単一試行の運動関連脳電位解析による意図伝達システム

正員 田中久弥 (青山学院大学)

正員 井出英人 (青山学院大学)

Intention Transmitting System by the Single-Trial MRCP Analysis

Tanaka Hisaya, Member, Ide Hideto, Member (Aoyama Gakuin University)

We have developed an intention-transmitting system as communication aid for the bedridden. We measured single-trial MRCPs (movement-related cortical potentials), which evoked only voluntary movement. We analyzed the potentials by the multi analytical filter with haar wavelets, and then discriminated right-hand-movement or left-hand-movement. For character entry system, the intention signal moves a cursor on the virtual keyboard, and the character is entered by waiting. As the results, intention-transmitting rate had average of approximately 70%, and input rate had average of 1.9 [character/minute].

キーワード：脳波、運動関連脳電位、意図伝達、文字入力、ハール ウェーブレット

Key Words: EEG, MRCP, intention transmission, character input, haar wavelet.

1. はじめに

脳波による機器制御技術は、仮想現実空間へのインタフェースを提供するにとどまらず、福祉機器への応用が期待できる。とりわけ脳波を用いる利点として、身体を拘束しない利点がある。これは寝たきりの高齢者や筋萎縮性側索硬化症 (ALS)、筋ジストロフィー症 (MD) に代表される肢体不自由者への意図伝達支援装置 (Communication Aid) への適用が可能であり、新しいマンマシンインタフェースに成り得ると考えられる。脳波から意図を検知する技術は、先行研究では Wolpaw⁽³⁾らが自発脳波の成分である α 波の増強トレーニングで直線上でカーソル移動を実現した報告があり、これは α 波の振幅を閾値で監視するものであった。また、事象関連脳電位 P300 波を意図情報とする研究として、Yamada⁽⁴⁾、Farwell⁽⁵⁾らの脳波キーボードが挙げられる。P300 波は、外的な事象に同期して誘発される潜時 300-600ms の陽性脳電位である。コンピュータディスプレイに仮想キーボードを表示し、その上をカーソルが一定周期で移動するシステムを作成し、それに同期して脳波を測定する。P300 波は、選択的注意が向けられているアイテムに対して大きな電位を発現するので、振幅値を監視することによって意図を検知できる。Yamada⁽⁴⁾のシステムでは毎分 3.0 文字、Farwell⁽⁵⁾のシステムは毎分 2.3 文字が平均の入力成績であった。また Inoue⁽⁶⁾らは、同様の検知手法で、5つの被選択アイテム CRT に表示し、メッセージの伝達システムを作成している。

我々は運動関連脳電位 (movement-related cortical po-

tential:MRCP) から意図を検知する技術を研究している⁽¹⁾

⁽²⁾。MRCP は随意運動時にのみ発現する陰性脳電位であり、運動イメージだけでもその誘発が起こると報告されている⁽⁷⁾。P300 の場合と比較して、解析開始の同期トリガを人間側に持てる利点がある。また、MRCP 発現部位は大脳中心前回の一運動野と位置が判然としており、測定が容易であるといえる。しかしながら、P300 も MRCP も微弱的な誘発電位ゆえに、30 から 100 回程度の複数試行を行わせ、その脳波を同期加算平均し解析する解析法 (加算平均法) が一般的な波形解析法とされてきた。しかし、インタフェースとして入力パフォーマンスを高めるためには、少数回試行または単一試行で解析する必要がある、それが脳波インタフェースの研究の大きな問題点と考えられている。

