

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5065376号
(P5065376)

(45) 発行日 平成24年10月31日(2012.10.31)

(24) 登録日 平成24年8月17日(2012.8.17)

(51) Int.Cl. F I
A 6 1 B 5/0476 (2006.01) A 6 1 B 5/04 3 2 0 B
A 6 1 B 5/05 (2006.01) A 6 1 B 5/05 A

請求項の数 16 (全 12 頁)

(21) 出願番号	特願2009-504556 (P2009-504556)	(73) 特許権者	390035448
(86) (22) 出願日	平成19年3月23日 (2007.3.23)		フォルシュングスツェントルム・ユーリッヒ・ゲゼルシャフト・ミット・ベシュレンクテル・ハフツング
(65) 公表番号	特表2009-535071 (P2009-535071A)		ドイツ連邦共和国、ユーリッヒ、ウイヘルヘルム-ヨーネン-ストラッセ (番地なし)
(43) 公表日	平成21年10月1日 (2009.10.1)	(74) 代理人	100069556
(86) 国際出願番号	PCT/DE2007/000539		弁理士 江崎 光史
(87) 国際公開番号	W02007/118443	(74) 代理人	100111486
(87) 国際公開日	平成19年10月25日 (2007.10.25)		弁理士 鍛冶澤 實
審査請求日	平成21年9月8日 (2009.9.8)	(72) 発明者	ロンゲン・ハインツ
(31) 優先権主張番号	102006017716.9		ドイツ連邦共和国、52353 デューレン、リーリエンストラッセ、7アー
(32) 優先日	平成18年4月15日 (2006.4.15)		
(33) 優先権主張国	ドイツ (DE)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 被験者の生物医学上のデータを測定するための装置及びリアルタイムに処理されたデータを用いて被験者を刺激するための方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被験者の生物医学上のデータを収集するための測定システム(11)と、前記データを記録するための第1のハードウェアコンポーネント(12)と、前記データを前記測定システム(11)から前記第1のハードウェアコンポーネント(12)に伝送するための少なくとも1つの接続線(11a、14c)とを有する、前記データを測定するための装置において、

前記データを収集するための前記測定システム(11)と前記データを記録するための前記第1のハードウェアコンポーネント(12)との間における前記接続線(11a、14c)に、前記ハードウェアコンポーネント(12)に電気的な障害が発生しても、前記データを電氣的に分離しておくことにより、前記被験者及び前記測定システム(11)を保護するための手段(14、24)が配置されていることを特徴とする装置。

【請求項 2】

前記データを分離するための受動的な手段(14、24)を有することを特徴とする請求項1に記載の装置。

【請求項 3】

前記データを分離するための受動的な手段として、光導波路カプラ(14、24)又は電気絶縁増幅器を有することを特徴とする請求項1又は2に記載の装置。

【請求項 4】

前記データをリアルタイムに処理するための第2のハードウェアコンポーネント(13

、 13b) を有する請求項 1 ~ 3 のいずれか 1 項に記載の装置。

【請求項 5】

前記第 2 のハードウェアコンポーネント (13) が、リアルタイムデータ収集 / 処理ユニット (13b) を有することを特徴とする請求項 4 に記載の装置。

【請求項 6】

前記リアルタイムデータ収集 / 処理ユニット (13b) の構成要素が、PCI マザーボード (33) 上に配置されていることを特徴とする請求項 5 に記載の装置。

【請求項 7】

前記第 2 のハードウェアコンポーネント (13) の前記リアルタイムデータ収集 / 処理ユニット (13b) が、フィールドプログラマブルゲートアレイ (FPGA : 33a) を有することを特徴とする請求項 5 又は 6 に記載の装置。

10

【請求項 8】

前記第 2 のハードウェアコンポーネント (13) の前記リアルタイムデータ収集 / 処理ユニット (13b) が、デジタルシグナルプロセッサ (DSP : 35) を有することを特徴とする請求項 5 ~ 7 のいずれか 1 項に記載の装置。

【請求項 9】

処理されたデータを前記第 2 のハードウェアコンポーネント (13) から取得し、かつ、前記被験者に転送する第 3 のハードウェアコンポーネント (15) を有することを特徴とする請求項 1 ~ 8 のいずれか 1 項に記載の装置。

