

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6291107号
(P6291107)

(45) 発行日 平成30年3月14日 (2018. 3. 14)

(24) 登録日 平成30年2月16日 (2018. 2. 16)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B 10/00 (2006. 01)
A 6 1 B 5/11 (2006. 01)A 6 1 B 10/00 Z DMH
A 6 1 B 5/10 3 1 O G

請求項の数 13 (全 33 頁)

(21) 出願番号	特願2017-67756 (P2017-67756)	(73) 特許権者	317015179
(22) 出願日	平成29年3月30日 (2017. 3. 30)		マクセル株式会社
(62) 分割の表示	特願2015-536360 (P2015-536360) の分割	(74) 代理人	110000855 特許業務法人浅村特許事務所
原出願日	平成25年9月11日 (2013. 9. 11)	(72) 発明者	佐野 佑子 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
(65) 公開番号	特開2017-140424 (P2017-140424A)	(72) 発明者	神島 明彦 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
(43) 公開日	平成29年8月17日 (2017. 8. 17)	(72) 発明者	江崎 佳奈子 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
審査請求日	平成29年3月30日 (2017. 3. 30)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 脳機能障害評価方法、脳機能障害評価装置およびそのプログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被験者にさせる身体運動を提示する身体運動提示装置と、前記提示された身体運動に応じて前記被験者がした身体運動の身体運動データを検出する身体運動検出センサと、に接続されたデータ処理装置が、

前記被験者に実施させる身体運動指示データを生成し、前記生成した身体運動指示データに基づく身体運動を、前記身体運動提示装置を介して前記被験者に提示し、その実施を指示する身体運動指示ステップと、

前記被験者がした身体運動の身体運動データを、前記身体運動検出センサを介して時系列に取得する身体運動データ取得ステップと、

前記身体運動指示データと前記身体運動データとに基づき、前記被験者の身体運動の位置正確度および時系列正確度を算出する身体運動正確度算出ステップと、

前記算出された位置正確度および時系列正確度に基づいて前記被験者の認知障害度を算出する認知障害度算出ステップと、

前記算出された位置正確度および時系列正確度、または、前記算出された認知障害度を、前記被験者がした身体運動の計測日時とともに記憶装置に格納する記憶ステップと、

前記記憶装置に格納された過去のデータを利用して、前記被験者の身体運動の計測日時と前記認知障害度との関係を表す表示を出力する経時変化出力ステップと、

を実行することを特徴とする脳機能障害評価方法。

【請求項 2】

10

20

前記データ処理装置は、

前記身体運動指示ステップにおいて、前記被験者が個別に有する視覚、聴覚および運動能力の少なくとも1つの能力を取得するための身体運動を提示する第1の処理と、

前記身体運動データ取得ステップにおいて、前記第1の処理により提示した身体運動に従って前記被験者がした身体運動の身体運動データを、前記被験者の前記視覚、聴覚および運動能力の少なくとも1つの能力の影響を排除したキャリブレーションデータとして取得する第2の処理と、

をさらに実行すること

を特徴とする請求項1に記載の脳機能障害評価方法。

【請求項3】

前記データ処理装置は、

前記身体運動指示ステップでは、前記被験者が2つの指を前記身体運動検出センサにタッチさせたままその2つの指を開閉する身体運動を、前記身体運動提示装置に提示すること

を特徴とする請求項1に記載の脳機能障害評価方法。

【請求項4】

前記データ処理装置は、

前記身体運動指示ステップでは、前記被験者の視覚を刺激する図形を前記身体運動提示装置に表示する処理および前記被験者の聴覚を刺激する音声を前記身体運動提示装置から出力する処理の少なくとも一方を実行するとともに、前記の刺激に応答して前記被験者が前記身体運動検出センサにタッチする身体運動を、前記身体運動提示装置に提示する処理を実行すること

を特徴とする請求項1に記載の脳機能障害評価方法。

【請求項5】

前記データ処理装置は、

前記身体運動指示ステップでは、移動する図形を前記身体運動提示装置に提示するとともに、前記被験者が前記身体運動検出センサに指をタッチさせたまま前記移動する図形を追跡する身体運動を、前記身体運動提示装置に提示すること

を特徴とする請求項1に記載の脳機能障害評価方法。

【請求項6】

被験者にさせる身体運動を提示する身体運動提示装置と、前記提示された身体運動に応じて前記被験者がした身体運動の実施データを検出する身体運動検出センサと、に接続されたデータ処理装置に、

前記被験者に実施させる身体運動指示データを生成し、前記生成した身体運動指示データに基づく身体運動を、前記身体運動提示装置を介して前記被験者に提示し、その実施を指示する身体運動指示ステップと、

前記被験者がした身体運動の身体運動データを、前記身体運動検出センサを介して時系列に取得する身体運動データ取得ステップと、

前記身体運動指示データと前記身体運動データとに基づき、前記被験者の身体運動の位置正確度および時系列正確度を算出する身体運動正確度算出ステップと、

前記算出された位置正確度および時系列正確度に基づいて前記被験者の認知障害度を算出する認知障害度算出ステップと、

前記算出された位置正確度および時系列正確度、または、前記算出された認知障害度を、前記被験者がした身体運動の計測日時とともに記憶装置に格納する記憶ステップと、

前記記憶装置に格納された過去のデータを利用して、前記被験者の身体運動の計測日時と前記認知障害度との関係を表す表示を出力する経時変化出力ステップと、

を実行させるためのプログラム。

【請求項7】

前記データ処理装置に、

前記身体運動指示ステップにおいて、前記被験者が個別に有する視覚、聴覚および運動

10

20

30

40

50

能力の少なくとも 1 つの能力を取得するための身体運動を提示する第 1 の処理と、

前記身体運動データ取得ステップにおいて、前記第 1 の処理により提示した身体運動に従って前記被験者がした身体運動の身体運動データを、前記被験者の前記視覚、聴覚および運動能力の少なくとも 1 つの能力の影響を排除したキャリブレーションデータとして取得する第 2 の処理と、

をさらに実行させること

を特徴とする請求項 6 に記載のプログラム。

【請求項 8】

前記データ処理装置に、

前記身体運動指示ステップでは、前記被験者が 2 つの指を前記身体運動検出センサにタッチさせたままその 2 つの指を開閉する身体運動を、前記身体運動提示装置に提示する処理を実行させること

を特徴とする請求項 6 に記載のプログラム。

【請求項 9】

前記データ処理装置に、

前記身体運動指示ステップでは、前記被験者の視覚を刺激する図形を前記身体運動提示装置に表示する処理および前記被験者の聴覚を刺激する音声を前記身体運動提示装置から出力する処理の少なくとも一方を実行させるとともに、前記の刺激に応答して前記被験者が前記身体運動検出センサにタッチする身体運動を、前記身体運動提示装置に提示する処理を実行させること

を特徴とする請求項 6 に記載のプログラム。

【請求項 10】

前記データ処理装置に、

前記身体運動指示ステップで、移動する図形を前記身体運動提示装置に提示するとともに、前記被験者が前記身体運動検出センサに指をタッチさせたまま前記移動する図形を追跡する身体運動を、前記身体運動提示装置に提示する処理を実行させること

を特徴とする請求項 6 に記載のプログラム。

【請求項 11】

被験者にさせる身体運動を提示する身体運動提示装置と、

前記提示された身体運動に応じて前記被験者がした身体運動の身体運動データを検出する身体運動検出センサと、

前記身体運動提示装置と前記身体運動検出センサとに接続されたデータ処理装置と、

を備え、

前記データ処理装置は、

前記被験者に実施させる身体運動指示データを生成し、前記生成した身体運動指示データに基づく身体運動を、前記身体運動提示装置を介して前記被験者に提示し、その実施を指示する身体運動指示部と、

前記被験者がした身体運動の身体運動データを、前記身体運動検出センサを介して時系列に取得する身体運動データ取得部と、

前記身体運動指示データと前記身体運動データとに基づき、前記被験者の身体運動の位置正確度および時系列正確度を算出する身体運動正確度算出部と、

前記算出された位置正確度および時系列正確度に基づいて前記被験者の認知障害度を算出する認知障害度算出部と、

前記算出された位置正確度および時系列正確度、または、前記算出された認知障害度を、前記被験者がした身体運動の計測日時とともに格納する記憶部と、

前記記憶部に格納された過去のデータを利用して、前記被験者の身体運動の計測日時と前記認知障害度との関係を表す表示を出力する経時変化出力部と、

を有すること、

を特徴とする脳機能障害評価装置。

【請求項 12】

前記データ処理装置は、さらに、

前記身体運動指示部の処理として、前記被験者が個別に有する視覚、聴覚および運動能力の少なくとも1つの能力を取得するための身体運動を提示する第1の処理を実行し、

前記身体運動データ取得部の処理として、前記第1の処理で提示された身体運動に従って前記被験者がした身体運動の身体運動データを、前記被験者の前記視覚、聴覚および運動能力の少なくとも1つの能力の影響を排除したキャリブレーションデータとして取得する第2の処理を実行すること

を特徴とする請求項11に記載の脳機能障害評価装置。

【請求項13】

前記身体運動提示装置と、前記身体運動検出センサと、前記身体運動指示部および前記身体運動データ取得部とを有する第1のデータ処理装置と、備えてなる端末装置と、

前記身体運動正確度算出部と前記認知障害度算出部とを有する第2のデータ処理装置を備えてなるサーバ装置と、

が互いに通信可能に接続されて構成されること、

を特徴とする請求項11に記載の脳機能障害評価装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、認知機能低下を初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、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、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】

認知症には、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の他、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、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 Imaging) 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】

このような問題を考慮して、例えば特許文献1、特許文献2、非特許文献1などには、タッチパネルセンサ付のタブレットコンピュータ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。

10

20

30

40

50

【先行技術文献】

【特許文献】

【0007】

【特許文献1】特開2012-217797号公報

【特許文献2】特開2011-083403号公報

【非特許文献】

【0008】

【非特許文献1】Robbins T. W., 他5名, “Cambridge Neuropsychological Test Automated Battery (CANTAB): a factor analytic study of a large sample of normal elderly volunteers”, Dementia and Geriatric Cognitive Disorders, Switzerland, 1994, Vol.5, No.5, pp.266-281

10

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

特許文献1、特許文献2、非特許文献1などに開示されている簡易的な認知機能の評価システムは、表示画面に表示され、その後消去されたオブジェクトの名称、形状、数などを被験者がどの程度記憶しているか否かを検査するものである。すなわち、従来の認知機能の評価システムは、被験者の記憶能力あるいは記憶に関連する判断能力などを評価するものに偏っている。とくに、被験者の身体の運動能力については評価されていない。

【0010】

20

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。

【0011】

そこで、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容易に評価することが可能な脳機能障害評価方法、脳機能障害評価装置およびそのプログラムを提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0012】

30

本発明に係る脳機能障害評価方法は、被験者にさせる身体運動を提示する身体運動提示装置と、前記提示された身体運動に応じて前記被験者がした身体運動の身体運動データを検出する身体運動検出センサと、に接続されたデータ処理装置が、前記被験者に実施させる身体運動指示データを生成し、前記生成した身体運動指示データに基づく身体運動を、前記身体運動提示装置を介して前記被験者に提示し、その実施を指示する身体運動指示ステップと、前記被験者がした身体運動の身体運動データを、前記身体運動検出センサを介して時系列に取得する身体運動データ取得ステップと、前記身体運動指示データと前記身体運動データとに基づき、前記被験者の身体運動の位置正確度および時系列正確度を算出する身体運動正確度算出ステップと、前記算出された位置正確度および時系列正確度から求められる前記被験者の身体運動の正確度を表す値を、予め取得された健常者の身体運動の正確度を表す統計データと比較することにより、前記被験者の認知障害度を評価する認知障害度評価ステップと、を実行することを特徴とする。

40

【発明の効果】

【0013】

本発明によれば、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可能な脳機能障害評価方法、脳機能障害評価装置およびそのプログラムを提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【0014】

【図1】本発明の実施形態に係る脳機能障害評価装置全体構成の例を示した図。

50

【図2】脳機能障害評価プログラム起動時に表示される被験者登録情報表示画面の例を示した図。

【図3】身体運動タスク選択部により表示される身体運動タスク選択画面の例を示した図。

【図4】指示データ提示部により身体運動提示装置に提示されるリーチングタスク指示画面の例を示した図。

【図5】指示データ提示部により身体運動提示装置に提示されるリーチングタスク指示画面の変形例を示した図。

【図6】多変量解析を用いて認知障害度を評価する例を模式的に示した図。

【図7】図6に示した認知障害度Sを評価する例の変形例を模式的に示した図。

【図8】キャリブレーション部により身体運動提示装置に提示されるキャリブレーション指示画面の例を示した図で、(a)は、視覚キャリブレーション用、(b)は、聴覚キャリブレーション用、(c)は、運動能力キャリブレーション用の指示画面の例。

