

(19)日本国特許庁 (J P)

公開特許公報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開2003 - 325510

(P2003 - 325510A)

(43)公開日 平成15年11月18日 (2003.11.18)

(51) Int. Cl. ⁷	識別記号	F I	テマコード [*] (参考)
A 6 1 B 8/00		A 6 1 B 8/00	4 C 0 6 0
5/055		A 6 1 F 7/00	322 4 C 0 9 6
18/00		A 6 1 B 5/05	390 4 C 0 9 9
A 6 1 F 7/00	322	G 0 1 N 24/08	510 Y 4 C 3 0 1
G 0 1 R 33/48		A 6 1 B 17/36	330 4 C 6 0 1
審査請求 未請求 請求項の数 7 O L (全 12数)			

(21)出願番号 特願2002 - 140458(P2002 - 140458)

(22)出願日 平成14年5月15日 (2002.5.15)

(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

(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

(72)発明者 篠村 隆一

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

(74)代理人 100098017

弁理士 吉岡 宏嗣

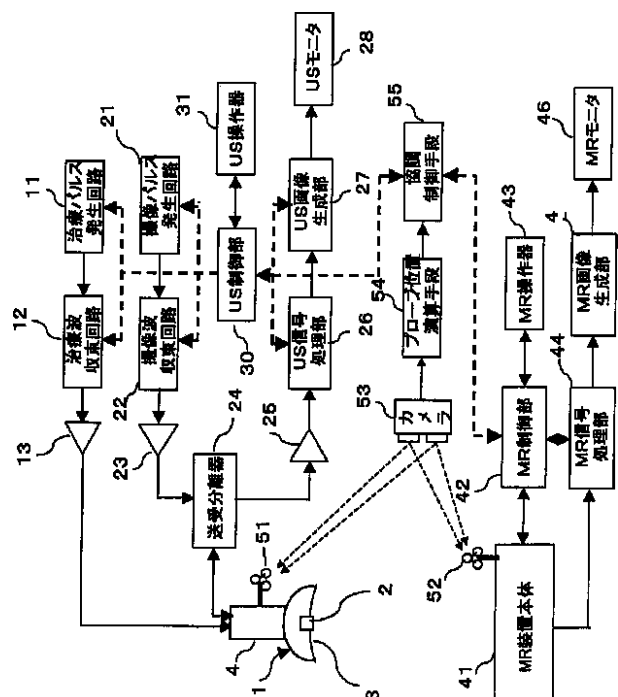
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 超音波 - 磁気共鳴複合医療装置

(57)【要約】

【課題】 超音波医療装置とMRI装置の長所を組み合わせ、操作性及び機能性に優れた複合医療装置を実現する。

【解決手段】 超音波プローブに検出ポイントを固定し、磁気共鳴撮像装置本体に基準ポイントを固定し、検出ポイントと基準ポイントを複眼カメラで受像し、受像データに基づいてプローブ位置演算手段は超音波プローブの位置及び姿勢をMR座標系に変換して求め、求めた超音波プローブの位置及び姿勢とUS制御手段から出力される撮像用超音波ビームの焦点位置とに基づいて協調制御手段によりMR画像の設定断層面を決定してMR制御手段に指令を送り、その設定断層面について撮像シーケンスを実行してMR断層像を表示させ、そのMR断層像に基づいて治療用超音波ビームの収束位置を求めてUS制御手段に出力することにより、治療用超音波ビームの収束位置を精度よく制御することができる。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 超音波プローブを駆動して被検体に撮像用超音波を照射させるとともに、該超音波プローブに受信される超音波信号を処理させる U S 制御手段と、該受信処理された超音波信号に基づいて断層像を生成する U S 画像生成手段とを有してなる超音波医療装置と、静磁場に置かれた前記被検体に設定断層面に応じて傾斜磁場と高周波パルスを印加する撮像シーケンスを実行する M R 制御手段と、該撮像シーケンスの実行により前記被検体から発生する核磁気共鳴信号に基づいて断層像を生成する M R 画像生成手段とを有してなる磁気共鳴撮像装置と、前記 U S 画像生成手段と前記 M R 画像生成手段で生成された画像を表示する少なくとも 1 つの表示手段と前記超音波プローブに固定された位置及び姿勢の検出ポイントと、前記磁気共鳴撮像装置の装置本体に固定して設けられた基準ポイントと、前記検出ポイントと前記基準ポイントを受像可能に配置された複眼カメラと、該複眼カメラの受像データに基づいて前記超音波プローブの位置及び姿勢を前記磁気共鳴撮像装置の座標系に変換するプロ
20
ープ位置演算手段と、
該プローブ位置演算手段により変換された前記超音波プローブの位置及び姿勢と前記 U S 制御手段から出力される前記超音波プローブの焦点位置とに基づいて前記 M R 画像の前記設定断層面を決定して前記 M R 制御手段に出力する協調制御手段とを備えてなる超音波 - 磁気共鳴複合医療装置。

【請求項 2】 前記 M R 制御手段は、前記決定した設定断層面について前記撮像シーケンスを実行し、該実行により前記表示手段に表示された M R 断層像に基づいて病
30
変部を検出し、該病变部の位置に基づいて画像データから治療用超音波ビームの収束点の位置を算出し、該算出された収束点位置を前記 U S 制御手段に出力することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波 - 磁気共鳴複合医療装置。

【請求項 3】 前記 M R 制御手段は、前記決定した設定断層面について前記撮像シーケンスを実行し、該実行により前記表示手段に表示された M R 断層像に入力設定された治療点を表すマークを検出し、該マークの位置に基づいて画像データから治療用超音波ビームの収束点の位置を算出し、該算出された収束点位置を前記 U S 制御手段に出力することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波 - 磁気共鳴複合医療装置。

【請求項 4】 前記 U S 制御手段は、入力される治療用超音波ビームの収束点位置に基づいて、治療用超音波ビームの収束点位置を制御し、与えられる指令に
40
応答して前記超音波プローブから治療用超音波を照射し、前記 M R 制御手段は、治療用超音波ビームの収束点位置を前記 U S 制御手段に出力した後、該収束点を含む断層面について T 1 又は T 2 強調画像の撮像シーケンスを実
50

*行させることを特徴とする請求項 2 又は 3 に記載の超音波 - 磁気共鳴複合医療装置。

【請求項 5】 前記 M R 制御手段は、前記 T 1 又は T 2 強調画像の画像データに基づいて M R 断層像の温度変化を計測し、該温度変化に応じてカラーマッピング画像を前記表示装置に表示させることを特徴とする請求項 4 に記載の超音波 - 磁気共鳴複合医療装置。

【請求項 6】 前記 U S 制御手段は、前記協調制御手段から出力される M R 座標系に変換された前記超音波プローブの位置と姿勢の座標データを取り込み、超音波 3 次元断層像の画像データに M R 座標データを対応させて記憶させ、

