

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2015-80582
(P2015-80582A)

(43) 公開日 平成27年4月27日(2015.4.27)

(51) Int.Cl.	F 1	テーマコード (参考)
A 6 1 B 5/0476 (2006.01)	A 6 1 B 5/04 3 2 0 Z	4 C 0 2 7
	A 6 1 B 5/04 3 2 4	

審査請求 未請求 請求項の数 1 O L (全 17 頁)

(21) 出願番号	特願2013-219635 (P2013-219635)	(71) 出願人	000003207 トヨタ自動車株式会社 愛知県豊田市トヨタ町1番地
(22) 出願日	平成25年10月22日(2013.10.22)	(71) 出願人	592032636 学校法人トヨタ学園 愛知県名古屋市天白区久方2丁目12番地1
		(74) 代理人	100103894 弁理士 冢入 健
		(72) 発明者	山田 整 愛知県豊田市トヨタ町1番地 トヨタ自動車株式会社内
		(72) 発明者	山下 勝司 愛知県名古屋市天白区久方2丁目12番地1 豊田工業大学内
		Fターム(参考)	4C027 AA03 BB05 DD01 HH04 KK03

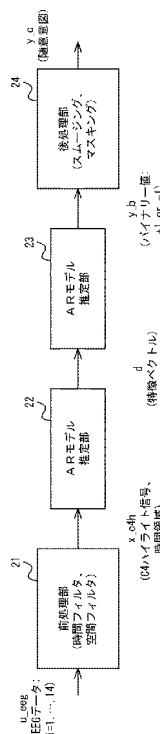
(54) 【発明の名称】 随意運動識別装置

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】個人差に強い随意運動の識別を可能とする装置を提供する。

【解決手段】ユーザの頭部の複数点の脳波をそれぞれ示す複数の脳波信号に基づいて、識別器によって随意運動の有無を識別する随意運動識別装置であって、複数の脳波信号に対して、所定の帯域を通過させる時間フィルタと、随意運動の識別対象の部位に対応する脳波信号に関するハイライト信号を抽出する空間フィルタをかける前処理部と、前処理部によって抽出されたハイライト信号のARモデルの係数と予測誤差の分散を、特徴ベクトルとして算出するARモデル推定部と、ARモデルによって算出された特徴ベクトルに基づいて、識別器のパラメータを学習する識別部と、識別器が随意運動の有無として導出するバイナリー値をスムージングして、リハビリ支援ロボットの制御に利用可能な連続値に変換する後処理部と、を備える。

【選択図】 図4



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

ユーザの頭部の複数点の脳波をそれぞれ示す複数の脳波信号に基づいて、識別器によって随意運動の有無を識別する随意運動識別装置であって、

前記複数の脳波信号に対して、所定の帯域を通過させる時間フィルタと、随意運動の識別対象の部位に対応する脳波信号に関するハイライト信号を抽出する空間フィルタをかける前処理部と、

前記前処理部によって抽出されたハイライト信号のARモデルの係数と予測誤差の分散を、特徴ベクトルとして算出するARモデル推定部と、

前記ARモデルによって算出された特徴ベクトルに基づいて、前記識別器のパラメータを学習する識別部と、

前記識別器が随意運動の有無として導出するバイナリー値をスムージングして、リハビリ支援ロボットの制御に利用可能な連続値に変換する後処理部と、

を備えた随意運動識別装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、随意運動識別装置に関し、特に、脳波信号に基づいて識別器によって随意運動の有無を識別する技術に関する。

【背景技術】

【0002】

特許文献1には、随意運動をタイミングよく補助するためのリハビリテーション用脳波信号処理装置が開示されている。このリハビリテーション用脳波信号処理装置は、脳のリハビリ対象部位に対応する運動野付近から採取した脳波信号について、所定周波数成分の信号強度の時間変化が検出されると、身体の随意運動を補助するリハビリテーション用運動補助装置の動作を制御する。

【0003】

随意運動は、事象関連脱同期（ERD：Event-Related Desynchronization）という現象に着目して脳波から検出できることが知られている。ERDとは、実運動および運動イメージを実行時に、脳波振幅が変化する現象である。ERDでは、特に特定周波数帯域で脳波振幅の減少が顕著となるが、どこの周波数が変化するかは、個人差によって異なる。多くの研究が μ リズムや β リズム等の特定周波数の信号強度の変化に着目してERDを利用して随意運動を検出するようにしているが、この周波数は個人差が大きいため、事前に計測する必要がある。

【0004】

それに対して、特許文献1に開示のリハビリテーション用脳波信号処理装置では、所定周波数成分の信号強度の時間変化に着目して随意運動を検出するようにしているため、個人差に対応することができないという問題がある。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特開2012-217721号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

本発明は、上述した知見に基づいてなされたものであり、個人差に強い随意運動の識別を可能とすることができる随意運動識別装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0007】

本発明の第1の態様に係る随意運動識別装置は、ユーザの頭部の複数点の脳波をそれぞ

10

20

30

40

50

れ示す複数の脳波信号に基づいて、識別器によって随意運動の有無を識別する随意運動識別装置であって、前記複数の脳波信号に対して、所定の帯域を通過させる時間フィルタと、随意運動の識別対象の部位に対応する脳波信号に関するハイライト信号を抽出する空間フィルタをかける前処理部と、前記前処理部によって抽出されたハイライト信号のARモデルの係数と予測誤差の分散を、特徴ベクトルとして算出するARモデル推定部と、前記ARモデルによって算出された特徴ベクトルに基づいて、前記識別器のパラメータを学習する識別部と、前記識別器が随意運動の有無として導出するバイナリー値をスムージングして、リハビリ支援ロボットの制御に利用可能な連続値に変換する後処理部と、を備えたものである。

【発明の効果】

【0008】

上述した本発明の態様によれば、個人差に強い随意運動の識別を可能とすることができる随意運動識別装置を提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【0009】

