

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第3916600号
(P3916600)

(45) 発行日 平成19年5月16日(2007.5.16)

(24) 登録日 平成19年2月16日(2007.2.16)

(51) Int. Cl.	F I	
A 6 1 B 8/00 (2006.01)	A 6 1 B 8/00	
H O 4 R 17/00 (2006.01)	H O 4 R 17/00	3 3 0 J
A 6 1 B 5/055 (2006.01)	H O 4 R 17/00	3 3 2 B
G O 1 R 33/28 (2006.01)	A 6 1 B 5/05	3 9 0
	G O 1 N 24/02	Y

請求項の数 2 (全 10 頁)

(21) 出願番号	特願2003-402168 (P2003-402168)	(73) 特許権者	000005108
(22) 出願日	平成15年12月1日(2003.12.1)		株式会社日立製作所
(62) 分割の表示	特願2001-333252 (P2001-333252) の分割	(74) 代理人	100091096 弁理士 平木 祐輔
原出願日	平成13年10月30日(2001.10.30)	(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
(65) 公開番号	特開2004-136104 (P2004-136104A)	(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
(43) 公開日	平成16年5月13日(2004.5.13)		
審査請求日	平成15年12月1日(2003.12.1)	審査官	後藤 順也

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波撮像装置及び撮像方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

圧電体と、前記圧電体の超音波放射側に設けられた音響整合層と、前記圧電体の背面側に設けられたバッキング材とを備え、前記圧電体、前記音響整合層及び前記バッキング材中に含まれる磁化率が0.1以上の磁性体分子の濃度が $3 \times 10^{-7} \text{ mol / cm}^3$ 以下である超音波探触子と、

被検体内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、

被検体内の超音波の受波焦点位置を制御する受波ビームフォーマと、

前記送波ビームフォーマからの送波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電気信号を前記受波フォーマに接続するかを切り替える送受切り替えスイッチと、

前記超音波探触子と前記送受切り替えスイッチの間に配置され、グランド線も含め両者を電氣的に切り離すスイッチ手段とを含むことを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項2】

圧電体と、前記圧電体の超音波放射側に設けられた音響整合層と、前記圧電体の背面側に設けられたバッキング材とを備え、前記圧電体、前記音響整合層及び前記バッキング材中に含まれる磁化率が0.1以上の磁性体分子の濃度が $3 \times 10^{-7} \text{ mol / cm}^3$ 以下である超音波探触子と、

被検体内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及び被検体内の超音波

10

20

の受波焦点位置を制御する受波ビームフォーマを備えるデジタル信号処理部と、

前記送波ビームフォーマからの送波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電気信号を前記受波フォーマに接続するかを切り替える送受切り替えスイッチを含むアナログ信号処理部と、

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をグラウンド線も含め電氣的に切り離すスイッチ手段と

を備えることを特徴とする超音波撮像装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波を用いて被検体内を画像として抽出する超音波撮像装置及びその超音波撮像装置に用いられる超音波探触子、並びにその超音波撮像装置を用いた撮像方法に関する。

【背景技術】

【0002】

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。例えば特開平4-312446号公報に開示されているように、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が実用化した。このことから、MRIは前記の画像支援手段として相応しものといえる。

【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、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】

超音波撮像画像で高精細画像を得るためには、送波パルスが時間軸方向に短いこと、すなわち周波数空間においてはブロードバンドであることが望ましいことは既に公知である。特に第二高調波イメージング技術の発達に伴い、ブロードバンドの超音波パルスを送波出来る超音波探触子の必要性はゆるぎないものとなっている。その実現手段として、PZT (チタン酸ジルコン酸鉛) セラミックからなる超音波振動子の送波側に音響整合層を重ね、背面には超音波を減衰させるバックキング材を配する構造が既に公知となっている。複数の層からなる音響整合層のPZT側の層とバックキング材は高分子材料と金属紛を混ぜ、その音響インピーダンスを適切な値に調整して用いている。音響インピーダンスとはその材料の音速と密度の積で表される量であり、音響インピーダンスの変化の大きいところで音は反射が起こる。PZTの音響インピーダンスは $34 \times 10^6 \text{ kg/m}^2 \text{ s}$ 程度であり、被検体の音響インピーダンスは $1.5 \times 10^6 \text{ kg/m}^2 \text{ s}$ 程度であるため、図1の構造のように、被検体とPZTの間に中間の音響インピーダンスの材料を入れ、音の伝播方向に沿って音響インピーダンスを徐々に変化させ、不要な反射を押さえている。バックキング材に関しては、減衰率が大きいゴム等の材料をベースにすることで、PZTからバックキング材に入った音が反対側の端で反射して戻ってこないように作られており、それがバックキング材の音響的な役割である。

