D. Moving Average (5points)

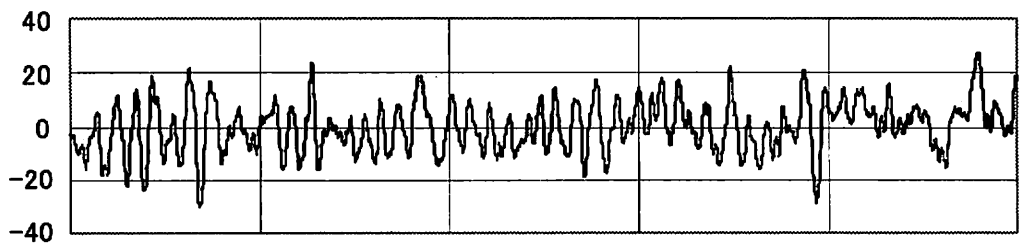


図9. 原波形と FIR デジタルフィルタ及び移動平均の出力例

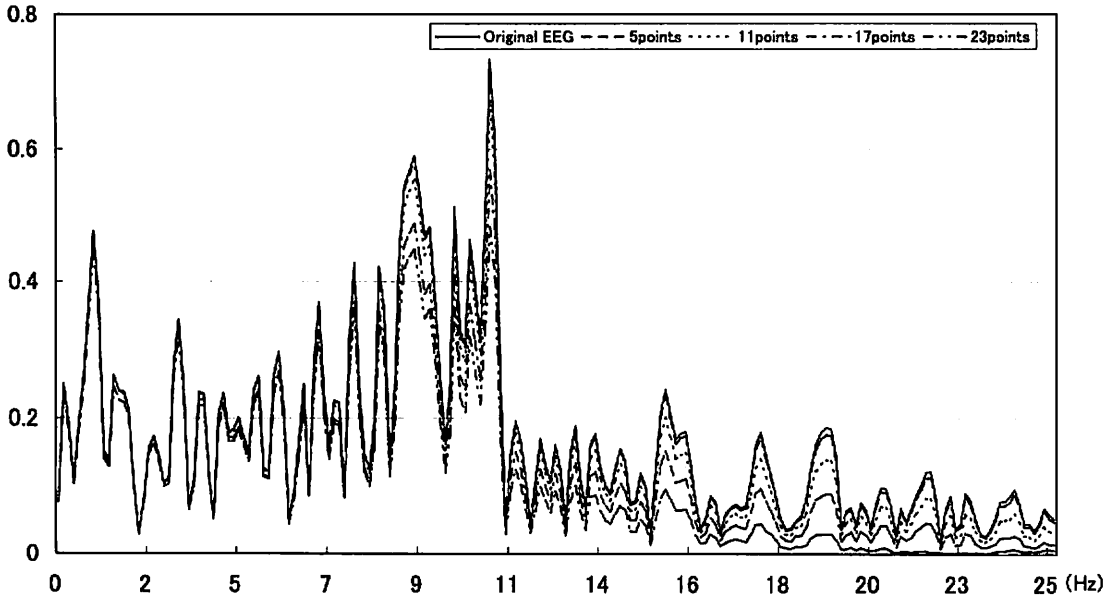


図10. 周波数領域における原波形と移動平均の出力例

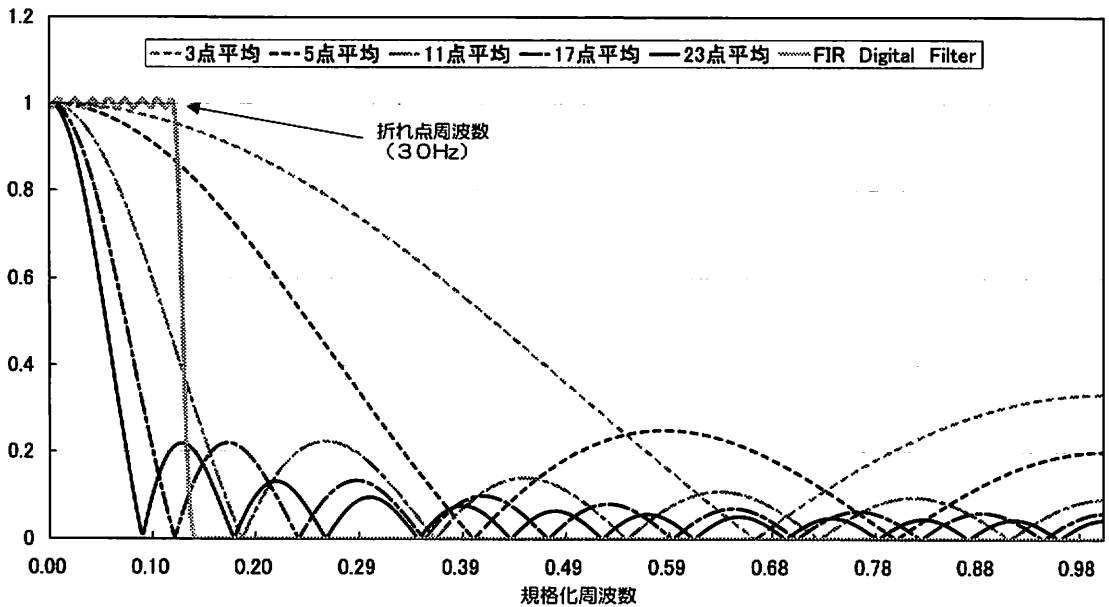


図11. 移動平均の点数による周波数特性の相違

究を取り上げながら、脳波周波数分析に先立つ前処理としての具体的な artifacts 除去の方策について検討を加えてきた。これらの脳波の波形認識に関わるアルゴリズムは、脳波波形の視察的判読の仕方に一定の規約を設けた藤森法<sup>3)</sup>と呼ばれる