【図9】ある被験者の認知障害度の経時変化グラフの例を示した図。

【図10】身体運動提示装置に提示される聴覚刺激による片手リズムタッチタスク指示画面の例を示した図。

【図11】身体運動提示装置に提示される聴覚刺激による両手リズムタッチタスク指示画面の例を示した図。

【図12】身体運動提示装置に提示される聴覚刺激による両手交互リズムタッチタスク指示画面の例を示した図。

【図13】身体運動提示装置に提示される視覚刺激による片手リズムタッチタスク指示画面の例を示した図。

【図14】身体運動提示装置に提示される視覚刺激による両手リズムタッチタスク指示画面の例を示した図。

【図15】身体運動提示装置に提示される視覚刺激による両手交互リズムタッチタスク指示画面の例を示した図。

【図16】身体運動提示装置に提示されるメトロノーム型リズムタッチタスク指示画面の例を示した図。

【図17】身体運動提示装置に提示される片手開閉指タップタスク指示画面の例を示した図。

【図18】身体運動提示装置に提示される両手開閉指タップタスク指示画面の例を示した図。

【図19】身体運動提示装置に提示される両手交互開閉指タップタスク指示画面の例を示した図。

【図20】開閉指タップタスクが行われる場合に作成される2指間距離L(t)の時間推移グラフの例を示した図。

【図21】身体運動提示装置に提示される5指タッチタスク指示画面の例を示した図。

【図22】5指タッチタスクの一使用例を説明する図。

【図23】身体運動提示装置に提示される追跡タスク指示画面の例を示した図。

【図24】追跡ターゲット図形の位置座標と被験者のタッチ位置座標との関係を、模式的な時間推移変化グラフの例として示した図であり、(a)は、X座標の時間推移変化の例、(b)は、Y座標の時間推移変化の例。

【図25】本発明の実施形態の変形例に係る脳機能障害評価装置の全体構成の例を示した図。

【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

10

20

30

40

50

ソン病、水頭症、うつ病、統合失調症など)を総称するものするが、脳卒中などによる運動障害などを含む。そして、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】

< 1 . 脳機能障害評価装置 100 の構成 >

図1は、本発明の実施形態に係る脳機能障害評価装置100の全体構成の例を示した図である。図1に示すように、本発明の実施形態に係る脳機能障害評価装置100は、図示しないCPU (Central Processing Unit) やメモリを含んでなるデータ処理装置1に、身体運動提示装置2、身体運動検出センサ3、操作入力装置4、出力装置5、記憶装置6などが結合されて構成される。

10

【0017】

ここで、身体運動提示装置2は、例えば、液晶表示装置や音声出力装置(スピーカ)などにより構成される。

また、身体運動検出センサ3は、前記の液晶表示装置に付設されたタッチパネルセンサ(画面接触型センサ)により構成される。

また、操作入力装置4は、例えば、キーボードやマウスなどによって構成されるが、タッチパネルセンサにより構成されてもよく、その場合、操作入力装置4は、身体運動検出センサ3を兼ねるものであってもよい。

また、出力装置5は、例えば、液晶表示装置やプリンタなどにより構成され、身体運動提示装置2を兼ねるものであってもよい。

20

また、記憶装置6は、ハードディスク装置やSSD (Solid State Disk) などにより構成され、予め格納することが定められたデータやプログラムを記憶する。

【0018】

また、データ処理装置1は、図示しないCPUが図示しないメモリに記憶されたプログラムを実行することによって具現化される、身体運動指示部10、身体運動データ取得部20、身体運動正確度算出部30、認知障害度評価部40などの機能ブロックを有している。なお、ここでいうメモリは、半導体メモリのRAM (Random Access Memory) など構成される。メモリには、必要に応じて、実行されるプログラムが記憶装置6から読み出されロードされ、また、演算処理中のデータが記憶される。

【0019】

次に、データ処理装置1を構成する各機能ブロックの概要について説明しておく(詳細後記)。

30

【0020】

身体運動指示部10は、下位の機能ブロックとして、身体運動タスク選択部11、指示データ生成部12、指示データ提示部13などを含んで構成される。

身体運動タスク選択部11は、出力装置5(液晶表示装置など)に予め準備されている身体運動タスクの一覧を表示して(後記する図3を参照)、被験者またはその介助者による操作入力装置4の入力操作に基づき、実施する身体運動タスクを選択する。

指示データ生成部12は、選択された身体運動タスクに応じて、被験者に提示する時系列の身体運動指示データを生成する。

40

指示データ提示部13は、生成された時系列の身体運動指示データ、つまり、被験者が実施すべき身体運動の内容を、身体運動提示装置2(液晶表示装置や音声出力装置など)を介して被験者に提示する。

【0021】

身体運動データ取得部20は、下位の機能ブロックとして、検出データ取得部21、キャリブレーション部22などを含んで構成される。

検出データ取得部21は、身体運動提示装置2に提示された身体運動の内容に応じて、被験者が実施した身体運動のデータ(例えば、身体の特定期部位の位置、移動速度、加速度、検出時刻など)を、身体運動検出センサ3などを介して所定の時間間隔(例えば、10ミリ秒)で取得する。すなわち、検出データ取得部21は、被験者の身体運動の時系列デ

50

ータを取得する。

キャリブレーション部 22 は、認知障害に依存しない被験者それぞれの固有の聴覚、視覚、運動能力のデータを取得し、取得したデータから被験者ごとのキャリブレーションデータを計算し、記憶装置 6 に格納する。

【0022】

身体運動正確度算出部 30 は、下位の機能ブロックとして、指示・検出データ比較部 31、位置正確度算出部 32、時系列正確度算出部 33 などを含んで構成される。

指示・検出データ比較部 31 は、身体運動提示装置 2（液晶表示装置など）に提示された被験者が実施すべき身体運動のデータと、身体運動検出センサ 3 を介して取得された被験者がした身体運動のデータと、を比較する。

位置正確度算出部 32 は、指示・検出データ比較部 31 によって得られた位置に関する指示データと被験者の身体運動の検出データとの差分データに基づき、被験者の身体運動の位置正確度を算出する。

また、時系列正確度算出部 33 は、指示・検出データ比較部 31 によって得られた指示データの指示タイミングと検出データの検出タイミングの差分データに基づき、被験者の身体運動の時系列正確度を算出する。

【0023】

認知障害度評価部 40 は、下位の機能ブロックとして、認知障害度算出部 41、認知障害度出力部 42 などを含んで構成される。

認知障害度算出部 41 は、身体運動正確度算出部 30 で算出された位置正確度および時系列正確度、さらには、キャリブレーション部 22 で取得されたキャリブレーションデータなどを用いて、被験者の認知障害度を算出する。

また、認知障害度出力部 42 は、認知障害度算出部 41 により算出された認知障害度のデータまたはその経時変化データを出力装置 5（液晶表示装置など）に表示する（後記する図 9 を参照）。

【0024】

以上により、被験者またはその介助者は、被験者の認知障害度やその経時変化などを知ることができる。

【0025】

なお、以上のような構成を有する脳機能障害評価装置 100 は、タッチパネルセンサ付のタブレットコンピュータや、それとほぼ同等の機能・性能を有するいわゆるタブレット端末、スマートフォンなどにより実現することができる。

【0026】

また、本実施形態では、身体運動検出センサ 3 としては、主として手指の運動を検出するために、タッチパネルセンサが用いられるものとするが、手指以外の身体運動を検出するものであってもよい。その場合には、身体運動検出センサ 3 としては、加速度センサ、磁気センサ、ジャイロ装置、モーションキャプチャ装置、ビデオカメラなどを用いることができる。

【0027】

< 2. データ処理装置 1 の構成および機能 >

続いて、データ処理装置 1 を構成する各機能ブロックの機能の詳細について説明する。以下、本実施形態では、脳機能障害評価装置 100 は、タッチパネルセンサ付のタブレットコンピュータやタブレット端末で構成され、そのデータ処理装置 1 には、脳機能障害評価プログラムがアプリケーションプログラムとして登録されているものとする。

なお、脳機能障害評価プログラムは、データ処理装置 1 の身体運動指示部 10、身体運動データ取得部 20、身体運動正確度算出部 30、認知障害度評価部 40 をそれぞれ具現化するプログラムを含んで構成される。

【0028】

< 2. 1 起動時の処理 >

図 2 は、脳機能障害評価プログラム起動時に表示される被験者登録情報表示画面 110

10

20

30

40

50

の例を示した図である。脳機能障害評価装置 100 のデータ処理装置 1 において、所定の操作により脳機能障害評価プログラムが起動されると、出力装置 5（液晶表示装置）には、図 2 に示すような被験者登録情報表示画面 110（ただし、最初は、右側の欄は空白）が表示される。

【0029】

そこで、被験者またはその介助者（以下、「ユーザ」という）が被験者 ID の欄に被験者 ID を入力する。そして、その被験者 ID が記憶装置 6 に登録されていない場合には、データ処理装置 1 は、ユーザに対し、被験者名、性別、年齢、備考などのデータの入力を促す（例えば、入力を促すメッセージを出力する）。次に、ユーザが被験者名、性別、年齢、備考などの欄にそれぞれのデータを入力すると、データ処理装置 1 は、入力された被験者名、性別、年齢、備考などデータを被験者 ID に対応付けて記憶装置 6 に登録する。なお、備考欄は、ユーザが自由にテキストを記入できる欄であるが、例えば、被験者の疾患名や登録時に医師などによって診断された認知障害度などを記載する。

【0030】

一方、入力された被験者 ID が記憶装置 6 にすでに登録されている場合には、データ処理装置 1 は、記憶装置 6 からその被験者 ID に対応付けられて記憶されている被験者名、性別、年齢、備考などのデータを読み出し、読み出したそれぞれのデータを、被験者登録情報表示画面 110 の対応する欄に記入し、表示する。

【0031】

図 3 は、身体運動タスク選択部 11 により表示される身体運動タスク選択画面 120 の例を示した図である。図 3 に示すように、身体運動タスク選択画面 120 には、身体運動タスクの一覧が表示されるとともに、そのそれぞれの身体運動タスクを選択するか否かを指示する選択指示欄が表示される。ユーザは、この選択指示欄にチェックマーク 121 を入れることによって、これから実施する身体運動タスクを選択する。なお、図 3 では、例として、リーチングタスクが選択されるとしている。

【0032】

また、身体運動タスク選択画面 120 では、そのそれぞれの身体運動タスクで用いられる各種パラメータを設定し、表示することができる。なお、ここでいうパラメータとしては、例えば、身体運動の指示データが提示されてから被験者の反応動作が行われる際のタイムアウト時間、被験者の反応動作が行われてから次の身体運動の指示データが提示されるまでの提示時間間隔、前記のタイムアウト時間や提示時間などに対応して定められる難易度などがある。

【0033】

< 2.2 身体運動の指示および身体運動データの取得 >

図 4 は、指示データ提示部 13 により身体運動提示装置 2 に提示されるリーチングタスク指示画面 210 の例を示した図である。本実施形態では、データ処理装置 1 の指示データ提示部 13 は、それぞれの身体運動タスクに応じてタッチパネルセンサ（身体運動検出センサ 3）付き液晶表示装置（身体運動提示装置 2）の表示画面に図形や文字を提示（表示）することで、被験者がその表示画面上でタッチすべき位置やタイミングを指示する。リーチングタスクとは、表示画面上のランダムな位置に特定の図形を提示し、被験者にできる限り速くその図形にタッチさせるタスクである。

【0034】

リーチングタスクでは、指示データ提示部 13 は、リーチングタスク指示画面 210 上に、まず、初期位置を表す黒丸図形 211 を表示する。このとき、被験者は、その初期位置の黒丸図形 211 に指を置き、待機する。次に、指示データ提示部 13 は、リーチングタスク指示画面 210 上に十字型図形 212 を提示（表示）する。そこで、被験者は、待機していた黒丸図形 211 から指を離れた後、十字型図形 212 をできる限り速くタッチする。なお、図 4 において、Di は、十字型図形 212 の中心位置と被験者がタッチしたリーチングタスク指示画面 210 上の位置の距離（直線距離）を表している。

【0035】

10

20

30

40

50

指示データ提示部 13 は、検出データ取得部 21 によって取得された被験者のタッチ位置が十字型図形 212 にタッチしたと判定したときには、十字型図形 212 の表示色を変化させて、十字型図形 212 に正しくタッチされたことを被験者に知らせる。この場合、十字型図形 212 の十字の交点から所定の距離以内（例えば、5 mm 以内）にタッチされれば、正しくタッチしたと判定される。なお、このときスピーカなどの音声出力装置から出す音によって、十字型図形 212 に正しくタッチされたか否かを被験者に知らせるようにしてもよい。

【0036】

また、指示データ提示部 13 は、被験者が十字型図形 212 に正しくタッチしたとき、あるいは、タッチされず、タイムアウトエラーとなったときには、それまで提示（表示）していた十字型図形 212 を消去するとともに、さらに、別の位置に新たな十字型図形 212 を提示（表示）する。被験者は、再度、新たに提示（表示）された十字型図形 212 をできる限り速くタッチする。このような十字型図形 212 の提示と被験者によるタッチは、所定の回数繰り返される。

【0037】

なお、以上のリーチングタスクにおいて、検出データ取得部 21 は、被験者の身体の一部、例えば、指が表示画面、つまり、タッチパネルセンサに触れたときの座標を取得するが、その場合、指はタッチパネルセンサに面接触する。このとき、検出データ取得部 21 は、その接触面の図形の、例えば、重心の位置の座標を、指接触位置の座標として取得する。

【0038】

このようなタッチパネルセンサでは、一般的には、座標の原点位置が表示画面の左隅に設定され、横方向が x 軸方向、縦方向が y 軸方向とされ、表示画面上の各点の座標が定められることが多い。しかしながら、原点位置は、表示画面の他の隅に設定してもよく、表示画面の中心に設定してもよく、さらには、表示画面の内外の任意の位置に設定してもよい。x 軸方向、y 軸方向も横方向、縦方向に限定されない。

