

(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2020-39704

(P2020-39704A)

(43) 公開日 令和2年3月19日(2020.3.19)

(51) Int.Cl.
A61B 8/06 (2006.01)F I
A61B 8/06テーマコード (参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 17 頁)

(21) 出願番号 特願2018-170793 (P2018-170793)
(22) 出願日 平成30年9月12日 (2018.9.12)(71) 出願人 594164542
キヤノン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 110001380
特許業務法人東京国際特許事務所
(72) 発明者 小澤 明日香
栃木県大田原市下石上1385番地 キヤ
ノンメディカルシステムズ株式会社内
(72) 発明者 吉新 寛樹
栃木県大田原市下石上1385番地 キヤ
ノンメディカルシステムズ株式会社内
(72) 発明者 杉尾 武
栃木県大田原市下石上1385番地 キヤ
ノンメディカルシステムズ株式会社内

最終頁に続く

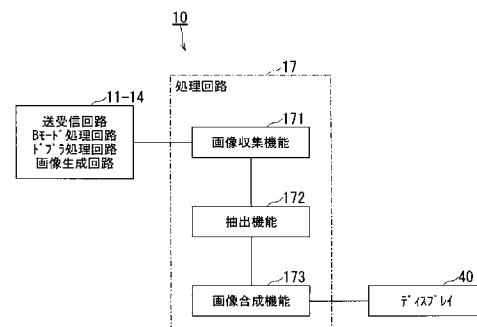
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置、医用画像処理装置、及び超音波画像表示プログラム

(57) 【要約】

【課題】毛細血管等の微小血管構造に加え、造影像を観察可能な画像を提供すること。

【解決手段】実施形態に係る超音波診断装置は、画像収集部と、抽出部と、画像合成部とを有する。画像収集部は、造影像を収集すると共に、微小血管構造をとらえることができる画像収集モードにより血管構造を含む画像である血管構造画像を収集する。抽出部は、血管構造画像に基づいて、血管構造を示す情報を抽出する。画像合成部は、造影像に、血管構造を示す情報を合成して合成画像を生成し、合成画像を表示部に表示させる。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

造影像を収集すると共に、微小血管構造をとらえることができる画像収集モードにより血管構造を含む画像である血管構造画像を収集する画像収集部と、

前記血管構造画像に基づいて、前記血管構造を示す情報を抽出する抽出部と、

前記造影像に、前記血管構造を示す情報を合成して合成画像を生成し、前記合成画像を表示部に表示させる画像合成部と、

を有する超音波診断装置。

【請求項 2】

前記血管構造を示す情報は、前記血管構造の輪郭である、

請求項 1 に記載の超音波診断装置。

10

【請求項 3】

前記画像合成部は、前記造影像に組織像が合成された画像に、前記血管情報を示す情報を合成して前記合成画像を生成する、

請求項 1 又は 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記画像合成部は、前記造影像と組織像との並列表示を、前記合成画像と前記組織像との並列表示に切り替える、

請求項 1 又は 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記画像合成部は、3次元画像である前記合成画像の、レンダリング処理の投影方向に沿って手前側に存在する血管構造について、半透明となる処理を施す、

請求項 1 又は 2 に記載の超音波診断装置。

20

【請求項 6】

造影像と、微小血管構造をとらえることができる画像収集モードにより収集された、血管構造を含む血管構造画像とを取得する画像取得部と、

前記血管構造画像に基づいて、前記血管構造を示す情報を抽出する抽出部と、

前記造影像に、前記血管構造を示す情報を合成して合成画像を生成し、前記合成画像を表示部に表示させる画像合成部と、

を有する医用画像処理装置。

30

【請求項 7】

前記画像合成部は、入力部を用いた操作により、前記合成画像の表示を、その要素としての前記造影像と前記血管構造画像との並列表示に切り替えるか、又は、前記造影像と前記血管構造画像と組織像との並列表示に切り替える、

請求項 6 に記載の医用画像処理装置。

【請求項 8】

コンピュータに、

造影像と、微小血管構造をとらえることができる画像収集モードにより収集された、血管構造を含む血管構造画像とを取得する機能と、

前記血管構造画像に基づいて、前記血管構造を示す情報を抽出する機能と、

前記造影像に、前記血管構造を示す情報を合成して合成画像を生成し、前記合成画像を表示部に表示させる機能と、

を実現させる超音波画像表示プログラム。

40

【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、医用画像処理装置、及び超音波画像表示プログラムに関する。

【背景技術】**【0002】**

50

医用分野では、超音波プローブの複数の振動子（圧電振動子）を用いて発生させた超音波を利用して、被検体内部を画像化する超音波診断装置が使用されている。超音波診断装置は、超音波診断装置に接続された超音波プローブから被検体内に超音波を送信させ、反射波に基づくエコー信号を生成し、画像処理によって所望の超音波画像を得る。

【 0 0 0 3 】

超音波診断装置における血管情報と組織像とによる２画面表示では、操作者は、組織像によりスキャン位置を確認しながら血管構造を観察することができる。しかしながら、造影像は同時に観察できない。また、超音波診断装置における造影像と組織像とによる２画面表示では、操作者は、組織像によりスキャン位置を確認しながら造影像を観察することができる。しかしながら、後期相になると血管から組織まで造影剤が広がり、血管構造をとらえづらくなってしまう場合がある。

10

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

【 0 0 0 4 】

【 特許文献 1 】 特開 2 0 0 6 - 1 4 1 7 9 8 号 公 報

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 5 】

本発明が解決しようとする課題は、毛細血管等の微小血管構造に加え、造影像を観察可能な画像を提供することである。

20

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 0 6 】

実施形態に係る超音波診断装置は、画像収集部と、抽出部と、画像合成部とを有する。画像収集部は、造影像を収集すると共に、微小血管構造をとらえることができる画像収集モードにより血管構造を含む画像である血管構造画像を収集する。抽出部は、血管構造画像に基づいて、血管構造を示す情報を抽出する。画像合成部は、造影像に、血管構造を示す情報を合成して合成画像を生成し、合成画像を表示部に表示させる。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 0 7 】

【 図 1 】 図 1 は、実施形態に係る超音波診断装置の構成を示す概略図。

30

【 図 2 】 図 2 は、実施形態に係る超音波診断装置の機能を示すブロック図。

【 図 3 】 図 3 は、実施形態に係る超音波診断装置の動作をフローチャートとして示す図。

【 図 4 】 図 4 は、実施形態に係る超音波診断装置において、C H I 画像の一例を示す図。

【 図 5 】 図 5 は、実施形態に係る超音波診断装置において、微小血管構造を示す血管構造画像の一例を示す図。

【 図 6 】 図 6 は、実施形態に係る超音波診断装置において、合成画像の第 1 例を示す図。

【 図 7 】 図 7 は、比較例に係る合成画像を示す図。

【 図 8 】 図 8 は、実施形態に係る超音波診断装置において、合成画像の第 2 例を示す図。

【 図 9 】 図 9 は、実施形態に係る超音波診断装置において、合成画像の第 2 例を示す図。

【 図 1 0 】 図 1 0 は、実施形態に係る超音波診断装置において、実施形態に係る合成画像（３次元画像）を説明するための図。

40

【 図 1 1 】 図 1 1 は、実施形態に係る医用画像処理装置の構成を示す概略図。

【 図 1 2 】 図 1 2 は、実施形態に係る医用画像処理装置の構成及び機能を示すブロック図。

【 図 1 3 】 図 1 3 は、実施形態に係る医用画像処理装置において、合成画像の表示を、その要素としての C H I 画像と S M I 画像と組織像との並列表示に切り替える概念を説明するための図。

