

(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2009-506855
(P2009-506855A)

(43) 公表日 平成21年2月19日(2009.2.19)

(51) Int.Cl. F I テーマコード(参考)
A 6 1 B 5/05 (2006.01) A 6 1 B 5/05 B 4 C 0 2 7

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 15 頁)

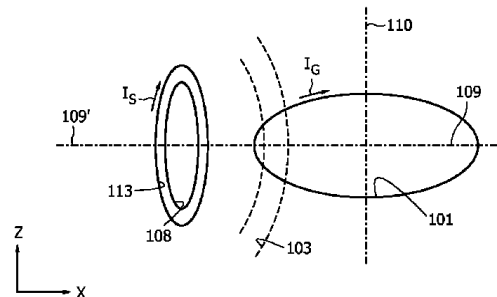
(21) 出願番号	特願2008-529724 (P2008-529724)	(71) 出願人	590000248 コーニンクレッカ フィリップス エレク トロニクス エヌ ヴィ オランダ国 5 6 2 1 ベーアー アイン ドーフェン フルーネヴァウツウェッハ 1
(86) (22) 出願日	平成18年8月28日(2006.8.28)	(74) 代理人	100070150 弁理士 伊東 忠彦
(85) 翻訳文提出日	平成20年3月6日(2008.3.6)	(74) 代理人	100091214 弁理士 大貫 進介
(86) 国際出願番号	PCT/IB2006/052979	(74) 代理人	100107766 弁理士 伊東 忠重
(87) 国際公開番号	W02007/029138		
(87) 国際公開日	平成19年3月15日(2007.3.15)		
(31) 優先権主張番号	05108176.8		
(32) 優先日	平成17年9月7日(2005.9.7)		
(33) 優先権主張国	欧州特許庁 (EP)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 導電性組織の生体インピーダンスを誘導的に測定するためのシステム及び方法

(57) 【要約】

本発明は、導電性組織(106)の生体インピーダンスを誘導的に測定するシステム(100)及び方法に関する。さらに、本発明は、そのようなシステム(100)を作動させるためのコンピュータプログラム(115)に関する。離れたジェネレータ及びセンサコイル(101、108; 117)を用いて、誘導的生体インピーダンス測定システム(100)のための、迅速で、簡略、且つ信頼できる調整技術を提供するために、システム(100)が提案されている。そのシステム(100)は、一次磁場を発生させるようにされたジェネレータコイル(101)を含み、前記一次磁場は、導電性組織(106)内に渦電流を誘導する。そのシステム(100)は、さらに、離れたセンサコイル(108; 117)を含み、センサコイル(108; 117)の軸(109)が一次磁場(103)の磁束線に対して実質的に垂直に方向付けられ、前記渦電流の結果として発生される二次磁場を感知するようにされている。そのシステム(103)は、さらに、センサコイル(108; 117)内で、一次磁場を消去するよう三次磁場を発生させるよ



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

導電性組織の生体インピーダンスを誘導的に測定するためのシステムであって、一次磁場を発生させるようにされたジェネレータコイルであり、前記一次磁場が前記導電性組織内に渦電流を誘導するジェネレータコイル、

離れたセンサコイルであり、当該センサコイルの軸が前記一次磁場の磁束線に対して実質的に垂直に方向付けられた、前記渦電流の結果として発生される二次磁場を感知するようにされたセンサコイル、及び

該センサコイル内で、前記一次磁場を消去するよう三次磁場を発生させるようにされたシミングコイル、

を含むシステム。

10

【請求項 2】

前記シミングコイルの軸が前記センサコイルの軸に対して平行に方向付けられるように、前記シミングコイル及び前記センサコイルが位置することを特徴とする請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 3】

前記シミングコイルが、いくつかの前記センサコイルの補助巻線として提供されることを特徴とする請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 4】

前記シミングコイルを制御するための制御ユニットが前記シミングコイルに接続され、前記制御ユニットがシム電流 (I_S) を前記シミングコイルに供給するようにされていることを特徴とする請求項 1 に記載のシステム。

20

【請求項 5】

前記制御ユニットが、ジェネレータコイル電流 (I_G) の一部 (aI_G) を前記シミングコイルに印加するようにされていることを特徴とする請求項 4 に記載のシステム。

【請求項 6】

前記制御ユニットが、前記シム電流 (I_S) の振幅を調整する制御可能な電位差計又は制御可能な抵抗器を含むことを特徴とする請求項 4 に記載のシステム。

【請求項 7】

前記制御ユニットが、前記シム電流 (I_S) の位相を変えるようにされた移相器モジュールを含むことを特徴とする請求項 4 に記載のシステム。

30

【請求項 8】

前記シミングコイルが前記ジェネレータコイルよりもかなり小さく、及び/又は、前記シミングコイルに印加される前記シム電流 (I_S) が前記ジェネレータコイルに印加される前記ジェネレータコイル電流 (I_G) に比べて非常に小さいことを特徴とする請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 9】

