

(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2013-5994
(P2013-5994A)

(43) 公開日 平成25年1月10日 (2013.1.10)

(51) Int.Cl.	F I	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 9 6
A 6 1 B 5/055 (2006.01)	A 6 1 B 5/05 3 8 0	4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 10 O L (全 26 頁)

(21) 出願番号	特願2011-142247 (P2011-142247)	(71) 出願人	000003078
(22) 出願日	平成23年6月27日 (2011. 6. 27)		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
		(74) 代理人	100089118
			弁理士 酒井 宏明
		(72) 発明者	松永 智史
			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内
		(72) 発明者	西野 正敏
			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内

最終頁に続く

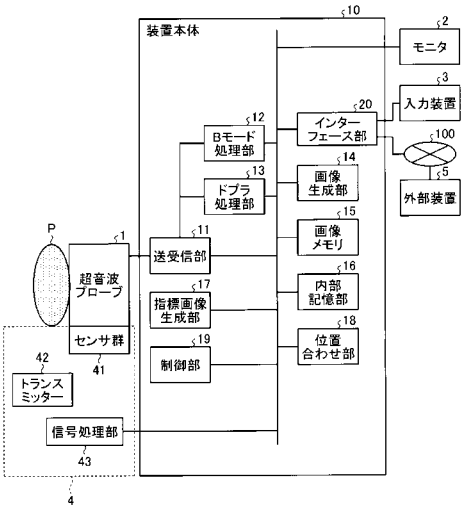
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及び画像処理プログラム

(57) 【要約】

【課題】超音波を用いたドラッグデリバリシステムにおいて、放出した薬剤の分布を定量的に把握させること。

【解決手段】実施形態の超音波診断装置は、指標画像生成部17及び制御部19を備える。指標画像生成部17は、微小担体が注入された被検体の所定部位に対して、微小担体を崩壊可能な所定音圧を有する超音波を照射する前及び当該所定音圧を有する超音波を照射した後に生成された超音波画像データである第1データ及び第2データの比較に基づいて指標値を算出し、算出した指標値に基づいて指標画像を生成する。制御部19は、指標画像をモニタ2に表示させる。

【選択図】図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

微小担体が注入された被検体の所定部位に対して、前記微小担体を崩壊可能な所定音圧を有する超音波を照射する前及び当該所定音圧を有する超音波を照射した後に生成された超音波画像データである第 1 データ及び第 2 データの比較に基づいて指標値を算出し、算出した指標値に基づいて指標画像を生成する指標画像生成部と、

前記指標画像を所定の表示部に表示させる制御部と、

を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記指標画像生成部は、前記微小担体の特性に基づく係数と、前記指標値とに応じて定めた色調に基づいて前記指標画像を生成することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

10

【請求項 3】

同一の所定部位に対して前記所定音圧を有する超音波を複数回照射する場合であって、前記指標画像生成部は、前記第 1 データと、前記複数回分の第 2 データそれぞれとの比較に基づいて算出した指標値を加算した値に応じて定めた色調に基づいて前記指標画像を生成することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

同一の所定部位に対して前記所定音圧を有する超音波を複数回照射する場合であって、前記指標画像生成部は、前記第 1 データと、前記複数回分の第 2 データそれぞれとの比較に基づいて算出した指標値に前記係数を乗算し、当該乗算した値を加算した値に応じて定めた色調に基づいて前記指標画像を生成することを特徴とする請求項 2 に記載の超音波診断装置。

20

【請求項 5】

前記制御部は、前記指標画像と、当該指標画像の生成に用いられた超音波画像データに該当する超音波画像とを前記所定の表示部に並列表示、又は、重畳表示させることを特徴とする請求項 1 ～ 4 のいずれか 1 つに記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記所定音圧を有する超音波送信時の超音波プローブの位置情報を取得する取得部と、前記取得部が取得した位置情報に基づいて、自装置以外の医用画像診断装置が生成した前記所定部位を含む 3 次元医用画像と前記指標画像との位置合わせを行なう位置合わせ部と、

30

を更に備え、

前記制御部は、前記位置合わせ部による位置合わせ処理結果に基づいて、前記指標画像と、当該指標画像の生成に用いられた超音波画像データの走査断面と略同一となる断面により前記 3 次元医用画像から生成された 2 次元医用画像とを前記所定の表示部に並列表示、又は、重畳表示させることを特徴とする請求項 1 ～ 5 のいずれか 1 つに記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記指標画像生成部は、複数の所定部位に対して前記所定音圧を有する超音波が照射された場合、当該複数の所定部位それぞれの指標画像を生成することを特徴とする請求項 1 ～ 4 のいずれか 1 つに記載の超音波診断装置。

40

【請求項 8】

前記制御部は、前記複数の所定部位それぞれの指標画像と、当該複数の所定部位それぞれの指標画像の生成に用いられた超音波画像データに該当する超音波画像それぞれとを前記所定の表示部に並列表示、又は、重畳表示させることを特徴とする請求項 1 ～ 4 のいずれか 1 つに記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記所定音圧を有する超音波送信時の超音波プローブの位置情報を取得する取得部と、前記取得部が取得した位置情報に基づいて、前記複数の所定部位を含む 3 次元医用画像

50

と前記複数の所定部位それぞれの指標画像との位置合わせを行なう位置合わせ部と、
を更に備え、

前記制御部は、前記位置合わせ部による位置合わせ処理結果に基づいて、前記３次元医用画像に前記複数の所定部位それぞれの指標画像を重畳した３次元画像から生成された２次元画像を前記所定の表示部に表示させることを特徴とする請求項７に記載の超音波診断装置。

【請求項１０】

微小担体が注入された被検体の所定部位に対して、前記微小担体を崩壊可能な所定音圧を有する超音波を照射する前及び当該所定音圧を有する超音波を照射した後に生成された超音波画像データである第１データ及び第２データの比較に基づいて指標値を算出し、算出した指標値に基づいて指標画像を生成する指標画像生成手順と、

10

前記指標画像を所定の表示部に表示させる制御手順と、

をコンピュータに実行させることを特徴とする画像処理プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【０００１】

本発明の実施形態は、超音波診断装置及び画像処理プログラムに関する。

【背景技術】

【０００２】

従来、ドラッグデリバリシステム（ＤＤＳ：Drug Delivery System）の開発が進められている。ドラッグデリバリシステムは、薬物治療において、副作用を抑え治療効果を向上させることを目的とする技術である。具体的には、ドラッグデリバリシステムは、薬剤が標的部位（例えば、抗がん剤が腫瘍部位）に選択的に取り込まれるように、薬剤分布を空間的及び時間的にコントロールする技術である。

20

【０００３】

また、近年、ドラッグデリバリシステムでは、超音波を用いた技術が開発されている。超音波を用いたドラッグデリバリシステムでは、薬剤を内包したマイクロカプセルが被検体に注入され、かかるマイクロカプセルに対して強力な超音波が照射される。これにより、マイクロカプセルが崩壊し、薬剤が患部に放出される。

【０００４】

30

また、通常の音圧で超音波画像を撮影しながら、高音圧の超音波を照射することができる超音波診断装置も知られている。しかしながら、実際に薬剤を放出させた空間及び時間をユーザが定量的に把握することが困難であり、このため、超音波を用いたドラッグデリバリシステムでは、薬剤投与を正確にコントロールすることが難しい場合があった。

【先行技術文献】

【特許文献】

【０００５】

【特許文献１】特開２０００－１８９５２１号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

40

【０００６】

本発明が解決しようとする課題は、超音波を用いたドラッグデリバリシステムにおいて、放出した薬剤の分布を定量的に把握させることができる超音波診断装置及び画像処理プログラムを提供することである。

【課題を解決するための手段】

【０００７】

実施形態の超音波診断装置は、指標画像生成部と、制御部とを備える。指標画像生成部は、微小担体が注入された被検体の所定部位に対して、前記微小担体を崩壊可能な所定音圧を有する超音波を照射する前及び当該所定音圧を有する超音波を照射した後に生成された超音波画像データである第１データ及び第２データの比較に基づいて指標値を算出し、

50

算出した指標値に基づいて指標画像を生成する。制御部は、前記指標画像を所定の表示部に表示させる。

【図面の簡単な説明】

【0008】

【図1】図1は、第1の実施形態に係る超音波診断装置の構成例を説明するための図である。

【図2】図2は、超音波を用いたドラッグデリバリシステムを説明するための図である。

【図3】図3は、第1の実施形態に係る超音波診断装置が行なうスキャン制御の一例を説明するための図である。

【図4】図4は、第1の実施形態に係る指標画像生成部の構成例を説明するための図である。

10

【図5】図5は、指標画像生成部の処理を説明するための図(1)である。

【図6】図6は、指標画像生成部の処理を説明するための図(2)である。

【図7】図7は、指標画像生成部の処理を説明するための図(3)である。

【図8】図8は、第1の実施形態における指標画像の表示形態を説明するための図(1)である。

【図9】図9は、第1の実施形態における指標画像の表示形態を説明するための図(2)である。

【図10】図10は、第1の実施形態における指標画像の表示形態を説明するための図(3)である。

20

【図11】図11は、第1の実施形態に係る超音波診断装置の処理を説明するためのフローチャートである。

【図12】図12は、第2の実施形態に係る超音波診断装置を説明するための図(1)である。

【図13】図13は、第2の実施形態に係る超音波診断装置を説明するための図(2)である。

【0009】

以下、添付図面を参照して、超音波診断装置の実施形態を詳細に説明する。

【0010】

(第1の実施形態)

30

まず、第1の実施形態に係る超音波診断装置の構成について説明する。図1は、第1の実施形態に係る超音波診断装置の構成例を説明するための図である。図1に示すように、第1の実施形態に係る超音波診断装置は、超音波プローブ1と、モニタ2と、入力装置3と、取得装置4と、装置本体10とを有する。また、装置本体10は、ネットワーク100を介して外部装置5と接続される。

【0011】

超音波プローブ1は、複数の圧電振動子を有し、これら複数の圧電振動子は、後述する装置本体10が有する送受信部11から供給される駆動信号に基づき超音波を発生する。また、超音波プローブ1は、被検体Pからの反射波を受信して電気信号に変換する。また、超音波プローブ1は、圧電振動子に設けられる整合層と、圧電振動子から後方への超音波の伝播を防止するバック材等を有する。なお、超音波プローブ1は、装置本体10と着脱自在に接続される。

