

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第3892439号  
(P3892439)

(45) 発行日 平成19年3月14日(2007.3.14)

(24) 登録日 平成18年12月15日(2006.12.15)

(51) Int. Cl.	F I	
A 6 1 B 5/055 (2006.01)	A 6 1 B 5/05	3 7 0
A 6 1 B 8/00 (2006.01)	A 6 1 B 5/05	3 9 0
G O 1 R 33/28 (2006.01)	A 6 1 B 8/00	
G O 1 R 33/48 (2006.01)	G O 1 N 24/02	Y
A 6 1 B 18/00 (2006.01)	G O 1 N 24/08	5 1 0 Y
請求項の数 16 (全 14 頁) 最終頁に続く		

(21) 出願番号	特願2003-505644 (P2003-505644)	(73) 特許権者	503038683
(86) (22) 出願日	平成14年6月18日(2002.6.18)		インサイテック-テクソニクス リミテッ ド
(65) 公表番号	特表2004-534578 (P2004-534578A)		イスラエル国 3 9 1 2 0 チラット ハカーメル, ピー. オー. ボックス 2 0 5 9
(43) 公表日	平成16年11月18日(2004.11.18)	(74) 代理人	100078282
(86) 国際出願番号	PCT/IL2002/000477		弁理士 山本 秀策
(87) 国際公開番号	W02002/103380	(74) 代理人	100062409
(87) 国際公開日	平成14年12月27日(2002.12.27)		弁理士 安村 高明
審査請求日	平成17年6月2日(2005.6.2)	(74) 代理人	100113413
(31) 優先権主張番号	09/884, 206		弁理士 森下 夏樹
(32) 優先日	平成13年6月19日(2001.6.19)	(72) 発明者	ヴィテック, シュキ
(33) 優先権主張国	米国 (US)		イスラエル国 3 4 3 2 4 ハイファ, イラノット ストリート 3 3 エイ 最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 MR I 同期化を用いてフォーカスされた超音波システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

磁気共鳴画像 (MRI) システムを用いてモニタリングされるフォーカスされた超音波処理を実行するためのシステムであって、該MRIシステムは、無線周波数 (RF) 信号の送信と該RF信号に回答して患者の体からの磁気共鳴 (MR) 応答信号の検出とを制御するためにタイミングシーケンスを使用し、

該システムは、

圧電トランスデューサと、

該トランスデューサに接続された駆動回路であって、該駆動回路は、駆動信号を該トランスデューサに供給するように構成されており、それにより該トランスデューサは、該患者の体の内部の標的組織領域に向かって音響エネルギーを放出する、駆動回路と、

該MRIシステムと同時に該トランスデューサをアクティブ化するように該駆動回路に接続されたコントローラであって、該コントローラは、該患者の体によって生成された該MR応答信号を検出する該MRIシステムとの干渉を最小化するタイミングシーケンスの間に1回以上該駆動信号のパラメータを変化させるように該駆動回路を制御するように構成されている、コントローラと、

該MRIシステムのタイミングシーケンスを決定するように構成された手段であって、該コントローラに接続された手段と

を含み、

該コントローラは、該MRIシステムがRF信号を送信する場合に限り、実質的なノイ

ズを生成する該駆動信号のパラメータを変化させるように構成されている、システム。

【請求項 2】

前記コントローラは、前記駆動回路を制御するように構成されており、前記MRIシステムのタイミングシーケンスに基づいてパラメータを変化させる、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 3】

前記MRIシステムのタイミングシーケンスを決定するように構成された手段は、RF信号を送信すること、または、MR 応答信号を検出することを該MRIシステムに命令するために、該MRIシステムによって生成されたタイミング信号をサンプリングするためのインターフェースを含む、請求項 1 に記載のシステム。

10

【請求項 4】

前記インターフェースは、前記MRIシステムのタイミングシーケンスサンプリングポートを接続するためのケーブルを含む、請求項 3 に記載のシステム。

【請求項 5】

前記MRIシステムのタイミングシーケンスを決定するように構成された手段は、クロックのクロック速度に関連する同期化定数を獲得するように前記トランスデューサを駆動するクロックと該MRIシステムを駆動するクロックとを同期化するように構成された手段と、

該MRIシステムが最初にアクティブ化されるときと、該MRIシステムがRF信号の送信を開始するときとの間の遅延を決定するように構成された手段とを含み、

20

該コントローラは、該遅延によっておよび該同期化定数によって該MRIシステムの所定のサイクル周期を調整することによって該MRIシステムのタイミングシーケンスを決定するように構成されている、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 6】

前記MRIシステムのタイミングシーケンスを決定するように構成された手段は、いつRF信号が該MRIシステムによって送信されるかを決定するように構成された手段を含む、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 7】

いつRF信号が前記MRIシステムによって送信されるかを決定するように構成された手段は、前記コントローラに接続されたアンテナであって、該MRIシステムによって送信されたRF信号を検出するアンテナを含む、請求項 6 に記載のシステム。

30

【請求項 8】

前記コントローラは、前記音響エネルギーを前記標的組織領域にフォーカスするための前記各駆動信号の振幅、周波数、および位相シフトのうち少なくとも1つを制御するように構成されている、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 9】

前記コントローラは、前記MRIシステムが前記患者の体によって放出されたMR 応答信号を検出する場合、前記各駆動信号の振幅、周波数、および位相シフトのうち少なくとも1つを一定に維持するように構成されている、請求項 8 に記載のシステム。