用手的方法を基に考えられたものが多い。この方法は脳波の視察的波形読みとりをシミュレートする波形認識法としてコンピュータ分析への応用に大きな可能性をもっている。しかしながら記録時あるいはオフライン処理時に生じるノイズ成分の

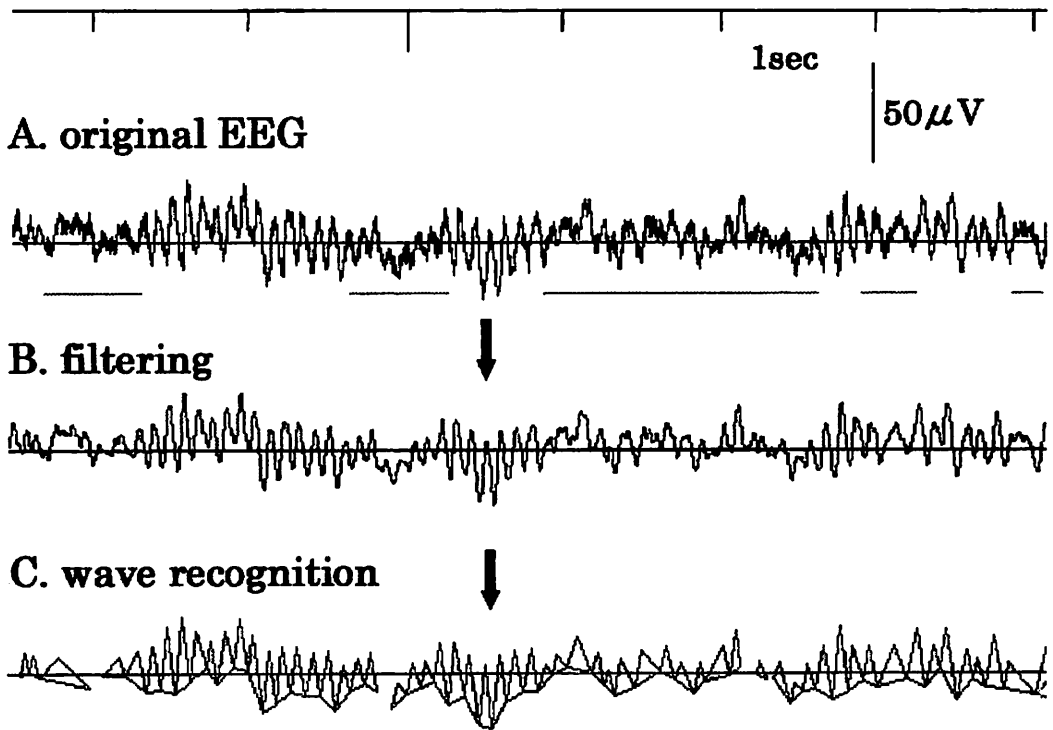


図12. FIR デジフィルタを前処理として用いた脳波波形認識の一例（開発中）

混入による波形認識の限界、あるいは複雑な重畳波の認識に対するアルゴリズムの問題があり、この方法はなお本格的な実用段階にあるとは言い難い。これまでに述べてきたように、前処理として不必要な周波数成分を可能な限り除去しておくことで、このアルゴリズムの問題についてもまた簡略化をはかることができると考えられる。