【図1】実施の形態に係る随意運動識別システムの構成図である。

【図2】国際10-20法の電極配置図である。

【図3】実施の形態に係る実験のタイムシーケンス、及び実験のタイムシーケンスに応じて表示装置14に表示される画像例を示す図である。

【図4】実施の形態に係る随意運動識別システムの信号処理系の全体構成図である。

【図5】実施の形態に係るマスキング用の窓関数を示す図である。

【図6A】実施の形態に係る特徴ベクトルの計算結果例を示す図である。

【図6B】実施の形態に係るバイナリー値及びスムージング後の連続値の計算結果例を示す図である。

【図6C】実施の形態に係るマスキング後の連続値の計算結果例を示す図である。

【図7】実施の形態に係る識別器の識別性能を示す図である。

【図8】実施の形態に係るリハビリ支援ロボットの構成図である。

【発明を実施するための形態】

【0010】

<本発明の実施の形態>

図1を参照して、本発明の実施の形態に係る随意運動識別システム1の構成について説明する。図1は、本発明の実施の形態に係る随意運動識別システム1の構成図である。

【0011】

以下、本実施の形態では、ユーザの左手首関節の屈曲運動についてリハビリテーションをする例について説明するが、ユーザの体における他の部位のリハビリテーションに用いてもよい。

【0012】

随意運動識別システム1は、脳波計(キャップ又はヘッドセット)11、アンプ12、ホストコンピュータ13、及び表示装置14を有している。

【0013】

脳波計11は、脳波を測定し、測定した脳波を示す脳波信号をアンプ12に送信する。具体的には、脳波計11は、複数の電極を有しており、その複数の電極によってユーザの頭部の複数点における脳波を測定する。そして、脳波計11は、測定した複数点の脳波をそれぞれ示す複数の脳波信号を生成し、アンプ12に送信する。

【0014】

アンプ12は、脳波計11から送信された脳波信号を増幅し、ホストコンピュータ13に送信する。

【0015】

ホストコンピュータ13は、アンプ12から送信された脳波信号を信号処理する。具体的には、ホストコンピュータ13は、CPU(Central Processing Unit)及び記憶装置

10

20

30

40

50

(図示せず)を有するP C (Personal Computer)であり、C P Uによって記憶装置に格納されたプログラムを実行することで、後述の各種処理を実現する。すなわち、このプログラムは、後述の各種処理をC P Uに実行させるためのコードを含んでいる。記憶装置として、例えばメモリ及びハードディスク等の記憶装置のうち、任意の1つ以上の記憶装置を用いるようにしてよい。ホストコンピュータ13は、随意運動識別装置として機能する。

【0016】

表示装置14は、実験のタイムシーケンスに応じて、ホストコンピュータ13によって画像が表示される。表示装置14として、例えばC R T (Cathode Ray Tube)ディスプレイ、液晶ディスプレイ、及び有機E Lディスプレイ等の表示装置のうち、任意の表示装置を用いるようにしてよい。

10

【0017】

脳波計の複数の電極をユーザの頭部に取り付ける位置は、随意運動を識別する体の部位に依存する。本実施の形態では、上述したように左手首の随意運動を識別するため、図2に示す国際10-20法におけるC4位置を中心として、複数点数(例えば13点)で取り囲むように電極を頭部に取り付けることにより、運動野の左手の領域を重点的に計測するようにする。よって、総計で14点(14チャンネル)の脳波信号を計測することになる。

【0018】

続いて、図3を参照して、実験のタイムシーケンスについて説明する。図3は、実験のタイムシーケンス、及び実験のタイムシーケンスに応じて表示装置14に表示される画像例を示す図である。

20

【0019】

図3に示すように、最初の3[sec]間はクロス画像を表示して、ユーザの目の動きを固定させる。クロス画像は、画面の中央に十字型の注視視標を示す画像である。具体的には、ホストコンピュータ13は、クロス画像を示す画像情報を表示装置14に送信し、表示装置14は、ホストコンピュータ13から送信された画像情報が示すクロス画像を表示する。

【0020】

次の1[sec]間はビジュアルキューを表示する。ビジュアルキューは、運動イメージの想起を助けるために、対象運動を模擬した静止画又は動画となる。本実施の形態では、左手首の屈曲運動を模擬した静止画又は動画となる。この静止画又は動画は、実写であってもC G (Computer Graphics)であってもよい。具体的には、ホストコンピュータ13は、ビジュアルキューを示す画像情報を表示装置14に送信し、表示装置14は、ホストコンピュータ13から送信された画像情報が示すビジュアルキューを表示する。

30

【0021】

ビジュアルキューの表示終了後の次の4[sec]間で、ユーザには、左手首の屈曲運動の実運動の実行、又は、左手首の屈曲運動の運動イメージの実行をしてもらう。この4[sec]間は、図3に示すように、表示装置14には、クロス画像及びビジュアルキューを表示しないようにしてよい。

40

【0022】

本実施の形態では、識別器の学習段階(オフライン)では、上記の8[sec]間のタイムシーケンスを35回繰り返し、計測したデータに基づき、ユーザに好適な識別器のパラメータを導出する。そして、導出したパラメータに基づいて、リアルタイムで随意運動のオンライン識別を実施する。すなわち、次に記載する流れで処理が行われる。

【0023】

- 1) 眼球運動の固定
- 2) ビジュアルキュー終了後、実運動あるいは運動イメージを実施
- 3) 上記を多数回(例えば35回)繰り返し、オフラインで学習
- 4) 学習後の識別器を用いて、オンラインで識別実施

50

【0024】

続いて、図4を参照して、本発明の実施の形態に係る随意運動識別システム1の信号処理の流れについて説明する。図4は、本発明の実施の形態に係る随意運動識別システム1の信号処理系の全体構成図である。

【0025】

詳細は後述するが、信号処理系は、

1. 時間フィルタと空間フィルタからなる前処理部21、
 2. ARモデルの係数と予測誤差の分散を計算するARモデル推定部22、
 3. 随意の有無を計算する識別部23、
 4. 随意的バイナリー値を連続値に変換する後処理部24、
- を有している。

10

【0026】

具体的には、ホストコンピュータ13のCPUが前処理部21、ARモデル推定部22、識別部23、及び後処理部24として機能する。以下、前処理部21、ARモデル推定部22、識別部23、及び後処理部24の処理について説明する。

【0027】

(1. 前処理部21)

ホストコンピュータ13では、脳波計11からアンプ12を介して送信された14チャンネル分の脳波信号がEEGデータ u_{eeg}^i として取得される。EEGデータ u_{eeg}^i は、例えば、ホストコンピュータ13の記憶装置に格納される。前処理部21は、14チャンネルのEEGデータ u_{eeg}^i に対して、時間フィルタと空間フィルタの両方をかけて、国際10-20法におけるC4近傍の信号を強調させる。

