

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第3658588号
(P3658588)

(45) 発行日 平成17年6月8日(2005.6.8)

(24) 登録日 平成17年3月18日(2005.3.18)

(51) Int.Cl.⁷

F I

A 6 1 B 8/00

A 6 1 B 8/00

A 6 1 B 5/055

A 6 1 B 5/05 3 9 0

G 0 1 R 33/28

G 0 1 N 24/02 Y

請求項の数 2 (全 9 頁)

(21) 出願番号 特願2003-35914(P2003-35914)
 (22) 出願日 平成15年2月14日(2003.2.14)
 (65) 公開番号 特開2004-242886(P2004-242886A)
 (43) 公開日 平成16年9月2日(2004.9.2)
 審査請求日 平成15年2月14日(2003.2.14)

(出願人による申告) 国等の委託研究の成果に係る特許
 出願(平成14年度新エネルギー・産業技術総合開発機
 構(再)委託研究、産業活力再生特別措置法第30条の
 適用を受けるもの)

(73) 特許権者 000005108
 株式会社日立製作所
 東京都千代田区丸の内一丁目6番6号
 (73) 特許権者 000153498
 株式会社日立メディコ
 東京都千代田区内神田1丁目1番14号
 (74) 代理人 100075096
 弁理士 作田 康夫
 (72) 発明者 東 隆
 東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目280番地
 株式会社日立製作所中央研究所内
 (72) 発明者 梅村 晋一郎
 東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目280番地
 株式会社日立製作所中央研究所内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波撮像装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

被検体に対して超音波を送受波を行なう超音波探触子と、前記被検体内での超音波の送波焦点位置を制御する送波ビームフォーマと、前記送波ビームフォーマのデジタル出力信号をアナログ信号に変換するデジタルアナログ変換器と、前記送波ビームフォーマと前記デジタルアナログ変換器の間の信号伝達を行なう第1の光伝達部と、受波信号の受信時刻に応じてゲインをコントロールする増幅器と前記デジタルアナログ変換器からの電気信号を前記超音波探触子に接続するか、前記超音波探触子からの受波信号を前記増幅器に接続するかを切り替える送受切り替えスイッチと、前記増幅器の出力をデジタル信号に変換するアナログデジタル変換器と、受波焦点位置を制御する受波ビームフォーマと、前記アナログデジタル変換器と前記受波ビームフォーマとの間の信号伝達を行う第2の光伝達部と、前記送波ビームフォーマと前記受波ビームフォーマと前記送受波切替スイッチと前記増幅器及び前記アナログデジタル変換器を制御する制御系と、前記制御系と前記送受波切替スイッチとの間の信号伝達、前記制御系と前記増幅器との信号伝達、及び、前記制御系と前記アナログデジタル変換器との間の信号伝達を行う第3の光伝達部とを有し、前記第1の光伝達部、前記第2の光伝達部、及び、前記第3の光伝達部は、デジタルの電気信号を光信号に変換して信号伝達を行いデジタルの電気信号に変換することを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項2】

請求項1記載の超音波診断装置において、前記第1の光伝達部、前記第2の光伝達部、及

び、前記第3の光伝達部は、半導体レーザ、光ファイバ、フォトダイオードから構成されることを特徴とする超音波撮像装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、超音波を用いて被検体の画像を撮像する超音波撮像装置に関する。

【0002】

【従来の技術】

低侵襲手術は大きな切開を伴わずに手術する術式であり、それゆえに術後のQOL (quality of life) の向上や、手術による感染症のリスク低減、入院期間の短縮など患者にとって多くのメリットがある。しかし、もし十分に術野の状況を術者が把握出来ていなければ低侵襲の前提が大きく崩れてしまう。それ故に低侵襲治療と画像支援は不可分なものであるといえる。特に循環器系を対象とする手術の場合、術式によって対象臓器の時間的な形状変化が著しいので、局所的な視野を与える内視鏡等の撮像画像に加え対象臓器とその近傍を含めた全体的な構造を提示する撮像画像による支援が必要である。MRI (核磁気共鳴撮像装置) は外からガントリ内への術者のアクセスが可能な開放型MRIが実用化され (例えば、特許文献1を参照)、MRIは前記の画像支援手段として相応しいものといえる。

