

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4505617号  
(P4505617)

(45) 発行日 平成22年7月21日 (2010. 7. 21)

(24) 登録日 平成22年5月14日 (2010. 5. 14)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 H 1/02 (2006. 01)

A 6 1 H 1/02 G

A 6 1 B 5/0408 (2006. 01)

A 6 1 B 5/04 3 0 0 M

A 6 1 B 5/0478 (2006. 01)

A 6 1 B 5/14 3 2 2

A 6 1 B 5/1455 (2006. 01)

請求項の数 1 (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願2006-47327 (P2006-47327)  
 (22) 出願日 平成18年2月23日 (2006. 2. 23)  
 (65) 公開番号 特開2006-263460 (P2006-263460A)  
 (43) 公開日 平成18年10月5日 (2006. 10. 5)  
 審査請求日 平成18年12月18日 (2006. 12. 18)  
 (31) 優先権主張番号 特願2005-51994 (P2005-51994)  
 (32) 優先日 平成17年2月25日 (2005. 2. 25)  
 (33) 優先権主張国 日本国 (JP)

(出願人による申告) 平成17年度独立行政法人情報通信研究機構、研究テーマ「人間情報コミュニケーションの研究開発」に関する委託研究、産業活力再生特別措置法第30条の適用を受ける特許出願

(73) 特許権者 393031586  
 株式会社国際電気通信基礎技術研究所  
 京都府相楽郡精華町光台二丁目2番地2  
 (74) 代理人 100078868  
 弁理士 河野 登夫  
 (74) 代理人 100114557  
 弁理士 河野 英仁  
 (72) 発明者 大須 理英子  
 京都府相楽郡精華町光台二丁目2番地2  
 株式会社国際電気通信基礎技術研究所内  
 (72) 発明者 大▲高▼ 洋平  
 京都府相楽郡精華町光台二丁目2番地2  
 株式会社国際電気通信基礎技術研究所内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 リハビリテーション支援装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

神経損傷者に対するリハビリテーションを支援する装置において、

リハビリテーション中の神経損傷者の脳内血流中の酸化ヘモグロビン濃度を非侵襲的に計測することとし、fMRIで得られるBOLD信号を解析することによって前記神経損傷者への装着位置が同定される計測手段と、

該計測手段による連続的な計測結果に基づいて前記神経損傷者が意図する筋力の大きさを連続値として予測する予測手段と、

前記神経損傷者に装着される運動補助具と、

前記予測手段による予測結果に基づいて前記運動補助具を作動させる手段と

を備えることを特徴とするリハビリテーション支援装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、例えば不慮の事故によって脊髄などが損傷された神経損傷者、または脳血管障害などで脳障害を受けた患者のリハビリテーションを支援するリハビリテーション支援装置に関する。

【背景技術】

【0002】

近年、脳活動の研究が進んでおり、脳から発生する微弱電場（脳波）及び微弱磁場（脳

磁波)の計測精度は高くなっている。また、脳内の電流源の位置を高精度に推定するためのアルゴリズムも提案されている(例えば、特許文献1参照)。

【0003】

神経損傷者とは、脳に運動企図または運動指令を司る細胞の機能が残存しているものの、末梢の筋肉などの効果器までの経路のどこかに損傷または病変があることにより、運動指令が効果器まで十分に到達しない状態にある者を指す。例えば、脊髄損傷を例にとると、交通事故などの不慮の事故、または疾患により脊髄が侵された場合、主に大脳による中枢神経の活動と末梢神経(運動神経、感覚神経)の活動との途絶によって、四肢に機能障害が発生する。このような神経損傷者に対しては、脊髄の可塑性による機能回復を図るために、運動訓練を中心としたリハビリテーション(以下、単にリハビリともいう)が行われる。

10

【特許文献1】国際公開第WO03/057035号パンフレット

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

リハビリでは、医師または療法士が作成した運動訓練の計画表に従って、神経損傷者が病院内または家庭内で四肢の回復運動を行っている。この場合、従来のリハビリでは、神経損傷者の四肢(末梢神経)の動き(関節の可動角度、筋電図による筋力など)の推移は、リハビリ実行中に検出されているが、脳(中枢神経)内の活動は見られていない。よって、リハビリの初期段階において、正常である大脳の運動野から四肢を動かす命令が出された場合、その命令通りに四肢が動かないため、大脳が活動をやめてしまうという現象(所謂「学習された不使用」(learned non-use))が起こる。

20

【0005】

神経損傷者にとって、リハビリ訓練は肉体的苦痛を伴うことが多く、また、機能が完全に回復するか否かが心配であって精神的に不安定となることも多い。

【0006】

このような「学習された不使用」の問題及び神経損傷者の事情により、リハビリが中断されて機能回復が遅れたり、さらにはリハビリが停止されて機能回復が得られないことになるという問題がある。

【0007】

30

また、脳出血などで脳細胞が障害を受けても、時間が経つと血腫が吸収されることに伴い仮死状態にあった脳細胞が生き返る場合があるが、このような場合に、患者は一旦動かなくなると脳が完全に駄目になったと感じて、リハビリを開始する意欲を持たなくなるといった問題がある。

