

(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
2016 年 3 月 3 日(03.03.2016)



(10) 国際公開番号
WO 2016/031348 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 5/11 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2015/066997
- (22) 国際出願日: 2015 年 6 月 12 日(12.06.2015)
- (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 2014-176434 2014 年 8 月 29 日(29.08.2014) JP
- (71) 出願人: 日立マクセル株式会社 (HITACHI MAXELL, LTD.) [JP/JP]; 〒5678567 大阪府茨木市 丑寅一丁目 1 番 8 8 号 Osaka (JP).
- (72) 発明者: 神鳥 明彦(KANDORI Akihiko); 〒1008280 東京都千代田区丸の内一丁目 6 番 6 号 株式会社日立製作所内 Tokyo (JP). 佐野 佑子(SANO Yuko); 〒1008280 東京都千代田区丸の内一丁目 6 番 6 号 株式会社日立製作所内 Tokyo (JP).
- (74) 代理人: 特許業務法人磯野国際特許商標事務所 (ISONO INTERNATIONAL PATENT OFFICE, P.C.); 〒1050001 東京都港区虎ノ門一丁目 1 番 1 8 号 ヒューリック虎ノ門ビル Tokyo (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, BN, 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, IR, IS, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, 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, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーロパ (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ユーロッパ (AL, 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, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

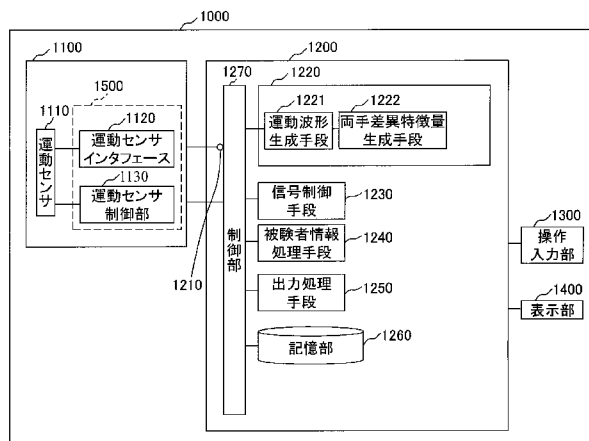
添付公開書類:

- 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

(54) Title: BRAIN DYSFUNCTION EVALUATION SYSTEM, BRAIN DYSFUNCTION EVALUATION METHOD, AND PROGRAM

(54) 発明の名称: 脳機能障害評価システム、脳機能障害評価方法およびプログラム

[図1]



- 1110 Movement sensor
1120 Movement sensor interface
1130 Movement sensor control unit
1221 Movement waveform generating means
1222 Both-hand difference characteristic amount generating means
1230 Signal control means
1240 Subject information processing means
1250 Output processing means
1260 Storage unit
1270 Control unit
1300 Operation input unit
1400 Display unit

(57) Abstract: The purpose of the present invention is to easily evaluate the degree of brain dysfunction, such as a reduction in cognitive function, by calculating the difference in motor function between both hands in coordinated movement with both hands. The present invention is a brain dysfunction evaluation system (1000) comprising: a storage unit (1260) that stores time-series data related to the finger movement of each hand of a subject, the time-series data being acquired from a movement sensor; a data processing unit (1220) that analyzes the time-series data stored in the storage unit (1260); and a display unit (1400) that displays an analytical result which has been analyzed by the data processing unit (1220). The data processing unit (1220) includes: a movement waveform generating means (1221) that generates a movement waveform corresponding to the time-series data on the basis of the time-series data stored in the storage unit (1260); and a both-hand difference characteristic amount generating means (1222) that generates, on the basis of the movement waveforms of both hands of the subject, a both-hand difference characteristic amount which indicates the difference in finger movement between both hands.

(57) 要約:

[続葉有]



両手協調運動における両手の運動機能の差異を算出することで、認知機能低下をはじめとする脳機能障害の程度を容易に評価することを課題とする。本発明は、運動センサから取得した被験者の両手それぞれの手指運動に関する時系列データを記憶する記憶部（１２６０）と、記憶部（１２６０）に記憶された時系列データを解析するデータ処理部（１２２０）と、データ処理部（１２２０）により解析された解析結果を表示する表示部（１４００）と、を備える脳機能障害評価システム（１０００）である。データ処理部（１２２０）は、記憶部（１２６０）に記憶された時系列データに基づいて、時系列データに対応する運動波形を生成する運動波形生成手段（１２２１）と、被験者の両手それぞれの前記運動波形に基づいて、両手それぞれの手指運動の差異を表す両手差異特徴量を生成する両手差異特徴量生成手段（１２２２）とを含む。

明 細 書

発明の名称：

脳機能障害評価システム、脳機能障害評価方法およびプログラム

技術分野

[0001] 本発明は、認知機能低下をはじめとする脳機能障害の程度を評価する技術に関する。

背景技術

[0002] 近年、高齢化社会の進行に伴い、認知症の患者数が増大し、現在、日本国内には２００万人もの認知症患者がいると言われている。認知症では、記憶障害、見当識障害、学習障害などが生じ、日常生活に大きな支障を来す。また、暴言、暴力、徘徊、不潔行為などの問題行動が見られる場合もある。さらに、認知症の末期には、小刻み歩行や前傾姿勢などの運動障害が表れ、最終的には寝たきり状態に陥る。

[0003] 認知症としては、アルツハイマー型認知症、脳血管性認知症、レビー小体型認知症の三大認知症がある。また、認知症では、その他に、パーキンソン病などの運動障害や、うつ病や統合失調症などの精神疾患に併発して認知機能が低下する場合がある。診断により認知症の種類を特定できると、それに合わせた薬物療法等の適切な治療が可能となる。いずれの種類の認知症も、早期に発見し、適切な薬を投与することで、軽度の状態で進行を抑制できる。これらのことから、認知症になる可能性の高い健常高齢者を対象に、認知症を早期に発見するためのスクリーニング検査が必要である。

[0004] 認知症の診断は、長谷川式スケールやMMSE (Mini Mental State Examination) などのように、記憶、判断などの認知機能を調べる検査が主流である。しかしながら、これらの診断方法は、医師が対面で数分～数１０分かけて行うもので、時間的制約などの観点から、多数の被験者を対象にしたスクリーニング検査に適しているとは言えない。

[0005] また、CT (Computed Tomography)、MRI (Magnetic Resonance Imagi

ng) を用いて脳の萎縮の有無を調べる方法や、SPECT (Single Photon Emission Computed Tomography)、PET (Positron Emission Tomography) を用いて認知症の原因物質であるアミロイドベータの蓄積状況を調べる方法などの脳画像計測による診断も行われている。しかしながら、これらの脳画像計測は、検査費が高額で、検査時間も長くなるため、多数の被験者を対象にしたスクリーニング検査に適しているとは言えない。

[0006] 上記の認知機能検査や脳画像計測に対して、手指の運動を計測することで認知機能低下を検出可能であることが指摘されている。一般に、認知機能に障害を受けると、四肢の協調動作や、外部刺激に追従した身体運動が困難になると考えられている。そして、このような身体運動の機能低下は、とくに巧緻性の高い運動を行う手指で早期に観察されやすい。そのため、手指の運動を電子機器で計測すれば、その結果に基づき認知症を早期に発見できる可能性がある。

[0007] 従来の発明として、例えば、特許文献1、特許文献2、特許文献3、非特許文献1などには、ボタン押し装置・タブレットコンピュータ・磁気センサなど、手指の運動を簡易に計測できる装置を用いることにより、医師に頼らず、被験者の認知機能を簡易的に評価する評価システムの例が開示されている。また、特許文献4では、両手の指タッピング運動（2指（親指と人差し指など）の繰り返す開閉運動）における位相差を評価することで、認知機能低下を表す方法が提案されている。

先行技術文献

特許文献

- [0008] 特許文献1：特開2012-217797号公報
特許文献2：特開2011-083403号公報
特許文献3：特開2008-246126号公報
特許文献4：特開2007-301003号公報

非特許文献

- [0009] 非特許文献1：Robbins T. W. et al., “Cambridge Neuropsychological Te

st Automated Battery (CANTAB): a factor analytic study of a large sample of normal elderly volunteers”、Dementiaand Geriatric Cognitive Disorders、Switzerland、1994、Vol.5、No.5、pp.266-281

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0010] 認知機能の低下が進むと両手の運動機能の差異が大きくなると言われているため、両手の運動機能の差異を算出する方法が有効である。その観点では、特許文献1、特許文献2、特許文献3、非特許文献1の技術では、片手の手指運動を計測しているため、両手の運動機能の差異を評価することはできない。また、特許文献4では、両手の指タッピング運動における位相差を評価する方法が提案されているが、両手の運動機能の差異を明示的に算出していないため、上記目的には合致しない。

[0011] そこで、本発明は、両手協調運動における両手の運動機能の差異を算出することで、認知機能低下をはじめとする脳機能障害の程度を容易に評価することを課題とする。

課題を解決するための手段

[0012] 前記課題を解決するために、本発明は、運動センサから取得した被験者の両手それぞれの運動に関する時系列データを記憶する記憶手段と、前記記憶手段に記憶された前記時系列データを解析する解析手段と、前記解析手段により解析された解析結果を表示する表示手段と、を備える脳機能障害評価システムであって、前記解析手段は、前記記憶手段に記憶された前記時系列データに基づいて、前記時系列データに対応する運動波形を生成する運動波形生成手段と、前記被験者の両手それぞれの前記運動波形に基づいて、両手それぞれの運動の差異を表す両手差異特徴量を生成する両手差異特徴量生成手段と、を含むことを特徴とする脳機能障害評価システムである。

その他の手段については後記する。

発明の効果

[0013] 本発明によれば、両手協調運動における両手の運動機能の差異を算出することで、認知機能低下をはじめとする脳機能障害の程度を容易に評価することができる。

図面の簡単な説明

[0014] [図1]本実施形態に係る脳機能障害評価システムの全体構成を示したブロック図である。

[図2]運動センサを手に取り付けた様子を示した図である。

[図3]運動センサ制御部の構成等を示した図である。

[図4]運動波形を表した図である。

[図5]運動波形から得られる複数の特徴量を示した表である。

[図6]指タッピング運動の用語の定義の説明図である。

[図7] (a) は、速度波形のゼロ交差回数の説明図である。(b) は、加速度波形のゼロ交差回数の説明図である。

[図8]距離波形の振幅の局所的な標準偏差の説明図である。

[図9] (a) は、タッピングインターバルの頻度分布の歪度の説明図である。(b) は、距離波形における極大点付近の尖度の説明図である。

[図10]カオス時系列解析の軌跡の説明図である。(a) は、高齢健常者の軌跡を示した図である。(b) は、認知症患者の軌跡を示した図である。

[図11]高齢健常者群と認知症患者群の両手差異特徴量に t 検定を適用したときの有意確率を示した図である。(a) は、両手同時指タップ時を示した図である。(b) は、両手交互指タップ時を示した図である。

[図12] (a) は、両手差分波形の変動サイクルの説明図である。(b) は、両手差分波形の周波数ピークの説明図である。

[図13]被験者情報入力画面を示した図である。

[図14]測定画面を示した図である。

[図15]本発明を端末装置とサーバ装置で構成したときのブロック図である。

発明を実施するための形態

[0015] 以下、本発明を実施するための形態（以下「実施形態」という。）につい

て、図面を参照して詳細に説明する。

なお、以下に説明する本実施形態では、脳機能障害とは、いわゆる認知機能低下を発症するもの全般（アルツハイマー型認知症、脳血管性認知症、レビー小体型認知症、パーキンソン病、水頭症、うつ病、統合失調症など）を総称するものとするが、脳卒中などによる運動障害などを含む。また、本実施形態の説明では、脳機能障害を単に認知症という場合もある。

[0016] [全体構成]

図1に示すように、本実施形態に係る脳機能障害評価システム1000は、被験者の手指運動を測定する運動機能測定装置1100と、運動機能測定装置1100によって測定されたデータの記録及び解析を行う脳機能障害評価装置1200と、被験者の情報等を入力する操作入力部1300と、測定結果や解析結果を出力し前記出力されたデータを表示する表示部1400（表示手段）と、を含んで構成される。