【0039】

検出データ取得部 21 は、その基本的な機能として、被験者の指が接触した位置の座標（ x ， y ）を取得する。なお、複数の指（例えば、親指と人差し指）で同時にタッチパネルセンサがタッチされた場合には、検出データ取得部 21 は、それぞれの指接触位置に対応して複数の座標（例えば、（ x_1 ， y_1 ）および（ x_2 ， y_2 ））を取得する。さらに、検出データ取得部 21 は、所定のタイミング周期（例えば、10 ミリ秒）ごとに指接触位置の時系列の座標（ $x(t)$ ， $y(t)$ ）を取得する。

【0040】

図 5 は、指示データ提示部 13 により身体運動提示装置 2 に提示されるリーチングタスク指示画面 210 の変形例を示した図である。図 5 に示した変形例に係るリーチングタスク指示画面 210 a では、十字型図形 212 の代わりに円形図形 213 が提示される。このことを除けば、指示データ提示部 13 の処理や被験者に実施させる動作は、図 4 のリーチングタスク指示画面 210 の場合と基本的には同じである。

【0041】

図 5 に示したリーチングタスク指示画面 210 a では、指示データ提示部 13 は、円形図形 213 を提示するたびに、その大きさ（半径）をランダムに変更するようにしてもよい。

なお、健常者の場合、リーチングに要する時間と円形図形 213 の半径との間には、一定の関係があることが、フィッツの法則として知られている。そこで、リーチングタスク指示画面 210 a を用い、円形図形 213 の半径を変化させるようにすれば、その結果から、認知機能など脳機能が低下しても、フィッツの法則の関係が維持されるか否かを調べることができる。

【0042】

リーチングタスクは、さらなる変形も可能である。ここまで説明したリーチングタスク

10

20

30

40

50

では、被験者は表示画面に提示された図形に無条件にタッチするとしているが、被験者には、ある判断条件を課し、その結果に従ってタッチさせるようにしてもよい。

【 0 0 4 3 】

例えば、指示データ提示部 1 3 が表示画面に参照用の円とリーチング対象の円を提示して、被験者に両者の大きさを比較させる。そして、被験者には両者の大きさが同じである場合にタッチさせ、両者の大きさが異なる場合にタッチさせないようにする。あるいは、提示する図形の大きさでなく、図形の色や形状によってタッチする条件を定めてもよい。また、提示した文字の種類によりタッチする条件を定めてもよい。例えば、ひらがなが表示された場合にはタッチさせ、カタカナやアルファベットが提示された場合はタッチさせないようにする。

10

【 0 0 4 4 】

さらには、被験者に概念を判断させる条件を課してもよい。例えば、指示データ提示部 1 3 が表示画面に色付きの図形と色の名称とを提示し、図形の色と提示された色の名称が同じである場合にタッチさせ、異なる場合にタッチさせないようにする。

【 0 0 4 5 】

以上のように、被験者に判断条件を課すリーチングタスクでは、被験者の単純な運動機能を評価するだけでなく、高次の認知機能も評価することが可能になる。

【 0 0 4 6 】

< 2 . 3 身体運動の正確度の算出 >

図 4 または図 5 に示したようなリーチングタスクが実施されたときには、検出データ取得部 2 1 は、被験者がタッチした位置の座標 (X , Y) および時刻 t についての時系列データを取得する。以下、本明細書では、この座標 (X , Y) および時刻 t の時系列データを、($X_i(t_i)$, $Y_i(t_i)$)、または、単に、($X(t)$, $Y(t)$) と表す。なお、 $i = 1, 2, \dots, N$ であり、 N は、リーチングの繰り返し回数である。

20

【 0 0 4 7 】

まず、指示・検出データ比較部 3 1 は、提示されたそれぞれのリーチング対象図形について、その図形の中心の位置 ($X_{C_i}(t_i)$, $Y_{C_i}(t_i)$) と被験者がタッチした位置 ($X_i(t_i)$, $Y_i(t_i)$) との距離を、タッチ位置誤差 D_i として算出する (図 4 参照)。さらに、指示・検出データ比較部 3 1 は、提示されたそれぞれのリーチング対象図形について、その図形が表示された時刻 t_i と被験者がタッチした時刻 t_i との差を、タッチ遅延時間 T_i として算出する。

30

【 0 0 4 8 】

身体運動の正確度としては、位置正確度と時系列正確度を想定することができる。

位置正確度とは、指示データ提示部 1 3 により提示された図形の位置に対する、被験者によりタッチされた位置の一致度をいう。従って、リーチングタスクの場合、位置正確度 m_d は、例えば、指示・検出データ比較部 3 1 により算出されたタッチ位置誤差 D_i の平均値 ($= D_i / N$) であると定義することができ、位置正確度算出部 3 2 により算出される。

【 0 0 4 9 】

また、時系列正確度とは、リーチング対象図形が指示データ提示部 1 3 により提示された時刻 t_i に対する被験者がタッチした時刻 t_i の一致度をいう。従って、リーチングタスクの場合、時系列正確度 m_T は、指示・検出データ比較部 3 1 により算出されたタッチ遅延時間 T_i の平均値 ($= T_i / N$) であると定義することができ、時系列正確度算出部 3 3 により算出される。

40

【 0 0 5 0 】

なお、本明細書では、正確度 (位置正確度 m_d 、時系列正確度 m_T) は、その値が小さいほど、身体運動の指示データと被験者の実際の運動により得られるデータの一致度が大きいことを表すものとする。

【 0 0 5 1 】

< 2 . 4 認知障害度の評価 >

50

認知障害度 S は、位置正確度算出部 3 2 により算出された位置正確度 m_d と、時系列正確度算出部 3 3 により算出された時系列正確度 m_T を統合した値として算出される。その算出方法には、以下に示すような様々な方法があるが、そのいずれを用いてもよい

【 0 0 5 2 】

(認知障害度 S の算出方法 : その 1)

最も簡単な認知障害度 S の算出方法は、位置正確度 m_d および時系列正確度 m_T をそれぞれ正規化した上で、両者を単純に足し合わせるというものである。

ここで、位置正確度 m_d の正規化には、予め健常群の複数の被験者に同様のリーチングタスクを実施し、その複数の被験者から得られた位置正確度 m_{dj} ($j = 1, 2, \dots, P$: P は健常群の被験者数) の平均値 $M_c(m_{dj})$ および標準偏差 $\sigma_c(m_{dj})$ を用いる。また、時系列正確度 m_T の正規化には、前記予め健常群の複数の被験者に対して実施したリーチングタスクから得られた複数の被験者の時系列正確度 m_{Tj} ($j = 1, 2, \dots, P$: P は健常群の被験者数) の平均値 $M_c(m_{Tj})$ および標準偏差 $\sigma_c(m_{Tj})$ を用いる。

【 0 0 5 3 】

なお、ここで利用する健常群から得られる位置正確度 m_{dj} の平均値 $M_c(m_{dj})$ および標準偏差 $\sigma_c(m_{dj})$ 、ならびに、時系列正確度 m_{Tj} の平均値 $M_c(m_{Tj})$ および標準偏差 $\sigma_c(m_{Tj})$ は、事前に算出され、記憶装置 6 に格納されているものとする。

【 0 0 5 4 】

そこで、認知障害度算出部 4 1 は、まず、次の式 (1) および式 (2) に従って、正規化位置正確度 m_{d_n} および正規化時系列正確度 m_{T_n} を算出する。

【 数 1 】

$$m_{d_n} = (m_d - M_c(m_{dj})) / \sigma_c(m_{dj}) \quad (1)$$

$$m_{T_n} = (m_T - M_c(m_{Tj})) / \sigma_c(m_{Tj}) \quad (2)$$

【 0 0 5 5 】

続いて、認知障害度算出部 4 1 は、次の式 (3) に従って、認知障害度 S を算出する。すなわち、認知障害度 S は、正規化位置正確度 m_{d_n} と正規化時系列正確度 m_{T_n} とを単純に足し合わせた値として算出される。

【 数 2 】

$$S = m_{d_n} + m_{T_n} \quad (3)$$

【 0 0 5 6 】

(認知障害度 S の算出方法 : その 2)

第 2 の方法として、位置正確度 m_d および時系列正確度 m_T のそれぞれの重要度に応じて重みづけをして足し合わせることににより、認知障害度 S を算出してもよい。その場合、位置正確度 m_d および時系列正確度 m_T のそれぞれの重みを I_d および I_T で表すと、認知障害度 S は、次の式 (4) により算出することができる。

【 数 3 】

$$S = I_d m_d + I_T m_T \quad (4)$$

【 0 0 5 7 】

重み I_d および I_T は、例えば、次に示す式 (5) および式 (6) により算出すること

ができる。

ただし、その算出をする際には、健常群の P_C 人の被験者について、位置正確度 m_{dj} の平均値 $M_C(m_{dj})$ および標準偏差 $\sigma_C(m_{dj})$ 、ならびに、時系列正確度 m_{Tj} の平均値 $M_C(m_{Tj})$ および標準偏差 $\sigma_C(m_{Tj})$ がすでに得られ、さらに、認知症群の P_P 人の被験者について、位置正確度 m_{dk} の平均値 $M_P(m_{dk})$ および標準偏差 $\sigma_P(m_{dk})$ 、ならびに、時系列正確度 m_{Tk} の平均値 $M_P(m_{Tk})$ および標準偏差 $\sigma_P(m_{Tk})$ がすでに得られ、記憶装置 6 に格納されているものとする。なお、 $j = 1, 2, \dots, P_C$ 、 $k = 1, 2, \dots, P_P$ である。

【0058】

【数4】

10

$$I_d = \frac{|M_P(m_{dk}) - M_C(m_{dj})|}{\sqrt{\frac{\sigma_P(m_{dk})^2}{P_P} + \frac{\sigma_C(m_{dj})^2}{P_C}}} \quad (5)$$

$$I_T = \frac{|M_P(m_{Tk}) - M_C(m_{Tj})|}{\sqrt{\frac{\sigma_P(m_{Tk})^2}{P_P} + \frac{\sigma_C(m_{Tj})^2}{P_C}}} \quad (6)$$

20

【0059】

これらの重み I_d 、 I_T は、健常群と認知症群のばらつきを考慮して、2群の平均値の差の大きさを評価する指標であり、ウェルチの検定（2群の分散が異なる場合に2群の平均値の差異の有無を検定する方法）で用いる統計量を参考にして定めたものである。

【0060】

式（5）によれば、重み I_d が大きいほど、2群間における位置正確度 m_d の差が大きいことを意味するので、位置正確度 m_d によって2群のうちいずれに属するかを判別し易いことになる。つまり、位置正確度 m_d は、 I_d が大きいほど認知症群を検出し易い重要な指標であるといえる。また、式（6）によれば、同様に、時系列正確度 m_T は、 I_T が大きいほど認知症群を検出し易い重要な指標であるといえる。

30

【0061】

なお、重み I_d および I_T の算出は、式（5）および式（6）に限定されない。健常群と認知症群の乖離の程度を評価可能な統計量であれば、別の統計量でもよい。

【0062】

以上、第2の認知障害度 S の算出方法では、認知障害度算出部 41 は、式（5）および式（6）を計算し、さらに、式（4）を計算することにより、認知障害度 S を算出する。なお、重み I_d 、 I_T は、その都度計算するのではなく、予め記憶装置 6 に格納しておくのが好ましい。

40

【0063】

（認知障害度 S の算出方法：その3）

さらに、認知障害度 S を評価する他の例として、多変量解析を用いる例を示す。図 6 は、多変量解析を用いて認知障害度 S を評価する例を模式的に示した図である。すなわち、図 6 のグラフは、時系列正確度 m_T （平均タッチ遅延時間）を横軸、位置正確度 m_d （平均タッチ位置誤差）を縦軸とし、各被験者の時系列正確度 m_T および位置正確度 m_d を散布図として表したものである。

【0064】

図 6 に示した散布図において、黒丸印は、健常群に属する複数の被験者の時系列正確度 m_T および位置正確度 m_d を表し、三角印は、認知症群に属する複数の被験者の時系列正

50

確度 m_T および位置正確度 m_d を表わしている。

【 0 0 6 5 】

なお、図 6 の例では、平均タッチ位置誤差としての位置正確度 m_d および平均タッチ遅延時間としての時系列正確度 m_T の 2 つだけを解析の対象の変数量としているが、解析の対象の変数量には、位置正確度や時系列正確度などを表す他の特徴量を適宜追加してもよい。

【 0 0 6 6 】

図 6 の散布図のデータに対し、多変量解析の一種である線形判別分析を適用すると、認知障害度 S を表す軸 3 0 1 が得られる。そして、認知障害度 S は、その線形判別分析により得られる係数 C_{d1} と C_{T1} を使って、次の式 (7) で表される。

【 数 5 】

$$S = C_{d1}m_d + C_{T1}m_T \quad (7)$$

【 0 0 6 7 】

従って、軸 3 0 1、すなわち、式 (7) が得られたことにより、リーチングタスクなどにより被験者の時系列正確度 m_T および位置正確度 m_d を得ることができれば、認知障害度 S を算出することができる。

【 0 0 6 8 】

さらに、図 6 に示すように、ある閾値 S_{th} で軸 3 0 1 と直交する直線 3 0 2 (図 6 では、破線で表示) を、健常群と認知症群とを分離する境界線として用いることができる。すなわち、式 (7) により被験者から得られた認知障害度 S が S_{th} より大きければ認知症、大きくなければ認知症でないと判定することができる。なお、この判定において、閾値 S_{th} を健常群寄りの小さめの値に設定すると、認知症をより鋭敏に検出することができ、閾値 S_{th} を認知症群寄りの大きめの値に設定すると、認知症の誤検出を避けることができる。

