

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5225535号
(P5225535)

(45) 発行日 平成25年7月3日 (2013.7.3)

(24) 登録日 平成25年3月22日 (2013.3.22)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

A 6 1 B 8/00

G 0 1 S 15/89 (2006.01)

G 0 1 S 15/89

B

請求項の数 14 (全 27 頁)

(21) 出願番号	特願2002-521280 (P2002-521280)	(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2004-506498 (P2004-506498A)		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/EP2001/009737		ドーフエン フルーネヴァウツウェッハ
(87) 国際公開番号	W02002/017298		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
審判番号	不服2011-20163 (P2011-20163/J1)	(72) 発明者	パワーズ, ジェフリー イー
審判請求日	平成23年9月16日 (2011.9.16)		オランダ国, 5 6 5 6 アーアー アイン
(31) 優先権主張番号	09/645, 872		ドーフエン, プロフ・ホルストラーン 6
(32) 優先日	平成12年8月24日 (2000.8.24)	(72) 発明者	アヴェルキオウ, ミカラキス
(33) 優先権主張国	米国 (US)		オランダ国, 5 6 5 6 アーアー アイン
(31) 優先権主張番号	09/908, 996		ドーフエン, プロフ・ホルストラーン 6
(32) 優先日	平成13年7月18日 (2001.7.18)		
(33) 優先権主張国	米国 (US)		最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 ダイナミックなマイクロビーム形成を用いる超音波診断画像システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波診断走査ヘッドであって、

走査ヘッド筐体と；

少なくとも二次元に延在し、前記走査ヘッド筐体内に位置しているトランスデューサ素子のアレイであり、局在している素子群の複数のグループ（パッチ）の様相を有するトランスデューサ素子のアレイと；

前記走査ヘッド筐体内に位置し、前記複数のパッチに結合された複数のマイクロビームフォーマであり、各マイクロビームフォーマが、1つのパッチの前記素子群によって受信される複数のエコー信号をビーム形成するように作用し、各マイクロビームフォーマが、受信エコーシーケンスに、該エコーシーケンスが受信される時に調節可能に早められるか遅らされるかする遅延を適用する、複数のマイクロビームフォーマと；

を有し、

前記パッチの前記素子群によって受信される前記複数のエコー信号から形成されるビームの操舵及びフォーカシングのうちの少なくとも一方が、前記エコーシーケンスが受信される時に変更される、

超音波診断走査ヘッド。

【請求項 2】

各マイクロビームフォーマは、1つのパッチの前記素子群の前記複数のエコー信号を、公称受信周波数での波長の端数内でアライメントするように作用する、請求項 1 に記載の

10

20

超音波診断走査ヘッド。

【請求項 3】

各マイクロビームフォーマは、1つのパッチの前記素子群に結合された複数のサンプリング遅延ラインを有する、請求項 1 に記載の超音波診断走査ヘッド。

【請求項 4】

各サンプリング遅延ラインは、前記エコー信号が所定タイミングでサンプリングされる入力と、前記エコー信号が所定タイミングでサンプリングされる出力とを有し、

前記サンプリング遅延ラインの遅延時間は、前記入力と前記出力との間でのサンプリングタイミングの差によって決定される、

請求項 3 に記載の超音波診断走査ヘッド。

10

【請求項 5】

前記入力と前記出力との間での前記サンプリングタイミングの差は、タイムシフターによって決定される、請求項 4 に記載の超音波診断走査ヘッド。

【請求項 6】

前記入力及び前記出力での相対的なサンプリングタイミングが、エコー信号サンプルが前記サンプリング遅延ラインによって処理される時に、前記タイムシフターによって、調節可能に早められるか遅らされるかする、請求項 5 に記載の超音波診断走査ヘッド。

【請求項 7】

前記入力でのサンプリングタイミングは入力クロック信号によって決定され、前記出力でのサンプリングタイミングは出力クロック信号によって決定され、

20

前記クロック信号のうちの一方内でクロックサイクルの阻止又は挿入を行うことによって、前記入力及び前記出力での前記相対的なサンプリングタイミングを変化させるように作用するクロック遅延コントローラ、を更に有する、

請求項 6 に記載の超音波診断走査ヘッド。

【請求項 8】

超音波走査ヘッドにおいて、エコーシーケンスの受信中にビームの操舵及びフォーカシングのうちの少なくとも一方を行う方法であって、

前記超音波走査ヘッドは、少なくとも二次元に延在し且つ局在している素子群の複数のパッチにて構成されたトランスデューサ素子のアレイを有し、各パッチは、該パッチの前記素子群に結合された複数の遅延ラインを有するマイクロビームフォーマに結合され、前記マイクロビームフォーマは該パッチにより受信される複数のエコー信号をビーム形成するように作用し、

30

当該方法は、

前記パッチの前記素子群によって受信された複数のエコー信号を前記複数の遅延ラインの入力に与えるステップと、

前記複数のエコー信号が前記複数の遅延ラインを通過する時の遅延時間を早めるか遅らせるかするステップと、

前記マイクロビームフォーマの前記複数の遅延ラインの出力にて生成された複数の遅延されたエコー信号を結合するステップと

を有する、方法。

40

【請求項 9】

前記遅延時間を早めるか遅らせるかするステップは、1つのパッチの前記素子群の複数の出力信号を、該パッチの所定の素子のタイミングと時間整合させることを有する、請求項 8 に記載の方法。

【請求項 10】

前記与えるステップは、入力サンプリングクロックの制御下で複数のエコー信号をサンプリングすることを有し、当該方法はさらに、出力サンプリングクロックの制御下で、遅延ラインの前記出力にて複数のエコー信号をサンプリングするステップを有し、遅延ラインの前記遅延時間を早めるか遅らせるかするステップは、前記サンプリングクロックのうちの一方内でクロックサイクルの阻止又は挿入を行うことを有する、請求項 8 に記載の方

50

法。

【請求項 1 1】

二次元アレイトランスデューサと複数のマイクロビームフォーマとを有する走査ヘッドであり、前記二次元アレイトランスデューサの素子が、エコーの受信中に局在素子群の複数のパッチにグループ化され、各ビームフォーマが、1つのパッチに結合され、1つのパッチの前記素子群によって受信される複数のエコー信号を動的にフォーカシングするように作用する、走査ヘッドと；

前記マイクロビームフォーマに結合された信号伝送装置と；

前記信号伝送装置に結合され、パッチ信号をビーム形成するように作用するビームフォーマを有する超音波システムと；

を有する超音波診断画像システム。

10

【請求項 1 2】

前記信号伝送装置はケーブルを有する、請求項 1 1 に記載の超音波診断画像システム。

【請求項 1 3】

各マイクロビームフォーマは複数の遅延ラインを有し、前記遅延ラインの遅延は、当該遅延ラインをエコー信号が通過する時に調節可能に早められるか遅らされるかする、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】

各マイクロビームフォーマの前記複数の遅延ラインは、1つのパッチの前記素子群の前記信号を、該パッチの前記素子群のうちの一つの前記信号と時間整合させるように作用する、請求項 1 3 に記載の超音波診断画像システム。

20

【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、プローブ内にダイナミックフォーカシングが可能なマイクロビームフォーマを備えた超音波システムに関する。

【0002】

現在、人体の三次元（ボリューム）領域の画像を作成する超音波システムが利用可能になっている。三次元画像を形成するために、画像化されるボリューム領域を音響的に走査する必要がある。三次元の容積の走査を試みる従来技術は、画像平面を電子的に走査可能な標準的な二次元アレイトランスデューサを採用する。トランスデューサは、ボリューム領域全体で走査平面をスweepするように高さの次元で機械的に走査される。次いで、獲得された平面群が、ボリューム領域の三次元画像を形成するように組み立てられる。

30

【0003】

機械的にスweepされるシステムでの問題は、ボリューム領域全体からのエコー信号は、リアルタイムの画像化に十分な迅速な速度で獲得できないことである。リアルタイムの画像化においては、電子的に操舵（ステアリング）される二次元（2D）アレイを使用することが好ましい。電子的な操舵の速度は、リアルタイムの画像生成に十分な迅速な速度でボリューム領域を完全に走査することを可能にする。しかしながら、2Dアレイは、何百若しくは何千というトランスデューサ素子を有する。よって、各トランスデューサ素子に対してシステムビームフォーマへの導電体を有するプローブケーブルは実用的でなくなる。かかる問題の解決は、プローブ内にビーム形成の一部を設けることで、それによって実用的な大きさのケーブルによって伝導され得る、少数の部分的にビーム形成された信号を生成することであった。プローブのビーム形成は、例えば、米国特許第5027820号、第5229933号及び第5997479号に示されている。しかしながら、これらの特許文献に記載された、イントラ-グループプロセッサとして言及された、プローブのビームフォーマは、基本的な操舵若しくは焦点合わせ（フォーカシング）の能力のみを提供する。米国特許第5997479号においては、例えば、各イントラ-グループプロセッサに、各マイクロビームフォーマを同じ操舵角度に制限する同一の遅延プロファイルがロードされる。代替の実施態様において、各プロセッサは、フォーカシングを達成するためにわずかに異なる角度でそのビームの操舵が可能である。しかしながら、上記の