【0008】

本発明は斯かる事情に鑑みてなされたものであり、リハビリ中に脳活動をモニタすることにより、中断または停止されることなく、効率的なリハビリ訓練を行えるリハビリテーション支援装置を提供することを目的とする。

【0009】

本発明の他の目的は、リハビリの開始を患者に促すことができるリハビリテーション支援装置を提供することにある。

40

【課題を解決するための手段】

【0010】

本発明のリハビリテーション支援装置は、神経損傷者に対するリハビリテーションを支援する装置において、リハビリテーション中の神経損傷者の脳内血流中の酸化ヘモグロビン濃度を非侵襲的に計測することとし、fMRIで得られるBOLD信号を解析することによって前記神経損傷者への装着位置が同定される計測手段と、該計測手段による連続的な計測結果に基づいて前記神経損傷者が意図する筋力の大きさを連続値として予測する予測手段と、前記神経損傷者に装着される運動補助具と、前記予測手段による予測結果に基づいて前記運動補助具を作動させる手段とを備えることを特徴とする。

50

## 【0016】

本発明にあつては、神経損傷者の脳活動を表す情報を非侵襲的に取得し、取得した情報を出力して通知する。よつて、現時点で例えば四肢は意志通り動かないが、脳は正常な活動をしていることが神経損傷者に理解されるため、リハビリへの取り組みに対する神経損傷者の積極性が向上する。また、医師及び療法士は、神経損傷者の脳活動の推移を知ることができ、病状の診断またはその後の治療方針、訓練計画に活かせる。この結果、有効的なリハビリが行えて、短期間での機能回復を図れる。

## 【0017】

本発明にあつては、神経損傷者の脳活動を表す情報を非侵襲的に取得し、取得した情報に基づいて、例えば四肢の動きを補助するための運動補助具を作動させる。これにより、神経損傷者はリハビリ中に意志通りの動作を行える。また、脳が正常な活動をしていることが神経損傷者に分かるので、リハビリへの取り組みに対する積極性が向上する。

10

## 【0018】

本発明にあつては、脳障害を受けた患者の脳活動を表す情報を非侵襲的に取得し、取得した情報を出力して通知する。よつて、脳の機能が回復してきたことを患者は知ることができ、リハビリを開始する意欲が生じる。

## 【0019】

脳活動を表す一つの指標である脳が発生する電場を示す信号は、時間分解能に優れているが、空間分解能は劣るという特性を有する。一方、脳活動を表す一つの指標である脳内の血流状態を示す信号は、空間分解能に優れているが、時間分解能は劣るという特性を有する。よつて、これらの信号を組み合わせることにより、それぞれの信号の長所を活かして、正確な脳活動を計測することが可能となる。

20

## 【0020】

脳活動を表す指標である脳内血流中のヘモグロビン濃度変化量に基づいて、脳活動を予測する。よつて、脳活動を正確に認識できる。

## 【0021】

脳内血流中のヘモグロビン濃度を計測するセンサを装着する位置を、fMRIで得られるBOLD信号の解析結果に基づいて同定する。よつて、神経損傷者または患者に特有の脳の活動領域へのセンサの装着が可能となる。

## 【発明の効果】

30

## 【0022】

本発明では、神経損傷者の脳活動を表す情報を非侵襲的に取得し、取得した情報を神経損傷者、医師及び療法士などに通知するようにしたので、リハビリに取り組む意欲を神経損傷者に促進させることができ、また、効率的な治療及び訓練を行うことができる。この結果、有効的なリハビリを行うことができ、短期間で機能回復を実現することが可能となる。

## 【0023】

本発明では、神経損傷者の脳活動を表す情報を非侵襲的に取得し、取得した情報に基づいて運動補助具を作動させるようにしたので、神経損傷者はリハビリ期間にあつても意志通りの動作を行うことで便利であり、また、リハビリに取り組む意欲も高めることができる。

40

## 【0024】

本発明では、脳障害を受けた患者の脳活動を表す情報を非侵襲的に取得し、取得した情報を患者、医師及び療法士などに通知するようにしたので、リハビリに取り組む意欲を患者に促進させることができ、また、効率的な治療及び訓練を行うことができる。

## 【0025】

本発明では、脳活動の時間分解能に優れている脳が発生する電場を示す信号と、脳活動の空間分解能に優れている脳内の血流状態を示す信号とを組み合わせ、脳活動を非侵襲的に計測するようにしたので、脳活動の状態を正確に把握することができる。

## 【0026】

50

本発明では、脳内血流中のヘモグロビン濃度変化量に基づいて、脳活動を予測するようにしたので、脳活動の状態を正確に把握することができる。

【0027】

本発明では、脳内血流中のヘモグロビン濃度を計測するセンサの装着位置を、fMRIで得られるBOLD信号の解析結果に基づいて同定するようにしたので、特有の脳の活動領域へ確実にセンサを装着することができ、センサにて正確な脳活動を表す情報を取得することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0028】

以下、本発明をその実施の形態を示す図面に基づいて具体的に説明する。なお、本発明は、以下の実施の形態に限定されるものではない。

【0029】

(第1実施の形態)