前記センサコイルが、二箇所の付着点によりプリント基板に取り付けられた表面実装部品コイルで、前記シミングコイルが、前記プリント基板上に複数のトラック及び対応する数のワイヤを含み、前記複数のトラックが、前記二箇所の付着点間及び前記表面実装部品コイルの下に配置され、並びに、前記複数のワイヤが前記表面実装部品コイルを渡って引かれていることを特徴とする請求項 1 に記載のシステム。

40

【請求項 10】

導電性組織の生体インピーダンスを誘導的に測定する方法であって、

離れたセンサコイルの軸が、ジェネレータコイルにより発生される一次磁場の磁束線に対して実質的に垂直に方向付けられ、前記ジェネレータコイル及び前記センサコイルを配置するステップであり、前記一次磁場が前記導電性組織内に渦電流を誘導する、ステップ、

前記センサコイルにより、前記渦電流の結果として発生される二次磁場を感知するステップ、並びに

50

前記センサコイル内で、前記一次磁場を消去するように、シミングコイルにより三次磁場を発生させるステップ、
を含む方法。

【請求項 11】

導電性組織の生体インピーダンスを誘導的に測定するためのシステムを作動させるコンピュータプログラムであって、

前記システムが、

一次磁場を発生させるようにされたジェネレータコイルであり、前記一次磁場が前記導電性組織内に渦電流を誘導するジェネレータコイル、

離れたセンサコイルの軸が前記一次磁場の磁束線に対して実質的に垂直に方向付けられた、前記渦電流の結果として発生される二次磁場を感知するようにされたセンサコイル、並びに、

シミングコイルを含み、

当該コンピュータプログラムがコンピュータ内で実行される場合に、前記シミングコイルを自動的に制御し、前記センサコイル内で前記一次磁場を消去するように三次磁場を発生させるためにコンピュータ命令を含むコンピュータプログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、導電性組織の生体インピーダンスを誘導的に測定するためのシステム及び方法に関する。さらに、本発明は、そのようなシステムを作動させるためのコンピュータプログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

生体インピーダンスの誘導的測定は、非接触の方法で、人体における種々のバイタルパラメータを決定する周知の方法である。操作原理は、ジェネレータコイルを使用し、交流磁場を人体の一部に誘導することである。この交流磁場は、体の組織内に渦電流を引き起こす。組織の種類及び導電率に応じて、渦電流は強くも弱くもなる。渦電流は二次磁場を引き起こし、その二次磁場は、センサコイル内で誘導電圧として測定することができる。

【0003】

生体インピーダンスの誘導的測定は、例えば、呼吸行動、呼吸深度、心拍数、血糖値及び心容積の変化、並びに、その組織の含脂量又は含水量など、いくつかのパラメータの非接触決定を可能にすると示されてきた。

【0004】

そのような測定システムの感度及び信号雑音比 (SNR) を上げるために、異なるコイル配置が、補正磁場のため提案されてきた。しかし、実際には、手動でコイルを調整し (例えば、調整可能な取付ねじを使用し)、最適な仕組みを追求するために多大な努力が充てられている。さらに、センサシステムが移動又は変更された場合、前記調整は繰り返し行われなければならない。

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

本発明の目的は、離れたジェネレータ及びセンサコイルを用いて、誘導的生体インピーダンス測定システムのための、迅速で、簡略、且つ信頼できる調整技術を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0006】

この目的は、本発明に従い、導電性組織の生体インピーダンスを誘導的に測定するためのシステムにより達成される。そのシステムは、一次磁場を発生させるようにされたジェネレータコイルを含み、前記一次磁場は、組織内に渦電流を誘導する。そのシステムは、

10

20

30

40

50

さらに、離れたセンサコイルを含み、その軸を一次磁場の磁束線に対して実質的に垂直に方向づけ、前記渦電流の結果として発生される二次磁場を感知するようにされている。さらに、そのシステムは、センサコイル内で一次磁場を消去又は相殺するよう三次磁場を発生させるようにされたいくつかのシミングコイルを含んでいる。

【0007】

本発明の目的は、導電性組織の生体インピーダンスを誘導的に測定するための方法によっても達成される。その方法は、センサコイルの軸がジェネレータコイルにより発生される一次磁場の磁束線に対して実質的に垂直に方向付けられ、前記一次磁場が導電性組織内で渦電流を誘導するよう、ジェネレータコイル及び離れたセンサコイルを配置するステップ、前記渦電流の結果として発生される二次磁場をセンサコイルにより感知するステップ、並びに、センサコイル内で一次磁場を消去するよう、シミングコイルにより三次磁場を発生させるステップを含む。