40

【0012】

超音波プローブ1から被検体Pに超音波が送信されると、送信された超音波は、被検体Pの体内組織における音響インピーダンスの不連続面で次々と反射され、反射波信号として超音波プローブ1が有する複数の圧電振動子にて受信される。受信される反射波信号の振幅は、超音波が反射される不連続面における音響インピーダンスの差に依存する。なお、送信された超音波パルスが、移動している血流や心臓壁等の表面で反射された場合の反射波信号は、ドプラ効果により、移動体の超音波送信方向に対する速度成分に依存して、周波数偏移を受ける。

50

【 0 0 1 3 】

なお、第 1 の実施形態は、超音波プローブ 1 が、超音波により被検体 P を 2 次元で走査する超音波プローブである場合であっても、被検体 P を 3 次元で走査する超音波プローブである場合であっても適用可能である。被検体 P を 3 次元で走査する超音波プローブ 1 としては、被検体 P を 2 次元で走査する複数の超音波振動子を所定の角度（揺動角度）で揺動させることで、被検体 P を 3 次元で走査するメカニカルスキャンプローブがある。また、被検体 P を 3 次元で走査する超音波プローブ 1 としては、複数の超音波振動子がマトリックス状に配置されることで、被検体 P を 3 次元で超音波走査することが可能な 2 次元超音波プローブである。なお、2 次元超音波プローブは、超音波を集束して送信することで、被検体 P を 2 次元で走査することも可能である。

10

【 0 0 1 4 】

また、本実施形態に係る超音波プローブ 1 は、超音波の音圧を、通常の超音波画像撮影モードの通常音圧からドラッグデリバリシステム（DDS：Drug Delivery System）モードの高音圧に切り替えることが可能である。例えば、本実施形態に係る超音波プローブ 1 は、通常音圧として M I（Mechanical Index）値が「0.02」の超音波を被検体 P に送信し、DDS 用の高音圧を有する超音波として M I 値が「1.0」の超音波を被検体 P の治療対象部位に照射することができる。なお、高音圧照射による DDS については、後に詳述する。

【 0 0 1 5 】

入力装置 3 は、後述するインターフェース部 20 を介して装置本体 10 と接続される。入力装置 3 は、マウス、キーボード、ボタン、パネルスイッチ、タッチコマンドスクリーン、フットスイッチ、トラックボール、ジョイスティック等を有し、超音波診断装置の操作者からの各種設定要求を受け付け、装置本体 10 に対して受け付けた各種設定要求を転送する。

20

【 0 0 1 6 】

モニタ 2 は、超音波診断装置の操作者が入力装置 3 を用いて各種設定要求を入力するための G U I（Graphical User Interface）を表示したり、装置本体 10 において生成された超音波画像等を表示したりする。

【 0 0 1 7 】

取得装置 4 は、超音波プローブ 1 の位置情報を取得する。具体的には、取得装置 4 は、超音波画像の撮影時における超音波プローブ 1 の 3 次元位置情報や、上述した DDS 用の高音圧を有する超音波照射時における超音波プローブ 1 の 3 次元位置情報を取得する装置である。

30

【 0 0 1 8 】

例えば、取得装置 4 は、図 1 に示すように、超音波プローブ 1 に取り付けられたセンサ群 41 と、トランスミッター 42 と、信号処理部 43 とを有する。センサ群 41 は、位置センサであり、例えば、磁気センサである。トランスミッター 42 は、任意の位置に配置され、自装置を中心として外側に向かって磁場を形成する。

【 0 0 1 9 】

センサ群 41 は、トランスミッター 42 によって形成された 3 次元の磁場を検出して、検出した磁場の情報を信号に変換して、信号処理部 43 に出力する。信号処理部 43 は、センサ群 41 から受信した信号に基づいて、トランスミッター 42 を原点とする空間におけるセンサ群 41 の位置（座標）を算出し、算出した位置を後述する制御部 19 に出力する。被検体 P の撮影は、超音波プローブ 1 に装着されたセンサ群 41 が、トランスミッター 42 の磁場を正確に検出することが可能な磁場エリア内で行われる。なお、第 1 の実施形態のセンサ群 41 については、後に詳述する。

40

【 0 0 2 0 】

外部装置 5 は、後述するインターフェース部 20 を介して装置本体 10 と接続される装置である。例えば、外部装置 5 は、各種の医用画像のデータを管理するシステムである P A C S（Picture Archiving and Communication System）のデータベースや、医用画

50

像が添付された電子カルテを管理する電子カルテシステムのデータベースなどである。或いは、外部装置 5 は、例えば、X 線 C T (Computed Tomography) 装置、M R I (Magnetic Resonance Imaging) 装置など、本実施形態に係る超音波診断装置以外の各種医用画像診断装置である。

【0021】

すなわち、本実施形態に係る装置本体 10 は、D I C O M (Digital Imaging and Communications in Medicine) に則った画像フォーマットに統一された各種医用画像を、インターフェース部 20 を介して外部装置 5 から取得することができる。具体的には、本実施形態に係る装置本体 10 は、インターフェース部 20 を介して、被検体 P の各種医用画像を外部装置 5 から取得することができる。

10

【0022】

装置本体 10 は、超音波プローブ 1 が受信した反射波に基づいて超音波画像を生成する装置である。装置本体 10 は、図 1 に示すように、送受信部 11 と、B モード処理部 12 と、ドプラ処理部 13 と、画像生成部 14 と、画像メモリ 15 と、内部記憶部 16 と、指標画像生成部 17 と、位置合わせ部 18 と、制御部 19 と、インターフェース部 20 とを有する。

【0023】

送受信部 11 は、トリガ発生回路、送信遅延回路及びパルサ回路等を有し、超音波プローブ 1 に駆動信号を供給する。パルサ回路は、所定のレート周波数で、送信超音波を形成するためのレートパルスを繰り返し発生する。また、送信遅延回路は、超音波プローブ 1 から発生される超音波をビーム状に集束して送信指向性を決定するために必要な圧電振動子ごとの遅延時間を、パルサ回路が発生する各レートパルスに対し与える。また、トリガ発生回路は、レートパルスに基づくタイミングで、超音波プローブ 1 に駆動信号 (駆動パルス) を印加する。すなわち、遅延回路は、各レートパルスに対し与える遅延時間を変化させることで、圧電振動子面からの送信方向を任意に調整する。

20

【0024】

なお、送受信部 11 は、後述する制御部 19 の指示に基づいて、所定のスキャンシーケンスを実行するために、送信周波数、送信駆動電圧等を瞬時に変更可能な機能を有している。特に、送信駆動電圧の変更は、瞬間にその値を切り替え可能なりニアアンプ型の発信回路、または、複数の電源ユニットを電氣的に切り替える機構によって実現される。

30

【0025】

また、送受信部 11 は、アンプ回路、A / D 変換器、加算器等を有し、超音波プローブ 1 が受信した反射波信号に対して各種処理を行なって反射波データを生成する。アンプ回路は、反射波信号をチャンネルごとに増幅してゲイン補正処理を行なう。A / D 変換器は、ゲイン補正された反射波信号を A / D 変換し、デジタルデータに受信指向性を決定するのに必要な遅延時間を与える。加算器は、A / D 変換器によって処理された反射波信号の加算処理を行なって反射波データを生成する。加算器の加算処理により、反射波信号の受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調される。

【0026】

このように、送受信部 11 は、超音波の送受信における送信指向性と受信指向性とを制御する。

40

【0027】

ここで、超音波プローブ 1 が 3 次元走査可能である場合、送受信部 11 は、超音波プローブ 1 から被検体 P に対して 3 次元の超音波ビームを送信させ、超音波プローブ 1 が受信した 3 次元の反射波信号から 3 次元の反射波データを生成することも可能である。

【0028】

更に、本実施形態に係る送受信部 11 は、D D S 用の高音圧を有する超音波を超音波プローブ 1 から送信させることが可能である。

【0029】

B モード処理部 12 は、送受信部 11 から反射波データを受信し、対数増幅、包絡線検

50

波処理等を行なって、信号強度が輝度の明るさで表現されるデータ（Ｂモードデータ）を生成する。

【００３０】

ドブラ処理部１３は、送受信部１１から受信した反射波データから速度情報を周波数解析し、ドブラ効果による血流や組織、造影剤エコー成分を抽出し、平均速度、分散、パワー等の移動体情報を多点について抽出したデータ（ドブラデータ）を生成する。

【００３１】

なお、第１の実施形態に係るＢモード処理部１２及びドブラ処理部１３は、２次元の反射波データ及び３次元の反射波データの両方について処理可能である。すなわち、Ｂモード処理部１２は、２次元の反射波データから２次元のＢモードデータを生成し、３次元の反射波データから３次元のＢモードデータを生成することも可能である。また、ドブラ処理部１３は、２次元の反射波データから２次元のドブラデータを生成し、３次元の反射波データから３次元のドブラデータを生成することも可能である。

10

【００３２】

画像生成部１４は、超音波プローブ１が受信した反射波に基づいて超音波画像を生成する。すなわち、画像生成部１４は、Ｂモード処理部１２及びドブラ処理部１３が生成したデータから超音波画像データを生成する。具体的には、画像生成部１４は、Ｂモード処理部１２が生成した２次元のＢモードデータから反射波の強度を輝度にて表したＢモード画像データを生成する。また、画像生成部１４は、ドブラ処理部１３が生成した２次元のドブラデータから移動体情報を表す平均速度画像、分散画像、パワー画像、又は、これらの組み合わせ画像としてのカラードブラ画像データを生成する。

20

【００３３】

ここで、画像生成部１４は、一般的には、超音波走査の走査線信号列を、テレビなどに代表されるビデオフォーマットの走査線信号列に変換（スキャンコンバート）し、表示用の超音波画像データを生成する。具体的には、画像生成部１４は、超音波プローブ１による超音波の走査形態に応じて座標変換処理や、信号値に応じて色調を変化させるＲＧＢ変換処理を行なうことで、表示用の超音波画像データを生成する。また、画像生成部１４は、超音波画像データに、種々のパラメータの文字情報、目盛り、ボディーマーク等を合成する。