20

【0028】

まず、前処理部21は、時間フィルタとして、2次のバンドパスフィルタ $G_{BPF}(s)$ を各チャンネルのEEGデータ u_{eeg}^i に対して適用し、3Hzから30Hzの帯域を通過させる。すなわち、前処理部21は、EEGデータ u_{eeg}^i にバンドパスフィルタ $G_{BPF}(s)$ をかけた後のEEGデータ $u_{eeg_f}^i$ を、次式(1)によって算出する。

【0029】

【数1】

$$u_{eeg_f}^i = G_{BPF}(s)u_{eeg}^i \quad i = 1, \dots, 14 \quad \dots \quad (1)$$

30

【0030】

なお、ここでは、時間フィルタによって、3Hzから30Hzの帯域を通過させる例について説明したが、通過帯域はこれに限られず、予め任意の帯域を通過帯域として定めるようにしてよい。しかしながら、好ましくは、ここでの例のように、 μ リズム(8Hz~13Hz)及び β リズム(13Hz~30Hz)等の随意運動の検出に好ましい周波数帯域を通過させるようにするとよい。

【0031】

次に、前処理部21は、空間フィルタとして、Common Average Reference(CAR)フィルタを適用し、C4ハイライト信号 x_{c4h} を生成する。すなわち、前処理部21は、式(1)で算出したEEGデータ $u_{eeg_f}^i$ にCARフィルタをかけた後のC4ハイライト信号 x_{c4h} を、次式(2)によって算出する。式(2)を適用することで、空間的な不鮮明さを除去することができる。なお、式(2)では、 $i=3$ のEEGデータ $u_{eeg_f}^i$ がC4のEEGデータである場合について例示している。

40

【0032】

【数 2】

$$x_{c4h} = u_{eeg_f}^3 - \frac{1}{13} \left(\sum_{i=1}^2 u_{eeg_f}^i + \sum_{i=4}^{14} u_{eeg_f}^i \right) \cdots (2)$$

【0033】

(2. ARモデル推定部22)

次に、ARモデル推定部22は、前処理部21によって算出されたC4ハイライト信号 x_{c4h} から識別器の入力となる特徴ベクトル d を算出する。本実施の形態では、ARモデル推定部22は、最大エントロピー法を用いて、次式(3)で示すARモデルの予測誤差 $e(t)$ の分散が最小となるようなAR係数 a_k と予測誤差 $e(t)$ の分散 σ_n^2 を推定する。 10

【0034】

【数 3】

$$x_{c4h}(t) = \sum_{k=1}^M a_k x_{c4h}(t-k) + e(t) \cdots (3)$$

【0035】

AR係数 a_k と予測誤差 $e(t)$ の分散 σ_n^2 は、次式(4)で示されるYule-Walker方程式をLevinsonのアルゴリズムで解くことで得られる。なお、式(4)における $R(0) \sim R(M-1)$ は、時系列順のC4ハイライト信号 $x_{c4h}(t-k)$ から算出された自己共分散関数となる。なお、Mは任意の正整数である。 20

【0036】

【数 4】

$$\begin{bmatrix} R(0) & R(1) & \cdots & R(M-1) \\ R(1) & R(0) & \cdots & R(M-2) \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ R(M-1) & R(M-2) & \cdots & R(0) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} a_1 \\ a_2 \\ \vdots \\ a_M \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} R(1) \\ R(2) \\ \vdots \\ R(M) \end{bmatrix} \cdots (4)$$

【0037】

ARモデル推定部22は、最終的な特徴ベクトル d を次式(5)として得る。

【0038】

【数 5】

$$d = \left[a_1, a_2, \cdots, a_M, \sigma_n^2 \right]^T \cdots (5)$$

【0039】

ここで、Mとして、予め任意の正整数を定めてよい。例えば、 $M=2$ とする。また、本実施の形態では、時系列順の複数の特徴ベクトル d に対して、ハイパスフィルタ(折点周波数 $1[\text{Hz}]$) をかけることでバイアス成分を除去するものとする。 40

【0040】

(3. 識別部23)

識別部23は、オフラインによる学習時には、ARモデル推定部22が算出した特徴ベクトル d に基づいて識別器を学習させ、オンラインによる識別時には、ARモデル推定部22が算出した特徴ベクトル d に基づいて学習後の識別器によって随意運動の有無を識別する。なお、識別器として、線形識別器と非線形識別器のうち、任意の識別器を採用するようにしてよい。以下、線形識別器として、FisherのLinear Discriminant Analysis(L 50

D A) を採用した例と、非線形識別器として、カーネル関数を用いたSupport Vector Machine (S V M) を採用した例のそれぞれについて説明する。

【 0 0 4 1 】

ここでは、負クラスのデータとして、キュー表示時 (3 ~ 4 [sec]) に算出した特徴ベクトル d を用い、正クラスのデータとして、動作実行時の前半 (5 ~ 6 [sec]) で算出した特徴ベクトル d を用いるものとして説明する。また、上述の 8 [sec] のトライアルを 35 回繰り返した全データのうち、5 回分のデータを訓練データとして使用し、残りの 30 回分のデータをテストデータとして使用して、交差検証を行うことで識別器を学習させるものとして説明する。しかしながら、訓練データとテストデータの割合は、これに限られず、任意の割合を予め定めるようにしてよい。

10

【 0 0 4 2 】

最初に、識別器として、線形識別器 (L D A) を採用した場合について説明する。この場合、正クラス、負クラスの分散共分散行列が等しいと仮定すると、L D A に基づく識別結果は、次式 (6) で表される。この識別器は、データが正クラスの場合は出力 y_b が + 1 となり、データが負クラスの場合は出力 y_b が - 1 となる。

【 0 0 4 3 】

【 数 6 】

$$y_b = \hat{S}^{-1} (\hat{\mu}_1 - \hat{\mu}_2) d - \frac{1}{2} (\hat{\mu}_1^T \hat{S}^{-1} \hat{\mu}_1 - \hat{\mu}_2^T \hat{S}^{-1} \hat{\mu}_2) + \log \frac{n_1}{n_2} \quad \dots (6)$$

20

$\hat{\mu}_1, n_1$: 正クラスの訓練データの期待値と標本数

$\hat{\mu}_2, n_2$: 負クラスの訓練データの期待値と標本数

\hat{S} : 分散共分散行列

【 0 0 4 4 】

そして、識別部 2 3 は、訓練データ及びテストデータに基づいて、式 (6) で示される識別器のパラメータを学習する。これにより、訓練データ及びテストデータの基となる脳波を測定したユーザに対して最適な識別器が生成される。