図1は、本発明で使用する、脳活動を表す情報を非侵襲的に取得する取得手段としてのブレインハットを示す図である。ブレインハット1は、人間の頭部を覆うように帽子状をなした布製の下地体4に、2種類の第1センサ2、第2センサ3を複数個(例えば、数十個～数百個)ずつ設けた構成をなしている。これらの第1センサ2及び第2センサ3は、等ピッチ(例えば、数ミリ間隔)で配設されている。

【0030】

第1センサ2は、具体的には電極を有する脳波計(EEG:Electroencephalogram)であり、外部からの刺激を受けて脳内の神経細胞が発生する電流に起因する微弱な電場(脳波)を検出する。各第1センサ2は、自身が設置された各部位での脳活動に伴う電場の経時的变化を計測して出力する。第1センサ2は、時間分解能に優れており、数ミリ秒単位での計測が可能である。

【0031】

第2センサ3は、具体的には近赤外光センサ(NIRS:Near Infra Red Spectroscopy)であって、比較的短い波長を持つ赤外光を出射する発光素子とその赤外光の反射光を受ける受光素子とを一組として構成されており、発光素子からの出射光の脳内での吸収量に基づいて脳血流の状態を検出する。各第2センサ3は、自身が設置された各部位における脳血流を計測して出力する。第2センサ3は、磁場、電場のように他の領域からの影響を受けないため空間分解能に優れており、数ミリ単位での計測が可能である。

【0032】

このような第1センサ2及び第2センサ3は、小型の構成であっても脳活動に関する情報を取得できるため、上述したようなブレインハット1に簡単に取り付けることができ、大型の構成を必要としない。

【0033】

図2は、第1実施の形態に係るリハビリテーション支援装置の構成を示す図である。神経損傷者Aは、図1に示したブレインハット1を頭部に被っている。ブレインハット1には、ブレインハット1の第1センサ2及び第2センサ3で検出された信号を入力する脳活動解析装置11が接続されている。また、脳活動解析装置11には、モニタ12及びプリンタ13が接続されている。

【0034】

脳活動解析装置11は、第1センサ2で得られた脳内電場を示す信号と、第2センサ3で得られた脳血流の状態を示す信号とに基づいて、神経損傷者Aの脳活動を解析し、必要に応じてその解析結果をモニタ12及びプリンタ13へ出力する。解析結果としては、例えば、「右手で物を掴もうとする」命令、「左足を前へ出そうとする」命令などが、脳活動解析装置11で得られる。モニタ12は、このような解析結果を画面に表示し、プリンタ13はこのような解析結果を用紙にプリントアウトする。

【0035】

このような構成により、リハビリ中の神経損傷者Aの脳活動が、神経損傷者A、医師及

10

20

30

40

50

び療法士などに通知される。神経損傷者 A にとっては、脳が正常に動作していることが分かるので、リハビリに取り組む意欲が向上する。また、医師及び療法士にとっては、神経損傷者 A の脳活動の状況を把握できるので、病状の診断の助けになるだけでなく、訓練計画も含めた正確な治療方針を容易に決定することができる。

【 0 0 3 6 】

また、大脳皮質に電極を埋め込むような方法ではなく、ブレインハット 1 を被せて非侵襲的に脳内活動の情報を取得しているので、神経損傷者 A は苦痛を全く感じない。また、ブレインハット 1 を被るだけで良いので、神経損傷者 A へ過度の肉体的負担及び精神的負担を与えることがない。

【 0 0 3 7 】

10

なお、解析結果を表示またはプリントアウトすることとしたが、第 1 センサ 2 及び第 2 センサ 3 で得られた計測データをそのまま、モニタ 1 2 に表示したり、プリンタ 1 3 でプリントアウトすることも可能である。

【 0 0 3 8 】

( 第 2 実施の形態 )

図 3 は、第 2 実施の形態に係るリハビリテーション支援装置の構成を示す図である。第 1 実施の形態では、神経損傷者 A が病院内にいる場合を想定しているが、この第 2 実施の形態は、神経損傷者 A が家庭内でリハビリを行っている場合を想定した構成である。

【 0 0 3 9 】

家庭内の神経損傷者 A は、図 1 に示したブレインハット 1 を頭部に被っている。ブレインハット 1 には、ブレインハット 1 の第 1 センサ 2 及び第 2 センサ 3 で検出された信号を集計する集計装置 2 1 が接続されている。集計装置 2 1 には、病院側とデータの無線通信を行う通信装置 2 2 が接続され、通信装置 2 2 には病院からの脳活動の解析結果を表示する表示装置 2 3 が接続されている。

20

【 0 0 4 0 】

病院には、データ処理装置 3 0 が設けられている。データ処理装置 3 0 は、家庭内の通信装置 2 2 との間でデータの無線通信を行う通信部 3 1 と、ブレインハット 1 の第 1 センサ 2 及び第 2 センサ 3 で検出された信号に基づき神経損傷者 A の脳活動を解析する脳活動解析部 3 2 と、解析結果を表示するモニタ部 3 3 と、解析結果をプリントアウトするプリンタ部 3 4 と、解析結果を記憶する記憶部 3 5 と、これらの各ハードウェアの動作を制御する CPU 3 6 とを備えている。

