(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

(43) 国際公開日
2010 年 5 月 6 日(06.05.2010)

PCT

(10) 国際公開番号
WO 2010/050113 A1

(51) 国際特許分類:
A61B 5/0476 (2006.01) *B60K 26/02* (2006.01)
A61G 5/04 (2006.01)

(21) 国際出願番号: PCT/JP2009/004749

(22) 国際出願日: 2009 年 9 月 18 日(18.09.2009)

(25) 国際出願の言語: 日本語

(26) 国際公開の言語: 日本語

(30) 優先権データ:
特願 2008-278348 2008 年 10 月 29 日(29.10.2008) JP

(71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): トヨタ自動車株式会社 **(TOYOTA JIDOSHA KABUSHIKI KAISHA)** [JP/JP]; 〒4718571 愛知県豊田市トヨタ町１番地 Aichi (JP).

(71) 出願人 (日本についてのみ): 株式会社豊田中央研究所 **(KABUSHIKI KAISHA TOYOTA CHUO KENKYUSHO)** [JP/JP]; 〒4801192 愛知県愛知郡長久手町大字長湫字横道４１番地の１ Aichi (JP).

(71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): 独立行政法人理化学研究所 **(RIKEN)** [JP/JP]; 〒3510198 埼玉県和光市広沢２番１号 Saitama (JP).

(72) 発明者; および

(75) 発明者/出願人 (米国についてのみ): 山田整 **(YAMADA, Hitoshi)** [JP/JP]; 〒4718571 愛知県豊田市トヨタ町１番地トヨタ自動車株式会社内 Aichi (JP). 高谷智哉 **(TAKATANI, Tomoya)** [JP/JP]; 〒4718571 愛知県豊田市トヨタ町１番地トヨタ自動車株式会社内 Aichi (JP). 江部和俊 **(EBE, Kazutoshi)** [JP/JP]; 〒4801192 愛知県愛知郡長久手町大字長湫字横道４１番地の１株式会社豊田中央研究所内 Aichi (JP). チホツキアンジェイ **(CICHOCKI, Andrzej)** [PL/JP]; 〒3510198 埼玉県和光市広沢２番１号独立行政法人理化学研究所内 Saitama (JP). チェキュワン **(CHOI, Kyuwan)** [KR/JP]; 〒3510198 埼玉県和光市広沢２番１号独立行政法人理化学研究所内 Saitama (JP).

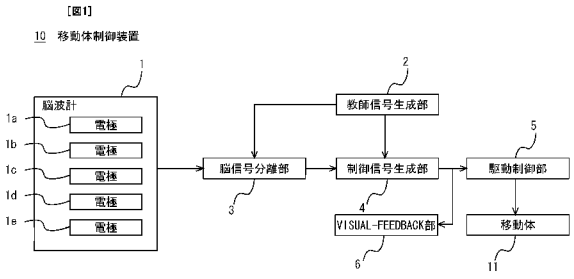
(74) 代理人: 家入健 **(IEIRI, Takeshi)**; 〒2210835 神奈川県横浜市神奈川区鶴屋町三丁目３３番８アサヒビルヂング１０階響国際特許事務所 Kanagawa (JP).

(81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW,

[続葉有]

(54) **Title**: MOBILE BODY CONTROL DEVICE AND MOBILE BODY CONTROL METHOD

(54) 発明の名称 : 移動体制御装置及び移動体制御方法



10 MOBILE BODY CONTROL DEVICE
1 ELECTROENCEPHALOGRAPH
1a ELECTRODE
1b ELECTRODE
1c ELECTRODE
1d ELECTRODE
1e ELECTRODE
2 TEACHER SIGNAL GENERATING UNIT
3 BRAIN SIGNAL SEPARATING UNIT
4 CONTROL SIGNAL GENERATING UNIT
5 DRIVING/CONTROLLING UNIT
6 VISUAL-FEEDBACK UNIT
11 MOBILE BODY

(57) **Abstract**: A mobile body control device includes a brain activity detecting unit for detecting information about the brain activity of the user, a brain signal separating unit for separating the artifact component from the detected information about the brain activity, a control signal generating unit for staggering by predetermined periods the sampling periods during which the brain data is extracted from the information about the brain activity excluding the artifact component while overlapping the sampling periods with each other, calculating a feature value of the brain data detected during the staggered sampling periods, and generating a control signal according to the calculated feature value, and a driving/controlling unit for driving/controlling the mobile body in/on which the user rides according to the generated control signal.

(57) 要約:

[続葉有]

WO 2010/050113 A1

MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

(84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:

— 国際調査報告（条約第 21 条(3)）

移動体制御装置は、ユーザの脳活動情報を検出する脳活動検出部と、脳活動検出部により検出された脳活動情報から、アーチファクト成分を分離する脳信号分離部と、アーチファクト成分が分離された脳活動情報において、脳データを抽出するためのサンプリング区間を、オーバーラップさせつつ所定間隔でスライドさせると共に、スライドさせた各サンプリング区間内の脳データに対する特徴量を夫々算出し、算出された特徴量に基づいて、制御信号を生成する制御信号生成部と、生成された制御信号に基づいて、ユーザが乗る移動体を駆動制御する駆動制御部と、を備える。

明　細　書

発明の名称 ： 移動体制御装置及び移動体制御方法

技術分野

[0001] 本発明は、ユーザを乗せて走行する移動体を駆動制御する移動体制御装置及び移動体制御方法に関し、より詳細には、ユーザの脳活動情報に基づいて、移動体を駆動制御する移動体制御装置及び移動体制御方法に関するものである。

背景技術

[0002] 近年、ユーザの脳活動情報を利用して移動体を操作する方法に関して、様々な制御方法が提案されている。この脳活動情報を利用した制御は、筋電位を利用した制御、ジョイスティック等の操作系を利用した制御等の従来制御では得難い、例えば、迅速さ、ユーザに負担をかけないインタフェース、四肢に障害を持つ人でも利用できるインタフェース等を提供できる利点を有している。

[0003] 一方、ユーザの脳波強度の変化パターンに基づいたユーザの注意度と、脳波強度分布および視線に基づいたユーザの視野内の注意領域と、に応じて電動車椅子を駆動制御する活動補助システムが知られている（例えば、特許文献１参照）。また、脳波で制御する電動車椅子に各種の障害物センサを装備し、ユーザの必要に応じて、障害物センサからのセンサ情報を利用することで、電動車椅子をより確実に制御する技術が開示されている（例えば、非特許文献１参照）。

先行技術文献

特許文献

[0004] 特許文献1：特開２００７－２０２８８２号公報

非特許文献

[0005] 非特許文献1：２００７ IEEE １０th International Conference (Adaptive Shared Control of a Brain-Actuated Simulated Wheelchair)

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0006] ところで、センサにより検出された脳活動情報は、一般に、信号／雑音比が小さいため、所望の脳活動情報を分離、抽出し、十分な精度で制御信号を生成することが困難となっている。一方で、上記特許文献１に示す活動補助システムにおいて、ユーザの注意度と、ユーザの視野内の注意領域と、に応じて電動車椅子を駆動制御しているが、その構成及び制御処理が複雑になっている。また、上記非特許文献１に開示された従来技術において、障害センサのセンサ情報を利用することで、より確実に電動車椅子を制御できると思われるが、電動車椅子の構成や制御処理が複雑となっている。

[0007] 本発明は、このような問題点を解決するためになされたものであり、制御処理を簡素化しつつ、高精度な制御が実現できる移動体制御装置及び移動体制御方法を提供することを主たる目的とする。

課題を解決するための手段

[0008] 上記目的を達成するための本発明の一態様は、ユーザの脳活動情報を検出する脳活動検出部と、前記脳活動検出部により検出された前記脳活動情報から、アーチファクト成分を分離する脳信号分離部と、前記脳信号分離部により前記アーチファクト成分が分離された前記脳活動情報において、脳データを抽出するためのサンプリング区間を、オーバーラップさせつつ所定間隔でスライドさせると共に、該スライドさせた各サンプリング区間内の前記脳データに対する特徴量を夫々算出し、該算出された特徴量に基づいて、制御信号を生成する制御信号生成部と、前記制御信号生成部により生成された前記制御信号に基づいて、ユーザが乗る移動体を駆動制御する駆動制御部と、を備える、ことを特徴とする移動体制御装置である。この一態様によれば、制御処理を簡素化しつつ、高精度な制御が実現できる。

[0009] この一態様において、教師信号を生成する教師信号生成部を更に備え、前記脳信号分離部は、前記教師信号生成部により生成された前記教師信号を用いて、学習を行い、ユーザに応じた前記アーチファクト成分を分離してもよ

い。

[0010] この一態様において、教師信号を生成する教師信号生成部を更に備え、前記制御信号生成部は、前記教師信号生成部により生成された前記教師信号を用いて、前記特徴量と前記制御信号との対応関係を算出し、前記特徴量と、前記算出した対応関係に基づいて、前記制御信号を生成してもよい。

[0011] この一態様において、ユーザの筋電位を検出する筋電位検出部と、前記筋電位検出部により検出された前記筋電位に基づいて、前記移動体を停止させるか否かを判断する停止判断部と、を更に備え、前記停止判断部により前記移動体を停止させると判断されたとき、前記駆動制御部は、前記移動体を停止させる制御を行ってもよい。

[0012] この一態様において、前記駆動制御部は、前記制御信号生成部から同一の前記制御信号を、所定回数以上連続して受信したとき、該制御信号に対応する制御を実行してもよい。

[0013] この一態様において、前記制御信号生成部は、前記算出された特徴量と、予め設定された前記特徴量と制御信号との対応関係と、に基づいて、前記特徴量に対応する制御信号を連続的に生成する信号生成部と、前記信号生成部により連続的に生成される制御信号を、連続する所定個数からなる制御信号のグループに分けて、各グループの中から少なくとも１つの制御信号を選択し、前記駆動制御部に対して出力する信号選択部と、を有していてもよい。

[0014] この一態様において、前記信号選択部は、グループ毎に、各グループの中で最も多い種類の制御信号を選択し、前記駆動制御部に対して出力してもよい。

[0015] この一態様において、前記信号選択部は、現在の制御信号と連続する過去の制御信号とからなる前記グループを構成してもよい。

この一態様において、前記制御信号生成部は、前記筋電位検出部により検出された前記筋電位に基づいて、制御信号を生成し、前記駆動制御部は、前記筋電位に基づいて生成された制御信号と、前記脳活動情報に基づいて生成された制御信号と、を比較し相違する場合に、前記筋電位に基づいて生成さ

れた制御信号に基づいて前記移動体を駆動制御する、若しくは停止させてもよい。

[0016] また、この一態様は、ユーザの筋電位を検出する筋電位検出部をさらに有してもよい。また、前記制御信号生成部は、前記筋電位検出手段により検出された前記筋電位に基づいて前記制御信号を生成可能に構成されてもよい。さらに、前記制御信号生成部は、前記脳活動情報に基づく制御内容と前記筋電位に基づく制御内容とが相違する場合に、前記筋電位に基づく制御内容を示す前記制御信号を前記駆動制御部に供給するとよい。

[0017] また、この一態様において、前記制御信号生成部は、前記特徴量を用いた判定を逐次行い、逐次行った複数の判定結果に対する多数決によって１の制御内容を決定してもよい。そして、前記制御信号生成部は、前記多数決により決定された制御内容を示す前記制御信号を前記駆動制御部に供給するとよい。