【 発明を実施するための形態 】

【 0 0 0 8 】

以下、図面を参照しながら、超音波診断装置、医用画像処理装置、及び超音波画像表示

50

プログラムの実施形態について詳細に説明する。

【0009】

1. 超音波診断装置

図1は、実施形態に係る超音波診断装置の構成を示す概略図である。

【0010】

図1は、実施形態に係る超音波診断装置10を示す。また、図1は、超音波プローブ20、入力インターフェース30、及びディスプレイ40を示す。なお、超音波診断装置10に、超音波プローブ20、入力インターフェース30、及びディスプレイ40のうち少なくとも1個を加えた装置を超音波診断装置と称する場合もある。以下の説明では、超音波診断装置10の外部に、超音波プローブ20、入力インターフェース30、及びディスプレイ40の全てが備えられる場合について説明する。

10

【0011】

超音波診断装置10は、送受信回路11、Bモード処理回路12、ドブラ処理回路13、画像生成回路14、画像メモリ15、ネットワークインターフェース16、処理回路17、及びメインメモリ18を備える。回路11～14は、特定用途向け集積回路(ASIC:Application Specific Integrated Circuit)等によって構成されるものである。しかしながら、その場合に限定されるものではなく、回路11～14の機能の全部又は一部は、処理回路17がプログラムを実行することで実現されるものであってもよい。

【0012】

送受信回路11は、送信回路及び受信回路(図示省略)を有する。送受信回路11は、処理回路17による制御の下、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。なお、送受信回路11が超音波診断装置10に設けられる場合について説明するが、送受信回路11は、超音波プローブ20に設けられてもよいし、超音波診断装置10及び超音波プローブ20の両方に設けられてもよい。なお、送受信回路11は、送受信部の一例である。

20

【0013】

送信回路は、パルス発生回路、送信遅延回路、及びパルサ回路等を有し、超音波振動子に駆動信号を供給する。パルス発生回路は、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。送信遅延回路は、超音波プローブ20の超音波振動子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、パルス発生回路が発生する各レートパルスに対し与える。また、パルサ回路は、レートパルスに基づくタイミングで、超音波振動子に駆動パルスを印加する。送信遅延回路は、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、圧電振動子面から送信される超音波ビームの送信方向を任意に調整する。

30

【0014】

受信回路は、アンプ回路、A/D(Analog to Digital)変換器、及び加算器等を有し、超音波振動子が受信したエコー信号を受け、このエコー信号に対して各種処理を行ってエコーデータを生成する。アンプ回路は、エコー信号をチャンネル毎に増幅してゲイン補正処理を行う。A/D変換器は、ゲイン補正されたエコー信号を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エコー信号の加算処理を行ってエコーデータを生成する。加算器の加算処理により、エコー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。

40

【0015】

Bモード処理回路12は、処理回路17による制御の下、受信回路からエコーデータを受信し、対数増幅、及び包絡線検波処理等を行って、信号強度が輝度の明るさで表現されるデータ(2次元又は3次元データ)を生成する。このデータは、一般に、Bモードデータと呼ばれる。なお、Bモード処理回路12は、Bモード処理部の一例である。

【0016】

なお、Bモード処理回路12は、フィルタ処理により、検波周波数を変化させることで、映像化する周波数帯域を変えることができる。Bモード処理回路12のフィルタ処理機

50

能を用いることにより、コントラストハーモニックイメージング（C H I : Contrast Harmonic Imaging）や、ティッシュハーモニックイメージング（T H I : Tissue Harmonic Imaging）等のハーモニックイメージングを実行可能である。すなわち、Bモード処理回路12は、造影剤が注入された被検体の反射波データから、造影剤（微小気泡、バブル）を反射源とするハーモニック成分の反射波データ（高調波データ又は分周波データ）と、被検体内の組織を反射源とする基本波成分の反射波データ（基本波データ）とを分離することができる。Bモード処理回路12は、また、ハーモニック成分の反射波データ（受信信号）から、造影画像データを生成するためのBモードデータを生成することができ、また、基本波成分の反射波データ（受信信号）から、基本波（ファンダメンタル）画像データを生成するためのBモードデータを生成することができる。

10

【0017】

また、Bモード処理回路12のフィルタ処理機能を用いることによるT H Iにおいて、被検体の反射波データから、ハーモニック成分の反射波データ（受信信号）である高調波データ又は分周波データを分離することができる。そして、Bモード処理回路12は、ハーモニック成分の反射波データ（受信信号）から、ノイズ成分を除去した組織画像データを生成するためのBモードデータを生成することができる。

【0018】

さらに、C H IやT H Iのハーモニックイメージングを行なう際、Bモード処理回路12は、上述したフィルタ処理を用いた方法とは異なる方法により、ハーモニック成分を抽出することができる。ハーモニックイメージングでは、振幅変調（A M : Amplitude Modulation）法や位相変調（P M : Phase Modulation）法、A M法及びP M法を組み合わせたA M P M法と呼ばれる映像法が行なわれる。A M法、P M法及びA M P M法では、同一の走査線に対して振幅や位相が異なる超音波送信を複数回行なう。これにより、送受信回路11は、各走査線で複数の反射波データ（受信信号）を生成し出力する。そして、Bモード処理回路12は、各走査線の複数の反射波データ（受信信号）を、変調法に応じた加減算処理することで、ハーモニック成分を抽出する。そして、Bモード処理回路12は、ハーモニック成分の反射波データ（受信信号）に対して包絡線検波処理等を行なって、Bモードデータを生成する。

20

【0019】

例えば、P M法が行なわれる場合、送受信回路11は、処理回路17が設定したスキャンシーケンスにより、例えば（-1, 1）のように、位相極性を反転させた同一振幅の超音波を、各走査線で2回送信させる。そして、送受信回路11は、「-1」の送信による受信信号と、「1」の送信による受信信号とを生成し、Bモード処理回路12は、これら2つの受信信号を加算する。これにより、基本波成分が除去され、2次高調波成分が主に残存した信号が生成される。そして、Bモード処理回路12は、この信号に対して包絡線検波処理等を行なって、T H IのBモードデータやC H IのBモードデータを生成する。

30

【0020】

又は、例えば、T H Iでは、受信信号に含まれる2次高調波成分と差音成分とを用いて映像化を行なう方法が実用化されている。差音成分を用いた映像化法では、例えば、中心周波数が「f1」の第1基本波と、中心周波数が「f1」より大きい「f2」の第2基本波とを合成した合成波形の送信超音波を、超音波プローブ20から送信させる。この合成波形は、2次高調波成分と同一の極性を持つ差音成分が発生するように、互いの位相が調整された第1基本波の波形と第2基本波の波形とを合成した波形である。送受信回路11は、合成波形の送信超音波を、位相を反転させながら、例えば、2回送信させる。かかる場合、例えば、Bモード処理回路12は、2つの受信信号を加算することで、基本波成分が除去され、差音成分及び2次高調波成分が主に残存したハーモニック成分を抽出した後、包絡線検波処理等を行なう。