本研究の一環として、これまでに述べた FIR デジタルフィルタを応用した前処理の方法論を生かしながら、藤森法を基盤とした脳波波形認識のアルゴリズムを新たに開発中である。この脳波波形認識システムの開発・研究の詳細については改めて別に報告する予定であるが、ここでは前処理の応用と新たなアルゴリズム適用の一例について示す。

図12に比較的 artifacts の多い脳波の原波形(A)と今回設計した FIR デジタルフィルタを当てはめた後の波形(B)、その後現在開発中の脳波波形認識のアルゴリズムを当てはめた処理結果(C)を並べて示す (sampling frequency=500Hz)。フィル

タリングを行うことにより、原波形に含まれていた筋電図などの artifacts が除去されている。現在開発中の波形認識法では個々の脳波波形の認識に先だて、まず微分法を用いた変化点の検出を行っているが、今回行った前処理によって検出すべき変化点の数が大幅に減少した。このことはすなわち、考慮すべき例外処理が減少することによるアルゴリズムの簡略化の可能性、および計算時間の短縮を意味している。また従来の波形認識の方法ではアーチファクトの混入の程度によって、出力結果に相違が生じる場合が少なくなかった。今回示した前処理の応用によって、この問題についても今後改善されるものと考えられる。

臨床脳波など脳波の視察的判読に当たって人間の目は、高域遮断、低域遮断、帯域通過あるいは帯域遮断などのフィルタを瞬時に切り替えながら自在に当てはめ、必要な情報を瞬時に抽出しているものと考えられる。従来の脳波波形認識法の多くは、オンライン処理や原波形の歪みを考慮するあまり前処理を重視せず、むしろ波形認識アルゴ



リズムの中でノイズ成分の除去も同時に行おうとしてきた傾向がある<sup>9)</sup>。脳波波形認識法そのものを構成するパラメータが長年の臨床的な知見の蓄積に基づく、いわば定性的なものによっている以上、例外処理などを考慮していく場合アルゴリズムは無限に複雑になる恐れがある。本研究で示したように、前処理の段階で適当なフィルタリングを行い、可能な限り不必要な情報を除去することによってアルゴリズムをより簡略化することが可能である。

## V. 今回設計した FIR デジタルフィルタの限界

ここでは今回設計した FIR デジタルフィルタの限界について検討を加える。一般的にアルファ波に代表される脳波波形というものは、電極の装着に問題がなく、さらに artifacts の混入がなければ基本的に正弦波様を示すことが多く、睡眠徐波であっても三角波様であることはまれである。今回示した瘤波の波形サンプルは比較的三角波に近く、高調波を含む例として挙げたが、一般的に脳波が三角波様を示す時にはてんかん性の突発性異常波（棘波：spike）であることが多い。この棘波は成人の場合、通常30Hz以上の周波数で陰性方向に尖った波の形で現れる。その他にも鋭波（sharp wave）や陽性棘波などの突発性異常波が知られているが、医学的な臨床脳波判読において最も重要視されるものは棘波であるといっても過言ではない<sup>12)</sup>。突発性異常波の出現様式については、場合によっては筋電図や薬物性の速波と見かけ上全く区別ができないものもあり、熟練した脳波判読の専門家であっても頭を悩ませる場合がしばしばである。てんかんの診断などのために、突発性の異常波をコンピュータ上で検出しようとする試みはいくつかなされているが<sup>4)</sup> <sup>19)</sup>、実用段階にはいまだ遠いのが現状である。

今回設計した FIR デジタルフィルタの特性は、正常脳波の基礎律動を念頭において設計されたものであり、これまでに述べてきたように、視察的な方法をシミュレートした脳波の波形認識に当たってはほぼ問題なく適用することが可能であると考えている。しかし一方で、将来的に棘波などの突

