

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2004-506497
(P2004-506497A)

(43) 公表日 **平成16年3月4日(2004.3.4)**

(51) Int. Cl.⁷
A61B 8/00

F I
A 6 1 B 8/00

テーマコード (参考)
4 C 3 0 1
4 C 6 0 1

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 66 頁)

(21) 出願番号 特願2002-521279 (P2002-521279)
 (86) (22) 出願日 平成13年8月23日 (2001.8.23)
 (85) 翻訳文提出日 平成14年4月23日 (2002.4.23)
 (86) 国際出願番号 PCT/EP2001/009730
 (87) 国際公開番号 W02002/017297
 (87) 国際公開日 平成14年2月28日 (2002.2.28)
 (31) 優先権主張番号 09/645,872
 (32) 優先日 平成12年8月24日 (2000.8.24)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)
 (31) 優先権主張番号 09/912,094
 (32) 優先日 平成13年7月23日 (2001.7.23)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)
 (81) 指定国 EP (AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE, TR), JP, KR

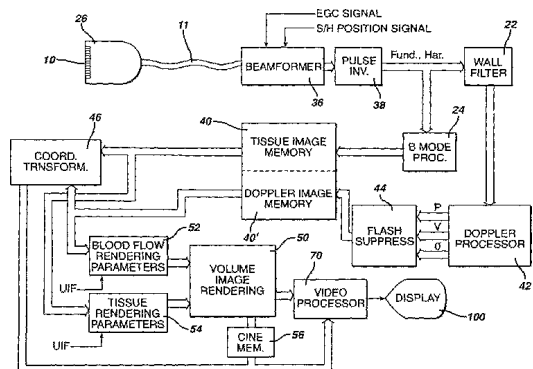
(71) 出願人 590000248
 コーニンクレッカ フィリップス エレクトロニクス エヌ ヴィ
 Koninklijke Philips Electronics N. V.
 オランダ国 5621 ペーアー アインドーフェン フルーネヴァウツウェッハ 1
 Groenewoudseweg 1, 5621 BA Eindhoven, The Netherlands
 (74) 代理人 100070150
 弁理士 伊東 忠彦
 (74) 代理人 100091214
 弁理士 大貫 進介

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 補間された走査ラインを伴う三次元超音波画像化

(57) 【要約】

二次元配列変換器を用いて容積測定領域を画像化するための超音波画像化方法及び装置が記載された。配列は容積測定領域上のビームを走査し、空間的に個々のビームはビーム形成によって形成される。走査ライン密度は、受信されたビームを用いて補間する追加的な走査ラインによって増大される。好ましくは、線状補間は、2の因子に依存する重みづけ因子の使用によって採用され、それにより簡素で迅速な補間処理を供給する。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被験者の三次元領域画像化のための超音波診断画像システムであって、
 被験者の容積測定領域からの超音波を送信し、エコー信号を受信するために作用する変換器素子の二次元配列を含む超音波走査ヘッドと；
 ビーム形成されたエコー信号を合成するための前記二次元配列の前記素子からのエコー信号を受信するために接続された多重ラインビーム形成器と；
 前記ビーム形成されたエコー信号からの補間された走査ラインを合成するために作用する前記ビーム形成器に接続される走査ラインインターポレーターと；及び
 三次元超音波表示を表示する走査ラインプロセッサに接続される表示、
 からなることを特徴とする超音波診断画像システム。

10

【請求項 2】

前記走査ラインインターポレーターが、rf エコー信号の補間を実行するrf インターポレーターからなることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断画像システム。

【請求項 3】

前記走査ラインインターポレーターが、2 の因子 (2^{-1}) である重みづけ因子を活用するエコー信号補間を実行することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断画像システム。

【請求項 4】

前記重みづけ因子が、 $1/2 : 1/2$ の比率であることを特徴とする請求項 3 に記載の超音波診断画像システム。

20

【請求項 5】

前記重みづけ因子が、 $1/4 : 3/4$ の比率であることを特徴とする請求項 3 に記載の超音波診断画像システム。

【請求項 6】

前記走査ラインインターポレーターが、線状補間フィルタからなることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断画像システム。

【請求項 7】

前記走査ラインインターポレーターが、非線状形を有する補間カーネルを活用することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断画像システム。

30

【請求項 8】

前記多重ラインビーム形成器が、前記走査ヘッド及び超音波システムプロセッサ間で分割されていることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断画像システム。

【請求項 9】

被験者の容積測定領域を音響的に画像化する方法であって、
 前記容積測定領域への超音波エネルギーの送信と；
 二次元配列変換器の前記素子による前記送信された超音波エネルギーに应答するエコー信号の受信と；
 前記容積測定領域の空間的に個々のビームを合成する前記受信されたエコー信号のビーム形成と；
 前記容積測定領域の前記画像データの前記走査ライン密度を増加する前記空間的に個々のビームの補間と；及び
 補間された走査ラインデータを活用する前記容積測定領域の三次元超音波画像の表示、
 とからなることを特徴とする方法。

40

【請求項 10】

前記補間はまた、2 の因子 (2^{-1}) である重みづけ因子により空間的に個々のビームのエコー信号の重みづけからなることを特徴とする請求項 9 に記載の方法。

【請求項 11】

前記補間はまた、エコー信号情報のrf補間の実行からなることを特徴とする請求項 9 に記載の方法。

50

【請求項 1 2】

前記配列変換器が走査ヘッドに位置し、ビーム形成が前記走査ヘッドでの部分的にビーム変換された信号の形成及び前記走査ヘッドに接続された超音波システムでの前記部分的にビーム形成された信号のさらなるビーム形成の実行からなり、前記補間が前記超音波プロセッサで実行されることを特徴とする請求項 9 に記載の方法。

【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、患者の容積測定領域の三次元画像を合成する超音波システムに関する。

【0002】

現在、超音波システムは、人体の三次元（容積測定）領域の画像合成に活用されている。三次元画像を形成するために、画像化される容積測定領域を音響上走査する必要がある。三次元の容積の走査で試みる従来技術は、画像平面を電子的に走査可能な標準的な二次元配列変換器を採用する。変換器は、容積測定領域によって走査平面を通過するように高さの範囲で機械的に走査される。次いで、獲得された平面図は、容積測定領域の三次元画像を形成するように組み立てられる。

10

【0003】

機械的に通過するシステムでの問題は、全体の容積測定領域からのエコー信号は、リアルタイムの画像化のために十分に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、電子的に操舵される二次元（2D）配列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合成のために十分に迅速な速度で容積測定領域を完全に走査されることを許容する。しかしながら、三次元画像化は、高解像度三次元画像において何百ものビームを走査するための配列変換器をしばしば要求する。容積測定領域を音響的にサンプリングするために必要な上記ビームのみを走査し、走査ライン密度の所望のレベルを合成するために獲得されたビームの使用ができることが望ましい。

20

【0004】

本発明の原理と一致して、三次元走査のための超音波システムは、容積測定領域を介してビームを送信及び受信するために電子的に操舵される多次元変換器配列を含んでいる。配列によって受信されたエコー信号は、ビーム補間を通過する容積測定領域の走査ライン密度を増加するために使用される空間的なビームのビーム形成及び結果を受ける。好ましくは、線状補間は、速度及び効率のために採用される。2の累乗の機能である補間の重みづけ因子の使用によって、補間は、操作の簡素なシフト及び添加を伴って、実行される。

30

【0005】

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 12 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。

40

【0006】

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 線不透過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” 14 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

50

、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。

【0007】

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。

10

【0008】

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。

20

30

40

【0009】

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

50

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。

10

【0010】

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が、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。

20

30

40

【0011】

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

50

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。

10

【0012】

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-0-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。

20

30

【0013】

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も統合される。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。

【0014】

図7a及び7b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、1.5D若しくは2D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7a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7b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5a及び5b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

40

50

の 2D 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。

【0015】

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。

【0016】

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。

10

20

【0017】

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。

【0018】

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カもしれない。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 6095980 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 (flash 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。

30

40

【0019】

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。

【0020】

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

50

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CineLoop(登録商標)に接続されている。

【0021】

3D画像化が超音波システムによって実行される場合、座標転換プロセッサは、走査された容積上の組織及びドプ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転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転換プロセッサは、座標転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54と一致して演出される。ドプラ画像の三次元画像は、血流演出パラメータ52と一致して演出される。それらのパラメータは、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、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。米国特許出願番号Re36564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。

10

20

【0022】

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6142946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6102863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AZ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(EL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。

30

40

50

【 0 0 2 3 】

高さのビーム形成器の操作は、図 1 0 a 及び 1 0 b で例証されている。図 1 0 a 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 $1 0_1$ 乃至 $1 0_n$ 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 1 0 2 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 (s u m m e r) 1 0 4 によって組み合わせられ、次いでケーブル 1 1 での信号の誘導を介して方位ビーム形成器 3 6 b に接続している。図 1 0 b 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 1 0 2 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 1 0 4 によって組み合わせられ、方位のビーム形成器 3 6 b にケーブルを介して接続されている。

10

【 0 0 2 4 】

図 1 1 a 乃至 1 1 c 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 1 1 a は、各変換器素子 $1 0_m$ がアナログの遅延ライン 1 0 6 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 コンバータに接続されている。図 1 1 b において、各変換器素子 $1 0_m$ 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 1 1 c 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、1 2 8 のサブ - ビーム形成器 1 2 0 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 $1 0_1$ 乃至 $1 0_n$ の各々は、A / D コンバータ 1 1 0 に接続され、デジタル化された信号は、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るかもしれない、デジタルの遅延ライン 1 1 2 によって遅延される。適切な遅延信号はサマー 1 0 4 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 1 2 0 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 1 2 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 1 2 0 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 $1 2 0_1$ 乃至 $1 2 0_n$ 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 2 6 でのタイミング & 遅延デコーダ & データ保存 1 2 6 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読され、遅延値は、各変換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 & 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 $1 2 2_1$ 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

20

30

40

50

に処理される場合、128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11のデジタルコンダクターを介して超音波システム101での方位のビーム形成器に送られる。

【0025】

本発明の真実の2D電子的に操舵した実施態様は、図13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2D変換器配列200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。2D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 10
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 $\pm 30^\circ$ 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。

【0026】

図13の配列200は、12の変換器素子の交互の光及び暗さの組み分け202の中で描かれて見られる。上記の組み分け202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14に分離した拡大図として示されている。12の素子のそ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。配列の中心の素子（およそ750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15a乃至15f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15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。

【0027】

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12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256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256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。

【0028】

2D配列の12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列されるであろう（焦点の遅延は無視する）。次いで、素子のエコーは、すべてのパッチ素子信号を正確な時間列にもた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）の正確内の時間列に信号をもたすために、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-整列した信号（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 40
50

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。

【0029】

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ー（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ー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ー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ー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ー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。

【0030】

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ーとして作動するように配置される、シフトレジスター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ー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ー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。

【0031】

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ー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ー232からの第一リングカウンター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ーへのシフトレジスター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ー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。

【0032】

10

20

30

40

50

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。

【0033】

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。

【0034】

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應させられる。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、ドブラ、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。

【0035】

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rf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

10

20

30

40

50

査ラインの位置に関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。

【0036】

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、 $(1/4(走査ライン 367) + 3/4(走査ライン 361) + 1/4(走査ライン 361) + 1/4(走査ライン 361) + 1/4(走査ライン 361))$ 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、 $r \cdot f$ 、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。

【0037】

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。

【0038】

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 - 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 $/2$ 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。

【0039】

簡素な 1D の実施例は、これらの効果を例証している。 $/2$ 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 $\pm / 8$ 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 -1 dB 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 $/ 4$ 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 ($/ 2$ の遅延は、ナイキスト基準と対応するであろう)。 $/ 8$ の遅延制限は、操舵する角度をほぼ $\pm (/ 8) / (4^*)$ 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。