30

【００３４】

すなわち、Ｂモードデータ及びドブラデータは、スキャンコンバート処理前の超音波画像データであり、画像生成部１４が生成するデータは、表示用の超音波画像データである。なお、以下では、Ｂモードデータ及びドブラデータのことを生データ（Raw Data）と記載する場合がある。

【００３５】

また、画像生成部１４は、３次元の超音波画像データを生成することも可能である。すなわち、画像生成部１４は、Ｂモード処理部１２が生成した３次元のＢモードデータに対して座標変換処理やＲＧＢ変換処理を行なうことで、３次元のＢモード画像データを生成することも可能である。また、画像生成部１４は、ドブラ処理部１３が生成した３次元のドブラデータに対して座標変換処理やＲＧＢ変換処理を行なうことで、３次元のカラードブラ画像データを生成することも可能である。

40

【００３６】

また、画像生成部１４は、ボリュームデータに対して、各種レンダリング処理を行なうことも可能である。具体的には、画像生成部１４は、３次元の超音波画像データをレンダリング処理することで、表示用の２次元超音波画像データを生成することが可能である。更に、画像生成部１４は、自装置以外の医用画像診断装置が生成した３次元の医用画像データをレンダリング処理することで、表示用の２次元医用画像データを生成することが可能である。

【００３７】

画像生成部１４が行なうレンダリング処理としては、断面再構成法（ＭＰＲ：Multi P

50

laner Reconstruction)を行なってM P R画像を再構成する処理がある。また、画像生成部14が行なうレンダリング処理としては、3次元の情報を反映した2次元画像を生成するボリュームレンダリング(V R:Volume Rendering)処理がある。

【0038】

画像メモリ15は、画像生成部14が生成した超音波画像データを記憶するメモリである。また、画像メモリ15は、Bモード処理部12やドブラ処理部13が生成した生データ(Raw Data)を記憶することも可能である。

【0039】

内部記憶部16は、超音波送受信、画像処理及び表示処理を行なうための制御プログラムや、診断情報(例えば、患者ID、医師の所見など)や、診断プロトコルや各種ボディーマークなどの各種データを記憶する。また、内部記憶部16は、必要に応じて、画像メモリ15が記憶する画像データの保管などにも使用される。

【0040】

また、内部記憶部16は、外部装置5から転送された各種医用画像の保管にも使用される。具体的には、内部記憶部16は、外部装置5から転送された被検体Pのボリュームデータ(3次元医用画像データ)を記憶する。

【0041】

例えば、内部記憶部16は、3次元のX線CT画像(以下、X線CTボリュームデータと記載する)や、3次元のMRI画像(以下、MRIボリュームデータと記載する)、他の超音波診断装置にて生成された超音波ボリュームデータ等を記憶する。また、内部記憶部16が記憶するデータは、後述するインターフェース部20を経由して、外部の周辺装置(外部装置5)へ転送することができる。なお、本実施形態は、操作者が所望する画像データ(ボリュームデータ)がフレキシブルディスク(FD)、CD-ROM、MO、DVDなどの記憶媒体を介して、内部記憶部16に格納される場合であっても適用可能である。また、本実施形態は、操作者が所望する画像データ(ボリュームデータ)を記憶する記憶装置が、内部記憶部16以外に設置される場合であっても適用可能である。

【0042】

また、内部記憶部16は、取得装置4が、センサ群41の位置情報を被検体Pの体表に対する超音波プローブ1の3次元位置情報として取得するためのオフセット情報を記憶する。なお、オフセット情報については、後に詳述する。

【0043】

指標画像生成部17は、超音波を用いたDDSによる治療が行われる際に、Bモード処理部12が生成したBモードデータや、画像生成部14が生成したBモード画像データを用いて画像処理を行なう処理部である。また、位置合わせ部18は、異なる医用画像データ間で、位置合わせ処理(Registration)を行なう処理部である。なお、指標画像生成部17及び位置合わせ部18については、後に詳述する。

【0044】

制御部19は、情報処理装置としての機能を実現する制御プロセッサ(CPU:Central Processing Unit)であり、超音波診断装置の処理全体を制御する。具体的には、制御部19は、入力装置3を介して操作者から入力された各種設定要求や、内部記憶部16から読込んだ各種制御プログラム及び各種データに基づき、送受信部11、Bモード処理部12、ドブラ処理部13、画像生成部14、指標画像生成部17及び位置合わせ部18の処理を制御する。また、制御部19は、画像メモリ15が記憶する超音波画像データや、内部記憶部16が記憶する各種画像データ、又は、指標画像生成部17及び位置合わせ部18による処理を行なうためのGUI、指標画像生成部17及び位置合わせ部18の処理結果などをモニタ2にて表示するように制御する。また、制御部19は、操作者から入力装置3を介して受け付けたボリュームデータが外部装置5からネットワーク100及びインターフェース部20を介して内部記憶部16に転送されるように、制御する。

【0045】

インターフェース部20は、入力装置3、ネットワーク100及び外部装置5に対する

10

20

30

40

50

インターフェースである。入力装置 3 が受け付けた操作者からの各種設定情報及び各種指示は、インターフェース部 20 により、制御部 19 に転送される。また、入力装置 3 が操作者から受け付けた画像データの転送要求は、インターフェース部 20 により、ネットワーク 100 を介して外部装置 5 に通知される。また、外部装置 5 が転送した画像データは、インターフェース部 20 により、内部記憶部 16 に格納される。

【0046】

以上、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置の全体構成について説明した。かかる構成において、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置は、通常音圧の超音波により超音波画像を撮影しながら、超音波を用いたドラッグデリバリシステムによる薬物治療を行なうための高音圧超音波を照射する。

10

【0047】

すなわち、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置は、B モード画像撮影用の通常音圧の超音波（例えば、M I 値が「0.02」の超音波）を、被検体 P の所定部位（例えば、腫瘍部位）を含む領域に送信することで B モードスキャンを行なう。そして、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置は、D D S 用の高音圧を有する超音波（例えば、M I 値が「1.0」の超音波）を、被検体 P の所定部位に照射する。図 2 は、超音波を用いたドラッグデリバリシステムを説明するための図である。

【0048】

図 2 の（A）に示すように、超音波を用いた D D S では、例えば、抗がん剤等の薬剤等の所定物質を内包するマイクロカプセルが被検体 P に注入される。例えば、図 2 の（A）に示すマイクロカプセルは、被検体 P に静脈注入される。マイクロカプセルは、血流により、例えば、肝臓の腫瘍部位に到達する。すなわち、マイクロカプセルは、治療用の物質を治療対象部位に運ぶための微小な担体（キャリア）である。

20

【0049】

操作者は、マイクロカプセルの注入後、図 2 の（B）の左図に示すように、マイクロカプセルを崩壊可能な所定音圧を有する高音圧の超音波を超音波プローブ 1 から照射させる。これにより、マイクロカプセルは、図 2 の（B）の右図に示すように、崩壊し、カプセル内の薬剤が放出される。

【0050】

しかし、操作者は、B モード画像を参照しながら高音圧照射を行なう際に、実際に薬剤を放出させた空間及び時間を定量的に把握することが困難である。このため、超音波を用いたドラッグデリバリシステムでは、薬剤投与を正確にコントロールすることが難しい場合があった。

30

【0051】

そこで、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置は、以下の処理を行なう。図 1 に示す指標画像生成部 17 は、マイクロカプセルが注入された被検体 P の所定部位に対して、マイクロカプセルを崩壊可能な所定音圧を有する超音波を照射する前及び当該所定音圧を有する超音波を照射した後に生成された超音波画像データである第 1 データ及び第 2 データの比較に基づいて指標値を算出し、算出した指標値に基づいて指標画像を生成する。具体的には、指標画像生成部 17 は、第 1 データ及び第 2 データの間で輝度値の差分値を算出する。そして、指標画像生成部 17 は、算出した差分値に応じて色調を変更したデータから指標画像（差分画像）を生成する。そして、制御部 19 は、指標画像（差分画像）をモニタ 2 に表示させる。

40

【0052】

マイクロカプセルの反射強度は、生体組織の反射強度と比較して高い。このため、通常音圧の超音波送信時に生成された B モードデータ（又は、B モード画像データ）において、マイクロカプセルが崩壊した領域の B モードデータ（又は、B モード画像データ）の輝度値は低下することとなる。従って、マイクロカプセルが所定部位に到達した時点で生成された B モードデータ（又は、B モード画像データ）である第 1 データの輝度値と、所定部位への高音圧照射によりマイクロカプセルが崩壊した後に生成された B モードデータ（

50

又は、Bモード画像データ)の輝度値である第2データとの差分を用いることで生成される指標画像(差分画像)は、薬剤が放出された実際に薬剤が放出された空間的及び時間的な分布を示す分布画像となる。

【0053】

かかる指標画像(差分画像、分布画像)を生成表示することで、第1の実施形態に係る超音波診断装置は、超音波を用いたドラッグデリバリシステムにおいて、放出した薬剤の分布を定量的に把握させることを可能とする。以下、図3～図10等を用いて、第1の実施形態に係る超音波診断装置が行なう処理の具体例について詳細に説明する。

【0054】

図3は、第1の実施形態に係る超音波診断装置が行なうスキャン制御の一例を説明するための図である。まず、第1の実施形態では、図3の(A)に示すように、通常のBモードスキャンにより、被検体PのBモード画像の撮影が行なわれる。Bモードスキャンにより生成されたBモード画像データは、制御部19の制御により、モニタ2に表示される。操作者は、図3の(A)に示すように、モニタ2に表示されたBモード画像を参照して、高音圧照射を行なう所定部位である関心領域(ROI: Region Of Interest)を、例えば、入力装置3のマウスなどを用いて指定する。

