

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号
特許第6071781号
(P6071781)

(45) 発行日 平成29年2月1日(2017.2.1)

(24) 登録日 平成29年1月13日(2017.1.13)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 5/055 (2006.01)

A 6 1 B 5/05 (2006.01)

A 6 1 B 5/05 3 8 2

A 6 1 B 5/05 3 1 1

A 6 1 B 5/05 3 7 0

A 6 1 B 5/05 Z D M

請求項の数 15 (全 18 頁)

(21) 出願番号	特願2013-138968 (P2013-138968)	(73) 特許権者	390039413
(22) 出願日	平成25年7月2日 (2013.7.2)		シーメンス アクチエンゲゼルシャフト
(65) 公開番号	特開2014-12139 (P2014-12139A)		Siemens Aktiengesellschaft
(43) 公開日	平成26年1月23日 (2014.1.23)		ドイツ連邦共和国 D-80333 ミュンヘン ヴィッテルスバッハープラッツ 2
審査請求日	平成27年7月23日 (2015.7.23)		Wittelsbacherplatz 2, D-80333 Muenchen, Germany
(31) 優先権主張番号	102012211581.1	(74) 代理人	100075166
(32) 優先日	平成24年7月4日 (2012.7.4)		弁理士 山口 巖
(33) 優先権主張国	ドイツ (DE)	(74) 代理人	100133167
			弁理士 山本 浩

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 エラストグラフィ法および磁気共鳴装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

磁気共鳴装置 (2 3 0) を用いた被検者 (2 1 1) の特定部位 (3 0) におけるエラストグラフィ法であって、

特定部位 (3 0) において横磁化を操作するために高周波パルス (2 0) が照射され、
特定部位 (3 0) において剪断波を発生させるために振幅の空間選択性を有する少なくとも 1 つの他の高周波パルス (2 1) が磁気共鳴装置 (2 3 0) の高周波コイルアレイ (2 1 5) を用いて照射され、

特定部位 (3 0) から剪断波を視認可能にする前記横磁化の磁気共鳴信号が検出 (2 2) され、

磁気共鳴信号に基づいて特定部位 (3 0) 内の組織の弾性を表す量が決定されるエラストグラフィ法。

【請求項 2】

磁気共鳴装置 (2 3 0) の高周波コイルアレイ (2 1 5) を用いて高周波パルス (2 0) が照射される請求項 1 記載の方法。

【請求項 3】

剪断波 (5 0) が準平面的な剪断波 (5 0) であり、
少なくとも 1 つの他の高周波パルス (2 1) の照射が、それぞれ異なる位置 (3 1 a , 3 1 b , 3 1 c) において振幅の最大値を有する複数の他の高周波パルス (2 1) の順次照射を含み、

異なる位置 (3 1 a , 3 1 b , 3 1 c) が、準平面的な剪断波 (5 0) の波面 (5 2) に対してほぼ平行に離間している請求項 1 または 2 記載の方法。

【請求項 4】

複数の他の高周波パルス (2 1) のための順次照射が他の周波数 (5 3) で繰り返される請求項 3 記載の方法。

【請求項 5】

他の周波数 (5 3) が準平面的な剪断波 (5 0) の波長およびエラストグラフィの空間分解能の少なくとも一方に依存して決定され、

前記他の周波数 (5 3) が 2 0 ~ 4 0 0 H z の範囲内にある請求項 4 記載の方法。

【請求項 6】

高周波パルス (2 0) の照射および磁気共鳴信号の検出 (2 2) が M R 測定シーケンス (6 1 , 6 2) で行われ、

M R 測定シーケンス (6 1 , 6 2) がスピンエコーシーケンス (6 2) またはスピンロックシーケンス (6 1) である請求項 1 乃至 5 の 1 つに記載の方法。

【請求項 7】

特定部位 (3 0) 内の異なるスライス (3 0 a) および特定部位 (3 0) の少なくとも一方の M R 測定シーケンス (6 1 , 6 2) の繰り返し速度が、他の周波数 (5 3) に互いに同調している請求項 4 または 5 を引用する請求項 6 記載の方法。

【請求項 8】

M R 測定シーケンス (6 1 , 6 2) がスピンロックプリパレーションパルス (2 6) を有するスピンロックシーケンス (6 1) であり、

スピンロックプリパレーションパルス (2 6) の期間中に少なくとも 1 つの他の高周波パルス (2 1) の照射が行われる請求項 6 または 7 記載の方法。

【請求項 9】

M R 測定シーケンス (6 1 , 6 2) が運動エンコード傾斜磁場 (2 5) を有するスピンエコーシーケンス (6 2) であり、

運動エンコード傾斜磁場 (2 5) の期間中に少なくとも 1 つの他の高周波パルス (2 1) の照射が行われる請求項 6 または 7 記載の方法。

【請求項 1 0】

複数の他の高周波パルス (2 1) の繰り返される順次照射が、それぞれ運動エンコード傾斜磁場 (2 5) の一期間の第 3 四半期において行われる請求項 4 または 5 を引用する請求項 6、または、請求項 7 を、引用する 9 記載の方法。

【請求項 1 1】

少なくとも 1 つの他の高周波パルス (2 1) の持続時間および振幅の少なくとも一方が、発生される剪断波 (5 0) の推定振幅に依存して決定される請求項 1 乃至 1 0 の 1 つに記載の方法。

【請求項 1 2】

少なくとも 1 つの前記他の高周波パルス (2 1) の持続時間および振幅の少なくとも一方が、前記特定部位 (3 0) 内の組織の推定された加温に基づいて決定され、

その加温が 1 K よりも低い請求項 1 乃至 1 1 の 1 つに記載の方法。

【請求項 1 3】

少なくとも 1 つの他の高周波パルス (2 1) のキャリア周波数が横磁化の共鳴周波数とは異なっている請求項 1 乃至 1 2 の 1 つに記載の方法。

【請求項 1 4】

被検者 (2 1 1) の特定部位 (3 0) においてエラストグラフィを実施するように構成された磁気共鳴装置 (2 3 0) であって、

磁気共鳴装置 (2 3 0) が高周波コイルアレイ (2 1 5) を含み、その高周波コイルアレイが、

特定部位 (3 0) において横磁化を操作するための高周波パルスの照射、

特定部位 (3 0) において剪断波 (5 0) を発生させるために振幅の空間選択性を有す

10

20

30

40

50

る少なくとも1つの他の高周波パルス(21)の照射、
なるステップを実行するように構成されており、

磁気共鳴装置(230)が更に受信ユニット(222)を含み、その受信ユニットが、
特定部位(30)から剪断波(50)を視認可能にする前記横磁化の磁気共鳴信号を検出
(22)するように構成されており、

磁気共鳴装置(230)が更にコンピュータユニット(221)を含み、そのコンピュ
ータユニットが、磁気共鳴信号に基づいて特定部位(30)内の組織の弾性を表す量を決定
するように構成されている磁気共鳴装置(230)。

【請求項15】

磁気共鳴装置(230)が、請求項1乃至13の1つに記載の方法を実施するように構成
されている請求項14記載の磁気共鳴装置(230)。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明の種々の実施形態はエラストグラフィ技術および磁気共鳴装置に関する。特に、
種々の実施形態は、磁気共鳴装置の高周波コイルアレイにより剪断波が発生されるエラス
トグラフィ技術に関する。

