

(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2005-508667

(P2005-508667A)

(43) 公表日 平成17年4月7日(2005.4.7)

(51) Int. Cl. ⁷	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/00	A 6 1 B 8/00	2 G 0 4 7
G 0 1 N 29/24	G 0 1 N 29/24 5 0 2	4 C 6 0 1
G 0 1 S 7/521	G 0 1 S 15/89 B	5 D 0 1 9
G 0 1 S 15/89	H 0 4 R 17/00 3 3 2 B	5 J 0 8 3
H 0 4 R 17/00	G 0 1 S 7/52 A	
審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 22 頁)		

(21) 出願番号 特願2003-509173 (P2003-509173)
 (86) (22) 出願日 平成14年6月26日 (2002.6.26)
 (85) 翻訳文提出日 平成15年12月24日 (2003.12.24)
 (86) 国際出願番号 PCT/IB2002/002674
 (87) 国際公開番号 W02003/003045
 (87) 国際公開日 平成15年1月9日 (2003.1.9)
 (31) 優先権主張番号 60/301, 282
 (32) 優先日 平成13年6月27日 (2001.6.27)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)
 (31) 優先権主張番号 09/919, 232
 (32) 優先日 平成13年7月31日 (2001.7.31)
 (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), CN, 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】 超音波トランスデューサ

(57) 【要約】

音響撮像システムが記載される。望ましいシステムは、トランスデューサ本体と結合するよう構成される保護カバーを含む。トランスデューサは、複数の個々に制御可能なトランスデューサ素子によって形成される2次元トランスデューサ素子マトリクスアレイを含む。保護カバーは、2次元マトリクスアレイ上に重ねられ、音響エネルギーに対して透明性がある。望ましくは、保護カバーは、患者の心地の悪さと、超音波技師に対する反復運動による損傷を減少させるよう形作られる。他の実施例は、成形された2次元トランスデューサ素子マトリクスアレイを含む。改善された超音波撮像方法もまた提供される。

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

2次元トランスデューサ素子マトリクスアレイを含み、トランスデューサ本体と結合するよう構成される保護カバーを有し、前記保護カバーは前記保護カバーに入射する音響エネルギーが前記保護カバーにより機械的に方向付けられるよう前記2次元トランスデューサ素子マトリクス上に重ねられ、前記トランスデューサ素子マトリクスアレイは前記保護カバー及び前記トランスデューサ本体に入れられる、トランスデューサと、

前記保護カバーを通る音響エネルギーが電子的に合焦されるよう、前記2次元トランスデューサ素子マトリクスアレイが音響エネルギーを時間が経つにつれて前記保護カバーを通るよう発生及び送信し、複数の個別化された励起信号を時間が経つにつれて前記複数のトランスデューサ素子へ与えるよう構成される前記トランスデューサに結合される画像処理システムとを含む、

10

音響撮像システム。

【請求項 2】

前記保護カバーは音響材料を含み、前記音響材料は撮像されるべき体の音響インピーダンスに対応する音響インピーダンスを示す、請求項1記載の音響撮像システム。

【請求項 3】

前記2次元トランスデューサ素子マトリクスアレイの少なくとも1つの次元は湾曲する、請求項1記載の音響撮像システム。

【請求項 4】

前記保護カバーは不均一な厚さで構成される、請求項1記載の音響撮像システム。

20

【請求項 5】

前記保護カバーは、約 1.3 Mrayl 乃至 1.7 Mrayl の音響インピーダンスを有する、請求項1記載の音響撮像システム。

【請求項 6】

前記保護カバーは、組織係合面を有するトランスデューサ係合部を有し、前記トランスデューサ係合部の端は、トランスデューサ本体と係合するよう構成され、前記組織係合面は略円筒状の面の一部を形成する、請求項1記載の音響撮像システム。