40

50

システムは、高解像度の超音波画像の生成を可能にするダイナミックな操舵及びフォーカシングは未だに可能でない。

【 0 0 0 4 】

本発明の原理に従って、二次元トランスデューサアレイの素子のグループ若しくは“パッチ”によって受信されるビームのダイナミックな操舵若しくはフォーカシングが可能である超音波システム及び走査ヘッドが提供される。好ましい実施態様において、ダイナミックフォーカシングは、場の深さからのエコー信号のシーケンスが受信されるときにパッチ素子のための遅延を早めるか若しくは遅らせるトランスデューサ素子のパッチのためのマイクロビームフォーマによって提供される。トランスデューサ素子の各パッチからのマイクロビーム形成された信号は、パッチ信号を用いてビーム形成を実行するシステムビームフォーマに導かれる。

10

【 0 0 0 5 】

まず図 1 を参照するに、心臓 1 0 の図面が示されている。心臓の外部表面には、心臓の筋肉、心筋への血液の連続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、旋回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。

20

【 0 0 0 6 】

図 2 は、図 1 で示されている冠状動脈の血管造影図を描写している。図 2 の血管造影図は、冠状動脈に注入する X 線不透過性の染料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、画像を生成するために連続して走査される。冠状動脈と交差することなく心臓を通過する X 線は、画像内で明るい領域として現れ、染料を注入された動脈に突き当たる 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” 1 4 を残す。得られる冠状動脈の影の画像は、図 2 に示すように現れることになる。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旋回している冠状動脈は、たとえ捻れて旋回している冠状動脈が三次元に延在しているとしても、透過された X 線内に或るパターンを残すことになる。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。

30

【 0 0 0 7 】

図 3 は、心臓の心室領域を描写する。左心室 L V 及び右心室 R V が図に描写されている。この例では、心臓壁及び左心室の一部が画像化され、撮像ボリューム 2 0 内に含まれている。左心室のチャンバ容積は 1 8 にて示され、心筋は 1 6 にて示され、冠状動脈 1 2 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、撮像ボリュームが、造影剤からの高調波及び非線形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形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、米国特許第 5 9 8 0 4 5 7 号に記載されるような送信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とき、図 4 a に描写されるように、まず最初に、撮像ボリューム 2 0 内の左心室のチャンバを満たす。左心室は強烈な高調波の返答でライトアップされ、超音波画像内で明るく現れる。造影剤が心臓から送り出されると、図 4 b に描写されるように、次ぎに冠状動脈 1 2 に注入される。この段階において、心室 1 8 及び冠状動脈 1 2 の両者が、超音波画像内で明るく現れる。最後に、造影剤は、冠状動脈 1 2 から心筋 1 6 の毛細血管床に灌流するだろう。そして、3 つの領域 1 2、1 6 及び 1 8 は図 4 c 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。

40

【 0 0 0 8 】

50

手順の目的が他の組織からの雑音 (c l u t t e r) を可能な限り小さくして冠状動脈を検査することであるため、主に関心があるのは図 4 b に描写されてい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ているとき且つ心筋が灌流される前に、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。心筋からの高調波信号は望まれしくなく、雑音として見なされるためである。左心室からの高調波の返答もまた、それが望まれない高調波信号であり且つ画像平面上で注入された冠状動脈の投影と干渉し得るため、雑音と見なされる。図 4 b に描写されているような画像が捕捉されたとき、それらの画像は好ましくは、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 / 又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して一若しくは二回の心拍以内に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アルゴリズムは、画像から心室信号を効果的に除去する。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プールであることを認識し、組織の返答信号を欠く大きい領域内の信号を表示しないものである。閾値化は、100%の血液信号密度を有する血液プール信号と、組織の約6%の血液信号密度とを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、基本波周波数スペクトルの中で作動し、血液から返される基本波周波数信号は組織から返されるエコーより低い振幅を有することを認識するものである。主に低い振幅の基本波信号の返答を有する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排除される。更なる別の技術は、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、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されるか、あるいは、血管造影図によく似て見えることから血管造影図に精通した臨床医によって診断に使用され得る冠状動脈の二次元超音波投影画像を作り出す三次元最大強度レンダリングによってのように、暗くされた像平面上に投影されるかすることができる。

【 0 0 0 9 】

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時間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、より大きな送信アパチャー (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、より迅速な収集を提供する。上記のアパチャーの適応に加えて、冠状動脈の画像化を促進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、受信される信号の強度を感知し、左心室に対する送信パワーを低減することによって応答することを含む。何故なら、左心室信号は不所望のものであり、左心室に対する低減された送信パワーは、冠状動脈に送り込まれている左心室内の造影剤の分裂をより小さくすることになるからである。多数の走査ラインに同時に高周波の音波を当てるために “太った” (幅広い) ビームを必要とする多重ライン受信を使用する場合の別の代替は、適応的にアパチャーを変更することであり、従って、左心室にオーバーラップしているときに送信ビームを狭くするものである。なぜなら、ビームは、冠状動脈と左心室ではなく、冠状動脈に高周波の音波を当てるのに十分な広さにされるだけでよいからである。更なる別の適応化は、血液ではなく組織に関して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信するときにはこれらの調節を禁じることである。より更なる適応化は、経胸腔的に心臓を画像化するときに肋骨によって妨げられるトランスデューサ素子を考慮して適応的にアパチャーを調整することである。

【 0 0 1 0 】

冠状動脈画像化手順は、図 4 c に示される第三段階が実効的に起こることを防止し、それにより、冠状動脈が明瞭に細分化される図 4 b に示される注入の所望の第二段階を持続させるように行われ得ることが見出された。心筋 16 の細かい毛細血管床は、造影剤の非

10

20

30

40

50

常に少ないマイクロバブル (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内の血液流の速度は比較的速くなるが、血液量は毛細血管床の多くの毛細管に分配されるので、毛細血管での速度はかなり遅くなる。血液流速は、毛細血管床の出口の大きな収集血管で再び上昇する。おおよそ5乃至8回の心臓周期が、最初に心筋の毛細血管床に灌流するために、あるい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。画像フレームレート (すなわち、送信パルスレート) 及び送信パルスパワーをバランスさせることによって、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を開始するときに連続して分裂可能である。より高いフレームレート及び/又はより高い送信パワーは、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メカニカルインデックス設定での送信は、マイクロバブルの分裂をほとんど引き起こさず、上述のレベルで心室の血液のプール、冠状動脈及び心筋毛細血管床が画像化されることを可能にする。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のメカニカルインデックスの範囲において、画像平面内の毛細血管床に再度灌流可能となる前に、マイクロバブルはかなりの数に分裂される。故に、このようなパワー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ずに、送信パルス間に画像平面内で有意に再注入される心室及び冠状動脈からの有意な高調波信号の返答をもたらすであろう。より高いパワーレベルでは、特に1.0のメカニカル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僅かな再注入を伴うのみであり、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が存在するであろう。正確な数は、具体的な造影剤で変化することになる。適切に低い破壊的なメカニカルインデックス設定の使用によって、心筋の毛細血管床は実質的な量の造影剤のない状態に実効的に維持され、したがって、あったとしても、ほとんど高調波の造影剤返答信号を生成しないであろう。結果は、心室及び冠状動脈のみが有意な高調波返答信号を生成する図4bの第二段階を、フレームレート及び送信パワーの適切な選択によって、かなりの期間にわたって維持できるということである。毛細血管床の選択的分裂を左心室血液プールのマスキングと組み合わせることは、冠状動脈が表示のために細分化されることを可能にする。別の変形例は、上述のような心筋中の低い流速を認識し、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。

【0011】

さらに、冠状動脈画像化手順は、心室内の造影剤からの望まない高調波返答を抑制し、それによって、マスキング若しくはその他のエコー除去技術の必要性を最小化するように制御されることができる。造影剤は、大動脈基部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。造影剤が大動脈基部に注入されるとき、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。冠状動脈は大動脈基部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、冠状動脈に即時に造影剤が注入されるようにさせる。故に、冠状動脈は、造影剤でライトアップする最初の構造となり、造影剤は、脈管系を横断して静脈還流 (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。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、心室内の造影剤からの雑音は縮減される。

【0012】

ボリウム領域の平面状の超音波投影画像を形成するための一つの方法は、米国特許第5305756号に記載された“スリット - o - 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 - o - ビジョン”技術において、ボリウム領域は、高さの次元で発散し、方位の次元でフォーカシングされる超音波ビームによって高周波の音波を当てられる。その技術は、かかる画像が、方位の次元で比較的長く且つ高さの次元で狭いアパチャーの使用によって形成可能である事実から、その名前をとっている。かかるアパチャーから生成された超音波ビームは、回折を利用して、方位においてフォーカシングされる一方、高さ方向へ所望の発散を生じさせる本質的に円筒状の波

10

20

30

40

50

面を放射する。高さ方向に発散するビームはまた、音響レンズ若しくは電子レンズにより作り出され得る。例えば、アレイの素子が高さの次元で凸状であるか、若しくは高さ方向に分岐するレンズを有する場合、図5 aに示されるように、高さ方向に発散するビームがリニアアレイ10によって生成され得る。高さ及び方位の次元は、E L及びA Zの矢印によって、それぞれ示されている。高さ方向に発散するビームは、V字形のボリューム30に高周波の音波を当てることになる。距離の軌跡28に沿ったもののようなアレイ10からの同じ距離の軌跡にあるポイントは、音響上統合され、投影面32上のその距離の位置に投影される。この音響的な統合及び投影はボリューム内の全ての距離において行われる。その結果、ボリューム領域30の全体が投影面32に投影される。ボリューム領域が、主に冠状動脈からの信号だけを含んでいる場合、ボリューム内の冠状動脈が投影面32に投影されて画像として現れることになる。図5 bは、フェイズドアレイトランスデューサ10'からの同じ結果を示しており、その場合には、ボリュームのくさび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。