40

【0021】

ドプラ処理回路13は、処理回路17による制御の下、受信回路からのエコーデータから速度情報を周波数解析し、平均速度、分散、パワー等の移動体の移動情報を多点につい

50

て抽出したデータ（２次元又は３次元データ）を生成する。このデータは、一般に、ドブラデータと呼ばれる。ここで、移動体とは、例えば、血流や、心壁等の組織、造影剤である。なお、ドブラ処理回路１３は、ドブラ処理部の一例である。

【００２２】

画像生成回路１４は、処理回路１７による制御の下、超音波プローブ２０が受信したエコー信号に基づいて、所定の輝度レンジで表現された超音波画像を画像データとして生成する。例えば、画像生成回路１４は、超音波画像として、Ｂモード処理回路１２によって生成された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モード画像を生成する。また、画像生成回路１４は、超音波画像として、ドブラ処理回路１３によって生成された２次元のドブラデータから移動態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を生成する。なお、画像生成回路１４は、画像生成部の一例である。

10

【００２３】

ここで、画像生成回路１４は、一般的には、超音波走査の走査線信号列を、テレビ等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、画像生成回路１４は、超音波プローブ２０による超音波の走査形態に応じて座標変換を行なうことで、表示用の超音波画像データを生成する。また、画像生成回路１４は、スキャンコンバート以外に、種々の画像処理として、例えば、スキャンコンバート後の複数の画像フレームを用いて、輝度の平均値画像を再生成する画像処理（平滑化処理）や、画像内で微分フィルタを用いる画像処理（エッジ強調処理）等を行なう。また、画像生成回路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。

20

【００２４】

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、画像生成回路１４が生成するデータは、スキャンコンバート処理後の表示用の超音波画像データである。なお、Ｂモードデータ及びドブラデータは、生データ（Raw Data）とも呼ばれる。画像生成回路１４は、スキャンコンバート処理前の２次元超音波画像データから、表示用の２次元超音波画像データを生成する。

【００２５】

更に、画像生成回路１４は、Ｂモード処理回路１２によって生成された３次元のＢモードデータに対して座標変換を行なうことで、３次元Ｂモード画像データを生成する。また、画像生成回路１４は、ドブラ処理回路１３によって生成された３次元のドブラデータに対して座標変換を行なうことで、３次元ドブラ画像データを生成する。画像生成回路１４は、「３次元のＢモード画像データや３次元ドブラ画像データ」を「３次元超音波画像データ（ポリウムデータ）」として生成する。

30

【００２６】

さらに、画像生成回路１４は、ポリウムデータをディスプレイ４０にて表示するための各種の２次元画像データを生成するために、ポリウムデータに対してレンダリング処理を行なう。画像生成回路１４は、レンダリング処理として、例えば、断面再構成法（ＭＰＲ：Multi Planer Reconstruction）を行なってポリウムデータからＭＰＲ画像データを生成する処理を行う。また、画像生成回路１４は、レンダリング処理として、例えば、３次元の情報を反映した２次元画像データを生成するポリウムレンダリング（ＶＲ：Volume Rendering）処理を行う。

40

【００２７】

画像メモリ１５は、１フレーム当たり２軸方向に複数のメモリセルを備え、それを複数フレーム分備えたメモリである２次元メモリを含む。画像メモリ１５としての２次元メモリは、処理回路１７の制御による制御の下、画像生成回路１４によって生成された１フレーム、又は、複数フレームに係る超音波画像を２次元画像データとして記憶する。なお、画像メモリ１５は、記憶部の一例である。

【００２８】

50

画像生成回路 14 は、処理回路 17 による制御の下、画像メモリ 15 としての 2 次元メモリに配列された超音波画像に対し、必要に応じて補間処理を行う 3 次元再構成を行うことで、画像メモリ 15 としての 3 次元メモリ内に超音波画像をボリュームデータとして生成する。補間処理方法としては、公知の技術が用いられる。

【0029】

画像メモリ 15 は、3 軸方向（X 軸、Y 軸、及び Z 軸方向）に複数のメモリセルを備えたメモリである 3 次元メモリを含む場合もある。画像メモリ 15 としての 3 次元メモリは、処理回路 17 の制御による制御の下、画像生成回路 14 によって生成された超音波画像をボリュームデータとして記憶する。

【0030】

ネットワークインターフェース 16 は、ネットワークの形態に応じた種々の情報通信用プロトコルを実装する。ネットワークインターフェース 16 は、この各種プロトコルに従って、超音波診断装置 10 と、外部の医用画像管理装置 60 及び医用画像処理装置 70 等の他の機器とを接続する。この接続には、電子ネットワークを介した電氣的な接続等を適用することができる。ここで、電子ネットワークとは、電気通信技術を利用した情報通信網全般を意味し、無線 / 有線の病院基幹の LAN（Local Area Network）やインターネット網のほか、電話通信回線網、光ファイバ通信ネットワーク、ケーブル通信ネットワーク及び衛星通信ネットワーク等を含む。

【0031】

また、ネットワークインターフェース 16 は、非接触無線通信用の種々のプロトコルを実装してもよい。この場合、超音波診断装置 10 は、例えば超音波プローブ 20 と、ネットワークを介さず直接にデータ送受信することができる。なお、ネットワークインターフェース 16 は、ネットワーク接続部の一例である。

【0032】

処理回路 17 は、専用又は汎用の CPU（central processing unit）、MPU（micro processor unit）、又は GPU（Graphics Processing Unit）の他、ASIC、及び、プログラマブル論理デバイス等を意味する。プログラマブル論理デバイスとしては、例えば、単純プログラマブル論理デバイス（SPLD：simple programmable logic device）、複合プログラマブル論理デバイス（CPLD：complex programmable logic device）、及び、フィールドプログラマブルゲートアレイ（FPGA：field programmable gate array）等が挙げられる。

【0033】

また、処理回路 17 は、単一の回路によって構成されてもよいし、複数の独立した回路要素の組み合わせによって構成されてもよい。後者の場合、メインメモリ 18 は回路要素ごとに個別に設けられてもよいし、単一のメインメモリ 18 が複数の回路要素の機能に対応するプログラムを記憶するものであってもよい。なお、処理回路 17 は、処理部の一例である。

【0034】

メインメモリ 18 は、RAM（random access memory）、フラッシュメモリ（flash memory）等の半導体メモリ素子、ハードディスク、光ディスク等によって構成される。メインメモリ 18 は、USB（universal serial bus）メモリ及びDVD（digital video disk）等の可搬型メディアによって構成されてもよい。メインメモリ 18 は、処理回路 17 において用いられる各種処理プログラム（アプリケーションプログラムの他、OS（operating system）等も含まれる）や、プログラムの実行に必要なデータを記憶する。また、OS に、操作者に対するディスプレイ 40 への情報の表示にグラフィックを多用し、基本的な操作を入力インターフェース 30 によって行うことができる GUI（graphical user interface）を含めることもできる。なお、メインメモリ 18 は、記憶部の一例である。

【0035】

超音波プローブ 20 は、前面部に複数個の微小な振動子（圧電素子）を備え、スキャン対象を含む領域、例えば管腔体を含む領域に対して超音波の送受波を行う。各振動子は電

10

20

30

40

50

気音響変換素子であり、送信時には電気パルスを超音波パルスに変換し、また、受信時には反射波を電気信号（受信信号）に変換する機能を有する。超音波プローブ 20 は小型、軽量に構成されており、ケーブル（又は無線通信）を介して超音波診断装置 10 に接続される。