10

【0040】

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_0 、 B_{120} 、及び B_{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。

20

【0041】

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。

30

【0042】

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-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_0 、 B_{120} 、及び B_{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-ビーム形成器を含む。超小型-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352と組み合わせられる。また、多重ライン走査ライン間でrf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rf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、rf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、rf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、rf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

40

50

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-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 284 によって処理され、前述のように表示 100 に表示される。各々の 256 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 768 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。

10

【0043】

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 20 は、2D変換器配列 200 により走査される容積測定領域 300 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 300 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 300 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 302 である。画像平面 302 は、容積測定領域 300 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 302 からのエコーデータを、十分な容積測定領域 300 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 302 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 21 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。

20

30

【0044】

容積測定及び平面画像は、図 22 で例証されるように、好ましくは共に表示される。表示 100 の左側は、三次元表示の容積測定領域での構造 304 を示す、容積測定領域 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 30 の表示のフレーム率が比較的低い一方で、二次元画像 302 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 304 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 306 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

40

【0045】

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、

50

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、走査するシーケンスは、 E_{300} 、 E_{306} 、 E_{300} 、 E_{306} 、 E_{300} 、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。

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 にしたが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。

20

30

【0047】

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 24 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 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。

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。

50

【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。

【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 - o - ビジョン”走査を例証する。 10

【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 - o - 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。

【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 - o - ビジョン”走査を例証する。 20

【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 - 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】

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 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】

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ネルの機構及び制御を例証する。 40

【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。

【図 15 c】

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。

【図 1 5 d】

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。

【図 1 5 e】

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。

【図 1 5 f】

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。

【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。

【図 1 6】

所望の時間の関係における図 1 3 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 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。

【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超小型ビーム形成器の使用を例証する。

【図 1 8 c】

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 1 8 d】

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 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。

【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。

【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 の環状動脈の一つの“真直ぐにされた”表示を例証する。

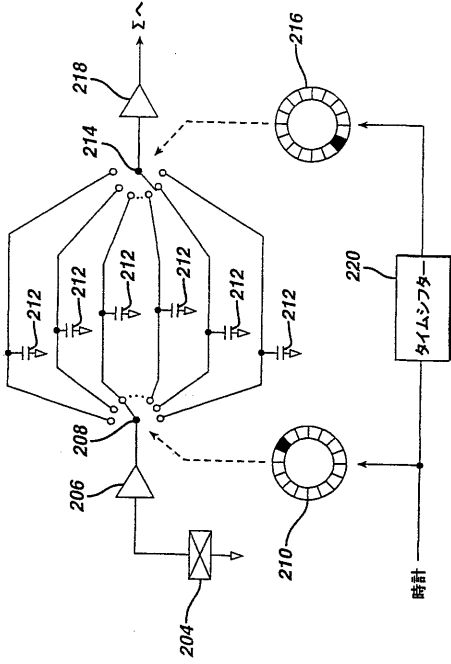
10

20

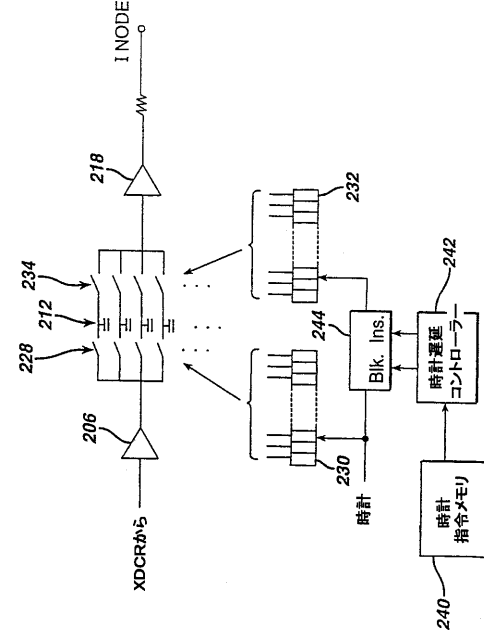
30

40

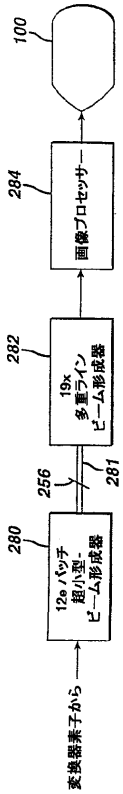
【図16】



【図17】



【図18a】



【図18b】



【国際公開パンフレット】

(12) INTERNATIONAL APPLICATION PUBLISHED UNDER THE PATENT COOPERATION TREATY (PCT)

(19) World Intellectual Property Organization
International Bureau



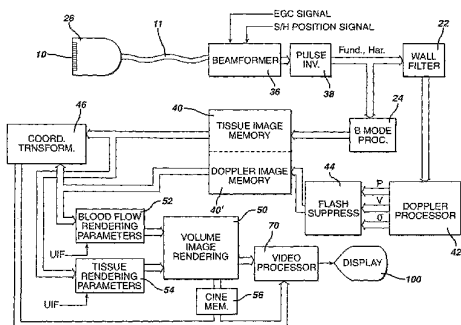
(43) International Publication Date
28 February 2002 (28.02.2002)

PCT

(10) International Publication Number
WO 02/17297 A1

- (51) International Patent Classification: G10K 11/34
 - (21) International Application Number: PCT/EP01/09730
 - (22) International Filing Date: 23 August 2001 (23.08.2001)
 - (25) Filing Language: English
 - (26) Publication Language: English
 - (30) Priority Data:
 - 09/645,872 24 August 2000 (24.08.2000) US
 - 09/912,094 23 July 2001 (23.07.2001) US
 - (71) Applicant: KONINKLIJKE PHILIPS ELECTRONICS N.V. [NL/NL]; Groenewoudseweg 1, NL-5621 BA Eindhoven (NL).
 - (72) Inventors: POWERS, Jeffrey, E.; Prof. Holstlaan 6, NL-5656 AA Eindhoven (NL). AVERKIOU, Michalakis; Prof. Holstlaan 6, NL-5656 AA Eindhoven (NL). BRUCE, Matthew; Prof. Holstlaan 6, NL-5656 AA Eindhoven (NL). SKYBA, Danny, M.; Prof. Holstlaan 6, NL-5656 AA Eindhoven (NL). ENTREKIN, Robert, R.; Prof. Holstlaan 6, NL-5656 AA Eindhoven (NL). FRASER, John, D.; Prof. Holstlaan 6, NL-5656 AA Eindhoven (NL).
 - (74) Agent: LOTTIN, Claudine; Internationaal Octrooibureau B.V., Prof Holstlaan 6, NL-5656 AA Eindhoven (NL).
 - (81) Designated States (national): JP, KR.
 - (84) Designated States (regional): European patent (AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE, TR).
- Published:**
 — with international search report
 — before the expiration of the time limit for amending the claims and to be republished in the event of receipt of amendments
- For two-letter codes and other abbreviations, refer to the "Guidance Notes on Codes and Abbreviations" appearing at the beginning of each regular issue of the PCT Gazette.*

(54) Title: THREE DIMENSIONAL ULTRASONIC IMAGING WITH INTERPOLATED SCANLINES



(57) Abstract: An ultrasonic imaging method and apparatus are described for imaging a volumetric region using a two dimensional array transducer. The array scans beams over the volumetric region and spatially distinct beams are formed by beamforming. The scanline density is increased by interpolating additional scanlines using the received beams. Preferably linear interpolation is employed using weighting factors which are based upon a factor of two, thereby affording simple and fast interpolation processing.

WO 02/17297 A1

WO 02/17297

PCT/EP01/09730

1

Three dimensional ultrasonic imaging with interpolated scanlines

This invention relates to ultrasonic diagnostic imaging systems and, in particular, to ultrasound systems which produce three dimensional images of volumetric regions of a subject.

5 Ultrasound systems are presently available which produce images of three dimensional (volumetric) regions of the body. In order to form a three dimensional image it is necessary to acoustically scan the volumetric region which is to be imaged. Prior art attempts at scanning three dimensional volumes have generally employed standard one-dimensional array transducers which are capable of electronically scanning an image plane. The transducer is mechanically scanned in the elevation dimension to sweep the scan plane
10 through the volumetric region. The acquired planes are then assembled to form the three dimensional image of the volumetric region.

A problem with mechanically swept systems is that the echo signals from the entire volumetric region generally cannot be acquired rapidly enough for real time imaging. For real time imaging it is preferable to use a two dimensional (2D) array which is steered
15 electronically. The speed of electronic steering permits the volumetric region to be fully scanned rapidly enough for real time image production. However three dimensional imaging often requires the array transducer to scan hundreds of beams for highly resolved three dimensional images. It would be desirable to be able to scan only those beams necessary to acoustically sample the volumetric region, and use the acquired beams to produce the desired
20 level of scanline density.

In accordance with the principles of the present invention, an ultrasound system for three dimensional scanning includes a multidimensional transducer array which is electronically steered to transmit and receive beams over a volumetric region. The echo signals received by the array undergo beamforming and the resulting spatial beams are used
25 to increase the scanline density of the volumetric region through beam interpolation. Preferably linear interpolation is employed for speed and efficiency. By use of interpolation weighting factors which are a function of a power of two, interpolation can be performed with simple shift and add operations.

WO 02/17297

PCT/EP01/09730

2

In the drawings:

Fig. 1 illustrates coronary arteries traversing the surface of a heart;

Fig. 2 illustrates an angiogram of a portion of the coronary arteries shown in

5 Fig. 1;

Fig. 3 illustrates a three dimensional volume intersecting a portion of the wall and chamber of a heart;

Figs. 4a-4c illustrate the sequential infusion of the chamber, myocardium and coronary arteries of the portion of the heart inside the volume of Fig. 3;

10 Figs. 5a and 5b illustrate "slit-o-vision" scanning of a three dimensional volume with a linear and a phased array transducer;

Figs. 6a and 6b illustrate mechanical scanning of a three dimensional volume with a linear and a phased array transducer;

15 Figs. 7a and 7b illustrate electronic slit-o-vision scanning of a three dimensional volume with two dimensional linear and phased array transducers;

Fig. 8 illustrates an ultrasonic diagnostic imaging system constructed in accordance with the principles of the present invention;

Fig. 9 illustrates the partitioning of beamforming between a scanhead and an ultrasound system;

20 Figs. 10a and 10b illustrate the steering of a beam in the elevation direction by a scanhead beamformer;

Fig. 11a, 11b and 11c illustrate different embodiments of a scanhead elevation beamformer;

25 Fig. 12 illustrates the organization and control of a number of beamformer channels of a scanhead elevation beamformer;

Fig. 13 is a plan view of a two dimensional transducer array for three dimensional scanning in accordance with the present invention;

Fig. 14 illustrates a receive sub-aperture of the transducer array of Fig. 13;

30 Figs. 15a-15g illustrate different transmit sub-apertures of the transducer array of Fig. 13;

Fig. 16 illustrates scanhead microcircuitry for sampling the signals received by a transducer element of the transducer array of Fig. 13 in a desired time relationship;

Fig. 17 is a more detailed view of the microcircuitry of Fig. 16;

WO 02/17297

PCT/EP01/09730

3

Fig. 18a illustrates a scanhead micro-beamformer and multiline beamformer system suitable for processing the signals received by the transducer array of Fig. 13;

Fig. 19a illustrates operation of the system of Fig. 18a for a hexagonal scanning pattern;

5 Figs. 19b and 19c illustrate the use of interpolation to develop a hexagonal scanline pattern;

Fig. 18b illustrates the use of a multiline scanhead micro-beamformer in combination with a system multiline beamformer;

10 Figs. 18c and 18d illustrate single line and multiline beam steering from a 2D transducer array patch;

Fig. 20 illustrates a three dimensional volume containing a two dimensional image plane;

Fig. 21 illustrates the time interleaved sampling of the three dimensional volume and two dimensional image plane of Fig. 20;

15 Fig. 22 illustrates a duplex display of the three dimensional volume and two dimensional image plane of Fig. 20;

Fig. 23 illustrates a duplex display of a large three dimensional volume and a smaller three dimensional volume contained within the larger volume;

20 Fig. 24 illustrates a three dimension image volume containing coronary arteries;

Fig. 25 illustrates an algorithm for detecting the center of a blood vessel in a three dimensional image; and

Fig. 26 illustrates a "straightened" display of one of the coronary arteries of Fig. 23.