30

【 0 0 4 5 】

続いて、識別器として、非線形識別器 (S V M) を採用した場合について説明する。S V M は、訓練段階での教師データが必要なため、識別部 2 3 はクラスラベル y^i を設定する。正クラスの場合は $y^i = + 1$ を設定し、負クラスの場合は $y^i = - 1$ を設定する。そして、次式 (7) (8) で示す制約付き最適化問題を解くことで、S V M の識別境界のパラメータが得られる。

【 0 0 4 6 】

【 数 7 】

$$\max. -\frac{1}{2} \sum_{ij} \alpha_i \alpha_j y^i y^j K_{poly} (d^i, d^j) + \sum_i \alpha_i \quad \dots (7)$$

40

【 0 0 4 7 】

【 数 8 】

$$s.t. \sum_i \alpha_i y^i = 0, \quad \alpha_i \geq 0 \quad \dots (8)$$

【 0 0 4 8 】

50

ここで、 $K_{poly}(d^i, d^j)$ は、カーネル関数である。ここでは、次式(9)に示す2次の多項式カーネルを使用するものとする。

【0049】

【数9】

$$K_{poly}(d^i, d) = (d^i \cdot d + 1)^2 \quad \dots \quad (9)$$

【0050】

上記の各式に基づいて、SVMによる非線形識別器は、次式(10)として得られる。

【0051】

【数10】

$$y_b = \sum_i \alpha_i y^i K_{poly}(d^i, d) - b \quad \dots \quad (10)$$

【0052】

識別部23は、訓練データ及びテストデータに基づいて、式(10)で示される識別器のパラメータを学習する。これにより、訓練データ及びテストデータの基となる脳波を測定したユーザに対して最適な識別器が生成される。

【0053】

そして、識別部23は、オンラインによる識別時には、ARモデル推定部22が算出した特徴ベクトルdを、学習後の識別器に入力することで、識別器からの二値の出力+1又は-1が随意運動の有無として得られる。識別部23は、取得した二値の出力を後処理部24に渡す。

【0054】

(4. 後処理部24)

後処理部24は、オンラインでの識別時に、二値(+1、-1)のデータからなる識別器の出力を、リハビリ支援ロボットの制御で使用可能な連続値 y_c に変換する。基本的には、後処理部24は、識別器の出力に対してローパスフィルタ(折点周波数: 1[Hz])をかけてスムージングを行う。その後、後処理部24は、スムージング後の値を、随意運動の識別の有効対象区間のみを取り出すウィンドウ(4~7[sec])の区間で1、それ以外の区間で0となるような窓関数であり、例えばTukey Window関数で設計)を乗じることでマスクングを行う。例えば、後処理部24は、図5に示すようなマスクング用の窓関数をスムージング後の値に乘じる。このマスクング後の値として、連続値 y_c が生成される。

【0055】

すなわち、オンラインでの識別時においても、図3を参照して説明したタイムシーケンスに従って、ユーザに左手首の屈曲運動の実運動の実行、又は、左手首の屈曲運動の運動イメージの実行をしてもらう。そして、タイムシーケンスにおける実運動又は運動イメージ区間において、ユーザの脳波信号に従ってリハビリ支援ロボットの制御で使用可能な連続値 y_c が生成される。これにより、運動随意のある時に、リハビリ支援ロボットを動作させ、ユーザに対して外部刺激を与えて神経ネットワークの再構成を促進できるような、リハビリ支援ロボットの制御データ(連続値 y_c)を生成することが可能となる。

【0056】

以上に説明したように、本実施形態では、図6Aに示すように、測定した脳波から事象関連脱同期をARモデルのパラメータの変化としてとらえ、そのパラメータに基づいてLDA及びSVM等の識別器を学習するようにしている。これにより、個人差によって異なる事象関連脱同期の特定周波数を事前検出不要としつつ、個人差に強いロバストな識別器を生成することを可能とした。

【0057】

また、本実施の形態では、識別器の出力が随意運動の有無を示すバイナリー値となっていることに対し、図6B及び図6Cに示すように、その値をスムージング及びマスクング

10

20

30

40

50

することで、リハビリ支援ロボットを制御可能な連続量として取り出すことを可能としている。

【0058】

また、図7に、本実施の形態を動作させて計測した識別性能を示している。図7では、識別器として、LDA及びSVMのそれぞれを用いた場合における識別性能を示している。図7に示すように、実運動で84%、運動イメージで81~83%の正解率で随意運動を識別することができ、非常に高い正解率での随意運動の識別が可能となっていることが分かる。

【0059】

続いて、図8を参照して、本実施の形態に係るリハビリ支援ロボット2について説明する。図8は、本実施の形態に係るリハビリ支援ロボット2の構成図である。

10

【0060】

リハビリ支援ロボット2は、ターゲットコンピュータ31、グリップ32を有するハンドル33、ACサーボモータ34、サーボアンプ35、及び力センサ36を有する。ターゲットコンピュータ31は、ホストコンピュータ13と任意の有線又は無線通信を行い、ホストコンピュータ13から送信された連続値 y_c を受信する。

【0061】

ターゲットコンピュータ31は、ホストコンピュータ13から受信した連続値 y_c に基づいて、位置制御あるいは力制御によりACサーボモータ34を動作させ、ハンドル33を回転させる。これによって、左手でグリップ32を把持するユーザに対して、随意運動のある時にユーザの左手首の屈曲運動を促す。具体的には、ターゲットコンピュータ31は、CPU及び記憶装置(図示せず)を有するPCであり、CPUによって記憶装置に格納されたプログラムを実行することで、後述の各種処理を実現する。すなわち、このプログラムは、後述の各種処理をCPUに実行させるためのコードを含んでいる。記憶装置として、任意の1つ以上の記憶装置を用いるようにしてよい。

20

【0062】

位置制御を行う場合、ターゲットコンピュータ31は、ACサーボモータ34のエンコーダで検出されたACサーボモータ34(ハンドル33)の回転角度を、サーボアンプ35を介して、ターゲットコンピュータ31に実装されたカウンタボードによって取得する。そして、ターゲットコンピュータ31は、取得したACサーボモータ34の回転角度に基づいて、ACサーボモータ34をフィードバック制御する。

30

【0063】

また、力制御を行う場合は、ターゲットコンピュータ31は、力センサ36によって検出されたグリップ32にかかる力を、ターゲットコンピュータ31に実装されたA/D変換ボードによって取得する。そして、ターゲットコンピュータ31は、取得したグリップ32にかかる力に基づいて、ACサーボモータ34をフィードバック制御する。