前記 M R 制御手段は、前記超音波 3 次元断層像に対応する領域の M R 3 次元画像を撮像する撮像シーケンスを実行し、該 M R 3 次元画像に基づいて特定の組織の境界を抽出し、該境界に係る画像データを前記表示手段に出力して、前記超音波 3 次元断層像に重ねて表示させることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波 - 磁気共鳴複合医療装置。

【請求項 7】 前記 U S 制御手段は、前記協調制御手段から出力される M R 座標系に変換された前記超音波プローブの位置と姿勢の座標データを取り込み、超音波 3 次元断層像の画像データに M R 座標データを対応させて記憶させ、

前記 M R 制御手段は、前記超音波 3 次元断層像に対応する領域の M R 3 次元画像を撮像する撮像シーケンスを実行し、該 M R 3 次元画像に基づいて特定の組織の境界を抽出して前記 U S 制御手段に出力し、

前記 U S 制御手段は、前記 M R 制御手段で抽出された特定の組織の境界内の前記超音波 3 次元断層像の画素データを抽出して前記表示手段に表示させることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波 - 磁気共鳴複合医療装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、超音波撮像及び / 又は超音波治療と磁気共鳴撮像とを複合した超音波 - 磁気共鳴複合医療装置の技術に属する。

【0002】

【従来の技術】超音波撮像装置は、被検体にプローブから超音波を照射し、被検体内部から発生する超音波の反射信号等を受信し、被検体内部を音響特性の違いに基づいて 2 次元又は 3 次元画像化したり、血流速度などの情報を画像化するなどにより、診断及び治療に供する。一方、磁気共鳴撮像装置（M R I 装置）は、静磁場内で被検体に高周波磁場パルスを印加して被検体を構成する主要物質である水素（プロトン）や炭等の特定の核を励起し、これにより発生する核磁気共鳴信号を受信して、例えばプロトンの密度分布や励起状態の緩和現象の空間分布を 2 次元又は 3 次元画像化したり、各種の生体情報を画像化して診断及び治療に供する。

【0003】これらの超音波撮像装置及びMRI装置は医療装置として広く利用され、かつ応用分野の開発が進んでいる。例えば、カテーテル等の侵襲デバイスのモニタリング、レーザファイバやマイクロ波電極等を病変部に挿入して治療を行なう治療器具のモニタリング、それらの治療効果を観察する技術、及び被検体の外部から収束超音波を病変部に照射して加熱治療する超音波治療、等々が提案されている。

【0004】

【発明が解決しようとする課題】ところで、超音波医療装置においては、撮像用や治療用の超音波プローブを手で保持して被検体の体表面に当て、プローブを移動させたり傾けながら観察したい部位の断層像を任意に選択でき、かつ治療超音波ビームの向きを病変部位に調整できるから、極めて操作性に優れている。

【0005】しかし、超音波撮像は、超音波プローブを被検体の外表面に当てて操作しなければならないから、超音波プローブの位置や傾きの操作範囲が制限され、任意の位置や方向の断層像を撮像することができず、例えば、所望部位の血管の断層像を得ることはできないという欠点がある。

【0006】また、超音波治療は、超音波プローブから撮像よりも強力な超音波ビームを外部から生体内に照射し、病変部を加熱することにより治療を行なういわゆる非侵襲治療であるから、患者の負担が少ないという利点がある。

【0007】しかし、超音波撮像は、病変部の位置（特に、深さ）を精度よく計測できないから、高強度の治療超音波ビームの収束位置を病変部に精度よく合わせる技術が課題となる。つまり、撮像プローブを手で移動させたり傾けたりして病変部を探り出せても、その病変部の3次元位置、特に病変部の深度の計測が困難であることから、治療超音波ビームの収束深度を精度よく調整することができない。

【0008】一方、レーザやマイクロ波で病変部の治療を行なう場合は、その病変部にレーザファイバやマイクロ波電極が接しているから、例えばMRI撮像等でレーザファイバの先端等を含ませて撮像断面として設定することにより、治療部位を撮影断面に含ませることが行なわれている。

【0009】要するに、MR撮像の撮像断面を画像上で設定するのは比較的容易であるが、超音波治療の場合は治療部位と超音波プローブは被検体の内外に隔てられているから、上述のMR撮像をそのまま適用することができない。したがって、超音波ビームの収束位置を何らかの方法で決めて、その収束位置をMR画像上等に何らかの方法で設定し、その位置を含む撮影断面をMRIで撮像するようにしてやる必要がある。

【0010】しかし、超音波ビームの収束深度は、治療プローブの曲率半径、各振動子相互の超音波の遅延時

間、超音波の周波数等によって変化するから、治療部位をMR撮影断面に含めるためには、試行錯誤や高度な熟練知識が必要であり、治療や診断を行なう術者にとっては煩雑な作業である。

【0011】同様に、超音波撮像は、画像の解像度が本質的に超音波の波長に依存するから、組織の境界が不鮮明になるため、病変部の境界及び大きさを精度よく計測する必要がある超音波治療の場合に問題となるおそれがある。また、超音波治療を施した部位の治療の効果を計測する技術の確立が要望されている。

【0012】一方、MRI装置は、コントラスト分解能が高く、現状では256、512等の解像度が用いられ、一部には1024の解像度も試みられており、組織の境界を鮮明に撮像することができる。また、MRI装置は、超音波撮像に比べて撮像断面の位置や向きを任意に設定可能であり、所望の血管断層像を撮像可能である。また、T1緩和時間やT2緩和時間が温度に相関すること、あるいは共鳴周波数が温度に相関することに鑑み、それらを計測して特定部位の温度変化を計測することができるなど、超音波医療装置とは異なる生体情報を得ることができる。

【0013】しかし、MRI装置の場合の撮影断面は、撮像シーケンスの撮像断面に係るパラメータを設定する操作を画像上等で行なわなければならないなど、超音波撮像に比べて操作性が劣る。

【0014】そこで、本発明は、超音波医療装置とMRI装置の長所を組み合わせ、操作性及び機能性に優れた複合医療装置を実現することを課題とする。

【0015】

【課題を解決するための手段】本発明は、次に述べる手段により、上記課題を解決するものである。

【0016】本発明は、超音波医療装置の操作性を保持しつつ、超音波医療装置と磁気共鳴撮像装置とを組み合わせ、機能性を高めることを本旨とする。すなわち、超音波プローブを駆動して前記被検体に撮像用超音波を照射させるとともに、該超音波プローブに受信される超音波信号を処理させるUS制御手段と、該受信処理された超音波信号に基づいて断層像を生成するUS画像生成手段とを有してなる超音波医療装置と、静磁場に置かれた被検体に設定断層面に応じて傾斜磁場と高周波パルスを印加する撮像シーケンスを実行するMR制御手段と、該撮像シーケンスの実行により前記被検体から発生する核磁気共鳴信号に基づいて断層像を生成するMR画像生成手段とを有してなる磁気共鳴撮像装置とを組み合わせることを基本とする。この場合、US画像生成手段とMR画像生成手段で生成された画像を表示する表示手段は、個別に設けても、共用するようにしてもよい。