[0017] ここで、被験者とは、運動機能測定装置1100による測定対象であり、本実施形態においては、認知症の有無または重症度の検査を希望する人である。

また、運動機能測定装置1100は、被験者に手指運動を行わせた際の指の動作を測定するものである。ここで、手指運動とは、磁気センサによって計測された指タッピング運動（手の親指と人差し指を可能な限り速く、かつ可能な限り大きく繰り返し開閉させる運動）や、タッチパネルセンサ（画面接触型センサ）を有するタブレット端末などの画面上をタッチしたりスライドしたりする運動を含む。以下、手指運動とは、指タッピング運動とする。

[0018] [運動機能測定装置]

運動機能測定装置1100は、被験者の手指運動の情報（以下、単に「運動情報」ともいう。）を時系列に検出するものであって、少なくとも、距離、速度、加速度、躍度（加速度を時間微分したもの）のいずれか1つに関する被験者の運動情報を、時系列データ（波形データ）として取得するものである。

[0019] 運動機能測定装置 1100 は、運動センサ 1110 と、運動センサインタフェース 1120 と、運動センサ制御部 1130 とを備えて構成される。

運動センサインタフェース 1120 と、運動センサ制御部 1130 は、1 つの筐体である収容部 1500 に収容されている。なお、1 つの筐体に入れなくてもよい。

[0020] 《運動センサ》

図 2 に示すように、運動センサ 1110 は、磁場を発信する発信コイル 2100 と、この磁場を受信（検出）する受信コイル 2200 によって構成される。

発信コイル 2100 は親指の爪部に、受信コイル 2200 は人差し指の爪部に、例えば両面テープ等によって、それぞれ装着される。なお、取り付ける指を逆にして、発信コイル 2100 を人差し指の爪部に、受信コイル 2200 を親指の爪部に装着してもよい。

[0021] また、発信コイル 2100 と受信コイル 2200 の被装着部位は、親指と人差し指の爪部として説明しているが、これに限定されるものではなく、例えば、爪部以外の指部分であってもよい。

また、親指と人差し指に限定されることなく、例えば、親指と小指等の別の組み合わせの指に装着してもよい。さらに、被装着部位は被験者の爪部又は指に限定されることなく、例えば、指に近接する手のひら等の周辺部位も含まれる。従って、発信コイル 2100 と受信コイル 2200 の被装着部位は、手指運動を検出できるのであれば、被験者の爪部、指、及び指の周辺部位のいずれでもよい。

[0022] 《運動センサインタフェース》

運動センサインタフェース 1120（図 1 参照）は、アナログ／デジタル変換回路を含み、運動センサ 1110 によって検出されたアナログ信号の波形データを、所定のサンプリング周波数でデジタル信号の波形データに変換し、前記変換されたデジタル信号が運動センサ制御部 1130（図 1 参照）に導入される。

[0023] 《運動センサ制御部》

図3は、運動センサ制御部1130の構成等を示したブロック図である（運動センサインタフェース1120の図示は省略している）。ここで、運動センサ制御部1130が波形データを取得する手順について説明する。

[0024] 図3において、交流発生回路3100によって特定の周波数（例えば、20kHz等）を持つ交流電圧が作成される。交流発生回路3100によって作成された特定の周波数を持つ交流電圧は、電流発生用アンプ回路3200によって特定の周波数を持つ交流電流に変換され、その変換された交流電流が発信コイル2100に流れる。発信コイル2100を流れる交流電流によって発生した磁場は、受信コイル2200に誘導起電力を発生させる。

[0025] 誘導起電力によって受信コイル2200に発生した交流電流（交流発生回路3100によって作成された特定の周波数を持つ交流電圧と同じ周波数を有している。）は、プリアンプ回路3300によって増幅され、増幅後の信号は検波回路3400に入力される。検波回路3400では、交流発生回路3100によって作成された特定の周波数又は2倍周波数によって、前記した増幅後の信号の検波を行う。つまり、高周波が含まれる波形から、手指同士の距離の変化に伴う電圧の変動分を取り出す。そのため、交流発生回路3100の出力を、位相調整回路3600によって位相を調整した後、参照信号3700として検波回路3400の参照信号入力端子に導入する。

[0026] 検波回路3400の出力信号は、高周波成分を除去するためのLPF（Low-Pass Filter）回路3500を通過した後、所望の電圧を得るためにアンプ回路3800によって増幅されて脳機能障害評価装置1200に導入される。アンプ回路3800の出力信号3900は、親指と人差し指にそれぞれ装着された発信コイル2100と受信コイル2200との相対距離Dに対応する電圧値を表す（相対距離と電圧値の変換式については後記）。

[0027] 以上、運動センサ1110として磁気センサを用いた場合について説明したが、その代わりに、加速度センサやストレインゲージ、高速度カメラ等を用いてもよい。また、タブレット端末やスマートフォンなどの画面上で、1

本以上の指をタッチまたはスライドさせることで手指運動を計測してもよい。

[0028] [脳機能障害評価装置]

脳機能障害評価装置 1200 (図 1 参照) は、運動機能測定装置 1100 によって測定されたデータの記録や解析を行うものである。ここで、脳機能障害評価装置 1200 は、運動センサ制御部 1130 からの出力信号 (時系列データ) を入力するデータ入力部 1210 と、前記入力した出力信号を解析するデータ処理部 1220 (解析手段) と、運動機能測定装置 1100 へ測定の開始のための信号を送信する信号制御手段 1230 と、被験者情報処理手段 1240 と、データ処理部 1220 の解析結果を表示部 1400 に出力できる形式に処理する出力処理手段 1250 と、データ処理部 1220 と被験者情報処理手段 1240 の処理するデータを保存する記憶部 1260 (記憶手段) と、データの受け渡しや演算処理などの制御を行う制御部 1270 と、を含んで構成される。

[0029] <<データ処理部>>

データ処理部 1220 (図 1 参照) は、データ入力部 1210 から送給され制御部 1270 を通して得られた出力信号に基づいて、被験者の指タッピング運動の運動波形を算出 (生成) し、認知症の重症度を表す客観的な指標を算出する。各情報は適宜、記憶部 1260 に格納される。

ここで、データ処理部 1220 は、運動波形生成手段 1221 と、両手差異特徴量生成手段 1222 とを含んで構成される。

[0030] <運動波形生成手段>

運動波形生成手段 1221 (図 1 参照) は、運動機能測定装置 1100 から送給された電圧出力の時系列データ (波形データ) を、対応する運動波形に変換し、変換された運動波形を時間微分又は時間積分することによって、距離波形と、速度波形と、加速度波形とを補完的に生成するものである (詳細は後記)。

[0031] ここで、電圧出力 (電圧値) を運動波形 (相対距離波形など) に変換する

ための変換式は、例えば、長さの異なる複数のブロック（例えば長さが20、30、60mmのブロック）を一体化したキャリブレーションブロックを用いて、その複数の長さ（20、30、60mm）それぞれの部分を二指で持った際に得られる電圧値と距離値のデータセットから、そのデータセットとの誤差を最小にする近似曲線として求められる。

[0032] 図4は、前記波形データを変換式によって変換して得られた距離波形4100と、距離波形4100を時間微分することで得られた速度波形4200と、速度波形4200を時間微分することで得られた加速度波形4300を示す図である。なお、「運動波形」とは、特に限定しない限り、距離波形、速度波形、加速度波形及び躍度波形のうち、少なくとも1つを含む。また、運動機能測定装置1100として、ストレインゲージや加速度計等を適用した場合であっても、少なくとも1つの運動波形が測定されれば、微積分演算することによって補完的に他の運動波形（距離、速度、加速度、躍度）を求めることができる。

[0033] <両手差異特徴量生成手段>

両手差異特徴量生成手段1222（図1参照）は、運動波形生成手段1221から得られた運動波形から、両手それぞれの手指運動の差異を表す両手差異特徴量を生成する。本実施形態において、両手差異特徴量の算出には、二通りの方法がある。一つ目は、右手・左手の運動波形から個別に特徴量を算出した後、2つの特徴量の差分を算出する方法（第1の両手差異特徴量算出方法）である。二つ目の方法は、右手と左手の運動波形の差分となる時系列データを算出した後、その差分波形について特徴量を算出する方法（第2の両手差異特徴量算出方法）である。以下、これらの二通りの方法について説明する。

[0034] （第1の両手差異特徴量算出方法）

[片手の運動波形から算出される特徴量]

図5は、特徴量の名称と定義を示す図である。以下では、必要な用語を説明した後、特徴量番号5023～5029の特徴量を詳細に説明する。なお

、特徴量番号 5001～5022 の特徴量については、図 5 に示した定義の通りであるので、詳細な説明を省略する。また、以下において、「特徴量番号 50※※の特徴量」を「特徴量 50※※」とも表記する。

[0035] 図 6 に示すように、指タッピング運動の周期 6100 とは、距離値が距離波形の計測時間中の平均値 6200 と交差し、かつ速度が 0 より小さくなった時点から、次に同じ条件になる時点までと定義する。タップインターバルとは、その 1 周期の長さとする。そして、1 周期内で距離値が最小となる点を距離波形の極小点 6300 とし、そのときの距離値を極小値とする。同様に、1 周期内で距離値が最大となる点を距離波形の極大点 6400 とし、そのときの距離値を極大値とする。さらに、距離波形の極小点から次の極大点までをオープニング動作 6500、距離波形の極大点から次の極小点までをクロージング動作 6600 と定義する。

[0036] 速度波形のゼロ交差回数 5023（特徴量 5023。以下、他についても同様に表記する場合がある。）（図 5 参照）とは、計測時間中に速度が正值から負値になった回数から、タッピング回数 5019 を引いた値である。なお、速度が正值から負値になった回数は、速度が負値から正值になった回数としてもよい。

[0037] 速度波形のゼロ交差回数 5023 は、図 7（a）で示したような、距離波形に表れた指タッピング運動の大きな運動以外の細かい上下運動 7100 の個数を数えるための特徴量である。速度波形がゼロを交差する回数が、距離波形の細かい上下運動の回数に対応している。このような距離波形の細かい上下運動の回数は、一般に、健常者よりも認知症患者のほうが多い。

[0038] 同様に、加速度波形のゼロ交差回数 5024（図 5 参照）とは、計測時間中に加速度が正值から負値になった回数から、タッピング回数 5019 を引いた値である。なお、加速度が正值から負値になった回数は、加速度が負値から正值になった回数としてもよい。

[0039] 加速度波形のゼロ交差回数 5024 は、図 7（b）に示すように、細かい上下運動に限らず、指タッピング運動の途中で不自然に勢いの強弱が変化し

た回数部分 7 2 0 0 を数えるための特徴量である。加速度波形がゼロを交差する回数が、距離波形で不自然に勢いの強弱が変化した回数に対応している。このような距離波形で不自然に勢いの強弱が変化した回数は、一般に、健常者よりも認知症患者のほうが多い。

[0040] 距離波形の極大値の局所的な標準偏差 5 0 2 5 (図 5 参照) とは、図 8 で示したように、距離波形の近傍 n 個の距離の極大値の標準偏差 (連続する n 周期分の距離波形に関するそれぞれの距離の極大値の標準偏差) を全計測時間にわたって平均した値である。 n は、2 以上で、かつタッピング回数よりも小さい整数であれば、いくつでもよい。

[0041] タップインターバルの局所的な標準偏差 5 0 2 6 (タッピングの時間間隔のばらつきに関する特徴量) (図 5 参照) とは、近傍 n 個のタップインターバルの標準偏差を、全計測時間にわたって平均した値である。 n は、2 以上で、かつタッピング回数よりも小さい整数であれば、いくつでもよい。