【0003】

また超音波撮像装置は近年、そのインタラクティブ性に加え、高速、高精細、高機能化により、術者の目として光学的内視鏡を補い、かつ術野の局所的像に関してリアルタイム性でMRIを補うことが出来る。撮像領域に関しても、MRIは体全体であるのに対し、超音波は局所領域のみである。よって低侵襲治療のための画像支援として、MRIと超音波の二つの撮像手段を備えることは、これらが互いに相補的な関係にあるため、極めて有用である。

【0004】

超音波プローブの材質そのものが周囲の静磁場に与える影響についての検討がなされている (例えば、特許文献2を参照)。

【0005】

図2は、従来技術の超音波撮像装置の構成を示す図である。超音波撮像装置の信号処理は、アナログ信号処理部100、デジタル信号処理部101により行われる。制御系27の制御の下で、送波メモリ21に格納された送波波形で、所定の送波焦点に合わせた遅延時間のもとで、送波ビームフォーマ22が駆動される。この送波ビームフォーマ22からの電気信号が、D/Aコンバータ28、送受切り替えスイッチ23を介して超音波探触子10に送られ、電気から超音波に変換され、ここには図示しない被検体に超音波パルスが送波される。被検体内の散乱体で反射され超音波探触子に到達した超音波信号は超音波探触子10で電気信号に変換され、探触子切り替えスイッチ23、タイムゲインコントロールアンプ (TGCAAMP) 24、A/Dコンバータ29を介して受波ビームフォーマ26に送られ、制御系27の制御下で、ダイナミックにフォーカスされ整相出力をここには図示しない検波回路、スキャンコンバータ、画像表示部に送られる、断層像が出力される。送受切替スイッチ23、TGCAAMP24は、制御系27の下でアナログ信号により制御される。

【0006】

従来公知ののフリーズモードは、図2の送波ビームフォーマ22の出力信号をOFFにするなどの方法で、超音波の送波をOFFにしている。この場合、超音波撮像装置のシステムクロックなどにより生じる電気信号が超音波探触子10が超音波撮像装置と電気的につながっている限り、漏洩電磁波として、超音波探触子10を介してMRIの受波コイル内に電磁波が入るため、MRIの画像劣化の原因となっていた。

【0007】

【特許文献1】

10

20

30

40

50

特開平 4 - 3 1 2 4 4 6 号公報

【特許文献 2】

特開 2 0 0 2 - 1 3 6 5 1 4 号公報

【0 0 0 8】

【発明が解決しようとする課題】

超音波プローブに送られる電気信号によって生じる漏洩電磁波がMRIの画像に与える影響を抑える必要がある。超音波探触子が超音波撮像装置に接続されているため、超音波探触子からの漏洩電磁波がMRIの画像に影響を与える。超音波探触子から被検体への超音波の送波中に、探触子からの漏洩電磁波が強く、超音波撮像とMRIの撮像を同時に行うことは困難である。そこで、超音波撮像のタイミングとMRIの撮像のタイミングをずらしてこれら二つの撮像を行う（以下、準同時撮像という）という対策が必要となる。しかしこのような準同時撮像を行う場合でも、MRIの画像に影響を与えない材料を使用した超音波探触子を使用するという対策だけでは不十分である。

10

【0 0 0 9】

MRIガント리는導波管と同等の構造をしているため、その寸法によって定まるカットオフ周波数以下の外来電磁波はMRIの受信系（即ち、RFコイル）で受信されないが、MRIガントリ内に超音波探触子を持ちこんだ場合は状況が異なる。超音波探触子はケーブルを介して超音波診断装置に繋がっている場合は、超音波探触子、ケーブル、び、超音波撮像装置が、MRIにとって雑音を拾うアンテナの役割を果たしてしまう。