【0017】特に、本発明は、超音波プローブに固定された位置及び姿勢の検出ポイントと、前記磁気共鳴撮像装置の装置本体に固定して設けられた基準ポイントと、

前記検出ポイントと前記基準ポイントを受像する複眼カメラと、該複眼カメラの受像データに基づいて前記超音波プローブの位置及び姿勢をMRI装置の座標系（以下、MR座標系という。）に変換するプローブ位置演算手段とを備えることを特徴とする。つまり、基準ポイントはMRI装置本体に固定されているから、基準ポイントの座標系と被検体が置かれた静磁場空間のMR座標系は一義的に一致する。したがって、MR制御手段はプローブ位置演算手段により超音波プローブの位置及び姿勢をMR座標系で認識できる。

【0018】その結果、例えば、US制御手段から撮像用の超音波ビームの焦点位置を取り込むことにより、その焦点位置を含む任意の向きの断面を撮像断面として容易に設定することができる。この場合、前記プローブ位置演算手段により変換された前記超音波プローブの位置及び姿勢と前記US制御手段から出力される前記超音波プローブの焦点位置とに基づいて前記MR画像の前記設定断層面を決定して前記MR制御手段に出力する協調制御手段を設ける。この協調制御手段は、パーソナルコンピュータにより実現できる。

【0019】特に、超音波の撮像プローブを操作して病変部を発見した際、その時の撮像プローブの位置及び姿勢からUS断層像の断層面方向を割り出し、かつその時の撮像プローブの焦点位置により病変部の深さを求め、その病変部の3次元位置を求めることができる。つまり、MR制御手段は、撮像プローブの焦点位置である病変部を通る設定断層面について撮像シーケンスを実行する。そして、MR制御手段は、取得されたMR断層像に基づいて病変部の位置を精度よく検出する。ついで、検出された病変部の位置に基づいて、MR断層像データから治療用超音波ビームの収束点の位置を算出し、算出した収束点位置をUS制御手段に出力する。これにより、US制御手段は、治療用の超音波ビームの収束点を制御する。その結果、治療用の超音波ビームを病変部に精度よく照射できるから、治療の操作性が向上する。なお、治療プローブの位置及び傾きに追従してMR断層像が切替わるから、治療プローブを位置及び傾きを調整して病変部をMR画像に表示させるようにするだけで、治療対象の病変部に治療超音波ビームを照射できる。

【0020】また、MR制御手段は、病変部を通る設定断層面について撮像シーケンスを実行し、その実行により表示手段に表示されたMR断層像に入力設定された治療点を表すマークを検出し、該マークの位置に基づいて画像データから治療用超音波ビームの収束点の位置を算出し、該算出された収束点位置を前記US制御手段に出力するようにしてもよい。

【0021】さらに、US制御手段は、入力される治療用超音波ビームの収束点位置に基づいて、治療用超音波ビームの収束点位置を制御し、与えられる指令に応答して前記超音波プローブから治療用超音波を照射するもの

とし、これにあわせてMR制御手段は、治療用超音波ビームの収束点位置をUS制御手段に出力した後、該収束点を含む断層面についてT1又はT2強調画像の撮像シーケンスを実行させるようにすることが好ましい。また、MR制御手段は、T1又はT2強調画像の画像データに基づいてMR断層像の温度変化を計測し、該温度変化に応じてカラーマッピング画像を前記表示装置に表示させることが好ましい。これにより、術者は、治療の効果を容易に確認することができる。

10 【0022】更に、超音波の撮像プローブを用いて術者が所望のUS断層像を観察可能にする一方で、その撮像プローブの動きに伴う位置と姿勢の変化を検出してUS断層像の位置変化を求め、そのUS断層像の位置変化に合わせて同一断面のMR像を撮像することができる。

【0023】具体的には、US制御手段は、協調制御手段から出力されるMR座標系に変換された超音波プローブの位置と姿勢の座標データを取り込み、超音波3次元断層像の画像データにMR座標データを対応させて記憶させ、MR制御手段は、超音波3次元断層像に対応する領域のMR3次元画像を撮像する撮像シーケンスを実行し、撮像されたMR3次元画像に基づいて特定の組織（例えば、臓器）の境界を抽出し、該境界に係る画像データを前記表示手段に出力して、超音波3次元断層像に重ねて表示させることができる。これによれば、臓器等の境界の分解能が悪い超音波断層像を補完して、MR画像により臓器の境界を明瞭に表示することができる。

20 【0024】また、同様にして取得された臓器等の特定の組織の境界に基づいて、US制御手段は、その境界内の超音波3次元断層像の画素データを抽出して表示手段に表示させるようにすることもできる。これによれば、臓器以外の組織からの信号を除去することができ、臓器内部の画質を向上させることが期待できる。

【0025】

【発明の実施の形態】以下、本発明の一実施の形態について、図を用いて説明する。図1は、本発明の超音波・磁気共鳴複合医療装置（以下、US・MR複合医療装置と略称する。）の一実施の形態のブロック構成図である。

【0026】まず、超音波医療装置の部分から説明する。超音波プローブ1は、撮像プローブ2と治療プローブ3が一体に形成され、プローブ支持部4を手で持って操作するように形成されている。撮像プローブ2は、周知の超音波診断装置に用いられるものと同様、例えばコンベックス型のように、複数の振動子を一列又は複数列に配列して形成されている。治療プローブ3は、複数の振動子を撮像プローブ2の両側に分けて、凹状の曲面を形成するように対称的に配列して形成されている。本実施形態では、撮像プローブ2と治療プローブ3の配列方向を直交させているがこれに限られるものではない。

50 【0027】治療プローブ3には、治療パルス発生回路

11で発生された超音波パルスが、治療波収束回路12と増幅器13を介して供給される。つまり、治療波収束回路12において各振動子に供給する超音波を適宜遅延させることによって、治療プローブ3から射出される超音波ビームの収束点（焦点）を所望の位置に制御するとともに、増幅器13によって高エネルギーの駆動パルスに変換して各振動子に供給される。

【0028】一方、撮像プローブ2には、撮像パルス発生回路21から発生された撮像用の超音波パルスが撮像波収束回路22においてフォーカス処理され、増幅器23において増幅された後、送受分離器24を介して供給される。撮像プローブ2により生体内から受信された超音波の受信信号は、送受分離器24を介して増幅器25に導かれて増幅された後、超音波（US）信号処理部26において整相処理される。超音波（US）画像生成部27は、US信号処理部26から出力される受信信号に基づいて超音波断層像を生成する。生成された断層像はUSモニター28に表示される。これらの治療パルス発生回路11、治療波収束回路12、撮像パルス発生回路21、撮像波収束回路22、US信号処理部26、US画像生成部27は、コンピュータにより形成されるUS制御部30の指令によって制御される。また、操作者は、操作器31から制御部30に指令を入力するによって、各種の診断条件や治療条件を設定できるようになっている。