10

【0055】

ROIの指定の後、図2の(A)に例示したマイクロカプセルが、例えば、インジェクション装置により被検体Pに静脈注入される。この際、Bモードスキャンは継続して実行されており、制御部19は、時系列に沿って順次生成されるBモードデータ(又は、Bモード画像データ)のROIの輝度値(例えば、平均輝度値)を算出する。そして、制御部19は、図3の(B)に示すように、ROI内の輝度値(平均輝度値)が予め設定された閾値を越えたか否かを判定し、輝度値が閾値を越えた時点で、送受信部11に対して高音圧照射を行なうよう、送受信部11に指示を送出する。これにより、超音波プローブ1は、図3の(C)に示すように、ROIに対して高音圧照射を行なう。例えば、送受信部11は、制御部19の制御の下、操作者が設定したROIに対して高音圧照射が行なわれるように、超音波プローブ1の開口数や送信フォーカスを調整する。

20

【0056】

なお、本実施形態は、高音圧照射のタイミングが、Bモード画像を参照する操作者により決定される場合であっても適用可能である。

30

【0057】

そして、指標画像生成部17は、上述した指標画像である差分画像(薬剤の分布画像)を生成する。なお、以下では、指標画像生成部17が、Bモード処理部12が生成した高音圧照射前後のBモードデータを第1データ及び第2データとして処理を行なう場合について説明する。ただし、指標画像生成部17は、画像生成部14が生成した高音圧照射前後のBモード画像データを第1データ及び第2データとして処理を行なう場合でも適用可能である。

【0058】

図4は、第1の実施形態に係る指標画像生成部の構成例を説明するための図である。図4に示すように、第1の実施形態に係る指標画像生成部17は、高音圧照射前後のBモードデータを用いて指標画像(差分画像、分布画像)を出力するための処理部として、輝度差算出部17aと、乗算部17bと、加算部17cと、座標変換部17dと、カラーマップ変換部17eとを有する。また、第1の実施形態に係る指標画像生成部17は、これら処理部の処理に用いられるデータや、処理結果を格納するための記憶部として、係数データ17f及び累積データ17gを有する。図5～図7は、指標画像生成部の処理を説明するための図である。

40

【0059】

まず、輝度差算出部17aは、高音圧を有する超音波の照射前後に生成されたBモードデータである第1データ及び第2データの間で輝度値の差分値を算出する。すなわち、輝度差算出部17aは、図5の(A)に示すように、照射前のBモードデータと照射後のB

50

モードデータとにおいて、同一走査線上の同一点の輝度値を取得し、取得した2つの輝度値の差分値を算出する。例えば、輝度差算出部17aは、照射前の輝度値から照射後の輝度値を差し引いた値を算出する。かかる処理により、輝度差算出部17aは、Bモードスキャンが行なわれた領域すべての差分値を算出する。

【0060】

ここで、指標画像生成部17は、輝度差算出部17aが算出した差分値に応じて色調を変更したデータから差分画像を生成する場合であっても良いが、第1の実施形態では、係数データ17fに予め格納されているデータを用いて差分値の補正を行なう。すなわち、指標画像生成部17は、微小担体（マイクロカプセル）の特性に基づく係数と、指標値とに応じて定めた色調に基づいて指標画像（差分画像）を生成する。具体的には、指標画像生成部17は、所定物質を内包する微小担体（マイクロカプセル）の特性に基づく係数を差分値に乗算する。上述したように、マイクロカプセルの崩壊にともない、輝度値は低下する。かかる輝度値低下の傾向は、キャリアであるカプセルの素材や、放出される薬剤の種類により異なる。換言すると、薬物治療に用いられるマイクロカプセルごとに、輝度値変化の特性は異なる。

10

【0061】

そこで、本実施形態では、薬物治療に用いられるマイクロカプセルに応じた指標画像（差分画像）を生成するために、マイクロカプセルの崩壊時における輝度値の変化特性に応じて差分値を補正する。

【0062】

係数データ17fは、薬物治療に用いられるマイクロカプセルごとに、当該マイクロカプセルの崩壊時における輝度値の変化特性に基づく係数を記憶する。かかる係数は、例えば、実験的に求められた値により、操作者や超音波診断装置の製造者により予め係数データ17fに格納される。

20

【0063】

そして、図4に示す乗算部17bは、被検体Pに注入されたマイクロカプセルの係数（ α ）を係数データ17fから取得し、図5の（B）に示すように、輝度差算出部17aが算出した差分値に係数（ α ）を乗算した乗算値を算出する。かかる処理により、乗算部17bは、Bモードスキャンが行なわれた領域すべての差分値を算出する。

【0064】

ここで、指標画像生成部17は、乗算部17bが算出した差分値を用いて指標画像（差分画像）を生成する場合であっても良いが、第1の実施形態では、更に、図4に示す加算部17cの処理が行なわれる。通常、マイクロカプセルを用いた薬物治療では、同一の所定部位に対して高音圧を有する超音波が複数回照射される。かかる場合、超音波プローブ1が固定された状態で、例えば、図3に例示したスキャン制御により、Bモードスキャンと高音圧照射とが繰り返される。例えば、Bモードスキャンと高音圧照射とは、操作者が高音圧照射を終了する旨の指示を入力するまで繰り返される。或いは、Bモードスキャンと高音圧照射との繰り返し回数は、操作者により予め設定される。

30

【0065】

同一の所定部位に対して所定音圧を有する超音波を複数回照射する場合、指標画像生成部17は、第1データと、複数回分の第2データそれぞれとの比較に基づいて算出した指標値に係数を乗算し、当該乗算した値を加算した値に応じて定めた色調に基づいて指標画像を生成する。具体的には、指標画像生成部17は、第1データと、複数回分の第2データそれぞれとの輝度値の差分値に係数を乗算し、当該乗算した値を加算する。図4に示す加算部17cは、かかる加算処理を行なって、処理結果を累積データ17gに格納する。以下、図6を用いて加算部17cの処理について説明する。図6に示す一例では、高音圧照射が3回行なわれている。

40

【0066】

図6に示す一例では、輝度差算出部17aは、1回目、2回目及び3回目それぞれの照射前後のBモードデータの差分値を順次算出する。そして、図6に示す一例では、乗算部

50

17bは、1回目、2回目及び3回目それぞれの照射前後のBモードデータの差分値に係数(α)を乗算した乗算値を順次算出する。

【0067】

ここで、図6を用いて改めて第1データ及び第2データを説明すると、1回目における第1データは、1回目の照射直前にBモードスキャンにより生成されたBモードデータである。また、1回目における第2データは、1回目の照射終了直後のBモードスキャンにより生成されたBモードデータである。

【0068】

或いは、高音圧照射時に、走査領域全体をBモードスキャンすると同時にROIに対する高音圧照射を行なう並列スキャン制御を行なうことで、1回目における第2データは、1回目の照射中にBモード処理部12が生成したBモードデータを用いても良い。かかる場合の第2データは、1回目の照射開始直後のBモードデータであっても良いし、1回目の照射終了直前のBモードデータであっても良い。

【0069】

また、2回目及び3回目における第1データそれぞれは、2回目及び3回目の照射直前にBモードスキャンにより生成されたBモードデータである。なお、2回目及び3回目における第1データそれぞれは、1回目の照射直前にBモードスキャンにより生成されたBモードデータが代用される場合であっても良い。

【0070】

また、2回目及び3回目における第2データそれぞれは、2回目及び3回目の照射終了直後のBモードスキャンにより生成されたBモードデータである。或いは、並列スキャン制御を行なうことで、2回目及び3回目における第2データそれぞれは、2回目及び3回目の照射中にBモード処理部12が生成したBモードデータを用いても良い。かかる場合の第2データは、照射開始直後のBモードデータであっても良いし、照射終了直前のBモードデータであっても良い。

【0071】

なお、上述した第1データ及び第2データの設定は、操作者や超音波診断装置の管理者により設定される。

【0072】

そして、図6に示すように、加算部17cは、乗算部17bが算出した1回目の乗算値については、そのまま累積データ17gに格納する。そして、加算部17cは、乗算部17bから2回目の乗算値を取得すると、図6に示すように、1回目の乗算値を累積データ17gから取得し、1回目の乗算値に2回目の乗算値を加算し、加算結果「乗算値(1回目) + 乗算値(2回目)」を累積データ17gに格納する。同様に、加算部17cは、乗算部17bから3回目の乗算値を取得すると、図6に示すように、「乗算値(1回目) + 乗算値(2回目)」を累積データ17gから取得し、取得したデータに3回目の乗算値を加算し、加算結果「乗算値(1回目) + 乗算値(2回目) + 乗算値(3回目)」を累積データ17gに格納する。かかる処理により、加算部17cは、Bモードスキャンが行なわれた領域すべての加算値を算出する。

【0073】

そして、図4に示す座標変換部17dは、加算部17cから累積データ17gが記憶する累積加算結果を取得し、取得したデータに対して座標変換を行なう。すなわち、座標変換部17dは、Bモードスキャンの各走査線上の多点における累積加算値に対してスキャン形状に応じたスキャンコンバートを行なう。

【0074】

そして、図4に示すカラーマップ変換部17eは、座標変換部17dの座標変換後の各点(各画素)の加算値に応じて色調を変更することで、指標画像である差分画像(分布画像)を生成する。例えば、カラーマップ変換部17eは、加算値に応じて、赤色の濃淡が割り当てられたLUT(Lookup Table)を参照して、図7に示すように、放出された薬物の分布が赤色で描出され、更に、放出された薬物の量が赤色の濃淡で描出された指標画

10

20

30

40

50

像である差分画像（分布画像）を生成する。

【0075】

このように、本実施形態では、指標画像生成部17は、第1データと、複数回分の第2データそれぞれとの輝度値の差分値に係数を乗算し、当該乗算した値を加算した値に応じて色調を変更したデータから差分画像を生成する。

【0076】

なお、本実施形態は、高音圧照射が1回のみである場合であっても適用可能である。高音圧照射が1回の場合、差分画像は、「輝度差算出部17a、座標変換部17d及びカラーマップ変換部17e」の処理により生成されても良いし、「輝度差算出部17a、乗算部17b、座標変換部17d及びカラーマップ変換部17e」の処理により生成されても良い。すなわち、前者の場合、指標画像生成部17は、差分値に応じて色調を変更したデータから指標画像である差分画像を生成する。また、後者の場合、指標画像生成部17は、係数を差分値に乗算した値に応じて色調を変更したデータから指標画像である差分画像を生成する。