【0 0 1 0】

超音波撮像装置の電源をOFFとすることで、探触子とケーブルだけがアンテナとなり、その長さがMRIのRFパルスの波長より短ければ、問題とならない。例えば、オープンMRIの静磁場強度が0.3Tの場合、RFパルスの波長は25mになるので、通常の超音波診断装置のケーブルはこれより十分に短かく、問題とはならない。しかし現状の超音波撮像装置はコンピュータで制御しており、電源のON、OFFに時間が掛かるので、準同時撮像において、MRIの撮像毎に、超音波撮像装置の電源をOFFにするには現実的でない。

20

【0 0 1 1】

本発明の目的は、MRIの撮像中に超音波探触子を介して漏洩電磁場がMRIの測定系に入らない超音波撮像装置を提供することにある。

30

【0 0 1 2】

【課題を解決するための手段】

本発明の超音波撮像装置は、装置の各部を制御する制御系、送波ビームフォーマ、受波ビームフォーマ、受波ビームフォーマ出力後の画像化プロセスを含むデジタル信号処理部と、送波ビームフォーマの出力を受けるデジタルアナログ変換器、超音波探触子に接続する送波受波切替スイッチ、送波受波切替スイッチの出力に接続される増幅器、この増幅器の出力に接続されるアナログデジタル変換器から構成されるアナログ信号処理部から構成され、前記デジタル信号処理部と前記アナログ信号処理部の間の信号伝達が全て光伝達部を介して行なわれる。二つの信号処理部間が光でアイソレーションされるので、超音波撮像装置の本体部の電源がONであってもMRIにとっての外来信号が、超音波探触子に接続されたケーブルと超音波探触子を介して、MRIガントリ内に入ることを防ぐ事が可能となる。

40

【0 0 1 3】

【発明の実施の形態】

以下、図面を参照して本発明の実施例を詳細に説明する。

【0 0 1 4】

図1は、本発明の実施例の超音波撮像装置を用いてMRIガントリ内に置かれた被検体の超音波撮像を行う例を説明する図である。超音波探触子10を手にして操作する操作者14は、MRI装置11のガントリ内に置かれた被検体12の内部を超音波撮像装置13の画面及びMRIの画面を見て被検体12の観察を行い、これらの画像を参照にして術者は

50

手術を行う。本発明の実施例の超音波撮像装置 1 3 は、本体部 1 5 と、超音波探触子 1 0 と、超音波撮像装置の本体部 1 5 と超音波探触子 1 0 の間を結ぶケーブル 1 6 から構成されている。

【 0 0 1 5 】

図 3 は、本発明の実施例の超音波撮像装置の構成例を説明する図である。本発明の実施例の超音波撮像装置の構成は以下の通りである。超音波探触子 1 0 は、被検体に対して超音波の送受波を行う。送波ビームフォーマ 2 2 は被検体内での超音波の送波焦点位置を制御する。送波ビームフォーマ 2 2 のデジタル出力信号はデジタルアナログ変換器 2 8 によりアナログ信号に変換される。送波ビームフォーマ 2 2 とデジタルアナログ変換器 2 8 の間の信号伝達は第 1 の光伝達部 3 3 - 1 を介して行われる。

10

【 0 0 1 6 】

増幅部 2 4 は、受波信号の受信時間に応じてゲインをコントロールする。送受切り替えスイッチ 2 3 は、デジタルアナログ変換器 2 8 からの電気信号を超音波探触子 1 0 に接続するか、超音波探触子 1 0 からの受波信号を増幅器 2 4 に接続するか、を切り替える。アナログデジタル変換器 2 9 は増幅器 2 4 の出力をデジタル信号に変換する。受波ビームフォーマ 2 6 は受波焦点位置を制御する。アナログデジタル変換器 2 9 と受波ビームフォーマ 2 6 との間の信号伝達は第 2 の光伝達部 3 3 - 2 により行われる。