【0029】次に、磁気共鳴撮像（MRI）装置の部分について説明する。MRI装置は、MR装置本体41と、MR装置本体41を制御するMR制御部42と、MR制御部42に指令を入力するMR操作器43と、MR装置本体41から出力される核磁気共鳴信号を処理するMR信号処理部44と、処理された核磁気共鳴信号に基づいてMR画像を再構成するMR画像生成部45と、再構成されたMR画像を表示するMRモニター46とを有して構成されている。

【0030】MR装置本体41は、図2に示すいわゆるオープンタイプのMRI装置を適用するのが好ましい。図4を用いて、典型的なMR装置本体の概念を説明する。MR装置本体は、被検体401の周囲に静磁場を発生する磁石402と、この静磁場空間に傾斜磁場を印加する傾斜磁場コイル403と、この領域に高周波磁場パルスを印加するRFコイル404と、被検体401が発生するNMR信号を検出するRFコイル405を有して構成されている。傾斜磁場コイル403は、X、Y、Zの3軸方向の傾斜磁場コイルで構成され、傾斜磁場電源409からの信号に応じてそれぞれ傾斜磁場を発生する。RFコイル404はRF送信部410から供給される高周波磁場パルスによって高周波磁場を発生する。図2のオープン型のMRI装置本体41も、同様の機能を有する。そして、RFコイル405により受信される核磁気

共鳴信号は、図1のMR信号処理部44に入力され、傾斜磁場電源409とRF送信部410は、図1のMR制御部42により制御される。MR制御部42は、撮像シーケンスに従ってMR装置本体41を駆動制御して所望のMR断層像を撮像するようになっている。

【0031】次に、本発明の特徴に係る超音波医療装置とMRI装置の協調制御装置について説明する。協調制御装置は、超音波プローブの位置及び姿勢を検出する位置検出装置を含んで構成される。位置検出装置（例えば、Northern Digital Instrument社のPOLARIS（商品名）を適用する。）は、超音波プローブ1に固定された検出ポイント51と、MR装置本体41に固定された基準ポイント52と、赤外線カメラ2個を備えた複眼カメラ53と、プローブ位置演算手段54とを有して構成される。

【0032】位置検出装置としては、アクティブ型とパッシブ型があり、アクティブ型の検出ポイント51と基準ポイント52は、それぞれ少なくとも3個の赤外線発光ダイオードをマーカとし、そのマーカを例えば3角形の頂点に位置させて支持体に固定して形成される。パッシブ型の場合、検出ポイント51と基準ポイント52はそれぞれ少なくとも3個の反射球（例えば、直径10mm）をマーカとし、そのマーカを例えば3角形の頂点に位置させて支持体に固定して形成される。そして、複眼カメラ51に発光ダイオードを取り付けて形成される。

【0033】複眼カメラ51は、連続的に検出ポイント51と基準ポイント52を受像し、受像データをプローブ位置演算手段54に出力する。プローブ位置演算手段54は、それぞれのマーカの3次元位置をリアルタイムで検出し、これに基づいて検出ポイント51の6次元の動きを検出する。検出した6次元の動きを出力表示することもできる。位置の計測精度は、アクティブ型及びパッシブ型とも同等（例えば0.35mm）であり、また表示切り替え速度は20～60Hzである。パッシブ型はポイントに電源を供給するラインが不要となるため使い勝手が良い。

【0034】プローブ位置演算手段54により検出された検出ポイント51の6次元の動き、つまり検出ポイント51の位置及び姿勢の検出データは、協調制御手段55に入力される。協調制御手段55は、後述するように、US制御部30から超音波プローブ1の焦点深度を取り込み、検出ポイント51の位置及び姿勢の検出データに基づいて、その焦点位置を通る断層面を設定し、MR制御部42に出力する。この時の断層面の方向は、超音波プローブ1の断層面の方向に一致させても良く、また術者の指定する任意の方向に設定することができる。

【0035】このような位置検出装置を、オープン型MRI装置を用いたUS-MR複合医療装置に適用する場合、図2及び図3に示す配置構成が好ましい。すなわち、基準ポイント52はMR装置本体41のガントリー

41aの正面及び裏面に固定する。これにより、基準ポイント52の座標系を静磁場のMR座標系に一義的に一致させることができる。複眼カメラ53は、ガントリー41aの頂部中心に回転自由に支持されたアームに連結された複数のアームからなる支持アーム53aに吊り下げて設ける。これにより、複眼カメラ53は、図3の平面図に示すように、ガントリー41aを中心とした円弧状の領域内の任意の位置に移動させることができる。

【0036】図3において、術者100は把持した超音波プローブ1に検出ポイント51が固定して設けられて10 いる。超音波プローブ1は超音波装置本体33に接続され、術者100の操作により被検体401の所望の部位の断層撮像又は治療をすることができるようになっている。また、MRモニタ46はMR装置本体41のガントリー頂部に回転自由に支持された複数のアームからなる支持アーム46aに吊り下げて設けられている。

【0037】このように構成されるUS-MR複合装置の協調制御手段55の詳細構成を、動作例とともに次に説明する。

(超音波治療の実施の形態) 図2に示すように、術者100が超音波プローブ1を手を持ち被検体401にあて20 る。この場合、超音波プローブ1を非磁性の支持部材で支持し固定するようにしても良い。そして、術者100は、超音波プローブ1の位置や傾きを操作して、被検体401の撮影断面を決めて超音波撮像を開始する。これにより、USモニタ28に断層像が表示される。術者100は超音波プローブ1の位置と姿勢を変えながら治療対象の病変部を探す。このとき、プローブ位置演算手段54により複眼カメラ53から出力される受像データに基づいて、検出ポイント51の位置と姿勢が検出され30 る。

【0038】協調制御手段55は、US制御部30からその時の撮像プローブ2の焦点深さを取り込み、検出ポイント51の位置と姿勢及び焦点深さから、術者が認識した病変部の3次元位置をMR座標系について算出する。そして、その病変部を含み、例えば超音波断層像と同じ方向の断層面のMR像を撮像するようにMR制御部42に指令を出力する。MR撮像断面は、超音波プローブ1又はUS操作器31等に設けた操作スイッチにより、超音波プローブ1と平行な断面、超音波ビームと同一な面、又はそれらの断面に垂直な断面を選択できる。これにより、術者は、症例や病変部位に応じて断面を切り替えながらモニタできる。

【0039】MR制御部42は、撮像シーケンスの断層面を協調制御手段55から指令された設定断層面に決定し、MR装置本体41を駆動制御する。これにより、MRモニタ46に術者100が認識した病変部を含む断層像が表示される。通常、病変部は直径2~3cmの球状又は楕円球状である。このMR撮像処理は、超音波プローブ1の動きに従ってリアルタイムで行なわれる。つ50