【0064】

なお、ターゲットコンピュータ31は、ターゲットコンピュータ31に実装されたD/A変換ボードを介して、ACサーボモータ34を制御する指令値をサーボアンプ35に送信する。サーボアンプ35は、ターゲットコンピュータ31から送信された指令値に従って、ACサーボモータ34を駆動する。

40

【0065】

ここで、連続値 y_c は、図6Cに示すように、ユーザによって随意運動があるとき増加していき、随意運動がなくなったときに減少していく連続値となっている。よって、ターゲットコンピュータ31は、連続値 y_c が大きくなるほどACサーボモータ34(ハンドル33)の回転角度が大きくなるようにACサーボモータ34を制御する。これによって、随意運動のある時にユーザの左手首を屈曲運動させるように外部刺激を与えることができ、神経ネットワークの再構成を促進することができる。

【0066】

< 発明の他の実施形態 >

50

上記の実施の形態では、左手の随意運動を識別する例について説明したが、他の部位の動作を識別する場合には、脳波計 1 1 の主要な電極位置（ハイライト信号の位置）を運動野の該当部位に応じて変化させることで、他の部位の動作にも幅広く適用することができる。

【 0 0 6 7 】

例えば、右手の運動を識別する場合には、図 2 に示す国際 1 0 - 2 0 法における C 3 位置を中心として（ハイライト信号の位置として）、複数点数で取り囲むように電極を頭部に取り付けるようにすればよい。また、例えば、脚の運動を識別する場合には、図 2 に示す国際 1 0 - 2 0 法における C 2 位置を中心として（ハイライト信号の位置として）、複数点数で取り囲むように電極を頭部に取り付けるようにすればよい。このような部位に対応する位置関係は、周知の運動野のホムンクルスによって特定することができる。

10

【 0 0 6 8 】

なお、本発明は上記実施の形態に限られたものではなく、趣旨を逸脱しない範囲で適宜変更することが可能である。例えば、タイムシーケンスにおけるクロス画像の表示区間、ビジュアルキューの表示区間、及び実運動又は運動イメージの実行区間のそれぞれの時間は、上記の例に限られず、他の時間を設定するようにしてよい。また、タイムシーケンスの施行回数も、上記の例（ 3 5 回 ）に限られず、他の回数としてもよい。

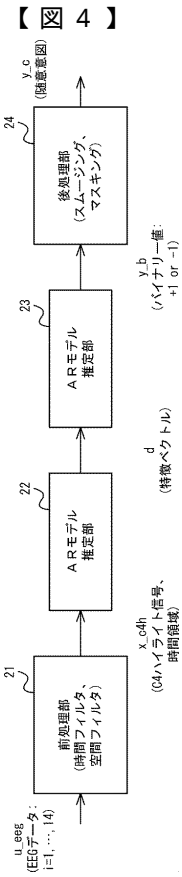
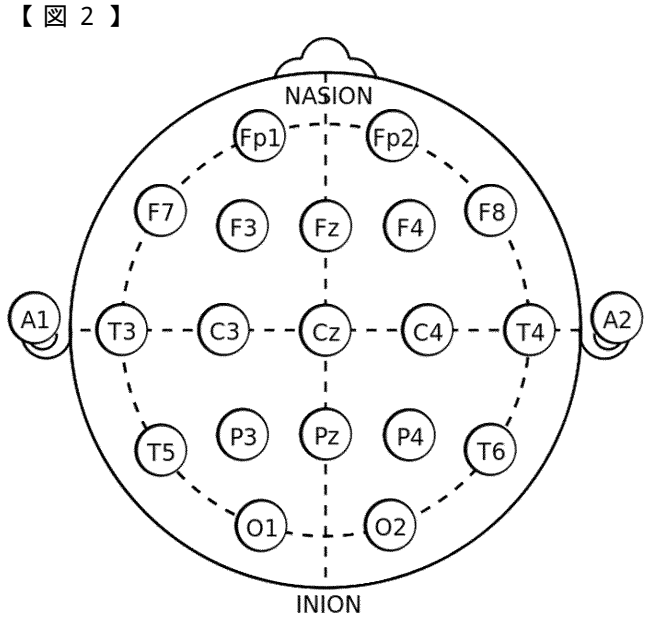
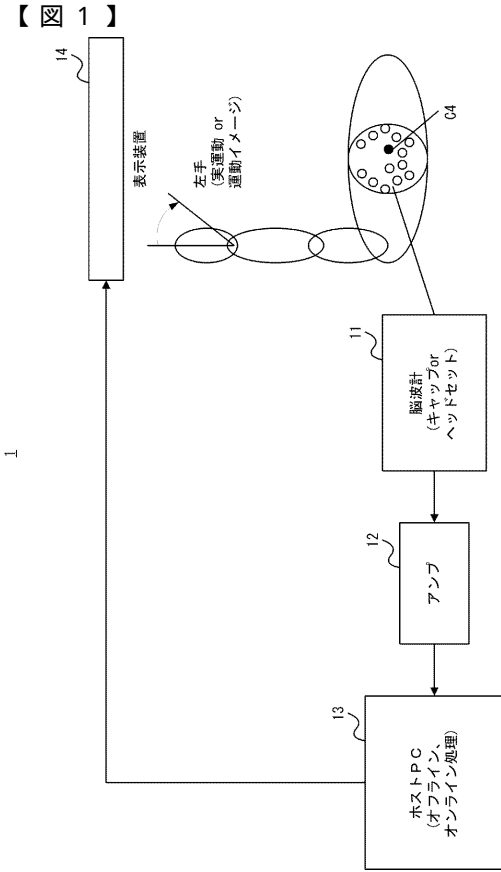
【 符号の説明 】

【 0 0 6 9 】

- 1 随意運動識別システム
- 2 リハビリ支援ロボット
 - 1 1 脳波計
 - 1 2 アンプ
 - 1 3 ホストコンピュータ
 - 1 4 表示装置
 - 2 1 前処理部
 - 2 2 A R モデル推定部
 - 2 3 識別部
 - 2 4 後処理部
 - 3 1 ターゲットコンピュータ
 - 3 2 グリップ
 - 3 3 ハンドル
 - 3 4 A C サーボモータ
 - 3 5 サーボアンプ

