

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2007-508549

(P2007-508549A)

(43) 公表日 平成19年4月5日(2007.4.5)

(51) Int. Cl.	F I	テーマコード (参考)
GO 1 R 29/12 (2006.01)	GO 1 R 29/12 F	4 C O 2 7
A 6 1 B 5/0408 (2006.01)	A 6 1 B 5/04 3 0 0 A	
A 6 1 B 5/0428 (2006.01)	A 6 1 B 5/04 3 1 0 B	
A 6 1 B 5/044 (2006.01)	A 6 1 B 5/04 3 1 4 K	
A 6 1 B 5/0476 (2006.01)	A 6 1 B 5/04 3 2 0 B	
審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 18 頁)		

(21) 出願番号 特願2006-534326 (P2006-534326)
 (86) (22) 出願日 平成16年10月7日 (2004. 10. 7)
 (85) 翻訳文提出日 平成18年6月7日 (2006. 6. 7)
 (86) 国際出願番号 PCT/US2004/033047
 (87) 国際公開番号 W02005/036096
 (87) 国際公開日 平成17年4月21日 (2005. 4. 21)
 (31) 優先権主張番号 60/509, 423
 (32) 優先日 平成15年10月7日 (2003. 10. 7)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

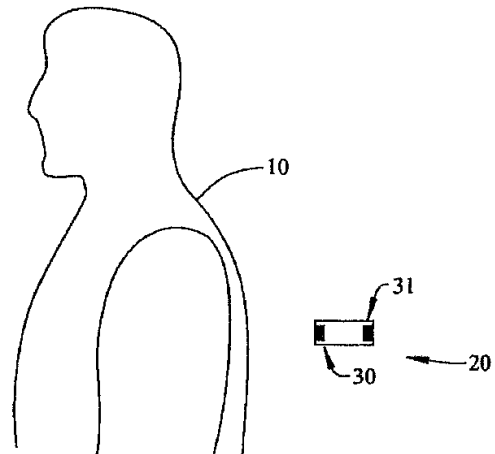
(71) 出願人 506051658
 クァンタム・アプライド・サイエンス・ア
 ンド・リサーチ・インコーポレーテッド
 アメリカ合衆国カリフォルニア州9212
 1, サンディエゴ, パシフィック・センタ
 ー・ブルバード 5764, スイート
 107
 (74) 代理人 100089705
 弁理士 社本 一夫
 (74) 代理人 100140109
 弁理士 小野 新次郎
 (74) 代理人 100075270
 弁理士 小林 泰
 (74) 代理人 100080137
 弁理士 千葉 昭男

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 電界の1つまたは複数のベクトル成分の測定を行うためのセンサシステム

(57) 【要約】

センサシステム(20、200、300、400、500)は、高い感度レベルで、複数の比較的固定されたセンサ(30、31; 230、231; 330、331; 430、431; 530、531)を使用して、小さな電界の1つまたは複数のベクトル成分を測定し、そのうちの少なくとも1つは、弱結合静電容量センサ(31、231、331、431、531)を構成する。このセンサシステム(20、200、300、400、500)を使用すると、表面の法線方向または複数の直交軸に沿って電界を決定することができる。電界ベクトルの測定により、分解能を改善し、また例えば、人体(10)内の器官により発生する電気信号を特徴付けることができる。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

物体により発生する小さな電界の少なくとも 1 つの成分を測定するためのコンパクトなセンサシステムであって、

前記物体から離れた第 1 の位置で前記電界に関係する第 1 の電位信号を発生するように適合された第 1 の静電容量型電気センサと、

前記第 1 の位置から所定の固定された距離だけ離れた第 2 の位置に配置され、前記電界に関係する第 2 の電位信号を発生するように適合された第 2 の電気センサと、

前記第 1 および第 2 の電位信号を処理して、前記電界の第 1 のベクトル成分を決定するコントローラとを備えるコンパクトなセンサシステム。

10

【請求項 2】

前記第 2 の電気センサは、前記第 2 の電位信号を発生するときに前記人体と接触する請求項 1 に記載のセンサシステム。

【請求項 3】

前記第 1 のベクトル成分は、人体に対し法線方向である請求項 1 に記載のセンサシステム。

【請求項 4】

前記小さな電界は、1 Hz で 1 メートル当たり 1 ボルト未満である請求項 1 に記載のセンサシステム。

【請求項 5】

前記小さな電界は、1 Hz で 1 メートル当たり 0.1 ボルト未満である請求項 1 に記載のセンサシステム。

20

【請求項 6】

前記小さな電界は、1 Hz で 1 メートル当たり 0.01 ボルト未満である請求項 1 に記載のセンサシステム。

【請求項 7】

前記小さな電界は、1 Hz で 1 メートル当たり 0.001 ボルト未満である請求項 1 に記載のセンサシステム。

【請求項 8】

前記小さな電界は、1 Hz で 1 メートル当たり 0.0001 ボルト未満である請求項 1

30

【請求項 9】

さらに、

前記第 1 および第 2 の電気センサを支持する筐体と、

前記第 1 と第 2 の電気センサとの間に配置された絶縁体とを備える請求項 1 に記載のセンサシステム。

【請求項 10】

前記センサシステムは、約 5 cm 以下の任意の方向の空間広さを持つ請求項 1 に記載のセンサシステム。

【請求項 11】

前記第 2 の電気センサは、皮膚接触抵抗型センサを構成する請求項 1 に記載のセンサシステム。

40

【請求項 12】

さらに、

前記物体から離れた位置で前記電界に関係する第 3 の電位信号を発生するように適合された第 3 の静電容量型電気センサと、

前記物体から離れた位置で前記電界に関係する第 4 の電位信号を発生するように適合された第 4 の静電容量型電気センサとを備え、前記コントローラは前記第 3 および第 4 の電位信号を処理して、前記電界の第 2 のベクトル成分を決定するための前記第 3 および第 4 の電気センサに結合される請求項 1 に記載のセンサシステム。

50

【請求項 13】

前記第 1 および第 2 のベクトル成分は、互いに直交する請求項 12 に記載のセンサシステム。

【請求項 14】

さらに、

前記物体から離れた位置で前記電界に関係する第 5 の電位信号を発生するように適合された第 5 の静電容量型電気センサと、

前記物体から離れた位置で前記電界に関係する第 6 の電位信号を発生するように適合された第 6 の静電容量型電気センサとを備え、前記コントローラは前記第 5 および第 6 の電位信号を処理して、前記電界の第 3 のベクトル成分を決定するための前記第 5 および第 6 の電気センサに結合される請求項 12 に記載のセンサシステム。