[0018] また、この一態様において、脳活動検出部は、少なくとも３つのセンサグループを含んでもよい。ここで、前記少なくとも３つのセンサグループの各々は、ユーザの脳波信号を検出する少なくとも１つセンサを含む。この場合、前記制御信号生成部は、各センサグループによって検出される脳活動情報に基づく制御内容が相違する場合に、多数決により１の制御内容を決定し、前記多数決により決定された制御内容を示す前記制御信号を前記駆動制御部に供給するとよい。またさらに、この一態様において、前記制御信号生成手段により生成された前記制御信号に基づいて、制御結果をユーザに知覚させる知覚化手段を更に備えていてもよく、前記知覚化手段は、前記制御結果を視覚化するＶＩＳＵＡＬ-ＦＥＥＤＢＡＣＫ部であってもよい。

[0019] 他方、上記目的を達成するための本発明の他の一態様は、ユーザの脳活動情報を検出する脳活動検出工程と、前記脳活動検出工程で検出された前記脳活動情報から、アーチファクト成分を分離する脳信号分離工程と、前記脳信号分離工程で前記アーチファクト成分が分離された前記脳活動情報において、脳データを抽出するためのサンプリング区間を、オーバーラップさせつつ

所定間隔でスライドさせると共に、該スライドさせた各サンプリング区間内の前記脳データに対する特徴量を夫々算出する特徴量算出工程と、前記特徴量算出工程で算出された前記特徴量に基づいて、制御信号を生成する制御信号生成工程と、前記制御信号生成工程で生成された前記制御信号に基づいて、ユーザが乗る移動体を駆動制御する駆動制御工程と、を含む、ことを特徴とする移動体制御方法であってもよい。

発明の効果

[0020] 本発明によれば、移動体制御装置及び移動体制御方法における制御処理を簡素化しつつ、高精度な制御を実現できる。

図面の簡単な説明

[0021] [図1]本発明の第１実施形態に係る移動体制御装置のシステム構成の一例を示すブロック図である。

[図2]ユーザの頭部を上方から見た図であり、頭部に配置された５つの電極を示す図である。

[図3A]各脳波信号におけるサンプリング区間を微小の等間隔で分割した脳データの一例を示す図である。

[図3B]各脳波信号Ｘにおいて、サンプリング区間をオーバーラップさせつつ所定の微小時間でスライドさせた状態の一例を示す図である。

[図4]本発明の第１実施形態に係る移動体制御装置の制御処理フローの一例を示すフローチャートである。

[図5]本発明の第２実施形態に係る移動体制御装置のシステム構成の一例を示すブロック図である。

[図6]本発明の第３実施形態に係る移動体制御装置のシステム構成の一例を示すブロック図である。

[図7]本発明の第３実施形態に係る制御信号生成部の信号選択部による選択方法の一例を示す図である。

[図8]本発明の第４実施形態に係る移動体制御装置のシステム構成の一例を示すブロック図である。

[図9]本発明の第５実施形態に係る移動体制御装置のシステム構成の一例を示すブロック図である。

発明を実施するための形態

[0022] 以下、本発明を実施するための最良の形態について、添付図面を参照しながら実施形態を挙げて説明する。

[0023] （第１実施形態）

図１は、本発明の第１実施形態に係る移動体制御装置のシステム構成の一例を示すブロック図である。第１実施形態に係る移動体制御装置１０は、ユーザを乗せて移動する移動体（例えば、電動車椅子等）１１の駆動を制御するものである。移動体制御装置１０は、脳波計１と、教師信号生成部２と、脳信号分離部３と、制御信号生成部４と、駆動制御部５と、ＶＩＳＵＡＬ-ＦＥＥＤＢＡＣＫ部６と、を備えている。

[0024] なお、移動体制御装置１０は、主要なハードウェア構成として、制御処理、演算処理等と行うＣＰＵ（Central Processing Unit）と、ＣＰＵによって実行される制御プログラム、演算プログラム等が記憶されたＲＯＭ（Read Only Memory）と、処理データ等を一時的に記憶するＲＡＭ（Random Access Memory）と、を有するマイクロコンピュータを中心にして構成されている。また、脳信号分離部３、制御信号生成部４、駆動制御部５、ＶＩＳＵＡＬ-ＦＥＥＤＢＡＣＫ部６及び後述の停止判断部２２は、例えば、上記ＲＯＭに格納され、上記ＣＰＵによって実行させるソフトウェアによって実現されている。

[0025] 脳波計（脳活動検出部）１は、例えば、ユーザの頭部に配置された５つの電極１ａ、１ｂ、１ｃ、１ｄ、１ｅを有しており（図２）、ユーザの頭部における一次運動野周辺の脳活動情報を計測し、検出する。また、各電極１ａ～１ｅは、脳活動情報であるθ波（４～８Ｈｚ）、α波（８～１２Ｈｚ）、β波（１２～４０Ｈｚ）、等の脳波信号を検出することができる。脳波計１の各電極１ａ～１ｅは、計測したユーザの脳波信号Ｘ１（ｔ）、Ｘ２（ｔ）、Ｘ３（ｔ）、Ｘ４（ｔ）、Ｘ５（ｔ）（ｔは時間を示す）を、脳信号分離部３

に対して夫々出力する。

[0026] 教師信号生成部２は、後述の如く、脳信号分離部３及び制御信号生成部４に対する教師信号を生成する。教師信号生成部２は、ユーザの頭部の姿勢値（ロール角、ピッチ角、ヨー角等）を検出できるジャイロセンサや加速度センサ等の姿勢センサを有している。教師信号生成部２は、姿勢センサにより検出されたユーザの姿勢値に基づいて、教師信号を生成する。

[0027] 脳信号分離部３は、まず、脳波計１の各電極１ａ～１ｅからの脳波信号を増幅し、デジタル信号に変換する。さらに、脳信号分離部３は、増幅され、デジタル化された各脳波信号から、ブラインド信号分離アルゴリズムを用いて、アーチファクト（artifact）成分の分離、除去を行うフィルタの適応処理を実行する。これにより、脳活動以外の心臓、目の筋肉等が誘発するノイズ信号（アーチファクト）を、脳波信号から除去することで、脳波信号／雑音比を上げることができ、高精度な脳波信号を検出することができる。なお、ブラインド信号分離アルゴリズムは、ＡＭＵＳＥ法に基づいた周知の信号分離アルゴリズムであるため、詳細な説明は省略する。

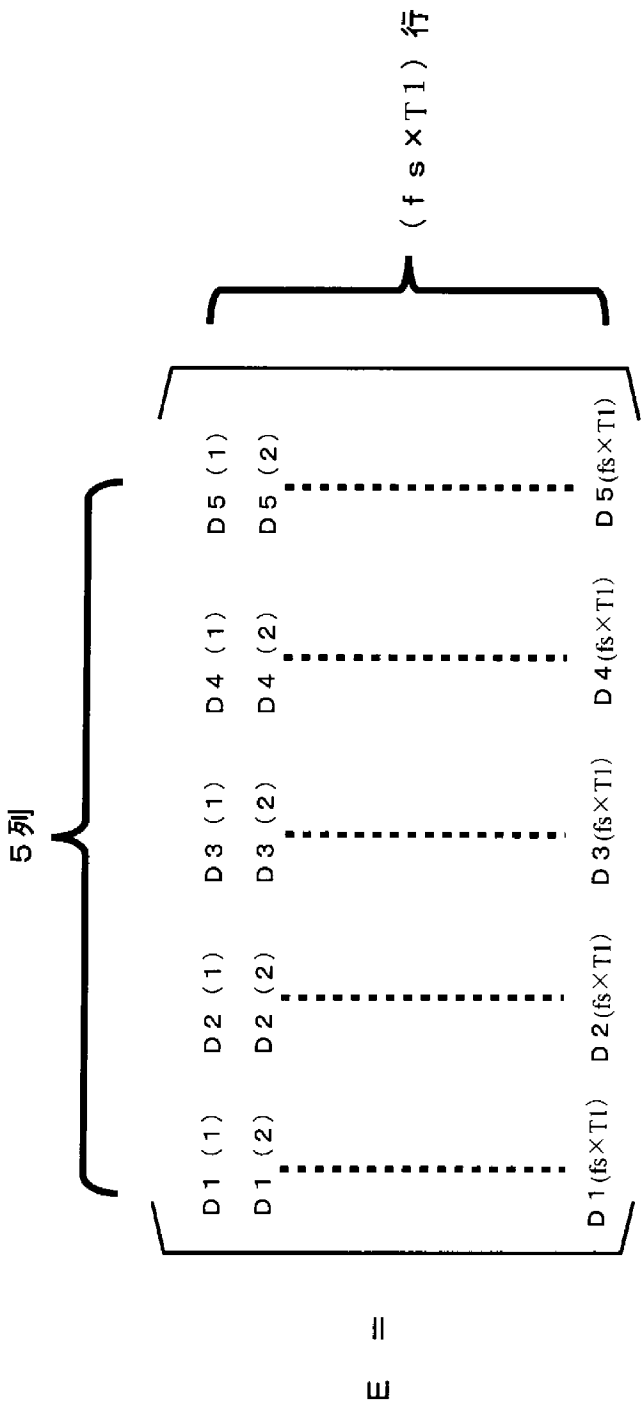
[0028] また、脳信号分離部３は、予め、教師信号生成部２から入力された教師信号に基づいて、移動体１１に乗るユーザの脳波信号に含まれるアーチファクト成分を、ニューラルネットワーク等の学習アルゴリズムを用いて学習し、各ユーザに最適なフィルタを構築してもよい。これにより、各ユーザの特性に応じて、アーチファクト成分を脳波信号から高精度に分離することができる。脳信号分離部３は、アーチファクト成分が分離された脳波信号を、制御信号生成部４に対して出力する。

[0029] 制御信号生成部４は、脳信号分離部３からの脳波信号に基づいて、移動体１１を駆動制御（例えば、前進制御、後進制御、右旋回制御、左旋回制御等）するための制御信号（例えば、前進信号、後進信号、右旋回信号、左旋回信号等）を生成する。

[0030] 制御信号生成部４は、短時間の時間系列からなる脳波信号Ｘ１（ｔ）、Ｘ２（ｔ）、Ｘ３（ｔ）、Ｘ４（ｔ）、Ｘ５（ｔ）に基づいて、ＣＳＰ法（Com

mom Spatial Patterns Method）により特徴量ｆｐを連続的に算出する。そして、制御信号生成部４は、算出した特徴量ｆｐに基づいて、制御信号を連続的に生成する。

[0031] 制御信号生成部４は、まず、図３Ａに示すように、各脳波信号Ｘｎ（ｔ）（ｎ＝１～５）において、区間Ｔ１となるフレームを設定し、その区間Ｔ１内にあるｆｓ×Ｔ１点（ｆｓ：サンプリング周波数）の脳波信号の値（脳データ）Ｄｎ（１）～Ｄｎ（ｆｓ×Ｔ１）を算出する。上述のように、制御信号生成部４は、脳波計１の各電極１ａ～１ｅからの脳波信号Ｘ１（ｔ）、Ｘ２（ｔ）、Ｘ３（ｔ）、Ｘ４（ｔ）、Ｘ５（ｔ）から、夫々、脳データＤ１（１）～Ｄ１（ｆｓ×Ｔ１）、Ｄ２（１）～Ｄ２（ｆｓ×Ｔ１）、Ｄ３（１）～Ｄ３（ｆｓ×Ｔ１）、Ｄ４（１）～Ｄ４（ｆｓ×Ｔ１）、Ｄ５（１）～Ｄ５（ｆｓ×Ｔ１）、を夫々抽出する。そして、制御信号生成部４は、抽出した脳データに基づいて、５（電極の数）×ｆｓ×Ｔ１（サンプリング区間Ｔ１内の脳データの数）からなる行列Ｅを生成する。