【請求項 10】

20

前記第 3 のハードウェアコンポーネント (15) が、刺激用ゴースル及び / 又は音源を有することを特徴とする請求項 9 に記載の装置。

【請求項 11】

請求項 1 ~ 10 のいずれか 1 項に記載の装置としての脳波計又は脳磁計。

【請求項 12】

下記ステップ、すなわち、

a) 被験者の生物医学上のデータを測定システム (11) によって収集するステップ、
b) ハードウェアコンポーネント (12) に電氣的な障害が発生しても、収集したデータを電氣的に分離しておくことにより、前記被験者及び前記測定システム (11) を保護しつつ、前記収集したデータをコピーするステップ、

30

c) 前記データのコピーを処理するステップ、
d) 前記処理したデータをリアルタイムに前記被験者に転送するステップを有する、被験者から収集したデータによって当該被験者のリアルタイム刺激を行うための方法。

【請求項 13】

前記ステップ a) から d) を繰り返すことを特徴とする請求項 12 に記載の方法。

【請求項 14】

前記収集及び処理されたデータのコピーをそれぞれ連続的に保存する請求項 12 又は 13 に記載の方法。

【請求項 15】

前記データを線形変換又は非線形変換し、時間的に遅らせて前記被験者にフィードバックすることを特徴とする請求項 12 ~ 14 のいずれか 1 項に記載の方法。

40

【請求項 16】

請求項 1 ~ 11 のいずれか 1 項に記載の装置を用いる、請求項 12 ~ 15 のいずれか 1 項に記載の方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被験者の生物医学上のデータを測定するための装置と、リアルタイムに処理されたデータを用いて被験者を刺激するための方法とに関する。

【背景技術】

50

【 0 0 0 2 】

マルチチャンネルレコーダとして被験者のニューロン活動の電磁的相関性を時間に即して記録する機器は、従来技術として何年も前から存在している。典型的なものとしては、脳波計 (E E G) や脳磁計 (M E G) が挙げられる。

【 0 0 0 3 】

これらの機器は、複数の測定チャンネルを有しており、信号検出だけでなく、データの保存及び評価にも適している。データの評価は、機器のオフラインモード、すなわち被験者からのデータ収集が行われていない時点に実施される。このために、機器によって収集されたデータは、ワークステーションに転送及び保存され、必要であればさらに処理される。

10

【 0 0 0 4 】

ロンゲンら (非特許文献 1) によって、 1 4 8 チャンネルの脳磁計を用いてデータセットを収集し、脳の 3 D 再構築のために保存し、処理し、可視化することが公知である。この場合、短所として、進行中の被験者のデータ測定に合わせてリアルタイムにデータの処理及び評価を行うことができないという点がある。

【非特許文献 1】H. Rongen, V. Hadamschek, M. Schiek (2005). Real-Time Data Acquisition and Online Signal Processing for Magnetoencephalography. IEEE-NPSS Real Time Conference 2005 (June 4-10, Stockholm, Sweden) の会議録 P5-7 に所収

【 発 明 の 開 示 】

【 発 明 が 解 決 し よ う と す る 課 題 】

20

【 0 0 0 5 】

本発明の課題は、被験者の生物医学上のデータをリアルタイムに記録及び処理することを保証する、前記データを測定するための装置を提供することである。本発明のもう 1 つの課題は、前記のように処理されたデータを利用するための方法を提示することである。

【 課 題 を 解 決 す る た め の 手 段 】

【 0 0 0 6 】

この課題は、主請求項に記載の装置及び別の独立請求項に記載の方法によって解決される。有利な実施態様については、それぞれ関連する各請求項で明らかにする。

【 0 0 0 7 】

本装置は、主請求項の上位概念に従って、データを収集するための測定システムと、データを記録するための第 1 のハードウェアコンポーネントとを含む。測定システムと第 1 のハードウェアコンポーネントとの間に、データを伝送するための接続線が配置されている。本発明では、データを記録するための第 1 のハードウェアコンポーネントとデータを収集するための測定システムとの間の接続線に、データを電氣的に分離するための手段が配置されている。

30

【 0 0 0 8 】

電氣的に分離するためのこの手段によって、有利には、被験者とデータを収集するための測定システムとが、下流側に位置する、データを記録及び処理するためのその他のハードウェアコンポーネントから電氣的に切り離される。これは、医療機器法と、MDD 93 / 9 4 E E C の基本要件とによって要求されている。

40

【 0 0 0 9 】

これにより、下流側のハードウェアコンポーネントに電氣的な障害が発生した場合にも、被験者が負傷することが防止される。データを収集するための測定システムも、当然ながら、障害に対して保護されている。