10

【0008】

本発明の目的は、導電性組織の生体インピーダンスを誘導的に測定するためのシステムを作動させるコンピュータプログラムによっても達成される。そのシステムは、一次磁場を発生させるようにされたジェネレータコイルを含み、前記一次磁場は、組織内に渦電流を誘導する。そのシステムは、さらに、センサコイル及びシミングコイルも含み、センサコイルは、その軸を一次磁場の磁束線に対して実質的に垂直に方向づけられ、前記渦電流の結果として発生される二次磁場を感知するようにされている。コンピュータプログラムは、シミングコイルを自動的に制御し、センサコイル内で一次磁場を消去するよう、三次磁場を発生させるためにコンピュータ命令を含む。このように、上記技術上の効果は、本発明によるコンピュータプログラムの命令に基づいて実現することができる。そのようなコンピュータプログラムは、CD-ROMなどのキャリアに記憶することができ、又は、インターネット若しくは別のコンピュータネットワーク上で利用できる。実行の前に、コンピュータプログラムは、例えば、CD-ROMプレーヤによりキャリアから、又はインターネットからそのコンピュータプログラムを読み出し、コンピュータのメモリに記憶することによってコンピュータにロードされる。そのコンピュータは、とりわけ、中央処理装置（CPU）、バス方式、例えばRAM又はROM等のメモリ手段、例えばフロッピー（登録商標）ディスク又はハードディスク装置等の記憶装置手段、及び、入力/出力装置を含んでいる。あるいは、本発明の方法は、例えば、複数の集積回路を使用するなど、ハードウェア内で提供することができる。

20

30

【0009】

本発明の核となる考えは、センサコイルの機械的調整（従来技術から周知である）を、追加の電子的調整を用いて完全なものにすることである。前記電子的調整は、自動化が可能で、システムの作動中に原位置にて行うことができる。

【0010】

本発明は、ジェネレータコイルより発生される元の（一次）磁場が、センサコイル内で可能な限り消去され、導電性組織内で渦電流により発生される（二次）磁場のみが感知されるように、センサコイルが機械的に配置されることを示唆している。言い換えれば、ジェネレータコイル及びセンサコイルは、事前に、好ましくはシステムのインストールセットアップ中に、ジェネレータコイルからセンサコイルを通り抜ける正味の磁束がほぼないように配置される。言い換えれば、センサコイルの内側で、一次磁束線はセンサコイルに対して実質的に（すなわち、ほぼ）接線であり、すなわち、センサコイルの内側では、センサコイルの軸は一次磁場の磁束線に対して実質的に垂直である。システムの作動中、導電性組織は、センサコイルを通るゼロではない値の二次磁束を発生する。しかし、センサコイルを通り抜ける一次磁束は、システムの作動中に、コイル位置の変更又は温度による影響があるため、正確にゼロにならない。

40

【0011】

次に、本発明によると、センサコイルに電子的調整のためのシミングコイルが設けられる。シミングコイルの中へ定義された電流が流される。その電流の振幅は、シミングコイ

50

ルにより発生される（三次）磁場が元の（一次）磁場を完全に消去するよう調整される。このように、センサコイルを通る一次磁場の結果としての磁束（正味の磁束）はゼロになる。導電性組織内で渦電流から発生される三次磁場のみが、センサコイルにより感知される。これにより、センサコイルの感度及びセンシング装置の信号雑音比（SNR）は著しく改善され、製造労力が低減されて低コスト大量生産が可能になる。本発明により、迅速で、簡略、且つ信頼できる調整技術が提供される。大規模な（手動の）センサ調整は必要ではない。

【0012】

「導電性組織」という用語は、例えば、ヒト若しくは動物の体、又は植物などの導電性の有機材料として理解されなければならない。さらに、「導電性組織」という用語は、水、筋肉、脂肪、血液、又は脳脊髄液（CSF）のような物質を含む。「導電性組織」は、いかなる種、特に材料試験のための、非生物導電性組織又は下等導電性組織をさらに含む。

10

【0013】

本発明は、使用者の体の生体インピーダンスを誘導的に測定する、直接操作する必要のない医学的診断システムを用いて使用することができる。そのようなシステムにより、心拍数、組織の含水量、又は血糖値のようなバイタルパラメータの簡単で苦痛のない診断が可能になり、いかなる種類の医療用具も使用者の体に適用する必要がなく、使用者を監視することができる。この方法は、使用者の姿勢、呼吸数、動作等を測定するために使用することもできる。

【0014】

本発明が、ただ1つのジェネレータコイル、1つのセンサコイル、及び1つのシミングコイルを用いたシステム並びに方法に限定されないことは、当分野の技術者には明白である。多数のセンサコイルに対応する数のシミングコイルと共に使用する本発明を実現することができる。さらに、複数のジェネレータコイルを使用する本発明を実現することができる。

20

【0015】

特に、多くの測定データが必要とされる場合、多数のジェネレータコイル、センサコイル、及びシミングコイル（例えば、4、8、16若しくは32、又はその他のコイルの組み合わせ）を使用することができる。したがって、コイルは、一次磁場が消去される配列又はその他の形態で配置されるのが好ましい。例えば、肺内での浮腫の発達により、例えば、使用者の肺の異なる部分を監視する必要があるために、そのような多数のコイルを使用して、例えば、監視用磁気誘導断層撮影（MIT）システム又は多重チャンネルシステムを提供することができる。

30

【0016】

本発明のこれらの及び他の態様は、従属クレームに記載されている以下の実施形態に基づいてさらに詳しく説明される。

【0017】

本発明の好ましい実施形態によると、シミングコイル及びセンサコイルは、シミングコイルの軸がセンサコイルの軸に対して平行に方向付けられるように位置している。このように、シミングコイルは、一次磁場の方向に磁束を発生し、結果としての磁場を消去することができる。