[0032] さらに、制御信号生成部４は、生成した行列Ｅ及び予め周期のＣＳＰ法によって得られたフィルタＷ１、Ｗ２に基づいて下記（１）式により、特徴量ｆｐを算出する。

$$fp = \frac{var\ (Zp)}{\sum_{i=1}^{2} var\ (Zt)} = \frac{var\ (WpE)}{\sum_{i=1}^{2} var\ (WiE)} \qquad (1)\ 式$$

[0033] なお、上記ｖａｒ（Ｚｐ）は、データ列Ｚｐの分散である。

[0034] また、制御信号生成部４は、所定の微小時間Ｔ２（例えば、Ｔ２＝１２５ｍｓ）毎に、特徴量ｆｐを連続的に算出する。すなわち、制御信号生成部４は、図３Ｂに示すように、各脳波信号Ｘｎ（ｔ）において、サンプリング区間Ｔ１をオーバーラップさせつつ所定の微小時間（所定間隔）Ｔ２でスライドさせて行列Ｅを連続的に生成し、特徴量ｆｐを連続的に算出する。

[0035] 制御信号生成部４は、算出した特徴量ｆｐに基づいて、線形ＳＶＭ（Support Vector Machine）等の学習機能付き信号処理を行い、制御信号を生成する。また、制御信号生成部４は、予め初期設定時に、教師信号生成部２から入力された教師信号を用いて、線形ＳＶＭによる学習を行い、特徴量ｆｐと制御信号（例えば、前進信号、後進信号、右旋回信号、左旋回信号、加速信号、減速信号、停止信号等）との対応関係を算出する。

[0036] なお、ユーザの脳活動状態の変化等に起因して、上記対応関係の精度が劣化した場合に、制御信号生成部４は、自動的に又はユーザ操作に応じて、オンライン状態で上記線形ＳＶＭによる学習を再度実行してもよい。制御信号生成部４は、算出された特徴量ｆｐと、上記特徴量ｆｐと制御信号との対応関係と、に基づいて、特徴量ｆｐに対応する制御信号を連続的に生成し、生成した制御信号を逐次、駆動制御部５及びＶＩＳＵＡＬ－ＦＥＥＤＢＡＣＫ部６に対して出力する。

[0037] 駆動制御部５は、制御信号生成部４からの連続的な制御信号に応じて、移動体１１の駆動制御を逐次実行する。駆動制御部５は、例えば、制御信号生成部４からの前進信号、後進信号、右旋回信号、左旋回信号、加速信号、減速信号、および停止信号に応じて、夫々、移動体１１の前進制御、後進制御、右旋回制御、左旋回制御、加速制御、減速制御、および停止制御を実行す

る。

[0038] 駆動制御部５は、例えば、電動車椅子の左右の駆動輪を駆動する左右のモータを夫々制御することで、電動車椅子の前進制御、後進制御、右旋回制御、左旋回制御、加速制御、減速制御、および停止制御を実行することができる。

[0039] このように、駆動制御部５は、制御信号生成部４から短時間で連続的に出力される制御信号に応じて、移動体１１の駆動制御をリアルタイムで実行する。これにより、高精度かつスムーズな移動体１１の駆動制御が高速で実現できる。

[0040] また、ＶＩＳＵＡＬ-ＦＥＥＤＢＡＣＫ部６は、制御信号生成部４からの連続的な制御信号に応じて、制御結果を視覚的にユーザに提示する。ＶＩＳＵＡＬ-ＦＥＥＤＢＡＣＫ部６は、例えば、右旋回、左旋回、前進、後進を、右矢印、左矢印、上矢印、下矢印で夫々表現する。

[0041] 次に、第１実施形態に係る移動体制御装置１０による移動体制御方法について、詳細に説明する。図４は、第１実施形態に係る移動体制御装置の制御処理フローの一例を示すフローチャートである。

[0042] 脳波計１の各電極１ａ～１ｅは、ユーザの脳波を検出し（脳活動検出工程）（ステップＳ１００）、検出したユーザの脳波信号を脳信号分離部３に対して出力する。

[0043] 次に、脳信号分離部３は、脳波計１の各電極１ａ～１ｅからの脳波信号から、ブラインド信号分離アルゴリズムを用いて、アーチファクト成分の分離、除去を行うフィルタの適応処理を実行する（脳信号分離工程）（ステップＳ１０１）。脳信号分離部３は、アーチファクト成分が分離された脳波信号を、制御信号生成部４に対して出力する。

[0044] その後、制御信号生成部４は、短時間の時間系列からなる脳波信号に基づいて、空間フィルタ法により特徴量ｆｐ（ｐ＝１、２）を連続的に算出する（特徴量算出工程）（ステップＳ１０２）。そして、制御信号生成部４は、算出した特徴量ｆｐに基づいて判別を行い、制御信号を連続的に生成し（制

御信号生成工程）（ステップＳ１０３）、生成した制御信号を逐次、駆動制御部５に対して出力する。

[0045] 駆動制御部５は、制御信号生成部４からの連続的な制御信号に応じて、移動体１１の駆動制御を行う（駆動制御工程）（ステップＳ１０４）。

[0046] 以上、第１実施形態に係る移動体制御装置１０において、制御信号生成部４は、各脳波信号Ｘｎ（ｔ）において、サンプリング区間Ｔ１をオーバーラップさせつつ所定の微小時間Ｔ２でスライドさせて行列Ｅを連続的に生成し、特徴量ｆｐを連続的に算出する。そして、駆動制御部５は、制御信号生成部４から短時間かつ連続的に出力される制御信号に応じて、移動体１１の駆動制御をリアルタイムで実行する。これにより、サンプリング区間Ｔ１で区切られた脳波信号における制御判別を、オーバーラップさせつつ所定の微小時間Ｔ２で連続的に繰り返し、その短時間かつ連続した制御判別結果の総合でマクロ的な移動体１１の動作を制御することができる。したがって、高精度かつスムーズな移動体１１の駆動制御が高速（リアルタイム）で実現できる。

[0047] さらに、上述の如く、各脳波信号Ｘｎ（ｔ）において、サンプリング区間Ｔ１をオーバーラップさせつつ所定の微小時間Ｔ２でスライドさせて、特徴量ｆｐを連続的に算出し、対応する制御信号を生成するだけの簡易な制御処理で、高精度かつスムーズな移動体１１の駆動制御が高速で実現できる。すなわち、移動体制御装置１０及び移動体制御方法における制御処理を簡素化しつつ、高精度な制御が実現できる。

[0048] （第２実施形態）

図５は、本発明の第２実施形態に係る移動体制御装置のシステム構成の一例を示すブロック図である。第２実施形態に係る移動体制御装置２０は、第１実施形態に係る移動体制御装置１０の構成要素に加えて、更に、筋電位検出部２１と、停止判断部２２と、を備えている。

[0049] 筋電位検出部２１は、乾式の表面電極、湿式の表面電極、銀・塩化銀皿電極などの筋電センサを単数又は複数有している。各筋電センサは、例えば、

ユーザが咄嗟に動作させることができる頬、首等の部位に取付けられており、ユーザの筋電位を容易かつ確実に検出することができる。筋電位検出部２１の各筋電センサは、検出した筋電位を筋電位信号として停止判断部２２に対して出力する。

[0050] 停止判断部２２は、筋電位検出部２１からの筋電位信号に基づいて、移動体１１を停止させるか否かを判断する。また、停止判断部２２は、移動体１１を停止させると判断したとき、停止信号を駆動制御部５に対して出力する。駆動制御部５は、停止判断部２２からの停止信号を受信すると、移動体１１の停止制御を実行する。

[0051] 例えば、停止判断部２２は、筋電位検出部２１の筋電センサから出力される筋電位信号が所定値以上となり、ユーザの緊急時の頬（又は首等）の動きであると判断したとき、停止信号を駆動制御部５に対して出力する。駆動制御部５は、停止判断部２２から停止信号を受信すると、移動体１１を緊急停止させる停止制御を実行する。

[0052] 第２実施形態に係る移動体制御装置２０において、他の構成は、第１実施形態に係る移動体制御装置１０と略同一である。したがって、第２実施形態に係る移動体制御装置２０において、同一部分には同一符号を付して、詳細な説明は省略する。

[0053] 以上、第２実施形態に係る移動体制御装置２０において、停止判断部２２は、筋電位検出部２１の筋電センサからの筋電位信号に基づいて、移動体１１を停止させると判断したとき、停止信号を駆動制御部５に対して出力する。そして、駆動制御部５は、停止判断部２２からの停止信号を受信すると、移動体１１の停止制御を実行する。これにより、移動体１１を停止させる際におけるユーザの自然な反応で、移動体１１を確実に停止させることができる。

[0054] （第３実施形態）

図６は、本発明の第３実施形態に係る移動体制御装置のシステム構成の一例を示すブロック図である。第３実施形態に係る移動体制御装置３０におい

て、制御信号生成部３４は、算出された特徴量ｆｐと、上記特徴量ｆｐと制御信号との対応関係と、に基づいて、特徴量ｆｐに対応する制御信号を連続的に生成する信号生成部３４ａと、信号生成部３４ａにより連続的に生成される制御信号を、連続する所定個数（例えば、３個）からなる制御信号のグループに分けて、グループ毎に、各グループの中で最も多い種類の制御信号を選択する信号選択部３４ｂと、を有している。

[0055] ここで、信号選択部３４ｂは、現在の制御信号と連続する過去の制御信号とからなるグループを構成する。例えば、信号選択部３４ｂは、現在の制御信号と、その制御信号よりも１つ前及び２つ前に生成した制御信号とを１つのグループとしているが、これに限らず、例えば、現在の制御信号と、その制御信号よりも１つ前、２つ前、及び３つ前に生成した制御信号とを１つのグループとして構成してもよく、任意のグループ構成が適用可能である。なお、グループを構成する制御信号の数を増加させると、生成される制御信号の精度が増し、移動体１１のより安定的な動作が可能となる。また、信号選択部３４ｂは、各グループから１つの制御信号を選択しているが、これに限らず、複数の制御信号を選択してもよい。信号選択部３４ｂは、選択した制御信号を逐次、駆動制御部５及びＶＩＳＵＡＬ－ＦＥＥＤＢＡＣＫ部６に対して出力する。

[0056] 例えば、信号生成部３４ａが、「左旋回、前進、左旋回、左旋回、左旋回、前進、前進」として、制御信号を連続的に生成する場合を想定する。この場合、信号選択部３４ｂは、図７に示すように、信号生成部３４ａにより生成される連続的な制御信号を、グループ１（左旋回、前進、左旋回）、グループ２（前進、左旋回、左旋回）、グループ３（左旋回、左旋回、左旋回）グループ４、（左旋回、左旋回、前進）、グループ５（左旋回、前進、前進）、・・・としたグループに分ける。そして、信号選択部３４ｂは、グループ毎に、各グループの中で最も多い種類の制御信号「左旋回、左旋回、左旋回、左旋回、前進」を夫々選択し、逐次、駆動制御部５及びＶＩＳＵＡＬ－ＦＥＥＤＢＡＣＫ部６に対して出力する。

