

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4351265号
(P4351265)

(45) 発行日 平成21年10月28日 (2009. 10. 28)

(24) 登録日 平成21年7月31日 (2009. 7. 31)

(51) Int. Cl. F I
A 6 1 B 8/06 (2006. 01)
A 6 1 B 8/08 (2006. 01)

A 6 1 B 8/06
A 6 1 B 8/08

請求項の数 7 (全 17 頁)

(21) 出願番号	特願2007-91745 (P2007-91745)	(73) 特許権者	590000248
(22) 出願日	平成19年3月30日 (2007. 3. 30)		コーニンクレッカ フィリップス エレク
(62) 分割の表示	特願平8-287291の分割		トロニクス エヌ ヴィ
原出願日	平成8年10月11日 (1996. 10. 11)		オランダ国 5 6 2 1 ベーアー アイン
(65) 公開番号	特開2007-175542 (P2007-175542A)		ドーフエン フルーネヴァウツウェッハ
(43) 公開日	平成19年7月12日 (2007. 7. 12)		1
審査請求日	平成19年4月3日 (2007. 4. 3)	(74) 代理人	100087789
(31) 優先権主張番号	60/005, 009		弁理士 津軽 進
(32) 優先日	平成7年10月10日 (1995. 10. 10)	(74) 代理人	100114753
(33) 優先権主張国	米国 (US)		弁理士 宮崎 昭彦
(31) 優先権主張番号	60/013, 950	(74) 代理人	100122769
(32) 優先日	平成8年3月22日 (1996. 3. 22)		弁理士 笛田 秀仙
(33) 優先権主張国	米国 (US)		
(31) 優先権主張番号	60/018, 095		
(32) 優先日	平成8年5月22日 (1996. 5. 22)		
(33) 優先権主張国	米国 (US)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 コントラスト剤を使用した超音波診断画像装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

体内の超音波コントラスト剤の検知と表示をする超音波診断装置であって、
超音波コントラスト剤を注入された体内に超音波パルスを発信し、パルス発信に伴う超音波エコー信号を受信するための、高および低エネルギー超音波パルスを発信する手段を有する超音波変換器プローブ；

前記体内の領域における微小気泡コントラスト剤を破壊して前記微小気泡コントラスト剤の欠乏状態を作り出すための高エネルギー超音波パルス発信を誘起する誘起回路；

高エネルギーパルス発信にตอบสนองして受信されたエコーを処理するコントラスト信号処理器；

前記高エネルギーパルス発信に続いて、一般には微小気泡コントラスト剤を破壊しない低エネルギーパルスの反復的な発信に前記欠乏状態の領域に再注入する微小気泡コントラスト剤がตอบสนองして受信されたエコーを処理するための、Bモード信号処理器；および

実時間Bモードエコー信号と誘起された高エネルギーパルス発信とのエコーから、前記領域における微小気泡の再注入の度合いを表示する表示装置、
を有することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

該発信手段が、低周波数、高振幅パルスまたは高周波数、低振幅パルスを選択的に生成する手段からな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 3】

10

20

該誘起回路が、心臓鼓動の波形に応答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】

該変換器プローブにより受信されたドップラーエコーを処理するためのドップラー処理器を更に有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 5】

該誘起回路が心臓の鼓動信号に応答して高エネルギー超音波パルス発信を誘起するための手段からなることを特徴とする請求項 4 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

該実時間画像が、色流れドップラー画像からなることを特徴とする請求項 4 に記載の超音波診断装置。

10

【請求項 7】

該誘起回路の周期が装置使用者により選択される請求項 4 に記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波コントラスト剤(contrast agents)を使用した身体の超音波診断および画像処理に関し、特にコントラスト剤を使用した超音波による検知および画像処理のための新規な方法および装置に関する。

【背景技術】

20

【0002】

超音波診断画像処理装置は、完全に非侵襲的な体内の生理機能の画像化と測定が可能である。超音波は、皮膚表面から体内に発信され、体内組織や細胞で反射する。反射エコーは、超音波変換器により受信され、血流の画像または測定結果を得るために処理される。これにより患者の体内を傷つけることなく診断が可能となる。

【0003】

超音波コントラスト剤として知られる物質を超音波診断の質向上のために体内に導入することができる。コントラスト剤は、超音波と強く相互作用する物質であって、血液や組織で反射されたエコーとは明瞭に識別可能なエコーを反射する。超音波コントラスト剤として特に有用性が見い出されている物質の 1 つが微小気泡(microbubbles)と呼ばれる微小な泡形状の気体である。微小気泡は、身体とは顕著に相違する音響インピーダンスを示し、特定の音響場(acoustic fields)において、特定の超音波処理によって容易に検知可能な非線形挙動をとる。微小気泡の状態溶液中に安定化された気体は、体内に注入され、肺血管系を通じて血管に残存し、血管系全体を循環する。

30

【0004】

例えばコントラスト剤を血流中に注入することができ、肺、腎臓および肝臓で血液からろ過されるまで血液と共に体内の動脈や静脈内を移動するので、微小気泡コントラスト剤は身体中の血管系の画像処理に有用である。

【0005】

現在検討が行われている微小気泡コントラスト剤の一つは、被覆微小気泡からなっている。コントラスト剤の微小気泡は、薄い生分解性被覆または殻(coating or shell)で覆われている。該微小気泡は、 $0.1\text{ }\mu\text{m}$ から $4.0\text{ }\mu\text{m}$ の直径と水の約 10 分の 1 の密度を有する。被覆微小気泡は血流内に注入できるように水溶液中に懸濁されている。

40

【0006】

被覆微小気泡は、殻が血流への拡散から微小気泡中の気体を保護するので、相当期間体内で安定であるという利点がある。微小気泡の大きさは、微小気泡が体内の毛細血管層(capillary beds)を通過することができるように選択される。

【0007】

適度な大きさの音圧振幅で、音圧波が被覆微小気泡の殻を破裂することがあり、この気泡はそれらが血流内に拡散するまで被覆なしの微小気泡の状態自由に挙動する。それら

50

の被覆なしの状態では、音響エネルギーは微小気泡の非線形挙動を引き起こす場合があり、これはそれ自身検知可能な超音波現象である。この音響的に引き起こされた微小気泡の破壊および崩壊は、高振幅の応答を形成し、色ドップラ - モ - ドにおいて、特徴的な明るいパターンを形成する。このため、色ドップラ - は、コントラスト剤微小気泡の崩壊の検知に有効な方法である。

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

本願出願人による米国特許第5,456,257は、空間基準での検知信号の微分および微小気泡破壊の位相不感応(phase insensitive)検知による微小気泡の検知技術を開示する。位相不感応コントラスト剤検知は、組織の動きにより生じる虚像を有効に減少させ、またコントラスト剤が組織の毛細血管構造内を、微細に分散してゆっくり動いている、コントラスト剤が灌流している組織を画像処理するとき、良好に実施できる。心臓心室のような大きな急速に運動する血液たまり(blood pool)でも同様の結果が得られるようにコントラスト剤画像処理を実施できることが望まれる。また調和コントラスト画像処理(harmonic contrast imaging)を実施するとき、超音波装置の動作を調和特性に特別に調整することも望まれる。

【課題を解決するための手段】

【0009】

本発明によると、超音波コントラスト剤の検知と画像化の新規で改良された装置および方法が提供される。超音波コントラスト剤のコヒーレント(coherent)画像処理のための超音波装置が提供され、それは血液たまりのコントラスト画像処理に有効である。第2の具体例では装置は、調和コントラスト剤に適切な応答特性がプログラムされるように特別に調整されている。本発明装置はまたコントラスト剤の位置を特定するための解剖組織構造を表示する実時間画像とコントラスト強調画像を表示する誘起コントラスト画像(triggered contrast image)とを同時に表示する表示装置も包含する。コントラスト剤と本発明装置を使用する方法は、灌流速度特性の測定、多域(multizone)コントラスト画像、微小毛細血管構造層中の大きな血管の識別技術、多波長コントラスト画像処理、コントラスト強調組織の表示、高PRFコントラスト画像獲得の間に発生する虚像の除去技術、および非線形コントラスト効果の交互極性取得、を含む。