【請求項 10】

40

前記システムは、

前記患者の体上に無線周波数(RF)パルスシーケンスを送信し、

該患者の体内部の標的組織領域において治療または診断処置を実行するために駆動回路からの電気駆動信号を用いて前記トランスデューサを動作し、

該RFパルスシーケンスにตอบสนองして、該患者の体内部の組織によって生成されたMR 応答信号を検出し、

該MR 応答信号を検出しながら該電気信号を一定に維持し、それにより、MR 応答信号の検出との干渉を最小化するように構成されている、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 11】

前記トランスデューサの動作は、音響エネルギーを前記標的組織領域に向けるように電

50

気駆動信号を用いて該トランスデューサを駆動することを含み、該電気信号を維持することは、前記RFパルスシーケンスが送信される場合に限り、該駆動信号のパラメータを変化させることを含む、請求項10に記載のシステム。

【請求項12】

前記システムは、前記MRIシステムのタイミングシーケンスを決定するようにさらに構成されており、該システムは、前記MR応答信号の検出との干渉を最小化するタイミングシーケンスの間に1回以上前記駆動信号のパラメータのみを変化させる、請求項11に記載のシステム。

【請求項13】

前記MRIシステムは、いつ前記RFシーケンスが送信される、およびいつ前記MR 10  
 応答信号が検出されるかを制御するタイミングシーケンスを使用し、該システムは、該MR  
 応答信号を検出する該MRIシステムとの干渉を最小化する該タイミングシーケンスの  
 間の1回以上前記トランスデューサを駆動する駆動信号をサンプリングすることによって  
 パラメータを変化させる、請求項12に記載のシステム。

【請求項14】

前記MRIシステムのタイミングシーケンスは、該MRIシステムによって生成された  
 タイミング信号をサンプリングすることによって決定される、請求項12に記載のシステ  
 ム。

【請求項15】

前記MRIシステムのタイミングシーケンスは、いつ前記RFパルスシーケンスを送信 20  
 ステップが開始または終了するかを感知することによって決定される、請求項12に記載  
 のシステム。

【請求項16】

前記パラメータは、前記駆動信号の振幅、周波数、および位相シフトのうちの少なくと  
 も1つを含む、請求項11に記載のシステム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

(発明の分野)

本発明は、一般的には、磁気共鳴画像(「MRI」)システムと、フォーカスされた超 30  
 音波および/または超音波画像システム等のMRIシステムと共に使用される他の電気ま  
 たは電子システムとの間の干渉を最小化するためのシステムおよび方法に関し、より詳細  
 には、例えば、フォーカスされた超音波処理の間、動作パラメータまたは他の電気アクテ  
 イブ化(electrical activity)の変化を磁気共鳴画像サイクルのタ  
 イミングに同期化させるシステムおよび方法に関する。

【背景技術】

【0002】

(背景)

癌腫瘍または良性腫瘍といった患者内部の標的組織領域に熱を向けて、壊死させるか、 40  
 または他の場合では、熱エネルギーを用いて組織領域を処理するフォーカスされた超音波  
 システムが提案されてきた。例えば、患者の体外部に配置された圧電トランスデューサが  
 、超音波(組織領域を治療的に処置するために、患者の内部組織領域において、約20キ  
 ロヘルツ(kHz)、より典型的には、50kHz~5MHz(0.05~5MHz)を  
 有する音響波)等の高強度の音響波をフォーカスするために使用される。音響波は、腫瘍  
 を切除するために使用され得、それにより、侵襲性手術に対する必要性を除去する。

【0003】

このような処理の間、例えば磁気共鳴画像法を用いて、処置される組織を画像化するこ  
 とがしばしば望まれる。一般的には、MRIシステムは、静磁場マグネット(static 50  
 field magnet)、勾配磁場増幅器(gradient field a  
 mplifier)、RFトランスミッタ、およびRFレシーバを含む。マグネットは、

患者を受け取る領域を含み、静的な、比較的均一な磁場を患者にわたって供給する。勾配磁場増幅器は、静磁場を変化させる磁場勾配を生成する。RFトランスミッタは、患者の組織にMR応答信号を放出させるために、患者にわたってRFパルスシーケンスを送信する。生のMR応答信号は、RFレシーバによって検知され、次いでMR画像を計算する計算ユニットに送られ得、次いで、MR画像が表示され得る。

【0004】

MRIシステムは、例えば、フォーカスされた超音波切除処置等の手術または最小の侵襲性処置の前に、処置を計画するために使用され得る。標的組織領域を位置付けるために、および/または処理の準備のためエントリポイントと組織領域との間の経路を計画するために、患者がMRIシステムにおいてスキャンされ得る。一旦、標的組織領域が識別されると、MRIは、例えば、組織領域を画像化するためおよび/または外部超音波ビームから処置される標的組織領域までの経路をガイドするために、処理中に使用され得る。さらに、MRIシステムは、例えば、処理中において組織領域の温度をモニタリングするために使用され得、標的組織領域のみが、周囲の健康な組織を損傷することなく、切除処置の間に破壊されることを確実にする。

10

【0005】

フォーカスされた超音波処理を画像化するためにMRIを使用する場合に遭遇する潜在的な問題の内の1つは、MRIシステムとフォーカスされた超音波システムとの間の干渉である。RF信号(特に、MRIシステム(1.5テスラのMRIシステムに対して、一般的には、約63メガヘルツ(63MHz)で集中される)によって使用された帯域幅内部のRF信号)に対して敏感であり得る。特に、フォーカスされた超音波システムを導き出すために使用されたような過渡的な信号は、広帯域のノイズを生成し得るか、および/またはMRIシステムの敏感な範囲内に高調波を放射し得る。このノイズは、特に、RFレシーバがアクティブ化され、MR応答信号を検出する場合、MRIシステムと干渉し得る。