20

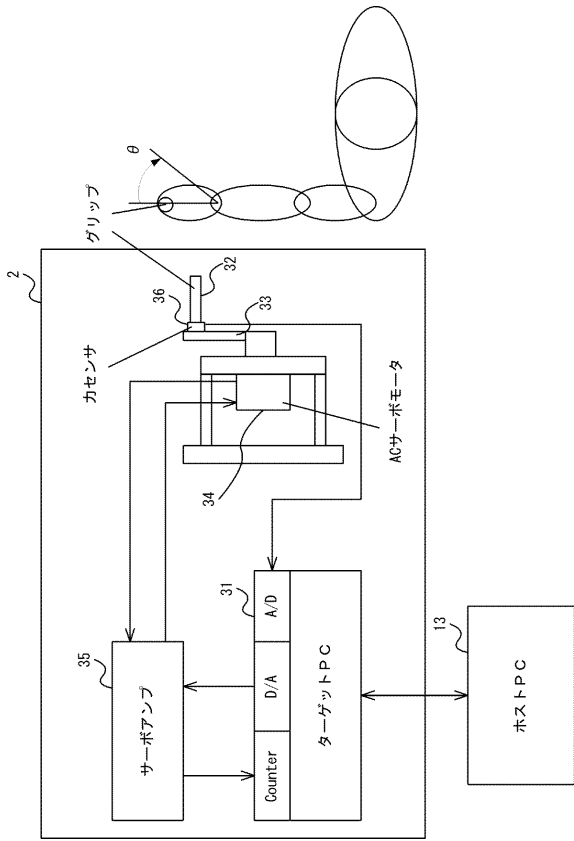
30



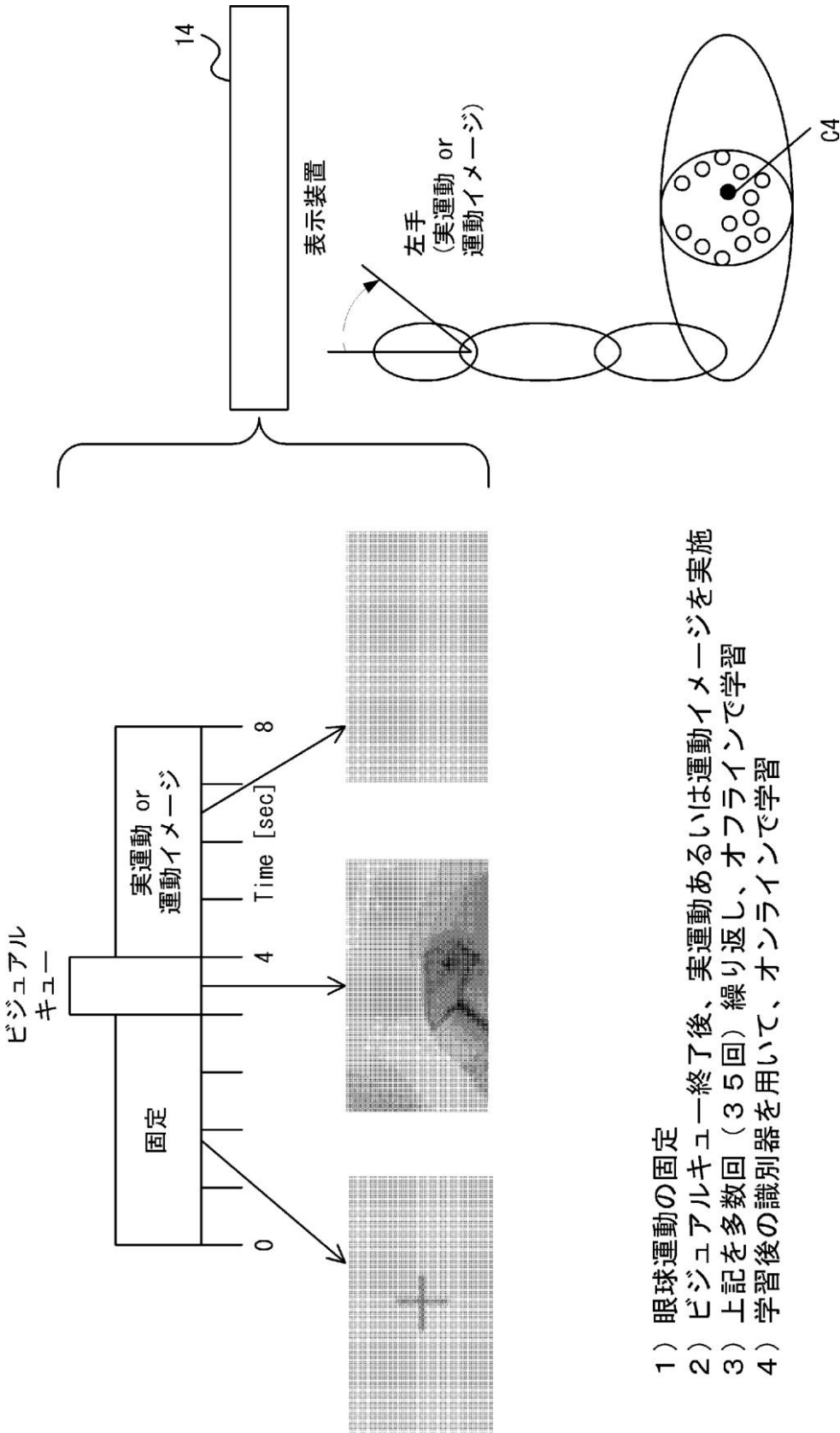
【図 7】
LDA、SVM識別器の識別性能の比較 (真陽性率、偽陽性率、偽陰性率、真陰性率、正解率、精度)

	Real Movement		Imagery Movement	
	LDA [%]	SVM [%]	LDA [%]	SVM [%]
True Positive Rate	94.14	88.75	84.95	79.71
False Negative Rate	5.86	11.25	15.05	20.27
False Positive Rate	24.74	18.83	18.93	17.92
True Negative Rate	75.26	81.17	81.07	82.08
Accuracy	84.70	84.96	83.01	80.90
Precision	79.19	82.50	81.77	81.64