【発明の開示】

10

20

30

40

50

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

しかしMRIのガントリ内に超音波プローブをおいてMRIを撮像するには解決すべき課題がなお二つある。すなわち、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と、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。音響整合層の一部とバックング材に関しては、これまでの我々の検討では、選択材料として非磁性であることを考慮するという対策があるが、その材料中に若干でも磁性体不純物が含まれていると、その影響でMRIの画像は大きく乱されることがわかった。

【0006】

本発明は、まず、超音波探触子材料中の磁性体不純物をコントロールし、超音波探触子の材質そのものがMRIの画像に影響を与えない超音波探触子を提供することを目的とする。

【0007】

二つ目の課題として、超音波探触子が超音波撮像装置につながっていることにより、超音波探触子からの漏洩電磁波のMRIの画像に対する影響に関して述べる。超音波探触子から被検体への超音波送波中においては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、超音波撮像を行うタイミングとMRIの撮像を行うタイミングをずらすことで、二つの撮像手段により準同時計測するという対策が必要となる。

【0008】

しかし準同時計測を実施するには、超音波探触子が材質としてMRIの画像に影響を与えないというだけでは不十分である。すなわち、MRIの撮像中に超音波撮像装置の電源がオフであれば、材質だけの問題となるが、現状の超音波撮像装置はコンピュータで制御しており、電源のオンオフに時間がかかるので、準同時計測の時に毎回超音波撮像装置の電源をオフにするには現実的でない。

【0009】

従って、本発明は、MRIの撮像中に超音波探触子から漏洩電磁場が発生しない超音波撮像装置を提供することをも目的とする。更に、本発明は、MRIと超音波撮像装置による準同時計測の新しい方法を提供することをも目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0010】

前記目的を達成すべく、本発明による超音波探触子は、圧電体と、圧電体の超音波放射側に設けられた音響整合層と、圧電体の背面側に設けられたバックング材とを備える超音波探触子において、圧電体、音響整合層及びバックング材中に含まれる磁化率が0.1以上の磁性体分子の濃度が $3 \times 10^{-7} \text{ mol/cm}^3$ 以下であることを特徴とする。磁性体不純物の含有濃度をこのように制御すると、超音波探触子の材質そのものがMRIの画像に影響を与えることが回避される。

【0011】

本発明による超音波撮像装置は、圧電体と、圧電体の超音波放射側に設けられた音響整合層と、圧電体の背面側に設けられたバックング材とを備え、圧電体、音響整合層及びバックング材中に含まれる磁化率が0.1以上の磁性体分子の濃度が $3 \times 10^{-7} \text{ mol/cm}^3$ 以下である超音波探触子と、超音波探触子からの、MRIに影響を与える漏洩電磁波の放射を遮断する機構を備えたことを特徴とする。

【0012】

本発明による超音波撮像装置は、また、圧電体と、圧電体の超音波放射側に設けられた音響整合層と、圧電体の背面側に設けられたバックング材とを備え、圧電体、音響整合層及びバックング材中に含まれる磁化率が0.1以上の磁性体分子の濃度が $3 \times 10^{-7} \text{ mol/cm}^3$ 以下である超音波探触子と、被検体内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、被検体内の超音波の受波焦点位置を制御する受波ビームフォーマと、

10

20

30

40

50

送波ビームフォーマからの送波電気信号を超音波探触子に接続するか、超音波探触子からの受波電気信号を受波フォーマに接続するかを切り替える送受切り替えスイッチと、超音波探触子と送受切り替えスイッチの間に配置され、必要により両者を電氣的に切り離すスイッチ手段とを含むことを特徴とする。