【0010】

図1には、米国特許第5,456,257に記載されている超音波診断装置が、ブロックダイアグラム形式で示されている。この超音波装置は、この特許に記載されているように位相不感応コントラスト剤検知を実施することができる。示された装置において、ビーム形成器16により形成されたコヒーレントエコ - 信号は、I, Q復調器18により直角位相復調され、直角位相IおよびQ信号成分が形成される。復調信号成分は、包絡線(envelope)検知器20により振幅検知される。検知された信号は、フィルタ - 22によりろ過されて、雑音その他の外的信号成分が除去される。空間配置され、時分割された検知エコ - 信号は、パルス - パルス微分サブシステム24により微分され、そして微分信号は、コントラスト剤改良画像の生成に使用される。

【0011】

包絡線検知エコ - 信号のパルス - パルス微分の実施は、ある種の操作に有用性がある。組織の微小毛細血管構造中の微小気泡が超音波により破壊されるようなモードでコントラスト剤が使用されるとき、エコ - 包絡線の微分は特に有用である。この操作モードでは、最初の超音波パルスは組織中の微小気泡を破壊し、これらの破壊事象(destruction events)が受信され包絡線検知される。同じ場所に第2のパルスが発信され、その戻りエコ - は理想的には、微小気泡が破壊されてしまった場所には微小気泡が存在しないことを示す。エコ - の第2番目の組(set)が、空間基準で第1の組から減じられ、微小気泡が破壊された場所での実質的な大きさの差分信号が得られ、次いでそれは表示装置上の対応する画素(pixel)の位置に表示される。現実のセッティングにおいては、エコ - の第2番目の組は

10

20

30

40

50

、動きの効果、拡散速度その他の気泡の挙動のために、微小気泡が破壊された空白を実際には示さないかもしれない。しかし、１つのパルスから次のパルスへの気泡挙動の差分は、パルスからパルスへと空間基準で微分されるとき、非常に検知容易な応答を与える。

【 0 0 1 2 】

１つのパルスから次のパルスへの微小気泡の散乱(scattering)特性のこの劇的な変化は、例えば、微小気泡被覆の破裂、振動および非線形微小気泡の動き、パルス間間隔における微小気泡の拡散、または気泡の移動などの多数の要素に起因する。本願において微小気泡について記述するとき、それはこれら全ての現象の効果を含んでいる。

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 1 3 】

本発明により構成された超音波診断装置の第１の実施例を、図２に示す。この実施例は、超音波コントラスト剤のコヒ - レント検知を行なう。超音波プロ - プ 1 0 は、超音波エネルギーを発信し受信する超音波変換器のアレ - 1 2 を有する。発信の間、方向付けされ焦点合わせされた超音波ビ - ムが形成されるように変換器素子がパルス発信するように、超音波ビ - ム発生器 1 6 が適切な時期に発信器 / 受信器 1 4 の変換器パルス発生器を活性化することにより、アレ - 1 2 の分割された素子の活性化時期が制御される。受信の間、変換器素子が受信した超音波エコ - は、発信器 / 受信器 1 4 に送られ、ビ - ム発生器 1 6 の分割されたチャンネルに送られ、そこで信号は適当に遅延され、次いで組み合わせられて、患者の体内の受信深さに従ってコヒ - レントエコ - 信号のシ - クエンスを形成する。

【 0 0 1 4 】

コヒ - レントエコ - 信号は、直交位相 I , Q 信号成分を形成する I , Q 復調器 1 8 により直交位相に復調される。この復調された信号成分は、常法によりろ過、検知し、グレスケ - ルエコ - 信号を変換(map)する B モ - ド処理器 3 7 に送られる。画像の走査線のこのグレスケ - ルエコ - 信号は、B モ - ド画像表示のために走査変換器 4 0 に送られる。

【 0 0 1 5 】

本発明によると I および Q 信号成分は、時間基準で体内の同じ試料容積 (位置) から受信されるエコ - を微分するパルス - パルス微分回路 2 4 に選択的に (または加えて) 送られる。この微分の結果は振幅検知器 2 0 に送られ、そしてその微分応答信号が事象識別器 2 7 に送られる。事象識別器は、微分エコ - 情報から試料容積位置での微小気泡破壊事象を識別する。この識別の実施の簡便な１つの方法は、検知された信号としきい値形成器 2 6 が形成したしきい値とを比較することで、しきい値を越える信号を通し、しきい値以下の信号を除去する方法である。識別器は微小気泡破壊事象を検知し、小さな雑音は排除する。

【 0 0 1 6 】

検知された事象は、希望する画像フォ - マットの微小気泡破壊事象の空間画像を形成するために、走査変換器 4 0 に送られる。破壊事象画像は、独立に表示しても、周囲の組織構造と関連してコントラスト剤を示すために B モ - ド画像と結合して表示してもよい。画像は、画像表示装置 5 0 上に表示するためにビデオ信号を形成するビデオ処理器 4 2 に送られる。

【 0 0 1 7 】

このコヒ - レントコントラスト剤検知技術は、画像領域内の微小気泡の動きのわずかな変化にも非常に敏感であり、例えば心室の血液たまりを画像化するとき良好に作動する。運動する微小気泡が高密度に存在する大きな血液たまりにおいては、１つのパルスから次のパルスの間に差動微小気泡運動の確率が極めて高いことが、心臓の心室の画像化における本技術の高感度を説明している。非コヒ - レントコントラスト剤検知技術と比較すると、コヒ - レント微小気泡検知は、組織の動きにより高感度で、高いコントラスト剤濃度での個々の微小気泡事象に、より高感度である。またコヒ - レントと非コヒ - レントの両方で受信エコ - を処理して、両方法からの情報を有する画像を形成することも可能である。

【 0 0 1 8 】

本発明のコントラスト剤検知は、良好な組織雑音の排除が可能である。微小気泡エコ - 信号は一般に独立して受信されることはなく、通常隣接する組織や構造から反射したずっと大振幅のエコ - 信号が伴っている。これらの組織エコ - は、どの微小気泡エコ - 信号よりも数桁大きいため、これらを効果的に隠してしまう。パルス間微分処理は、組織からの信号を効果的に相殺することで除去し、より識別容易なコントラスト剤エコ - を表示する。この相殺は、高 P R F パルスにより改良され、さらに組織からの動きの虚像を減少させる。

【 0 0 1 9 】

コントラスト剤の微小気泡はある一定特性の超音波パルスに、より高感度を示し、他の特性のパルスにはより低い感度を示す。一般的に、振幅が大きいほど、振動数が低いほど、そして（より程度が小さく）バ - スト時間が長いほど、微小気泡はより破壊されやすい。従って、微小気泡破壊の発生時間は、調整し、制御することができる。微小気泡は、小振幅で（そしてより程度が小さく）バ - スト時間が短いパルスで、高周波数で走査することにより血流中に画像化することができる。微小気泡破壊を起こしたいときは、より低い周波数でより長いバ - スト時間の高パワ - のパルスを血流中に発信する。本発明の超音波システムは、これら 2 つのパルス発信特性の制御をプリセットして提供され、臨床医に、臨床医がそのように望むときに非破壊画像パルスから、微小気泡破壊パルスに変換することを可能とする。解剖学的構造と微小気泡活動の好ましい表示においては、コントラスト剤の破壊モ - ドと解剖学的構造画像処理の非破壊モ - ドの間のパルスモ - ドの変換プログラムが採用される。