【 0 0 1 7 】

制御系 2 7 は、送波ビームフォーマ 2 2 、受波ビームフォーマ 2 6 、送受切り替えスイッチ 2 3 、増幅器 2 4 、及び、アナログデジタル変換器 2 9 を制御する。制御系 2 7 と送受波切り替えスイッチ 2 3 との間、制御系 2 7 と増幅器 2 4 との間、及び、制御系 2 7 とアナログデジタル変換器 2 9 との間の信号伝達は、第 3 の光伝達部 3 3 - 3 により行われる。第 1 、第 2 、及び第 3 の光伝達部は、デジタルの電気信号を一度光信号に変換して信号伝達を行い、再びデジタルの電気信号に変換する。受波ビームフォーマ 2 6 の出力を用いて、検波、画像化、表示を行う。

20

【 0 0 1 8 】

以下、図 2 に示す従来技術の超音波撮像装置の構成との相違点を中心に説明する。デジタル信号処理部 1 0 1 (制御系 2 7 、送波波形を記憶する送波波形メモリ 2 1 、送波ビームフォーマ 2 2 、受波ビームフォーマ 2 6 、その他図示しない検波回路、スキャンコンバータ、画像表示部を含む) と、アナログ信号処理部 1 0 0 (D / A コンバータ 2 8 、送受切り替えスイッチ 2 3 、タイムゲインコントロールアンプ 2 4 、A / D コンバータ 2 9 とを含む) の間に、電気信号 → 光信号 → 電気信号と変換を行ない、光信号により信号伝達を行なう光伝達部 3 3 - 1 、3 3 - 2 、3 3 - 3 を配置する。

30

【 0 0 1 9 】

この結果、デジタル信号処理部 1 0 1 とアナログ信号処理部 1 0 0 とを光によりアイソレーションでき、デジタル信号処理部 1 0 1 をアナログ信号処理部 1 0 0 と電氣的に遮断でき、超音波探触子 1 0 はケーブル 1 6 を介して超音波撮像装置 1 3 の本体部 1 5 に繋がっていない状態となる。従って、超音波撮像装置 1 3 の本体部 1 5 の電源を OFF にすることなく、超音波探触子 1 0 、ケーブル 1 6 、及び、超音波撮像装置 1 3 の本体部 1 5 が、MRI に対して雑音を拾うアンテナを形成するという影響が大幅に軽減される。超音波探触子 1 0 とデジタル信号処理部 1 0 1 との間の電磁波の伝達効率を、導体による伝達から光ファイバなどの絶縁体の伝達効率まで下げることが可能となる。

40

【 0 0 2 0 】

勿論誘電体も導波管としての機能をするので、光ファイバを介してクロック信号がノイズとして伝わる可能性がある。誘電体導波管のカットオフ周波数は、ファイバの半径を a 、誘電率を ϵ_1 、空気の誘電率を ϵ_0 、光速を c と表記すると、 $2.405c / ((\epsilon_1 - \epsilon_0)^{0.5} a)$ と表される。ファイバの材料の比誘電率は 3 から 6 程度であり、半径を 1 mm 程度とすると、上記の遮断周波数から、 10^{10} Hz オーダー以下の電磁波は伝播しないので、超音波診断装置のデジタル制御部のクロック周波数が 30 から 60 MHz 程度であることを考えると、光ファイバを通してデジタル処理部 1 0 1 からアナログ処理部

50

100に伝わるクロック信号の影響はほぼ無視しうる事が確認出来る。

【0021】

送波ビームフォーマ22とD/Aコンバータ28の間は、光伝達部33-1により信号接続され、TGCアンプ24の出力をデジタル信号に変換するA/Dコンバータ29と受波ビームフォーマ26との間は光伝達部33-2により信号接続される。制御系27とA/Dコンバータ29との間、制御系27とタイムゲインコントロールアンプ24との間、制御系27と送受切り替えスイッチ23との間はそれぞれ、光伝達部33-3により信号接続される。送受切り替えスイッチ23、TGCアンプ24、A/Dコンバータ29は、光伝達部33-3を介して伝達される制御系27からのデジタル信号を受けて制御される。