[0057] このようにして、第３実施形態に係る移動体制御装置３０によれば、制御信号生成部３４により生成される制御信号の精度を向上させ、移動体１１をより安定的に動作させることが可能となる。例えば、移動体１１の操作における未熟練者は、移動体１１の動作を的確に想像できないことがあるため脳波信号が乱れることがあるが、この場合でも、第３実施形態に係る移動体制御装置３０は、この脳波の乱れを補正し、移動体１１をより的確に動作させることができる。なお、ユーザの本来の意思と異なる動作を示す脳波の乱れは、動作の切り替え前などにおいて瞬間的に現れることから、上述した多数決の論理に基づいて制御内容を決定することが有効である。しかしながら、上述した信号選択部３４ｂは、各グループの中で最も多い種類の制御信号を多数決の論理により選択ことに代えて、例えば、時間平均、中央値、統計値等により制御信号を選択してもよい。

[0058] なお、第３実施形態に係る移動体制御装置３０において、他の構成は、第１実施形態に係る移動体制御装置１０と略同一である。したがって、第３実施形態に係る移動体制御装置３０において、同一部分には同一符号を付して、詳細な説明は省略する。

[0059] （第４実施形態）

上述した第２実施形態では、筋電位の検出結果を用いて移動体１１の停止制御を行う例を示した。しかしながら、筋電位の利用は、停止制御に限られない。本実施形態では、脳活動情報に基づく移動体１１の制御と筋電位に基づく移動体１１の制御を統合した具体例について説明する。

[0060] 図８は、本発明の第４実施形態に係る移動体制御装置４０のシステム構成の一例を示すブロック図である。第４実施形態に係る移動体制御装置４０は、第１実施形態に係る移動体制御装置１０の構成要素に加えて、更に、筋電位検出部４１を有する。筋電位検出部４１は、上述した筋電位検出部２１と同様に、ユーザの筋電位の変動を示す筋電位信号を生成する。なお、筋電位検出部４１の構成は、筋電位検出部２１と同様とすればよい。生成された筋電位信号は、制御信号生成部４に供給される。

[0061] 本実施の形態における制御信号生成部４は、脳信号分離部３から供給される脳波信号と、筋電位検出部４１から供給される筋電位信号とを複合的に用いて、駆動信号生成部５に供給する制御信号を生成する。具体的に述べると、制御信号生成部４は、脳波信号つまり脳活動情報に基づく制御内容と、筋電位信号つまり筋電位に基づく制御内容とを比較し、これらが競合する場合、筋電位に基づく制御内容を表す制御信号を生成する。つまり、脳活動情報よりも筋電位を優先的に利用して移動体１１の動作を制御する。例えば、脳活動情報が前進を示し、筋電位が停止を示す場合、制御信号生成部４は、移動体１１に停止動作を行わせるための制御信号を生成する。また、例えば、脳活動情報が直進を示し、筋電位が左右いずれかへの旋回を示す場合、制御信号生成部４は、移動体１１に旋回動作を行わせるための制御信号を生成する。

[0062] 本実施形態によれば、移動体１１をより安全に駆動制御することができる。なお、本実施形態に係る移動体制御装置４０において、他の構成は、第１実施形態に係る移動体制御装置１０と略同一である。したがって、第４実施形態に係る移動体制御装置４０において、同一部分には同一符号を付して、詳細な説明は省略する。

[0063] （第５実施形態）

上述した第２実施形態では、脳波計によって得られる脳波信号の出力をサンプリングし、各サンプルによって表わされる制御内容に対して時間方向での多数決評定を行う例を示した。本実施の形態では、脳波計が有する複数のセンサ（例えば電極）を３つ以上のセンサグループ（例えば電極グループ）に分け、各センサグループの同時刻の出力によって表わされる制御内容が互いに相違する場合に、多数決評定によって１の制御内容を選択する。

[0064] 図９は、本発明の第５実施形態に係る移動体制御装置５０のシステム構成の一例を示すブロック図である。本実施の形態の脳波計１が有する電極は、複数の電極グループにグループ分けされている。１の電極グループは少なくとも１つの電極を含む。図９の例では、脳波計１は、３つの電極グループＧ

１～Ｇ３を有する。

[0065] 脳信号分離部３は、電極グループＧ１～Ｇ３に含まれる各電極から供給されるアナログ脳波信号をデジタルサンプリングし、ブラインド信号分離アルゴリズムによる適応フィルタ処理を行って、アーチファクト（artifact）成分が除去された脳波信号群を生成する。なお、脳信号分離部３における信号処理は、上述した実施形態１と同様とすればよい。

[0066] 制御信号生成部４は、アーチファクト（artifact）成分が除去された脳波信号群を脳信号分離部３から受信し、電極グループＧ１～Ｇ３毎の脳波信号を用いて、電極グループＧ１～Ｇ３毎に移動体１１の制御内容（例えば、前進制御、後進制御、右旋回制御、左旋回制御等）を決定する。そして、電極グループＧ１～Ｇ３毎の制御内容が相違する場合には、多数決評定によって１の制御内容を決定する。例えば、電極グループＧ１及びＧ２の出力から決まる制御内容が「左旋回」であり、電極グループ１の出力から決まる制御内容が「直進」である場合、制御信号生成部４は、「左旋回」を示す制御信号を駆動制御部５に供給する。

[0067] このように、複数のセンサグループ間の多数決評定によって移動体１１に対する制御内容を決定することで、脳波乱れによる移動体１１の誤動作を一層抑制できる。

[0068] 以上、本発明を実施するための最良の形態について上記実施形態を用いて説明したが、本発明はこうした上記実施形態に何等限定されるものではなく、本発明の要旨を逸脱しない範囲内において、上述した実施形態に種々の変形及び置換を加えることができる。

[0069] 上記第１乃至第５実施形態において、脳波計１によりユーザの脳活動情報を検出しているが、これに限らず、例えば、近赤外光を用いた光脳計測装置（NIRS：Near Infrared Spectroscopy：近赤外分光法）によりユーザの脳活動情報を検出してもよい。つまり、脳波計１は、脳活動検出部の一例に過ぎない。脳活動検出部としては、ユーザの脳活動情報が検出できる任意の脳計測装置が適用可能である。また、脳活動情報として、ユーザの脳波が用いら

れているが、これに限らず、例えば、脳血液中のヘモグロビン酸素化状態情報等の任意の脳情報が適用可能である。

[0070] 上記第１乃至第４実施形態において、脳波計１は５つの電極１ａ～１ｅを有する構成であるが、これに限らず、例えば、１つの電極でもよく、構成される電極の数は任意でよく、頭部における取付け位置も任意でよい。

[0071] 上記第１乃至第５実施形態において、脳信号分離部３は、各脳波信号から、ブラインド信号分離アルゴリズムを用いて、アーチファクト成分を分離しているが、これに限らず、各脳波信号からアーチファクト成分が適切に分離されれば、任意の信号分離アルゴリズムを用いることが可能である。

[0072] 上記第１乃至第５実施形態において、駆動制御部５は、制御信号生成部４から同一の制御信号を所定回数以上、連続して受信した場合のみ、その制御信号に対応する移動体１１の駆動制御を実行させるリミッタ機能を有していてもよい。これにより、移動体１１をより高精度に駆動制御することができる。

[0073] 上記第１乃至第５実施形態において、移動体１１として電動車椅子が適用されているが、これに限らず、ユーザを乗せて走行する任意の移動装置に適用可能である。また、制御対象として移動装置以外のロボット、ＰＣ上のカーソルなどに適用することもできる。

[0074] 上記第１乃至第５実施形態において、制御信号生成部４、３４は、生成した行列Ｅに基づいて下記（１）式により、特徴量ｆｐを算出しているが、これに限らず、任意の算出方法を用いて脳波信号の特徴量を算出してもよい。

[0075] また、上記第１乃至５実施形態において、ＶＩＳＵＡＬ-ＦＥＥＤＢＡＣＫ部６は、制御信号生成部４からの連続的な制御信号に応じて、制御結果を視覚的にユーザに提示しているが、これに限らず、例えば、音声等を用いて聴覚的、振動等を用いて触覚的、若しくは、これらを任意に組合わせて、制御結果をユーザに提示してもよく、ユーザが知覚できる任意の知覚化方法を用いることができる。さらに、上述した第１乃至第５の実施形態は、適宜組み合わせてもよい。

[0076] なお、この出願は、２００８年１０月２９日に出願された日本出願特願２００８－２７８３４８を基礎とする優先権を主張し、その開示の全てをここに取り込む。

符号の説明

[0077] １ 脳波計

１ａ、１ｂ、１ｃ、１ｄ、１ｅ 電極

２ 教師信号生成部

３ 脳信号分離部

４、３４ 制御信号生成部

５ 駆動制御部

６ ＶＩＳＵＡＬ－ＦＥＥＤＢＡＣＫ部

１０、２０、３０、４０、５０ 移動体制御装置

１１ 移動体

２１、４１ 筋電位検出部

２２ 停止判断部

３４ａ 信号生成部

３４ｂ 信号選択部

Ｇ１、Ｇ２、Ｇ３ 電極グループ

請求の範囲

[請求項1] ユーザの脳活動情報を検出する脳活動検出手段と、

前記脳活動検出手段により検出された前記脳活動情報から、アーチファクト成分を分離する脳信号分離手段と、

前記脳信号分離手段により前記アーチファクト成分が分離された前記脳活動情報において、脳データを抽出するためのサンプリング区間を、オーバーラップさせつつ所定間隔でスライドさせると共に、該スライドさせた各サンプリング区間内の前記脳データに対する特徴量を夫々算出し、該算出された特徴量に基づいて、制御信号を生成する制御信号生成手段と、

前記制御信号生成手段により生成された前記制御信号に基づいて、ユーザが乗る移動体を駆動制御する駆動制御手段と、を備える移動体制御装置。

[請求項2] 請求項１記載の移動体制御装置であって、

教師信号を生成する教師信号生成手段を更に備え、

前記脳信号分離手段は、前記教師信号生成手段により生成された前記教師信号を用いて、学習を行い、ユーザに応じた前記アーチファクト成分を分離する、移動体制御装置。

[請求項3] 請求項１又は２記載の移動体制御装置であって、

教師信号を生成する教師信号生成手段を更に備え、

前記制御信号生成手段は、前記教師信号生成手段により生成された前記教師信号を用いて、前記特徴量と前記制御信号との対応関係を算出し、前記特徴量と、前記算出した対応関係とに基づいて、前記制御信号を生成する、移動体制御装置。

[請求項4] 請求項１乃至３のうちいずれか１項記載の移動体制御装置であって、

ユーザの筋電位を検出する筋電位検出手段と、

前記筋電位検出手段により検出された前記筋電位に基づいて、前記

移動体を停止させるか否かを判断する停止判断手段と、を更に備え、

前記停止判断手段により前記移動体を停止させると判断されたとき、前記駆動制御手段は、前記移動体を停止させる制御を行う、移動体制御装置。

[請求項5] 請求項１乃至４のうちいずれか１項記載の移動体制御装置であって、

前記駆動制御手段は、前記制御信号生成手段から同一の前記制御信号を、所定回数以上連続して受信したとき、該制御信号に対応する制御を実行する、移動体制御装置。

[請求項6] 請求項１乃至５のうちいずれか１項記載の移動体制御装置であって、

前記脳活動検出手段は、ユーザの脳波信号を検出する複数のセンサを有し、

前記制御信号生成手段は、前記複数のセンサにより夫々検出され、前記アーチファクト成分が分離された複数の前記脳波信号において、脳データを抽出するためのサンプリング区間を、オーバーラップさせつつ所定間隔でスライドさせると共に、該スライドさせた各サンプリング区間内の前記脳データに対する特徴量を夫々算出し、該算出された複数の特徴量に基づいて、複数の制御信号を生成する、移動体制御装置。