【 0 0 1 0 】

データを収集するための測定システムは、脳波計又は脳磁計の場合には、電極、測定チャンネル及びその他の機器固有の構成要素、例えばセンサなどを含む。これらは、機器の供給業者によって異なる可能性がある。

【 0 0 1 1 】

被験者は、必ずしも人間である必要はない。各動物、特に哺乳動物が被験者であっても

50

よい。当然、被験者の、生物学的に活動している脳断面あるいは組織断面を、本書で開示する方法によって検査、あるいは刺激することも可能である。

【0012】

データを分離するための手段によって、有利には、データセットのデータを支障なく分離することと、少なくとも2つの同じデータセットにコピーすることとが保証される。

【0013】

データを支障なく分離することによって、有利には、この分離工程が、データを収集するための測定システムに、従ってまた収集されたデータ自体にも影響を及ぼすことがなくなる。

【0014】

従って、データ自体を支障なく分離することによって、データも被験者も全く影響を受けないままである。

【0015】

測定システムにより収集されたデータが該手段によって3つ以上の同じデータセットに分離されるように、本発明に係る手段を具備する、本発明に係る装置を構成することが可能である。測定システムによって収集されたデータは、いずれにしろデータの分離によって変更されることはない。

【0016】

測定システムと第1のハードウェアコンポーネントとの間の接続線は、特に有利には光導波路によって形成され、この光導波路には、本発明に係る手段として光導波路カプラが配置されている。

【0017】

測定システムと第1のハードウェアコンポーネントとの間に光導波路の代わりに銅線を接続線として配置し、この接続線に、本発明に係る手段として電気絶縁増幅器を配置しておくことも可能である。

【0018】

第1のハードウェアコンポーネントは、例えばワークステーションによって形成される。このワークステーションは、従来技術に従って、データを収集するための測定システムの測定工程を規則的に制御する。この目的のために、第1のハードウェアコンポーネントとデータを収集するための測定システムとの間に別の接続線が設けられている。

【0019】

データを収集するための測定システム及び第1のハードウェアコンポーネント、ならびに該測定システムと該第1のハードウェアコンポーネントとの間の接続線は、脳波計（EEG）又は脳磁計（MEG）との関連において従来技術に含まれている。

【0020】

接続線においてデータを電氣的に分離するための手段によってこの種の機器は拡張されることで、データを第1のハードウェアコンポーネントに保存するだけでなく、第2のハードウェアコンポーネントでリアルタイムにさらに処理することが可能となる。

【0021】

従って、有利には、測定システムによって収集されたデータを第1のハードウェアコンポーネントに記録し、長期的に保存する以外に、データを処理するための、さらに別の少なくとも1つの第2のハードウェアコンポーネントにリアルタイムに前記データを供給することができる。

【0022】

本発明に係る、データを記録するための手段は、有利には、受動的な手段として構成されている。従って、データを処理及び保存するための第2のハードウェアコンポーネントは、第1のハードウェアコンポーネントへの既存のデータストリームに能動的に介入することではなく、ただこのデータストリームを「聴く」だけである。第2のハードウェアコンポーネントは、データストリームに対して受動的に働く。

【0023】

10

20

30

40

50

次に、データを分離するための手段は、データを収集するための測定システムからのデータストリームを2つの接続線に分離するように、データを被験者から収集するための測定システムから出る接続線に配置されている。本発明に係る手段から出るラインは、データを記録するための第1のハードウェアコンポーネントへデータストリームを転送する。さらに少なくとももう1つのデータストリームが、第2のデータコンポーネントへ転送される。

【0024】

また、このようにして、同じ完全なデータセットが少なくとも第2のハードウェアコンポーネントに供給される。

【0025】

第2のハードウェアコンポーネントは、リアルタイムでデータを処理し、受信データ及び処理されたデータを保存する。第2のハードウェアコンポーネントは、データを収集するための測定システムを制御することも可能である。

【0026】

第2のハードウェアコンポーネントでのリアルタイムデータ処理によって、特に有利には、処理されたデータを被験者にリアルタイムにフィードバックすること、あるいは転送することによって該データを用いて被験者を刺激するための方法が実現可能となる。