40

【0018】

本発明の別の好ましい実施形態によると、シミングコイルを、複数のセンサコイルの補助巻線として提供することができる。これにより、センサコイルとシミングコイルを1つのコンポーネントに統合し、製造原価並びにコイルセットアップのための時間及び労力を削減することができる。

【0019】

本発明の別の好ましい実施形態によると、シミングコイルを制御するための制御ユニットは、シミングコイルに接続され、当該制御ユニットはシミングコイルにシム電流を供給するようにされている。当該制御ユニットは、ジェネレータコイルの電流の一部を受ける

50

ようにされ、この電流をシミングコイルに印加することが好ましい。ジェネレータコイル電流の一部がシミングコイルに印加されるため、ジェネレータコイルの場合及びシミングコイルの場合は、180度の位相差を示す。ジェネレータコイルにおける誘導信号を使用することにより、電子的方法を用いて、結果としての一次磁場の磁束をセンサコイル内で局所的に消去することが可能になる。言い換えると、シミングコイルの電流は、制御ユニットを用いて電子的（及び、好ましくは自動的）に調整することができる。さらに、このようにして、この測定システム付近に組織がない場合、センサコイル内の信号は、（自動的に）最小化することができる。

【0020】

本発明の別の好ましい実施形態によると、制御ユニットは、シム電流の振幅を調整する制御可能な電位差計又は制御可能な抵抗器を含み、その結果、シム電流は制御ユニットにより制御されている。このように、電子的調整は、非常に簡単な仕組みを用いて行うことができる。

10

【0021】

本発明の別の好ましい実施形態によると、制御ユニットは、シム電流の位相を変えるようにされた移相器モジュールを含む。このように、測定状況による寄生（容量性）効果は、楽な方法で補正することができる。

【0022】

本発明の別の好ましい実施形態によると、シミングコイルはジェネレータコイルよりかなり小さく、及び/又、シミングコイルに印加されるシム電流は、ジェネレータコイルに印加されるジェネレータコイル電流に比べて非常に小さい。これにより、シミングコイルによっては、渦電流が発生せず、或いは、発生したとしても無視できる程度であることが保証される。そのような渦電流は測定に影響を与え、測定のSNRを減じてしまう。

20

【0023】

本発明のさらに別の好ましい実施形態によると、センサコイルは、二箇所の付着点によりプリント基板に取り付けられたSMD（表面実装部品）コイルであり、シミングコイルは、いくつかのPCB（プリント基板）トラック及び対応する数のワイヤを含み、前記PCBトラックは、前記二箇所の付着点間及び前記SMDコイルの下に配置され、並びに、前記ワイヤが前記SMDコイルを渡って引かれている。そのような実施形態により、電子的に調整可能なセンサコイルを用いて、安価で小さいセンサユニットを得ることができる。

30

【発明を実施するための最良の形態】

【0024】

本発明のこれらの及び他の態様は、例えば、以下の実施形態及び添付の図を参考にして、以下に詳しく説明される。

【0025】

図1は、従来技術から周知のジェネレータコイル1及びセンサコイル2の軸配列を用いた使用者の体の導電性組織における渦電流測定の一般原理を示している。交流がジェネレータコイル1に供給され、交流の一次磁場3を発生する（全図面において、磁場を表す磁束線が示されている）。センサコイル2は、ジェネレータコイル1と軸方向に並び、一次磁場3を感知する。軸4は、点と破線で示されている。交流の一次磁場3が、導電材料、例えば、使用者の体の組織6を通り抜けた場合、渦電流5が誘導される。渦電流5は、輪の形状で概略的に示されている。これらの渦電流5も、交流の二次磁場7（点線）を発生する。結果として、センサコイル2は、一次及び二次（すなわち、摂動を加えられた）磁場を測定する。

40

【0026】

そのようなコイル配置が磁気誘導断層撮影（MIT）システムにおいて使用された場合、一次磁場3の影響を減少することは、測定の感度及びSNR（信号雑音比）の向上に寄与することになる。一次磁場3は、異なる特定のセンサ配列を用いてほとんど消去することができる。それらの場補正機構の一つにおいて、一次磁場3がセンサコイル内で信号を誘導しないようにセンサコイルが意図して配置され、高感度が得られる。この方法の目的は、