10

【0013】

図6 a及び6 bにおいては、同一のボリューム領域30及び60が、高さ及び方位においてフォーカシングされたビームをボリューム領域全体でスイープすることによって高周波の音波を当てられている。これは、矢印42によって示されるように高さ方向で1Dアレイを揺り動かすことにより行われる。ボリューム30、60内の複数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、一定距離の軌跡28に沿ったもののような共通の距離のポイントが、共通の投影面32、60上に面を投影するようにともに統合される。この場合も、冠状動脈情報がボリューム領域30、60内で優勢である場合、血管造影図の形態の画像が形成される。

20

【0014】

図7 a及び7 bは、別の“スリット - o - ビジョン”技術を示し、この場合は、図5の実施態様より良い感度を有するが概して一般的に低いフレームレートを有する、高さ方向に発散するビームの電子合成によるものである。これらの実施態様は、1.5D若しくは2Dの何れかのアレイとしても動作され得る二次元アレイ10''を使用する。送信ビームは、まず最初に中央高さの素子にパルスを与え、その後、最も外側の高さの素子に最後にパルスを与えるように進めることによって、高さ方向に発散させられる。図7 aは、ボリューム領域30を走査するリニアアレイ走査フォーマットを描写し、図7 bは、ボリューム領域60内でビームを操舵するフェイズドアレイ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、ボリューム領域30及び60内の構造の投影画像の投影面32若しくは62の上に、ボリューム領域内の共通の距離の軌跡上のポイント群が音響的に統合される。代替として、図7の2Dアレイは図6に示されているようなボリュームの走査を実現するように、高さにおいて合焦され且つ操舵され得る。

30

【0015】

下に記述されるようにボリューム領域の別個の複数の面が収集される場合、それらは、ボリュームレンダリング技術を使用して、図2の中で示されるような投影画像を形成するように組み合わせることができる。この三次元方法は、上述の“スリット - o - ビジョン”アプローチよりも低いフレームレートを有するが、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雑音を提供し、レンダリングパラメータの変化によって画像をより制御する。

40

【0016】

図8は、本発明の原理に従って構成された超音波診断画像システムを例示する。アレイトランスデューサ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(ビームフォーマ)36に接続されている。ビームフォーマは、操舵され且つ合焦されたビームの送信のために、トランスデューサアレイの素子に適用される作動信号のタイミングをコントロールし、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コヒーレントエコー信号を形成するために、トランスデューサ素子から受信した信号を適切に遅延させて結合する。さらに、心臓サイクルの特定の位相と、あるいはそれで画像収集を同期化ある

50

いはゲーティングすることが望まれる場合、ビームフォーマ送信のタイミングはE G G 信号に応答したものにされる。ビームフォーマはさらに、トランスデューサがボリウム領域上で超音波ビームを掃引するために機械的に移動されているときの走査ヘッド位置信号に応答したものにされ、それによって、トランスデューサがボリウム領域に関して適切に方向付けられているときにビームが送信されることが可能になる。

【 0 0 1 7 】

ビームフォーマの出力は、基本波周波数信号と高調波周波数信号との分離のためのパルスインバージョンプロセッサ 3 8 に接続されている。パルスインバージョンプロセッサは、かかる技術において公知であり、米国特許第 5 7 0 6 8 1 9 号及び第 5 9 5 1 4 7 8 号に記載されている。これらの特許は、基本波信号から高調波コントラスト信号を分けるためにどのように交互位相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おり、これは、本発明に従った冠状動脈の画像化においても、造影剤から信号を分けるための好ましい方法となる。

【 0 0 1 8 】

基本波信号及び / 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 モード処理あるいはドップラー処理され得る。ドップラー処理において、信号は、流れ、静止組織、移動している組織間を区別できるウォールフィルタ 2 2 に結合される。コントラスト画像化のための好ましいウォールフィルタは、米国特許第 6 0 9 5 9 8 0 号に記載されており、それは高調波コントラスト信号分離を実行することも可能である。フィルタリングされた信号は、ドップラーパワー、速度、若しくは変化評価を産出する、ドップラープロセッサ 4 2 に与えられる。高調波ドップラー信号評価のための好ましいドップラープロセッサは、米国特許第 6 0 3 6 6 4 3 号に記載されている。ドップラー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 (f l a s h s u p p r e s s o r) 4 4 によって除去される。画像形成に先立つか若しくは続いてフラッシュアーティファクト (f l a s h a r t i f a c t) を除去することには、米国特許第 5 1 9 7 4 7 7 号に記載のノッチフィルタ (n o t c h f i l t e r t e c h n i q u e) 技術及び米国特許第 5 7 8 2 7 6 9 号に記載の最低 - 最大フィルタ技術を含む様々な技術が使用され得る。処理されたドップラー信号は、ドップラー画像メモリ 4 0 に保存される。

【 0 0 1 9 】

B モード処理される信号は、信号の振幅を検出する B モードプロセッサ 2 4 に与えられる。B モード処理された信号は、組織画像メモリ 4 0 に保存される。

【 0 0 2 0 】

B モード信号及びドップラー信号は、座標変換プロセッサ 4 6 に与えられる。従来の二次元画像化において、座標変換プロセッサは、必要に応じて極座標をデカルト座標に変換し且つ受信ライン間の空間を補間画像データで充たす走査コンバーターとして機能する。走査変換された画像は、ディスプレイ 1 0 0 上で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するビデオプロセッサ 7 0 に結合される。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 C i n e l o o p (登録商標) メモリ 5 6 に結合される。

【 0 0 2 1 】

3 D 画像化が超音波システムによって実行される場合、座標転換プロセッサは、画像情報の面内の組織信号及びドップラー信号を走査されたボリウム上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し得る。好ましくは、座標転換プロセッサは、当該座標転換プロセッサにより処理された画像データの三次元表現を描画 (レンダリング) することが可能なボリウムレンダリングプロセッサ 5 0 と協働する。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 (U I F) を介して使用者によって選択される組織レンダリングパラメータ 5 4 に従ってレンダリングされる。ドップラー情報の三次元画像は、血流レンダリングパラメータ 5 2 に従ってレンダリングされる。それらのパラメータ

ーは、見る者が組織内の血管を見ることができるよう、三次元画像での組織の透明性度合いのようなレンダリング処理の態様を制御する。米国特許第5720291号に記載のように組織及び流れの両者の3D画像がレンダリングされる場合、上記の性能は重要である。例えば、三次元画像は、CineLoop（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。米国特許第Re36564号に記載のような、囲んでいる組織を伴わない流れの三次元レンダリングは、血管中の流れの連続性及びそれらの血管中の障害物を明らかにすることができ、本発明に従った冠状動脈診断に役立つ。

【0022】

様々なトランスデューサプローブが、冠状動脈を含む心臓のボリューム領域を走査するために使用され得る。1D（方位操舵）又は1.5D若しくは1.75D（方位操舵及び高さフォーカシング）の何れかのアレイが、三次元ボリューム上でビームを掃引するために機械的に移動されてもよい。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）の何れかのアレイが使用されてもよい。2Dアレイトランスデューサ10''を使用する実施態様を図9に示す。二次元アレイの使用での重要な考慮は、プローブを超音波システムに接続するために使用されるケーブルワイヤーの数である。ケーブルの導電体の数ひいてはケーブルのサイズを縮減することには、超音波システムへの無線リンク、プローブ内でのマイクロビームフォーミング、デジタル又はアナログでの時間多重化、低密度アレイの使用、及び送信/受信マルチプレクサの使用を含む様々なアプローチが使用され得る。一つの解決策は、米国特許第6142946号に記載のような超音波システムにエコー信号を無線で送信する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、米国特許第6102863号に記載のように、走査ヘッドと超音波システムとの間でビームフォーマ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り、このアプローチを活用するものである。例えば、二次元アレイが方位方向（図でAZ矢印で示されている）に延在する128カラムの素子群及び高さ方向（EL矢印で示されている）の6列の素子群を有すると仮定する。アレイの各素子が、素子自身の導電体によって超音波システムに接続された場合、768本の信号導体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素子の各カラムは高さビームフォーマ36aに結合され、該ビームフォーマが適切に、該カラムの6素子を励起（送信において）し、且つそれら6素子からの信号を遅延させて結合する（受信において）。これは各カラムの6個の信号を1つの高さビーム形成信号に結合し、該高さビーム形成信号がケーブルの導電体上で超音波システムに結合され、そこで、複数の高さビーム形成信号が方位方向でビーム形成される。前述の例においては、128の高さビーム形成信号がケーブル11の128の導電体上で結合され、走査ヘッドでのビーム形成を用いないプローブと比較してケーブルの大きさが有意に縮小される。少なくとも高さの操舵は高さビームフォーマ36aで実行され、好ましくは、操舵及びフォーカシングの両者が高さビームフォーマで実行される。