【 0 0 6 9 】

以上、第 3 の認知障害度 S の算出方法では、認知障害度算出部 4 1 は、予め線形判別分析などにより係数 C_{d1} 、 C_{T1} を計算しておき、被験者の時系列正確度 m_T および位置正確度 m_d が得られたとき、その被験者の認知障害度 S を式 (7) に従って計算する。

【 0 0 7 0 】

なお、以上の例では、認知障害度 S を算出するのに線形判別分析を用いる方法を説明したが、複数の特徴量から 2 群を判別し、その乖離度を数値化する方法であれば、サポートベクターマシンなど他の統計的手法を用いて認知障害度 S を算出してもよい。

【 0 0 7 1 】

図 7 は、図 6 に示した認知障害度 S を評価する例の変形例を模式的に示した図である。図 7 の散布図には、図 6 の散布図と同様に、健常群および認知症群それぞれに属する複数の被験者のデータ (黒丸印および三角印) が示されている。また、図 7 の各被験者のデータには、認知症の程度を予め医師が検診により評価した M M S E (Mini Mental State Examination) のスコアが付与されている。

【 0 0 7 2 】

ちなみに、M M S E では、3 0 点が最高得点で認知機能低下がない健常な状態であり、スコアが低くなるほど認知症が重症であることを表す。この健常群の位置正確度 m_d と時系列正確度 m_T と M M S E のスコアとに対して、多変量解析の一種である重回帰分析を適用すると、認知障害度 S を表す軸 3 0 5 が得られる。そして、認知障害度 S は、重回帰分析により求められる係数 C_{d2} と C_{T2} を使って、次の式 (8) で表される。

10

20

30

40

【数 6】

$$S = C_{d2}m_d + C_{T2}m_T \quad (8)$$

なお、この式(8)は、時系列正確度 m_T および位置正確度 m_d から、医師が評価するMMSEのスコアを推定する式とみなすことができる。

【0073】

従って、図6の例の場合と同様に、認知障害度算出部41は、予め重回帰分析などにより係数 C_{d2} 、 C_{T2} を計算しておき、被験者の時系列正確度 m_T および位置正確度 m_d が得られたとき、その被験者の認知障害度 S を式(8)に従って計算する。

10

【0074】

<2.5 キャリブレーション>

キャリブレーション部22は、被験者の聴覚、視覚、運動などの能力を予め評価しておき、認知障害度 S を評価するためのタスク(本実施形態ではリーチングタスク)に対するこれらの影響を差し引く。その場合、聴覚、視覚、運動能力などすべての影響を差し引いてもよいし、どれか一つの影響のみを差し引いてもよい。

【0075】

図8は、キャリブレーション部22により身体運動提示装置2に提示されるキャリブレーション指示画面の例を示した図であり、(a)は、視覚キャリブレーション用、(b)は、聴覚キャリブレーション用、(c)は、運動能力キャリブレーション用の指示画面の例である。

20

【0076】

被験者の視覚能力を評価する場合、キャリブレーション部22は、例えば、図8(a)に示すように、キャリブレーション指示のメッセージ221および十字型図形222をキャリブレーション指示画面220に表示する。次に、キャリブレーション部22は、被験者に、時間の制限を設けることなく十字型図形222の中心(交点)にタッチさせ、被験者がタッチした位置と十字型図形222の中心との距離 D_i を取得する。

【0077】

さらに、キャリブレーション部22は、同様の動作を被験者に複数回(n 回)行わせ、距離 D_i の($i = 1, 2, \dots, n$)平均すなわちタッチ位置誤差の平均値を算出し、当該被験者の位置キャリブレーション値 c_d とする。そして、位置正確度算出部32により当該被験者について求められた位置正確度 m_d から、この位置キャリブレーション値 c_d を差し引くことにより、当該被験者の視覚能力の影響をキャンセルしたキャリブレーション後の位置正確度 $m_{dc} (= m_d - c_d)$ を得る。

30

【0078】

例えば、被験者の位置キャリブレーション値 c_d が3mmで、リーチングタスクなどで求められた位置正確度 m_d が10mmであった場合には、キャリブレーション後の位置正確度 m_{dc} は、7mmとなる。

【0079】

また、被験者の聴覚能力を評価する場合、キャリブレーション部22は、例えば、図8(b)に示すように、キャリブレーション指示のメッセージ224および円形図形225をキャリブレーション指示画面223に表示する。次に、キャリブレーション部22は、スピーカなどから所定の音を出力し、被験者に音が聞こえたら円形図形225にタッチさせ、音を出力してから被験者が円形図形225にタッチするまでの時間であるタッチ遅延時間 t_i を取得する。

40

【0080】

さらに、キャリブレーション部22は、同様の動作を被験者に複数回(n 回)行わせ、タッチ遅延時間 t_i の($i = 1, 2, \dots, n$)平均値を算出し、当該被験者の聴覚能力に基づく時系列キャリブレーション値 c_T とする。そして、時系列正確度算出部33により

50

当該被験者について求められた時系列正確度 m_T から、この時系列キャリブレーション値 c_T を差し引くことにより、当該被験者の聴覚能力の影響をキャンセルしたキャリブレーション後の時系列正確度 $m_{Tc} (= m_T - c_T)$ を得る。

【0081】

例えば、被験者の聴覚能力に基づく時系列キャリブレーション値 c_T が 60 ミリ秒で、後記するリズムタッチタスクなど聴覚能力が関係するタスクで求められた時系列正確度 m_T が 100 ミリ秒であった場合には、キャリブレーション後の時系列正確度 m_{Tc} は、40 ミリ秒となる。

【0082】

また、被験者の運動能力を評価する場合、キャリブレーション部 22 は、例えば、図 8 (c) に示すように、キャリブレーション指示のメッセージ 227 および 2 つの円形図形 228 をキャリブレーション指示画面 226 に表示する。キャリブレーション部 22 は、被験者に、決められた位置に表示された 2 つの円形図形 228 にできるだけ速く交互にタッチさせ、2 つの円形図形 228 が交互にタッチされる時間間隔 t_i を取得する。

【0083】

キャリブレーション部 22 は、交互タッチの動作を被験者に複数回 (n 回) 行わせ、交互タッチ時間間隔 t_i の ($i = 1, 2, \dots, n$) 平均値を算出し、当該被験者の運動能力に基づく時系列キャリブレーション値 e_T とする。そして、時系列正確度算出部 33 により当該被験者について求められた時系列正確度 m_T から、この時系列キャリブレーション値 e_T を差し引くことにより、当該被験者の運動能力の影響をキャンセルしたキャリブレーション後の時系列正確度 $m_{Te} (= m_T - e_T)$ を得る。

【0084】

例えば、被験者の運動能力に基づく時系列キャリブレーション値 e_T が 80 ミリ秒で、リーチングタスクなどで求められた時系列正確度 m_T が 100 ミリ秒であった場合には、キャリブレーション後の時系列正確度 m_{Te} は、20 ミリ秒となる。なお、この場合の 20 ミリ秒は、被験者がリーチングすべき図形 (図 4 の例では、十字型図形 212) の位置を認識するのに掛かった時間を表している。

【0085】

以上のように、キャリブレーション部 22 は、被験者の聴覚、視覚、運動能力を予め評価しておくことにより、認知障害度 S を評価するタスクで得られる位置正確度 m_d および時系列正確度 m_T を、被験者の聴覚、視覚、運動能力に応じて補正することができる。そして、キャリブレーション部 22 で求められたキャリブレーション後の位置正確度 m_{dc} および時系列正確度 m_{Te} の値は、その後の認知障害度算出部 41 が認知障害度 S を算出する処理では、位置正確度 m_d および時系列正確度 m_T の値として用いられる。

【0086】

以上、キャリブレーション部 22 を用いることにより、被験者の聴覚、視覚、運動能力を考慮した高精度の位置正確度 m_d および時系列正確度 m_T を得ることが可能となり、より精度の高い認知障害度 S の算出が可能となる。

【0087】

< 2.6 評価結果の保存と表示 >

認知障害度出力部 42 は、認知障害度算出部 41 により算出された認知障害度 S を記憶装置 6 に格納する。この際には、認知障害度 S だけでなく、計測日時、被験者 ID、被験者の年齢、性別なども合わせて格納するとよい。さらに、医師の問診で得られた MMSE、FAB、長谷川式スケールなどのスコアを併せて格納してもよい。

【0088】

認知障害度出力部 42 は、認知障害度算出部 41 により算出された認知障害度 S を液晶表示装置やプリンタなどの出力装置 5 に出力する。従って、被験者またはその介助者は、実施されたリーチングタスクなどの認知障害度評価タスクで得られた被験者の認知障害度 S を知ることができる。

【0089】

10

20

30

40

50

認知障害度出力部 42 は、記憶装置に格納された当該被験者の計測日時と認知障害度 S との関係を表した経時変化グラフを表示する。図 9 は、ある被験者の認知障害度 S の経時変化グラフの例を示した図である。図 9 のグラフにおいて、横軸は、被験者にリーチングタスクなどを実施させた日時、すなわち、被験者の認知障害度 S を計測した日時を表す。また、縦軸は、認知障害度 S を表す。また、黒丸印は、ある被験者について、それぞれの計測日時で得られた認知障害度 S を表す。

【0090】

認知障害度出力部 42 は、さらに、ある被験者についての認知障害度 S の経時変化の指標 S_d を求める。ここで、認知障害度 S の経時変化の指標 S_d は、例えば、図 9 のグラフに描かれた直線 310 の傾きとして表され、直線 310 の傾きは、回帰分析や最小二乗法などにより求めることができる。

10

【0091】

この場合、認知障害度 S の経時変化の指標 S_d が 0 より小さい場合には、認知障害が悪化していることを意味し、指標 S_d がほぼ 0 に等しい場合には、認知障害の悪化の進行が停止していることを意味し、指標 S_d が 0 より大きい場合には、認知障害が改善していることを意味する。従って、医師、被験者および介助者は、図 9 に示すような認知障害度 S の経時変化のグラフから、被験者に実施されている治療やリハビリテーションの効果などを知ることができる。

【0092】

なお、認知障害度 S の経時変化の指標 S_d は、軸 301 の傾きに限定されるわけではない。現時点と過去の認知障害度 S の経時変化を評価可能な指標であれば、他の指標であってもよい。例えば、過去数回分の認知障害度 S の標準偏差を認知障害度 S の経時変化の指標 S_d としてもよい。この場合は、認知機能のいわば安定性を評価することとなる。

20

【0093】

以上に説明した本発明の実施形態によれば、被験者の脳機能障害を含めた認知機能低下の程度（認知障害度 S）を簡易的に評価することが可能になり、さらに、被験者に実施されている治療やリハビリテーションの効果などを知ることが可能になる。

【0094】

< 3 . 身体運動タスクの変形例 >

ここまで説明した実施形態では、認知障害度 S は、被験者がリーチングタスクを実施した結果に基づいて算出されるものとしているが、他の身体運動タスクを実施した結果に基づいて算出されるとしてもよい。以下、認知障害度 S を求めるための他の身体運動タスクの例について説明するとともに、認知障害度 S を算出する方法などが前記したリーチングタスクでの実施形態と相違する場合には、その相違する点についても説明する。

30

【0095】

< 3 . 1 リズムタッチタスク >

(a . 聴覚刺激によるリズムタッチタスク)

図 10 は、身体運動提示装置 2 に提示される聴覚刺激による片手リズムタッチタスク指示画面 230 の例を示した図である。

身体運動タスク選択画面 120（図 3 参照）を介して聴覚刺激の片手リズムタッチタスクが選択された場合には、身体運動指示部 10（図 1 参照）の指示データ提示部 13 は、図 10 に示すような片手リズムタッチタスク指示画面 230 を身体運動提示装置 2 に表示する。このとき、片手リズムタッチタスク指示画面 230 の中には、被験者がタッチすべき円形図形 231 が表示される。

40

【0096】

続いて、指示データ提示部 13 は、被験者がタッチすべきタイミングを指示するタッチ指示音を特定の時間間隔またはランダムな時間間隔で繰り返しスピーカから出力する。被験者は、その出力されるタッチ指示音にできるだけタイミングを合わせて、前記の円形図形 231 に、例えば、親指でタッチする。

なお、被験者は高齢である場合が多いため、聴覚刺激用のタッチ指示音は、大きめで高

50

音域を避けたものが好ましい（後記する図 1 1、図 1 2 の説明でも同様）。

【 0 0 9 7 】

この聴覚刺激の片手リズムタッチタスクから得られる被験者の身体運動（手指の運動）についてのデータを用いれば、後記にて説明するようにして認知障害度 S を算出することができる。そして、この片手リズムタッチタスクで、タッチ指示音が同じ時間間隔で出力される場合には、聴覚刺激に対する被験者の予測力に基づく認知障害度 S を評価することができる。また、タッチ指示音がランダムな時間間隔で出力される場合には、聴覚刺激に対する被験者の応答速度に基づく認知障害度 S を評価することができる。

