

(19)日本国特許庁(J P)

(12) 公 開 特 許 公 報 (A) (11)特許出願公開番号

特開2002 - 360576

(P2002 - 360576A)

(43)公開日 平成14年12月17日(2002.12.17)

(51)Int.Cl⁷

識別記号

F I

テマコード^{*} (参考)

A 6 1 B 8/06

A 6 1 B 8/06

4 C 3 0 1

8/08

8/08

審査請求 未請求 請求項の数 29 O L (全 13数)

(21)出願番号 特願2002 - 130305(P2002 - 130305)

(22)出願日 平成14年5月2日(2002.5.2)

(31)優先権主張番号 09/681589

(32)優先日 平成13年5月3日(2001.5.3)

(33)優先権主張国 米国(US)

(71)出願人 300019238

ジーイー・メディカル・システムズ・グロ
ーバル・テクノロジー・カンパニー・エル
エルシー

アメリカ合衆国・ウィスコンシン州・5318
8・ワウケシャ・ノース・グランドヴュー・
ブルバード・ダブリュー・710・3000

(72)発明者 ピーター・リシアンスキー

イスラエル、ハイファ・34367、ハロフェ・
ストリート・34エー/2番

(74)代理人 100093908

弁理士 松本 研一

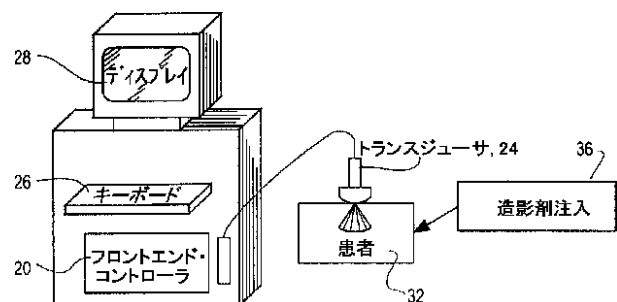
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 超音波を造影剤と共に使用するための方法及び装置

(57)【要約】

【課題】 造影剤濃度の異なるゾーンを生成させる。

【解決手段】 第1の標的ゾーン(64)が第2の標的
ゾーン(68)と比べ、より高い造影剤濃度を有するよ
うな第1及び第2の標的ゾーン(64、68)を生成す
ることができる超音波フラッシュに標的(58)を当て
る。本方法の別の態様では、第1と第2の標的ゾーンが
異なる超音波応答を有するようにして画像形成される。
本発明の一実施形態の装置は、トランスジューサ(2
4)を制御して単一フレーム(40)内で、第1のビー
ム位置には第1のエネルギーで、かつ第2のビー
ム位置には第2のエネルギーで選択的に放射を行わせるフロン
トエンド・コントローラ(20)を備えている。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 造影剤を注入した標的（５８）内に異なる造影剤濃度を有するゾーンを生成するための方法であって、

第１の標的ゾーン（６４）が第２の標的ゾーン（６８）と比べてより高い造影剤濃度を有しているような第１及び第２の標的ゾーン（６４、６８）の生成が可能な超音波フラッシュに標的（５８）を当てるステップを含む方法。

【請求項 2】 造影剤を注入した標的（５８）の超音波 10 画像を作成するための方法であって、

第１の標的ゾーン（６４）が第２の標的ゾーン（６８）と比べてより高い造影剤濃度を有しているような第１及び第２の標的ゾーン（６４、６８）を生成するステップと、

標的（５８）の超音波画像を形成するステップであって、該超音波画像の前記第１と第２の標的ゾーン（６４、６８）は異なる超音波応答を有している画像形成ステップと、を含む方法。

【請求項 3】 第１及び第２の標的ゾーン（６４、６ 20 ８）を生成する前記ステップが、不均一なエネルギー分布（６２）を有する超音波フラッシュに標的（５８）を当てるステップを含む、請求項 2 に記載の方法。

【請求項 4】 前記不均一なエネルギー分布（６２）は、第１の送信領域（５２）が実質的にエネルギーをもたないような第１及び第２の送信領域（５２、５４）を備えている、請求項 3 に記載の方法。

【請求項 5】 前記第１及び第２の標的ゾーン（６４、 30 ６８）により複数のストライプ（８２）が形成されている、請求項 2 に記載の方法。

【請求項 6】 第１の標的ゾーン（６４）のうちの少なくとも１つの超音波応答を、第２の標的ゾーン（６８）のうちの少なくとも１つの超音波応答と経時的に比較するステップを含む請求項 5 に記載の方法。

【請求項 7】 前記比較のステップが血液流速速度を評価するために実行されている、請求項 6 に記載の方法。

【請求項 8】 第１及び第２の標的ゾーン（６４、６ 40 ８）を生成する前記ステップから、第２の標的ゾーン（６８）が第１の標的ゾーン（６４）と実質的に同じ超音波応答を有する時点までに経過する時間を計測するステップを含む、請求項 5 に記載の方法。

【請求項 9】 前記ストライプ（８２）の少なくとも１つの幅を計測するステップを含む請求項 5 に記載の方法。

【請求項 10】 ストライプ（８２）の少なくとも１つの幅を計測する前記ステップが標的（５８）の動きを検出するために経時的に実行されている、請求項 9 に記載の方法。

【請求項 11】 ストライプ（８２）の少なくとも１つの幅を計測する前記ステップが血液と組織の間の境界を 50

検出するために経時的に実行されている、請求項 9 に記載の方法。

【請求項 12】 前記標的が心臓組織（７８）を含む、請求項 5 に記載の方法。

【請求項 13】 前記ストライプ（８２）の少なくとも１つの幅を計測するステップを含む請求項 12 に記載の方法。

【請求項 14】 ストライプ（８２）の少なくとも１つの幅を計測する前記ステップが心臓組織（７８）の動きを検出するために経時的に実行されている、請求項 13 に記載の方法。

【請求項 15】 ストライプ（８２）の少なくとも１つの幅を経時的に計測する前記ステップが、心臓（７２）の弛緩または収縮の量を計測するために実行されている、請求項 14 に記載の方法。

【請求項 16】 造影剤を注入した標的（５８）の超音波画像を作成するための方法であって、

ストライプ（８２）になっている複数の第１及び第２の標的ゾーン（６４、６８）を生成することができる超音波フラッシュを標的（５８）に当てるステップであって、該第１の標的ゾーン（６４）は該第２の標的ゾーン（６８）と比べてより高い造影剤濃度を有しているステップと、

標的（５８）の超音波画像を形成するステップであって、該超音波画像においては前記第１標的ゾーン（６４）が第２の標的ゾーン（６８）と比べて実質的により明るく表現されている画像形成ステップと、を含む方法。

【請求項 17】 造影剤を注入した標的（５８）の超音波画像を作成するための方法であって、

ストライプ（８２）になっている複数の第１及び第２の標的ゾーン（６４、６８）を生成することができる超音波フラッシュを標的（５８）に当てるステップであって、該第１の標的ゾーン（６４）は該第２の標的ゾーン（６８）と比べてより高い造影剤濃度を有しているステップと、

標的（５８）の超音波画像を形成するステップであって、該超音波画像においては前記第１標的ゾーン（６４）が第２の標的ゾーン（６８）と比べてより明るく表現されている画像形成ステップと、

標的（５８）の動きを検出するために前記ストライプ（８２）の少なくとも１つの幅を計測するステップと、を含む方法。

【請求項 18】 造影剤を注入した標的（５８）の超音波画像を作成するための方法であって、

ストライプ（８２）になっている複数の第１及び第２の標的ゾーン（６４、６８）を生成することができる超音波フラッシュを標的（５８）に当てるステップであって、該第１の標的ゾーン（６４）は該第２の標的ゾーン（６８）と比べてより高い造影剤濃度を有しているステ

ップと、
 標的 (58) の超音波画像を形成するステップであって、該超音波画像においては前記第 1 標的ゾーン (64) が第 2 の標的ゾーン (68) と比べてより明るく表現されている画像形成ステップと、
 第 2 の標的ゾーン (68) の少なくとも 1 つの輝度を第 1 の標的ゾーン (64) の少なくとも 1 つの輝度と経時的に比較するステップと、を含む方法。