[0042] 認知症などの疾患では、全計測時間にわたって局所的な振幅の変動が大きいと考えられる。一方で、健常者では局所的な振幅の変動はあまりないが、疲労のために全計測時間にわたって徐々に振幅が小さくなると考えられる。距離波形の極大値の標準偏差 5 0 0 5 は全計測時間にわたって標準偏差を計算するため両者 (認知症患者と健常者) の違いを表すことが困難である。一方、距離波形の極大値の局所的な標準偏差 5 0 2 5 は、局所的な振幅の変動を表すため、全計測時間にわたって継続的に局所的な標準偏差を算出することで、両者の違いを表すことができると考えられる。同様に、タップインターバルの局所的な標準偏差 5 0 2 6 も、両者の違いを表すことができると考えられる。

[0043] タップインターバルの分布の歪度 5 0 2 7 (タッピングの時間間隔のばらつきに関する特徴量) (図 5 参照) とは、図 9 (a) で示すような全計測時間のタップインターバルの頻度分布 9 1 0 0 (ヒストグラム) の歪度である。ここで、歪度とは、分布の非対称性を表す統計的指標であり、例えば、偏差 (平均値との差) の 3 乗の平均を標準偏差の 3 乗で除算することで求める

ことができる。

[0044] 健常者のタップインターバルの頻度分布は正規分布に近い形になると考えられるのに対して、認知症などの疾患では、時折長いタップインターバルが混入する場合がある。そのため、正方向側（図9（a）の横軸の右側）の裾が延びた形状の頻度分布になると考えられる。タップインターバルの分布の歪度5027は、この性質を表すことができる。つまり、当該歪度が、健常者の頻度分布の場合は「0」に近く、認知症患者の頻度分布の場合は比較的大きな値になると考えられる。

[0045] 極大点付近の尖度5028（図5参照）とは、距離波形の極大点の尖度を、全計測時間にわたって平均した値である。ここで、尖度とは、分布の尖り具合を表す統計的指標であり、例えば、偏差（平均値との差）の4乗の平均を標準偏差の4乗で除算することで求めることができる。図9（b）に示したように、一定値（例えば55mm）以上の距離波形を極大点付近の距離波形9200として、それに対して尖度を計算する。

[0046] 極大点付近の尖度5028は、筋肉のこわばり（筋固縮）を表すことができると考えられる。筋肉がこわばると、オープニング動作とクロー징動作の切り替えを滑らかに行えず急激に切り替えるために、極大点付近の距離波形が尖ると考えられるからである。

[0047] [カオス時系列の軌跡]

時間遅れ軌跡の安定性5029（図5参照）とは、図10のように、時刻 t の運動波形 $X(t)$ と時刻 $t+k$ の運動波形 $X(t+k)$ を2軸にとって指タッピング運動をプロットした $X(t)$ と $X(t+k)$ の軌跡10100の安定性を表す値（特徴量）である（時間遅れ k は任意の一定値で例えば20ミリ秒程度）。この軌跡のプロット法は、時系列データの周期性や安定性を評価するためのカオス時系列解析という分野で用いられている。上記軌跡の形状により、指タッピング運動の安定性を評価することができる。 $X(t)$ と $X(t+k)$ の軌跡10100は、高齢健常者では、利き手・非利き手ともに、右上がりの楕円形となり、各周期で安定している（図10（a）参

照)。一方で、認知症患者では、利き手では、楕円形となり安定しているものの、非利き手では、軌跡が不安定であることが分かる(図10(b)参照)。

[0048] 安定性を評価するために、各周期の軌跡と最も内側の軌跡との差分の面積を算出し、その平均値を算出し、時間遅れ軌跡の安定性5029(特徴量)とする。時間遅れ軌跡の安定性5029が大きいほど、計測時間中の指タッピング運動の周期が安定していないこととなる。なお、上記では、 $X(t)$ と $X(t+k)$ の2軸でアトラクタを描画したが、 $X(t)$ と $X(t+k)$ と $X(t+2k)$ など3軸以上で描画してもよい。

[0049] 図5に示した特徴量番号5001~5029の特徴量においては、標準偏差の代わりに、分散などデータのばらつきを表す別の統計的指標を用いてもよい。また、手の大きさが異なる人のデータも同等に扱うために、2指を最大に開いたときの距離値で規格化してもよい。

[0050] [両手差異特徴量]

利き手と非利き手それぞれの指タッピング運動について、特徴量5001~5029を算出し、非利き手の特徴量から利き手の特徴量を減算した特徴量を、両手差異特徴量とする。認知機能低下が進むと、利き手と非利き手の運動機能の差が大きくなるといわれている。一方で、利き手と非利き手には、被験者固有の運動能力が反映されていると考えられる。両手差異特徴量は、被験者固有の運動能力を相殺した上で、認知機能低下の重症度を表すと考えられる。

[0051] 図11に、高齢健常者と認知症患者の両手差異特徴量の有意差の有無を表す有意確率を示した。図11(a)に示したように、両手同時指タップ(両手それぞれの開と閉を同じタイミングで行うタッピング動作)では、タップインターバルの標準偏差(特徴量5022)(タッピングの時間間隔のばらつきに関する特徴量)とタップインターバルの局所的な標準偏差(特徴量5026)において、非利き手の特徴量や利き手の特徴量よりも、両手差異特徴量の方が、有意確率が小さくなり有意差が認められていることが分かる(

有意確率 $p < 0.05$)。また、図 11 (b) に示したように、両手交互指タップ (両手それぞれの開と閉を逆のタイミングで行うタッピング動作) では、速度波形のゼロ交差数 (特徴量 5023) において、非利き手の特徴量や利き手の特徴量よりも、両手差異特徴量の方が、有意確率が小さくなり有意差が認められていることが分かる (有意確率 $p < 0.05$)。

[0052] なお、特徴量 5001 ~ 5029 について両手差異特徴量を算出する際、非利き手の特徴量から利き手の特徴量を減算するほか、利き手の特徴量から非利き手の特徴量を減算してもよいし、あるいは、非利き手の特徴量を利き手の特徴量で除算したり、利き手の特徴量を非利き手の特徴量で除算したりしてもよい。つまり、両手それぞれの特徴量を用いて、差分 (一方を他方から減算した減算値)、または、一方を他方で除算した除算値を、両手差異特徴量として算出する。

[0053] (第 2 の両手差異特徴量算出方法)

次に、第 2 の両手差異特徴量算出方法として、両手の運動波形の差分を算出後、特徴量を算出する方法の一例を示す。

[0054] [非利き手・利き手変動サイクル]

両手を同時に指タッピング運動させるタスク (両手同時指タップ) においては、両手の間の波形のずれがないのが理想的である。健常者では、両手をずれなく同時に動かすことが容易であり、ずれが生じたとしても即座にずれをなくすように修正することができる。しかし、認知機能低下が進むと、両手を同時に動かすことが難しく、ずれが生じた場合にずれを認識して解消することが困難になる。

[0055] そこで、図 12 (a) のように、両手の運動波形 (時系列データ) の差分を算出して、両手差分波形 12100 とする。両手差分波形 12100 は、両手の波形の間にずれがなければ常に 0 となり、ずれが大きければ大きな値をとる。両手差分波形 12100 には、指タッピング運動と同じ第一周波数 (健常者であれば 2 ~ 5 Hz 程度) と、両手のずれを解消する変動サイクル 12200 の第二周波数の 2 種類の周波数が含まれている。

[0056] そこで、図 1 2 (b) に示すように、両手差分波形にフーリエ変換を適用して周波数スペクトル 1 2 3 0 0 (周波数成分) を求め、その周波数スペクトル 1 2 3 0 0 の強度の二つのピーク値に対応するそれぞれの周波数のうち、大きいほうを第一周波数 1 2 4 0 0 とし、小さいほうを第二周波数 1 2 5 0 0 (両手差異特徴量) とする。第二周波数 1 2 5 0 0 が大きいほどずれの解消が早く、認知機能低下が小さいことになる。つまり、例えば、第二周波数 1 2 5 0 0 が所定の閾値 (例えば 1 H z 程度) 以下であれば、認知機能低下が大きいと判断することができる。

[0057] << 信号制御手段 >>

信号制御手段 1 2 3 0 (図 1 参照) は、操作入力部 1 3 0 0 から送給される操作信号に応じて、運動機能測定装置 1 1 0 0 へ測定の開始のための信号を送信する。運動機能測定装置 1 1 0 0 は、測定を行わないときはスタンバイ状態で、信号制御手段 1 2 3 0 からの信号によって測定可能な状態になる。

[0058] << 被験者情報処理手段 >>

被験者情報処理手段 1 2 4 0 (図 1 参照) は、記憶部 1 2 6 0 内の、被験者情報や解析結果等の情報を記録する被験者 D B (Data Base) を用いて、それらの情報の管理を行うものである。

[0059] より詳細には、被験者情報処理手段 1 2 4 0 は、1) 被験者情報の登録、修正、削除及び検索、ソート、2) 被験者情報と測定データとの関連付け、3) 測定データの解析結果の登録、修正、削除 (項目の追加、修正、削除)、4) 統計処理を行った場合には、その統計処理結果の登録、修正、削除、の主に 4 項目の処理を被験者 D B との連携によって行う。

[0060] また、被験者 D B に登録される被験者情報としては、被験者 I D (Identifier)、氏名、生年月日、年齢、身長、体重、疾患名、被験者に関するコメント等が挙げられる。なお、被験者情報処理手段 1 2 4 0 によるこれらの情報管理は、従来公知のプログラムとデータ構成によって容易に実現することができるものである。

[0061] ‹‹出力処理手段››

出力処理手段 1 2 5 0 (図 1 参照) は、表示部 1 4 0 0 に、被験者 D B に登録された被験者情報や解析結果等の情報を、グラフやテーブルの形式を適宜用いて視覚的に理解しやすい表示形式で表示させるものである。なお、出力処理手段 1 2 5 0 は、前記した全ての解析結果に関し、同時に表示させる必要はなく、操作入力部 1 3 0 0 を介して操作者が適宜選択する項目に関して表示させる構成とすることもできる。

[0062] ‹‹制御部››

制御部 1 2 7 0 (図 1 参照) は、C P U (Central Processing Unit)、R O M (Read Only Memory)、R A M (Random Access Memory) 等によって構成される。

データ処理部 1 2 2 0 内の各手段、信号制御手段 1 2 3 0、被験者情報処理手段 1 2 4 0 および出力処理手段 1 2 5 0 は、記憶部 1 2 6 0 に格納されたプログラム又はデータを制御部 1 2 7 0 にロードして、演算処理を実行することによって実現される。

[0063] [操作入力部]

操作入力部 1 3 0 0 (図 1 参照) は、脳機能障害評価システム 1 0 0 0 の操作者が、被験者情報を入力するためのものであって、キーボードやマウス等によって実現することができる。また、被験者情報を入力する場合には、操作者による入力を補助するユーザインタフェースとして、ディスプレイに入力画面を表示させるようにしてもよい。

[0064] [表示部]

表示部 1 4 0 0 (図 1 参照) は、データ処理部 1 2 2 0 により処理された被験者情報や運動情報を出力するものであって、例えば、L C D (Liquid Crystal Display)、C R T (Cathode Ray Tube) ディスプレイ、プリンタ等によって実現することができる。

[0065] (画面例)

次に、図 1 3 と図 1 4 を参照して、表示部 1 4 0 0 に表示される画面例に

について説明する。

図 1 3 に示すように、被験者情報の入力画面は、被験者 I D 入力欄 1 3 1 0 0、氏名入力欄 1 3 2 0 0、生年月日入力欄 1 3 3 0 0、利き手入力欄 1 3 4 0 0 およびメモ入力欄 1 3 5 0 0 を備えている。測定者（医師等）がこれらの入力欄に各情報を入力し、保存ボタン 1 3 6 0 0 をマウスによってクリックすることで、入力された被験者情報が被験者情報処理手段 1 2 4 0 によって記憶部 1 2 6 0 に保存される。また、利き手の情報は、両手差異特徴量生成手段 1 2 2 2 の計算で用いられる。