25

Referring first to Fig. 1, a picture of a heart 10 is shown. Located on the outer surface of the heart are the coronary arteries 12, which provide a continuous supply of blood to the heart muscle, the myocardium. The outer surface of the heart is irregularly rounded with periodic depressions and elevations, and the coronary arteries located on this surface follows this continuously bending surface and its high and low points. Thus, the coronary arteries are not located on a planar surface, but on a surface which undergoes many curves and contortions. The coronary arteries cannot be imaged by a single plane which bisects the

WO 02/17297

PCT/EP01/09730

4

heart, but by techniques which will image the three dimensional paths of the coronary arteries and all of their bends, twists, and turns.

Fig. 2 depicts an angiogram of the coronary arteries of the heart of Fig. 1.

The angiogram of Fig. 2 is formed by first injecting a radiopaque dye into the body which
5 infuses the coronary arteries. A broad beam of x-rays is then transmitted through the chest of the patient and onto a radiographic plate on the opposite side of the patient. The radiographic plate is continually scanned to create an image. The x-rays which pass through the heart without intersecting the coronary arteries will appear as bright areas in the image, but x-rays which strike a dye-infused artery will not reach the radiographic plate, leaving an x-ray
10 "shadow" 14 of the coronary arteries on the plate. The resulting shadow image of the coronary arteries will appear as shown in Fig. 2. Since a large area or even the full heart is illuminated with x-rays, the twisting and turning coronary arteries on the heart surface will leave a pattern in the transmitted x-rays, even though their twists and turns extend in three dimensions. Obstructions in the coronary arteries will be revealed by sudden changes in the
15 width and/or brightness of an arterial "shadow."

Fig. 3 depicts the ventricular region of a heart. The left ventricle LV and right ventricle RV are depicted on the drawing. A portion of the heart wall and left ventricle are to be imaged in this example, and are contained within an imaging volume 20. The chamber volume of the left ventricle is indicated at 18, the myocardium is indicated at 16, and the
20 coronary arteries 12 are located on the outer surface of the myocardium. An ultrasonic contrast agent is introduced into the body of the patient and the imaging volume is scanned ultrasonically for both the harmonic and the nonlinear fundamental return from the contrast agent. Initially, before any of the contrast agent has reached the heart, there will be no harmonic return except that caused by nonlinear propagation of the ultrasonic signal, which
25 will be relatively low in intensity. This tissue harmonic return can be reduced by pre-distorting the transmitted pulse as described in U.S. patent 5,980,457 or by thresholding or other techniques. When the contrast agent reaches the heart through the circulatory system it will initially fill the chamber of the left ventricle in the imaging volume 20, as depicted in Fig. 4a. The left ventricle will light up with a strong harmonic return and will appear brightly
30 in the ultrasonic image. As the contrast agent is pumped from the heart it will next infuse the coronary arteries 12, as depicted in Fig. 4b. At this stage both the heart chamber 18 and the coronary arteries 12 will appear brightly in the ultrasonic image. Finally the contrast agent will perfuse the capillary bed of the myocardium 16 from the coronary arteries 12. The three

WO 02/17297

PCT/EP01/09730

5

regions 12, 16 and 18 will then appear brightly illuminated by the contrast agent return echoes as depicted in Fig. 4c.

Since the purpose of the procedure is to examine the coronary arteries with as little clutter from other tissue as possible, it is the second stage of infusion, that depicted in Fig. 4b, which is of primary interest. Hence the clinician should be recording the sequence of events so as to capture the ultrasonic images when the coronary arteries are infused with contrast agent and before the myocardium becomes perfused, since harmonic signals from the myocardium are unwanted and would be regarded as clutter. The harmonic return from the LV chamber is also considered clutter as it is unwanted harmonic signals and can interfere with the projection of the infused coronary arteries onto an image plane. When images such as those depicted in Fig. 4b have been captured, they are preferably processed to eliminate the unwanted signal from the heart chamber 18. This can be done by adaptive beamforming and/or by image post-processing which spatially mask out the unwanted image signals. Since the left ventricle 18 is infused first, an algorithm which detects the initial harmonic return and then masks out image areas contiguous with the initial harmonic return within one or two heart cycles can effectively remove heart chamber signals from the image. Another technique for masking the left ventricular return is to recognize that the left ventricle is a large blood pool and eliminate displaying signals in large area which lack tissue return signals. Thresholding can be used to segment between blood pool signals which have a blood signal density of 100% and the approximately 6% blood signal density of tissue. Another sensing technique is to operate in the fundamental frequency spectrum and recognize that fundamental frequency signals returned from blood are of a lower amplitude than echoes returned from tissue. Harmonic signals returned from areas with predominately low amplitude fundamental signal returns are eliminated from the display to mask the left ventricle. Yet another technique is to recognize that bloodflow velocity in the left ventricle is greater than that in the coronary arteries or myocardium, and mask out the highest velocity signals from the display. The remaining bright image signals from the coronary arteries can then be displayed in a three dimensional display, or projected onto a darkened image plane as by three dimensional maximum intensity rendering to produce a two dimensional ultrasonic projection image of the coronary arteries which will appear much like an angiogram and hence can be used for diagnosis by clinicians familiar with angiograms.

The segmentation of image areas into blood and myocardium can also be used to adaptively beamform in order to increase spatial resolution and temporal resolution in the myocardium. Such a process would generally use larger transmit apertures (with less beam

WO 02/17297

PCT/EP01/09730

6

width but requiring more transmit cycles) in the regions of interest (*e.g.*, the myocardium). Smaller transmit apertures are used in the blood pool regions to permit higher-order multiline, and thereby provide faster acquisition. In addition to these aperture adaptations, adaptive beamforming techniques which enhance the imaging of the coronary arteries include

5 sensing the intensity of received signals so as to detect the high intensity return signals from the contrast agent infused blood pool of the left ventricle, and responding by reducing transmit power to the left ventricle, since the left ventricle signals are unwanted and reduced transmit power will cause less disruption of the agent in the left ventricle which is being pumped to the coronary arteries. Another alternative when using multiline reception, which

10 requires a "fat" (broad) beam to insonify multiple scanlines simultaneously, is to adaptively alter the aperture and hence narrow the transmit beam profile when overlapping the left ventricle, since the beam need only be broad enough to insonify the coronary arteries and not the coronary arteries and the left ventricle. Yet another adaptation is to optimize time-of-flight adjustments for tissue and not blood, and to inhibit these adjustments when receiving

15 blood pool signals from the left ventricle, which is not the target of interest. Yet a further adaptation is to adaptively tailor the aperture in consideration of transducer elements which are blocked by the ribs when imaging the heart transthoracically.

It has been found that the coronary imaging procedure can be conducted to prevent the third stage shown in Fig. 4c from effectively occurring, thereby sustaining the

20 desired second stage of infusion shown in Fig. 4b where the coronary arteries are clearly segmented. The fine capillary bed of the myocardium 16 is perfused slowly by a very small number of microbubbles of the contrast agent. The velocity of bloodflow in a coronary artery supplying blood to a capillary bed will be relatively high, and as the volume of blood is distributed over the many capillaries of the bed the velocity becomes considerably lower in

25 the capillaries. The bloodflow velocity increases again in the large collector vessels at the output of the capillary bed. Approximately five to eight cardiac cycles can be required to initially perfuse a capillary bed of the myocardium, or to reperfuse the capillaries after the contrast agent has been disrupted. By balancing the image frame rate (*i.e.*, the transmit pulse rate) and the transmit pulse power, these very small microbubbles can be continuously

30 disrupted as they begin to perfuse the myocardium. A higher frame rate and/or a higher transmit power will cause increased microbubble disruption in selected areas of the cardiovascular system. It has been found that transmitting with a mechanical index setting of approximately 0.1 or less will cause little or no microbubble disruption, enabling the blood pool of the heart chamber, coronary arteries, and the myocardial capillary bed to be imaged at

WO 02/17297

PCT/EP01/09730

7

these levels. Above this level noticeable microbubble disruption will occur. In the range of a mechanical index of approximately 0.2-0.5, microbubbles are disrupted in substantial numbers before they are able to reperfuse the capillary bed in the image plane. Thus, imaging at these power levels will result in significant harmonic signal returns from the heart chamber and coronary arteries, which are significantly reinfused in the image plane between transmit pulses, with little signal returns from the capillary bed. At higher power levels, and particularly above a mechanical index of 1.0, there will be substantial microbubble disruption in the heart chamber, coronary arteries, and capillary bed, with only minor reinfusion of the image plane in the heart chamber blood pool. The exact numbers will vary for particular contrast agents. By use of a suitable low but disruptive mechanical index setting, the capillary bed of the myocardium can be effectively kept free of substantial amounts of contrast agent and hence will produce little if any harmonic contrast return signals. The result is that the second stage of Fig. 4b, where only the heart chamber and coronary arteries are producing significant harmonic return signals, can be maintained for a considerable period of time by proper selection of frame rate and transmit power. Combining selective disruption of the capillary bed with masking of the left ventricle blood pool enable the coronary arteries to be segmented for display. Another variation is to recognize the low velocity of flow in the myocardium as noted above, and to mask or reject signals of low flow velocity from the capillary bed.

Furthermore, the coronary artery imaging procedure can be controlled to reduce unwanted harmonic returns from contrast agent in the heart chamber, thereby minimizing the need for masking or other echo elimination techniques. The contrast agent can be administered through an intravascular catheter, which can be threaded into the aortic root. When the contrast agent is injected at the aortic root, the flow of blood out of the heart will prevent immediate entry of contrast agent into the heart chambers. Since the coronary arteries receive their blood supply from the aortic root, the injection of contrast agent at this location will cause the coronary arteries to immediately become infused with the agent. Thus the coronary arteries will be the first structure to light up with contrast agent, which will not enter the heart until traversing the vascular system and returning to the heart by venous flow, at which point a significant amount of agent may be eliminated by lung filtering. Thus, clutter from contrast agent in the heart chambers is reduced if not eliminated for at least the initial period of the procedure.

One way to form a planar ultrasonic projection image of a volumetric region is by means of the technique known as "slit-o-vision," which is described in U.S. Pat.

WO 02/17297

PCT/EP01/09730

8

5,305,756. In the slit-o-vision technique a volumetric region is insonified with an ultrasonic beam which is divergent in the elevation dimension and focused in the azimuth dimension. The technique takes its name from the fact that such an image can be formed by use of an aperture which is relatively long in the azimuth dimension and narrow in the elevation dimension. An ultrasound beam produced from such an aperture utilizes diffraction to radiate an essentially cylindrical wavefront that, while focused in azimuth, develops the desired divergence in the elevation direction. An elevationally divergent beam can also be produced by acoustic lenses or electronic lenses. For instance, when an element of an array is convex in the elevation dimension or has a lens which is elevationally divergent, elevationally divergent beams can be produced by a linear array 10 as shown in Fig. 5a. The elevation and azimuth dimensions are indicated by the EL and AZ arrows, respectively. The elevationally divergent beams will insonify a wedge-shaped volume 30. Points which are of the same range locus from the array 10, such as those along range locus 28, are acoustically integrated and projected at that range onto projection plane 32. This acoustic integration and projection occurs at every range in the volume, so that the entire volumetric region 30 is projected onto the projection plane 32. If the volumetric region contains only or principally signals from coronary arteries, the coronary arteries in the volume will be projected onto the projection plane 32 and appear as the image. Fig. 5b illustrates the same results from use of a phased array transducer 10', in which case the volumetric wedge 60 is more triangular and projects onto a triangular plane 62.