【請求項 19】 造影剤を注入した標的 (58) の超音波画像を作成するための方法であって、
 ストライプ (82) になっている複数の第 1 及び第 2 の標的ゾーン (64、68) を生成することができる超音波フラッシュを標的 (58) に当てるステップであって、該第 1 の標的ゾーン (64) は該第 2 の標的ゾーン (68) と比べてより高い造影剤濃度を有しているステップと、
 標的 (58) の超音波画像を形成するステップであって、該超音波画像においては前記第 1 標的ゾーン (64) が第 2 の標的ゾーン (68) と比べて実質的により明るく表現されている画像形成ステップと、
 第 2 の標的ゾーン (68) の少なくとも 1 つの輝度を少なくとも 1 つの隣接する第 1 の標的ゾーン (64) の輝度と経時的に比較するステップと、
 標的 (58) を超音波フラッシュに当てる前記ステップから、第 2 の標的ゾーン (68) の少なくとも 1 つの輝度と少なくとも 1 つの隣接する第 1 の標的ゾーン (64) の輝度との比が事前に決定した値に達する時点までに経過する時間を計測するステップと、を含む方法。

【請求項 20】 単一フレーム (40) 内において、第 1 のビーム位置には第 1 のエネルギーで、かつ第 2 のビーム位置には第 2 のエネルギーで選択的に放射を行うようにトランスジューサ (24) を制御しているフロントエンド・コントローラ (FEC) (20) を含む超音波イメージング・システム。

【請求項 21】 前記ビーム位置の少なくとも 1 つはエネルギーを受けていない、請求項 20 に記載の超音波システム。

【請求項 22】 第 1 の送信領域 (52) を形成する複数のビーム位置が第 1 のエネルギーを有しており、かつ第 2 の送信領域 (54) を形成する複数のビーム位置が第 2 のエネルギーを有している、請求項 20 に記載の超音波システム。

【請求項 23】 第 1 の送信領域 (52) を形成するビーム位置の数が第 2 の送信領域 (54) を形成するビーム位置の数と等しくない、請求項 22 に記載の超音波システム。

【請求項 24】 前記第 1 及び第 2 の送信領域 (52、54) の各々が 2 ~ 10 本のビームを含んでいる、請求項 22 に記載の超音波システム。

【請求項 25】 前記第 1 及び第 2 の送信領域 (52、

*54) の各々が 4 ~ 6 本のビームを含んでいる、請求項 24 に記載の超音波システム。

【請求項 26】 第 1 の送信領域 (52) がストライプ状の第 1 の標的ゾーン (64) を生成するように形成されており、かつ第 2 の送信領域 (54) がストライプ状の第 2 の標的ゾーン (68) を生成するように形成されている、請求項 22 に記載の超音波システム。

【請求項 27】 第 1 のエネルギーを有する複数の第 1 の送信領域 (52) と、第 2 のエネルギーを有する複数の第 2 の送信領域 (54) とを備えている請求項 26 に記載の超音波システム。

【請求項 28】 単一フレーム (40) 内において、第 1 のビーム位置には第 1 のエネルギーで、かつ第 2 のビーム位置には第 2 のエネルギーで選択的に放射を行うようにトランスジューサ (24) を制御している、医用イメージング・システムで使用するためのフロントエンド・コントローラ (FEC) (20)。

【請求項 29】 第 1 の送信領域 (48) にはビームが存在せず、かつ第 2 の送信領域 (52) の各々には少なくとも 1 本のビームが存在するような第 1 及び第 2 の送信領域 (48、52) を生成するようにトランスジューサ (24) のビーム位置を配置させている超音波システム。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は超音波を造影剤と共に使用するための方法及び装置を目的とする。本発明はさらに詳細には、標的エリアに造影剤濃度が異なる領域が生成されるように超音波を使用するための方法及び装置を目的とする。

【0002】

【発明の背景】診断用超音波では標的エリアの画質を向上させるために造影剤を使用することができる。典型的には、造影剤はマイクロバブル (微小気泡: microbubble) など散乱能力が大きい微小な粒子を含んでいる。患者の血流中に造影剤を注入することにより、造影剤は画像化する組織内を流れ、画像化対象組織に向けられた超音波を散乱させ、これにより信号対雑音比が上昇する。信号対雑音比が上昇することにより、2Dモード、Mモード、ドブラ・モード、カラードブラ・モードによらず超音波画像の品質が向上する。

【0003】造影剤は画像強調以外に別の利点を有している。幾つかの造影剤ではその時間的動態により血液循環に関する情報が得られる。典型的には、造影剤濃度が高いほどその信号強度 (したがって、その画像輝度) が大きくなる。造影剤注入を開始した後、画像輝度は経時的に飽和レベルまで上昇する。画像輝度の変化速度は、典型的には、造影剤濃度の上昇速度と関連している。

【0004】血液灌流や局所的な血液供給は、所与の身体領域における患者の医学的状態に関する重要な観点の

1つである。血液灌流は従来から、造影剤を用いて所与の身体領域の画像が事前選択の基準レベルに対応する輝度レベルに達するのに要する時間を計測することにより評価されてきた。

【0005】血液灌流測定は、特定の臨床目的で使用する
ことができる。悪性度の検出では、悪性組織内の血液
供給が、周囲の身体エリアでの血液供給と比べてより多
くなることによる。すなわち、造影剤の注入後において
悪性組織の画像輝度は健康組織と比べて増加がより急激
であると共に、より速やかに飽和レベルに達するため、
悪性組織の検出が可能となる。虚血性の心筋セグメント
を検出するためには、造影剤の注入後において画像輝度
の上昇速度がより緩慢であることにより病的な領域の特
徴付けを行うことができる。特徴付けできる理由は、こう
した心筋セグメントでは血液供給の欠乏を起しているた
めである。

【0006】上述した2つの例など従来の方法では、造
影剤濃度が上昇する時間の計測に基づいている。濃度立
ち上がり時間は相対的パラメータであり、そのため、そ
の診断上の結論は組織の欠乏部分と組織の健康部分との
間の比較に基づいて得ることができる。

【0007】灌流を計測する一方法では、濃度立ち上
り時間の計測は低造影剤濃度から開始する必要がある。
低造影剤濃度から立ち上がり時間を計測する典型的な一
方法では、造影剤注入の開始時点で輝度計測を開始する
必要がある。こうした方法は、主血流により造影剤を標
的エリアまで運ぶのに余分な時間を要することがあるた
め、あまり正確ではない。さらに、主血流により造影剤
を標的エリアまで運ぶのに要する時間は、その血管構造
のために様々な身体部位により異なることがある。造影
剤注入の開示時点から輝度を計測する際には、灌流速度
の計算において送達時間を考慮する必要がある。このた
め、造影剤注入の開始時点で輝度計測を開始する場合、
灌流速度の計算精度は大幅に低下する。

【0008】立ち上がり時間を計測するための別の方法
は、超音波を用いて「フラッシュ(flash)」内で
造影剤バブルを崩壊させることである。フラッシュと
は、造影剤を崩壊させることができるフレーム(また
は、複数のフレーム)を備えた比較的強力な超音波走査
のことである。フラッシュはエネルギー、周波数、パル
ス持続時間などを含む多数のパラメータにより特徴付け
ることができる。多くの造影剤ではバブルの安定性が低
いため、ほどほどの振幅をもつ超音波フラッシュまたは
バーストであってもバブルを崩壊させることができる。

【0009】立ち上がり時間計測の開始点はフラッシュ
の終端により規定することができる。フラッシュは、造
影剤が比較的少ないか全くない標的組織にあたるクリー
ンな領域を生成させる。このクリーン領域は立ち上がり
時間計測に対する適当な開始点に対応した最小の輝度を
有している。造影剤を連続して注入すると、フラッシュ

