(19)日本国特許庁(JP)　(12)特　許　公　報(B2)　(11)特許番号

特許第5203199号
(P5203199)

(45)発行日　平成25年6月5日(2013.6.5)　(24)登録日　平成25年2月22日(2013.2.22)

(51)Int.Cl.		F I		
A61B 5/055	(2006.01)	A61B	5/05	382
A61B 5/05	(2006.01)	A61B	5/05	A
G01R 33/48	(2006.01)	A61B	5/05	B
		G01N	24/08	510Y

請求項の数 9　(全 13 頁)

(21)出願番号	特願2008-525672 (P2008-525672)
(86)(22)出願日	平成18年7月21日 (2006.7.21)
(65)公表番号	特表2009-504224 (P2009-504224A)
(43)公表日	平成21年2月5日 (2009.2.5)
(86)国際出願番号	PCT/IB2006/052501
(87)国際公開番号	WO2007/017779
(87)国際公開日	平成19年2月15日 (2007.2.15)
審査請求日	平成21年7月17日 (2009.7.17)
(31)優先権主張番号	05107280.9
(32)優先日	平成17年8月8日 (2005.8.8)
(33)優先権主張国	欧州特許庁 (EP)

(73)特許権者　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　５６２１　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
(74)代理人　100087789
弁理士　津軽　進
(74)代理人　100114753
弁理士　宮崎　昭彦
(74)代理人　100122769
弁理士　笛田　秀仙
(72)発明者　カチェル　ウルリヒ
オランダ国　５６５６　アーアー　アインドーフェン　プロフ　ホルストラーン　６

最終頁に続く

(54)【発明の名称】電気インピーダンス撮像システム

(57)【特許請求の範囲】

【請求項１】

被写体の誘電率分布を調査するための電気インピーダンス撮像システムにおいて、

－一様な定常磁場を発生する主コイルと、

－前記定常磁場に重ねられる勾配磁場を発生する勾配コイルと、

－スピンを励起させるための電磁励起場を発生させ、前記電磁励起場により生じた磁気共鳴信号を取得する送信及び受信コイルと、

－前記勾配磁場及び前記電磁励起場の発生を制御する制御ユニットと、

を有し、前記電磁励起場が、励起偏光方位を持つ円偏光した磁気誘導場を含み、前記電磁励起場により生じた前記磁気共鳴信号が、受信偏光方位を持つ円偏光した磁気誘導場を示し、

前記電気インピーダンス撮像システムが更に、

－前記電磁励起場の発生に関するパラメータに基づく推定により電場強度分布を計算し、前記取得された磁気共鳴信号から磁気誘導場強度分布を導出し、前記電場強度分布及び磁気誘導場強度分布から誘電率分布及び導電率分布を計算する再構成ユニット、

を有する、電気インピーダンス撮像システム。

【請求項２】

請求項１に記載の電気インピーダンス撮像システムにおいて、

前記電磁励起場は、それぞれ異なる特定のフリップ角でスピンを励起するように印加される、電気インピーダンス撮像システム。

【請求項３】
請求項１に記載の電気インピーダンス撮像システムにおいて、前記再構成ユニットが、
－前記電場強度分布を推定する、
－前記推定された電場強度分布から誘電率分布を計算する、
－前記計算された誘電率分布から更新した電場強度分布を計算する、及び
－前記電場強度分布の新しい推定として、前記更新した電場強度分布を用いる
ことを反復する機能を持つ電気インピーダンス撮像システム。
【請求項４】
請求項２に記載の電気インピーダンス撮像システムにおいて、前記受信偏光方位に向けられた又は励起偏光方位に向けられた磁気誘導場成分の少なくとも１つは、前記電場強度分布から得られる電気インピーダンス撮像システム。
【請求項５】
請求項１に記載の電気インピーダンス撮像システムにおいて、前記電磁励起場を放射するためであり、切り替え可能な偏光方位感度を持つＲＦ送信アンテナを有する電気インピーダンス撮像システム。
【請求項６】
請求項１に記載の電気インピーダンス撮像システムにおいて、
－幾つかのＲＦ受信アンテナ、及び
－互いに相補的な空間感度プロファイルを持つ個々のＲＦ受信アンテナ
を有する電気インピーダンス撮像システム。
【請求項７】
請求項１に記載の電気インピーダンス撮像システムにおいて、
－前記再構成ユニットが、前記誘電率分布から画像データセットを、特にボリュメトリックデータセットの形式又はトモグラフィック画像の形式で再構成する機能
を有する電気インピーダンス撮像システム。
【請求項８】
被写体の誘電率分布を調査するための電気インピーダンス撮像方法において、
－一様な定常磁場を発生するステップ、
－前記定常磁場に重ねられる勾配磁場を発生するステップ、
－前記被写体のスピンを励起させるために電磁励起場を印加するステップであって、前記電磁励起場が、励起偏光方位を持つ円偏光した磁気誘導場を含む、ステップ、
－前記被写体から、前記電磁励起場により発生した磁気共鳴信号を収集するステップであって、前記電磁励起場により発生した前記磁気共鳴信号は、受信偏光方位を持つ円偏光した磁気誘導場を示す、ステップ、
－前記電磁励起場の発生に関するパラメータに基づく推定により電場強度分布を計算するステップ、
－前記収集した磁気共鳴信号から磁気誘導場強度分布を導出するステップ、及び
－前記電場強度分布及び磁気誘導場強度分布から誘電率分布及び導電率分布を計算するステップ
を含む電気インピーダンス撮像方法。
【請求項９】
請求項８に記載の電気インピーダンス撮像方法の各ステップをコンピュータに実行させるための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、被写体の導電率及び誘電率分布を調査するための電気インピーダンス撮像システムに関する。
【背景技術】
【０００２】