【背景技術】

【0002】

20

エラストグラフィ(「弾性イメージング」ともいう)は、組織の弾性を決定することを
可能にする技術を含む。例えば磁気共鳴エラストグラフィ(MRE)は、磁気共鳴信号に
より身体組織内の剪断波(約10~200Hzの周波数域の横方向の音波)の特性を検出
して画像化することを可能にする技術として知られている。この場合に、例えば機械的な
振動装置により、その剪断波が身体の外側表面において適用されるか、もしくは発生させ
られる。その剪断波の伝搬が身体組織内において監視され、もしくは磁気共鳴信号により
画像化される。その剪断波の特性は、組織の硬さもしくは組織の弾性を表す。従って、こ
れらの特性の測定に基づいて臨床応用および臨床診断を実施することができる。

【0003】

当該MRE技術は多方面において知られている(例えば、特許文献1参照)。組織を振
動させるために外部から剪断波高調波が適用される。その結果として生じる組織変位を適
切な磁気共鳴(MR)測定シーケンスにより検出することができる。検出されたMR信号
から、空間分解能を有する組織の弾性を定量化することができる。使用される剪断波の典
型的な周波数は、例えば20Hz~200Hzである。剪断波に基づく組織変位を画像化
するために、上記MREにおいて、例えば運動エンコード傾斜磁場(「振動増感傾斜磁場
」ともいう、英語名: “motion sensitizing gradients”)を使用するとよい。

30

【0004】

技術的に利用される方法、所謂ARFI(「音響放射力イメージング」ともいう、英語
名: “acoustic radiation force imaging”)は、集束された高強度の超音波パルス(「
高密度焦点式超音波」ともいう、英語名: “high intensity focused ultrasound HIFU”
)によって発生させられた組織変位を画像化する。ARFI法により、比較的低い周波数
の剪断波を発生させるために、その集束された超音波、つまり1MHzを上回る周波数域
の縦方向の音波(圧力波)を使用することができる。組織変位を画像化するために、上記
の運動エンコード傾斜磁場を使用してもよい。

40

【0005】

超音波パルスの集束を画像化するための他の技術も知られている(例えば、特許文献2
もしくは特許文献3参照)。

【0006】

集束された超音波パルスと関連させて組織変位を画像化するために、スピンロック測定
シーケンスが用いられる。目的は、例えば熱アブレーションにより腫瘍を破壊することに

50

ある。

【0007】

しかし、そのような技術は多くの欠点を有する。例えば、典型的には剪断波または超音波を身体表面において機械的な振動装置または超音波送信器により発生させて用いる。これらの発生装置は、一般にMR装置内の環境と全くまたは限定的にしか両立できない。MR信号に磁化率アーチファクトが生じ、あるいは特別なかつ場合によっては費用のかかる装置を使用しなければならない。その際に、特殊な解決策が要求され、それらの解決策は臨床上の作業経過を複雑化し、かつ磁気共鳴管内の患者用に使用可能なスペースに関して更に別の制限を生じさせる。更に、付加的に必要な構成部品が実施時のコストを高める。付加的な装置の提供によって、調達、実施及びメンテナンスのために高められたコストが生じる。

10

【0008】

機械的な振動装置または超音波送信器の使用によってスペースの問題も生じる。従って、磁気共鳴測定シーケンスの際には患者の身体表面近傍に局所コイルまたは局所コイルアレイを配置することが望まれる。機械的な振動装置または超音波送信器は、とりわけそのような場所に配置されるので、その結果としてスペース問題が生じ得る。

【0009】

更に、剪断波および/または超音波は、それが組織を通して伝搬する間に比較的高い減衰を伴う。例えば、200Hzの固有振動数を上回る（これは1~3cmの波長に相当する）剪断波は速やかに組織内において吸収され、従って深い組織層（患者の皮膚表面における発生個所から遠く離れた組織層）には届かないことが実験から知られている。この理由は、患者表面にある機械的な振動装置または超音波送信器によって剪断波または超音波が発生させられ、該当検査もしくは測定部位に達するまで、最初に組織内の或る走行区間を進まなければならないことにある。

20

【0010】

他方では、例えば35Hz以下の（これは6~17cmの波長に相当する）低周波剪断波は、達成可能な空間分解能を著しく低下させる。このことは、例えば小さな腫瘍の検出を困難または不可能にし、もしくは一般的には診断上の利用可能性を制限する。更に、そのような低周波剪断波の場合には、MRE画像のコントラストが、組織の音響特性に関係するだけでなく、体内において結果的に生じる波長の関数にもなる。従って、例えば、組織構造によって形成される共鳴器において定常波が発生する。これは、MRE画像の臨床上の解釈を複雑化もしくは不可能にすることがある。

30

【先行技術文献】

【特許文献】

【0011】

【特許文献1】米国特許出願公開第2003/0193336号明細書

【特許文献2】米国特許出願公開第2010/0026298号明細書

【特許文献3】米国特許第7956613号明細書

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

40

【0012】

そこで、改善されたエラストグラフィ法が要望されている。特に、組織の弾性を表す量を決定する際に高い精度をもたらす磁気共鳴装置を用いた改善されたエラストグラフィ技術と共に、より簡単でより低コストのエラストグラフィを可能にする技術が要望されている。

【課題を解決するための手段】

【0013】

この課題は、本発明によれば、独立請求項によって解決される。従属請求項においては、好ましい実施態様が記載されている。

【0014】

50

第1の観点によれば、本発明は、磁気共鳴装置（MR装置）を用いた被検者の特定部位におけるエラストグラフィ法に関する。この方法では、特定部位において横磁化を操作するために高周波パルス（RFパルス）が照射され、特定部位において剪断波を発生させるために振幅の空間選択性を有する少なくとも1つの他のRFパルスが照射される。更に、この方法では、特定部位から剪断波を視認可能にする該横磁化の磁気共鳴信号（MR信号）が検出され、そのMR信号に基づいて特定部位内の組織の弾性を表す量が決定される。

【0015】

前記剪断波は、約1～300Hzの周波数を有する横方向の音波である。少なくとも1つの他のRFパルスの振幅の空間選択性は、換言すれば、集束された少なくとも1つの他のRFパルスに対応する。振幅の空間選択性は、とりわけ電界成分の振幅の空間選択性を表している。振幅の空間選択性を有する少なくとも1つの他のRFパルスの照射は、例えば剪断波の空間的分布に影響を及ぼすことができる。

【0016】

剪断波を視認可能にするMR信号は、換言するならば、剪断波の少なくとも1つのパラメータを表す。MR信号は例えば剪断波の振幅を表す。

【0017】

例えば、被検者はMR装置内で位置決め可能なテーブルの上に存在する。横磁化（静磁場に対して垂直方向の典型的には1-Hの核スピンの磁化）は、特定部位において従来の空間エンコーディング傾斜磁場（位相選択、周波数選択、スライス選択）を用いて、空間分解して発生および/または検出することができる。横磁化を操作するためのRFパルスは、例えば横磁化を発生するための励起パルス、またはリフォーカスパルス、または90°パルス、または90°よりも小さい偏向を有するアルファパルス、または核磁化との相互作用を有するその他のパルスであってよい。横磁化を操作するためのRFパルスは、例えば核スピン共鳴周波数に等しい周波数を有してよい。このようなRFパルスはMR技術およびMR測定シーケンスに関する専門家にとって知られている。一般に、横磁化を操作するために1つよりも多い個別のRFパルス、例えば2または3個のRFパルスを使用するとよい。これは、横磁化の励起および検出に使用するMR測定シーケンスに係る。