20

【0006】

従って、フォーカスされた超音波処理中、磁気共鳴画像の結果を改善するためのシステムおよび方法が有用である。

【発明の開示】

【課題を解決するための手段】

30

【0007】

(発明の要旨)

本発明は、例えば、治療、画像化、診断、および/または、他の超音波処理の間に、概してMRIシステムと同期化して動作するシステムに関する。これらのシステムの動作は、システム間の干渉を最小化するためにMRIシステムの動作と同期化し得る。好適には、このようなシステムは、磁気共鳴画像法を用いてモニタリングされるフォーカスされた超音波処理を実行するため、ならびに、より好適には、アクティブ動作(超音波パラメータの変化、バースト送信、チャンネルサンプリング等)を、MRIプロセスの敏感なセグメントとの干渉を最小化するために磁気共鳴画像法のタイミングと同期化させるためのこのようなシステムが構成される。

40

【0008】

本発明の一面に従って、MRIシステムおよびフォーカスされた超音波システムを含むシステムが提供される。MRIシステムは、一般的には、実質的に静的な均一磁場を発生させるための静磁場マグネット、所定の態様で磁場を変更させるための勾配磁場増幅器、およびRFトランスミッタ/レシーバを含む。RFトランスミッタ/レシーバは、例えばパルスシーケンス等のRF信号を生成するためのRFトランスミッタ、および組織のMR応答を検出するための別個のレシーバを含み得る。あるいは、RFトランスミッタ/レシーバは、送信および受信モードで交互に動作するように構成される単一のデバイスであり得る。MRIシステムは、タイミングシーケンス、あるいは他の場合では、RFトランスミッタ/レシーバおよび/またはMRIシステムの他のコンポーネントの制御動作を提

50

供するためのMRIコントローラを含み得る。

【0009】

フォーカスされた超音波システム(「FUS」)は、圧電トランスデューサ、トランスデューサに接続された駆動回路、および駆動回路に接続されたFUSコントローラを含む。駆動回路は、トランスデューサに駆動信号を供給するために構成され、このトランスデューサは、1つ以上のトランスデューサエレメントを含むことにより、トランスデューサは、患者の体内部の標的組織領域に向かって音響エネルギーを放出し得る。

【0010】

FUSコントローラは、駆動信号のパラメータを変化させるか、または患者の体によって発生されたMR応答信号を検出するMRIシステムとの干渉を実質的に最小化するタイミングシーケンスの間の1回以上フォーカスされた超音波システムを活性化する駆動回路を制御するために構成される。例えば、FUSコントローラは、MRIシステムのタイミングシーケンスを決定し、MRIシステムのタイミングシーケンスに基づいて駆動回路を制御し得る。好適には、FUSコントローラは、駆動信号のパラメータ(例えば、周波数、振幅、および/または位相)を変化させる駆動回路を制御し、ならびに/あるいは、MRIシステムがRF信号を送信する場合のみ、他の過渡的動作を実行する。従って、FUSコントローラは、MRIシステムが患者の体によって放出されたMR応答信号を検出する場合に実質的に一定である駆動信号のパラメータを維持し得る。

10

【0011】

一実施形態では、MRIシステムによって生成されたタイミング信号をサンプリングするためのインターフェースが提供され、タイミング信号は、RF信号を送信するため、またはMR応答信号を検出するようにRFトランスミッタ/レシーバに命令するために使用される。好適には、インターフェースは、FUSコントローラへのMRIシステムのタイミングシーケンスサンプリングポートに接続するためのケーブルを含む。FUSコントローラは、上述のようなMR応答信号を検出するMRIシステムとの干渉を最小化するタイミングシーケンスの間の1回以上駆動信号のパラメータのみを変化させ得る。

20

【0012】

代替的な実施形態では、アンテナまたは他のセンサが、MRIシステムによって送信されたRF信号を検出するためのコントローラに接続され得る。FUSコントローラは、アンテナによって取得されたデータを使用して、いつMRIシステムがRF信号の送信を開始または終了するかを決定し、および/またはMR応答信号を検出し、そしてフォーカスされた超音波システムをそれに従って制御し得る。

30

【0013】

さらなる代替では、FUSコントローラは、MRIシステムおよびトランスデューサを駆動するクロックを同期化させ、クロックのクロック速度に関連する同期化定数を取得し得る。MRIシステムが最初にアクティブ化された場合とMRIシステムがRF信号の送信を開始する場合との間の遅延が決定され得る(例えば経験的に)。次いで、FUSコントローラは、遅延および同期化定数によりMRIシステムの所定のサイクル周期を調整することによってMRIシステムのタイミングシーケンスを決定し得る。

【0014】

別の局面に従って、磁気共鳴画像法を用いてモニタリングされるフォーカスされた超音波処理を実行するためのシステムが構成される。無線周波数(RF)パルスシーケンスは、患者の体(例えば、上述のようにMRIシステムを用いて)を介して送信される。圧電トランスデューサは、トランスデューサが患者の体内部の標的組織領域に向かって音響エネルギーを放出するように電気駆動信号を用いて駆動され得る。RFパルスシーケンスにตอบสนองして患者の体内の組織によって生成されたMR応答信号が検出され得る(例えばMRIシステムのレシーバによって)。例えば、フォーカスされた超音波システムならびに/あるいは他の電気または電子デバイスによって、MRIレシーバと干渉し得る任意のアクティブ化信号は、駆動信号のパラメータをトランスデューサ、サンプリングチャネル等のMRIシステムと同期化し得る。好適には、これらの「ノイズの多い」アクティブ化は、

