

(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2010-75503
(P2010-75503A)

(43) 公開日 平成22年4月8日(2010.4.8)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 5/055 (2006.01)	A 6 1 B 5/05 3 9 0	4 C 0 9 6
A 6 1 B 8/00 (2006.01)	A 6 1 B 5/05 3 8 0	4 C 6 0 1
	A 6 1 B 8/00	

審査請求 未請求 請求項の数 14 O L (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2008-247972 (P2008-247972)	(71) 出願人 000153498
(22) 出願日 平成20年9月26日 (2008. 9. 26)	株式会社日立メディコ
	東京都千代田区外神田四丁目14番1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19年度、独立行政法人新エネルギー・産業技術総合開発機構「基礎研究から臨床研究への橋渡し促進技術開発／橋渡し促進技術開発／疾患動物を用いた新規治療機器の安全性・有効性評価手法の開発」委託研究、産業活力再生特別措置法第30条の適用を受ける特許出願)	(74) 代理人 110000350
	ボレール特許業務法人
	(72) 発明者 仲本 秀和
	東京都千代田区外神田四丁目14番1号
	株式会社日立メディコ内
	(72) 発明者 佐々木 明
	東京都千代田区外神田四丁目14番1号
	株式会社日立メディコ内
	(72) 発明者 村垣 善浩
	東京都新宿区河田町8-1 学校法人 東京女子医科大学内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 マルチモダリティ手術支援装置

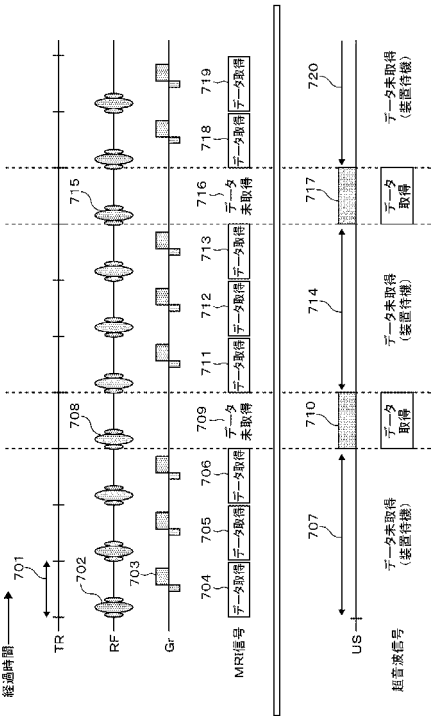
(57) 【要約】

【課題】MRI装置とMRI装置内部で撮像可能な超音波装置を連動して高画質なマルチモダリティ透視画像を提供し、X線被曝を無くしたナビゲーション手術支援環境作成を目的とする。

【解決手段】MRI装置とMRI装置内部で撮像可能な超音波装置と三次元位置検出装置による術具位置の検出機能と3Dボリューム画像を三次元再構成する画像処理する機能において、術具位置を検出する手段と検出した術具位置をMRIおよび超音波装置にリアルタイムに転送する手段とMRIおよび超音波にて術具位置を基準とした断面をそれぞれ連続撮像する手段とMRI装置による撮像時には超音波装置を停止してノイズ発生を抑制する手段と超音波装置による撮像時にはMRI装置のRFパルスだけを連続印加し続け、定常状態を保つことを保ち続ける手段とMRIの撮像位置更新間隔と超音波撮像断面更新間隔は自由に変更できる手段を備えることを特徴とする。

【選択図】 図7

図7



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

核磁気共鳴装置と、前記核磁気共鳴装置と共に撮像可能な超音波装置と、手術中の術具位置を検出する術具位置検出装置と、3Dボリューム画像を三次元再構成する画像処理手段とを具備してなるマルチモダリティ手術支援装置において、

前記術具位置検出装置により検出した術具位置を前記核磁気共鳴装置および前記超音波装置にリアルタイムに転送する手段と、

前記核磁気共鳴装置および前記超音波装置により、前記術具位置を基準とした被検体の断層面をそれぞれ連続撮像する手段と、

前記核磁気共鳴装置において、静磁場に置かれた前記被検体に対して設定される断層面に応じて傾斜磁場とRFパルスを印加する撮像シーケンスを実行するMR制御手段とを有し、

前記被検体の断層面をそれぞれ連続撮像する際に、前記核磁気共鳴装置による前記被検体の撮像時には、前記超音波装置を停止させ、前記超音波装置による前記被検体の撮像時には、前記核磁気共鳴装置の一部機能を停止させることにより互いの画像への影響を抑制し、

前記核磁気共鳴装置の撮像位置、および前記超音波装置の撮像断面のそれぞれの更新間隔は、前記撮像シーケンスに基づき任意に設定できることを特徴とするマルチモダリティ手術支援装置。

【請求項 2】

前記被検体の断層面をそれぞれ連続撮像する手段は、前記核磁気共鳴装置と前記超音波装置とを所定の時間内に切り換えて交互に撮像するものであり、

前記核磁気共鳴装置による前記被検体の撮像時には、前記超音波装置による前記被検体の撮像を停止してノイズ発生を抑制し、

前記超音波装置による前記被検体の撮像時には、前記RFパルスだけを連続印加し続けることで前記核磁気共鳴装置内の定常状態を保持しことを特徴とする請求項1記載のマルチモダリティ手術支援装置。

【請求項 3】

前記核磁気共鳴装置による前記被検体の撮像時のデータ取得時間は、前記超音波装置による前記被検体の撮像時のデータ取得時間の整数倍であることを特徴とする請求項1記載のマルチモダリティ手術支援装置。

【請求項 4】

前記核磁気共鳴装置による前記被検体の撮像は、1回のRFパルス印加によるデータ取得を1単位としてそれを複数単位繰り返し行い、

前記超音波装置による前記被検体の撮像は、前記1単位のデータ取得時間の1乃至2倍の範囲内の時間でデータを取得することを特徴とする請求項1記載のマルチモダリティ手術支援装置。

【請求項 5】

前記術具位置情報は、座標変換され、前記超音波装置、前記核磁気共鳴装置、および前記画像処理手段にリアルタイムに転送されることを特徴とする請求項1記載のマルチモダリティ手術支援装置。

【請求項 6】

前記超音波装置および前記核磁気共鳴装置の停止の方法は、前記各装置の電源を落とすことなく一時停止機能を用いることを特徴とする請求項1記載のマルチモダリティ手術支援装置。

【請求項 7】

前記超音波装置および前記核磁気共鳴装置は、外部に対するノイズ放出を抑制するためにノイズシールド材で覆われていることを特徴とする請求項1記載のマルチモダリティ手術支援装置

【請求項 8】

10

20

30

40

50

前記核磁気共鳴装置における定常状態の保持は、前記RFパルスが続けて印加すると共に、前記傾斜磁場の印加を停止させることにより行われることを特徴とする請求項1記載のマルチモダリティ手術支援装置。

【請求項9】

前記核磁気共鳴装置と前記超音波装置のそれぞれの撮像の更新間隔や画質に関するパラメータは、ユーザにより任意に変更され、該変更によりリアルタイムに切り替わることを特徴とする請求項1記載のマルチモダリティ手術支援装置。

【請求項10】

前記核磁気共鳴装置の撮像断面を、前記核磁気共鳴装置と前記超音波装置との撮像の切換えを規程回数繰り返すまでは変更しない機能を有することを特徴とする請求項1記載のマルチモダリティ手術支援装置。