まり、術者100は超音波プローブ1を動かすことによって、MR断層面の設定を自由に、かつ簡単に行なえる。

【0040】MRIの撮像シーケンスは、例えばフロロスコピーシーケンスを適用し、協調制御手段55から出力される設定断面の指令は、例えば0.5秒以内ごとに更新され、MRI断層像に反映される。なお、撮像シーケンスは、周知のTRSGシーケンス、SGシーケンス、マルチショットEPIなどのフロロスコピー用シーケンスを適用することができる。これらのシーケンスでは、0.5~4秒ごとに画像を更新できる。なお、MR画像の典型的なスライス厚さは8mm程度である。

【0041】このようにして、術者100が超音波プローブ1を動かすことによって、病変部を含むMR断層像がMRモニタ43に表示される。一方、このMR断層像によれば、病変部の体表面からの深さを精度よく計算によって求めることができる。そこで、MR制御部42は超音波プローブ1の断層面を基準にして、体表面から病変部までの距離を演算して協調制御手段55に出力する。協調制御手段55は、その距離を治療用超音波ビームの収束点データとしてUS制御部30に転送する。

【0042】US制御部30は、治療用超音波ビームの収束点データに従って治療波収束回路12に指令を出し、治療プローブ3から照射される超音波ビームの収束位置を制御する。すなわち、治療プローブ3の振動子(圧電素子)は、図5に示すように、曲率Rの円弧状に配置され、収束点の距離Fにおいて超音波ビームが収束する。この距離Fは被検体401の内部であり、例えば病変部に調整される。この収束点の距離Fは、治療波遅延回路22において各振動子に供給する超音波のタイミング時間を変えることにより調整できる。

【0043】この状態で、術者100は、超音波プローブ1の動きを止め、収束超音波を病変部に照射し、局所的な加熱治療を行なう。これにより、簡単に治療用超音波ビームの収束点を病変部に合わせて、その部位を加熱することにより治療できる。治療プローブ3から超音波ビームが照射されたことは、US制御部30又は協調制御手段55を介してMR制御部42に伝達される。

【0044】これに応答して、MR制御部42は、同一断面について例えばT1強調画像もしくはT2強調画像の撮像シーケンスを実行させるとともに、MR信号処理部44とMR画像生成部45に指令を送って、病変部を含む領域の温度分布変化を求めて温度分布画像を生成させる。その温度分布画像は、MRモニタ46に表示される。本実施形態の場合は、T1強調画像もしくはT2強調画像を2~7秒程度で繰り返し撮像することが好ましく、撮影マトリクスは128×128ないし256×256が一般的である。これにより、術者100は、超音波治療の効果を画像上で容易に確認することができる。その結果、不要な部分に治療を施すことを避けることが

でき、また治療により加熱された部位の冷却を確認して隣接病変部の治療を順次施して、病変部の治療を漏れなく施すことができる。また、治療後に、MRI撮像を施し、病変部（例えば、腫瘍）が消滅したか否かを判断することもできる。

【0045】上述したように、本実施の形態の超音波治療法によれば、超音波医療装置の操作性の良さを失うことなく、MRI装置の高分解能と、距離計測の精度と、温度計測などの機能を有機的に利用して、使い勝手の良い治療装置を実現できる。

【0046】また、図3に示したように、複眼カメラ53は、MR装置本体41の静磁場発生領域の中心から1～1.5m離れた位置に、支持アーム53aで吊り下げ、自由に向きや位置を変えられるようにすることが好ましい。これにより、術者の操作の妨げになることを回避できるとともに、検出ポイント51及び基準ポイント52が術者や手術機器の陰にならないように、複眼カメラ53を移動させることができる。つまり、図中に示した2つの扇形領域57、58が、複眼カメラ53から検出ポイント51と基準ポイント52の双方を安定に検出できる範囲である。扇形領域57、58の半径は、170～293cmの範囲が適当である。また、複眼カメラ53の高さは、95～107cm程度が適当である。この範囲で、カメラが稼動するように、支持アーム53aを形成する。また、複眼カメラ53からプローブ位置演算手段54に送る受像データの更新周期は、2～20セット/秒程度が好ましい。この受像データは、複眼カメラ53から光ファイバケーブルにより伝送することにより、MR装置のノイズの混入を防ぐことができる。

【0047】なお、図3では、MR装置本体のベッドの一方のサイドのみについて、複眼カメラ53の位置を検討したが、非対称2本柱構成のMRI装置なので術者はベッドの反対側から被検体にアクセスもできる。その場合は、複眼カメラ53をベッドの反対側に移動することができる。これに対応させて、上述の基準ポイント52とは別に、ベッドの反対側に基準ポイント59を設置しておくのが好ましい。この場合、基準ポイント52と59の3つのマーカ（反射球）の相対位置を、異なる配置にすることが好ましい。これにより、複眼カメラ53は、どの基準ポイントを受像している識別できる。これに応じて、プローブ位置演算手段54は、識別した基準ポイントの位置を自動的にメモリーから読み出し、MR座標系における撮影断面データを自動的に求めることができる。

【0048】ところで、図1の実施形態の超音波治療装置において、撮像プローブ2と治療プローブ3の双方を備えた超音波プローブ1を用いる例を示した。しかし、撮像装置としてMRI装置が備えられているので、撮像プローブ2を省略することも可能である。つまり、図1の超音波プローブ1を治療プローブ3のみ備えたものと

し、これに合わせて撮像用の機能を省略する。そして、位置検出装置により検出した超音波プローブ1の位置及び姿勢に従ってMRI装置によりMR断層像をMRモニタ46（又は、USモニタ28）に表示する。術者は専らMR像に基づいて病変部を探り、治療したい病変部をMRモニタ46（又は、USモニタ28）上でマーカなどにより指定する。これにより、MR制御部42は指定されたマーカの3次元位置、特に超音波プローブ1が当接された体表面から病変部までの距離を演算して協調制御装置55に送出する。協調制御手段55は、体表面から病変部までの距離に基づいて、超音波プローブ1の収束位置を演算してUS制御部30に送る。これに応じて、US制御部30は、治療波収束回路12に指令を送り、治療超音波ビームの収束位置を病変部に合わせるようにすることができる。

【0049】また、治療プローブ3の超音波ビームの強度を撮像レベルに下げて、図1の実施の形態と同様に構成することもできる。この場合は、超音波撮像の画像の解像度は落ちるが、病変部の位置を探るには十分な場合がある。

（超音波3次元画像の生成法）超音波の撮像プローブを用いて術者が所望の超音波（US）3次元像を撮像する一方で、その撮像プローブの動きに伴う位置と姿勢の変化を検出してUS3次元像に対応するMR3次元像を撮像し、それらの3次元像の優れた点を組み合わせて、診断に有意な3次元像を作成して術者に提供できる。例えば、MRIの3次元画像データから各組織の境界部を検出し、その境界座標を求めてUS像の3次元画像の境界を形成することができる。