[0066] 図 1 4 に示すように、計測中の運動波形を表示する測定画面において、測定者（医師等）が計測実施ボタン 1 4 1 0 0 を押すことで測定が開始され、測定中の運動波形 1 4 3 0 0 が描画される。測定の終了後に保存ボタン 1 4 2 0 0 を押すことで、運動波形の保存およびデータ処理部 1 2 2 0 の各手段で得られる解析結果の保存が行われる。

[0067] [効果]

本実施形態の脳機能障害評価システム 1 0 0 0 によれば、両手差異特徴量生成手段 1 2 2 2 で算出された両手差異特徴量によって認知症の重症度を評価できる。

[0068] なお、本実施形態において、脳機能障害評価システム 1 0 0 0 を構成するコンピュータに実行させるためのプログラムを作成し、コンピュータにインストールすることにより、コンピュータは、そのプログラムに基づいた各機能を実現することができる。

[0069] (変形例)

次に、脳機能障害評価システム 1 0 0 0 の変形例について説明する。

[脳機能障害評価システムの構成の変形例]

図 1 5 は、変形例に係る脳機能障害評価システム 1 0 0 0 a の全体構成の例を示した図である。図 1 5 に示す脳機能障害評価システム 1 0 0 0 a は、図 1 に示した脳機能障害評価システム 1 0 0 0 とほぼ同等の機能を、通信ネットワーク 1 5 3 0 0 によって相互に接続された端末装置 1 5 1 0 0 とサー

バ装置 1 5 2 0 0 とに分離して実現したものである。

[0070] 脳機能障害評価システム 1 0 0 0 a では、端末装置 1 5 1 0 0 は、被験者に身体運動を提示するとともに、被験者の身体運動のデータを取得する役割を果たす。また、サーバ装置 1 5 2 0 0 は、端末装置 1 5 1 0 0 によって取得された被験者の身体運動のデータを、通信ネットワーク 1 5 3 0 0 を介して受信し、その被験者の身体運動のデータに基づき、被験者の認知機能低下の重症度を評価する役割を果たす。このことを除けば、脳機能障害評価システム 1 0 0 0 a の構成および機能は、図 1 に示した脳機能障害評価システム 1 0 0 0 の構成および機能と同じであるので、以下では、主に相違する箇所についてのみ説明する。

[0071] 端末装置 1 5 1 0 0 では、図 1 の脳機能障害評価システム 1 0 0 0 の運動機能測定装置 1 1 0 0 に加えて、通信ネットワーク 1 5 3 0 0 につなぐ通信装置 1 5 4 0 0（第 1 の通信装置）が新たに設けられている。サーバ装置 1 5 2 0 0 では、図 1 の脳機能障害評価システム 1 0 0 0 の脳機能障害評価装置 1 2 0 0 と操作入力部 1 3 0 0 と表示部 1 4 0 0 に加えて、通信ネットワーク 1 5 3 0 0 につなぐ通信装置 1 5 5 0 0（第 2 の通信装置）が新たに設けられている。通信装置 1 5 4 0 から通信ネットワーク 1 5 3 0 0 を介して通信装置 1 5 5 0 0 に送信される情報は、運動波形の時系列データ等である。

[0072] なお、以上のような構成を有する端末装置 1 5 1 0 0 は、医師や被験者またはその介助者などが有するパソコン、タブレット端末、スマートフォンなどで実現することができる。また、サーバ装置 1 5 2 0 0 は、高性能のパソコン、ワークステーション、汎用コンピュータなどにより実現することができる。また、1 つのサーバ装置 1 5 2 0 0 に通信ネットワーク 1 5 3 0 0 を介して複数の端末装置 1 5 1 0 0 が接続されていても構わない。

[0073] 脳機能障害評価システム 1 0 0 0 a では、端末装置 1 5 1 0 0 は、単に、被験者の身体運動のデータを取得するだけである。従って、例えば、端末装置 1 5 1 0 0 が紛失されても、被験者の認知機能障害度のデータが流出する

ことはない。また、被験者の認知機能障害度などの評価結果は、サーバ装置 1 5 2 0 0 の記憶部 1 2 6 0 に格納されるので、関係する医師、看護師、介護者などがアクセスし易くなる。また、サーバ装置 1 5 2 0 0 を設けたことにより、脳機能障害評価システム 1 0 0 0 a のサーバ装置 1 5 2 0 0 を、電子カルテシステム、投薬記録システム、健康管理システムなど、他の医療情報・健康情報を管理するシステムと接続することが容易となる。

[0074] 以上で本実施形態の説明を終えるが、本発明は、以上に説明した実施形態に限定されるものでなく、さらに様々な変形例が含まれる。例えば、前記の実施形態は、本発明を分かりやすく説明するために、詳細に説明したものであり、必ずしも説明したすべての構成を備えるものに限定されるものではない。また、ある実施形態の構成の一部を他の実施形態の構成の一部で置き換えることが可能であり、さらに、ある実施形態の構成に他の実施形態の構成の一部または全部を加えることも可能である。その他、具体的な構成や処理について、本発明の主旨を逸脱しない範囲で適宜変更が可能である。

符号の説明

- [0075] 1 0 0 0、1 0 0 0 a 脳機能障害評価システム
- 1 1 0 0 運動機能測定装置
 - 1 1 1 0 運動センサ
 - 1 1 2 0 運動センサインタフェース
 - 1 1 3 0 運動センサ制御部
 - 1 2 0 0 脳機能障害評価装置
 - 1 2 1 0 データ入力部
 - 1 2 2 0 データ処理部（解析手段）
 - 1 2 2 1 運動波形生成手段
 - 1 2 2 2 両手差異特徴量生成手段
 - 1 2 3 0 信号制御手段
 - 1 2 4 0 被験者情報処理手段
 - 1 2 5 0 出力処理手段

- 1 2 6 0 記憶部（記憶手段）
- 1 2 7 0 制御部
- 1 3 0 0 操作入力部
- 1 4 0 0 表示部（表示手段）
- 1 5 0 0 収容部
- 2 1 0 0 発信コイル
- 2 2 0 0 受信コイル
- 3 1 0 0 交流発生回路
- 3 2 0 0 電流発生用アンプ回路
- 3 3 0 0 プリアンプ回路
- 3 4 0 0 検波回路
- 3 5 0 0 L P F 回路
- 3 6 0 0 位相調整回路
- 3 7 0 0 参照信号
- 3 8 0 0 アンプ回路
- 3 9 0 0 出力信号
- 4 1 0 0 距離波形
- 4 2 0 0 速度波形
- 4 3 0 0 加速度波形
- 5 0 0 1 – 5 0 2 9 片手の指タッピング運動の特徴量
- 6 1 0 0 指タッピング運動の周期
- 6 2 0 0 距離波形の計測時間中の平均値
- 6 3 0 0 極小点
- 6 4 0 0 極大点
- 6 5 0 0 オープニング動作
- 6 6 0 0 クロージング動作
- 7 1 0 0 指タッピング運動以外の細かい上下運動
- 7 2 0 0 指タッピング運動以外で不自然に勢いの強弱が変化した回数

- 9 1 0 0 タップインターバルの頻度分布
- 9 2 0 0 極大点付近の距離波形
- 1 0 1 0 0 $X(t)$ と $X(t+k)$ の軌跡
- 1 2 1 0 0 両手差分波形
- 1 2 2 0 0 変動サイクル
- 1 2 3 0 0 周波数スペクトル
- 1 2 4 0 0 第一周波数
- 1 2 5 0 0 第二周波数
- 1 3 1 0 0 被験者 ID 入力欄
- 1 3 2 0 0 氏名入力欄
- 1 3 3 0 0 生年月日入力欄
- 1 3 4 0 0 利き手入力欄
- 1 3 5 0 0 メモ入力欄
- 1 3 6 0 0 保存ボタン
- 1 4 1 0 0 計測実施ボタン
- 1 4 2 0 0 保存ボタン
- 1 4 3 0 0 測定中の運動波形
- 1 5 1 0 0 端末装置
- 1 5 2 0 0 サーバ装置
- 1 5 3 0 0 通信ネットワーク
- 1 5 4 0 0 通信装置（第 1 の通信装置）
- 1 5 5 0 0 通信装置（第 2 の通信装置）

請求の範囲

- [請求項1] 運動センサから取得した被験者の両手それぞれの手指運動に関する時系列データを記憶する記憶手段と、前記記憶手段に記憶された前記時系列データを解析する解析手段と、前記解析手段により解析された解析結果を表示する表示手段と、を備える脳機能障害評価システムであって、
- 前記解析手段は、
- 前記記憶手段に記憶された前記時系列データに基づいて、前記時系列データに対応する運動波形を生成する運動波形生成手段と、
- 前記被験者の両手それぞれの前記運動波形に基づいて、両手それぞれの手指運動の差異を表す両手差異特徴量を生成する両手差異特徴量生成手段と、を含む
- ことを特徴とする脳機能障害評価システム。
- [請求項2] 前記両手差異特徴量生成手段は、
- 両手それぞれの前記運動波形に基づいて、両手それぞれの特徴量を生成し、
- 生成した前記両手それぞれの特徴量を用いて、差分、または、一方を他方で除算した除算値を、前記両手差異特徴量として算出することを特徴とする請求項1に記載の脳機能障害評価システム。
- [請求項3] 前記両手差異特徴量生成手段は、
- 両手それぞれの前記運動波形の差分を両手差分波形として算出し、
- 算出した前記両手差分波形に基づいて、前記両手差異特徴量を生成する
- ことを特徴とする請求項1に記載の脳機能障害評価システム。
- [請求項4] 前記両手差異特徴量生成手段は、
- 前記両手差分波形にフーリエ変換を適用して周波数スペクトルを算出し、
- 前記周波数スペクトルの強度の二つのピーク値に対応するそれぞれ

の周波数のうち、小さいほうの周波数を前記両手差異特徴量とすることを特徴とする請求項3に記載の脳機能障害評価システム。

[請求項5]

前記両手差異特徴量生成手段は、

両手それぞれの前記運動波形について、時刻 t の運動波形 $X(t)$ と、前記時刻 t から所定時間 k が経過した後の運動波形 $X(t+k)$ を2軸にプロットした軌跡の安定性を表す特徴量を生成し、

生成した前記両手それぞれの特徴量の差分を前記両手差異特徴量として算出する

ことを特徴とする請求項2に記載の脳機能障害評価システム。

[請求項6]

前記手指運動が指のタッピングであり、

前記両手差異特徴量生成手段は、

両手それぞれの前記運動波形について、タッピングの時間間隔のばらつきに関する特徴量を生成し、

生成した前記両手それぞれの特徴量の差分を前記両手差異特徴量として算出する

ことを特徴とする請求項2に記載の脳機能障害評価システム。

[請求項7]

運動センサと、第1の通信装置と、を備える端末装置と、

前記端末装置と通信する第2の通信装置と、前記第2の通信装置を介して前記運動センサから取得した被験者の両手それぞれの手指運動に関する時系列データを記憶する記憶手段と、前記記憶手段に記憶された前記時系列データを解析する解析手段と、前記解析手段により解析された解析結果を表示する表示手段と、を備えるサーバ装置と、

を備える脳機能障害評価システムであって、

前記サーバ装置の解析手段は、

前記記憶手段に記憶された前記時系列データに基づいて、前記時系列データに対応する運動波形を生成する運動波形生成手段と、

前記被験者の両手それぞれの前記運動波形に基づいて、両手それぞれの手指運動の差異を表す両手差異特徴量を生成する両手差異特徴量

生成手段と、を含む

ことを特徴とする脳機能障害評価システム。

[請求項8] 運動センサから取得した被験者の両手それぞれの手指運動に関する時系列データを記憶する記憶手段と、前記記憶手段に記憶された前記時系列データを解析する解析手段と、前記解析手段により解析された解析結果を表示する表示手段と、を備える脳機能障害評価システムによる脳機能障害評価方法であって、

