

(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2009-125383

(P2009-125383A)

(43) 公開日 平成21年6月11日(2009.6.11)

(51) Int.Cl.	F 1	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/00 (2006.01)	A 6 1 B 8/00	4 C 0 6 0
A 6 1 B 18/00 (2006.01)	A 6 1 B 17/36 3 3 0	4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 7 O L (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2007-304802 (P2007-304802)
 (22) 出願日 平成19年11月26日 (2007.11.26)

(71) 出願人 000003078
 株式会社東芝
 東京都港区芝浦一丁目1番1号
 (71) 出願人 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
 (71) 出願人 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
 (74) 代理人 100083806
 弁理士 三好 秀和
 (74) 代理人 100095500
 弁理士 伊藤 正和

最終頁に続く

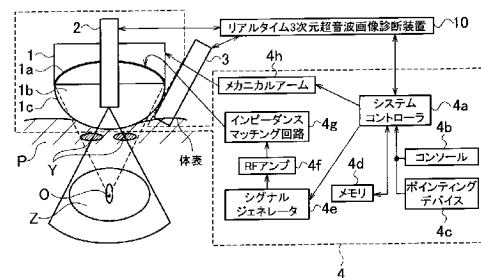
(54) 【発明の名称】 超音波治療診断装置

(57) 【要約】

【課題】治療対象部位への体内観察用超音波が通るパス上に障害物がある状況においても、該当部位を観察可能にする。

【解決手段】2次元超音波プローブ2は、治療用超音波が通るパスを観察することができるようアプリケータ1の中心に固定され一体化されている。これに対して、2次元超音波プローブ3は、アプリケータ1とは別体で構成されており、2次元超音波プローブ2が観察することができない部分を観察することができるよう自由に動かすことができるようになっている。

【選択図】図2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

治療用超音波を発生する超音波発生手段と、被検体を観察用超音波で走査して得られる受信信号を取得する第 1 の取得手段と、前記第 1 の取得手段により取得された前記受信信号に基づいて第 1 の超音波画像を生成する生成手段と、前記生成手段により生成された前記第 1 の超音波画像を表示する表示手段とを有する超音波治療診断装置において、

前記被検体を観察用超音波で走査して得られる受信信号を取得する第 2 の取得手段を備え、

前記第 1 の取得手段は、前記超音波発生手段と一体で構成され、

前記第 2 の取得手段は、前記超音波発生手段とは別体で構成される

ことを特徴とする超音波治療診断装置。

10

【請求項 2】

前記生成手段は、前記第 2 の取得手段により取得された前記受信信号に基づいて第 2 の超音波画像を生成する

ことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波治療診断装置。

【請求項 3】

前記生成手段により生成された第 1 および第 2 の超音波画像を合成する合成手段をさらに備える

ことを特徴とする請求項 1 または請求項 2 に記載の超音波治療診断装置。

【請求項 4】

20

前記合成手段は、前記第 1 および第 2 の超音波画像を、相互相関解析を用いて合成することを特徴とする請求項 1 乃至 3 のいずれかに記載の超音波治療診断装置。

【請求項 5】

前記第 1 の取得手段と前記第 2 の取得手段の間の空間的相対位置情報を検出する位置検出手段をさらに備える

ことを特徴とする請求項 1 乃至 3 のいずれかに記載の超音波治療診断装置。

【請求項 6】

前記合成手段は、前記第 1 および第 2 の超音波画像を、前記位置検出手段により検出された前記空間的相対位置情報を用いて合成する

ことを特徴とする請求項 5 に記載の超音波治療診断装置。

30

【請求項 7】

前記第 1 および第 2 の取得手段は、2 次元アレイプローブまたはメカニカル 3 D プローブである

ことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波治療診断装置。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、超音波治療診断装置に関し、特に、治療用超音波を発生する手段と一体化された観察用超音波発生手段から発生される観察用超音波のパス上に障害物がある状況においても障害物の影響を受けることなく治療対象部位を観察できる超音波治療診断装置に関する。

40

【背景技術】**【0002】**

現在、国内の 3 大疾患（癌、心疾患、脳血管疾患）の中で、唯一癌疾患による死亡率が伸びており、診断のみならず治療への社会的な要請が強い。この癌疾患のなかで肝臓の死亡者数（2004 年）は全体の約 10% の約 18,000 人を占めており、残念ながら増加の傾向にある。また、5 年生存率（1993-1996 年）では膵臓の 5% について肝臓は 17% と全癌の中で 2 番目に低値で予後が悪く、特に早期発見・早期治療のニーズが極めて高い。

【0003】

この肝臓の診断に関しては、近年、超音波画像診断装置、MRI（Magnetic Resonance Im

50

aging)、およびCT(Computed Topography)などの医用画像診断モダリティの技術進歩により早期の段階で見つけられるようになってきている。

【0004】

すなわち、超音波画像診断装置では反射信号の2次高調波成分を利用したハーモニックイメージング法や微小気泡を用いたコントラストハーモニックイメージング法、それらに更に3次元撮像法を組み合わせた造影3D超音波撮像法が確立してきている。CTでは、例えば造影剤を用いたダイナミックスキャンによる高速回転ヘリカルスキャンと16列や64列などの多列検出器との組み合わせシステムによる3次元撮像法が確立してきている。MRIでは、例えば傾斜磁場・高周波磁場系・RF(Radio-Frequency)コイル系の性能向上に伴う高速撮像法の性能アップによる息止め下の3次元撮像法が確立してきている。これらにより、従来の2次元撮像に比べて格段に診断能が向上してきている。

10

【0005】

一方、肝癌の治療としては、1.肝動脈内抗ガン剤注入療法、2.肝動脈塞栓療法あるいは肝動脈内抗ガン剤注入療法と肝動脈塞栓療法の組み合わせ、3.低侵襲治療法、4.開腹外科手術の4種類の治療法が施行されている。この中で最も多く施行されているのは、他の方法に比べて手技が簡単で患者への負担も少ない低侵襲治療法である。この低侵襲治療法は、経皮的穿刺法と体外焼灼治療法に二分される。前者は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、従来から超音波診断装置によるリアルタイム撮像下でその穿刺針をモニタして行われてきた。

