

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号
特許第4988130号
(P4988130)

(45) 発行日 平成24年8月1日(2012.8.1)

(24) 登録日 平成24年5月11日(2012.5.11)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 8/06 (2006.01)

A 6 1 B 8/06

G 0 6 T 1/00 (2006.01)

G 0 6 T 1/00 2 9 0 D

請求項の数 14 (全 25 頁)

(21) 出願番号	特願2002-520693 (P2002-520693)	(73) 特許権者	590000248
(86) (22) 出願日	平成13年8月23日 (2001.8.23)		コーニンクレッカ フィリップス エレク
(65) 公表番号	特表2004-506466 (P2004-506466A)		トロニクス エヌ ヴィ
(43) 公表日	平成16年3月4日 (2004.3.4)		オランダ国 5 6 2 1 ベーアー アイン
(86) 国際出願番号	PCT/EP2001/009734		ドーフエン フルーネヴァウツウェッハ
(87) 国際公開番号	W02002/015775		1
(87) 国際公開日	平成14年2月28日 (2002.2.28)	(74) 代理人	100070150
審査請求日	平成20年8月20日 (2008.8.20)		弁理士 伊東 忠彦
(31) 優先権主張番号	09/645,872	(74) 代理人	100091214
(32) 優先日	平成12年8月24日 (2000.8.24)		弁理士 大貫 進介
(33) 優先権主張国	米国 (US)	(74) 代理人	100107766
			弁理士 伊東 忠重
		(72) 発明者	パワーズ, ジェフリー イー
			オランダ国, 5 6 5 6 アーアー アイン
			ドーフエン, プロフ・ホルストラーン 6
			最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 冠状動脈の超音波診断画像化

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

冠状動脈を超音波的に画像化するためのシステムの制御方法であって、
超音波エネルギー送信手段が、超音波造影剤を含む冠状動脈へ超音波エネルギーを送信する段階と；

エコー信号受信手段が、前記冠状動脈を含んでいる容積測定領域から前記送信された超音波エネルギーに応答するエコー信号を受信する段階と；

受信エコー信号処理手段が、前記容積測定領域内に含まれる前記冠状血管の前記造影剤の超音波画像を生成するために受信されたエコー信号を処理する段階とを含み、

前記冠状動脈の前記造影剤からの信号が、前記容積測定領域の別の部分での造影剤からの信号に関してセグメント化されることを特徴とする方法。

【請求項 2】

前記超音波画像が、前記容積測定領域内に含まれる前記冠状動脈の流れの三次元レンダリングを含むことを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

【請求項 3】

前記超音波画像が、前記容積測定領域内に含まれる前記冠状動脈の流れの投影画像を含むことを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

【請求項 4】

前記冠状動脈の前記造影剤からの信号が、前記容積測定領域の別の部分での造影剤からの所望でない信号をマスキングすることによってセグメント化されることを特徴とする請

10

20

求項 1 に記載の方法。

【請求項 5】

前記冠状動脈の前記造影剤からの信号が、前記容積測定領域の別の部分で選択的にマイクロバブルを分裂させることによってセグメント化されることを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

【請求項 6】

前記冠状動脈の前記造影剤からの信号が、心筋で選択的にマイクロバブルを分裂させることによってセグメント化されることを特徴とする請求項 5 に記載の方法。

【請求項 7】

前記冠状動脈の前記造影剤からの信号が、閾値化操作によってセグメント化されることを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

10

【請求項 8】

超音波ビーム送信手段が、高さ方向に分岐し且つ方位方向に集中する超音波ビームを送信する段階を、前記送信する段階が含むことを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

【請求項 9】

容積測定領域内に含まれる冠状動脈の三次元超音波画像を生成する超音波診断画像システムであって、

(a) 変換器素子の二次元配列を含む超音波走査ヘッドと；

複数の超小型ビーム形成器であり、各超小型ビーム形成器が、変換器素子のパッチに接続され、前記パッチの素子からビーム形成された信号の合計を生じる、複数の超小型ビーム形成器と；

20

(b) 前記超小型ビーム形成器に接続されるコンダクターを有するケーブルと；

(c) 超音波的に冠状動脈を画像化するための超音波システムであり、

超音波造影剤を含む前記冠状動脈へ高音波エネルギーを送信する手段、
前記冠状動脈を含む容積測定領域から前記送信された超音波エネルギーに応じてエコー信号を受信する手段、及び

前記容積測定領域内に含まれる前記感光血管の前記造影剤の超音波画像を生成するために受信されたエコー信号を処理する手段であり、前記冠状動脈の前記造影剤からの信号が、前記容積測定領域の別の部分での造影剤からの信号に関してセグメント化される手段とを含む超音波システムとを含み、

30

前記超音波システムがさらに、

タイムアラインされたパッチ信号から多数の同時の走査ラインを生成する、前記ケーブルのコンダクターに接続される多重ラインビーム形成器、

前記多重ラインビーム形成器に接続される三次元画像プロセッサ、及び

前記画像プロセッサに接続される表示、を含むことを特徴とする超音波診断画像システム。

【請求項 10】

前記超音波システムが、補間された走査ラインを生成するために前記走査ラインデータを補間する、前記走査ラインに対して反応するインターポレーターをさらに含むことを特徴とする、請求項 9 に記載の超音波診断画像システム。

40

【請求項 11】

各超小型ビーム形成器が、パッチからの二つ以上の異なって操舵されるビーム形成された信号の生成が可能であることを特徴とする、請求項 9 に記載の超音波診断画像システム。

【請求項 12】

さらに、前記容積測定領域上及び前記容積測定領域の平面領域上のビームを走査する、前記二次元配列の素子に接続される送信機を含み、該送信機において、前記平面領域を完全に走査するために必要な時間が前記容積測定領域を完全に走査するために必要な時間よりも短いことを特徴とする請求項 9 に記載の超音波診断画像システム。

【請求項 13】

50

さらに、二次元画像プロセッサを含み、該プロセッサにおいて、前記表示が前記容積測定領域の三次元画像及び前記平面領域の二次元画像を表示することを特徴とする請求項 1 2 に記載の超音波診断画像システム。

【請求項 1 4】

前記二次元画像の表示のフレーム率が、前記三次元画像の表示のフレーム率よりも高いことを特徴とする請求項 1 3 に記載の超音波診断画像システム。

【発明の詳細な説明】

【0001】

本発明は超音波診断画像システムに関し、より詳細には、冠状血管を画像化するための超音波診断画像システムに関する。

【0002】

冠状血管の疾病の初期の検出は、世界において成人の主要な死亡原因である、心筋梗塞の処置及び予防にとって重要である。現在の冠状動脈疾病の主要な方法の一つは、診断的な血管写像である。血管写像は、通常はカテーテルの手法による血管系への X 線不透性ダイの注入によって獲得される。X 線不透性ダイは、冠状動脈に注入し、放射線画像センサー上に注入された放射線投影がなされる。結果となる血管写像は、X 線不透性ダイが血管系によって流れるので、心臓動脈の脈管の管腔を明らかにするだろう。注入された管腔の狭さは、脈管の妨害及び梗塞の潜在的な条件の示唆を証明するであろう。

【0003】

超音波は、X 線不透性ダイに対して、血管写像を形成するために使用される放射線への患者の露光及び外科的カテーテル手法の除去という長所を有する、冠状血管検査のために使用される可能な理学療法であると考えられている。しかしながら、超音波画像化はそれ自身に限界がある。一つは、主要な冠状動脈が心臓の表面で不規則に曲がり、心臓の心外膜の表面に沿って転換して屈折していることである。このようにして、冠状動脈は単一の画像表面では可視できず、最も普及している画像化方法が行なわれる。さらに、冠状動脈の画像化は、超音波を大きく阻害する胸郭及び心臓自身の動きによって妨害される。このようにして、冠状動脈の一部が超音波に届いたとしても、冠状動脈の画像は、早く過ぎ去り、ぼかされて比較的低解像度となる。

【0004】

本発明の原理と一致して、冠状血管を超音波的に画像化する技術及び装置が提供される。上記技術は、冠状血管を背景である心筋、肺に対して、たとえ心臓が動いていてもはっきりと表す超音波造影剤の使用を含んでいる。装置は、冠状動脈の少なくとも一部分を含む三次元容積の走査が可能な三次元超音波画像システムを含んでいる。一つの表示フォーマットにおいて、冠状動脈を含んでいる三次元容積は、血管写像と同様な手法で超音波画像を合成するための表示面上に投影される。また、別の表示フォーマットにおいて、三次元容積は、三次元容積の平面のリアルタイムな二次元画像を伴って共に表示される。別の表示フォーマットにおいて、冠状動脈の血液流の径路は、脈管の個別で“真っすぐになった”ように演出することで表示される。

【0005】

従来の放射線写像は、主要な冠状動脈の幹から枝分かれした動脈のほんの数本のみを検出する。超音波はまた、経壁の動脈の可視化において可能である。このようにして、本発明は、従来の血管写像では見ることができない脈管の可視化の発展性を提供する。

【0006】

まず図 1 に言及すると、心臓 10 の図面が示されている。心臓の外部表面には、心臓の筋肉、心筋に血液を連続した供給を提供する冠状動脈 1 2 が位置している。心臓の外部表面は、周期的な低下と上昇で不規則に丸められ、かかる表面に位置している冠状動脈は、連続して湾曲している表面で、高い点及び低い点に従っている。このようにして、冠状動脈は平面に位置せず、多くの曲りと歪みを受ける表面に位置する。冠状動脈は、心臓を二分する単一の平面によって画像化されず、すべての曲り、捻れ、転換する冠状動脈の三次元径路を画像化する技術によって画像化されている。

10

20

30

40

50

【0007】

図2は、図1で示されている冠状動脈の部分的な血管写像を描写している。図2の血管写像は、冠状動脈に注入するX線不透性ダイを人体に注射することによって第一に形成される。次いで、X線の幅広いビームは患者の胸を通過して患者とは反対側のX線写真のプレートに送信される。X線写真のプレートは、画像を合成するために連続して走査される。冠状動脈との交差をしない心臓を通過するX線は、画像の明るい部分に表れ、ダイを注入された動脈を打つX線は、X線写真のプレートには到達せず、プレート上に冠状動脈のX線の“影”を残す。冠状動脈の結果となる影の画像は、図2に現れるであろう。広い領域若しくはほとんど全体の心臓がX線によって照射されるため、心臓表面上の捻れて転換している冠状動脈は、たとえ捻れて転換している冠状動脈を三次元に拡張したとしても、送信されたX線のパターンを残すであろう。冠状動脈中の障害物は、動脈の“影”の幅及び／若しくは明るさの突然の変化によって明らかにされるだろう。