なお、この片手リズムタッチタスクの効果は、以下に説明する他のリズムタッチタスクでも同様である。

10

【 0 0 9 8 】

図 1 0 の例では、被験者がタッチすべき円形図形 2 3 1 は、片手リズムタッチタスク指示画面 2 3 0 の左側に表示され、被験者の左手親指でタッチされるものとしているが、被験者がタッチすべき円形図形 2 3 1 は、片手リズムタッチタスク指示画面 2 3 0 の右側に表示され、被験者の右手親指でタッチされるものとしてもよい。

【 0 0 9 9 】

図 1 1 は、身体運動提示装置 2 に提示される聴覚刺激による両手リズムタッチタスク指示画面 2 3 0 a の例を示した図である。

身体運動タスク選択画面 1 2 0（図 3 参照）を介して聴覚刺激の両手リズムタッチタスクが選択された場合には、指示データ提示部 1 3 は、図 1 1 に示すような両手リズムタッチタスク指示画面 2 3 0 a を身体運動提示装置 2 に表示する。このとき、両手リズムタッチタスク指示画面 2 3 0 a の中には、被験者が右手および左手のそれぞれでタッチすべき 2 つの円形図形 2 3 1 が表示される。

20

【 0 1 0 0 】

続いて、指示データ提示部 1 3 は、被験者がタッチすべきタイミングを指示するタッチ指示音を特定の時間間隔またはランダムな時間間隔で繰り返しスピーカから出力する。被験者は、その出力されるタッチ指示音にできるだけタイミングを合わせて、2 つの円形図形 2 3 1 のそれぞれに、例えば、左手親指および右手親指で同時にタッチする。

【 0 1 0 1 】

図 1 2 は、身体運動提示装置 2 に提示される聴覚刺激による両手交互リズムタッチタスク指示画面 2 3 0 b の例を示した図である。

30

身体運動タスク選択画面 1 2 0（図 3 参照）を介して両手交互リズムタッチタスクが選択された場合には、指示データ提示部 1 3 は、図 1 2 に示すような両手交互リズムタッチタスク指示画面 2 3 0 b を身体運動提示装置 2 に表示する。このとき、両手交互リズムタッチタスク指示画面 2 3 0 b の中には、被験者が右手および左手のそれぞれでタッチすべき 2 つの円形図形 2 3 1 が表示される。

【 0 1 0 2 】

続いて、指示データ提示部 1 3 は、被験者がタッチすべきタイミングを指示するタッチ指示音を特定の時間間隔またはランダムな時間間隔で繰り返しスピーカから出力する。被験者は、その出力されるタッチ指示音にできるだけタイミングを合わせて、2 つの円形図形 2 3 1 のそれぞれに、例えば、左手親指または右手親指で交互にタッチする。

40

【 0 1 0 3 】

なお、両手交互リズムタッチタスクでは、タッチすべき左右の円形図形 2 3 1 に応じてタッチ指示音を異なる音にしてもよい。例えば、左右で、タッチ指示音の高さを変えたり、異なる楽器の音にしたりしてもよい。

【 0 1 0 4 】

（ b . 視覚刺激によるリズムタッチタスク ）

図 1 3 は、身体運動提示装置 2 に提示される視覚刺激による片手リズムタッチタスク指示画面 2 4 0 の例を示した図である。

身体運動タスク選択画面 1 2 0（図 3 参照）を介して視覚刺激の片手リズムタッチタス

50

クが選択された場合には、指示データ提示部 13 は、図 13 に示すような片手リズムタッチタスク指示画面 240 を身体運動提示装置 2 に表示する。このとき、片手リズムタッチタスク指示画面 240 の中には、被験者がタッチすべき円形図形 241 が表示される。

【0105】

続いて、指示データ提示部 13 は、被験者がタッチすべきタイミングを指示するタッチ指示図形 242 を、特定の時間間隔またはランダムな時間間隔で繰り返し表示（ただし、その後すぐに消去）する。被験者は、タッチ指示図形 242 が表示されるタイミングにできるだけ合わせて、円形図形 241 にタッチする。

なお、視覚刺激用のタッチ指示図形 242 は、円形黒色に限定されない。被験者は高齢である場合が多いため、むしろ、派手な原色系の色を含んだ目立つ形状であるもののほうが好ましい（図 14、図 15 の説明でも同様）。

【0106】

図 14 は、身体運動提示装置 2 に提示される視覚刺激による両手リズムタッチタスク指示画面 240 a の例を示した図である。

身体運動タスク選択画面 120（図 3 参照）を介して視覚刺激の両手リズムタッチタスクが選択された場合には、指示データ提示部 13 は、図 14 に示すような両手リズムタッチタスク指示画面 240 a を身体運動提示装置 2 に表示する。このとき、両手リズムタッチタスク指示画面 240 a の中には、被験者が右手および左手のそれぞれでタッチすべき 2 つの円形図形 241 が表示される。

【0107】

続いて、指示データ提示部 13 は、被験者がタッチすべきタイミングを指示するタッチ指示図形 242 を、特定の時間間隔またはランダムな時間間隔で繰り返し表示（ただし、その後すぐに消去）する。被験者は、タッチ指示図形 242 が表示されるタイミングにできるだけ合わせて、2 つの円形図形 241 のそれぞれに、例えば、左手親指および右手親指で同時にタッチする。

【0108】

図 15 は、身体運動提示装置 2 に提示される視覚刺激による両手交互リズムタッチタスク指示画面 240 b の例を示した図である。

身体運動タスク選択画面 120（図 3 参照）を介して視覚刺激の両手交互リズムタッチタスクが選択された場合には、指示データ提示部 13 は、図 15 に示すような両手交互リズムタッチタスク指示画面 240 b を身体運動提示装置 2 に表示する。このとき、両手交互リズムタッチタスク指示画面 240 b の中には、被験者が右手および左手のそれぞれでタッチすべき 2 つの円形図形 241 が表示される。

【0109】

続いて、指示データ提示部 13 は、被験者がタッチすべきタイミングを指示するタッチ指示図形 242 を、特定の時間間隔またはランダムな時間間隔で繰り返し表示（ただし、その後すぐに消去）する。被験者は、タッチ指示図形 242 が表示されるタイミングにできるだけ合わせて、2 つの円形図形 241 のそれぞれを、例えば、左手親指または右手親指で交互にタッチする。

【0110】

（c．メトロノーム型リズムタッチタスク）

図 16 は、身体運動提示装置 2 に提示されるメトロノーム型リズムタッチタスク指示画面 250 の例を示した図である。

身体運動タスク選択画面 120（図 3 参照）を介してメトロノーム型リズムタッチタスクが選択された場合には、指示データ提示部 13 は、図 16 に示すようなメトロノーム型リズムタッチタスク指示画面 250 を身体運動提示装置 2 に表示する。このとき、メトロノーム型リズムタッチタスク指示画面 250 の中には、被験者が右手および左手のそれぞれでタッチすべき 2 つの円形図形 251 が表示され、さらに、メトロノーム様の振り子 252 とその振幅範囲を表す扇形図形 253 が表示される。

【0111】

振り子 2 5 2 は、扇形図形 2 5 3 の範囲を一定の周期で振動する。そこで、被験者は、振り子 2 5 2 が扇形図形 2 5 3 の右の端に達したタイミングに合わせて、右手親指で右側の円形図形 2 5 1 をタッチし、左の端に達したタイミングに合わせて、左手親指で左側の円形図形 2 5 1 をタッチする。

【 0 1 1 2 】

従って、メトロノーム型リズムタッチタスクは、図 1 5 に示した視覚刺激の両手交互リズムタッチタスクと実質的には同様の身体運動タスクといえる。ただし、メトロノーム型リズムタッチタスクの場合、被験者が振り子 2 5 2 の動きを観察して予測することができるので、被験者の予測する力を含んだ認知障害度 S を評価することができる。

【 0 1 1 3 】

なお、メトロノーム型リズムタッチタスクは、被験者が円形図形 2 5 1 を両手で交互にタッチするのを、片手でタッチしたり、両手で同時にタッチしたりするように変更すれば、片手リズムタッチタスクや両手リズムタッチタスクと実質的に同様のものとして行うことができる。

【 0 1 1 4 】

(位置正確度、時系列正確度および認知障害度の算出)

以上に説明した各リズムタッチタスクでは、指示・検出データ比較部 3 1 (図 1 参照) は、検出データ取得部 2 1 によって取得される被験者によるタッチ位置座標 (X , Y) が、先に表示された円形図形 2 3 1, 2 4 1, 2 5 1 内に含まれているか否かを判定する。

【 0 1 1 5 】

次いで、位置正確度算出部 3 2 は、被験者によるタッチ位置座標 (X , Y) が円形図形 2 3 1, 2 4 1, 2 5 1 内に含まれている場合には、タッチ成功と判定し、そうでない場合には、タッチ失敗と判定し、そのタッチ失敗率を算出する。そして、位置正確度算出部 3 2 は、その算出したタッチ失敗率をもって位置正確度 m_d と定義する。つまり、位置正確度 m_d = タッチ失敗回数 / (タッチ成功回数 + タッチ失敗回数) として計算される。

なお、位置正確度 m_d として、タッチ成功率ではなくタッチ失敗率を用いるのはやや違和感があるが、これは、本明細書では、位置正確度 m_d の意味を、値が小さいほど正確度が高くなると定めていることによる。

【 0 1 1 6 】

例えば、1 回のリズムタッチタスクで 2 0 回の視覚刺激または聴覚刺激があり、被験者がタッチすべき円形図形 2 3 1, 2 4 1, 2 5 1 のタッチに 5 回失敗した場合には、その位置正確度 m_d は、0 . 2 5 となる。

【 0 1 1 7 】

また、時系列正確度 m_T は、前記リーチングタスクの場合と同様に算出される。すなわち、時系列正確度算出部 3 3 は、視覚刺激または聴覚刺激が提示された時刻 t_i と被験者がタッチした時刻 t_i との差であるタッチ遅延時間 T_i の平均値 ($= T_i / N$: N は、視覚刺激または聴覚刺激の提示回数) を算出し、その算出したタッチ遅延時間 T_i の平均値をもって時系列正確度 m_T と定義する。

【 0 1 1 8 】

以上のようにして位置正確度 m_d および時系列正確度 m_T が求められると、認知障害度算出部 4 1 は、前記実施形態で示した方法と同様の方法で認知障害度 S を計算することができる。また、認知障害度出力部 4 2 は、その計算された認知障害度 S やその経時変化グラフ (図 9 参照) を液晶表示装置やプリンタなどの出力装置 5 に出力することができる。

【 0 1 1 9 】

すなわち、被験者またはその介助者は、リズムタッチタスクを実施することにより、被験者の脳機能障害を含めた認知機能低下の程度 (認知障害度 S) を容易に評価することが可能になる。

【 0 1 2 0 】

< 3 . 2 開閉指タップタスク >

図 1 7 は、身体運動提示装置 2 に提示される片手開閉指タップタスク指示画面 2 6 0 の

10

20

30

40

50

例を示した図である。

身体運動タスク選択画面 120 (図 3 参照) を介して片手開閉指タップタスクが選択された場合には、身体運動指示部 10 (図 1 参照) の指示データ提示部 13 は、図 17 に示すような片手開閉指タップタスク指示画面 260 を身体運動提示装置 2 に表示する。ここで、片手開閉指タップタスクとは、被験者の片手の 2 指 (例えば、親指と人差し指) を繰り返し開閉運動させる身体運動タスクをいう。

【0121】

そこで、片手開閉指タップタスク指示画面 260 の中には、被験者が 2 指の開閉運動をさせる領域を指定する扇型の開閉運動指定領域 261 が表示される。なお、開閉運動指定領域 261 は、扇型に限定されるわけではなく、2 指の開閉運動をしやすい領域になるのであれば、どのような形状であってもよい。

10

【0122】

被験者は、片手開閉指タップタスクでは、例えば、親指と人差し指を扇型図形 261 に接触させた状態で、できるだけ大きくかつできるだけ速く開閉させる運動を繰り返す。このとき、検出データ取得部 21 は、親指がタッチした位置の座標値と人差し指がタッチした位置の座標値とを検出し、これら 2 指のタッチ位置間の距離を、2 指間距離 L として算出する。なお、図 17 において、両端矢線 262 は、人差し指の開閉振幅を表し、両端矢線 263 は、親指の開閉振幅を表している。

【0123】

開閉指タップタスクとしては、図 17 の例の他に、両手開閉指タップタスクおよび両手交互開閉指タップタスクがある。図 18 は、身体運動提示装置 2 に提示される両手開閉指タップタスク指示画面 260 a の例を示した図、図 19 は、両手交互開閉指タップタスク指示画面 260 b の例を示した図である。図 18 および図 19 に示されるように、両手を使う開閉指タップタスクでは、両手開閉指タップタスク指示画面 260 a および両手交互開閉指タップタスク指示画面 260 b には、被験者が両手の 2 指の開閉運動をさせるための開閉運動指定領域 261 がそれぞれ 2 つ表示される。

20

【0124】

両手開閉指タップタスクと両手交互開閉指タップタスクとでは、被験者が両手を使って 2 指の開閉運動をさせ点で同じである。一方、両手開閉指タップタスクでは、両手同時に 2 指の開閉運動をさせるが、両手交互開閉指タップタスクでは、片手ずつ交互に 2 指の開閉運動をさせる点で異なっている。

30

【0125】

なお、以上の図 17 ~ 図 19 を用いて説明した開閉指タップタスクでは、2 指の開閉運動には、とくに時間的な制限などを設けずに行うとしているが、リズムタッチタスクの場合のように、被験者に対する視覚刺激や聴覚刺激を生成し、それに合わせて 2 指を開閉させるようにしてもよい。