【0022】

図4は、本発明の実施例の光伝達部の構成例を説明する図であり、光信号を光ファイバを介して伝達している。図5は、本発明の実施例の光伝達部の他の構成例を説明する図であり、光信号を空気中の伝播を介して伝達している。光伝達部33-1、33-2、33-3は送波ビームフォーマ22、制御系27、A/Dコンバータ29からのデジタルの電気信号51をデジタルの光信号53に変換する半導体レーザ41と、光伝達媒体としての空気又は光ファイバ54と、デジタルの光信号53をデジタルの電気信号52に変換するフォトダイオード40から構成される。半導体レーザ41は、例えば、ガラスエポキシ基板44の、フォトダイオード40は、例えばガラスエポキシ基板45に形成されている。ガラスエポキシ基板44のグランドプレーン55とガラスエポキシ基板45のグランドプレーン56はそれぞれ独立とする。

【0023】

図4、図5に示す構成では、電気入力信号を数10MHzの信号に追従可能な半導体レーザ41によって電気から光に変換し、光ファイバもしくは空気中を通して、数10MHzの信号に追従可能なフォトダイオード40によって再び電気信号に変換される。

【0024】

例えば、図4、図5が光伝達部33-1や33-1を示す場合は、ガラスエポキシ基板44上に、制御系27を構成するICが実装され、ガラスエポキシ基板45上にはD/Aコンバータ28や送受切り替えスイッチ23、TGCアンプ24、A/Dコンバータ29を配置して、超音波探触子10に繋がるアナログ回路が実装されている。

【0025】

図4、図5が光伝達部33-2を説明する場合は、ガラスエポキシ基板44上に、D/Aコンバータ28や送受切り替えスイッチ23、TGCアンプ24、A/Dコンバータ29を配置して、超音波探触子10に繋がるアナログ回路が実装され、ガラスエポキシ基板45上に、制御系27、受波ビームフォーマ26や検波回路、画像処理回路を構成するICが実装されている。勿論、これらのデバイスのグランド線、基板同士のカップリングを切断しておかないと本発明の目的に適さない。特にアナログ処理部やデジタル処理部がそれぞれ複数の基板で構成される場合、アナログ処理部、デジタル処理部それぞれの共通のバックプレーンをアナログ処理部とデジタル処理部の間で分割し、電源部も別々とする必要がある。

【0026】

図4、図5ではアナログ処理部とデジタル処理部を構成する基板を並べる構成で説明したが、上記のカップリングの問題に注意を払ってあれば、絶縁体を介してアナログ処理部とデジタル処理部がスタックする構成でも構わない。勿論その場合、回路中の閉ループ同士で信号のカップリングが起きることは避ける構成であることが必要である。

【0027】

図4では、一つの半導体レーザとフォトダイオードの組み合わせを図示してあるが、光伝達部がD/Aに繋がる部分もしくはA/Dに繋がる場合のように複数チャンネルの間を伝送するものである場合、波長多重技術を用いて、複数の信号を一つの光ファイバにまとめる事もコンパクトに実装する上では有用な方法である。

【0028】

更に超音波探触子 10 と超音波診断装置の間に M R I の R F 信号の帯域の部分除去する帯域除去フィルタを入れ、万全を期すことも有効である。

【0029】

以上の説明のような構成によれば、超音波探触子を介して漏洩電磁波を発生しない超音波撮像装置を提供することが出来、超音波探触子が M R I ガントリ内にあっても、漏洩電磁波がノイズを生み出す効果を通して M R I の画像に歪等の影響を与えることがない。その結果、M R I と超音波撮像装置という、撮像速度、撮像領域の異なる二つの撮像手段によって、これらが互いに相手の画像を劣化させることなく、治療の画像支援を行なうことが可能となる。