【請求項 7】

前記組織係合面は、略球面の一部を形成する、請求項6記載の音響撮像システム。

30

【請求項 8】

前記トランスデューサ本体は操作者の手で把持されるよう人間工学に基づいて適合される、請求項1記載の音響撮像システム。

【請求項 9】

前記保護カバーは、超音波技師が反復運動による障害を患う可能性を減少させる形状を有する、請求項1記載の音響撮像システム。

【請求項 10】

前記画像処理システムは、前記保護カバーによって生ずる不均一な音響遅延について補償することにより、送信された音響エネルギーをターゲットにおいて電子的に合焦する、請求項1記載の音響撮像システム。

40

【請求項 11】

前記電子的補償は、前記ターゲット点の位置の関数である、請求項10記載の音響撮像システム。

【請求項 12】

前記画像処理システムは、複数のトランスデューサ素子から複数の個別化された受信モード信号を受信し、前記受信モード信号は、前記保護カバーを横切る前記2次元トランスデューサ素子マトリクスアレイの複数のトランスデューサ素子における入射音響エネルギーを表す、請求項1記載の音響撮像システム。

【請求項 13】

前記画像処理システムは、前記保護カバーを通して受信される前記音響エネルギーを電

50

子的に合焦する、請求項 1 2 記載の音響撮像システム。

【請求項 1 4】

電子的合焦は、前記保護カバーによって生ずる前記不均一な音響遅延について補償する、請求項 1 3 記載の音響撮像システム。

【請求項 1 5】

前記電子的補償は、前記ターゲット点の位置の関数である、請求項 1 3 記載の音響撮像システム。

【請求項 1 6】

撮像されるべき体の音響ウィンドウへアクセスする手段を更に含む、請求項 1 5 記載の音響撮像システム。

10

【請求項 1 7】

前記アクセス手段は、前記トランスデューサを患者の体の隣り合う肋骨の間に配置することを含む、請求項 1 6 記載の音響撮像システム。

【請求項 1 8】

2次元トランスデューサ素子マトリクスアレイを有し、トランスデューサ本体と結合するよう構成される保護カバーを有し、前記保護カバーは前記保護カバーから前記体の中へ送信される音響エネルギーが前記保護カバーにより機械的に方向付けられるよう前記2次元トランスデューサ素子マトリクス上に重ねられ、前記2次元トランスデューサ素子マトリクスアレイ及び前記保護カバーは患者の心地の悪さを減少させるよう形作られる、トランスデューサとを与える段階と、

20

前記保護カバーを横切る音響送信波動を電子的に合焦するよう前記2次元トランスデューサ素子マトリクスアレイの個々のトランスデューサ素子を個々に制御するよう複数の時間遅延された送信信号を発生する段階と、

前記保護カバーを横切る音響受信エコーを電子的に合焦するよう前記2次元トランスデューサ素子マトリクスアレイの前記個々に制御可能な個々のトランスデューサ素子において複数の時間遅延された応答信号を受信する段階とを含む、

患者を音響的に撮像する方法。

【請求項 1 9】

画像を発生するために前記反射された音響エコーを処理する段階を更に含む、請求項 1 8 記載の方法。

30

【請求項 2 0】

患者の音響ウィンドウにアクセスする段階と、

音響エネルギーを、前記保護カバーを通して、前記音響ウィンドウを介して前記患者の中へ送信する段階を更に含む、請求項 1 8 記載の方法。

【請求項 2 1】

前記発生する段階及び受信する段階は、

前記音響エネルギーを正面次元で電子的に合焦する段階と、

前記音響エネルギーを横次元で電子的に合焦する段階とを更に含む、請求項 1 8 記載の方法。

【請求項 2 2】

前記音響ウィンドウにアクセスする段階は、前記患者の隣り合う肋骨の間に形成される音響ウィンドウを含む、請求項 2 0 記載の方法。

40

【発明の詳細な説明】

【発明の詳細な説明】

【0001】

[関連出願に対する相互参照]

本願は、ここに全体として参照として組み入れられる、2001年6月27日出願の「改善された超音波トランスデューサ (IMPROVED ULTRASOUND TRANSDUCER) 」なる名称の同時継続中の米国特許仮出願第 60 / 301 , 282 号に基づいて優先権を主張する。