20

【0006】

最近では、焼灼治療法の一つとしてRFA(ラジオ波焼灼法:Radio-Frequency Ablation)が脚光を浴び始め、既に年間20,000例の臨床適用が図られている。しかしながら、経皮的穿刺法は穿刺に伴う合併症や癌細胞の播種などのリスクがあることが問題となりつつある。

【0007】

一方、体外焼灼治療法であるHIFU(強力エネルギー集束超音波法:High Intensity Focused Ultrasound、集束超音波法(Focused Ultrasound:FUS)とも呼ばれる)は、強力超音波を体表から腫瘍細胞に集束して高温に加熱し熱変性壊死させる治療技術であり、穿刺を伴わないため、穿刺に伴う合併症や癌細胞の播種などのリスクは無い。

30

【0008】

ところが、HIFUは、超音波を用いていることから骨による減衰のため、特に肋骨直下の肝癌への適用ができないという基本的な問題がある。また、腫瘍の内部においては、正常組織に比べて血管が多く存在するので、このような部分に瞬間的に強力なエネルギーを照射し加熱すると、組織が脱落を起こして大出血を起こしてしまうリスクがある。これらの理由により、臨床適用は、骨の影響が無く、出血時の処置が肝臓に比べて比較的施行しやすい乳癌や子宮筋腫などの部位に限られていた。

【0009】

しかし一方では、近年のエネルギー照射制御技術の進歩により、強力超音波の照射位置を容易に移動することで、所望の領域に対して一様な超音波照射と良質なモニタ用超音波画像の観察をすることができる技術が提案されている(例えば、特許文献1参照)。また肋骨直下の肝癌への適用が可能であることが報告されはじめており、肝癌に適用するための臨床試験が現在進行中である。

40

【0010】

現在のHIFUでは、図12に示すように、治療用超音波を照射するアプリケーション1と、観察用超音波を照射する2次元超音波プローブ2が一体化されているものが主流である。このタイプは、画像内に治療用超音波の焦点Oが必ず含まれるようにセットアップされているため、患者Pの患部Zの状況や治療用超音波が通るパスを観察しつつ焼灼することができる。

【特許文献1】特開2004-113445号公報

50

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0011】

しかし、アプリケーション１は治療中に動かすことができないため、アプリケーション１と一体になっている２次元超音波プローブ２も動かすことができない。例えば、図１３に示す２次元超音波プローブ２で走査（スキャン）され得られた超音波画像のように、２次元超音波プローブ２から患部Ｚまでの体内観察用超音波が通るパスに骨などの障害物による影Ｘが存在すると、２次元超音波プローブ２を移動させて障害物を避けるという操作ができず、患部Ｚの観察がし難くなり、治療状況の把握が難しくなるという問題があった。

【0012】

本発明はこのような状況に鑑みてなされたものであり、その目的は、治療用超音波を発生する手段と一体化された観察用超音波発生手段から発生される観察用超音波のパス上に障害物がある状況においても障害物の影響を受けることなく治療対象部位を観察することができる超音波治療診断装置を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0013】

本発明の実施の形態に係る特徴は、治療用超音波を発生する超音波発生手段と、被検体を観察用超音波で走査して得られる受信信号を取得する第１の取得手段と、第１の取得手段により取得された受信信号に基づいて第１の超音波画像を生成する生成手段と、生成手段により生成された第１の超音波画像を表示する表示手段とを有する超音波治療診断装置において、被検体を観察用超音波で走査して得られる受信信号を取得する第２の取得手段を備え、第１の取得手段は、超音波発生手段と一体で構成され、第２の取得手段は、超音波発生手段とは別体で構成される。

【発明の効果】

【0014】

本発明によれば、治療用超音波発生装置に固定されたプローブのみでは確認しにくい、障害物の陰などに隠れた治療対象部位の観察が可能になり、より正確に治療対象部位の治療を行うことができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0015】

以下、本発明の第１の実施の形態について図面を参照して詳細に説明する。

【0016】

図１は、本発明を適用した超音波治療診断装置の概略を説明する図である。

【0017】

アプリケーション１は、治療用超音波を使って腫瘍等の患部Ｚにエネルギーを投入し、これによる熱等による変性を用いて治療を行うものである。体内観察用の２次元超音波プローブ２および３は、患者Ｐの内部を超音波でスキャンするものである。この２次元超音波プローブ２は、治療用超音波が通るパスを観察することができるようアプリケーション１の中心に固定され一体化されている。これに対して、２次元超音波プローブ３は、アプリケーション１とは別体で構成され、２次元超音波プローブ２が観察することができない部分（例えば、骨などの障害物があることにより患部Ｚが影になる部分）を観察することができるように、操作者が自由に動かすことができるようになされている。２次元超音波プローブ２および３は、例えば、２次元アレイプローブやメカニカル３Ｄプローブなどで構成されている。

【0018】

図２は、本発明を適用した超音波治療診断装置の構成例を示す図である。図２に示すように、超音波治療診断装置は、アプリケーション１、圧電素子群１ａ、カップリング液１ｂ、カップリング膜１ｃ、システムコントローラ４ａ、コンソール４ｂ、ポインティングデバイス４ｃ、メモリ４ｄ、シグナルジェネレータ４ｅ、RF（Radio Frequency）アンプ４ｆ、インピーダンスマッチング回路４ｇ、およびメカニカルアーム４ｈを有する治療用超

10

20

30

40

50

音波発生装置 4、2次元超音波プローブ 2 および 3 を有するリアルタイム 3 次元超音波画像診断装置（以下、超音波画像診断装置と称する）10により構成されている。

【0019】

アプリケーション 1 は、強力な治療用超音波を発生するピエゾ素子群 1 a、このピエゾ素子群 1 a から発生した治療用超音波を患者 P に導くカップリング液 1 b、および、このカップリング液 1 b を収容するカップリング膜 1 c から構成されている。