【0018】

例えば、少なくとも1つの他のRFパルスにより伝送もしくは集束されるエネルギーによって、組織の短時間の局所的な加温が生じる。それによって組織が膨張する。機械的な膨張は剪断波を発生する。剪断波は物質の変位を空間および時間の関数として描出する。典型的には生体組織内の剪断波の群速度は約2m/sである。その群速度は波長の関数であり、その波長は、少なくとも1つの他のRFパルスもしくはその空間選択性によって決定することができる。特定部位に直接に剪断波を発生させることによって、皮膚表面に剪断波を発生させる技術に比べて特定部位への伝搬中における剪断波の減衰を少なくすることが有利に達成される。

【0019】

例えば、磁気共鳴装置の高周波コイルアレイ（RFコイルアレイ）を用いて高周波パルスおよび/または少なくとも1つの他の高周波パルスを照射することができる。RFコイルアレイは、例えばMR装置内に固定的に組み込まれていてよいし、または被検者の身体表面近傍に配置することができる局所的なRFコイルアレイであってよい。

【0020】

代替として、例えば、比較的大きい、従って振幅の比較的小さい空間依存性を持つMR装置のボディコイルが横磁化の操作のためのRFパルス用を使用されるのに対して、RFコイルアレイは剪断波発生のための少なくとも1つの他のRFパルスの照射用を使用される。

【0021】

例えば、高周波パルスも、少なくとも1つの他の高周波パルスも、MR装置の同一の高周波コイルアレイを用いて照射することができる。例えば、高速撮像の並列MR測定シー

10

20

30

40

50

ケンス（例えばGRAPPA、SENSEまたはSMASH等の所謂PPA撮像法）、特にk空間のアンダーサンプリングを有する高速撮像の並行MR測定シーケンスに関しては、そのような高周波コイルアレイが知られている。そのような高周波コイルアレイは、特に異なる位置において個々のコイルの感度最大値を有し、（特にボディコイルに比べて）位置の比較的強い感度依存性を有する。唯一のRFコイルアレイの使用によってエラストグラフィの簡単化された実施が有利に達成される。何故ならば、例えば特に、機械的な振動装置のような別個の部品が必要でないからである。これは、当該MR装置のコストを低減することもできる。

【0022】

少なくとも1つの他のRFパルスの振幅の空間選択性は、例えばRFコイルアレイの互いに異なるコイル間の特定の振幅関係および/または位相関係によって達成することができる。建設的干渉および相殺的干渉によって、有効な振幅、例えば電界の振幅がほぼ特定部位に限定されるという結果が得られる。換言するならば、励起の空間選択性は、例えば少なくとも1つの他のRFパルスの電界が明白に際立った局所的な振幅最大値を有することを意味し、即ち組織の加熱が位置空間において明瞭に規定かつ限定されていることを意味し、従って少なくとも1つの他のRFパルスが集束することを意味する。それによって、例えば、特に、健康上支障のない、例えば組織の（体温に比べて）僅かな局所的加温しか生じさせない適度のRFパワーで、十分に大きな振幅を有する剪断波を発生させることができる。他のRFパルスの振幅の空間選択性を発生させるための様々のそのような技術は専門家に知られており、例えば国際特許出願公開第03/002199号明細書により知られている。

【0023】

剪断波の発生の空間選択性によって、更に、剪断波を直接的に特定部位内で、即ちエラストグラフィが実施される位置で発生させることができる。しかして、例えば機械的な振動装置を用いた被検者の皮膚表面での剪断波の発生に基づく従来技術に比べて、皮膚表面から特定部位への経路上での剪断波の減衰を考慮する必要なしに、特定部位における十分に大きな剪断波振幅を保証することができる。特に、このようにして、剪断波を、より広幅および/または高レベルの周波数域において使用することができ、しかも組織内の剪断波減衰が比較的大きい周波数でも使用することができる。

【0024】

専門家には、MR信号の検出により剪断波を視認可能にする種々の技術が知られている。例えば、これは冒頭に述べた運動エンコード傾斜磁場および/またはスピンロックシーケンスにより行うことができる。これに関して、種々の実施形態において、少なくとも1つの他の高周波パルスの照射が、横磁化発生のためのRFパルスの照射と少なくとも部分的に同時に行われるとよい。

【0025】

少なくとも1つの他のRFパルスのキャリア周波数が横磁化の共鳴周波数（核スピン共鳴周波数）と異ならせることは、追求するに値する。例えば、横磁化の共鳴周波数は横磁化を操作するためのRFパルスのキャリア周波数に等しくてよい。例えば、異なるキャリア周波数は、他のRFパルスのキャリア周波数が核スピンの共鳴周波数の線幅の外側もしくはは明白に外側にあることを意味する。典型的には、例えば、核スピンの共鳴周波数は、1.5テスラのMR装置にとって64MHzにある。従って、少なくとも1つの他の励起パルスのキャリア周波数をこの値とは異ならせて選定することは可能である。

【0026】

例えば、剪断波が準平面的な剪断波であり、少なくとも1つの他の高周波パルスの照射が、それぞれ異なる位置に振幅の最大値を有する複数の他の高周波パルスの順次照射を含み、それらの異なる位置が、準平面的な剪断波の波面に対してほぼ平行に離間しているとよい。それらの位置は例えば特定部位内にある。例えば、準平面的な剪断波は比較的大きい振幅、即ち大きい物質振動を有するという利点を有する。これは、より大きい空間的な崩壊長もしくははより少ない減衰を生じさせる。これもエラストグラフィにおける信号を高

め得る。

【 0 0 2 7 】

離間された複数の他の R F パルスの順次照射によって、準平面的な剪断波を発生させることができる。例えば、順次照射される離間した複数の他の R F パルスの間での僅かな時間的ずれによって、例えば準平面的な波面が発生させられるとよい。しかし、技術的制約に基づいて（比較的僅かな）時間的ずれが残るので、順次照射される他の R F パルスの離間方向と伝搬方向との間に僅かな角度が存在する。その角度はごく僅かな角度である。

【 0 0 2 8 】

一般に、特定部位において圧力波を発生させるために規定のパルス幅を有する他の R F パルスを正確に照射することは可能である。組織に単独の他の R F パルスを照射した場合に、その組織は局所的に加熱されて膨張する。この熱膨張は圧力波を発生させ、その圧力波の周波数は $0 \sim 1 / (\text{パルス幅})$ の範囲で広がる。換言するならば、より短い他の R F パルスは、より広い範囲の圧力波周波数を発生させることができる。これは励起の持続時間と周波数空間での励起幅との間のフーリエ変換原理から生じる。例えば、 $1 \mu s$ のパルス持続時間を有する 1 つの他の R F パルスは 1 MHz までの周波数を有する複数の圧力波を発生する。それに対応する原理が、振幅の空間選択性のフーリエ変換された形から生じ得る励起波長に当てはまる。

【 0 0 2 9 】

ここに詳しく説明されていない種々の物理的プロセスによって、高周波の圧力波から剪断波が発生し得る。従って、単独の他の R F パルスもしくは複数の一連の高速にて連続する他の R F パルスの照射によって、パルス状の剪断波またはパルス状の剪断波波面が発生する。これらは有効な周波数帯域幅も有する。

【 0 0 3 0 】

異なる実施形態では、上述のように有効な周波数帯域幅を有し得るパルス状の剪断波は得ないことが望ましい。異なる実施形態に該当するのは、剪断波が特定の繰り返し速度、即ち特定の周波数、もしくは僅かな周波数帯域幅を有する場合である。

【 0 0 3 1 】

複数の他の高周波パルスのための順次照射は、1 つの他の周波数で繰り返すこともできる。例えば、この他の周波数は、準平面的な剪断波の波長および / またはエラストグラフィの空間分解能に依存して決定するとよい。他の周波数は、有利には $20 \sim 400 \text{ Hz}$ の範囲にあり、特に有利には $50 \sim 150 \text{ Hz}$ の範囲にある。