30

【 0 0 4 1 】

第 1 センサ 2 及び第 2 センサ 3 で検出された信号は、集計装置 2 1 で経時的に集計された後、通信装置 2 2 を介して病院へ送信される。その集計データは、通信部 3 1 で受信されて脳活動解析部 3 2 へ入力される。脳活動解析部 3 2 は、脳内電場を示すデータと脳血流の状態を示すデータとに基づいて、神経損傷者 A の脳活動を解析し、必要に応じてその解析結果をモニタ部 3 3、プリンタ部 3 4 及び記憶部 3 5 へ出力する。モニタ部 3 3 は解析結果を画面に表示し、プリンタ部 3 4 は解析結果を用紙にプリントアウトし、記憶部 3 5 は解析結果を内部に記憶する。

【 0 0 4 2 】

40

また、脳活動解析部 3 2 で得られた解析結果は、通信部 3 1 から神経損傷者 A の家庭へ送信される。この解析結果は、通信装置 2 2 で受信されて表示装置 2 3 で表示され、神経損傷者 A に通知される。

【 0 0 4 3 】

第 2 実施の形態でも、第 1 実施の形態と同様な効果を奏することができる。また、神経損傷者 A の近傍に脳活動を解析するための装置を設ける必要がないので、家庭内でリハビリを行う神経損傷者 A にも、本発明を適用できる。また、データ処理装置 3 0 により、複数の神経損傷者を一括的に管理することができる。

【 0 0 4 4 】

なお、上述した例では、家庭、病院間を無線通信する場合について説明したが、既存の

50

公衆回線を利用してデータ通信を行うようにしても良いことは勿論である。

【 0 0 4 5 】

( 第 3 実施の形態 )

図 4 は、第 3 実施の形態に係るリハビリテーション支援装置の構成を示す図である。神経損傷者 A は、図 1 に示したブレインハット 1 を頭部に被っている。また、神経損傷者 A には、四肢の運動を補助する運動補助具 4 1 が装着されている。図 4 に示す例では、手関節の背屈動作による物体の把持運動を補助する手関節駆動式把持装具が、運動補助具 4 1 として神経損傷者 A の前腕から手にかけて装着されている。

【 0 0 4 6 】

ブレインハット 1 には、ブレインハット 1 の第 1 センサ 2 及び第 2 センサ 3 で検出された信号を入力する脳活動解析装置 1 1 が接続されている。また、脳活動解析装置 1 1 には、運動補助具 4 1 の動作を制御する動作制御装置 4 2 が接続されている。

【 0 0 4 7 】

脳活動解析装置 1 1 は、第 1 センサ 2 で得られた脳内電場を示す信号と、第 2 センサ 3 で得られた脳血流の状態を示す信号とに基づいて、神経損傷者 A の脳活動を解析し、その解析結果を動作制御装置 4 2 へ出力する。動作制御装置 4 2 は、入力された解析結果に応じて運動補助具 4 1 の動作を制御する。例えば、図 4 に示す例では、解析結果が「手首を曲げて物を掴もうとする」命令である場合、運動補助具 4 1 ( 手関節駆動式把持装具 ) が動作制御装置 4 2 の制御により駆動されて、その把持動作が補助される。

【 0 0 4 8 】

図 5 は、第 3 実施の形態に係るリハビリテーション支援装置の動作手順の一例を示すフローチャートである。第 1 センサ 2 及び第 2 センサ 3 により、脳活動を表す情報 ( 脳内電場を示す信号と脳血流の状態を示す信号 ) を取得して、取得した情報を脳活動解析装置 1 1 に入力する ( ステップ S 1 )。脳活動解析装置 1 1 により、取得した情報に基づいて、神経損傷者 A の脳活動を解析して、その解析結果を動作制御装置 4 2 に入力する ( ステップ S 2 )。解析結果が四肢の運動に関する命令であるか否かを判断する ( ステップ S 3 )。解析結果が四肢の運動に関する命令である場合 ( S 3 : Y E S )、運動補助具 4 1 を装着している四肢 ( 例えば、図 4 の例では左手 ) の運動に関する命令であるか否かを判断する ( ステップ S 4 )。運動補助具 4 1 を装着している四肢の運動に関する命令である場合 ( S 4 : Y E S )、動作制御装置 4 2 により、解析した命令に応じてその運動補助具 4 1 を作動させて ( ステップ S 5 )、動作は終了する。解析結果が四肢の運動に関する命令でない場合 ( S 3 : N O )、または、運動補助具 4 1 を装着している四肢の運動に関する命令でない場合 ( S 4 : N O ) には、そのまま動作が終了する。

【 0 0 4 9 】

第 3 実施の形態では、神経損傷者 A の脳活動の解析結果に基づいて、手首などの四肢の動きを補助するための運動補助具 4 1 を作動させるようにしているため、神経損傷者はリハビリ中に意志通りの動作を行うことができる。また、脳が正常に活動していることが神経損傷者 A に分かるので、リハビリに対する意欲が向上する。

