

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4801968号
(P4801968)

(45) 発行日 平成23年10月26日(2011.10.26)

(24) 登録日 平成23年8月12日(2011.8.12)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 8/06 (2006.01) A 6 1 B 8/06

請求項の数 5 (全 16 頁)

(21) 出願番号	特願2005-319826 (P2005-319826)	(73) 特許権者	000003078 株式会社東芝 東京都港区芝浦一丁目1番1号
(22) 出願日	平成17年11月2日(2005.11.2)	(73) 特許権者	594164542 東芝メディカルシステムズ株式会社 栃木県大田原市下石上1385番地
(65) 公開番号	特開2007-125169 (P2007-125169A)	(73) 特許権者	594164531 東芝医用システムエンジニアリング株式会社 栃木県大田原市下石上1385番地
(43) 公開日	平成19年5月24日(2007.5.24)	(74) 代理人	100109900 弁理士 堀口 浩
審査請求日	平成20年10月28日(2008.10.28)	(72) 発明者	山形 仁 栃木県大田原市下石上1385番地 東芝 メディカルシステムズ株式会社 本社内 最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 画像診断・治療支援装置及び画像データ表示方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

患者に対する3次元超音波走査を制御する走査制御手段と、
前記3次元超音波走査によって得られた受信超音波に基づいて画像信号を検出する信号検出手段と、
造影剤が投与された治療前の前記患者から得られた前記画像信号に基づくドプラモードボリュームデータと造影剤が投与されていない治療中の前記患者から得られた前記画像信号に基づくBモードボリュームデータを生成する画像データ生成手段と、
前記ドプラモードボリュームデータに基づく3次元の血流情報と前記Bモードボリュームデータに基づく実質臓器情報を合成して治療支援用画像データを生成する画像データ合成手段と、
前記治療支援用画像データを表示する表示手段とを
備えたことを特徴とする画像診断・治療支援装置。

【請求項2】

前記画像データ生成手段は、前記ドプラモードボリュームデータに基づくボリュームレンダリング画像データと前記Bモードボリュームデータに基づくMPR画像データを生成し、前記ボリュームレンダリング画像データにおける前記3次元の血流情報と前記MPR画像データにおける前記実質臓器情報を合成して前記治療支援用画像データを生成することを特徴とする請求項1記載の画像診断・治療支援装置。

【請求項3】

10

20

前記画像データ合成手段は、前記Bモードボリュームデータに基づいて直交する3つの断面におけるMPR画像データを生成し、このMPR画像データにおける前記実質臓器情報と前記ボリュームレンダリング画像データにおける前記3次元の血流情報を合成して前記治療支援用画像データを生成することを特徴とする請求項2記載の画像診断・治療支援装置。

【請求項4】

前記画像データ生成手段は、前記信号検出手段が当該患者に対して行なう超音波送受信によって得られた画像信号のドプラ成分に基づいて前記ドプラモードボリュームデータを生成し、前記画像信号の振幅情報に基づいて前記Bモードボリュームデータを生成することを特徴とする請求項1記載の画像診断・治療支援装置。

10

【請求項5】

信号検出手段が、造影剤が投与された治療前の患者に対する超音波3次元走査によって得られた受信超音波に基づいて第1の画像信号を検出するステップと、
画像データ生成手段が、前記治療前の患者から得られた前記第1の画像信号に基づいてドプラモードボリュームデータを生成するステップと、
前記信号検出手段が、造影剤が投与されていない前記患者に対する超音波3次元走査によって得られた受信超音波に基づいて第2の画像信号を検出するステップと、
前記画像データ生成手段が、前記患者から得られた前記第2の画像信号に基づいてBモードボリュームデータを生成するステップと、
画像データ合成手段が、前記ドプラモードボリュームデータに基づく3次元の血流情報と前記Bモードボリュームデータに基づく実質臓器情報を合成して治療支援用画像データを生成するステップと、
表示手段が、前記治療支援用画像データを表示するステップを有することを特徴とする画像データ表示方法。

20

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、画像診断・治療支援装置及び画像データ表示方法に係り、特に、画像データ観察下にて行なわれる疾患部の治療に有効な画像データの生成と表示を可能とする画像診断・治療支援装置及び画像データ表示方法に関する。

30

【背景技術】

【0002】

現在、我が国における3大疾患の1つである癌疾患の死亡率は年々増加の一途にあり、この癌疾患に対する早期診断/治療が強く望まれている。例えば、肝癌は癌疾患の約10%を占め、更に増加の傾向にある。一方、超音波診断装置、MRI装置、X線CT装置等の医用画像診断装置の技術進歩は目覚しく、上述の肝癌をはじめとする各種癌疾患の早期発見に必要不可欠なものとなってきている。

【0003】

特に、高速回転ヘリカルスキャンと16列あるいは64列の多列検出器を組み合わせたX線CT装置による3次元撮像法や、傾斜磁場系、高周波磁場系及びRFコイル系の性能向上により高速撮像が可能となったMRI装置による3次元撮像法が実用化され、これらの3次元撮像法によって得られるボリュームレンダリング画像データ等の観察によりその診断能は従来の2次元撮像法と比較して著しく向上している。

40

【0004】

一方、超音波診断装置は、超音波プローブを体表に接触させるだけの簡単な操作で2次元画像データのリアルタイム観測を可能にし、更に、近年では、超音波振動素子が1次元配列された超音波プローブの機械的移動、あるいは超音波振動素子が2次元配列された所謂2次元アレイ超音波プローブにより3次元的なBモード画像データやカラードプラ画像データを生成する方法が開発されている。そして、これらの画像データに基づいて肝臓等の実質臓器や血管情報を合成表示し腫瘍の臍別診断を行なう方法が提案されている(例え

50

ば、特許文献1参照。)。

【0005】

ところで、上述の肝癌の治療法として、(a)肝動脈内抗ガン剤注入療法、(b)肝動脈塞栓療法、(c)低侵襲治療法、(d)開腹外科手術等が一般に行われているが、近年では、手技が簡単でしかも患者への負担が少ない低侵襲治療法が特に注目されている。この低侵襲治療法には、PEIT(経皮的エタノール注入法: Percutaneous Ethanol Injection Technique)やマイクロ波穿刺焼灼法があり、これらの治療法において使用される穿刺針の患者への挿入は、リアルタイム表示される画像データの観察下にて行なわれる。

【0006】

又、最近では、焼灼治療法の一つとしてRFA(高周波焼灼法: Radio Frequency Ablation)が脚光を浴び始め、既に臨床評価が開始されている。このRFAでは単一針であるCoolTipや複数展開針のRITAが穿刺針として用いられ、腫瘍に対する穿刺針の挿入は、通常、画像データの観察下にて体表面から経皮的に行われるが、腹腔鏡(パラログラフィ)による肝表面の観察下、あるいは肝表面に配置した専用小型超音波プローブによる超音波画像データの観察下にて行われることもある。又、画像データ観察下で前立腺癌や乳癌に対して集束超音波を照射し病巣部を焼灼する体外焼灼治療法を肝癌治療へ適用するための研究も進められている。