【 0 0 3 2 】

従って、他の周波数は、複数の他の R F パルスの順次照射の繰り返し速度を決定する。複数の他の R F パルスを繰り返し速度もしくは他の周波数で繰り返して順次照射することによって、比較的僅かの周波数幅を有する準平面的な剪断波を発生させることができる。換言するならば、繰り返して順次照射することによって、1 つの特定の周波数を有する 1 つの準平面的な剪断波を発生させることができる。このようにしてエラストグラフィを周波数分解して実行することができる。このことは、特に、MR 信号の空間分解能、従ってエラストグラフィデータの空間分解能に関して有利である。エラストグラフィの信号対雑音比は周波数分解された測定によって高めることもできる。他の周波数、即ち準平面的な剪断波の周波数を上述の範囲内に選定することによって、例えばエラストグラフィの空間分解能および / または剪断波の減衰に関して有利な結果をもたらすことができる。このようにして、例えばエラストグラフィの信号対雑音比を最適化することができる。

【 0 0 3 3 】

上記においては、主として剪断波の特性および剪断波を発生させる技術に関して取り上げた。以下においては、MR 測定シーケンスもしくは MR 信号の検出に関して取り上げる。

【 0 0 3 4 】

例えば、MR 測定シーケンスにおいて、高周波パルスの照射および磁気共鳴信号の検出が行われる。その MR 測定シーケンスは、スピンエコーシーケンスまたはスピンロックシ

10

20

30

40

50

ーケンスであってよい。このようなMR測定シーケンスは、専門家にとって、例えば冒頭に述べた特許文献から原理的に知られており、従ってここでこれ以上の説明を必要としない。

【0035】

例えば、MR測定シーケンスの繰り返し速度は、特定部位内の異なるスライスおよび／または異なる特定部位ならびに他の周波数に互いに合わせて調整されているとよい。

【0036】

例えば異なる特定部位および／または特定部位内の異なるスライス（異なるスライス選択傾斜磁場）についてのMR信号を検出するために繰り返し速度でMR測定シーケンスを繰り返すことが望ましい。その際に、切断波の連続的な励起を可能にするために、切断波の周波数が繰り返し速度に同期されていることが望ましい。このようにして連続的な共鳴する切断波の発生が達成され、MR測定シーケンス、即ち横磁化の発生、影響操作および検出に対する固定の位相関係を保つことができる。例えば、MR測定シーケンスの繰り返し速度は、他の周波数の整数倍、即ち複数の他のRFパルスの順次照射の繰り返し速度の整数倍であるとよい。換言するならば、MR測定シーケンスは励起される切断波に対して位相固定の関係にあるとよい。例えば、切断波の同じまたは対応する位相においてその都度、MR信号の検出、および／または横磁化を操作するためのRFパルスの照射が行われる。

10

【0037】

代替えとして、少なくとも1つの他のRFパルスの照射による切断波の発生は、その都度（例えば特定部位の1つのスライスまたは複数の異なる部位のための）MR測定シーケンスの開始に基づいて開始させることができる。その際に、エラストグラフィ測定の全時間に亘ってコヒーレント切断波を維持する必要はない。

20

【0038】

例えば、MR測定シーケンスがスピンロックプリパレーションパルスを有するスピンロックシーケンスであり、少なくとも1つの他の高周波パルスの照射がスピンロックプリパレーションパルスの期間中に行われるとよい。スピンロック位相の期間中に、横磁化を発生するためのRFパルスが、例えば核スピン共鳴周波数を有する連続的なRF波の照射を含む。例えば、スピンロックプリパレーションパルスの振幅が、複数の他のRFパルスを繰り返し照射する他の周波数に合わせて調整されているとよい。

30

【0039】

このような技術は、例えば、基本的には所謂回転飽和イメージング（英語：“rotary saturation imaging”，RSI）に関連して知られている。このような技術は組織運動の検出の際に比較的高い感度を提供する。これは、エラストグラフィの信号対雑音比が比較的大きいことを意味する。更に、このような技術は大きな時間依存性を有する運動エンコード傾斜磁場の使用（傾斜磁場の高速スイッチング）を回避することができ、このことは、エラストグラフィ中に患者身体に伝達される騒音または振動を防止することができる。これはエラストグラフィ測定に伴う振動干渉を防止することができる。患者の快適性を高めることもできる。

【0040】

40

MR測定シーケンスが運動エンコード傾斜磁場を有するスピンエコーシーケンスであり、運動エンコード傾斜磁場の期間中に少なくとも1つの他の高周波パルスの照射が行われることも可能である。例えば、複数の他の高周波パルスの繰り返される順次照射が、その都度、運動エンコード傾斜磁場の期間つまり持続時間の第3四半期において行われるとよい。

【0041】

例えば、準平面的な切断波の（波面に垂直な）エネルギー運動方向に沿った組織変位をエンコードするために、従来のスピンエコーシーケンスにスライス選択方向において、運動エンコード傾斜磁場が付け加えられるとよい。切断波を発生させるための少なくとも1つの他のRFパルスは、同期した組織運動を発生させるべくかつ少なくとも1つの他のR

50

Fパルスのデューティ比をできるだけ小さく保つべく、例えば正弦波状の運動エンコード傾斜磁場の各周期の第3四半期の期間に照射されるとよい。この実施形態においても、干渉を回避するために、少なくとも1つの他のRFパルスのキャリア周波数を核スピン共鳴周波数に十分に等しくないように選定するとよい。

【0042】

例えば、少なくとも1つの他の高周波パルスの持続時間および/または振幅が、発生される剪断波の推定振幅に依存して決定されるとよい。換言するならば、使用されるRFエネルギーが、エラストグラフィの十分に高い信号対雑音比を可能にする剪断波振幅をもたらすように制限されるとよい。より高い振幅は、被検者の組織内の温度上昇を制限するために回避するとよい。

10

【0043】

例えば、少なくとも1つの他の高周波パルスの持続時間および/または振幅が、特定部位内の組織の推定された加温に基づいて決定され、その加温が1Kよりも低い、好ましくは10mKよりも低い、特に好ましくはほぼ1mKであるとよい。これは、例えば約1~10mbarの範囲の音圧、またはほぼ8mbar(800Pa)の音圧に相当する。更に、これは、例えば数ケルビンから数十ケルビンまでの組織の加熱が使用される腫瘍の温熱療法とは相違する。このようにして有利な方法で検査組織の損傷を回避することができる一方で、それにもかかわらずエラストグラフィにおいて十分に高い信号対雑音比を得ることができる。

【0044】

20

他の観点によれば、本発明は、振幅の空間選択性を有する少なくとも1つの他の高周波パルスの照射によって被検者の特定部位内に剪断波を発生させるための磁気共鳴装置の高周波コイルアレイの使用に関する。

【0045】

この使用は、例えば本発明の他の観点によるエラストグラフィ法を含む。RFコイルアレイのこのような使用に関しては、本発明の他の観点によるエラストグラフィ法で得られる効果に匹敵する効果が得られる。

【0046】

本発明の他の観点によれば、本発明は、振幅の空間選択性を有する少なくとも1つの他の高周波パルスの照射によって被検者の特定部位内に剪断波を発生させることによりエラストグラフィを行なうための磁気共鳴装置の高周波コイルアレイの使用に関する。

30

【0047】

例えば、このような少なくとも1つの他のRFパルスにおいて、組織内に生ぜしめられる加温は、ほぼ1mKであるか、または1mK~1Kの範囲にあるか、またはそれ以上であり得る。例えば、約40~120°Cへの加温が起こり得る。