我々は、これまで MRCP を単一試行解析する手法を研究してきた。複数の探査電極の情報から時間一周波数差分解析する手法⁽¹⁾、あるいは独立成分解析 ICA によって、随意運動時の脳波を解析し、トポグラフィ化し空間情報から意図情報を解析する手法⁽²⁾を提案してきた。しかし、複数 ch の脳波計測は簡便とはいえない。そこで、脳波探査電極 2ch (C3, C4) による 2 値意図の検出方法を考案した。2 値情報とは、右運動、左運動の別である。MRCP が運動の反対側の頭皮上で最大になることに着目し、左右の運動の判別を行う。本論ではまず、Haar Wavelet の多重解析フィルタによる単一試行 MRCP の解析と、左右の運動に伴う MRCP の電位積分値を特徴量とした運動判別手法について述べる。次に、2 値情報を利用した文字入力アプリケーションについて述べ、健康者における実験結果と考察を述べる。

図 1 随意掌握運動時の脳波 (上図) とトポグラフ (下図) の一例
Fig. 1. Examples of EEG waveforms (upper figure) and topograph (lower figure) in voluntary grasping motions

2. 運動関連脳電位 (MRCP)

運動野は大脳皮質の中心前領域 (precentral area) にあるが、機能別に一次運動野 (primary motor area)、運動前野 (premotor area)、補足運動野 (supplementary motor area) の 3 領域に分けられる。このうち随意運動に関係する領域は一次運動野と補足運動野である。随意運動を起こす時は運動に先立って補足運動野で運動内容の組み立てが行われ、一次運動野に連絡されて筋肉運動の種類、大きさ、速度などが決められ、運動神経に命令を下し随意運動が遂行される。一次運動野は身体各部位との対応が判然としている。例えば右手随意掌握運動を起こす場合、(神経線維は延髄錐体で交叉しているため) 左脳一次運動野の右食指の支配領域が賦活する。また、随意運動を起こすとき、前もって運動連合野が準備状態になることが知られている⁽⁹⁾。

図 1 に単一試行計測の MRCP の計測波形の一例 (22 歳男性) を示す。被験者に安静安楽仰臥姿勢で開眼の条件下、右手及び左手の随意掌握運動を任意ペースで行わせた計測結果である。2 つの探査電極 C3, C4 の脳波と、19 探査電極によるトポグラフをそれぞれ示した。電極配置は国際 10-20 法に従った。C3, C4 とは探査電極のシンボルマークである。脳電位の読み方は、生体信号の表示の慣例に従いグラフの上方が負電位である。トポグラフは、頭頂部方向からの観察であり、図上が鼻部、図左が左耳の位置関係である。探査電極 C3, C4 は、トポグラフで、水平正中線上にあり、頭頂部の左右にそれぞれ対応する。C3, C4 は大脳一次運動野の直上に位置し、その賦活電位を最大に計測

する探査電極である。右手の随意掌握運動時の MRCP について、図 1(a) を用いて説明する。筋電位 (EMG) の発火に先立って、約 300ms 前から頭頂部中心に運動準備電位 (readiness potential; RP)⁽⁷⁾ と呼ばれる陰性電位が観察され、後に、C3 の電位が C4 の電位に比べて大きくなる。この電位は RP の成分の中で、NS' (negative slope) と呼ばれ、運動開始の直前に現れ、運動反対側半球前中心野 (第一次運動野) で最大になる⁽¹⁰⁾。左手の随意掌握運動の場合は対称の電位変化が観察できる図 1(b)。したがって、運動開始時刻の探査電極 C3, C4 の NS' に相当する電位を比較することで、運動肢の左右を知ることが出来る。

3. 単一試行 MRCP の解析

〈3・1〉多重解析フィルタによる特徴量解析 MRCP の単一試行解析では、ローパスフィルタ (LPF)、またはバンドパスフィルタ (BPF) を用いて、自発脳波 (4-8Hz 帯 θ 波、8-13Hz 帯 α 波、13-20Hz 帯 β 波) や、体動筋電位 (0.5Hz 以下) に対する S/N を向上させる。フィルタリングは、Haar Wavelet のマザーウェーブレットから生成される基底関数と脳波との畳み込み演算によって実現される。Haar Wavelet の基底関数は、第 0 基底関数 $\varphi_0^N(t)$ 、第 1 基底関数 $\varphi_1^N(t)$ 、第 2 基底関数 $\varphi_2^N(t)$ の 3 種類を利用する。 N はウェーブレットの時間スケールである。それぞれ次式に示す。

$$\varphi_0^N(t) = \begin{cases} 1 & -\frac{1}{2}N \leq t \leq \frac{1}{2}N \\ 0 & \text{otherwise} \end{cases} \quad \dots\dots\dots (1)$$