10

【0008】

図3は、心臓の垂直領域を描写する。左心室LV及び右心室RVが図に描写されている。かかる実施例では、心臓壁及び左心室の一部が画像化され、画像容積20内に含まれている。左心室の室容積は18にて示され、心筋は16にて示され、冠状動脈12は、心筋の外部表面に位置している。超音波造影剤が患者の体内に導入され、画像化容積は、造影剤からの高調波及び非線状の基本的な返答の両者において超音波で走査される。最初に、造影剤が心臓に到達する前に、比較的強度が低いであろう超音波信号の非線状伝播によって引き起こされるものを除外して、高調波の返答は存在しないであろう。かかる組織の高調波の返答は、米国特許出願番号5980457に記載されるような送信されたパルスの事前の歪み又は閾値化若しくは他の技術によって縮減され得る。造影剤が血管系を通過して心臓に達する場合、図4aに描写されるように、まず最初に、画像化容積20での左心室の室を満たす。左心室は強烈な高調波の返答でライトアップされ、超音波画像にて明るく現れる。造影剤が心臓から送り出されて、図4に描写されるように、次ぎに冠状動脈12に注入される。この段階において、心室18及び冠状動脈12の両者は、超音波画像にて明るく現れる。最後に、造影剤は、冠状動脈12から心筋16の毛細血管床に灌流するだろう。次いで、3つの領域12、16及び18は図4cに描写されるように、造影剤返答エコーにより照射されて明るく現れるであろう。

20

【0009】

手順の目的が他の組織からの可能な限り小さなクラター (clutter) を伴う冠状動脈を試験することであるため、図4bに描写されている、主な関心である注入の第二段階である。したがって、臨床医は、冠状動脈に造影剤が注がれる場合に、及び心筋が灌流される前に、心筋からの高調波信号が望まれず、クラターとして見なされるため、超音波画像を捕らえるために一連の出来事を記録しているべきである。左心室からの高調波の返答はまた、それが望まれない高調波信号であるようなクラターとして考慮され、画像平面上の注入された冠状動脈の投影で干渉できる。図4bに描写されているような画像が捕獲された場合、好ましくは、心室18からの望まれない信号を除外するように処理される。これは、望まない画像信号を空間的にマスキングする、適応性のあるビーム形成及び／若しくは画像後処理によって達成される。最初に左心室18が注入されるため、初期の高調波の返答を検出するアルゴリズムは、効果的に画像から心室信号を除去する一若しくは二回の心拍以内で初期の高調波の返答と連続した画像領域をマスキングする。左心室の返答をマスキングする別の技術は、左心室は大きな血液のプールで、組織の返答信号を欠失する広い領域で表示する信号を除外することを認識することである。閾値化は、100%の血液信号強度及び組織の約6%の血液信号強度を有する、血液プール信号間で細分化するために使用することができる。別の感知技術は、基本周波数スペクトルの中で作動し、組織から返されたエコーより低い振幅で血液から返された基本周波数信号があることを認識することである。基本の信号が返す目立って低い振幅を備えた領域から返された高調波信号は、左心室にマスキングをするために表示から除去される。しかし、別の技術は、左心室中の血液流速が冠状動脈若しくは心筋中の血液流速より大きいことを認識し、表示からの

30

40

50

最も高い速度信号にマスキングをすることである。次いで、冠状動脈からの残る明るい画像信号は三次元の表示で表示することができるか、若しくは非常に血管写像のように現われて、従って血管写像に精通している臨床医により用いられている診断でありうる冠状動脈の二次元の超音波の投射画像を合成するために与える三次元の最大の強度でのような暗くなった像平面上に投影される。

【0010】

血管及び心筋への画像エリアの細分化はまた、心筋における空間解像度及び一時的な解像度を増大するために、適応性のあるビーム形成に使用され得る。かかる処理は、関心のある領域（例えば、心筋）で、大きな送信するアパチャー（より狭いビームの幅であるが、より多くの送信回数を要求する）を一般的には使用するであろう。より小さい送信するアパチャーは、血液プール領域にて、より高いオーダーの多重ラインを許容するために使用され、それによって、より迅速な獲得を提供する。上記のアパチャーの適応に加えて、冠状動脈の画像化を増幅する適応性のあるビーム形成技術は、左心室の造影剤が注入された血液プールからの高強度の返答を検出するように、受信される信号の感知する信号を含み、及び左心室信号は望まれず、冠状動脈へ送り出される左心室で縮減された送信力が造影剤のより少ない混乱を引き起こすため、左心室に対する送信力の縮減による応答を含む。、多数の走査ラインに同時に高周波の音波を当てることを“太った”（幅広い）ビームに要求する、多重ライン受信を使用する場合の別の代替は、適応してアパチャーを変更することであり、従って、左心室をオーバーラップさせる場合、狭い、送信ビームは輪郭を描く。なぜなら、ビームが、冠状動脈だけでなく左心室にも高周波の音波を当てるように単に十分な広さを必要とするためである。しかし、別の適応は、血液ではなく組織のための飛行時間調節を最適化し、左心室（それは興味のあるターゲットでない）から血液プール信号を受け取る場合これらの調節を禁じることである。しかし、一層の適応物は、経胸腔的に心臓を画像化する場合、肋骨によって妨げられる変換器要素を考慮して適応してアパチャーを調整することである。

【0011】

冠状画像化手順が、効果的な発生からの図4に示される第三段階を防ぐために導くことが可能であり、それによって、冠状動脈が明らかに細分化された図4bに示される注入の所望の第二段階が持続される。心筋16の細かい毛細血管床は、造影剤の非常に少ない非常にマイクロバブル（microbubbles）によってゆっくりと灌流される。毛細血管床に血液を供給する冠状動脈での血液流の速度は比較的速く、よって血液量は毛細血管床の多くの毛細管に分配され、毛細管での速度はかなり遅くなる。血液流速は、毛細血管床の出口にて大きな集積する脈管で再び上昇する。おおよそ5乃至8回の心臓周期は、最初に心筋の毛細血管床に灌流するために要求され得るか、若しくは造影剤が分裂した後で再度毛細血管床に灌流するために要求され得る。画像フレーム率（例えば、送信パルス力）及び送信パルス力の均等化によって、これらの非常に小さいマイクロバブルは、それらが心筋への灌流のために開始するように連続して分裂可能である。より高いフレーム率及び／若しくはより高い送信力は、心血管系の選択された領域での増大したマイクロバブルの分裂を引き起こすであろう。約0.1若しくはそれよりも低い機械的なインデックスの設定を伴う送信は、マイクロバブルの分裂をほとんど引き起こさず、上述のレベルにおいて画像化される心室、冠状動脈及び心筋毛細血管床の血液のプールを可能にする。上述のレベルよりも高い場合、顕著なマイクロバブルの分裂が起こるであろう。約0.2乃至0.5の機械的なインデックスの範囲において、画像平面にて毛細血管床に再度灌流可能となる前に、マイクロバブルは実質的な数に分裂される。このようにして、このような力レベルでの画像化は、毛細血管床からの信号の返答をほとんど伴わない、送信パルス間の画像平面で著しいほど再度灌流される、心室及び冠状動脈からの著しい高調波信号の返答となるであろう。より高い力のレベルにおいて、特に1.0の機械的なインデックスよりも高い場合、心室血液プールにおいて画像平面の重要でない再注入のみを伴う、心室、冠状動脈及び毛細血管床で実質的なマイクロバブルの分裂となるであろう。正確な数は、特異的な造影剤で変化するであろう。適切に低い破壊的な機械的なインデックスの設定の

10

20

30

40

50

使用によって、心筋の毛細血管床は造影剤の実質的な量とは離れて効果的に維持され、したがって、任意の高調波コントラストが信号を返す場合、ほとんど合成しないであろう。結果は、心室及び冠状動脈のみが著しい高調波返答信号を合成する場合は、フレーム率及び送信力の適切な選択によって考慮され得る期間において維持できる図4bの第二段階である。左心室血液プールのマスキングを伴う毛細血管床の選択的分裂の組み合わせは、表示において細分化される冠状動脈を可能にする。別の変化は、上述で注意されるような心筋中の流れの低速度を認識し、毛細血管床からの低い流速の信号にマスキングをするか、若しくは拒絶することである。

【0012】

さらに、冠状動脈画像化手順は、心室での造影剤から返る望まない高調波を縮減するために制御され、それによって、マスキングの必要性若しくは別のエコー除去技術を最小化する。造影剤は、大動脈の付け根に通すことが可能な血管内のカテーテルによって投与され得る。造影剤が大動脈の根に注入された場合、心臓からの血液の流れは、心室への造影剤の即時の流入を妨げるであろう。冠状動脈が大動脈の付け根から血液の供給を受け取るため、この位置における造影剤の注入は、冠状動脈への即時の造影剤を伴う注入となることを引き起こす。このようにして、冠状動脈は、脈管系を横断し、静脈の流れ（そのポイントでは著しい量の造影剤は肺のフィルタリングにより除去されるかもしれない）によって心臓に戻るまで、心臓に流入しないであろう、造影剤でライトアップするために第一の構成となるだろう。このようにして、手順の少なくとも最初の期間において除去されない場合、心室での造影剤からのクラターは縮減される。

【0013】

容積測定領域の平面の超音波の投射画像を形成するための一つの方法は、米国特許出願番号5305756に記載された“スリット-0-ビジョン (slit-o-vision)”として知られる技術の手段による。“スリット-0-ビジョン”技術において、容積測定領域は、高さ範囲で分岐し、方位範囲で集中した超音波ビームによって高周波の音波が当てられた。その技術は、かかる画像が比較的長い方位範囲及び狭い高さ範囲である、アパチャーの使用によって形成可能である事実から名前をとる。かかるアパチャーから合成された超音波ビームは、方位の中で焦点に集められる一方、高さ方向へ所望の発散を開発した、本質的に円筒状の波面を放射する回折を利用する。高められて分岐するビームはまた、音響レンズ若しくは電子レンズにより合成される。例えば、配列の素子が高さ範囲で凸状であるか、若しくは高められて分岐するレンズを有する場合、高められて分岐するビームは、図5aに示されるような線状配列10によって合成され得る。高さ及び方位範囲は、EL及びAZの矢印によって、それぞれ示唆される。高められて分岐するビームは、V字形の容積30に高周波の音波が当てるであろう。範囲軌跡28に沿ったもののような配列10からの同じ範囲軌跡であるポイントは、音響上統合され、投射面32の上にその範囲で投影された。この音響の統合及び投射が容積中のすべての範囲で存在する。その結果、容積測定領域30の全体は投射面32に投影される。容積測定領域が、主に冠状動脈からの信号だけを含んでいる場合、容積中の冠状動脈は投射面32に投影され、段階的な配列変換器10'の使用から同じことが起因することを画像図5bが例証するように現われるだろう、その場合には、容積測定のくさび60はより三角形であり、また三角形の面62の上へ投影している。

【0014】

図6a及び6bにおいて、同一の容積測定領域30及び60は、容積測定領域上の高さ及び方位で焦点化される通過するビームによって高周波の音波が当てられる。これは、矢42によって示されるような高さ方向へ1D配列を振動させることにより行われる。容積30、60内の画像面が獲得されて、腔からの対比信号が除去された後、一定の範囲軌跡28に沿ったもののような共通の範囲のポイントは、共通の投射面32、60に面を投影するためにともに統合される。再度、冠状動脈情報が容積測定領域30、60で優勢である場合、血管写像の形をしている画像は成形される。