このような電気インピーダンス撮像システムは、米国特許出願US2003/0160622号から知られている。

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【０００３】

この知られている電気インピーダンス撮像システムは、ＲＦプローブのアレイを利用して、サンプル内に発生する非共鳴熱ノイズを複数の信号チャンネルに沿って測定する装置に関する。この測定から、非共鳴熱ノイズ相関が得られる。この検出されたノイズ相関は、ＲＦプローブの電磁場の空間重畳と、サンプル、すなわち検査すべき被写体の導電率の空間分布との関数である。実際に、夫々のチャンネル（ｊ及びｋ）間におけるノイズ相関は、

$\int \sigma(r)\underline{E}_j(r)\underline{E}^*_k(r)dV$

に等しく、ここで$\underline{E}_i$は、チャンネルｉに対する電場強度フェーザ(phasor)であり、σは導電率分布である。この導電率分布は、行列反転又は逆投影を含む逆問題手法として得られる。

【０００４】

この知られている電気インピーダンス撮像システムは、電気インピーダンストモグラフィー（ＥＩＴ）の関数を持つ。このＥＩＴ技術は、直接接触又は誘導結合のどちらかにより前記被写体内に電流分布を発生させ、次いで電流又は電圧を測定するために構成される検出器のアレイによりこの分布を測定することを含む。これら測定は次にインピーダンスマップを計算するのに用いられる。

【課題を解決するための手段】

【０００５】

本発明の目的は、知られている電気インピーダンス撮像システムに関して、導電率及び誘電率分布に対する改善された空間分解能を持つ電気インピーダンス撮像システムを提供することである。

【０００６】

この目的は、被写体の導電率及び誘電率分布を調査するための本発明の電気インピーダンス撮像システムにより達成され、この電気インピーダンスシステムは、

－被写体のスピンを励起させるための電磁励起場の印加、

－前記被写体から、及び前記電磁励起場により発生した磁気共鳴信号の収集、

－前記電磁励起場に関連する電場強度分布の計算、

－前記収集した磁気共鳴信号から磁気誘導場強度分布の導出、及び

－前記電場強度分布及び前記磁気誘導場強度分布から導電率及び誘電率分布の計算

の機能を持つ。

【０００７】

電気インピーダンス撮像システムは、導電率及び誘電率の両方を撮像することができる。これらの量は択一的に、複素電気インピーダンスの実部及び虚部とみなされる。本発明による電気インピーダンス撮像システムは、磁気共鳴信号から磁気誘導場強度分布を得る。これら磁気共鳴信号は、磁場勾配エンコーディングが利用される場合、非常に良好な空間分解能で収集される。前記磁気共鳴信号を収集するために、ＲＦ受信アンテナシステムが用いられる。このような磁場勾配エンコーディング方式は、それ自体は磁気共鳴撮像分野において知られている。本発明の電気インピーダンス撮像システムは、最新の磁気共鳴撮像システムからなる信号収集システムを具備している。このようにして、磁気共鳴信号から得られる磁気誘導場強度分布に対しサブミリメートルの分解能が達成される。

【０００８】

加えて、導電率及び誘電率分布は、知られている電気インピーダンス撮像システムが動作する方法に比べ、より直接的な方法で得られる。特に、逆問題を解く必要が無く、それ故に非適切である逆問題に関連する問題は起こらない。知られている電気インピーダンストモグラフィーは、電場分布の空間周波数が一般的に電気インピーダンス分布の空間周波

数よりもかなり低いために、非適切である問題になりやすい。

【０００９】

さらに、本発明の電気インピーダンス撮像システムは、知られている電気インピーダンス撮像システムが使用する逆行列又は逆投影よりも数学的に複雑ではない微分を必要とするので、本発明の電気インピーダンス撮像システムが必要とする計算量は少ない。特に、イルポジション(ill-position)の様相が避けられる。さらに、電気インピーダンス撮像システムは、大量のデータを効果的に取り扱うことができる。特に、本発明によれば、導電率及び誘電率の計算は、ピクセル単位で行われる。電気インピーダンス撮像システムは、例えば検査すべき患者の誘電率分布を調査するために用いられる。特に、異なる生物学的組織は、異なる誘電率の値を持つと思われるので、それらの誘電率の値に基づいて異なる組織が識別されることができる。