10

【請求項 15】

前記第 1、第 2、第 3、および第 4 の電気センサは、強固に相互接続される請求項 12 に記載のセンサシステム。

【請求項 16】

さらに、

筐体と、

前記筐体から突き出ている複数のアームとを備え、前記複数のアームはそれぞれ前記第 1、第 2、第 3、および第 4 の電気センサのうちのそれぞれ 1 つを支持する請求項 15 に記載のセンサシステム。

20

【請求項 17】

前記筐体は、相互接続され 1 つにまとめられる複数のモジュールから形成される請求項 16 に記載のセンサシステム。

【請求項 18】

前記複数のモジュールは、出ている前記第 1 および第 2 の電気センサの接続元の第 1 のモジュールと出ている前記第 3 および第 4 の電気センサの接続元の第 2 のモジュールを含む請求項 17 に記載のセンサシステム。

【請求項 19】

さらに、

前記第 1 と第 2 の電気センサの間で、前記複数のアームのうちの 1 つに沿って配置される第 1 の絶縁体と、

30

前記第 3 と第 4 の電気センサの間で、前記複数のアームのうちの他の 1 つに沿って配置される第 2 の絶縁体とを備える請求項 18 に記載のセンサシステム。

【請求項 20】

前記複数のアームは、第 1 の組および第 2 の組のアームを含み、前記第 1 の組および第 2 の組のアームは異なる直交する方向に延びる請求項 16 に記載のセンサシステム。

【請求項 21】

前記複数のアームは、第 1 の組および第 2 の組のアームを含み、前記第 1 の組および第 2 の組のアームは 90 度未満の角度で交差する請求項 16 に記載のセンサシステム。

【請求項 22】

40

物体により発生する小さな電界の少なくとも 1 つの成分を測定するための方法であって

、
前記物体から離れた第 1 の位置に第 1 の静電容量型電気センサを配置するステップと、
前記第 1 の位置から所定の固定された距離だけ離れた第 2 の位置に第 2 の電気センサを配置するステップと、

前記電界に関係する前記第 1 の電気センサから第 1 の電位信号を発生するステップと、

前記電界に関係する前記第 2 の電気センサから第 2 の電位信号を発生するステップと、

前記第 1 および第 2 の電位信号を処理して、前記電界の第 1 のベクトル成分を決定するステップとを含む方法。

【請求項 23】

50

前記第1のベクトル成分は、前記物体に対し法線方向である請求項22に記載の方法。

【請求項24】

さらに、

前記物体から離れたそれぞれの位置に少なくとも第3および第4の静電容量型電気センサを配置するステップと、

前記電界に関係する前記第3および第4の電気センサから少なくとも第3および第4の電位信号を発生するステップと、

前記第1および第2の電位信号と共に前記第3および第4の前記ポテンシャル信号を処理して、前記電界の複数の直交成分を決定するステップとを含む請求項22に記載の方法。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本出願は、2003年10月7日に出願した「Integrated Electric and Magnetic Field Sensor」という表題の米国仮特許出願第60/509,423号の利益を主張するものである。

【0002】

本発明は、小さな電界を測定することに関するものであり、より具体的には、物体の表面から間隔をあけて並べられ、他のセンサから所定の距離のところに取り付けられた、少なくとも1つの静電容量電気センサを利用して、非導電または導電性の劣る媒体内の物体により発生する電界の1つまたは複数のベクトル成分を測定するためのセンサシステムに関するものである。

20

【背景技術】

【0003】

電界は、多数の異なる源から発生することが広く知られている。例えば、心臓および脳を含む、人体の器官は、小さな電界を発生する。さらに、電界が小さい範囲の地球物理学および電力線など、他の領域で発生するより大きな電界を測定する必要がある。さまざまな理由から、それらの電界を測定することが望ましい場合がある。従来技術では、これまで、地球の表面の地球物理学的測定の場合には金属棒を地面に埋設するか、または他の何らかの方法で地面に挿入し、医療活動で測定を行う場合には患者の皮膚に直接置かれたゲルコーティング電極を使用することにより導電面の電位の分布を測定する方法を重視してきた。いずれの場合も、計測装置、例えば、金属棒または電極は、表面と直接接触している。表面から距離を置いた位置で電位を測定することは、条件が厳しい。さらに問題が生じるのは、導電面に対し法線方向にある電界を測定する場合、または電界の複数の直交成分を測定する場合であり、特にそれらの成分の1つが局所的導電面と平行でないときである。米国特許第6,242,911号など、電界の複数の成分を測定することにより最大電界を決定することに関連していくつかの従来技術が存在しているが、これらの配置では、発電機器に関連する電界など大きな電界を取り扱う。実際、このような配置は、低い感度を持つように特に設計され、小さな電界を測定するには適しない。

30

【0004】

空間内のある地点の電界および電位という用語は、ときには、同義語であるかのように使われると理解されるべきである。これは、たいてい実際に測定されるのは他の何らかの電圧に関する電位であるという意味で便宜上の技術的誤りを表している。これらの用語は、この測定されたポテンシャルは、電界が存在していない場合に比較される電圧と異ならないであろうという意味で同等である。その結果、電位および電界という用語は、文献中では入れ換えて使用されることもあり、多くの場合不正確である。実際、電界は測定されるという言い方をされることがあるが、これは、実際には、測定されるポテンシャルの時間変動としてよい。たいていの場合、電位は、明確に定義されていない物理位置の共通ポテンシャル（「接地」と呼ばれることが多い）に関して単純に測定され、共通基準に関する特定の測定位置におけるポテンシャル値をグラフにすることにより記録されたそれらの

40

50

ポテンシャルの単純な地図が作られる。

【0005】

心臓鼓動波形を測定することに関するいくつかの研究が実施されており、電気回路基板により発生するポテンシャルを画像処理することに関するいくつかの同等の研究が行われている。電界の複数の成分の測定により著しく改善することが可能な、科学的小および商業的小にかなり重要度の高い分野は、人体の電気的活動の特徴付けである。現在の実用では、一連の電位の測定は、導電接点、またはセンサが直接皮膚に取り付けられたときに生じる高い静電容量値を持つ静電結合を介して皮膚の所望の地点で行われる。前者の接点は、皮膚に接触する電極を誘導することにより作られ、信頼性の高い抵抗性接点を確実に得るために相当な努力が行われる。後者は、高い値の相互キャパシタンスを確実に得るために、皮膚にも接触している絶縁された電極により行われる。その結果得られる皮膚表面ポテンシャルの時間変動分布は、心臓疾患の診断および脳機能の地図作りに実際に利用されている。