【0036】

超音波プローブ 20 は、スキャン方式の違いにより、リニア型、コンベックス型、及びセクタ型等の種類に分けられる。また、超音波プローブ 20 は、アレイ配列次元の違いにより、アジマス方向に 1 次元（1D）的に複数個の振動子が配列された 1D アレイプローブと、アジマス方向かつエレベーション方向に 2 次元（2D）的に複数個の振動子が配列された 2D アレイプローブとの種類に分けられる。なお、1D アレイプローブは、エレベーション方向に少数の振動子が配列されたプローブを含む。

10

【0037】

ここで、3D スキャン、つまり、ボリウムスキャンが実行される場合、超音波プローブ 20 として、リニア型、コンベックス型、及びセクタ型等のスキャン方式を備えた 2D アレイプローブが利用される。又は、ボリウムスキャンが実行される場合、超音波プローブ 20 として、リニア型、コンベックス型、及びセクタ型等のスキャン方式を備え、エレベーション方向に機械的に揺動する機構を備えた 1D プローブが利用される。後者のプローブは、メカ 4D プローブとも呼ばれる。

【0038】

入力インターフェース 30 は、操作者によって操作が可能な入力デバイスと、入力デバイスからの信号を入力する入力回路とを含む。入力デバイスは、トラックボール、スイッチ、マウス、キーボード、操作面に触れることで入力操作を行うタッチパッド、表示画面とタッチパッドとが一体化されたタッチスクリーン、光学センサを用いた非接触入力デバイス、及び音声入力デバイス等によって実現される。操作者により入力デバイスが操作されると、入力回路はその操作に応じた信号を生成して処理回路 17 に出力する。なお、入力インターフェース 30 は、入力部の一例である。

20

【0039】

ディスプレイ 40 は、例えば液晶ディスプレイや OLED（Organic Light Emitting Diode）ディスプレイ等の一般的な表示出力装置により構成される。ディスプレイ 40 は、処理回路 17 の制御に従って各種情報を表示する。なお、ディスプレイ 40 は、表示部の一例である。

30

【0040】

また、図 1 は、超音波診断装置 10 の外部機器である医用画像管理装置 60 及び医用画像処理装置 70 を示す。医用画像管理装置 60 は、例えば、DICOM（Digital Imaging and Communications in Medicine）サーバであり、ネットワーク N を介してデータ送受信可能に超音波診断装置 10 等の機器に接続される。医用画像管理装置 60 は、超音波診断装置 10 によって生成された超音波画像等の医用画像を DICOM ファイルとして管理する。

【0041】

医用画像処理装置 70 は、ネットワーク N を介してデータ送受信可能に超音波診断装置 10 や医用画像管理装置 60 等の機器に接続される。医用画像処理装置 70 としては、例えば、超音波診断装置 10 によって生成された超音波画像に対して各種画像処理を施すワークステーションや、タブレット端末等の携帯型情報処理端末等が挙げられる。なお、医用画像処理装置 70 はオフラインの装置であって、超音波診断装置 10 によって生成された超音波画像を可搬型の記憶媒体を介して読み出し可能な装置であってもよい。

40

【0042】

続いて、超音波診断装置 10 の機能について説明する。

【0043】

図 2 は、超音波診断装置 10 の機能を示すブロック図である。

【0044】

50

処理回路 17 は、メインメモリ 18 に記憶された、又は、処理回路 17 内に直接組み込まれたプログラムを読み出して実行することで、画像収集機能 171、抽出機能 172、及び画像合成機能 173 を実現する。以下、機能 171 ~ 173 がソフトウェア的に機能する場合を例に挙げて説明するが、機能 171 ~ 173 の全部又は一部は、超音波診断装置 10 に ASIC 等の回路等として設けられるものであってもよい。

【0045】

画像収集機能 171 は、送受信回路 11、B モード処理回路 12、ドブラ処理回路 13、及び画像生成回路 14 等を制御して、超音波プローブ 20 を用いたスキャンを実行させて超音波画像（例えば、ライブ画像）を収集する機能を含む。具体的には、画像収集機能 171 は、CHI（Contrast Harmonic Imaging）により CHI 画像を収集すると共に、毛細血管等の微小血管構造をとらえることができる画像収集モード（以下、「血管収集モード」という）により、血管構造を含む画像である血管構造画像を収集する。血管収集モードは、血管の中でも特に微小血管内の血流を描出することができるものであり、微小血管内の血流の抽出により、微小血管構造の境界情報を抽出することができる。

10

【0046】

例えば、画像収集機能 171 は、血管収集モードとして出願人による特許（特許第 3724846 号）に示すような技術により、血管構造画像を収集する。ちなみに、この技術はモーションアーティファクトの特徴を分析することで、臨床上有用な微小信号を残したままモーションアーティファクトだけを抑制する技術であり、出願人はこの技術を例えば SMI（Superb Microvascular Imaging）と称することもある。以下、血管構造画像が上記特許に示す技術を想定し説明するが、その場合に限定されるものではない。

20

【0047】

抽出機能 172 は、画像収集機能 171 による制御に従って生成された血管構造画像に基づいて、血管構造を抽出する機能を含む。抽出機能 172 による血管構造の抽出は、カラードブラ画像やパワードブラ画像からの血管構造の抽出と同様の方法で行われればよい。

【0048】

画像合成機能 173 は、画像収集機能 171 によって収集された造影像に、抽出機能 172 によって抽出された血管構造を示す情報を合成することで合成画像を生成する機能を含む。

30

【0049】

機能 171 ~ 173 の詳細については、図 3 ~ 図 10 を用いて説明する。

【0050】

続いて、超音波診断装置 10 の動作について説明する。

【0051】

図 3 は、超音波診断装置 10 の動作をフローチャートとして示す図である。図 3 において、「ST」に数字を付した符号はフローチャートの各ステップを示す。

【0052】

画像収集機能 171 は、造影剤の注入開始後、送受信回路 11、B モード処理回路 12、ドブラ処理回路 13、及び画像生成回路 14 等を制御して、超音波プローブ 20 を用いた第 1 のスキャンを開始させる（ステップ ST1）。ステップ ST1 により、画像収集機能 171 は、CHI により CHI 画像を収集する。

40

【0053】

図 4 は、CHI 画像の一例を示す図である。図 4（A）は、第 n のタイミングに係る CHI 画像を示し、図 4（B）は、第 $n+1$ のタイミングに係る CHI 画像を示す。図 4（A）に示すタイミングから図 4（B）に示すタイミングまで時間が経過すると、造影剤が進行することになる。

【0054】

図 3 の説明に戻って、画像収集機能 171 は、画像生成回路 14 等を制御して、CHI 画像を生成し（ステップ ST2）、CHI 画像をディスプレイ 40 に表示させる（ステッ

50

ブ S T 3)。

【 0 0 5 5 】

画像収集機能 1 7 1 は、造影後期のタイミングに至ったか否か、つまり、画像合成を開始するか否かを判断する (ステップ S T 4)。ステップ S T 4 において、画像収集機能 1 7 1 は、造影剤の注入開始のタイミングに基づく時間が経過、又は、C H I 画像の画像認識により、造影後期のタイミングに至ったか否かを判断する。ステップ S T 4 の判断にて N O、つまり、画像合成を開始しないと判断される場合、画像収集機能 1 7 1 は、次のタイミングにおいて、C H I 画像を生成する (ステップ S T 2)。