【0023】

高さビームフォーマの動作を、図10a及び10bに例示する。図10aにおいて、高さ方向の素子のカラムからなる、素子10₁乃至10_nから延在している0°の矢印によって示されるように、ビームはアレイトランスデューサに対して垂直に操舵されている。焦点を生じさせるために、カラムの中心での信号は、相異なる素子に対する遅延102の相対長さによって指し示すように、カラムの末端の信号よりも大きく遅延される。遅延された受信信号は、加算器（summer）104によって組み合わせられ、次いでケーブル11内の信号リード線上で方位ビームフォーマ36bに結合される。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°の勾配から送信あるいは受信されるべき場合の状況を示している。この場合、アレイの左側の信号は、遅延102の相対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、加算器104によって組み合わせられ、ケーブルを介して方位ビームフォーマ36bに結

10

20

30

40

50

合される。

【 0 0 2 4 】

図 1 1 a 乃至 1 1 c は、3 つの異なる手法（如何なる緩衝作用若しくは増進素子をも無視している）での高さビームフォーマの実現例を示している。図 1 1 a は、各トランスデューサ素子 1 0 m がアナログの遅延ライン 1 0 6 に結合されるアナログの実現例を示している。遅延の長さは遅延ラインの入力タップ又は出力タップを選択することによって設定され、遅延された信号は、アナログ加算器、又は該信号がデジタル的に組み合わせられる場合には A / D コンバーター、に結合される。図 1 1 b において、各トランスデューサ素子 1 0 m は、C C D 遅延ライン 1 0 8 に接続されている。遅延の長さは、遅延ライン内の電荷格納素子の数を決定する入力タップ又は出力タップを選択すること、若しくは電荷サンプルが電荷格納素子を通してされる速度を変化させることによって設定される。複数の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にて、あるいはデジタル化された後に、の何れかで加算される。

図 1 1 c は、高さビームフォーマのデジタルの実施態様を例示している。この例において、高さビームフォーマは、1 2 8 のサブ・ビームフォーマ 1 2 0 を有し、各サブ・ビームフォーマが、6 個のトランスデューサ素子を含む一つの高さカラムからの信号を処理する。トランスデューサ素子 1 0₁ 乃至 1 0_n の各々は、A / D コンバーター 1 1 0 に接続され、デジタル化された信号が、シフトレジスタ、F I F O レジスタ、若しくはランダムアクセスメモリにより形成され得るデジタルの遅延ライン 1 1 2 によって遅延される。適切に遅延された信号は、加算器 1 0 4 にて組み合わせられ、ケーブルの導電体を介して方位ビームフォーマに接続される。多重ビット信号サンプルを使用する場合にケーブルの導電体を節約するため、幾つかのビームフォーマチャネル 1 2 0 からのデータ値が、インターリーブされ（時間多重化され）、所望レベルのリアルタイム画像化性能に十分なデータレートにて同一のグループの導電体上で送られる。

図 1 2 は、走査ヘッドの高さビームフォーマの多くのビームフォーマチャネル 1 2 0 の機構及び制御を例示している。このビームフォーマは、N 個の高さサブ・ビームフォーマ 1 2 0₁ 乃至 1 2 0_n からなり、各サブ・ビームフォーマは、この例では数字 6 で指し示される高さ方向の 1 つのカラムのトランスデューサ素子群からの信号を受け取る。高さビームフォーマを制御するデータ（例えば高さの角度及びフォーカシングなど）は、好ましくはケーブルの導電体上でシリアルに、走査ヘッド 2 6 内のタイミング&遅延デコーダー&データ保存 1 2 6 に送られる。この制御データは復号され、遅延値は、各トランスデューサ素子の所望の遅延のためにビームフォーマチャネルを設定する遅延制御部 1 2 4 に結合される。ダイナミックフォーカシングでは、遅延は、エコーが受信される時に変化される。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、ゼロの重みを幾つかの最も外部のチャネルに適用することによって変更されることができる。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、各パルス送信機がこの実施例において 6 個である高さカラム内のトランスデューサ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ために使用される。受信されたエコー信号が図 1 1 a 及び 1 1 b によって示されているようにアナログドメインで処理される場合、この実施例において高さビームフォーマの 1 2 8 個のチャネルからの信号は、1 2 8 本のケーブル導電体を介して方位ビームフォーマ 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 個のチャネルからの信号はインターリーブ（時間多重化）され、ケーブル 1 1 のデジタル導電体を介して超音波システム 1 0 1 の方位ビームフォーマに送られる。

【 0 0 2 5 】

本発明の真に 2 D の電子的に操舵される実施態様を、図 1 3 以降に示す。この図は、三千より多くのトランスデューサ素子からなる 2 D トランスデューサアレイ 2 0 0 の平面図を示している。説明を容易にするために、個々のトランスデューサ素子を表現する、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、個々のトランスデューサ素子は、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 アレイは、全体で十二面の外形を有している。好適な動作モードにおいて、ビームはアレイの中心から外に向けて送信され、アレイの中心に垂直な直線を中心とする少なくとも $\pm 30^\circ$ の円錐の中で操舵され且つフォーカシングされる。一直線に前方に操舵される場合、送信された走査ラインに沿って受け取られるエコーは、初期にはアレイの中心で受け取られ、次いで、アレイ表面への走査ラインの投影を中心とし且つ該投影から外側に広がる円形又はアーチ形の素子群にて受け取られる。図示した実施例において、ほぼ中央の4分の1の素子群はビーム送信のために使用される。アレイ全体が、エコーの受信に利用可能である。

【0026】

図13のアレイ200は、入れ違いに明暗を付けられた12個のトランスデューサ素子のグループ群202にて描かれて見られる。ここではトランスデューサ素子の“パッチ”と称するこれらのグループ202の1つを、図14に分離した拡大図として示す。12個の素子のこれら不規則な六角形パッチ202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。アレイの中心の素子群（およそ750の素子）は、高電圧多重スイッチにより、送信のために3つを組にして接続される。図15a乃至15fは、ビーム送信において可能な3素子構成の一部を示している。送信の組み分けはまた、単純に、直線状に互いに隣接する3つの素子にされてもよい。所与のビームを送信するために使用される正確な構成若しくは構成群は、所望のビーム特性及びその方位に依存する。また、図15gに4つの素子のダイヤモンド形状の組み分けによって例示されるように、送信のために4つの素子が共に接続されてもよい。

【0027】

現在、三千以上の導電体を伴うケーブルは実用的でないため、アレイの12個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、超音波システムビームフォーマに結合されなければならない信号数をおよそ256個にまで削減する。そして、超音波システムの256チャンネルのビームフォーマが、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。

【0028】

2 D アレイの12個の素子からなる各受信パッチの素子群は十分に小さく、隣接して位置し、且つ接近して詰められているため、1つのパッチの素子群により受信されるエコー信号は、ほぼ 40° か若しくはそれよりも小さい操舵角度において、公称受信周波数での1波長内に整列されるであろう（焦点の遅延は無視する）。次いで、これらの素子のエコーは、すべてのパッチ素子信号を正確に時間整合させるようにサンプリングされる。すべてのパッチ素子からの信号を、好ましくは波長の $1/16$ 若しくはそれよりも小さい、サンプリングクロック定量 (sampling clock quantization) の精度内で時間整合させるために、サンプリングは、波長の端数の精度を有するサンプリング遅延の範囲で行なわれる。次いで、複数のパッチ素子からの時間整合された信号 (time aligned signals) が組み合わされる。各パッチのかかるビーム形成は、相互接続を容易にするため、走査ヘッド内のトランスデューサアレイ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合 (アライメント) は、図16及び17に示されるサンプリング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パッチの各素子204は、増幅器206によって、サンプリング入力スイッチ208に結合される。サンプリング入力スイッチ208は、逐次的に、トランスデューサ信号のサンプル群をコンデンサー群212に連続的に導く。スイッチ208の順序付けは、クロック信号によってインクリメント (増分) されるリングカウンタ210の制御下にある。リングの黒塗りの区画が例示するように、サンプリング入力スイッチは、循環的に、入力信号をコンデンサー群212の順次の1つ上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、コンデンサーの電荷は、サンプリング時点において、瞬時信号レベルまで増加若しくは減少 (放電) されることができる。

【0029】

10

20

30

40

50

コンデンサー群 212 に保存された信号サンプル群は、第二リングカウンタ (ring counter) 216 の制御下で逐次的に保存信号をサンプリングするサンプリング出力スイッチ 214 によってサンプリングされる。第二リングカウンタ 216 のリングの黒塗りの区画によって示されるように、サンプリング出力スイッチ 214 は、入力スイッチ及びそのリングカウンタに対する特定の時間関係にて、保存信号をサンプリングする。入力のサンプリングと出力のサンプリングとの間の時間の遅延は、二つのリングカウンタ間の時間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関数として、徐々に早められるか遅らされるかし得る。この動作は、1つのパッチのすべての素子の出力信号サンプルを、該パッチの中央の素子のサンプリング時間などの所望の時間整合に持ってくるために使用され得る。該パッチのすべての素子からの信号がサンプリング時間の所望の範囲内である場合、それらの信号は、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へと結合されることが可能である。時間整合された出力信号は、増幅器 218 によってさらに増幅され、該パッチの別の素子の信号との結合のために加算器に結合される。