10

【0006】

しかし、表面ポテンシャルの解釈は、与えられた表面ポテンシャル分布に複数の発生源がありうるため、込み入ったものになる可能性がある。つまり、基礎をなす発生源に関する意味は一通りでない。体表面に関する現在の測定を高める1つの方法は、人体の法線方向で電界(E_n)を測定することであろう。皮膚に接触する必要があるため、皮膚に接触する従来の電極では、人体から離して電位を測定することはできず、したがって、電界 E_n を測定することはできない。

20

【0007】

一意性の欠如という問題を解決するために、測定された表面電位分布から基礎になる電気発生源を推定するために物理的仮定および数学的演算が使用された。具体的な実用的実施例は、頭皮の外側で直接得られた測定結果から脳表面での電気的活動の分布を推定する高分解能脳電図(EEG)である。表面電極の高密度配列、例えば、64または131チャンネルEEGが使用される場合、表面ラプラス関数を推定して、EEG空間分解能を改善することができる。例えば、表面ラプラス法を131チャンネルEEG信号に適用することで、2cm範囲内の空間分解能が得られた。

【0008】

表面から離れた地点で電位の同時記録結果を収集するために、静電容量電位センサも使用されていることに留意されたい。しかし、これら以前の測定はすべて、導電面、例えば人体までの等しい距離のところで行われており、その表面の法線方向で電界の成分を測定していなかった。かなりの距離のところから電位センサで人間の心臓鼓動を検出するために人体のいずれかの側(胸部から約35cm、背中から約35cm)で静電容量センサも使用された。しかし、それでもまだ、ポテンシャル測定結果から電界を求めたり、または体表面の法線方向の電界のベクトル成分を測定する試みはなされていなかった。

30

【0009】

物体から離れた位置で物体の電界の法線ベクトルを測定する作業全体を考察するとき、センサシステムのコンパクトであるという特質が確かに問題になり、特に医療分野では、さらにコンパクトな配置が非常に有利である。いずれにせよ、問題となる電界は小さく、一般に1ボルト/メートルよりもかなり小さく、物体から離れた感知測定結果からの信頼できる情報は、高いレベルの感度を必要とすることは理解されるであろう。上記の内容に基づき、高いレベルの感度を使用し物体から間隔をあけて配置されている少なくとも1つの静電容量電気センサを利用する医療目的などでは、物体に関連付けられた小さな電界の1つまたは複数のベクトル成分を効果的に、また都合よく、測定するために採用できるコンパクトなセンサシステムに対する必要性が存在する。

40

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0010】

本発明は、抵抗型センサまたは他の静電容量センサのいずれかと静電容量センサを併用

50

して電界の大きさおよび方向（ベクトル）情報を決定することにより、物体に関連付けられた小さな電界の1つまたは複数の成分を決定するセンサシステムを対象とする。センサシステムは、物体の表面の法線方向の単一電界成分または電界の複数の直交成分を決定するために使用することができる。いずれの場合も、ベクトル情報の決定に使用される第1および第2の電位信号を発生するために一定距離だけ離れたところに2つのセンサが保持される。

【課題を解決するための手段】

【0011】

本発明の好ましい一実施形態によれば、電位は、5 cm以下離れている2つの定義された地点にある静電容量および他のセンサにより測定されるが、好ましくは、電界を決定するために、入力に関する感度は1 Hzで約1 mV / Hz^{1/2}の範囲内である。静電容量センサは、ポテンシャルを感知するために使用される、局所的電位に静電結合する平坦な導電面を含むのが好ましく、実電流の流れを防ぐために平坦な導電面は電氣的に絶縁される。

10

【0012】

本発明の最も好ましい実施形態によれば、電位を測定するために複数のセンサが使用され、それら複数のセンサは、堅く接続されまとめられるのが好ましい。一実施形態では、これらのセンサは、物体の法線方向の電界のベクトル成分を決定するように配列される。他の実施形態では、センサは、電界の複数のベクトル成分を決定するために、少なくとも2本の直交軸に沿って配列される。他の実施形態では、センサは、電界の直交成分が容易に決定できる所定の軸に沿って特に配列される。いずれの場合も、小さな電界の時間変動という性質は、高いレベルの感度で測定することができるが、大きさと方向に関する両方のデータを処理するのは、診断および他の評価目的に必要な情報を著しく増す。

20

【0013】

本発明の追加の目的、特徴、および利点は、複数の図面内で類似の参照番号は対応する部品を指している図面と共に読むと好ましい実施形態の以下の詳細な説明からますます易く理解できるであろう。

【発明を実施するための最良の形態】

【0014】

最初に、電界内に置かれた物体は少なくともその幾何学的中心において電界に関連するポテンシャルにまで高まることに留意されたい。図1は、人体10の心臓（図に示されていない）などの人体10の外側に発生する電界を測定することに関して使用される発明を例示している。本発明により電界を感知するために、一般に20で示される、センサシステムは、人体10の近くに配置される。図に示されているように、センサシステム20は、複数のセンサを含み、そのうち2つは30および31のところに示されている。センサ30および31は、所定距離だけ離して固定され、人体10に関連する電位を測定するために使用される。本発明は、少なくとも一部は、物体の静電容量が近接する物体に対する相互静電容量に支配され、物体が隔離されると、自由空間静電容量に戻るという事実に基づいて述べられている。最大サイズが約1 cmの物体の場合、自由空間静電容量は、1 pFのオーダーである。物体が他の導電物体に非常に近い位置に置かれ、高い誘電率を持つ絶縁体によりさらに分離される場合、近接しているその表面の単位面積当たりの物体の静電容量は、1 nF / cm²のオーダーとすることができる。

30

40

【0015】

本発明によれば、物体は、その静電容量が10 pF未満の場合に、局所電位に弱結合されていると考えられる。10 μVのオーダーの感度レベルの弱結合静電容量方式で測定を行うことが最近可能になった。これは、参照により両方とも本明細書に組み込まれる、米国特許第6,680,800号および米国特許出願公開第2004/007446号で説明されているような半導体電子デバイスおよび回路設計の進歩により可能になった。本発明では、さらに、非常に高い感度で電界の1つまたは複数のベクトル成分を測定することができるコンパクトなセンサシステム20を確立することに関連する進歩も実現する。電

50

界を測定するためには、2地点のポテンシャルを測定し、以下のように一方の結果を他方の結果から差し引き、2地点の間の物理的距離 d で除算するだけでよく、 k は、知られている電界内のセンサをテストすることにより容易に決定可能である。