【 0 0 2 0 】

調和(harmonic)コントラスト剤を使用する本発明により構成された超音波診断装置の第 2 の実施例を、図 4 に示す。この第 2 の実施例では、プロ - プ 1 1 0 のアレ - 変換器 1 1 2 は、超音波エネルギーを発信し、この発信に応答して戻るエコ - を受信する。変換器の応答特性は、2 つの通過帯域(passband)を有する場合があります、1 つは発信周波数の中央付近、他は受信通過帯域の中央付近である。調和コントラスト剤の画像化のためには、発信および受信通過帯域の両方を包含する通過帯域を有する広帯域変換器が望ましい。変換器は、図 5 に示すような応答特性を示すように製造し調整され、図 5 では、応答特性の低いほうの山(hump) 6 0 は、中央発信周波数 f_t のほぼ中央に中央があり、高い方の山 6 2 は応答通過帯域の中央周波数 f_r のほぼ中央に中央がある。しかしながら、図 6 の単一の主要特性 6 4 はプロ - プを、調和コントラスト画像化および調和コントラスト剤なしの画像化の両方に好適にするので、図 6 の変換器応答特性が好ましい。特性 6 4 は、中央発信周波数 f_t を包含し、また周波数 f_L と f_C の間を結び、周波数 f_r でほぼ中央となる調和受信通過帯域を包含する。典型的な調和コントラスト剤は、約 1 . 7 M H z の中央発信周波数の発信が、約 3 . 4 M H z の周波数の調和戻りエコ - 信号となるような応答をもたらす。約 2 M H z の応答特性 6 4 は、これらの調和周波数に好適である。

【 0 0 2 1 】

図 4 において、中央制御器 1 2 0 は、中央周波数および発信超音波エネルギーの発信時間を制御するために発信周波数制御回路 1 2 1 に制御信号 f_{tr} を送る。発信周波数制御回路は、発信 / 受信スイッチ 1 1 4 を通じて変換器アレ - 1 1 2 の素子にパルスを送る。変換器アレ - をパルス発信させる好ましい方法は、画像を形成するのに十分なパルスで走査するバ - スト(burst)であり、それに続いてパルス発信のない時間間隔がある。このようなバ - ストと該時間間隔を図 7 に示しており、それは、バ - スト時間間隔 $n P R F$ およびフレ - ム(frame)時間間隔 $t_{F r}$ を示し、フレ - ム時間間隔にはバ - スト時間とパルス発信のない時間が含まれる。後者の時間間隔が、体内を流れる新たなコントラスト剤が、画像平面の血管と組織を灌流する時間を与える。フレ - ム時間間隔は 1 秒程度でよく、心拍と同期させても、心拍と非同期でもよい。各 $n P R F$ バ - スト時間の間、ドップラ - 処理のために同じ空間位置からのエコ - を集めてもよい。好ましくは、6 K H z のような高い P R F 速度が使用される。この型の画像処理は、米国特許（出願番号 0 8 / 4 3 9 , 6 1 9 および 0 8 / 5 4 0 , 4 6 3 ）の要旨となっている。

【 0 0 2 2 】

医学的診断用超音波走査は、発信パルスのビーク圧力の振幅および発信エネルギーの合計の規制条件により限定されている。図4の実施例に関するコントラスト剤の好ましい走査は、比較的高いビークパルスパワーを使用するが、パルスが発信されない時間間隔の寄与で発信エネルギーの時間積分(time integral)は小さくなる。本超音波装置は、超音波ビームが比較的高い圧力を組織に加える条件で、そして同期されまたは時間をおいたバーストにより調整されたSPTA (spatial peak temporal average)、即ち空間ビーク時間平均で動作するように調整される。

【 0 0 2 3 】

変換器アレキサンダー112で受信されたエコーは、T/Rスイッチ114に送られ、アナログ/デジタル変換器115によりデジタル化される。A/D変換器115のサンプリング周期 f_s は、中央制御器により制御される。サンプリング理論が教える望ましいサンプリング速度は、受信通過帯域の最大周波数 f_c の少なくとも2倍であり、前記例示周波数の場合、少なくとも8MHz程度の大きさであろう。最小の条件より高いサンプリング速度も望ましい。

【 0 0 2 4 】

個々の変換器素子からのエコー信号試料は、遅延され、ビーム形成器116で合計されてコヒーレントエコー信号を形成する。デジタルコヒーレントエコー信号は次いでデジタルフィルタ118で過される。この実施例において、発信周波数 f_t は受信器と関連がないため、受信器は発信帯域から離れた周波数帯域を自由に受信できる。デジタルフィルタ118は、図6中周波数 f_L と f_c を結ぶ通過帯域の信号を帯域通過フィルタ (bandpass filter) し、そして周波数帯域をより低いもしくはベースバンド (baseband) 周波数範囲に移動させる。デジタルフィルタは、上記した例において、1MHz通過帯域で3.4MHzの中央周波数を有するフィルタとすることができる。好ましいデジタルフィルタは、図8に示すような、積算器70-73と累算器80-83の組である。この配置は、中央制御装置120により制御され、それは積算器に、デジタルフィルタの特性を制御する重みとデシメーション(decimation)制御を与える。好ましくはこの配置は、有限インパルス応答(FIR)フィルタとして作動するように制御され、フィルタとデシメーションの双方として作動する。例えば、第1段階出力1のみを制御して、4:1のデシメーション比を有する4タップFIRフィルタとして作動させることができる。時間的に不連続なエコー試料Sが第1段階の積算器70に送られる。試料Sが送られると、それらは中央制御装置120により与えられる重みで積算される。これらの積のそれぞれは、それら4つの積が累積(加算)されるまで累算器80に保管される。出力信号は次いで第1段階出力1に作成される。出力信号は、累算の合計は4つの重みづけ試料からなるので、4タップFIRフィルタによって過される。4試料の時間が出力信号を蓄積するために必要なので、4:1のデシメーション比が達成される。4つの入力試料毎に、1つの出力信号が作成される。蓄積器はクリアされ、この操作が繰返される。デシメーション比が大きいほど(出力信号間の間隔が長いほど)、フィルタの有効タップ数を大きくすることができる。40

【 0 0 2 5 】

択一的に時間で分けられた試料は、遅延要素 τ により遅延され、4つの積算器70-73に送られ、積算され、そして累算器80-83に蓄積される。各累算器が2つの積を蓄積した後、4つの出力信号が単一出力信号にまとめられる。これはフィルタは2:1のデシメーション比を有する8タップフィルタとして作動していることを意味している。デシメーションがないときは、この配置は4タップFIRフィルタとして作動させることができる。このフィルタはまた全ての積算器に同時にエコー信号を送り作動させることもでき、選択的に重みづけ係数を時間配列する。中央制御装置の制御下に、フィルタの重みづけおよびデシメーション比のプログラミングをすることにより、フィルタ特性の全域が実行可能である。

【 0 0 2 6 】

図4に戻って、通常発信周波数周辺に中央値を有する通過帯域でろ過された、または発信周波数から復調された、組織からのろ過エコ - 信号は、通常のBモード処理のためにBモード処理器37に送られる。コントラスト剤の通過帯域のろ過されたエコ - 信号は、与えられた空間位置から時間的に不連続なエコ - のパルス - パルス減算により静的組織信号を消去するコントラスト信号検知器128に送られ、振幅または包絡線は生成した変化信号を検知し、そして振幅基準で動きの信号成分を識別する。P1が1つのパルスに続いて受信されたエコ - を表し、P2は他のパルスに続いて受信されたエコ - を表わしている、P1 - P2の型の単なる2つのパルス減算を採用することができる。もし組織の動きに敏感でないことが望ましいならば、

| P1 - P2 | + | P2 - P3 |

の型の3つのパルスによる減算を採用することができる。

【0027】

デジタルフィルタ - 118からのろ過されたエコ - 信号はまた、速度およびパワー - ドップラ - 信号を作成するための通常のドップラ - 処理のためのドップラ - 処理器130に送られる。これらの処理器の出力は、3次元画像を与えるための3D画像作成処理器132に送られる。3次元化は、米国特許[出願番号08/638,710]および米国特許第5,474,073および5,485,842の記載のようにして実施することができる。後の2件の特許は、3次元パワー - ドップラ - 超音波画像処理技術を説明している。コントラスト信号検知器128と処理器37および130からの信号と3次元画像信号は、使用者の選択により決められた画像表示装置50上への表示用に選択されたビデオ処理器140に送られる。ビデオ処理器は好ましくは保持処理を含み、これにより、検知されたコントラスト剤の一時的最大強度を画像中に保持することができる。保持するための一つの技術は、フレーム平均化により、これにより新たな画像フレームは、空間基準で、前のフレーム情報と結合される。この結合は、新旧のフレーム情報の寄与を重みづけすることにより行うことができ、このフレーム情報は、再帰的(recursively)に結合することができる；即ち、旧フレーム情報は、新フレーム情報と結合するためにフィードバックされる。好ましい保持技術は、米国特許第5,215,094に記載された速開始、遅消滅技術(fast attack, slow decay technique)であり、それはドップラ - およびコントラスト剤画像処理の双方に適用することができる。

