

学術論文

脳波を用いた指動作の推定

State estimation for human's fingers motion via brain waves

佐々木 実^{*1} (正員), 武藤 光^{*1} (学生員), 安田 晴信^{*1}, 伊藤 聡^{*1}

Minoru SASAKI (Mem.), Hikaru MUTO (Stu. Mem.), Harunobu YASUDA, Satoshi ITO

The elderly population is increasing and the number requiring long term care and support is growing. Thus, there is a demand for enhancing the equipment used in the nursing welfare field as well as for the development of tools that reduce the burden on the caregivers by increasing the independence of seniors. Towards this end, this paper investigates a feasibility study of estimating the state of a human's fingers motion using brain waves for a man-machine interface ---whether they are at rest or in motion--- from the associated EEG. The estimations method using the FFT analysis, neural network and support vector machine presented has a success rate from 78.75% to 84.25% in all case.

Keywords: state estimation, brain wave (EEG), human motion, man-machine interface, NN, SVM.

1 緒言

近年, 少子高齢社会において介護の重要性は年々増加し, 介護福祉分野における設備の充実が急速に求められている。例えば, 介護福祉士やホームヘルパー等, 介護に携わる人々の数が圧倒的に足りないと言われ, 規制緩和の後の国外からの介護福祉士の受け入れや, 試験回数を増やす提案がされる等, 制度の見直しも検討されてきている[1-5]。工学分野においても福祉分野に関する関心は高まっており, 介護する側の負担の軽減, また介護される側の自立の支援を担う機器の開発, 研究が多く行われるようになってきている[6]。その中の1つとして生体信号を利用する研究開発が多く行われている。生体信号を制御信号とした機器を製作することで, 障害者や高齢者に低負荷の下, 自立を支援することができ, 介護者の負担を減らす試みである。

本研究では, 人間が十指のそれぞれを動作させたときに得られる脳波を解析し, ニューラルネットワーク(NN)とサポートベクターマシン(SVM)を使って指動作の推定を行う。脳波に関するこれまでの研究では, メンタルタスクの分類[7]やてんかん波の検出[8]を目的として, NN や SVM を用いた場合があるが, 指動作の推定を行った研究はほとんどなく, 本研究では, 指動作の推定を目的として使用することを試みる。推定の前処理として, 被験者の体調や測定環境の変化を考慮

し正規化, さらに動作ごとの脳波の特徴をより顕著にするためにフーリエ変換を行う。その性能について数名の被験者を用いて実験的に検証を行う。

2 脳波とは

脳は多数の神経細胞と, 神経細胞から延びた軸索, そしてグリア細胞からなる。一般に, 神経線維というのは軸索のことをいう。神経線維の末端と神経細胞は, シナプスと呼ばれる部位で接続している[9, 10]。神経細胞で発生した電位が神経線維を伝わって神経線維末端に達すると, シナプスにおいて神経伝達物質と呼ばれる化学物質を放出し, 次の神経細胞に新たな電位変化をもたらす。このような脳内部の多数の神経細胞の活動において生じている電気活動の総和を脳の外部から捉えたのが脳波である[11]。脳波は特定の事象に関係なく, 常に揺らいでいる自発的な電位変化であり, 覚醒水準といった持続的な脳の状態を表す[12]。

3 生体信号検出装置

脳波と動作の関係を調べるため「株式会社脳機能研究所製感性スペクトル解析システム ESA-16」を用いた。本装置には, 同時に 14 カ所の脳波の検出ができること, 高域通過, 低域通過, ハム除去フィルタを備え, その遮断周波数, 減衰頻度を広範囲に変えることができるため, 適切なデータをパソコンに取り込むことができ, パソコンの負担も軽減されることなどの利点がある。

3.1 脳波導出方法

脳波の導出方法は, すべての脳波電極電位において右

連絡先: 佐々木 実, 〒501-1193 岐阜県岐阜市柳戸 1-1, 岐阜大学工学部人間情報システム工学科,
e-mail: sasaki@gifu-u.ac.jp

^{*1} 岐阜大学

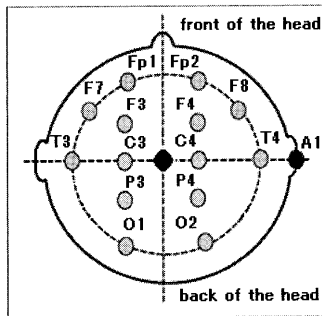


Fig. 1 Position of electrodes.