【0027】

本発明の1つの実施態様では、データを処理するための第2のハードウェアコンポーネントは、P C Iマザーボードを含み、このボード上に、受信データと処理されたデータとをリアルタイムにデータ処理して保存するための構成要素が配置されている。このために、P C Iマザーボードによってパーソナルコンピュータは拡張される。

【0028】

この目的のために、P C Iマザーボードは、有利には、データ収集/処理ユニットの素子あるいは構成要素を含み、また特に被験者に対するフィードバック信号を生成するための素子あるいは構成要素を含む。このために、P C Iマザーボードは、高性能のリアルタイムデータ収集/処理ユニットを有する。さらに、P C Iマザーボードは、当然ながら、保存のための他の構成要素と、データを収集するための測定システムを必要に応じて制御するための構成要素とを有する。

【0029】

第2のハードウェアコンポーネントのP C Iマザーボードは、特に有利には、リアルタイムにデータ処理するためのデジタルシグナルプロセッサ(D S P)、例えばTexas Instruments社のT M S 3 2 0 c 6 7 1 3を含む。

【0030】

本発明の別の実施態様では、P C Iマザーボードは、フィールドプログラマブルゲートアレイ(F P G A)、例えばVirtex社のX C V 3 0 0を含む。

【0031】

しかし、第2のハードウェアコンポーネントは、必ずしもフィールドプログラマブルゲートアレイ(F P G A)を含む必要はない。

【0032】

ただし、第2のハードウェアコンポーネントは、受信データを取得できるように、かつ、フィードバック信号の生成に必要な計算を測定システムによるデータ収集に合わせて実施できるように十分な性能を有していなければならない。また、データを処理するための第2のハードウェアコンポーネントは、測定システムによって収集及び処理されたデータを被験者に転送するのに必要な出力部を含む。

【0033】

デジタルシグナルプロセッサ(D S P)に格納しておくことができる適切なアルゴリズムを用いて、測定システムによるデータの測定に合わせて、被験者を刺激するためのフィードバック信号が、処理されたデータから生成され、適切な接続線を介して被験者にフィードバックされる。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 4 】

PCIマザーボードは、有利には、PCIバスインタフェースと、必要な入出力コンポーネントとを含む。

【 0 0 3 5 】

また、光導波路の場合には、光導波路インタフェースの他にアナログ及びデジタルの入出力部が含まれる。

【 0 0 3 6 】

従って、このデータ収集/処理ユニットは、データを収集するための測定システム、例えば脳磁計又は脳波計に結合するのに必要な全てのインタフェースを提供する。

【 0 0 3 7 】

第2のハードウェアコンポーネントを用いて、PCIマザーボード上のFPGA及びDSPに保存しておくことができるアルゴリズムによってデータは処理される。

【 0 0 3 8 】

測定データに基づく、第2のハードウェアコンポーネントで処理されたデータは、第3のハードウェアコンポーネントを介して、フィードバック信号として刺激のために被験者に転送される。これは、特に有利には、測定システムのデータ収集と第2のハードウェアコンポーネントでのデータ処理とに合わせて行われる。

【 0 0 3 9 】

その際、被験者への処理されたデータの転送は、固定的な既知の遅延時間、又は所定の可変的な既知の遅延時間だけ信号検出に対して遅らされており、その結果、現在時に収集され、処理された測定信号に基づいて被験者を刺激することができる。

【 0 0 4 0 】

このために、第3のハードウェアコンポーネントは、特に有利な実施態様では、刺激用ゴーグルを含む。

【 0 0 4 1 】

さらに、刺激用の第3のハードウェアコンポーネントは、例えば、視覚刺激を行うための光源の線形制御部を含む。

【 0 0 4 2 】

しかしまた、被験者から収集され、処理されたデータを用いて被験者を聴覚刺激することも可能である。

【 0 0 4 3 】

このために、第3のハードウェアコンポーネントは、有利には、第2のハードウェアコンポーネントのアナログ出力信号によって音量及び/又は周波数を制御できる音源を含む。聴覚信号は、スピーカ又はヘッドホンを通じて被験者に供給されることで、被験者は刺激される。

【 0 0 4 4 】

本発明に係る装置を用いることによって、有利には、既存の測定システム及び機器、例えば脳波計や脳磁計を支障なく拡張することができ、これにより、これらのシステム及び機器は、被験者を電気刺激及び磁気刺激できるように拡張される。