【0020】

ピエゾ素子群 1 a は、治療用強力超音波を照射する複数のピエゾ素子からなり、各位置から発生した治療用超音波が一点に収束するように凹状に設けられている。この収束点を焦点 O と称する。カップリング液 1 b は、ピエゾ素子群 1 a が凹状に設けられることにより焦点 O に収束された治療用超音波を患者 P に導く。カップリング膜 1 c は、カップリング液 1 b を収容する。

10

【0021】

2次元超音波プローブ 2 および 3 は、患者 P の体表面にその先端面を接触させて観察用超音波を照射するとともに患部 Z からの反射波を受信する。2次元超音波プローブ 2 および 3 は複数個（N 個）の圧電振動子を有しており、それらは先端面に 2 次元的に配列される。この圧電振動子は電気音響変換素子であり、送波時には電気パルス（超音波駆動信号）を超音波パルス（送信超音波）に変換し、また受波時には患部 Z からの超音波反射波（受信超音波）を電気信号（超音波受信信号）に変換する機能を有している。超音波の送受波は、2つのプローブで行ってもよいし、あるいは、時分割に交互に行ってもよい。

20

【0022】

2次元超音波プローブ 2 は、治療用超音波発生装置 4 のアプリケーション 1 と一体化され、アプリケーション 1 から発生された治療用超音波が通るパスを観察することができるようになされている。一方、2次元超音波プローブ 3 は、アプリケーション 1 とは別体に構成され、2次元超音波プローブ 2 が観察することができない部分（例えば、骨などの障害物 Y があることにより患部 Z が影になる部分）を観察することができるようになされている。

【0023】

システムコントローラ 4 a は、例えば CPU（Central Processing Unit）、ROM（Read Only Memory）、RAM（Random Access Memory）などからなり、入力デバイスとしてのコンソール 4 b やポインティングデバイス 4 c からの入力信号に基づいて、ROM に記憶されている制御プログラムを読み出して実行することにより各部の制御を行う。またシステムコントローラ 4 a は、各種の入力情報をメモリ 4 d に記憶する。さらにシステムコントローラ 4 a は、アプリケーション 1 の焦点位置情報を取得し、超音波画像診断装置 10 に出力する。システムコントローラ 4 a は、この焦点位置情報に基づいて超音波画像診断装置 10 で生成された焦点位置制御情報を超音波画像診断装置 10 から取得し、アプリケーション 1 の焦点位置を制御する。

30

【0024】

コンソール 4 b とポインティングデバイス 4 c は、操作者の操作の内容を表わす信号をシステムコントローラ 4 a に出力する。メモリ 4 d は、例えば、半導体メモリなどで構成され、システムコントローラ 4 a から供給された各種情報を記憶する。

40

【0025】

シグナルジェネレータ 4 e は、システムコントローラ 4 a の制御に基づいて起動し、ピエゾ素子群 1 a の共振周波数に等価な基本周波数の駆動信号を発生し、発生した駆動信号を RF アンプ 4 f に出力する。RF アンプ 4 f は、シグナルジェネレータ 4 e から供給された駆動信号を増幅し、増幅された駆動信号をインピーダンスマッチング回路 4 g に出力する。インピーダンスマッチング回路 4 g は、RF アンプ 4 f から供給された駆動信号のインピーダンスマッチングを行い、マッチングした駆動信号をピエゾ素子群 1 a に出力する。メカニカルアーム 4 h は、システムコントローラ 4 a の制御に基づいて駆動し、アプリケーション 1 を患者 P の体表に載せる。

50

【0026】

超音波画像診断装置10は、2次元超音波プローブ2で受信された反射波に基づいて、診断に用いる生体内の超音波画像を再構成するとともに、2次元超音波プローブ3で受信された反射波に基づいて、診断に用いる生体内の超音波画像を再構成する。超音波画像診断装置10は、再構成した2つの超音波画像を合成し、表示する。

【0027】

ここで、基本的な治療手技について説明する。患部Zの治療時には、まず患者Pを寝台（図示せず）に乗せて所定位置に固定する。そしてメカニカルアーム4hを操作してアプリケーション1を患者Pの体表に載せて、カップリング膜1cを図示しない超音波ゼリー等を使用して皮膚に密着させる。

【0028】

このような準備が整ったら、システムコントローラ4aは、シグナルジェネレータ4eを起動し、ピエゾ素子群1aの共振周波数に等価な基本周波数の駆動信号を発生させる。その駆動信号は、RFアンプ4fにて増幅された後、インピーダンスマッチング回路4gを介してピエゾ素子群1aに投入される。これにより、治療用超音波が患部Zに照射される。

【0029】

超音波画像診断装置10は、体内観察用の2次元超音波プローブ2および3を駆動して、焦点Oを含む患部Zの周辺領域を超音波でスキャンさせる。そして、超音波画像診断装置10は、このスキャンにより得られた反射信号に基づいて、2次元のBモード画像、3次元のBモード画像、あるいはドプラ画像を再構成し、治療対象領域とその周辺の形態情報を超音波画像として取り込む。

【0030】

図3は、図2の超音波画像診断装置10の構成例を示すブロック図である。この超音波画像診断装置10は、患者Pに対して超音波の送受信を行う2次元超音波プローブ2および3、2次元超音波プローブ2および3に対して超音波駆動信号の送信と反射信号の受信を行う送受信部20、送受信部20によって得られた受信信号を処理してBモード画像データ、ドプラ画像データ等の画像データを生成するデータ生成部30、データ生成部30から出力された画像データから2次元あるいは3次元の画像データの生成などを行う画像データ処理部40、画像データ処理部40において生成された画像データに基づく画像を表示する表示部50、各ユニットを統括して制御するシステム制御部60、患者Pから生体信号を検出する生体信号計測部70、および各種コマンド信号を入力する操作部80を備えている。