In Figs. 6a and 6b the same volumetric regions 30 and 60 are insonified by sweeping beams focused in elevation and azimuth over the volumetric regions. This is done by rocking the 1D array in the elevation direction as shown by the arrows 42. After image planes within the volumes 30,60 have been acquired and contrast signals from the cavity have been removed, points of common range such as those along constant range locus 28 are integrated together to project the planes onto a common projection plane 32,62. Once again, an image in the form of an angiogram is formed when coronary artery information is predominate in the volumetric regions 30,60.

Figs. 7a and 7b illustrate another slit-o-vision technique, in this case by the electronic synthesis of elevationally divergent beams, which has better sensitivity but generally lower frame rate than the embodiment of Fig. 5. These embodiments use two dimensional arrays 10'', which may be operated as either 1.5D or 2D arrays. The transmit beams are made elevationally divergent by pulsing the central elevation elements first, then proceeding to pulse the outermost elevation elements last. Fig. 7a depicts a linear array

WO 02/17297

PCT/EP01/09730

9

scanning format which scans volumetric region 30, and Fig. 7b depicts a phased array scanning format which steers beams in a volumetric region 60. As in the case of the Fig. 5a and 5b embodiments, points at a common range locus in the volumetric regions acoustically integrate onto a projection plane 32 or 62 for a projection image of the structure in the volumetric regions 30 and 60. Alternatively, the 2D array of Fig. 7 can be focused and steered in elevation to effect the scanning of the volume as shown in Fig. 6.

Where discrete planes of a volumetric region are acquired as described below, they can be combined to form a projection image as shown in Fig. 2 using volume rendering techniques. This three dimensional method has lower frame rates than the above "slit-o-vision" approaches, but provides greater spatial resolution, less clutter from off-axis reflectors, and more control over the image by variation of the rendering parameters.

Fig. 8 illustrates an ultrasonic diagnostic imaging system constructed in accordance with the principles of the present invention. A scanhead 26 including an array transducer 10 is connected by a cable 11 to a beamformer 36. The beamformer controls the timing of actuation signals applied to the elements of the transducer array for the transmission of steered and focused transmit beams, and appropriately delays and combines signals received from the transducer elements to form coherent echo signals along the scanlines delineated by the transmit beams. The timing of the beamformer transmission is also responsive to an ECG signal when it is desired to synchronize or gate image acquisition with a particular phase of the heart cycle. The beamformer is further responsive to a scanhead position signal when the transducer is being mechanically moved to sweep ultrasonic beams over a volumetric region, thereby enabling beams to be transmitted when the transducer is properly oriented with respect to the volumetric region.

The output of the beamformer is coupled to a pulse inversion processor 38 for the separation of fundamental and harmonic frequency signals. Pulse inversion processors are well known in the art and are described in U.S. Pats. 5,706,819 and 5,951,478. These patents describe how echoes from alternately phased pulses can be used to separate harmonic contrast signals from fundamental signals, which is a preferred method of separating signals from contrast agents for coronary imaging in accordance with the present invention.

The fundamental and/or harmonic signals may be B mode processed or Doppler processed, depending upon the desired information to be displayed. For Doppler processing the signals are coupled to a wall filter 22 which can distinguish between flow, stationary tissue, and moving tissue. A preferred wall filter for contrast imaging is described in U.S. Pat. 6,095,980, which is also capable of performing harmonic contrast signal

WO 02/17297

PCT/EP01/09730

10

separation. The filtered signals are applied to a Doppler processor 42, which produces Doppler power, velocity, or variance estimation. A preferred Doppler processor for harmonic Doppler signal estimation is described in U.S. Pat. 6,036,643. Artifacts from scanhead motion which can contaminate Doppler imaging are removed by a flash suppressor 44.

5 Various techniques may be used to remove flash artifacts prior to or subsequent to image formation, including the notch filter technique described in U.S. Pat. 5,197,477 and the min-max filter technique described in U.S. Pat. 5,782,769. The processed Doppler signals are stored in a Doppler image memory 40'.

10 Signals which are to be B mode processed are applied to a B mode processor 24 which detects the signal amplitude. B mode processed signals are stored in a tissue image memory 40.

The B mode and Doppler signals are applied to a coordinate transformation processor 46. For conventional two dimensional imaging the coordinate transformation processor will function as a scan converter, converting polar coordinates to Cartesian
15 coordinates as necessary and filling spaces between received lines with interpolated image data. The scan converted images are coupled to a video processor 70 which puts the image information into a video format for display of the images on a display 100. The images are also coupled to a Cineloop® memory 56 for storage in a loop if that function is invoked by the user.

20 When 3D imaging is being performed by the ultrasound system, the coordinate transformation processor may be used to scan convert the tissue and Doppler signals in planes of image information over the scanned volume, or may be used to transform the coordinates of the image data into a three dimensional data matrix. Preferably the coordinate transformation processor operates in cooperation with a volume rendering processor 50,
25 which can render a three dimensional presentation of the image data which has been processed by the coordinate transformation processor. Three dimensional images of tissue are rendered in accordance with tissue rendering parameters 54 which are selected by the user through a control panel or user interface (UIF). Three dimensional images of Doppler information are rendered in accordance with blood flow rendering parameters 52. These parameters control
30 aspects of the rendering process such as the degree of transparency of tissue in the three dimensional image, so that the viewer can see the vasculature inside the tissue. This capability is important when 3D images of both tissue and flow are being rendered, as described in U.S. Pat. 5,720,291. Three dimensional images can be stored in the Cineloop® memory 56 and replayed to display the scanned volume in a dynamic parallax presentation,

WO 02/17297

PCT/EP01/09730

11

for instance. A three dimensional rendering of flow without the surrounding tissue, as described in U.S. Pat. Re 36,564, can reveal the continuity of flow of blood vessels and obstructions in those vessels and is useful for coronary artery diagnosis in accordance with the present invention.

5 Different transducer probes can be used to scan a volumetric region of the heart which includes the coronary arteries. Either a 1D (azimuth steered) or a 1.5D or 1.75D (azimuth steered and elevation focused) array may be moved mechanically to sweep beams over the three dimensional volume. For electronic steering either a 1.75D (minimally electronically steered in azimuth and elevation) or a 2D (fully electronically steered in
10 azimuth and elevation) array may be used. An embodiment which uses a 2D array transducer 10° is shown in Fig. 9. An important consideration in the use of two dimensional arrays is the number of cable wires used to connect the probe to the ultrasound system. Various approaches can be used to reduce the number of cable conductors and thus the size of the cable, including wireless links to the ultrasound system, micro-beamforming in the probe,
15 digital or analog time multiplexing, the use of sparse arrays, and the use of transmit/receive multiplexers. One solution is an r.f. probe which transmits echo signals wirelessly to the ultrasound system as described in U.S. Pat. 6,142,946. Another solution, when a cable connection is used, is to partition the beamformer between the scanhead and the ultrasound system as described in U.S. Pat. 6,102,863. The embodiment of Fig. 9 makes use of this
20 approach by performing elevation beamforming in the scanhead 26 and azimuth beamforming in the ultrasound system 101. For example, suppose that the two dimensional array has 128 columns of elements extending in the azimuth direction (indicated by the AZ arrow in the drawing) and six rows of elements in the elevation direction (indicated by the EL arrow). If each element of the array were connected by its own conductor to the ultrasound
25 system, a cable of 768 signal conductors would be required. In the embodiment of Fig. 9 each column of six elements is coupled to an elevation beamformer 36a which appropriately excites (on transmit) and delays and combines (on receive) signals from the six elements of the column. This combines the six signals in each column into one elevation beamformed signal, which is then coupled over a cable conductor to the ultrasound system, where the
30 elevation beamformed signals are beamformed in the azimuth direction. In the foregoing example, the 128 elevation beamformed signals are coupled over the 128 conductors of a cable 11, a significant reduction in cable size as compared to a probe without scanhead beamforming. At least elevation steering is performed in the elevation beamformer 36a, and preferably both steering and focusing are performed in the elevation beamformer.

The operation of the elevation beamformer is illustrated in Figs. 10a and 10b. In Fig. 10a a beam is being steered normal to the array transducer as indicated by the 0° arrow extending from the elements 10_1 through 10_n , which comprise a column of elements in the elevation direction. Signals at the center of the column are delayed more than signals at the ends of the column as indicated by the relative length of the delays 102 for the different elements to effect a focus. Delayed receive signals are combined by a summer 104, then coupled over a signal lead in the cable 11 to the azimuth beamformer 36b. Fig. 10b illustrates the situation when a beam is to be transmitted or received from the left at a 30° inclination in elevation as indicated by the 30° arrow. In this case signals on the left side of the array are more greatly delayed as indicated by the relative length of the delays 102. Received signals are combined by the summer 104 and coupled through the cable to the azimuth beamformer 36b.

Figs. 11a-11c illustrate the implementation of the elevation beamformer in three different ways (neglecting any buffering or gain elements). Fig. 11a illustrates an analog implementation in which each transducer element 10_m is coupled to an analog delay line 106. The length of the delay is set by choosing the input or output tap of the delay line and the delayed signals are coupled to an analog summer or to an A/D converter if the signals are to be digitally combined. In Fig. 11b each transducer element 10_m is coupled to a CCD delay line 108. The length of the delay is set by choosing an input or output tap that determines the number of charge storage elements in the delay line or by varying the rate at which the charge samples are passed through the charge storage elements. The outputs of the delay lines are summed either in sampled analog format or after being digitized.

Fig. 11c illustrates a digital embodiment of an elevation beamformer. In this example the elevation beamformer has 128 sub-beamformers 120, each processing the signals from one elevation column of six transducer elements. Each of the transducer elements 10_1 through 10_n is coupled to an A/D converter 110 and the digitized signals are delayed by a digital delay line 112, which may be formed by a shift register, FIFO register, or random access memory. The appropriately delayed signals are combined in a summer 104 and coupled over cable conductors to the azimuth beamformer. To conserve cable conductors when using multibit signal samples, the data values from several of the beamformer channels 120 can be interleaved (time multiplexed) and sent over the same group of conductors at a data rate sufficient for the desired level of realtime imaging performance.

Fig. 12 illustrates the organization and control of a number of beamformer channels 120 of a scanhead elevation beamformer. The beamformer comprises N elevation

WO 02/17297

PCT/EP01/09730

13

sub-beamformers 120₁-120_n, where each sub-beamformer receives signals from a column of transducer elements in the elevation direction, as indicated by the number 6 for this example. Data to control the elevation beamforming (such as elevation angle and focusing) is sent to a timing & delay decoder & data store 126 in the scanhead 26, preferably serially over a cable conductor. This control data is decoded and delay values coupled to a delay control 124, which sets the beamformer channels for the desired delays for each transducer element. For dynamic focusing the delays are changed as echoes are received. The elevation aperture can be varied by applying zero weights to some of the outermost channels when a smaller (near field) aperture is desired. The data received by the timing & delay decoder & data store 126 is also used to control transmit timing by pulse transmitters 122₁-122_n, each of which controls the transmission of the six transducer elements in an elevation column in this example. When received echo signals are processed in the analog domain as illustrated by Figs. 11a and 11b, the signals from the 128 channels of the elevation beamformer in this example are sent over 128 cable conductors to the azimuth beamformer 36b. When the echo signals are processed digitally the signals from the 128 channels are interleaved (time multiplexed) and sent over digital conductors of the cable 11 to the azimuth beamformer in the ultrasound system 101.