【 0 0 4 5 】

これらの機器は、本発明では、リアルタイムでフィードバックを行うための構成要素を加えて拡張される。このために、市販のどのような測定システムでも、収集されたデータを電氣的に分離するための、かつ、そのデータを処理するための本発明に係る手段を加えることによって拡張することができる。

【 0 0 4 6 】

被験者を刺激するための本発明に係る方法は、以下のステップ、すなわち、
a) 被験者のデータを測定システムによって収集するステップ、
b) 収集したデータを電氣的に分離し、データセットのコピーをリアルタイムデータ処理ユニットに供給するステップ、
c) データをリアルタイムに処理するステップ、

10

20

30

40

50

d) 処理したデータを被験者に転送するステップを有する。

【0047】

d) における処理データは、アナログ信号の形式で被験者に転送される。

【0048】

ステップ a) から d) は、複数回、例えば 1 秒間に 1000 回程度、繰り返される。

【0049】

本発明に係るこの方法によって、データは、線形変換又は非線形変換され、時間的に遅らせて被験者にフィードバックされる。その際、非線形変換によって、異なった時間のデータを互いに結び付けることができる。

10

【0050】

本方法を実施するためには、本発明に係る装置が特に適している。本発明においては、これらの機器は、通例、MEG又はEEGオンラインシステム、すなわち、データを収集し、電気的に分離し、処理し、被験者に転送するためのシステムである。

【0051】

市販のパーソナルコンピュータと組み合わせて、あるいは市販のパーソナルコンピュータを拡張して高性能のリアルタイムデータ収集/信号処理ユニットを用いることにより、必要な計算能力を実現でき、その結果、収集されたデータに基づいてフィードバック信号をリアルタイムに算出し、被験者を刺激するためにこれらの信号を再び出力することができる。

20

【0052】

さらに、本発明について、2つの実施例と添付した図面とを用いて詳述する。

【発明を実施するための最良の形態】

【0053】

図面内の同一の符号は、同一の素子あるいは構成要素を示す。

【実施例1】

【0054】

図1には、左上部に、全部で148個の単位チャンネルを具備するマルチチャンネルMEG11が、データを収集するための測定システムとして示されている。マルチチャンネルMEG11は、通常、光導波路11aを介して、第1のハードウェアコンポーネントであるワークステーション12に直接接続されており、このワークステーションとしては、例えば、4D-Neuroimaging社のモデルMagnis2500WHが入手可能である。ワークステーション12は、受信データを保存する機能を担う。オフラインモードでは、従来技術に従って、後の時点、すなわち測定システムによるデータ収集の後にデータが評価される。

30

【0055】

さらに、ワークステーション12は、測定システム11を、その測定工程に関して制御する機能を担う。このために、ワークステーション12と測定システム11との間には別の接続線が配置されている(図示されていない)。

【0056】

この市販の測定システム11は、本発明では、光導波路カプラ14を介して、リアルタイムデータ収集/信号処理ユニット13bを具備する第2のハードウェアコンポーネント13に接続されている。

40

【0057】

ワークステーション12を具備する既存のMEG測定システム11にこのように支障なく結合するために、光導波路カプラ14は、測定システム11から出る光導波路11aに配置されている。

【0058】

光導波路カプラ14、24における信号ルーティングと2つの出力部への入力光信号の分離とが、図2に示されている。

【0059】

50

用いられている光導波路カプラ 14、24 は、TEDIS社のマルチモードカプラ 1 × 2 - G62.5 / 125 である。

【0060】

光導波路カプラ 14、24 は、ライン 11a の光導波路ファイバとライン 14b 及び 14c の光導波路ファイバとをつなぐ光パッシブ型カプラである。この光導波路カプラは、測定システム 11 から来る光導波路 11a のための接続部と、第 1 のハードウェアコンポーネント 12 及び第 2 のハードウェアコンポーネント 13 へつながる光導波路 14c 及び 14b のための 2 つの接続部とを有する。従って、光導波路カプラ 14、24 は、対応するケーブルのコネクタを差し込むことによって、既存の脳磁計に簡単に導入することができる。

10

【0061】

光導波路カプラ 14、24 は、測定システム 11 における MEG センサ電子装置 (図示されていない) から来るデータストリームを電氣的に分離する。

【0062】

光導波路カプラ 14、24 は、測定システム 11 からのデータストリームを、ライン 11a を介して 2 つの同一かつ完全なデータセットとして 2 つのライン 14c 及び 14b に分割する。従って、データストリームは、2 つの不変の互いに同一のデータセットにコピーされ、光信号の形で光導波路カプラ 14、24 の 2 つの出力部へ導かれる。