10

【請求項11】

前記核磁気共鳴装置の撮像位置と前記超音波装置の撮像位置は異なる断面でもよく、複数の術具適用時に切り換えて断面構成を変更できることを特徴とする請求項1記載のマルチモダリティ手術支援装置。

【請求項12】

前記画像処理手段は、前記核磁気共鳴装置画像と前記超音波画像を加減算する機能を有し、ユーザの指示に従って表示する機能を有することを特徴とする請求項1記載のマルチモダリティ手術支援装置。

【請求項13】

前記核磁気共鳴装置画像と前記超音波画像は、通常撮像と温度特性画像の交互撮像を可能とすることを特徴とする請求項1記載のマルチモダリティ手術支援装置。

20

【請求項14】

前記術具が超音波プローブであって、該超音波プローブに付属するケーブルは、前記核磁気共鳴装置に装備されたベッド、または個別に設けられたベッドのそれぞれに装着されたコネクタおよびプリアンプを経由して配置され、該ケーブルで取得された信号は、前記超音波装置に転送され、画像再構成されることを特徴とする請求項1記載のマルチモダリティ手術支援装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

30

【0001】

本発明は、核磁気共鳴撮像装置（以下、MRI装置と称する）とMRI装置内部で撮像可能な超音波装置と三次元位置検出装置による術具位置の検出機能と3Dボリューム画像を三次元再構成する画像処理する機能において、術具や超音波プローブ位置を検出しながら交互にリアルタイム撮像を行い、高画質なマルチモダリティ透視画像を作成するマルチモダリティ手術支援装置に関する。

【背景技術】

【0002】

MRI装置は、連続的に被検体中の水素や炭素からの核磁気共鳴信号（以下、MR信号と称する）を測定し、核の密度分布や緩和時間分布等を映像化するものである。現在、臨床で普及しているMRI装置の撮像対象は、被検体の主たる構成物質、プロトンである。MRIは、プロトン密度の空間分布や、励起状態の緩和現象の空間分布を画像化することで、人体頭部、腹部、四肢等の形態または、機能を2次元もしくは3次元的に撮像する。

40

【0003】

一般的なMRI装置は、患者の周囲に静磁場を発生する磁石と、この空間に傾斜磁場を発生する傾斜磁場コイルと、この領域に高周波磁場を発生するRFコイルと、患者が発生するMR信号を検出するRF受信コイルを含み構成されている。傾斜磁場コイルは、X、Y、Zの3方向の傾斜磁場コイルで構成され、傾斜磁場電源からの信号に応じてそれぞれ傾斜磁場を発生する。RFコイルは、RF送信部の信号に応じて高周波磁場を発生する。RFコイルの信号は、信号検出部で検出され、信号処理部で信号処理され、また計算によ

50

り画像信号に変換される。画像信号は、表示部で断層像として表示される。傾斜磁場電源、RF送信部、信号検出部などは、制御部で制御され、制御のタイムチャートは一般にパルスシーケンスと呼ばれている。患者は、ベッドに横たわってRF受信コイル、RFコイル傾斜磁場コイルなどで囲まれた装置内の空間に搬送され、断層面の撮像が行われる。

【0004】

このようなMRI装置を用いた心臓イメージングや、手術時の穿刺モニタリング、経皮的治療などに使用されるI-MRI装置(interventional-MRI装置、または、Intraoperative-MRI装置の略称)では、リアルタイムで撮像する断層面を任意に設定したいという要望がある。撮像する断層面を任意に選択する手法として、グラフィカルユーザインタフェースにMRI画像を表示して、画面上のボタンをクリックして、次に撮像する断層面を決定する方法(Magnetic Resonance in Medicine: Real-time interactive MRI on a conventional scanner; AB. Kerr他、38巻、pp. 355-367(1997))や、3次元マウスなどを使う方法(USP-5512827)などが提案されている。これらの方法では、撮像する断層面の位置や向きをマウスなどの入力手段で調整、設定しなければならず煩雑なので、MRI装置としては、より簡便に撮像する断層面の位置や向きを調整、設定できることが望ましい。その手法として、USP-5365927やUSP-6026315などの断層面指示デバイス(ポインタなど)を用いて撮像する断層面を決定するMRI装置が提案されている。USP-5365927は、断層面指示デバイスであるポインタに発光ダイオードが設けられ、操作者がポインタで指し示した位置を赤外線カメラで検出したり、関節にセンサが備えられたアームの先端部にポインタを設け、アームの関節の角度などでポインタの位置を検出し、これに基づいて、断層面を自動的に調整するものである。また、USP-6026315は、2個の赤外線カメラと3個の反射球を備えたポインタとを使って指示した断層面を自動的に決定して撮像するものである。実際に実用レベルにあるシステムは図3に示すものがあり、学会等においても臨床適用結果についても多数発表されている(特願2001-285331、特願2001-285949、特願2002-96291があり、国際特許としてはWO 03/026505 A1(特許文献1)がある)。図3に示すMRI装置1は、例えば、垂直磁場方式0.3T永久磁石MRI装置1であり、垂直な静磁場を発生させる上部磁石3と下部磁石5、これら磁石を連結するとともに上部磁石3を支持する支柱7、位置検出デバイス9、アーム11、モニ

タ13、モニタ支持部15、基準ツール17、パーソナルコンピュータ19、ベッド21、制御部23などを含んで構成されている。MRI装置1の図示しない傾斜磁場発生部は、傾斜磁場をパルスの発生させ、最大傾斜磁場強度15mT/mで、スルーレート20mT/m/msである。更に、MRI装置1は、静磁場中の被検体24に核磁気共鳴を生じさせるための図示しないRF送信器、被検体24からの核磁気共鳴信号を受信する図示しないRF受信器を備え、これらは12.8MHzの共振型コイルである。位置検出デバイス9は、2台の赤外線カメラ25と、赤外線を発光する図示しない発光ダイオードを含んで構成され、断層面指示デバイスであるポインタ27の位置及び姿勢を検出するものである。また、位置検出デバイス9は、アーム11により移動可能に上部磁石3に連結され、図3に示すように、MRI装置1に対する配置を適宜変更することができる。モニタ13は、図3に示すように、操作者29が把持するポインタ27により指示された被検体24の断層面の画像を表示するもので、モニタ支持部15により、赤外線カメラ25同様上部磁石3に連結されている。基準ツール17は、赤外線カメラ25の座標系とMRI装置1の座標系をリンクさせるもので、3つの反射球35を備え、上部磁石3の側面に設けられている。パーソナルコンピュータ19には、赤外線カメラ25が検出し算出したポインタ27の情報が、術具位置データとして、例えば、RS232Cケーブル33を介して送信される。制御部23は、ワークステーションで構成され、図示しないRF送信器、RF受信器などを制御する。また、制御部23は、パーソナルコンピュータ19と接続されている。パーソナルコンピュータ19では赤外線カメラ25が検出し算出したポインタ27の位置から術具36を考慮してMRI装置1で利用可能な位置データに変換

10

20

30

40

50

し、制御部 23 へ送信する。位置データは、撮像シーケンスの撮像断面へ反映される。新たな撮像断面で取得された画像は液晶モニタに表示される。また、画像は映像記録装置 34 に同時記録される。例えば断層面指示デバイスであるポインタを穿刺針などにとりつけ、穿刺針のある位置を常に撮像断面とする様に構成した場合、モニタには針を常に含む断面が表示されることになる。