【0016】

【数1】

$$E = k \frac{V_1 - V_2}{d} \quad [1].$$

【0017】

以下でさらに詳しく説明するが、完全に異なるセンサにより、または2つの別々のポテンシャルセンサを差動入力を持つ適切な増幅器に接続することにより、それら2つの測定を行うことができる。上記の式により、一方のセンサの電圧を対毎に複数の他のセンサから差し引き、測定点を結ぶベクトルの方向に電界を与えることができる。ある点の、またはある表面上の電位は、共通接地に関する、または地点の間の電界ベクトルを構成することなく、時間変動ポテンシャル地図として記録することができる。

10

【0018】

「コンパクトな」感知システムという言い方で、電界が測定される領域が注目する電界内の空間変動に関して小さく、および/または電界の複数の成分を測定するシステムが都合のよいサイズ、つまり、75 cm未滿の最大サイズを有する十分なコンパクトさであることを意味する。前者の基準の実施例は、人体により発生する電界の測定であり、これは、3 cmのオーダーの距離にわたって変動することが予想され、したがって等しいかまたはそれよりも小さいセンサにより測定されなければならない。さらに、このような電界は、通常、約1 Hzで1ボルト/メートル未滿から1マイクロボルト/メートルまでと小さい。実際、本発明のセンサシステムは、約1 Hzで1メートル当たり0.1、0.01、0.001、および0.0001ボルトのオーダーであっても、小さな電界を測定する際に使用するために高感度で設計される。医学分野における本発明の具体的応用では、 E_n を測定するために、人体から一定距離のところの電界の静電容量ポテンシャル測定結果を人体に対する同じ法線ベクトルに沿った、ただし、異なる距離のところの第2の同時電位測定結果（または、同じ法線ベクトルに沿った信号寄与が十分であり、知られているよう

20

30

【0019】

図1では、 E_n の測定は、弱結合センサ30および31を備えるセンサシステム20を使用して行われる。図に示されているように、センサ30および31は両方とも、人体10と接触しないように、人体10から間隔をあけてある。この配置が好ましいけれども、図2は、センサ30が人体10と接触するように配置されている潜在的構成を例示している。この配置では、センサ30は、本質的に静電容量センサを構成する必要はないが、むしろ、静電容量型または抵抗型のいずれかのセンサとすることが可能である。いずれの場合も、少なくともセンサ31は静電容量センサを構成する。それにもかかわらず、人体表面の法線方向の人体10に関連する電界に関する情報を使用して、測定された接線方向電界から得られる情報を増すことができる。追加センサ、好ましくは静電容量センサを、さらにセンサシステム20内に備え、以下でさらに説明するように、追加の軸に沿って電界情報を測定することができる。

40

【0020】

上で示されているように、本発明は、電界の1つまたは複数の成分を測定し、その際に少なくとも1つのベクトル成分が弱結合静電容量センサにより測定されるセンサシステムに関する。センサシステムは、コンパクトであり、人間の心臓または脳などから出る小さな電気信号を記録するのに必要な感度レベルで電界の弱結合静電容量測定を実行するために使用される。このセンサシステムでは、導電面に対し導電または高静電容量結合することなく、自由空間内で電界を測定できなければならない。このセンサシステムのコンパク

50

トであるという特質は、自由空間電位に結合するセンサシステムの一部は、約 0.1 pF から 2 pF の範囲の静電容量を有することを意味する。

【0021】

次に、図3および4を参照すると、センサ31のコンパクトな特質を示している。この実施例では、以下でさらに説明される、第1段電子回路がセンサ31の筐体40内に封入されている。図に示されているように、センサ31は、実質的に平坦な円板の形をとる電極41を備える。電極41は、絶縁体43により筐体40から分離される。さらに、電極41は、高い電気抵抗を有する材料および、一部のシステムを実施形態では、ガード面により、内部構成要素(図に示されていない)から絶縁される。センサ31のサイズがどのようなものか理解できるように、硬貨(米国の1セント銅貨)が図4のセンサ31に関して示されている。

10

【0022】

図5は、人体10の法線方向の電界を測定するように特に設計された他のコンパクトな単一軸電界静電容量センサシステム200を例示している。図に示されているように、2つのセンサ230および231は、約1cm離された平行な平面内に配置された回路基板により確立される。センサシステム200の第3の層235は、ハイインピーダンスバッファリングおよびアナログ差分のため240に示されているような電子コンポーネントを搭載する。センサシステム200は、上記のものに対応する方法で従来の皮膚接触抵抗または静電容量センサ、または電界の複数の直交成分の測定を行うように同様に構成された、弱結合静電容量センサと組み合わせることができる。この目的のために、センサ223

20

【0023】

電界の(複数の)成分を測定するために、静電容量センサシステム200のセンサ230および231は、所定の方法で互いに関して配向される。センサ230および231は、一定距離のところ頑丈に接続され一体化されるのが最も好ましい。さらに、センサシステム200にも適用される方法において、センサシステム200は、任意の方向の空間広がりが約5cm以下、より好ましくは、3.5cm未満であるという点でコンパクトである。ここでもまた、センサ200のサイズがどのようなものか理解できるように、紙ばさみ

30

【0024】

本発明の他の実施形態により製作された多軸電界センサシステム300の実施例は、図6に示されている。このシステムでは、電界の3本の直交軸は、直交する向きの方角で対として配列されたさまざまな静電容量センサ330~335により測定される。図に示されているように、6個のセンサ330~335はそれぞれ、導電板の形をとることが好ましいが、その幾何学的中心においてそれぞれの電圧 $V_1 \sim V_6$ の形で電位を測定する機能を有する。より具体的には、センサ330~335は、リンクされ、支持アーム340について352に示されているような、絶縁体を通る本体または筐体350へのそれぞれの支持アーム340~345を通じて固定された相対位置に保持される。本発明の最も好ましい形態では、筐体350は、3つの個別のセンサモジュール355~357を取り付けることから形成され、センサ330および331は、モジュール355に搭載され、センサ332および333はモジュール356に搭載され、センサ334および335はモジュール357に搭載される。支持アーム340および341は、第1の軸に沿って同軸上に揃えられるのが好ましいが、支持アーム342および343は、第2の軸に沿って同軸上に並び、支持アーム344および345は、第3の軸に沿って同軸上に並び、図に示されているように、支持アーム342および343に関連付けられている第2の軸は、第