直後のクリーン領域を除いて、身体の大抵して全体にわた
って安定した高い造影剤レベルが維持される。フラッシ
ュの後、造影剤は局所的な血液灌流速度でクリーン領域
に浸透し、これによりクリーンな領域の輝度が上昇しこ
のクリーン領域がもはやクリーンでなくなり造影剤の飽
和点に達することになる。クリーン領域の画像輝度の変
化は、低出力走査法その他のイメージング方法を用いた
監視により、当該領域をフラッシュの直後に始まる期間
から観察することができる。

【0010】しかし、従来のフラッシュ法には幾つかの
欠陥がある。深さの違いにより標的組織の様々な部分で
輝度が異なることがある。より浅い領域での造影剤濃度
の変動により時間変化する音響陰影が生ずることもあ
る。これらの影響により標的組織の様々な部分が異なる
時点で飽和輝度レベルに達することになるため、立ち上
がり時間の評価を乱すことがあり得る。

【0011】従来のフラッシュ法の別の欠陥は、画像の
動きの影響に起因するものである。画像の動きの種類
の例としては、呼吸、心臓の収縮、プローブの動きなど
があり、こうした動きがあると標的組織の画像の局所的
輝度に影響を及ぼす。特に心臓の動きは、心臓イメージ
ングでの利用に関する重要な問題となることがある。し
たがって、局所的輝度の変化は造影剤濃度の変動に起因
するだけでなく、陰になった画像の複雑な動きに起因し
ていることがある。

【0012】局所的輝度を変化させている陰になった画
像の動きの問題は、ECGトリガ式イメージングにより
部分的には解決することができる。ECGトリガ式イメ
ージングでは、1回の心拍サイクルあたり一度の割合で
輝度の変化をチェックしている。

【0013】解析中の組織セグメントに追従するために
組織トラッキングを使用することは可能であるが、この
種の組織トラッキングは不正確となることがあり、特に
時間変化する造影剤濃度が存在する場合に不正確とな
る。不正確となるのは、組織セグメントに対する造影剤
源がその組織セグメントの部分に局在しておらず、この
ため輝度の変化速度の計測が実際の灌流速度を反映せず
距離を反映することになるためである。

【0014】心筋の健全性は心筋層の動態(すなわち、
収縮/伸張)を観察することにより評価することが多
い。その一例としてストレスエコー手技がある。この手
技は主観的評価に基づいており、医師の経験に強く依存
する。この評価は画質に基づいているが、ある種の困難
な患者では画質が極めて低くなる。収縮性レベルに対す
る客観的な数値基準が必要とされている。

【0015】

【課題を解決するための手段】少なくとも1つの好まし
い実施形態では、標的内に異なる造影剤濃度のゾーンを
生成するための方法を提供する。本方法は、第1の標的
ゾーンが第2の標的ゾーンと比べてより高い造影剤濃度

を有するように第 1 及び第 2 の標的ゾーンを生成することができ、超音波フラッシュを標的に当てるステップを含む。本発明の別の実施形態は、造影剤を注入した標的の超音波画像を作成するための方法である。本方法は、第 1 の標的ゾーンが第 2 の標的ゾーンと比べてより高い造影剤濃度を有するような第 1 及び第 2 の標的ゾーンを生成するステップと、標的の超音波画像を形成するステップであって、該超音波画像内の第 1 及び第 2 の標的ゾーンが異なる超音波応答を有するようにした画像形成ステップと、を含む。超音波フラッシュは不均一なエネルギー分布を有することができる。第 1 及び第 2 の標的ゾーンにより複数のストライプを形成させることができる。本発明の幾つかの実施形態を使用すると、血液流速速度を評価することができる。本発明の幾つかの実施形態を使用すると心臓の収縮性を評価することができる。

【0016】本発明の別の態様は、トランスジューサを制御して単一フレーム内の様々なビーム位置を複数のエネルギーのうちの 1 つで選択的に放射させているフロントエンド・コントローラ (FEC) を含む超音波イメージング・システムである。本超音波システムでは、第 1 の送信領域を形成する複数のビーム位置は第 1 のエネルギーを有することができ、また第 2 の送信領域を形成する複数のビーム位置は第 2 のエネルギーを有することができる。本発明の別の実施形態は、単一フレーム内の様々なビーム位置において複数のエネルギーのうちの 1 つで選択的に放射を行うようにトランスジューサを制御しているような、医用イメージング・システムで使うことができる FEC である。別の実施形態は、第 1 の送信領域にはビームが存在せず、かつ第 2 の送信領域の各々には少なくとも 1 つのビームが存在するような第 1 及び第 2 の送信領域を生成するようにトランスジューサのビーム位置を配置している超音波システムである。

【0017】

【発明の実施の形態】上述した課題解決のための手段、並びに本発明の好ましい実施形態に関する以下の詳細な説明は、添付の図面と共に読めばより十分に理解されよう。本発明の好ましい実施形態を例示する目的で、目下のところ好ましい実施形態を図面に表している。しかし、本発明が添付の図面に表した配置や手段に限定されないことを理解すべきである。

【0018】本発明の実施の一形態を図 1 に示しており、この実施形態はフロントエンド・コントローラ (FEC) 20 と、トランスジューサ 24 と、キーボード 26 と、ディスプレイ 28 とを含んでいる。さらに図 1 には、造影剤注入 36 により造影剤を受け入れている患者 32 も表している。FEC 20 はトランスジューサ 24 を制御してフレーム 40 (図 2) を生成させている。各フレーム 40 は、複数の超音波ビーム 44 (すなわち、超音波ライン) を含んでいる。ビーム 44 の数はその超音波装置及び医学的用途により異なる。フレーム 40 の

ビーム 44 の数は、数十本から数百本までが典型的である。

【0019】各ビーム 44 は一組のパラメータにより規定され、このパラメータとしては、方向 (送信角度)、焦点位置、送信周波数、送信エネルギー及びパルス幅が含まれる。同じフレーム 40 内の様々なビーム 44 に対するパラメータ組は異なることがある。フレーム 40 のビーム 44 に対するパラメータ組を収集して事前設定のテーブル (図示せず) の形にしておく。

【0020】図 2 に示した本発明の実施形態で表すように、各フレーム 40 は少なくとも 2 つの送信領域 48 を備えている。第 1 の送信領域 52 は比較的低いエネルギーを有しており、また第 2 の送信領域 54 は比較的高いエネルギーを有している。

【0021】第 1 及び第 2 の送信領域 52、54 に送信されるエネルギーは多くの方法により決定することができ、以下の例に限定されるものではない。エネルギーはフレーム 40 の各角度単位で送信することができ、またオペレータはどのビーム角を比較的高いエネルギーで送信し、どのビーム角を比較的低いエネルギーで送信するかを決定することができる。エネルギーが様々な角度で送信されるように制御する一方法は FEC 20 を使用することである。FEC 20 はトランスジューサ 24 を制御して、単一フレーム 40 内において、第 1 のビーム位置には第 1 のエネルギーで、また第 2 のビーム位置では第 2 のエネルギーで選択的に放射を行わせている。図 2 は、フレーム 40 の各角度単位でエネルギーを送信しているような本発明の実施の一形態を表している。したがって、事前設定のテーブルを使用して、オペレータは送信した各ビーム 44 のエネルギーと、各ビーム 44 のエネルギーを送信している方向との両方を選択することができる。

【0022】各送信領域 52、54 は、ビーム 44 の数が 1 本から概ね数十本までの間で形成することができ、ビーム 44 の数は 2 ~ 10 本であることが好ましく、4 ~ 6 本であることがさらに好ましい。本発明の幾つかの実施形態では、そのフレーム (または、複数のフレーム) 40 は複数の第 1 送信領域 52 と複数の第 2 送信領域 54 とを備えている。複数の第 1 送信領域 52 を伴う実施形態では、ある第 1 送信領域におけるビーム 44 の数が別の第 1 送信領域 52 におけるビーム 44 の数と異なっていることがある。同様に、ある第 2 送信領域におけるビーム 44 の数は別の第 2 送信領域 54 におけるビーム 44 の数と異なっていることがある。第 1 送信領域 52 におけるビーム 44 の数は第 2 送信領域 54 におけるビーム 44 の数と異なっていることがある。図 2 に示す実施形態では、オペレータは第 1 送信領域 52 のエネルギーをゼロと選択することができることに留意すべきである。