【0005】

一方、位置検出装置と過去に撮像したボリュームデータを用いた手術ナビゲーションシステムは手術時に患者に対してポインタなどにより指定される位置を、当該位置を含む患者の直交 3 平面それぞれを断面とする断層画像上に表示することにより手術操作をナビゲーションするシステムであり、脳神経外科手術などの高精度の外科手術に適用されている。

10

【0006】

ここで、このような手術ナビゲーションシステムにおける患者の断層画像は、予め、MRI 装置によって撮像した 3 次元のデータであるボリュームデータにより生成される。一方、ポインタによる指定位置を定めるために必要とされるポインタの位置検出の方式には、機械式、光学式、磁気式、超音波式などの方式がある。このような手術ナビゲーションの技術については、特開：2002-35007、特開：2003-79637 に提案されている。同様に、上記 I-MRI と 3D 手術ナビゲーションシステムを組み合わせた技術については、特許文献 2（特開 2003-190117）に提案されている。

【0007】

MRI による高速撮像シーケンスの応用のひとつとして、フルオロスコピー（透視撮像）と呼ばれるリアルタイム動態画像化法が臨床応用されつつある。フルオロスコピーでは、1 秒以下程度の周期で撮像と画像再構成を繰り返すことにより、あたかも X 線透視撮像のように体内組織の動態抽出や体内に外部から挿入した器具の位置把握に用いることができる動態画像を生成・表示する。この応用は三次元高速撮像にも応用されている。方法として、Raw データを間引いて撮像し、以前のデータを用いて補完・再構成する技術がある（特許文献 3（U.S. Patent Number 6044290）を参照）。例えば、 $TR = 1$ 、 $Phase\ Encode = 100$ とすれば、100ms 毎に 1 画像を連続取得することができる。

20

【0008】

図 4 に 2D 高速撮像法による血管撮像例を示す。撮像シーケンスはシングルエコーのグラディエントエコー又はマルチエコーのエコープランナー法（EPI）の 2D 撮像が一般的である。RF パルス 401 の印加と同時にスライス幅を決定するエンコードパルス 402 と位相エンコードパルス 403、404 を制御し、エコーを取得するためのリードアウトパルス 405 によりエコーを取得する。取得したデータ 408 は k 空間 407 上に再構成されるが、高速撮像をするために中心データのみを連続的に撮像して、周辺データは過去のデータを用いて補完することができる。ここで、動脈（又は静脈）に造影剤 410 を注入した時の例を示す。連続撮像中の 2D 画像 411 に造影剤 410 が流入することで、次のスキャンでは流入分 413 が得られる 412。この撮像を繰り返すことで 414、416、時系列的な画像と血流情報 415、417 が高速かつ時系列に描出される。

30

【0009】

超音波診断装置の構成を図 5 に示す。超音波診断装置 501 は、被検体 502 内に超音波を送受信し得られた反射エコー信号を用いて診断部位について 2 次元超音波画像或いは 3 次元超音波画像を形成して表示するもので、被検体 502 に超音波を照射し受信する振動子素子を備えた超音波探触子 503 と、超音波信号を送受信する超音波送受信部 504 と、受信信号に基づいて 2 次元超音波画像（B モード画像）或いは 3 次元超音波画像を構成する超音波画像構成部 505 と、超音波画像構成部 505 構成された超音波画像を表示する表示部 506 を制御する制御部 507 と、制御部 507 に指示を与えるコントロールパネル 508 とを有している。

40

【0010】

ここで、各構成要素を具体的に説明する。超音波探触子 503 は、振動子素子が超音波探触子の長軸方向に 1 ~ m チャンネル分配列される。ここで、短軸方向にも k 個に切断され

50

て 1 ~ k チャンネル分配列されている場合、短軸方向の各振動子素子 (1 ~ k チャンネル) に与える遅延時間を変えることにより、短軸方向にも送波や受波のフォーカスがかけられるようになっている。また、短軸方向の各振動子素子に与える超音波送信信号の振幅を変えることにより送波重み付けがかけられ、短軸方向の各振動子素子からの超音波受信信号の増幅度又は減衰度を変えることにより受波重み付けがかけられるようになっている。さらに、短軸方向のそれぞれの振動子素子をオン、オフすることにより、口径制御ができるようになっている。

【 0 0 1 1 】

なお、この超音波探触子503は、超音波送受信部504から供給される駆動信号に重畳して印加されるバイアス電圧の大きさに応じて超音波送受信感度つまり電気機械結合係数が変化する、例えば c M U T (Capacitive Micromachined Ultrasonic Transducer ; IEEE Trans. Ultrason. Ferroelect. Freq. Contr. Vol45 pp.678-690 May 1998等) を適用できる。c M U T は、半導体微細加工プロセス (例えば、L P C V D : Low Pressure Chemical Vapor Deposition) により製造される超微細容量型超音波振動子である。

10

【 0 0 1 2 】

超音波送受信部504は、超音波探触子503に送信信号を供給すると共に受信した反射エコー信号を処理するもので、その内部には、超音波探触子503を制御し超音波ビームの打ち出しをさせる送波回路と、この打ち出された超音波ビームの被検体内からの反射エコー信号を受信し生体情報を収集する受波回路と、これらを制御する制御回路とを有している。

20

【 0 0 1 3 】

超音波画像構成部505は、超音波送受信部504で処理した反射エコー信号を超音波断層像に変換するもので、順次入力される反射エコー信号に基づいて超音波画像を形成するデジタルスキャンコンバータと、超音波画像を記憶する磁気ディスク装置及びRAMとからなる記憶装置とから成り、超音波送受信部504で受信した反射エコー信号を信号処理し、2次元超音波画像や3次元超音波画像、各種ドブラ画像に画像化して出力する。

表示部506は、超音波画像構成部5で作成された画像を表示制御部を介して入力し超音波画像として表示するもので、例えばC R T モニタ、液晶モニタから成る。

【 0 0 1 4 】

そして、制御部507は、前記各構成要素の動作を制御するもので、ユーザインターフェース回路とのインターフェースを有する制御用コンピュータシステムより構成されている。この制御部507は、それに含まれるユーザインターフェース及び該ユーザインターフェースからの情報等から超音波送受信部504を制御する。また、超音波送受信部504で受信した生体情報を超音波画像構成部505に転送したり、超音波画像構成部505で画像化した情報を表示制御部に伝送するなどの制御を行う。

30

【 0 0 1 5 】

【特許文献1】国際公開特許WO 03/026505 A1

【特許文献2】特開2003-190117号公報

【特許文献3】米国特許U.S. Patent No. 6044290

【特許文献4】特開2003-325510号公報

【発明の開示】

40

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 1 6 】

現在、超音波とM R I を連動させる技術 (特許文献4 (特開2003-325510)) やM R I 対応超音波プローブの技術 (特開平6-114055) が紹介されているが、連続相互撮像は臨床的要求はあるものの低画質が問題であった。図2に従来超音波装置とM R I による相互撮像フロー図を示す。3 D 撮像画像2 0 1 からセグメンテーション (領域抽出) を行い2 0 2、手術が開始2 0 3され、各種ナビゲーションが開始する2 0 4。術具位置検出装置にて術具位置が検出され2 0 5、各ナビゲーションに転送されるが2 0 6、M R I によるI S C (Interactive Scan Control) 撮像2 0 7と超音波装置による撮像2 0 9の間にはそれぞれ装置を停止し、ノイズ対策のために電源を落とす必要があった2 0 8、2 1 0。これ