【0030】

本発明は、上記にある特定の実施の形態に限定されるものでなく、その技術思想の範囲を逸脱しない範囲で様々な変形が可能である。

【0031】

【発明の効果】

本発明によると、M R I の撮像中に超音波探触子を介して漏洩電磁波が M R I の測定系に入らないという効果を奏する。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の実施例の超音波撮像装置を用いて M R I 装置のガントリ内に置かれた被検体の超音波撮像を行なう例を説明する図。

【図2】従来技術の超音波撮像装置の構成を示す図。

【図3】本発明の実施例の超音波撮像装置の構成例を説明する図。

【図4】本発明の実施例の光伝達部の構成例を説明する図。

【図5】本発明の実施例の光伝達部の他の構成例を説明する図。

【符号の説明】

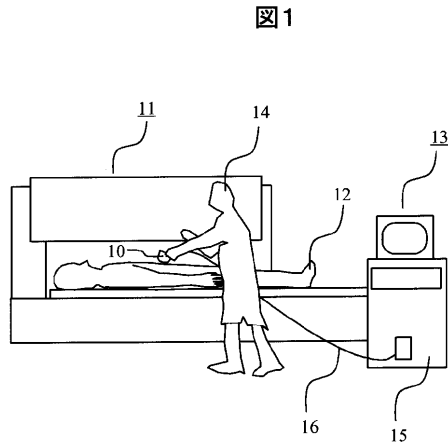
10 ... 超音波探触子、11 ... M R I 装置、12 ... 非検体、13 ... 超音波撮像装置、14 ... 操作者、15 ... 超音波撮像装置の本体部、16 ... ケーブル、21 ... 送波波形メモリ、22 ... 送波ビームフォーマ、23 ... 送受切り替えスイッチ、24 ... タイムゲインコントロールアンプ、26 ... 受波ビームフォーマ、27 ... 制御系、28 ... D / A コンバータ、29 ... A / D コンバータ、33 - 1、33 - 2、33 - 3 ... 光伝達部、40 ... フォトダイオード、41 ... 半導体レーザ、44、45 ... ガラスエポキシ基板、51、52 ... 電気信号、53 ... 光信号、54 ... 光ファイバ、55、56 ... グランドプレーン、100 ... アナログ処理部、101 ... デジタル処理部。