【0031】

送受信部20は、2次元超音波プローブ2および3から送信超音波を発生させるための超音波駆動信号を生成する送信部21、および2次元超音波プローブ2および3の圧電振動子から得られる複数チャンネル（Nチャンネル）の超音波受信信号に対して整相加算を行う受信部22を備えている。

【0032】

送信部21は、患者Pに放射する超音波パルスの繰り返し周期を決定するレートパルスを発生する。送信部21は、送信において所定の深さに超音波を集束するための集束用遅延時間、および所定の走査方向（ θ_1 乃至 θ_k ）に超音波を送波するための偏向用遅延時間とをレートパルスに与える。送信部21は、集束用遅延時間と偏向用遅延時間をレートパルスに与えた後、2次元超音波プローブ2および3に内蔵されたN個以内の圧電振動子を駆動し、患者Pに対して送信超音波を放射するための超音波駆動パルスを生成して2次元超音波プローブ2および3に出力する。

【0033】

受信部22は、2次元超音波プローブ2および3から出力された微小な超音波受信振動を増幅して十分なS/N（Signal to Noise）を確保する。受信部22は、所定の深さからの受信超音波を集束して細い受信ビーム幅を得るための集束用遅延時間、および3次元

10

20

30

40

50

の走査ボリュームに超音波の受信指向性を設定するための偏向用遅延時間を超音波受信信号に与える。受信部 22 は、集束用遅延時間と偏向用遅延時間とを超音波受信信号に与えた後、圧電振動子からの N チャンネルの超音波受信信号を整相加算して 1 つにまとめてデータ生成部 30 に出力する。

【0034】

データ生成部 30 は、受信部 22 から出力された超音波受信信号から B モード画像データを生成する B モードデータ生成部 31、および超音波受信信号からカラードブラ画像データを生成するドブラデータ生成部 32 を備えている。

【0035】

B モードデータ生成部 31 は、受信部 22 から出力された整相加算後の信号に対して包絡線検波を行った後、対数変換する。B モードデータ生成部 31 は、対数変換した信号をデジタルデータに変換して B モード画像データの生成を行い、生成された B モード画像データを画像データ処理部 40 に出力する。

【0036】

ドブラデータ生成部 32 は、受信部 22 から出力された整相加算後の信号に対してドブラ偏移周波数を検出してデジタルデータに変換する。ドブラデータ生成部 32 は、ドブラデータから血流情報のみを抽出し、抽出されたドブラデータに対して自己相関処理を行う。ドブラデータ生成部 32 は、この自己相関処理結果に基づいて血流の平均流速値や分散値などを算出してドブラ画像データの生成を行い、生成されたドブラ画像データを画像データ処理部 40 に出力する。

【0037】

画像データ処理部 40 は、データ生成部 30 の B モードデータ生成部 31 およびドブラデータ生成部 32 から出力された画像データを順次保存する画像データ記憶部 41、画像データ記憶部 41 に保存された画像データを読み出して 2 次元あるいは 3 次元の画像データを生成する画像データ生成部 42、画像データ生成部 42 から出力された 2 つの画像データを合成するデータ合成部 43 を備えている。

【0038】

画像データ記憶部 41 には、データ生成部 30 から出力される B モード画像データやドブラ画像データなどの画像データに、システム制御部 60 から供給される画像データに対する超音波走査情報、超音波走査に同期した生体信号計測部 70 からの生体信号、および画像データのフレーム情報などが付加されて順次記憶される。

【0039】

画像データ生成部 42 は、画像データ記憶部 41 に記憶された画像データを読み出し、この読み出した画像データから 2 次元または 3 次元の画像データを生成する。生成に際しては、走査変換前のデータ (RAW データ) を用いて直接画像データを生成するか、または走査変換を用いて画像データを生成しても良い。これらの画像データは、データ合成部 43 に出力される。

【0040】

データ合成部 43 は、画像データ生成部 42 から出力された 2 つの画像データ (2 次元超音波プローブ 2 でスキャンされ得られた画像データ、および 2 次元超音波プローブ 3 でスキャンされ得られた画像データ) を合成して表示部 50 に出力する。

【0041】

表示部 50 は、変換回路やモニタなどを備え、画像データ処理部 40 のデータ合成部 43 から出力された画像データを内部の変換回路の D/A (Digital to Analog) 変換とテレビフォーマット変換により映像信号に変換して表示する。

【0042】

システム制御部 60 は、図示しない CPU や記憶回路を備え、操作部 80 から供給される各種の入力情報が記憶回路に保存される。CPU は、これらの情報に基づいて送受信部 20、データ生成部 30、画像データ処理部 40、表示部 50 等の各ユニットの制御やシステム全体の制御を行う。システム制御部 60 は、治療用超音波発生装置 4 のシステムコント

10

20

30

40

50

ローラ 4 a から供給された焦点位置情報に基づいて焦点位置制御情報を生成し、治療用超音波発生装置 4 のシステムコントローラ 4 a に出力する。

【 0 0 4 3 】

生体信号計測部 7 0 は、患者 P の生体信号を検出するセンサ 7 1、および、センサ 7 1 から出力された検出信号をデジタルデータに変換して生体情報を作成する信号処理部 7 2 を備えている。

【 0 0 4 4 】

センサ 7 1 は、患者 P の生体信号を検出し、検出信号を信号処理部 7 2 に出力する。センサ 7 1 には、心電波形 (ECG : Electrocardiogram) 信号対応、脳波対応、心音対応、血圧波形対応、呼吸波形対応、インピーダンス波形対応等があり、ここでは特に呼吸波形対応の呼吸センサを用いることとする。

【 0 0 4 5 】

信号処理部 7 2 は、センサ 7 1 から出力された検出信号をデジタルデータに変換し、生体情報を作成する。この作成された生体情報は、システム制御部 6 0 に出力される。

【 0 0 4 6 】

操作部 8 0 は、操作パネル上に各種スイッチ、キーボード、トラックボール、マウス等の入力デバイスとタッチコマンドスクリーンなどを備え、患者 P の ID、氏名等の患者情報の入力、画像データ生成モード (例えば、B モード画像データやドブラ画像データ) などの撮影条件や補助画像生成用フレーム数 (2 以上の正数) 等の設定操作、検査開始操作や検査終了操作、フリーズ操作等の操作入力が上記入力デバイスとタッチコマンドスクリーンなどを用いて行われる。