【0015】

図7 a及び7 bは、別の“スリット－０－ビジョン”技術を例証し、この場合は、より良い感度を有している、高くなって分岐するビームの電子合成によっているが、しかし一般的に、図5の実施態様より低いフレーム率である。それらの実施態様の使用は、1.5 D若しくは2 D配列の何れかのように操作されるであろう、二次元配列10'を使用する。送信ビームは、まず最初に中央の高さ素子の律動により、次いで最も外側の高さ素子を最後に律動的に送る進行によって高くなり分岐して合成される。図7 aは、容積測定領域30を走査する線状配列走査フォーマットを描写し、図7 bは、容積測定領域60でビームを操舵する段階的な配列走査フォーマットを描写する。図5 a及び5 bの実施態様の事例のように、容積測定領域30及び60の構造の投射画像のために投射面32若しくは62の上に聴覚上統合された容積測定領域の共通の範囲軌跡のポイント。代替として、図7の2 D配列は図6に示されているように容積の走査に影響する高さにおいて焦点化及び操舵され得る。

10

【0016】

下に記述されるように、容積測定領域の個別の面が得られる場合、それらは容積演出技術を使用して、図2の中で示されるような投射画像を成形するために組み合わせることができる。三次元方法は、上述の“スリット－０－ビジョン”アプローチよりも低いフレーム率を有するが、より大きな空間解像度を提供し、オフ軸反射器からのより少ないクラターを提供し、演出パラメーターの変化によって画像をより制御する。

【0017】

図8は、本発明の原理と一致して構成された超音波診断画像システムを例証する。配列変換器10を含有する走査ヘッド26は、ケーブル11にてビーム形成器36に接続されている。ビーム形成器は、送信のための変換器配列の素子に適用された発動信号のタイミングをコントロールする、操舵され焦点化されたビームを送信し、また送信ビームによって描写された走査ラインに沿った首尾一貫したエコー信号を成形するために変換器要素から受け取られた信号を適切に遅らせて組み合わせる。さらに、同期するか若しくは心臓サイクルの特別の位相を備えた画像獲得をゲート制御すると望まれる場合、ビーム形成器送信のタイミングはEGG信号に反応する。変換器が容積測定領域の上に超音波のビームをさっと動かすために機械的に移動されており、それによって、変換器が容積測定領域に関して適切に適応させられる場合に、ビームが送信することを可能にする場合、ビーム形成器は走査ヘッド位置信号にさらに反応する。

20

30

【0018】

ビーム形成器の出力は、基本と高調波振動数の信号の分離のためのパルス転換プロセッサ38に接続されている。パルス転換プロセッサは、かかる技術において公知であり、米国特許出願番号5706819及び5951478に記載されている。これらの特許は、本発明と一致した冠状動脈の画像化のための造影剤から信号を分ける好ましい方法であり、基本の信号から高調波対比信号を分けるためにどのように交互に段階的なパルスからのエコーを使用することができるかを記載している。

【0019】

基本及び／若しくは高調波信号は表示される所望の情報に依存して、Bモードプロセッサ若しくは処理されたドブラかもしれない。ドブラ処理において、信号は、流れ、静止組織、移動している組織間を区別できる、壁のフィルター22に接続されている。対比画像化のための好ましい壁のフィルターは、高調波対比信号分離が実行可能な米国特許出願番号09/156097に記載されている。フィルター化された信号は、ドブラ力、速度、若しくは変化評価を産出する、ドブラプロセッサ42に適用される。高調波ドブラ信号評価における好ましいドブラプロセッサは、米国特許出願番号6036643に記載されている。ドブラ画像化を汚す走査ヘッドからのアーティファクトは、フラッシュサプレッサー(flash suppressor)44によって除去される。画像化情報に先立つか若しくは続いて、米国特許出願番号5197477に記載のノッチフィルター(notch filter technique)技術及び米国特許出願番号5782769に記載の最低－最大フィルター技術を含有して、フラッシュアーティファクト(fla

40

50

sh artifact) を除去するために様々な技術が使用される。処理されたドブラ信号は、ドブラ画像メモリ 40' に保存される。

【0020】

処理された B モードである信号は、信号の振幅を検出する B モードプロセッサ 24 に適用される。B モード処理された信号は、組織画像メモリ 40 に保存される。

【0021】

B モード及びドブラ信号は、座標変換プロセッサ 46 に適用される。従来の二次元画像化において、座標変換プロセッサは、補間された画像データの受信ライン間の必要で充滿するスペースとして極座標をデカルト座標に変換する、走査コンバーターとして機能する。走査が変換された画像が、表示 100 の画像の表示のために画像情報をビデオフォーマットに入力する、ビデオプロセッサ 70 に接続されている。画像はまた、その機能が使用者によって実行される場合、ループ内で保存するための Cine loop (登録商標) に接続されている。

【0022】

3D 画像化が超音波システムによって実行される場合、座標変換プロセッサは、走査された容積上の組織及びドブラ信号を画像情報の面に走査変換するために使用されるか、若しくは画像データの座標を三次元データマトリックスに変換するために使用されるかもしれない。好ましくは、容積演出プロセッサ 50 を伴い共同で操作する座標変換プロセッサは、座標変換プロセッサにより処理されるべき画像データの三次元表現を演出できる。組織の三次元画像は、制御パネル若しくはユーザーインターフェース (UIF) により使用者によって選択される組織演出パラメーター 54 と一致して演出される。ドブラ画像の三次元画像は、血流演出パラメーター 52 と一致して演出される。それらのパラメーターは、三次元画像での組織の透明性度合いのような演出処理の態様を制御し、したがって、組織内の血管を見ることができる。米国特許出願番号 5720291 に記載のように組織及び流れの両者の 3D 画像が演出される場合、上記の性能は重要である。例えば、三次元画像は、Cine loop (登録商標) メモリ 56 に保存され、力学視差表現において走査された容積を表示するために再度再生される。米国特許出願番号 Re 36564 に記載のような、囲んでいる組織を伴わない流れの三次元演出は、それらの脈管中の血管及び障害物の流れの連続性を明らかにすることができ、本発明に従って冠状動脈診断に役立つ。

【0023】

異なる変換器プローブは、冠状動脈を含んでいる心臓の容積測定領域を走査するために使用可能である。1D (操舵された方位) 若しくは 1.5D 若しくは 1.75D (操舵された方位及び焦点化された高さ) 配列は、三次元容積をビームが通過するように機械的に移動される。電子操舵において、1.75D (方位及び高さにおいて最低限電子的に操舵される) 若しくは 2D (方位及び高さにおいて完全に電子的に操舵される) 配列が使用されるであろう。2D 配列変換器 10'' を使用する実施態様は、図 9 に示されている。二次元配列の使用での重要な考慮は、多数のケーブルワイヤーが超音波システムに対するプローブに接続するために使用されることである。様々なアプローチが多数のケーブルコンダクターを縮減するために使用されて、このようにして、ケーブルの大きさ、超音波システムに接続する無線の含有、プローブでの超小型ビーム形成、デジタル若しくはアナログの時間の多重化、希薄な配列、及び送信/受信マルチプレクサーの使用を縮減するために使用される。一つの解決策は、米国特許出願番号 09/197398 に記載のような超音波システムにエコー信号が無線で送信する、rf プローブである。ケーブルの接続が使用される場合の別の解決策は、米国特許出願番号 09/197196 に記載のように、走査ヘッド及び超音波システム間でビーム形成器を分割することである。図 9 の実施態様は、走査ヘッド 26 での高さのビーム形成の実行及び超音波システム 101 での方位のビーム形成の実行による、このアプローチが活用される。例えば、二次元配列が方位方向 (図で A Z 矢印で示されている) で 128 カラムの延在している素子及び高さ方向 (E L 矢印で示されている) で 6 列の素子を有すると仮定する。配列の各素子が、素子自身のコンダクタ

ーによって超音波システムに接続された場合、768信号コンダクターのケーブルが必要とされるであろう。図9の実施態様において、6要素の各カラムは、カラムの6要素からの信号を励起（送信において）及び遅延及び組み合わせる（受信において）高さのビーム形成器36aに接続されている。高さのビームが形成された信号が方位方向でビームが形成された場合、各カラムの6の信号を一つの高さのビームが形成した信号に組み合わせ、次いで超音波システムにケーブルコンダクターを介して接続される。前述の実施例において、128の高さのビームが形成された信号は、ケーブル11の128コンダクターを介して接続され、ケーブルの大きさの重要な縮減は、走査ヘッドのビーム形成を伴わないプローブと比較される。少なくとも高さの操舵は高さのビーム形成器36aで実行され、好ましくは、操舵及び焦点化の両者は高さのビーム形成器で実行される。

10

【0024】

高さのビーム形成器の操作は、図10a及び10bで例証されている。図10aにおいて、ビームは、高さ方向の素子のカラムからなる、素子 10_1 乃至 10_n から 0° の延在している矢印によって示されるように、配列変換器に通常に操舵される。カラムの中心での信号は、焦点に影響する異なる素子における遅延102の相関する長さにより、カラムの末端の信号よりも遅延する。遅延した受信信号は、サマー（summer）104によって組み合わせられ、次いでケーブル11での信号の誘導を介して方位ビーム形成器36bに接続している。図10bは、ビームが、 30° の矢印によって示されているように、高さにおいて左に 30° の勾配から送信されるか若しくは受信する場合の位置を例証している。この場合、配列の左側の信号は、遅延102の相関する長さによって示されているように、より大きく遅延される。受信信号は、サマー104によって組み合わせられ、方位のビーム形成器36bにケーブルを介して接続されている。

20

【0025】

図11a乃至11cは、3つの異なる手法（何れの緩衝作用若しくは増進素子の無視）での高さのビーム形成器の実行を例証している。図11aは、各変換器素子10mがアナログの遅延ライン106に接続されてアナログの実行を例証している。信号がデジタル的に組み合わせられている場合、遅延の長さは、遅延ラインの入力若しくは出力タップを選択することによって設定され、遅延した信号はアナログサマー若しくはA/Dコンバーターに接続されている。図11bにおいて、各変換器素子10mは、CCD遅延ライン108に接続されている。遅延の長さは、遅延ラインでチャージ記憶素子の数を決定するか、若しくはチャージサンプルがチャージ記憶素子を通過された場合の率での変化によって決定する入力若しくは出力タップを選択することによって設定される。遅延ラインの出力は、サンプリングされたアナログフォーマット若しくはデジタル化された後の何れかによって合計される。図11cは、高さのビーム形成器のデジタルの実施態様を例証している。この実施例において、高さのビーム形成器は、128のサブビーム形成器120を有し、各々が6変換器素子の一つの高さのカラムからの信号を処理している。変換器素子 10_1 乃至 10_n の各々は、A/Dコンバーター110に接続され、デジタル化された信号は、シフトレジスター、FIFOレジスター、若しくはランダムアクセスメモリにより形成されるかもしれない、デジタルの遅延ライン112によって遅延される。適切な遅延信号はサマー104に組み合わせられ、ケーブルコンダクターを介して方位ビーム形成器に接続される。多重ビット信号サンプルを使用する場合にケーブルコンダクターを保存するためには、数多のビーム形成器チャンネル120からのデータ値は、インターリーブされ（多重化された時間）、リアルタイム画像化の実行の十分な所望のレベルにおけるデータ率においてコンダクターの同一のグループに送られる。図12は、走査ヘッドの高さのビーム形成器の多くのビーム形成器チャンネル120の機構及び制御を例証している。ビーム形成器は、Nの高さのサブビーム形成器 120_1 乃至 120_n からなり、この実施例の6の数で示されているように、各サブビーム形成器は、高さ方向での変換器素子のカラムからの信号を受け取る。高さのビーム形成（高さの角度及び）を制御するデータは、走査ヘッド26でのタイミング&遅延デコーダー&データ保存126に送られて、好ましくはケーブルコンダクター上に連続的に送られる。この制御データは解釈され、遅延値は、各変換