【0063】

両ハードウェアコンポーネント 12 及び 13 は、MEG 測定システム 11 によって被験者から収集されたデータの完全セットを支障なく取得する。ライン 14c は、ワークステーション 12 につながっており、このワークステーションにおいてデータが連続的に記録される。ライン 14b は、第 2 のハードウェアコンポーネント 13 (図 1 の右下方) につながっており、このコンポーネントで、データは、リアルタイムに処理されて、被験者用の刺激信号を生成するために被験者へ転送される。

20

【0064】

図 3 は、個々の構成要素あるいは素子を本発明に従って構成した PCI マザーボード 33 の回路図である。

【0065】

リアルタイムにデータを処理するための第 2 のハードウェアコンポーネント 13 は、パーソナルコンピュータ (図 1 の右下方を参照) を含む。パーソナルコンピュータは、汎用 PCI マザーボード 33 を加えて拡張されている。マザーボード 33 は、とりわけフィールドプログラマブルゲートアレイ 33a (FPGA : Virtex 社の XC V 3 0 0) とデジタルシグナルプロセッサ 35 (DSP : D モジュール : Texas Instruments 社の T M S 3 2 0 c 6 7 1 3) とを有する。自らの構成要素を具備するこの PCI マザーボード 33 は、第 2 のハードウェアコンポーネント 13 におけるリアルタイムデータ収集 / 処理ユニット 13b である。

30

【0066】

被験者用にフィードバック信号を生成するためには、測定システム 11 によって測定されたデータをリアルタイムに処理する必要がある。

40

【0067】

データ収集 / 処理ユニット 13b (図 1 を参照) は、パーソナルコンピュータの PCI 又はコンパクト PCI (c PCI) 拡張バス 34 を利用し、パーソナルコンピュータを拡張する。本発明に従って示された図 3 の実施形態は、PCI マザーボード 33 に基づいている。このマザーボード 33 は、PCI コントローラ 33b を介して、PCI バス又は c PCI バス 34 とリアルタイムプロセッサユニット 35、35a との間に接続を確立する。

【0068】

プロセッサユニット 35、35a は、十分に大きなメインメモリ 35a、例えば少なくとも 16 メガバイトのメインメモリを有するデジタルシグナルプロセッサ (DSP) 35

50

を具備するモジュールを含む。デジタルシグナルプロセッサDSP35は、自らのローカルデータバス35b(32ビットデータ/アドレス)を介して、PCIマザーボード33上の、プログラマブルハードウェアを有する素子、すなわちFPGA33aとデータを交換できる。

【0069】

入出力コンポーネントは、別のドーターボード上、すなわち入出力モジュール36上に格納されている。入出力モジュール36は、脳磁計の光導波路カプラ14、24(図1及び図2)に対する光導波路インタフェース37を有し、さらに、被験者刺激用のアナログ出力部38ならびにタイムスタンプ、いわゆるトリガ39の入出力用のデジタル入出力部を有する。

10

【0070】

フィールドプログラマブルゲートアレイ33aは、自らのハードウェア構成によってデータ収集/処理ユニット13b全体の入出力特性を決定し、JTAGインタフェース33cを介して設定される。

【0071】

フィールドプログラマブルゲートアレイ(FPGA)33aは、内部にレジスタのリストを用意する。所定のアドレスを指定することによって、これらのレジスタの書き込み及び読み取りを行うことができる。

【0072】

32ビット浮動小数点DSPであるTMS320c6713は、225MHzでクロック制御され、1秒間に1800MIPS(百万命令)あるいは1350MFLOPS(百万浮動小数点演算)という理論上の計算能力を有する。

20

【0073】

MEGオンラインシステムの第2のハードウェアコンポーネント13のパーソナルコンピュータにおいて、導体14bは、リアルタイムデータ収集ユニット13bの光導波路コネクタ37(SC/PCデュプレックスコネクタ)に差し込まれる(図1の右下方を参照)。これにより、MEG測定システム11に対する全ての接続が確立されたことになる。