40

50

1 および第3の軸に実質的に垂直に配列される。

【0025】

筐体350は、さらに、第1および第2のエンドキャップを備え、そのうちの1つが370に示されている。筐体350内には、以下で詳述するように、第1段ハイインピーダンス増幅器を備えるセンサシステム300に関連する電子回路(図に示されていない)がある。また、それぞれのモジュール355~357からは、モジュール355について380~382で示されているような、それぞれの電気コネクタが突き出ている。電気コネクタ380~382は、筐体350のそれぞれのモジュール355~357を、センサシステム300から受信された信号を読み取り、評価する際に使用される電気コンポーネントにリンクするために用意されている。さらに、それぞれのモジュール355~357は、それぞれモジュール355および356の電源スイッチ385および386などの関連する電源スイッチを備える。この時点では、筐体350は、一体形成可能であるが、一組の電気コネクタ380~382および1つの電源スイッチ385、386のみを使用していることは理解されるであろう。

10

【0026】

この配置では、電界は、 $E_x = k_x (V_1 - V_2 + V_5 - V_6) / 2$ 、 $E_y = k_y (V_3 - V_4)$ 、 $E_z = k_z (V_1 + V_2 - V_5 - V_6) / 2$ となるように構成され、ただし、板電圧 V_i および定数 k_i はセンサシステム300を実際に使用するのに先立って知られている電界における較正により決定される。図6で表されている静電容量型多構成要素電界センサシステム300の設計のおかげで、3つの測定された電界成分 E_x 、 E_y 、 E_z は、筐体350のモジュール355~357内の中心で交差する。しかし、センサ330~335により確立される個別の感知アレイは、互いに関して垂直に配列される必要はないが、むしろ、直交方向で電界を推定するために直交方向の十分な突き出しがあればよいことに留意されたい。本発明の複数のセンサは、さらに、例えば、個人の頭部の周りの複数の地点で脳により発生する小さな電界のベクトル成分を測定するため、グループにまとめることもできる。さらに、複数の独立したユニットを使用して、2軸測定結果の集まりから電界のすべての3つの成分を決定することができる。

20

【0027】

図7は、本発明の他の実施形態により構成された静電容量型多構成要素電界センサシステム400を示している。センサシステム400は、基本的に、純粋に直交する軸に沿って電界測定を行う必要はないことを例示するために用意されている。その代わりに、必要ならば、当業でよく知られている方法により、単純な幾何を用いて直交方向の電界成分を計算することができる。この目的のために、センサシステム400は、センサ430~433、筐体450、支持アーム440~443、および絶縁体452~455を備えることに留意されたい。この配列により、電界のさまざまな成分を、センサ430~432により感知し、そこから出る信号を処理し、センサ430~433の間の幾何学的関係を単に知ることにより直交する電界測定結果を確立することができる。したがって、センサシステム400は、センサシステム300に対応する方法で動作可能であり、しかも、対応する支持アームおよびセンサは少なくともよいが、電界データに到達するためにセンサ430~433から出る信号の何らかの数学的操作を行う必要がある。

30

40

【0028】

図8は、センサシステム500がそれぞれの支持アーム540~544を通じて一般に平円盤型の筐体500から支持される複数のセンサ530~534を備える本発明のさらに他の実施形態を示している。それぞれの支持アーム540~544は、それぞれの絶縁対応に関連付けられ、その1つは、支持アーム540に関して552で示されている。そこで、電位センサは、以前には筐体350内に配置されていた第1段高入力インピーダンスの電子回路は、今は筐体350と共に配置されているという意味で自給自足型である。これらのセンサの出力の差は、上述の式1の場合のように組み合わせられることができ、それらの間の電界の値が得られる。

【0029】

50

センサシステム500は、全部で5つの電位センサ530～534を示している。この実施形態では、センサの縦軸に沿っている電界は、センサ531～534の出力の平均からセンサ530の出力を差し引くことにより計算される。必要ならば、6番目のセンサ(図に示されていない)を、磁気センサ552の筐体550上に、または筐体550の下に突き出る延長部上に配置し、縦軸に沿った第2のポテンシャル測定の単一測定点を用意することができる。図3に示されている5センサ実施形態500の利点は、システムの下側部分にセンサを持たないことにより、代わりに取付手段をそこに配置できるという点である。

【0030】

開示されている他の実施形態と同様に、センサシステム500は、電池式であるのが好ましい。それぞれのセンサ530～534により記録される信号は、センサシステム500に電力を供給する電池電圧に関するものである。任意の2つのセンサの電池の共通地点が接続され1つになっている場合、センサ出力の差から、電界に直接比例する読み取り値が得られる。多軸システムの好ましい変更形態では、1つの電池ユニット(図に示されていない)が、センサ530～534に対し使用され、それにより、必ずすべての測定は共通基準に関するものとなる。いずれにせよ、図8のアプローチを使用すると、電位センサ530～534は人体10の表面の所望の任意の位置に配置することができて都合がよい。

10

【0031】

上記の説明から容易に理解されるであろうが、本発明は、自由空間静電容量電位センサと電位の他の静電容量または抵抗センサの測定結果とを統合し、電界の1つまたは複数のベクトル成分を決定することに関する。本発明は、電界を発生する物体に関して一致して移動するように固定され明確に定義された空間関係で取り付けられているセンサの単一の対を使用し、物体の法線方向の電界の単一成分を感知することができるか、または多数の追加センサを使用して、電界の複数の直交成分を決定することができる。直交成分は、センサのさまざまな対の位置決めに基づいて直接感知できるか、またはセンサは、非垂直軸に沿って配列することができ、その場合、直交成分は、確立されている幾何学に基づいて数学的に決定できる。もちろん、1つの共通センサを所望の軸に沿った2つ以上の他のセンサと組み合わせて使用することができる。いずれにせよ、ポテンシャル信号を使用して、電界のベクトル成分(大きさおよび方向)を決定することができ、その場合、感知システム全体は物体から離れた位置で電位を感知するために使用される少なくとも1つの静電容量型電気センサを採用する。きわめてコンパクトなセンサシステムを実現することにより、医療分野などの特定の環境において本発明が使用される可能性が高くなる。静電容量型電気センサを使用すると、人体などの物体により発生する電界の1つまたは複数の成分を非侵襲的で控えめな方法により感知することができて都合がよい。

20

30

【0032】

センサシステムに関連して使用される特定の回路は本発明の一部ではないので、ここでは詳細に説明しないが、むしろ、ここでもまた、上で述べた、参照により本明細書に組み込まれる、米国特許および特許公開が参照される。しかし、図9は、一般に、本発明の基本態様を例示しており、第1の静電容量型センサ31、231、331、431、531は、第2のセンサ30、230、330、430、および533と共に、ポテンシャル信号をコントローラ575に送信し、信号を処理して電界の大きさ580および電界の方向585により表されるような電界の1つまたは複数の成分を決定することができる。一般的な注意事項では、ハイインピーダンス増幅器はそれぞれのセンサに接続される。増幅器は、センサのポテンシャルをバッファリングし、そのポテンシャルを表す信号をその後のローインピーダンス回路に送るよう構成される。静電容量センサのハイインピーダンス増幅器は、注目する信号の周波数で100Mを超え、すべての回路成分を含むインピーダンスを有するのが好ましい。いずれにせよ、それぞれのセンサの結合、その感度を高めるために時間で変調されるのが好ましい。