50

を目的部位に到達するまで繰り返し行い 2 1 1、治療開始 2 1 2 までには多大な時間を要していた。

【 0 0 1 7 】

また、MRI で温度計測をする技術（特開2000-300535）や超音波で温度計測をする技術はあるが（特開昭62-16743）、双方の連動と画像処理技術が確立しておらず画像治療に適用されていない。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 8 】

上記の課題を解決するため、本発明は、核磁気共鳴装置と、核磁気共鳴装置と共に撮像可能な超音波装置と、手術中の術具位置を検出する術具位置検出装置と、3Dボリューム画像を三次元再構成する画像処理手段とを具備してなるマルチモダリティ手術支援装置において、術具位置検出装置により検出した術具位置を核磁気共鳴装置および超音波装置にリアルタイムに転送する手段と、核磁気共鳴装置および超音波により、術具位置を基準とした被検体の断面をそれぞれ連続撮像する手段と、核磁気共鳴装置において、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RFパルスを印加する撮像シーケンスを実行するMR制御手段とを有し、核磁気共鳴装置による被検体の撮像時には、超音波装置を停止してノイズ発生を抑制し、超音波装置による被検体の撮像時には、核磁気共鳴装置においてRFパルスだけを連続印加し続けることで定常状態を保持し、核磁気共鳴装置の撮像位置、および前記超音波の撮像断面のそれぞれの更新間隔は、撮像シーケンスに基づき任意に設定できることを特徴とするマルチモダリティ手術支援装置を提供する。

【発明の効果】

【 0 0 1 9 】

本発明は、MRI装置とMRI装置内部で撮像可能な超音波装置と三次元位置検出装置による術具位置の検出機能と3Dボリューム画像を三次元再構成する画像処理する機能において、術具や超音波プローブ位置を検出しながら交互にリアルタイム撮像を行い、高画質なマルチモダリティ透視画像を作成するものである。

【 0 0 2 0 】

これより、インターベンショナルの分野において、X線透視画像と同等の効果が得られるだけでなく、被曝がないという点で有効な手段と考える。本方法は、両モダリティの画像が得られることで、US（超音波）の客観性の乏しさをMRIが補うことが可能となる。具体的にはUS撮影面の位置がMRの解剖学（形態）的情報により第三者でも判るようになったり、US像とMRI像の質的相補（例：胆管浸潤か、または周囲炎症かの判別）が可能になるといった相乗効果が期待できる。

【 0 0 2 1 】

また、本機能は、通常連続画像だけでなく、MRIや超音波による温度計測画像をリアルタイムに取得することもでき、治療中の啓示的变化も捉えることができる。これより、HIFU（High Intensity Focused Ultra Sound：収束超音波）などの治療分への応用も可能となり、治療までのガイディングと治療効果の即時判断から、治療精度向上に繋がるものと考ええる。

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 2 2 】

以下、本発明の実施例を添付図面に基づいて詳細に説明する。

図1に本発明のフロー図を示す。3Dボリューム撮像101を行い、セグメンテーションを行い領域抽出を行う102。手術開始103と同時に各種ナビゲーションが開始し104、術具位置検出を開始する105。取得位置情報は必要に応じて座標変換後、全ナビゲーションに対して位置情報を送信する106。MRI装置は規程時間ISC撮像を行い107、術具位置検出108で得た最新位置情報をISCを除く全てのナビゲーションに対して送信する109。その情報を用いて超音波画像110と3Dナビゲーション画像が更新される111。つまり、超音波画像と3Dナビゲーションは位置情報が毎時更新されるのに対して、ISCは一定時間（規程回数112）同一断面情報を用いて画像情報を取得

することになる。これらの処理は目的部位に到達するまで繰り返され 1 1 3、治療が開始されて終了となる 1 1 4。

【0023】

図 6 に本発明の装置構成を示す。図 3 の従来 I S C 構成に対して超音波装置 4 0 を加えている。MRI 対応超音波プローブ 3 7 には、位置を検出するためのポインタ 2 7 が取り付けられており、超音波画像は専用のモニタ 3 8 に映し出されるだけでなく、パーソナルコンピュータ 1 9 に転送されることで、画像処理が行われ術者用モニタ 1 4 に映し出される。

【0024】

図 7 に MRI および超音波時系列データ取得図を示す。1 T R 7 0 1 に 1 つの R F パルス 7 0 2 が印加され、読み取り傾斜磁場 7 0 3 を経て 1 データが得られる 7 0 4。これをユーザ指定回数繰り返す 7 0 5、7 0 6。このとき、超音波装置は起動状態にあり撮像待機している 7 0 7。規程回数後の MRI 装置は R F パルスはそのまま印加し続けるが 7 0 8、読み取り傾斜磁場は印加せずデータも取得しない 7 0 9。この理由は、次の撮像にむけて縦緩和の定常状態を維持するためであり、周波数の関係上、R F パルス印加による超音波画像への影響も少ない。このとき、1 T R 時間内で超音波装置は撮像を行い、データを取得し画像化する 7 1 0。この処理をユーザによる終了指示があるまで、繰り返すこととなる。なお、上述のように 1 T R 時間内で行わずに、2 T R 時間内で超音波装置による撮像を行い、データを取得し画像化 7 1 0 しても良い。後者の場合は、前者に比較して、良好な画質を得ることができる。ただし、処理時間が前者より必要となる。またさらに、必要に応じて、 n T R ($n > 2$) であっても良い。従って、要求される画質および処理時間等の兼ね合いで超音波装置による撮像時間は決定される。

【0025】

図 8 に MRI および超音波画像表示方法例（画像更新速度優先）を示す。図 7 同様 1 T R 8 0 1 で 1 データを取得する。ここで、規程時間 8 0 2 で k 空間 8 1 4 の MRI 信号の一部を取得し 8 0 4、超音波データ 8 0 6 から超音波画像を取得する 8 0 7。次の MRI データ 8 0 8 から k 空間中心部分のデータ 8 0 9 を取得し、超音波データ 8 1 0 から超音波画像を取得する 8 1 1。次の MRI データ 8 1 2 から k 空間中心部分のデータ 8 1 3 を取得し、超音波データ 8 1 6 から超音波画像を取得する 8 1 7。MRI 画像はこれらのデータ 8 0 4、8 0 9、8 1 3 から画像 8 1 5 を再構成し、術者に提示することとなる。例えば、 $TR=30ms$ 、規程時間 $150ms$ （繰り返し回数：5 回）とすると、MRI 画像は $510ms/frame$ ($150 \times 3 + 30 + 30ms$) で、超音波画像は $180ms/frame$ 間隔でそれぞれ画像が得られることとなる。尚、MRI 画像データ取得中には超音波装置は停止状態とし、超音波データ取得中には MRI 装置は R F パルスのみ印加しているものとする。また、ノイズについては周波数が異なることから相互画像への影響はなく、MRI 画像と超音波画像を準リアルタイムに連続して提供することができる。これらの処理をユーザによる終了指示があるまで、繰り返すこととなる。なお、超音波装置および MRI 装置は、各装置が停止された状態において、外部に対するノイズ放出を抑制するためにノイズシールド材で覆われている。