[請求項7] 請求項１乃至６のうちいずれか１項記載の移動体制御装置であって、

前記制御信号生成手段は、

前記算出された特徴量と、予め設定された前記特徴量と制御信号との対応関係と、に基づいて、前記特徴量に対応する制御信号を連続的に生成する信号生成部と、

前記信号生成部により連続的に生成される制御信号を、連続する所定個数からなる制御信号のグループに分けて、各グループの中から少

なくとも１つの制御信号を選択し、前記駆動制御手段に対して出力する信号選択部と、

を有する、移動体制御装置。

[請求項8] 請求項７記載の移動体制御装置であって、

前記信号選択部は、グループ毎に、各グループの中で最も多い種類の制御信号を選択し、前記駆動制御手段に対して出力する、移動体制御装置。

[請求項9] 請求項７又は８記載の移動体制御装置であって、

前記信号選択部は、現在の制御信号と連続する過去の制御信号とからなる前記グループを構成する、移動体制御装置。

[請求項10] 請求項１乃至３のうちいずれか１項記載の移動体制御装置であって、

ユーザの筋電位を検出する筋電位検出手段をさらに備え、

前記制御信号生成手段は、

前記筋電位検出手段により検出された前記筋電位に基づいて前記制御信号を生成可能であり、

前記脳活動情報に基づく制御内容と前記筋電位に基づく制御内容とが相違する場合に、前記筋電位に基づく制御内容を示す前記制御信号を前記駆動制御部に供給する、

移動体制御装置。

[請求項11] 請求項１乃至５のうちいずれか１項記載の移動体制御装置であって、

前記制御信号生成手段は、前記特徴量を用いた判定を逐次行い、逐次行った複数の判定結果に対する多数決によって１の制御内容を決定し、

前記多数決により決定された制御内容を示す前記制御信号を前記駆動制御部に供給する、

移動体制御装置。

[請求項12] 請求項１乃至５のうちいずれか１項記載の移動体制御装置であって、

前記脳活動検出手段は、少なくとも３つのセンサグループを含み、

前記少なくとも３つのセンサグループの各々は、ユーザの脳波信号を検出する少なくとも１つのセンサを含み、

前記制御信号生成手段は、各センサグループによって検出される脳活動情報に基づく制御内容が相違する場合に多数決によって１の制御内容を決定し、

前記多数決により決定された制御内容を示す前記制御信号を前記駆動制御部に供給する、

移動体制御装置。

[請求項13] 請求項１乃至１２のうちいずれか１項記載の移動体制御装置であって、

前記制御信号生成手段により生成された前記制御信号に基づいて、制御結果をユーザに知覚させる知覚化手段を更に備える、移動体制御装置。

[請求項14] 請求項１３記載の移動体制御装置であって、

前記知覚化手段は、前記制御結果を視覚化するＶＩＳＵＡＬ-ＦＥＥＤＢＡＣＫ部である、移動体制御装置。

[請求項15] ユーザの脳活動情報を検出する脳活動検出工程と、

前記脳活動検出工程で検出された前記脳活動情報から、アーチファクト成分を分離する脳信号分離工程と、

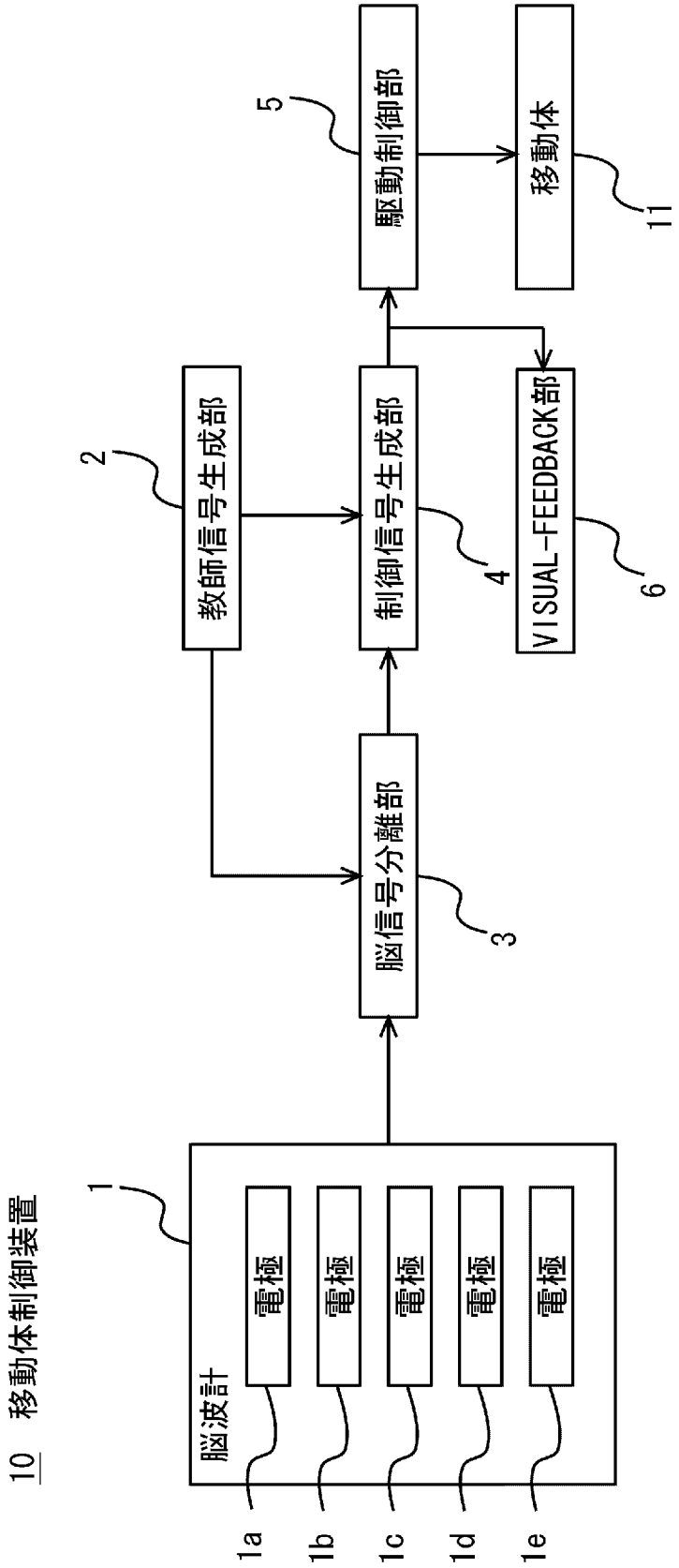
前記脳信号分離工程で前記アーチファクト成分が分離された前記脳活動情報において、脳データを抽出するためのサンプリング区間を、オーバーラップさせつつ所定間隔でスライドさせると共に、該スライドさせた各サンプリング区間内の前記脳データに対する特徴量を夫々算出する特徴量算出工程と、

前記特徴量算出工程で算出された前記特徴量に基づいて、制御信号

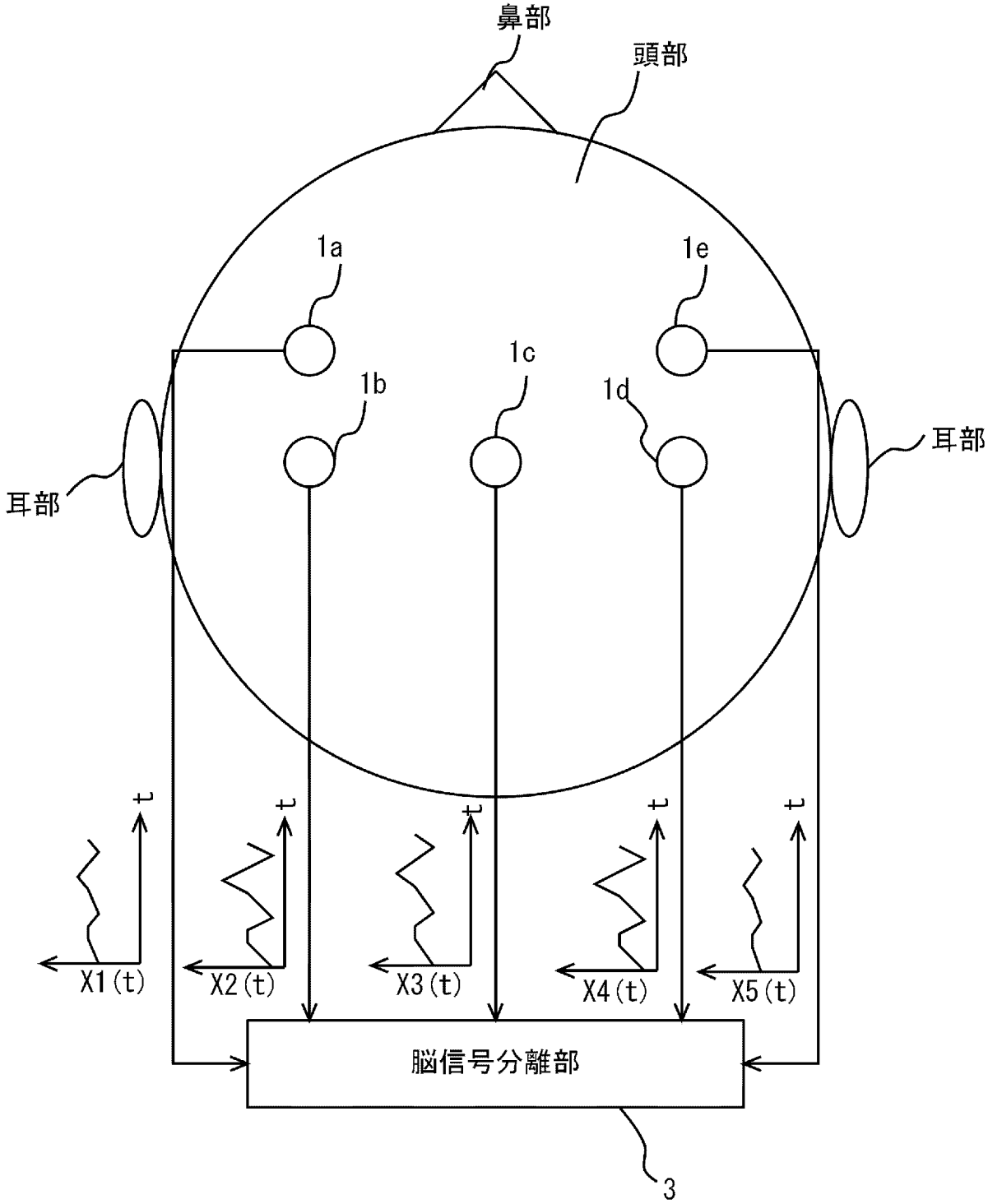
を生成する制御信号生成工程と、

前記制御信号生成工程で生成された前記制御信号に基づいて、ユーザが乗る移動体を駆動制御する駆動制御工程と、を含む移動体制御方法。

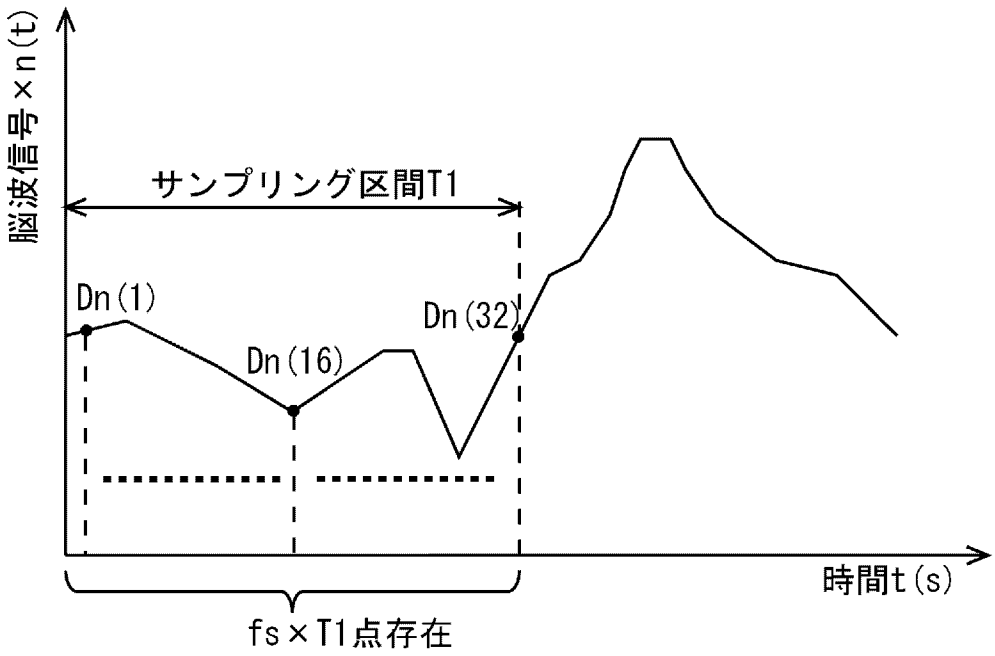
[図1]