40

【0033】

50

図10は、頭皮表面ポテンシャルと比較した、法線方向の電界対、標準EEG双極源の人間の頭皮から異なる法線方向距離{0, 0.5, 1cm}のところの横方向表面位置の計算を示している。わかりやすくするため、それぞれの尺度は、双極の真上の位置での個別の最大値に関して正規化されている。この図は、頭皮から0.5cmのところに配置されたセンサに関して、信号が1/2に低減される地点が頭皮ポテンシャルの従来の表面測定と比較して2倍短い放射方向距離のところでは出現することを示している。頭皮に近い位置で電界を測定できるようにセンサがコンパクトになるにつれ、法線方向電界の有利性はさらに高まる。したがって、1cm以下の好ましいスケールで電界の測定を行えるようにすることにより、本発明は、平行電界の事前表面接触測定結果よりも本質的に高い空間分解能を有する脳からの情報の物理チャネルを使用可能にする。

10

【0034】

0cm、0.5cm、および1cmでのEn測定結果を使用して源を局在化できることは、頭皮ポテンシャルに対する改善を表すが、横方向距離を有するEnの変動は、頭皮上の表面ポテンシャル分布の表面ラプラス解により理論的に達成可能なのと比べて電界の発生源の軸に関してあまり集中しない。しかし、電極数の多さ(>40)、セットアップ時間のかなりの長さ、事前配置の補助データ収集機器に関するコストは、潜在的利点を曇らせる。本発明のセンサシステムの精度は、厚さの局所的変動および導電性の悪影響を受けず、また当業と比べて元のデータ内の雑音に対しても敏感ではない。特に、法線方向の電界は、これらの実用的な効果の影響をあまり受けないように測定の直接出力であり、非常に敏感である。さらに、既存の表面ポテンシャル測定に法線方向の電界の測定結果を加えると、従来の表面測定で使用される基準電極の位置に関係する不自然な結果が低減する。基準の不自然な結果は、従来のEEGでは、(a)脳の発生源位置は、一般に、知られておらず、すべての発生源から電氣的に「遠い」基準電極を信頼できる形で配置できず、(b)EEGの発生源は、通常、新皮質の広い領域船体にわたって分布し、遠位の発生源は、抵抗の低い経路により分流された結果として電氣的に近い場合に局所ポテンシャルに大きな寄与をする可能性があるため生じる。人体の外部の直交または他の軸に沿って明確に定義された離れた位置に配列された2つの電極の間の差を取ることで、基準の不自然な結果が大幅に減少し、脳電源の解釈が改善される。

20

【0035】

EEGのこれらの利点は、さらに、心臓の撮像または人体内の複数の電源の局在化および判別など、他の医療用途にも適用可能であることは理解されるであろう。さらに、多軸電界測定の利点は、監視および地球物理学などの他の用途に影響を及ぼすと予想できる。この目的のために、本発明のセンサシステムは、さらに、磁界データを同時にまたは個別に感知する1つまたは複数の磁気センサを組み込むこともできる。特に、地面に対し垂直な方向の電界の測定からは、人体における応用の類似の方法で地面の下の発生源に関する情報を得ることができる。

30

【0036】

本発明の好ましい実施形態を参照しつつ説明されているが、本発明の精神から逸脱することなく本発明にさまざまな変更および/または修正を加えられることは容易に理解されるであろう。一実施例は、人体の法線方向の電界を測定し、このデータを皮膚の表面で行った測定と組み合わせて、心臓、脳、およびその他の器官の電氣的活性および電氣的特性に関する追加情報が得られる。一般に、本発明は、請求項の範囲によってのみ制限されることを意図されている。