図2 多重解析フィルタリング
Fig. 2. Multi analytical filtering

$$\varphi_1^N(t) = \begin{cases} -1 & -N \leq t < 0 \\ 1 & 0 \leq t \leq N \\ 0 & \text{otherwise} \end{cases} \quad \dots\dots\dots (2)$$

$$\varphi_2^N(t) = \begin{cases} 2 & -\frac{1}{2}N \leq t \leq \frac{1}{2}N \\ -1 & -\frac{3}{2}N < t \leq -\frac{1}{2}N, \\ & \frac{1}{2}N < t \leq \frac{3}{2}N \\ 0 & \text{otherwise} \end{cases} \quad \dots\dots\dots (3)$$

計測システムのサンプリング間隔 Δt とすると、 $\varphi_0^N(t)$ は重み一定($N\Delta t$)のスムージング処理のオペレータとなり、脳波との畳み込み演算によってLPFの効果を与える。 $\varphi_1^N(t)$ は一階差分に相当し、入力波形の各点での平均的傾きを得るオペレータとなり、 $\varphi_2^N(t)$ は二階差分に相当する。これらはBPFの効果を与える。 N はフィルタの折り返し周波数を決定し $f_N = 1/N\Delta t$ である。

さらに各基底関数の時間幅 N を4段階で変化させて、12種類の基底関数 $\varphi_k^N(t)$ を得る。 N が大きいくほど f_N が低くなる。フィルタリングは基底関数 $\varphi_k^N(t)$ と脳波 $\xi(t)$ とのコンボリューション(演算子*)によって行われる。 $g_k^N(t)$ はフィルタリングされた脳波である。

$$g_k^N(t) = \varphi_k^N(t) * \xi(t) \quad \dots\dots\dots (4)$$

図2にフィルタリング結果の一例を示す raw wave は、電極 C3 で記録された右手随意掌握運動時の脳波であり、加算平均されていない単一試行計測によるMRCPである。サンプリング間隔 Δt は4msである。遮断周波数 f_N は、 $N=16$ で15.6Hz、 $N=32$ 、 $N=64$ 、 $N=128$ でそれぞれ、7.8Hz、3.9Hz、1.95Hzとなる。 $N=16$ では β 波が、 $N=32$ では α 波が除去される。

〈3・2〉 左右の動作判別方法 次に、左右の運動を判別する重回帰式を作成する。反対側運動野のNS'成分に相当する電圧は、運動始点時刻 t_0 の前後に最大に発現すると

考え、 t_0 を基準にその時刻の前後区間 $[-T, T]$ を積分する。本論文では $T=1000\text{ms}$ とした。 s_k^N はフィルタリング後のMRCPの電位面積である。

$$\begin{aligned} s_k^N &= \int_{-T}^T g_k^N(t) dt \\ &= \int_{-T}^T \varphi_k^N(t) * \xi(t) dt \quad \dots\dots\dots (5) \end{aligned}$$

これを探索電極C3、C4それぞれで計算し、合計24の特微量を得る。さらにC3-C4間の面積 s_k^N の差 d_k^N を求め、重回帰式の説明変数とする。

$$d_k^N = (C3 \text{ の } s_k^N) - (C4 \text{ の } s_k^N) \quad \dots\dots\dots (6)$$