【0050】図6及び図7を参照して、具体的な実施形態を説明する。図6は、US3次元像を撮像する際の超音波プローブ1の操作法を説明する図である。同図（a）に示すように、超音波プローブ1を図示していない被検体の体表面に沿ってほぼ平行に移動させながら、US像を複数の3次元位置（ x_i 、 y_i 、 z_i ）（但し、 i は1～ n の自然数）で、複数枚 $a_1 \sim a_n$ の撮像を実行する。これにより撮像された各US像データはメモリーに記憶される。この場合、プローブ位置演算手段54は、超音波プローブ1に固定された検出ポイント51と、基準ポイント52の受像データに基づいて、US断層像の3次元位置及び方向（以下、US断層像位置データと称する）をMR座標系に変換し、協調制御手段55を介してUS制御部30に転送する。US制御部30は、US断層像位置データを各US断層像に対応付けて記憶させる。なお、図6（b）に示すように、超音波プローブ1の位置を変えずに姿勢（傾き角度）を変えて3次元撮像する場合も同様である。

【0051】一方、MRI装置は、周知のT1強調画像又はT2強調画像を撮像する。撮像シーケンスは、例えば、ファーストスピンエコー法やグラディエントエコー

法を用いる。画素数は、例えば、 $256 \times 256 \times 256$ とする。この場合、典型的な空間分解能は1mmである。MR画像では、T1値又はT2値が異なることにより、臓器（組織）ごとのコントラストが異なっている。このことを利用して、公知のリージョン Growing 法によって臓器を抽出することができる。つまり、組織ごとに画素値が異なることを利用して、MR画像から特定の臓器の部分抽出する。これにより抽出した臓器又は組織の辺縁の画素番号を得る。この画素番号は、MR座標系に一对一で対応付けることができる。

【0052】ところで、プローブ位置演算手段54により、US画像上の画素位置（番号）とMR座標系の画素番号とを一对一で対応付けることができる。したがって、MR画像上で抽出した臓器の辺縁が、US画像上のどの位置にあたるかを決定できる。

【0053】例えば、図7(a)に示すように、被検体401の3次元領域71について超音波プローブ1を操作して撮像を実行し、同図(b)に示すUS3次元像を取得したとする。3次元領域71の基準点71aを設定する。一方、MRI装置により同一の領域71について

撮像し、同図(b)に示すMR3次元像を取得する。

【0054】そして、MR3次元像に基づいて、断層像表示指定ライン72を設定して任意のスライス断面を決める。これに基づいて、断層像表示指定ライン72で設定されたUS断層像とMRI断層像を画像化する。これにより、臓器73を含む断層像が表示モニタに表示できる。

【0055】この表示において、例えば、US断層像をグレースケールで表示する。そして、MR断層像の臓器73の辺縁画像を異なる色（例えば、黄色）で、US断層像に半透明で重ねて表示する。これにより、超音波断層像では判別できなかった臓器の輪郭を、観察者は容易に識別できるようになる。したがって、観察者は、臓器の輪郭の他、超音波撮像特有の情報（例えば、局所部位の弾性率、血流によるドップラー現象による情報）等を、同一画面上で観察することができ、診断等に便利である。

【0056】また、US画像の臓器73の内側の画素のみを抽出して得られるUS3次元画像を、パーシャルMIP(Maximum Intensity Method: 最大値)処理、あるいはパーシャルボリュームレンダリング処理し、対象とする臓器内のUS画像を3次元情報を含む形で表示することができる。これによれば、US画像における生体深部での信号値が低いデータや、皮膚近傍の高信号のデータを除去することができ、それらのノイズ分を除去して画質を向上することが期待できる。なお、MIP処理、あるいはパーシャルボリュームレンダリング処理は、MRIやCT画像に対して広く行なわれている画像処理である。（その他、変形例）図4に示したRFコイル405としては、種々の形状のものが開発されており、撮像

部位、撮影目的に応じて使い分けられる。例えば、表面コイルは、局所的な部位を高感度で撮影するRFコイルである。従来、局所コイルは、耳、顎関節、四肢の関節など、小視野で高画質が要求される部位の撮影用に用いられている。また、複数の小型表面コイルを隣接して配置し、高感度と視野拡大を図ったマルチプルアレイコイル（フェイズドアレイコイルとも呼ばれる）も開発されている。通常の頭部撮影や腹部撮影には、視野が広く感度分布が比較的均一なボリュームコイルが使われる。これには、マルチプルエレメントレゾネータ、スロットドチューブレゾネータ、ソレノイドコイルが公知である。

【0057】手術や穿刺、経皮的治療に使われるいわゆるI-MRI(Interventional MRI, Intraoperative MRI)は、オープンタイプのMRI装置が使用される。オープンMRIには、ダブルドーナツ型や、C型、非対称2本支柱型がある。ダブルドーナツ型は、水平磁場を発生するドーナツ型磁石を2個、隙間を空けて並べた構造で、隙間の間で被検体の撮像を行う。C型と非対称2本支柱型は、ハンバーガー型の磁石で上下方向の静磁場を発生する。最もオープン性があるのは、非対称2本支柱型で、被検体の左右方向と頭頂部側の3方向からのアクセスが可能である。

【0058】MRIの撮影断面をインタラクティブに設定する技術は、インタラクティブスキャンコントロールとして公知である。すなわち、MRIを用いた手術時の穿刺モニタリングや心臓撮像などでは、リアルタイムに撮影断面を任意に設定したい要望があり、これに対応する技術開発も行われつつある。撮影断面を任意に選択する手法として、グラフィカルユーザーインターフェースにMRI画像を表示して、画面上のボタンをクリックして、次の撮影断面を決定する例がある(Magnetic Resonance in Medicine: Real-time interactive MRI on a conventional scanner; AB. Kerr他、38巻、pp. 355-367(1997))。また、3次元マウスを使うなどの手法がある(USP-5512827)。また、位置決定デバイスを使ってMRIの撮影断面を決定する装置が開示されている(USP-5365927: 位置センサの情報を使ってMRIの撮像を行なう)、(USP-6026315; 2個の赤外線カメラと3個の反射球からなるポインタを使って撮影断面を決定する)。

【0059】超音波装置において、収束超音波を照射し、生体内を加熱する技術は公知である。例えば、特開2001-46387号公報には、被検体内の治療部位を超音波画像で常にモニタしながら治療する超音波治療アプリケーションが開示されている。

【0060】また、生体内の加熱部位をモニタする技術は、MRIにより可能であることは公知である。つまり、MRIでは、生体内の温度をモニタでき、この機能を活用してレーザ照射治療のモニタや、RF(Radio Frequency)アブレーションのモニタをするようになりつつある。