Table 1 Settings of digital filter.

	High-Pass Filter	Low-Pass Filter
Cutoff frequency	1.6Hz	60Hz
Attenuation frequency	-12dB/oct	-12dB/oct

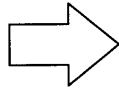


Fig. 2 The left thumb motion.

耳を基準として導出する、右耳基準単極誘導[13]を用いる。また電極位置は、国際的な標準である 10-20 法を基に Fig. 1 に示す 14 か所に電極を装着し測定する。

3.2 デジタルフィルタとサンプリング周波数

本研究で脳波、筋電位の測定に設定したデジタルフィルタを Table 1 に示す。また取得データ数を多くするため、サンプリング周波数は測定装置の設定値で最大の 800 Hz に設定した。

4 脳波測定

4.1 実験方法

被験者は両手各指、計十指の曲伸動作を行う。実験は被験者 4 人に対して行い、それぞれの動作で 10 回ずつ測定する。脳波の違いから動作推定を行う。

被験者は終始着席した状態で実験を行う。測定開始から約 1 秒後に指のいずれかを曲げ、測定開始から約 3 秒後に伸ばす動作を行う。動作の例を Fig. 2 に示す。

被験者は 22~25 歳の男性 3 名、女性 1 名で、いずれも右利き手である。

4.2 脳波測定の結果

被験者 1 の左手親指、左手人差指、左手中指、左手薬指、左手小指の測定結果をそれぞれ Fig. 3, Fig. 4, Fig. 5, Fig. 6, Fig. 7 に示す。

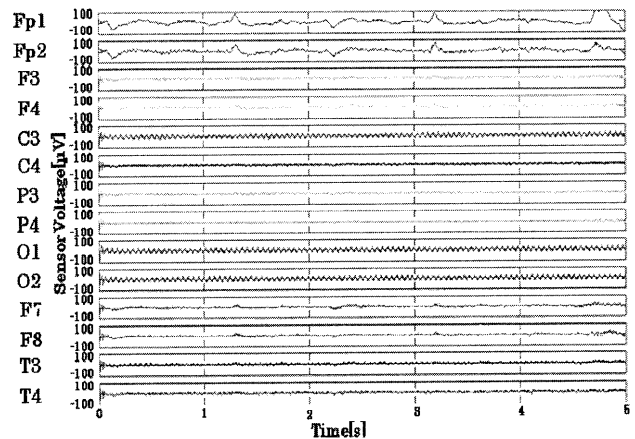


Fig. 3 Results of EEG with the left hand thumb motion (subject No.1).

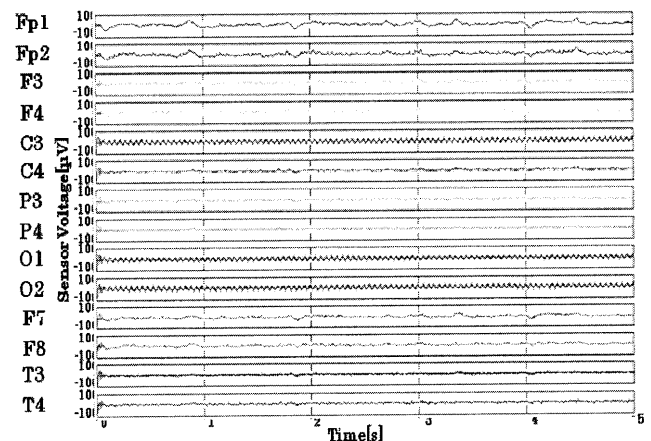


Fig. 4 Results of EEG with the left hand index finger motion (subject No.1).