次に、 d_k^N を説明変数とし教示信号を用意する。目的変数は各教示信号に対して右(+1)、左(-1)とする。教示信号は、被験者5名(A,B,C,D,E1,E2:延べ6名)の健康青年男性から計測した。被験者は安静安楽仰臥姿勢で開眼の条件のもと、右手及び左手の随意掌握運動を5秒間隔程度の任意ペースで行う。視覚や聴覚に刺激が入らないように留意した。各被験者で左右各30データを記録した。記録方法は、動作腕の長掌筋の筋電位発火時刻をトリガーにして運動前2500ms、運動後2500msの脳波を取得し、後に加算平均する。サンプリング間隔 Δt は4msである。計測する電極の配置は、探索電極C3、C4、眼球運動電位EOG(左眼部垂直部)、長掌筋EMGである。その内、筋電位、眼球運動、瞬目などのアーティファクトが含まれているデータは目視で判読と削除を行い、その中から左右各20データを教示用脳波データとして選択した。この教示データに対して、式(5)と式(6)を施し、12個の変量を得る。

重回帰モデルの構築は、変数増減法により説明変数選択を行う。変数増減法とは、重回帰モデル式の説明変数を取捨選択しながら、逐次良好なモデルに近づける方法である。具体的には、説明変数が全く選ばれていない状態から出発する。今までに選ばれた説明変数と、もう一つの説明変数を用いるとしたとき、最も左右差が現れている説明変数を取り込む。この選択の基準は、F分布を基準としF値が2.0以上であればその変数を取り込み、今までに選ばれた説明変数の中で、F値が2.0以下の変数は追い出す(Fin=Fout=2.0)。以上を繰り返し、追い出す説明変数も取り込む説明変数もなくなったときに終了する。

この手法によって決定された判別式を示す。 y は判定値であり、 $y > 0$ ならば右運動、 $y < 0$ ならば左運動と判定する。偏回帰係数は各特微量の寄与量である。

$$\begin{aligned} y &= 0.030d_0^{128} + 0.028d_1^{32} + 0.023d_0^{64} \\ &\quad + 0.019d_2^{128} + 0.016d_2^{16} + 0.016d_2^{32} \\ &\quad + 0.014d_2^{64} - 0.038 \quad \dots\dots\dots (7) \end{aligned}$$

〈3・3〉 片手運動の判別実験 次に、この判別モデルについて、片手の連続掌握運動を行っているときの運動判別

図3 右手連続運動時の運動判別率

Fig. 3. Discrimination rate in the repeat movement of right-hand

図4 左手連続運動時の運動判別率

Fig. 4. Discrimination rate in the repeat movement of left-hand

図5 文字入力システム

Fig. 5. Character entry system

実験を行った。評価は判別率とした。判別率は全入力数に対する正出力数を百分率で現した値である。被判別データは、同じ被験者 5 名 (延べ 6 名) から新たに測定されたデータである。なお、この多重解析フィルタによる運動判別モデルの比較対象として、遮断周波数 3.9Hz の LPF に相当する平滑化フィルタ ($\varphi_{0.64}^{60}(t)$ とのコンボリューション) のみで構築した運動判別モデルで比較を行った。図 3、図 4 に結果を示す。平滑化フィルタのみの判別モデルでは運動判別率は被験者平均で右 74.1%, 左 56.7%であったが、多重解析フィルタの場合は右 90.2%, 左 86.5%となり、約 15%良好であった。

4. 文字入力システム

〈4・1〉解析部 図5に入力システムの模式図を示す。随意運動 MRCP の左右判別式を用いて、2 値意図情報による文字入力システムを作成した。システムは生体アンプ (MEB-5508 NIHONKODEN) と、コンピュータ (PC/AT Pentium 166MHz), そして解析プログラムで構成される。計測部位は、探查電極 C3, C4, 上腕長掌筋の EMG (左右 2 点), 眼球運動電位 EOG (左眼部垂直部) である。文字を入力するためには、左右の独立した掌握運動を行う。筋電位 (EMG) が一定の閾値を越えた時、MRCP の解析が始まる。解析範囲は EMG が検出された時刻 t_0 を基準に、前後 $T=1000\text{ms}$ である。この解析区間に、瞬目や急峻な眼球運動などによる一定の閾値以上の EOG が検出された場合は、その脳波解析はリジェクトされる。瞬目があった場合、脳波の平均電位を上回る筋電位が混入するからである。また、解析時間内に 2 つ以上 EMG が検出された場合は、初めの