【 0 0 5 0 】

( 第 4 実施の形態 )

図 6 は、第 4 実施の形態に係るリハビリテーション支援装置の構成を示す図である。神経損傷者 A は、図 1 に示したブレインハット 1 を頭部に被っている。また、神経損傷者 A の四肢の所定部位には、振動を発生する振動素子 5 1 が装着されている。

【 0 0 5 1 】

ブレインハット 1 には、ブレインハット 1 の第 1 センサ 2 及び第 2 センサ 3 で検出された信号を入力する脳活動解析装置 1 1 が接続されている。また、脳活動解析装置 1 1 には、振動素子 5 1 の振動を制御する振動制御装置 5 2 が接続されている。

【 0 0 5 2 】

脳活動解析装置 1 1 は、第 1 センサ 2 で得られた脳内電場を示す信号と、第 2 センサ 3 で得られた脳血流の状態を示す信号とに基づいて、神経損傷者 A の脳活動を解析し、その

解析結果を振動制御装置 5 2 へ出力する。振動制御装置 5 2 は、入力された解析結果に応じて振動素子 5 1 の振動を制御する。例えば、解析結果が「右腕を上げようとする」命令である場合、右腕に装着した振動素子 5 1 を振動させ、解析結果が「左脚を曲げようとする」命令である場合、左脚に装着した振動素子 5 1 を振動させる。

【 0 0 5 3 】

このような第 4 実施の形態では、脳が正常であることを神経損傷者 A は振動刺激によって実感できるので、リハビリに対して取り組む意欲は高くなる。

【 0 0 5 4 】

なお、上述した例では、脳活動を表す情報を非侵襲的に取得する手段として、E E G と N I R S とを組み合わせるようにしたが、これに限定されるものではない。他の例としては、例えば、時間分解能が高い脳磁計 ( M E G : Magnetoencephalography ) と、空間分解能が高い磁気共鳴装置 ( f M R I : functional Magnetic Resonance Imaging ) とを組み合わせるようにしても良い。脳活動を表す情報を得る手段は任意であり、すべての場合において本発明を適用できることは勿論である。

【 0 0 5 5 】

また、第 1 ~ 第 4 実施の形態を適宜組み合わせた構成であっても良いことは言うまでもない。

【 0 0 5 6 】

( 第 5 実施の形態 )

以下、f M R I と N I R S とを組み合わせ、リハビリを支援する本発明の他の実施の形態について説明する。

【 0 0 5 7 】

f M R I から得られる B O L D 信号のレベルは、脳活動が活発な部位で高くなることが知られており、B O L D 信号のレベル変化を解析することにより、特定の部位 ( 運動野、知覚野など ) での脳活動の程度を知ることが可能である。特に、運動野における B O L D 信号と実際の筋出力とは非常に高い相関関係が認められている。実際的には、B O L D 信号値の加算平均を求めて、脳活動の指標としている。

【 0 0 5 8 】

また、N I R S は、前述したように脳血流を光学的に計測して、脳活動を検知するセンであり、例えば、ヘモグロビンの光吸収特性の変動に基づき、脳の神経活動に伴う局所的な血流変化を計測して、脳機能を検知する。具体的に、N I R S は、酸化ヘモグロビン ( oxy- H b ) と、還元ヘモグロビン ( deoxy- H b ) と、oxy- H b 及び deoxy- H b の和である総ヘモグロビン ( total- H b ) との相対濃度変化量を計測できる。これらの計測値の中で、oxy- H b が、四肢運動のための脳活動と最も高い相関関係を有している。

【 0 0 5 9 】

健常者に対して行った実験について説明する。健常者の左側頭部に N I R S を設置する。図 7 は、設置した N I R S の構成を模式的に示している。この N I R S は、近赤外光を出射する 5 個の発光素子 ( 図 7 に 示す ) と、近赤外光を受ける 4 個の受光素子 ( 図 7 に 示す ) とを有しており、発光素子 / 受光素子の 1 個ずつの組合せにより、計測対象の部位として 1 2 種のチャンネル ( C H 1 ~ C H 1 2 ) が存在する。

【 0 0 6 0 】

そして、その健常者に、右手の親指と人指し指とを用いて、所定周期で非磁性体の道具の開閉運動を行わせて、このときの健常者の oxy- H b の濃度変化を N I R S で計測した。使用した道具は、ゴムばねの種類によって開閉運動に必要なとなる力が異なるように設計されており、指を閉じた状態で 4 種類の力の大きさ ( 4 . 9 N , 1 4 . 7 N , 2 4 . 5 N , 2 9 . 4 N ) が必要である。4 種類の力夫々について、健常者に開閉運動を課す時間は 1 5 秒間とした。また、N I R S における oxy- H b の濃度のサンプリング周期は 0 . 1 秒とした。