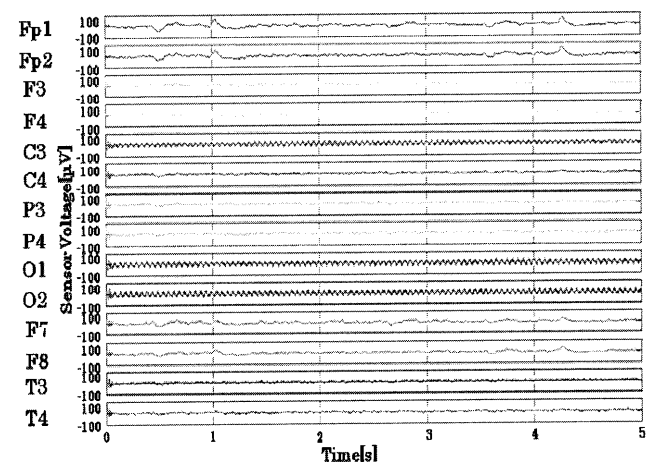


Fig. 5 Results of EEG with the left hand middle finger motion (subject No.1).

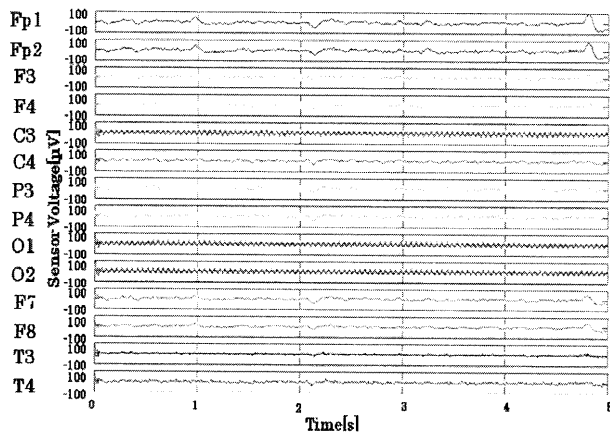


Fig. 6 Results of EEG with the left hand ring finger motion (subject No.1).

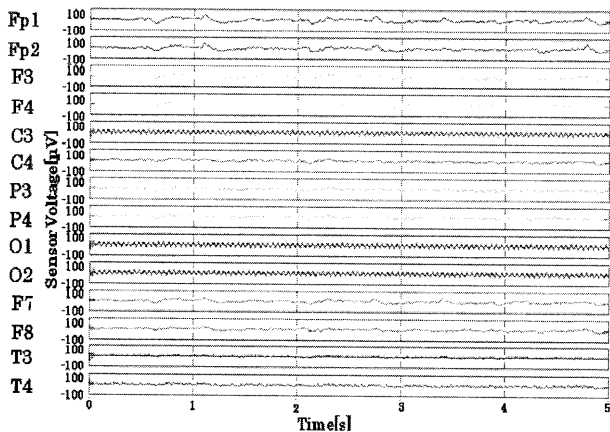


Fig. 7 Results of EEG with the left hand pinky motion (subject No.1).

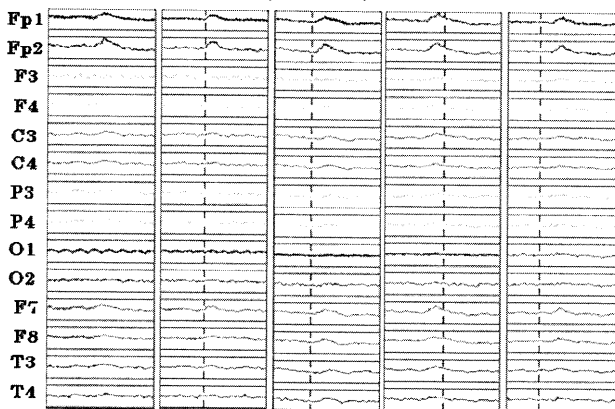


Fig. 8 Results of EEG with the left hand index finger motion (subject No.1).

4.3 測定結果の考察

すべての被験者に共通して、指動作時において特に電圧の変化が大きかった電極位置は Fp1, Fp2 であった。また、F7, F8, T3, T4 の電極位置での電圧の変化がある被験者も多く、指の動作時には脳波は局所的

でなく全体的に変化するという特徴が確認できた。

また、左手指の動作時には運動野付近の F3, F4, F7, F8 の脳波が特に変化しやすく、右手指の動作時には頭頂葉付近である P3, P4 の脳波が特に変化しやすかった。電圧のピーク値に関しては、左手指の動作ではおよそ 20~30[μV]であるのに対し、右手指の動作では 30~50[μV]であった。利き手側の指動作の方が、電圧のピーク値が大きい傾向が確認できた。