10

【0030】

図 16 の配置の構成された実施態様の詳細を、図 17 に示す。集積回路の製造において、サンプリングスイッチは、図 16 で示されて例証されるような回転するワイパーを有さず、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 ビットを循環し、それによってリングカウンタとして作動するように構成されるシフトレジスタ 230 の出力段の出力によって制御される。ビットがシフトレジスタ 230 の特定の段 (ステージ) へシフトされるとき、その段に接続されたゲート 228 が、信号サンプルをそのコンデンサー 212 に導くために閉じられる。出力スイッチは、一連の並列のゲート 234 として同様に構成されて、循環するシフトレジスタ 232 のステージ群によって同様に制御される。コンデンサー群 212 から取得された信号サンプルは増幅され、該グループの別の信号との加算のために電流加算ノードに抵抗結合される。

20

【0031】

クロックコマンドメモリ (clock command memory) 240 が、走査ヘッド内、好ましくはサンプリング回路と同一の集積回路上に位置している。クロックコマンドメモリは、一つ以上の受信エコーシーケンスに必要な時間遅延を特定するデータを保存する。現在のビームのための制御データが、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クロック遅延コントローラ (clock delay controller) 242 に結合される。コントローラ 242 は、これを、第一リングカウンタ 230 に適用されるクロックサイクル (clock cycle) が第二リングカウンタ 232 に達することを阻止することによって、若しくはクロック信号に追加的なクロックサイクルを挿入することによって行う。第二リングカウンタへのシフトレジスタクロックパルスの阻止若しくは挿入によって、二つのリングカウンタ間の相対的なタイミングが調節可能に早められるか遅らされる。次いで、パッチのすべてのトランスデューサ素子からの時間整合されたサンプルは、電流加算ノード I Node にて組み合わせられる。パッチからの加算信号は、走査ヘッドケーブルを介して超音波システムビームフォーマに結合される。

30

40

【0032】

第一サンプリング出力スイッチとは異なる時間関係で制御される素子ごとの第二サンプリング出力スイッチと、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加算器とを追加することで、第二の受信ビームを、第一受信ビームと同一の時間にて生成させることができる。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信器となる。

【0033】

パッチのためのマイクロビームフォーマは、電荷結合遅延ライン、ミキサー及び/又は

50

タップ付きアナログ遅延ラインなどの、その他の技術を用いてもよい。

【 0 0 3 4 】

三次元撮像は、ボリウム領域が全容積にわたって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、ボリウムデータの完全な組を収集するために必要とされる時間をかなりのものにさせる多大な送信 - 受信サイクルを要求する。このかなりの収集時間の結果は、リアルタイム3D表示のフレームレートが低くなり、画像が動きアーティファクトを被るということである。したがって、ボリウム領域の必要な走査ラインを収集するために必要と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。ビームは、画像化されるボリウムをサンプリングするように正方形若しくは長方形パターン（断面で見た場合）で操舵されてもよいが、好ましい一実施態様において、ビームは、画像化されている領域を空間的に十分に且つ均一にサンプリングするようにボリウム領域内の三角形若しくは六角形パターンに向けられる。図19aは、ボリウム領域内の走査ラインを軸方向に見たときの、ボリウム領域を通過する断面図である。この例において、19の走査ラインがすべての送信ビームにおいて生成される。走査ラインの位置は、六角形パターンに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方向に見ていること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、ビームにわたって所望の最低強度を有する“太った”送信ビームによって高周波の音波が当てられる。この例における送信ビームは、走査ライン270の位置を中心とし、19の走査ライン位置をすべて包含することが見て取れる点線の円250によって表示された周囲まで所望の音響的強度を維持している。トランスデューサアレイの素子群によって受け取られたエコーは、上述したように、走査ヘッド内のマイクロビームフォーマ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内の19×多重ラインビームフォーマ282に結合される。この例において、3072素子の2Dトランスデューサアレイが、12素子のパッチ群にて動作され、多重化することなく256本の信号導体を有するケーブル281によって超音波システムに結合される256個のパッチ信号を生成する。19×多重ラインビームフォーマは、19組の遅延及び加算器を備えたトランスデューサパッチから受信される256個のエコー信号を処理し、図19aに示した19個の受信走査ライン252乃至274を同時に形成する。19個の走査ラインは、図8ですでに上述したように高調波分離、Bモード、ドップラー、及びボリウムレンダリングの機能群のうちの一部若しくはすべてを実行する画像プロセッサ284に結合される。次いで、三次元画像がディスプレイ100に表示される。

【 0 0 3 5 】

補間は、多重ラインの走査ライン形成に代えて、あるいはそれと共に、走査ラインデータを形成するために使用され得る。図19bは、背景のグリッドパターンによって指し示された六角形パターン内に、画像化されるボリウムから収集された一連の走査ライン361乃至367を、暗くした円でマークして例示している。走査ライン361乃至367は、個々に収集されるか、若しくは多重ライン収集によって二つ以上のグループにて収集されるかし得る。暗くなっていない円の位置での走査ラインは、収集された走査ラインから二点 r f 補間を用いて補間されている。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の各々を1/2ずつ重み付け、その結果を結合することによって補間される。使用される重みは、補間に用いられる値を有する3つの受信走査ラインの位置に対する、生成される走査ラインの位置の関数である。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が、2の因数(2⁻¹)である重み係数を用いて3つの中間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補間を迅速に実行することを可能にする。これは、乗算器及び乗法の使用を回避し、リアルタイム3D表示レートに有利な高速処理を可能にする。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 6 】

図 1 9 c は、ボリウムの走査ライン密度が補間によってさらに増加する、図 1 9 b の補間のさらなる反復を例示している。この例において、走査ライン 3 8 1 乃至 3 8 3 及び 3 8 7 乃至 3 9 2 の二つのさらなる組が、上述の組の間に補間される。これらの走査ラインは、先に補間された走査ラインの組を用いて補間されてもよいし、収集された走査ライン 3 6 1、3 6 2、3 6 7 から直接（所望であれば、同時に）補間されてもよい。これらの走査ラインも、2 の因数である重み係数によって重み付けられるという利点を有する。3 つの受信された走査ラインに対して最も中央の補間された走査ラインの組 3 8 1 乃至 3 8 3 は、 $1/2$ 及び $1/4$ の重み係数を用いて補間される。例えば、走査ライン 3 8 1 は、 $(1/2 \text{ (走査ライン 3 6 1)} + 1/4 \text{ (走査ライン 3 6 2)} + 1/4 \text{ (走査ライン 3 6 7)})$ によって生成される。外側の走査ラインの組は、米国特許第 5 9 4 0 1 2 3 号に記載されているように、 $1/4$ 、 $3/4$ の重みによって生成される。例えば、走査ライン 3 9 2 は、 $(1/4 \text{ (走査ライン 3 6 7)} + 3/4 \text{ (走査ライン 3 6 1)})$ によって生成されるか、若しくは乗法を回避するために $(1/4 \text{ (走査ライン 3 6 7)} + 1/4 \text{ (走査ライン 3 6 1)} + 1/4 \text{ (走査ライン 3 6 1)} + 1/4 \text{ (走査ライン 3 6 1)})$ によって生成される。図 1 9 c は、受信走査ライン 3 6 2、3 6 3、3 6 7 に関して、中央の走査ラインのグループ 3 8 4 乃至 3 8 6 と外側の走査ラインの組 3 9 3 乃至 3 9 6 とを含む対応する補間走査ラインの組を示している。動きアーティファクトを抑制するために、受信された走査ラインデータは、表示に先立ち、 $r \cdot f$ 若しくは検出された形態の何れかによりフィルタリングされ得る。

【 0 0 3 7 】

上記の例は、線形補間フィルターカーネル (filter kernel) を使用する。非線形の形状（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も可能である。しかしながら、それらその他のフィルターのフィルター係数は、一般的に、望ましい 2 の累乗の性質を有しない。

【 0 0 3 8 】

ある動作条件の下において、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グレーティングローブ (grating lobes) を生じさせる。これは、上述のようにマイクロビームフォーミングを使用する場合であっても、個々のトランスデューサ素子の単一ユニットへのグループ化が、トランスデューサアレイに、より粗いピッチ (coarser pitch) を与えることによる。この問題は、各パッチを、送信ビーム場内の複数の近接配置された走査ラインから信号を受信することが可能な 2 D アレイ全体のサブ - アパチャーと見なすことによって抑制される。サブ - アパチャー群からの信号は遅延且つ加算されて、一群の多重ラインの受信走査ラインを形成することができる。サブ - アパチャーの周期性の理由によって発生し、最終画像への雑音に寄与し得るグレーティングローブは、各サブ - アパチャー - (パッチ) から、二つ以上の異なって操舵された信号を生成することによって抑制される。操舵の差は、パッチのビーム幅内で小さく保たれる。操舵遅延プロファイルを $\lambda/2$ より小さく保つことにより、かなりのグレーティングローブが画像の場から締め出される。