【 0 0 6 1 】

この計測結果 ( oxy- H b 濃度の経時変化 ) を図 8 に表す。図 8 の横軸の 0 ~ 1 5 秒の間

10

20

30

40

50

が開閉運動を課された時間である。開閉運動に伴って、oxy-H b 濃度が増加しており、必要な力の大きさが大きくなればなるほどoxy-H b 濃度も増加していくことが分かる。なお、12種のチャンネルの夫々において、このoxy-H b 濃度の経時変化パターンは異なっており、力の大きさとoxy-H b 濃度とで著明な相関関係が得られたチャンネルは、特にCH4とCH9とであった。よって、手指運動に関して特に活性となる脳の部位は、この被験者の場合、CH4及びCH9に対応する領域と考えられる。

#### 【0062】

このことから、力の大きさとoxy-H b 濃度との間には、相関関係が認められるため、oxy-H b 濃度の計測値から、例えば指に加えられるべき力の大きさ（どの程度の力を加えたいかを表すヒトの意志）を予測することが可能である。

10

#### 【0063】

図9は、健常者が行った2種類の手指運動に関して、CH4及びCH9でのoxy-H b 濃度計測結果から予測した筋力の大きさ（図中太線）と、実際に測定した手指筋力の大きさ（図中細線）との関係を表すグラフである。図9の結果から、高い相関精度が得られていることが理解される。

#### 【0064】

図10は、筋力の大きさの予測精度を表すグラフであり、縦軸は予測の良さを評価するための評価係数である。また、横軸aはCH4のみでのoxy-H b 濃度計測結果から筋力を予測した場合、横軸bはCH4及びCH9でのoxy-H b 濃度計測結果から筋力を予測した場合、横軸cは全12種のCH1～CH12でのoxy-H b 濃度計測結果から筋力を予測した場合を示している（図7のa, b, c参照）。2種のチャンネル（CH4及びCH9）に基づいて予測した場合と、全12種のチャンネルに基づいて予測した場合とで、それらの予測精度は殆ど変わらない。よって、手指運動に関して関連が深いチャンネルを選択すれば、その選択したチャンネルにおけるoxy-H b 濃度計測結果に基づき、全チャンネルに基づいて予測しなくても、精度が高い筋力の予測結果を得ることができる。このことは、コスト低減につながる。

20

#### 【0065】

第5実施の形態は、上述したような知見に基づいてなされたものである。以下の例では、神経損傷者が右手麻痺の患者とする。まず、その神経損傷者に対して、fMRIの検査結果により、右の手指の運動を司る部位がどこであるかを同定する。右の手指の運動を司る部位は左運動野であるが、その部位には個人差がある。そこで、神経損傷者に右の手指を動かすことを考えてもらって、そのときfMRIで得られるBOLD信号を解析して、その神経損傷者に特有の脳の活動領域を同定する。

30

#### 【0066】

図11は、第5実施の形態に係るリハビリテーション支援装置の構成を示す図である。神経損傷者Aは、fMRIの検査結果に基づき同定された領域を含む位置に、NIRS60が取り付けられている。NIRS60には、NIRS60で検出された信号（oxy-H b 濃度）を入力する脳活動解析装置61が接続されている。また、脳活動解析装置61には、モニタ62及びプリンタ63が接続されている。

#### 【0067】

脳活動解析装置61は、NIRS60で検出されたoxy-H b 濃度の経時変化に基づいて、神経損傷者Aの脳活動を解析し、必要に応じてその解析結果をモニタ62及びプリンタ63へ出力する。解析結果としては、例えば、「右手の親指と人指し指とを用いて軽い力で物体を摘もうとする」命令、「握んだ物体を急に放そうとする」命令などが、脳活動解析装置61で得られる。モニタ62は、このような解析結果を画面に表示し、プリンタ63はこのような解析結果を用紙にプリントアウトする。

40

#### 【0068】

このような構成により、リハビリ中の神経損傷者Aの脳活動が、神経損傷者A、医師及び療法士などに通知される。よって、神経損傷者Aにとっては、脳が正常に動作していることが分かるので、リハビリに取り組む意欲を向上させることができる、医師及び療法士

50



にとっては、神経損傷者 A の脳活動の状況を把握できるので、病状の診断の助けになるだけでなく、訓練計画も含めた正確な治療方針を容易に決定することができるなど、優れた効果を奏する。

#### 【0069】

第5実施の形態において、予め、右手指を動かす意志を神経損傷者 A に持ってもらって、そのときの NIRS 60 の計測結果を学習しておき、この学習結果を参照して、脳活動解析装置 61 で脳活動の解析を行うようにする場合には、その解析精度の向上を図ることができる。

#### 【0070】

なお、このような NIRS 60 を利用した第5実施の形態に対して、第2実施の形態の構成（家庭内でのリハビリ）、第3実施の形態の構成（運動補助具の制御）、第4実施の形態の構成（振動素子の装着）の何れかを適宜組み合わせるようにしても良いことは勿論である。