30

40

50

器素子において所望の遅延のためのビーム形成器チャンネルを設定する、遅延制御 1 2 4 と接続される。ダイナミックな焦点化において、遅延は、エコーが受信されるように変化される。より小さい（近距離場）アパチャーが所望である場合、高さのアパチャーは、ゼロウェイトを数多の最も外部のチャンネルに適用することによって変化できる。タイミング&遅延デコーダー&データ保存 1 2 6 により受信されたデータはまた、この実施例においてパルス送信機の各々が高さのカラムで 6 変換器素子の送信を制御する、パルス送信器 1 2 2₁乃至 1 2 2_nによって送信タイミングを制御するように使用される。受信されたエコー信号が図 1 1 a 及び b によって例証されているようにアナログドメインで処理される場合、この実施例の高さのビーム形成器の 1 2 8 のチャンネルからの信号は、1 2 8 のケーブルコンダクターを介して方位のビーム形成器 3 6 b に送られる。エコー信号がデジタル的に処理される場合、1 2 8 のチャンネルからの信号はインターリーブ（多重化された時間）され、ケーブル 1 1 のデジタルコンダクターを介して超音波システム 1 0 1 での方位のビーム形成器に送られる。

10

【0 0 2 6】

本発明の真実の 2 D 電子的に操舵した実施態様は、図 1 3 で開始して例証される。図解は、三千の変換器素子よりも大きい 2 D 変換器配列 2 0 0 の平面図を示している。実例を容易にするために、個々の変換器素子を表現する、図解での小さい箱は、お互いに間隔を空けて示されている。しかしながら、構築された実施態様において、個々の変換器素子は、繰り返しの六角形パターンで近隣して詰められている。2 D 配列は、全面的な十二面のアウトラインを有している。操作の好ましいモードにおいて、ビームは配列の中心から外に向けて送信され、操舵されて、配列の中心に垂直なラインに関して、少なくとも ±30° の円錐の中で焦点に集められる。一直線に前方に操舵された場合、送信された走査ラインに沿って受け取られたエコーは、初期には配列の中心で受け取られ、次いで、焦点化された素子の円形若しくはアーチ形の組み分けで受け取られ、また、配列表面上の走査ラインの投影に沿って外側に延在する。例証された実施例において、素子のほぼ中央の 4 分の 1 はビーム送信のために使用される。全配列は、エコーの受け入れにおいて利用可能である。

20

【0 0 2 7】

図 1 3 の配列 2 0 0 は、1 2 の変換器素子の交互の光及び暗さの組み分け 2 0 2 の中で描かれて見られる。上記の組み分け 2 0 2 の一つにおいて、ここで言及される、変換器素子の“パッチ”は、図 1 4 に分離した拡大図として示されている。1 2 の素子のそれら不規則な六角形パッチ 2 0 2 は、下記に詳細に議論されるように、エコーの受信中に共にビーム形成される。配列の中心の素子（およそ 7 5 0 の素子）は、高電圧多重スイッチにより、送信の 3 つの組み分けに接続されている。図 1 5 a 乃至 1 5 f は、ビーム送信中に可能である、数多の三次元形態を示す。送信の組み分けはまた、ストレートラインでお互いに隣接する 3 つの素子に単になり得る。与えられるビームを送信するために使用される正確な形態若しくは形態は、所望のビームの特質及びその方位に依存する。4 つの素子はまた、図 1 5 での 4 つの素子のダイヤモンド形状の組み分けによって例証されるように、送信のために共に接続されている。

30

【0 0 2 8】

現在、三千以上のコンダクターを伴うケーブルが実用的でないため、配列の 1 2 の素子の各パッチは、走査ヘッドでビーム形成される。これは、ほぼ 2 5 6 に対する超音波システムビーム形成器に接続されるべき信号数を縮減する。次いで、超音波システムの 2 5 6 チャンネルのビーム形成器は、走査ヘッドからの部分的にビーム形成された信号をビーム形成するために使用される。

40

【0 0 2 9】

2 D 配列の 1 2 の素子の各受信パッチの素子が十分に小さく、接触して位置し、及び接近して詰められているため、パッチの素子により受け取られたエコー信号は、ほぼ 40° か若しくはそれよりも小さい操舵角度における名目上の受信周波数での一つの波長内に整理されるであろう（焦点の遅延は無視する）。次いで、素子のエコーは、すべてのパッチ素

50

子信号を正確な時間列にもたらすためにサンプリングされる。すべてのパッチ素子から、好ましくは波長の $1/16$ 若しくはそれよりも小さい、サンプリング時計定量 (sampling clock quant a) の正確内の時間列に信号をもたらすために、サンプリングは、波長の分画の正確さを備えたサンプリングする遅延の範囲を伴い行なわれる。次いで、パッチ素子からの時間一整列した信号 (time aligned signals) が組み合わせられる。各パッチのかかるビーム形成は、相互連結を容易にする走査ヘッドでの変換器配列のすぐ後に位置するマイクロエレクトロニクス (microelectronics) によって行なわれる。サンプル時間のシフト及び整列は、図16及び17に示されるサンプリングする遅延ラインによって実施される。部分的にビーム形成される素子のパッチの各素子204は、増幅器206からサンプリング入力スイッチ208への手段によって接続されている。サンプリング入力スイッチ208は、連続する手法で、変換器信号のサンプルをコンデンサー212に連続的に伝導している。スイッチ208の連続は、時計信号によって増大されるリングコンピューター210の制御下にある。リングの暗くなった区分が例証するように、サンプリング入力スイッチは、入力信号を円形状コンデンサー212の連続する部分に連続してサンプリングする。増幅器206は、二極の出力ドライブを有し、そのため、コンデンサーのチャージは、サンプリングの時間における瞬間信号レベルに対して、増加若しくは減少 (放電) される。

【0030】

コンデンサー212に保存された信号サンプルは、第二リングカウンタ (ring counter) 216の制御下において連続する手法で保存された信号をサンプリングする、サンプリングする出力スイッチ214によってサンプリングされる。第二リングカウンタ216のリングの暗くなった区分によって示されるように、サンプリングする出力スイッチ214は、スイッチ及びスイッチのリングカウンタを入力する特異的な時間の関係において保存された信号をサンプリングする。入力及び出力サンプリング間の時間の遅延は、二つのリングカウンタ間の時間の遅延を確立するタイムシフター220によって設定される。このようにして、出力信号サンプルのサンプリングの時間は、二つのリングカウンタ間のタイミング差の機能として、増大しながら進展もしくは遅延され得る。この操作は、パッチのすべての素子の出力信号サンプルを、パッチの中央の素子の時間をサンプリングするような所望の時間列にもたらすために使用され得る。パッチのすべての素子からの信号がサンプリングする時間の所望の範囲内である場合、信号は、超音波システムでのさらなるビーム形成のための一つの信号に組み合わせることが可能である。時間が整列された出力信号は、増幅器218によってさらに増幅され、パッチの別の素子の信号を伴い組み合わせるためのサマーに接続される。

【0031】

図16の配置の構成された実施態様の詳細は、図17に示されている。集積回路の組み立てにおいて、サンプリングするスイッチは、図16で示されて例証されるように回転するワイパーを有しないが、複数のゲート228によって形成される。各々のゲート228は、1ビット循環し、それによってリングカウンタとして作動するように配置される、シフトレジスタ230の出力段階の出力によって制御される。ビットがシフトレジスタ230の特定段階へシフトされる場合、その特定段階に接続しているゲート228は、信号サンプルを特定段階のコンデンサー212に導くために閉じられている。出力スイッチは、一連の平行なゲート234として同様に構成されて、循環するシフトレジスタ232の段階によって同様に制御されている。コンデンサー212から取得された信号サンプルは増幅され、別の信号の組み分けを伴う合計のための電流の合計ノードに抵抗して接続されている。

【0032】

時計指令メモリ (clock command memory) 240は、走査ヘッドに位置して、好ましくはサンプリングする回路類として同一の集積回路に位置している。時計指令メモリは、一つ以上の受信するエコーの連続のために必要な時間の遅延を確認するデータを保存する。電流ビームのための制御データは、二つのリングカウンタ間の相対

的な時間の関係を制御する、時計遅延コントローラ（clock delay controller）242に接続されている。コントローラ242は、到達する第二リングカウンタ232からの第一リングカウンタ230に適用する時計サイクル（clock cycle）の保護によって、若しくは時計信号への追加的な時計サイクルの挿入によって上記を行なう。第二リングカウンタへのシフトレジスタ時計パルスの保護若しくは挿入によって、二つのリングカウンタ間の相対するタイミングは調節して進められるか遅らせられる。次いで、パッチのすべての変換器素子からの時間が整列されたサンプルは、電流の合計ノードI Nodeにて組み合わせられる。パッチからの合計された信号は、走査ヘッドケーブルを通過して超音波システムビーム形成器に接続されている。

【0033】

第一サンプリング出力スイッチよりも異なる時間の関係において制御される各素子のための追加の第二サンプリング出力スイッチ、及びパッチ素子の第二サンプリング出力スイッチのための第二サマーを伴って、第二の受信するビームは、第一受信ビームのような同一時間にて合成される。このようにして、各パッチは、下記に記載の多重ラインの実施態様で有用な、二つ（若しくはそれ以上）の受信ビームを同時に受け取る小さい多重ライン受け取り器となる。