50

【 0 0 0 2 】

[技術分野]

本発明は、概して音響撮像法に関する。より特定的には、本願は、2次元トランスデューサ素子アレイを有するトランスデューサを用いる超音波撮像システム及び方法に関する。

【 0 0 0 3 】

[背景技術]

超音波撮像システムは、多くの医学専門分野で重要な診断器具となっている。超音波撮像システムの1つの重要な利点は、リアルタイム走査である。例えば、超音波撮像システムは、非常に高速に画像を生成しうるため、超音波技師は、リアルタイムのインタラクティブな視覚的なフィードバックとともに、内臓を走査することができ、又は血流といった体の中の動きを見分けることができる。このことは、超音波技師が、関心となる構造を検査し、リアルタイムで検査を変更し、それにより診断の質と患者に対する処理能力の両方を改善することを可能とする。

10

【 0 0 0 4 】

リアルタイムのインタラクティブな視覚的なフィードバックという利点のほかに、超音波技師はなおシステム解像度に関心がある。超音波撮像システムでは、システム解像度はシステムの合焦能力に依存する。次に、合焦能力は、超音波撮像システムに関連するプローブ中のトランスデューサ素子アレイの有効開口に依存する。現在のところ、リアルタイムの超音波撮像システムのためにトランスデューサ素子アレイの2種類の配置が用いられている。

20

【 0 0 0 5 】

1つの配置は、単一のトランスデューサ素子又はトランスデューサ素子の環状アレイを含む。このトランスデューサアレイ素子の配置を用いる超音波撮像システムは、関心領域に亘って音響ビームを掃引するときにプローブの機械的な動きに依存する。

【 0 0 0 6 】

トランスデューサアレイ素子の第2の配置は、トランスデューサ素子の音響出力中に電氣的に生ずる時間遅延を生じさせる電気回路によって作動されるトランスデューサ素子のアレイを含む。これらの時間遅延は、測定可能な位相遅延を生じさせ、この位相遅延はトランスデューサ素子アレイによって生ずる音響ビームを操縦 (s t e e r) 及び/又は合焦させる。

30

【 0 0 0 7 】

トランスデューサアレイ素子用の送信パルスを発生する電子回路と送信パルスを受信するトランスデューサアレイ素子の間のリンクは、ビームフォーマチャネルと称される。トランスデューサ素子アレイによって生ずる音響ビームの電氣的な操縦及び/又は合焦は、変化する厚さを有する有効な保護カバーを作るよう、ビームフォーマチャネル毎に、送信パルスを電氣的に遅延することによって達成される。

【 0 0 0 8 】

(a) 超音波プローブを処理システムと接続するケーブルの寸法及び複雑性、並びに、(b) 適正な価格の超音波システムの中で利用可能なビーム形成チャネルの数に関する制限により、電氣的な合焦は横 (l a t e r a l) 方向 (撮像平面に対して平行な方向) に限られていた。正面 (e l e v a t i o n) 方向 (撮像平面に対して垂直な方向) での合焦は、一定の曲率の機械的レンズをプローブ面に置くことによって達成された。

40

【 0 0 0 9 】

正面合焦における従来の変更は、プローブ開口及び/又は機械的レンズの性質を変化させることによって成されてきた。周波数を変更させることは焦点深さを変化させることが知られているが (より高い周波数はより低い周波数よりも深い焦点を生じさせる) 、より高い周波数は組織中ではより低い周波数よりも速く減衰されるため、焦点深さを変化させるために周波数を変化させるのは有利であるとは考えられていない。

【 0 0 1 0 】

50

従って、トランスデューサ素子アレイの正面合焦を変化させるために、正面径を変化させること及び/又はトランスデューサ素子アレイに関連するレンズの有効曲率を変化させるべきであることが知られている。例えば、深い器官を撮像するとき、レンズは大きい径を有し緩い曲率を有するべきであり、より浅い対象を撮像するとき、レンズはより小さい径とよりきつい曲率を有するべきである。