【0026】

図 9 に MRI および超音波画像表示方法例（画質優先）を示す。図 8 同様 1 T R 9 0 1 で 1 データを取得する。ここで、規程時間 9 0 2 で k 空間 9 1 4 の MRI 信号の一部を取得し 9 0 4、超音波データ 9 0 6 から超音波画像を取得する 9 0 7。次の MRI データ 9 0 8 から k 空間中心部分のデータ 9 0 9 を取得し、超音波データ 9 1 0 から超音波画像を取得する 9 1 1。次の MRI データ 9 1 2 から k 空間中心部分のデータ 9 1 3 を取得し、超音波データ 9 1 6 から超音波画像を取得する 9 1 7。MRI 画像はこれらのデータ 9 0 4、9 0 9、9 1 3 から画像 9 1 5 を再構成し、術者に提示することとなる。さらに k 空間 9 3 1 の MRI 高周波信号の一部を取得し 9 1 8、超音波データ 9 2 0 から超音波画像を取得する 9 2 1。次の MRI データ 9 2 2 から k 空間高周波データ 9 2 3 を取得し、超音波データ 9 2 4 から超音波画像を取得する 9 2 5。次の MRI データ 9 2 6 から k 空間高周波データ 9 2 7 を取得し、超音波データ 9 3 3 から超音波画像を取得する 9 3 4。M

R I 画像は前回取得した k 空間中心データ 9 0 4、9 0 9、9 1 3 と高周波成分 9 1 9、9 2 3、9 2 7 を用いて画像を作成する 9 3 2。この利点は、高周波成分を含んでいるので画像の細部まで明瞭に見えることであり、欠点は過去のデータ 9 0 4、9 0 9、9 1 3 を用いて補完するので、本来のデータと異なる可能性があるということである。その他、TR、規程時間（繰り返し回数）、MRI のデータ取得方法はユーザが任意に設定でき、画質優先と画像更新速度優先をリアルタイムに変更することもできる。

ただし、MRI の撮像断面は超音波撮像断面と同一である必要はなく、ユーザ選択で術具や鉗子等の他の術具を追跡することもできる。

【0027】

図 10 に MRI および超音波画像を用いた画像処理例を示す。MRI と超音波撮像断面が同一という条件であるが、MRI 1 0 0 2 と超音波画像 1 0 0 1 の同一位置の画像の差分画像 1 0 0 3 と加算画像 1 0 0 5 の例である。一般的に加算画像は相対位置が正しいかを判断し 1 0 0 6、差分画像で腫瘍や治療領域の確認をするために用いられる 1 0 0 4。

【0028】

図 11 に GUI 構成例（術前）を示す。3 D S c a n ボタンを押下することで 1 1 0 1、3 D 画像が取得され、ディスプレイ上に表示される 1 1 1 1 ~ 1 1 1 4。撮像位置情報は別画面 1 1 2 0 に表示され、装置情報・患者情報・各種機能情報・術具情報などの示す画面もある 1 1 2 1。さらに領域抽出ボタン 1 1 0 2 を押下し、ペンやマウス等を用いて腫瘍や血管等のマーキング・セグメンテーションを行い、事前作業が終了する。

【0029】

図 12 に GUI 構成例（手術適用時）を示す。超音波ボタン 1 1 0 3 を ON とすることで、超音波画像が得られ 1 2 0 1、ISC ボタン 1 1 0 4 を ON とすることで、ISC・MRI 画像が得られる 1 2 0 2。ISC 画像には、超音波プローブ（術具）位置 1 2 0 5 が表示されており、その延長線（波線）も表示されている。ここでは、超音波か ISC のどちらかしか動作せず（ボタンが押せず）、Combine Scan を押下することで 1 1 0 5、超音波、ISC 画像の両方の撮像ができるようになる。同時に差分画像 1 2 0 3 と加算画像 1 2 0 4 も自動的に表示される。その他の機能として、3 D ナビゲーションボタン 1 1 0 6 を押下することで、A x i a l 断面 1 2 1 0、S a g i t a l 断面 1 2 1 1、C o l o n a l 断面 1 2 1 2、V o l u m e R e n d e r i n g 1 2 1 3 が表示され、ISC 同様超音波プローブ（術具）位置 1 2 1 4 とその延長線（波線）が表示される。

【0030】

図 13 にタイムチャートを示す。画像処理系、手術者処理、MRI システム処理、超音波画像系処理の 4 つで構成されている。仮に規程回数を 3 回と設定すると、まず MRI による 3 D ボリューム撮像を行い 1 3 0 1、セグメンテーションや手術経路等の事前描出作業を行うことで、手術前準備が完了する 1 3 0 2。手術開始後 1 3 0 3、術具位置を検出し 1 3 0 4、術具位置情報を 3 D ナビゲーション 1 3 0 5、MRI に送信する 1 3 0 6。術具位置情報を用いて 3 D ナビゲーションは画像更新を行い 1 3 0 7、MRI は術具位置情報による撮像を行う 1 3 0 8。その間、次の術具位置を取得しており 1 3 0 9、術具位置情報を 3 D ナビゲーション 1 3 1 0、超音波装置に送信する 1 3 1 1。術具位置情報を用いて 3 D ナビゲーションは画像更新を行い 1 3 1 2、超音波装置は術具位置情報による撮像を行う 1 3 1 3。その間、次の術具位置を取得しており 1 3 1 5、術具位置情報を 3 D ナビゲーション 1 3 1 6、超音波装置に送信する 1 3 1 7。術具位置情報を用いて 3 D ナビゲーションは画像更新を行い 1 3 1 8、超音波装置は術具位置情報による撮像を行う 1 3 1 9。その間、次の術具位置を取得しており 1 3 2 1、術具位置情報を 3 D ナビゲーション 1 3 2 2、超音波装置に送信する 1 3 2 3。術具位置情報を用いて 3 D ナビゲーションは画像更新を行い 1 3 2 4、超音波装置は術具位置情報による撮像を行う 1 3 2 5。ここで、1 スパンが終了し、ISC 撮像断面が更新される。つまり、次の術具位置情報 1 3 2 6 を 3 D ナビゲーション 1 3 2 7 MRI 装置に送信することで 1 3 2 8、高画質な MRI と超音波撮像の相互準リアルタイム画像を提供することができる。

【0031】

また、図 6 に示す超音波プローブ 37 で取得した信号データはケーブル 39 を経由して超音波装置 40 に転送され画像再構成されるが、信号強度はケーブル 39 の長さに比例して減衰することが分かっている。信号減衰は画質劣化に繋がることから、ケーブル 39 は極力短くするのが一般的である。そこで、本発明におけるケーブル 39 はベッド 21 や M R I 装置の支柱 7 内部に取り付けられたコネクタにて信号取得し、プリアンプにて信号増幅を行い、ケーブル 33 ・パーソナルコンピュータ 19 を経由して超音波装置 40 に転送することで、高画質を保持したリアルタイム画像を提供する機能も有している。