【0023】超音波エネルギーを送信させる所望の方向

を選択すること、並びに超音波エネルギーを送信させない方向を選択することによって、オペレータはビーム 44 を方向制御することができる。図 3 に示すように、ビーム 44 は第 1 及び第 2 の送信領域 52、54 が形成されるような角度に方向付けすることができる。図 3 の実施形態では、ビーム 44 を配列させる各角度ステップはすべてが同じではない。超音波ビーム 44 の方向制御により、第 2 送信領域 54 にはエネルギーを伝播させるが、第 1 送信領域 52 にはエネルギーを伝播させないようにすることができる。

【0024】本発明の一態様は、比較的高い造影剤濃度と比較的低い造影剤濃度をそれぞれ有する第 1 及び第 2 の標的ゾーン 64、68 を生成させるように造影剤注入した標的 58 を不均一なエネルギー分布 62 に当てている超音波装置の使用である。画像化しようとする全体エリアが標的 58 である。第 1 の標的ゾーン（または、複数の第 1 標的ゾーン）64 と比べて第 2 の標的ゾーン（または、複数の第 2 標的ゾーン）68 においてより多くの造影剤を崩壊させることにより、第 1 及び第 2 の送信領域 52、54 を使用して第 1 及び第 2 の標的ゾーン

64、68 を生成させている。

【0025】不均一なエネルギー分布 62 を備えるフラッシュの直後では、第 1 の標的ゾーン 64 は第 2 の標的ゾーン 68 と比べてより高い残留造影剤濃度を有している。超音波イメージングでは一般に、比較的小さい造影剤を有する走査エリアは、造影剤がより多い走査エリアと比べてより暗く表示される。したがって、画像化した際に、第 1 の標的ゾーン 64 は第 2 の標的ゾーン 68 と比べてフラッシュの直後において概してより明るくなっている。フラッシュを生じさせた後、超音波スキャナは第 1 と第 2 の標的ゾーン 64、68 のパターンを観察するスクリーン・モードに設定することができる。シネモード・メモリを使用することによりフラッシュに続く第 1 及び第 2 の標的ゾーン 64、68 の走査を記録しかつ再生することができる。不均一なエネルギー分布 62 を備えるフラッシュ・フレーム 40 のシーケンス、並びにイメージング・フレーム 70 のシーケンスは、連続して複数回実行させることができる。図 5 は、フラッシュ・フレーム 40 及びイメージング・フレーム 70 のシーケンスからなる可能な 1 つの組を表したものである。

【0026】適当な造影剤としては、マイクロバブルまたはマイクロスフェア（微小球：microsphere）を含む薬剤などがあるが、これに限定するものではない。こうした薬剤は、マイクロバブルまたはマイクロスフェアのうちの幾つかまたはすべてが超音波ビーム 44 により破裂したときに崩壊（destruction）を受けたという。

【0027】第 1 及び第 2 の標的ゾーン 64、68 を生成するために、フラッシュは、あるエリア（すなわち、第 2 の標的ゾーン 68）において、別のエリア（すなわ

ち、第 1 の標的ゾーン 64）と比べてより多くの造影剤を崩壊させることができる。フラッシュは第 1 と第 2 の送信領域 52、54 を交互に配置して備えている。第 2 の送信領域 54 は、第 1 の送信領域（すなわち、低エネルギー送信領域）52 が崩壊させる造影剤と比べてより多くの造影剤を崩壊させている比較的高エネルギーの領域である。送信される超音波パルスのエネルギーは送信超音波パルスの振幅の 2 乗に等しい。本発明の実施形態によるフラッシュの不均一なエネルギー分布 62 は、そのエネルギーではなく振幅、出力または強度により特徴付けることも可能であることに留意されたい。

【0028】ビーム 44 の多数のパラメータは、第 1 及び第 2 の送信領域 52、54 を生成させるように様々な値とすることができる。エネルギーとビーム 44 の方向は、上で検討したようなビーム 44 のパラメータのうちの 2 つである。周波数とパルス幅は、ビーム 44 の変更可能な別の 2 つのパラメータであり、個々にまたは協同して第 1 及び第 2 の送信領域 52、54 を生成している。以下においてはエネルギーのパラメータに関してのみ詳細に検討しているが、オペレータはパルス幅、周波数、方向、またはエネルギーからなる任意の組み合わせを変更して、様々な造影剤で使えるような第 1 及び第 2 の送信領域 52、54 を生成することも可能である。第 2 の標的ゾーン 68 における造影剤崩壊を最大にするように、最適な周波数、エネルギー及びパルス幅を選択することができる。第 2 の送信領域 54 に関して適当であるような具体的なエネルギー・レベルは、用途により異なることがある。例えば医学目的では、安全上の問題により第 2 の送信領域 54 で利用されるエネルギーの量が制限されることがある。

【0029】フラッシュのフレーム（または、複数のフレーム）40 はフレームごとに特徴的であるような持続時間を有することができる。不均一なエネルギー分布 62 をもつフラッシュは複数のフレーム 40 を備えることがあるが、最良の成績を得るためには、比較的短い全フラッシュ持続時間を有していることが最も効果的である。持続時間が短くないと、幾つかの用途では、標的組織がフラッシュの間に大幅に移動する可能性があり、これにより第 1 及び第 2 の標的ゾーン 64、68 が標的組織に重なり、第 1 と第 2 の標的ゾーン 64、68 がより不明瞭になることがある。

【0030】フラッシュ・フレーム 40 に続いて、オペレータはフラッシュ・フレーム 40 により形成された第 1 及び第 2 の標的ゾーン 64、68 を表示するようにイメージング・フレーム 70 を用いた走査を行うことができる。第 1 の標的ゾーン 64 は第 2 の標的ゾーン 68 と比べて造影剤濃度がより高いため、第 1 の標的ゾーン 64 は第 2 の標的ゾーン 68 と比べてより明るく表示される。図 5 は本発明に関連する各ステップのシーケンスを表しているブロック図である。イメージング前に実行さ

せるフラッシュ・フレーム 40 の数は用途に応じて様々な数とすることができる。さらに、イメージング・フレーム 70 の数も、とりわけその造影剤に応じて様々な数とすることができる。図 5 に示すように、フラッシュとイメージングからなる工程を反復するために、イメージング・フレーム 70 に続いてフラッシュ・フレーム 40 を実行することができる。イメージング・フレーム 70 は一般に、造影剤崩壊が最小でありながら標的 58 の良好な画像を提供できるように選択したパラメータを有している。オペレータは、パラメータの中でもとりわけ適当なエネルギー、パルス幅、及び周波数を選択して、良好なイメージングを得ることができる。

【0031】本発明の実施の一形態では、患者 32 (図 1) には標的エリア 58 (図 4) に注入される造影剤が与えられる。造影剤は、送信エネルギー、パルス幅、周波数など様々な超音波パラメータによって選択的に崩壊を受けるほとんど任意の典型的な造影剤とすることができる。上述したように、マイクロスフェアまたはマイクロバブルを備える造影剤が概して適当である。造影剤は連続注入に限定されるものではないが、造影剤を連続して注入すると、幾つかの実施形態でのボーラスの場合と比べてより良好な成績を得ることができる。ボーラスでは濃度の時間的変動が生ずるため、第 1 と第 2 の標的ゾーン 64、68 の間での輝度比較が混乱することがある。

【0032】造影剤の注入に続いて、患者 32 の標的エリア 58 を第 1 及び第 2 の送信領域 52、54 を備える超音波フラッシュに当てる。第 1 の送信領域 52 は第 2 の送信領域 54 と比べて崩壊させる造影剤が比較的少ない。したがって、超音波エネルギー分布は不均一となる。