【 図 8 】

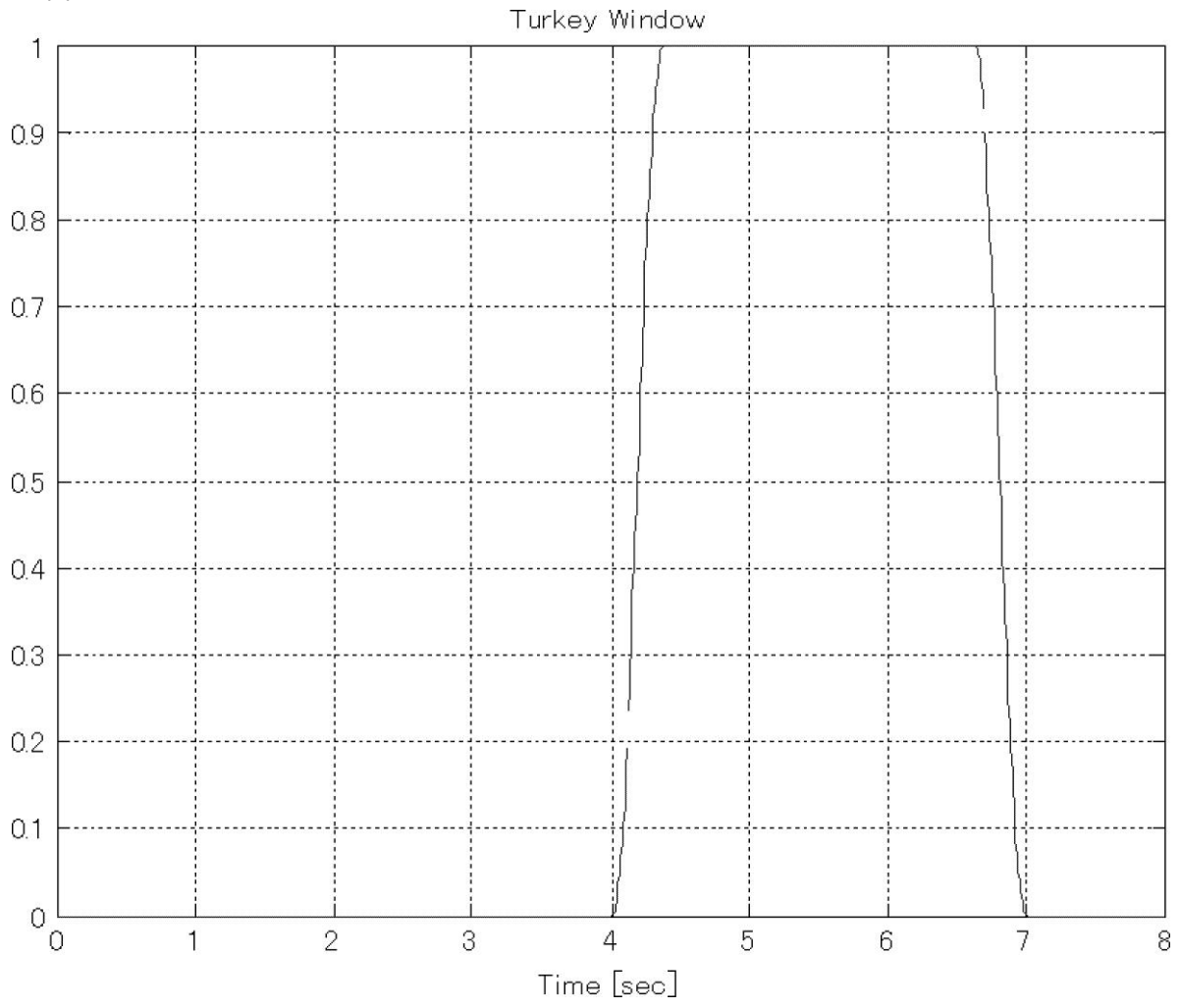


【 図 3 】

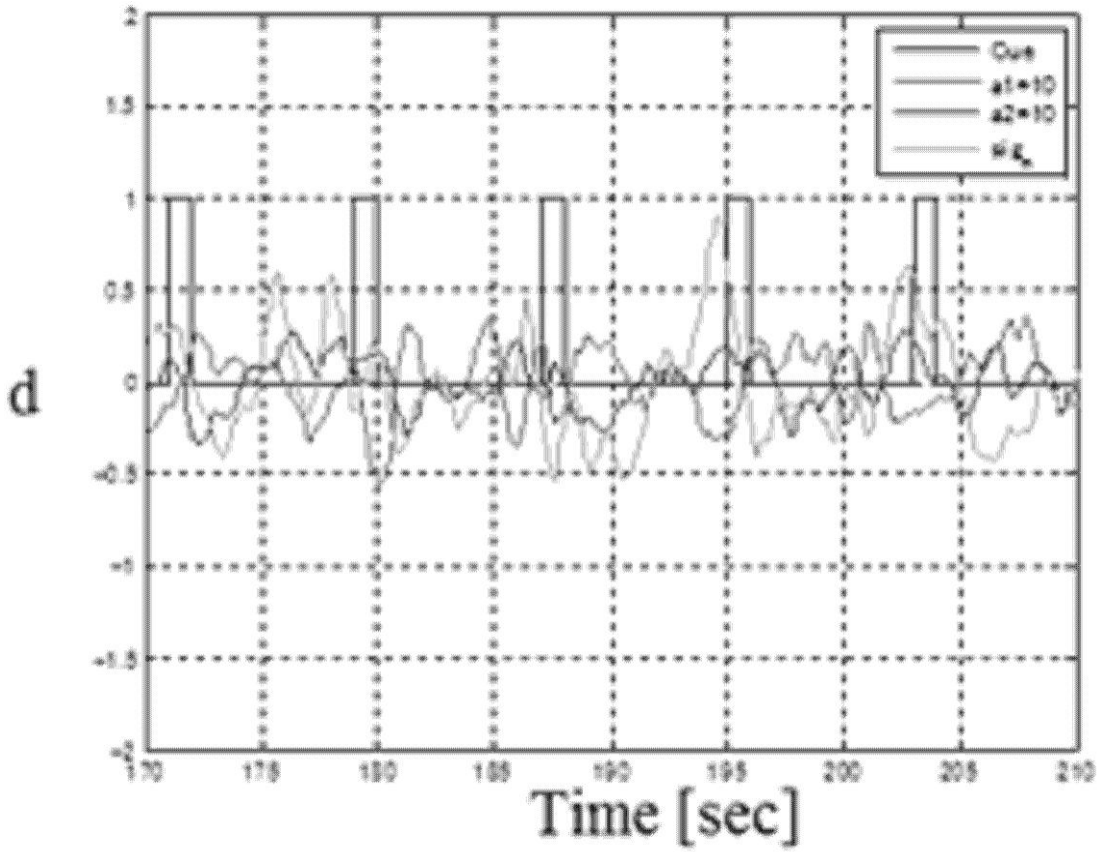


- 1) 眼球運動の固定
- 2) ビジュアルキュー終了後、実運動あるいは運動イメージを実施
- 3) 上記を多数回(35回)繰り返し、オフラインで学習
- 4) 学習後の識別器を用いて、オンラインで学習