10

【0077】

なお、本実施形態は、高音圧照射が同一部位に対して複数回行われる際に、乗算部17bの処理を省略する場合であっても良い。かかる場合、指標画像生成部17は、第1データと、複数回分の第2データそれぞれとの比較に基づいて算出した指標値を加算した値に応じて定めた色調に基づいて指標画像を生成する。具体的には、指標画像生成部17は、第1データと、複数回分の第2データそれぞれとの輝度値の差分値を加算した値に応じて色調を変更したデータから指標画像である差分画像を生成する。

20

【0078】

そして、表示制御を行なう制御部19は、指標画像である差分画像をモニタ2に表示させる。ここで、制御部19は、指標画像の表示に際して、様々な表示形態を行なうことができる。具体的には、制御部19は、指標画像と並列表示、又は重畳表示させる画像として、自装置で生成された被検体Pの超音波画像を用いる（第1表示形態）。或いは、制御部19は、指標画像と並列表示、又は重畳表示させる画像として、他の医用画像診断装置で生成された被検体Pの医用画像を用いる（第2表示形態）。

【0079】

以下、第1の実施形態に係る第1表示形態及び第2表示形態について、図8～図10を用いて具体的に説明する。図8～図10は、第1の実施形態における指標画像の表示形態を説明するための図である。

30

【0080】

第1表示形態では、制御部19は、指標画像と、当該指標画像の生成に用いられた超音波画像データに該当する超音波画像とをモニタ2に並列表示、又は、重畳表示させる。具体的には、第1表示形態で用いられる超音波画像は、指標画像の生成に用いられた超音波画像データの走査断面と同一断面の超音波画像である。

【0081】

例えば、第1表示形態で用いられる超音波画像は、第1データ又は第2データから画像生成部14が生成した表示用のBモード画像データである。或いは、例えば、第1表示形態で用いられる超音波画像は、マイクロカプセル注入前に画像生成部14が生成した表示用のBモード画像データである。

40

【0082】

かかる超音波画像は、図8の（A）に示すように、制御部19の表示制御により、指標画像と並列表示される。或いは、かかる超音波画像は、図8の（B）に示すように、制御部19の表示制御により、指標画像と重畳表示される。なお、指標画像と超音波画像との座標系は、同一の座標系となる。従って、図8の（B）に例示した第1表示形態を行なう場合、制御部19は、指標画像と超音波画像とを単純に重畳させた重畳画像を画像生成部14に生成させ、当該重畳画像をモニタ2に表示させる。

【0083】

50

なお、第 1 表示形態では、指標画像とともに表示される超音波画像を 3 次元 B モード画像データのボリュームレンダリング画像や MPR 画像とする場合であっても良い。かかる場合、制御部 19 及び送受信部 11 の制御により、3 次元走査を実行可能な超音波プローブ 1 は、被検体 P の所定部位を含む領域を 3 次元走査する。これにより、画像生成部 14 は、3 次元 B モード画像データを生成する。

【0084】

そして、制御部 19 は、指標画像生成時における 2 次元走査面の情報を用いて、3 次元 B モード画像データから MPR 画像やボリュームレンダリング画像を画像生成部 14 に生成させる。例えば、制御部 19 は、指標画像生成時における 2 次元走査面と同一の断面で 3 次元 B モード画像データを切断した MPR 画像を生成させる。或いは、制御部 19 は、指標画像生成時における 2 次元走査面と同一の断面を基準面とするボリュームレンダリング画像を 3 次元 B モード画像データから生成させる。

10

【0085】

一方、第 2 表示形態では、制御部 19 は、取得装置 4 及び位置合わせ部 18 と協同して表示制御を行なう。すなわち、取得装置 4 は、所定音圧（高音圧）を有する超音波送信時の超音波プローブ 1 の位置情報を取得する。位置合わせ部 18 は、取得装置 4 が取得した位置情報に基づいて、自装置以外の医用画像診断装置が生成した所定部位（ROI）を含む 3 次元医用画像と差分画像との位置合わせを行なう。そして、制御部 19 は、位置合わせ部 18 による位置合わせ処理結果に基づいて、指標画像と、当該指標画像の生成に用いられた超音波画像データの走査断面と略同一となる断面により 3 次元医用画像から生成された 2 次元医用画像とをモニタ 2 に並列表示、又は、重畳表示させる。

20

【0086】

上述したように、取得装置 4 は、超音波プローブ 1 の 3 次元位置情報を取得する。具体的には、取得装置 4 は、超音波プローブ 1 に取り付けられた位置センサ（センサ群 41）を用いて 3 次元位置情報を取得する。

【0087】

例えば、超音波プローブ 1 の表面には、図 9 の（A）に示すように、センサ群 41 として、磁気センサ 41a、磁気センサ 41b 及び磁気センサ 41c の 3 つの磁気センサが取り付けられる。磁気センサ 41a 及び磁気センサ 41b は、図 9 の（A）に示すように振動子が配列される方向に平行に取り付けられる。また、磁気センサ 41c は、図 9 の（A）に示すように超音波プローブ 1 の上端近傍に、取り付けられる。

30

【0088】

ここで、内部記憶部 16 は、センサ群 41 が取り付けられる位置情報として、例えば、図 9 の（B）に示すオフセット情報（L1～L4）を記憶する。距離「L1」は、図 9 の（B）に示すように、磁気センサ 41a 及び磁気センサ 41b それぞれが取り付けられる位置を結ぶ直線と、磁気センサ 41c が取り付けられる位置との距離である。

【0089】

また、距離「L2」は、磁気センサ 41a 及び磁気センサ 41b それぞれが取り付けられる位置を結ぶ直線と、振動子の配列面との距離である。換言すると、距離「L2」は、図 9 の（B）に示すように、磁気センサ 41a 及び磁気センサ 41b それぞれが取り付けられる位置を結ぶ直線と、被検体 P の体表との距離となる。

40

【0090】

また、距離「L3」は、図 9 の（B）に示すように、磁気センサ 41a と磁気センサ 41c との振動子配列方向における距離である。また、距離「L4」は、図 9 の（B）に示すように、磁気センサ 41b と磁気センサ 41c との振動子配列方向における距離である。

【0091】

取得装置 4 の信号処理部 43 は、図 9 の（B）に示すオフセット情報を用いることで、取得したセンサ群 41 の位置（座標）から、超音波プローブ 1 の被検体 P の体表に対する 3 次元位置情報を取得することができる。すなわち、信号処理部 43 は、超音波プローブ

50

1の被検体Pの体表に対する位置とともに、超音波プローブ1の被検体Pの体表に対する傾きに関する情報を取得することができる。

【0092】

位置合わせ部18は、取得装置4が取得した位置情報に基づいて、例えば、図10の(A)に示すように、被検体PのROIを含むX線CTボリュームデータにおいて、指標画像と略同一の断面を特定する。例えば、位置合わせ部18は、X線CTボリュームデータに付帯情報として対応付けられていた「被検体PのX線CT撮影時における体位」と、「X線CT装置の座標系に関する情報」とを取得する。そして、位置合わせ部18は、付帯情報と取得装置4が取得した位置情報とから、指標画像と略同一の断面をX線CTボリュームデータにて特定する。

10

【0093】

制御部19は、位置合わせ部18が特定した断面によりX線CTボリュームデータを切断したMPR画像を画像生成部14に生成させる。更に、制御部19は、図10の(B)に示すように、MPR画像と指標画像との重畳画像を画像生成部14に生成させ、重畳画像をモニタ2に表示させる。

【0094】

ここで、第2表示形態において、制御部19は、図10の(B)に示す重畳画像と、図8の(A)に示す「差分画像の生成に用いられた超音波画像データに該当する超音波画像」とを並列表示させても良い(図10の(C)を参照)。

【0095】

20

上記した表示形態は、操作者により選択され、制御部19は、選択された表示形態に応じて、表示制御を行なう。

【0096】

なお、本実施形態は、取得装置4を用いることなく、位置合わせ部18が位置合わせ処理を行なっても良い。例えば、位置合わせ部18は、第1データ又は第2データに該当する超音波画像と、自装置以外の医用画像診断装置が生成した3次元医用画像との位置合わせ処理を、従来マルチモダリティの画像間での位置合わせに用いられる画像均一比(Ratio image uniformity)、相互情報量(Mutual Information)等の指標を算出することで行なっても良い。

【0097】

30

また、本実施形態は、取得装置4及び位置合わせ部18の処理を用いずに、操作者が指標画像(又は、指標画像の生成に用いられた超音波画像データ等)と同一断面となる断面を、3次元医用画像のMPR画像を参照して、目視により位置合わせ処理を行なう場合であっても良い。

【0098】

次に、図11を用いて、第1の実施形態に係る超音波診断装置の処理について説明する。図11は、第1の実施形態に係る超音波診断装置の処理を説明するためのフローチャートである。なお、以下では、BモードスキャンによりROIが設定された後にマイクロカプセルが注入され、更に、図10の(C)を用いて説明した第2表示形態が選択された場合について説明する。

40

【0099】

図11に示すように、第1の実施形態に係る超音波診断装置の制御部19は、ROI内の平均輝度値が閾値を越えたか否かを判定する(ステップS101)。ここで、閾値を越えない場合(ステップS101否定)、制御部19は、閾値を越えるまで待機する。

【0100】

一方、閾値を越えた場合(ステップS101肯定)、制御部19を介した送受信部11の制御により、超音波プローブ1は、高音圧照射を行なう(ステップS102)。そして、輝度差算出部17aは、照射前後のBモードデータ間の輝度値の差分値を算出する(ステップS103)。

【0101】

50

続いて、乗算部 17b は、差分値に係数を乗算することで乗算値を算出し（ステップ S 104）、加算部 17c は、ステップ S 104 で算出された乗算値と累積データ 17g に格納されている乗算値とを加算して加算値を算出する（ステップ S 105）。なお、最初にステップ S 105 の処理を行なう場合、加算部 17c は、ステップ S 104 で算出された乗算値をそのまま累積データ 17g に格納する。