【0061】温度モニタの方法は、各種の提案がされているが、下記の信号強度法と位相法（PPS法：proton phase shift）が、多く検討されている。

（１）信号強度法：被検体の温度が変化するとT1値が変化することが知られている。また、レーザ蒸散法のように、局所的に高温になる場合、生体のT2値や水分含有量が変化し信号値が変化する。この変化から、生体内の温度変化を定性的に把握できる。

$$\Delta T(i, j) = \frac{\Delta S(i, j)}{\gamma \cdot B_0 \cdot C} \quad (1)$$

ここで、 γ は磁気回転比、 B_0 は静磁場強度、 T はエコー時間である。（１）式から、次式（２）により温度変化画

$$T(i, j) = \frac{\Delta S(i, j)}{\gamma \cdot B_0 \cdot C} \quad (2)$$

一方、MRAの血管撮影（MRA: MR angiography）では、位相画像から３次元的な構造を表示する方法として、最大投影値法（MIP: maximum intensity projection）などが、使われており、主に利用されている。また、最近では、ボリュームレンダリング（VR: volume rendering）法も試みられている。

【0064】温度画像の公知例としては、例えば、著者：Paul Steiner MD, Rene Botnar PhD, Benjamin Dubno MD, Gesine G Zimmermann MD, G Scott Gazelle MD, Jorg F Debatin MD. 題名：Radio-frequency-induced thermoablation: monitoring with T1-weighted and proton-frequency-shift MR imaging in an interventional 0.5-T environment. 雑誌名：Radiology 206, 803-810, March (1998) がある。

【0065】

【発明の効果】以上述べたように、本発明によれば、超音波医療装置とMRI装置の長所を組み合わせ、操作性及び機能性に優れた複合医療装置を実現できる。

【図面の簡単な説明】

【図１】本発明の超音波・磁気共鳴複合医療装置の一実施の形態のブロック構成図である。

【図２】本発明の超音波・磁気共鳴複合医療装置の一実施の形態の外観構成図である。

【図３】図２の超音波・磁気共鳴複合医療装置の一実施の形態の位置検出装置の設定法を説明する平面図である。

【図４】磁気共鳴装置の典型的な一例を説明する構成図

*（２）位相法：プロトンの共鳴周波数は、温度に比例する。その温度係数Cは - 0.01 (ppm/°C) である。GRE系シーケンスで生体の加熱前と加熱後に撮影した２つの画像の位相差分を求めると、差分後の位相 $\Delta \phi(i, j)$ (rad) (i, j は画素番号) は、次式（１）で表わせる。

【0062】

* 像が得られる。温度変化画像の表示には、２次元カラーマップが使われている。

【0063】

である。

【図５】治療プローブの収束点の説明図である。

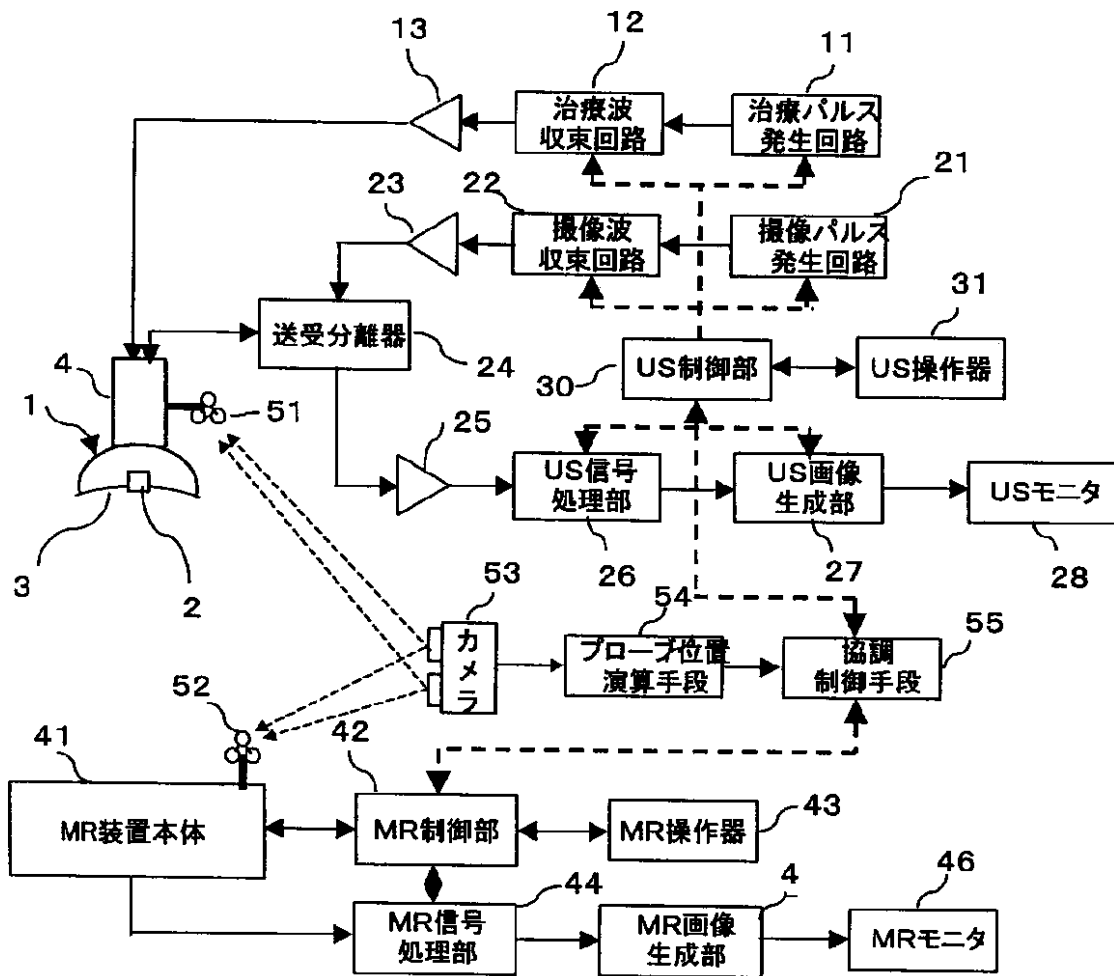
【図６】超音波撮像における３次元撮像の操作を説明する図である。

【図７】超音波撮像装置とMRI装置の複合画像を生成する例を説明する図である。

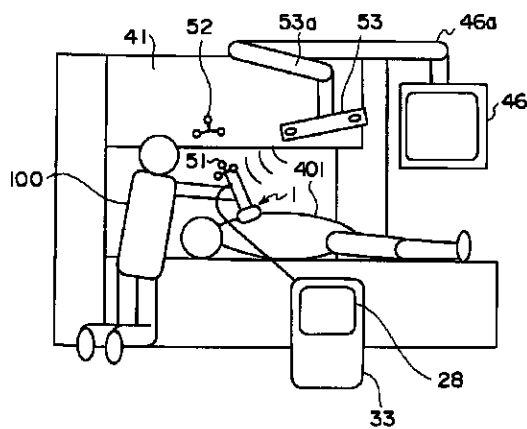
【符号の説明】

- 1 超音波プローブ
- 2 撮像プローブ
- 3 治療プローブ
- 4 プローブ支持部
 - 12 治療波収束回路
 - 13 撮像波収束回路
- 26 US信号処理部
- 27 US画像生成部
- 28 USモニタ
- 30 US制御部
- 41 MR装置本体
 - 42 MR制御部
 - 44 MR信号処理部
 - 45 MR画像生成部
 - 46 MRモニタ
- 51 検出ポインタ
- 52 基準ポインタ
- 53 複眼カメラ
- 54 プローブ位置演算手段
- 55 協調制御手段