10 移動体制御装置
1
脳波計
電極
電極
電極
電極
電極
1a
1b
1c
1d
1e
脳信号分離部
3
教師信号生成部
2
制御信号生成部
4
VISUAL-FEEDBACK部
6
駆動制御部
5
移動体
11

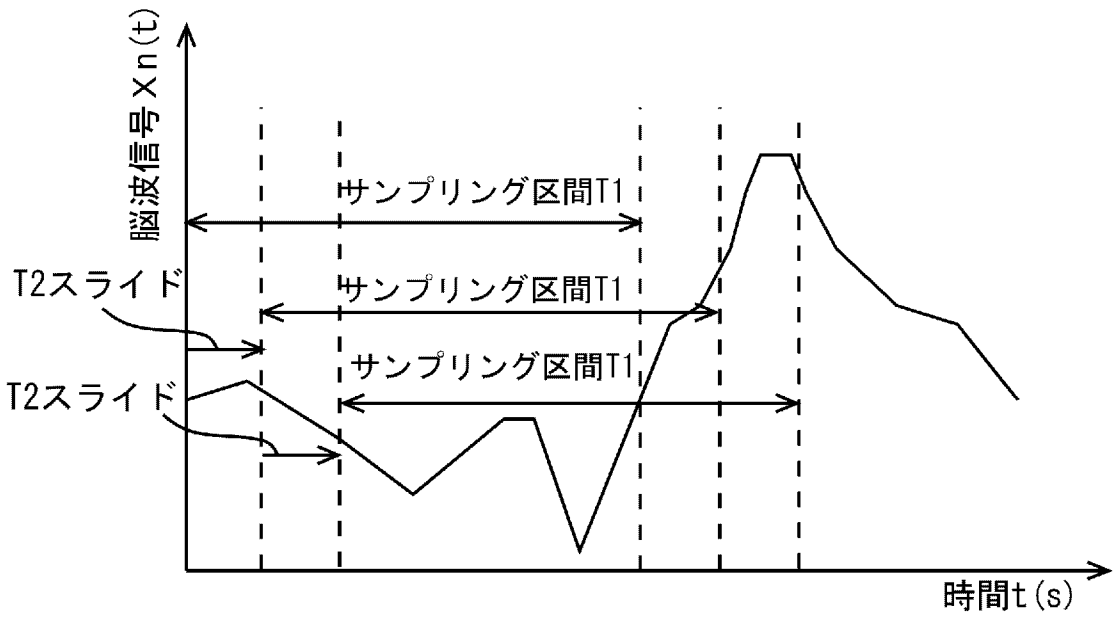
[図2]



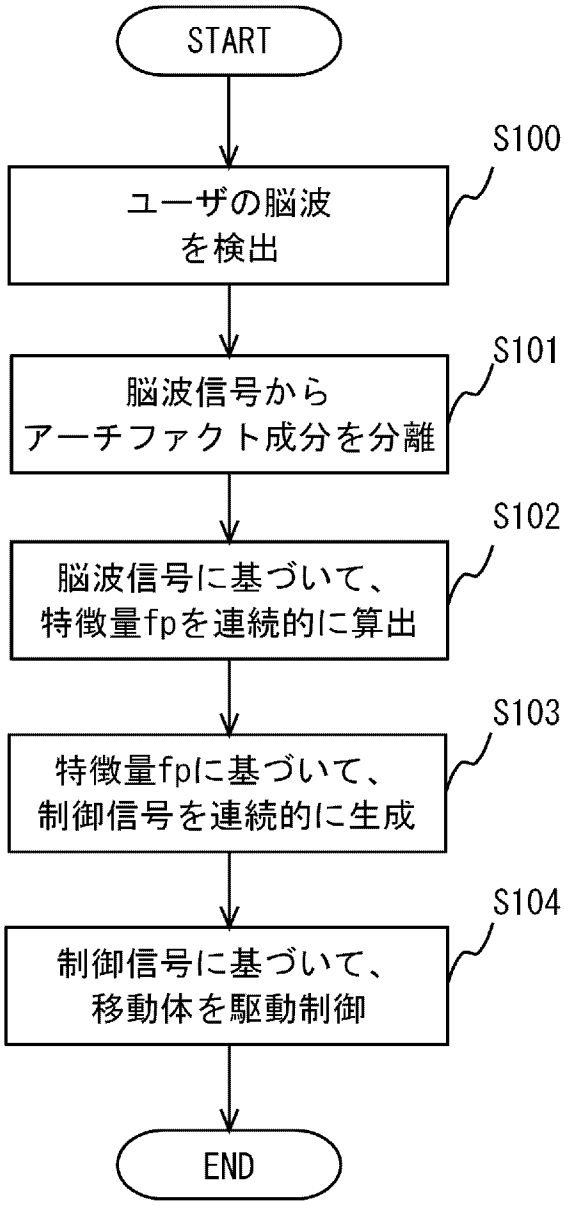
[図3A]


脳波信号×n(t)
サンプリング区間T1
Dn(1)
Dn(16)
Dn(32)
時間t(s)
fs×T1点存在

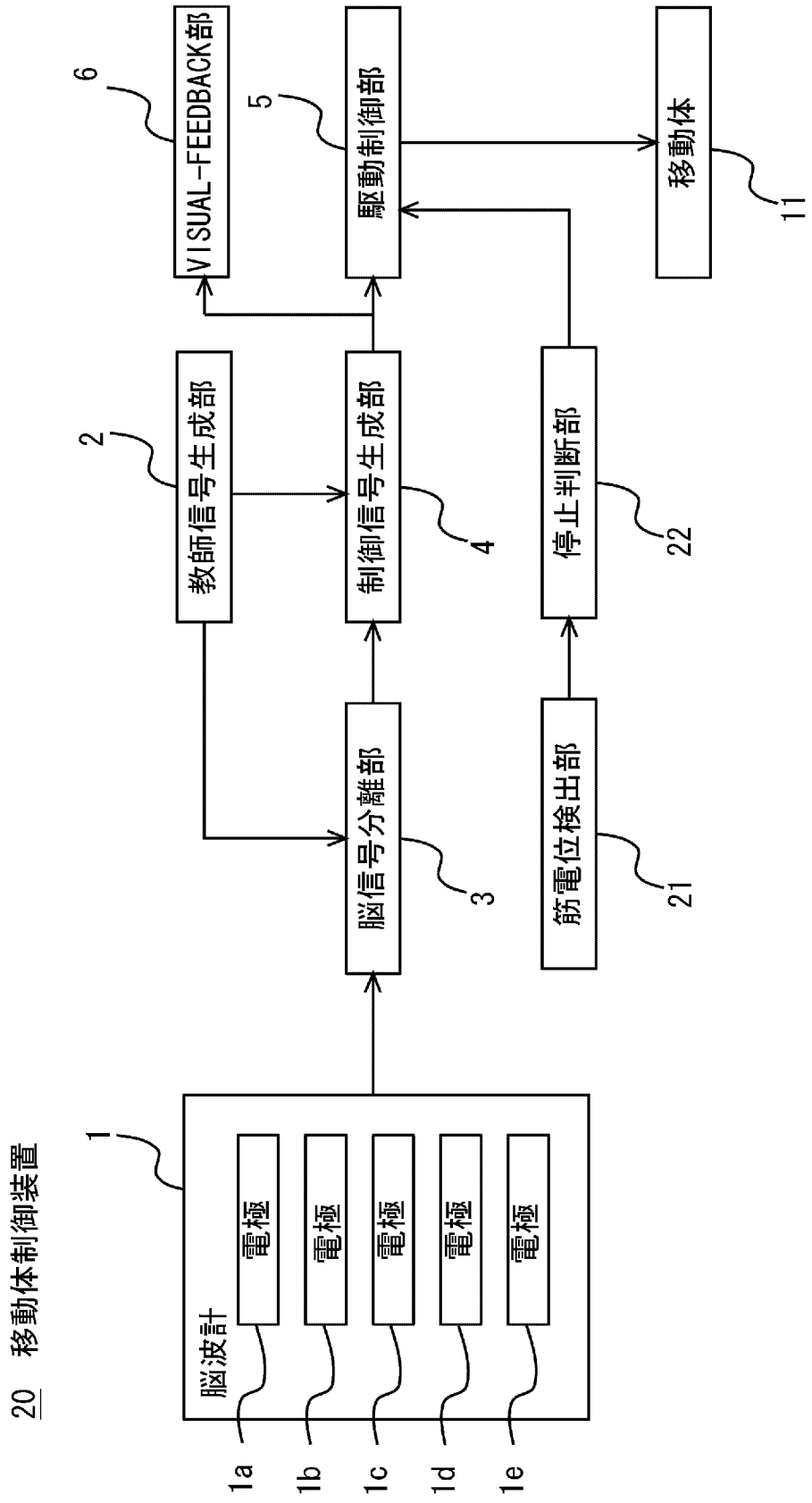
[図3B]


脳波信号Xn(t)
サンプリング区間T1
T2スライド
サンプリング区間T1
サンプリング区間T1
T2スライド
時間t(s)