A true 2D electronically steered embodiment of the present invention is illustrated starting with Fig. 13. This drawing shows a plan view of a 2D transducer array 200 of greater than three thousand transducer elements. For ease of illustration the small boxes in the drawing which represent individual transducer elements are shown spaced apart from each other. However, in a constructed embodiment, the individual transducer elements are close packed in a repeating hexagonal pattern. The 2D array has an overall dodecahedral outline. In a preferred mode of operation beams are transmitted outward from the center of the array and can be steered and focused in a cone of at least $\pm 30^\circ$ about a line normal to the center of the array. When steered straight ahead, echoes received from along a transmitted scanline are initially received at the center of the array and then in circular or arcuate groupings of elements centered on and extending outward along the projection of the scanline onto the surface of the array. In the illustrated embodiment approximately the central one-quarter of the elements are used for beam transmission. The entire array is available for echo reception.

The array 200 of Fig. 13 is seen to be drawn in alternate light and dark groupings 202 of twelve transducer elements. One of these groupings 202, referred to herein as a "patch" of transducer elements, is shown in a separate enlarged view in Fig. 14. These irregular hexagonal patches 202 of twelve elements are beamformed together during echo

WO 02/17297

PCT/EP01/09730

14

reception as discussed in detail below. Elements in the center of the array (approximately 750 elements) are connected in groups of three for transmission by high voltage mux switches. Figs. 15a-15f show some of the three-element configurations that are possible during beam transmission. The transmit groupings can also simply be three elements adjacent to each other in a straight line. The exact configuration or configurations used to transmit a given beam depend upon the desired beam characteristics and its azimuth. Four elements may also be connected together for transmission as illustrated by the diamond shaped grouping of four elements in Fig. 15g.

Since a cable with more than three thousand conductors is not currently practical, each patch of twelve elements of the array is beamformed in the scanhead. This reduces the number of signals which must be coupled to the ultrasound system beamformer to approximately 256. Then, a 256 channel beamformer in the ultrasound system can be used to beamform the partially beamformed signals from the scanhead.

Because the elements of each receive patch of twelve elements of the 2D array are sufficiently small, contiguously located, and closely packed, the echo signals received by the elements of a patch will be aligned to within one wavelength at the nominal receive frequency for steering angles of approximately 40° or less (neglecting focal delays). The echoes of the elements are then sampled to bring all of the patch element signals into precise time alignment. The sampling is done with a range of sampling delays with a precision of a fraction of a wavelength to bring the signals from all of the patch elements to a time alignment within the precision of the sampling clock quanta, preferably $1/16$ of a wavelength or less. The time-aligned signals from the patch elements are then combined. This beamforming of each patch is done by microelectronics located immediately behind the transducer array in the scanhead to facilitate interconnections. Sample time shifting and alignment is performed by the sampling delay line shown in Figs. 16 and 17. Each element 204 of a patch of elements which is to be partially beamformed is coupled by way of an amplifier 206 to a sampling input switch 208. The sampling input switch 208 is continually conducting samples of the transducer signal onto capacitors 212 in a sequential manner. The sequencing of the switch 208 is under control of a ring counter 210 which is incremented by a clock signal. As the darkened segment of the ring illustrates, the sampling input switch is continually sampling the input signal onto successive ones of the capacitors 212 in a circular manner. The amplifier 206 has a bipolar output drive so that the charge of a capacitor can be either increased or decreased (discharged) to the instantaneous signal level at the time of sampling.

The signal samples stored on the capacitors 212 are sampled by a sampling output switch 214 which samples the stored signals in a sequential manner under control of a second ring counter 216. As shown by the darkened segment on the ring of the second ring counter 216, the sampling output switch 214 samples the stored signals in a particular time relationship to the input switch and its ring counter. The time delay between the input and output sampling is set by a time shifter 220 which establishes the time delay between the two ring counters. Thus the time of sampling of the output signal samples can be incrementally advanced or delayed as a function of the timing difference between the two ring counters. This operation can be used to bring the output signal samples of all the elements of a patch into a desired time alignment such as the sampling time of a central element of the patch. When the signals from all of the elements of the patch are within a desired range of sampling time, the signals can be combined into one signal for further beamforming in the ultrasound system. The time aligned output signals are further amplified by an amplifier 218 and coupled to a summer for combining with the signals of the other elements of the patch.

Details of a constructed embodiment of the arrangement of Fig. 16 are shown in Fig. 17. In integrated circuit fabrication the sampling switches do not have rotating wipers as illustratively shown in Fig. 16, but are formed by a plurality of gates 228. Each of the gates 228 is controlled by the output of an output stage of a shift register 230, which is arranged to circulate one bit and thereby operate as a ring counter. When the bit is shifted to a particular stage of the shift register 230, the gate 228 connected to that stage is closed to conduct a signal sample to its capacitor 212. The output switches are similarly constructed as a series of parallel gates 234, and are similarly controlled by stages of circulating shift register 232. Signal samples taken from the capacitors 212 are amplified and resistively coupled to a current summing node for summation with the other signals of the grouping.

A clock command memory 240 is located in the scanhead and preferably on the same integrated circuit as the sampling circuitry. The clock command memory stores data identifying the time delays needed for one or more receive echo sequences. The control data for the current beam is coupled to a clock delay controller 242 which controls the relative time relationship between the two ring counters. The controller 242 does this by blocking clock cycles applied to the first ring counter 230 from reaching the second ring counter 232, or by inserting additional clock cycles into the clock signal. By blocking or inserting shift register clock pulses to the second ring counter the relative timing between the two ring counters is adjustably advanced or retarded. The time aligned samples from all of the transducer elements of the patch are then combined at a current summing node I Node. The

WO 02/17297

PCT/EP01/09730

16

summed signals from the patch are coupled through the scanhead cable to the ultrasound system beamformer.

With the addition of a second sampling output switch for each element controlled in a different time relationship than the first sampling output switch, and a second
5 summer for the second sampling output switches of the patch elements, a second, receive beam can be produced at the same time as the first receive beam. Thus, each patch becomes a small multiline receiver receiving two (or more) receive beams simultaneously, which is useful in the multiline embodiment described below.

The microbeamformer for the patches can utilize other architectures such as
10 charge coupled delay lines, mixers, and/or tapped analog delay lines.

Three dimensional imaging requires that the volumetric region be sufficiently sampled with ultrasound beams over the entire volume. This requires a great many transmit-receive cycles which causes the time needed to acquire a full set of volumetric data to be substantial. The consequences of this substantial acquisition time are that the frame rate of a
15 realtime 3D display will be low and that the images will be subject to motion artifacts. Hence it is desirable to minimize the time required to acquire the necessary scanlines of the volumetric region. A preferred approach to this dilemma is to employ multiline beamforming, scanline interpolation, or both, as shown in Figs. 18 and 19. While beams may be steered in a square or rectangular pattern (when viewed in cross-section) to sample the
20 volume being imaged, in a preferred embodiment the beams are oriented in triangular or hexagonal patterns in the volumetric region to sufficiently and uniformly spatially sample the region being imaged. Fig. 19a is a cross-sectional view through the volumetric region in which scanlines in the volumetric region are axially viewed. In this example nineteen scanlines are produced for every transmit beam. The scanline locations are spatially arranged
25 in hexagonal patterns. The nineteen scanline locations of one hexagonal pattern are denoted by circles which represent axial views along the scanlines. The nineteen scanline locations are inscribed by a "fat" transmit beam of a desired minimum intensity across the beam. The transmit beam in this example is centered on the location of scanline 270, and maintains the desired acoustic intensity out to a periphery denoted by the dashed circle 250, which is seen
30 to encompass all nineteen scanline locations. The echoes received by the elements of the transducer array are partially beamformed by a micro-beamformer 280 in the scanhead as described above and coupled to a 19x multiline beamformer 282 in the ultrasound system as shown in Fig. 18a. In this example a 2D transducer array of 3072 elements is operated in patches of 12 elements, producing 256 patch signals which are coupled to the ultrasound

WO 02/17297

PCT/EP01/09730

17

system by a cable 281 with 256 signal conductors without multiplexing. The 19x multiline beamformer processes the 256 echo signals received from the transducer patches with nineteen sets of delays and summers to simultaneously form the nineteen receive scanlines 252-274 shown in Fig. 19a. The nineteen scanlines are coupled to an image processor 284, which performs some or all of the harmonic separation, B mode, Doppler, and volume rendering functions previously described in Fig. 8. The three dimensional image is then displayed on the display 100.

Interpolation may be used to form scanline data, either alternatively to or in conjunction with multiline scanline formation. Fig. 19b illustrates a series of scanlines 361-367 marked by the darkened circles which have been acquired from a volume being imaged in a hexagonal pattern as indicated by the background grid pattern. The scanlines 361-367 can be acquired individually or in groups of two or more by multiline acquisition. Scanlines at the undarkened circle locations are interpolated from the acquired scanlines using two-point r.f. interpolation. The interpolated scanline 371 is interpolated by weighting each of the adjacent scanlines 361 and 362 by $\frac{1}{2}$, then combining the results. The weights used are a function of the location of the scanline being produced in relation to the locations of the three received scanlines whose values are being interpolated. Similarly, interpolated scanline 372 is interpolated using adjacent scanlines 362 and 367, and interpolated scanline 373 is interpolated using adjacent scanlines 361 and 367. Each group of three scanlines is used to interpolate three intermediate scanlines using weighting factor which are a factor of two (2^{-1}), enabling the interpolation to be performed rapidly by shifting and adding the bits of the data being interpolated. This avoids the use of multipliers and multiplication and affords high-speed processing advantageous for realtime 3D display rates.

Fig. 19c illustrates a further iteration of the interpolation of Fig. 19b in which the scanline density of the volume is increased even further by interpolation. In this illustration two further sets of scanlines 381-383 and 387-392 are interpolated between the previous set. These scanlines may be interpolated using the previously interpolated set of scanlines, or they may be interpolated directly (and simultaneously, if desired) from the acquired scanlines 361,362,367. These scanlines also have the advantage of being weighted by weighting factors which are a factor of two. The set of interpolated scanlines most central to the three received scanlines, 381-383, are interpolated using weighting factors of $\frac{1}{2}$ and $\frac{1}{4}$. Scanline 381, for instance, is produced by ($\frac{1}{2}$ (scanline 361) + $\frac{1}{4}$ (scanline 362) + $\frac{1}{4}$ (scanline 367)). The outer set of scanlines is produced by $\frac{1}{4}$, $\frac{3}{4}$ weights as described in U.S. Pat. 5,940,123. Scanline 392, for instance, is produced by ($\frac{1}{4}$ (scanline 367) + $\frac{3}{4}$ (scanline 361)) or,

WO 02/17297

PCT/EP01/09730

18

to avoid multiplication, $(\frac{1}{4}(\text{scanline } 367) + \frac{1}{4}(\text{scanline } 361) + \frac{1}{4}(\text{scanline } 361) + \frac{1}{4}(\text{scanline } 361))$. Fig. 19c illustrates corresponding sets of interpolated scanlines for received scanlines 362,363,367, including the central group of scanlines 384-386, and the outer set of scanlines 393-396. To reduce motion artifacts, the received scanline data can be filtered in either r.f.
5 or detected form prior to display.

The above example uses a linear interpolation filter kernel. It is also possible to use an interpolation kernel that has a non-linear shape (such as, for example, cosine, sinc, etc.) However the filter coefficients of these other filters will generally not have the desirable power of two property.