【0074】

データ収集/処理ユニット13b用の入出力モジュール36は、図4に示されている。

【0075】

入出力モジュール36は、MEG測定システム11に対するインタフェースを有する。MEG測定システム11によって光パルスとして入って来るデータは、光導波路14bを介してモジュール36のコネクタ37に伝えられる。このモジュールは、ファイバオプティクトランシーバ41を有する。ファイバオプティクトランシーバは、光信号を電気信号に変換する。このシリアルデータストリームは、ホットリンク受信機42によってエラーの有無が検査され、パラレルデータバイトへと形成される。変換されたデータは、データバス46を介して、処理をさらに行うためのフィールドプログラマブルゲートアレイ(FPGA)33a(図3を参照)に引き渡される。具備されたホットリンク送信機42aは、データ出力のためには用いられないままである。このことは、バス46からホットリンク送信機42aへのデータストリームが中断されていることによって示されている。

30

40

【0076】

さらに、入出力モジュール36は、アナログ入力部、例えばコネクタ39を含み、この入力部を通じて、受信データが、増幅器43aを介してアナログデジタル変換器43(4チャンネル、12ビットADC、+/-10ボルト)に伝えられる。

【0077】

デジタル変換後、データは、データバス46を介してFPGA33によって読み込まれる(図3を参照)。刺激のために出力される信号は、電気データとしてバス46を介してデジタルアナログ変換器44(4チャンネル、12ビットADC、+/-10ボルト)に書き込まれる。生成されたアナログ信号は、増幅器44aで増幅された後、刺激のためにコネクタ38へ出力される(図3を参照)。データは、コネクタ38を介してオプティカル

50

ゴーストを具備する第3のハードウェアコンポーネント15へ伝えられる。

【0078】

デジタル入出力部45(16ビットデジタル、入/出力)は、コネクタ39へつながっており、タイムスタンプ(トリガ)の出力あるいは読み込みに利用される。

【0079】

従って、MEG測定システム11から光刺激として入って来るデータは、光導波路素子37(図3を参照)における光検出器によって受信され、デジタル信号に変換される。このデジタル信号は、FPGA33aへ伝えられる。データは、調整可能なフィルタを用いてFPGA33aによって前処理され、適当な補正が行われた後、デジタルシグナルプロセッサ35へ送られる。デジタルシグナルプロセッサ35において、データは、被験者に利用できるように適合された適切なアルゴリズムによってリアルタイムに処理される。計算によって、刺激のための出力信号用のデータが用意される。これらのデータは、再びフィールドプログラマブルゲートアレイ(FPGA)33aに書き込まれ、バス46を介して入出力モジュール36上のアナログ出力素子44に至る。この信号は、新たに増幅器44aで増幅され、コネクタ38を介して刺激信号として出力される。

10

【0080】

測定されたデータ及び算出されたデータは、さらに、PCIコントローラ33bとPCIバス34とを介してパーソナルコンピュータ(図示されていない)へ伝送される。第2のハードウェアコンポーネントのパーソナルコンピュータに実装されたソフトウェアは、データあるいは信号をオンラインで表示し、これらを保存して、次の評価を実施することができる。これと関連して強調しておくべきことは、本例では、第1のハードウェアコンポーネントであるワークステーション11が、データを収集するための測定システムを制御するという機能のみを担うという点である。

20

【0081】

別の測定機能のために、例えば幾つかのMEGチャンネルの記録を行うために、12ビット分解能を有する4つのアナログ入力部が利用できる。さらに、4つのアナログ出力部及び16個のデジタル入出力チャンネルが利用できる。アナログ出力部は、刺激実験用のアナログフィードバック信号を生成するために利用される。これにより、本方法によってリアルタイムに測定及び処理された脳活動に基づいて、被験者の刺激を行うことが可能となっている。このように本発明に係る方法によって、処理されたデータを線形変換又は非線形変換し、時間的に遅らせて被験者にフィードバックすることができる。その際、非線形変換は、異なった時間のデータを互いに結び付けることができる。

30

【0082】

フィードバック時、刺激のために被験者に対して、現在時に測定されたデータから算出されたデータが送られる。このために、データ収集/処理ユニット13bのリアルタイム性能が利用され、その際、各サンプリング時点に新しい刺激値を算出し、アナログインタフェースのチャンネルに出力するという方法が用いられる。

【0083】

その際、フィードバック信号あるいは刺激信号は、MEGセンサ又は脳内領域の電流密度特性によって導出される。従って、これらの実験のために、各サンプル時点について脳領域の電流密度特性をリアルタイムに算出しなければならない。次に、信号は帯域幅制限され、フィードバック信号が算出される。これらの算出は、デジタルシグナルプロセッサ(DSP)35で行われる。