【0034】

パッチのための超小型ビーム形成器は、遅延ライン、ミキサーが接続され及び／若しくはアナログ遅延ラインがタップされたチャージのような、別の構成を活用できる。

【0035】

三次元画像は、容積測定領域が全容積を覆う超音波ビームで十分にサンプリングされることを要求する。これは、本質となる容積測定データの完全な設定を獲得するために必要とされる時間を引き起こす、多大な送信－受信サイクルを要求する。上記の本質的な獲得時間の結果は、リアルタイム3D表示のフレーム率が低くなり、画像が動作アーティファクトに従うであろう。したがって、容積測定領域の必要な走査ラインを獲得するために要求される時間を最小限にすることが望ましい。この難問への好ましいアプローチは、図18及び19に示されているように、多重ラインビーム形成、走査ライン補間、若しくは両者を採用することである。ビームが、画像化される容積をサンプリングする正方形若しくは長方形パターン（断面で見た場合）で操舵されるであろう一方、好ましい実施態様において、ビームは、画像化されている領域を空間的に十分に均一にサンプリングする容積測定領域の三角形若しくは六角形パターンに適応させられる。図19aは、走査ラインにおいて、容積測定領域が軸方向に見られる、容積測定領域を通過する断面図である。この実施例において、19の走査ラインは、すべての転送ビームにおいて合成される。走査ラインの位置は、六角形パターンにおいて空間的に配置される。一つの六角形パターンの19の走査ラインの位置は、走査ラインに沿った軸面の概観を表わす円によって与えられる。19の走査ラインの位置は、ビームを横断する所望の最低強度の“太った”送信ビームによって高周波の音波が当てられる。この実施例の送信ビームは、走査ライン270の位置に集中しており、19の走査ライン位置をすべて包含すると見られる点線の円250によって表示された周囲へ所望の音響的強度を維持している。変換器配列の素子によって受け取られたエコーは、上述したように、走査ヘッドで超小型ビーム形成器280によって部分的にビーム形成され、図18aに示されるように超音波システムにおいて19の多重ラインビーム形成器282に接続される。この実施例において、3072素子の2D変換器配列は、12素子のパッチにて操作され、多重化していない256の信号コンダクターを伴うケーブル281によって超音波システムに接続されている、256のパッチ信号を合成する。19の多重ラインビーム形成器は、19の遅延及びサマーのセットを伴う変換器パッチから受信される256のエコー信号を処理し、図19aに示されているように、同時に19の受信走査ライン252乃至274を形成する。19の走査ラインは、図8ですでに上述したように高調波分離、Bモード、ドプラ、及び容積演出機能のうちの数多若しくはすべてを実行する、画像プロセッサ284に接続されている。次いで、三次元画像は表示100に表示される。

10

20

30

40

50

【0036】

補間は、走査データを形成するために、若しくは、代替として多重ラインの走査ライン形態と関連するために使用されるであろう。図19bは、背景のグリッドパターンによって示唆されているように、六角形パターンで画像化される容積から獲得される、暗くなった円によってマークされた一連の走査ライン361乃至367を例証している。走査ライン361乃至367は、個々に獲得されるか、若しくは多重ラインの獲得によって二つ以上のグループで獲得される。暗くなっていない円の位置での走査ラインは、二つのポイント r f 補間を用いて獲得された走査ラインから補間される。補間された走査ライン371は、隣接する走査ライン361及び362の各々の質量を $1/2$ 倍することによって補間され、次いで結果は組み合わせる。使用される質量は、値が補間された、3つの受信した走査ラインの位置に関係して合成される走査ラインの位置の機能である。同様にして、補間された走査ライン372は隣接する走査ライン362及び367を用いて補間され、補間された走査ライン373は隣接する走査ライン361及び367を用いて補間される。3つの走査ラインの各グループは、 $2(2^{-1})$ の因子である重みづけ因子を用いて3つの媒体走査ラインを補間するために使用され、補間されるデータのビットのシフト及び追加によって急速に実行される補間を可能にする。これは、乗数及び乗法の使用を避け、リアルタイム3D表示率のために有利な高速処理を可能にする。

10

【0037】

図19cは、容積の走査ライン密度が補間によってさらに増加する、図19bの補間のさらなる反復を例証する。この例証において、走査ライン381乃至383及び387乃至392の二つのさらなるセットは、上述のセット間で補間される。それらの走査ラインは、走査ラインのすでに補間されたセットを用いて補間されるか、若しくは獲得された走査ライン361、362、367から直接（所望であれば、同時に）補間されるであろう。それらの走査ラインはまた、2の因子である重みづけ因子によって計量される利点を有する。3つの受信された走査ライン381乃至383の最も中心の補間された走査ラインのセットは、 $1/2$ 及び $1/4$ の重みづけ因子を用いて補間される。例えば、走査ライン381は、 $(1/2(走査ライン361) + 1/4(走査ライン362) + 1/4(走査ライン367))$ によって合成される。米国特許出願番号5940123で記載されているように、走査ラインの外部セットは、 $1/4$ 、 $3/4$ 倍の質量によって合成される。例えば、走査ライン392は、 $(1/4(走査ライン367) + 3/4(走査ライン361))$ によって合成されるか、若しくは乗法を回避するために $(1/4(走査ライン367) + 1/4(走査ライン361) + 1/4(走査ライン361) + 1/4(走査ライン361))$ によって合成される。図19cは、走査ライン384乃至386の中央のグループを含有する受信された走査ライン362、363、367のための補間された走査ラインの対応するセット及び走査ライン393乃至396の外部のセットを例証している。動作的なアーティファクトを縮減するために、受信された走査ラインデータは、表示に先立ち、 r 、 f 、若しくは検出された形態の何れかによりフィルター化され得る。

20

30

【0038】

上記の実施例は、線状補間フィルターカーネル ($filter\ kernel$) を使用する。非線状状（例えば、コサイン、サイン等など）を有する補間カーネルを使用することがまた可能である。しかしながら、それら外部フィルターのフィルター係数は、一般的には所望の2の累乗を有しない。

40

【0039】

ある操作の状況下において、超音波システムに走査ヘッドを接続するために必要なケーブルの大きさを縮減するパッチの使用は、走査ヘッドのビームパターンにおいて望まれない回折格子葉 ($grating\ lobes$) を与える。これは、上記に記載のように超小型一ビーム形成の使用を伴ってさえ、個々の変換器素子の単一ユニットへの組み分け化、変換器配列コーサーピッチ ($coarser\ pitch$) を与えることによる。この問題は、送信ビーム場での多重の近接した間隔が置かれた走査ラインからの信号の受信が可能である、すべての2D配列のサブアパチャーとなる各パッチを考慮することによって

50

縮減される。サブアパチャーからの信号は遅延可能で、走査ラインを受信した多重ラインのグループを形成するために合計される。サブアパチャーの周期性の理由によって持ち上がり、最終画像にクラターを寄与することができる回折格子葉は、各サブアパチャー（パッチ）からの二つ以上の異なって操舵される信号の合成により縮減される。操舵の差は、パッチのビーム幅内で小さく保たれる。操舵する遅延のプロファイルを $\lambda/2$ より小さく保つことにより、著しい回折格子葉は、画像分野から維持される。

【0040】

簡素な1Dの実施例は、これらの効果を例証している。 $\lambda/2$ の相互素子間隔（ピッチ）を伴う64素子の1D線状配列を考慮する。配列は、各々が16素子の4つのパッチに分割される。二つのビームは、各パッチの名目上の方向で左右に操舵される。操舵する角度は制限されており、他のライン若しくはサンプルは、それら二つの受信された多重ライン間に補間できる。多重ラインは、間隔が置かれた補間されたラインの生成を支援するために放射状に十分に離れているが、共に近接することが望まれ、そのため、rf補間は空間的なサンプリングによりアーティファクトを形成しないであろう。例えば、操舵の遅延が $\pm\lambda/8$ よりも小さく対応するように制限された場合、各パッチからの二つの操舵されたビームは、名目上のパッチのビームパターンのほぼ1dB幅内に収まる。また、任意の素子上の左右の多重ライン間の操舵する遅延がこのようにして $\lambda/4$ に制限されているため、rf補間されたラインは、簡素な二つのタップ補間フィルターを用いて合成可能である（ $\lambda/2$ の遅延は、ナイキスト基準と対応するであろう）。 $\lambda/8$ の遅延制限は、操舵する角度をほぼ $\pm(\lambda/8)/(4*\lambda)$ 若しくは $1/32$ ラジアンに制限する。このようにして、左右の多重ライン間の角度は、約 $1/16$ ラジアン、若しくは 3.6° となる。二つの他のラインが、二つの受信された多重ライン間に対称的に補間される場合、結果となるライン間隔は、ほぼ 1.2° である。著しいほど多大な数の、より接近して間隔が置かれた多重ライン若しくは補間されたラインはまた、望まれるように合成され得る。

【0041】

1D配列の実施例において、名目上の操舵方向で操舵される各パッチからの合成する単一の走査ラインに代わって、二つの走査ラインが合成され、一つは名目上の操舵方向からわずかに左に操舵され、一つはわずかに右に操舵される。2D配列の場合、数多の変化が可能である。直線的な2D配列において、4つの走査ラインが、直角位相関係での操舵された左右及び上下の各パッチにおいて合成される。六角形のような三角形を基にした2D配列において、3つの走査ラインは図18dに示されるように 120° の回転にて合成される。この図形で合成された走査ラインは、 $B_{\phi 0}$ 、 $B_{\phi 120}$ 、及び $B_{\phi 240}$ としてそれぞれ識別され、添字番号は、パッチの名目上の操縦する方向に垂直な面における回転方向を言及し、角度 ϕ は、名目上の操舵方向から各走査ラインが傾くわずかな角度である。角度 ϕ は、上述のように小さく維持され、3つの走査ラインは、名目上の操舵されるビームのビーム幅内に維持されている。図18cは、パッチ202の面に対して垂直で名目上操舵されるビームを有する、図18aに示されているシステムによって合成されるであろうような、パッチ202に垂直に適応された単一の走査ライン B_0 を例証している。

【0042】

先の例は直線の配列における長方形の走査幾何学的配置及び六角形配列における三角形の走査幾何学的配置の使用を示唆するが、走査幾何学的配置は幾何学的配置を配置するためには本質的にリンクされない。長方形の走査は六角形配列を使用して、実行することが可能で、その逆も正しい。

【0043】

図18dによって例証されるようなシステムの操作が図18bに示される。この図の走査ヘッドは、図18aの超小型ービーム形成器280のような一つのラインに代わって、各パッチ（例えば、 $B_{\phi 0}$ 、 $B_{\phi 120}$ 、及び $B_{\phi 240}$ ）からの3つの多重ライン信号を合成する、12素子のパッチ超小型ービーム形成器を含む。超小型ービームが形成されたパッチの多重ラインは、ケーブル351のnコンダクターを介して超音波システムの多重ラインビーム形成器352に接続される。すべてのパッチからの多重ラインの走査ライン

