

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公 開 特 許 公 報(A)

(11) 特許出願公開番号
特開2004-242886
(P2004-242886A)

(43) 公開日 平成16年9月2日(2004.9.2)

(51) Int.Cl. ⁷	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/00	A 6 1 B 8/00	4 C 0 9 6
A 6 1 B 5/055	A 6 1 B 5/05 3 9 0	4 C 6 0 1
G 0 1 R 33/28	G 0 1 N 24/02 Y	

審査請求 有 請求項の数 2 O L (全 9 頁)

(21) 出願番号 特願2003-35914 (P2003-35914)	(71) 出願人 000005108 株式会社日立製作所 東京都千代田区神田駿河台四丁目6番地
(22) 出願日 平成15年2月14日 (2003.2.14)	(71) 出願人 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
(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)	(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

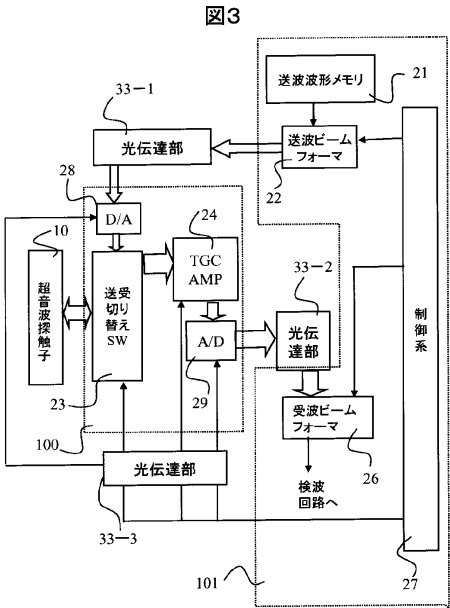
(57) 【要約】

【課題】 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。

【解決手段】 超音波撮像装置のアナログ信号処理部100とデジタル信号処理部101の間を、光伝達部33-1、33-2、33-3を用いて、電気信号→光信号→電気信号の変換により信号伝達を行ない、アナログ信号処理部100とデジタル信号処理部101とを光アイソレーションする。

【効果】 M R I の撮像中に漏洩電磁波が M R I 測定系に入らない。

【選択図】 図3



【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 Q O L (q u a l i t y o f l i f e) 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 (TGCA) 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、TGCA 24 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】

特開平 4 - 312446 号公報

【特許文献 2】

特開 2002 - 136514 号公報

【0008】

【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。

【0009】

MRI ガントリは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。

【0010】

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 0.3 T の場合、RF パルスの波長は 25 m 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。

【0011】

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。

【 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。

10

【 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手術を行う。本発明の実施例の超音波撮像装置13は、本体部15と、超音波探触子10と、超音波撮像装置の本体部15と超音波探触子10の間を結ぶケーブル16から構成されている。

20

【 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10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22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22のデジタル出力信号はデジタルアナログ変換器28によりアナログ信号に変換される。送波ビームフォーマ22とデジタルアナログ変換器28の間の信号伝達は第1の光伝達部33-1を介して行われる。

30

【 0 0 1 6 】

増幅部24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23は、デジタルアナログ変換器28からの電気信号を超音波探触子10に接続するか、超音波探触子10からの受波信号を増幅器24に接続するか、を切り替える。アナログデジタル変換器29は増幅器24の出力をデジタル信号に変換する。受波ビームフォーマ26は受波焦点位置を制御する。アナログデジタル変換器29と受波ビームフォーマ26との間の信号伝達は第2の光伝達部33-2により行われる。

【 0 0 1 7 】

制御系27は、送波ビームフォーマ22、受波ビームフォーマ26、送受切り替えスイッチ23、増幅器24、及び、アナログデジタル変換器29を制御する。制御系27と送受波切り替えスイッチ23との間、制御系27と増幅器24との間、及び、制御系27とアナログデジタル変換器29との間の信号伝達は、第3の光伝達部33-3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26の出力を用いて、検波、画像化、表示を行う。

40

【 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101（制御系27、送波波形を記憶する送波波形メモリ21、送波ビームフォーマ22、受波ビームフォーマ26、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100（D/Aコンバータ28、送受切

50

り替えスイッチ 23、タイムゲインコントロールアンプ 24、A/Dコンバータ 29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 33-1、33-2、33-3を配置する。

【0019】

この結果、デジタル信号処理部 101とアナログ信号処理部 100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 101をアナログ信号処理部 100と電氣的に遮断でき、超音波探触子 10はケーブル 16を介して超音波撮像装置 13の本体部 15に繋がっていない状態となる。従って、超音波撮像装置 13の本体部 15の電源をOFFにすることなく、超音波探触子 10、ケーブル 16、及び、超音波撮像装置 13の本体部 15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 10とデジタル信号処理部 101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。

10

【0020】

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 1mm 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 101 からアナログ処理部 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。

20

【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。

30

40

【0023】

図 4、図 5 に示す構成では、電気入力信号を数 10 MHz 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 10 MHz 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 33-2 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】

50

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】

10

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】

20

更に超音波探触子 10 と超音波診断装置の間に MRI の RF 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 MRI 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 MRI の画像に歪等の影響を与えることがない。その結果、MRI 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】

30

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、MRI の撮像中に超音波探触子を介して漏洩電磁波が MRI 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 MRI 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。

40

【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】

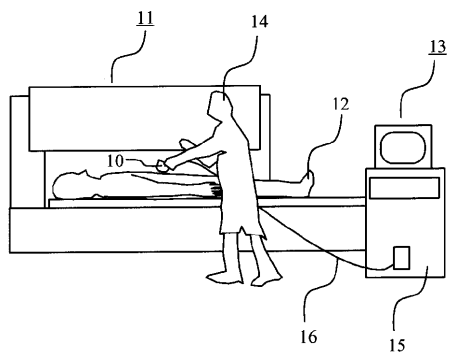
10 ... 超音波探触子、11 ... MRI 装置、12 ... 非検体、13 ... 超音波撮像装置、14 ... 操作者、15 ... 超音波撮像装置の本体部、16 ... ケーブル、21 ... 送波波形メモリ、22 ... 送波ビームフォーマ、23 ... 送受切り替えスイッチ、24 ... タイムゲインコントロールアンプ、26 ... 受波ビームフォーマ、27 ... 制御系、28 ... D / A コンバータ、29 ... A / D コンバータ、33 - 1、33 - 2、33 - 3 ... 光伝達部、40 ... フォトダイオード、41 ... 半導体レーザ、44、45 ... ガラスエポキシ基板、51、52 ... 電気信号、53 ...