10 The use of patches to reduce the size of the cable needed to connect the scanhead to the ultrasound system may, under certain operating conditions, give rise to undesired grating lobes in the scanhead's beam pattern. This is due to the grouping of individual transducer elements into a single unit, giving the transducer array a coarser pitch, even with the use of micro-beamforming as described above. This problem can be reduced by
15 considering each patch to be a sub-aperture of the entire 2D array which is capable of receiving signals from multiple, closely spaced scanlines in the transmit beam field. The signals from the sub-apertures can be delayed and summed to form a group of multiline received scanlines. Grating lobes which arise by reason of the periodicity of the sub-apertures and can contribute clutter to the final image are reduced by producing two or more differently
20 steered signals from each sub-aperture (patch). The steering difference is kept small, within the beamwidth of the patch. By keeping the steering delay profile less than $\lambda/2$, significant grating lobes are kept out of the image field.

A simple 1D example illustrates these effects. Consider a sixty-four element
1D linear array with inter-element spacing (pitch) of $\lambda/2$. The array is divided into four
25 patches of sixteen elements each. Two beams are steered to the left and right of a nominal direction on each patch. The steering angles are limited so that other lines or samples can be interpolated between these two received multilines. It is desirable for the multilines to be radially far enough apart to support the creation of interspaced interpolated lines, but close enough together so that r.f. interpolation will not form artifacts due to spatial undersampling.
30 For example, if the steering delays are limited to correspond to less than $\pm\lambda/8$, then the two steered beams from each patch will fall within approximately the -1dB width of the nominal patch beam pattern. Also, because the steering delay between the left and right multiline on any element is thus limited to $\lambda/4$, r.f. interpolated lines can be produced using a simple two tap interpolation filter ($\lambda/2$ delays would correspond to the Nyquist criterion). The $\lambda/8$ delay

WO 02/17297

PCT/EP01/09730

19

limitation limits the steering angle to approximately $\pm(\lambda/8)/(4*\lambda)$ or $1/32$ radians. Thus the angle between the left and right multilines can be about $1/16$ radians, or about 3.6 degrees. If two other lines are symmetrically interpolated between the two received multilines, the resulting line spacing is approximately 1.2 degrees. A greater number of more closely spaced multilines or interpolated lines can also be produced as desired.

In the 1D array example, instead of producing a single scanline from each patch steered in the nominal steering direction, two scanlines are produced, one steered slightly left of the nominal steering direction and one steered slightly right. In the case of a 2D array, several variations are possible. For a rectilinear 2D array, four scanlines are produced for each patch, steered left, right, up and down in quadrature relationship. For a triangular-based 2D array such as a hexagonal array, three scanlines are produced at rotations of 120° as shown in Fig. 18d. The scanlines produced in this drawing are identified as B_{ϕ_0} , $B_{\phi_{120}}$ and $B_{\phi_{240}}$, respectively, where the subscript number refers to the direction of rotation in the plane normal to the nominal steering direction of the patch and the angle ϕ is the small angle at which each scanline is tilted from the nominal steering direction. The angle ϕ is kept small as described above so that the three scanlines are kept within the beamwidth of the nominally steered beam. Fig. 18c illustrates a single scanline B_0 oriented normal to the patch 202, as would be produced by the system shown in Fig. 18a, which has a beam nominally steered normal to the face of the patch 202.

Although the foregoing examples suggest the use of a rectangular scan geometry for a rectilinear array and a triangular scan geometry for a hexagonal array, the scan geometry is not intrinsically linked to array geometry. A rectangular scan can be performed using a hexagonal array and vice versa.

A system operating as illustrated by Fig. 18d is shown in Fig. 18b. The scanhead in this drawing includes a 12 element patch micro-beamformer which produces three multiline signals from each patch (B_{ϕ_0} , $B_{\phi_{120}}$ and $B_{\phi_{240}}$, for example) instead of one line as did the micro-beamformer 280 of Fig. 18a. The micro-beamformed patch multilines are sent over the n conductors of a cable 351 to the ultrasound system's multiline beamformer 352. The multiline scanlines from all of the patches are combined in the system multiline beamformer 352 to form multiple scanlines. It is also possible to perform r.f. interpolation between the multiline scanlines. However, rather than combine (beamform) the multiline signals from each patch and then perform r.f. interpolation on the beamformed signals, it is preferred that r.f. interpolation is performed on signals received from each patch separately

WO 02/17297

PCT/EP01/09730

20

prior to beamforming combination. In this case, prior to the weighting and summation operations of r.f. interpolation, each patch signal for each nominal steering direction is slightly delayed or advanced by an amount determined by each patch position and the offset of the interpolated line from the nominal line. The effect of the delays is to maximize the coherence of the patch waveforms combined in the r.f. interpolation step. This reduces interpolation errors and improves sensitivity. Specifically, if N interpolated lines are produced from M patches, each patch having K multilines, then MN r.f. interpolators are required with each interpolator preceded by K delay states, one for each multiline. This same approach (*i.e.*, delay + individual patch r.f. interpolation prior to patch signal combination) can also be used on patch signals received from different directions in a non-multiline mode provided that target motion between successive transmits is not excessive. The multiple scanlines are then processed by the image processor 284 and displayed on the display 100 as described previously. The number n of receive signal conductors of the cable is 768 if three multilines from each of 256 patches are sent simultaneously without multiplexing, a number which can be reduced by multiplexing if desired. The patch multilines received by the ultrasound system can be interpolated to form additional scanlines prior to system beamformation if desired. However, since the processing of interpolation (weighting and summing) is mathematically compatible with that of beamformation, the patch multilines can be supplied directly to the system beamformer for formation of beamformed multilines.

Several display formats may be used for the three dimensional display of the present invention. Fig. 20 shows a volumetric region 300 which is being scanned by a 2D transducer array 200. The volumetric region scanned can be in any desired shape, such as square, cylindrical, or pyramidal, depending upon the steering of the beams from the transducer. In this example the volumetric region 300 is shown as a hexagonal pyramid. Shown within the volumetric region 300 is an image plane 302, which is delineated by the double lines. The image plane 302 is scanned in a time interleaved manner as the volumetric region 300 is scanned. The time interleaving enables the echo data from the image plane 302 to be fully acquired in less time than that required to scan the full volumetric region 300 and the frame rate of display of the image plane 302 is thus greater than that of the volumetric display. The time interleaving of the volumetric and planar image data is illustrated by Fig. 21. This drawing shows a sequence E_{300} during which echo data is acquired for the volumetric display. This sequence is periodically interrupted during which echo data E_{302} for the planar display is acquired. Some of the planar echo data can be used for both displays.

WO 02/17297

PCT/EP01/09730

21

The relative durations of the sequences and the number of transmit-receive cycles needed for each display determine the frame rate relationship of the two displays.

The volumetric and the planar images are preferably displayed together as illustrated in Fig. 22. On the left side of the display 100 is a three dimensional display of the volumetric region 300, which shows the structure 304 in the volumetric region in a three dimensional presentation. On the right side of the display 100 is the two dimensional image plane 302, effectively showing a cut plane 306 through the three dimensional structure 304. While the frame rate of display of the three dimensional image 300 may be relatively low, the frame rate of display of the two dimensional image 302 will be much higher, which is useful when diagnosing moving objects such as the heart. Preferably the location of the two dimensional plane 304 will be indicated in the three dimensional display, as shown in this example. This gives the user a basis of reference for the two dimensional image plane within the volumetric region. The user has the ability to move the location of the cut plane 306 within the volumetric region so that a selected pathology can be viewed at the higher frame rate. By manipulating a pointing device such as a mouse or trackball the position of the image plane 302 within the volumetric region 300 can be changed on the left side of the display. The user is given a choice of rotating the cut plane about the center axis of the volumetric region, or of dragging or moving the cut plane to an arbitrarily chosen position within the volume. Thus, the display 100 displays a volumetric region at a relatively low frame rate, and a selected plane at a higher realtime frame rate. This method applies when the cut plane extends from the transducer aperture, that is, the cut plane is not a "c" plane.

Another useful time interleaved display format is shown in Fig. 23. Instead of interrupting scanning of the volumetric region 300 to scan an image plane, the scanning of the full volumetric region is interrupted to scan a smaller volume 306 within the volumetric region 300 for a higher frame rate of display of the smaller volume. The scanning sequence is therefore E_{300} , E_{306} , E_{300} , E_{306} , E_{300} , and so forth. Fig. 23 shows the display of the full volumetric region 300. Outlined within the volumetric region 300 is the smaller volumetric region 306. The smaller volume region is shown in an enlarged view at the right side of the display. Since the smaller volume 306 is fully scanned more frequently than the full volumetric region 300, the frame rate of display of the smaller volume is greater than that of the full volumetric region. The number of beams and hence the time required to scan the smaller volume is a function of the lateral dimensions of the smaller volume, the plane of Fig. 19, which in this example are the dimensions of top 308 and bottom areas of the smaller volume. Thus the frame rate of display of the smaller volume, and of both volumetric

WO 02/17297

PCT/EP01/09730

22

displays, can be increased by reducing the size of the top 308 of the smaller volume. As in the previous example, the user may have the choice of rotating the smaller volume about a center line within the volumetric region or relocating the smaller volume to a desired arbitrary location within the volumetric region 300. In this example the user has positioned
5 the smaller volume to encompass a portion of a coronary artery 12 which is to be closely diagnosed for signs of obstruction, which may be more confidently done in the enlarged, higher frame rate smaller volume image 306. Such a diagnosis would preferably be done using a Doppler mode, and preferably the power Doppler mode with surrounding tissue rendered highly transparent or completely eliminated.

10 Figs. 24-26 illustrate another display format which is useful for coronary artery imaging as well as other vasculature. Fig. 24 illustrates a volumetric region 300 which includes a three dimensional image of coronary arteries. A main artery 310 extends from the left side of the volume and subdivides into branches 312 and 314. As shown and described above, the coronary arteries follow twisting, tortuous paths as they traverse the surface of the
15 heart. A more confident diagnosis could be obtained if these arteries could be effectively "straightened out" for diagnosis. Figs. 25 and 26 illustrate a technique for doing so. The clinician denotes a particular vessel for diagnosis, such as artery 310. The ultrasound system then automatically traces the designated vessel. One way to do so is illustrated in Fig. 25, in which the abscissa is the spatial dimension of the ultrasound image and the ordinate is the
20 intensity or brightness of the image. The curve 320 illustrates the change in color or brightness across artery 310 from one side of the vessel to the other. For example, the vessel may be colored red against a gray background. The color red would increase as one side of the vessel is encountered and the curve 320 rises at 310a, and decreases at the other side of the vessel at the downslope 310b of the curve 320. From slopes 310a and 310b the ultrasound
25 system can readily determine the center 324 of the artery and can therefore trace along the center of the vessel in the image. If the automatic trace incorrectly branches, such as following branch 312 when the clinician would like the trace to follow branch 314, the clinician can click on branch 312 to erase its trace and click on branch 314 to continue the trace of artery 310 onto branch 314.

30 Once the desired vessel path is identified, the vessel path is redisplayed in a straight path along its centerline 324 as shown in Fig. 26. The vessel can be displayed in a cross-sectional view along the centerline if desired or, since the vessel is in three dimensions in the image of Fig. 24, the vessel can be "unwrapped" and the outer circumference displayed as the image height h in Fig. 26. When the vessel is shown in this "straightened"

WO 02/17297

PCT/EP01/09730

23

display and enlarged as desired, obstructions in the flow path such as that shown at 322 can be more readily identified. Obstructions can often be more readily observed in an "unwrapped" display of the vessel circumference.