10

【0007】

そして、腫瘍や腫瘍表面に沿って走行する栄養血管等の位置や形状に関する正確な情報を提供してくれる3次元画像データの観測下にて上述の治療を行なうことにより治療効果と治療に対する安全性を飛躍的に向上させることができる。

20

【特許文献1】特開平11-164833号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

肝臓癌(特に原発性肝癌)等の腫瘍においては、通常、癌組織を養うための栄養血管が腫瘍を覆うように造成されている。従って、腫瘍の表面を走行する栄養血管を上述の各種撮像法によって描出することにより腫瘍の鑑別診断に有効な情報を得ることができ、又、腫瘍の位置や形状を正確かつ容易に把握することが可能となる。特に、超音波診断装置を用いた場合には、血液に混入した超音波造影剤の流れに起因するドブラ信号を検出することにより栄養血管を鮮明に描出することができる。

30

【0009】

しかしながら、上述の低侵襲治療法における治療時間は、通常、数分乃至数十分であるのに対して、例えば、肝動脈や門脈に注入した超音波造影剤が血管内に滞留し造影効果を呈する時間は約30秒である。同様にして、造影剤を用いたX線CT検査やMRI検査において造影効果が維持される時間も上述の治療に要する時間に比して極めて短い。又、治療中に造影剤を繰り返し投与することは、特にX線造影剤では、患者に与える苦痛を増大させるのみならず治療を担当する医師の負担も大きく、更に、超音波造影剤は高価なため、経済的な理由から1検査当たりの投与回数は1回乃至2回に制約される場合が多い。

40

【0010】

即ち、低侵襲治療時における腫瘍の位置や形状の確認を画像データの観察下にて行なう際、上述の理由により造影剤の使用が不可能なために腫瘍の輪郭を正確に描出することができず、従って、低侵襲治療を正確かつ安全に行なうことが困難になるという問題点を有していた。

【0011】

本発明は、上述の問題点を鑑みてなされたものであり、その目的は、画像データの観察下にて患者の病巣部に対する治療を行なう際、造影剤が投与された治療前の患者に対して得られた3次元画像データの血流情報と、造影剤の投与が無い治療中の当該患者に対して得られた画像データの実質臓器情報を組み合わせて表示することにより病巣部の輪郭情報を容易に把握することが可能な画像診断・治療支援装置及び画像データ表示方法を提供す

50

ることにある。

【課題を解決するための手段】

【0012】

上記課題を解決するために、請求項1に係る本発明の画像診断・治療支援装置は、患者に対する3次元超音波走査を制御する走査制御手段と、前記3次元超音波走査によって得られた受信超音波に基づいて画像信号を検出する信号検出手段と、造影剤が投与された治療前の前記患者から得られた前記画像信号に基づくドプラモードポリウムデータと造影剤が投与されていない治療中の前記患者から得られた前記画像信号に基づくBモードポリウムデータを生成する画像データ生成手段と、前記ドプラモードポリウムデータに基づく3次元の血流情報と前記Bモードポリウムデータに基づく実質臓器情報を合成して治療支援用画像データを生成する画像データ合成手段と、前記治療支援用画像データを表示する表示手段とを備えたことを特徴としている。

10

【0013】

又、請求項5に係る本発明の画像データ表示方法は、信号検出手段が、造影剤が投与された治療前の患者に対する超音波3次元走査によって得られた受信超音波に基づいて第1の画像信号を検出するステップと、画像データ生成手段が、前記治療前の患者から得られた前記第1の画像信号に基づいてドプラモードポリウムデータを生成するステップと、前記信号検出手段が、造影剤が投与されていない前記患者に対する超音波3次元走査によって得られた受信超音波に基づいて第2の画像信号を検出するステップと、前記画像データ生成手段が、前記患者から得られた前記第2の画像信号に基づいてBモードポリウムデータを生成するステップと、画像データ合成手段が、前記ドプラモードポリウムデータに基づく3次元の血流情報と前記Bモードポリウムデータに基づく実質臓器情報を合成して治療支援用画像データを生成するステップと、表示手段が、前記治療支援用画像データを表示するステップを有することを特徴としている。

20

【発明の効果】

【0014】

本発明によれば、画像データの観察下にて患者の病巣部に対する治療を行なう際、造影剤が投与された治療前の患者に対して得られた3次元画像データの血流情報と造影剤の投与が無い治療中の当該患者に対して得られた画像データの実質臓器情報を組み合わせることで表示することにより病巣部の輪郭を容易に把握することが可能となる。このため、病巣部に対する治療を正確かつ安全に行なうことができる。

30

【発明を実施するための最良の形態】

【0015】

以下、図面を参照して本発明の実施例を説明する。

【実施例】

【0016】

以下に述べる本発明の実施例では、画像データ観察下にて患者の病巣部に対する穿刺治療を行なう際に、超音波造影剤が投与された治療前の患者に対し超音波走査を行なって3次元的なBモード画像データ（以下では、第1のBモードポリウムデータと呼ぶ。）及び3次元的なドプラモード画像データ（以下では、ドプラモードポリウムデータと呼ぶ。）を第1の画像データとして生成する。

40

【0017】

次いで、超音波造影剤が投与されていない治療中の当該患者に対し超音波走査を行なって3次元的なBモード画像データ（以下では、第2のBモードポリウムデータと呼ぶ。）を第2の画像データとして生成する。そして、治療前に得られたドプラモードポリウムデータに基づいて生成したポリウムレンダリング画像データ（VR画像データ）における3次元血管情報あるいはMPR（Multi Planar Reconstruction）画像データにおける2次元血管情報と、第2のBモードポリウムデータに基づいて生成したMPR画像データにおける2次元実質臓器情報を所定フォーマットで組み合わせて治療支援を目的とした画像データ（以下では、治療支援用画像データと呼ぶ。）を生成する。

50

【 0 0 1 8 】

尚、以下に述べる実施例では、微小な超音波振動素子が2次元配列された2次元アレイ超音波プローブを用いて当該患者に対する3次元超音波走査を行ない、この3次元超音波走査によって得られた治療前及び治療中のボリュームデータに基づいて治療支援用画像データを生成する場合について述べるが、これに限定されるものではない。

【 0 0 1 9 】

(装置の構成)

本実施例における画像診断・治療支援装置の構成につき図1乃至図4を用いて説明する。尚、図1は、画像診断・治療支援装置の全体構成を示すブロック図であり、図2乃至図4は、この画像診断・治療支援装置が備えた信号検出部、画像データ生成部及び画像データ合成部の具体的な構成を示すブロック図である。