50

導電性組織 6 内の渦電流 5 のみが信号を誘導することができるということである。

【 0 0 2 7 】

多重チャンネルシステムにおいては、原則における平面アレー配置の採用により、ジェネレータコイル及びセンサコイルの全ての組み合わせに対して一次磁場補正が可能になる。図 2 (従来技術)では、従来技術から周知の通常(すなわち、縦の)配列が、測定位置に導電性組織がないまま示されている。ジェネレータコイル 1 及びセンサコイル 8 は、センサコイル 8 の軸 9 がジェネレータコイル 1 の軸 1 0 に対して垂直に方向付けられ、共通平面(XZ平面)上に配置されている。同時に、センサコイル 8 の軸 9 は、ジェネレータコイル 1 からセンサコイル 8 を通り抜ける正味の磁束がほぼないように、一次磁場 3 の磁束線に対して実質的に垂直に方向付けられている。言い換えると、センサコイル 8 は、一次磁場 3 の磁束線がセンサコイル 8 の軸 9 に対して実質的に接線(90度)であるように、ジェネレータコイル 1 に対して並べられる。図 2 では、測定位置において媒体となるものはない。図 3 (従来技術)では、測定位置において使用者の体の導電性組織 6 がある。導電性組織 6 は、平面上にあり、従って、二次磁場 7 及びゼロではない二次磁束を発生する。二次磁束は、センサコイル 8 内で感知できる。そのようなセンサの配置は、センサコイル 8 がX方向で磁束を測定するようにされているため、 B_x センサ又は通常配列とも呼ばれている。図 3 では、一次磁場 3 の磁束線は明瞭性の理由から示されていない。しかし、一次磁場 3 及び二次磁場 7 は互いに重なりあっている。

10

【 0 0 2 8 】

従来技術から、コイル 1、8 の位置、特にセンサコイル 8 の位置を調整可能なプラスチックねじ(示されていない)により調整することは周知である。言い換えると、SNRを上げるために、ねじを回すことにより一次磁場 3 の信号を減少させなければならない。しかし、これにより達成できるコイル配列は、実質的に(すなわち、ほぼ)垂直であるというのみである。

20

【 0 0 2 9 】

図 4 では、本発明に従い、使用者の体内にある導電性組織 1 0 6 の生体インピーダンスを誘導的に測定するための測定システム 1 0 0 の概略図が与えられている。例えば、システム 1 0 0 は、使用者の体内における時間の経過に伴う導電率分布を、二次元若しくは三次元で、又は一つのイメージとして得るために、断層撮影の方法で生体インピーダンス測定を用いるようにされた断層撮影システムであってもよい。別の例では、システム 1 0 0 は、生体インピーダンス測定により使用者を監視するための土台であってもよい。別の例では、システム 1 0 0 は、例えば、使用者のバイタルサインを監視するための単一チャンネル又は多重チャンネル測定を行うようにされてもよい。時間の経過に伴う測定から、使用者の心臓又は肺の体積変化のようなある種の特徴が算出される。以下の詳細では、測定結果を評価するために使用されるシステム 1 0 0 の分析ユニット又は他の分析コンポーネントはこれ以上説明されない。しかし、ふさわしい結果を得るために、そのような分析コンポーネントは、記述された測定コンポーネントと共に使用されなければならない。

30

【 0 0 3 0 】

導電性組織 1 0 6 は、例えば、台又は測定機などの支持体 1 1 1 上に配置される。組織 1 0 6 の付近に測定ユニット 1 1 2 は配置され、該測定ユニット 1 1 2 は、一次磁場 1 0 3 (磁束線は点線として示されている)を発生させるようにされたジェネレータコイル 1 0 1、二次磁場を感知するようにされた離れたセンサコイル 1 0 8、三次磁場を発生させるようにされたシミングコイル 1 1 3、及び、シミングコイル 1 1 3 を制御するようにされた制御ユニット 1 1 4 を含み、該制御ユニット 1 1 4 はシミングコイル 1 1 3 に接続されている(図 5 を参照)。

40

【 0 0 3 1 】

制御ユニット 1 1 4 は、機能モジュール又は機能ユニットを有するコンピュータシステムを含む。機能モジュール又は機能ユニットは、ハードウェアの形状、ソフトウェア、又はハードウェア及びソフトウェア両方の組合せの形状で提供される。コンピュータシステムは、マイクロプロセッサ等、及び、コンピュータにロードできるソフトウェアの形状で

50

コンピュータプログラム 115 を含むことができる。あるいは、コンピュータプログラム 115 は、ハードワイヤードコンピュータコードの形状で実現される。コンピュータプログラム 115 は、本発明によるシミングコイル 113 を制御するために、コンピュータ命令を含む。特に、コンピュータプログラム 115 は、シム電流 I_S の振幅及び / 又は位相を制御するためにコンピュータ命令を含む。あるいは、制御ユニットが、シミングコイル 113 を制御するためのアナログ制御回路を含むことができる。アナログ制御回路は、トランジスタ及び / 又は作動増幅器を含んでいることが好ましい。

【0032】

図 6 に示されているように、ジェネレータコイル 101 及びセンサコイル 108 は、共通平面 (XZ 平面) 上に配置され、センサコイル 108 の軸 109 は、ジェネレータコイル 101 の軸 110 に対してここでも垂直に方向付けられている (通常配列)。センサコイル 108 の内側では、センサコイル 108 の軸 109' は、一次磁場 103 の磁束線に対してほぼ垂直である。ジェネレータコイル 101 では、交流 I_G が一次磁場 103 を発生するために印加される。一次磁場 103 は使用者の体の組織 106 内に渦電流を誘導し、二次磁場が前記渦電流の結果として発生される (図 6 には示されていない)。原則では、図 2 及び図 3 で示されているように、一次及び二次磁場は同じ形を見せる。