さらに、どの指を動かした場合でも全体的に脳の右側の脳波が変化しやすい傾向が確認できた。その理由として、被験者は全員右利きであることが挙げられる。人が動作をした場合、動かした筋肉に対して脳が刺激される場所が決まっている。特に人を含めた動物の場合、日常的によく使う器官は広範囲に分布している。つまり、同じ指動作でも、利き手とそうでない方では脳における筋肉へ命令を送る範囲が異なってくる。そのため、本来ならば動かした指と反対側の脳(右手指なら左脳側、左手指なら右脳側)が反応するはずだが、利き手である右手指の場合には、脳の左側まで反応が及んだのではないかと考えられる。

被験者ごとに各指の動作 10 回の計測結果に着目すると、電圧が大きく変化する電極位置や、各電極電圧のピークの値など、同様の傾向が確認できた。その例として、被験者 1 の 5 回分の左手人差指動作時の脳波波形を並べて Fig. 8 に示す。

上記のような被験者全員に共通した傾向もみられたが、同じ動作でも被験者によって電圧が大きく変化する電極位置や、電圧のピーク値にばらつきがある。被験者の体調や、測定環境の変化などが影響していると考えられる。正確な動作推定を行うためには、被験者ごとに動作推定の条件を設定することが必要といえる。

5 指動作の推定

5.1 正規化

動作を推定するにあたって、測定した脳波には、同じ動作をした場合でも被験者の体調や測定環境の違いから、電圧のピーク値が大きく異なってしまう問題があった。その問題を解決するため、推定の前処理として、信号の最大値を 1 または -1 とする正規化を行った。被験者 1 の左手人差指動作時の正規化前の波形を Fig. 9 左図に、正規化後の波形を Fig. 9 右図に示す。

5.2 高速フーリエ変換

動作毎のより顕著な特徴を得るため、脳波の電圧の

変化が最も大きくなった瞬間の前後 0.1 秒間に注目し、正規化の後、高速フーリエ変換を行う。Fig. 10 に被験者 1 の左手各指動作時の脳波に対する高速フーリ

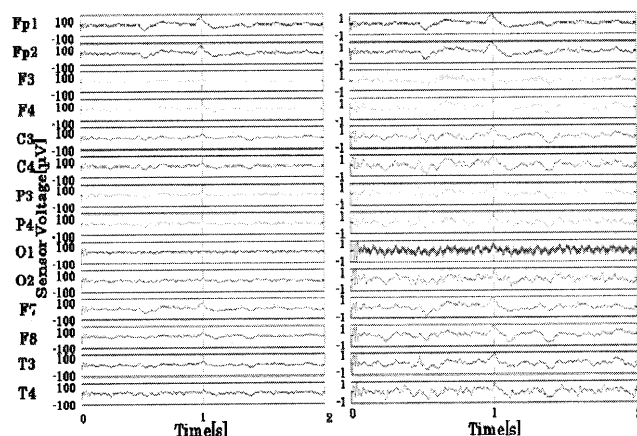


Fig. 9 Results of EEG with the left hand index finger motion and results of normalized EEG.

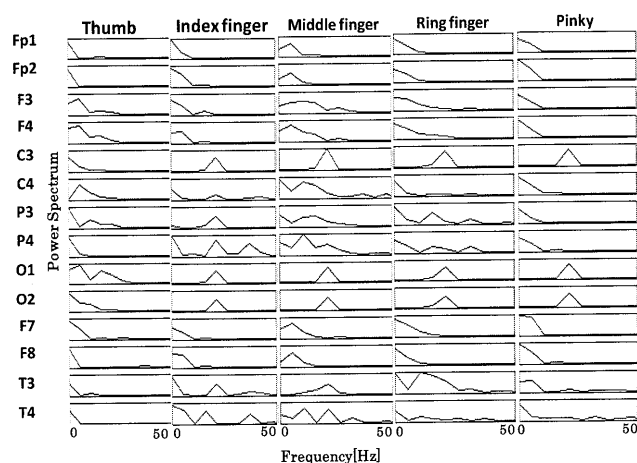


Fig. 10 Results of FFT analysis of EEG (Subject No.1).