40

50

MRIサイクルの送信位相の間のみ実行されることにより、MRIサイクルの受信位相の間にMR応答信号の検出との干渉を実質的に最小にする。

【0015】

本発明の他の目的および/または特徴が添付図面と共に考慮される以下の説明の考慮から明らかになる。

【0016】

本発明の好適な実施形態は、例によって示され、添付の図面においての図において限定されない。この図面では、同様の参照符号は同様の構成要素を指す。

【発明を実施するための最良の形態】

【0017】

(好適な実施形態の詳細な説明)

ここで、図面を参照すると、図1～図3は、本発明によるMRI誘導フォーカス超音波システム10の好適な実施形態を示す。一般的には、システム10は、フォーカス超音波システム12およびMRIシステム50を含む。一般的には、フォーカス超音波システム12は、圧電トランスデューサ14、駆動回路16、およびコントローラ18(以後、FUSコントローラと呼ぶ)を含む。

【0018】

図2および図3を特に参照すると、トランスデューサ14は、好適には、当業者に公知であるように構成された圧電材料から形成されたトランスデューサアレイである。好適な実施形態では、トランスデューサ14は、「球キャップ(spherical cap)」形状(すなわち、トランスデューサ14が球の部分を規定する内側表面20を有するように実質的に一定の曲率半径を有する)等の凹形状またはボウル形状を有し得る。あるいは、トランスデューサ14は、実質的に平坦な構成(図示されない)を有してもよいし、および/または、一般的であるが、必ずしも真実であるとは限らない円形(図示されない)である外周を含んでもよい。

【0019】

図3は、放射状に6つの同心リングおよび円周方向に8つのセクタに分割されるトランスデューサ14の例示的实施形態を示し、それにより、トランスデューサ14を48のトランスデューサエレメント22に分割する。あるいは、トランスデューサ14は、任意の所望の数のリングおよび/またはセクタ(図示せず)に分割され得る。好適な実施形態では、トランスデューサ14は、約8～12cmの外径、約8～16cmの曲率半径16、ならびに、1つ以上のリングおよび4～16セクタを含む。

【0020】

代替的な実施形態では、トランスデューサ14は、六角形、三角形、四角形等の種々の幾何学的形状を有する1つ以上のトランスデューサエレメントを含み得、好適には、必ずしも必要ではないが、実質的に一様なまたは対象的な構成で中心軸28の周りに配置され得る。しかし、トランスデューサ14の構成は、本発明に対して重要ではなく、公知の種々の任意の超音波トランスデューサ(フラット環状アレイ、線形アレイ等)が使用され得る。本発明と共に使用するために適切な位相アレイトランスデューサの構成に関するさらなる情報は、例えば、C. CainおよびS. Umemuraによる「Concentric-Ring and Sector-Vortex Phased-Array Applications for Ultrasound Hyperthermia」、IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques, vol. MTT-34、第5号、542～551頁(1986年5月)、およびT. FjeldおよびK. Hynnen、「The Combined Concentric-Ring and Sector-Vortex Phased Array for MRI Guided Ultrasound Surgery」IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, vol. 44、第5号、1157～1167頁(1997年9月)に見出され得る。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 2 1 】

図 1 に戻ると、トランスデューサ 1 4 は、排出された水または同様の音響送信流体で満たされたチャンバ 3 2 内部に取り付けられる。上部に患者 4 0 が配置され得るテーブル 3 0 または患者の体に対して配置され得る可動アーム（図示せず）上に取り付けられた流体充填バッグの内部にチャンバ 3 2 が配置され得る。トランスデューサ 1 4 は、以下にさらに詳細に説明されるように、トランスデューサ 1 4 によって放出された超音波エネルギーを生成および/または制御するために、駆動回路 1 6 および/または F U S コントローラ 1 8 に接続される。

## 【 0 0 2 2 】

ポジショニングシステム 3 4 は、1 つ以上の方向（好適には、3 つの直交方向の内のおよび/または）にトランスデューサ 1 4 を機械的に移動させるために、トランスデューサ 1 4 に接続され得る。あるいは、焦点距離（トランスデューサ 1 4 からトランスデューサ 1 4 によって放出された超音波エネルギーの焦点領域 3 8 への距離）は、（例えば、公知の方法を用いて、または機械的および電子的ポジショニングを用いて）電気的に調整され得る。例示的なトランスデューサおよびポジショニングシステムは、米国出願第 0 9 / 5 5 6 , 0 9 5 号および第 0 9 / 5 5 7 , 0 7 8 号（両出願とも 2 0 0 0 年 4 月 2 1 日に公開された）に開示される。

## 【 0 0 2 3 】

テーブル 3 0 の上部は、一般的には、超音波に対して実質的に透過性のある、マイラー（mylar）、ポリ塩化ビニル（PVC）、または他の適切なプラスチック材料等の可撓性膜 3 6 を含む。流体充填バッグ（図示せず）は、テーブル 3 0 上に配置された患者 4 0 の輪郭に容易に適合し得る膜 3 6 上に設けられ得ることにより、チャンバ 3 2 内部のトランスデューサ 1 4 に患者 4 0 を音響的に接続させる。さらにまたは代替的には、音響ゲル、水、または他の流体（図示せず）が、さらなる音響接続を容易にするために、患者 4 0 と膜 3 6 との間に設けられ得る。

## 【 0 0 2 4 】

図 2 を特に参照すると、トランスデューサエレメント 2 2 の各々は、従来の態様で駆動回路 1 6 に個々に接続される。駆動回路 1 6 は、1 つ以上の周波数、好適には、無線周波数（例えば、約 0 . 5 ~ 1 0 M H z 、より好適には約 1 . 0 ~ 2 . 0 M H z ）において、電気駆動信号 1 7 をトランスデューサエレメント 2 2 に提供するように構成される。電気駆動信号 1 7 がトランスデューサエレメント 2 2 に供給される場合、トランスデューサ 1 4 は、当業者に公知のように、その内側表面 2 0 から超音波エネルギーを放出する。