【 0 0 5 6 】

一方、ステップ S T 4 の判断にて Y E S、つまり、画像合成を開始すると判断される場合、画像収集機能 1 7 1 は、造影剤の注入開始後、送受信回路 1 1、B モード処理回路 1 2、ドブラ処理回路 1 3、及び画像生成回路 1 4 等を制御して、超音波プローブ 2 0 を用いた第 2 のスキャンを開始させる (ステップ S T 5)。ステップ S T 5 により、画像収集機能 1 7 1 は、C H I により C H I 画像を収集すると共に、血管収集モードにより血管構造画像を収集する。図 5 は、微小血管構造を示す血管構造画像の一例を示す図である。

10

【 0 0 5 7 】

図 3 の説明に戻って、画像収集機能 1 7 1 は、画像生成回路 1 4 等を制御して、C H I 画像及び血管構造画像を生成し (ステップ S T 6)。抽出機能 1 7 2 は、ステップ S T 6 によって生成された血管構造画像に基づいて、微小血管構造を抽出する (ステップ S T 7)。ステップ S T 7 による微小血管構造の抽出は、カラードブラ画像やパワードブラ画像からの血管構造の抽出と同様の方法で行われればよい。

20

【 0 0 5 8 】

画像合成機能 1 7 3 は、ステップ S T 6 によって生成された C H I 画像に、ステップ S T 7 によって抽出された微小血管構造を示す情報を合成して合成画像を生成する (ステップ S T 8)。微小血管構造を示す情報とは、例えば、微小血管構造の輪郭である。

【 0 0 5 9 】

図 6 は、合成画像の第 1 例を示す図である。図 6 (A) は、第 $n + 1$ のタイミングに係る C H I 画像と、それに合成された微小血管構造の輪郭 M とを示し、図 6 (B) は、第 $n + 2$ のタイミングに係る C H I 画像と、それに合成された微小血管構造の輪郭 M とを示す。図 6 (A) に示すタイミングから図 6 (B) に示すタイミングまで時間が経過すると、造影剤が進行することになる。

30

【 0 0 6 0 】

図 6 (A)、(B) に示すような、微小血管構造の輪郭 M が合成された合成画像を生成することで、操作者は、微小血管構造を明瞭に視認できるばかりでなく、微小血管構造に造影剤が流入する様子をも視認することができる。

【 0 0 6 1 】

図 3 の説明に戻って、画像合成機能 1 7 3 は、合成画像をディスプレイ 4 0 に表示させる (ステップ S T 9)。画像合成機能 1 7 3 は、ステップ S T 5 によって開始された第 2 のスキャンを終了するか否かを判断する (ステップ S T 1 0)。ステップ S T 8 の判断にて Y E S、つまり、ステップ S T 5 によって開始された第 2 のスキャンを終了すると判断された場合、超音波診断装置 1 0 は動作を終了する。

40

【 0 0 6 2 】

一方、ステップ S T 1 0 の判断にて N O、つまり、ステップ S T 5 によって開始された第 2 のスキャンを終了しないと判断された場合、画像収集機能 1 7 1 は、次のタイミングにおいて、C H I 画像及び血管構造画像を生成する (ステップ S T 6)。

【 0 0 6 3 】

超音波診断装置 1 0 によると、血管収集モードによる微小血管構造に加え、C H I による造影像を観察可能な画像を略リアルタイムで提供することができる。それにより、煩雑な操作なしに診断に適した画像を操作者に対して簡易に提供することができる。

【 0 0 6 4 】

50

2. 第1の変形例

画像合成機能173は、C H I画像に微小血管構造を示す情報を合成するものに限定されるものではない。例えば、C H I画像に組織像が合成された画像に、さらに微小血管構造を示す情報を合成してもよい。

【0065】

図7は、比較例に係る合成画像を示す図である。図7(A)は、第 $n+1$ のタイミングに係るC H I画像と、それに合成された組織像とを示し、図7(B)は、第 $n+2$ のタイミングに係るC H I画像と、それに合成された組織像とを示す。図7(A)に示すタイミングから図7(B)に示すタイミングまで時間が経過すると、造影剤が進行することになる。

10

【0066】

一方で、図8は、実施形態に係る合成画像の第2例を示す図である。図8(A)は、第 $n+1$ のタイミングに係るC H I画像及び組織像と、それに合成された微小血管構造の輪郭Mとを示し、図8(B)は、第 $n+2$ のタイミングに係るC H I画像及び組織像と、それに合成された微小血管構造の輪郭Mとを示す。図8(A)に示すタイミングから図8(B)に示すタイミングまで時間が経過すると、造影剤が進行することになる。ここで、組織像は、Bモード画像を示す。また、Bモード画像は、C H I画像とは別のスキャンで生成されたいわゆるBモード画像や、基本波成分の反射波データ(受信信号)から生成された、C H I画像と同一のスキャンで生成されたファンダメンタル画像等を含む。

20

【0067】

図8(A)、(B)に示すような、微小血管構造の輪郭Mが合成された合成画像を生成することで、図7(A)、(B)と比較して、操作者は、組織像によりスキャン位置を確認しながら、微小血管構造を明瞭に視認できるばかりでなく、微小血管構造に造影剤が流入する様子をも視認することができる。

【0068】

3. 第2の変形例

画像収集機能182は、図3のステップST1による第1のスキャンにより、組織像及びC H I画像を生成及び表示し、ステップST5による第2のスキャンにより、組織像、C H I画像、及び血管構造画像を生成及び表示する。

30

【0069】

図9は、表示画像の一例を示す図である。

【0070】

図9(A)に示すように、造影早期はC H I画像及び組織像からなる並列表示とする。そして、造影後期に至った場合、画像合成部は、C H I画像と組織像との並列表示を、合成画像と組織像との並列表示に切り替える(図9(B)に図示)。これにより、操作者は、煩雑な操作なく、微細血管構造を観察可能となる。

【0071】

4. 第3の変形例

本発明の技術思想を、3次元表示や4次元表示(空間かつ時間)に応用することもできる。造影後期において、C H I画像に組織像が合成された3次元画像に、血管構造画像に基づく微小血管構造を示す情報を合成する場合は、微小血管構造を示す情報を半透明で表示する。

40

【0072】

図10は、実施形態に係る合成画像(3次元画像)を説明するための図である。図10(A)は、比較例に係る合成画像(3次元画像)を示す。図10(B)は、第3の変形例に係る合成画像(3次元画像)を示す。

【0073】

図10(A)では、操作者は、レンダリング処理の投影方向に沿って重なる2つの微小血管構造Mのうち、当該方向に沿って奥側に存在する微小血管構造が視認できない。一方で、図10(B)では、画像合成機能173により、当該方向に沿って手前側に存在する

50

微小血管構造について、半透明となる処理が施されている。その結果、図 10 (B) によれば、操作者は、3次元画像である合成画像の回転（視線方向の変更）操作をしなくても、奥側の微小血管構造を視認することができると共に、微小血管構造 M を立体的にとらえることが可能となる。

【0074】

5. 医用画像処理装置

図 11 は、実施形態に係る医用画像処理装置の構成を示す概略図である。

【0075】

図 11 は、実施形態に係る医用画像処理装置 70 を示す。医用画像処理装置 70 は、医用画像管理装置（画像サーバ）や、ワークステーションや、読影端末等であり、ネットワークを介して接続された医用画像システム上に設けられる。なお、医用画像処理装置 70 は、オフラインの装置であってもよい。