【0033】このフラッシュは、比較的高い造影剤濃度と比較的低い造影剤濃度とをそれぞれ有する第 1 及び第 2 の標的ゾーン 64、68 を生成させる。このフラッシュに続いて、標的エリア 58 のイメージングにより、音響マーカーのパターンを形成している比較的明るい領域と比較的暗い領域とが表示される。比較的明るい領域は比較的高い造影剤濃度をもつ領域に対応し、第 1 の送信領域 52 に相当する領域である。比較的暗い領域は比較的低い造影剤濃度をもつ領域に対応し、第 2 の送信領域 54 からの超音波エネルギーに曝露される領域である。

【0034】本発明による一方法では、検出可能に異なる超音波応答を有する第 1 及び第 2 の標的ゾーン 64、68 を生成している。幾つかの医学的用途では、実質的に異なる超音波応答を有するような第 1 及び第 2 の標的ゾーン 64、68 を生成することが好ましい。その理由は、実質的に異なる超音波応答は、オペレータや超音波装置により容易に識別可能かつ計測可能であるためである。

【0035】第 2 の標的ゾーン 68 に向けられるビーム

44 のエネルギーは大きさがゼロを超えるエネルギーを有している。幾つかの実施形態では、第 1 の標的ゾーン 64 に向けられるビーム 44 はゼロのエネルギーを有しており、このため、幾つかのビーム 44 が第 1 の標的ゾーン 64 に向けられている場合であっても、第 1 の標的ゾーン 64 は全く超音波エネルギーを受けない(あるいは、最大でも、第 2 の送信領域 54 からの微小な浮遊エネルギーを受けるのみである)。ビーム 44 がゼロのエネルギーを有している第 1 の送信領域 52 により、不均一なエネルギー分布 62 をもつフラッシュ後の残留造影剤濃度がフラッシュ前の造影剤濃度とほぼ同じであるような第 1 の標的ゾーンが得られることになる。

【0036】超音波ビーム 44 の方向制御をしている実施形態では、エネルギーは第 2 の送信領域 54 内を伝播するが第 1 の送信領域 52 内は伝播しないことがある。こうした第 1 送信領域 52 により、不均一なエネルギー分布 62 をもつフラッシュ後の残留造影剤濃度がフラッシュ前の造影剤濃度とほぼ同じであるような第 1 の標的ゾーン 64 が得られることになる。

【0037】図 6 及び 7 は、本発明の別の実施形態を例示するために心筋層または心臓 72 を表している。図示した像では、右心室 73、左心室 74、大動脈弁 75 及び僧帽弁 76 を観察することができる。図 6 及び 7 に示す心臓 72 の 3 つの組織エリア 78 内への血液灌流速度は心臓 72 に対する血液供給を判定するために重要となることがある。本発明の幾つかの態様により、超音波走査中における図示した 3 つの組織エリア 78、並びに心臓のその他のエリア(図示せず)への血液灌流速度の検査が容易となる。

【0038】図 6 及び 7 の実施形態では、不均一なエネルギー分布 62 をもつフラッシュ後に、画像化する標的エリア 58 の一部にストライプ 82 が形成される。これらのストライプ 82 は、本発明の実施形態による音響マーカーに含まれるような形態のうちの 1 つである。フラッシュの前に、標的エリア 58 は造影剤により飽和させておいた。図 6 は、心臓 72 の傍胸骨長軸断面の超音波画像を表している。第 1 の標的ゾーン 64 は白いストライプ 84 であり、また第 2 の標的ゾーン 68 は黒いストライプ 88 である。したがって、図 6 の組織内に表したようなストライプ 82 を生成させる本発明の実施形態により、実質的に異なる超音波応答を有する第 1 及び第 2 の標的ゾーン 64、68 が生成された。本発明の幾つかの実施形態では、実質的に異なってはいないが検出可能に異なる超音波応答を有するような第 1 及び第 2 の標的ゾーン 64、68 を生成させている。

【0039】図 6 はフラッシュ後で心拍動が概ね 1 回または 2 回あたりの心臓 72 を表している。図 6 では、新鮮な血液 92 によりさらに造影剤が急速にもたらされるに連れて、心臓血液量が大きい範囲では血液 92 内のストライプ 82 が血流からフラッシュ後極めて速やかに消

失することになるため、血液92内にはストライプ82が存在していない。フラッシュ後急速に飽和造影剤濃度に達するような血液92は白く表示される。図6に示す3つの組織エリア78は、フラッシュ後の数回の心拍動後においてまだストライプ状になっており、以下で検討するようにして心臓72の解析が可能である。

【0040】図7は、図6に示した心臓72の同じセクションの超音波画像であるが、超音波ディスプレイ上で図6の画像が観察されてから少なくとも数秒（恐らくは、数分）経過した時点の画像を表している。図6で観察されるような画像と図7で観察されるような画像との時間差は造影剤の種類、血液流量、並びにその他の変数に従って様々な値となることがある。図7では、心臓組織エリア78への血流により図示した心臓セクション内に造影剤が供給され、その造影剤濃度が概ね第1の標的ゾーン64内の濃度まで達するため、第2の標的ゾーン68は第1の標的ゾーン64と実質的に同じ明るさとなっている。図6の第1の標的ゾーン64と図7の第1の標的ゾーン64とは、図6に示す画像に（数秒間）先行するフラッシュの間に受けている崩壊性超音波が比較的低い（または、全く受けていない）ため、この2つの第1標的ゾーン64は実質的に同じ輝度となっている。

【0041】幅が少なくとも約1mmのストライプ82が、多くの用途に関して概して適当である。3～5mmのストライプ幅であれば走査中に容易に観察可能であり、このストライプ幅が幾つかの用途に対して望ましいことがある。本発明の幾つかの実施形態では幅が約10mmを超えるストライプ82を利用することもできるが、このような幅広のストライプ82には幾つかの欠点がある。先ず第1に、幅が狭いストライプ82よりも幅広のストライプ82の方が標的エリア58内にはめ込める数が少なくなる。したがって、10mmを超えるような幅広のストライプ82では、画像化するエリアにはめ込める数が少ない。

【0042】第2に、幅広のストライプ82の中央にある組織では、幅が狭いストライプ82の中央と隣接する幅狭のストライプ82の中央との間の距離と比べて、隣接する幅広のストライプ82の中央にある組織からより遠い位置となる。幅が狭いストライプ82及び隣接する幅狭のストライプ82の場合と異なり、幅広のストライプ82内の血流現象や組織特性では、隣接する幅広のストライプ82の血流現象や組織特性に類似した表示とならない。幅広のストライプ82の中央と隣接する幅広のストライプ82の中央との間が比較的に長い距離であると、灌流速度の差が観察される実際の原因が、組織の深さその他の要因の違いに起因する可能性が高まることがある。したがって、血液灌流速度その他の現象を計測するには比較的に幅が狭いストライプ82がより適当である。

【0043】本発明の幾つかの実施形態では、各画像工

リアあたり5～10本のストライプ82が好ましいが、しかし、これより少ないストライプやこれより多くのストライプ82が適当であることもある。イメージング中に標的エリアを拡大させる場合には、FEC20及びトランスジューサ24により標的上に生成されるストライプ82のすべてがイメージング中に観察可能とならないこともあり得る。したがって、ある具体的な用途に関してどれだけの数のストライプ82を生成させるかを決定する際にオペレータは所望の拡大率レベルに配慮することがある。大きな拡大率を利用すると予測される場合には、より多くのストライプが必要となることがある。一方、ある具体的な用途に対して望ましいストライプ82の数により、当該用途に関するストライプ82の幅を決定することができる。

【0044】幾つかの場合では、ビーム44は円錐形をしているため、エネルギーはビーム44に沿って不均一に分布している。ストライプ82は円錐形をしたビーム44を用いて形成させることもできる。ビーム44の焦点では、造影剤崩壊能力が最大である。幾つかの用途では、焦点形状またはビーム44の形状を制御してより大きなエネルギーをもつような幅狭のビーム44の焦点をつくることができる。さらに、こうした形状のビーム44であると、焦点の近傍において同じビーム44の他の点における場合と比べてさらに多くの造影剤を崩壊させることが可能となる。しかし、幅狭の焦点は、幾つかの心臓用の超音波プローブを含め幾つかの用途において可能ではない。