## 【 0 0 2 5 】

F U S コントローラ 1 8 は、駆動回路 1 6 によって生成された駆動信号 1 7 のいくつかの局面（振幅、周波数、および/または位相）を制御するために、駆動回路 1 6 に接続される。例えば、F U S コントローラ 1 8 は、実質的に従来の態様で、トランスデューサ 1 4 によって送られた超音波エネルギーの強度を制御するために、駆動信号 1 7 の振幅を制御し得る。

## 【 0 0 2 6 】

さらに、F U S コントローラ 1 8 は、各トランスデューサエレメント 2 2 に対する駆動信号 1 7 の位相成分を制御し、トランスデューサ 1 4 によって生成された焦点領域の形状を制御し、および/または焦点領域を所望の場所に移動させ得る。例えば、F U S コントローラ 1 8 は、例えば、焦点面の焦点距離（すなわち、トランスデューサの面から焦点領域の中心までの距離）を調整するために、各トランスデューサエレメント 2 2 の放射位置に基づいて駆動信号の位相シフトを制御し得る。さらにまたは代替的には、F U S コントローラ 1 8 は、トランスデューサ 1 4 、およびその後トランスデューサ 1 4 の焦点領域 3 8 の場所を所望の場所（すなわち、標的組織領域 4 2 ）に移動させるようにポジショニングシステム 3 4 を制御し得る。

## 【 0 0 2 7 】

好適には、以下にさらに説明されるように、MRI システム 5 0 との干渉を実質的に最

10

20

30

40

50

小化するように、駆動回路 16 および / または トランスデューサ 14 を同期化、ならびに / あるいは、他の場合制御するために、FUS コントローラ 18 はさらに構成される。

【0028】

図 1 を参照すると、MRI システム 50 は、静磁場マグネット 52、勾配磁場増幅器 54、RF トランスミッタ 56、RF レシーバ 58、制御プロセッサ 64 (以後、MRI コントローラと呼ばれる)、ならびに患者 40 のイメージ (例えば、組織構造 42) を獲得し得る計算ユニット 60 を含む。マグネット 52 は、そこで患者 40 を受信するための領域を含み、当業者に周知のように、患者 40 上に静的な比較的均一な磁場を提供する。勾配磁場増幅器 54 は、公知の態様で静的な磁場を変化させる磁場勾配を生成する。

【0029】

RF トランスミッタ 56 は、患者 40 上の RF パルスシーケンスまたは他の信号を生成かつ送信し、組織構造 42 に MR 応答信号を放出させ、MR 応答信号は、自由誘導減衰 (free induction decay) (FID) 信号および / または エコー信号を含み得る。好適な実施形態では、RF トランスミッタ 56 は、マグネット 52 において RF コイル (図示せず)、および パルス トランスミッタ (図示せず) を含み、パルス トランスミッタは、合成器 (図示せず) によって提供され、および / または MRI コントローラ 64 によって制御されるパルス トランスミッタ 周波数を有し得る。

【0030】

生の MR 応答信号は、レシーバ 58 によって感知され得、レシーバは、RF トランスミッタ 50 から RF コイル (図示せず) の別個のセットを含み得る。あるいは、RF パルスシーケンスを送信するための送信モードおよび MR 応答信号を受信するための受信モードで交互に動作するように構成される RF トランスミッタ / レシーバ (図示せず) が提供され得る。この代替の実施形態に対して、MRI コントローラ 64 は、例えば、送信モードと受信モードとの間の RF トランスミッタ 56 の RF コイルを切り替えることによってこの動作を制御し得る。

【0031】

動作の間、MRI コントローラ 64 は、MRI システム 50 を動作するために使用された タイミングシーケンスを提供し得、および / または他の場合ではこれを制御し得る。MRI システム 50 は、例えば、実質的に一定の周期を有する所定のタイミングシーケンスを用いて動作され得る。タイミングシーケンスは、RF 信号 56 に、RF パルスシーケンスを送信するように命令し、および / またはレシーバ 58 に、MR 応答シーケンスを聞く (listen for) ように命令する 1 つ以上の信号を含み得る。

【0032】

図 4 A を参照すると、MRI コントローラ 64 は、RF 送信 / 受信信号 (例えばゲート信号) を生成し得る。この信号は、RF トランスミッタ 56 および / またはレシーバ 58 をアクティブ化するために使用されてもよいし、あるいは、別個の信号がトランスミッタ 56 および / またはレシーバ 58 に提供されてもよい。タイミングシーケンスは、約 10 ~ 50 ms の周期、好適には、約 30 ms を有する画像化サイクルを含み得る。各サイクルの間、MRI コントローラ 64 は、点「a」において信号をまず供給し得、点「b」において中断するまで、図 4 A に示された比較的短い持続時間である T<sub>TRANSMIT</sub> (例えば、約 1 ~ 3 ms) の間に RF トランスミッタ 56 をアクティブ化する。RF トランスミッタ 56 は、サイクルのこの部分の間に 1 つ以上のパルスシーケンスを送信してもよいし、あるいは、複数の時間 (図示せず) でアクティブ化されてもよい。所定の遅延の後、または送信信号の終了直後に、MRI コントローラ 64 は、点「c」において信号を供給し、点「d」で中断されるまで、レシーバ 58 をアクティブ化し得る。レシーバ 58 は、次のサイクルの開始までアクティブのままであってもよいし、あるいは、レシーバ 58 は、サイクル間 (例えば、患者の体が MR 応答信号を生成することが予測される場合、一部のサイクル間) の複数の時間においてアクティブ化され得る。