【0126】

(位置正確度、時系列正確度および認知障害度の算出)

図 20 は、開閉指タップタスクが行われる場合に作成される 2 指間距離 $L(t)$ の時間推移グラフの例を示した図である。

40

図 17 ~ 図 19 を用いて説明した開閉指タップタスクが行われる場合、指示・検出データ比較部 31 (図 1 参照) は、検出データ取得部 21 によって、例えば、10 ミリ秒ごとに取得される 2 指間距離 $L(t)$ を用いて、図 20 に示すような 2 指間距離 $L(t)$ の時間推移グラフを作成する。なお、図 20 のグラフにおいて、横軸は、開閉指タップタスク開始時からの経過時間を表し、縦軸は、経過時間 t での 2 指間距離 $L(t)$ を表している。

【0127】

なお、開閉指タップタスクでは、2 指を常に画面 (タッチパネル) にタッチさせた状態で開閉させることを想定しているが、実際には、2 指の開閉運動を行う中で片方または両方の指がその画面から離れる場合があり得る。このような場合には、取得される 2 指間距

50

離 $L(t)$ に欠損部 311 が生じるが、多くの場合、欠損部 311 は、スプライン補間など一般的な補間方法を用いて補間することができる。

【0128】

次に、位置正確度算出部 32 は、図 20 の 2 指間距離 $L(t)$ の時間推移グラフから、1 回ごとの 2 指開閉の振幅 A_i (1 回ごとの指開閉動作で得られる $L(t)$ の最大値と最小値の差) を算出し、さらに、その標準偏差を算出する。そして、位置正確度算出部 32 は、前記算出した振幅 A_i の標準偏差をもって位置正確度 m_d と定義する。

【0129】

また、時系列正確度算出部 33 は、図 20 の 2 指間距離 $L(t)$ の時間推移グラフから、1 回ごとの 2 指開閉の時間間隔 t_i (指開閉動作で得られる $L(t)$ の最大値または最小値から次の最大値または最小値に到るまでの時間) を算出し、さらに、その標準偏差を算出する。そして、この算出した時間間隔 t_i の標準偏差をもって時系列正確度 m_T と定義する。

【0130】

以上のようにして位置正確度 m_d および時系列正確度 m_T が求められると、認知障害度算出部 41 は、前記実施形態で示した方法と同様の方法で認知障害度 S を計算することができる。また、認知障害度出力部 42 は、その計算された認知障害度 S やその経時変化グラフ (図 9 参照) を液晶表示装置やプリンタなどの出力装置 5 に出力することができる。

【0131】

すなわち、被験者またはその介助者は、開閉指タップタスクを実施することにより、被験者の脳機能障害を含めた認知機能低下の程度 (認知障害度 S) を容易に評価することが可能になる。

【0132】

< 3.3 5 指タッチタスク >

図 21 は、身体運動提示装置 2 に提示される 5 指タッチタスク指示画面 270 の例を示した図である。

身体運動タスク選択画面 120 (図 3 参照) を介して 5 指タッチタスクが選択された場合には、身体運動指示部 10 (図 1 参照) の指示データ提示部 13 は、図 21 に示すような 5 指タッチタスク指示画面 270 を身体運動提示装置 2 に表示する。このとき、5 指タッチタスク指示画面 270 の中には、左右の 5 指それぞれに対応する 10 個のタッチ指示領域 271 が、例えば、破線の円などで表示されている。

【0133】

次に、指示データ提示部 13 は、10 個のタッチ指示領域 271 から 1 つを選択し、選択したタッチ指示領域 271 の位置にタッチ指示図形 272 を表示する。そこで、被験者は、表示されたタッチ指示図形 272 またはその位置のタッチ指示領域 271 にタッチする。なお、指示データ提示部 13 は、被験者によりタッチ指示図形 272 がタッチされた場合、または、所定の時間が経過した場合には、それまで表示していたタッチ指示図形 272 を消去するとともに、別のタッチ指示領域 271 を選択し、その選択したタッチ指示領域 271 に新たにタッチ指示図形 272 を表示する。

【0134】

そして、指示データ提示部 13 は、以上のような、タッチ指示領域 271 の 1 つを選択し、そのタッチ指示領域 271 の位置にタッチ指示図形 272 を表示し、被験者によるタッチを検出する、という動作を所定の回数繰り返す。その際、タッチ指示領域 271 は、所定の順序、例えば、指の並びの順序 (左手の小指 薬指 中指 人差し指 親指 右手の小指 薬指 中指 人差し指 親指 など) に従って選択してもよいし、ランダムな順序で選択してもよい。

【0135】

なお、タッチ指示領域 271 は、被験者の 5 指の位置にほぼ対応する位置に設けられ、被験者ごとにその位置をキャリブレーションしてもよい。キャリブレーションする場合には、被験者に当該表示画面 (タッチパネル) に両手 5 指でタッチさせ、そのときタッチさ

10

20

30

40

50

れた両手5指のそれぞれの位置に基づき、両手5指のタッチ指示領域271を設定する。

また、タッチ指示図形272の形状は、図21に示したような円形に限定されず、両手5指のタッチが分離して検出できる形状であれば、他の形状であってもよい。

【0136】

(位置正確度、時系列正確度および認知障害度の算出)

以上に説明した5指タッチタスクでは、位置正確度 m_d は、前記したリズムタッチタスクの場合と同様に、タッチ失敗率を計算することにより求められる。

すなわち、指示・検出データ比較部31(図1参照)は、タッチ指示図形272が表示されるたびに、その表示に応じて被験者がタッチしたタッチ位置座標(X, Y)を取得する。そして、そのタッチ位置座標(X, Y)が先に表示したタッチ指示図形272またはその位置のタッチ指示領域271の中に含まれていた場合には、タッチ成功と判定し、そうでない場合には、タッチ失敗と判定する。次いで、位置正確度算出部32は、タッチ失敗率(=タッチ失敗回数/(タッチ成功回数+タッチ失敗回数))を算出し、その算出したタッチ失敗率をもって位置正確度 m_d と定義する。

なお、位置正確度 m_d として、タッチ成功率ではなくタッチ失敗率を用いるのは、前記したように、本明細書では、位置正確度 m_d の意味を、値が小さいほど正確度が高くなると定めていることによる。

【0137】

また、時系列正確度 m_T は、前記リーチングタスクの場合と同様に算出される。すなわち、時系列正確度算出部33は、タッチ指示図形272が表示された時刻 t_i と被験者がタッチ指示図形272またはその位置のタッチ指示領域271にタッチした時刻 t_i との差であるタッチ遅延時間 T_i の平均値(= T_i / N : N は、タッチ指示図形272の表示回数)を算出し、その算出したタッチ遅延時間 T_i の平均値をもって時系列正確度 m_T と定義する。

【0138】

以上のようにして位置正確度 m_d および時系列正確度 m_T が求められると、認知障害度算出部41は、前記実施形態で示した方法と同様の方法で認知障害度 S を計算することができる。また、認知障害度出力部42は、その計算された認知障害度 S やその経時変化グラフ(図9参照)を液晶表示装置やプリンタなどの出力装置5に出力することができる。

【0139】

すなわち、被験者またはその介助者は、5指タッチタスクを実施することにより、被験者の脳機能障害を含めた認知機能低下の程度(認知障害度 S)を容易に評価することが可能になる。

【0140】

(5指タッチタスクの使用例)

図22は、5指タッチタスクの一使用例を説明する図である。図22に示すように、指示データ提示部13は、まず、右手について、特定の順序でタッチ指示領域271を選択しつつ、タッチ指示図形272を表示していき、さらに、左手について、右手と同じ順序でタッチ指示領域271を選択しつつ、タッチ指示図形272を表示していく。例えば、左手で小指 中指 親指 人差し指 薬指・・・というようにタッチ指示図形272を表示していった場合には、右手でも小指 中指 親指 人差し指 薬指・・・というように同じ順序でタッチ指示図形272を表示していく。

【0141】

そこで、被験者は、まず、右手側に特定の順序で表示されるタッチ指示図形272に追従しながら、その表示されるタッチ指示図形272またはその位置のタッチ指示領域271を右手の指でタッチする。続いて、被験者は、左手側に同様の順序で表示される表示されるタッチ指示図形272に追従しながら、その表示されるタッチ指示図形272またはその位置のタッチ指示領域271を左手の指でタッチする。

【0142】

このような5指タッチタスクでは、その実施により得られる認知障害度 S により、一方

の手で学習した運動の効果が、他方の手でも現れるか否かという点について評価することが可能になる。例えば、一般的には、認知機能が低下すると、左右の運動野で一連の運動指令を転写する能力も低下すると信じられている。5指タッチタスクは、図22のような使用の仕方をすれば、脳機能に関する一般的な常識や学説を実証するツールとしても使用可能となる。

【0143】

< 3.4 追跡タスク >

図23は、身体運動提示装置2に提示される追跡タスク指示画面280の例を示した図である。

身体運動タスク選択画面120(図3参照)を介して追跡タスクが選択された場合には、身体運動指示部10(図1参照)の指示データ提示部13は、図23に示すような追跡タスク指示画面280を身体運動提示装置2に表示する。このとき、追跡タスク指示画面280の中には、左手用および右手用の2つの追跡ターゲット図形281a, 281bが表示される。

【0144】

そして、指示データ提示部13は、2つの追跡ターゲット図形281a, 281bを追跡タスク指示画面280の中で互いにそれぞれ異なる軌跡282a, 282bを描くように移動させる。被験者は、左右の指を追跡タスク指示画面280にタッチさせたまま、この2つの追跡ターゲット図形281a, 281bをその動きに従ってそれぞれの指で追跡する。なお、2つの追跡ターゲット図形281a, 281bは、互いに表示色や形状が異なってもよい。

【0145】

(位置正確度、時系列正確度および認知障害度の算出)

追跡タスクが実施されると、指示・検出データ比較部31(図1参照)は、追跡ターゲット図形281a, 281bが移動する位置座標($X_{0j}(t)$, $Y_{0j}(t)$)($j = L, R$)と被験者の左右の指のタッチ位置座標($X_j(t)$, $Y_j(t)$)($j = l, r$)との距離を求め、その距離を $L_j(t)$ ($j = l, r$)と表す。ここで、 $j = l$ は、左、 $j = r$ は、右を意味する。また、 $L_l(t)$ を左手誤差、 $L_r(t)$ を右手誤差と呼ぶ。

【0146】

続いて、位置正確度算出部32は、左手誤差 $L_l(t)$ の時間平均および右手誤差 $L_r(t)$ の時間平均を算出し、さらに、これら算出した左手誤差 $L_l(t)$ の時間平均と右手誤差 $L_r(t)$ の時間平均の平均値をもって、位置正確度 m_d と定義する。

【0147】

時系列正確度算出部33の処理については、図24を参照しながら説明する。

図24は、追跡ターゲット図形の位置座標と被験者のタッチ位置座標との関係を、模式的な時間推移変化グラフの例として示した図であり、(a)は、X座標の時間推移変化の例、(b)は、Y座標の時間推移変化の例である。

【0148】

図24(a)における破線351は、図23に示された左側(または右側)の追跡ターゲット図形281a(または281b)のX座標、すなわち、 $X_{0l}(t)$ (または $X_{0r}(t)$)の時間推移変化を表している。また、実線352は、被験者の左指(または右指)によるタッチ位置座標のX座標 $X_l(t)$ (または $X_r(t)$)の時間推移変化を表している。

同様に、図24(b)における破線361は、図23に示された左側(または右側)の追跡ターゲット図形281a(または281b)のY座標、すなわち、 $Y_{0l}(t)$ (または $Y_{0r}(t)$)の時間推移変化を表している。また、実線362は、被験者の左指(または右指)によるタッチ位置座標のY座標 $Y_l(t)$ (または $Y_r(t)$)の時間推移変化を表している。

【0149】

時系列正確度算出部 33 は、追跡ターゲット図形 281a (または 281b) の X 座標が表す関数 $X_{01}(t)$ (または $X_{0r}(t)$) と、被験者の左指 (または右指) によるタッチ位置座標の X 座標が表す関数 $X_1(t)$ (または $X_r(t)$) と、の間の相互相関関数 $F X_1(\quad)$ (または $F X_r(\quad)$) を計算する。

同様に、時系列正確度算出部 33 は、追跡ターゲット図形 281a (または 281b) の Y 座標が表す関数 $Y_{01}(t)$ (または $Y_{0r}(t)$) と、被験者の左指 (または右指) によるタッチ位置座標の Y 座標が表す関数 $Y_1(t)$ (または $Y_r(t)$) と、の間の相互相関関数 $F Y_1(\quad)$ (または $F Y_r(\quad)$) を計算する。

なお、相互相関関数は、2つの時系列信号のうち一方の信号を時間 だけずらしたとき両者の相関を評価する場合にしばしば用いられる関数である。

10

【0150】

以上の処理により、時系列正確度算出部 33 は、4つの相互相関関数 $F X_1(\quad)$ 、 $F X_r(\quad)$ 、 $F Y_1(\quad)$ 、 $F Y_r(\quad)$ を得る。そこで、時系列正確度算出部 33 は、それぞれの相互相関関数 $F X_1(\quad)$ 、 $F X_r(\quad)$ 、 $F Y_1(\quad)$ 、 $F Y_r(\quad)$ の値が最大になるずれの時間 x_1 、 x_r 、 y_1 、 y_r を算出する。