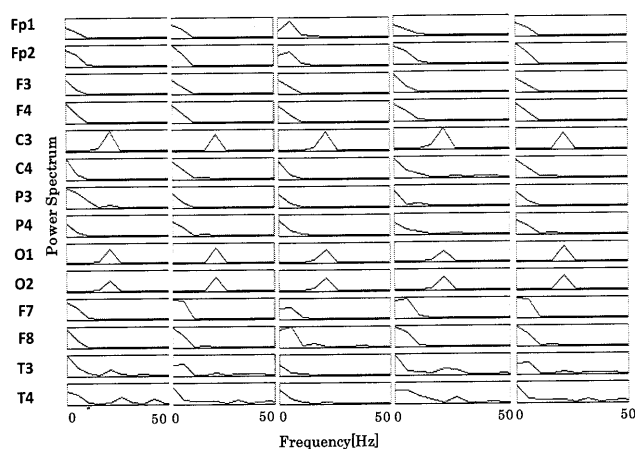


Fig. 11 Results of FFT analysis of EEG with the left hand index finger motion (Subject No.1).

エ変換の結果を示す。また、Fig. 11 に被験者 1 の人差指動作 5 回分の高速フーリエ変換した結果に示す。

高速フーリエ変換によって、指動作ごとの違いがより顕著になる事、同じ指を動作させた場合、各電極の電圧の周波数分布は同様の傾向がある事が確認できる。

5.3 動作推定

高速フーリエ変換を行った信号を特徴量として、NN 及び SVM を用いて動作の推定を行う。NN による解析は、Math Works 社が開発している数値解析ソフトウェア MATLAB を使用し、教師付きフィードフォワードネットワーク (FFNN) の中でも、単純パーセプトロンによって動作を推定する。単純パーセプトロンは入力層と出力層の 2 層のみから成る NN の一種で、その学習方法は入力信号を 2 分する場合、検出すべきパターンの時に 1 が、それ以外のパターンでは 0 が教師信号として与えられる。例として Fig. 12(a) のように入力データを 2 群に分ける直線 A がある。これは直線より上の白丸には 1 を、下側の黒丸には 0 を出力する学習で、ここに新たな学習すべきデータ (Fig. 12(a) 中の Δ) を加える。このとき、 Δ を 1 と出力した場合、判別直線 A のままである。しかし、1 と出力すべきところを、誤って 0 と出力した場合 (Fig. 12(b)), 直線 A を回転・並行移動させ 2 群の境界を直線 B に変更する。この作業を繰り返し行うことで 2 群の識別境界を決定していく。教師付き NN は、サンプル入力に対して望ましい出力を生成するよう訓練される。その結果、ダイナミックシステムのモデリングや制御、ノイズを含むデータの分類、未知のイベントの予測などに適している。また、FFNN は、入力層から出力層への一方向に接続されており、予測、パターン認識、非線形関数のフィッティングにおいて最も一般的に使用されている。

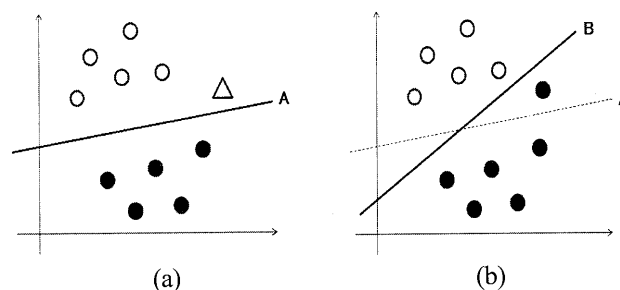


Fig. 12 Input and the distinction straight line of the perceptron.

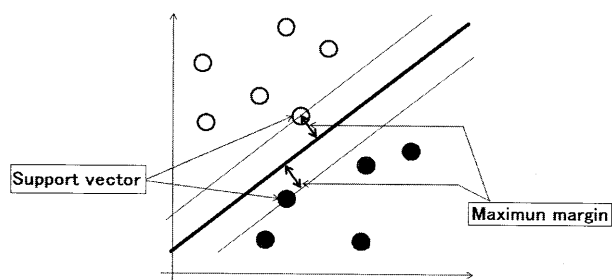


Fig. 13 Separation hyperplane and the margin of the linear threshold element.