入力のみ解析対象とする。解析は、式 (5) による特徴量解析が行われた後、式 (6) にその出力が代入され、式 (7) の返値の符号で運動手の左右が判別される。

【4・2】インタフェース部 画面には仮名入力を想定した仮想キーボードと、各生体信号が表示される。カーソルは左下のホームポジションからスタートする。左運動の場合は上へ移動し、右運動の場合は右へ移動する。カーソルは後退せず、移動範囲を越えた場合はその行(列)の反対側に移動する。カーソルが意図する文字上に止まり、5秒間運動が無い場合は、その文字が決定され、ホームポジションに移動する。入力されたアルファベットは即時に“かな”に変換される。入力パターンは、例えば、aoyama(あおやま)という文字列を入力する場合は、R,W,L,L,W,R,R,L,L,W,R,W,R,R,R,L,W,R,Wの入力順番が一例として考えられる。Rは右運動、Lは左運動、Wは決定待ちである。この例で入力すると、動作回数は13回、待ち回数は6回、入力完遂時間は1分35秒、平均入力速度の理論値は、3.7[文字/分]となる。

〈4・3〉 文字入力実験 被験者は前節の被験者 5 名に 1 名を加えた 6 名 (A,B,C,D,E,F) で行った。全員健康青年男性である。安静安楽開眼状態で CRT の前に着席させた。意図伝達の方法は右手掌握運動あるいは左掌握運動とし、入力のタイミングはカーソル移動後 5 秒以内であれば任意である。入力する文字列は、被験者 A,B が“あおやま”(aoyama), C,D,E が“さいてい”(saitei), F が“おはよう”(ohayou)とした。実験回数は、途中で休憩を取り計 6 回行った。なお、各被験者には文字入力システムの取り扱い

い方を充分に説明し、かつ予備実験を被験者毎に1回行っている。評価項目は、1分あたりのアルファベットの文字入力速度と左右別の運動判別率とした。文字入力速度は、正しく入力されたアルファベットの文字数を、課題文字列の入力完遂時間で除算した値である。入力完遂時間には、文字決定のための待ち時間と、瞬目による解析リジェクトに要する時間が含まれている。また、カーソルが移動出来ても、文字入力が意図した文字に到達しない場合は、文字入力速度は0となる。

5. 結果と考察

実験回数と文字入力速度の関係を図6に示す。各被験者の実験中の平均値は、6回の実験の最大値と最小値を除き求めた。被験者Aは1.7[文字/分]、Bは1.7、Cは2.6、Dは2.6、Eは2.2、Fは0.6であった。また被験者B、C、Eは、入力速度の理論値である3.7[文字/分]を出力した実験回があった。健常者のワープロ未経験者が10時間練習した後のキーボード入力速度は、24-33[文字/分]⁽¹¹⁾であることから、本論文の文字入力システムは、一般のキーボード入力と比較して10分の1程度のパフォーマンスである。また、Yamada⁽⁴⁾、Farwellら⁽⁵⁾が、2-3[文字/分]であるので、本論文の平均結果は先行研究と比較して同程度である。また理論値に等しい最高速度3.7[文字/分]の成績は先行研究の結果よりも良好であった。

入力速度を低下させる原因を考察する。今回の入力速度の平均値は理論値の16-70%であった。この原因の一つに瞬目性アーティファクトの混入がある。表1に、瞬目により解析がリジェクトされた回数(平均と標準偏差)を示す。解析のリジェクトは1分あたり1から3回程度で起きている事になる。瞬目が増えるとリジェクト回数も増えるので、入力完遂時間が長くなり入力速度が低下する。