10

【0076】

医用画像処理装置 70 は、処理回路 71、メモリ 72、入力インターフェース 73、ディスプレイ 74、及びネットワークインターフェース 75 を備える。処理回路 71、メモリ 72、入力インターフェース 73、及びディスプレイ 74 は、図 1 及び図 2 に示す処理回路 17、メインメモリ 18、入力インターフェース 30、及びディスプレイ 40 と同等の構成を有するものとして説明を省略する。

【0077】

ネットワークインターフェース 75 は、パラレル接続仕様やシリアル接続仕様に合わせたコネクタによって構成される。医用画像処理装置 70 が医用画像システム上に設けられる場合、ネットワークインターフェースは、ネットワーク上の外部装置と情報の送受信を行なう。例えば、ネットワークインターフェースは、処理回路 71 の制御の下、外部装置から、CT 画像データ等の医用画像データを受信する。

20

【0078】

続いて、医用画像処理装置 70 の機能について説明する。

【0079】

図 12 は、医用画像処理装置 70 の機能を示すブロック図である。

【0080】

処理回路 71 は、メモリ 72 に記憶されたプログラムを実行することで、画像取得機能 711、抽出機能 712、及び画像合成機能 713 を実現する。なお、機能 711 ~ 713 の全部又は一部は、医用画像処理装置 70 のプログラムの実行により実現される場合に限定されるものではなく、医用画像処理装置 70 に ASIC 等の回路として備えられる場合であってもよい。

30

【0081】

画像取得機能 711 は、ネットワークインターフェース 75 を介して医用画像管理装置 50 又は超音波診断装置 50 から、対応する CHI 画像、組織像、及び血管構造画像を取得する機能を含む。なお、画像取得機能 711 は、画像取得部の一例である。

【0082】

抽出機能 712 は、図 2 に示す抽出機能 172 と同等の機能を含む。なお、抽出機能 712 は、抽出部の一例である。

40

【0083】

画像合成機能 713 は、図 2 に示す画像合成機能 173 と同等の機能を含む。なお、画像合成機能 713 は、画像合成部の一例である。

【0084】

なお、医用画像処理装置 70 の動作については、図 3 に示す超音波診断装置 10 の動作と同等であるので、説明を省略する。

【0085】

医用画像処理装置 70 によると、血管収集モードによる微小血管構造に加え、CHI による造影像を観察可能な画像を提供することができる。それにより、煩雑な操作なしに診

50

断に適した画像を操作者に対して簡易に提供することができる。

【 0 0 8 6 】

6 . 第 4 の 変 形 例

上述したように、超音波診断装置 1 0 においてスキャン中は C H I 画像、組織像、微小血管組織を示す情報を重ねて 1 画面で表示する場合について説明した。しかし、医用画像処理装置 7 0 において検査後に再度画像を確認する場合には、画像合成機能 7 1 3 は、入力インターフェース 7 3 を用いた操作により、合成画像の表示を、その要素としての C H I 画像と血管構造画像との並列表示に切り替えるか、C H I 画像と血管構造画像と組織像との並列表示に切り替える。

【 0 0 8 7 】

図 1 3 は、合成画像の表示を、その要素としての C H I 画像と血管構造画像と組織像との並列表示に切り替える概念を説明するための図である。

【 0 0 8 8 】

図 1 3 の左側は、合成画像の単独表示例を示す。図 1 3 の右側は、C H I 画像と血管構造画像と組織像との並列表示例を示す。左側の単独表示が右側の並列表示に切り替わることにより、画像種ごとの詳細な観察や計測が可能となる。また、並列表示後に再保存することで、所望のデータ量を小さくして保存することが可能となる。

【 0 0 8 9 】

以上説明した少なくとも 1 つの実施形態によれば、毛細血管等の微小血管構造に加え、造影像を観察可能な画像を提供することである。

【 0 0 9 0 】

なお、画像収集機能 1 7 1 は、画像収集部の一例である。抽出機能 1 7 2 , 7 1 2 は、抽出部の一例である。画像合成機能 1 7 3 , 7 1 3 は、画像合成部の一例である。画像取得機能 7 1 1 は、画像取得部の一例である。

【 0 0 9 1 】

なお、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。これら新規な実施形態は、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ともに、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。

【 符号の説明 】

【 0 0 9 2 】

- 1 0 超音波診断装置
- 1 7 処理回路
- 7 0 医用画像処理装置
- 7 1 処理回路
- 1 7 1 画像収集機能
- 1 7 2 , 7 1 2 抽出機能
- 1 7 3 , 7 1 3 画像合成機能
- 7 1 1 画像取得機能