【0033】

MR 応答信号は、レシーバ 58 から計算ユニット 60 に通過し得、計算ユニット 60 は

10

20

30

40

50

、アナログデジタルコンバータおよび/またはMR画像を計算する画像プロセッサ(両方とも図示せず)を含み得る。次いで、計算ユニット60は、ディスプレイ62上にMR画像を表示し得る。

【0034】

MRIシステム50は、MR画像を生成するために種々のRFパルスシーケンスを使用し得る。さらにまたは代替的に、MRIシステム50は、患者40の温度に敏感な画像を速やかに獲得するために、リアルタイム感温パルスシーケンスを利用し得る。随意に、感温画像は、他の医療診断画像(従来のMR画像等)上に重ね合わされてもよいし、別個のディスプレイ上に提供されてもよい。好適には、組織構造42およびフォーカスされた超音波システム12によって加熱された領域と共に同時に画像化され得、それにより、オペレータは、標的組織領域42に対応する加熱された領域(すなわち、焦点領域38)を正確に位置付けることが可能になる。温度に敏感なMR画像を取得するためのシステムおよび方法に関するさらなる情報は、2000年10月20日に出願された米国出願第09/696,624号に見出され得る。

10

【0035】

図1を参照すると、本発明によるシステム10は、MRIシステム50と干渉するフォーカスされた超音波システム12を実質的に最小化するために、フォーカスされた超音波システム12のアクティブ化とMRIシステム50のタイミングシーケンスとを同期化し得る。MRIシステムは、その帯域幅内部にあるRF信号に非常に敏感であり得、その帯域幅は、比較的狭くかつ集中され得る(例えば、1.5テスラのMRIシステムに対して約63MHz)。トランスデューサ14を駆動するために使用される駆動信号17が、遷移周期の間(例えば、駆動信号17が変化される場合)、MRIシステム50の信号よりも実質的に小さくなり得るが、ノイズが生成され得、MRIシステム50の帯域幅に高調波を含む。

20

【0036】

干渉を最小化するために、FUSコントローラ18は、例えば、MRIサイクルの敏感な部分との干渉を実質的に最小化するタイミングシーケンスの部分の間に、駆動回路16が単に、駆動信号17のパラメータを変化させるような態様で駆動回路16を制御し得る。さらにまたは代替的には、FUSコントローラ18は、駆動信号17をサンプリングし得るか、またはMRIサイクルのこのような不感部分の間に他のアクティブ化を実行する。

30

【0037】

好適には、FUSコントローラ18は、RFトランスミッタ56がRFパルスシーケンスを送信する場合に限り、例えば、振幅、位相、および/または周波数等のパラメータを変化させるために、駆動回路16を制御する。トランスデューサ14を駆動するために使用された駆動信号17と比較した場合、RFパルスシーケンスが比較的高い強度を有するために、駆動信号17によって生成された任意のノイズは、RFパルスシーケンスによって打ち消され得る。従って、駆動信号17の周波数および/または他のパラメータを変化させることにより、ノイズを発生し、MRIシステム50の帯域幅に高調波を含む可能性があり得る場合であっても、生成されたノイズは、RFトランスミッタ56によって生成されたRFパルスシーケンスに実質的に影響を与え得ない。

40

【0038】

レーザ58がアクティブ化される場合(すなわち、MRIサイクルの1つ以上の受信位相の間)、駆動信号17のパラメータは、実質的に一定に維持され得る(例えば、明瞭かつ定常状態)。従って、フォーカスされた超音波システム12によるノイズ生成が実質的に低減される一方で、MRIシステム50は、患者の体によって生成されたMR応答信号を検出し、それにより、取得されたMR画像の精度および/または信頼性を改善する。

【0039】

図4Bおよび図4Cを参照すると、図4Aに示されたMRIシステム50のタイミングシーケンスと同期化され得るフォーカスされた超音波システム12の例示的なアクティブ

50

化が示される。例えば、図4Bは、メジアン付近の振動であり得る、図示されない、例示的な駆動信号パラメータ（例えば、RFトランスミッタ56がアクティブ化され、レシーバ58が非アクティブ化される場合、MRIサイクルの点「a」と「b」との間（すなわち、TRANSMITの間）のみで変化され得る周波数）を示す。一般的には、フォーカスされた超音波システムのパラメータを変化させるために（すなわち、各周波数、振幅、および/または位相シフトを含む駆動信号の新しいセットをトランスデューサ14に提供するために）必要とされた時間は、3msよりも実質的に小さい時間がかかる。例えば、約200のトランスデューサエレメントを含むトランスデューサ14に対して、新しい駆動信号17は、約100「μ」s以下の全ての200チャンネルに提供され得る。従って、レシーバ58が点「c」においてアクティブ化されるまで、駆動信号17は、実質的に一定であり得ることにより、ノイズ生成を最小化し、他の場合は、MR応答信号の受け取りを妨害し得る。

10

**【0040】**

同様に、図4Cに示されるように、FUSコントローラ18は、例えば診断または他の目的のために、駆動回路16によって供給された駆動信号をトランスデューサ14にサンプリングし得る。このようなサンプリングは、約3ms未満で発生し得、そしてその後、MRIサイクルの送信部分の間に終了され得る。

**【0041】**

MRIシステム50タイミングシーケンスにフォーカスされた超音波システム12を同期化するために、FUSコントローラ18は、いつ駆動信号17を変化させることまたは他のアクティブ化を実行することが最良であるか（例えば、MRIサイクルの送信モードの間のみ、および/または受信モードの静定（quiet）時間の間に）を決定するために、MRIシステム50のタイミングシーケンスを決定し得る。