【0033】

図 7 では、本発明によるシステムの別の実施形態が示されている。図 6 の非常に対称なコイル配置とは対照的に、センサコイル 108 及びジェネレータコイル 101 は、ここでは互いに非対称で配置されている。より正確には、センサコイル 108 (及びセンサコイル 108 に対応するシミングコイル 113) は、ジェネレータコイル 101 に対して回転されている。しかし、センサコイル 108 の内側では、センサコイル 108 の軸 109 は、依然として一次磁場 103 の磁束線に対して実質的に垂直である。このように、シミングコイル 113 (シミングコイルの軸 109' は依然としてセンサコイル 108 の軸 109 に対して平行である) を使用して、一次磁場 103 をセンサコイル 108 内で消去することができる。結果として、センサコイル 108 内では、組織 106 内で渦電流 105 により発生されて測定される二次磁場 107 のみが感知される。この実施形態では、センサコイル 108 は、必ずしもジェネレータコイル 101 と同じ平面上になくてもよいとは限らない。しかし、ジェネレータコイル 101 及びセンサコイル 108 は同じ XZ 平面上に置くことができる。

【0034】

シミングコイル 113 は、センサコイル 108 の補助巻線として提供される。言い換えれば、シミングコイル 113 は、センサコイル 108 の周囲に位置している。シミングコイル 113 は、シム電流 I_S が状況に応じて設定された場合に、センサコイル 108 内で一次磁場 103 が消去されるように配置される。この目的のため、シミングコイル 113 及びセンサコイル 108 は共通の平面上に位置し、一次磁場 103 の方向に磁束を発生するために、シミングコイル 113 の軸 109' はセンサコイル 108 の軸 109 に対して平行に方向付けられる。

【0035】

制御ユニット 114 は、シム電流 I_S をシミングコイル 113 に供給するようにされている。この目的のため、制御ユニット 114 はジェネレータコイル 101 に接続され、ジェネレータコイル 101 の電流 I_G の一部を受ける。従って、電流 I_G の一部 ($I_S = aI_G$, a は利得係数) は、シミングコイル 113 に印加される。その結果、シミングコイル 113 に供給されることになる電流 I_S の振幅は、センサコイル 108 を通る一次磁束がゼロになるまで、自動的に調整される。その調整は、制御ユニット 114 を用いて、電子的及びコンピュータ制御で行われる。この目的のため、制御ユニット 114 は、センサコイル 108 内で誘導電圧を測定し、その誘導電圧がゼロになるまでシム電流 I_S の振幅を制御する。シム電流 I_S の位相を任意で制御するために、制御ユニット 114 は移相器モジュール 116 を含んでいる。

【0036】

10

20

30

40

50

コンピュータソフトウェアを使用することなく制御ユニット 114 が提供される場合、ハードウェアを基にした制御ユニット又はアナログ制御回路を用いて電子的調整を自動的に行うことができる。その移相機構は、ハードウェアモジュールの形状でも提供することができる。

【0037】

シミングコイル 113 は、ジェネレータコイル 101 よりもかなり小さく、シミングコイル 113 に印加されるシム電流 I_S は、ジェネレータコイル 101 に印加されるジェネレータコイル電流 I_G に比べて非常に小さいため、シミングコイル 113 により発生される渦電流はない。

【0038】

2 回の測定間に、温度変化等のため測定状況が変更される可能性があるため、上記のセンサコイルの調整は、各生体インピーダンス測定の前に行われるのが好ましいであろう。

【0039】

患者の組織が測定される場合、零点への設定を行うことができる。この目的のため、患者を、例えば、ベッドに寝かせ、呼吸を止めるよう依頼し、この安静位の間、結果として生じる測定信号はシミングコイル 113 によりゼロに調節される。結果として、患者の安静位の渦電流から発生される場信号は抑制される。

【0040】

図 8 に示されている本発明の好ましい実施形態では、センサコイルは、二箇所の付着点 119 によりプリント基板 118 に取り付けられた SMD コイル 117 である。シミングコイル 120 は、PCB トラック 121 及びワイヤ 122 を含んでいる。PCB トラック 121 は、前記二箇所の付着点 119 間に配置され、SMD コイル 117 の下に引かれている。前記ワイヤ 122 は、SMD コイル 117 を渡って引かれている。あるいは、多数の PCB トラック 121 を使用することができる。この場合、ワイヤ 122 の数は、状況に応じて適応されなければならない。

【0041】

本発明は、上述された例示の実施形態の詳細に限定されず、本発明の趣旨又は本質的属性から逸脱することなく、他の特定の形状で具体化してもよいことは、当分野の技術者には明白である。従って、本実施形態は、全ての点において、実例となり限定されないものとして考慮され、本発明の範囲は、上述の説明ではなく、添付の特許請求の範囲により示されている。従って、特許請求の範囲の同等の意味及び範囲内で発生する全変更は、その中に包含されるよう意図している。「含む」という用語は他の要素又はステップを除外せず、単数として記述された用語は複数であることを除外せず、及び、コンピュータシステム又は別のユニット等の単一要素が、特許請求の範囲に説明されているいくつかの方法の機能を果たせることはさらに明白である。特許請求の範囲におけるいかなる参照符号も、関係している請求項を限定するものとして解釈されない。