【0048】

他の観点によれば、本発明は、被検者の特定部位におけるエラストグラフィを実施するように構成されたMR装置に関する。MR装置は、高周波コイルアレイを含み、その高周波コイルアレイは、次のステップを実行するように、即ち、特定部位において横磁化を操作するための高周波パルスの照射と、特定部位において剪断波を発生させるために振幅の空間選択性を有する少なくとも1つの他の高周波パルスの照射とを実行するように構成されている。MR装置は、更に受信ユニットを含み、その受信ユニットは剪断波を視認可能にする該横磁化の磁気共鳴信号を特定部位から検出するように構成されている。MR装置は、更にコンピュータユニットを含み、そのコンピュータユニットが、磁気共鳴信号に基づいて特定部位内の組織の弾性を表す量を決定するように構成されている。

40

【0049】

MR装置は、本発明の他の観点によるエラストグラフィ法を実施するように構成することができる。このようなMR装置に関しては、本発明の他の観点によるエラストグラフィ法に関して得られる効果と匹敵する。

【0050】

50

他の観点によれば、本発明は、被検者の特定部位におけるエラストグラフィ法に関し、この方法は、特定部位において横磁化を操作するためのＲＦパルスの照射と、特定部位において剪断波を発生させるために被検者への少なくとも１つの非電離レーザパルスの照射とを含む。この方法は、更に剪断波を視認可能にする該横磁化のＭＲ信号の特定部位からの検出と、そのＭＲ信号に基づく特定部位内の組織の弾性を表す量の決定とを含む。

【００５１】

レーザパルスによって剪断波を発生させるための相応の技術は、専門家に、例えば光音響イメージングとの関連で知られており、従ってこれ関連してこれ以上の説明は必要でない。少なくとも１つの他のＲＦパルスにより発生した剪断波に関する特徴は、剪断波が少なくとも１つのレーザパルスにより発生される今論じている観点に関する特徴と組み合わせ得ることを理解すべきである。

10

【００５２】

他の観点によれば、本発明は、被検者の特定部位におけるエラストグラフィを実施するように構成されている磁気共鳴装置に関する。ＭＲ装置は、高周波コイルアレイに結合されているＲＦ信号発生器を制御するためのコンピュータユニットを含む。そのコンピュータユニットは、次のステップを実行するように、即ち特定部位において横磁化を操作するための高周波パルスの照射と、特定部位において剪断波を発生させるために振幅の空間選択性を有する少なくとも１つの他の高周波パルスの照射とを実行するように構成されている。磁気共鳴装置は、更に受信ユニットを含み、その受信ユニットは剪断波を視認可能にする該横磁化の磁気共鳴信号を特定部位から検出するように構成されている。コンピュータユニットは、更に磁気共鳴信号に基づいて特定部位内の組織の弾性を表す量を決定するように構成されている。

20

【００５３】

以上において説明した実施形態の特徴および本発明の観点は互いに組み合わせることができることは自明である。特に、これらの特徴は、本発明の範囲を逸脱することなく、説明した組み合わせのみならず、その他の組み合わせで、または単独に使用することができる。

【００５４】

この発明の上述の特性、特徴および利点ならびにこれらの達成方法は、以下において図面と関連して詳述されている実施例の説明から明確に理解することができる。

30

【図面の簡単な説明】

【００５５】

【図１】図１は本発明によるエラストグラフィ法を実施するのに好適なＭＲ装置を示す概略図である。

【図２】図２は図１のＭＲ装置の高周波コイルアレイを示す概略図である。

【図３】図３はエラストグラフィのための本発明によるスピンロックＭＲ測定シーケンスを示すタイムチャートである。

【図４】図４は運動エンコード傾斜磁場を用いるエラストグラフィのための本発明によるスピネコーＭＲ測定シーケンスを示すタイムチャートである。

【図５】図５は特定の周波数を有する準平面的な剪断波を発生させるための複数の他のＲＦパルスの繰り返される順次照射を示す時間的経過図である。

40

【図６】図６は本発明によるエラストグラフィ法を示すフローチャートである。

【図７】図７は本発明による他のエラストグラフィ法を示すフローチャートである。

【発明を実施するための形態】

【００５６】

以下において、本発明を好ましい実施形態に基づいて図面を参照しながら更に詳細に説明する。これらの図において同一または類似の要素には同じ符号が付されている。

【００５７】

図１は、本発明による一実施形態による磁気共鳴装置（ＭＲ装置）２３０を概略的に示す。ＭＲ装置２３０は静磁場を発生するためのマグネット２１０を有する。例えば、マグ

50

ネット 210 は管状マグネットであり、静磁場はその管の長手軸線に平行であるとよい。ここでは被検者 211 である検査対象は、寝台テーブル 213 上にてマグネット 210 の中に送り込むことができる。更に、MR 装置 230 は、検出される MR 信号の画像化および空間エンコーディングに使用される傾斜磁場を発生するための傾斜磁場システム 214 を有する。典型的には、傾斜磁場システム 214 は規定された空間方向（傾斜磁場軸）に沿って傾斜磁場を適用し照射する別々に制御可能な少なくとも 3 つのコイルまたはコイルセットを含む。

【0058】

MR 装置 230 は RF 信号発生器 220 および受信ユニット 222 を有する。RF 信号発生器 220 および受信ユニット 222 は、送信・受信スイッチ 225 を介して MR 装置 230 の RF コイルアレイ 215 にもボディコイル 215b にも接続されている。RF 信号発生器 220 により、RF パルスをコイル 215, 215b を介して照射することができる。RF パルスは振幅変調することができ、規定されたキャリア周波数を有する。受信ユニット 222 は、再び、例えば緩和する横磁化の RF 信号を、コイル 215, 215b において誘導電圧として検出することができる。

【0059】

更に、MR 装置 230 は、使用者と MR 装置との対話もしくは使用者による MR 装置の制御を可能にするために、例えばキーボード、マウス、接続インターフェースなどを含む操作ユニット 212 を有する。更に、MR 装置 230 は、例えば MR 測定シーケンスを制御するよう構成された、即ちユニット 220, 222, 223 を制御するよう構成されたコンピュータユニット 221 を有する。更に、コンピュータユニット 221 は、被検者 211 のエラストグラフィ測定において組織の弾性を空間分解して決定するように構成されている。

【0060】

そのような MR 装置 230 の一般的な動作態様は専門家にとって知られているので、ここではこれ以上の詳細は説明しない。図 1 では、MR 装置 230 の各ユニットを別々に示して説明した。しかし、例えばハードウェアおよび/またはソフトウェアとして、特定のユニット同士の組み合わせおよび/または機能一体化が可能である。例えば、これには、特にコンピュータユニット 221 が該当し、このコンピュータユニット 221 は、例えば MR 装置 230 の装置コンピュータであってよい。

【0061】

図 2 において、RF コイルアレイ 215 の個々のコイル 215a および被検者 211 が示されている。RF コイルアレイ 215 のコイル 215a は、被検者 211 の周辺領域内にアレイ状に配置されているとよい。特に、コイル 215a は、異なる位置において感度 70a の最大値を有する。コイル 215a の感度は、ボディコイル 215b の感度 70b に比べて強い空間依存性を有するとよい。

【0062】

例えば、建設的干渉（干渉による強め合い）および相殺的干渉（干渉による弱め合い）によって被検者 211 の内部における特定部位 30 内の特定位置において RF 振幅の最大値、特に電界成分の最大値を発生させることが、適切な制御によって、即ち個々のコイル 215a の特定の振幅関係および位相関係によって可能である。換言するならば、少なくとも 1 つの他の RF パルスが、特定部位 30 において振幅の空間選択性を有する RF コイルアレイ 215 により照射される。コイル 215a の位相干渉制御により RF エネルギーを集束させるための相応の技術は、例えば温熱療法に関する専門家にとって知られている。従って、これらの技術はここではこれ以上言及しない。