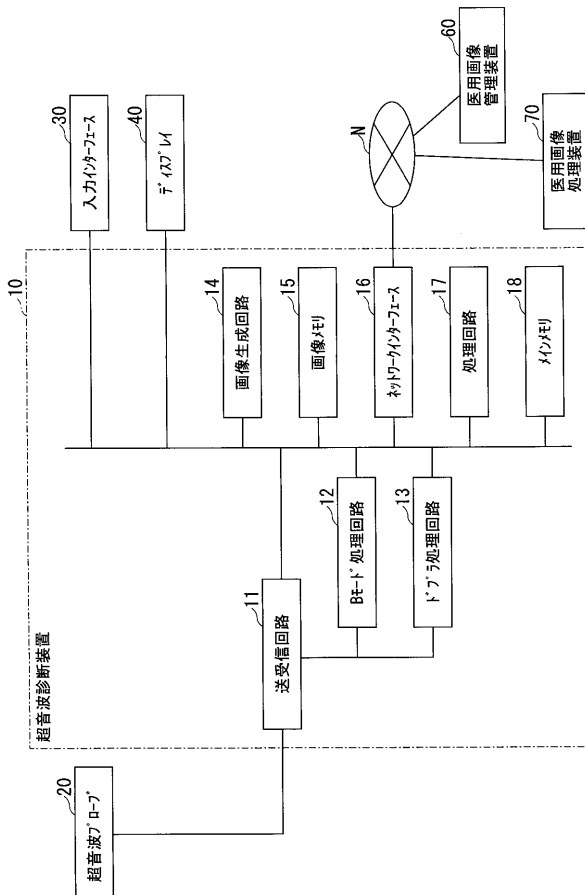
10

20

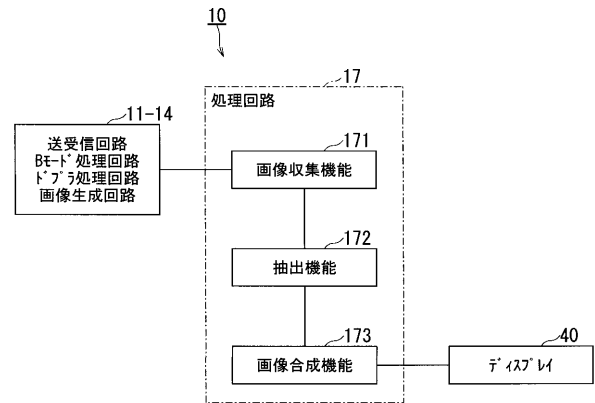
30

40

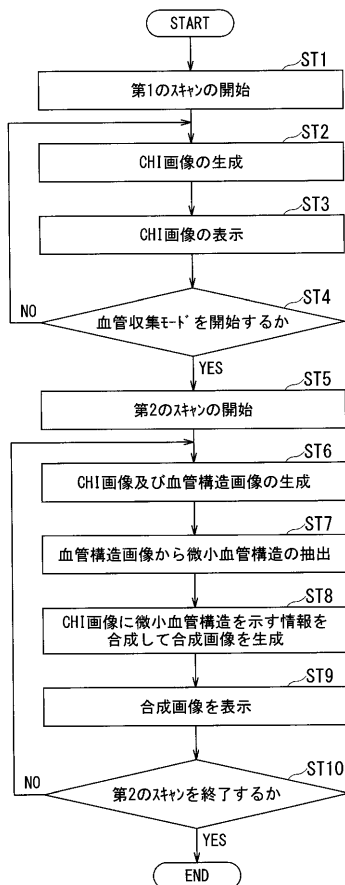
【図 1】



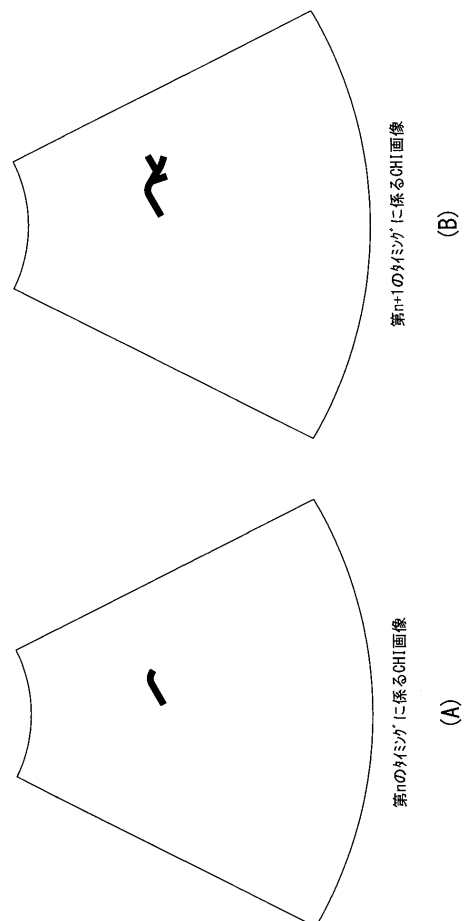
【図 2】



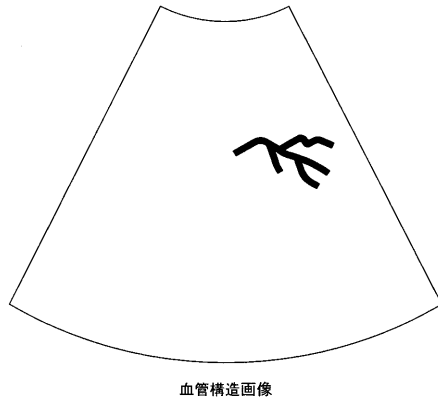
【図 3】



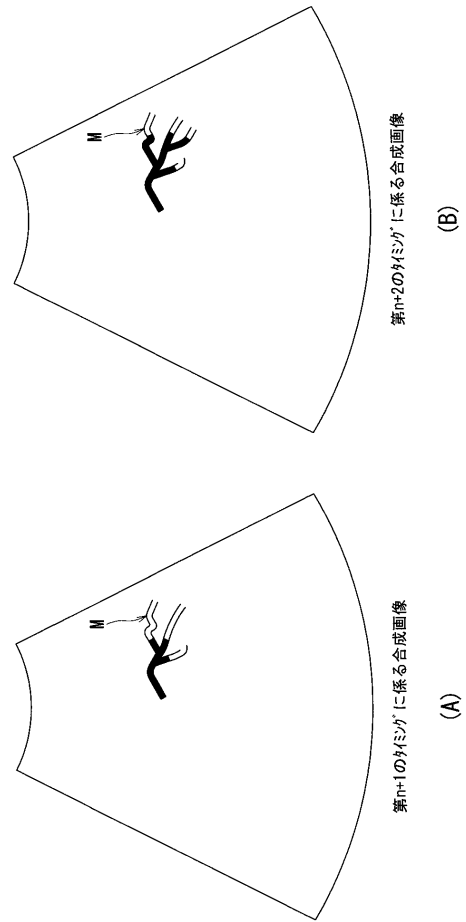
【図 4】



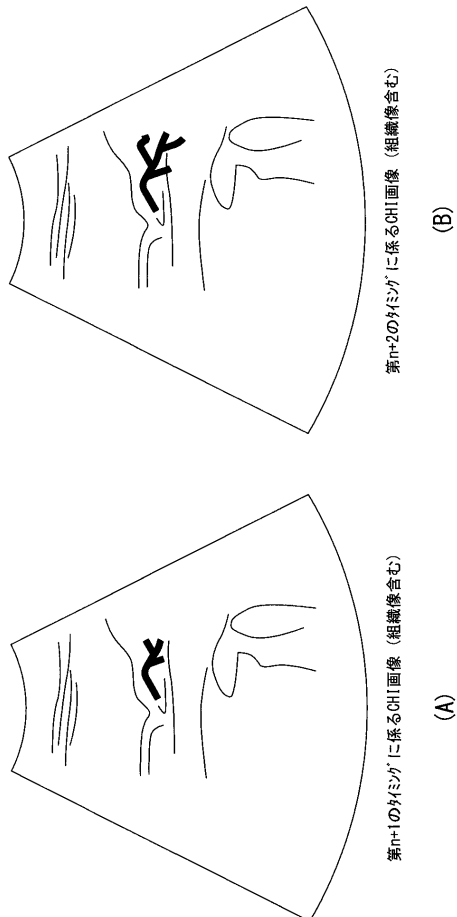
【図 5】



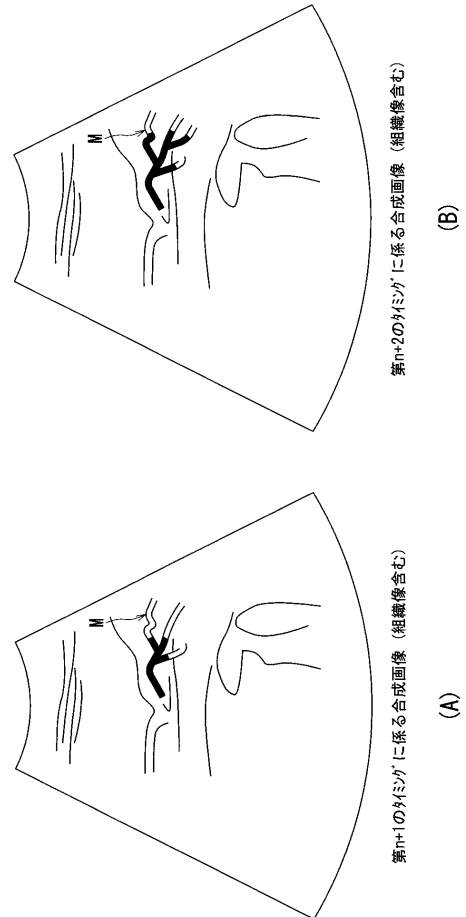
【図 6】



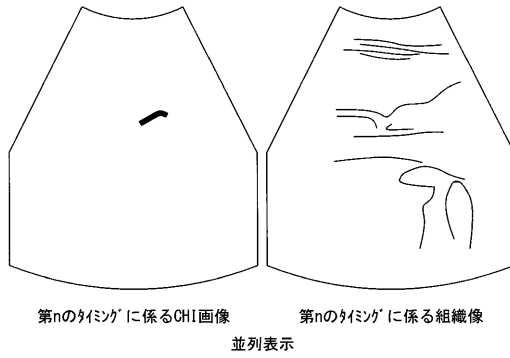
【図 7】



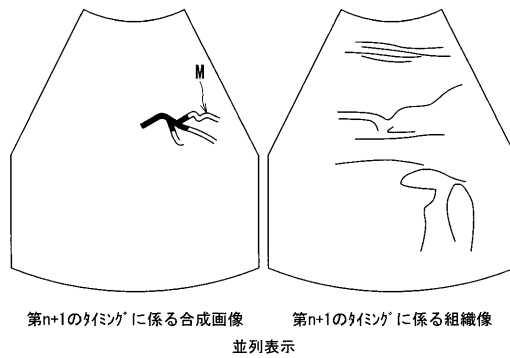
【図 8】



【図 9】

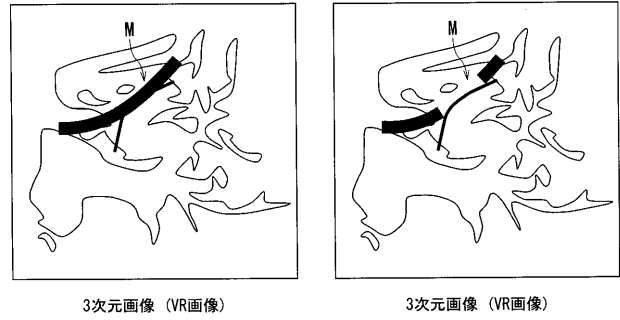


(A)

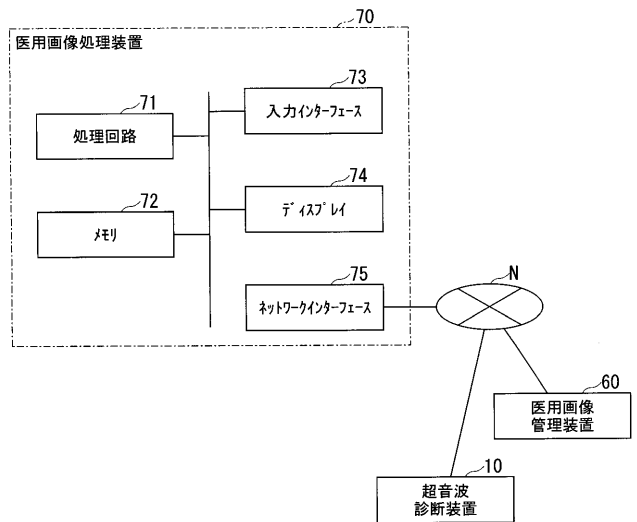


(B)

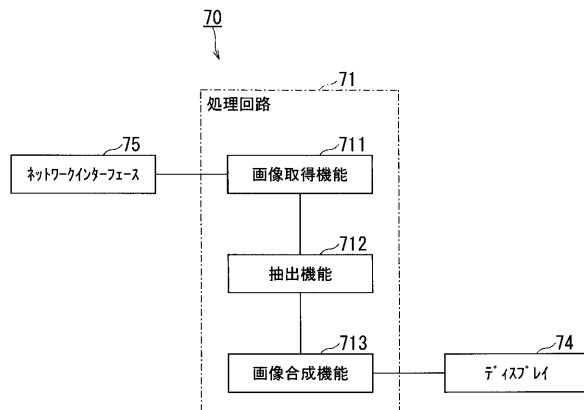
【図 10】



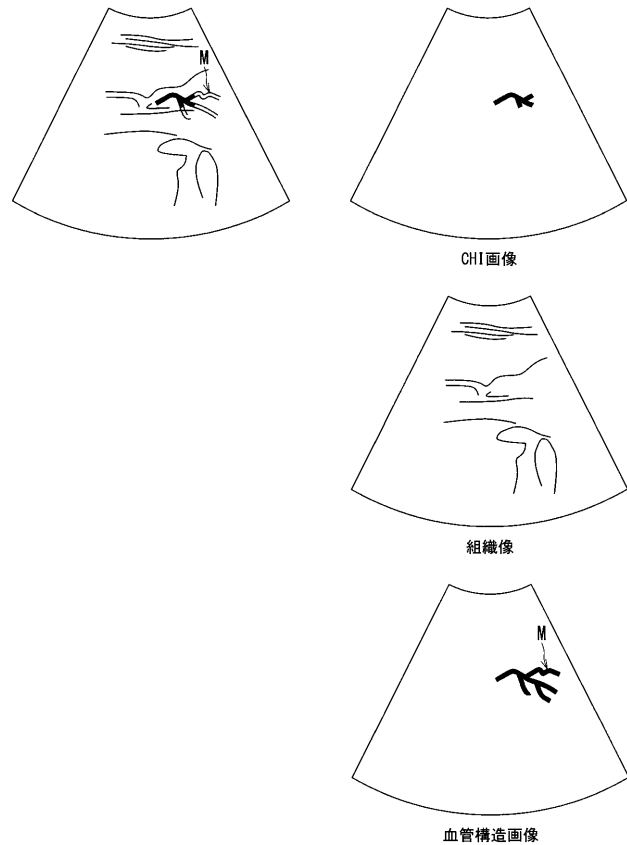
【図 11】



【図 12】



【図 13】



フロントページの続き

(72)発明者 生田目 富夫

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

(72)発明者 増田 貴志

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