発性異常波をも波形認識しようとした場合には全く問題が無いわけではない。すなわち突発性の異常波のような高調波成分を多く含む三角波様の波が入力された場合には、今回設計した線形位相の FIR デジタルフィルタであってもわずかながら電圧の減衰が認められる。このことから今回設計した FIR デジタルフィルタの限界を示すために、特に高調波成分を多く含む三角波を入力し、フィルタリング後の出力波形について表 1 に示す。ここでは 1 Hz 刻みの三角波をサンプルとして入力し、頂点と頂点の間の電圧を測定することで上限と下限の減衰の割合を示した。今回設計した FIR デジタルフィルタに三角波を入力すると、わずかながら出力波形に減衰が認められる。すなわち、デルタ（.5～3 Hz）からシータ（4～7 Hz）帯域における減衰は 5% 以下、アルファ（8～12 Hz）帯域では 10% 以下であるが、ベータ（13～30 Hz）帯域では 15% 以上の減衰が生じる場合があることがわかる。ただしこのベータ帯域の減衰率については、一方でサンプリング周波数との兼ね合いによる減衰も含まれているので、フィルタの特性のみによる減衰ではないことも事実である。これらのことから、今回設計した FIR デジタルフィルタは視察的な波形認識のレベルにおいてはほとんど問題がなく有効な方法であると考えられるが、突発性異常波の検出などを目的とした場合にはなお改良の余地があることが示唆された。

本研究ではまず脳波波形認識法の前処理として、直線位相 FIR デジタルフィルタを当てはめてその有効性を検証し、きわめて有効な手段となりうることを明らかとした。しかしながら一方で、このような線形フィルタリングでは臨床脳波的にきわめて重要な性質をもつ突発性の異常波のような高調波成分を多く含む波形については、わずかながら電圧の低下が生じる可能性がある。本研究の範囲内で当面は異常波を含む脳波波形認識を行う予定はないが、将来的に臨床脳波判読などへの応用を考えた場合には、位相歪みのないこの直線位相 FIR デジタルフィルタの長所を生かしながら、新たにこれらの問題点を考慮した非線形のフィルタリングを考えていく必要があろう。

表1. FIR デジタルフィルタ通過後の三角波形のひずみ

周波数 (Hz)	入力上限 [V]	入力下限 [V]	出力上限 [V]	出力下限 [V]	上限割合 (%)	下限割合 (%)
1	1.00	-1.00	0.99	0.99	98.74	98.74
2	1.00	-1.00	0.98	0.98	98.29	98.44
3	0.99	-0.99	0.96	0.98	96.67	98.17
4	1.00	-1.00	0.94	0.97	94.27	96.88
5	0.99	-0.99	0.97	0.96	97.92	97.00
6	0.99	-0.99	0.94	0.95	94.79	96.31
7	0.99	-0.99	0.90	0.95	91.35	95.81
8	1.00	-1.00	0.89	0.94	89.49	93.75
9	0.98	-0.98	0.90	0.93	91.48	94.62
10	0.98	-0.98	0.90	0.92	92.12	93.96
11	0.98	-0.98	0.84	0.91	85.46	92.60
12	0.98	-0.98	0.81	0.91	82.27	92.56
13	0.97	-0.97	0.81	0.90	83.01	92.16
14	0.97	-0.97	0.82	0.90	83.86	92.31
15	0.97	-0.97	0.81	0.89	83.54	91.74
16	1.00	-1.00	0.81	0.88	80.60	88.28
17	0.97	-0.97	0.81	0.88	83.36	90.50
18	0.97	-0.97	0.81	0.87	84.33	89.84
19	0.96	-0.96	0.81	0.84	83.99	87.62
20	0.96	-0.96	0.80	0.85	83.18	88.48
21	0.96	-0.96	0.80	0.84	83.82	87.15
22	0.96	-0.96	0.81	0.82	84.79	85.68
23	0.96	-0.96	0.81	0.82	84.44	85.88
24	0.96	-0.96	0.80	0.81	83.32	84.79
25	0.95	-0.95	0.80	0.80	84.30	83.77
26	0.95	-0.95	0.81	0.79	85.13	83.11
27	0.95	-0.95	0.80	0.78	84.45	82.48
28	0.95	-0.95	0.79	0.77	83.70	81.72
29	0.94	-0.94	0.80	0.78	84.52	82.82
30	0.94	-0.94	0.77	0.77	82.16	82.13

## VI. 今後の課題と展望

本報告では精神生理学的な研究手法を学校教育現場などのような実践場面へ応用しようとする際に必要な方法論的な工夫のひとつとして、特に子どもや発達障害児を対象にした場合を想定した脳波の artifacts 除去という面から重点的に検討を加えた。その結果、特に子どもを対象とした記録で混入が予想される「体動および筋活動電位による artifacts」について、直線位相 FIR デジタルフィルタを当てはめることで十分に除去することが可能であることが明らかとなった。さらにこの