10

【 0 0 2 0 】

図1に示した本実施例の画像診断・治療支援装置100は、患者に対し画像データの生成に必要な画像信号を検出する信号検出部1と、この画像信号を所定の方法によって処理し治療前及び治療中の画像データ(ボリュームデータ)を生成する画像データ生成部2と、信号検出部1に備えられた超音波プローブ11の位置情報を計測する位置情報計測部3と、治療前のボリュームデータに基づく血管情報と治療後のボリュームデータに基づく実質臓器情報を合成して治療支援用画像データを生成する画像データ合成部4を備え、更に、生成された治療支援用画像データを表示する表示部6と、患者情報の入力、画像データ生成条件の設定、各種コマンド信号の入力等を行なう入力部7と、上述の各ユニットを統

20

【 0 0 2 1 】

信号検出部1は、微小な N_o 個の超音波振動素子が2次元配列され当該患者に対して超音波パルス(送信超音波)を送信すると共に当該患者から得られた超音波反射波(受信超音波)を画像信号(受信信号)に変換する超音波プローブ11と、当該患者の所定方向に対し超音波パルスを送信するための N_t チャンネルの駆動信号を前記超音波振動素子に供給する送信部12と、前記超音波振動素子から得られた N_r チャンネルの受信信号を整相加算する受信部13を備えている。

【 0 0 2 2 】

超音波プローブ11は、セクタ走査、リニア走査、コンベックス走査等に対応して構成され、治療を担当する医師ら(以下では、操作者と呼ぶ。)は診断部位や診断目的に応じて任意に選択することが可能であるが、本実施例では、 N_o 個の超音波振動素子が2次元配列されたセクタ走査用の超音波プローブ11を用いた場合について述べる。又、説明を簡単にするために、送信部12における駆動信号チャンネル数 N_t 及び受信部13における受信信号チャンネル数 N_r は何れも超音波振動素子数 N_o に等しい場合について述べるが、これに限定されるものではない。

30

【 0 0 2 3 】

即ち、図2に示した信号検出部1の超音波プローブ11は、2次元配列された図示しない N_o 個の超音波振動素子とその先端部に有し、この先端部を患者の体表に接触させて超音波の送受信を行なう。又、前記超音波振動素子の各々は、図示しない N_o チャンネルの多芯ケーブルを介して送信部12及び受信部13に接続されている。

40

【 0 0 2 4 】

送信部12は、レートパルス発生器121と、送信遅延回路122と、駆動回路123を備えている。そして、レートパルス発生器121は図示しない基準信号発生器と分周器を有し、前記基準信号発生器が出力した基準信号を分周して送信超音波の繰り返し周期を決定するレートパルスを生成する。又、前記基準信号を分周して超音波反射波の中心周波数とほぼ等しい周波数を有した矩形波を生成する。

【 0 0 2 5 】

送信遅延回路122は、 N_o チャンネルの独立な遅延回路から構成され、送信超音波を所定の深さに集束するための集束用遅延時間と、所定の方向に送信するための偏向用遅延

50

時間をレートパルス発生器 121 から供給されたレートパルスに与え、このレートパルスを駆動回路 123 に供給する。そして、Nチャンネルの駆動回路 123 は、送信遅延回路 122 から供給されたレートパルスに同期して駆動信号を生成し、超音波プローブ 11 の先端部に内蔵されたN個の超音波振動素子を駆動して患者体内に送信超音波を放射する。

【0026】

一方、受信部 13 は、Nチャンネルから構成されたA/D変換器 131 及び受信遅延回路 132 と加算器 133 を備え、超音波振動素子から供給されたNチャンネルの受信信号は、A/D変換器 131 にてデジタル信号に変換されて受信遅延回路 132 に送られる。受信遅延回路 132 は、所定の深さからの受信超音波を集束するための集束用遅延時間と、所定方向に対して受信指向性を設定するための偏向用遅延時間をA/D変換器 131 から出力されたNチャンネルの受信信号の各々に与え、加算器 133 は、受信遅延回路 132 から出力された受信信号を加算する。即ち、患者体内の所定方向から得られた受信信号は受信遅延回路 132 と加算器 133 によって整相加算される。

10

【0027】

次に、図3に示す画像データ生成部 2 は、上述の受信部 13 から供給された受信信号を信号処理してBモードデータを生成するBモードデータ生成部 21 と、前記受信信号を直交検波してドプラ信号を検出するドプラ信号検出部 22 と、検出されたドプラ信号に基づいてドプラモードデータを生成するドプラモードデータ生成部 23 と、当該患者に対する3次元超音波走査によって得られた上述のBモードデータ及びドプラモードデータを順次保存してBモードボリュームデータ及びドプラモードボリュームデータを生成するデータ記憶部 24 を備えている。

20

【0028】

Bモードデータ生成部 21 は、包絡線検波器 211 と対数変換器 212 を備え、包絡線検波器 211 は、受信部 13 の加算器 133 から供給された整相加算後の受信信号を包絡線検波し、この包絡線検波信号は、対数変換器 212 においてその振幅が対数変換される。尚、包絡線検波器 211 と対数変換器 212 は順序を入れ替えて構成してもよい。

【0029】

一方、ドプラ信号検出部 22 は、 $\pi/2$ 移相器 221、ミキサ 222-1 及び 222-2、LPF (低域通過フィルタ) 223-1 及び 223-2 を備え、受信部 13 の加算器 133 から供給された受信信号を直交位相検波してドプラ信号を検出する。

30

【0030】

即ち、受信部 13 から供給された受信信号は、ミキサ 222-1 及び 222-2 の第1の入力端子に入力される。一方、図2に示した送信部 12 のレートパルス発生器 121 から供給された前記矩形波は、ミキサ 222-1 の第2の入力端子に直接供給されると共に $\pi/2$ 移相器 221 において位相が90度シフトされてミキサ 222-2 の第2の入力端子に供給される。そして、ミキサ 222-1 及び 222-2 の出力は、LPF 223-1 及び 223-2 に供給されて受信部 13 の出力信号周波数と前記矩形波の基本周波数の差の成分が検出される。

【0031】

次に、ドプラモードデータ生成部 23 は、ドプラ信号記憶部 231、MTIフィルタ 232 及び自己相関演算器 233 を備え、ドプラ信号検出部 22 によって検出されたドプラ信号はドプラ信号記憶回路 231 に一旦保存される。次いで、MTIフィルタ 232 は、ドプラ信号記憶回路 231 に保存されたドプラ信号に対してフィルタリング処理を行ない血管内の血流に起因した成分(血流ドプラ成分)を抽出する。又、自己相関演算器 233 は、MTIフィルタ 232 によって抽出された血流ドプラ成分に対して自己相関値を算出し、更に、この自己相関値に基づいてドプラモードデータを生成する。この場合、自己相関演算器 233 は、自己相関処理によって算出した血流ドプラ成分のパワー値に基づいてドプラモードデータを生成することにより血流情報を高感度で検出することができるが、血流ドプラ成分の平均速度や分散値等を用いてドプラモードデータを生成しても構わない