前記解析手段は、

運動波形生成手段によって、前記記憶手段に記憶された前記時系列データに基づいて、前記時系列データに対応する運動波形を生成し、

両手差異特徴量生成手段によって、前記被験者の両手それぞれの前記運動波形に基づいて、両手それぞれの手指運動の差異を表す両手差異特徴量を生成する

ことを特徴とする脳機能障害評価方法。

[請求項9] 前記両手差異特徴量生成手段は、

両手それぞれの前記運動波形に基づいて、両手それぞれの特徴量を生成し、

生成した前記両手それぞれの特徴量を用いて、差分、または、一方を他方で除算した除算値を、前記両手差異特徴量として算出する

ことを特徴とする請求項8に記載の脳機能障害評価方法。

[請求項10] 前記両手差異特徴量生成手段は、

両手それぞれの前記運動波形の差分を両手差分波形として算出し、算出した前記両手差分波形に基づいて、前記両手差異特徴量を生成する

ことを特徴とする請求項8に記載の脳機能障害評価方法。

[請求項11] 前記両手差異特徴量生成手段は、

前記両手差分波形にフーリエ変換を適用して周波数スペクトルを算出し、

前記周波数スペクトルの強度の二つのピーク値に対応するそれぞれの周波数のうち、小さいほうの周波数を前記両手差異特徴量とすることを特徴とする請求項 10 に記載の脳機能障害評価方法。

[請求項12]

前記両手差異特徴量生成手段は、
両手それぞれの前記運動波形について、時刻 t の運動波形 $X(t)$ と、前記時刻 t から所定時間 k が経過した後の運動波形 $X(t+k)$ を 2 軸にプロットした軌跡の安定性を表す特徴量を生成し、
生成した前記両手それぞれの特徴量の差分を前記両手差異特徴量として算出する

ことを特徴とする請求項 9 に記載の脳機能障害評価方法。

[請求項13]

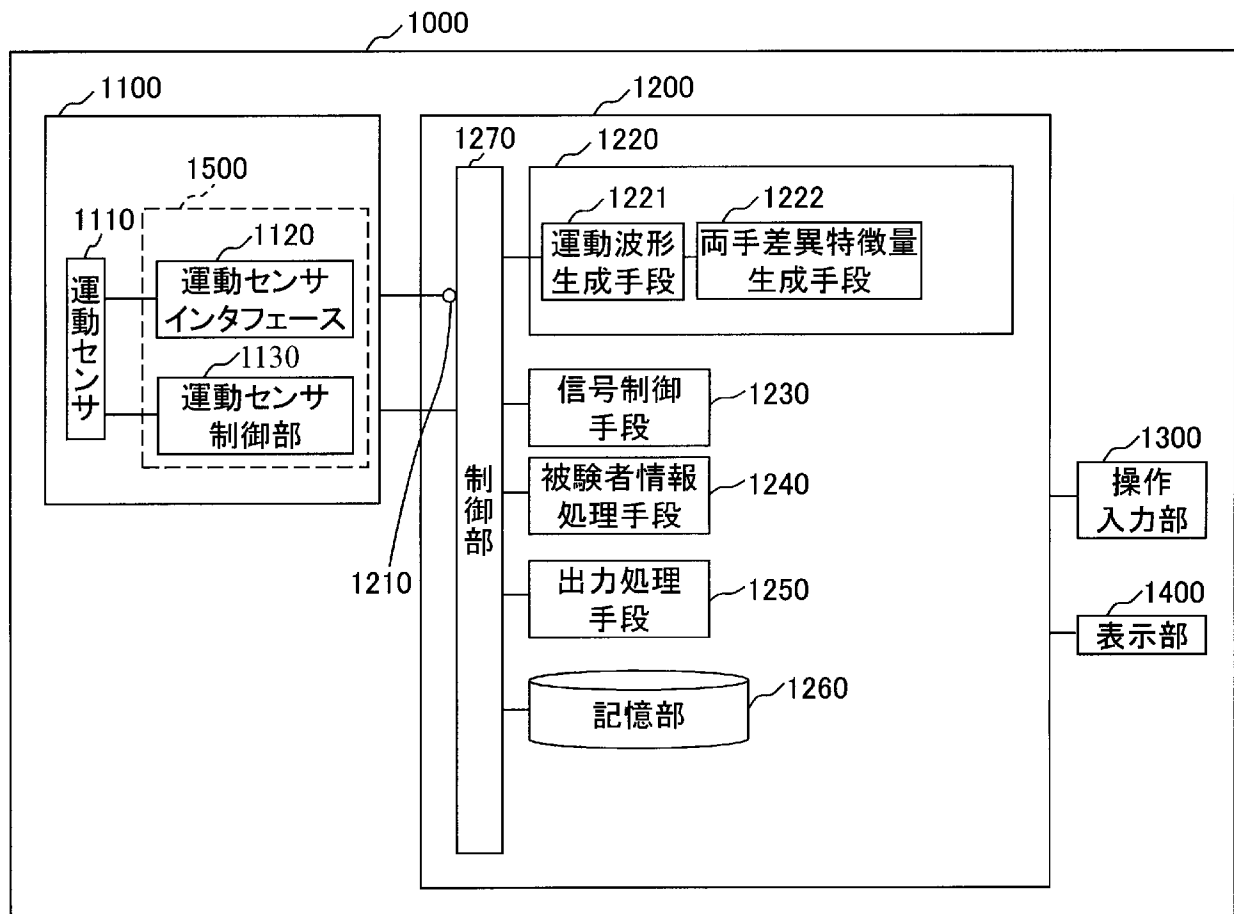
前記手指運動が指のタッピングであり、
前記両手差異特徴量生成手段は、
両手それぞれの前記運動波形について、タッピングの時間間隔のばらつきに関する特徴量を生成し、
生成した前記両手それぞれの特徴量の差分を前記両手差異特徴量として算出する

ことを特徴とする請求項 9 に記載の脳機能障害評価方法。

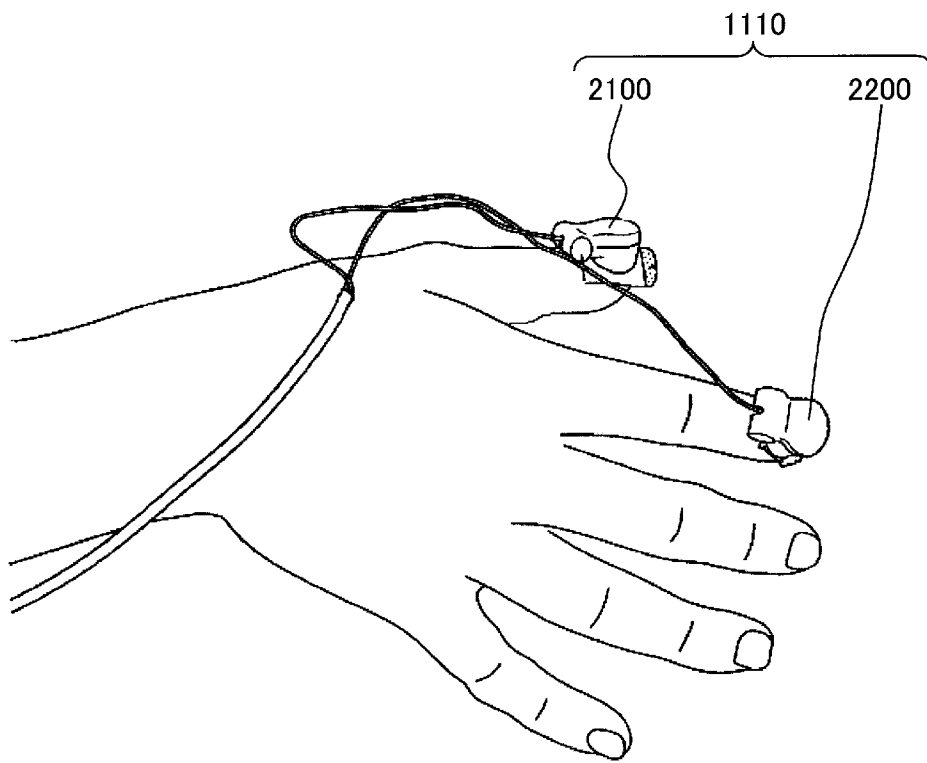
[請求項14]

コンピュータを、請求項 1 から請求項 6 のいずれか一項に記載の前記脳機能障害評価システムとして機能させるためのプログラム。

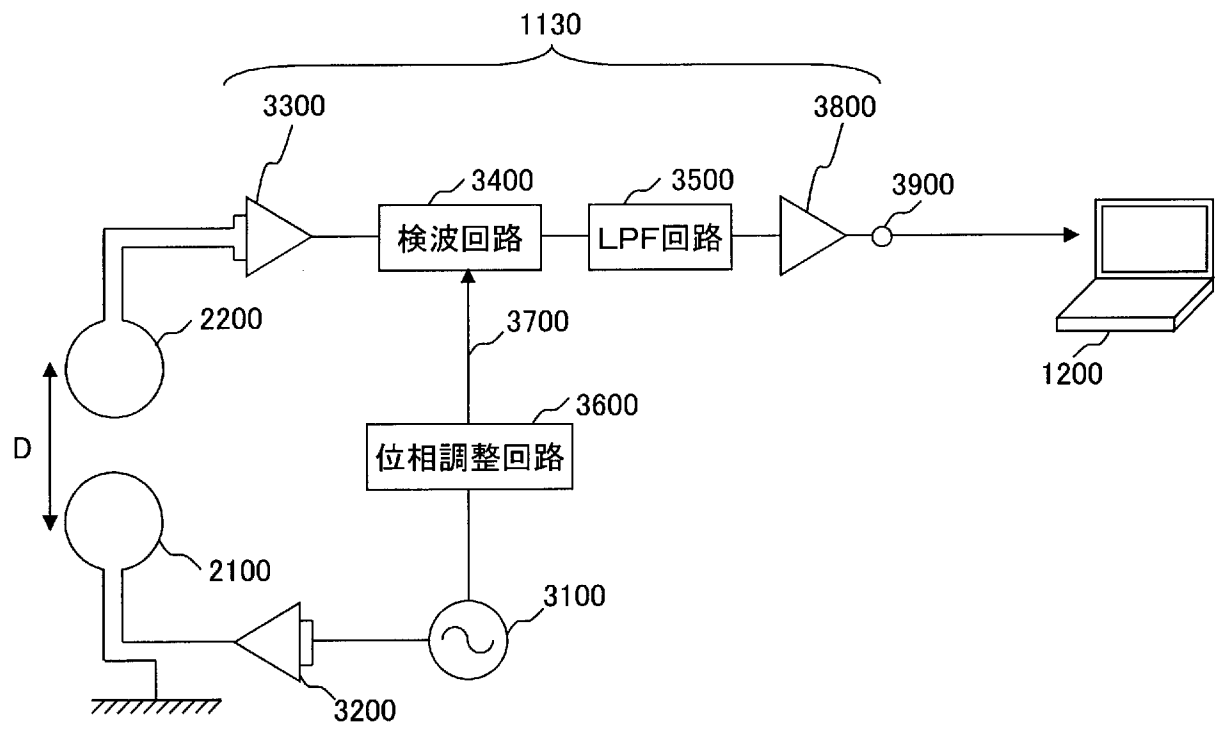
[図1]