【0028】

いくつかの画像化方式が、コントラスト画像化に好ましいことが見い出されている。動いている組織から得られた信号の強度が表示される、米国特許[出願番号08/655,391]に記載されているパワー - モーション画像処理は、コントラスト剤で灌流されているときの心臓壁などの構造の診断に適していることが見い出されている。パワー - ドップラ - 画像処理により、血流について優れた結果が得られることが見いだされている。コントラスト剤が注入された血管の3次元パワー - ドップラ - 画像処理は、血流および血管狭窄症の連続状態の視覚化に好適である。前記米国特許出願番号[08/638,710]の半透明表現技術に関するBモードまたはパワー - モーション構造情報と、パワー - ドップラ - 信号の組み合わせは、流れと周囲の構造の両方の優れた透視図を与える。

【0029】

コントラスト剤画像処理に適当な表示方式は、図3のスクリーン表示により表現される。この表示において、Bモード処理器37により作成された信号は、血管170などの体内の構造の実時間画像表示160に使用される。この実時間画像は、画像化しようとする身体領域を確認し位置決定するために臨床医により使用される。好ましくはBモード画像は、非破壊的超音波画像パルスから戻るエコ - から形成される。上述したように、低振幅、高周波数、そして短パルス時間のパルスは通常は微小気泡を破壊しないであろう。しかしながら微小気泡を破壊するパルスからのエコ - は、コントラスト信号検知器128により、同一または隣接するモニタ - 上にコントラスト剤画像160'を形成するために使用される。好ましくはコントラスト剤画像160'は、心臓の鼓動の波形の位相から心門誘起(heart gate triggering)を使用して、心臓周期の与えられた位相で得られるよう

10

20

30

40

50

に誘起される。心臓鼓動がその周期の好ましい位相にあるとき、比較的高振幅、低周波数、長パルス時間のパルスが発信され、画像平面内の微小気泡を破壊し、検知し、これらの事象を表示する。同一心拍位相でまたはその近くで得られたBモード画像は、画像化される微小気泡破壊事象で満たされた血管または器官170'と共に表示される。従って、図3の表示スクリーンは、実時間でBモード画像160、そして各心臓周期毎に更新されるコントラスト剤画像160'を示す。

【0030】

以上述べた画像表示は特に鼓動する心臓が常に運動状態にある心臓学において有用であるが、この表示の変形は特に、組織構造がより静的である放射線学において有用である。その変形として解剖学的構造の実時間Bモード画像160が、色ドップラで満たされた血流170'と共に示されている。この実時間色流れドップラ画像は、次いで検知されるコントラスト剤で定期的に満たされ、血流をハッキリと輝かせる。共に解剖学的表示の同一領域に適用される色流れドップラ表示とコントラスト剤表示は、同じ、同様の、または対照的な色と強度で示すことができる。重ねられるコントラスト剤表示の周期は、上述したように心電図(EKG)トリガで心臓周期と同期させることができ、もしくはこの周期は使用者が選択でき、心臓周期と非同期にすることもできる。

【0031】

本発明により好適に実施されるコントラスト剤処理は、身体の器官または領域の灌流速度の測定である。図9aは、毛細血管層200にコントラスト剤を経皮注射したときの経過を説明する。血流が移動するにつれてコントラスト剤は注射位置208から移動し、右心室202、肺204、そして左心室206を通過して動脈209に達する。コントラスト剤は次に、細動脈210を通して組織の毛細血管中へ動脈200から血流として毛細血管層200の組織に注入し始める。

【0032】

毛細血管への灌流速度は、身体その領域中の血流の実効性を評価し、または狭窄部位を特定するために使用することができる。超音波パルスが発信され、図9bに示すように、毛細血管層200を横切る領域212中の微小気泡を破壊する。もし狭窄214が動脈209中、そして毛細血管層200全体の血流を妨害するならば、微小気泡の再灌流速度は、領域212全体で遅くなるであろう。しかしもし狭窄216が、毛細血管層200の一部のみに通じる動脈中にある場合、灌流速度は狭窄動脈を通じて供給される領域の一部218のみで遅くなるであろう。この再灌流速度の相違が、図式的に図10aおよび10bの曲線によって説明されている。これらのそれぞれの曲線は、同じ血液容積を表わし、従って微小気泡が毛細血管層中で破壊される前には同じ初期微小気泡濃度220であることを表わしている。時間tdで、超音波パルスが、各曲線中の垂直の振れ(spike)で示されるように微小気泡を破壊する。血液が毛細血管層中を自由に流れているとき、図10a中の曲線222で示されるような、急速な微小気泡の再灌流が生じる。曲線222は安定な微小気泡濃度状態220にすぐに戻る。しかし血流が妨害されていると、図10bに示すように、曲線224の復帰はずっとゆっくりになる。この再灌流曲線は図11aおよび11bに示されるように連続的に繰り返すことができる。図11aは、再灌流曲線222の連続実施を示し、それぞれは時間tpで全灌流状態220に戻っている。図11bにおいて、同じ時間間隔tpでの各曲線224は、矢印B-Bで示される量だけ全灌流状態に対して不足している。

【0033】

再灌流曲線は、図13に示すように再生することができる。超音波パルスが時間tdで発信され、毛細血管層中の微小気泡を破壊する。短時間の後にパルスが再度発信され、エコーが受信され、この時間基準で微小気泡再注入の程度が、再注入された微小気泡を破壊し、破壊事象を記録することにより、あるいはその領域における再注入された微小気泡を示す画素を数えまたは積分することにより、画像化される。該領域に再注入された微小気泡の数の測定値は、曲線224の点Xとしてプロットされる。非破壊的パルスは繰返し発信することができ、図13に示すように曲線上のX点のつながりをプロットするためにエ

10

20

30

40

50

コ - が受信される。

【 0 0 3 4 】

容易に検知可能な微小気泡破壊事象を通じての再注入曲線上の X 点を測定する他の方法は、図 1 1 b の繰り返しパターンと同様の周期的測定を利用する方法である。周期的測定は、その領域の流れが心拍周期のために強いパルス状であるところでは有効である。図 1 2 は、血流がパルスの動きを示している心拍周期波形 2 3 0 を示している。波形 2 3 0 の最高点で、心臓周期の収縮期の間体内の各領域に新たな血液が送出される。心臓周期中の一定点でコントラスト剤再注入の度合いを連続的に、しかし微小気泡破壊の連続的に異なる位相で測定することにより、この再注入動作を利用する。図 1 2 において、再注入測定の X 点は全て、心臓周期の同じ位相にある。この X 点には、微小気泡が破壊された、矢印 2 3 2、2 3 4 および 2 3 6 で示された時から異なる時間が経過し、それは心臓周期中のより早い時期に順次移動する。これは、図 1 2 の各 X_n 点は、図 1 3 の曲線 2 2 4 上の X_n の後の点となることを意味している。矢印 2 3 2、2 3 4 および 2 3 6 の時間での超音波発信の目的は、微小気泡の破壊にあるから、これらの時間での戻りエコー - の受信および分析は不要である。エコー - 受信および分析は、各 X の時に実施され、そして図 1 2 に示された各 X は、矢印で示される破壊時間位相が先行することにより、図 1 3 中に連続する X 点としてプロットすることができる。