【0063】

MR 装置 230 の RF コイルアレイ 215 は、特に、剪断波を発生させるべく、特定部位 30 において振幅の空間選択性を有する少なくとも 1 つの他の RF パルスを照射するために使用することができる。剪断波は被検者 211 の組織の周期的運動を表し、これは組織の時間および空間に依存する偏向によって達成される。剪断波の周波数は例えば 1 ~ 30

10

20

30

40

50

0 Hz の範囲内にある。発生した剪断波はエラストグラフィのための種々の実施形態で使用可能である。エラストグラフィでは、コントラスト発生のために器官の異なる音響インピーダンスが使用される。エラストグラフィは、組織の弾性を空間分解して定量化することができ、もしくは組織の弾性に比例した量を提供することができる。

【0064】

エラストグラフィのために、特定部位 30 内に横磁化を発生させるための RF パルスの照射と、特定部位 30 内での横磁化の MR 信号の検出とを含む MR 測定シーケンスを使用することができる。MR 信号は組織の運動を表し、従って剪断波を視認可能にもしくは画像化することができる。これを可能にする技術を図 3 および図 4 を参照して説明する。これらの MR 測定シーケンスは、例えば異なるスライス選択傾斜磁場を使用することによって、それぞれ特定部位 30 における特定スライス 30 a から MR 信号を検出する。例えば、これらの MR 測定シーケンスを異なるスライス 30 a に対して反復的に繰り返し実行すること、および / または異なる部位 30 に対して繰り返し実行することができる。これに関しては、図 3 および図 4 を限定的に解釈すべきでない。

【0065】

図 3 にはスピンロック MR 測定シーケンス 61 が示されている。高周波チャンネル 29、スライス選択傾斜磁場チャンネル 28 a、位相選択傾斜磁場チャンネル 28 b、読出し傾斜磁場チャンネル 28 c が示されている。更に、他の RF チャンネル 29 a が示されている。第 1 の $90^\circ \times$ RF パルス 20 が (例えば、RF コイルアレイ 215 により、またはボディコイル 215 b により) 照射され、その後で、それによって発生した横磁化 (静磁場に対して垂直方向の磁化成分) に対して連続的なスピンロックプリパレーションパルス 26 が作用する。その後、残存する横磁化が $-90^\circ \times$ RF パルス 20 により再び縦方向 (静磁場に対して平行方向) に切り替えられる。その後、検出位相 22 において MR 信号の検出が行われる。このような技術は回転飽和イメージング (RSI) としても知られている。 $-90^\circ \times$ RF パルス 20 と検出位相 22 との間には、なおも残存する全ての横磁化を崩壊させるために、傾斜磁場軸 28 a に沿った所謂「クラッシャー傾斜磁場 (crusher gradient)」が適用される。検出位相の期間中、全ての適切な MR イメージング周波数、例えば図 3 の場合におけるような EPI シーケンスが実行されるとよい。

【0066】

スピンロックプリパレーションパルス 26 の期間中、剪断波を発生するための 4 つのそれぞれ複数の他の RF パルス 21 の照射が行われる。これらの複数の他の RF パルス 21 も MR 装置 230 のコイルアレイ 215 により照射される。4 つのそれぞれ複数の他の RF パルス 21 は他の周波数もしくは特定の繰り返し速度で照射される。他の周波数は剪断波 50 (図 3 の下方参照) の周波数を決定する。スピンロックプリパレーションパルス 26 の振幅は、他の RF パルス 21 が照射される他の周波数に合わせて調整することができるので、横磁化の回転基準系においてラーモア周波数は他の RF パルス 21 の他の周波数に等しい。

【0067】

代替実施形態、即ちスピンエコー MR 測定シーケンス 62 が図 4 に示されている。第 1 の 90° RF パルス 20 が横磁化を発生する。その 90° RF パルスに 180° RF リフォーカスパルスが続く。両 RF パルス 20 がスピン共鳴周波数において適用される。付加的に、スライス選択方向 28 a に沿って正弦波状の運動エンコード傾斜磁場 25 が従来のスピンエコー測定シーケンス 62 に付け加えられる。これらの運動エンコードスライス選択傾斜磁場 25 は、剪断波の伝搬方向に沿った組織の変位をエンコードする。2 つの他の RF パルス 21 は、各運動エンコード傾斜磁場 25 の第 3 四半期の期間中に、同期した組織運動 50 を発生させるために照射される。RF パルス 20 ならびに他の RF パルス 21 は、RF コイルアレイ 215 を用いて印加することができることを理解するべきである。

【0068】

図 3 および図 4 において、エラストグラフィのための 2 つの特別な MR 測定シーケンスを示した。しかし、一般的にはエラストグラフィに適したあらゆる任意の MR 測定シーケ

10

20

30

40

50

ンスが利用できることを理解すべきである。一般的には、例えば、機械的な振動装置によって発生される剪断波についてはそのような測定シーケンスは知られており、剪断波を発生するための本発明による技術と組み合わせることができる。その理由は、他のRFパルス21を照射するためのRFコイルアレイ215の本発明による使用法は種々のエラストグラフィ技術において剪断波を発生することができるからである。

【0069】

上述のエラストグラフィ技術は、いずれにせよ既に存在するMR装置230のRFコイルアレイ215を剪断波発生に利用できることを理解すべきである。特に、例えばエラストグラフィ中の動作経過を複雑化しかつ付加的なステップを要する特別な機械的振動装置が必要でないことである。従来のエラストグラフィ技術、特に磁気共鳴エラストグラフィ法と違って、本発明によれば、運動検出の感度改善のためにRSI式のMR測定シーケンス(図3参照)を使用することができる。体内の深部の振動を検出すべく身体表面上に配置した音響トランスデューサに基づく熱音響画像化技術と違って、組織振動に対する高められた感度を得ることができる。そうであるのは、剪断波が直接に特定部位30において発生されそして(横磁化を介して)検出されるからである。しかし、熱音響画像化法の場合、剪断波は特定部位30から皮膚表面への伝搬路を進まなければならない、ここで減衰せられる。これは信号対雑音比を小さくする。特に、本発明による技術により、剪断波を機械的な振動装置なしに無接触で発生させることができる。更に、本発明による技術は、ハードウェアの追加装備を必要とせず、例えば温熱療法または腫瘍アブレーションのような治療技術と両立することができる。

【0070】

以下において、図3および図4における順次照射される複数の他のRFパルス21による剪断波の発生を更に詳細に説明する。図5に時間-空間ダイアグラムが示されている。複数の他のRFパルス21(図5では点として示す)が、順次異なる位置31a~31cにおいて、それぞれ剪断波50のそのように定められた波面52に対してほぼ平行に照射される。それによって波面52の方向に対して垂直に伝搬する準平面的な剪断波50が生じる。他のRFパルス21の空間選択性は、空間軸(垂直軸)における励起点の限定された広がりによって示されている。空間選択性は、RFコイルアレイ215の異なるコイル215aからコヒーレントに照射された信号の建設的干渉および相殺的干渉によって達成される。相応の技術は専門家にとって知られている。特に、他のRFパルス21のキャリア周波数は、核スピンの共鳴周波数との干渉が生じないように、つまり核スピン共鳴およびその高調波成分の該当線幅の十分外側に発生するように選定されるとよい。