は、多重の走査ラインを形成するためにシステム多重ラインのビーム形成器 3 5 2 と組み合わせられる。また、多重ライン走査ライン間で r f 補間を実行することが可能である。しかしながら、各パッチからの多重ライン信号を組み合わせ、次いで、ビーム形成された信号上で r f 補間を実行するのではなく、好ましくは、ビーム形成する組合せに先だって、r f 補間が各パッチから別々に受け取られる信号で実行されることが好まれる。この場合において、r f 補間の重みづけ及び合計操作に先だって、各名目上の操舵方向における各パッチ信号は、名目上のラインからの補間されたラインの各パッチの位置及びオフセットにより決定された量によってわずかに遅延するか、若しくは前進される。遅延の影響は、r f 補間段階で組み合わせられたパッチの波形のコヒーレンスを最大化することである。これは、補間誤差を縮減し、感度を改善する。特に、N の補間されたラインが、K の多重ラインを有する各パッチである M パッチから合成される場合、M N r f インターポレーターは、各多重ラインの一つである、K 遅延状態により先行される各インターポレーターを伴って必要とされる。この同様なアプローチ（つまり、パッチ信号の組み合わせに先立つ遅延+個々のパッチ r f 補間）はまた、連続する送信間の標的の動作が過度でないことにおいて提供される非一多重ラインモードでの異なる方向から受信されるパッチ信号において使用され得る。次いで、多重の走査ラインは、画像プロセッサ 2 8 4 によって処理され、前述のように表示 1 0 0 に表示される。各々の 2 5 6 のパッチからの 3 つの多重ラインが多重化をせずに同時に送られ、所望であれば数は多重化により縮減される場合、ケーブルの受信信号コンダクターの数 n は 7 6 8 である。超音波システムにより受信されるパッチの多重ラインが、所望であれば、ビーム形成システムに先だって、追加の走査ラインを形成するために補間され得る。しかしながら、補間の処理（重みづけ及び合計）がビーム形成の処理と数学的に互換性がある場合、パッチの多重ラインは、ビーム形成された多重ラインの形態におけるシステムビーム形成器に直接供給され得る。

【0 0 4 4】

数多の表示フォーマットは、本発明の三次元表示のために使用されるかもしれない。図 2 0 は、2 D 変換器配列 2 0 0 により走査される容積測定領域 3 0 0 を示している。走査された容積測定領域は、変換器からのビームの操舵に依存する四角形、円筒状、ピラミッド型のような、任意の所望の形状となり得る。この実施例において、容積測定領域 3 0 0 は、六角形のピラミッドとして示されている。容積測定領域 3 0 0 内に示されているのは、二本線で描写されている画像平面 3 0 2 である。画像平面 3 0 2 は、容積測定領域 3 0 0 が走査されるように、時タイムインターリーブ (time interleaved) 手法にて走査される。タイムインターリーブは、画像平面 3 0 2 からのエコーデータを、十分な容積測定領域 3 0 0 を走査するのに必要なそれより少ない時間で完全に得ることができる。また、画像平面 3 0 2 の表示のフレーム率は、容積測定の表示のそれよりしたがって大きい。容積測定及び平面画像データのタイムインターリーブは、図 2 1 に例証されている。この図は、容積測定表示において、エコーデータが獲得されている期間におけるシークエンス E_{300} を示している。このシークエンスは、平面表示のためのエコーデータ E_{302} が獲得される期間中に周期的に妨害される。数多の平面のエコーデータは、両者の表示において使用され得る。シークエンスの相対的な持続期間及び各表示で必要とされる送信受信サイクルの数は、二つの表示のフレーム率の関係を決定する。

【0 0 4 5】

容積測定及び平面画像は、図 2 2 で例証されるように、好ましくは共に表示される。表示 1 0 0 の左側は、三次元表示の容積測定領域での構造 3 0 4 を示す、容積測定領域 3 0 0 の三次元表示である。表示 1 0 0 の右側は、三次元構造 3 0 4 の切断面 3 0 6 を効果的に示す、二次元画像平面 3 0 2 である。三次元画像 3 0 の表示のフレーム率が比較的低い一方で、二次元画像 3 0 2 の表示のフレーム率は、心臓のような動作する物体を診断する場合に有用で、より高いであろう。好ましくは、二次元平面 3 0 4 の位置は、この実施例に示されているように、三次元表示で示唆されるであろう。これは、使用者に容積測定領域内の二次元画像平面におけるリファレンスの基準を与える。使用者は、容積測定領域内の断面 3 0 6 の位置を移動する能力を有し、選択された病理が高いフレーム率で見ることが

できる。マウスやトラックボールのような指示装置の操作によって、容積測定領域 300 内の画像平面 302 の位置が表示の左側で変化可能である。使用者は、容積測定領域の、若しくは、容積内の恣意的に選ばれた位置へ切断面をドラッグするか移動させる中心軸に関する切断面を回転させる選択を与えられる。このようにして、表示 100 は、比較的低いフレーム率で容積測定領域を表示し、より高いリアルタイムのフレーム率で選択された平面を表示する。この方法は、切断面が変換器のアパチャーから延在する場合に適用する、すなわち、切断面は“c”平面ではない。

【0046】

別の有用なタイムインターリーブされたフォーマットが図 23 に示されている。画像平面を走査する容積測定領域 300 の走査の妨害に代わって、完全な容積測定領域の走査が、少ない容積の表示のより高いフレーム率における容積測定領域 300 内の少ない容積 306 を走査するために妨害された。したがって、走査するシークエンスは、E₃₀₀、E₃₀₆、E₃₀₀、E₃₀₆、E₃₀₀、等である。図 23 は、完全な容積測定領域 300 の表示を示している。容積測定領域 300 内には、小さい容積測定領域 306 がある。小さな容積領域は、表示の右側に拡大されて見るように示されている。小さい容積 306 が、完全な容積測定領域 300 よりもより頻繁で完全に走査されるため、小さな容積の表示のフレーム率は、完全な容積測定領域のフレーム率よりも大きい。ビームの数、したがって小さい容積を走査するために必要とされる時間は、この実施例は上部 308 の大きさで、小さな容積の底面である、図 19 の平面である、小さな容積の側面の大きさの機能である。このようにして、小さな容積の表示のフレーム率及び両者の容積測定表示は、小さな容積の上部 308 のサイズを縮減することによって増大される。前述の実施例のように、使用者は、容積測定領域内のセンターラインに関する小さな容積を回転させるか、若しくは容積測定領域 300 内の所望の任意の位置への小さな容積を再配置する選択権を持っているかもしれない。この実施例において、使用者は、より高いフレーム率で小さな容積画像 306 に拡大した際に、より確信して行われるかもしれない、妨害のサインのために緊密に診断される冠状動脈 12 の部分を包含する小さな容積の位置を決めた。かかる診断は、好ましくはドプラモード及び演出された高い透明度若しくは完全に除去された周辺組織を伴うドプラモード力を用いて行なわれる。

【0047】

図 24 乃至 26 は、他の血管と同様に冠状動脈の画像を描写するために役立つ別の表示フォーマットを例証する。図 24 は、冠状動脈を含む三次元画像容積を例証する。主要な動脈 310 は、容積の左側から延在し、枝 312 及び 314 に分割される。上記に示されて記載されるように、冠状動脈が心臓の表面を横断するので、ねじれて屈折した径路が続く。診断に対して有効にこれらの動脈を“まっすぐにする”ことができるかもしれない場合、より確信している診断を得ることができるかもしれない。図 25 及び 26 は、そのような技術の方法を例証している。診断医は、動脈 310 のような診断における特異的な脈管を示す。超音波システムは、指定の脈管を自動的にトレースする。そのような一つの方法が図 25 に例証されて、その方法は、横座標が超音波画像の空間の長さであり、縦座標は画像の強度か、若しくは明るさである。曲線 320 は、脈管の 1 つの側から他方まで動脈 310 を横切って色または明るさの変化を例証する。例えば、脈管はグレーの背景に対して赤色になるであろう。脈管の 1 つの側で遭遇し、曲線 320 が 310 a で上昇し、曲線 320 の下り坂の 310 b で脈管の反対側で減少するので、赤色は増加するだろう。坂 310 a 及び 310 b から、超音波システムは、動脈の中心 324 容易く決定することができる、したがって画像において脈管の中心に沿ってトレースできる。診断医が枝 314 にしたかったトレースを望む場合に枝 312 にしたがってトレースするような、枝を誤って自動的にトレースする場合、診断医はトレースを消去するために枝 312 をクリックでき、動脈 310 から上の枝 314 のトレースを続けられるために枝 314 をクリックできる。

【0048】

一旦、所望の脈管径路が識別されると、図 26 に示されているように、脈管径路は、そのセンターライン 324 に沿った直線径路において再度表示される。所望であれば、脈管は

10

20

30

40

50

センターラインに沿った断面図に表示することができ、脈管は図 2 4 で三次元であるので、脈管は“開けること”ができ、また、外周は、図 2 6 での画像の高さ h として表示される。脈管がこの“真っ直ぐ”な表示で、所望のように拡大されて示されている場合、3 2 2 の位置で示されているような流れの径路での障害は、より容易く識別できる。障害は、脈管の円周が開かれて表示する場合、しばしば容易く観察できる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】 心臓表面を横断している冠状動脈を例証する。

【図 2】 図 1 で示されている冠状動脈の部分的な血管写像を例証する。

【図 3】 心臓の壁及び心室の一部を交差する三次元容積を例証する。

【図 4 a】 図 3 の容積内の心臓の一部の心室、心筋及び環状動脈の連続する注入を例証する。 10

【図 4 b】 図 3 の容積内の心臓の一部の心室、心筋及び環状動脈の連続する注入を例証する。

【図 4 c】 図 3 の容積内の心臓の一部の心室、心筋及び環状動脈の連続する注入を例証する。

【図 5 a】 線状及び段階的な配列変換器を伴う三次元容積の“スリットーオービジョン”走査を例証する。

【図 5 b】 線状及び段階的な配列変換器を伴う三次元容積の“スリットーオービジョン”走査を例証する。

【図 6 a】 線状及び段階的な配列変換器を伴う三次元容積の機械的な走査を例証する。 20

【図 6 b】 線状及び段階的な配列変換器を伴う三次元容積の機械的な走査を例証する。

【図 7 a】 二次元の線状及び段階的な配列変換器を伴う三次元容積の電子的な“スリットーオービジョン”走査を例証する。

【図 7 b】 二次元の線状及び段階的な配列変換器を伴う三次元容積の電子的な“スリットーオービジョン”走査を例証する。

【図 8】 本発明の原理と一致して構成された超音波診断画像システムを例証する。

【図 9】 走査ヘッド及び超音波システム間でのビーム形成の分割を例証する。

【図 10 a】 ビーム形成器の走査ヘッドによる上昇する方向でのビームの操舵を例証する。

【図 10 b】 ビーム形成器の走査ヘッドによる上昇する方向でのビームの操舵を例証する。 30

【図 11 a】 走査ヘッドが上昇するビーム形成器の異なる実施態様を例証する。

【図 11 b】 走査ヘッドが上昇するビーム形成器の異なる実施態様を例証する。

【図 11 c】 走査ヘッドが上昇するビーム形成器の異なる実施態様を例証する。

【図 12】 図 11 a、11 b、及び 11 c の高さのビーム形成器を伴って操作する方位のビーム形成器を例証する。

【図 13】 本発明と一致する三次元走査における二次元変換器配列の平面図である。

【図 14】 図 13 の変換器配列の受信するサブアパチャーを例証する。

【図 15 a】 図 13 の変換器配列の異なって送信するサブアパチャーを例証する。

【図 15 b】 図 13 の変換器配列の異なって送信するサブアパチャーを例証する。 40

【図 15 c】 図 13 の変換器配列の異なって送信するサブアパチャーを例証する。

【図 15 d】 図 13 の変換器配列の異なって送信するサブアパチャーを例証する。

【図 15 e】 図 13 の変換器配列の異なって送信するサブアパチャーを例証する。

【図 15 f】 図 13 の変換器配列の異なって送信するサブアパチャーを例証する。

【図 15 g】 図 13 の変換器配列の異なって送信するサブアパチャーを例証する。

【図 16】 所望の時間の関係における図 13 の変換器配列の変換器素子によって受信される信号をサンプリングするための走査ヘッドの超小型回路を例証する。

【図 17】 図 16 の超小型回路のより詳細な図面である。

【図 18 a】 図 13 の変換器配列によって受信された信号を適切に処理するための走査ヘッドの超小型ビーム形成器及び多重ラインビーム形成器システムを例証する。 50