【0013】

本発明による超音波撮像装置は、また、圧電体と、圧電体の超音波放射側に設けられた音響整合層と、圧電体の背面側に設けられたバッキング材とを備え、圧電体、音響整合層及びバッキング材中に含まれる磁化率が0.1以上の磁性体分子の濃度が $3 \times 10^{-7} \text{ mol / cm}^3$ 以下である超音波探触子と、被検体内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及び被検体内の超音波の受波焦点位置を制御する受波ビームフォーマを備えるデジタル信号処理部と、送波ビームフォーマからの送波電気信号を超音波探触子に接続するか、超音波探触子からの受波電気信号を受波フォーマに接続するかを切り替える送受切り替えスイッチを含むアナログ信号処理部と、デジタル信号処理部とアナログ信号処理部の間を必要により電氣的に切り離すスイッチ手段とを備えることを特徴とする。

10

【0014】

本発明による撮像方法は、MRIと前記した超音波撮像装置とを用い、MRIのガントリ内に配置された被検体をMRIと超音波撮像装置によって交互に撮像する撮像方法において、MRIによる撮像中は、超音波撮像装置のスイッチ手段により、超音波探触子と送受切り替えスイッチの間を電氣的に切り離す、あるいは、デジタル信号処理部とアナログ信号処理部を電氣的に切り離すことを特徴とする。

20

【0015】

この撮像方法によると、MRI撮像中に超音波探触子から発生する漏洩電磁場によってMR画像が乱れることがない。

【発明の効果】**【0016】**

本発明によると、超音波探触子がMRIガントリ内にあっても、静磁場を歪ませる効果や、漏洩電流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。その結果として、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、かつこれらが互い相手の画像を劣化させることなく、治療の画像支援を行うことが可能となる。

30

【発明を実施するための最良の形態】**【0017】**

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

【0018】

図1は、本発明による超音波探触子の概略構造図である。この超音波探触子10は、電圧を印加されると歪みが生じる性質をもつ圧電セラミックス1と、超音波照射面に付いている音響整合層2、音響レンズ4、圧電セラミックス1の超音波照射面と反対側についているバッキング材3、および圧電セラミックス1に電気信号を送波受波するためのフレキシブルプリント基板5から構成されている。

【0019】

40

圧電セラミックス1は音響インピーダンスが被検体の音響インピーダンスに比べ大きいため、そのままでは圧電セラミックス1から被検体への音の伝達効率が悪い。そのため被検体と圧電セラミックスの中間の音響インピーダンスをもつ音響整合層2を間に挟むことで音の伝達効率を高めている。音響レンズ4は、アレイ化された長軸方向が電子フォーカスを行うのに対し、これに直交する短軸方向のフォーカスを行うためのレンズである。バッキング材3は、照射方向と反対に進んだ超音波が超音波探触子の底面で反射し戻ることによる不要応答を防ぐために減衰材として入れてある。

【0020】

内部が図1に示されるような構造をした超音波探触子10を用いて、図2に示されるように超音波探触子操作者14がMRI装置11のガントリ内で、被検体12の内部を超音

50

波撮像装置13の画面及びMRIの画面を用いながら観測を行う。その画像支援下で術者は手術を行う。この時、超音波探触子10が、MRIの画像に歪等の影響をもたらしてはならない。そのためには、まず超音波探触子10の材料中の磁性体不純物の濃度が問題となる。ここでまず問題となるのは、音響整合層2とバックング材3中の金属粉末である。これら金属粉末が磁性をもってはならないし、混合物全体で電気伝導性があると渦電流が発生することになる。