WO 02/17297

PCT/EP01/09730

24

CLAIMS:

1. An ultrasonic diagnostic imaging system for imaging three dimensional regions of a subject comprising:
 - an ultrasonic scanhead including a two dimensional array of transducer elements which acts to transmit ultrasonic waves and receive echo signals from a volumetric region of a subject;
 - 5 a multiline beamformer coupled to receive echo signals from the elements of the two dimensional array to produce beamformed echo signals;
 - a scanline interpolator coupled to the beamformer which acts to produce interpolated scanlines from the beamformed echo signals; and
 - 10 a display coupled to the scanline processor which displays a three dimensional ultrasonic display.
2. The ultrasonic diagnostic imaging system of Claim 1, wherein the scanline interpolator comprises an r.f. interpolator which performs interpolation of r.f. echo signals.
- 15 3. The ultrasonic diagnostic imaging system of Claim 1, wherein the scanline interpolator performs echo signal interpolation utilizing weighting factors which are a factor of two (2^{-1}).
- 20 4. The ultrasonic diagnostic imaging system of Claim 3, wherein the weighting factors are in the proportions of $\frac{1}{2}:\frac{1}{2}$.
5. The ultrasonic diagnostic imaging system of Claim 3, wherein the weighting factors are in the proportions of $\frac{1}{4}:\frac{3}{4}$.
- 25 6. The ultrasonic diagnostic imaging system of Claim 1, wherein the scanline interpolator comprises a linear interpolation filter.

WO 02/17297

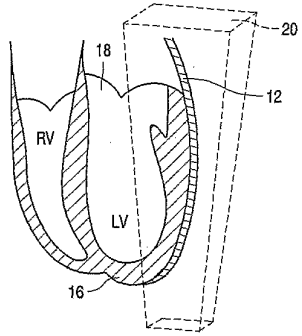
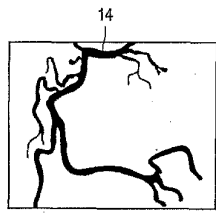
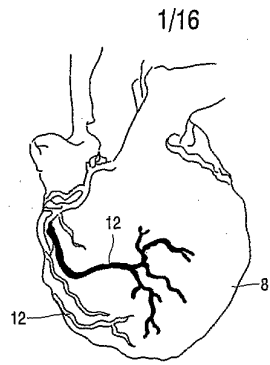
PCT/EP01/09730

25

7. The ultrasonic diagnostic imaging system of Claim 1, wherein the scanline interpolator utilizes an interpolation kernel that has a non-linear shape.
8. The ultrasonic diagnostic imaging system of Claim 1, wherein the multiline beamformer is partitioned between the scanhead and an ultrasound system processor.
9. A method for ultrasonically imaging a volumetric region of a subject comprising:
transmitting ultrasonic energy into the volumetric region;
receiving echo signals in response to the transmitted ultrasonic energy by the elements of a two dimensional array transducer;
beamforming the received echo signals to produce spatially distinct beams of the volumetric region;
interpolating the spatially distinct beams to increase the scanline density of the image data of the volumetric region; and
displaying a three dimensional ultrasonic image of the volumetric region which utilizes interpolated scanline data.
10. The method of Claim 9, wherein interpolating further comprises weighting the echo signals of spatially distinct beams by weighting factors which are a factor of two (2^{-1}).
11. The method of Claim 9, wherein interpolating further comprises performing r.f. interpolation of echo signal information.
12. The method of Claim 9, wherein the array transducer is located in a scanhead and wherein beamforming comprises forming partially beamformed signals in the scanhead and performing further beamforming of the partially beamformed signals in an ultrasound processor coupled to the scanhead, wherein interpolating is performed in the ultrasound processor.

WO 02/17297

PCT/EP01/09730

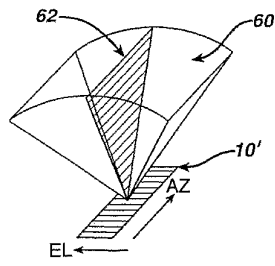
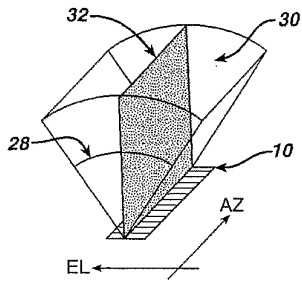
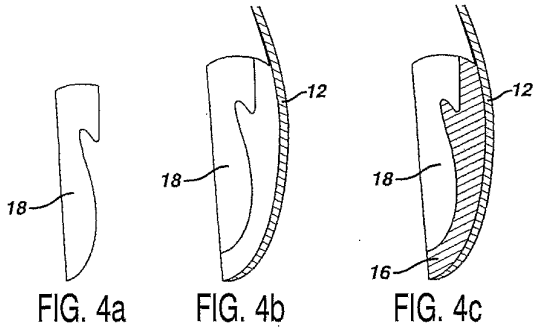


SUBSTITUTE SHEET (RULE 26)

WO 02/17297

PCT/EP01/09730

2/16



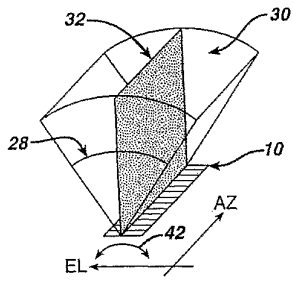


FIG. 6a

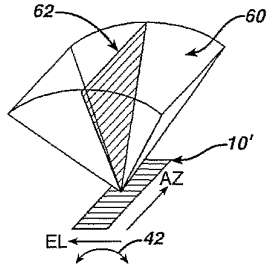


FIG. 6b

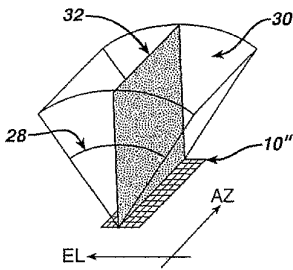


FIG. 7a

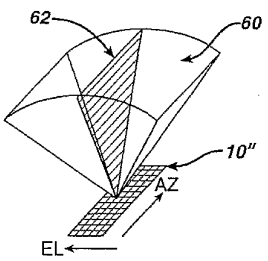


FIG. 7b

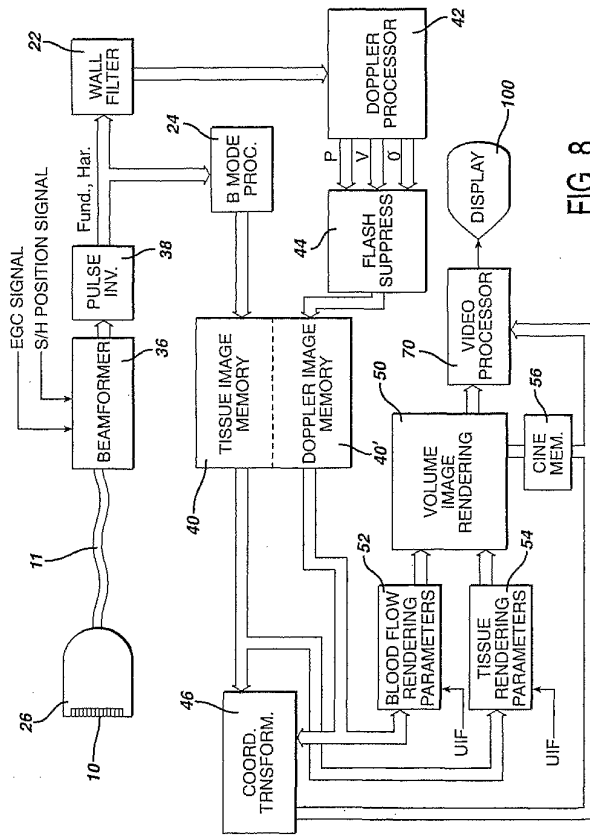


FIG. 8

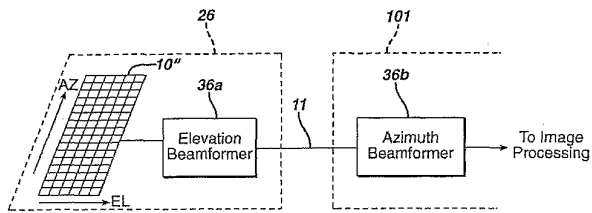


FIG. 9

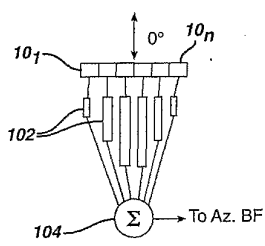


FIG. 10a

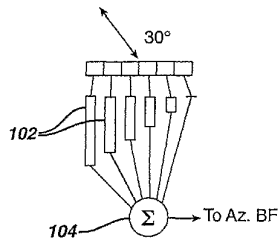


FIG. 10b

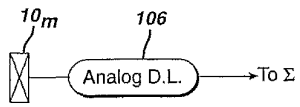


FIG. 11a

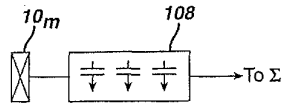


FIG. 11b

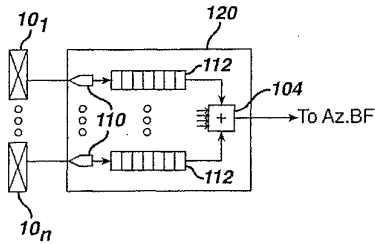


FIG. 11c

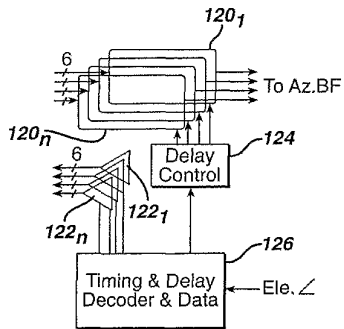


FIG. 12

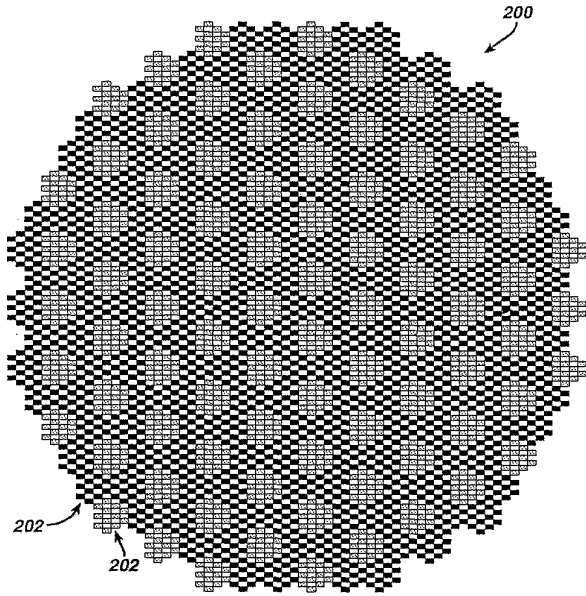


FIG. 13

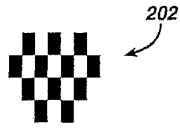


FIG. 14

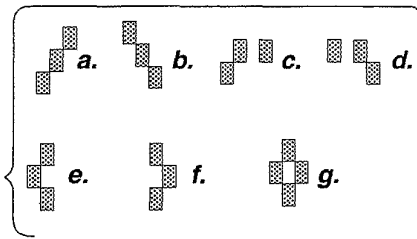


FIG. 15

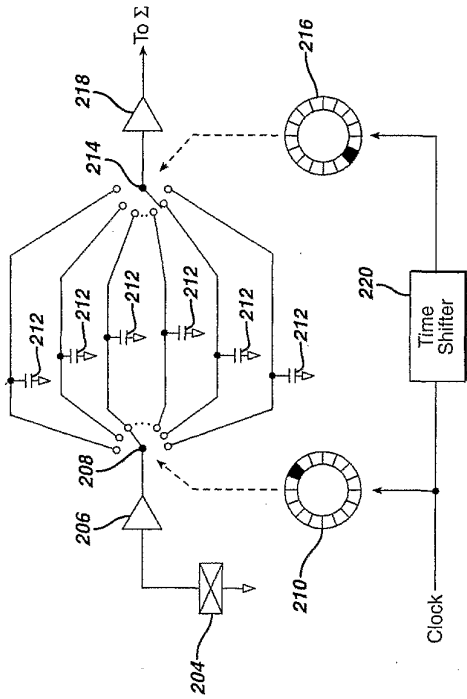
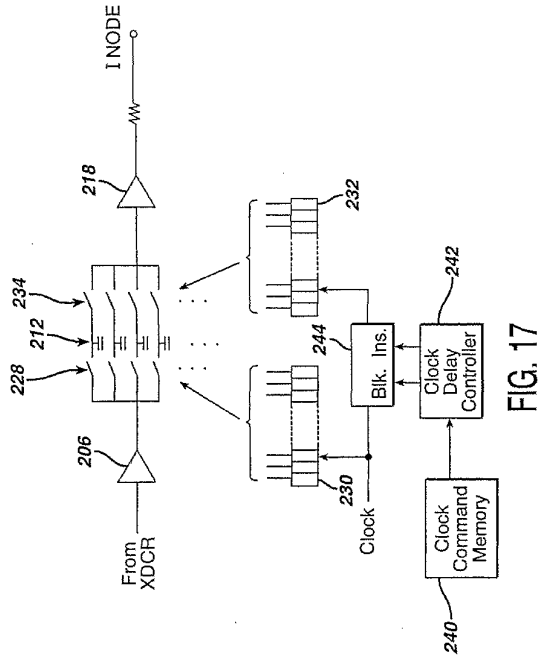