10

【 0 0 3 5 】

心臓画像処理において、心臓動脈に血液が注入したとき、心臓周期の拡張期の位相と同期して X_n の回数誘起するのが好ましい。心臓の鼓動の動きに起因する組織の動きによる虚像を除去するため、心臓画像処理において誘起またはゲート取得が特に有効である。

20

【 0 0 3 6 】

この微小気泡破壊による灌流測定技術は、毛細血管層の太い血管中の流れの画像化にも使用することができる。例えば図 9 d において、太い血管 2 4 0 は、微小気泡がなくなった領域 2 1 2 中の微小毛細血管よりも早く再注入されることが分かる。太い血管 2 4 0 は、パルスが該領域中の全ての微小気泡を破壊したすぐ後で領域 2 1 2 中の微小気泡を検知することにより現れ、そのとき、太い血管 2 4 0 のみにコントラスト剤がはっきりと再注入されている。

【 0 0 3 7 】

いくつかの要因から画像平面中の全ての微小気泡を破壊ができないことがしばしば見られる。微小気泡は、高エネルギーにより破壊されるのであるから、焦点合わせされた超音波ビームは、他の場所よりもビーム焦点近くの微小気泡をより多く破壊する傾向がある。また高密度の微小気泡が破壊されるとき、その近辺の微小気泡によって大量の超音波パルスエネルギーが消費され、エネルギーは遠い場所の微小気泡の破壊には不十分となる。これらの効果を克服する技術が図 1 4 a - 1 4 c に示されている。これらの図中、横軸は各図の左端に示す皮膚線 S L と共に、体内の深さを表わす。標準的超音波画像は、画像の最高点が皮膚の線を示し、画像の底辺が体内の最深部を示す。画像平面中の微小気泡に向かうエネルギーを最高値とするために、焦点合わせしたパルスが発信される破壊しようとする微小気泡に超音波エネルギーを集中させる。体内の相当な深さの画像化をしようとするとき、パルスは全画像深さにわたって焦点合わせすることはできず、特定の焦点の近辺で焦点を結び、次いでより深くなると拡散する。図 1 4 a がそれを示し、そこでは発信パルスは焦点ゾーン Z 1 中の焦点 F 1 で焦点を結ぶ。

30

40

【 0 0 3 8 】

上記第 1 の焦点ゾーン Z 1 が、線 2 7 0 であり、それは焦点ゾーン Z 1 の一部で焦点 F 1 近辺のこの近接領域での完全微小気泡破壊を表わしている。焦点を過ぎると微小気泡破壊の程度は下降線 2 7 2 で示されるように減少する。これらの線は、説明を容易にするために直線で示されているが、この効果は通常連続的に変化し、現実の効果は曲線関係にあると考えられる。

【 0 0 3 9 】

図 1 4 a は与えられたビーム方向に沿った第 1 のパルスの発信を表わし、その結果は近

50

接領域の微小気泡が線 270 と 272 に示すように破壊される。この微小気泡破壊に続いて、第 2 のパルスが発信され、微小気泡が消滅したビ - ム方向に沿ってエコ - を集中する。2 つのパルスからのエコ - は、図 1、2 または 4 の超音波装置を使用して微分され、そして表示される。

【0040】

微小気泡破壊のための次のパルス発信は、ビ - ムの第 2 の焦点ゾーン Z2 中の第 2 の焦点 F2 に焦点合わせされる。第 1 のゾーン近くの微小気泡は前に破壊されているので、発信パルスエネルギーは容易に第 2 の焦点ゾーンに到達する。図 14b は、第 2 の焦点ゾーンへのこの発信を説明している。線 282 は、第 1 ゾーン終点および第 2 の始点での残留微小気泡が、線 280 によって示された焦点周囲の微小気泡と同様に、第 2 の破壊パルスによって破壊されることを示している。第 2 の焦点 F2 を越えると微小気泡破壊の程度は、線 284 に示すようにパルスエネルギーの減少と共に減少する。第 2 の探索パルスを第 2 の破壊パルスに続いて発信して微小気泡破壊事象の第 2 のシ - クエンスを微分により検知することができる。

【0041】

同様に、第 3 の破壊パルスがビ - ム方向に発信され、最深焦点ゾーン Z3 中の最深焦点 F3 で焦点を結ぶ。パルスエネルギーは、浅い部分の微小気泡が前に消滅しているため、容易に第 3 の焦点ゾーンに到達する。第 3 の破壊パルスが、図 14c 中の線 292 に示すように、第 2 と第 3 ゾーンの間に残存する微小気泡を破壊し、線 290 に示すように焦点の周囲の微小気泡を破壊し、そして線 294 に示すように焦点 F3 を越えた位置の微小気泡を少量破壊する。ゾーン Z3 の中とその周囲の微小気泡破壊事象の微分検知のために第 3 の探索パルスが続く。

【0042】

実際には最大微小気泡破壊は焦点の軸に正確に中心を持つのではなく、焦点の少し手前の深さ領域内で生じる。この要素は、多ゾーン微小気泡破壊領域の位置決定および重複を考えるとときに考慮に入れるべきである。

【0043】

3 ゾーンにわたる検知された破壊事象は次いで下式に従って結合される：

$$|PF1 - PF1'| + |PF2 - PF2'| + |PF3 - PF3'|$$

ここに PFn は与えられた焦点ゾーンへの破壊パルス発信に続くエコ - を表わし、 PFn' は先の探索パルスからのエコ - を表わしている。各焦点ゾーンからのエコ - は、画像の最大深さまでの完全な画像ラインを形成するために、重ね継ぎ(splice)される。多ゾーン焦点画像処理に通常使用される技術では、与えられた焦点ゾーン付近の微小気泡破壊事象のみを検知するのであるが、好ましい実施例では、各パルスに続いて全深度にわたってエコ - を検知する。これが与えられた焦点ゾーン外の微小気泡破壊事象の記録を可能にし、破壊事象の最高検知を可能とする。従って、各パルスエコ - の対は、全画像深度にわたる一連のエコ - を含んでおり、それは次いで一連の全画像のために最大数の微小気泡破壊事象を記録するために結合される。

【0044】

各焦点ゾーンの探索にパルス対を発信する代わりに、微分によって破壊事象を検知するために、後の焦点ゾーン発信から戻るエコ - を先のエコ - と結合することができることも分かる。即ち上式の第 1 項は、例えば $|PF1 - PF2|$ とすることができる。しかしながら、焦点ゾーン変化に伴う開口変化が技術の精度に有害な影響を及ぼすため、各焦点ゾーンにパルス対を使用することが好ましい。

【0045】

より均一な、虚像のない多ゾーン微小気泡破壊画像を、時間連続パルスで非隣接ビ - ムをパルス発信することにより得ることができる。これが微小気泡の各列が、多ゾーンシ - クエンスの始まりでほぼ均一に邪魔されず、超音波画像中の明るく不明瞭な線の連続を防止することを確かにする。

【0046】

図15a、15bおよび16は、組織灌流を観察するとき、コントラスト剤改良画像表示のための好適な技術を説明している。図16は、心室内の血液たまり250と心筋層260を含む、心臓の断面図である。コントラスト剤が血流内に導入されると、大量のコントラスト剤が心室や大血管などの大きな血液たまりの中に含まれ、他方相対的に少量のコントラスト剤が毛細血管構造を通して組織および器官に入る。図16の心臓画像において、大量のコントラスト剤が血液たまり250中に存在し、一方少量が心筋層260に毛細血管流により注入される。

【0047】

図16の断面画像の通常の超音波表示は、より大きな明るさまたは色で表現するために、より大きな信号レベルの画素を生じさせる。この結果を与える代表的表示マッピング特性を図15aにマッピング特性252として示す。検知画素値が増大するにつれて、最大安定値に達するまで大きくなる明度または色で表示画素が示される。その結果、図16中の血液たまり部分250は明るくまたは強く着色されて示され、他方心筋層260はぼんやりと表示されまたは色付けされるにすぎない。