【００１０】

本発明のこれら及び他の態様は、従属請求項に規定される実施例を参照してさらに述べられる。

【００１１】

ＲＦ送信アンテナシステムは、電磁励起場を送信するために用いられる。しばしば、このＲＦ送信アンテナシステム及びＲＦ受信アンテナシステム夫々は、送信モード及び受信モード夫々で動作する同じハードウェア部品を利用する。この電磁励起により測定される磁気共鳴信号レベルは、励起偏光方位及び受信偏光方位を夫々持っている磁気誘導場強度の円偏光成分に依存している。さらに特に、磁気共鳴信号の信号レベルは、磁気誘導場強度の受信円偏光した成分に略比例している。さらに、磁気共鳴信号の信号レベルは、磁気誘導場強度の励起円偏光した成分の三角関数(goniometric function)に略比例している。特に、零のフリップ角では、零信号が得られるので、この三角関数は正弦関数であることが明らかである。

【００１２】

磁気誘導場強度の前記夫々の励起及び受信円偏光した成分は、個々の一連の収集に利用される電磁励起場と関連する夫々異なるフリップ角での磁気共鳴信号収集から正確に得られる。すなわち、電磁励起場は、電気インピーダンス撮像システムにより印加される主磁場の方向に沿って軸の周り被写体内のスピンを歳差運動させる。この歳差運動は、前記スピンが主磁場の方向の周りをある角度、すなわちフリップ角で回転することが起こる。磁気誘導場強度の前記夫々の円偏光した成分は、収集した磁気共鳴信号の信号レベルを三角関数の依存に適合することに基づいて得られる。

【００１３】

電場強度分布に対する正確な結果は、反復アプローチで得られる。この反復アプローチは、電場強度分布の第１の推定に基づいて初期化され、この電場強度分布の第１の推定は、

（ｉ）電磁励起場を生成するのに用いられるＲＦ送信アンテナシステムの形状、

（ｉｉ）このＲＦ送信アンテナシステムの様々な要素（例えばコイル）に印加される電圧、

（ｉｉｉ）検査すべき被験者の大きさ及び形態、並びに

（ｉｖ）検査すべき被験者の導電率及び誘電率の大まかな推定

に基づいて行われる。この初期化に基づいて、導電率及び誘電率分布の良好且つ正確な推定が計算される。先行する導電率及び誘電率分布の大まかな推定を置き換えるこの更新は、再び入力として用いられる。この更新された分布に基づいて、検査すべき被験者の実際の電気分布をさらに正確に示している連続する導電率及び誘電率分布を得るために再び繰り返される。前記分布の第１の推定は、例えば単一の平均値としてとられるか、又は検査すべき被験者の夫々の区画に対する文献値としてとられるかである。

【００１４】

本発明の他の態様によれば、磁気誘導場の偏光成分の１つは、特に反復推定から得られるように、電場強度分布から得られる。次いで、受信専用のＲＦ受信アンテナから受信さ

れる磁気共鳴信号は、電磁励起場の磁気誘導場の偏光成分にわたる制御を含む必要が無く、電気インピーダンス分布を得るために分析される。特に、これは、磁気共鳴撮像システムのクワドラチャボディコイル（ＱＢＣ）を用いて励起を行うこと、及び受信専用の表面コイルを用いて磁気共鳴信号を収集することを可能にする。

【００１５】

本発明の他の態様によれば、ＲＦ送信／受信アンテナシステムは、放射される電磁場の切り替え可能な偏光方位を使用することができる。この実施例において、ＲＦ送信／受信は、送信モードにおいて励起偏光方位に動作し、受信モードにおいて受信偏光方位に動作する。これら励起偏光及び受信偏光は逆向きの円偏光である。夫々の偏光方位での測定から、磁気誘導場強度の夫々の円偏光した成分が得られ、これは複素誘電率を計算するために電場強度分布と一緒に用いられる。夫々の偏光方位での測定を効率良く行うための代替の少しだけ面倒な方法は、前記方位が変化した夫々の測定を行うことである。

【００１６】

本発明のさらに他の態様によれば、幾つかのＲＦ送信／受信アンテナシステムが用いられ、これらは相補的な空間感度プロファイルを持つ。これは、総合的な電場強度が零に近い空間領域を避けることを可能にする。これは、誘電率分布の計算が僅かな数での除算を必要とすることを避け、これは数値的不安定へとつながる。

【００１７】

本発明の他の態様によれば、例えばボリュメトリックデータセット又はトモグラフィックの断面トモグラフィック画像形式のような画像が前記誘電率分布から再構成される。これにより、誘電率の値の差により表される、例えば組織形式に関する違いを示す誘電率分布を表す画像が形成される。これにより、磁気共鳴撮像、Ｘ線撮像、超音波撮像、核医療等のような従来の画像診断モダリティで区別されない組織形式間の違いは、本発明の電気インピーダンス撮像システムによって違うように見られる。

【００１８】

本発明は、電気インピーダンス撮像方法にも関する。本発明の電気インピーダンス撮像方法は、独立した方法の請求項に規定される。本発明の電気インピーダンス撮像方法が検査すべき被験者の誘電率分布を得るために磁気共鳴信号を用いるために、良好な前記誘電率の（すなわちサブミリメートルの）空間分解能が達成される。本発明の方法は、コンピュータプログラムにより便利に動作されることも述べておく。