40

50

【 0 0 3 2 】

一方、データ記憶部 2 4 は、図示しない B モードデータ記憶領域とドブラモードデータ記憶領域を有し、B モードデータ生成部 2 1 において生成された B モードデータ及びドブラモードデータ生成部 2 3 において生成されたドブラモードデータを 3 次元超音波走査の走査方向に対応させて上述の各記憶領域に順次保存することにより B モードボリュームデータ及びドブラモードボリュームデータを生成する。尚、B モードボリュームデータやドブラモードボリュームデータには位置情報計測部 3 から供給される超音波プローブ 1 1 の位置情報が付帯情報として付加される。

【 0 0 3 3 】

位置情報計測部 3 は、当該患者の体表に配設された超音波プローブ 1 1 の位置や角度あるいは走査断面方向などを計測するものであり、例えば、当該患者の近傍に設置された磁気発信器と超音波プローブ 1 1 に装着された磁気センサ（何れも図示せず）等から構成されている。そして、磁気センサが検出した磁気信号に基づいて計測した超音波プローブ 1 1 の位置情報は画像データ生成部 2 におけるデータ記憶部 2 4 に供給される。尚、上述の磁気センサの代わりに超音波センサのような他の位置センサを用いても構わない。

【 0 0 3 4 】

次に、図 1 の画像データ合成部 4 は、図 4 に示すように M P R 画像データ生成部 4 1 と、レンダリング画像データ生成部 4 2 と、データ合成部 4 3 を備えている。

【 0 0 3 5 】

M P R 画像データ生成部 4 1 は、図 3 に示した画像データ生成部 2 のデータ記憶部 2 4 に一旦保存された B モードボリュームデータ及びドブラモードボリュームデータの所定断面における画素を読み出して B モード M P R 画像データ及びドブラモード M P R 画像データを生成する。この場合、M P R 画像データ生成部 4 1 は、1 つの断面における M P R 画像データや互いに直交する 3 つの断面の夫々における M P R 画像データの生成を行なうが、これらの詳細については後述する。

【 0 0 3 6 】

一方、レンダリング画像データ生成部 4 2 は、不透明度・色調設定部 4 2 1 と、レンダリング処理部 4 2 2 を備えている。不透明度・色調設定部 4 2 1 は、治療前の当該患者から得られ前記データ記憶部 2 4 に保存されているドブラモードボリュームデータ及び B モードボリュームデータを読み出し、これらのボリュームデータの各画素値（ボクセル値）に基づいて不透明度や色調を設定する。

【 0 0 3 7 】

又、レンダリング処理部 4 2 2 は、不透明度・色調設定部 4 2 1 が設定した不透明度や色調の情報に基づいて上述のドブラモードボリュームデータ及び B モードボリュームデータを処理してドブラモード V R 画像データ及び B モード V R 画像データを生成する。

【 0 0 3 8 】

そして、データ合成部 4 3 は、M P R 画像データ生成部 4 1 が生成した B モード M P R 画像データにおける 2 次元の実質臓器情報とドブラモード M P R 画像データにおける 2 次元の血流情報、あるいは、前記 B モード M P R 画像データにおける 2 次元の実質臓器情報とレンダリング画像データ生成部 4 2 が生成したドブラモード V R 画像データにおける 3 次元の血流情報を所定のフォーマットに基づいて合成し治療支援用画像データを生成する。

【 0 0 3 9 】

但し、治療前に得られたドブラモード V R 画像データにおける 3 次元血流情報あるいはドブラモード M P R 画像データにおける 2 次元血流情報と治療中に得られた B モード M P R 画像データにおける 2 次元実質臓器情報との合成は、これらの画像データの生成に用いたボリュームデータの付帯情報である超音波プローブ 1 1 の位置情報に基づいて行なわれる。尚、治療前と治療中における撮像対象の 3 次元的位置関係が概略同一の場合には、位置情報は必ずしも必要ではない。

10

20

30

40

50

【 0 0 4 0 】

次に、データ合成部 4 3 において生成される治療支援用画像データの具体例につき図 5 及び図 6 を用いて説明する。

【 0 0 4 1 】

図 5 (a) は、治療中に得られた第 2 の B モードボリュームデータに基づいて M P R 画像データ生成部 4 1 が生成した所定断面 P L a の B モード M P R 画像データ M B a と、治療前に得られたドプラモードボリュームデータに基づいてレンダリング画像データ生成部 4 2 が生成したドプラモード V R 画像データ V C a が超音波プローブ 1 1 の位置情報に基づいて合成された治療支援用画像データ 5 1 を示している。

【 0 0 4 2 】

又、図 5 (b) は、M P R 画像データ生成部 4 1 が、治療中に得られた第 2 の B モードボリュームデータに基づいて生成した所定断面 P L b の B モード M P R 画像データ M B b と、治療前に得られたドプラモードボリュームデータに基づいて生成した前記所定断面 P L b におけるドプラモード M P R 画像データ M C b が合成された治療支援用画像データ 5 2 である。

【 0 0 4 3 】

一方、図 6 は、治療中に得られた第 2 の B モードボリュームデータに基づいて M P R 画像データ生成部 4 1 が生成した直交する 3 つの断面 P L c - 1 乃至 P L c - 3 の B モード M P R 画像データ M B c - 1 乃至 M B c - 3 と、治療前に得られたドプラモードボリュームデータに基づいてレンダリング画像データ生成部 4 2 が生成したドプラモード V R 画像データ V C c が合成された治療支援用画像データ 5 3 を示している。

【 0 0 4 4 】

再び図 1 に戻って、表示部 6 は、図示しない表示用データ生成回路と変換回路とカラーモニタを備えている。表示用データ生成回路は、画像データ合成部 4 において生成された治療支援用画像データを所定の表示フォーマットに変換した後、システム制御部 8 から供給される患者情報や画像データ生成条件等の情報を合成して表示用データを生成する。そして、前記変換回路は、この表示用データに対して D / A 変換とテレビフォーマット変換を行なって映像信号を生成し C R T あるいは液晶等のカラーモニタに表示する。