ここで、相互相関関数 $F X_1(\quad)$ の値が最大になるずれ時間 x_1 とは、図 24 (a) の破線 351 が表す関数 $X_{01}(t)$ と実線 352 が表す関数 $X_1(t)$ とのうち一方を時間 x_1 だけずらしたとき、両者のグラフの一致度が最も大きくなることを意味する。

【0151】

20

従って、相互相関関数 $F X_1(\quad)$ から得られたずれの時間 x_1 は、時系列正確度 m_T を表す指標として好適であり、同様にして得られたずれの時間 x_r 、 y_1 、 y_r も、時系列正確度 m_T を表す指標として好適である。

そこで、時系列正確度算出部 33 は、以上のようにして算出された 4通りのずれの時間 x_1 、 x_r 、 y_1 、 y_r の平均をとって、追跡タスクにおける時系列正確度 m_T と定義する。

【0152】

以上のようにして追跡タスクの場合について位置正確度 m_d および時系列正確度 m_T が求められると、認知障害度算出部 41 は、前記リーチングタスクの実施形態で示した方法と同様の方法で認知障害度 S を計算することができる。また、認知障害度出力部 42 は、その計算された認知障害度 S やその経時変化グラフ (図 9 参照) を液晶表示装置やプリンタなどの出力装置 5 に出力することができる。

30

【0153】

すなわち、被験者またはその介助者は、追跡タスクを実施することにより、被験者の脳機能障害を含めた認知機能低下の程度 (認知障害度 S) を容易に評価することが可能になる。

【0154】

< 4. 実施形態の変形例 >

< 4. 1 脳機能障害評価装置の構成の変形例 >

図 25 は、本発明の実施形態の変形例に係る脳機能障害評価装置 100a の全体構成の例を示した図である。図 25 に示す脳機能障害評価装置 100a は、図 1 に示した脳機能障害評価装置 100 とほぼ同等の機能を、通信ネットワーク 8 によって相互に接続された端末装置 101 とサーバ装置 102 とに分離して実現したものである。

40

【0155】

脳機能障害評価装置 100a では、端末装置 101 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 102 は、端末装置 101 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 8 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、被験者の認知障害度を評価する役割を果たす。このことを除けば、脳機能障害評価装置 100a の構成および機能は、図 1 に示した脳機能障害評価装置 100 の構成および機能と同じであるので、以下では、

50

主に相違する箇所についてのみ説明する。

【0156】

端末装置101のデータ処理装置1aの構成は、図1の脳機能障害評価装置100のデータ処理装置1から身体運動正確度算出部30および認知障害度評価部40が除外され、データ送受信部60aおよび認知障害度出力部70が追加された構成となっている。さらに、端末装置101には、データ処理装置1aと通信ネットワーク8とをつなぐ通信装置7aが新たに設けられている。

【0157】

データ送受信部60aは、身体運動データ取得部20で取得された被験者の身体運動の検出データやキャリブレーションデータを、通信装置7aおよび通信ネットワーク8を介してサーバ装置102へ送信する。また、データ送受信部60aは、サーバ装置102で評価された被験者の認知障害度などのデータを受信する。そして、認知障害度出力部70は、データ送受信部60aを介して受信したサーバ装置102による被験者の認知障害度などのデータを出力装置5に出力する。

【0158】

また、サーバ装置102は、データ処理装置1b、操作入力装置4b、出力装置5b、記憶装置6、通信装置7bなどを含んで構成され、データ処理装置1bは、身体運動正確度算出部30、認知障害度評価部40、データ送受信部60bなどを含んで構成される。データ送受信部60bは、端末装置101から送信される被験者の身体運動の検出データやキャリブレーションデータを受信するとともに、認知障害度評価部40で評価された被験者の認知障害度などのデータを端末装置101へ送信する。

【0159】

なお、以上のような構成を有する端末装置101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102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102に通信ネットワークを介して複数の端末装置101が接続されていても構わない。

【0160】

本実施形態の変形例に係る脳機能障害評価装置100aでは、端末装置101は、単に、被験者の身体運動のデータを取得して、その評価結果を表示するだけである。従って、例えば、端末装置101が紛失されても、被験者の認知障害度のデータが流出することはない。また、被験者の認知障害度などの評価結果は、サーバ装置102の記憶装置6に格納されるので、関係する医師、看護師、介護者などアクセスし易くなる。また、サーバ装置102を設けたことにより、脳機能障害評価装置100a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。

< 4.2 その他の変形例 >

以上に説明した本発明の実施形態およびその変形例では、脳機能障害評価装置100, 100aは、複数の身体運動タスクの名称が表示された身体運動タスク選択画面120(図3参照)を介して、被験者に1つの身体運動タスクを選択させ、選択された1つの身体運動タスクを被験者に実施させるものとしている。この場合、被験者に複数の身体運動タスクを選択させるようにしてもよい。そうした場合には、認知障害度評価部40は、それぞれの身体運動タスクに応じて複数の認知障害度S算出することになるが、そのそれぞれの認知障害度Sを身体運動タスクに対応付けて記憶装置6に格納してもよい。あるいは、複数の認知障害度Sの平均や加重平均を取った総合的な認知障害度Sを新たに計算した上で、その結果を記憶装置6に格納してもよい。

【0161】

また、脳機能障害評価装置100, 100aから身体運動タスク選択部11を削除して、予め定められた特定の1つまたは複数の身体運動タスクだけを被験者に実施させるものとしてもよい。

【 0 1 6 2 】

なお、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。

【符号の説明】

【 0 1 6 3 】

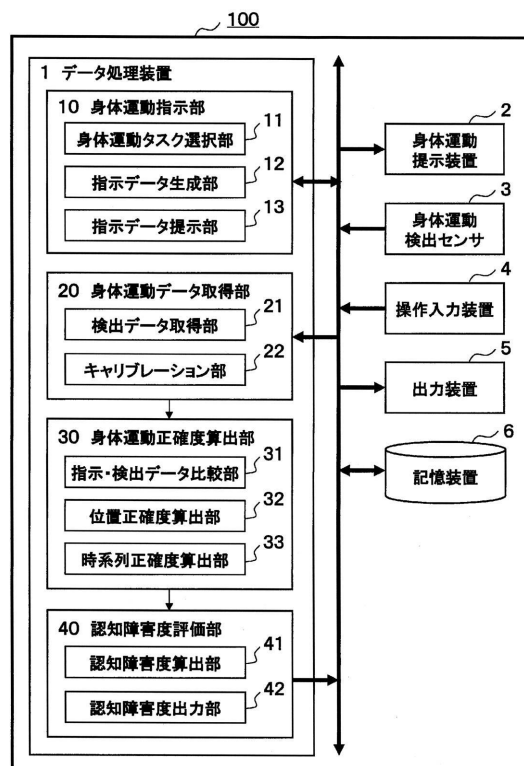
1, 1 a, 1 b	データ処理装置	10
2	身体運動提示装置	
3	身体運動検出センサ	
4, 4 b	操作入力装置	
5, 5 b	出力装置	
6	記憶装置	
7 a, 7 b	通信装置	
8	通信ネットワーク	
1 0	身体運動指示部	
1 1	身体運動タスク選択部	
1 2	指示データ生成部	20
1 3	指示データ提示部	
2 0	身体運動データ取得部	
2 1	検出データ取得部	
2 2	キャリブレーション部	
3 0	身体運動正確度算出部	
3 1	指示・検出データ比較部	
3 2	位置正確度算出部	
3 3	時系列正確度算出部	
4 0	認知障害度評価部	
4 1	認知障害度算出部	30
4 2	認知障害度出力部	
6 0 a, 6 0 b	データ送受信部	
7 0	認知障害度出力部	
1 0 0, 1 0 0 a	脳機能障害評価装置	
1 0 1	端末装置	
1 0 2	サーバ装置	
1 1 0	被験者登録情報表示画面	
1 2 0	身体運動タスク選択画面	
1 2 1	チェックマーク	
2 1 0, 2 1 0 a	リーチングタスク指示画面	40
2 1 1	黒丸図形	
2 1 2, 2 2 2	十字型図形	
2 1 3, 2 2 5, 2 2 8, 2 3 1, 2 4 1, 2 5 1	円形図形	
2 3 0	片手リズムタッチタスク指示画面	
2 3 0 a	両手リズムタッチタスク指示画面	
2 3 0 b	両手交互リズムタッチタスク指示画面	
2 4 0	片手リズムタッチタスク指示画面	
2 4 0 a	両手リズムタッチタスク指示画面	
2 4 0 b	両手交互リズムタッチタスク指示画面	
2 4 2	タッチ指示図形	50

- 2 5 0 メトロノーム型リズムタッチタスク指示画面
 2 5 2 振り子
 2 5 3 扇形図形
 2 6 0 片手開閉指タップタスク指示画面
 2 6 0 a 両手開閉指タップタスク指示画面
 2 6 0 b 両手交互開閉指タップタスク指示画面
 2 6 1 扇型図形
 2 6 1 開閉運動指定領域
 2 6 2 , 2 6 3 両端矢線
 2 7 0 5 指タッチタスク指示画面
 2 7 1 タッチ指示領域
 2 7 2 タッチ指示図形
 2 8 0 追跡タスク指示画面
 2 8 1 a 追跡ターゲット図形
 2 8 2 a 軌跡
 3 0 1 , 3 0 5 軸
 3 1 0 直線
 3 1 1 欠損部
 3 5 1 破線
 3 5 2 実線