【0021】

そこで金属粉末を金属酸化物にとり換えることで、絶縁性を確保する。音響整合層やバックング材中の音響インピーダンスは $4.5 \text{ Mkg/m}^2\text{s}$ 程度であることが必要である。音響インピーダンスは材料の音速と密度の積であり、高分子材料と金属粉末の混合物においては、音速は約 1500 m/s であるから、密度は 3000 kg/m^3 程度になる必要がある。高分子の密度は材料により多少の変動があるが、大抵の候補材料は 3000 kg/m^3 よりは軽いので、混合する粉末の密度は逆にそれより大きいことが必須となる。その結果、それぞれ密度が $12.1 \times 10^3 \text{ kg/m}^3$ の二酸化タングステン、 $9.7 \times 10^3 \text{ kg/m}^3$ の二酸化ハフニウム、 $8.8 \times 10^3 \text{ kg/m}^3$ の三酸化ニビスマス、 $8.6 \times 10^3 \text{ kg/m}^3$ の三酸化エルビウム、 $8.4 \times 10^3 \text{ kg/m}^3$ の三酸化ホロニウム、 $8.2 \times 10^3 \text{ kg/m}^3$ の五酸化ニタンタル、 $7.3 \times 10^3 \text{ kg/m}^3$ の酸化ニオブ、 $7.2 \times 10^3 \text{ kg/m}^3$ の三酸化タングステン、 $6.5 \times 10^3 \text{ kg/m}^3$ の二酸化モリブデン、三酸化ニランタン、 $5.9 \times 10^3 \text{ kg/m}^3$ の三酸化ニガリウム、二酸化ジルコニウム、 $5.0 \times 10^3 \text{ kg/m}^3$ の三酸化イットリウム、 $4.9 \times 10^3 \text{ kg/m}^3$ の二酸化チタン、 $4.7 \times 10^3 \text{ kg/m}^3$ の三酸化モリブデン、 $4.6 \times 10^3 \text{ kg/m}^3$ の五酸化ニニオブなどが高分子と混合する金属化合物として適切である。

【0022】

図3は、超音波探触子がMRI画像に与える影響の評価実験の結果を説明する図である。図3(a)は、MRIの造影剤として機能するガドリニウムを僅かに含んだ水からなる円筒形のMRIファントムのみをMRIガントリ内に置いたときのMRI断層像で、円内が均一の濃度で画像化されている。図3(b)は、円筒形MRIファントム上に鉄不純物が 0.04% 含まれる酸化ジルコニウム粉末をバックング材に用いた超音波探触子を置いてMRIの断層像を撮った結果であり、上方の探触子周辺の画像が欠落している。図3(c)は、円筒形MRIファントム上に鉄不純物が $1.6 \times 10^{-7} \text{ mol/cm}^3$ 含まれる酸化ジルコニウム粉末を置いてMRIの断層像を撮った結果を示す像であり、この像については後述する。

【0023】

図3(b)に示す様に、鉄不純物が僅か 0.04% 含まれる酸化ジルコニウム粉末をバックング材に用いた超音波探触子においてもMRIの画像に影響が出る。磁化率が大きい不純物の影響は、MRIの画像を撮像する前のシミングによって、その影響を取り除く事が可能であるが、超音波探触子は撮像したい面の場所に合わせて動かすので、探触子中に磁化率の大きい不純物が含まれている場合に、その影響を前もって取り去ることは困難である。

【0024】

MRIの画像の精度が上がるほど、磁化率の大きい不純物の影響が僅かでも、無視できなくなる。しかし、元来生体中にも血中のヘモグロビンに含まれる鉄分など磁化率の大きい物質が存在するので、超音波探触子中と生体中で、磁化率と濃度の積が同程度まで押さえることが出来れば、その超音波探触子中の磁化率の大きい不純物の影響は問題にはならない。超音波探触子中の強磁性体として、以下では主に鉄を想定する。これは不純物としての入り易さは、凡そ地殻の組成に比例すると考えられ、強磁性体では鉄が 4.7% 、ニッケルが 0.01% 、コバルトが 0.004% であることを考慮して鉄のみを想定した。一方で、生体中に存在しかつ磁化率の大きい物質は主に鉄、酸素分子である。