【 0 0 4 7 】

次に、図 4 のフローチャートを参照して、超音波画像診断装置 1 0 が実行する画像合成処理について説明する。この処理は、術者により患者 P の治療を行うための準備がなされた後、操作部 8 0 から治療開始が指示されることによって開始される。

【 0 0 4 8 】

ステップ S 1 - 1 において、2 次元超音波プローブ 2 は、超音波画像診断装置 1 0 の制御に従って、電気パルスを超音波パルスに変換して超音波を送波し、患部 Z からの反射波を受波して電気信号に変換する。ステップ S 1 - 2 において、2 次元超音波プローブ 3 は、ステップ S 1 - 1 の処理と同様にして、電気パルスを超音波パルスに変換して超音波を送波し、患部 Z からの反射波を受波して電気信号に変換する。送受信部 2 0 の受信部 2 2 は、2 次元超音波プローブ 2 および 3 から出力された超音波受信信号に対して集束用遅延時間と偏向用遅延時間とを与えた後、圧電振動子からの N チャンネルの超音波受信信号を整相加算して 1 つにまとめる。このようにして、2 次元超音波プローブ 2 および 3 を用いた患部 Z の撮像が行われる。

【 0 0 4 9 】

ステップ S 2 - 1 において、データ生成部 3 0 は、ステップ S 1 - 1 の処理で整相加算された信号から B モード画像データおよびカラードブラ画像データを生成する。画像データ処理部 4 0 の画像データ生成部 4 2 は、生成された B モード画像データおよびカラードブラ画像データに基づいて 2 次元または 3 次元の画像データを生成する。

【 0 0 5 0 】

ステップ S 2 - 2 において、データ生成部 3 0 は、ステップ S 2 - 1 の処理と同様にして、ステップ S 1 - 2 の処理で整相加算された信号から B モード画像データおよびカラードブラ画像データを生成する。画像データ処理部 4 0 の画像データ生成部 4 2 は、生成された B モード画像データおよびカラードブラ画像データに基づいて 2 次元または 3 次元の画像データを生成する。

【 0 0 5 1 】

ステップ S 3 において、データ合成部 4 3 は、ステップ S 2 - 1 およびステップ S 2 - 2 の処理で生成された 2 次元または 3 次元の画像データを合成する。この画像データの合成処理は、図 5 を参照して後述する。ステップ S 4 において、表示部 5 0 は、ステップ S

10

20

30

40

50

3の処理で合成された画像データに基づく画像を表示する。ステップS5において、システム制御部60は、操作部80からの入力信号に基づいて、治療終了であるか否かを判定し、また治療終了ではないと判定した場合、ステップS1-1とステップS1-2に戻り、上述した処理を繰り返し実行する。そして、ステップS5において、治療終了であると判定された場合、図4に示す画像合成処理は終了される。

【0052】

図5は、図4のステップS3の画像データ合成処理の詳細を説明するフローチャートである。

【0053】

ステップS3-1において、データ合成部43は、3次元空間内で2次元超音波プローブ2と2次元超音波プローブ3の画像の相対位置を算出する。ここで、相対位置の算出方法について、相互相関解析を用いた第1の方法、位置センサを用いた第2の方法について順に説明する。

【0054】

まず、相互相関解析を用いた第1の方法について説明する。データ合成部43は、2次元超音波プローブ2でスキャンされ得られた画像（以下、画像Aと称する）と2次元超音波プローブ3でスキャンされ得られた画像（以下、画像Bと称する）を相互相関解析によって重ね合わせる。合成のための計算量を軽減させるために、2次元超音波プローブ2と2次元超音波プローブ3の位置関係を予め推測する。

【0055】

図6は、2次元超音波プローブ2と2次元超音波プローブ3の位置関係を示す図である。2次元超音波プローブ3は、肋弓下走査であり、2次元超音波プローブ2および3で同一の関心領域を観察することから、2次元超音波プローブ2の軸Aと2次元超音波プローブ3の軸Bのなす角度、および軸Aと軸Bの距離は所定の値より大きくなることはないと考えられる。そこで例えば、軸Aと軸Bのなす角度は90度以下、軸Aと軸Bの距離は10cm以下と限定することができる（なお、数値はあくまでも例である）。

【0056】

また、軸Bを中心として2次元超音波プローブ3がどの程度回転しているかということについては、操作者が2次元超音波プローブ2に対する2次元超音波プローブ3の向きをおおよそ指定することで回転範囲を限定させることができる。例えば、図7に示すように、マークをつけた面（図中、斜線が付された面）を同じ方向に向けるように指示することや、治具を使用して機械的に方向を限定する方法が考えられる。これらの方法から、ある程度先見的に初期位置合わせの位置情報を得ることができ、合成のための計算量を軽減させることができる。

【0057】

次に、位置センサを用いた第2の方法について説明する。検査を開始する前準備として、2次元超音波プローブ2と2次元超音波プローブ3の空間的相対位置を検出できる位置センサをそれぞれのプローブに固定する。位置センサには、例えば、光学位置センサ、磁気位置センサなどがある。

【0058】

図8は、2次元超音波プローブ2および3に固定した位置センサの位置関係を示す図である。図8の例の場合、2次元超音波プローブ2と3にそれぞれ受信部102と103が固定され、送信部101は別に設けられている。この送信部101は、受信部102と103への情報送信に支障がない場所であれば設置場所は特に問わない。

【0059】

送信部101は、所定周波数の交流磁界を空間に発生する。受信部102は、送信部101が発生する交流磁界の起電力を計測することにより、送信部101から2次元超音波プローブ2までの位置情報を検出する。受信部103は、送信部101が発生する交流磁界の起電力を計測することにより、送信部101から2次元超音波プローブ3までの位置情報を検出する。相対位置算出部104は、送信部101の位置情報、受信部102で検