FIR デジタルフィルタについて、脳波波形認識の前処理としての有効性についても検証し、今後のアルゴリズム簡略化の可能性を示した。将来的なフィールドワーク、特に障害児教育への精神生理学的研究の応用に当たって、この方法論はきわめて有効な手段のひとつとなりうると考えている。現在開発中の脳波波形認識システムの中で、今回設計した FIR デジタルフィルタは前処理として、脳波の波形認識プログラムを実行する前に適用している。すなわち、オフライン処理を行うことを前提とした分析システムを構築しているわけである。将来的には脳波記録と同時にオンライン処理

を行う予定であるが、この場合には FIR デジタルフィルタで用いる畳み込み演算の計算速度が問題となる。これまでに線形位相 FIR デジタルフィルタを応用した先行研究では、この計算速度の問題が指摘されていた<sup>19)</sup>。近年のコンピュータは CPU のクロック数が大幅に上昇し、処理速度にさほど問題はないが、本研究で示したように前処理としてのフィルタの特性が確定したとするならば、デジタルシグナルプロセッサ (DSP) をシステムに組み込むことで計算速度の問題は解決すると考えられる。また、今回設計した FIR デジタルフィルタは高域遮断のものであった。脳波などに混入する artifacts のひとつに、発汗などによって生じる 1 Hz 以下の低周波成分がある<sup>20)</sup>。前述したように記録環境を整備することでこの artifacts の混入はある程度防ぐことができる。しかし一方で、対象が子どもの場合には特に発汗が生じやすくこの低周波の artifacts が混入する確立はどうしても高くなる。今後研究を進めるに当たってこのような問題が生じた場合には、脳波計の時定数 (0.3秒すなわち 0.5Hz 以下の低域遮断) を考慮して、0.5Hz から 30Hz のみ通過させる帯域通過フィルタ (バンドパスフィルタ) を設計することも考えられる。この手法はその他の artifacts である瞬目や大きな体動が起きた場合にもある程度まで応用可能である。帯域通過フィルタを考慮した場合には次数が高くなる可能性があるが、上述したデジタルシグナルプロセッサを応用すればオンライン処理も可能であると考えられる。

人間の目は多少の artifacts が混入していたとしてもその裏に隠れている脳波の情報を必要に応じて抽出することができるが、コンピュータを用いた波形認識の場合にはそうはいかない。フーリエ変換などを用いた数学的な周波数分析であっても、artifacts の混入が多い場合には分析対象から区間ごと除外するのが正確なやり方である。一昔前のアナログ脳波計の時代には、フィルタをかけた時点で脳波は歪むというのが一般的な考え方であり、時定数を設定して低域遮断はするものの、可能な限り高域遮断のフィルタはかけないように記録をすることが推奨された。しかし、近年のデジタル技術の画期的な進歩は脳波計自体をデジ

タル化し、データレコーダなどの磁気テープへの記録も不要で、磁気ディスクなどに直接データを格納することができる。また先に述べたように、脳波計には様々な高域遮断などのフィルタが用意されている。もちろん記録時には可能な限り高域遮断などのフィルタをかけないことが望ましいことはいままでもない。しかし、記録後の分析に当たっては今回示したような使用目的に応じた線形フィルタリングの手法がもっと使われるべきであろう。ここで重要なのは、フィルタリングを行ったことによって生じる限界を認識すること、すなわち得られた資料の信頼性の限界を知ること、さらにそこから得られた所見から何処まで考察可能であるかということを確認しておくことであろう。

最後に、障害児生理学に関わる実験的な検討の全てが、障害児を対象とするべきものではないと考えるが、教育実践場面などのフィールドにおける実験的検討はいずれ不可欠な研究分野となることは明白である。実験的な方策の面からみれば、今後は携帯用の脳波計などを用いることで記録手法についてはある程度改善されることが予想される。しかし、最終的に得られた資料を分析し比較検討する際には、今後とも本報告で示したような方法論的な研究についてひとつひとつ地道に積み重ねていく努力が必要であろう。今回設計した FIR デジタルフィルタを用いた前処理を行うことで、過去の実験的検討から得られた artifacts の混入が著しい障害児のデータであっても、これまでに明らかとされなかった新たな所見を改めて見いだす可能性があると考えている。すなわち artifacts の混入のためにこれまで排除されてきたデータであっても、このフィルタリングの手法を応用することで改めて日の目を見ることができないのではないかと考えている。この場合、フィルタリングの手法を用いた事によって生じる制約を十分に認識しておくことが重要であろう。本研究で得られた所見は、従来の脳波の波形認識法への貢献のみならず、将来的な障害児教育の分野におけるフィールドワークにおいてもまた、その有効性が発揮されるものと考えている。