もう一つの原因は左右の運動判別率の低さがあげられる。図7、図8に、実験回数と運動判別率の関係を示す。右の運動判別率の平均は、被験者Aは57.3%、Bは66.3%、Cは81.9%、Dは68.4%、Eは85.0%、Fは72.3%であった。左の運動判別率の平均は、被験者Aは70.1%、Bは64.3%、Dは76.3%であった。被験者C、E、Fの判別率は約50%で半々であった。入力誤りがあった場合、カーソルが異なった方向へ移動するので、もう一度カーソルを一周させ戻す必要がある。そのための最大動作数は5回であり、時間にして約30秒必要である。したがって入力完遂時間が長くなり入力速度が低下する。また被験者がカーソル操作を誤った場合も同様な復帰作業が必要であるが、今回の実験ではこのエラーは無かった。

我々は、運動判別率すなわち意図検知率の向上が、この研究の最も重要な課題であると認識している。このシステムの場合、入力運動に対して左右の判別率を向上させねばならない。意図した入力に対して、その意図が正しく判別されない原因は、(1)特徴量の設定と分析の誤り、(2)MRCP(NS')の誘発電位が小さい。が考えられる。(1)については、今回

表1 瞬目による解析のリジェクト数
Table 1. Number of analysis-rejection with blinks

被験者	A	B	C
(回/分)	0.57 ± 0.44	0.34 ± 0.43	1.75 ± 1.44
被験者	D	E	F
(回/分)	0.50 ± 0.50	0.95 ± 0.75	1.86 ± 0.71

は12個の解析フィルタを用意して、0.10-15.6[Hz]に現れるMRCPの電位差を解析している。この周波数解析範囲は、脳波エネルギーをほぼカバーする範囲である。3章の実験では、左右の運動判別に有意な特徴量を与える8個のフィルタが選択され、平滑化フィルタ1つの場合よりも良好な判別結果を得た。したがって、今回設定した特徴量の問題ではないと考えられる。(2)については、運動毎に大きなMRCPが発生するかという問題である。今回設定した特徴量で解析できない程の小さい電位しか発生しない場合、動作判定式はチャンスレベル50%の判定結果しか出力しないことになる。

一方、図7、図8によれば、運動判定率は実験回数に従って向上する傾向が見られるので、入力システムへの慣れか、被験者のMRCP誘発のコントロールが判定率の向上に貢献している可能性がある。しかしながら、図3、図4の片手だけの連続入力実験と比較して、右手の運動判別率は、被験者C、Dは5.0-22.9%増加したが、他の被験者は9.5-30.2%減少した。左手の運動判別率は、被験者Bは4.3%増加したが、他の被験者は15.9-52.6%減少した。文字入力実験の方が運動判別率が低い点について、片手と両手の運動様式の違いの他に、実験条件の違いが挙げられる。文字入力実験の場合は、仮想キーボードを注視しカーソル移動を確認しながら入力するという作業が付加されており、連続入力実験と比較して外部事象に関連する脳電位(event related potentials:ERP)が発現し、MRCPに重畳している可能性がある。すなわち脳内処理の違いが運動判別率の判別率低下に影響を与えているのではないかと考える。

また、右の運動判別率が左に比べて高い点について、被験者全員が右利きであった事が思慮されるが、MRCPと利き手の関係、あるいは利き手と運動野に関する研究報告から説明を得る事は出来なかった。

6. ま と め

我々は脳波による意図伝達を目的として、単一試行の運動関連脳電位(MRCP)を利用した意図検知手法と仮想キーボード入力システムを開発した。左右の運動の別を判別する重回帰モデル構築において運動前後のMRCP電位面積を説明変数としたが、前処理のMRCPの解析に関して、遮断周波数3.9Hzの平滑化フィルタを用いた運動判別モデルとHaar Waveletを利用した多重解析フィルタを用いた場合とを比較して、後者が被験者平均で約15%運動判別率が良好であった。