【0048】

図16中、心筋層が関心ある部位であるとき、図15bに示すような表示マッピング特性が採用される。この図の曲線254は、画像中の雑音を抑えるためにゼロ値から始まり、次いで高レベル256に上昇する。その後より高い検知信号値の場合、レベル258に下降する。その結果、より低い検知画素値が明るく輝きまたは色付けされた表示画素にマッピングされ、そしてより高い検知画素値はよりぼんやりと輝きまたは色付けされた表示画素値にマッピングされる。このマッピングの結果として、図16中の心筋層260は、明るく輝きまたは色付けされ、一方中央血液たまりは暗く色付けされまたは輝くにすぎなくなる。この強調は、血液たまり領域より以上にコントラスト剤灌流組織を強調することとなる。

【0049】

パルス発信技術はコントラスト剤破壊および検知のさらなる改良を可能とする。音響エネルギーと微小気泡の相互作用により生じる正確な物理的機構は非常に複雑であるが、微小気泡の大きさは、ある周波数でのそれらの破壊に影響する。微小気泡コントラスト剤はしばしば広い範囲の直径を有する微小気泡からなるので、にぎやかな(chirp)または多周波数のパルスを発信することにより、微小気泡破壊事象を増加させることができる。周波数を調節したパルスを発信することにより、より広範囲の粒径の微小気泡に破壊エネルギーを発信できる確率が高くなる。加えて、破壊パルスの周波数と振幅を調節することにより、微小気泡破壊および調節された振動の双方を誘導することができる。パルスの初期高振幅、低周波数時期に、低振幅、高周波数時期が続き、微小気泡殻破壊を誘起し、遊離された微小気泡の振動が続く。

【0050】

高パルス速度(PRF)を可能とする他の発信技術が図17a-17cに説明されている。図17aは、心臓のコントラスト剤画像処理のための第1のパルスP1の発信を表わしており、第2のパルスP2が連続する。この例において、パルスは低PRFで発信され、そして相当な時間が、パルスの発信時間の間に存在する。この時間の間、まず心筋層中のコントラスト剤からのエコ-300が受信され、その後より遠くの心膜からのエコ-302が受信される。2つのパルスに続くエコ-の微分は、心筋層中のコントラスト剤の存在を検知し、心膜自身の検知が続く。

【0051】

心筋層のコントラスト剤画像処理の実施のみが望まれる場合の処置として、より高いPRF発信を図17bに示すように採用することができる。より高いPRFパルスは、虚像発生という望ましくない結果を有する。エコ-300が、パルスP1に伴って、心筋層中のコントラスト剤から戻る。しかし第1のパルスP1に回答して心膜から戻るエコ-302は、第2のパルスP2に続く間隔中に現れ、そして2つのパルスの後のエコ-が微分されるとき画像中の虚像として現れる。後の戻りエコ-からこの虚像を除去するために、図

10

20

30

40

50

1の装置による微分の前に非コヒ - レント検知が使用される。図17cに示すように、非コヒ - レント検知および微分は、心筋層の微小気泡からの正極性エコ - 300'、そして心膜からの負極性エコ - 302'を与える。心膜からの不要の負極性エコ - 302'は、しきい値処理または基線での切りとり(clipping)により除去することができ、心筋層中のコントラスト剤の必要とする検知のみが残される。

【0052】

微小気泡検知に有用な第3の発信技術は、発信パルスの極性を交互に変えることであり、それは雑音を除去する一方発信信号の調和成分を抑制する利点がある。図18aは、微小気泡のパルス発信から受信されるエコ - 波形310を示す。ゼロを示す値の両側の不均一振幅は、微小気泡が非線形的に圧縮され膨張するために、音響波の存在下での微小気泡の非線形反射挙動を示している。図18aの310のエコ - 波形は、第1の極性を示す超音波パルスの発信から生じる。

10

【0053】

反対極性を示す超音波パルスの発信後、図18bのエコ - 波形312が生じる。この波形は、同様に非線形であるが、パルス極性の変化により第1の波形とは位相が異なっている。2つの波形が結合されるとき、図18cに示すように、調和応答が得られる。図18cの高度に非線形な波形は容易に検知され、装置を非線形エコ - 応答を形成したコントラスト剤に高度に敏感にする。

【0054】

要約すると本発明は、超音波コントラスト剤の検知および画像処理のための装置および方法を開示するもので、超音波装置は超音波コントラスト剤のコヒ - レント画像処理および調和コントラスト剤検知が可能である。本発明装置は、コントラスト剤の位置を表示する実時間画像と誘起コントラスト画像を、同時に観察するための並列表示を包含する。コントラスト剤検知および画像処理の方法は、灌流速度特性の測定、多ゾ - ンコントラスト画像処理、多周波数コントラスト画像処理、組織灌流表示、高PRFコントラスト画像虚像除去、および非線形コントラスト効果の交互極性取得を包含する。

20

【0055】

発明の効果

本発明により、超音波コントラスト剤検知と画像処理のための改良装置と方法が提供される。装置は超音波コントラスト剤のコヒ - レント(coherent)画像処理が可能で、特に血液たまりの画像処理に有効である。装置は調和コントラスト剤に適切な応答特性をプログラムすることができる。本発明装置は体内のコントラスト剤の位置を解剖組織構造中に表示する実時間画像と、コントラスト強調画像を表示する誘起コントラスト画像とを同時に表示することができる。本発明方法は、灌流速度特性の測定、多域コントラスト画像、微小毛細血管構造層中の大きな血管の識別技術、多波長コントラスト画像処理、コントラスト強調組織の表示、高PRFコントラスト画像獲得の間に発生する虚像の除去技術、および非線形コントラスト効果の交互極性取得などが可能である。