【 0 0 3 9 】

単純な 1 D の例でこれらの効果を例証する。 $\lambda/2$ の相互素子間隔（ピッチ）を有する 6 4 素子の 1 D リニアアレイを考える。アレイは、各々が 1 6 素子の 4 つのパッチに分割される。二つのビームが、各パッチの名目上の方向の左右に操舵される。これら 2 つの受信多重ラインの間にその他のライン又はサンプルが補間され得るように、操舵角度が制限される。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、 $r \cdot f$ 補間が空間的なアンダーサンプリングによりアーティファクトを形成しないように互いに近接することが望ましい。例えば、操舵の遅延が $\pm \lambda/8$ 未満に相当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 - 1 d B 幅内に収まる。また、任意の素子上の左右の多

重ライン間の操舵遅延は故に $\lambda / 4$ に制限されているため、 $r f$ 補間されたラインは、単純な 2 タップの補間フィルターを用いて生成可能である ($\lambda / 2$ 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 $\pm (\lambda / 8) / (4 * \lambda)$ すなわち $1 / 32$ ラジアンに制限する。故に、左右の多重ライン間の角度は、約 $1 / 16$ ラジアン、すなわち約 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、得られるライン間隔は、ほぼ 1.2° である。より多数の、より接近して間隔が置かれた多重ライン若しくは補間ラインも、要望に従って生成され得る。

【 0 0 4 0 】

1 D アレイの例において、名目上の操舵方向で操舵される各パッチから単一の走査ラインを生成することに代わって、二つの走査ラインが生成され、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。2 D アレイの場合、数多の変化が可能である。直線的な 2 D アレイにおいて、直交関係で左、右、上及び下に操舵される 4 つの走査ラインが各パッチに対して生成される。六角形アレイ等の三角形を基にした 2 D アレイにおいて、3 つの走査ラインが図 18 d に示されるように 120° の回転にて生成される。この図において、生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舵方向に垂直な面内での回転方向を表し、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 18 c は、パッチ 202 の面に対して垂直に名目上操舵されるビームを有する、図 18 a に示されているシステムによって生成されるであろう、パッチ 202 に垂直に向けられた単一の走査ライン B_0 を示している。

【 0 0 4 1 】

以上の例は、直線的なアレイにおける長方形の走査幾何学的配置及び六角形アレイ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アレイの幾何学的配置に本質的にリンクされるものではない。長方形の走査が六角形配列を使用して実行されてもよいし、その逆も然りである。

【 0 0 4 2 】

図 18 d によって示したシステムの動作を図 18 b に示す。この図の走査ヘッドは、図 18 a のマイクロビームフォーマ 280 が生成した一つのラインに代えて、各パッチから 3 つの多重ライン信号 (例えば、 $B_{\phi 0}$ 、 $B_{\phi 120}$ 、及び $B_{\phi 240}$) を生成する 12 素子パッチのマイクロビームフォーマを含む。マイクロビーム形成されたパッチの多重ラインは、ケーブル 351 の n 個の導電体を介して超音波システムの多重ラインビームフォーマ 352 に送られる。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ようにシステムの多重ラインビームフォーマ 352 にて結合される。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結合 (ビーム形成) し、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、ビーム形成結合に先だって、 $r f$ 補間が各パッチから受信された信号上で別々に実行されることが好ましい。この場合において、 $r f$ 補間の重みづけ及び加算処理に先だって、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オフセットと各パッチの位置とにより決定された量だけ、わずかに遅らされるか、早められるかする。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 個の補間ラインが、各パッチが K 個の多重ラインを有する M 個のパッチから生成される場合、各多重ラインに対して 1 つの K 個の遅延状態によって各補間器が進められる MN 個の $r f$ 補間器が必要とされる。これと同様なアプローチ (つまり、パッチ信号の組み合わせに先立つ遅延 + 個々のパッチの $r f$ 補間) はまた、連続する送信間の標的の動作が過度でないとしたとき、非 - 多重ラインモードで異なる方向から受信されるパッチ信号にも使用され得る。次いで、複数の走査ラインは、前述のように、画像プロセッサ 284 によって処理され、ディスプレイ 100 に表示される。256 個のパッ

チの各々からの3つの多重ラインが多重化をせずに同時に送られる場合、ケーブルの受信信号導体の数 n は768である。所望であれば、この数は多重化により削減され得る。超音波システムにより受信されるパッチの多重ラインは、所望であれば、システムのビーム形成に先だって、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（重みづけ及び加算）はビーム形成の処理と数学的に互換性があるので、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成のために、システムビームフォーマに直接供給され得る。

【0043】

数多の表示フォーマットが、本発明の三次元表示のために使用され得る。図20は、2Dトランスデューサアレイ200により走査されるポリウム領域300を示している。走査されるポリウム領域は、トランスデューサからのビームの操舵に応じて、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。この例において、ポリウム領域300は、六角形のピラミッドとして示されている。ポリウム領域300内に、二本線で描写されている画像平面302が示されている。画像平面302は、ポリウム領域300が走査されるように、時間インターリーブ（time interleaved）手法にて走査される。時間インターリーブは、画像平面302からのエコーデータが、ポリウム領域300全体を走査するのに必要な時間より短い時間で完全に収集されることを可能にする。また、故に、画像平面302の表示のフレームレートは、ポリウム表示のそれより高くすることができる。ポリウム画像データ及び平面画像データの時間インターリーブを、図21に例示する。この図は、ポリウム表示のためにエコーデータが収集されるシーケンス E_{300} を示している。このシーケンスは周期的に中断され、その間に、平面表示のためのエコーデータ E_{302} が収集される。平面エコーデータの一部は、両者の表示において使用され得る。各表示に必要な、シーケンスの相対的な持続期間及び送信受信サイクルの数、二つの表示のフレームレートの関係を決定する。

【0044】

ポリウム画像及び平面画像は、図22に例示されるように、好ましくは共に表示される。表示100の左側は、三次元表示でポリウム領域内の構造304を示すポリウム領域300の三次元表示である。表示100の右側は、三次元構造304の切断面306を効果的に示す二次元画像平面302である。三次元画像300の表示のフレームレートが比較的低い一方で、二次元画像302の表示のフレームレートは、より高いであろう。これは、心臓のような動作する物体を診断する場合に有用である。好ましくは、二次元平面304の位置は、この例に示されているように、三次元表示内で指し示される。これは、ユーザにポリウム領域内の二次元画像平面の参照の基礎を与える。ユーザは、ポリウム領域内の切断面306の位置を移動する能力を有し、選択した病理を高いフレームレート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、ポリウム領域300内の画像平面302の位置が表示の左側で変更され得る。ユーザは、ポリウム領域の中心軸の周りで切断面を回転させること、若しくは、ポリウム内の任意に選択した位置に対して切断面をドラッグあるいは移動させることの選択を与えられる。このようにして、ディスプレイ100は、比較的低いフレームレートでポリウム領域を表示し、より高いリアルタイムのフレームレートで選択された平面を表示する。この方法は、切断面がトランスデューサのアパチャーから延在するとき、すなわち、切断面が“c”平面ではないときに適用される。

【0045】

別の有用な時間インターリーブ表示フォーマットを図23に示す。画像平面を走査するためにポリウム領域300の走査を中断することに代えて、ポリウム領域全体の走査が、より高いフレームレートでのより小さいポリウム306の表示用にポリウム領域300内のより小さいポリウム306を走査するために中断される。したがって、走査シーケンスは、 E_{300} 、 E_{306} 、 E_{300} 、 E_{306} 、 E_{300} 、等である。図23は、ポリウム領域300全体の表示を示している。ポリウム領域300内には、小

いボリューム領域 306 の外形が描かれている。小さなボリューム領域は、表示の右側に拡大図で示されている。小さいボリューム 306 は、完全な容積測定領域 300 よりもより頻繁に完全に走査されるため、小さなボリュームの表示のフレームレートは、完全なボリューム領域のフレームレートよりも高い。ビームの数、ひいては小さいボリュームを走査するために必要とされる時間は、この例では小さいボリュームの頂面 308 の寸法である小さいボリュームの横方向の寸法と小さいボリュームの底面積との関数である。故に、小さなボリュームの、そして双方のボリュームの、表示フレームレートは、小さなボリュームの頂部 308 のサイズを縮小することによって高めることができる。前述の例においてのように、ユーザは、ボリューム領域内の中心線の周りで小さなボリュームを回転させること、若しくはボリューム領域 300 内の所望の任意の位置に対して小さなボリュームを再配置することの選択を有し得る。この例において、ユーザは、閉塞の兆候に関して精密診断されるべき冠状動脈 12 の一部を包含するように、小さなボリュームを位置付けている。かかる診断は、拡大された、より高いフレームレートの小さなボリュームの画像 306 にて、より高い信頼性で行われ得る。かかる診断は、好ましくはドップラーモード、そして好ましくは、周辺組織を高い度合いで透明にして或いは完全に除去して描写するパワードップラーモードを用いて行なわれる。