【図面の簡単な説明】

【0032】

【図 1】本発明の実施形態である超音波と M R I による連続相互撮像を示すフローチャート図。 10

【図 2】従来例の連続相互撮像を示すフローチャート図。

【図 3】従来例の IVR-ISC 装置構成を示す模式図。

【図 4】従来例の 2 D 高速撮像法による血流ベクトル描出方法を示す模式図。

【図 5】一般的な超音波構成を示す模式図である。

【図 6】本発明の実施形態である超音波 + M R I 装置構成を示す模式図。

【図 7】本発明のデータ取得方法を示す模式図。

【図 8】本発明の画像提示タイミング（画像更新速度優先の場合）を示す模式図。

【図 9】本発明の画像提示タイミング（画質優先の場合）を示す模式図。

【図 10】本発明の画像処理機能を示す模式図。 20

【図 11】本発明の実施形態を示す GUI（手術前）模式図。

【図 12】本発明の実施形態を示す GUI（手術適用時）模式図。

【図 13】本発明の手術タイムチャートを示す模式図。

【符号の説明】

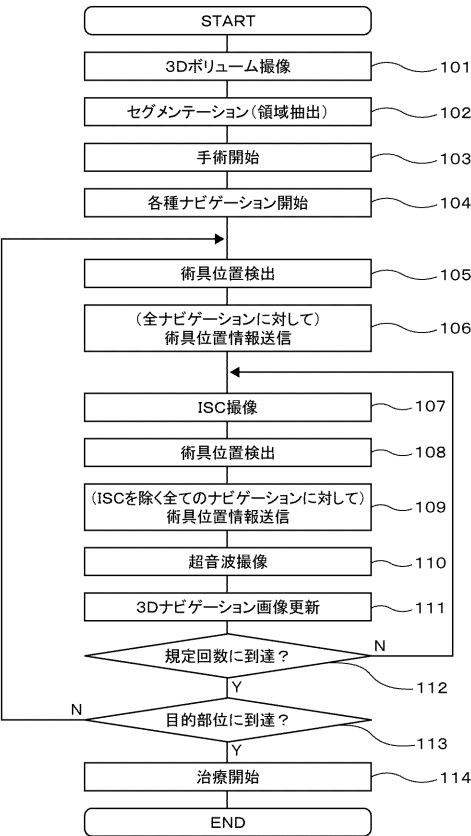
【0033】

- 1 ... M R I 装置、
- 3 ... 上部磁石、
- 5 ... 下部磁石、
- 7 ... 支柱、
- 9 ... 位置検出デバイス、 30
- 11 ... アーム、
- 13 ... モニタ、
- 14 ... モニタ、
- 15 ... モニタ支持部、
- 17 ... 基準ツール、
- 19 ... パーソナルコンピュータ、
- 21 ... ベッド、
- 23 ... 制御部、
- 24 ... 被検体、
- 25 ... 赤外線カメラ（位置検出デバイス）、 40
- 27 ... 位置検出ポインタ、
- 29 ... 操作者、
- 30 ... 術者用モニタ、
- 32 ... 開口部、
- 33 ... ケーブル、
- 34 ... 映像記録装置、
- 35 ... 反射球、
- 36 ... 術具、
- 37 ... 術具（超音波プローブ）、
- 38 ... 超音波装置用モニタ、 50