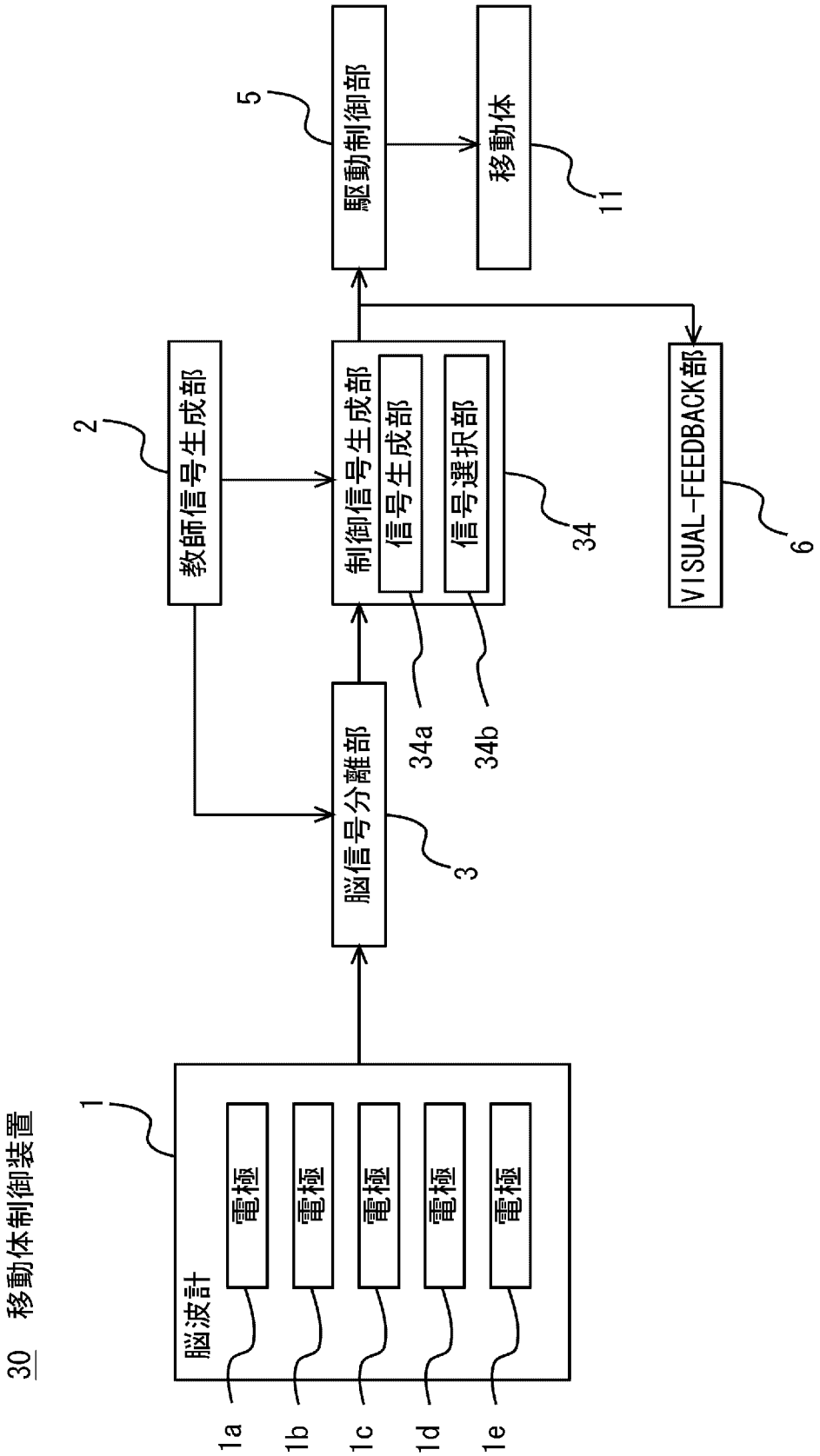
[図4]


START
S100
ユーザの脳波
を検出
S101
脳波信号から
アーチファクト成分を分離
S102
脳波信号に基づいて、
特徴量fpを連続的に算出
S103
特徴量fpに基づいて、
制御信号を連続的に生成
S104
制御信号に基づいて、
移動体を駆動制御
END

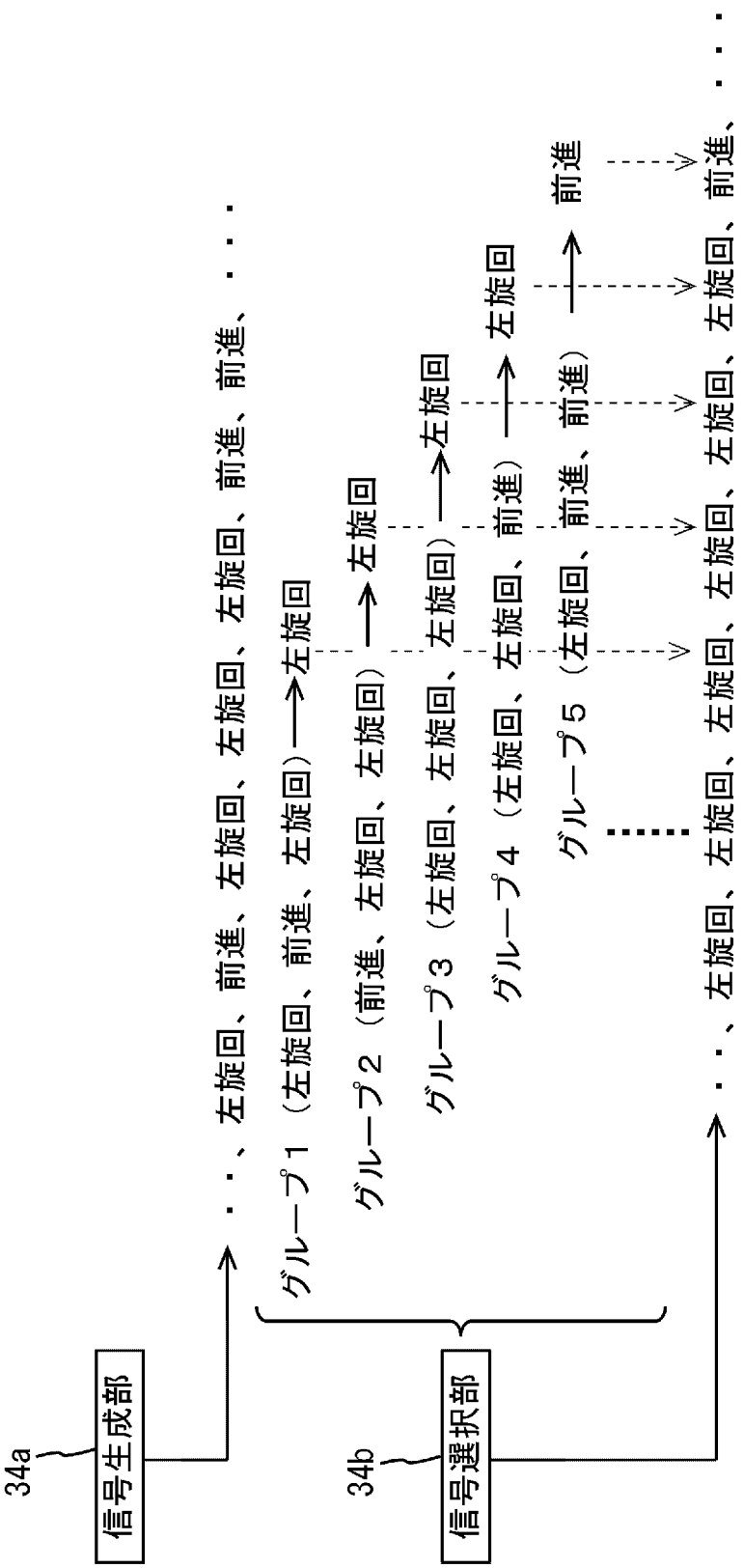
[図5]


20 移動体制御装置
1
脳波計
電極
電極
電極
電極
電極
1a
1b
1c
1d
1e
2
教師信号生成部
3
脳信号分離部
4
制御信号生成部
5
駆動制御部
6
VISUAL-FEEDBACK部
11
移動体
21
筋電位検出部
22
停止判断部

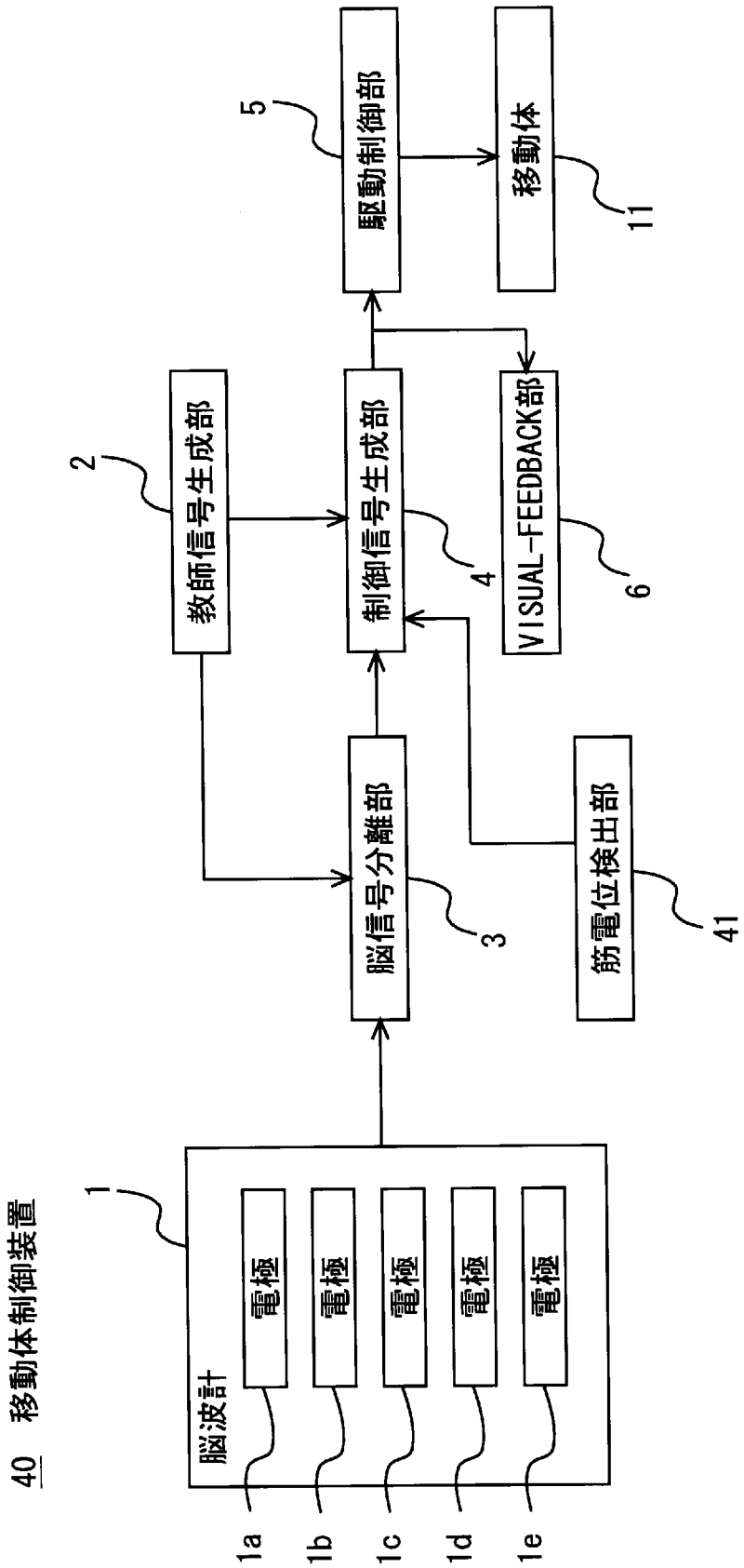
[図6]


30 移動体制御装置
1
脳波計
電極
電極
電極
電極
電極
1a
1b
1c
1d
1e
脳信号分離部
3
34a
34b
制御信号生成部
信号生成部
信号選択部
34
2
教師信号生成部
5
駆動制御部
移動体
11
VISUAL-FEEDBACK部
6