10

【0046】

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示している。図 24 は、冠状動脈の三次元画像を含むボリューム領域 300 を示している。大動脈 310 は、該ボリュームの左側から延在し、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、冠状動脈は、心臓の表面を横断するとき、ねじれて屈折した経路を辿る。より信頼できる診断は、これらの動脈が診断のために実効的に“まっすぐにされ”得る場合に得られ得る。図 25 及び 26 は、それを行うための一技術を示している。臨床医は、動脈 310 のような特定の脈管を診断のために表示させる。超音波システムは、指定された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 に示されており、この図において、横座標は超音波画像の空間的な寸法であり、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示している。例えば、脈管はグレーの背景に対して赤色にされ得る。赤色は脈管の一端に出会うときに強くなり、曲線 320 が 310 a で上昇し、曲線 320 の下り坂 310 b にある脈管の他端で弱くなる。傾斜部 310 a 及び 310 b から、超音波システムは、動脈の中心 324 を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。自動トレースが例えば枝 312 を辿るなど不正確に分岐する場合において、臨床医がトレースを枝 314 に辿らせることを望むとき、臨床医は、枝 312 をクリックしてそのトレースを消去し、そして枝 314 をクリックして動脈 310 のトレースを枝 314 上で継続させることができる。

20

30

【0047】

一旦、所望の脈管径路が特定されると、図 26 に示されているように、脈管径路は、その中心線 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、脈管は中心線に沿った断面図で表示されることができ、あるいは、脈管は図 24 の画像内で三次元であるので、脈管は“開かれ”ることができ、外周が図 26 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、322 の位置で示されているような流れの径路内の閉塞が、より容易く識別できる。閉塞はしばしば、脈管の円周の“開かれ”た表示にて、より容易く観察できる。

40

【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】

50

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、心筋及び冠状動脈の連続する注入を例証する。

【図 4 b】

図 3 の容積内の心臓の一部の心室、心筋及び冠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、心筋及び冠状動脈の連続する注入を例証する。

【図 5 a】

リニア及びフェイズドアレイトランスデューサを用いた三次元容積の“スリット - o - ビジョン”走査を例証する。

10

【図 5 b】

リニア及びフェイズドアレイトランスデューサを用いた三次元容積の“スリット - o - ビジョン”走査を例証する。

【図 6 a】

リニア及びフェイズドアレイトランスデューサを用いた三次元容積の機械的な走査を例証する。

【図 6 b】

リニア及びフェイズドアレイトランスデューサを用いた三次元容積の機械的な走査を例証する。

【図 7 a】

20

二次元のリニア及びフェイズドアレイトランスデューサを用いた三次元容積の電子的な“スリット - o - ビジョン”走査を例証する。

【図 7 b】

二次元のリニア及びフェイズドアレイトランスデューサを用いた三次元容積の電子的な“スリット - o - 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】

30

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。

【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】

40

走査ヘッドが上昇するビーム形成器の多数のビーム形成器チャンネルの機構及び制御を例証する。

【図 13】

本発明と一致する三次元走査における二次元トランスデューサアレイの平面図である。

【図 14】

図 13 のトランスデューサアレイの受信するサブアパチャーを例証する。

【図 15 a】

図 13 のトランスデューサアレイ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 のトランスデューサアレイの異なって送信するサブアパチャーを例証する。

50

【図 1 5 c】

図 1 3 の トランスデューサアレイ の異なって送信するサブアパチャーを例証する。

【図 1 5 d】

図 1 3 の トランスデューサアレイ の異なって送信するサブアパチャーを例証する。

【図 1 5 e】

図 1 3 の トランスデューサアレイ の異なって送信するサブアパチャーを例証する。

【図 1 5 f】

図 1 3 の トランスデューサアレイ の異なって送信するサブアパチャーを例証する。

【図 1 5 g】

図 1 3 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。

10

【図 1 6】

所望の時間の関係における図 1 3 の トランスデューサアレイ の トランスデューサ素子 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 1 7】

図 1 6 の超小型回路のより詳細な図面である。

【図 1 8 a】

図 1 3 の トランスデューサアレイ 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 マイクロビーム形成器 及び 多重ラインビーム形成器システム を例証する。