3 9 ... 超音波信号ケーブル、
4 0 ... 超音波装置。

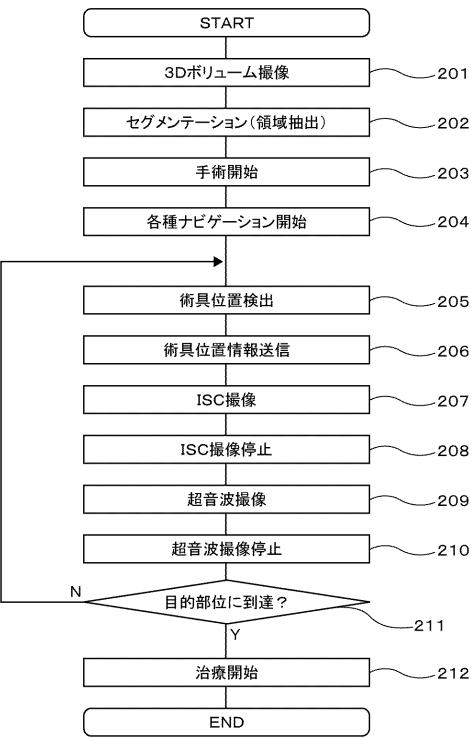
【 図 1 】

図 1

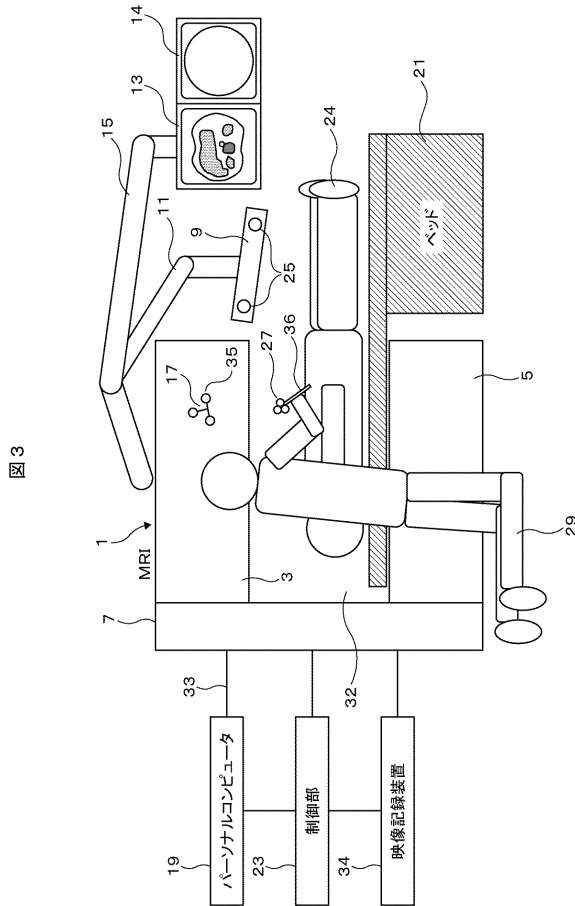


【 図 2 】

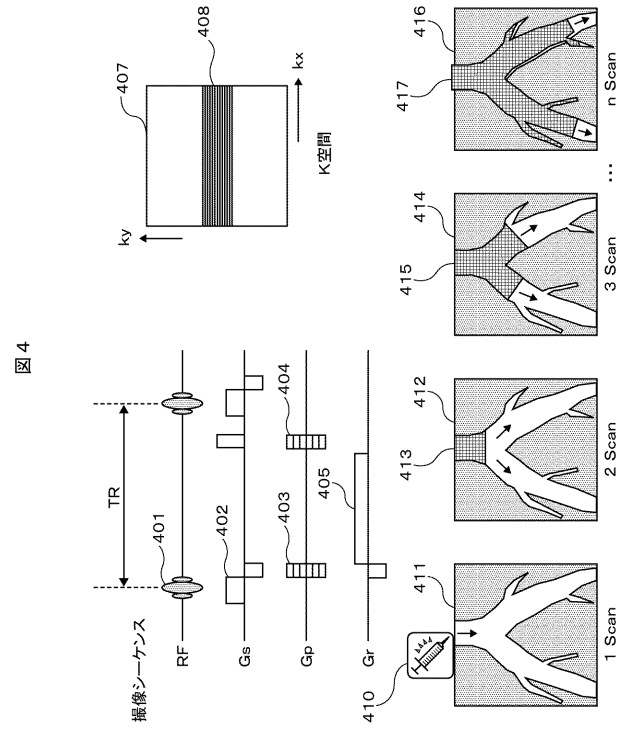
図 2



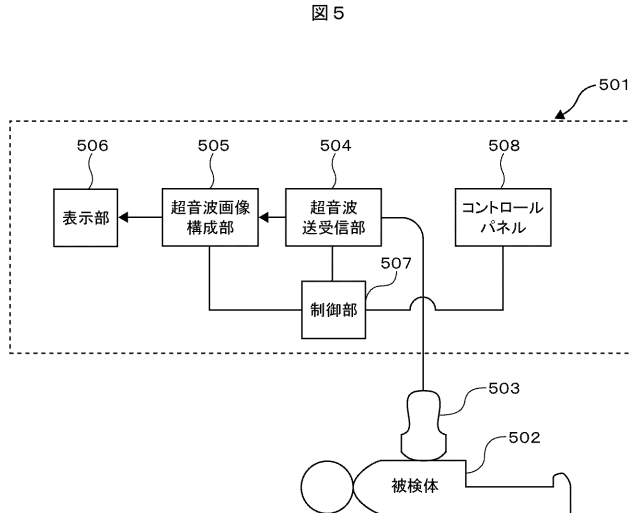
【図 3】



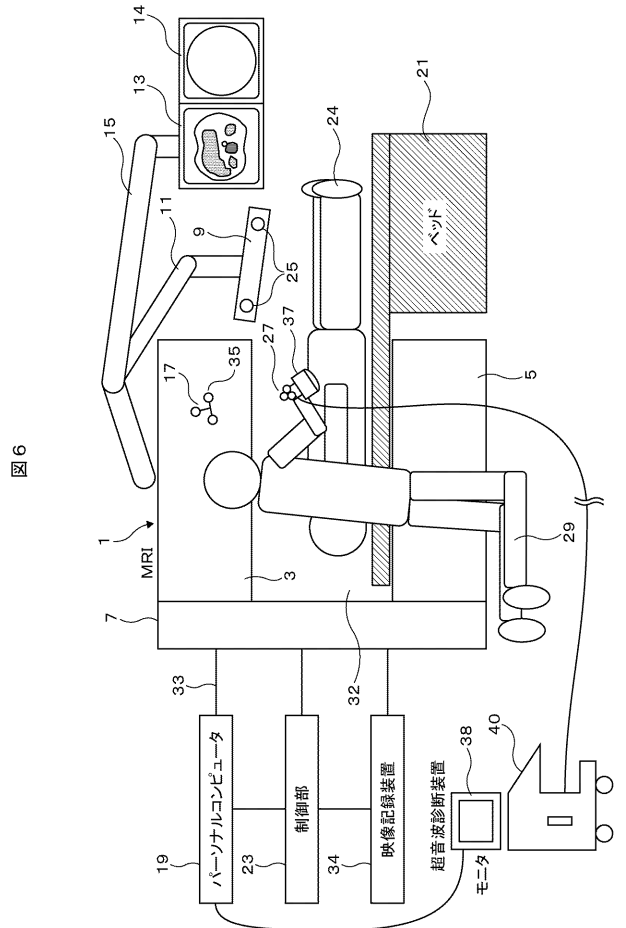
【図 4】



【図 5】

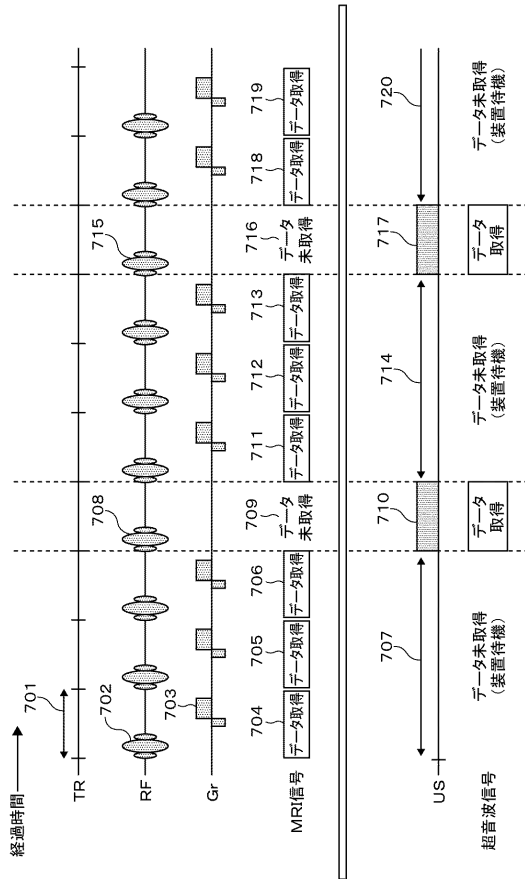


【図 6】



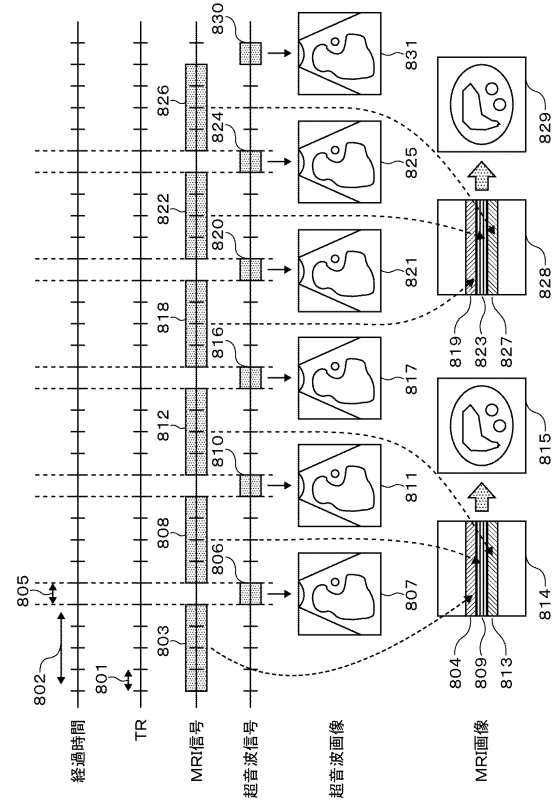
【図 7】

図 7



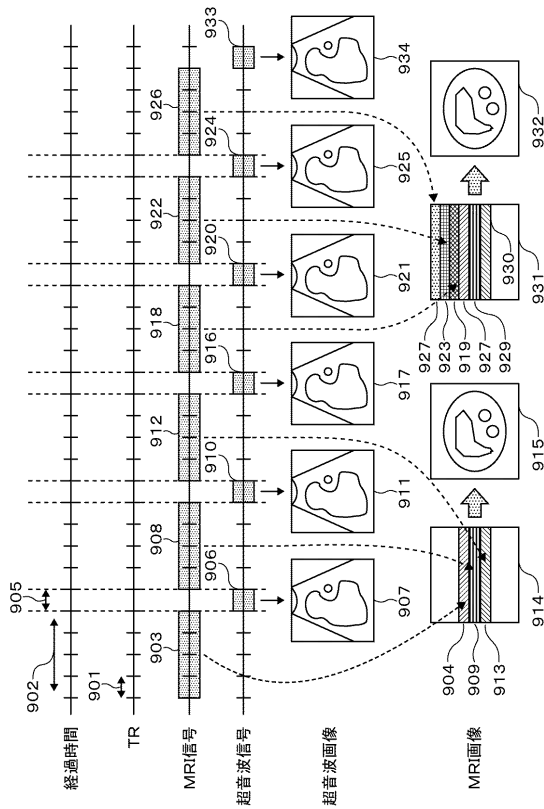
【図 8】

図 8



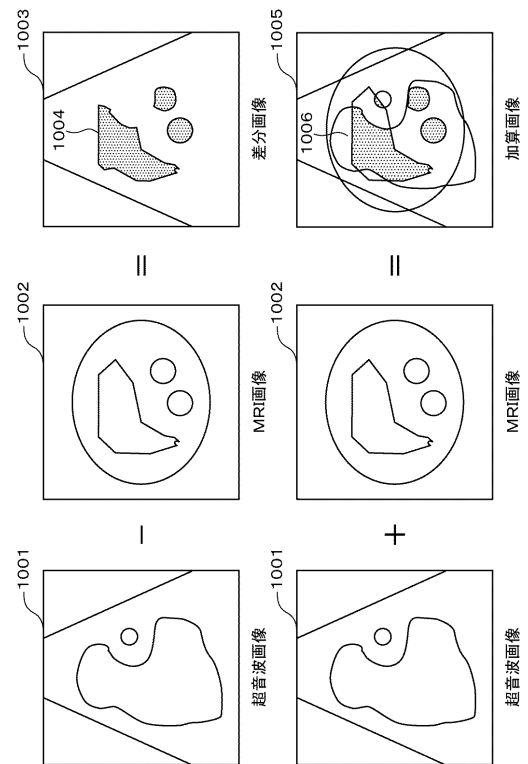
【図 9】

図 9



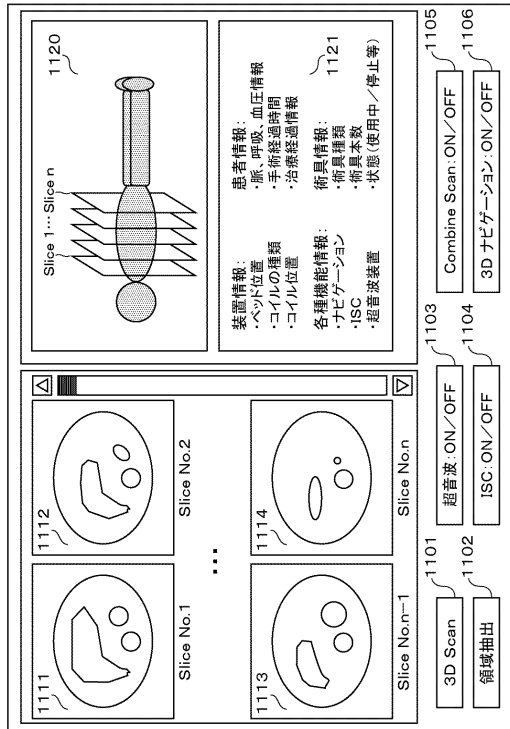
【図 10】

図 10



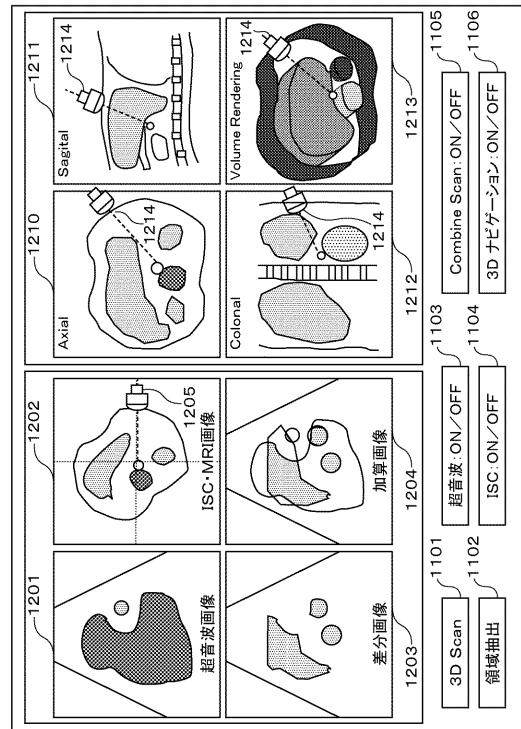
【図 1 1】

図 1 1



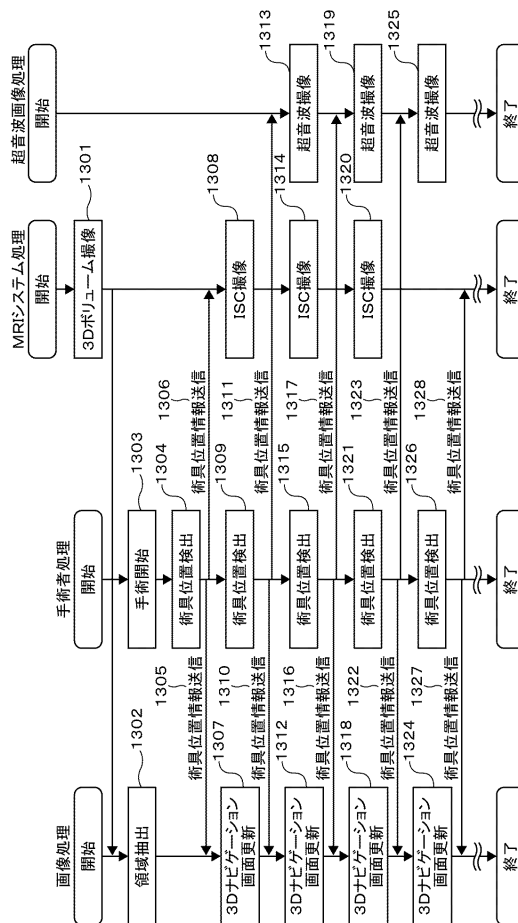
【図 1 2】

図 1 2



【図 1 3】

図 1 3



フロントページの続き

(72)発明者 鈴木 孝司

東京都新宿区河田町 8 - 1 学校法人 東京女子医科大学内

(72)発明者 伊関 洋

東京都新宿区河田町 8 - 1 学校法人 東京女子医科大学内

F ターム(参考) 4C096 AA18 AA20 AD09 AD12 BA18 BA24 BB32 DC33

4C601 BB02 BB06 EE02 EE04 FF16 GA18 GB08 JC19 JC21 KK12

KK24 KK47 LL33

专利名称(译)	多模式手术支持设备		