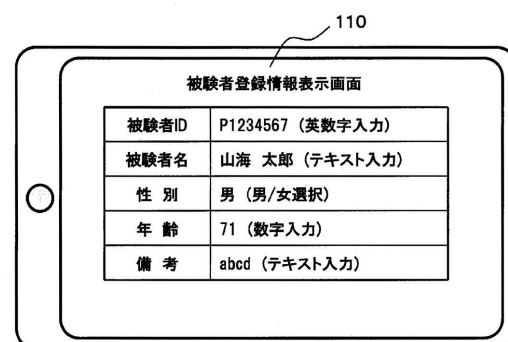
10

20

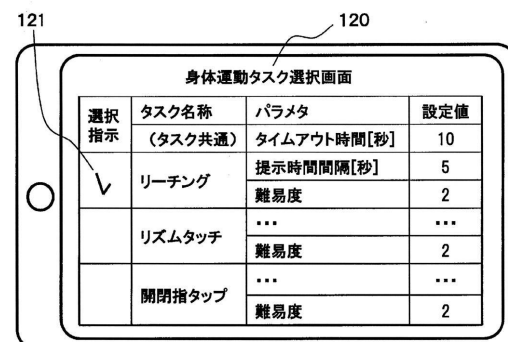
【図 1】



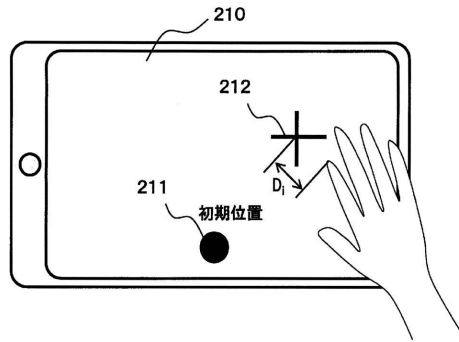
【図 2】



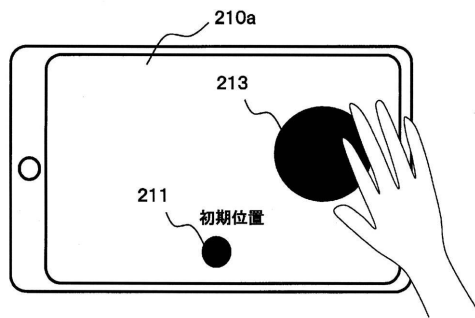
【図 3】



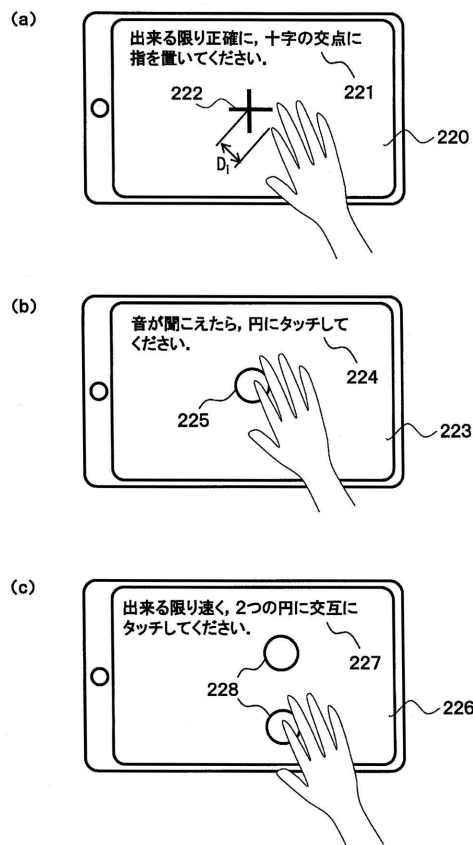
【図 4】



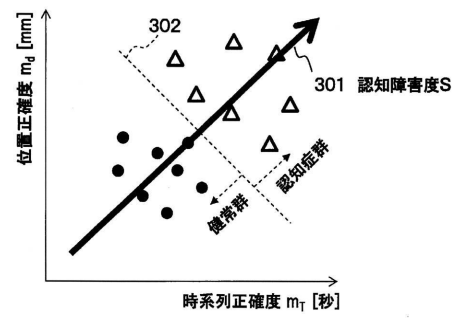
【図 5】



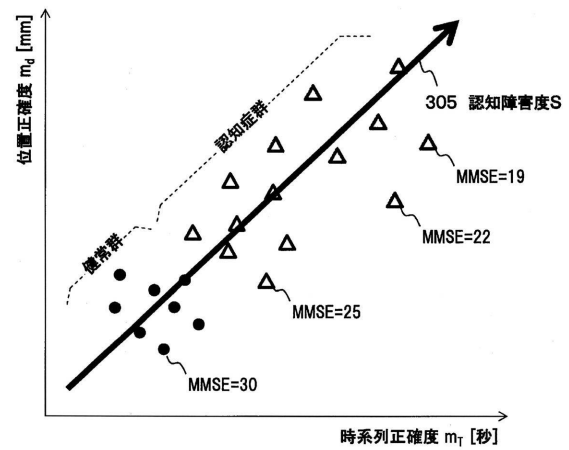
【図 8】



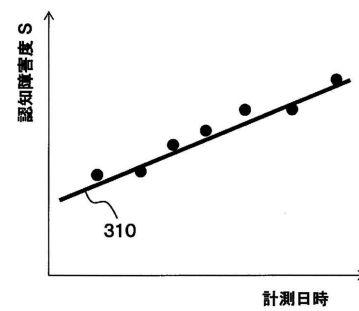
【図 6】



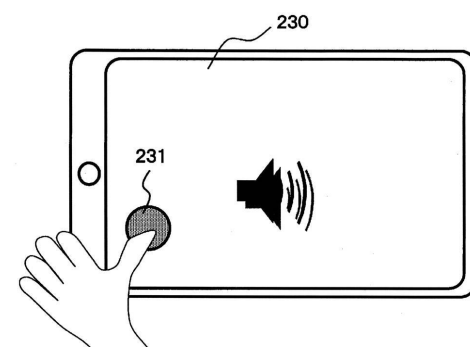
【図 7】



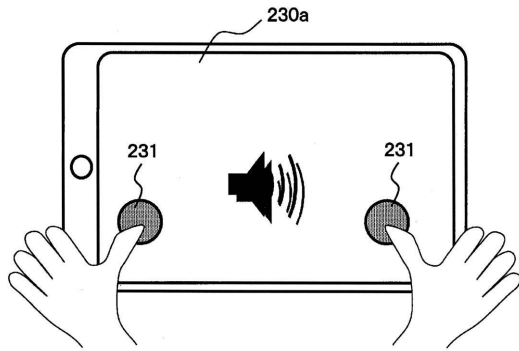
【図 9】



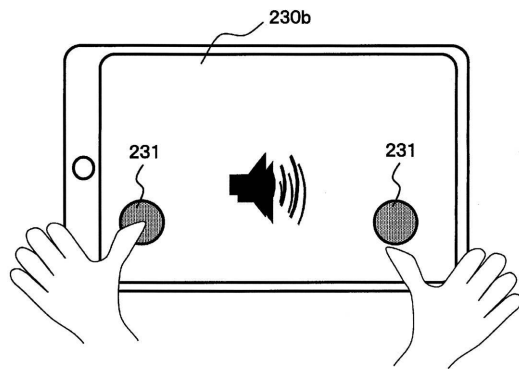
【図 10】



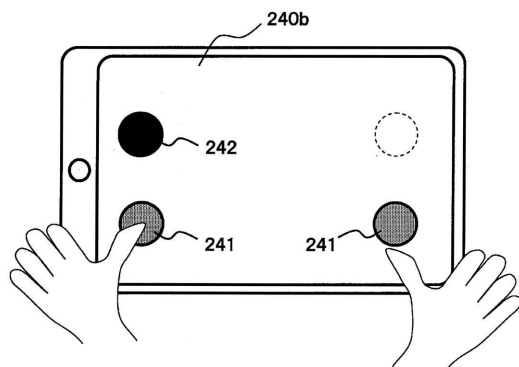
【図 1 1】



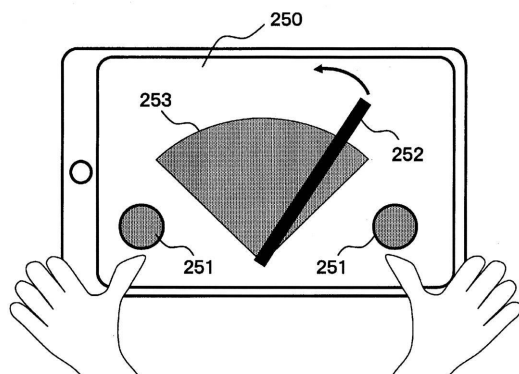
【図 1 2】



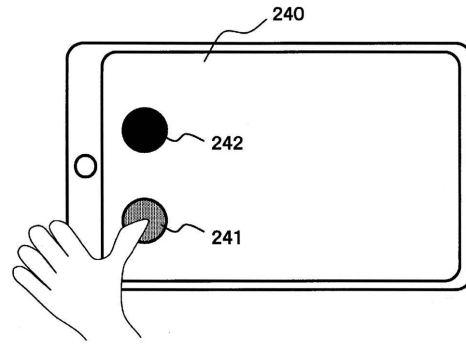
【図 1 5】



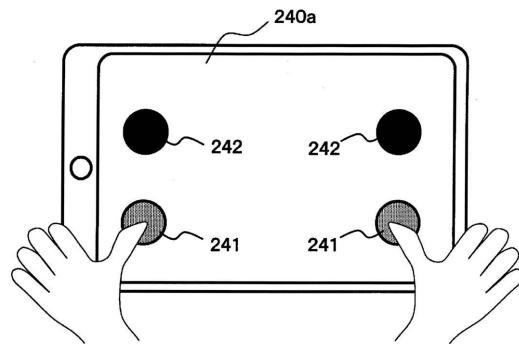
【図 1 6】



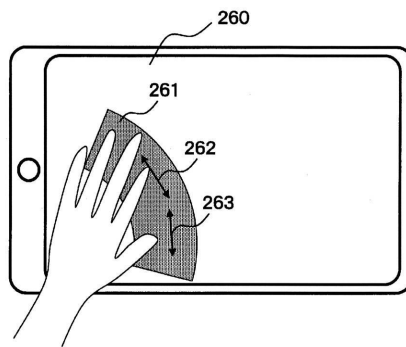
【図 1 3】



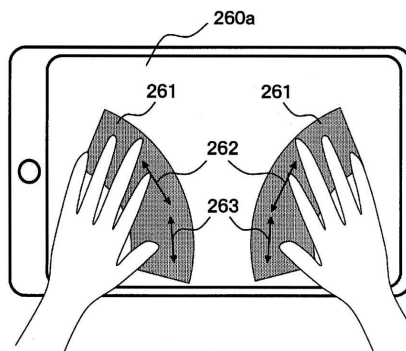
【図 1 4】



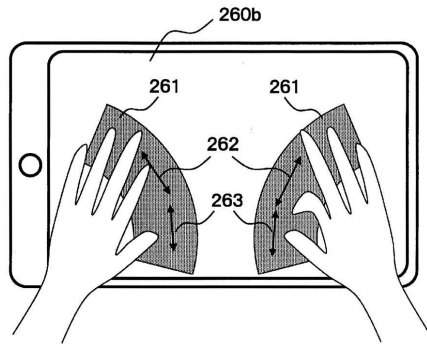
【図 1 7】



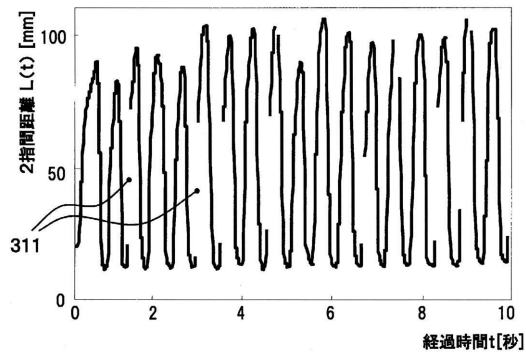
【図 1 8】



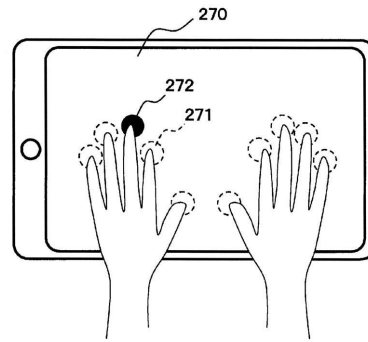
【図 19】



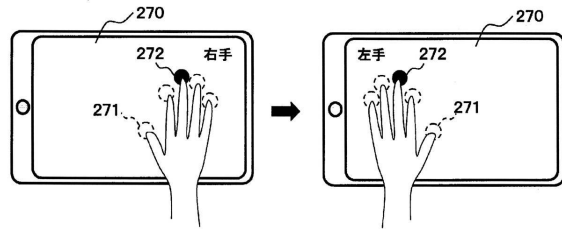
【図 20】



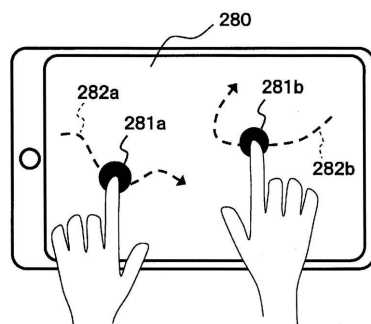
【図 21】



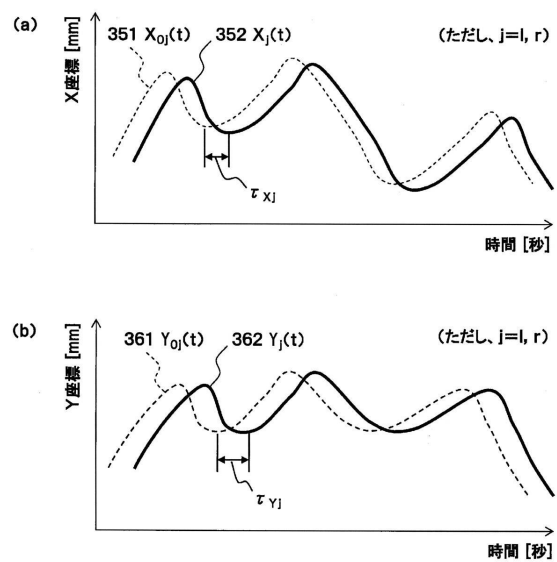
【図 22】



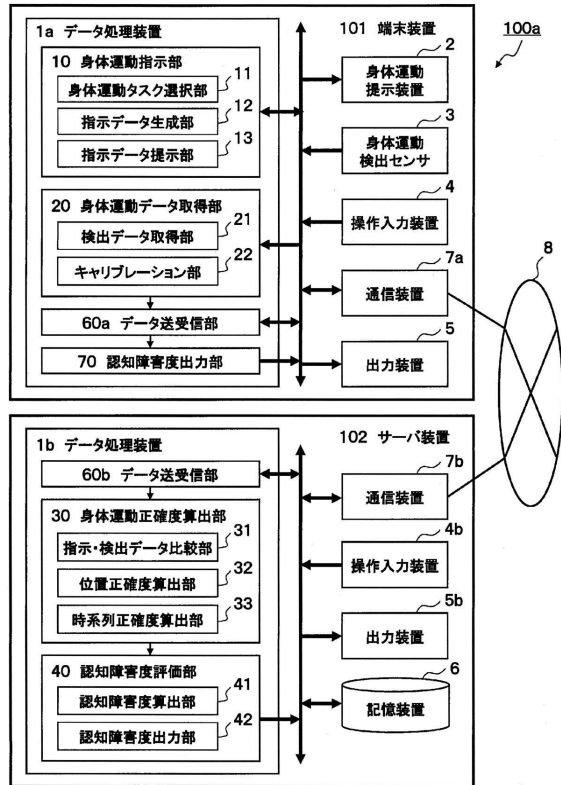
【図 23】



【図 24】



【図 25】



フロントページの続き

- (72)発明者 海崎 一洋
東京都千代田区大手町二丁目2番1号 日立コンシューマエレクトロニクス株式会社内
- (72)発明者 勝木 伸夜
東京都千代田区大手町二丁目2番1号 日立コンシューマエレクトロニクス株式会社内
- (72)発明者 勝又 賢治
東京都千代田区大手町二丁目2番1号 日立コンシューマエレクトロニクス株式会社内
- (72)発明者 水口 寛彦
東京都千代田区大手町二丁目2番1号 日立コンシューマエレクトロニクス株式会社内
- (72)発明者 斎藤 靖
東京都千代田区大手町二丁目2番1号 日立コンシューマエレクトロニクス株式会社内
- (72)発明者 長林 保
東京都千代田区大手町二丁目2番1号 日立コンシューマエレクトロニクス株式会社内
- (72)発明者 山下 智史
東京都千代田区大手町二丁目2番1号 日立コンシューマエレクトロニクス株式会社内
- (72)発明者 岡村 巧
東京都千代田区大手町二丁目2番1号 日立コンシューマエレクトロニクス株式会社内

審査官 宮川 哲伸

- (56)参考文献 国際公開第2013/111746(WO, A1)
特開2006-218065(JP, A)
特開2006-141804(JP, A)
特開2002-369818(JP, A)
特開2011-45520(JP, A)
特開平6-327659(JP, A)
特開平9-19419(JP, A)
特開平11-188020(JP, A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 10/00
A61B 5/11