【００１９】

さらに、本発明は、電気インピーダンス撮像をするためのコンピュータプログラムにも関する。本発明のコンピュータプログラムは、独立したコンピュータプログラムの請求項に規定される。本発明のコンピュータプログラムは、プロセッサ、例えば磁気共鳴撮像システムのプロセッサにイントールされることができる。次いで、インストールされた本発明のコンピュータプログラムを持つ磁気共鳴撮像システムは、本発明の電気インピーダンス撮像方法を行うことを可能にする。本発明のコンピュータプログラムは、例えばＣＤ－ＲＯＭディスクのようなデータ担体上に設けられてもよい。代替的に、本発明のコンピュータプログラムが例えばＷＷＷ(world-wide web)のようなデータネットワークからダウンロードされることもある。特に、本発明のコンピュータプログラムは、磁気共鳴撮像システムが電気インピーダンス撮像を行うことを可能にするために、磁気共鳴撮像システムのプロセッサにインストールされてもよい。さらに、本発明のコンピュータプログラムの異なるバージョン又は更新は、例えばＲＦ励起及び／又はＲＦ受信アンテナ（コイル）のようなシステムのハードウェアの実質的な適用に対する必要性を持たずに、先行するバージョンを置き換えるために容易にインストールされる。

【発明を実施するための最良の形態】

【００２０】

本発明のこれら及び他の態様は、以下に説明される実施例を参照すると共に、添付する図面を参照して説明される。

【００２１】

図１は、電気インピーダンス撮像の機能を実行するのに適した磁気共鳴撮像システムの形式で電気インピーダンス撮像システムを概略的に示す。この磁気共鳴撮像システムは、１組の主コイル１０を含み、これにより、定常で一様な磁場が発生する。これら主コイルは、例えばこれら主コイルがトンネル形状の検査空間を囲むようにして構成される。検査すべき患者は、このトンネル形状の検査空間内に滑り込む患者運び台上に置かれる。磁気共鳴撮像システムも複数の勾配コイル１１、１２を含み、これにより空間的変動、特に個々の方向に一時的に勾配した形式で示している磁場が、前記一様な磁場上に重畳されるように発生する。これら勾配コイル１１、１２は、制御可能な電源ユニット２１に接続されている。これら勾配コイル１１、１２は、前記電源ユニット２１を用いて電流を印加することにより通電され、この目的のために、前記電源ユニットは、適当な時間形状の勾配パルス（"勾配波形"とも呼ばれる）を発生させるために、前記勾配コイルに電流を印加する電子勾配の増幅回路を内蔵している。前記勾配の強度、方位及び期間は、電源ユニットを制御することにより制御される。磁気共鳴撮像システムはさらに、ＲＦ励起パルスの発生、及び磁気共鳴信号のピックアップを夫々するための送信及び受信コイル１３、１６を含む。送信コイル１３は好ましくはボディコイルとして構成され、これにより検査すべき患者（の一部）が囲まれることができる。このボディコイルは通常、検査すべき患者３０が磁気共鳴撮像システム内に配置される場合、患者３０がボディコイル１３によって囲まれるように、前記磁気共鳴撮像システム内に配置される。ボディコイル１３は、ＲＦ励起パルス及びＲＦリフォーカスパルス(RF refocusing pulse)を送信するための送信アンテナとして働く。好ましくは、ボディコイル１３は、送信されたＲＦパルス（ＲＦＳ）からなる空間的に一様な強度分布を含む。同じコイル又はアンテナは通常、送信コイル及び受信コイルとして交互に使用される。その上、前記送信及び受信コイルは通常、コイル形状であるが、前記送信及び受信コイルがＲＦ電磁信号のための送信及び受信アンテナとして働く他の形状も実現可能である。この送信及び受信コイル１３は、電子的送信及び受信回路１５に接続される。

【００２２】

分離した受信及び／又は送信コイル１６を使用することも代替的に可能であることも述べておく。例えば、表面コイル１６が受信及び／又は送信コイルとして使用されることができる。このような表面コイルは、比較的小さいボリュームにおいて高感度である。受信コイル、例えば表面コイルは、復調器２４に接続され、受信した磁気共鳴信号（ＭＳ）は復調器２４により復調される。復調された磁気共鳴信号（ＤＭＳ）は再構成ユニットに適用される。前記受信コイルは、プリアンプ２３に接続されている。このプリアンプ２３は、前記受信コイル１６により受信されたＲＦ共鳴信号（ＭＳ）を増幅し、この増幅されたＲＦ共鳴信号は復調器２４に適用される。復調器２４は前記増幅されたＲＦ共鳴信号を復調する。この復調された共鳴信号は、撮像すべき被写体の一部における局部スピン密度に関する実際の情報を含んでいる。さらに、前記送信及び受信回路１５は、変調器２２に接続されている。変調器２２並びに送信及び受信回路１５は、前記ＲＦ励起及びリフォーカスパルスを送信するために、前記送信コイル１３を稼動させる。再構成ユニットは、復調された磁気共鳴信号（ＤＭＳ）から１つ以上の画像信号を得る。これら画像信号は、検査すべき被写体の撮像される部分の画像情報を表す。前記再構成ユニット２５は実際に、撮像すべき被写体の前記部分の画像情報を表す画像信号を、前記復調された磁気共鳴信号から得るようにプログラムされたデジタル画像処理ユニット２５として好ましくは構成される。再構成モニター２６の出力に関する信号があるので、前記モニターは磁気共鳴画像を表示することができる。他の処理を待っている間、前記再構成ユニット２５からの信号をバッファユニット２７に記憶することも代替的に可能である。