SVM による解析には、Vapnik 氏が考案したパターン認識装置 SVM を実装した SVM multiclass を使用する。SVM は基本的に 2 値分類問題を解くために考えられた線形識別器である。SVM の学習方法はパーセプトロンの学習方法と似ているが、判別直線を決める際、学習データの中で他のクラスと最も近い位置にあるもの(サポートベクトル)を基準とし、そのユークリッド距離が最も大きくなるような位置に識別境界を設定する(Fig. 13)。これにより最適解が唯一に定まり、局所的最適解に陥る心配がなくなる。SVM はトレーニング集合にないデータを正確にクラス分類する汎化能力に優れる。そのため、データが計測ごとに揺らぎ変化する生体信号の判別に高い性能を発揮することが期待できる。

10 回行った測定の内、9 回分の測定結果で学習、残りの 1 回の測定結果で評価を行う。そして、評価用と学習用を順に代えて繰り返し評価を行うクロスバリデーション評価法を用いて、認識システムの性能を計る。学習に与える特徴量は、「指の動作時の最も電圧の変化が大きくなった瞬間から前後 0.1 秒(計 0.2 秒)間の各電圧の値を正規化し高速フーリエ変換して得たパワースペクトラム【160 データ(0.2 秒間の波形のパワースペクトラム)×14 電極 = 2240 次元】」とし、推定する被験者の測定データのみで学習を行った。学習回数は 100 回で統一した。Table 2, Table 3 はそれぞれ NN, SVM による左右手指動作推定の結果である。

5.4 動作推定結果の考察

Table 2, Table 3 から、全被験者の十指の判別が正しく行われた回数を評価回数で割った値(全判別率)は、NN を用いた場合で 78.75 % (313/400), SVM の場合で 84.25 % (337/400) の割合で正しい動作推定がされた。

NN, SVM 共に、ほとんどの場合で被験者たちの利き手である右手指の方が正しく推定できる結果となっ

Table 2 Results of state estimation by neural network.

Left hand					
	Thumb	Index finger	Middle finger	Ring finger	Pinky
1	1/10	9/10	10/10	2/10	9/10
2	10/10	9/10	8/10	8/10	10/10
3	10/10	9/10	8/10	6/10	8/10
4	8/10	7/10	7/10	9/10	8/10
Right hand					
	Thumb	Index finger	Middle finger	Ring finger	Pinky
1	7/10	10/10	10/10	7/10	9/10
2	8/10	8/10	7/10	7/10	7/10
3	7/10	7/10	8/10	8/10	8/10
4	8/10	8/10	8/10	7/10	8/10

Table 3 Results of state estimation by support vector machine.

Left hand					
	Thumb	Index finger	Middle finger	Ring finger	Pinky
1	3/10	10/10	10/10	3/10	10/10
2	10/10	10/10	9/10	8/10	10/10
3	10/10	9/10	8/10	7/10	10/10
4	8/10	7/10	8/10	9/10	8/10
Right hand					
	Thumb	Index finger	Middle finger	Ring finger	Pinky
1	7/10	10/10	10/10	8/10	10/10
2	9/10	9/10	8/10	7/10	10/10
3	8/10	8/10	10/10	8/10	8/10
4	8/10	8/10	8/10	7/10	9/10

た。その理由として、利き手の方がより広い範囲の脳の部分が反応していたため、より指の動作の脳波の特徴が表れやすかったと思われる。

NN と SVM によるパターン識別法の比較と検討をすると、どの条件下の推定でも SVM の方がより良い判別結果を得ることができた。これは、扱った NN が単純パーセプトロンであり、線形非分離な場合には解けない点や、SVM の特徴であるマージン最大化が要因として考えられる。NN の場合、同じサンプルデータの場合でも、クラスタの境界線が変わる可能性がある。しかし、SVM ではマージン最大化によって、同じサンプルデータならばクラスタの境界線は常に同じ

であり、これにより境界線の変化による評価の誤差が減り、NN よりも高い判別率が得られたと考えられる。

また、今回、学習用データを推定する被験者の測定データのみで学習をした場合と 4 人分の測定データ全てを学習用に使用した場合の比較と検討も行った。4 人分の測定データ全てを学習用に使用した場合、NN, SVM を用いた場合、どちらも正しく推定できる確率は約 30 %程であった。よって被験者の測定データのみで学習をしたときの方がより良い推定結果を得ることが確認できた。将来的に脳波を義手などのマン・マシン・インターフェースの入力として扱うならば、推定はより正確性が求められる。そのため、推定を行う度にあらかじめ動作時の脳波形を計測し、それを基に推定の条件を定めることで、個体差や経時変化による影響を払拭する必要がある。