公开(公告)号	JP2010075503A	公开(公告)日	2010-04-08
申请号	JP2008247972	申请日	2008-09-26
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立メディコ		
[标]发明人	仲本秀和 佐々木明 村垣善浩 鈴木孝司 伊関洋		
发明人	仲本 秀和 佐々木 明 村垣 善浩 鈴木 孝司 伊関 洋		
IPC分类号	A61B5/055 A61B8/00		
FI分类号	A61B5/05.390 A61B5/05.380 A61B8/00 A61B5/055.380 A61B5/055.390 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C096/AA18 4C096/AA20 4C096/AD09 4C096/AD12 4C096/BA18 4C096/BA24 4C096/BB32 4C096/DC33 4C601/BB02 4C601/BB06 4C601/EE02 4C601/EE04 4C601/FF16 4C601/GA18 4C601/GB08 4C601/JC19 4C601/JC21 4C601/KK12 4C601/KK24 4C601/KK47 4C601/LL33		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：通过可操作地连接MRI设备和能够在MRI设备内捕获图像的超声设备来提供高质量的多模态透视图像，并且创建导航手术支持环境而不暴露于X射线。解决方案：多模式手术支持装置包括：MRI装置；能够捕获MRI设备内的图像的超声波设备；通过三维位置检测装置检测手术器械的位置的功能；以及三维重建3D体积图像的图像处理功能。多模式手术支持设备还包括用于检测的装置手术器械的位置；用于将检测到的手术器械的位置实时传送到MRI设备和超声波设备的装置；基于具有MRI和超声波的手术器械的位置连续捕获横截面图像的装置；用于通过MRI装置捕获图像时停止超声波装置来抑制噪声产生的装置；通过仅在超声波装置捕获图像时连续施加MRI装置的RF脉冲来保持稳定状态的装置；以及用于自由改变MRI成像位置的更新间隔和超声成像交叉的更新间隔的装置部分。