【００２３】

本発明による磁気共鳴撮像システムはさらに、制御ユニット２０を例えば（マイクロ）プロセッサを含むコンピュータの形式で具備する。この制御ユニット２０は、ＲＦ励起の実施及び一時的な勾配場の適用を制御する。この目的のために、本発明によるコンピュータプログラムは、例えば制御ユニット２０及び再構成ユニット２５にロードされる。本発

明によれば、前記制御ユニット及び再構成ユニットは、電気インピーダンス撮像システムとして動作するように磁気共鳴撮像システムを制御するために構成される。特に、ＲＦ励起は、円偏光励起を用いて行われ、磁気共鳴信号は、前記偏光励起とは逆である円偏光受信で収集される。さらに、例えば電場強度分布を計算し、収集した磁気共鳴信号から磁気誘導場強度分布を得て、誘電率分布を計算するようにプラグラムされる再構成ユニットが構成される。さらに、無論、前記誘電率分布からボリュメトリックデータセット又はトモグラフィック断面画像を再構成するように再構成器も構成される。

【００２４】

本発明の電気インピーダンス撮像システムにおいて、異なるコイル測定間におけるノイズ相関の代わりに、含まれるコイルの磁気誘導場（Ｈ場）の測定が用いられる。測定されるＨ場は、標準的なＭＲ画像と同じ空間分解能、すなわち通例０．５から１．０ｍｍを持ち、得られた導電率／誘電率画像も同じ空間分解能を持つ。その上、これら導電率及び誘電率は共に、"ノイズトモグラフィ(noise tomography)"とは逆の現状のアプローチ内で得られ、ここで単に導電率が得られる［３］。

【００２５】

さらに、提案される本発明は、

$$SAR_{local} = \int_{\substack{local \\ region}} \sigma(\vec{r})\underline{E}(\vec{r})\underline{E}^{*}(\vec{r})dV \qquad (0)$$

を介して局所ＳＡＲ(local SAR)を推定する可能性を提供する。この数式は、今まで使用したグローバルＳＡＲ(global SAR)の推定よりも正確なＳＡＲの測定を提供する。さらに、ＭＲ温度測定によって、患者の熱容量及び伝導率を含む熱的モデルが生じることができる。

【００２６】

マクスウェル方程式から、複素誘電率を含む

$$\nabla \times \underline{\vec{H}}(\vec{r}) = i\omega\underline{\varepsilon}(\vec{r})\underline{\vec{E}}(\vec{r}) \qquad (1)$$

の数式が得られる。Ｈは磁場強度、Ｅは電場、ωはラーモア周波数、及びεは誘電率を表す。下線は複素変数を示す。数式１は、ｚ成分だけを考えることにより、未知のεの値を求めることができる。

$$\left(\partial_x \underline{H}_y(\vec{r}) - \partial_y \underline{H}_x(\vec{r})\right) / \underline{E}_z(\vec{r}) = i\omega\underline{\varepsilon}(\vec{r}) \qquad (2)$$

【００２７】

ここで、$\underline{H}_x$及び$\underline{H}_y$はＭＲＩにより測定されることができ、$\underline{E}_z$は、シミュレーションにより推定されなければならない。εの実部及び虚部は、（複素ではない）誘電率ε及び導電率σ夫々を用いて特定される。

【００２８】

基礎方程式

アンペールの法則のマクスウェル方程式

$$\nabla \times \vec{H}(\vec{r},t) = \vec{j} + \partial_t \vec{D}(\vec{r},t) \qquad (3)$$

から始まり、ｊは電流密度を示し、Ｄは電束密度を示す。

$$\vec{D} = \varepsilon\vec{E}$$

及び

$$\vec{j}=\sigma\vec{E}$$

を使用する場合、数式３は、εを時間的に不変であると仮定すると

$$\nabla\times\vec{H}(\vec{r},t)=\sigma(\vec{r})\vec{E}(\vec{r},t)+\varepsilon(\vec{r})\partial_t\vec{E}(\vec{r},t) \qquad (4)$$

と書くことができ、さらに

$$\vec{E}(\vec{r},t)=:real\left\{\underline{\vec{E}}(r)\exp(i\omega t)\right\},\quad \vec{H}(\vec{r},t)=:real\left\{\underline{\vec{H}}(r)\exp(i\omega t)\right\}$$

であると仮定すると、数式４は、数式１に与えられるように

$$\nabla\times\underline{\vec{H}}(\vec{r})=(\sigma(\vec{r})+i\omega\varepsilon(\vec{r}))\underline{\vec{E}}(\vec{r})=i\omega\underline{\varepsilon}(\vec{r})\underline{\vec{E}}(\vec{r}) \qquad (1')$$

と読め、複素誘電率

$$\underline{\varepsilon}(\vec{r})\equiv\varepsilon(\vec{r})-i\sigma(\vec{r})/\omega \qquad (5)$$