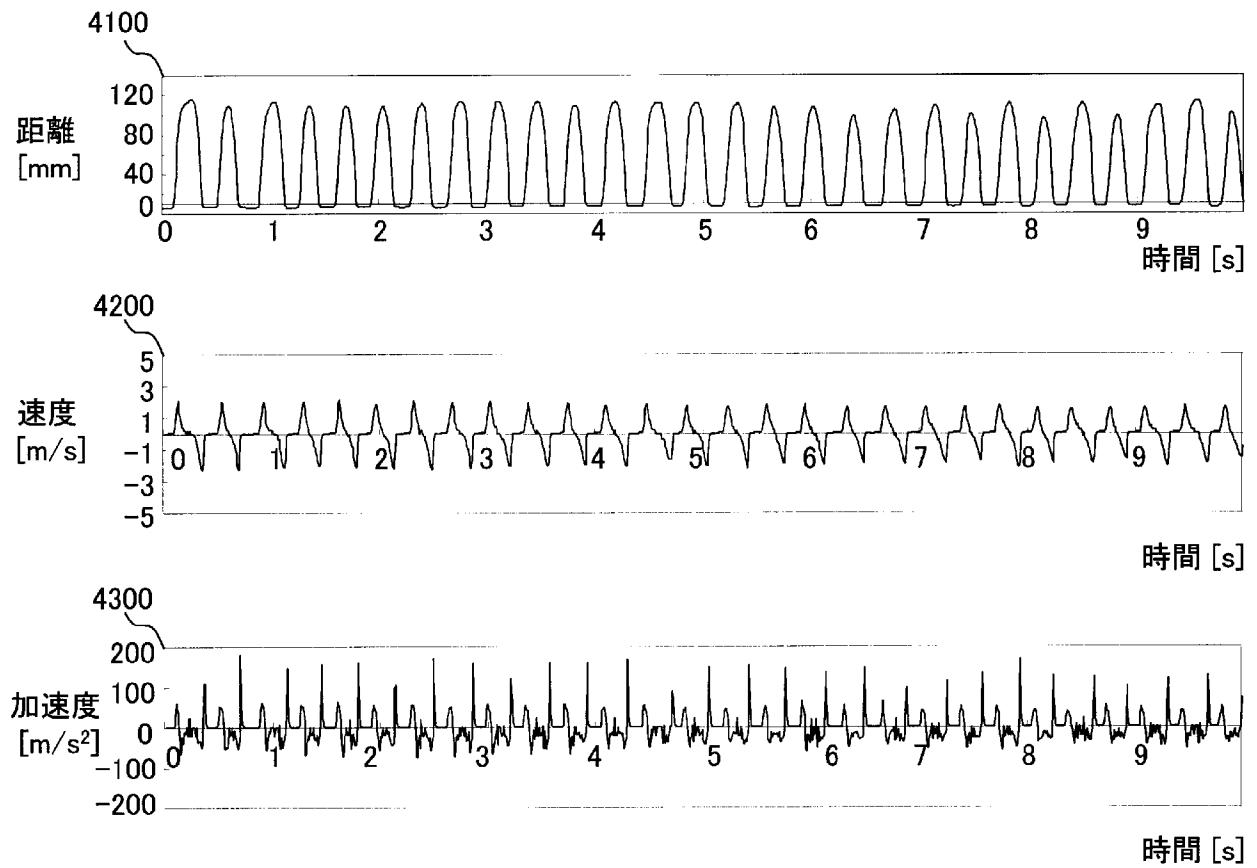
[図2]



[図3]



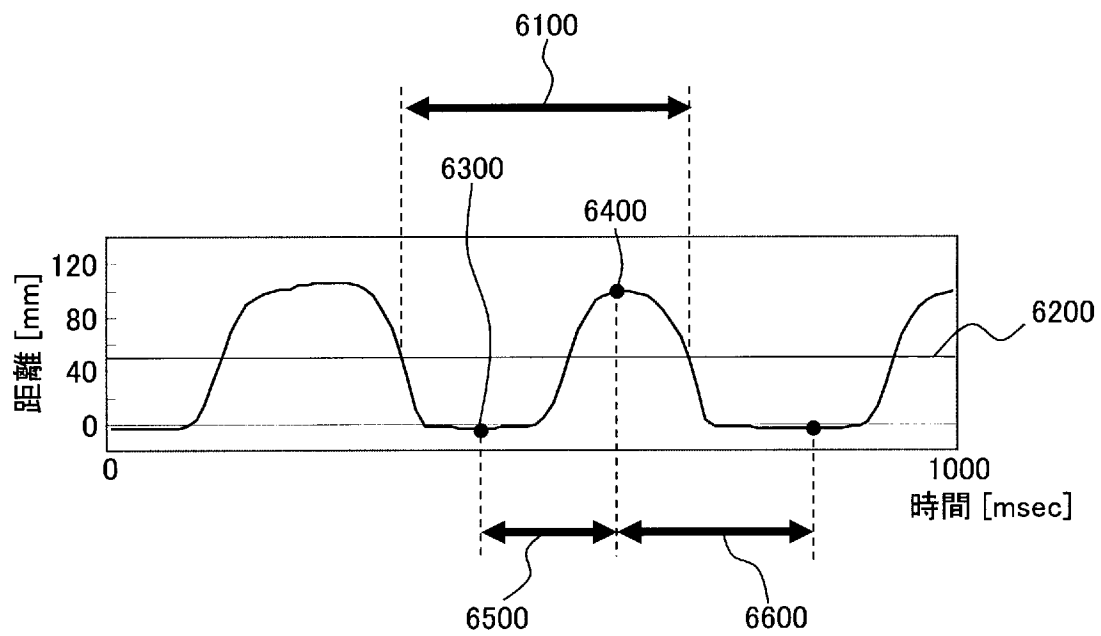
[図4]



[図5]

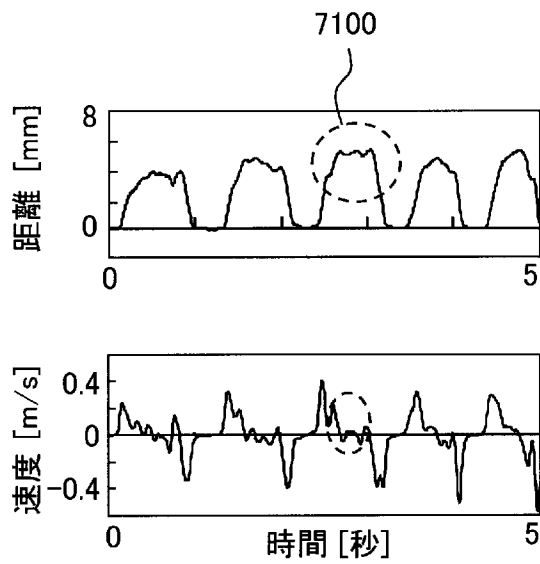
特徴量番号	名称	定義
5001	距離波形の最大振幅	全計測時間における距離波形の極大値の最大値
5002	距離波形の総移動距離	距離波形の微分値の絶対値を、全計測時間にわたって積分した値
5003	距離波形のキャリブレーションの最大値	キャリブレーション時に人差し指と親指を最大に開いたときの電圧から計算される距離値
5004	距離波形の極大値の平均	全計測時間における距離波形の極大値の平均値
5005	距離波形の極大値の標準偏差	全計測時間における距離波形の極大値の標準偏差
5006	距離波形の極大点の近似直線の傾き	距離波形の極大点の近似直線の傾き
5007	速度波形の最大振幅	全計測時間における速度波形の極大値の最大値
5008	速度波形のオープニング動作時の最大値の平均	オープニング動作中の速度の最大値を、全計測時間にわたって平均した値
5009	速度波形のクロー징動作時の最小値の平均	クロー징動作中の速度の最小値を全計測時間にわたって平均した値
5010	速度波形のオープニング動作時の最大値の標準偏差	オープニング動作中の速度の最大値の、全計測時間での標準偏差
5011	速度波形のクロー징動作時の最小値の標準偏差	クロー징動作中の速度の最小値の、全計測時間での標準偏差
5012	速度波形のエネルギーバランス	全計測時間において、速度が正値を取るときの速度の二乗和と、速度が負値を取るときの速度の二乗和との比
5013	速度波形の総エネルギー値	全計測時間での速度の二乗和
5014	加速度波形の最大振幅	全計測時間における加速度波形の極大値の最大値
5015	加速度波形のオープニング動作時の最大値の平均	オープニング動作中の加速度の最大値を、全計測時間にわたって平均した値
5016	加速度波形のオープニング動作時の最小値の平均	オープニング動作中の加速度の最小値を、全計測時間にわたって平均した値
5017	加速度波形のクロー징動作時の最大値の平均	クロー징動作中の加速度の最大値を、全計測時間にわたって平均した値
5018	加速度波形のクロー징動作時の最小値の平均	クロー징動作中の加速度の最小値を、全計測時間にわたって平均した値
5019	タッピング回数	計測時間中の距離波形の極小点の個数
5020	タップインターバルの平均値	計測時間をタッピング回数5019で除算した値
5021	タップインターバルの平均周波数	タップインターバルの平均値5020の逆数
5022	タップインターバルの標準偏差	計測時間中の指タッピング運動の周期の長さの標準偏差
5023	速度波形のゼロ交差回数	計測時間中に速度が正値から負値になった回数から、タッピング回数を引いた値
5024	加速度波形のゼロ交差回数	計測時間中に加速度が正値から負値になった回数から、タッピング回数を引いた値
5025	距離波形の極大値の局所的な標準偏差	距離波形の近傍n個の極大値の標準偏差を、全計測時間にわたって平均した値
5026	タップインターバルの局所的な標準偏差	近傍n個のタップインターバルの標準偏差を、全計測時間にわたって平均した値
5027	タップインターバルの分布の歪度	全計測時間のタップインターバルの頻度分布の歪度
5028	極大点付近の尖度	距離波形の極大点の尖度を、全計測時間にわたって平均した値
5029	時間遅れ軌跡の安定性	$X(t)$ と $X(t+k)$ の軌跡(アトラクタ)の安定性

[図6]

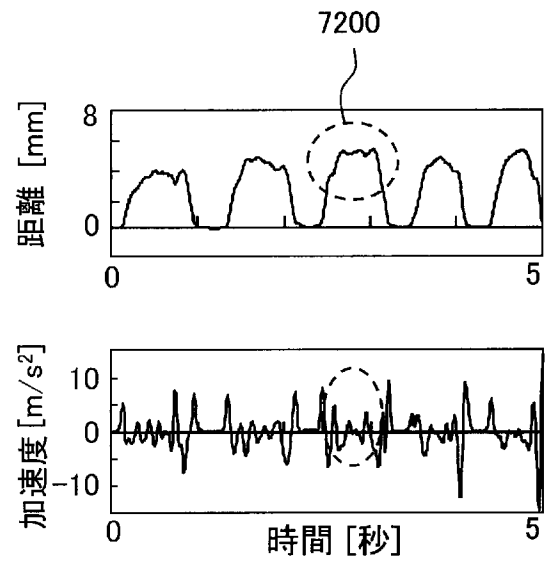


[図7]

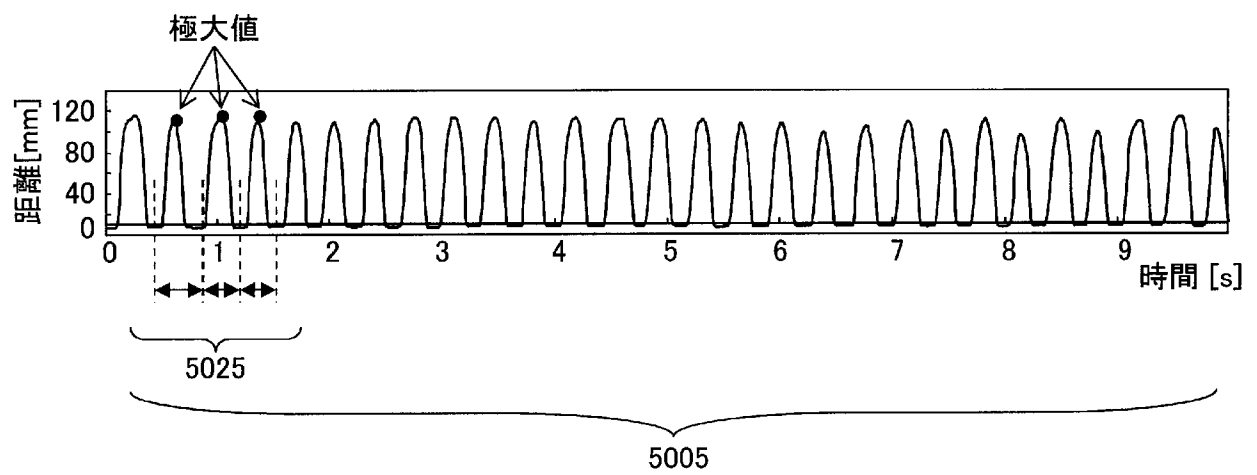
(a)