#### 【0071】

上述した例では、神経系が損傷している患者のリハビリに対する本発明の適用を説明したが、以下に、本発明の他の適用例について説明する。動脈瘤破裂などによる脳出血、または脳梗塞などによる脳虚血により、脳細胞が障害を受けても、時間が経つと血腫が引いたり血流が復活する、もしくは神経回路が再構築されたりして、障害を受けた脳細胞が機能を回復する場合がある。ところが、脳からの命令に応じて例えば四肢が一旦動かなくなった場合に、患者は脳が完全に駄目になったと思い込んで、脳を働かせようとする意志をなくしてしまう。

#### 【0072】

このような場合に、上述した第1～第5実施の形態のように脳活動をモニタしていけば、脳の機能が回復したこと、または脳の機能が徐々に回復してくことを、患者は知ることができ、そこからリハビリを開始する意欲が生じたり、リハビリを継続する気力が増強される。

#### 【図面の簡単な説明】

#### 【0073】

【図1】本発明で使用するブレインハットを示す図である。

【図2】第1実施の形態に係るリハビリテーション支援装置の構成を示す図である。

【図3】第2実施の形態に係るリハビリテーション支援装置の構成を示す図である。

【図4】第3実施の形態に係るリハビリテーション支援装置の構成を示す図である。

【図5】第3実施の形態に係るリハビリテーション支援装置の動作手順の一例を示すフローチャートである。

【図6】第4実施の形態に係るリハビリテーション支援装置の構成を示す図である。

【図7】NIRS の構成を示す模式図である。

【図8】NIRS で得られる oxy-Hb 濃度の経時変化を示すグラフである。

【図9】予測した筋力の大きさと、実際に測定した手指筋力の大きさとの関係を表すグラフである。

【図10】筋力の大きさの予測精度を表すグラフである。

【図11】第5実施の形態に係るリハビリテーション支援装置の構成を示す図である。

#### 【符号の説明】

#### 【0074】

- 1   ブレインハット
- 2   第1センサ
- 3   第2センサ
- 11, 61   脳活動解析装置
- 12, 62   モニタ
- 13, 63   プリンタ
- 23   表示部