FIG. 16



WO 02/17297

PCT/EP01/09730

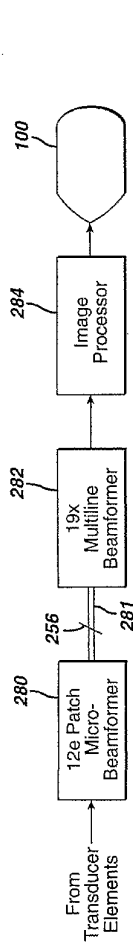


FIG. 18a

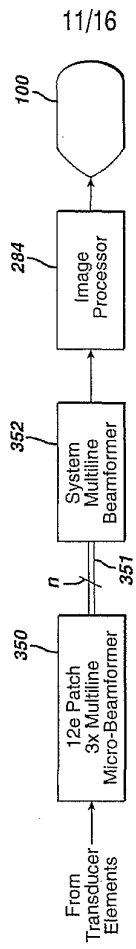


FIG. 18b

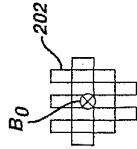


FIG. 18c

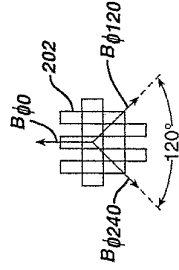


FIG. 18d

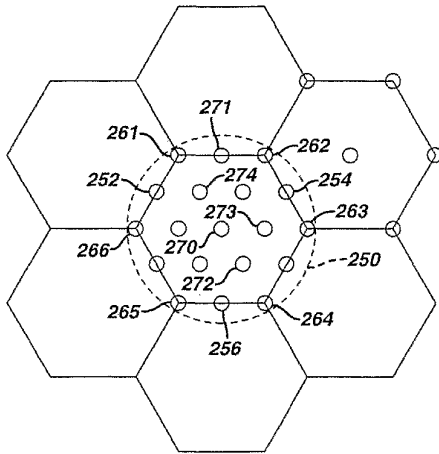


FIG. 19a

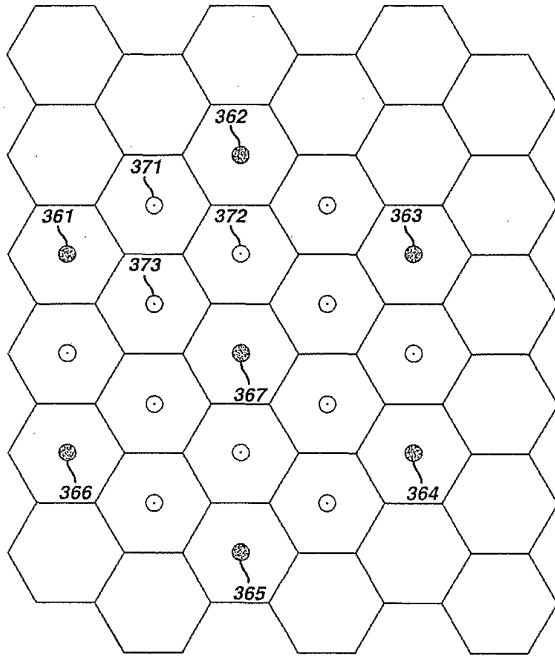


FIG. 19b

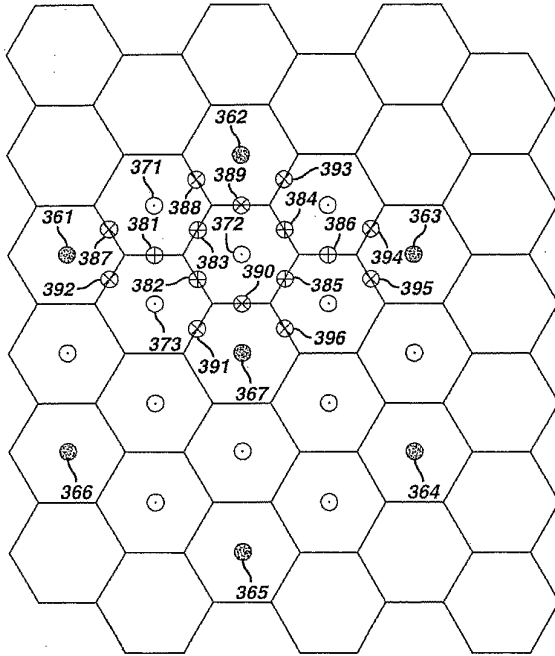


FIG. 19c

WO 02/17297

PCT/EP01/09730

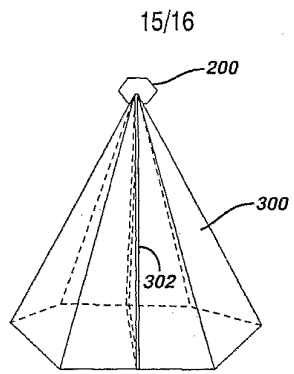


FIG. 20



FIG. 21

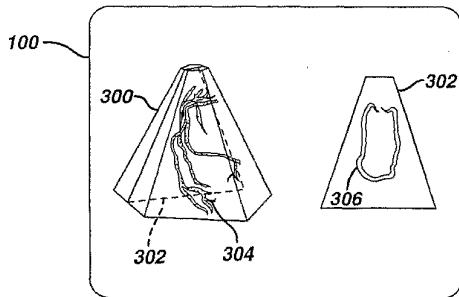


FIG. 22

WO 02/17297

PCT/EP01/09730

16/16

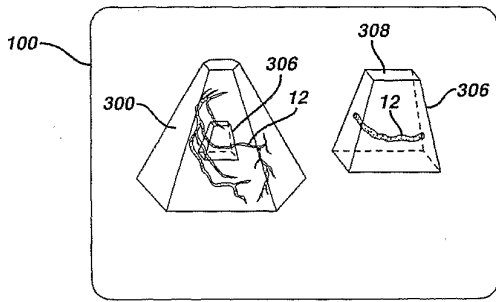


FIG. 23

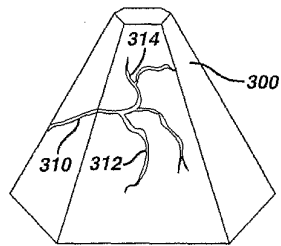


FIG. 24

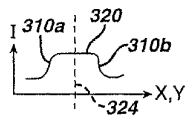


FIG. 25

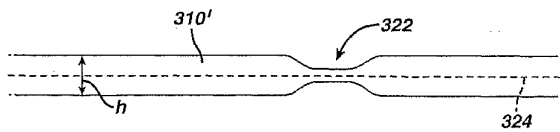


FIG. 26

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		Int. Application No. PCT/EP 01/09730
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC 7 610K11/34		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED		
Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) IPC 7 610K		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used) EPO-Internal, WPI Data, PAJ		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 5 365 929 A (PETERSON ROY B) 22 November 1994 (1994-11-22) column 5, line 46 - line 53 column 6, line 11 - line 44 ---	1, 9
A	US 4 644 795 A (AUGUSTINE LARRY J) 24 February 1987 (1987-02-24) column 4, line 17 - line 25 ---	1
A	EP 0 859 242 A (ATL ULTRASOUND INC ; ATLANTIS DIAGNOSTICS INTERNATI (US)) 19 August 1998 (1998-08-19) column 3, line 38 - column 5, line 43; claim 3; figures 2,3 --- -/--	1, 3-5, 9, 10
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of box C. <input checked="" type="checkbox"/> Patent family members are listed in annex.		
* Special categories of cited documents: *A* document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance *E* earlier document but published on or after the international filing date *L* document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) *O* document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means ** document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed *T* later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention *X* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone ** document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art. *G* document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search	Date of mailing of the international search report	
4 February 2002	12/02/2002	
Name and mailing address of the ISA European Patent Office, P.B. 5816 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel: (+31-70) 340-2040, Tx: 31 651 epo nl, Fax: (+31-70) 340-3016	Authorized officer Anderson, A	

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		Int'l Application No. PCT/EP 01/09730
C.(Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 6 050 942 A (PEDERSEN ROBERT H ET AL) 18 April 2000 (2000-04-18) column 3, line 58 -column 4, line 14; figure 2 -----	5

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International Application No.

PCT/EP 01/09730

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 5365929	A	22-11-1994	NONE
US 4644795	A	24-02-1987	EP 0210624 A2 04-02-1987 JP 2744982 B2 28-04-1998 JP 62027927 A 05-02-1987
EP 0859242	A	19-08-1998	US 5940123 A 17-08-1999 AU 5390798 A 20-08-1998 CA 2229190 A1 13-08-1998 CN 1214232 A 21-04-1999 EP 0859242 A1 19-08-1998 JP 10290801 A 04-11-1998 NO 980627 A 14-08-1998
US 6050942	A	18-04-2000	NONE

フロントページの続き

- (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
- (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 ベスケ, 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
- F ターム(参考) 4C301 AA02 BB13 BB22 EE10 EE11 GB10 HH13 HH38 JB29 JB35
JB43 JC01 KK17 KK18
4C601 BB03 BB05 BB06 EE07 EE09 GB01 GB03 GB06 HH14 HH22
HH31 JB01 JB28 JB34 JB45 JC01 JC25 JC26 KK21 KK22

专利名称(译)	内插扫描线的三维超声成像		
公开(公告)号	JP2004506497A	公开(公告)日	2004-03-04
申请号	JP2002521279	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		
[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	A61B8/00 G01S15/89 G10K11/34		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C301/AA02 4C301/BB13 4C301/BB22 4C301/EE10 4C301/EE11 4C301/GB10 4C301/HH13 4C301/HH38 4C301/JB29 4C301/JB35 4C301/JB43 4C301/JC01 4C301/KK17 4C301/KK18 4C601/BB03 4C601/BB05 4C601/BB06 4C601/EE07 4C601/EE09 4C601/GB01 4C601/GB03 4C601/GB06 4C601/HH14 4C601/HH22 4C601/HH31 4C601/JB01 4C601/JB28 4C601/JB34 4C601/JB45 4C601/JC01 4C601/JC25 4C601/JC26 4C601/KK21 4C601/KK22		
代理人(译)	伊藤忠彦		
优先权	09/645872 2000-08-24 US 09/912094 2001-07-23 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

已经描述了使用二维阵列换能器对体积区域成像的超声成像方法和设备。阵列在体积区域上扫描光束，并且通过波束成形在空间上形成各个光束。扫描线密度通过使用接收光束进行插值的附加扫描线增加。优选地，通过使用因子2个相关加权因子来采用线性插值，从而提供简单且快速的插值处理。