50

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。

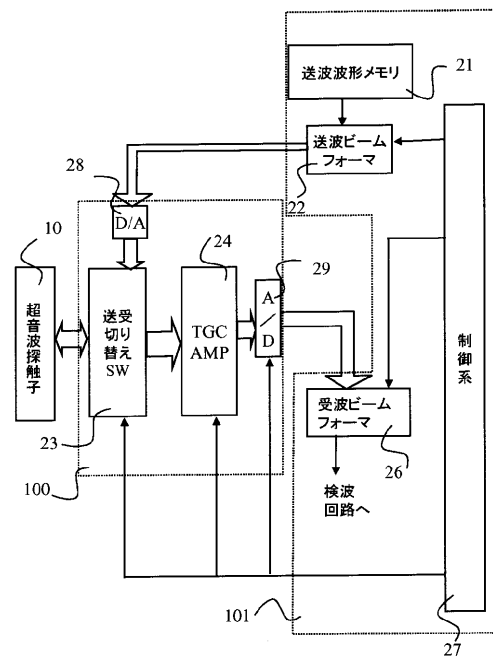
【図1】

図1

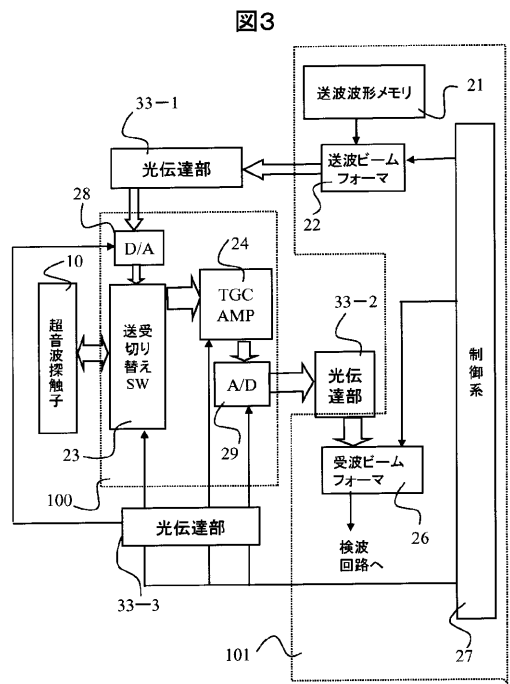


【図2】

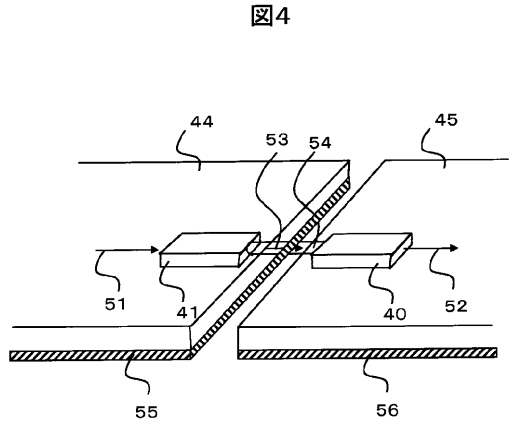
図2



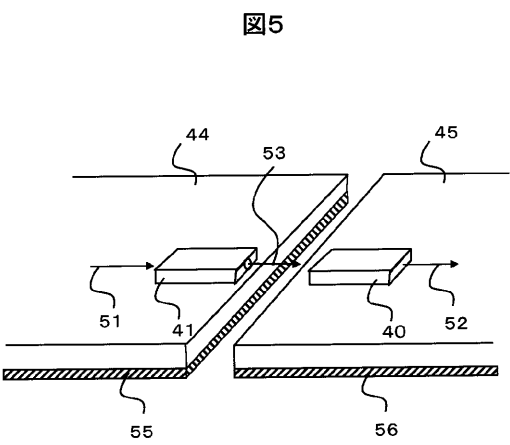
【 図 3 】



【 図 4 】



【 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 2 8 0 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 1 4 号 株式会社日立メディコ内

F ターム(参考) 4C096 AA18 AB07 AB11 AB34 AD03 AD19 AD23 CA15 CA18 FC20

4C601 EE02 GD03 HH01 HH21 JB13 JB21

专利名称(译)	超声成像设备		
公开(公告)号	JP2004242886A	公开(公告)日	2004-09-02
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		
[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/JB13 4C601/JB21 4C601/LL28 4C601/LL33		
其他公开文献	JP3658588B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种不会通过超声波探头产生泄漏电磁波的超声波成像装置。 解决方案：通过使用光传输单元33-1、33-2、33-3，在超声成像设备的模拟信号处理单元100和数字信号处理单元101之间提供光信号→光信号→电信号。通过模拟信号处理单元100的转换来发送信号，并且模拟信号处理单元100和数字信号处理单元101被光学隔离。[效果]在MRI成像期间，泄漏的电磁波不会进入MRI测量系统。[选择图]图3