【0102】

その後、制御部 19 は、高音圧照射終了の要求を受け付けたか否かを判定する（ステップ S 106）。ここで、照射終了でない場合（ステップ S 106 否定）、制御部 19 は、ステップ S 101 に戻って、ROI 内の平均輝度値と閾値との比較判定処理を行なう。

【0103】

一方、照射終了である場合（ステップ S 106 肯定）、制御部 19 の制御により、座標変換部 17d は、累積データ 17g のデータを座標変換し（ステップ S 107）、カラーマップ変換部 17e は、座標変換されたデータを RGB 変換する（ステップ S 108）。これにより、指標画像生成部 17 は、指標画像である差分画像（分布画像）を生成する。

【0104】

そして、位置合わせ部 18 は、取得装置 4 が取得した超音波プローブ 1 の位置情報に基づいて、差分画像と X 線 CT ボリュームデータとの位置合わせを行ない（ステップ S 109）、画像生成部 14 は、指標画像（差分画像）と X 線 CT ボリュームデータの MPR 画像との重畳画像を生成する（ステップ S 110）。

【0105】

そして、モニタ 2 は、制御部 19 の制御の下、重畳画像と超音波画像（指標画像の生成に用いられた超音波画像データに該当する超音波画像）とを並列表示し（ステップ S 111）、処理を終了する。

【0106】

上述してきたように、第 1 の実施形態では、高音圧照射前後の画像データ間の比較に基づいた指標値としての「輝度値の差分値」を用いた指標画像（差分画像）を生成表示する。指標画像は、薬剤が放出された分布を示す分布画像となる。従って、操作者は、指標画像を参照することで、超音波を用いたドラッグデリバリシステムにおいて、放出した薬剤の分布を定量的に把握させることができる。

【0107】

また、指標画像を参照することで、操作者は、従来よりも薬剤投与を正確にコントロールすることができる。その結果、第 1 の実施形態では、患者（被検体 P）の QOL（Quality Of Life）向上や、薬剤コストの低減を図ることができる。

【0108】

また、第 1 の実施形態では、治療に用いるマイクロカプセルの特性に応じた係数を用いるので、薬剤が放出された分布をより正確に示す指標画像を生成することができる。また、第 1 の実施形態では、同一部位に対して複数回高音圧照射が行なわれる場合に、差分値や乗算値の加算値を用いて指標画像を生成するので、時系列に沿って繰り返される薬剤投与の状況を網羅した指標画像を生成することができる。

【0109】

また、第 1 の実施形態では、超音波画像や、他のモダリティで生成されたボリュームデータの 2 次元画像を指標画像と表示するので、操作者は、放出した薬剤の分布を容易に把握することができる。

【0110】

（第 2 の実施形態）

第 1 の実施形態では、例えば腫瘍部位の 1 断面である所定部位に対して高音圧照射が行なわれる場合について説明した。しかし、治療対象となる部位は、3 次元的に広がる 3 次元領域である。

【0111】

従って、超音波を用いた DDS では、腫瘍部位の複数断面である複数の所定部位に対し

10

20

30

40

50

て高音圧照射が、例えば、超音波プローブ 1 を傾けながら、又は、移動させながら行なわれる。第 2 の実施形態では、複数の所定部位に対して高音圧を有する超音波が照射される場合の処理について、図 1 2 及び図 1 3 を用いて説明する。図 1 2 及び図 1 3 は、第 2 の実施形態に係る超音波診断装置を説明するための図である。

【 0 1 1 2 】

第 2 の実施形態に係る超音波診断装置は、図 1 を用いて説明した第 1 の実施形態に係る超音波診断装置と同様の構成となる。しかし、第 2 の実施形態に係る指標画像生成部 1 7 は、複数の所定部位に対して所定音圧を有する超音波が照射された場合、当該複数の所定部位それぞれの指標画像（差分画像）を生成する。例えば、図 1 2 の（ A ）に示すように、操作者が被検体 P の体表において超音波プローブ 1 をずらしながら腫瘍部位の 3 つの異なる断面に対して高音圧照射を行なうとする。

10

【 0 1 1 3 】

この場合、指標画像生成部 1 7 は、例えば、第 1 の実施形態で説明したように、差分値、乗算値及び加算値を算出することで、図 1 2 の（ B ）に示すように、3 つの異なる照射断面それぞれの 3 つの指標画像（指標画像 a、指標画像 b、指標画像 c）を時系列に沿って順次生成する。

【 0 1 1 4 】

複数の指標画像が生成された場合、制御部 1 9 は、第 1 の実施形態に係る第 1 表示形態と同様に、複数の所定部位それぞれの指標画像と、当該複数の所定部位それぞれの指標画像の生成に用いられた超音波画像データに該当する超音波画像それぞれとをモニタ 2 に並列表示、又は、重畳表示させる。

20

【 0 1 1 5 】

例えば、制御部 1 9 は、図 1 2 の（ C ）に示すように、指標画像 a と指標画像 a の生成に用いられた超音波画像データの走査断面と同一断面の B モード画像との重畳画像 A を表示させる。また、制御部 1 9 は、図 1 2 の（ C ）に示すように、指標画像 b と指標画像 b の生成に用いられた超音波画像データの走査断面と同一断面の B モード画像との重畳画像 B を表示させる。制御部 1 9 は、図 1 2 の（ C ）に示すように、指標画像 c と指標画像 c の生成に用いられた超音波画像データの走査断面と同一断面の B モード画像との重畳画像 C を表示させる。

【 0 1 1 6 】

なお、図 1 2 の（ C ）に示す重畳画像 A ~ C は、並列表示される場合であっても良いし、動画表示される場合であっても良い。また、制御部 1 9 は、指標画像と指標画像の走査断面と同一断面の B モード画像とを並列表示させる場合であっても良い。

30

【 0 1 1 7 】

或いは、複数の差分画像とともに表示される画像は、3 次元医用画像（ボリュームデータ）である場合であっても良い。かかる場合、制御部 1 9 は、取得装置 4 及び位置合わせ部 1 8 と協同することで、表示制御を行なう。

【 0 1 1 8 】

すなわち、取得装置 4 は、第 1 の実施形態と同様に、所定音圧を有する超音波送信時の超音波プローブ 1 の位置情報を取得する。そして、位置合わせ部 1 8 は、第 1 の実施形態と同様に、取得装置 4 が取得した位置情報に基づいて、複数の所定部位を含む 3 次元医用画像と複数の所定部位それぞれの指標画像との位置合わせを行なう。

40

【 0 1 1 9 】

そして、制御部 1 9 は、位置合わせ部 1 8 による位置合わせ処理結果に基づいて、3 次元医用画像（ボリュームデータ）に複数の所定部位それぞれの指標画像を重畳した 3 次元画像から生成された 2 次元画像をモニタ 2 に表示させる。なお、位置合わせ処理は、第 1 の実施形態で説明したように、取得装置 4 及び位置合わせ部 1 8 により行なわれる場合であっても良いし、位置合わせ部 1 8 の単独処理により行なわれる場合であっても良いし、操作者により行なわれる場合であっても良い。

【 0 1 2 0 】

50

ボリュームデータが、指標画像を生成した超音波診断装置が生成したボリュームデータ（超音波ボリュームデータ）である場合、制御部 19 は、以下の表示制御を行なう。例えば、画像生成部 14 は、位置合わせ処理結果に基づいて、図 13 の（A）に示すように、指標画像 a ~ c（図 12 の（B）を参照）それぞれを、超音波ボリュームデータ内に配置する。これにより、画像生成部 14 は、指標画像 a ~ c から構成される 3 次元指標画像 101 と超音波ボリュームデータとのボリュームデータ 200 を生成する。

【0121】

そして、画像生成部 14 は、図 13 の（A）に示すように、ボリュームデータ 200 をボリュームレンダリング処理することで VR 画像を生成する。制御部 19 は、VR 画像をモニタ 2 に表示させる。

10

【0122】

或いは、ボリュームデータが、指標画像を生成した超音波診断装置以外の医用画像診断装置が生成したボリュームデータ（X 線 CT ボリュームデータや MRI ボリュームデータ）である場合、制御部 19 は、以下の表示制御を行なう。例えば、画像生成部 14 は、位置合わせ処理結果に基づいて、図 13 の（B）に示すように、指標画像 a ~ c（図 12 の（B）を参照）それぞれを、X 線 CT ボリュームデータ内に配置する。これにより、画像生成部 14 は、指標画像 a ~ c から構成される 3 次元指標画像 101 と X 線 CT ボリュームデータとのボリュームデータ 300 を生成する。

【0123】

そして、画像生成部 14 は、図 13 の（B）に示すように、ボリュームデータ 300 をボリュームレンダリング処理することで VR 画像を生成する。制御部 19 は、VR 画像をモニタ 2 に表示させる。

20

【0124】

なお、制御部 19 は、画像生成部 14 にボリュームデータ 200 やボリュームデータ 300 から MPR 画像を生成させ、当該 MPR 画像をモニタ 2 に表示させても良い。かかる場合の MPR 画像は、例えば、指標画像 a の断面による MPR 画像であっても良いし、例えば、指標画像 b と直交する断面による MPR 画像であっても良い。

【0125】

上述してきたように、第 2 の実施形態では、異なる部位に対して高音圧照射が時系列に沿って順次行なわれる場合であっても、薬剤放出の分布を把握することができる。

30

【0126】

なお、上記の第 1 の実施形態及び第 2 の実施形態では、指標画像の生成処理及び表示制御処理がリアルタイムで実行される場合について説明した。しかし、第 1 の実施形態及び第 2 の実施形態で説明した指標画像の生成処理及び表示制御処理は、薬物治療終了後に実行される場合であっても良い。

【0127】

また、上記の第 1 の実施形態及び第 2 の実施形態では、高音圧照射が所定の走査断面において実行される場合について説明した。しかし、第 1 の実施形態及び第 2 の実施形態で説明した指標画像の生成処理及び表示制御処理は、高音圧照射が所定の 3 次元走査空間において実行される場合であっても良い。かかる場合、指標画像は、3 次元指標画像となり、制御部 19 は、3 次元指標画像の MPR 画像や VR 画像と、3 次元医用画像の MPR 画像や VR 画像とを表示させる。