30

【図面の簡単な説明】

【0056】

【図1】位相不感応コントラスト剤検知が可能な、米国特許第5,456,257の超音波診断装置のブロックダイアグラム図である。

40

【図2】コヒ - レントコントラスト剤検知の実施可能な本発明の超音波診断装置のブロックダイアグラム図である。

【図3】コントラスト剤画像処理のための超音波画像表示装置を説明する。

【図4】調和コントラスト剤検知のための動作の利益を付与する本発明の第2の実施例のブロックダイアグラム図である。

【図5】図4の実施例の動作を説明するのに使用する通過帯域特性を説明している。

【図6】図4の実施例の動作を説明するのに使用する通過帯域特性を説明している。

【図7】コントラスト剤を画像化するときの時分割パルス発生を説明している。

【図8】図4の実施例に使用するのに好適なFIRフィルタ - 構造を説明している。

50

【図 9】図 9 a ~ 9 d は、コントラスト剤灌流への狭窄症の影響を説明している。

【図 10】図 10 a および 10 b は、良好なそして小さな灌流速度の場合の灌流曲線を示している。

【図 11】図 11 a および 11 b は、良好なそして小さな灌流速度における繰り返し灌流曲線を示している。

【図 12】図 13 の灌流曲線を求めるための誘起技術を説明している。

【図 13】灌流曲線を示す。

【図 14】図 14 a ~ 14 c は、多域コントラスト剤走査技術を説明している。

【図 15】図 15 a および 15 b は、コントラスト剤画像処理のための表示マッピング特性を説明している。

10

【図 16】心臓の断面を示している。

【図 17】高 P R F コントラスト画像処理の間に発生する虚像の除去について説明している。

【図 18】コントラスト剤エコ - の交互極性取得により形成された非線形応答波形を示している。

【符号の説明】

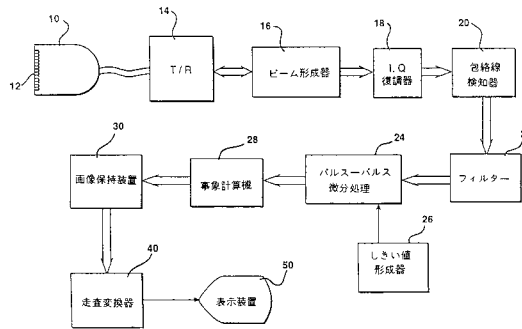
【 0 0 5 7 】

1 0 , 1 1 0 . . . 超音波プロ - プ、1 2 , 1 1 2 . . . 超音波変換器アレ - 、1 4、1 6 . . . ビ - ム形成器、1 8 . . . I , Q 復調器、2 0 . . . 包絡線検知器、2 2 . . . フィルタ - 、2 4 . . . パルス - パルス微分サブシステム、2 6 . . . しきい値形成器、2 7 . . . 事象識別器、2 8 . . . 事象計算器、3 0 . . . 画像保持装置、3 7 . . . B モ - ド処理器、4 0 . . . 走査変換器、4 2 , 1 4 0 . . . ビデオ処理器、5 0 . . . 画像表示装置、6 0 , 6 2 , 6 4 . . . 変換器応答特性、7 0 , 7 1 , 7 2 , 7 3 . . . 積算器、8 0 , 8 1 , 8 2 , 8 3 . . . 累算器、1 1 4 . . . 発信 / 受信スイッチ、1 1 5 . . . アナログ / デジタル変換器、1 1 8 . . . デジタルフィルタ - 、1 2 0 . . . 中央制御器、1 2 1 . . . 発信周波数制御回路、1 2 8 . . . コントラスト信号検知器、1 3 0 . . . ドップラ - 処理器、1 6 0 . . . 実時間画像表示、1 6 0 ' . . . コントラスト剤画像、1 7 0 , 1 7 0 ' , 2 4 0 . . . 血管、2 0 0 . . . 毛細管層、2 0 2 . . . 右心室、2 0 4 . . . 肺、2 0 6 . . . 左心室、2 0 8 . . . 注射位置、2 0 9 . . . 動脈、2 1 6 . . . 狭窄部、2 2 0 , 2 2 2 , 2 2 4 . . . 灌流曲線、2 3 0 . . . 心拍周期波形、2 5 0 . . . 血液たまり、2 5 2 . . . マッピング特性、2 6 0 . . . 心筋層、3 1 0 , 3 0 2 . . . エコ - 。