【0025】

例えば、中西らの「水酸化鉄ゾルの安定性と生体内挙動：表面、vol.9(1971)pp.505-51

10

20

30

40

50

7」に示されるように、鉄は成人の体内に約5g程度存在し、そのうち約60%が血中に存在するので、 $1.1 \times 10^{-6} \text{ mol/cm}^3$ の濃度が変動する分として含まれている。一方、酸素は、その飽和濃度から考えると最大で、 $1.4 \times 10^{-6} \text{ mol/cm}^3$ の濃度だけ含まれるので、磁化率が鉄より4桁程度小さいことを考えると、ほぼ無視出来る量である。すなわち、生体中の鉄と、超音波探触子中の鉄不純物同士を比較すればよいということになる。血中の鉄のうち時間変動する分より超音波探触子中の鉄不純物の量が少なければ良いので、 $1.1 \times 10^{-6} \text{ mol/cm}^3$ の約3割である $3 \times 10^{-7} \text{ mol/cm}^3$ より超音波探触子材料中の鉄不純物濃度が小さければMRIの画像に影響を与えないと推定される。実際に鉄不純物濃度が $1.6 \times 10^{-7} \text{ mol/cm}^3$ の酸化ジルコニウム粉末を円筒形MRIファントムの上にのせ、MRI断層像を撮った結果が図3(c)に示す図であり、推定どおり、画像に影響が無いことが確認された。

10

【0026】

ここでは、超音波探触子中の不純物として、鉄を想定したが、探触子材料によって、混じり易い元素は異なる。しかし、ここでは原子の化学的な性質ではなく、磁化率と含有量の積が問題となるので、鉄以外にニッケルやコバルトなどの他の強磁性体でも結果は同じになることが容易に推定される。

【0027】

次に、漏洩電磁波のフリーズモードについて、まず図4を用いて説明する。図4は、漏洩電磁波フリーズモードを備えた超音波診断装置のブロック図である。

【0028】

制御系26の制御の元で、送波波形メモリ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からの電気信号が送受切り替えスイッチ23及び探触子切離しスイッチ32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32、送受切り替えスイッチ23、タイムゲインコントロールアンプ24を介して受波ビームフォーマ25に送られ、制御系26の制御下で、ダイナミックにフォーカスされて、整相出力が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、断層像が出力される。

20

30

【0029】

従来のフリーズモードは、図4の送波ビームフォーマ22の出力信号をオフにするなどの方法で、超音波送波をオフにしているが、超音波撮像装置のシステムクロックなどにより生じる漏洩電磁波については、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、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り画像が劣化していた。超音波撮像装置のシステムが出すノイズは、超音波撮像装置自体の電源をオフにすることで無くすことが出来るが、これは前述のようにMRIと超音波撮像を交互に行うときに、毎回超音波撮像装置の電源をオフにするのは妥当ではない。

【0030】

本発明では、漏洩電磁波フリーズ入力部31を備え、グラウンド線も含め超音波探触子10とデジタル処理部を切り離す手段を備える。図4に示した実施形態では、送受切り替えスイッチ23と超音波探触子10の間に探触子切離しスイッチ32を設け、この探触子切離しスイッチ32を漏洩電磁波フリーズ入力部31からの信号によって制御し、MRIの撮像中、超音波探触子10とデジタル処理部を切り離すようにした。

40

【0031】

図5は、本発明の別の実施形態を示すブロック図である。本例のように、漏洩電磁波を遮断する場所はアナログ処理部100とデジタル処理部101の間でも良い。デジタル超音波診断装置は送波の場合は送波ビームフォーマ22内のデジタル・アナログ変換器で、デジタル信号からアナログ信号に変換され、送受切り替えスイッチ23を介し超音波探触子10から超音波を送波する。受波の場合は、超音波探触子10で、超音波がアナログ電

50

気信号に変換され、受波ビームフォーマ25内のアナログ・デジタル変換器でアナログ信号からデジタル信号に変換される。漏洩電磁波の原因となる超音波撮像装置の制御系の信号は、送波受波それぞれのアナログ処理部とデジタル処理部の境目で、アナログ処理部・デジタル処理部切り離しスイッチ33によって切り離す事が出来る。なお、漏洩電磁波フリーズ入力は、オペレータが入力する形態を取っても良いし、MRIからの撮像中との信号を入力するようにすることも有効である。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。