本研究は科学研究費補助金、課題番号 13551004 の補助を受けて行われたものである。また、本研究の一部は、「平成 15 年度日本大学工学部大学院

設備拡充費」の補助を受けた。ここに謝辞を表します。

## 文 献

1. 齊木繁伸、川田智之、竹内一夫、小川正行、鈴木庄亮：騒音の睡眠への影響 第1報 マイクロコンピュータによる睡眠ポリグラフィ解析システムの開発 日衛誌43：1092-1101, 1989.
2. Frostig, Z. & Frostig, R.D. : Analysis of frequency components in time series data. *J. Neurosci. Methods*, 22 : 79-87. 1987.
3. 藤森聞一、脳波の臨床的簡易分析法としてのヒストグラム法とその臨床応用 若林、藤森編 脳波の分析とその応用 101-109、医学書院、東京、1957.
4. Gotman, J., Gloor, P. & Shaul, N. : Comparison of traditional reading of the EEG and automatic recognition of interictal epileptic activity. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 44 : 48-60. 1978.
5. 古閑永之助、谷口あづさ、緒方茂樹 「音楽鑑賞と心拍数 - 健康高校生及び知的障害をもつ高等部生徒について-」東京学芸大学紀要 第1部門 教育科学 第38集 p.161-168 1987.
6. 古和田正悦、佐藤成和、平賀旗夫、友野啓康、八幡邦雄：臨床脳波のパターン自動認知. 臨床脳波13(9) : 647-651.1971.
7. Ktonas, P. Y. & Gosalia, A. P. : Spectral analysis vs. period - amplitude analysis of narrowband EEG activity : A comparison based on the sleep delta-frequency sleep delta-frequency band. *Sleep*. 4(2) : 193-206. 1981.
8. Leader, H. S., Cohn, R., Wehrer, A. L. & Caceres, C. A. : Pattern reading of the clinical electroencephalogram with a digital computer. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 23 : 566-570, 1967.
9. 松浦雅人、大久保善朗、上杉秀二、小島卓也、高橋良、山本紘世、福沢等、島園安雄、中村仁平：波形認識法を用いた脳波定量分析の臨床応用に関する研究（第1報）—脳波基礎活動自動判定のための年齢別正常値の設定と分析装置の作成について— 臨床精神医学 15(9) : 1565-1577. 1986.
10. 三谷政昭：デジタルフィルタデザイン：デジタル信号処理シリーズ 第3巻 昭晃堂、東京、106-142. 1987.
11. 宮田洋、藤澤清、柿木昇治：生理心理学：朝倉書店、東京、3. 1985.
12. 大熊輝雄：臨床脳波学：医学書院、東京、1983.
13. Plinciple, J. C. & Smith, J. R. : Design and implementation of linear phase FIR Filters for biological signal processing : *IEEE Trans. Bio-medical & Engineering*, BME-33(4) : 550-559. 1986.
14. 相村憲之、古田敏：波形認識法による脳波の定量的分析 山梨大学教育学部研究報告 39 : 195-207. 1988.
15. 鈴木明文、安井信之、吉岡喜美雄、竹之内保、西牟田啓：波形認識法による脳波周波数二次元表示 臨床脳波 26(10) : 652-658. 1984.
16. Takahashi, K. : Automated quantification of visually evaluated clinical EEG - On the relationship with power spectrum- : *Yokohama med. Bull.*, 34 (5-6) : 199-213. 1983.
17. Uchida, S., Matsuura, M., Ogata, S., Yamamoto, T. & Aikawa, N. : Computerization of Fujimori's method of waveform recognition A review and methodological considerations for its application to all-night sleep EEG. *Journal of Neuroscience Methods* 64 : 1-12. 1996.
18. 山本紘世：波形認識法を用いたコンピュータ解析による健康成人脳波諸要素の正常値に関する研究 精神神経学雑誌 79(7) : 309-347. 1977.
19. Vera, R. S. & Blume, W. T. : A clinical effective spike recognition program. Its use at electrocorticography. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 45 : 545-548. 1978