40

【図面の簡単な説明】

【0037】

【図1】センサのそれぞれが人体から間隔をあけて配置されている、本発明により構成される静電容量センサを使用する人体の法線方向の電界の測定結果を示す概略図である。

【図2】1つのセンサが人体と接触している、人体の法線方向の電界の測定結果を例示する、図1に類似の概略図である。

【図3】図1および2の静電容量センサ要素のうちの1つの側面図である。

50

【図4】硬貨のサイズと対比して示されている図3の静電容量センサ要素の正面図である。

【図5】本発明の好ましい実施形態により製作された静電容量センサの内部構成要素の斜視図である。

【図6】電界の複数の直交成分を測定する本発明の他の実施形態により構成された静電容量センサの斜視図である。

【図7】電界の複数の非直交成分を測定する本発明のさらに他の実施形態により構成された静電容量センサの斜視図である。

【図8】電界の複数の直交成分を測定する本発明のさらに他の実施形態により構成された静電容量センサの斜視図である。

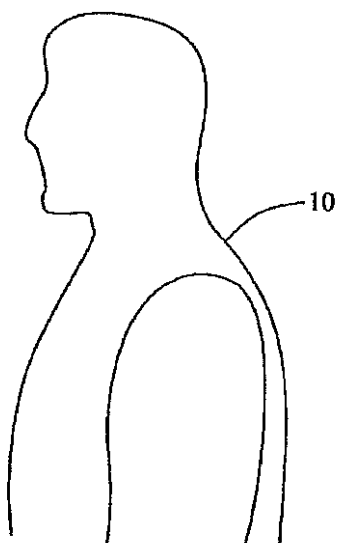
【図9】本発明を例示するブロック図である。

【図10】頭皮からの異なる法線方向距離に対し頭皮を横切る横方向距離の関数として脳の内側の双極子源に対する人間の頭の外の法線方向電界の変更形態を示すグラフである。

10

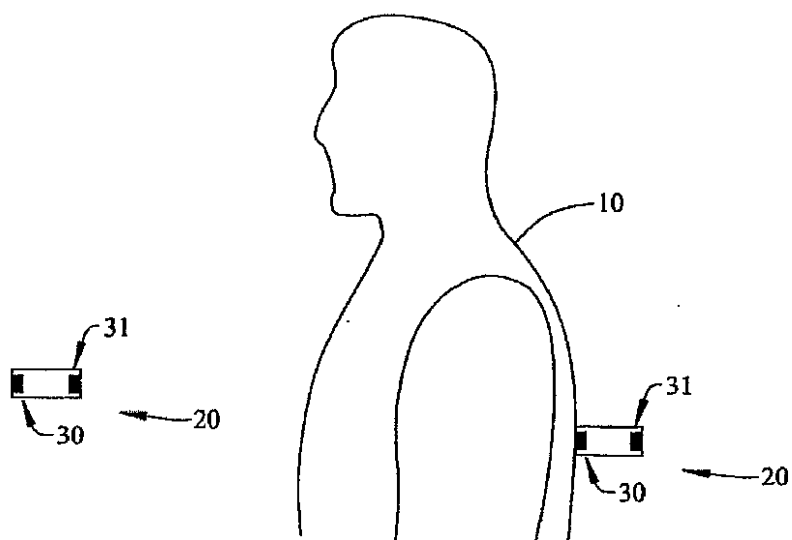
【図1】

FIG. 1



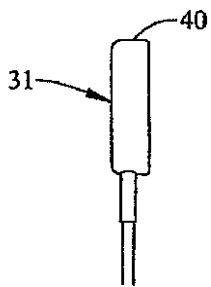
【図2】

FIG. 2



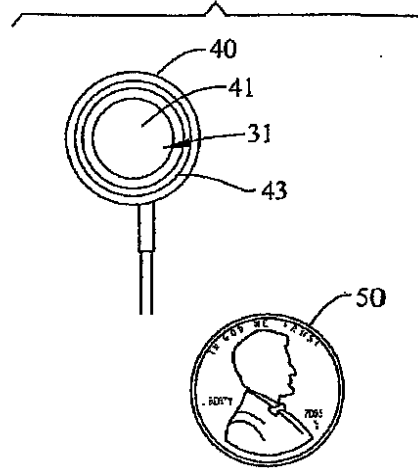
【 図 3 】

FIG. 3



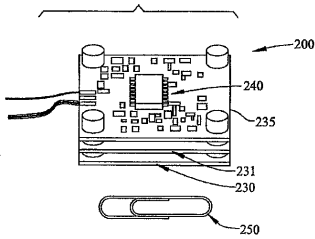
【 図 4 】

FIG. 4



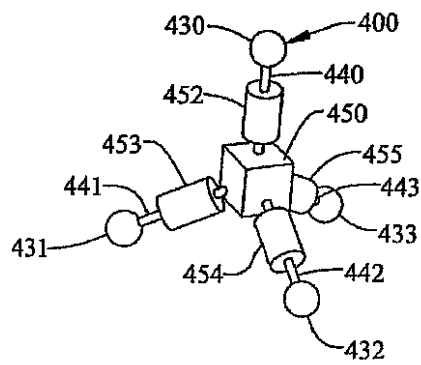
【 図 5 】

FIG. 5



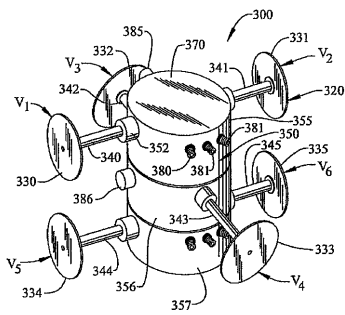
【 図 7 】

FIG. 7



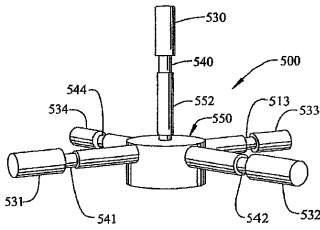
【 図 6 】

FIG. 6

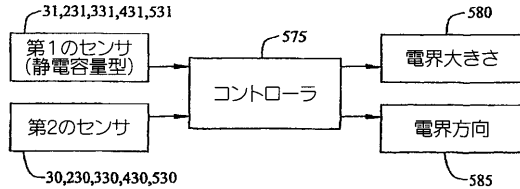


【 図 8 】

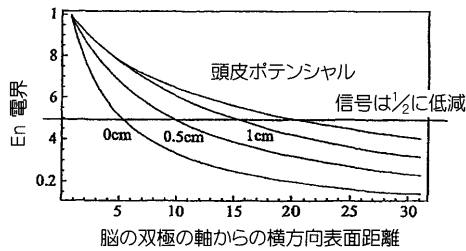
FIG. 8



【 図 9 】



【 図 10 】



【 手続 補正書 】

【 提出日 】 平成 18 年 6 月 8 日 (2006.6.8)

【 手続 補正 1 】

【 補正対象書類名 】 特許請求の範囲

【 補正対象項目名 】 全文

【 補正方法 】 変更

【 補正の内容 】

【 特許請求の範囲 】

【 請求項 1 】

物体により発生する小さな電界の少なくとも 1 つの成分を測定するためのコンパクトなセンサシステムであって、

前記物体から離れた第 1 の位置で前記電界に関する第 1 の電位信号を発生するように適合された第 1 の静電容量型電気センサと、

前記第 1 の位置から所定の固定された距離だけ離れた第 2 の位置に配置され、前記電界に関する第 2 の電位信号を発生するように適合された第 2 の電気センサと、

前記第 1 および第 2 の電位信号を処理して、前記電界の、大きさと方向の両方含む、第 1 のベクトル成分を決定するコントローラとを備えるコンパクトなセンサシステム。

【 請求項 2 】

前記第 2 の電気センサは、前記第 2 の電位信号を発生するときに前記物体と接触する請求項 1 に記載のセンサシステム。

【 請求項 3 】

前記第 1 のベクトル成分は、物体に対し法線方向である請求項 1 に記載のセンサシステム。

【 請求項 4 】

前記小さな電界は、1 Hz で 1メートル当たり 1 ボルト未満である請求項 1 に記載

のセンサシステム。

【請求項 5】

前記小さな電界は、1 Hz で 1メートル当たり 0.1 ボルト未満である請求項 1 に記載のセンサシステム。

【請求項 6】

前記小さな電界は、1 Hz で 1メートル当たり 0.01 ボルト未満である請求項 1 に記載のセンサシステム。

【請求項 7】

前記小さな電界は、1 Hz で 1メートル当たり 0.001 ボルト未満である請求項 1 に記載のセンサシステム。

【請求項 8】

前記小さな電界は、1 Hz で 1メートル当たり 0.0001 ボルト未満である請求項 1 に記載のセンサシステム。

【請求項 9】

さらに、

前記第 1 および第 2 の電気センサを支持する筐体と、

前記第 1 と第 2 の電気センサとの間に配置された絶縁体とを備える請求項 1 に記載のセンサシステム。

【請求項 10】

前記センサシステムは、約 5 cm 以下の任意の方向の空間広さを持つ請求項 1 に記載のセンサシステム。

【請求項 11】

前記第 2 の電気センサは、皮膚接触抵抗型センサを構成する請求項 1 に記載のセンサシステム。

【請求項 12】

さらに、

前記物体から離れた位置で前記電界に関係する第 3 の電位信号を発生するように適合された第 3 の静電容量型電気センサと、

前記物体から離れた位置で前記電界に関係する第 4 の電位信号を発生するように適合された第 4 の静電容量型電気センサとを備え、前記コントローラは前記第 3 および第 4 の電位信号を処理して、前記電界の第 2 のベクトル成分を決定するための前記第 3 および第 4 の電気センサに結合される請求項 1 に記載のセンサシステム。