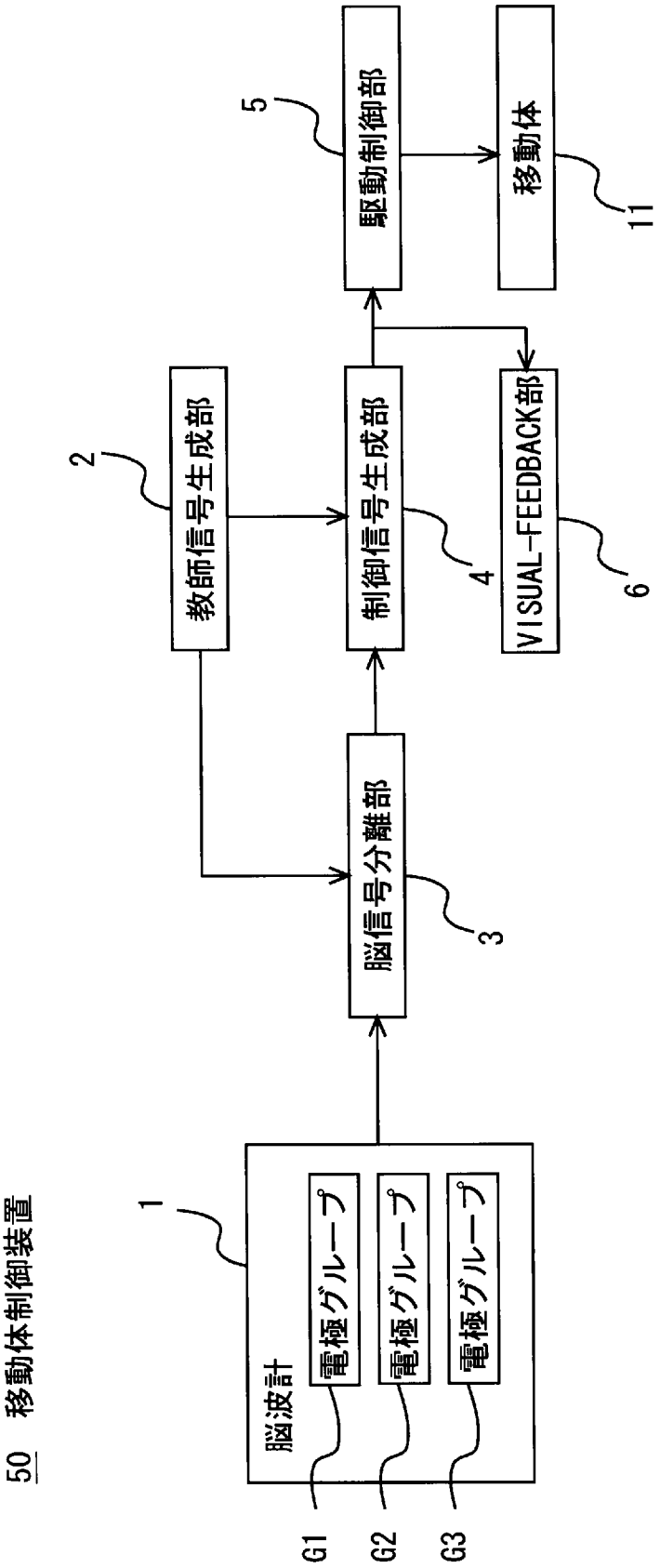
[図7]


34a
信号生成部
34b
信号選択部
・・・、左旋回、前進、左旋回、左旋回、左旋回、前進、前進、・・・
グループ１（左旋回、前進、左旋回）→左旋回
グループ２（前進、左旋回、左旋回）→左旋回
グループ３（左旋回、左旋回、左旋回）→左旋回
グループ４（左旋回、左旋回、前進）→左旋回
グループ５（左旋回、前進、前進）→前進
・・・、左旋回、左旋回、左旋回、左旋回、左旋回、前進、・・・

[図8]


40 移動体制御装置
脳波計
電極
電極
電極
電極
電極
1
1a
1b
1c
1d
1e
教師信号生成部
2
脳信号分離部
3
制御信号生成部
4
筋電位検出部
41
VISUAL-FEEDBACK部
6
駆動制御部
5
移動体
11

[図9]


50 移動体制御装置
1
脳波計
電極グループ
電極グループ
電極グループ
G1
G2
G3
脳信号分離部
3
教師信号生成部
2
制御信号生成部
4
VISUAL-FEEDBACK部
6
駆動制御部
5
移動体
11

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2009/004749

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
A61B5/0476(2006.01)i, *A61G5/04*(2006.01)i, *B60K26/02*(2006.01)i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)
A61B5/0476, A61G5/04, B60K26/02

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2009
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2009	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2009

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 2004-152002 A (Mitsubishi Electric Corp.), 27 May 2004 (27.05.2004), paragraphs [0011] to [0027] & US 2004/0097824 A1 & DE 10349372 A & CN 1498595 A	1-3,5,6, 12-15
Y	JP 11-318843 A (President of The Kyoto University), 24 November 1999 (24.11.1999), paragraph [0006] (Family: none)	1-3,5,6, 12-15
Y	JP 2006-192105 A (Nihon Kohden Corp.), 27 July 2006 (27.07.2006), paragraph [0024] & US 2006/0161072 A1	1-3,5,6, 12-15

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance
"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date
"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)
"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means
"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed
"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search	Date of mailing of the international search report
16 October, 2009 (16.10.09)	01 December, 2009 (01.12.09)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office Facsimile No.	Authorized officer Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2009/004749

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	Masaharu MIZUGUCHI, "Powered Wheelchair Steered through Voice Commands", IEICE Technical Report, vol.108, no.67, 22 May 2008 (22.05.2008), vol.108, pages 49, 50, fig. 3	1-3,5,6, 12-15
Y	JP 2005-143896 A (Nissan Motor Co., Ltd.), 09 June 2005 (09.06.2005), paragraph [0032] (Family: none)	5
A	US 6587713 B1 (Freeman), 01 July 2003 (01.07.2003), entire text; all drawings (Family: none)	1-15
A	US 2004/0117098 A1 (Ryu et al.), 17 June 2004 (17.06.2004), entire text; all drawings & KR 10-2004-0051367 A	1-15
A	US 2003/0171689 A1 (Millan et al.), 11 September 2003 (11.09.2003), entire text; all drawings & WO 2001/087153 A1 & EP 1284646 A & JP 2003-533262 A	1-15
A	JP 2007-202882 A (Kabushiki Kaisha Advanced Telecommunications Research Institute International, Honda Motor Co., Ltd.), 16 August 2007 (16.08.2007), entire text; all drawings (Family: none)	1-15
A	Yutaka ICHINOSE, "Human Interface Using a Wireless Tongue-Palate Contact Pressure Sensor System and Its Application to the Control of an Electric Wheelchair", The Transactions of the Institute of Electronics, Information and Communication Engineers (J86-D-II) vol.2, 01 February 2003 (01.02.2003), vol.J86-D-II, pages 364 to 367	1-15
A	JP 2006-51343 A (Semiconductor Energy Laboratory Co., Ltd.), 23 February 2006 (23.02.2006), entire text; all drawings & WO 2006/009129 A1 & EP 1768554 A & US 2008/0294033 A1	1-15
A	JP 11-19075 A (Nissan Motor Co., Ltd.), 26 January 1999 (26.01.1999), entire text; all drawings (Family: none)	1-15

国際調査報告

国際出願番号　ＰＣＴ／ＪＰ２００９／００４７４９

Ａ．　発明の属する分野の分類（国際特許分類（ＩＰＣ））

Int.Cl.　A61B5/0476(2006.01)i, A61G5/04(2006.01)i, B60K26/02(2006.01)i

Ｂ．　調査を行った分野

調査を行った最小限資料（国際特許分類（ＩＰＣ））

Int.Cl.　A61B5/0476, A61G5/04, B60K26/02

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	１９２２－１９９６年
日本国公開実用新案公報	１９７１－２００９年
日本国実用新案登録公報	１９９６－２００９年
日本国登録実用新案公報	１９９４－２００９年

国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）

Ｃ．　関連すると認められる文献

引用文献のカテゴリー＊	引用文献名　及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する請求項の番号
Y	JP 2004-152002 A（三菱電機株式会社）2004.05.27, 段落[0011]-[0027] & US 2004/0097824 A1 & DE 10349372 A & CN 1498595 A	1-3,5,6, 12-15
Y	JP 11-318843 A（京都大学長）1999.11.24, 段落[0006] （ファミリーなし）	1-3,5,6, 12-15
Y	JP 2006-192105 A（日本光電工業株式会社）2006.07.27, 段落[0024] & US 2006/0161072 A1	1-3,5,6, 12-15

☑　Ｃ欄の続きにも文献が列挙されている。

☐　パテントファミリーに関する別紙を参照。

＊　引用文献のカテゴリー
「Ａ」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの
「Ｅ」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの
「Ｌ」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す）
「Ｏ」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献
「Ｐ」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願の日の後に公表された文献
「Ｔ」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの
「Ｘ」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの
「Ｙ」特に関連のある文献であって、当該文献と他の１以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの
「＆」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日 １６．１０．２００９	国際調査報告の発送日 ０１．１２．２００９
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁（ＩＳＡ／ＪＰ） 郵便番号１００－８９１５ 東京都千代田区霞が関三丁目４番３号	特許庁審査官（権限のある職員）　２Ｑ　３７０４ 川上　則明 電話番号　０３－３５８１－１１０１　内線　３２９２

Ｃ（続き）．　関連すると認められる文献

引用文献のカテゴリー＊	引用文献名　及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する請求項の番号
Y	水口　正治　Masaharu　MIZUGUCHI, 音声命令による電動車椅子の操作　Powered Wheelchair Steered through Voice Commands, 電子情報通信学会技術研究報告　Ｖｏｌ．１０８　Ｎｏ．６７　IEICE Technical Report, 2008.05.22, 第108巻, p.49,50、図3	1-3,5,6, 12-15
Y	JP 2005-143896 A (日産自動車株式会社) 2005.06.09, 段落[0032] (ファミリーなし)	5
A	US 6587713 B1 (Freeman) 2003.07.01, 全文、全図 (ファミリーなし)	1-15
A	US 2004/0117098 A1 (Ryu et al.) 2004.06.17, 全文、全図 & KR 10-2004-0051367 A	1-15
A	US 2003/0171689 A1 (Millan et al.) 2003.09.11, 全文、全図 & WO 2001/087153 A1 & EP 1284646 A & JP 2003-533262 A	1-15
A	JP 2007-202882 A (株式会社国際電気通信基礎技術研究所、本田技研工業株式会社) 2007.08.16, 全文、全図 (ファミリーなし)	1-15
A	一ノ瀬　裕　Yutaka　ICHINOSE, ワイヤレス式舌圧センサを用いたヒューマンインタフェースと電動車椅子の制御への応用　Human Interface Using a Wireless Tongue-Palate　Contact Pressure Sensor System and Its Application to the Control of an Electric Wheelchair, 電子情報通信学会論文誌　（Ｊ８６－Ｄ－ＩＩ）　第２号　THE TRANSACTIONS OF THE INSTITUTE OF ELECTRONICS,INFORMATION AND COMMUNICATION ENGINEERS D-II, 2003.02.01, 第J86-D-II巻, p.364-367	1-15
A	JP 2006-51343 A (株式会社半導体エネルギー研究所) 2006.02.23, 全文、全図 & WO 2006/009129 A1 & EP 1768554 A & US 2008/0294033 A1	1-15
A	JP 11-19075 A (日産自動車株式会社) 1999.01.26, 全文、全図 (ファミリーなし)	1-15