10

20

30

40

50

出された位置情報、および受信部 103 で検出された位置情報に基づいて、2次元超音波プローブ 2 と 3 の空間的相対位置を算出する。

【0060】

図 9 は、2次元超音波プローブ 2 および 3 に固定した位置センサの他の例の位置関係を示す図である。図 9 の例の場合、2次元超音波プローブ 2 に送信部 101 が固定され、2次元超音波プローブ 3 に受信部 103 が固定されている。送信部 101 は、所定周波数の交流磁界を空間に発生する。受信部 103 は、送信部 101 が発生する交流磁界の起電力を計測することにより、送信部 101 から 2次元超音波プローブ 3 までの位置情報を検出する。相対位置算出部 104 は、送信部 101 の位置情報、および受信部 103 で検出された位置情報に基づいて、2次元超音波プローブ 2 と 3 の空間的相対位置を算出する。

10

【0061】

なお、図 8 および図 9 に示した位置センサの位置関係は、センサの形態を限定するものではないが、受信部はいずれかの超音波プローブ 2 および 3 に固定されている必要がある。

【0062】

図 5 の説明に戻る。ステップ S3 - 2 において、データ合成部 43 は、ステップ S3 - 1 の処理で算出された 2次元超音波プローブ 2 と 3 の相対位置に基づいて、2次元超音波プローブ 2 と 3 でそれぞれ受波され画像データ生成部 42 で生成された 2 つの画像を重ね合わせる。例えば図 10 に示すように、2次元超音波プローブ 2 でスキャンされ得られた画像 A と 2次元超音波プローブ 3 でスキャンされ得られた画像 B が重ねられる。

20

【0063】

これにより、アプリケーション 1 に固定された 2次元超音波プローブ 2 のみでは、骨などの障害物による影 X があり観察できない部分があるが、アプリケーション 1 とは別体に構成され、患部 Z を自由な位置から観察することができる 2次元超音波プローブ 3 を設けることにより、容易に観察することが可能になる。また、良質な観察画像を得ることができるため、より正確に患部 Z の治療を行うことができる。

【0064】

なお、ステップ S3 - 1 の処理は、画像を取得するごとに連続して行ってもよいし、あるいは、所定の間隔を空けて行ってもよい。例えば、画像を 10 枚表示するごとに 2次元超音波プローブ 2 と 3 の画像の相対位置を算出するようにしてもよい。

30

【0065】

この例では、2次元超音波プローブ 2 と 3 の制御、データ取得およびデータ処理を共通のシステムで行っているが、図 3 のデータ合成部 43 および表示部 50 以外の構成については、プローブごとに分かれたシステムを適用することもできる。

【0066】

(第 2 の実施の形態)

次に、図 11 を参照して、本発明における第 2 の実施の形態について説明する。なお、第 2 の実施の形態において、上述の第 1 の実施の形態において説明した構成要素と同一の構成要素には同一の符号を付してあり、重複する説明は省略する。

【0067】

図 11 は、各プローブごとに超音波画像診断装置 10a および超音波画像診断装置 10b 設け、プローブごとに制御可能にした実施例を示したものである。

40

【0068】

超音波画像診断装置 10a は、2次元超音波プローブ 2 に対して超音波駆動信号の送信と反射信号の受信を行う送受信部 20a、送受信部 20a によって得られた受信信号を処理して B モード画像データ、ドプラ画像データ等の画像データを生成するデータ生成部 30a、データ生成部 30a から出力された画像データを一時記憶する画像データ記憶部 41a、記憶された画像データを読み出して 2次元あるいは 3次元の画像データを生成する画像データ生成部 42a、画像データ生成部 42a と画像データ生成部 42b から出力された 2 つの画像データを合成するデータ合成部 43a、データ合成部 43a において生成

50

された画像データに基づく画像を表示する表示部 50 a、各ユニットを統括して制御するシステム制御部 60 a、患者 P から生体信号を検出する生体信号計測部 70 a、および各種コマンド信号を入力する操作部 80 a を備えている。

【0069】

超音波画像診断装置 10 b は、超音波画像診断装置 10 a と基本的に同様の構成を有しているが、データ合成部 43 a と表示部 50 a が設けられていない。このような構成にすることで、超音波画像診断装置 10 a において 2 次元超音波プローブ 2 の反射波に基づいて再構成された超音波画像と、超音波画像診断装置 10 b において 2 次元超音波プローブ 3 の反射波に基づいて再構成された超音波画像が、超音波画像診断装置 10 a のデータ合成部 43 a において合成され、表示部 50 a に表示される。

10

【0070】

以上のように、アプリケーション 1 に固定された 2 次元超音波プローブ 2 のみでは確認しにくい、骨などの障害物 Y に隠れた患部 Z の観察を、アプリケーション 1 とは別体に設けられた 2 次元超音波プローブ 3 で観察することにより、より正確に患部 Z を観察することができ、よって患部 Z の治療を的確に行うことが可能となる。

【0071】

なお、図 11 の例では、データ合成部 43 a と表示部 50 a を超音波画像診断装置 10 a 側に設けるようにしたが、本発明はこれに限らず、例えば、超音波画像診断装置 10 b 側に設けるようにしたり、あるいは、データ合成部 43 a と表示部 50 a をさらに別の装置で構成するようにしてもよい。データ合成部 43 a と表示部 50 a を別の装置で構成する場合には、データ合成部 43 a と表示部 50 a を有する装置、超音波画像診断装置 10 a および 10 b は、有線または無線のネットワークを介して、あるいは専用線を介してデータ通信可能な形で接続するようにする。

20

【0072】

以上においては、2 次元超音波プローブ 2 と 2 次元超音波プローブ 3 でそれぞれリアルタイムにスキャンされて得られた画像を合成するようにしたが、本発明はこれに限らず、例えば、治療中は基本的に 2 次元超音波プローブ 2 が動かないことを利用して、治療を開始する前に 2 次元超音波プローブ 2 でスキャンされ得られた画像を保存しておき、それを用いて、2 次元超音波プローブ 3 でリアルタイムにスキャンされ得られた画像を逐次合成するようにしてもよい。