【請求項 13】

前記第 1 および第 2 のベクトル成分は、互いに直交する請求項 12 に記載のセンサシステム。

【請求項 14】

さらに、

前記物体から離れた位置で前記電界に関係する第 5 の電位信号を発生するように適合された第 5 の静電容量型電気センサと、

前記物体から離れた位置で前記電界に関係する第 6 の電位信号を発生するように適合された第 6 の静電容量型電気センサとを備え、前記コントローラは前記第 5 および第 6 の電位信号を処理して、前記電界の第 3 のベクトル成分を決定するための前記第 5 および第 6 の電気センサに結合される請求項 12 に記載のセンサシステム。

【請求項 15】

前記第 1、第 2、第 3、および第 4 の電気センサは、強固に相互接続される請求項 12 に記載のセンサシステム。

【請求項 16】

さらに、

筐体と、

前記筐体から突き出ている複数のアームとを備え、前記複数のアームはそれぞれ前

記第 1、第 2、第 3、および第 4 の電気センサのうちのそれぞれ 1 つを支持する請求項 15 に記載のセンサシステム。

【請求項 17】

前記筐体は、相互接続され 1 つにまとめられる複数のモジュールから形成される請求項 16 に記載のセンサシステム。

【請求項 18】

前記複数のモジュールは、出ている前記第 1 および第 2 の電気センサの接続元の第 1 のモジュールと出ている前記第 3 および第 4 の電気センサの接続元の第 2 のモジュールを含む請求項 17 に記載のセンサシステム。

【請求項 19】

さらに、

前記第 1 と第 2 の電気センサの間で、前記複数のアームのうちの 1 つに沿って配置される第 1 の絶縁体と、

前記第 3 と第 4 の電気センサの間で、前記複数のアームのうちの他の 1 つに沿って配置される第 2 の絶縁体とを備える請求項 18 に記載のセンサシステム。

【請求項 20】

前記複数のアームは、第 1 の組および第 2 の組のアームを含み、前記第 1 の組および第 2 の組のアームは異なる直交する方向に延びる請求項 16 に記載のセンサシステム。

【請求項 21】

前記複数のアームは、第 1 の組および第 2 の組のアームを含み、前記第 1 の組および第 2 の組のアームは 90 度未満の角度で交差する請求項 16 に記載のセンサシステム。

【請求項 22】

物体により発生する小さな電界の少なくとも 1 つの成分を測定するための方法であって、

前記物体から離れた第 1 の位置に第 1 の静電容量型電気センサを配置するステップと、

前記第 1 の位置から所定の固定された距離だけ離れた第 2 の位置に第 2 の電気センサを配置するステップと、

前記電界に関する前記第 1 の電気センサから第 1 の電位信号を発生するステップと、

前記電界に関する前記第 2 の電気センサから第 2 の電位信号を発生するステップと、

前記第 1 および第 2 の電位信号を処理して、前記電界の、大きさと方向の両方を含む、第 1 のベクトル成分を決定するステップとを含む方法。

【請求項 23】

前記第 1 のベクトル成分は、前記物体に対し法線方向である請求項 22 に記載の方法。

【請求項 24】

さらに、

前記物体から離れたそれぞれの位置に少なくとも第 3 および第 4 の静電容量型電気センサを配置するステップと、

前記電界に関する前記第 3 および第 4 の電気センサから少なくとも第 3 および第 4 の電位信号を発生するステップと、

前記第 1 および第 2 の電位信号と共に前記第 3 および第 4 の前記ポテンシャル信号を処理して、前記電界の複数の直交成分を決定するステップとを含む請求項 22 に記載の方法。

【 国際調査報告 】

60601480121



INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/US04/33047
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC: G01R 27/08(2006.01),27/26(2006.01),29/12(2006.01) USPC: 324/457,458,658,686,690,691 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) U.S. : 324/457,458,658,686,690,691 Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	GB 2,353,594 A (BRUN DEL RE et al.) 28 February 2001 (28.02.2001), page 5, lines 7-10, page 13, lines 26-28, page 15, lines 2-27, page 23, lines 5-12, page 24, lines 3-30 and	1-15 and 22-24
Y	US 4,569,357 (SANZ et al.) 11 February 1986 (11.02.1986), abstract, column 4, lines 33-50 and column 15, lines 54-58.	1-15 and 22-24
Y	US 6,242,911 B1 (MASCHERK) 05 June 2001 (05.06.2001), column 5, lines 28-32 and figures 1 and 4.	12-15 and 24
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> 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	"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
"B"	earlier application or patent published on or after the international filing date	"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
"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)	"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
"O"	document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means	"&" document member of the same patent family
"P"	document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed	
Date of the actual completion of the international search 21 July 2006 (21.07.2006)		Date of mailing of the international search report 15 AUG 2006
Name and mailing address of the ISA/US Mail Stop PCT, Attn: ISA/US Commissioner for Patents P.O. Box 1450 Alexandria, Virginia 22313-1450 Facsimile No. (571) 273-3201		Authorized officer Timothy J. Dole <i>Timothy J. Dole</i> Telephone No. (571) 272-2229

Form PCT/ISA/210 (second sheet) (April 2005)

27.12.2006

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IT, LU, MC, NL, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NA, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, YU, ZA, ZM, ZW

(74)代理人 100096013

弁理士 富田 博行

(74)代理人 100084283

弁理士 秋元 芳雄

(72)発明者 ヒブス, アンドリュー・ディー

アメリカ合衆国カリフォルニア州9 2 0 3 7, ラ・ホイヤ, アベンディア・フィエスタ 5 5 7 4

(72)発明者 マッシュウズ, ロバート

アメリカ合衆国カリフォルニア州9 2 1 2 6, サンディエゴ, ポール・バーウィック・コート 1 1 3 4 7

Fターム(参考) 4C027 AA02 AA03 EE01 HH13