【 0 0 4 5 】

この場合、表示部 6 は、図 5 及び図 6 に示した治療支援用画像データ 5 1 乃至 5 3 を夫々独立に表示してもよく、適宜組み合わせ表示してもよい。又、図 7 に示すように互いに直交する 3 つの断面の各々における B モード M P R 画像データ及びドプラモード M P R 画像データを夫々合成して並列表示してもよい。尚、図 7 では、互いに直交する 3 つの断面 P L d - 1 乃至 P L d - 3 における B モード M P R 画像データ M B d - 1 乃至 M B d - 3 とドプラモード M P R 画像データ M C d - 1 乃至 M C d - 3 が合成された治療診断支援用画像データ 5 4 - 1 乃至 5 4 - 3 が表示領域 A R - 1 乃至 A R - 3 に表示されている。又、表示領域 A R - 4 には、例えば、図 6 に示した治療支援用画像データ 5 3 あるいは図 5 (a) に示した治療支援用画像データ 5 1 が参照画像データとして表示されている。

【 0 0 4 6 】

一方、入力部 7 は、操作パネル上にキーボード、トラックボール、マウス等の入力デバイスと表示パネルを備えたインタラクティブなインターフェースであり、患者情報や各種コマンド信号の入力、超音波送受信条件の設定、各種画像データ生成条件の設定、M P R 画像データの断面設定等を行なう。

【 0 0 4 7 】

次に、システム制御部 8 は、図示しない C P U と記憶回路を備え、入力部 7 からの指示信号に基づいて、上記各ユニットの制御やシステム全体の制御を統括して行なう。特に、図 2 に示した送信部 1 2 の送信遅延回路 1 2 2 及び受信部 1 3 の受信遅延回路 1 3 2 における遅延時間を制御し、治療前及び治療中の当該患者に対し 3 次元超音波走査を行なう。

【 0 0 4 8 】

(治療支援用画像データの生成手順)

10

20

30

40

50

次に、本実施例における治療支援用画像データの生成手順につき図8のフローチャートに沿って説明する。尚、以下では、治療前に得られるドプラモードVR画像データと治療中に得られるBモードMPR画像データを超音波プローブ11の位置情報に基づいて合成し治療支援用画像データを生成する場合について述べるが、これに限定されない。

【0049】

当該患者に対する3次元超音波走査に先立ち、画像診断・治療支援装置100の操作者は、入力部7において患者情報を入力すると共に超音波送受信条件や画像データ生成条件の初期設定を行なう(図8のステップS1)。

【0050】

次いで、操作者は、治療前の当該患者に対する超音波造影剤の投与と超音波プローブ11の配設を行なった後(図8のステップS2)、入力部7にて超音波3次元走査を開始するためのコマンド信号を入力する(図8のステップS3)。そして、このコマンド信号がシステム制御部8に供給されることにより、治療前ボリュームデータの生成が開始される。

【0051】

治療前ボリュームデータの生成に際し、図2に示した送信部12のレートパルス発生器121は、システム制御部8から供給される制御信号に従い、当該患者の体内に放射される送信超音波の繰り返し周期(レート周期)を決定するレートパルスを生成し送信遅延回路122に供給する。送信遅延回路122は、システム制御部8から供給される制御信号に基づいて送信超音波を集束するための遅延時間と、最初の走査方向(1、1)に送信するための遅延時間を前記レートパルスに与え、このレートパルスをNチャンネルの駆動回路123に供給する。次いで、駆動回路123は、送信遅延回路122から供給されたレートパルスに基づいて駆動信号を生成し、この駆動信号を超音波プローブ11におけるN個の超音波振動素子に供給して当該患者の体内に送信超音波を放射する。

【0052】

放射された送信超音波の一部は、音響インピーダンスの異なる組織等の境界において反射し、更に、血管内に投与され血液と共に移動している超音波造影剤で反射した超音波反射波の周波数はドプラ偏移を受けて超音波プローブ11の超音波振動素子にて画像信号(受信信号)に変換される。次いで、この受信信号は、受信部13のA/D変換器131においてデジタル信号に変換された後、Nチャンネルの受信遅延回路132において所定の深さからの受信超音波を収束するための遅延時間と走査方向(1、1)からの受信超音波に対し強い受信指向性を設定するための遅延時間が与えられ、加算器133にて整相加算される。

【0053】

そして、整相加算後の受信信号が供給された画像データ生成部2のBモードデータ生成部21は、この受信信号に対して包絡線検波と対数変換を行なってBモードデータを生成し、データ記憶部24のBモードデータ記憶領域に保存する。

【0054】

走査方向(1、1)におけるBモードデータの生成と保存が終了したならば、システム制御部8は、送信部12の送信遅延回路122及び受信部13の受信遅延回路132における遅延時間を制御して超音波の走査方向が方向に、方向にずつ順次更新された(p、q)($p = 1 + (p - 1)$ ($p = 2 \sim P$)、 $q = 1 + (q - 1)$ ($q = 2 \sim Q$))の各々に対して同様の手順で超音波の送受信を行なって3次元超音波走査を行なう。そして、各々の走査方向にて得られたBモードデータはデータ記憶部24のBモードデータ記憶領域に順次保存されて治療前の第1のBモードボリュームデータが生成され、更に、位置情報計測部3から供給される超音波プローブ11の位置情報が前記Bモードボリュームデータに付加される。

【0055】

一方、システム制御部8は、上述の走査方向(p、q)($p = 1 \sim P$ 、 $q = 1 \sim Q$)に対するBモードデータの収集を目的とした超音波送受信と略並行してこれらの走査方

10

20

30

40

50

向に対するドプラモードデータの収集を目的とした超音波送受信を行なう。

【 0 0 5 6 】

即ち、システム制御部 8 は、先ず、送信部 1 2 の送信遅延回路 1 2 2 における送信遅延時間と受信部 1 3 の受信遅延回路 1 3 2 における受信遅延時間を制御して走査方向 (1、 1) に対する超音波送受信を所定回数 (L 回) 繰り返し、各々の超音波送受信において受信部 1 3 から得られた受信信号は、画像データ生成部 2 のドプラ信号検出部 2 2 に供給される。そして、この受信信号は、ドプラ信号検出部 2 2 において直交位相検波されてドプラ信号が検出され、このドプラ信号はドプラモードデータ生成部 2 3 のドプラ信号記憶部 2 3 1 に一旦保存される。

【 0 0 5 7 】

走査方向 (1、 1) に対する所定回数 (L 回) の超音波送受信によって得られたドプラ信号の保存が終了したならば、システム制御部 8 は、ドプラ信号記憶部 2 3 1 に保存されているドプラ信号の中から所定位置 (深さ) に対応した L 個のドプラ信号を順次読み出して M T I フィルタ 2 3 2 に供給する。そして、 M T I フィルタ 2 3 2 は、供給されたドプラ信号をフィルタ処理して血流ドプラ成分を抽出し、自己相関演算器 2 3 3 に供給する。