また、この運動判別モデルによる文字列入力実験を行い、

図 6 文字入力速度

Fig. 6. Character input rate

図 7 文字入力時の右手の運動判別率

Fig. 7. Discrimination rate of right-hand movement in the character input

図 8 文字入力時の左手の運動判別率

Fig. 8. Discrimination rate of left-hand movement in the character input

右運動、左運動の 2 値情報によってカーソル移動を起こし文字列の入力を行った。文字入力速度は被験者平均で 1.9[文字/分]、最良で理論値の 3.7[文字/分]であった。この速度は、健常者の指によるコンピュータキーボード入力速度の 10 分の 1 程度であり実用的でないとの見方もあるが、意図表出が出来ない肢体不自由者には助けになる可能性がある。

また、将来は全く動作を伴わないで、動作イメージだけでカーソルをコントロールしたい。これは判別プロセス開

始のトリガが筋電位の発火に依存している部分を、脳波のみの処理に変更する必要がある。すなわち脳波を常に監視して、MRCP の発現パターンのマッチングを行わなければならない。我々は、MRCP の発現パターンマッチングについては、探査電極 19ch のトポグラフで、補足運動野、一次運動野の賦活パターンを解析⁽¹⁾しているが、本論文と同様に探査電極 2ch の場合について研究を行い、意図を検知するメカニズムを検討していきたい

(平成 13 年 3 月 5 日受付, 同 13 年 12 月 17 日再受付)

文 献

- (1) H. Tanaka, H. Ide, and Y. Nagashima, "Motor Area Analysis using Topograph Mapping on Human Perform Voluntary Motion," IEEE SMC'99 proc., No.2, pp.318/324(1999).
- (2) 安倍崇史, 田中久弥他, "ボタン押しにともなう運動関連脳電位の統計解析," HIS99 論文集, pp.49/54(1999).
- (3) Wolpaw J.R., D.J. McFarland D.J., "Multichannel EEG-based brain-computer communication," Electroencephalography and Clinical Neurophysiology, Vol.90, pp.444/449(1994).
- (4) 山田愛治, "300 波シンクロ法によるスイッチングインターフェースの基礎的検討," 信学技報, Vol.HC94-23, pp.53/60(1994).
- (5) L. Farwell and E. Donchin, "Talking off the top of your head," Electroencephalography and Clinical Neurophysiology, vol.70, pp.510/523(1988).
- (6) 井上倫夫 他, "提示された項目の一つを選択するときの項目の数と P300 成分," 医用と生体工学, Vol.38, No.2, pp.134/139(2000).
- (7) Shibasaki, et.al., "Components of the movement-related cortical potentials and their scarp topography," Electroencephalography and Clinical Neurophysiology, Vol.63, pp.327/339(1986).
- (8) Hiraiwa, et.al., "EEG Topography Recognition by Neural Networks," IEEE Engineering in Medicine and Biology, pp.39/42(1990).
- (9) 鷺見幸彦, 柳沢信夫, "運動準備電位と運動様式に関する検討," 臨床脳波, Vol.30, No.2, pp.93/98(1988).
- (10) Deecke, L. et.al., "Voluntary finger movement in man," Cerebral potentials and thory, Biol. Cybern., Vol.23, pp.99/119(1976).
- (11) 大島章嘉他, ワープロらくらく速習法, 日本能率協会 (1985).

田 中 久 弥 (正員) 1997 年 3 月工学院 大学大学院工学研究科修士課程修了 (情報学専攻). 生体情報, ニューマンインターフェースの研究に従事, 現在, 青山学院大学理工学部電気電子工学科助手. 電子情報通信学会, 日本 ME 学会会員.

井 出 英 人 (正員) 1970 年工学院 大学大学院工学研究科修士課程修了 (電気工学専攻). 1985 年 UCLA 応用科学科客員研究員. 1986 年 UCLA 脳研究所客員教授. 感覚の計測, 感覚代行の研究に従事. 青山学院大学理工学部講師, 助教授を経て現在, 同教授. 工博, 日本ロボット学会, 電子情報通信学会, 計測自動制御学会会員.