【0045】第2の送信領域54で崩壊させる造影剤がより多く、かつ第1の送信領域52で崩壊させる造影剤がより少ないほど、標的エリア58の近傍領域間で生じる超音波応答の差がそれだけ大きくなる。例えば、ストライプ82が第1及び第2の送信領域52、54により形成される場合には、第2の送信領域54が崩壊させる造影剤がより多いほど、また第1の送信領域52が崩壊させる造影剤がより少ないほど、隣接するストライプ82はそれだけ大きな超音波応答の差を有することになる。輝度を、検出及び比較の対象となる当該の超音波応答とすることができる。こうした場合、フラッシュ後のイメージング中に第1と第2の標的ゾーン64、68の間の輝度の差が極めて大きくなる可能性を高めるためには、第2の送信領域54が第2の標的ゾーン68内の造影剤の多くあるいはすべてを崩壊させることができ、また第1の送信領域52が第1の標的ゾーン64内の造影剤をほとんどあるいは全く崩壊させないようにすることがある。

【0046】複数のフレーム40を備えるフラッシュを利用することにより第1と第2の標的ゾーン64、68の間の輝度差を上昇させることができる。各フレーム40からのエネルギーは標的58に当たり第2の標的ゾーン68においてある一定の造影剤を崩壊させ、これに

よりフラッシュに対して単一のフレーム 40 を使用した場合と比べてより多くの造影剤が崩壊を受ける。したがって、多重フレームのフラッシュによって、第 2 の標的ゾーン 68 を第 1 の標的ゾーン 64 と比べてより暗く生成させることができる。フラッシュを受ける組織が心臓組織である場合、フラッシュの全持続時間は比較的短くしフラッシュの間に心臓が大幅に移動しないようにする必要がある。

【0047】超音波装置の制御コンソールまたはキーボード 26 には、オペレータに対して 1 回のボタン押下 10 で、事前に決定した時間にわたって標的 58 に対して第 1 及び第 2 の送信領域 52、54 を伴うフラッシュを当てること、次いで事前に決定した時間にわたって第 1 及び第 2 の標的ゾーン 64、68 を表示させるように標的 58 を画像化することを可能としているボタンまたはスイッチを備えている。

【0048】フラッシュの間に第 2 の標的ゾーン 68 内で崩壊を受ける造影剤の実際の比率は、とりわけ造影剤の違い及び画像化する組織の違いにより様々な値となる。イメージング中に第 2 の標的ゾーン（または、複数の標的ゾーン）68 が第 1 の標的ゾーン（または、複数の標的ゾーン）64 と異なる超音波応答を有している限り、本発明の実施形態の応用は、第 1 及び第 2 の標的ゾーン 64、68 内でのフラッシュに続く実際の造影剤濃度と無関係に有効となり得る。

【0049】第 1 の送信領域 52 は第 1 の標的ゾーン 64 内の造影剤をいくらか崩壊させることがある。第 1 の標的ゾーン 64 が第 2 の標的ゾーン 68 と異なる超音波応答を有している限り、第 1 の標的ゾーン 64 内の造影剤の一部がフラッシュにより崩壊を受けても問題とはならない。第 1 の送信領域 52 に対するエネルギーをゼロにすることにより、第 1 の標的ゾーン 64 内での造影剤の崩壊は最小にすることができる。

【0050】異なる超音波応答を有するゾーンを生成させたことにより、多くの医学的計測が可能となる。例えば、本発明の一態様を利用することにより、以下のようにして血液流速を計測することができる。フラッシュの直後、またはフラッシュ後わずか数秒の時点では、画像化した際に第 2 の標的ゾーン 68 は図 6 に示すように第 1 の標的ゾーン 64 と比べて実質的により暗く表示される。フラッシュは第 1 の標的ゾーン 64 と比べて第 2 の標的ゾーン 68 においてより多くの造影剤を崩壊させ、これにより第 2 の標的ゾーン 68 がより暗く画像化される。フラッシュに続いて時間が経過するに連れて、造影剤を伴う血液が第 2 の標的ゾーン 68 に流入し、第 2 の標的ゾーン 68 に造影剤が供給されると、第 2 の標的ゾーン 68 の輝度は上昇する。最終的には、図 7 に示すように、十分な量の血液が第 2 の標的ゾーン 68 に流入して第 2 の標的ゾーン 68 の造影剤濃度を十分に高め、画像化した際に第 2 の標的ゾーン 68 が比較的明る

い第 1 の標的ゾーン 64 を基準として明るさが実質的に同じとなるか、全く同じとなるまでに至る。図 6 と図 7 の各第 2 標的ゾーン 68 の間で計測可能な輝度差が得られる時間は、最小で約 2 回の心拍動であり、ほぼ 2 秒間に相当する。幾つかの状況では、図 6 と図 7 の各第 2 標的ゾーン 68 間で計測可能な輝度差を観測するのに数十秒を要することがある。

【0051】流速を計測するには、オペレータは、超音波エネルギーのフラッシュが完了した時点で開始し、比較的暗い標的ゾーン（すなわち、第 2 の標的ゾーン）68 が比較的明るい標的ゾーン（すなわち、第 1 の標的ゾーン）64 と実質的に同じ明るさとなるまでの経過時間を計測することができる。第 2 の標的ゾーン 68 がフラッシュに続いて徐々に明るくなる速度を定量化するために、1 つのグラフを表示させることができる。例えば、このグラフは、隣接する第 1 標的ゾーン 64 を基準として第 2 の標的ゾーン 68 の輝度を経時的に表示することができる。多くの場合、オペレータは、第 2 の標的ゾーン 68 が第 1 の標的ゾーン 64 と実質的に同じ明るさとなるまで待たずに、正確な流速計測を行うことができる。こうした場合では、オペレータは第 2 の標的ゾーン 68 の輝度の上昇速度を計測しており、第 2 の標的ゾーン 68 がまだ第 1 の標的ゾーン 64 と実質的に同じ明るさになっていない場合でも、安定した流速計測が達成されたと見られる時点において、オペレータはその計測値を決定している。

【0052】第 1 及び第 2 の標的ゾーン 64、68 を用いて流量を評価する利点の 1 つは、第 1 及び第 2 の標的ゾーン 64、68 の幅を狭くすることができることである。互いに近くにあるゾーンの輝度を比較することにより、基準点（例えば、第 1 の標的ゾーン 64 内のある点）を関心対象のゾーン（例えば、隣接する第 2 の標的ゾーン）に極めて接近させたり、この関心対象ゾーンに局限させることができる。相対輝度の決定において比較する第 1 及び第 2 の標的ゾーン 64、68 は、互いにすぐ隣りに位置させることがある、ただし、必ずしもすぐ隣りに位置させる必要はない。複数の第 1 標的ゾーン 64 を複数の第 2 標的ゾーン 68 を比較することも可能である。

【0053】第 1 及び第 2 の標的ゾーン 64、68 の最適な幅は、造影剤の違い、組織の違い、またその他の変動要素のために用途に応じて様々な値となることがある。形成することができるストライプ 82 の幅の狭さは、隣接する超音波ビーム 44 の重なり合いにより一部で制限を受ける。さらに、幾つかの用途ではストライプ 82 が極めて幅狭になると第 2 の標的ゾーン 68 に血液が急速に流入し第 2 の標的ゾーン 68 に造影剤が急速に供給されるため、ストライプ 82 をあまり幅狭にすることは望ましくないこともある。例えば、幅が極めて狭いストライプ 82 では、暗い領域が明るくなる速さが急激

すぎるため流速の評価が困難となることもある。一方、幾つかの用途では、隣接するストライプ82が極めて幅広であると組織の局所性が失われることがあるためストライプ82をあまり幅広にすることは望ましくないこともある。