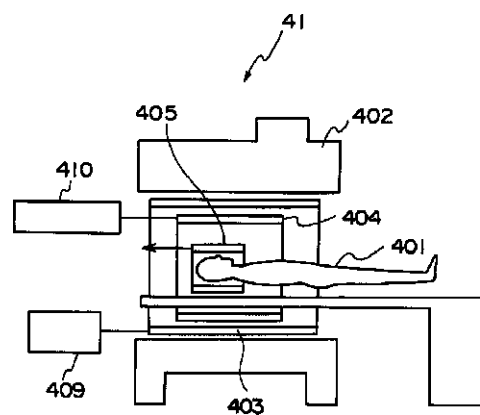
【図1】



【図2】

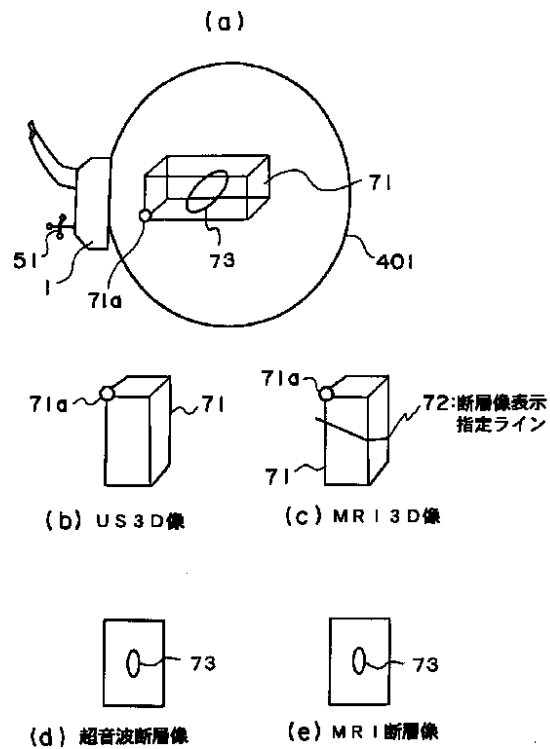


【図4】



- 1: 超音波プローブ
- 28: USモニタ
- 33: 超音波装置
- 41: MR装置本体
- 46: MRモニタ
- 51: 検出ポイント
- 52: 基準ポイント
- 53: カメラ

【図7】



フロントページの続き

(72)発明者 渡部 滋
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

(72)発明者 佐々木 明
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

(72)発明者 泉 美喜雄
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

Fターム(参考) 4C060 EE19 EE21 JJ25 JJ27 MM24
4C096 AA01 AA03 AA04 AA18 AB36
AB41 AD07 AD14 BB12 DC19
DC20 DC32 DD07 DD08 DD13
4C099 AA01 CA19 EA20 GA30 JA13
PA01 PA06
4C301 AA02 BB13 BB22 EE11 EE13
FF25 GB03 GD04 GD20 JC14
KK02 KK03 KK17 KK18 KK27
4C601 BB03 BB05 BB06 EE09 EE11
FF11 FF15 GA17 GA18 GA21
GB01 GB03 GB04 JC15 JC20
JC21 JC25 JC26 KK02 KK03
KK21 KK22 KK31

专利名称(译)	<无法获取翻译>		
公开(公告)号	JP2003325510A5	公开(公告)日	2005-09-15
申请号	JP2002140458	申请日	2002-05-15
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立メデイコ		
[标]发明人	高橋 哲彦 篠村 隆一 渡部 滋 佐々木 明 泉美喜雄		
发明人	高橋 哲彦 篠村 隆一 渡部 滋 佐々木 明 泉 美喜雄		
IPC分类号	A61B8/00 A61B5/055 A61F7/00 G01R33/48 A61B18/00		
FI分类号	A61B8/00 A61F7/00.322 A61B5/05.390 G01N24/08.510.Y A61B17/36.330		
F-TERM分类号	4C060/EE19 4C060/EE21 4C060/JJ25 4C060/JJ27 4C060/MM24 4C096/AA01 4C096/AA03 4C096/AA04 4C096/AA18 4C096/AB36 4C096/AB41 4C096/AD07 4C096/AD14 4C096/BB12 4C096/DC19 4C096/DC20 4C096/DC32 4C096/DD07 4C096/DD08 4C096/DD13 4C099/AA01 4C099/CA19 4C099/EA20 4C099/GA30 4C099/JA13 4C099/PA01 4C099/PA06 4C301/AA02 4C301/BB13 4C301/BB22 4C301/EE11 4C301/EE13 4C301/FF25 4C301/GB03 4C301/GD04 4C301/GD20 4C301/JC14 4C301/KK02 4C301/KK03 4C301/KK17 4C301/KK18 4C301/KK27 4C601/BB03 4C601/BB05 4C601/BB06 4C601/EE09 4C601/EE11 4C601/FF11 4C601/FF15 4C601/GA17 4C601/GA18 4C601/GA21 4C601/GB01 4C601/GB03 4C601/GB04 4C601/JC15 4C601/JC20 4C601/JC21 4C601/JC25 4C601/JC26 4C601/KK02 4C601/KK03 4C601/KK21 4C601/KK22 4C601/KK31 4C160/JJ33 4C160/JJ35 4C160/JJ36 4C160/MM32 4C601/GA25 4C601/GA40 4C601/KK42 4C601/KK44 4C601/LL33		
其他公开文献	JP4032293B2 JP2003325510A		

摘要(译)

要解决的问题：通过组合超声医疗设备和MRI设备的优点，实现可操作性和功能性极好的组合医疗设备。 解决方案：检测指针固定在超声波探头上，参考指针固定在磁共振成像设备主体上，复眼摄像机接收检测指针和参考指针，探头位置计算装置根据接收到的图像数据使用超声波。将探头的位置和方位转换为MR坐标系，并根据获得的超声波探头的位置和方位以及从US控制装置输出的用于成像的超声波束的聚焦位置，由协同控制装置获取MR图像。确定所设置的断层平面并将命令发送给MR控制装置，对所设置的断层平面执行成像序列以显示MR断层图像，并且基于MR断层图像来确定治疗性超声波束的会聚位置。通过获得并输出到US控制装置，可以精确地控制治疗性超声波束的会聚位置。