F ターム(参考) 4C601 DD03 DE04 DE05 DE06 DE09 DE10 DE13 DE14 DE15 EE10

JC21 JC29 KK24 KK25 LL38

专利名称(译)	超声波诊断装置,医用图像处理装置以及超声波图像显示程序		
公开(公告)号	JP2020039704A	公开(公告)日	2020-03-19
申请号	JP2018170793	申请日	2018-09-12
[标]发明人	小澤明日香 吉新寛樹 杉尾武 生田目富夫 増田貴志		
发明人	小澤 明日香 吉新 寛樹 杉尾 武 生田目 富夫 増田 貴志		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/06 A61B8/0883 A61B8/0891 A61B8/481 A61B8/483 A61B8/488 A61B8/5207 A61B8/5246 A61B8/08 A61B8/463 A61B8/54 A61B8/4444 G01S7/52041 G01S7/52084		
FI分类号	A61B8/06		
F-TERM分类号	4C601/DD03 4C601/DE04 4C601/DE05 4C601/DE06 4C601/DE09 4C601/DE10 4C601/DE13 4C601/DE14 4C601/DE15 4C601/EE10 4C601/JC21 4C601/JC29 4C601/KK24 4C601/KK25 4C601/LL38		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题:除了微血管结构(例如毛细管)以外,还提供能够观察对比度图像的图像。根据实施例的超声诊断设备包括图像收集单元,提取单元和图像合成单元。图像收集单元以能够捕获微血管结构的图像收集模式收集对比图像和血管结构图像,该血管结构图像是包括血管结构的图像。提取单元基于血管结构图像来提取指示血管结构的信息。图像合成单元将对比图像与指示血管结构的信息合成以生成合成图像,并将合成图像显示在显示单元上。[选择图]图2