【0054】不均一なエネルギー62をもつフラッシュを行った時点から第2の標的ゾーン68が事前に決定した輝度レベルと同じ明るさとなる時点までの期間で、第2の標的ゾーン68の絶対輝度から経時的なグラフを作成することができる。こうしたグラフは図8のグラフにおいて第2ゾーンと名称を付けた線と同様となることがある。第2ゾーンと名称を付けた線は、第2の標的ゾーン68の輝度の絶対値を表している線である。図8にはさらに、第1の標的ゾーン64の絶対輝度を表している線（第1ゾーンと名称を付す）も描いてある。このグラフの縦軸は、任意の輝度単位、または第1ゾーン及び第2ゾーンの各線に対する超音波応答を単位とすることができる。図8には、第3の線として、不均一なエネルギー62のフラッシュ後の所与の時刻における第2標的ゾーン68の輝度の第1標的ゾーン64の輝度に対する比を表している、相対輝度と名称を付けた線も描いてある。図8における第1標的ゾーン64の経時的な輝度は、不均一なエネルギー62からなるフラッシュに続き一定となっていない。これは、心拍サイクル、呼吸による動き、及びシェーディングなどの要因によりこの輝度が経時的な影響を受けているためである。図8に示す輝度値及び時間は、第1及び第2の標的ゾーン64、68をグラフと協同して利用する方法のうちの幾つかを示すための単なる例であることに留意すべきである。

【0055】第2の標的ゾーン68の輝度絶対値に関するグラフでは、第2の標的ゾーン68の輝度を近くにある第1の標的ゾーン64の輝度と比較する方法に比べて欠点を有することがある。標的エリアが異常な血流特性を有していたり、異常な組織深さまたはシェーディングを有している場合には、第2標的ゾーン68の輝度絶対値が血液流量と正確に対応しないことがある。正確に言う、組織深さが異常に大きいこと、あるいはビーム44のエネルギーや集束などその他の変数に起因して第2標的ゾーン68の輝度絶対値が低くなることもある。組織の深さ、ビーム44のエネルギー及び集束は、造影剤を用いたイメージングの際に輝度に影響を与えることがあるパラメータのうちのほんの幾つかでしかない。したがって、第2の標的ゾーン68の絶対輝度は血液灌流の信頼できる指標とならないこともある。

【0056】直ぐ隣りにある第1標的ゾーン64と比較した第2標的ゾーン68の相対輝度は、絶対輝度と比べてより信頼できる灌流の指標となり得る。信頼できる指標となり得る理由は、隣接する第1標的ゾーン64が局在性の組織であり、かつ遠い位置にある領域や所定の絶対輝度値と比べて、このゾーンは完全な灌流に関連する

ことを要するような輝度の良好な指標となる可能性がより高いためである。例えば、遠い位置にある組織では、組織が遠くにあるために極めて異なる特性を有することになり、関心対象の第2標的ゾーン68と比べてもっと高速な灌流速度を有することもある。同様に、遠い位置にある組織では深さが第2の標的ゾーン68と異なる可能性があるが、関心対象の第2標的ゾーン68に隣接する第1の標的ゾーン64では、深さが同じである可能性が最も高くなる。したがって、本発明の幾つかの実施形態は音響陰影や深さ変動アーチファクトの問題を克服するのに役立つ。

【0057】組織の動きにより組織灌流計測の精度が低下する可能性があるため、ECGトリガ制御を利用して、心臓を標的エリア58とした場合の精度を向上させることができる。ECGトリガ制御はイメージング・システムに対して心拍サイクル内の特定の時点のみでイメージング・フレーム70を取り込ませ、これによりオペレータは心拍サイクルの特定のフェーズのみを相次ぐサイクル間で比較できることになる。ECGトリガ制御を用いると灌流に対する輝度の差を検出することができ、またECGトリガ制御により心臓の動きに起因するアーチファクトが低下するか、または排除される。

【0058】本発明の実施形態の幾つかでの利点の1つは、組織の動きにより組織灌流計測の精度が低下する問題をECGトリガ制御を用いずに軽減させることができることである。隣接する第1及び第2の標的ゾーン64、68は概ね一緒に移動している。したがって、隣接する第1及び第2の標的ゾーン64、68の輝度比較は組織の動きにより歪められることがない。ストライプ82を用いた実施形態では、隣接するストライプ82は一緒に移動しており容易に識別が可能である。これにより、連続する画像上で比較的簡単な組織トラッキングが可能となる。局所的な画像輝度の動態（結果的には、局所的な血液灌流）をより正確に再構成させることができる。

【0059】本発明の態様を用いることにより組織の動きを計測することもできる。例えば、心拍サイクル中の心臓の収縮レベルを計測するように、ストライプ82の幅を計測することができる。死んだ筋肉は収縮しないため、少しでも収縮をすることができる心筋を本発明の一態様を利用して検出することができる。図9では、弛緩状態にある心筋層のあるセクション96の画像を表している。図10は、比較のために、図9と同じ心筋層セクション96の収縮状態を表している。図9と図10を比較することで分かるように、弛緩状態に対応した図9のストライプ82は図10に示す収縮状態に対応したストライプ82と比べてより幅広に描出されている。ストライプ82の幅を計測するように超音波装置を設定した場合では、弛緩状態から収縮状態までの幅の変化が超音波装置のオペレータに対して表示され、これによりオペレ

ータに収縮の定量的計測値を提供することができる。ストライプ82の幅は、超音波で画像化した対象の寸法を計測するためによく知られている超音波装置機能を用いて計測することができる。ストライプ82の幅は、第1及び第2の標的ゾーン64、68のパターンに対するトラッキングに基づいて自動で計測することもできる。

【0060】ECGトリガ制御は、幅の計測値を採取すべき時点の決定に役立てることもできる。この方法では、ストライプ82の幅は収縮ピークと弛緩ピークの間で計測し、比較している心拍サイクルの各点に幅の計測値を対応させるようにすることができる。追加としてまたは別法として、その心拍サイクル内の別の点を計測することもできる。所望であれば、収縮性を評価するためにECGトリガ制御を用いずに心拍サイクルをトラッキングすることができる。

【0061】本発明の幾つかの実施形態を利用して組織と血液の間の識別をすることもできる。例えば医学的用途では、心内膜（心室の内側表面）を画像化することが望ましいことがある。こうしたイメージングでは、駆出率（ejection fraction）、一回拍出量（stroke volume）、並びに心拍出量（cardiac output）の各パラメータを評価することが望ましいことがある。しかし、心筋層と血液の画像間の差は無視できる程度であることが多く、また組織・血液間の境界は従来の方法を用いては正確に認識することができなかった。心臓組織にフラッシュを当て組織内に第1及び第2の標的ゾーン64、68を生成させることにより、オペレータは血液を組織から区別することが可能となる。フラッシュに続く数秒の時点で血液は造影剤が供給された状態となり、これにより画像化した際に血液は比較的明るくかつ均等に明るくなる。一方心臓組織は、それぞれ比較的明るい部分と比較的暗い部分となっている第1及び第2の標的ゾーン64、68（例えば、ストライプ82）を有するように表示されることになる。したがって図6に示すように、オペレータには心臓組織78がストライプ状となっていることが分かることになる。それぞれ明るい部分と暗い部分となった第1及び第2の標的ゾーン64、68が存在することに基づいて、血液と組織の識別を容易にするような血液／組織の辺縁検出アルゴリズムを開発することができ

る。

【0062】上で検討した主たる身体部位は心臓であったが、本発明の態様を利用することにより身体他の部位に関しても、灌流速度、組織の動き、並びに血液／組織の識別を決定することができる。例えば、灌流速度の決定により、心筋以外に幾つかの悪性度を検出することができる。

【0063】上述した本発明の実施形態は、ある具体的な走査モードに限定されるものではない。図6及び7は2DモードまたはBモード走査を表している。ハーモニ

*ック・パワードブラ・イメージングその他のイメージング・モードを本発明の態様と共に利用することもできる。ハーモニック・パワードブラ・イメージングでは2Dモードと比べて造影剤濃度に対する感度が概してより大きく、2Dモードにより達成される信号対雑音比と比べてより高い信号対雑音比をもつイメージングが可能である。