【図面の簡単な説明】

【0042】

【図 1】同軸配列におけるコイルの概略図を示している（従来技術）。

【図 2】通常配列における導電性組織を除いたコイルの概略図を示している（従来技術）。

【図 3】通常配列における導電性組織を有するコイルの概略図を示している（従来技術）。

【図 4】本発明による測定システムの概略図を示している。

【図 5】本発明による測定システムの概略のブロック線図を示している。

【図 6】本発明による通常配列におけるコイルの概略図を示している。

【図 7】本発明による別の配列におけるコイルの概略図を示している。

【図 8】SMD 技術で実現される本発明の実施形態の概略図を示している。

【符号の説明】

10

20

30

40

50

【 0 0 4 3 】

1	ジェネレータコイル	
2	センサコイル	
3	一次磁場	
4	軸	
5	渦電流	
6	組織	
7	二次磁場	
8	センサコイル	
9	センサコイル軸	10
1 0	ジェネレータコイル軸	
1 0 0	システム	
1 0 1	ジェネレータコイル	
1 0 2	(無し)	
1 0 3	一次磁場	
1 0 4	(無し)	
1 0 5	渦電流	
1 0 6	組織	
1 0 7	二次磁場	
1 0 8	センサコイル	20
1 0 9	センサコイル軸	
1 1 0	ジェネレータコイル軸	
1 1 1	支持体	
1 1 2	測定ユニット	
1 1 3	シミングコイル	
1 1 4	制御ユニット	
1 1 5	コンピュータプログラム	
1 1 6	移相器モジュール	
1 1 7	SMDコイル	
1 1 8	プリント基板	30
1 1 9	付着点	
1 2 0	シミングコイル	
1 2 1	PCBトラック	
1 2 2	ワイヤ	