20

**【0042】**

図1に戻ると、第1の実施形態では、これは、MRIコントローラ64によって供給されたタイミング信号をRFトランスミッタ56および/またはレシーバ58にサンプリングならびに/あるいはスイッチングするために、FUSコントローラ18をMRIコントローラ64に接続することによって達成され得る。例えば、MRIシステム50は、MRIコントローラ64に接続されたRF信号ポート66を含み得る。ポート66は、較正、診断、ならびに/あるいは、RFトランスミッタ56および/またはレシーバ58に供給されるRF送信/受信信号を獲得することを含む他の目的のために使用された従来のポートであり得る。あるいは、専用のポートがFUSコントローラ18によってサンプリングするために特に設けられ得る。ケーブル68または他のコントローラは、ポート66をFUSコントローラ18に接続するために提供され得る。FUSコントローラ18は、サンプリングされた信号からMRIシステム50のタイミングシーケンスを決定し、かつ上記のように、MRIシステム50との干渉を最小化するように、フォーカスされた超音波システム12のトランスデューサ14および/または他のコンポーネントの動作を制御し得る。

30

**【0043】**

FUSコントローラ18およびMRIコントローラ64は、別個のコンポーネントとして説明されてきたが、これらのコントローラの内の1つ以上によって実行される動作は、1つ以上のコントローラ、プロセッサ、および/またはソフトウェアまたはハードウェアコンポーネントを含む他の電子コンポーネントによって実行され得、これらは、フォーカスされた超音波システム12、MRIシステム50の一部として、および/または別個のサブシステムとして設けられ得ることが当業者によって理解される。

40

**【0044】**

図5を参照すると、以前の実施形態と同様のコンポーネント（同様の参照符号を有する同様なコンポーネント）を有するフォーカスされた超音波システム112およびMRIシステム50を含む、システム110の代替の実施形態が示される。以前の実施形態とは異なり、フォーカスされた超音波システム112は、FUSコントローラ118に接続され

50

得るアンテナ166または他のセンサを含む。アンテナ166は、MRIシステム150に近接するように設けられ得る（例えば、テーブル30内部）。アンテナ166は、いつRFトランスミッタ56が、例えば比較的高強度RF信号を検出することによって、RFパルスシーケンスを送信しているかを決定する。FUSコントローラ118は、いつRFパルスシーケンスが開始および/または終了するかを決定し、それにより、いつ干渉を最小化するためにフォーカスされた超音波システム112の駆動回路16および/または他のコンポーネントを制御するかを決定するために、アンテナ166によって検出された信号と関連し得る。

#### 【0045】

さらなる代替（図示せず）では、本発明によるフォーカスされた超音波システムは、MRIシステムのタイミングシーケンスを決定するために「開ループ（open loop）」処理を使用し得る。例えば、図1を参照すると、FUSコントローラは、MRIシステム50を駆動するクロック（図示せず）と、駆動回路16および/またはFUSコントローラ18を駆動するクロック（図示せず）とを同期化させ得る。FUSコントローラ18は、ポート66を介してMRIコントローラ64からのクロック振動をサンプリングし得、そしてクロックのクロック速度に関連する同期化定数を計算する。

#### 【0046】

FUSコントローラは、MRIシステム50が最初にアクティブ化されるときと、RFトランスミッタ56が、例えば、FUSコントローラ18に供給された経験的データからRFパルスシーケンスの送信を開始するときとの間の遅延を決定し得る。従って、FUSコントローラ18はまた、MRIシステム50をアクティブ化するために最初に使用され得る。次いで、FUSコントローラ18は、MRIシステム50の所定のサイクル周期を遅延および同期化定数だけ調整することによって、MRIシステム50のタイミングシーケンスを計算し得る。次いで計算されたタイミングシーケンスは、上述のように、MRIシステム50との干渉を最小化するために、フォーカスされた超音波システム12のコンポーネントを制御するために使用され得る。

#### 【0047】

本明細書中で説明されたフォーカスされた超音波システムは、単に、MRIシステムと同期化され得る電気または電子システムの例示であるに過ぎないことが当業者によって理解される。例えば、他の治療、画像化、および/または診断システム、ならびに処置（例えば超音波画像化）は、MRIと共に使用され得る。さらに、MRIシステムは、MRIシステムが敏感なコンポーネントおよび/またはこれらのシステムの位相を引き起こし得るノイズおよび/または他の干渉を実質的に最小化するために、治療、画像化、および/または他のシステムと同期化され得る。

#### 【0048】

本発明は、種々の変更、および代替の形態の影響を受けるが、本発明の特定の例は、図面において示され、本明細書中に詳細に説明される。しかし、本発明は、開示された特定の形態または方法に限定されず、それどころか、本発明は、添付の特許請求の範囲内に含まれる、全ての改変、均等物、および代替を網羅すべきである。