【0064】第2の標的ゾーン68と比べてフラッシュ後直ちに明るくなるような第1の標的ゾーン64について上述において概略検討したが、超音波装置に関連する映像信号処理装置によっては造影剤の輝度効果が反対になることに留意されたい。例えば、超音波イメージング・システムによっては、高い造影剤濃度を有する領域を造影剤濃度が低い領域と比べてより暗く表示することも可能である。したがって、本発明の一態様は、画像化した際に異なる超音波応答を有する第1及び第2の標的ゾーン64、68を生成させることである。

【0065】本発明に関し好ましい実施の形態を参照しながら記載してきたが、本発明の範囲を逸脱することなく様々な変更が可能であると共に等価物による代用が可能であることは当業者であれば理解するであろう。さらに、多くの修正形態により、本発明の範囲を逸脱することなく具体的な状況や材料を本発明の教示に適応させることができる。したがって、開示した具体的な実施形態に本発明を限定しようという意図ではなく、本発明が添付の特許請求の範囲の域内に属するすべての実施形態を包含するように意図したものである。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の実施の一形態の概要図である。

【図2】本発明の実施の一形態によるフラッシュ・フレームの概要図である。

【図3】本発明の別の実施形態によるフラッシュ・フレームの概要図である。

【図4】本発明の一態様による標的ゾーンの一実施形態の概要図である。

【図5】本発明の別の態様による各ステップの流れ図である。

【図6】本発明の一態様によるフラッシュの直後または数秒後を示した心臓の超音波走査の概要図である。

【図7】図6に示す走査後に撮影した、図6に示した心臓セクションに対する超音波走査の概要図である。

【図8】不均一なエネルギーをもつフラッシュに続き経時的に得られる、第1の標的ゾーンの輝度、第2の標的ゾーンの輝度、並びに第1と第2の標的ゾーンの相対輝度に関する輝度グラフである。

【図9】本発明の一態様による第1及び第2の標的ゾーンを有しているような、心拍サイクルの伸展状態にある心臓セクションの図である。

【図10】本発明の一態様による第1及び第2の標的ゾーンを有している図9に示す心臓セクションで、心拍サ

イクルの収縮状態の間を表した図である。

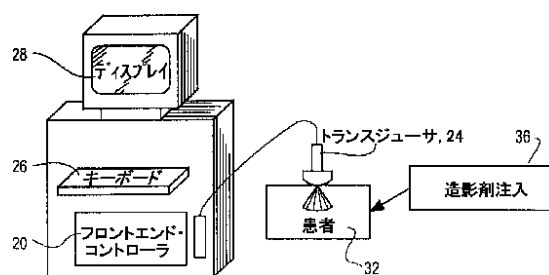
【符号の説明】

20 フロントエンド・コントローラ(FEC)
 24 トランスジューサ
 26 キーボード
 28 ディスプレイ
 32 患者
 36 造影剤注入
 40 フレーム
 44 超音波ビーム
 48 送信領域
 52 第1の送信領域
 54 第2の送信領域
 58 標的、標的エリア
 62 不均一なエネルギー分布

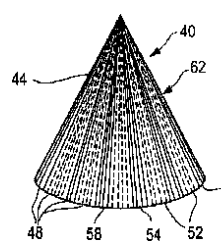
* 64 第1の標的ゾーン
 68 第2の標的ゾーン
 70 イメージング・フレーム
 72 心臓
 73 右心室
 74 左心室
 75 大動脈弁
 76 僧帽弁
 78 組織エリア
 82 ストライプ
 84 白いストライプ
 88 黒いストライプ
 92 血液
 96 心筋層セクション

*

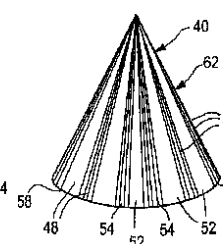
【図1】



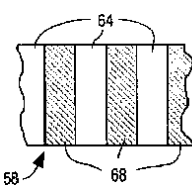
【図2】



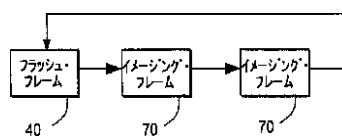
【図3】



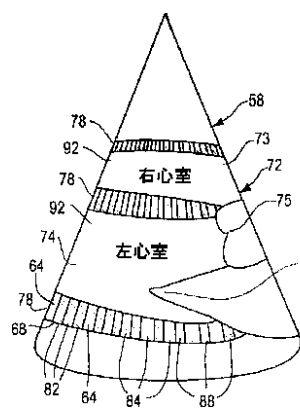
【図4】



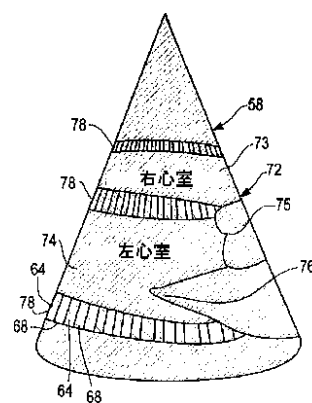
【図5】



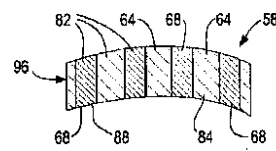
【図6】



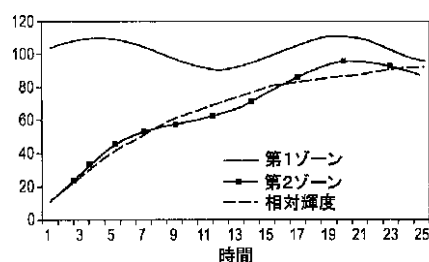
【図7】



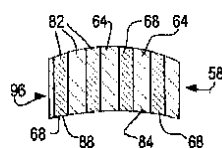
【図9】



【図8】



【図10】



フロントページの続き

Fターム(参考) 4C301 AA02 CC02 DD01 DD04 DD07
EE11 HH01 HH02 HH14 HH26
JB22 KK22 KK26 KK30 LL20

专利名称(译)	将超声波与造影剂一起使用的方法和设备		
公开(公告)号	JP2002360576A	公开(公告)日	2002-12-17
申请号	JP2002130305	申请日	2002-05-02
申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术公司有限责任公司		
[标]发明人	ピーター・リシアンスキー		
发明人	ピーター・リシアンスキー		
IPC分类号	A61B8/06 A61B5/0456 A61B8/00 A61B8/08 G01S7/52		
CPC分类号	A61B8/481 A61B5/0456 A61B8/06 A61B8/0883 A61B8/543 G01S7/52038 G01S7/52039 G01S7/52085		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/08 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C301/AA02 4C301/CC02 4C301/DD01 4C301/DD04 4C301/DD07 4C301/EE11 4C301/HH01 4C301/HH02 4C301/HH14 4C301/HH26 4C301/JB22 4C301/KK22 4C301/KK26 4C301/KK30 4C301/LL20 4C601/BB03 4C601/DD03 4C601/DD15 4C601/DE01 4C601/DE03 4C601/DE06 4C601/EE09 4C601/HH04 4C601/HH05 4C601/HH14 4C601/HH15 4C601/HH22 4C601/HH23 4C601/JB34 4C601/JB35 4C601/JC37 4C601/KK12 4C601/KK18 4C601/KK19 4C601/KK28 4C601/KK30 4C601/KK31 4C601/LL40		
代理人(译)	松本健一		
优先权	09/681589 2001-05-03 US		
其他公开文献	JP4064716B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：生成具有不同造影剂浓度的区域。产生第一和第二目标区域（64、68），使得与第二目标区域（68）相比，第一目标区域（64）具有更高的造影剂浓度。靶（58）被施加到可以使用的超声波闪光灯。在该方法的另一方面，第一和第二目标区域以不同的超声响应成像。本发明的一个实施例的设备控制单个框架（40）内的换能器（24）在第一光束位置具有第一能量，在第二光束位置具有第二能量。它配备有前端控制器（20），可选择性地辐射能量。