【図18b】 多重ラインシステムとの組み合わせで多重ラインの走査ヘッド超小型ビーム形成器の使用を例証する。

【図18c】 二次元変換器配列パッチから操舵する単一ライン及び多重ラインビームを例証する。

【図18d】 二次元変換器配列パッチから操舵する単一ライン及び多重ラインビームを例証する。

【図19a】 六角形の走査パターンにおける図18aのシステムの操作を例証する。

【図19b】 六角形の走査ラインパターンを開発するための補間の使用を例証する。

【図19c】 六角形の走査ラインパターンを開発するための補間の使用を例証する。

【図20】 二次元画像平面を含む三次元容積を例証する。

【図21】 図20の三次元容積及び二次元画像平面のタイムインターリーブされたサンプリングを例証する。

【図22】 図20の三次元容積及び二次元画像平面の二重表示を例証する。

【図23】 大きな三次元容積及び大きな容積内に含まれた小さい三次元容積の二重表示を例証する。

【図24】 冠状動脈を含む三次元画像容積を例証する。

【図25】 三次元画像において血管の中心を検出するためのアルゴリズムを例証する。

【図26】 図23の環状動脈の一つの“真直ぐにされた”表示を例証する。

10

【図1】

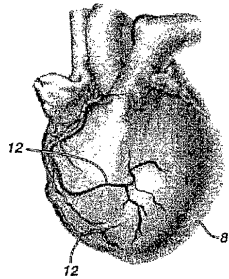


FIG. 1

【図2】

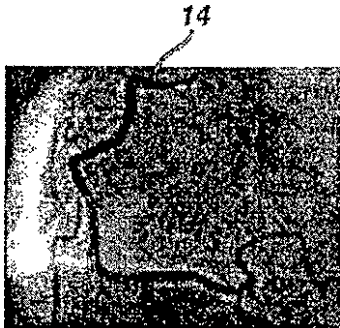


FIG. 2

【図3】

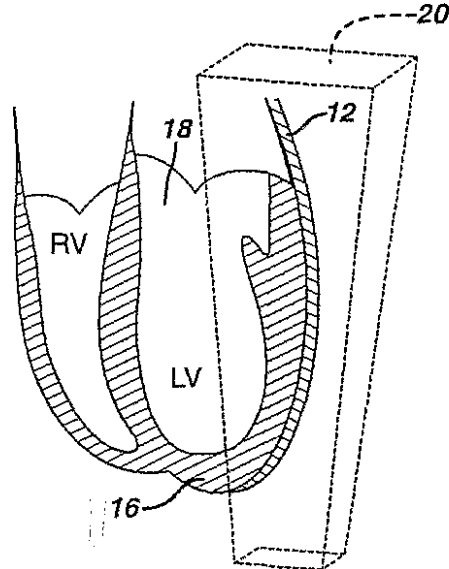


FIG. 3

【図 4 a】

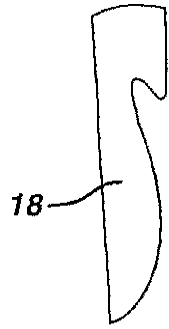


FIG. 4a

【図 4 b】

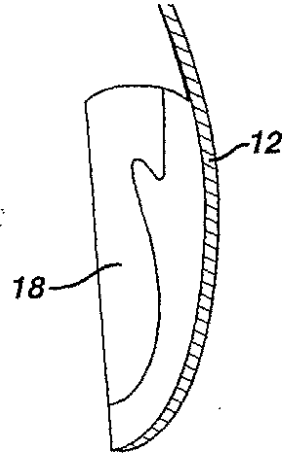


FIG. 4b

【図 4 c】

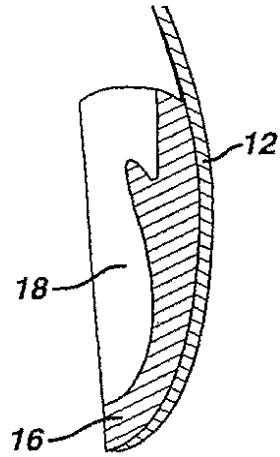


FIG. 4c

【図 5 a】

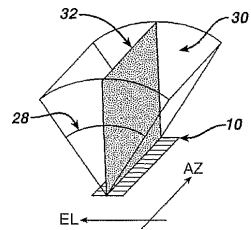


FIG. 5a

【図 5 b】

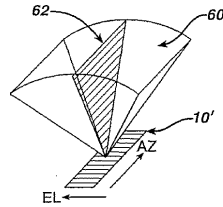


FIG. 5b

【図 6 a】

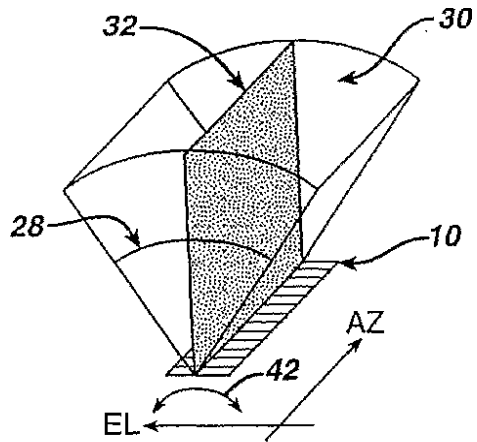
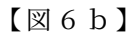


FIG. 6a



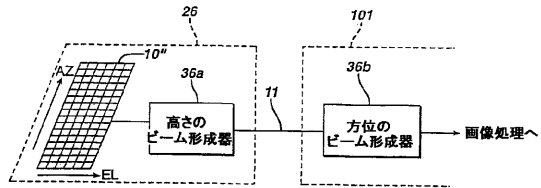
【図 7 a】



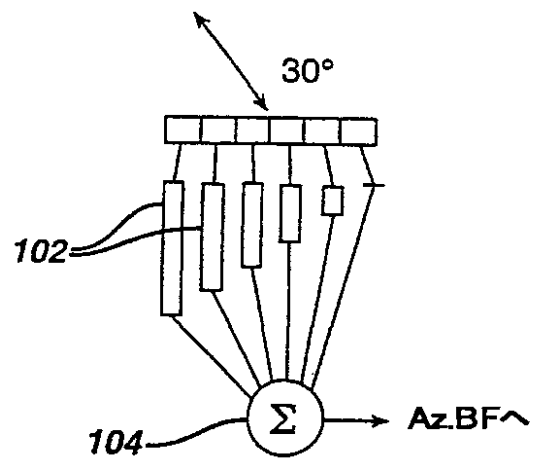
【図 7 b】

[illegible]