【0071】

順次照射は、他の周波数53(図5に直接的に対応する周期時間もしくは繰り返し速度が示されている)で繰り返される。他の周波数53は準平面的な剪断波の周波数を決定し、分散関係式により波長を決定する。従って、他の周波数53は、特にエラストグラフィにおける達成可能な空間分解能と相関し得る。更に、準平面的な剪断波の振幅の空間的な減衰および/または時間的な緩和は、波長/他の周波数53に依存する。従って、他の周波数53は波長および/または空間分解能および/または減衰に関係して定められる。例えば、他の周波数53は50Hzから150Hzまでの間にあり、特に有利には約100Hzの範囲の周波数であるとよい。

【0072】

他のRFパルス21の持続時間および強さは、適切な振幅を有する剪断波50を発生させるように設定される。例えば、他のRFパルス21の照射時における組織の局所的な加温により準平面的な剪断波50の振幅を決定することができる。換言するならば、剪断波の振幅は、他のRFパルス21の持続時間および/または振幅により決定することができる。例えば、これらのパラメータは、組織の局所的な加温が明らかに1Kよりも低い、好ましくは10mKよりも低い、あるいは特に好ましくは約1mKであるように選定するとよい。特に、このような値は、温熱治療または腫瘍アブレーションのために使用される値よりも遥かに低い。このようにして組織の損傷を防止することができる。

【 0 0 7 3 】

例えば、他の周波数 5 3 を有する複数の他の R F パルス 2 1 の照射は連続的に行われ、例えば概ねエラストグラフィ測定の期間全体に亘って行われる。特に、エラストグラフィ測定の際には、特定部位 3 0 における複数のスライス 3 0 a について M R 信号、もしくは複数の特定部位 3 0 についての M R 信号を検出することができる。しかし、複数の他の R F パルス 2 1 の照射は M R 測定シーケンスの開始に基づいて開始することもできる。次に図 6 および図 7 において、これらの技術を説明する。

【 0 0 7 4 】

図 6 は本発明によるエラストグラフィ法のフローチャートである。この方法はステップ S 1 において始まる。ステップ S 2 において、被検者 2 1 1 の特定部位 3 0 内のスライス 3 0 a において横磁化を発生させるために、R F パルス 2 0 の照射が行われる。更に、ステップ S 2 は、随意的に前記横磁化を部分的に変更するかもしれない。前記横磁化に影響を及ぼすための複数の R F パルス 2 0、例えば特にスピンロックプリパレーションパルス 2 6 を含むことができる。ステップ S 2 の際に、運動エンコード傾斜磁場 2 5 が使用されてもよい。ステップ S 3 において、剪断波 5 0 を発生させるための少なくとも 1 つの他の R F パルス 2 1 の照射が行われる。好ましくは、準平面的な剪断波 5 0 を発生させるために、複数の他の R F パルス 2 1 が繰り返されて、順次、他の周波数 5 3 でもって照射される。例えばスピンロック M R 測定シーケンス 6 1 におけるスピンロックプリパレーション位相 2 6 の期間中に少なくとも 1 つの R F パルス 2 1 の照射が行われる。ステップ S 3 における少なくとも 1 つの R F パルスの照射は、例えばスピネコー M R 測定シーケンス 6 2 の正弦波状の運動エンコード傾斜磁場 2 5 の特定位相において行うことも可能である。あらゆる場合において、図 6 の実施形態では、剪断波 5 0 を発生させるための少なくとも 1 つの他の R F パルス 2 1 の照射の横磁化を操作するために、R F パルス 2 0 の照射が相次いで開始されるとよい。

【 0 0 7 5 】

このようにして組織運動を M R 測定シーケンス 6 1、6 2 に同期させることができる。その後、ステップ S 4 で M R 信号の検出を例えば検出位相 2 2 において行うことができるので、M R 信号は剪断波 5 0 を表し、即ち剪断波 5 0 を視認可能にする。検出位相 2 2 は、例えば従来のグラジエントエコー技術またはスピネコー技術に相応し得る。

【 0 0 7 6 】

ステップ S 5 で、組織の弾性に比例する量、例えば特に組織の弾性自体が M R 信号から（例えばコンピュータユニット 2 2 1 により）決定される。スピンロック M R 測定シーケンス 6 1 の場合には、これを、例えば T 1 コントラストを介して行うことができ、もしくはスピネコー M R 測定シーケンス 6 2 においては、運動エンコード傾斜磁場 2 5 によってコントラスト変化を介して行うことができる（図 3 および図 4 参照）。ステップ S 5 において空間分解されて決定された組織の弾性は、エラストグラフィに使用することができる。

【 0 0 7 7 】

ステップ S 6 で、他のスライス 3 0 a からの M R 信号もしくは組織の弾性に関する値が必要かどうかチェックされる。必要である場合にはステップ S 2 ~ S 5 が新たに実行される。必要でない場合には方法がステップ S 7 で終了する。

【 0 0 7 8 】

図 7 には他の本発明による方法のフローチャートが示されている。図 7 における方法の場合には、他の R F パルス 2 1 の照射が連続的に他の周波数 5 3 にて行われる（ステップ T 2）。しかし、図 7 の実施形態では、剪断波 5 0 の発生を M R 測定シーケンス 6 1、6 2 上で開始する必要がない。M R 測定シーケンス 6 1、6 2、即ち R F パルス 2 0 の照射および検出位相 2 2（ステップ T 3、T 4）は他の周波数 5 3 の整数倍で行われる。このようにして、例えばスピネコー M R 測定シーケンス 6 2 の場合における運動エンコード傾斜磁場 2 5 の間において、またはスピンロック M R 測定シーケンス 6 1 の場合におけるスピンロックプリパレーションパルス 2 6 の間において、特定の位相関係を達成すること

ができる。特に、図 7 のこのような実施形態では、特に横磁化および剪断波 5 0 を操作するために R F パルス 2 0 , 2 1 の同時照射を可能にする適切な R F 技術を提供するのが有利である。

【 0 0 7 9 】

以上において説明した実施形態の特徴および本発明の観点が互いに組み合わせることができることは自明である。特に、それらの特徴は、本発明の領域を逸脱することなく、説明した組み合わせのみならず他の組み合わせにてまたは単独にて使用することができる。上記において特に、剪断波を少なくとも 1 つの他の R F パルス 2 1 により発生させる技術を利用したが、剪断波を非イオン化レーザパルスにより発生させることもできることを理解すべきである。特に M R 測定シーケンス 6 1 , 6 2 等に対する時間同期についての特徴は、本発明のこの観点にも適用できる。