【 図 5 】

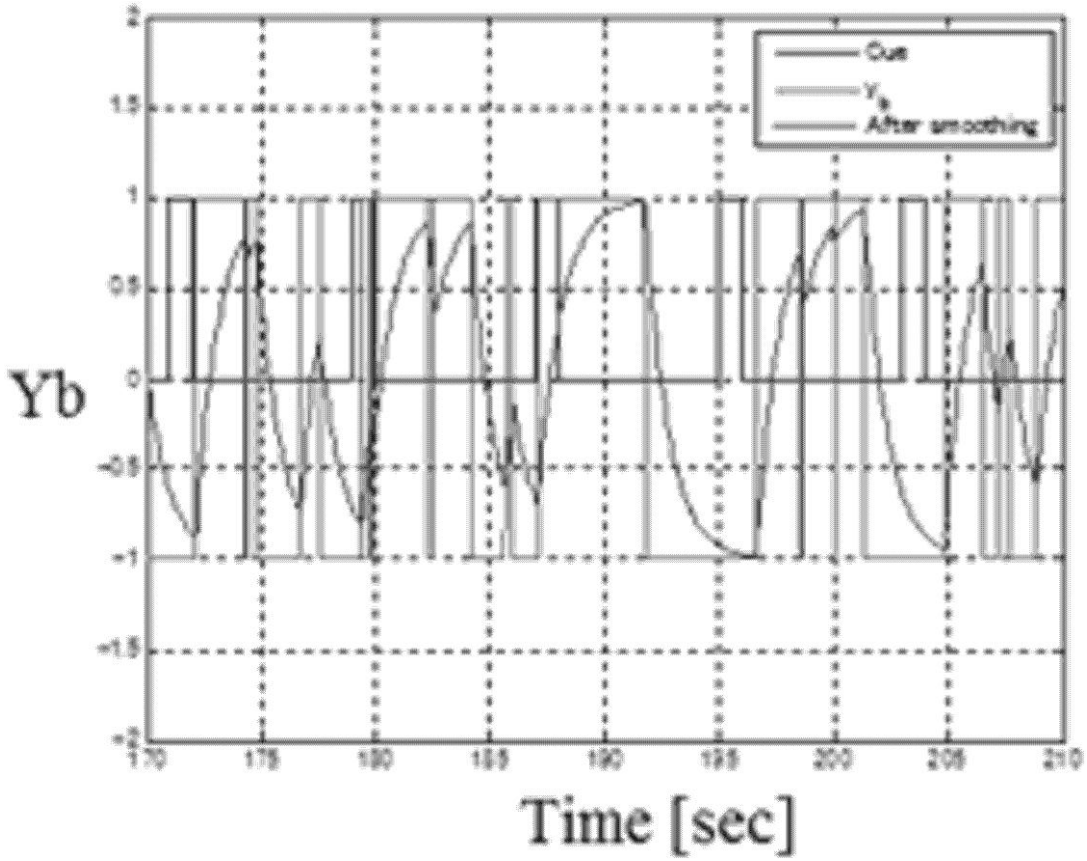


【 図 6 A 】



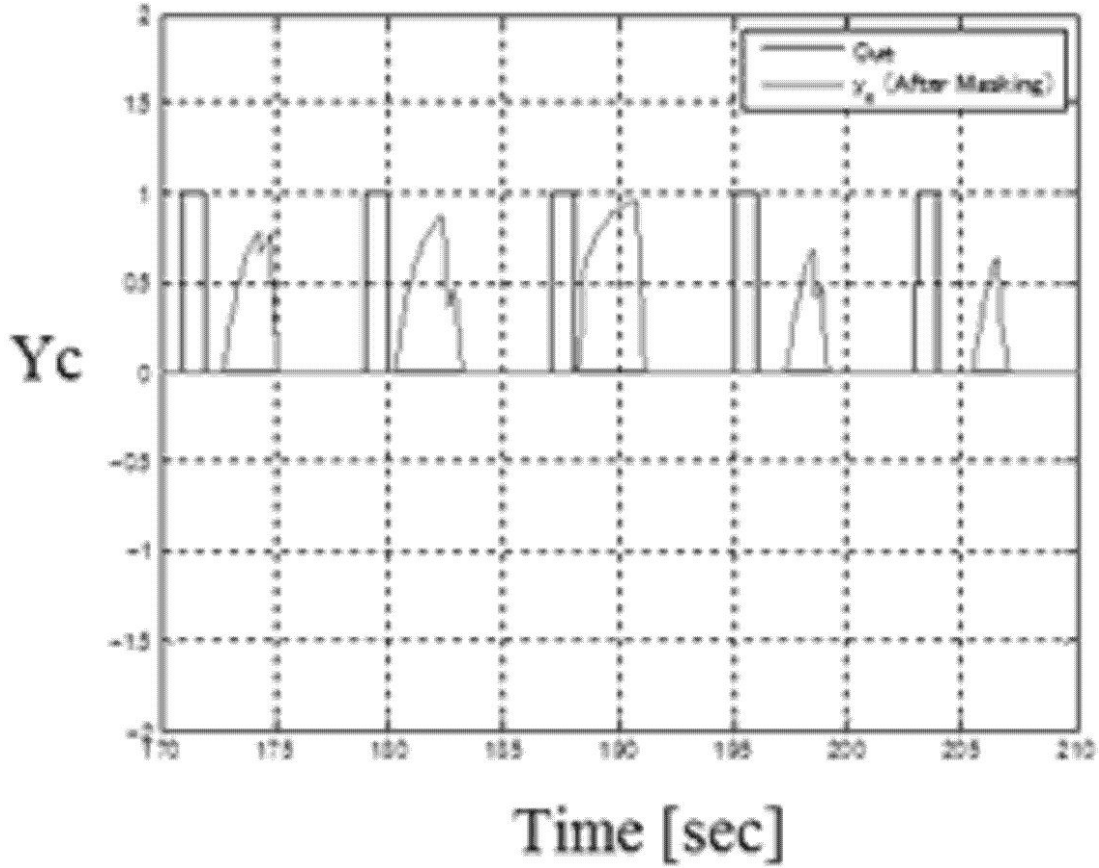
(a) Feature vector

【 図 6 B 】



(b) Binary output and smoothing

【 図 6 C 】



(c) Voluntary intention