を導入している。

数式１'の右側の実部及び虚部は時々、"渦電流"及び"変位電流"と夫々呼ばれる。上述したように、数式１は、ｚ成分を考えることにより、未知の$\underline{\varepsilon}$の値を求めることができる。

$$\left(\partial_x\underline{H}_y(\vec{r})-\partial_y\underline{H}_x(\vec{r})\right)/\underline{E}_z(\vec{r})=i\omega\underline{\varepsilon}(\vec{r}) \qquad (2')$$

原則的に、数式２はｘ又はｙ成分に対しても公式化されることができ、しかしながら生じている$\underline{H}_z$は、（ｚ方向にB_0を仮定する）ＭＲＩ内では測定されない。

場H^n及びE^n（ｎ＝１…Ｎ）を生じさせるＮ個のコイルを使用する場合、数式２'は、

$$\left(\partial_x\underline{H}_y^{tot}(\vec{r})-\partial_y\underline{H}_x^{tot}(\vec{r})\right)/\underline{E}_z^{tot}(\vec{r})=i\omega\underline{\varepsilon}(\vec{r}) \qquad (2'')$$

と置き換えられ、ここで

$$\underline{\vec{H}}^{tot}=\sum_{n\le N}\underline{\vec{H}}^n\quad;\quad\underline{\vec{E}}^{tot}=\sum_{n\le N}\underline{\vec{E}}^n$$

である。

Ｎ＞１個のコイルを使用する場合、E^{tot}が零に近い領域を避けることが容易であり、これは結果生じる画像におけるノイズを増大となる。言い換えると、全てのピクセルに対し十分なＥ場を少なくとも１つのコイルが作成するべきであり、僅かな数での除算を避ける。さらに、コイルの２つ以上の組み合わせは、少なくとも２回測定し、同じ導電率及び誘電率分布を同時に解くのに使用される。

【００２９】

Ｈ場の決定

ＲＦコイルの空間送信感度分布は、（"正"の方向と規定される）ある方向に円偏光した

H成分により与えられる［４］。静磁場が負のｚ方向を持つ場合、送信成分は、

$$\underline{H}^{+}=\left(\underline{H}_{x}+i\underline{H}_{y}\right)/2 \qquad (6)$$

により与えられる。

ＲＦコイルの空間受信感度分布は、送信の場合（すなわち"負"の方向）とは異なり、逆方向に円偏光したH成分

$$\underline{H}^{-}=\left(\underline{H}_{x}-i\underline{H}_{y}\right)^{*}/2 \qquad (7)$$

により与えられる［４］。

これにより、求める成分$\underline{H}_{x}$及び$\underline{H}_{y}$は、数式６、７から導き出される。代替的に、数式２の分子は、

$$\partial_{x}\underline{H}_{y}(\vec{r})-\partial_{y}\underline{H}_{x}(\vec{r})=i\partial_{x}\left(\underline{H}^{-*}(\vec{r})-\underline{H}^{+}(\vec{r})\right)-\partial_{y}\left(\underline{H}^{-*}(\vec{r})+\underline{H}^{+}(\vec{r})\right) \qquad (8)$$

と置き換えられる。

前記送信及び受信感度は、例えば関係［４］を使用して、

$$\underline{S}(\vec{r})\sim\underline{M}_{o}(\vec{r})\underline{H}^{-}(\vec{r})\sin\left(const\cdot\underline{H}^{+}(\vec{r})\right) \qquad (9)$$

を決めることができる。

ここで、Ｓは画像信号強度であり、constはシステム依存の定数である。これにより、$\underline{H}^{+}$及び$\underline{H}^{-}$は、異なるフリップ角を持つ一連の画像を収集し、数式９に従って各ピクセルについて正弦曲線（sinus）をフィットさせることにより得られる。

クワドラチャボディコイルを使用する場合、このコイルは、円偏光した場の一方向だけしか生じないように構成されるので、$\underline{H}^{-}$を零に設定することが良好な近似である。

代替の方法は、患者を回転させる、すなわち最初に頭部を置く代わりに、最初に脚部を置いて２回患者を測定することである。理想的には、さらにコイルも回転し、これはヘッド又は表面コイルを使用する場合に可能であるべきである。

それはさらに主磁場を切り換えるのにも十分であり、無論それは、今日の高い主磁場のシステムにとって範囲外であるが、低い主磁場のシステムを用いて達成されることもある。

【００３０】

（未加工の）Ｅ場の決定

最初に、この未加工のＥ場$\underline{E}_{0}$は、数値シミュレーションの枠組みにおいて決められるべきである。このシミュレーションのための入力は、

（ａ）使用するＲＦコイルの形状、

（ｂ）使用するＲＦコイルの供給電圧、

（ｃ）H場を決定するために収集される画像から得られる、前記ＲＦコイルの位置に対する患者の身体の形状、及び

（ｄ）患者の身体全体についての平均ε又はセグメント化された身体区画についての文献値ε

である。前記シミュレーションは、数値的な電磁場の計算、例えば有限差分時間領域アルゴリズム又はモーメント法を用いて行われる。このモデルの正確性は、測定されたH場成分とシミュレーションによるH場成分とを比較することにより確認されることができる。