【 図 1 】

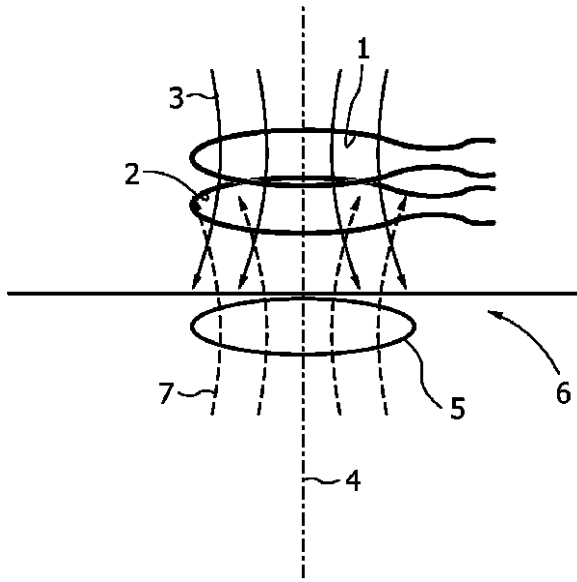


FIG. 1
PRIOR ART

【 図 2 】

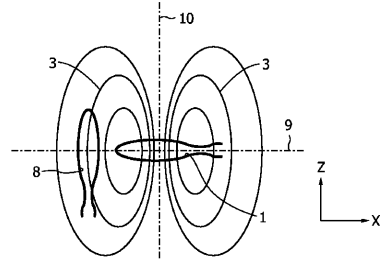


FIG. 2
PRIOR ART

【 図 3 】

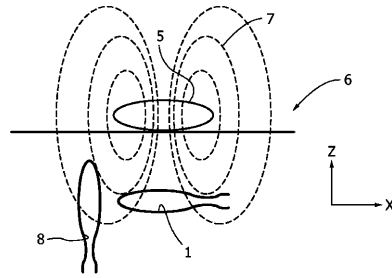


FIG. 3
PRIOR ART

【 図 4 】

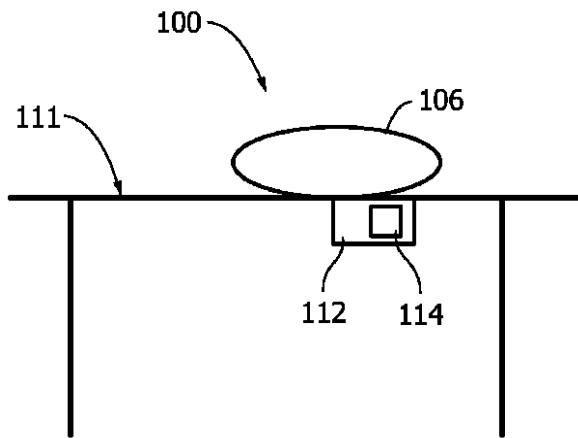


FIG. 4

【 図 5 】

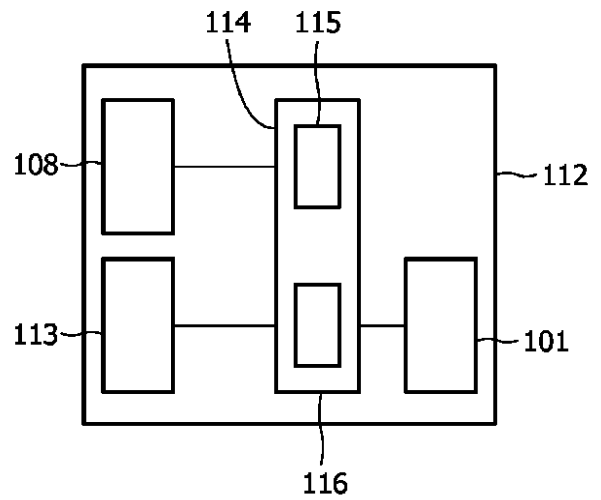


FIG. 5

【 図 6 】

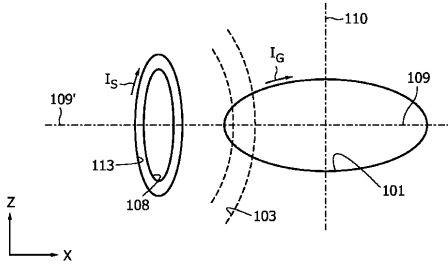


FIG. 6

【 図 7 】

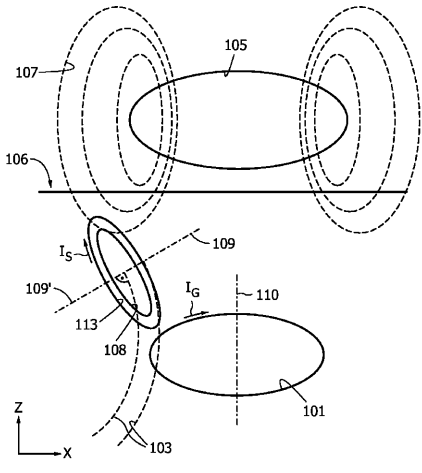


FIG. 7

【 図 8 】

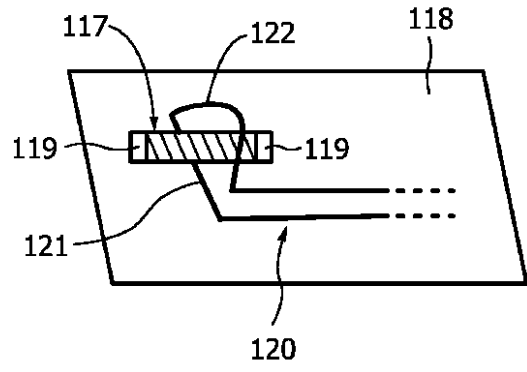


FIG. 8

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No PCT/IB2006/052979

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER INV. A61B5/053 G01N27/02 G01N27/90		
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) A61B G01N		
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 practical, search terms used) EPO-Internal, WPI Data		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	US 3 249 869 A (MEYER RUDOLF X ET AL) 3 May 1966 (1966-05-03) column 1, last paragraph - column 2, paragraph 1	1-11
Y	WO 2005/031282 A2 (VOLUSENSE AS [NO]; ERIKSEN MORTEN [NO]; ERIKSEN ERIK [NO]) 7 April 2005 (2005-04-07) page 15, last paragraph page 20, last paragraph	1-11
A	US 2004/075429 A1 (HIROSHIMA TATSUO [JP]) 22 April 2004 (2004-04-22) abstract; figure 6	1-11
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input checked="" 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 *E* earlier document but published on or after the international filing date *L* document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) *O* document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means *P* document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed *T* later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention *X* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone *Y* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art. *&* document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 7 February 2007		Date of mailing of the international search report 21/02/2007
Name and mailing address of the ISA/ European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl, Fax: (+31-70) 340-3016		Authorized officer Clevorn, Jens

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No
PCT/IB2006/052979

Patent document cited in search report		Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 3249869	A	03-05-1966	NONE	
WO 2005031282	A2	07-04-2005	EP 1680021 A2	19-07-2006
US 2004075429	A1	22-04-2004	NONE	

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, IS, IT, LT, LU, LV, 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, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, LY, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, SV, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW

(72)発明者 イグニー, クラウディア ハンネロア
ドイツ連邦共和国, 5 2 0 6 6 アーヘン, ヴァイスハオスシュトラッセ 2, フィリップス インテレクチュアル プロパティ アンド スタンダーズ ゲーエムベーハー内

(72)発明者 ヴァッフエンシュミット, エーバーハルト
ドイツ連邦共和国, 5 2 0 6 6 アーヘン, ヴァイスハオスシュトラッセ 2, フィリップス インテレクチュアル プロパティ アンド スタンダーズ ゲーエムベーハー内

(72)発明者 ブラウアース, アンドレアス
ドイツ連邦共和国, 5 2 0 6 6 アーヘン, ヴァイスハオスシュトラッセ 2, フィリップス インテレクチュアル プロパティ アンド スタンダーズ ゲーエムベーハー内

(72)発明者 テ フルクト, ユルゲン
ドイツ連邦共和国, 5 2 0 6 6 アーヘン, ヴァイスハオスシュトラッセ 2, フィリップス インテレクチュアル プロパティ アンド スタンダーズ ゲーエムベーハー内

Fターム(参考) 4C027 AA06 CC06 EE01 EE03 GG15

【要約の続き】

うにされたシミングコイル(113; 120)を含んでいる。