【 0 0 5 8 】

自己相関演算器 2 3 3 は、 M T I フィルタ 2 3 2 から供給されたドプラ信号を用いて自己相関演算を行ない、更に、この演算結果に基づいて血流情報を算出する。このような演算を、走査方向 1 の他の位置 (深さ) に対しても行ない、算出された走査方向 (1、 1) における血流情報をデータ記憶部 2 4 のドプラモードデータ記憶領域に保存する。

【 0 0 5 9 】

次に、システム制御部 8 は、上述の走査方向 (p、 q) (p = 2 ~ P、 q = 2 ~ Q) に対しても同様の手順で超音波送受信を行なう。そして、各々の走査方向にて得られたドプラモードデータはデータ記憶部 2 4 のドプラモードデータ記憶領域に順次保存されて治療前のドプラモードボリュームデータが生成され、更に、位置情報計測部 3 から供給される超音波プローブ 1 1 の位置情報が前記ドプラモードボリュームデータに付加される (図 8 のステップ S 4)。

【 0 0 6 0 】

上述の方法によって造影剤を投与した当該患者に対する治療前の第 1 の B モードボリュームデータ及びドプラモードボリュームデータの生成と保存が終了したならば、操作者は、超音波プローブ 1 1 を治療前の位置に保持したまま入力部 7 より治療支援用画像データの生成開始コマンドを入力し (図 8 のステップ S 5)、このコマンド信号に従って生成される治療支援用画像データの観察下で当該患者に対する穿刺治療を開始する。

【 0 0 6 1 】

即ち、上記コマンド信号を受信したシステム制御部 8 は、信号検出部 1 及び画像データ生成部 2 の B モードデータ生成部 2 1 を制御し、上述のステップ S 4 と同様の手順によって治療中の第 2 の B モードボリュームデータを生成する。そして、得られた前記 B モードボリュームデータは、位置情報計測部 3 から供給される超音波プローブ 1 1 の位置情報と共にデータ記憶部 2 4 の B モードデータ記憶領域に一旦保存される (図 8 のステップ S 6)。

【 0 0 6 2 】

一方、画像データ合成部 4 のレンダリング画像データ生成部 4 2 におけるレンダリング処理部 4 2 2 は、データ記憶部 2 4 のドプラモードデータ記憶領域に保存されている治療前のドプラモードボリュームデータを読み出し、不透明度・色調設定部 4 2 1 が設定した不透明度や色調の情報に基づいてレンダリング処理を行なってドプラモード V R 画像データを生成する (図 8 のステップ S 7)。一方、画像データ合成部 4 の M P R 画像データ生成部 4 1 は、データ記憶部 2 4 の B モードデータ記憶領域に一旦保存されている治療中の第 2 の B モードボリュームデータを読み出し、予め設定された断面情報に基づいて B モード M P R 画像データを生成する (図 8 のステップ S 8)。

10

20

30

40

50

【 0 0 6 3 】

次いで、画像データ合成部 4 のデータ合成部 4 3 は、レンダリング画像データ生成部 4 2 が生成したドプラモード V R 画像データと M P R 画像データ生成部 4 1 が生成した B モード M P R 画像データを所定のフォーマットに基づいて合成し治療支援用画像データを生成する（図 5（a）参照）（図 8 のステップ S 9）。

【 0 0 6 4 】

一方、表示部 6 は、画像データ合成部 4 において生成された治療支援用画像データを所定の表示フォーマットに変換した後、システム制御部 8 から供給される患者情報や画像データ生成条件等の情報を合成して表示用データを生成する。そして、この表示用データに対して D / A 変換とテレビフォーマット変換を行なって映像信号を生成し C R T あるいは液晶等のカラーモニタに表示する。

10

【 0 0 6 5 】

次に、操作者は、表示部 6 に表示された治療支援用画像データの観察下にて当該患者の体表より病巣部に向けて穿刺針を挿入し、その先端部が所定部位に到達したことを確認したならば所定の手順によって穿刺治療を実行する（図 8 のステップ S 1 0）。

【 0 0 6 6 】

この場合、治療中の B モードボリュームデータは穿刺治療が行なわれている間継続して生成され、従って、画像データ合成部 4 は、治療前のドプラモード V R 画像データに対し略リアルタイムで生成される治療中の B モード M P R 画像データを合成して治療支援用画像データを生成する。そして、操作者は、表示された治療支援用画像データにおける前記 B モード M P R 画像データの断面に穿刺針の挿入位置や挿入方向が含まれるように前記断面の位置や方向を入力部 7 において調整する。

20

【 0 0 6 7 】

図 9 は、治療中の B モード M P R 画像データ M B a の断面 P L a と穿刺針の挿入方向が一致した場合の治療支援用画像データ 5 4 を示したものであり、穿刺針 B N の挿入方向あるいは挿入位置の情報が B モード M P R 画像データ M B a に示されている。尚、図中の V C a は、B モード M P R 画像データ M B a と合成される治療前のドプラモード V R 画像データ V C a を示している（図 5（a）参照）。

【 0 0 6 8 】

以上述べた本発明の実施例によれば、画像データの観察下にて患者の病巣部に対する治療を行なう際、造影剤が投与された治療前の患者に対して得られたドプラモード V R 画像データにおける血管情報と、造影剤の投与が無い治療中の当該患者に対して得られた B モード M P R 画像データにおける実質臓器情報を組み合わせて表示しているため、血管に覆われた病巣部の形状を容易に把握することが可能となる。

30

【 0 0 6 9 】

特に、前記ドプラモード V R 画像データにおける血管情報に基づいて病巣部の形状が治療前に把握可能なため、焼灼治療時における病巣部組織の破壊や気泡の発生等に伴って前記 B モード M P R 画像データによる実質臓器の観察が著しく困難になるような場合であっても、この病巣部に対する治療を継続して行なうことができる。

【 0 0 7 0 】

又、上述の実施例におけるドプラモード V R 画像データによって血管の 3 次元情報を得ることができるため、病巣部の位置や形状、更には、穿刺針等の位置情報を正確に把握することができ、治療における精度と安全性を向上させることができる。

40

【 0 0 7 1 】

更に、小型で軽量の超音波プローブを有する超音波診断装置によって治療前のドプラモード V R 画像データ及び治療中の B モード M P R 画像データの生成を行なっているため、画像データ観察下での治療が容易となる。しかも、前記超音波プローブによってリアルタイム 3 次元走査が可能となるため、特に治療前における血管の 3 次元情報を短時間で収集することができ、操作者の負担が軽減される。又、治療前のドプラモード V R 画像データは、血管内に投与された超音波造影剤の流れに伴うドプラ信号に基づいて生成されるた