10

【 符号の説明 】

【 0 0 8 0 】

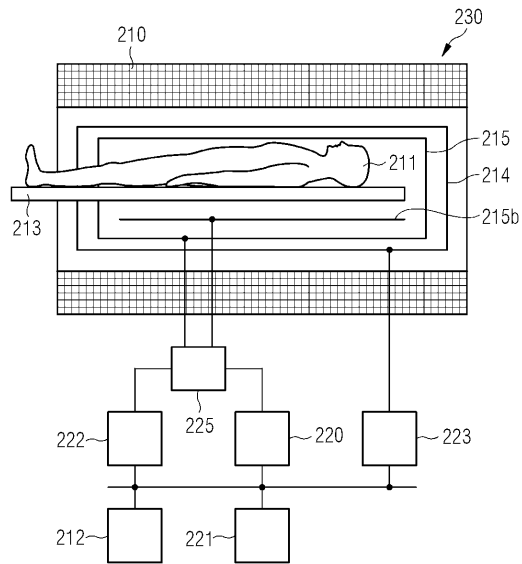
2 0	9 0 ° R F パルス
2 1	他の R F パルス
2 2	検出位相
2 5	運動エンコード傾斜磁場
2 6	スピンロックプリパレーションパルス
2 8 a	スライス選択傾斜磁場チャンネル読出し
2 8 b	位相選択傾斜磁場チャンネル
2 8 c	傾斜磁場チャンネル
2 9	R F チャンネル (高周波チャンネル)
2 9 a	他の R F チャンネル
3 0	特定部位
3 0 a	特定スライス
3 1 a ~ 3 1 c	位置
5 0	剪断波
5 2	波面
5 3	他の周波数
6 1	スピンロック M R 測定シーケンス
6 2	スピンエコー M R 測定シーケンス
7 0 a	感度
7 0 b	感度
2 1 0	マグネット
2 1 1	被検者
2 1 3	寝台テーブル
2 1 4	傾斜磁場システム
2 1 5	R F コイルアレイ
2 1 5 a	個々のコイル
2 1 5 b	ボディコイル
2 2 0	R F 信号発生器
2 2 1	コンピュータユニット
2 2 2	受信ユニット
2 2 3	ユニット
2 3 0	磁気共鳴装置 (M R 装置)

20

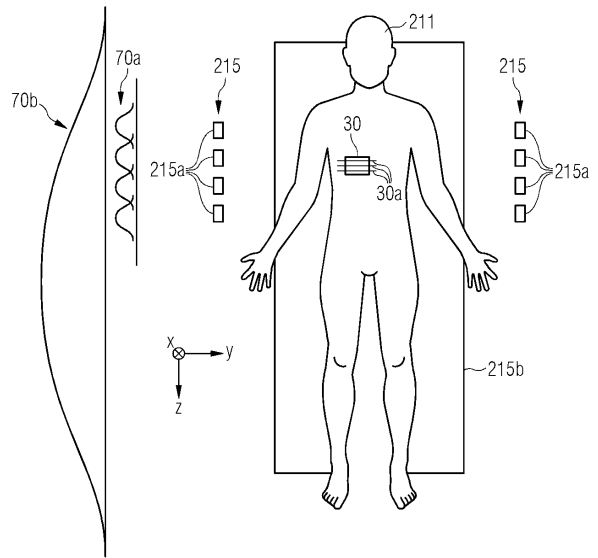
30

40

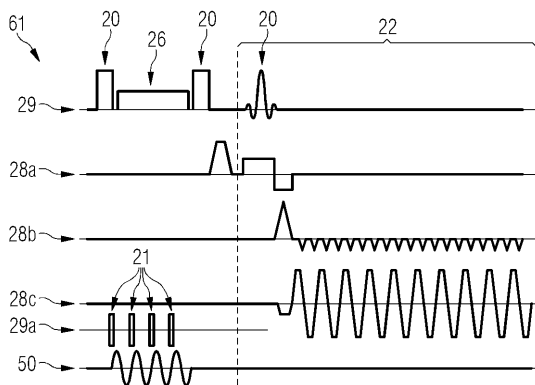
【 図 1 】



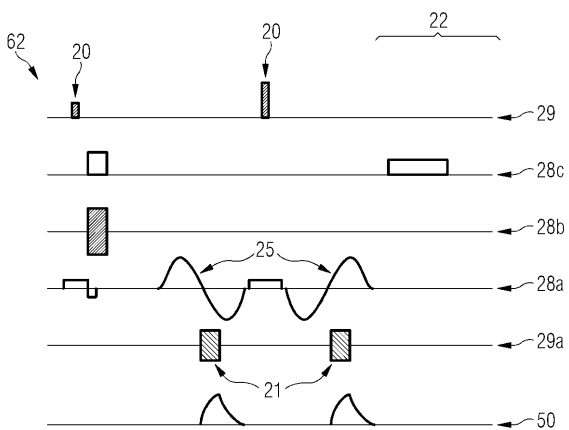
【 図 2 】



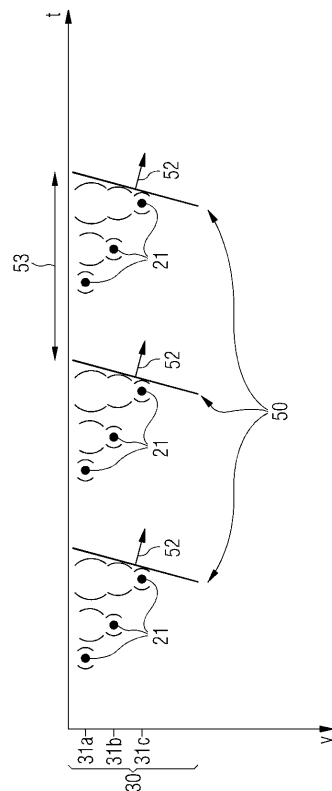
【圖 3】



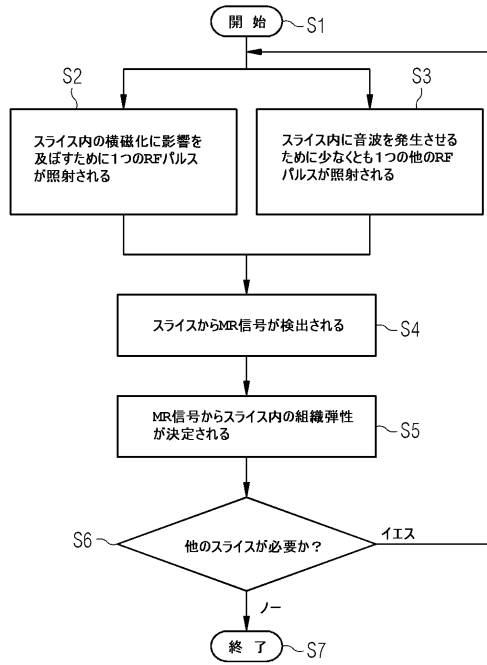
【 図 4 】



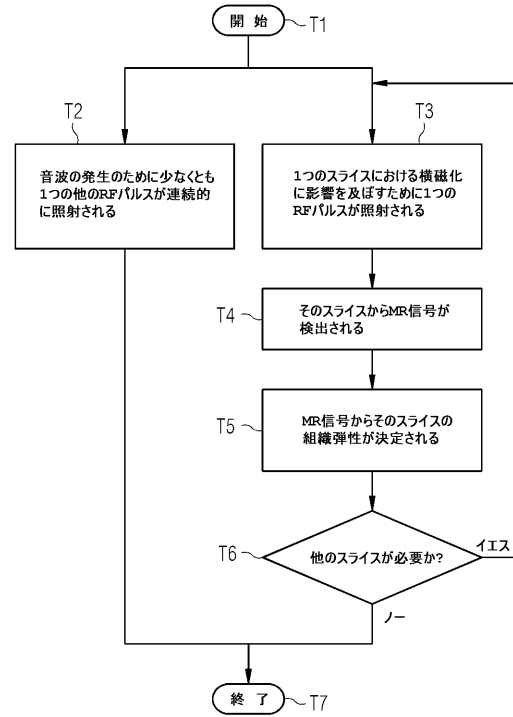
【 図 5 】



【図 6】



【図 7】



フロントページの続き

(72)発明者 シュテファン ポベスク

ドイツ連邦共和国 91056 エアランゲン アルブレヒト-デュラー シュトラーセ 19

審査官 松本 隆彦

(56)参考文献 特表2008-539005(JP,A)

国際公開第2006/116178(WO,A1)

特開2010-227417(JP,A)

特開2011-098158(JP,A)

国際公開第2011/055469(WO,A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B5/055

G01R33/20-33/64