【0032】

切り離しスイッチを入れた効果について、図6を用いて説明する。図6(a)は参照画像で、MRIガントリ内に超音波探触子を用いこんでいない場合のMRI像である。撮像対象は人体頭部の縦断面である。図6(b)は超音波探触子をMRIガントリ内に持ちこみ、かつ本発明の方法を用いない従来の方法で、超音波送波をフリーズにした場合で、横方法に10本入っているノイズが超音波撮像装置からの漏洩電磁波によるものである。図6(c)は、本発明によって超音波探触子と超音波診断装置を切り離した場合で、図6(b)の画像に現れているノイズが無くなっている。

【0033】

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。

【図面の簡単な説明】

【0034】

【図1】本発明による超音波探触子の構造図。

【図2】本発明による超音波探触子を用いたMRI環境下における観測の説明図。

【図3】超音波探触子がMRI画像に与える影響の評価実験の結果を説明する図。

【図4】探触子切り離しスイッチを用いた実施形態の説明図。

【図5】アナログ処理部・デジタル処理部切り離しスイッチを用いた実施形態の説明図。

【図6】切り離しスイッチを入れた効果を示す図。

【符号の説明】

【0035】

1：圧電セラミックス

2：音響整合層

3：バッキング材

4：音響レンズ

5：フレキシブルプリント基板

10：超音波探触子

11：MRI装置

12：非検体

13：超音波撮像装置

14：超音波探触子操作者

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

25：受波ビームフォーマ

26：制御系

31：漏洩電磁波フリーズ入力

32：探触子切り離しスイッチ

33：アナログ処理部・デジタル処理部切り離しスイッチ

100：アナログ処理部

101：デジタル処理部

10

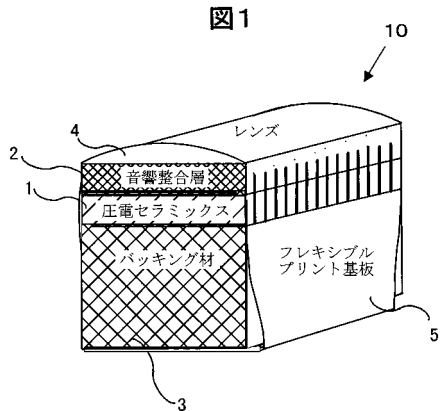
20

30

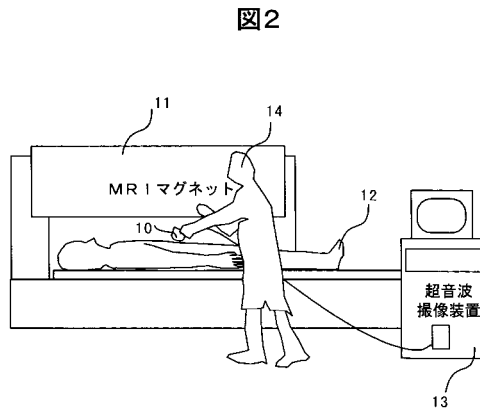
40

50

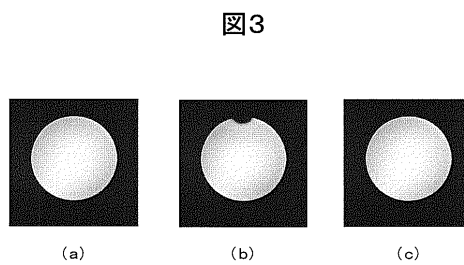
【 図 1 】



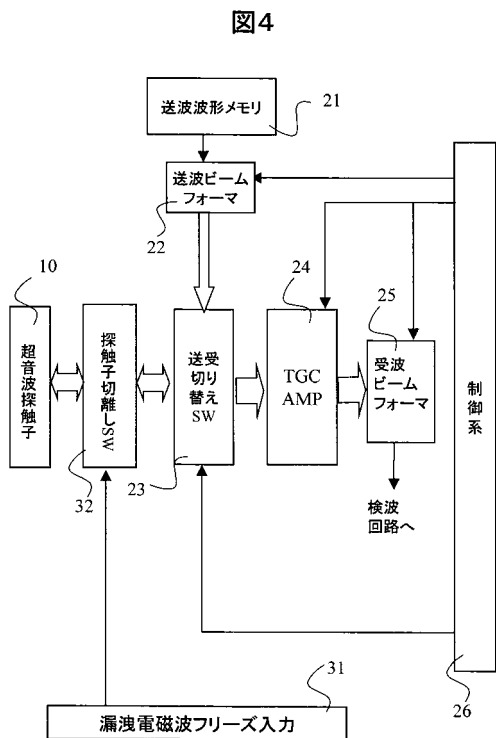
【 図 2 】



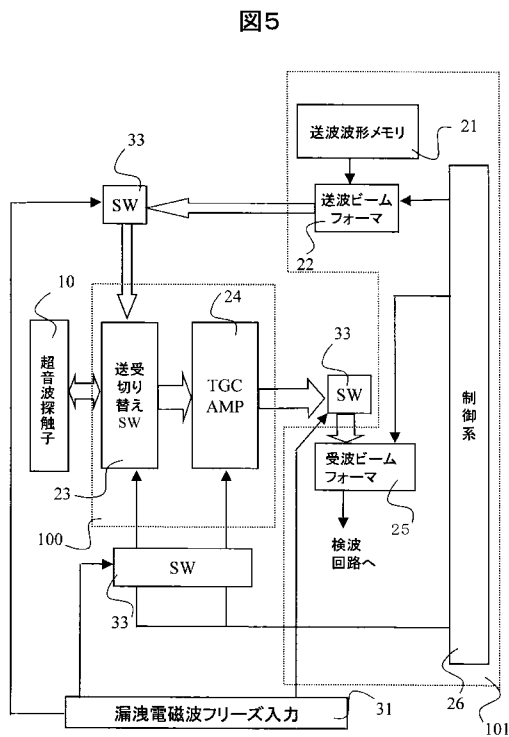
【 図 3 】



【 図 4 】



【 図 5 】



【 図 6 】