10

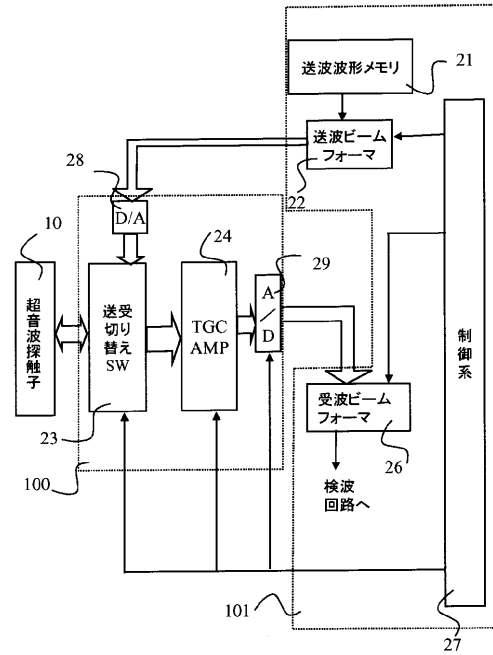
20

30

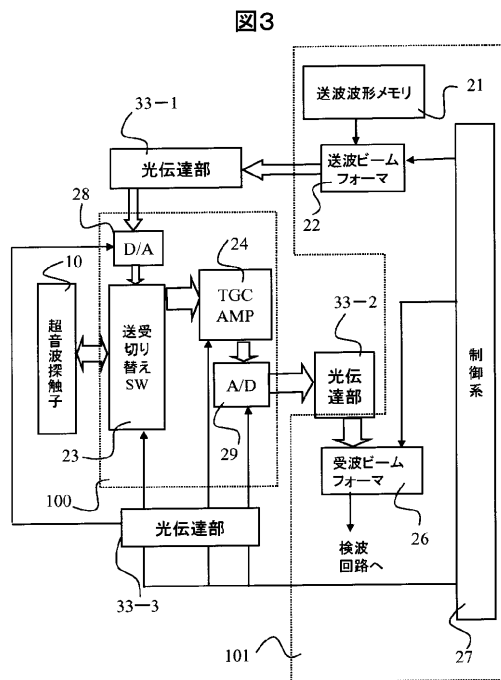
【 図 1 】



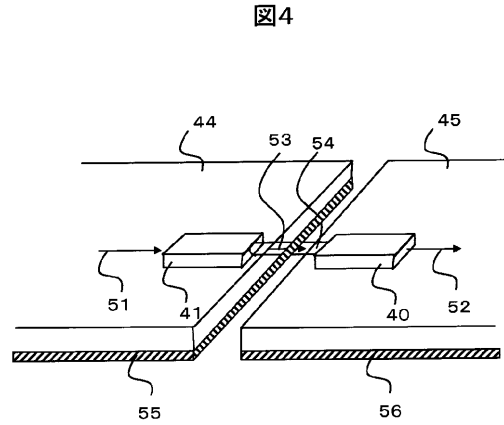
【 図 2 】



【 図 3 】

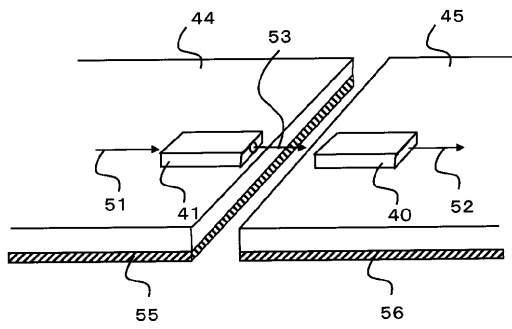


【 図 4 】



【 図 5 】

図5



フロントページの続き

(72)発明者 越智 久晃

東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目280番地 株式会社日立製作所中央研究所内

(72)発明者 高橋 哲彦

東京都千代田区内神田一丁目1番14号 株式会社日立メディコ内

審査官 後藤 順也

(56)参考文献 特開2002-143155(JP,A)

特開2002-136514(JP,A)

特開2003-135458(JP,A)

特開平7-184876(JP,A)

特開平6-114055(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl.⁷, DB名)

A61B 8/00-8/15

专利名称(译)	超声成像设备		
公开(公告)号	JP3658588B2	公开(公告)日	2005-06-08
申请号	JP2003035914	申请日	2003-02-14
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所 株式会社日立医药		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所 株式会社日立メディコ		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所 株式会社日立メディコ		
[标]发明人	東隆 梅村晋一郎 越智久晃 高橋哲彦		
发明人	東 隆 梅村 晋一郎 越智 久晃 高橋 哲彦		
IPC分类号	G01R33/28 A61B5/055 A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00 A61B5/05.390 G01N24/02.Y A61B5/055.390 G01N24/00.100.Y		
F-TERM分类号	4C096/AA18 4C096/AB07 4C096/AB11 4C096/AB34 4C096/AD03 4C096/AD19 4C096/AD23 4C096/CA15 4C096/CA18 4C096/FC20 4C601/EE02 4C601/GD03 4C601/HH01 4C601/HH21 4C601/LL28 4C601/LL33		
其他公开文献	JP2004242886A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声成像设备，其中在MRI成像期间防止泄漏的电磁场通过超声探头进入MRI的测量系统。解决方案：通过使用光传输部件33-1将电信号转换为光信号并进一步转换为电信号，在超声成像设备的模拟信号处理部分100和数字信号处理部分101之间执行信号传输，因此，在通过MRI成像期间泄漏的电磁场从不进入MRI的测量系统，如图33-2和33-3所示，光学隔离模拟信号处理部分100和数字信号处理部分101。Ž