30

【0073】

なおこの発明は、上記実施の形態そのままに限定されるものではなく、実施段階ではその要旨を逸脱しない範囲で構成要素を変形して具体化したり、上記実施の形態に開示されている複数の構成要素を適宜組み合わせることにより種々の発明を形成できる。例えば、実施の形態に示される全構成要素から幾つかの構成要素を削除してもよい。さらに、異なる実施の形態に亘る構成要素を適宜組み合わせても良い。

【図面の簡単な説明】

【0074】

【図 1】本発明を適用した超音波治療診断装置の概略を説明する図である。

【図 2】本発明を適用した超音波治療診断装置の構成例を示すブロック図である。

40

【図 3】本発明を適用した超音波画像診断装置の構成例を示すブロック図である。

【図 4】画像合成処理を説明するフローチャートである。

【図 5】図 4 のステップ S3 の画像データ合成処理の詳細を説明するフローチャートである。

【図 6】2 つの 2 次元超音波プローブの位置関係を示す図である。

【図 7】2 次元超音波プローブの向きを指定する例を示す図である。

【図 8】2 次元超音波プローブに固定した位置センサの位置関係を示す図である。

【図 9】2 次元超音波プローブに固定した位置センサの位置関係を示す他の例の図である。

。

【図 10】合成画像の表示例を示す図である。

50

【図 1 1】第 2 の実施の形態に係る超音波画像診断装置の構成例を示すブロック図である。

【図 1 2】従来の超音波治療診断装置を示す図である。

【図 1 3】従来の超音波画像の表示例を示す図である。

【符号の説明】

【 0 0 7 5 】

2 2次元超音波プローブ

3 2次元超音波プローブ

4 治療用超音波発生装置

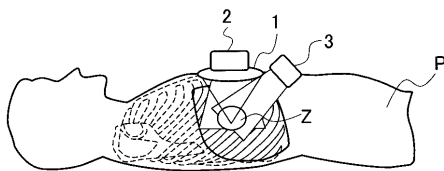
10 リアルタイム3次元超音波画像診断装置

43 データ合成部

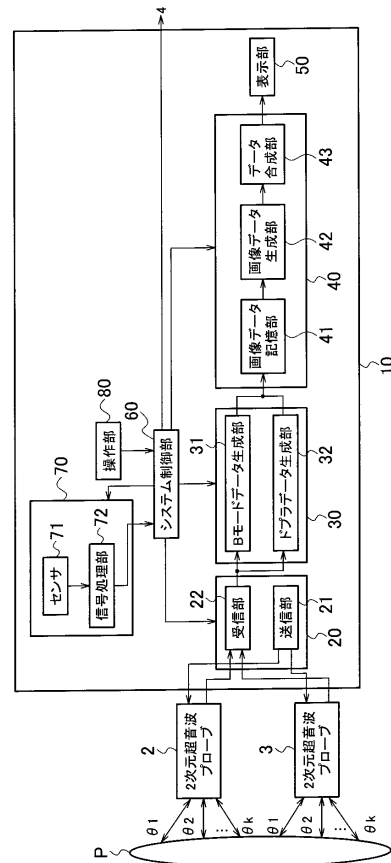
50 表示部

10

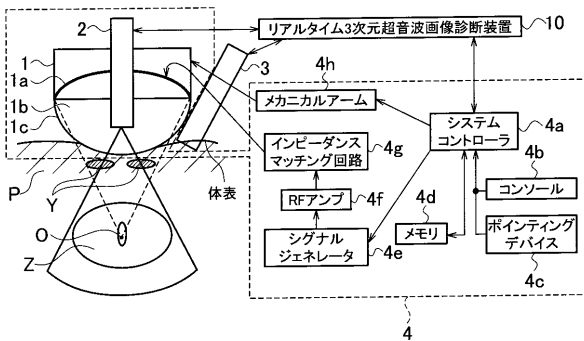
【図 1】



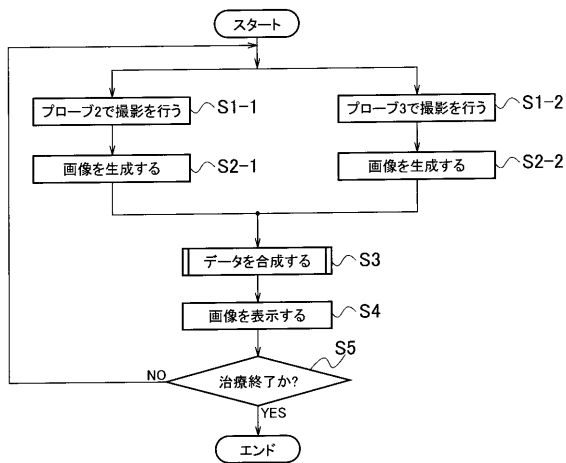
【図 3】



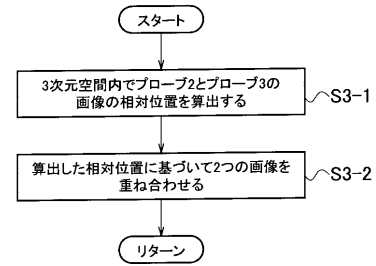
【図 2】



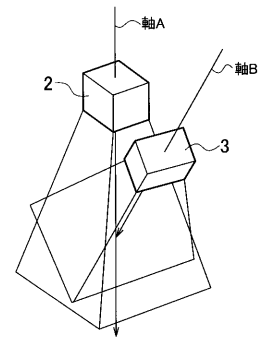
【図4】



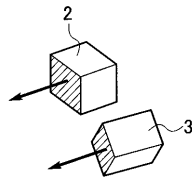
【図5】



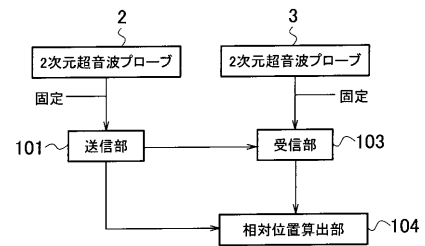
【図6】



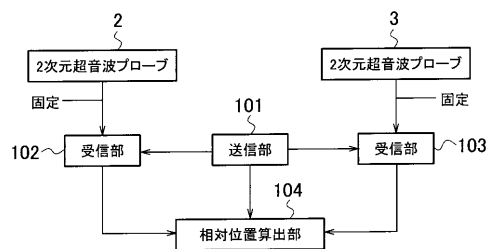
【図7】



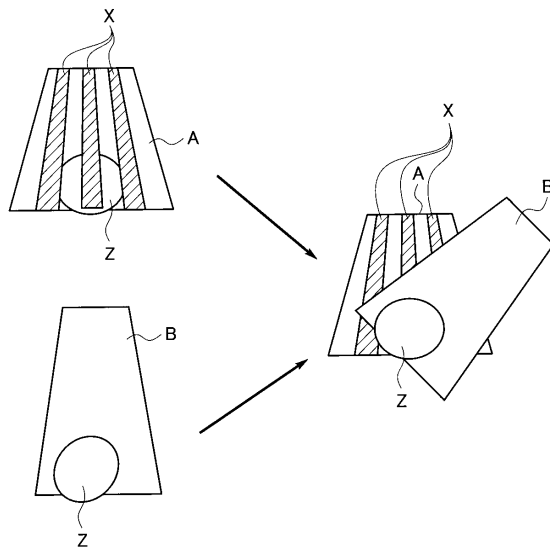
【図9】



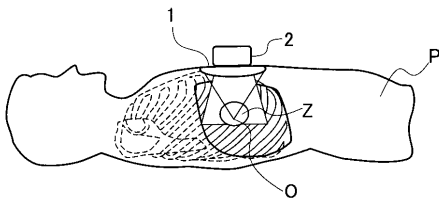
【図8】



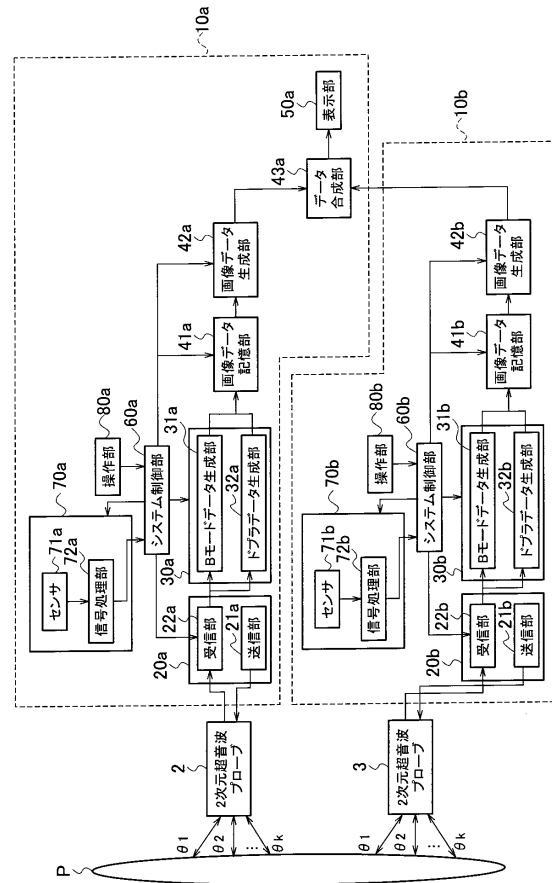
【図 10】