図 6



(a) 参照画像(MRIガントリ内に超音波探触子を持ちこんでいない場合)



(b) MRIガントリ内に超音波探触子を持ちこみ、超音波撮像装置を超音波送波をフリーズしている場合)



(c) MRIガントリ内に超音波探触子を持ちこみ、超音波撮像装置と超音波探触子を切り離している場合)

フロントページの続き

- (56)参考文献 特開平07 - 184876 (JP, A)
特開平07 - 303637 (JP, A)
特開平06 - 114055 (JP, A)
特開平11 - 155828 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00
A61B 5/055

专利名称(译)	超音波撮像装置及び撮像方法		
公开(公告)号	JP3916600B2	公开(公告)日	2007-05-16
申请号	JP2003402168	申请日	2003-12-01
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
[标]发明人	東隆 梅村晋一郎		
发明人	東隆 梅村 晋一郎		
IPC分类号	A61B8/00 H04R17/00 A61B5/055 G01R33/28		
FI分类号	A61B8/00 H04R17/00.330.J H04R17/00.332.B A61B5/05.390 G01N24/02.Y A61B5/055.390 G01N24/00.100.Y		
F-TERM分类号	4C096/AA18 4C096/AB41 4C096/AB50 4C096/FC20 4C601/EE02 4C601/EE07 4C601/EE11 4C601/GB26 4C601/GB31 4C601/GB44 4C601/HH01 4C601/HH29 4C601/JB03 4C601/LL33 5D019/BB02 5D019/BB17 5D019/BB18 5D019/FF04 5D019/GG01 5D019/GG06		
其他公开文献	JP2004136104A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供超声波搜索单元和超声波成像方法，即使在MRI扫描架中也不会对MRI图像产生影响。ZOLUTION：本装置具有包含不高于 $3 \times 10^{-7} \text{ mol/cm}^3$ 的铁磁性杂质的超声波搜索单元，并配备有泄漏电磁波冻结输入装置31是开关32，它从搜索单元的信号线和地线切断超声波成像装置的数字控制部分。

図4