【図 1 8 b】

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 マイクロビーム形成器 の使用を例証する。

20

【図 1 8 c】

二次元 トランスデューサアレイ 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 1 8 d】

二次元 トランスデューサアレイ 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 1 9 a】

六角形の走査パターンにおける図 1 8 a のシステムの操作を例証する。

【図 1 9 b】

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。

30

【図 1 9 c】

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 2 0】

二次元画像平面を含む三次元容積を例証する。

【図 2 1】

図 2 0 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 2 2】

図 2 0 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。

40

【図 2 3】

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 2 4】

冠状動脈を含む三次元画像容積を例証する。

【図 2 5】

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 2 6】

図 2 3 の 冠状動脈 の一つの “ 真直ぐにされた ” 表示を例証する。

【図 1】

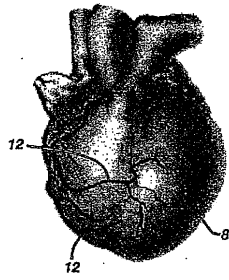


FIG. 1

【図 2】

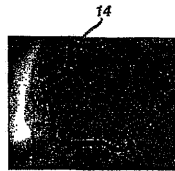


FIG. 2

【図 3】

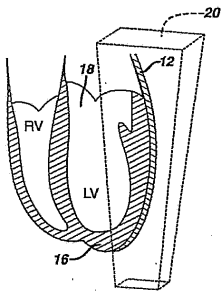


FIG. 3

【図 4 b】

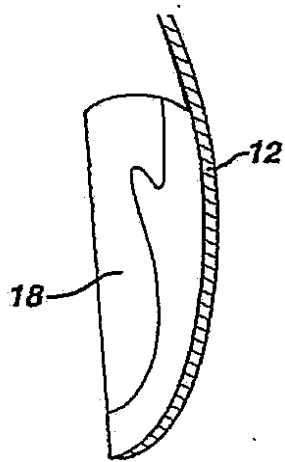


FIG. 4b

【図 4 a】



FIG. 4a

【図 4 c】

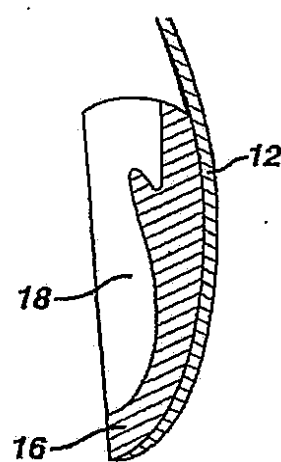


FIG. 4c

【図 5 a】

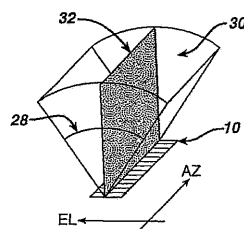


FIG. 5a

【図 5 b】

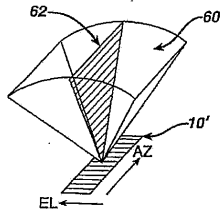


FIG. 5b

【図 6 a】

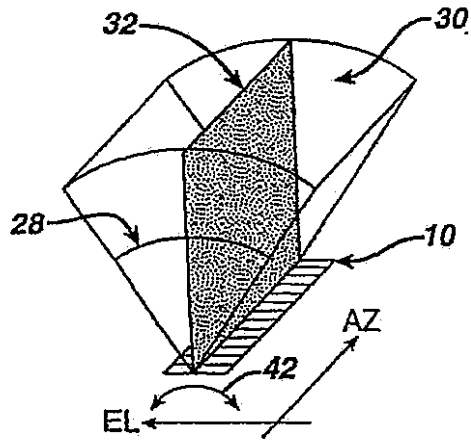


FIG. 6a

【図 6 b】

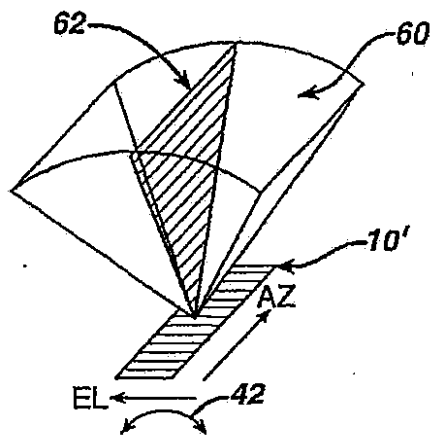


FIG. 6b

【図 7 a】

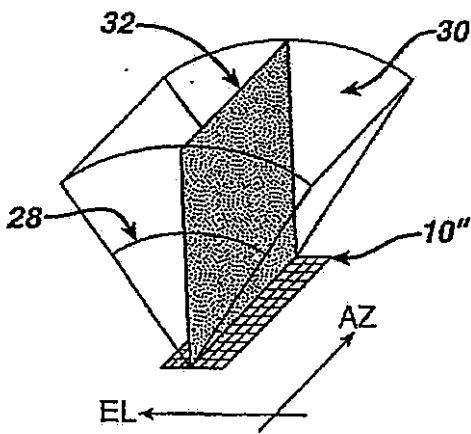


FIG. 7a

【図 7 b】

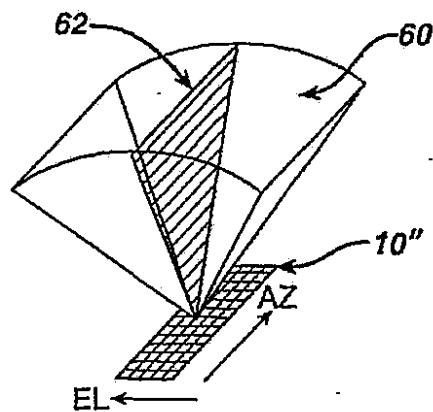


FIG. 7b

【図 13】

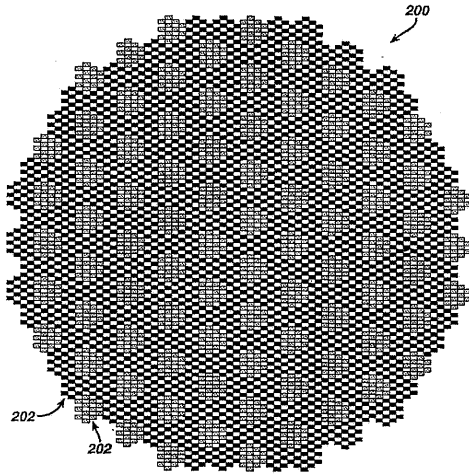


FIG. 13

【図 14】

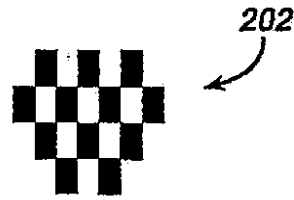


FIG. 14

【図 15】

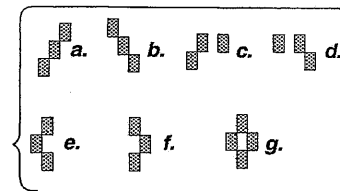
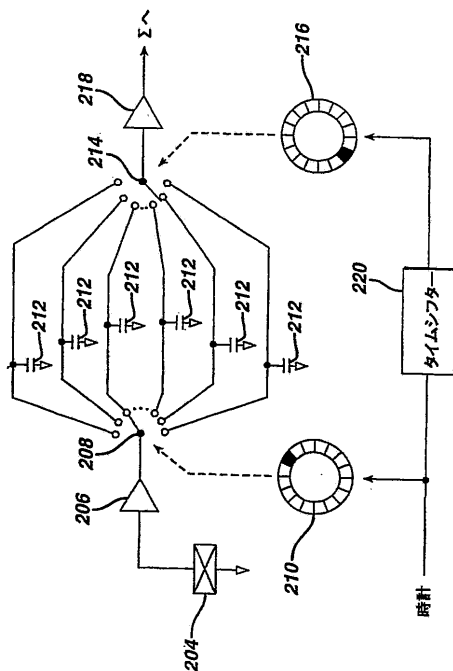
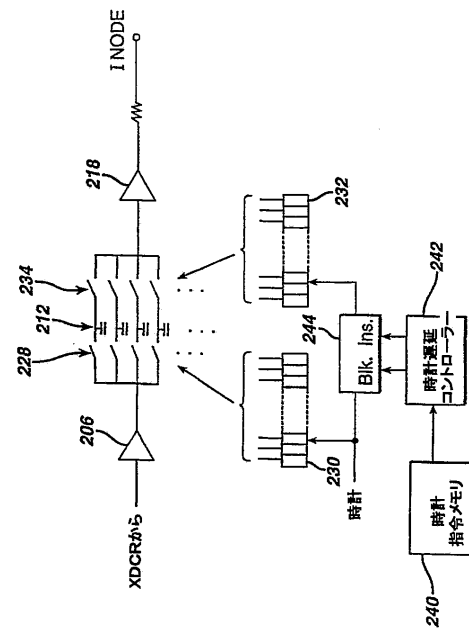


FIG. 15

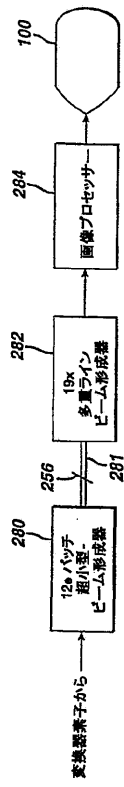
【図 16】



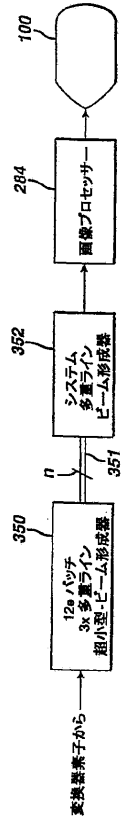
【図 17】



【図 18 a】



【図 18 b】



【図 18 c】

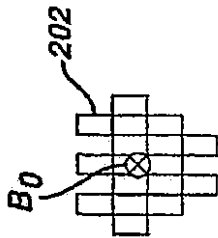


FIG. 18c

【図 18 d】

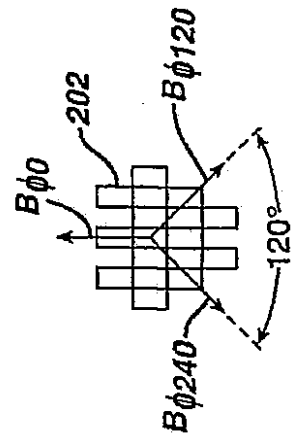


FIG. 18d

【図 19 a】

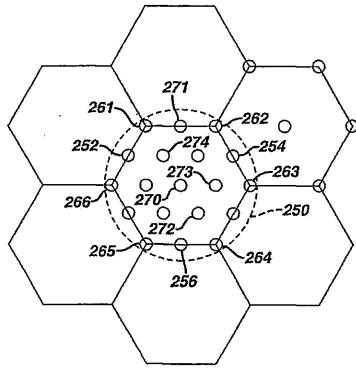


FIG. 19a

【図 19 b】

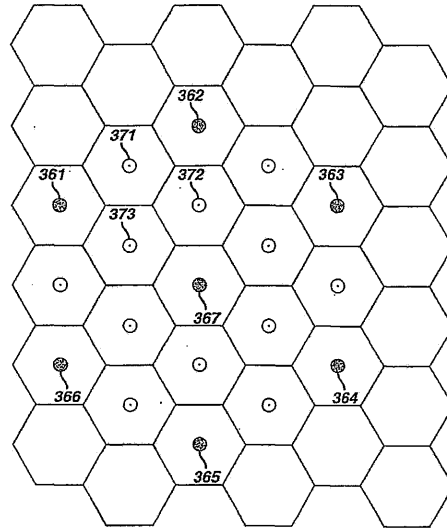


FIG. 19b

【図 19 c】

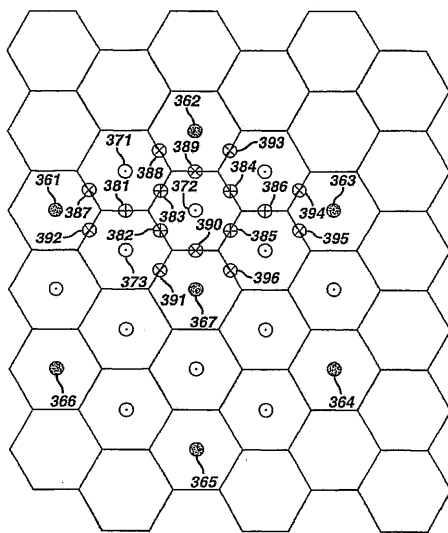


FIG. 19c

【図 20】

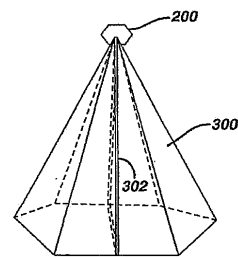


FIG. 20

【図 21】

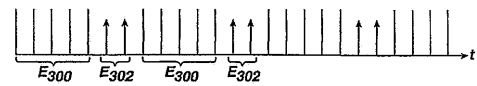


FIG. 21

【図 22】

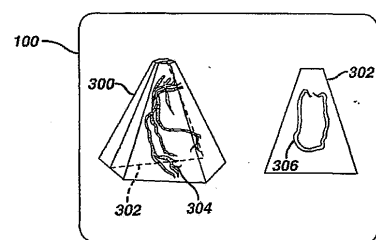


FIG. 22

【 図 2 3 】

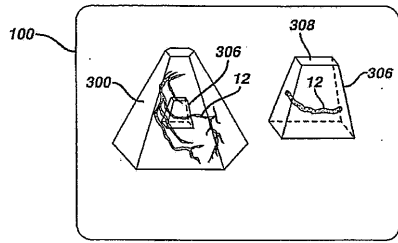


FIG. 23

【 図 2 4 】

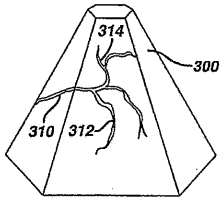


FIG. 24

【 図 2 5 】

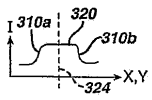


FIG. 25

【 図 2 6 】

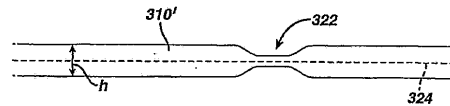


FIG. 26

フロントページの続き

- (72)発明者 ブルース，マシュー
オランダ国，５６５６ 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，５６５６ アーアー アインドーフエン，プロフ・ホルストラーン ６

合議体

審判長 岡田 孝博

審判官 小野寺 麻美子

審判官 後藤 時男

- (56)参考文献 特開２０００－３３０８７（ＪＰ，Ａ）
特開平３－１８１８７７（ＪＰ，Ａ）
特開平２－１８３１８９（ＪＰ，Ａ）

- (58)調査した分野(Int.Cl.，ＤＢ名)

A61B 8/00

G01S 15/89