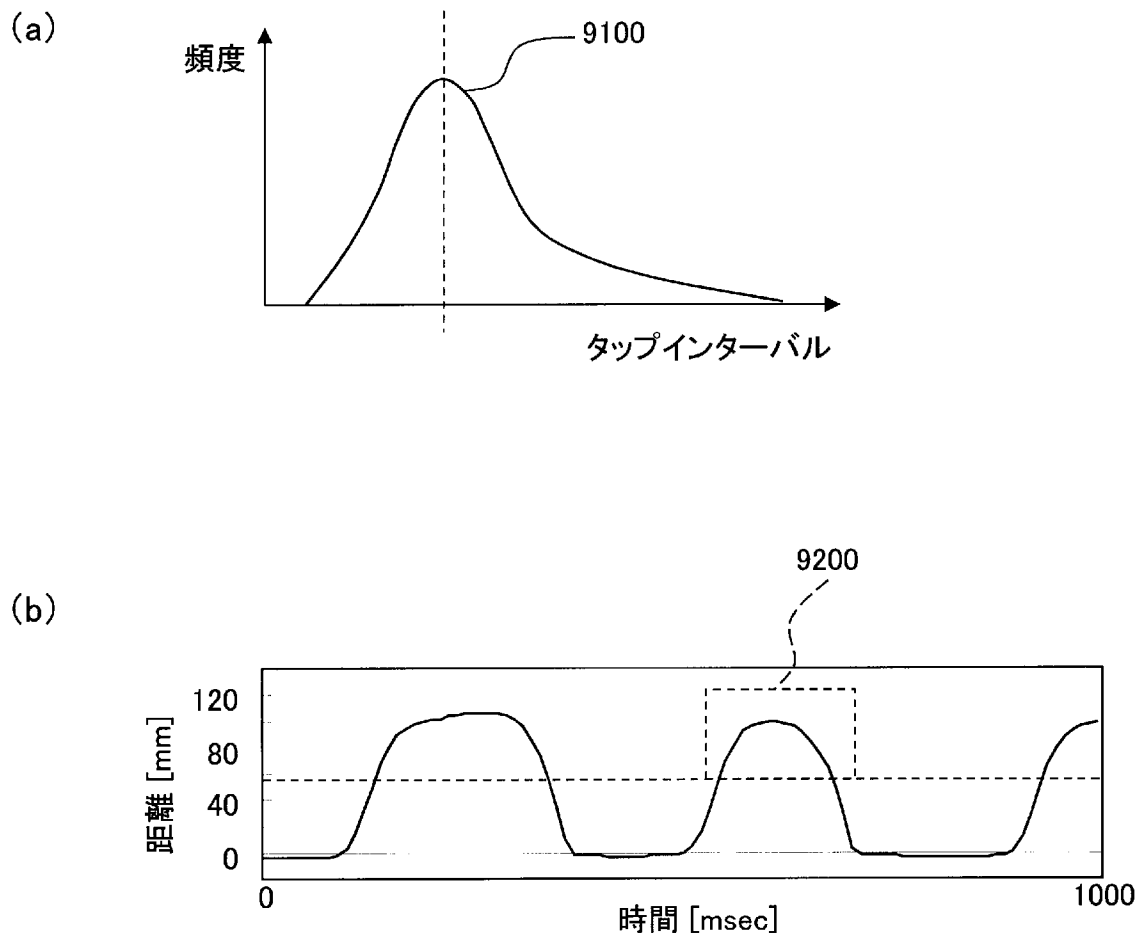
(b)



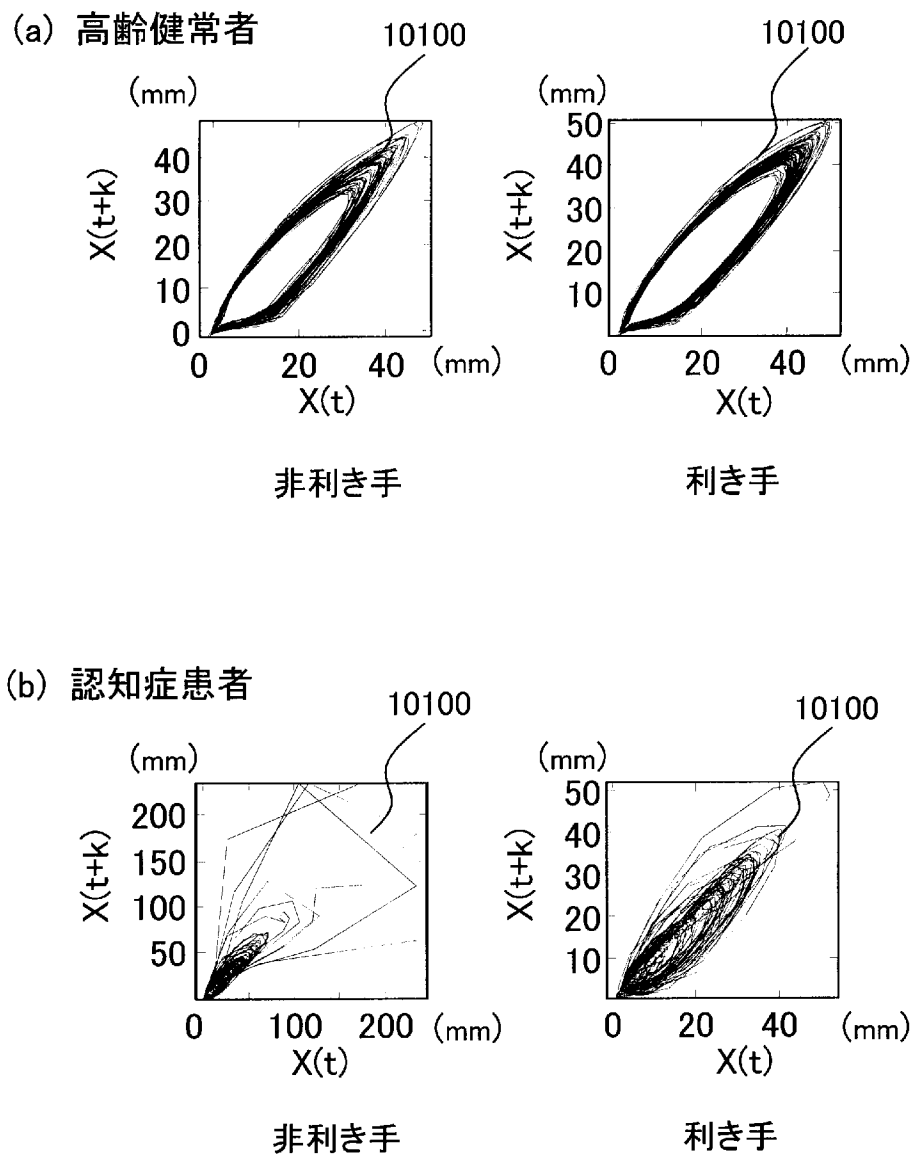
[図8]



[図9]

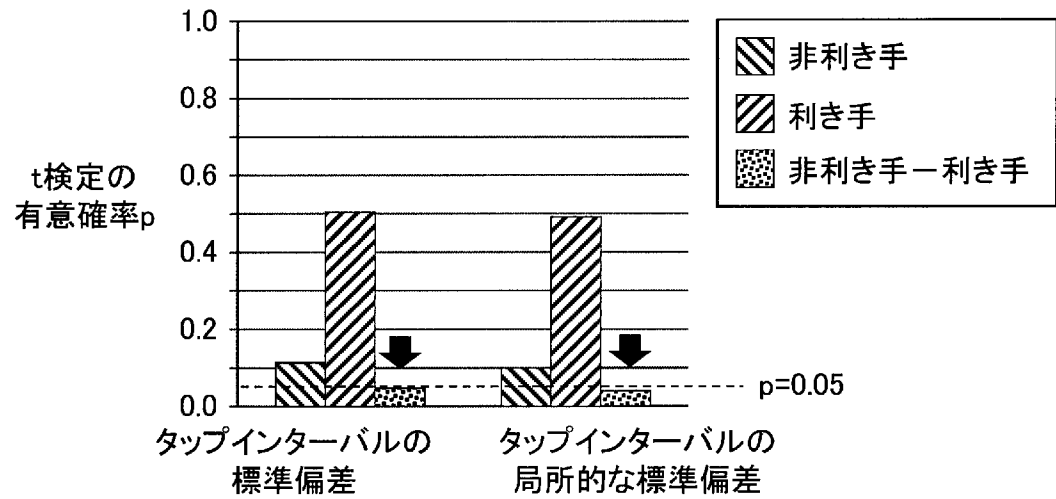


[図10]

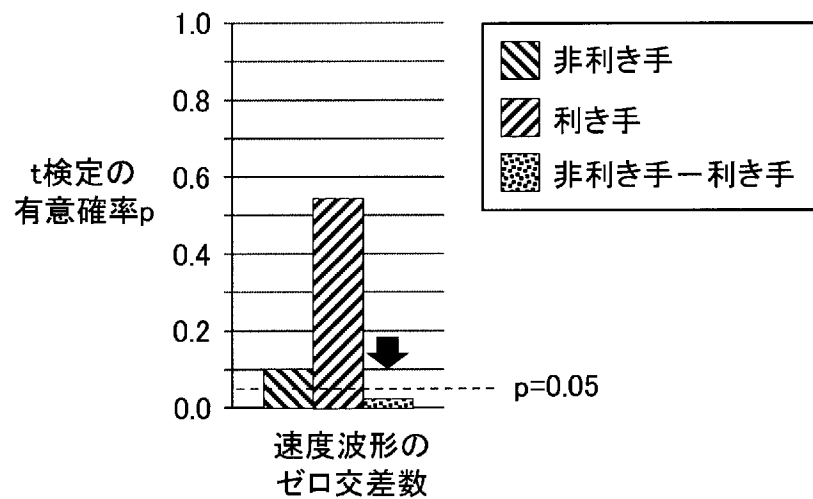


[図11]

(a) 両手同時指タップ

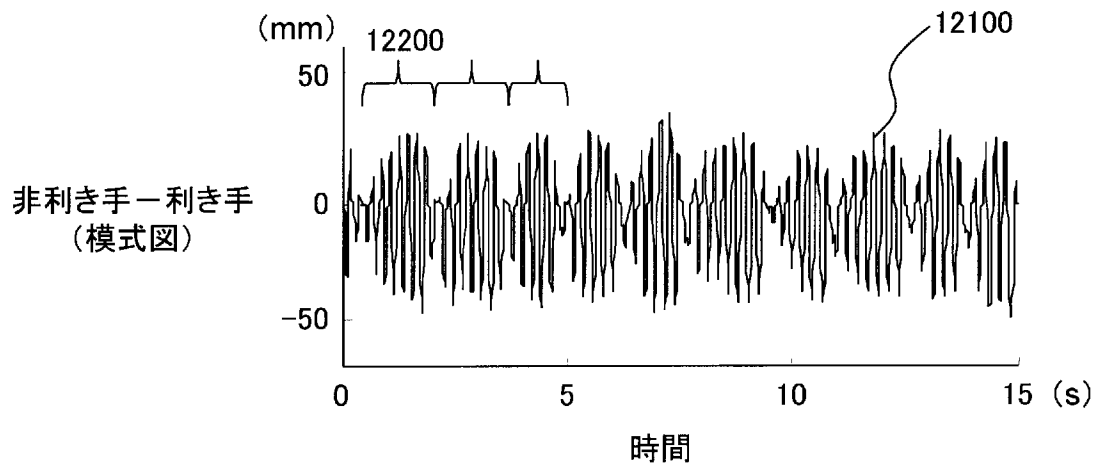


(b) 両手交互指タップ

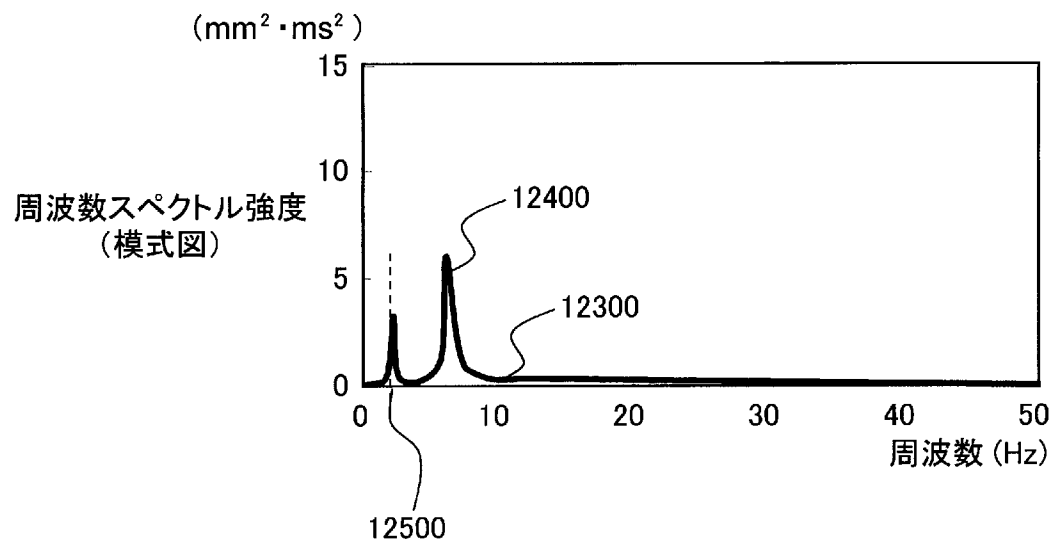


[図12]