【００３１】

反復解法

前記未加工のＥ場$\underline{E}_{0}$を利用して、誘電率$\underline{\varepsilon}_{1}$の第１の推定が得られる。次いで、向上したＥ場$E_{1}$は、前記シミュレーションの枠組みにおいて$\underline{\varepsilon}_{0}$を$\underline{\varepsilon}_{1}$と置き換えることで

得られ、これは洗練された患者モデルとなる、E_1を利用して、向上した誘電率の推定ε_2が得られる、等である（図１参照）。この反復は、例えば$|\underline{\varepsilon}_i - \underline{\varepsilon}_{i-1}| < \delta$であるような、適当な収束条件を使用して止められる。

【００３２】

ノイズトモグラフィとの比較

示されたアプローチにおいて、得られる空間分解能は、測定されたＨ場成分の空間分解能とほぼ同程度の空間分解能となるべきである。これは、ノイズトモグラフィ［３］に比べ主な利点であるらしく、ここで空間分解能は空間的なＥ場の分布の滑らかさにより制限される。前記現状のアプローチの他の利点は、組織の誘電率を直接得る可能性である。第３の違いは、必要とされる数学的計算により与えられる。ノイズトモグラフィは逆問題を規定し、これは、例えば行列反転又は逆投影により解決される。前記示されたアプローチは、この逆問題を分化(differentiation)と置き換え、これも自明なタスクではない。しかしながら、この分化はノイズトモグラフィの逆問題よりも扱いやすい。

【００３３】

その他

原則的に、数式２は単一のスライスに応用可能である。しかしながら、Ｅ場のシミュレーションを行うために、３Ｄボリュームが必要である。これにより、Ｈ場の３Ｄ収集は、Ｅ場のモデルを支援する方が好まれる。

低いＥ場の領域において、数式２は僅かな数での除算により、エラーになりがちである。この問題は、（空間的に）相補であるＥ場と共に複数のＲＦコイルを使用することにより回避される。加えて、患者は前記コイルに対しシフトされ（又は前記コイルが患者に対しシフトされ）、収集したデータ量を増大させると共に画像の再構成能力を高める。

一方の成分H^+又はH^-だけが分かっている場合、不明な成分もＥ場のシミュレーションから得られる。これにより、送信／受信コイルを使用する必要は無いが、ＱＢＣを用いて送信すること、及び（受信専用の）表面コイルからデータを分析することも十分である。理想的な状況において、結果は、両方のＨ場成分を測定することと同じになるべきである。実際の実験において、実験用入力データ量の減少は、画像品質の減少へとつながる。

数式１において、ε及びσは、スカラー、すなわち等方性であると仮定される。実際に、ε及びσはテンソル(tensor)、すなわち異なる空間方向に対するε及びσは異なる。ε及びσの異なる方向は、前記B_0場を患者に対し回転させて測定される。これは、例えば、患者を余分に傾けることにより、又は異なるＭＲシステム、例えば患者の長軸に平行に配向されるB_0を持つ標準的な円筒形のシステム、及び患者の長軸に垂直に配向されるB_0を持つオープンＭＲシステムにおいて患者を測定することにより行われる。

前記アプローチの基本的な数値実現性が実演されている（図２参照）。均質な球体内（ε＝８０、σ＝０．５Ｓ／ｍ）及びその周り（ε＝１、σ＝０）における電磁場は、Ｈ場の測定及びＥ場のモデル化をシミュレートするために、ＦＯＶの左側にある単一のループコイルに対し計算される。ε＝８０、σ＝０．６Ｓ／ｍである腫瘍のモデルが挿入される。次いで、σ（左側）及びε（右側）の入力値を再構成するデータは、数式２を用いて分析される。腫瘍のモデルが無い均質な球体からのＥ場で始まり、図１に従って５回繰り返される。シミュレーションされたＨ場の測定にノイズが加えられる。中心にあるノイズは、零に近いＥ場により生じる。このノイズを避けるために、例えばＦＯＶより上又は下に置かれたコイルを用いた第２の測定が行われなるべきである。

導電率撮像は、医療用撮像の新しい様式となり、多くの応用が考えられる。例えば、腫瘍と健康な組織との識別［５］又は心筋梗塞の後の壊死組織と主要組織との識別に使用される。脳卒中又は脳内出血に関連して脳組織の特性を支援するのにも使用される。他の応用は、改善されたＲＦ切除計画(RF ablation planning)により与えられる。前記方法も材料がＭＲに適当である限り、例えば非接触の材料検査のような非医療分野にも応用される。

【００３４】

引用文献

［１］Gabriel S, Lau RW, Gabriel C. The dielectric properties of biological tissues: II. Measurements in the frequency range 10 Hz to 20 GHz. Phys Med Biol. 1996 Nov; 41(11): 2551-69
［２］Fuks LF, Cheney M, Isaacson D, Gisser DG, Newell JC. Detection and imaging of electric conductivity and permittivity at low frequency. IEEE Trans Biomed Eng. 1991 Nov; 38(11): 1106-10
［３］Duensing GR, Saylor C, Huang F, Method and apparatus for noise tomography, pat. US2003/0160622
［４］Collins CM, Yang QX, Wang JH, Zhang X, Lui H, Michaeli S, Zhu XH, Adriany G, Vaughan JT, Anderson P, Merkle H, Ugurbil K, Smith MB, Chen W. Different excitation and reception distributions with a single-loop transmit-receive surface coil near a head-sized spherical phantom at 300 MHz. Magn Reson Med. 2002 May; 47(5): 1026-8
［５］Haemmerich D, Staelin ST, Tsai JZ, Tungjitkusolmun S, Mahvi DM, Webster JG, In vivo electrical conductivity of hepatic tumours. Physiol Meas. 2003 May; 24(2): 251-60