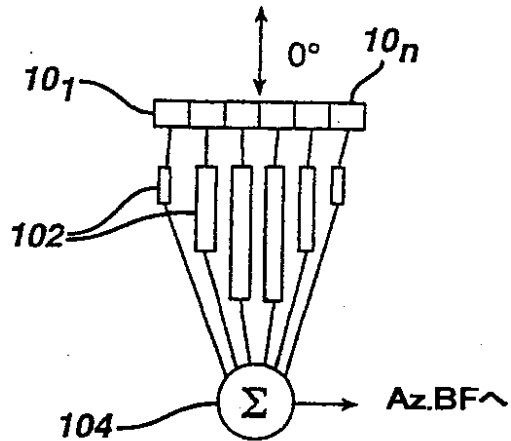
【図 9】



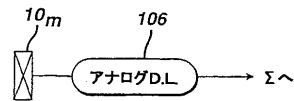
【図 10 b】



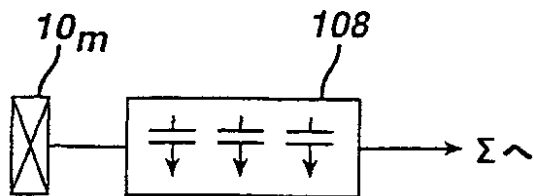
【図 10 a】



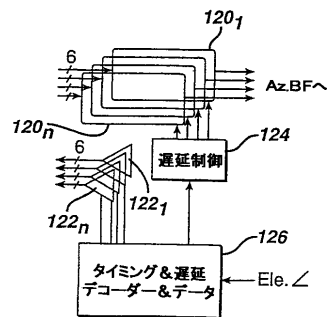
【図 11 a】



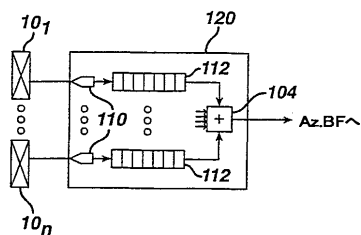
【図 11 b】



【図 12】



【図 11 c】



【図 13】

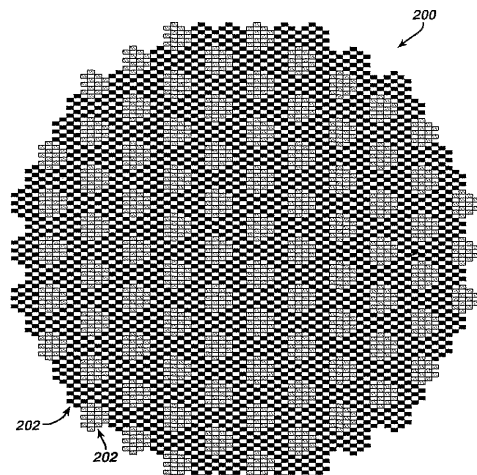


FIG. 13

【図 14】

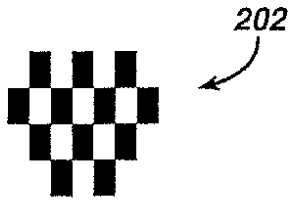


FIG. 14

【図 1 5】

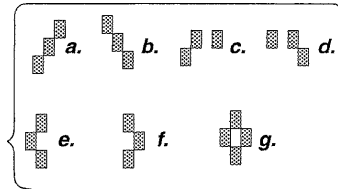
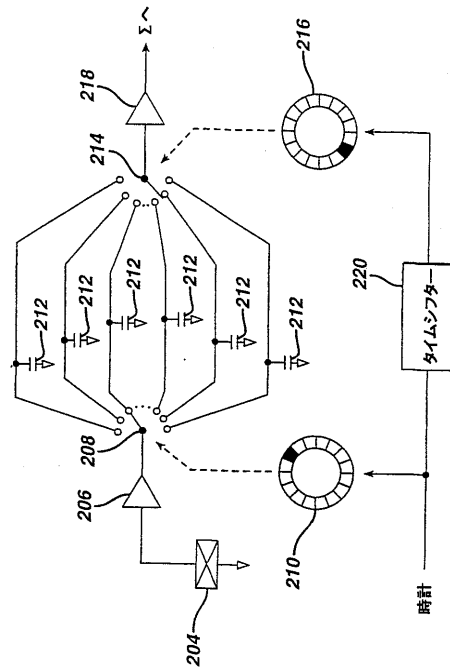
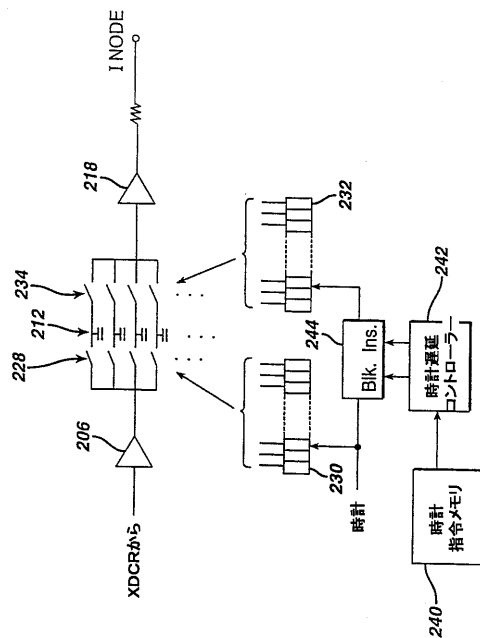


FIG. 15

【図 16】



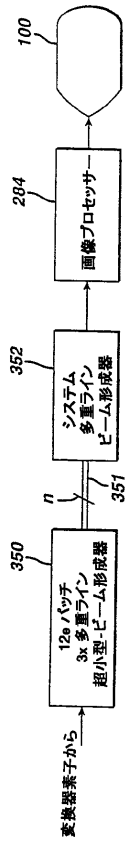
【図 17】



【図 18 a】



【図18b】



【図18d】

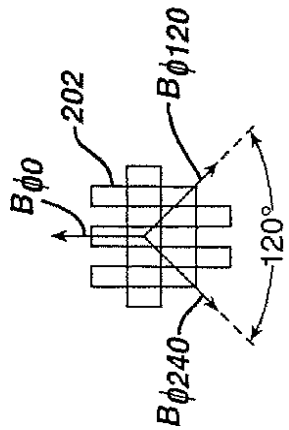


FIG. 18d

【図18c】

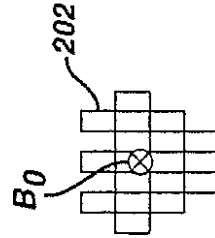


FIG. 18c

【図19a】

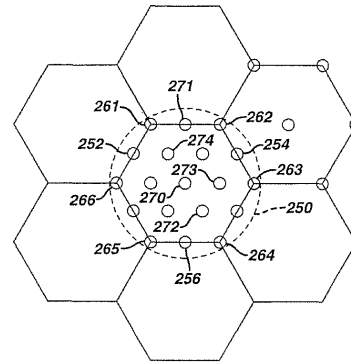


FIG. 19a

【図 19 b】

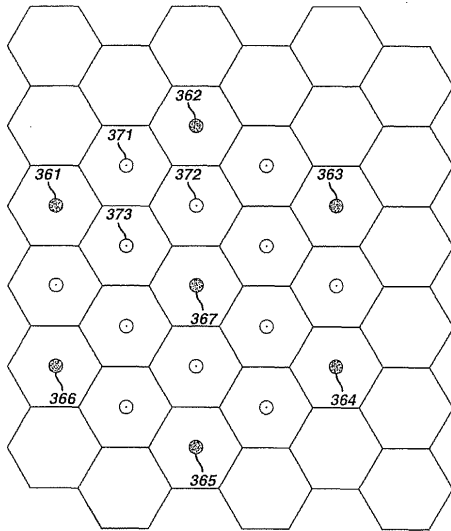


FIG. 19b

【図 19 c】

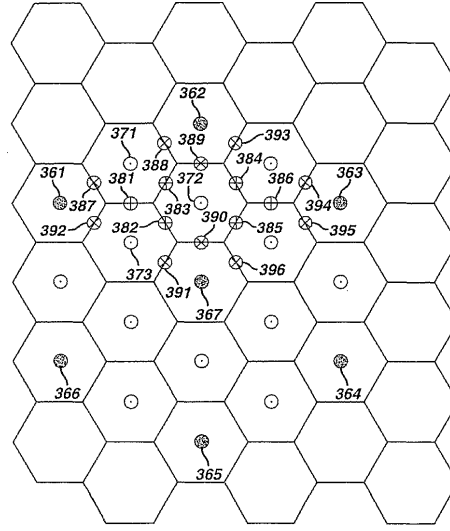


FIG. 19c

【図 20】

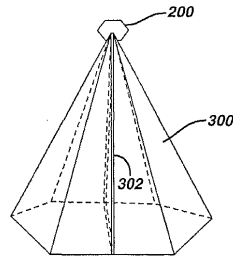


FIG. 20

【図 21】

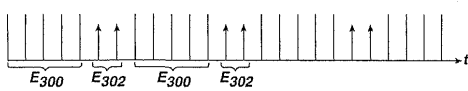


FIG. 21

【図 22】

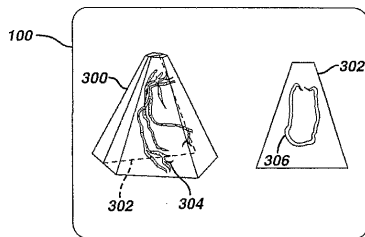


FIG. 22

【図 24】

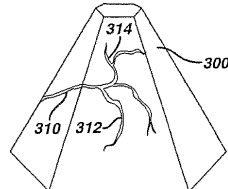


FIG. 24

【図 25】

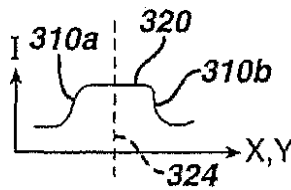


FIG. 25

【図 26】

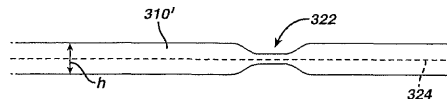


FIG. 26

【図 23】

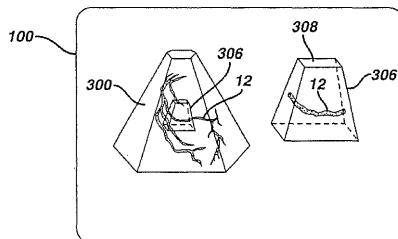


FIG. 23

フロントページの続き

- (72)発明者 アヴェルキオウ, ミカラキス
オランダ国, 5 6 5 6 アーアー アインドーフエン, プロフ・ホルストラーン 6
- (72)発明者 ブルース, マシュー
オランダ国, 5 6 5 6 アーアー アインドーフエン, プロフ・ホルストラーン 6
- (72)発明者 スカイバ, ダニー エム
オランダ国, 5 6 5 6 アーアー アインドーフエン, プロフ・ホルストラーン 6
- (72)発明者 エントレキン, ロバート アール
オランダ国, 5 6 5 6 アーアー アインドーフエン, プロフ・ホルストラーン 6
- (72)発明者 フレイザー, ジョン ディー
オランダ国, 5 6 5 6 アーアー アインドーフエン, プロフ・ホルストラーン 6
- (72)発明者 クーレイ, クリフォード アール
オランダ国, 5 6 5 6 アーアー アインドーフエン, プロフ・ホルストラーン 6
- (72)発明者 ロビンソン, プレント エス
オランダ国, 5 6 5 6 アーアー アインドーフエン, プロフ・ホルストラーン 6
- (72)発明者 ラウンドヒル, デイヴィッド エヌ
オランダ国, 5 6 5 6 アーアー アインドーフエン, プロフ・ホルストラーン 6
- (72)発明者 シュワーツ, ゲイリー エイ
オランダ国, 5 6 5 6 アーアー アインドーフエン, プロフ・ホルストラーン 6
- (72)発明者 ペスケ, パトリック アール
オランダ国, 5 6 5 6 アーアー アインドーフエン, プロフ・ホルストラーン 6

審査官 富永 昌彦

- (56)参考文献 特開平01-221144 (JP, A)
特開平11-137552 (JP, A)
特開平11-164833 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/06

G06T 1/00

专利名称(译)	冠状动脉的超声诊断成像		
公开(公告)号	JP4988130B2	公开(公告)日	2012-08-01
申请号	JP2002520693	申请日	2001-08-23
[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	パワーズジェフリーイー アヴェルキオウミカラキス ブルースマシュー スカイバダニーエム エントレキンロバートアール フレイザージョンディー クーレイクリフォードアール ロビンソンブレントエス ラウンドヒルデイヴィッドエヌ シュワーツゲイリーエイ ペスケパトリックアール		
发明人	パワーズ,ジェフリー イー アヴェルキオウ,ミカラキス ブルース,マシュー スカイバ,ダニー エム エントレキン,ロバート アール フレイザー,ジョン ディー クーレイ,クリフォード アール ロビンソン,ブレント エス ラウンドヒル,デイヴィッド エヌ シュワーツ,ゲイリー エイ ペスケ,パトリック アール		
IPC分类号	A61B8/06 G06T1/00 G01S7/52 G01S15/89 G10K11/34		
CPC分类号	A61B8/06 A61B8/0883 A61B8/0891 A61B8/4472 A61B8/481 A61B8/483 A61B8/543 G01S7/52025 G01S7/52074 G01S7/5208 G01S7/52095 G01S15/8918 G01S15/8925 G01S15/894 G01S15/8963 G01S15/8979 G01S15/8993 G10K11/341 Y10S128/916 G10K11/346		
FI分类号	A61B8/06 G06T1/00.290.D		
代理人(译)	伊藤忠彦		
优先权	09/645872 2000-08-24 US		
其他公开文献	JP2004506466A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

已经描述了用于对心脏的冠状动脉成像的超声成像方法和设备。将超声造影剂注入脉管系统。包含冠状动脉的心壁的容积区域以三维方式扫描。体积区域的投影图像是由具有血管映射模式的冠状动脉提供的二维对比图像的扫描合成的。优选地，冠状动脉信号从源自心肌和心脏血液的造影信号中分割出来，因此冠状动脉在超声血管图中被清楚地强调和清晰。

【 図 3 】