10

20

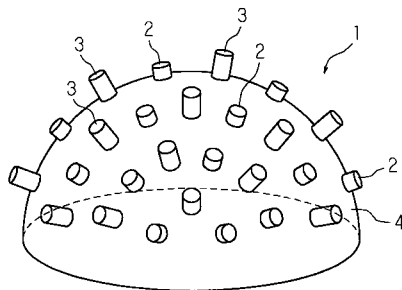
30

40

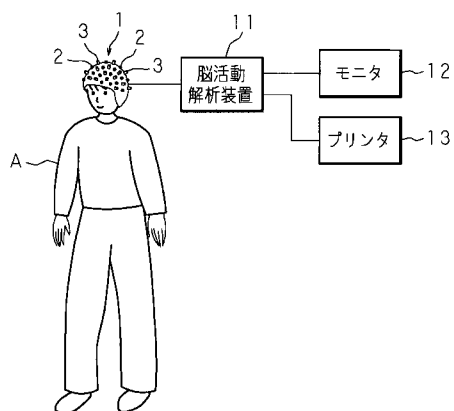
50

- 30 データ処理装置
- 32 脳活動解析部
- 33 モニタ部
- 34 プリンタ部
- 41 運動補助具
- 42 動作制御装置
- A 神経損傷者

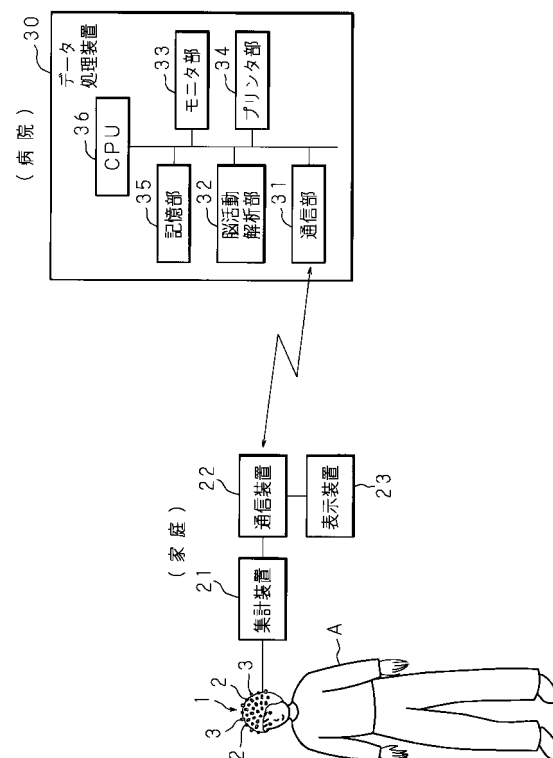
【図1】



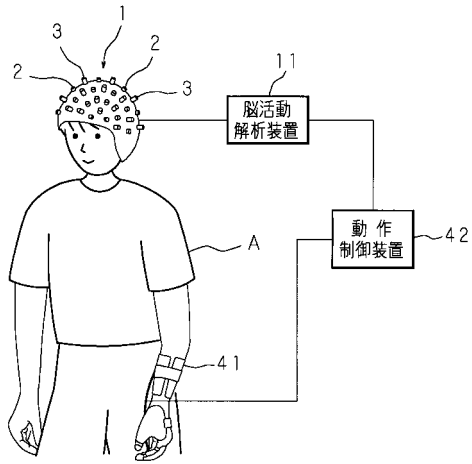
【図2】



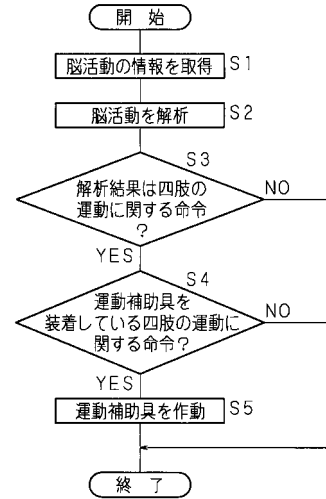
【図3】



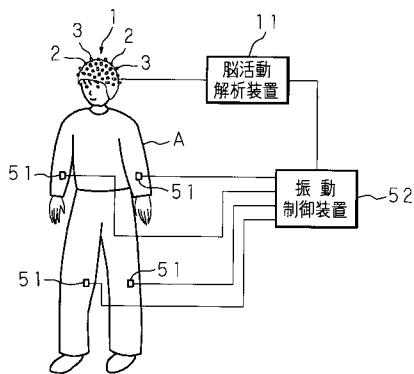
【図 4】



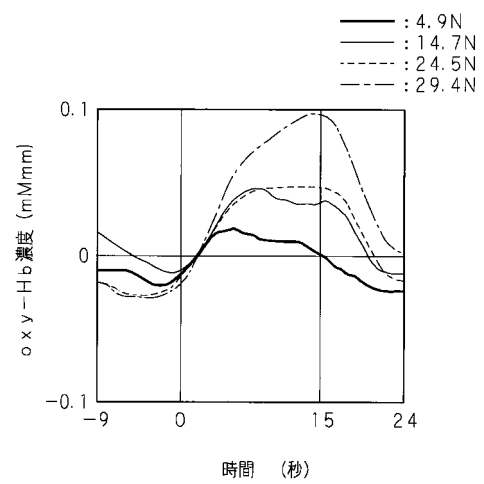
【図 5】



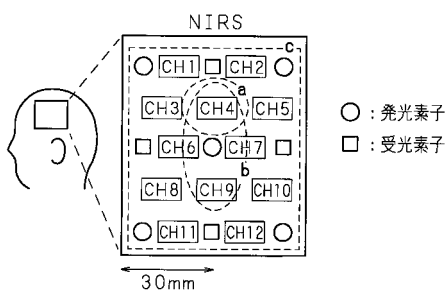
【図 6】



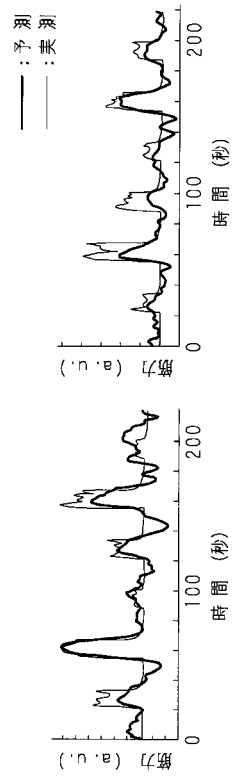
【図 8】



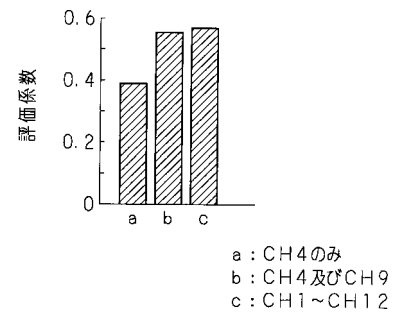
【図 7】



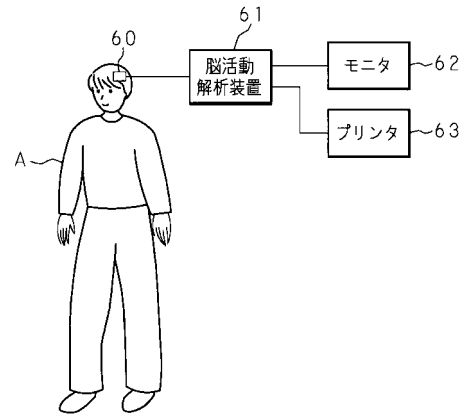
【図 9】



【図 10】



【図 11】



---

フロントページの続き

(72)発明者 川人 光男

京都府相楽郡精華町光台二丁目2番地2 株式会社国際電気通信基礎技術研究所内

審査官 毛利 大輔

(56)参考文献 特開平09-149894(JP,A)  
特開2004-174692(JP,A)  
特開2004-283313(JP,A)  
特開2003-000569(JP,A)  
国際公開第03/057035(WO,A1)  
特開2004-294593(JP,A)  
特開平07-227389(JP,A)  
特開2003-149137(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 61 H	1 / 0 2
A 61 B	5 / 0 4 0 8
A 61 B	5 / 0 4 7 8
A 61 B	5 / 1 4 5 5