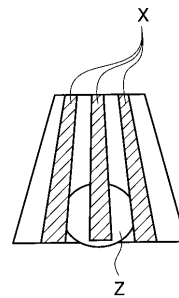
【図 12】



【図 11】



【図 13】



フロントページの続き

(74)代理人 100101247

弁理士 高橋 俊一

(74)代理人 100098327

弁理士 高松 俊雄

(72)発明者 佐藤 俊介

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内

(72)発明者 山形 仁

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内

(72)発明者 青柳 康太

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内

(72)発明者 佐藤 恭子

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内

(72)発明者 江馬 武博

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝医用システムエンジニアリング株式会社内

F ターム(参考) 4C060 JJ27

4C601 BB03 BB06 BB16 EE05 EE11 FF08 FF13 GA18 GA21 GA25

GB06 JC21 JC23 KK12 KK21

专利名称(译)	超声医学诊断装置		
公开(公告)号	JP2009125383A	公开(公告)日	2009-06-11
申请号	JP2007304802	申请日	2007-11-26
[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		
[标]发明人	佐藤俊介 山形仁 青柳康太 佐藤恭子 江馬武博		
发明人	佐藤 俊介 山形 仁 青柳 康太 佐藤 恭子 江馬 武博		
IPC分类号	A61B8/00 A61B18/00		
FI分类号	A61B8/00 A61B17/36.330 A61B8/14 A61N7/02		
F-TERM分类号	4C060/JJ27 4C601/BB03 4C601/BB06 4C601/BB16 4C601/EE05 4C601/EE11 4C601/FF08 4C601/FF13 4C601/GA18 4C601/GA21 4C601/GA25 4C601/GB06 4C601/JC21 4C601/JC23 4C601/KK12 4C601/KK21 4C160/JJ33 4C160/JJ35 4C160/JJ36 4C160/KL01 4C160/KL02 4C160/KL07 4C160/MM32		
代理人(译)	三好秀 伊藤雅一 高桥俊 高松俊夫		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：即使在用于观察生物体的超声波通过路径上存在障碍物的情况下，也要观察治疗对象部位到治疗对象部位。解决方案：二维超声探头2固定到涂抹器1的中心并与其整合，以便观察通过治疗超声波的路径。另一方面，二维超声波探头3构成为与涂敷器1分离的主体，并且可自由移动，使得操作者可以观察到二维超声波探头2不能观察到的部分。Z