#### 【図面の簡単な説明】

#### 【0049】

【図1】図1は、本発明によるMRI誘導フォーカス超音波処理を実行するためのシステムの概略図である。

【図2】図2は、図1のシステムと共に使用するためにフォーカスされた超音波システムの概略図である。

【図3】図3は、図2のフォーカスされた超音波システムと共に使用するために、トランスデューサアレイの例示的な実施形態の上面図である。

【図4】図4は、本発明による、MRIシステムのタイミングシーケンスと同期化されたフォーカスされた超音波システムのアクティブ化を示すグラフである。

【図5】図5は、本発明による、MRIで誘導された超音波処理を実行するための代替の

10

20

30

40

50

実施形態である。

【 図 1 】

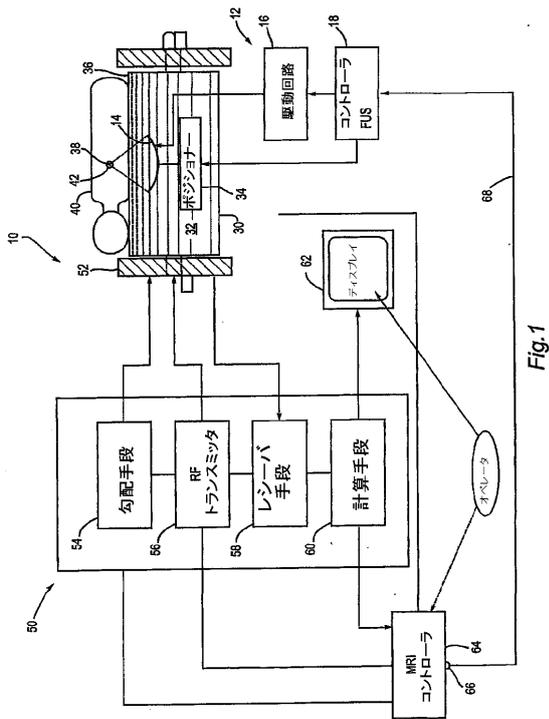


Fig.1

【 図 2 】

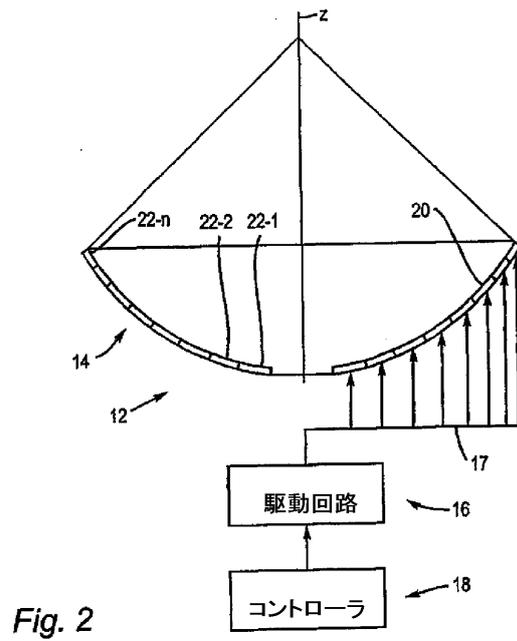
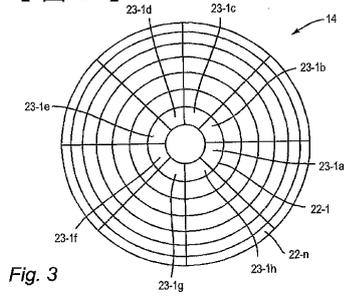
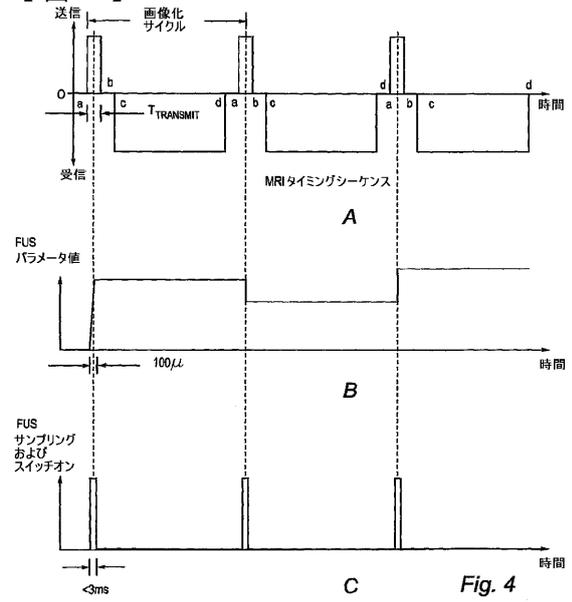


Fig. 2

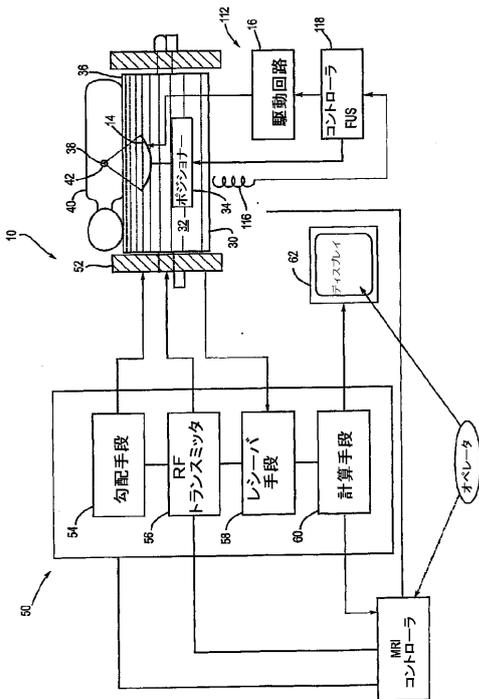
【 図 3 】



【 図 4 】



【 図 5 】



## フロントページの続き

(51)Int.Cl. F I  
A 6 1 B 17/36 3 3 0

(72)発明者 フロイントリッヒ, デイビット  
イスラエル国 34 752 ハイファ, ブネイ プリス ストリート 4エイ

(72)発明者 エジオン, アヴナー  
イスラエル国 34 372 ハイファ, イエフェ ノフ ストリート 8

審査官 伊藤 幸仙

(56)参考文献 特表平11-500948(JP,A)  
特開平09-192243(JP,A)  
特開平10-052411(JP,A)  
国際公開第01/050156(WO,A1)  
特開平07-184876(JP,A)  
実開平06-066630(JP,U)  
欧州特許出願公開第1397696(EP,A1)  
米国特許第6735461(US,B2)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 5/055

A61B 8/00