40

【0128】

また、上記の第 1 の実施形態及び第 2 の実施形態に係る超音波診断装置が実行する画像処理方法は、あらかじめ用意された画像処理プログラムをパーソナルコンピュータやワークステーションなどのコンピュータで実行することによって実現することができる。この画像処理プログラムは、インターネットなどのネットワークを介して配布することができる。また、このプログラムは、ハードディスク、フレキシブルディスク（FD）、CD-ROM、MO、DVD などのコンピュータで読み取り可能な記録媒体に記録され、コンピュータによって記録媒体から読み出されることによって実行することもできる。

50

【 0 1 2 9 】

以上、説明したとおり、第 1 の実施形態及び第 2 の実施形態によれば、超音波を用いたドラッグデリバリシステムにおいて、放出した薬剤の分布を定量的に把握させることができる。

【 0 1 3 0 】

本発明のいくつかの実施形態を説明したが、これらの実施形態は、例として提示したものであり、発明の範囲を限定することは意図していない。これら実施形態は、その他の様々な形態で実施されることが可能であり、発明の要旨を逸脱しない範囲で、種々の省略、置き換え、変更を行うことができる。これら実施形態やその変形は、発明の範囲や要旨に含まれると同様に、特許請求の範囲に記載された発明とその均等の範囲に含まれるものである。

10

【 符号の説明 】

【 0 1 3 1 】

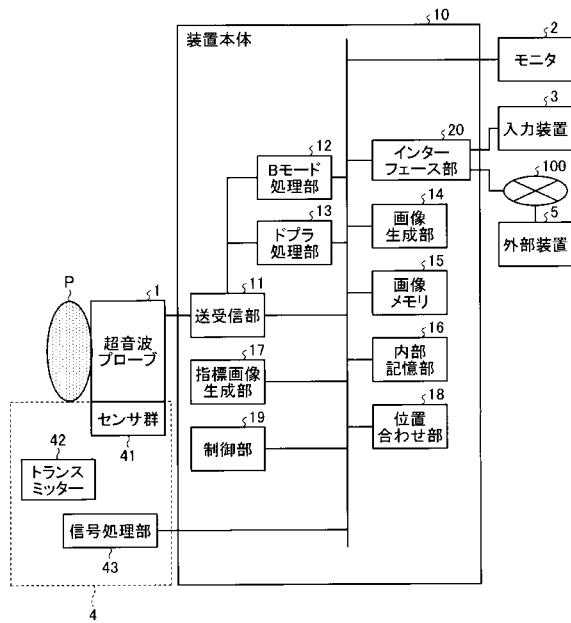
- 1 超音波プローブ
- 2 モニタ
- 3 入力装置
- 4 取得装置
- 4 1 センサ群
- 4 2 トランスミッター
- 4 3 信号処理部
- 5 外部装置
- 1 0 装置本体
- 1 1 送受信部
- 1 2 Bモード処理部
- 1 3 ドブラ処理部
- 1 4 画像生成部
- 1 5 画像メモリ
- 1 6 内部記憶部
- 1 7 指標画像生成部
- 1 7 a 輝度差算出部
- 1 7 b 乗算部
- 1 7 c 加算部
- 1 7 d 座標変換部
- 1 7 e カラーマップ変換部
- 1 7 f 係数データ
- 1 7 g 累積データ
- 1 8 位置合わせ部
- 1 9 制御部
- 2 0 インターフェース部
- 1 0 0 ネットワーク

20

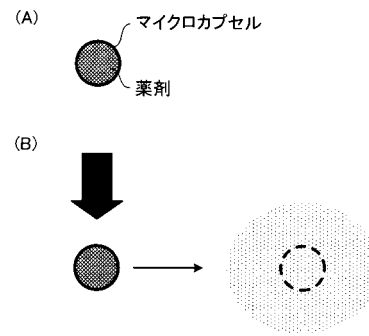
30

40

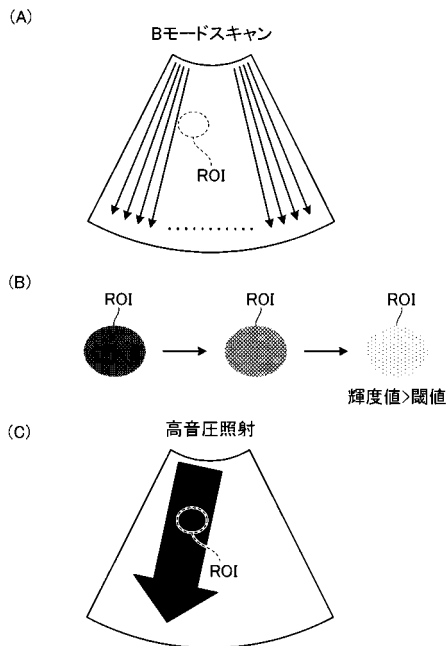
【図 1】



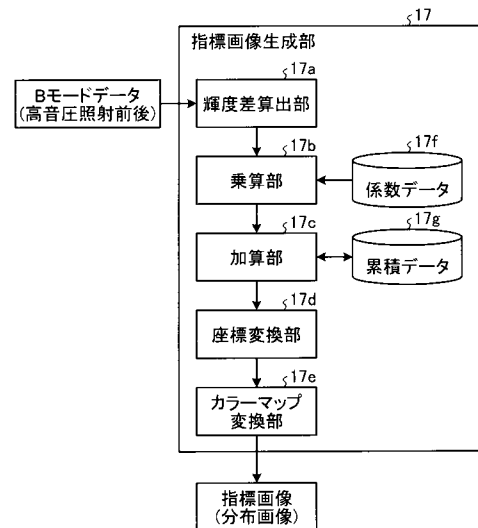
【図 2】



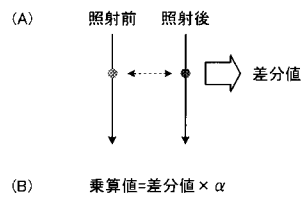
【図 3】



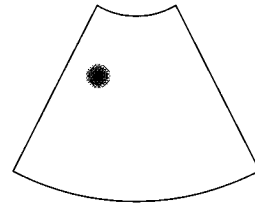
【図 4】



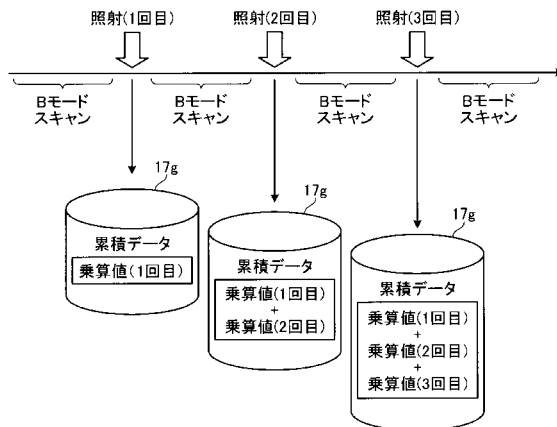
【図 5】



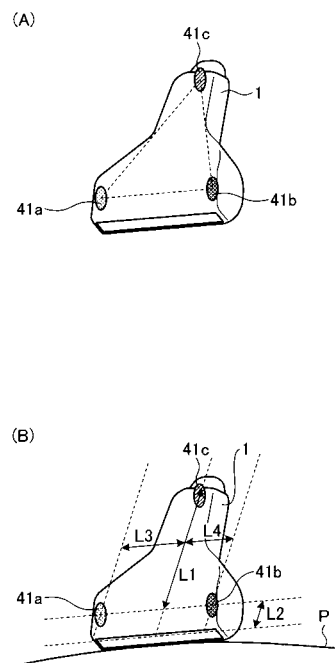
【図 7】



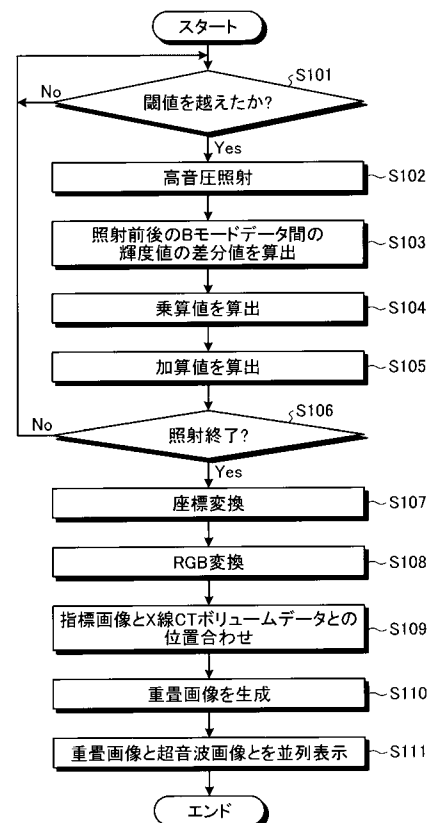
【図 6】



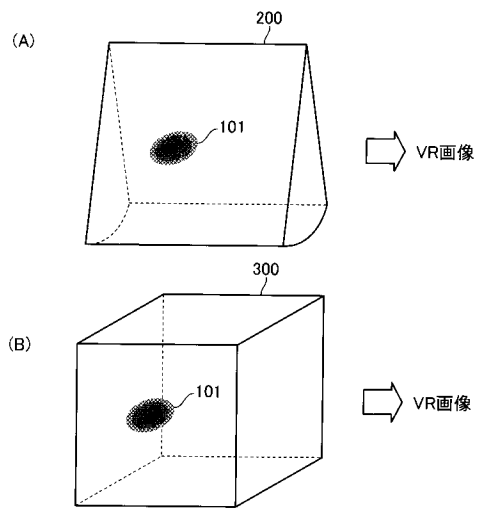
【図 9】



【図 11】

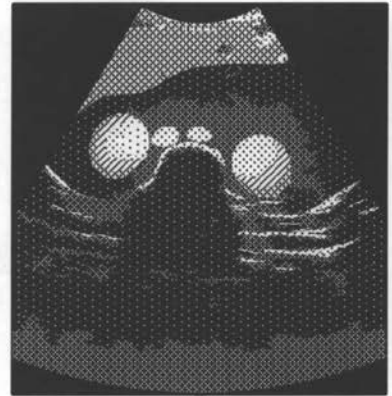
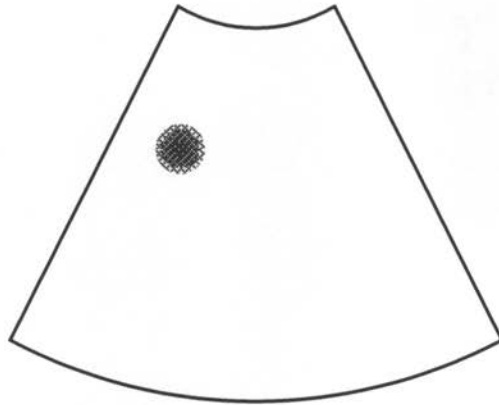