(a)



(b)



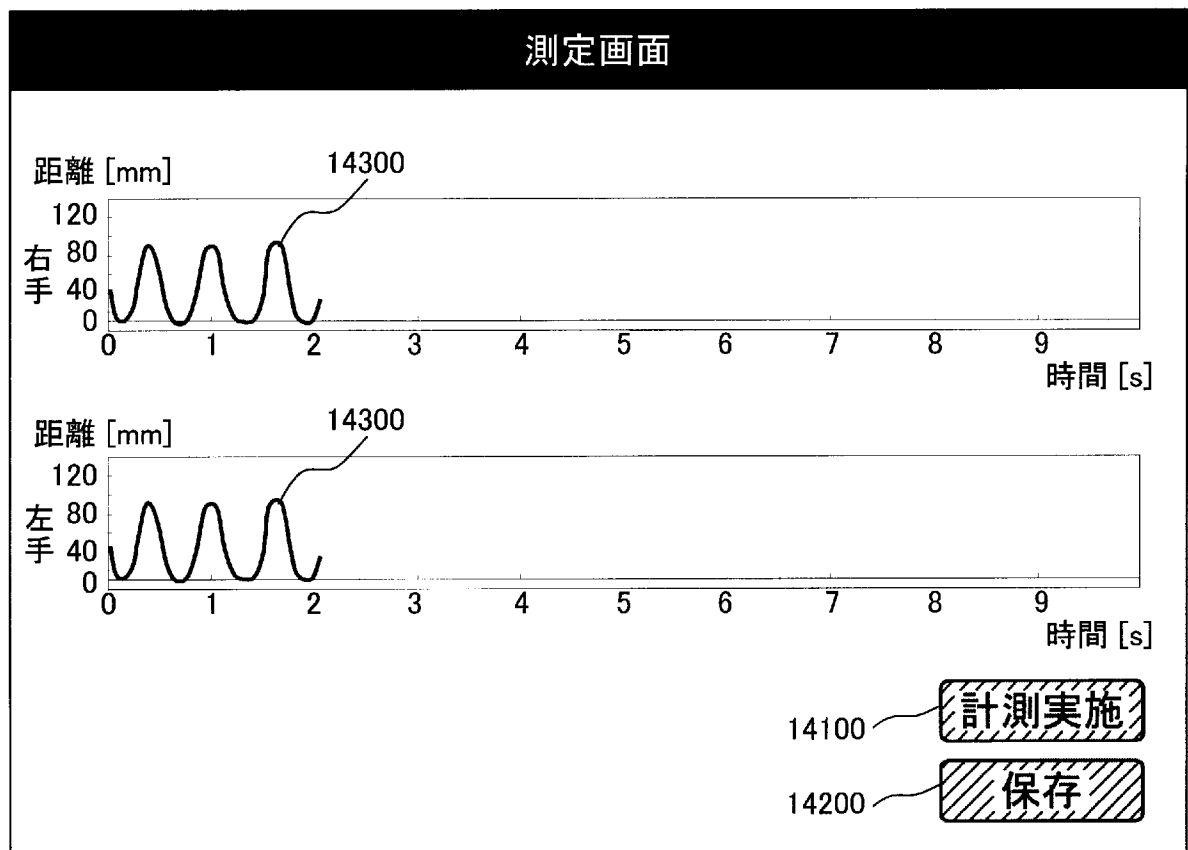
[図13]

被験者情報入力画面

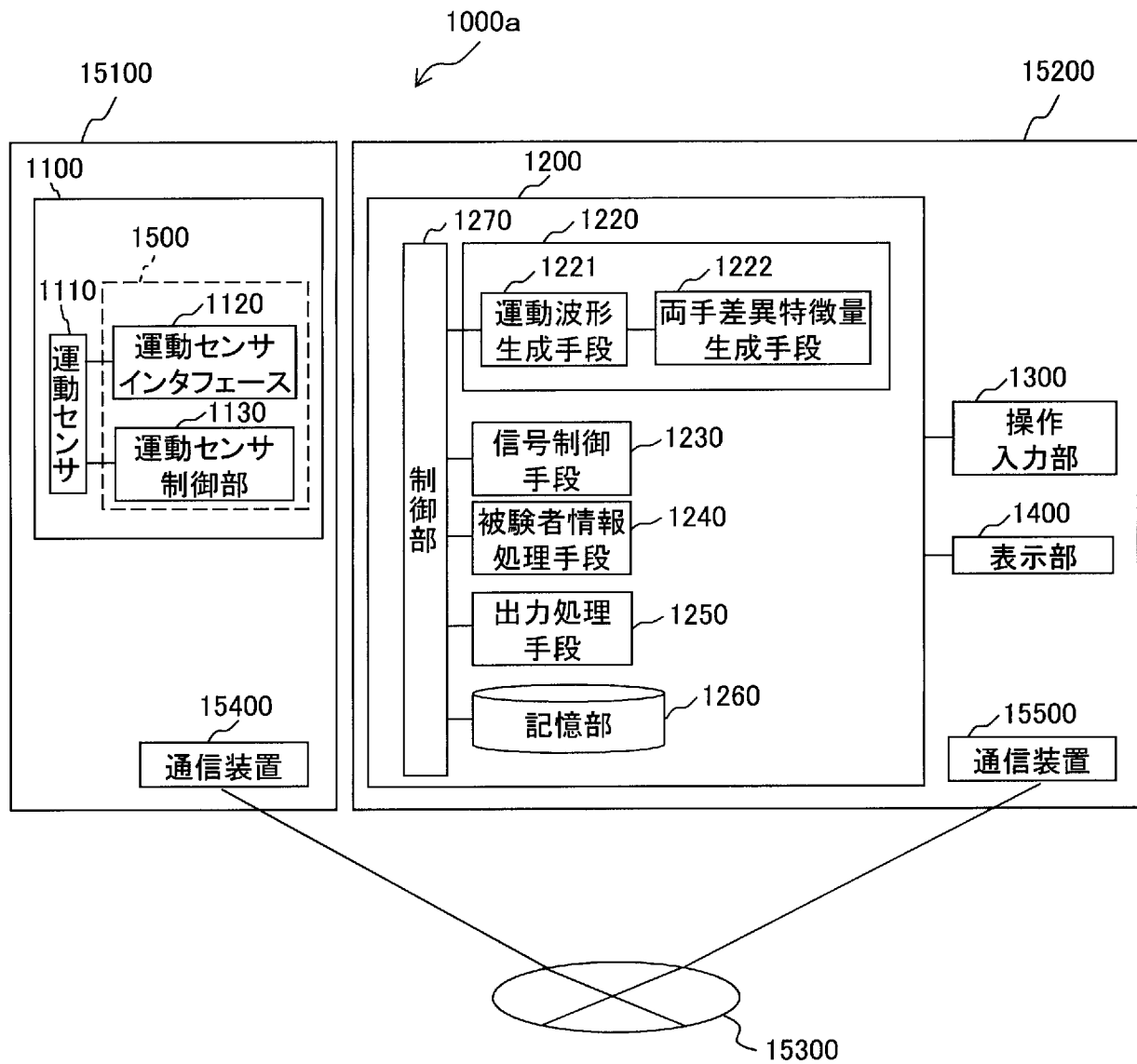
被験者情報を入力してください

被験者ID		13100
氏名		13200
生年月日		13300
性別	☒ 男 ☐ 女	
利き手	☒ 右手 ☐ 左手 ☐ 両手 ☐ 不明	13400
メモ		13500
保存		13600

[図14]



[図15]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2015/066997

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B5/11(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)

A61B5/06-5/22, 10/00

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	1996-2015
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2015	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2015

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

JSTPlus/JMEDPlus/JST7580(JDreamIII)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X A	JP 2007-301003 A (Hitachi, Ltd.), 22 November 2007 (22.11.2007), paragraphs [0002], [0012] to [0013], [0039] to [0041], [0066] to [0068]; fig. 2 & US 2007/0272599 A1 & US 2009/0192418 A1	1-2, 7-9, 14 3-6, 10-13
A	Kuni KONAKA, Nobuko HIROTA, Akihiko KANDORI, Tsuyoshi MIYASHITA, Kuniomi OGATA, Hiroshi OE, Saburo SAKODA, Hiroaki NARITOMI, "Ninchi Kino Shogai ni Okeru Jiki Sensor-gata Yubi Tapping Keisoku Sochi ni yoru Shushi Kochi Undo Shogai Hyoka", Dai 49 Kai Program and Abstracts of the Meeting of the Japanese Society of Neurology, 2008, page 242	1-14

☒ 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
24 August 2015 (24.08.15)

Date of mailing of the international search report
01 September 2015 (01.09.15)

Name and mailing address of the ISA/
Japan Patent Office
3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku,
Tokyo 100-8915, Japan

Authorized officer

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2015/066997

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2013-255786 A (Kao Corp.), 26 December 2013 (26.12.2013), claim 1 (Family: none)	1-14

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（I P C））

Int.Cl. A61B5/11(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（I P C））

Int.Cl. A61B5/06-5/22, 10/00

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	1 9 2 2 - 1 9 9 6 年
日本国公開実用新案公報	1 9 7 1 - 2 0 1 5 年
日本国実用新案登録公報	1 9 9 6 - 2 0 1 5 年
日本国登録実用新案公報	1 9 9 4 - 2 0 1 5 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）

JSTPlus/JMEDPlus/JST7580 (JDreamIII)

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
X A	JP 2007-301003 A（株式会社日立製作所）2007.11.22, 段落0002、0012-0013、0039-0041、0066-0068、図2 & US 2007/0272599 A1 & US 2009/0192418 A1	1-2, 7-9, 14 3-6, 10-13
A	小仲邦, 弘田伸子, 神鳥明彦, 宮下豪, 緒方邦臣, 大江洋史, 佐古田三郎, 成富博章, 認知機能障害における磁気センサー型指タッピング計測装置による手指巧緻運動障害評価, 第49回日本神経学会総会プログラム・抄録集, 2008, 第242頁	1-14

☒ 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

2 4 . 0 8 . 2 0 1 5

国際調査報告の発送日

0 1 . 0 9 . 2 0 1 5

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁（I S A / J P）

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）

野田 洋平

2 Q

3 2 1 0

電話番号 0 3 - 3 5 8 1 - 1 1 0 1 内線 3 2 9 2

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
A	JP 2013-255786 A (花王株式会社) 2013. 12. 26, 請求項 1 (ファミリーなし)	1-14