6 結言

本研究では、十指のそれぞれを動作させた時の脳波を解析し、NN や SVM を用いて指動作の推定を行った。その結果、全判別率は NN で 78.75 %, SVM で 84.25 % であった。しかし指ごとに見てみると、親指と薬指の判別率が他の指と比べてやや低い。これは指 1 本を独立して動かすことが難しいという指の筋肉や腱の構造の問題がある。親指以外の 4 指は腱同士が繋がっており独立していないため、例えば薬指だけを動かそうとしても小指や中指と一緒に動いてしまうことが多い。また独立しているように思える親指でも、親指だけを動かしているつもりでも他の指や手首の筋肉が動いてしまってるなど、指の筋肉や腱の動きは複数の指を同時に動かす易いようになっている。このため、脳も指 1 本を動かすよりも複数の指を同時に動かす方が容易な命令になる。このような特徴は脳波の測定結果からもわかる。1 本ずつ指を動かしているつもりでも、異なる指の動作で同じ電極位置が反応していることがわかる。これは、脳には筋肉ごとに反応する部分がある程度局所的に決まっているが、脳で指を動かす部分は指ごとには独立していないことを示している。

将来的に脳波を義肢や補助器具などのマン・マシン・インターフェースの入力として扱うならば、動作推定はより正確性が求められる。そこで今後の課題として、指 1 本ずつの動作以外にも、複数の指を同時に動かす際の脳波と比べることや、より良い推定結果を得るため動作ごとの脳波の特徴をより顕著にする信号

処理が挙げられる。本研究ではパワースペクトラムを推定の特徴量として用いたが、微分値や積分値を用いたり、それら組み合わせたりするなど、更なる検討の余地があるといえる。

また、今後より複雑な動作を推定するため、線形非分離な問題も解くことのできる多層パーセプトロンによる推定を試みたい。

(2011 年 4 月 13 日受付, 2011 年 9 月 21 日再受付,
2011 年 10 月 15 日再々受付)

参考文献

- [1] 伊藤伸一, 満倉靖恵, 福見稔, 赤松則男, 脳波の個人特性を考慮した脳波分析法の提案, IEEJ Trans. EIS, Vol. 124, No. 6, pp. 1259-1266, 2004.
- [2] 田中一男, 松永和之, 堀滋樹, 移動ロボットの脳動制御, IEEJ Trans. EIS, Vol. 124, No. 3, pp. 890-896, 2004.
- [3] 岡崎譲, 原田健一, 堀田正生, 中添淳, 容量結合法変調型絶縁物電極による直流生体信号計測の提案, IEEJ Trans. FM, Vol. 124, No. 5, pp. 360-366, 2004.
- [4] 忍頂寺毅, 真鍋宏幸, 益子拓徳, 鈴木紳, 杉村利明, 生体情報インターフェース技術, NTT 技術ジャーナル, pp. 49-52, 2003.
- [5] 松永和之, 田中一男, 電動車椅子の脳動制御, 第 21 回日本ロボット学会学術講演会, 2003.
- [6] 小杉幸夫, 武者利光, 生体情報工学, 森北出版株式会社, pp. 2-8, 2000.
- [7] 稲垣清人, 中山謙二, NN による脳波に基づくメンタルタスクの分類, 電子情報通信学会, 2005.
- [8] 樋口大雅, 伊賀崎伴彦, 林田祐樹, 村山伸樹, 成 龍司, 多チャンネル脳波を用いた人工 NN によるてんかん波自動検出, 電気学会研究会資料, MBE, 医用・生体工学研究会 2010(1), pp. 11-14, 2010.
- [9] 松波謙一, 内藤栄一, 運動と脳一体を動かす脳のメカニズム, サイエンス社, pp. 16-18, 2000.
- [10] 堀浩, 脳波・筋電図用語事典, pp. 127-129, 永井書店, 1991.
- [11] 甘利俊一, 認識と行動の脳科学, 東京大学出版会, p. 46, 2008.
- [12] 山本健一, 意識と脳一心の電源としての意識一, サイエンス社, pp. 2-7, 2000.
- [13] 加藤象二郎, 大久保堯夫, 初学者のための生体機能の測り方, 日本出版サービス, pp. 113-116, 1999.