【図 13】

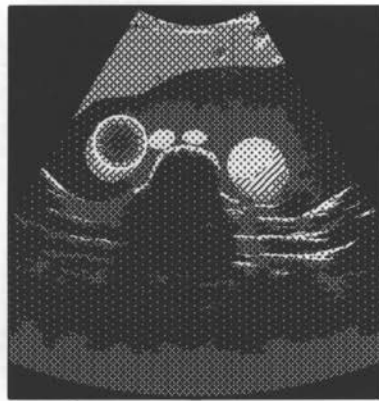


【 図 8 】

(A)

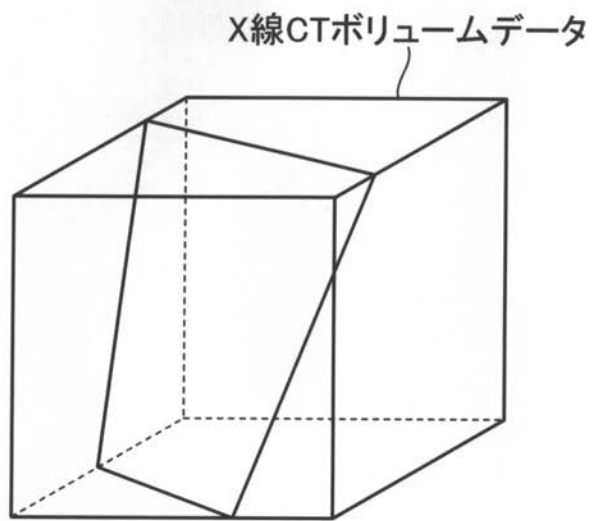


(B)

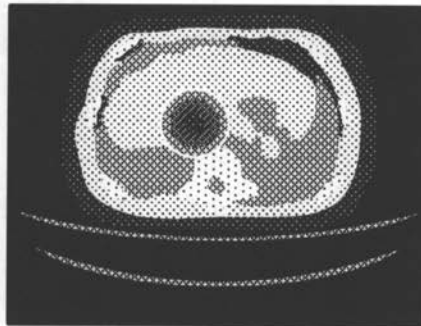


【図 10】

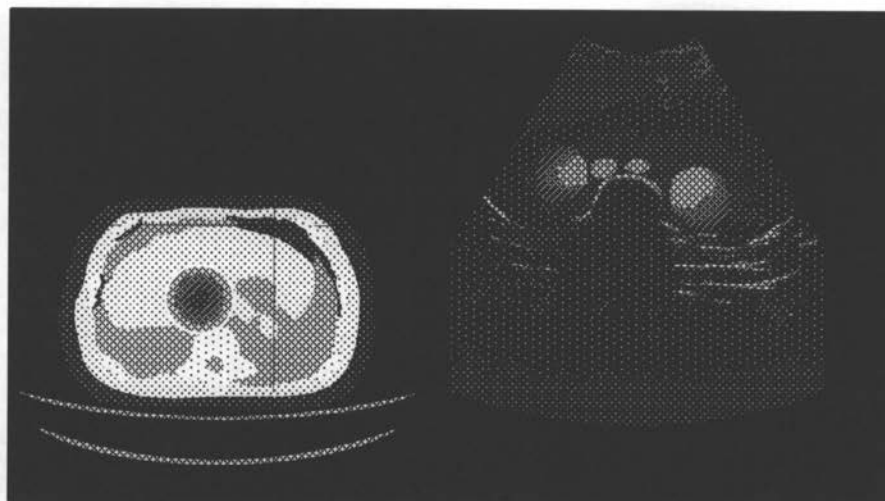
(A)



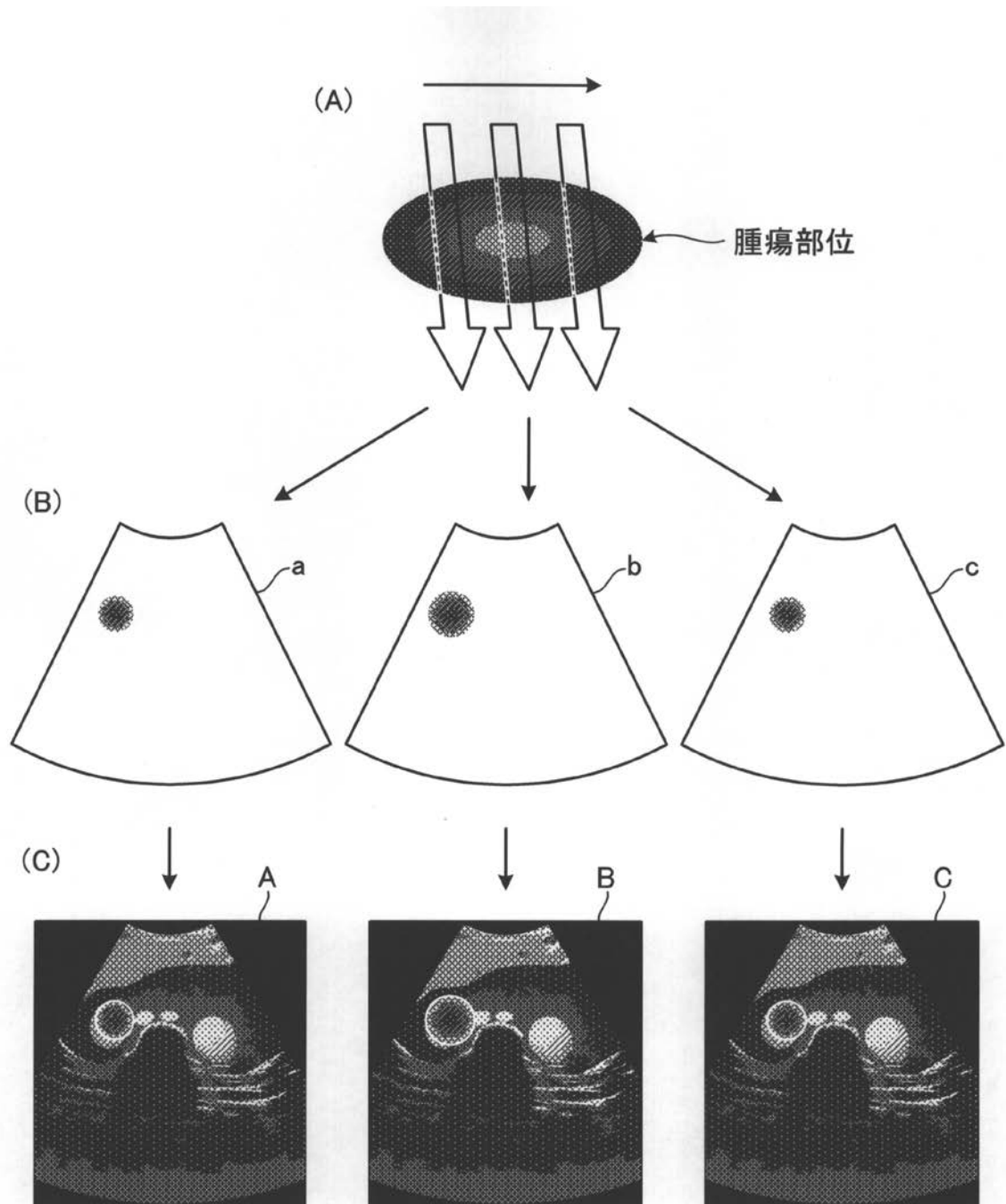
(B)



(C)



【 図 1 2 】



フロントページの続き

- (72)発明者 樋口 治郎
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 中嶋 修
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 大森 慈浩
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 藤井 友和
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
- F ターム(参考) 4C096 AA02 AB50 AD13 DC33 DC36
4C601 BB02 BB03 DD30 DE06 DE20 EE30 FF16 GA18 GA25 HH16
JC07 JC18 JC20 JC26 KK24 KK25 LL33

专利名称(译)	超声诊断设备和图像处理程序		
公开(公告)号	JP2013005994A	公开(公告)日	2013-01-10
申请号	JP2011142247	申请日	2011-06-27
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	松永智史 西野正敏 樋口治郎 中嶋修 大森慈浩 藤井友和		
发明人	松永 智史 西野 正敏 樋口 治郎 中嶋 修 大森 慈浩 藤井 友和		
IPC分类号	A61B8/00 A61B5/055		
FI分类号	A61B8/00 A61B5/05.380 A61B5/055.380 A61B8/14 A61N7/00		
F-TERM分类号	4C096/AA02 4C096/AB50 4C096/AD13 4C096/DC33 4C096/DC36 4C601/BB02 4C601/BB03 4C601/DD30 4C601/DE06 4C601/DE20 4C601/EE30 4C601/FF16 4C601/GA18 4C601/GA25 4C601/HH16 4C601/JC07 4C601/JC18 4C601/JC20 4C601/JC26 4C601/KK24 4C601/KK25 4C601/LL33		
代理人(译)	酒井宏明		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：在使用超声波的药物输送系统中定量地掌握排出的药剂的分布。解决方案：本实施例中的超声诊断装置包括索引图像创建部分17和控制部分19。创建部分17基于第一数据和第二数据的比较来计算索引值，所述第一数据和第二数据是在利用具有规定声音的超声波照射被检查的身体的规定区域之前创建的超声图像数据。压力可以破坏精细载体，并且在用规定声压的超声波照射规定区域之后，并且基于计算出的指标值产生指标图像。控制部分19使监视器2显示索引图像。