50

め、血管情報を高感度で得ることができる。

【0072】

一方、上述の実施例によれば、治療中における画像データの生成において造影剤の投与が不要となるため患者に与える苦痛が低減すると共に治療効率が向上する。

【0073】

以上、本発明の実施例について述べてきたが、本発明は、上述の実施例に限定されるものではなく、変形して実施することが可能である。例えば、上述の実施例では、超音波振動素子が2次元配列された2次元アレイ超音波プローブ11を用い当該患者に対する治療前及び治療中のボリュームデータを生成する場合について述べたが、1次元アレイ超音波プローブを用いてもよい。この場合、例えば、1次元アレイ超音波プローブを手動あるいは別途設けられた移動機構を用いて所定方向に移動することにより治療前のドプラモードボリュームデータを生成し、このドプラモードボリュームデータに基づいてドプラモードVR画像データを生成する。一方、前記1次元アレイ超音波プローブを当該患者の体表面に固定した状態で所望の断面における治療中の2次元Bモード画像データを生成し、この2次元Bモード画像データと前記ドプラモードVR画像データを1次元アレイ超音波プローブの位置情報に基づいて合成して治療支援用画像データを生成する。2次元アレイ超音波プローブ11の代わりに素子数の少ない1次元アレイ超音波プローブを用いることにより信号検出部1における送信部12及び受信部13の構成を簡単にすることができる。

10

【0074】

又、上述の実施例では、当該患者の病巣部から得られたドプラモードデータに基づいて治療前の3次元血管情報を収集したが、Bモードデータに基づいて行なってもよい。即ち、治療前のBモードVR画像データと治療中のBモードMPR画像データを合成して治療支援用画像データを生成することにより、画像データ生成部2におけるドプラ信号検出部22及びドプラモードデータ生成部23が不要となり装置構成が簡単になる。

20

【0075】

更に、画像データ合成部4のレンダリング画像データ生成部42における画像処理は、ボリュームレンダリング処理に限定されるものではなく、例えば、サーフィスレンダリング処理等の他の画像処理であってもよい。

【0076】

更に、MPR画像データ生成部41における画像処理は、MPR処理に限定されるものではなく、ボリュームレンダリング処理等の他の画像処理であってもよい。

30

【0077】

一方、上述の実施例では、超音波診断装置による3次元超音波走査によって治療前及び治療後のボリュームデータを生成する場合について述べたが、超音波診断装置の代わりに、3次元の血管画像や実質臓器画像の生成が可能なX線CT装置やMRI装置を用いてもよい。X線CT装置では、静脈注入法による造影CT撮像あるいはカテーテル注入によるCTアンジオ撮像によって得られた画像データのCT値に基づいて治療前の血管情報を得ることができる。この場合、治療中の実質臓器情報は通常のCT撮像によって収集される。又、MRI装置では、MRA(MRアンジオグラフィ)と通常のT1強調撮像やT2強調撮像により治療前の血管情報と治療中の実質臓器情報を容易に得ることが可能となる。X線CT装置やMRI装置を用いることにより、治療前の画像データと治療中の画像データの合成を精度よく行なうことが可能となる。

40

【図面の簡単な説明】

【0078】

【図1】本発明の実施例における画像診断・治療支援装置の全体構成を示すブロック図。

【図2】同実施例の画像診断・治療支援装置が備える信号検出部の構成を示すブロック図。

【図3】同実施例の画像診断・治療支援装置が備える画像データ生成部の構成を示すブロック図。

【図4】同実施例の画像診断・治療支援装置が備える画像データ合成部の構成を示すブ

50

ック図。

【図5】同実施例の画像データ合成部において生成された治療支援用画像データの具体例を示す図。

【図6】同実施例の画像データ合成部において生成された治療支援用画像データの他の具体例を示す図。

【図7】同実施例の表示部において表示される治療支援用画像データの表示例を示す図。

【図8】同実施例における治療支援用画像データの生成手順を示すフローチャート。

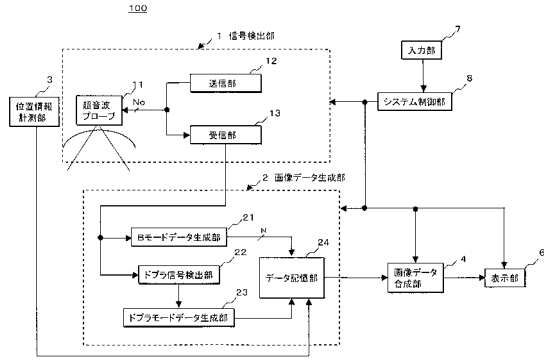
【図9】同実施例の治療中に表示される治療支援用画像データの具体例を示す図。

【符号の説明】

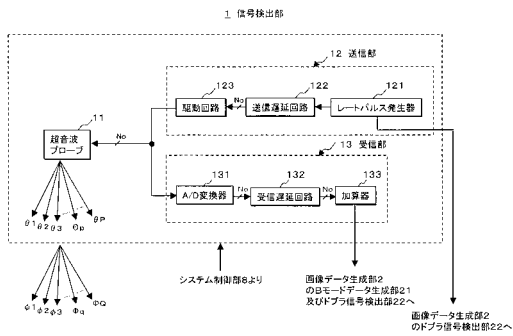
【0079】

1 ... 信号検出部	
2 ... 画像データ生成部	
3 ... 位置情報計測部	
4 ... 画像データ合成部	
6 ... 表示部	
7 ... 入力部	
8 ... システム制御部	
1 1 ... 超音波プローブ	
1 2 ... 送信部	
1 3 ... 受信部	20
2 1 ... Bモードデータ生成部	
2 2 ... ドブラ信号検出部	
2 3 ... ドブラモードデータ生成部	
2 4 ... データ記憶部	
4 1 ... MPR画像データ生成部	
4 2 ... レンダリング画像データ生成部	
4 3 ... データ合成部	
4 2 1 ... 不透明度・色調設定部	
4 2 2 ... レンダリング処理部	
1 0 0 ... 画像診断・治療支援装置	30