40

【実施例2】

【0084】

第2の実施例は、実施例1と同じ装置であるが、第1のハードウェアコンポーネント、すなわちワークステーション12を含まない構成である。

【0085】

ワークステーション12の代わりに、リアルタイムデータ収集/処理ユニット13bが測定システム11のデータの保存も行う。ユニット13bは、これらのデータをリアルタ

50

イムに処理する。リアルタイムデータ収集/処理ユニット13bは、収集され、処理されたデータを保存し、さらに、データを収集するための測定システム11の測定工程を制御する。次に、この装置には、ただ1つの接続線11aだけが設けられており、この接続線を介して、リアルタイムデータ収集/処理ユニット13bが、データを収集するための測定システム11から信号を取得する。データの分離は必要ではない。なぜなら、データの保存及び処理ならびに測定システムの制御という各機能は、リアルタイムデータ収集/処理ユニット13bのみによって引き受けられるからである。別のラインを介して、測定システムは、データ収集/処理ユニット13bによって制御される(図示されていない)。

【0086】

原則として、EEGオンラインシステムのデータを算出及びフィードバックするために、図に示された第2のハードウェアコンポーネントを利用することも、もちろん可能である。

10

【図面の簡単な説明】

【0087】

【図1】本発明に係るMEGオンラインシステムの模式図である。

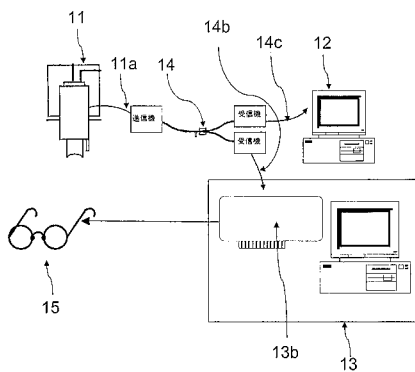
【図2】データを電気的に分離するための、本発明に係る手段としての光導波路コプラとその接続部とを示す。

【図3】種々の素子を具備する、第2のハードウェアコンポーネントのPCIマザーボードの回路図である。

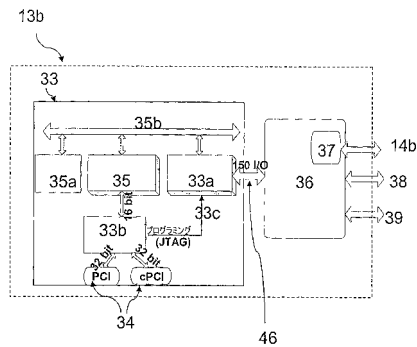
【図4】PCIマザーボードの入出力モジュールの回路図である。

20

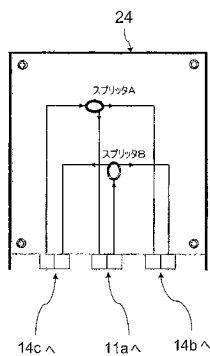
【図1】



【図3】



【図2】



【図4】

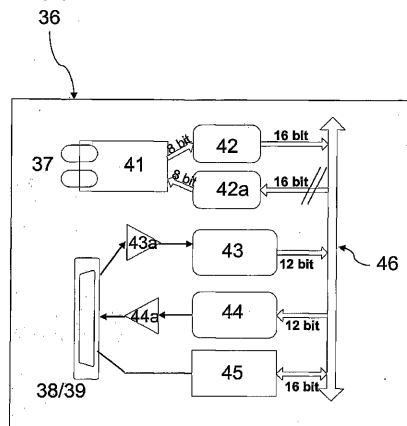


Fig. 4

フロントページの続き

- (72)発明者 ツィーモンズ・カール
ドイツ連邦共和国、5 2 0 7 6 アーヘン、アーヘナー・ストラッセ、1 3 2
- (72)発明者 シーク・ミハエル
ドイツ連邦共和国、5 2 0 6 6 アーヘン、ヴィクトリアアレー、1 7
- (72)発明者 タス・ペーター・アレクサンダー
ドイツ連邦共和国、5 2 2 4 5 ティッツ、マルクトストラッセ、1

審査官 湯本 照基

- (56)参考文献 米国特許第0 5 0 9 9 8 5 4 (U S , A)
特開2 0 0 0 - 1 5 1 0 1 1 (J P , A)
特開昭6 3 - 5 0 0 4 3 4 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A61B 5/0476
A61B 5/05