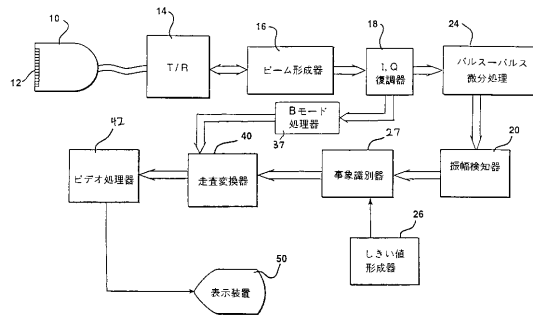
20

30

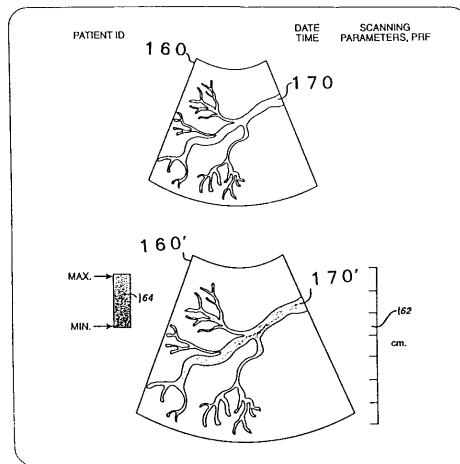
【図 1】



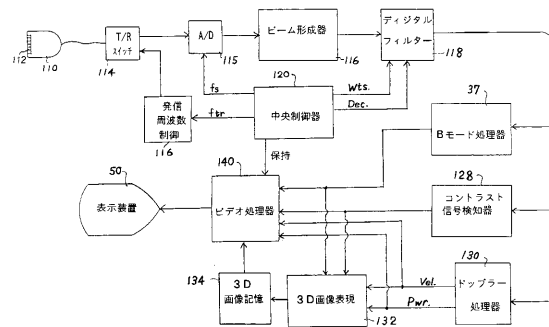
【図 2】



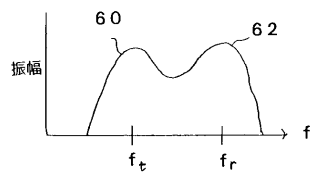
【図 3】



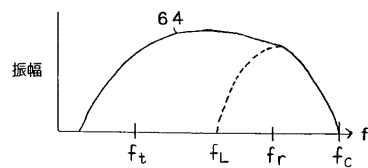
【図 4】



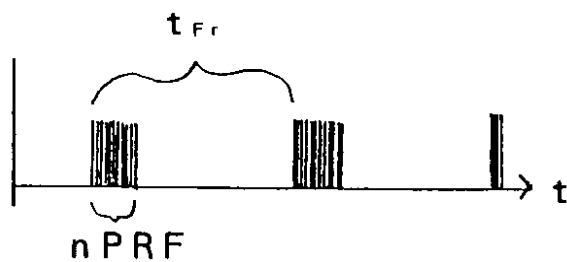
【図 5】



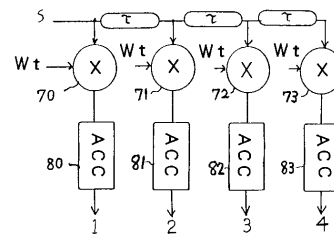
【図 6】



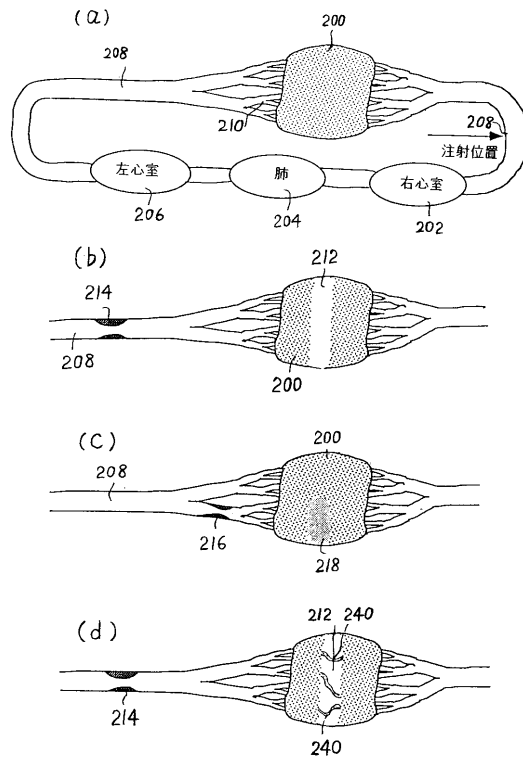
【図 7】



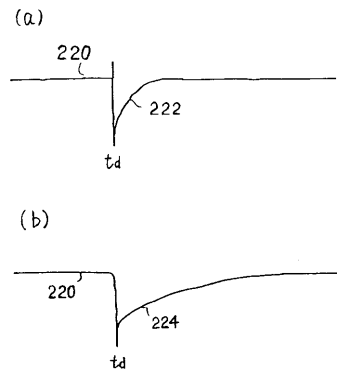
【図 8】



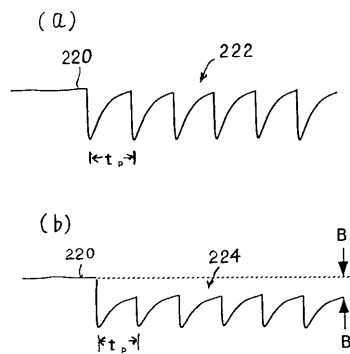
【図 9】



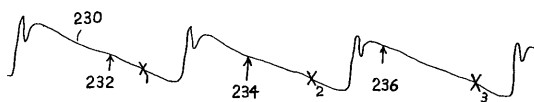
【図 10】



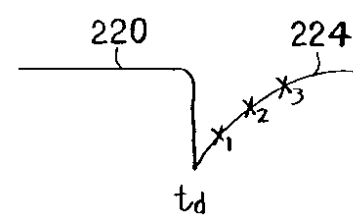
【図 11】



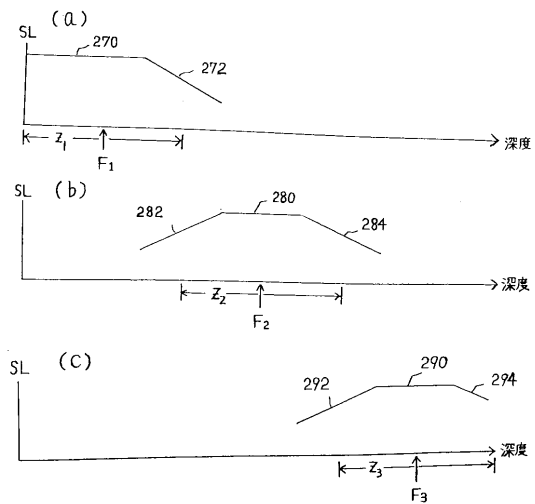
【図 12】



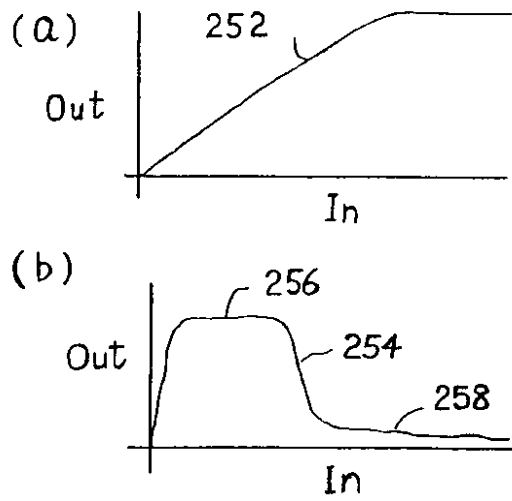
【図 13】



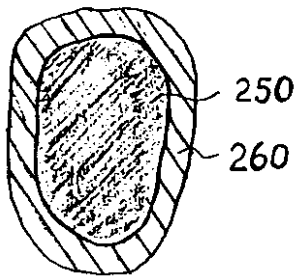
【図 14】



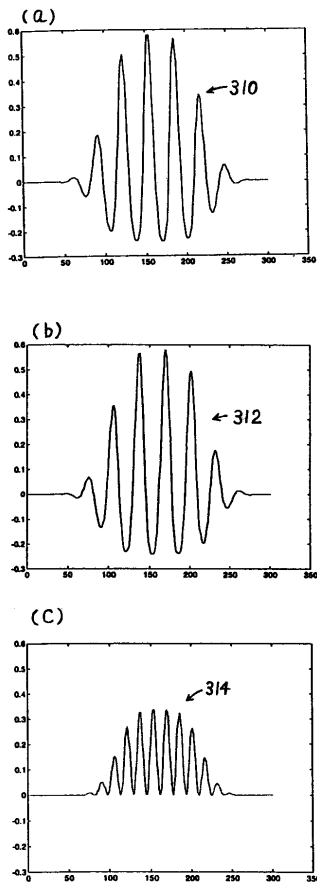
【図 15】



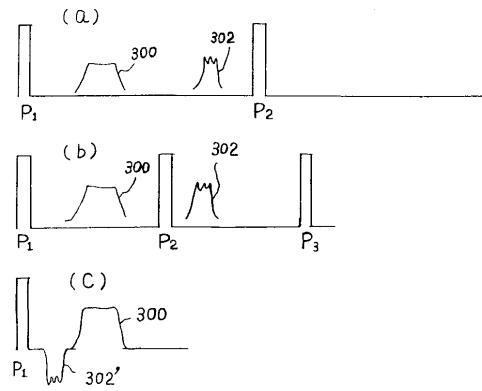
【図 16】



【図 18】



【図 17】



フロントページの続き

- (72)発明者 ジェフリー・イール・パワーズ
アメリカ合衆国 9 8 1 1 0 ワシントン州、ベインブリッジ・アイランド、ダブリュー・ブレイクリ
ー・アベニュー 4 0 5 4 番
- (72)発明者 マシュー・ブルース
アメリカ合衆国 9 8 1 0 5 ワシントン州、シアトル、第 1 2 アベニュー、1 4 2 1 5 番
- (72)発明者 ミカラキス・アベルキオ
アメリカ合衆国 9 8 0 3 3 ワシントン州、カークランド、第 1 1 5 コート・ノース・イースト、イ
ースト 1 0 6 1 1 0 2 3 番
- (72)発明者 ジン・ジェ・ワング
アメリカ合衆国 9 8 0 4 0 ワシントン州、メルセル・アイランド、メルセル・ウェー・イースト
7 4 3 2 番

審査官 後藤 順也

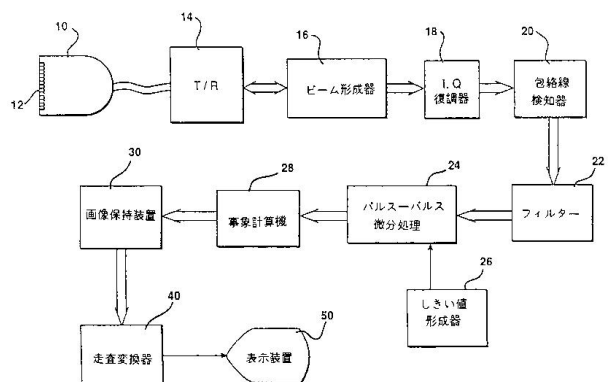
- (56)参考文献 特開昭 5 7 - 1 5 6 7 4 8 (J P , A)
米国特許第 0 5 4 5 6 2 5 7 (U S , A)
UHLENDORF V et al. , Nonlinear Acoustical Response of Coated Microbubbles in Diagnostic
Ultrasound , Proc IEEE Ultrason Symp , 1 9 9 4 年 1 1 月 1 日 , Vol.3 , Page.1559-1562
- (58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 8 / 0 0 - 8 / 1 5

专利名称(译)	使用造影剂的超声诊断成像设备		
公开(公告)号	JP4351265B2	公开(公告)日	2009-10-28
申请号	JP2007091745	申请日	2007-03-30
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司的Vie		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司的Vie		
[标]发明人	ジェフリーイーエルパワーズ マシューブルース ミカラキスアベルキオ ジンジェワング		
发明人	ジェフリーイーエルパワーズ マシューブルース ミカラキスアベルキオ ジンジェワング		
IPC分类号	A61B8/06 A61B8/08 A61B8/00 A61K49/22 G01S7/52		
CPC分类号	A61B8/543 A61B8/06 A61B8/08 A61B8/13 A61B8/463 A61B8/481 A61B8/488 A61K49/223 G01S7/52038 G01S7/52039 G01S7/52041 G01S15/8963		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/08 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/DE03 4C601/DE04 4C601/DE10 4C601/EE04 4C601/FF08 4C601/HH05 4C601/HH06 4C601/HH07 4C601/HH08 4C601/JC19 4C601/JC21		
代理人(译)	宫崎明彦		
优先权	60/005009 1995-10-10 US 60/013950 1996-03-22 US 60/018095 1996-05-22 US		
其他公开文献	JP2007175542A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：解决使用造影剂的常规图像处理的问题，尽管它对于显示毛细血管有效，但它并不总是适合于显示大量血液快速移动的区域，例如心室并且还需要在毛细血管血管神经节中进一步清楚地显示厚血管。
ŽSOLUTION：该超声诊断装置包括：超声波转换器探头，具有用于将超声波脉冲发送到身体内部的装置，其中注入超声波造影剂并发送高能量和低能量超声波脉冲以接收由超声波造成的超声波回波信号。脉冲传输；响应于生理功能的诱导电路，用于诱导高能超声脉冲传输；对比度信号处理器，用于处理响应于高能脉冲传输而接收的回声；B模式信号处理器，用于处理响应于低能脉冲传输而接收的回波；显示装置，用于同时显示实际时间B模式图像和诱导造影剂图像。Ž

【图 1】



【图 2】