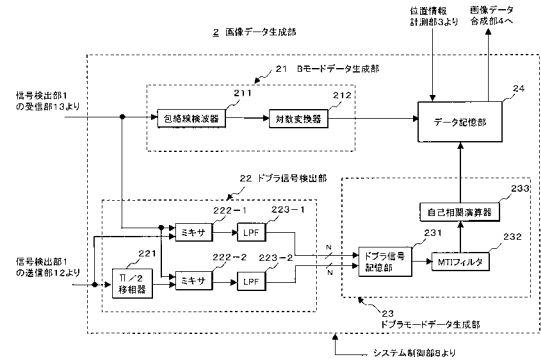
【図1】



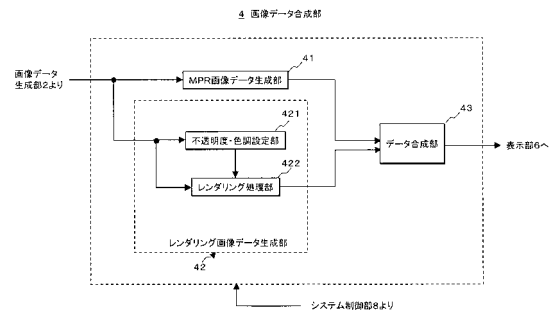
【図2】



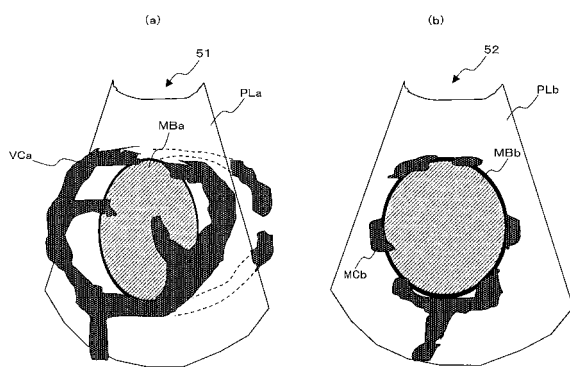
【図3】



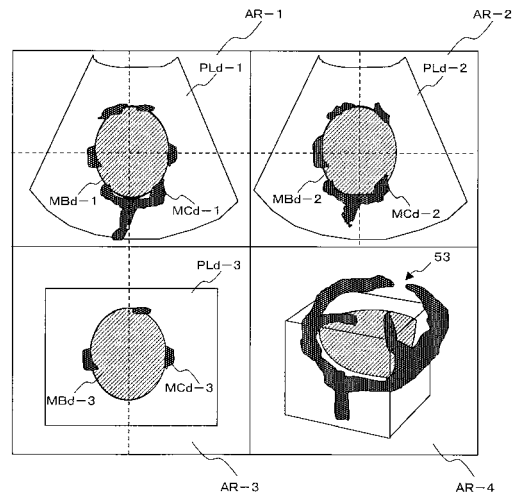
【図4】



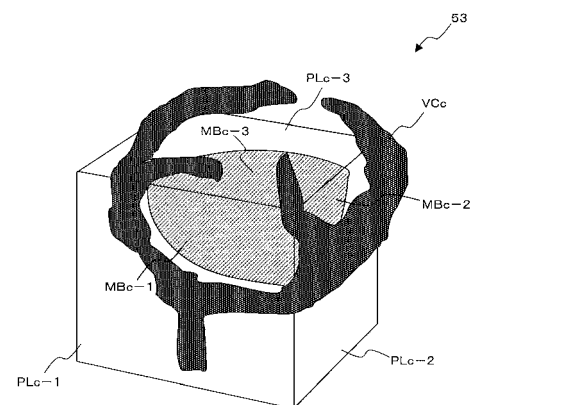
【図5】



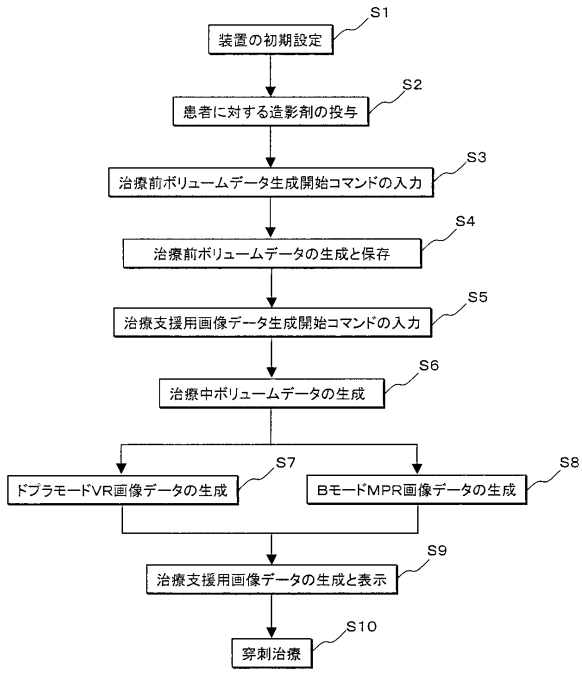
【図7】



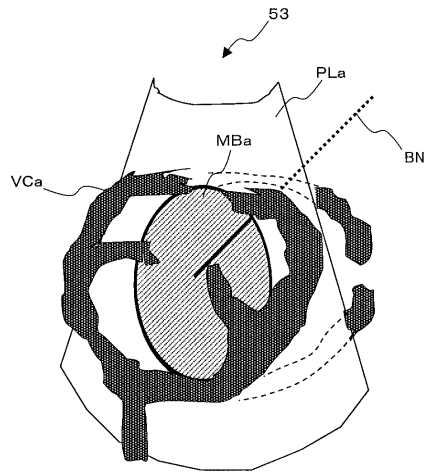
【図6】



【図8】



【図9】



フロントページの続き

- (72)発明者 江馬 武博
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝医用システムエンジニアリング株式会社内
- (72)発明者 青柳 康太
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社 本社内

審査官 宮川 哲伸

- (56)参考文献 国際公開第2005/083629(WO, A1)
特開平11-164833(JP, A)
特開2005-080989(JP, A)
特開2001-340340(JP, A)
特開2004-344344(JP, A)
特開平05-064638(JP, A)
特表2007-524486(JP, A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 8/06

专利名称(译)	图像诊断/治疗支持设备和图像数据显示方法		
公开(公告)号	JP4801968B2	公开(公告)日	2011-10-26
申请号	JP2005319826	申请日	2005-11-02
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社 东芝医疗系统工		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司 东芝医疗系统工程有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司 东芝医疗系统工程有限公司		
[标]发明人	山形仁 江馬武博 青柳康太		
发明人	山形 仁 江馬 武博 青柳 康太		
IPC分类号	A61B8/06		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/BB03 4C601/BB06 4C601/DD03 4C601/DD14 4C601/DE05 4C601/DE06 4C601/EE11 4C601/FF16 4C601/JC21 4C601/JC33 4C601/KK12 4C601/KK19 4C601/KK21 4C601/KK24 4C601/LL33		
代理人(译)	堀口博		
其他公开文献	JP2007125169A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：在图像数据观察下，提高在一个微创治疗中可视化相关部位的性能。解决方案：图像诊断/治疗支持设备100的信号检测部分1通过在施用超声造影剂的治疗之前对患者执行三维超声扫描并且在患者期间检测图像信号（接收信号）。不施用超声造影剂的治疗。图像数据生成部分2通过治疗之前检测接收信号中的多普勒分量来生成多普勒模式体数据，并且还基于治疗期间的接收信号生成B模式体数据。接下来，数据合成部分4合成基于多普勒模式体数据生成的体绘制图像数据中的三维血管信息和基于B模式生成的规定截面的MPR（多平面重建）图像数据中的实质器官信息。体积数据显示在显示部分6。Z