【図面の簡単な説明】

【００３５】

【図１】電気インピーダンス撮像システムを、電気インピーダンス撮像の機能を実行するのに適した磁気共鳴撮像システムの形式で概略的に示す。

【図２】導電率撮像するためのフローチャートを示す。

【図３】本発明のアプローチの基本的な数値実現性の実演の結果を示す。

【図１】

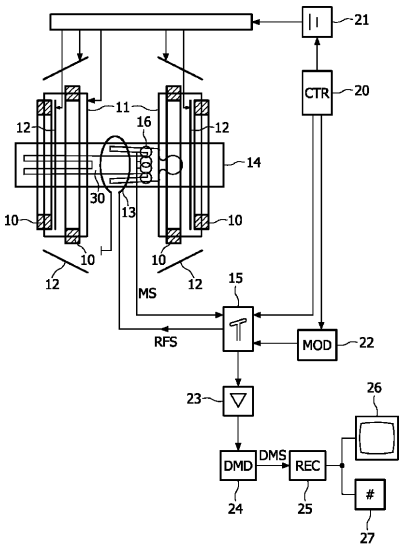
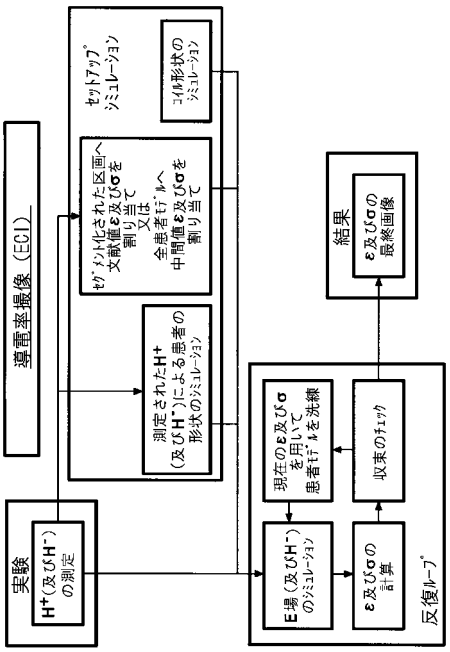


FIG. 1

【図２】



【図３ａ】

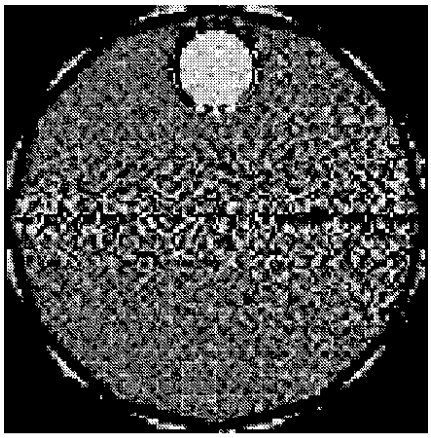


FIG. 3a

【図３ｂ】

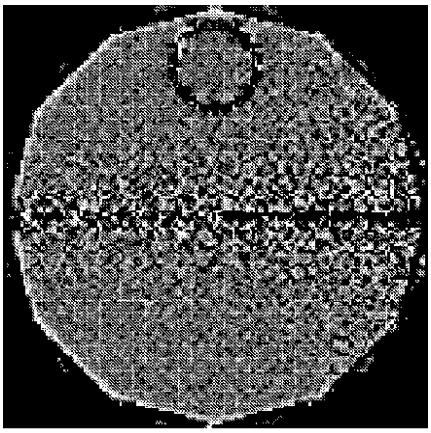


FIG. 3b

フロントページの続き

(72)発明者　フィンデクレー　クリスティアン
オランダ国　５６５６　アーアー　アインドーフェン　プロフ　ホルストラーン　６
(72)発明者　フェルニッケル　ペテル
オランダ国　５６５６　アーアー　アインドーフェン　プロフ　ホルストラーン　６

審査官　田中　洋介

(56)参考文献　米国特許出願公開第２００３／０１６０６２２（ＵＳ，Ａ１）
米国特許第６３９７０９５（ＵＳ，Ｂ１）
MUFTULER L TUGAN, Resolution And Contrast In Magnetic Resonance Electrical Impedance Tomography (MREIT) and its Application To Cancer Imaging, TECHNOLOGY IN CANCER RESEARCH & TREATMENT, ２００４年１２月, Vol.3 No.6, pp.599-609
Suk H.Oh et al., Magnetic resonance electrical impedance tomography at 3 Tesla field strength , Magnetic Resonance in Medicine, ２００４年, Vol.51 No.6, pp.1292-1296

(58)調査した分野(Int.Cl., ＤＢ名)
A61B 5/055
A61B 5/00
G01R 33/20-33/64
JMEDPlus(JDreamII)
JSTPlus(JDreamII)
Wiley InterScience