【0011】

知られているように、超音波プローブ中のトランスデューサアレイ素子は、1次元(1D)アレイ、1.5次元(1.5D)、又は2次元(2D)のアレイとして(一般的な1Dトランスデューサアレイ素子の寸法は、横方向に0.5波長のオーダであり、正面方向に50波長のオーダである。1Dアレイでは、トランスデューサ素子は、一般的には、正面方向に1列の素子で、横方向に置かれる。従来の位相線形アレイは及び湾曲したアレイは、一般的には1Dトランスデューサ素子アレイとして考えられる。

10

【0012】

1.5Dアレイでは、トランスデューサ素子は、横方向と正面方向の両方に取り付けられるが、制御及びデータ電気接続は正面の中心回りに対称に接続され、1.5Dアレイによって生ずる音響ビームは横方向にのみ操縦されうる。2Dアレイでは、トランスデューサ素子は横方向と正面方向の両方に配置され、電気接続は、両方の方向に配置されたトランスデューサ素子へ、送信/受信制御及び励起信号の両方を与える。2Dアレイによって生ずる音響ビームは、2方向に操縦及び合焦されうる。2Dアレイ超音波プローブの例は、米国特許第5,186,175号に記載されている。

20

【0013】

2Dアレイ撮像の利点は周知である。例えば、かかる利点は、2つの次元(例えば横(lateral)及び正面(elevation))に電子的に操縦すること、改善された正面合焦による向上された解像度、及び伝搬速度の正確な比較を通じた改善された位相収差補正を含む。2Dトランスデューサに関連する自由度及び向上された解像度は、音響ビームを機械的に合焦するよう形作られた音響レンズに対する必要性をなくした。しかしながら、トランスデューサ素子は、なお保護される必要がある。従って、2Dトランスデューサの面は、比較的平坦な音響的に透明性の材料の層で構成される。

【0014】

超音波技師は、超音波トランスデューサを体に対して正しく位置決めすることによって体の中の領域の画像を取得しうる。診断上の価値がある画像を取得するため、超音波技師は、プローブを患者に対して滑らせ、回転させ、及び/又は傾斜させることによってプローブの位置を操作する必要がある。

30

【0015】

2Dトランスデューサで用いられるような平坦なトランスデューサ面は、曲面を有するトランスデューサよりも患者の体の構造に対する接触が少ないため、画質を低下させる。より特定的には、平坦なトランスデューサ面は、スプリアスな反射を生じさせ、音響開口の部分の阻止する。平坦な面を有するよう構成されるトランスデューサに関する他の不利な点は、このようなトランスデューサは、患者の心地の悪さを生じさせうる鋭い縁部を有するか、トランスデューサはより丸い縁を可能とするために幅の広すぎるフットプリントを有することである。

40

【0016】

幅の広すぎるフットプリントを有するものとして構成されるトランスデューサは更に、トランスデューサ面と患者の間の接触を悪くし、これにより超音波技師はトランスデューサ面と患者の間の接触を改善させるためにトランスデューサの縦軸に沿ってより大きい圧力を加える必要が生ずる。超音波技師によって与えられる圧力の増加は、患者の心地の悪さを生じさせるとともに、超音波技師に対して反復運動による障害を生じさせる。トランスデューサ面と患者の間の適切な接触を維持することが特に問題である1つの領域は、肋間心臓及び胸部撮像である。一般的に、これらの適用に対しては、トランスデューサ筐体は、改善された正面合焦による期待される強調された解像度のために選択されるトランス

50

デューサ素子の 2D アレイを含む。

【0017】

従って、従来のトランスデューサに関する上述の及び/又は他の欠点を扱う改善されたトランスデューサが必要とされる。

【0018】

[発明の概要]

改善された超音波トランスデューサの実施例は、音響撮像システムを与えるものと解釈されうる。望ましい実施例では、システムは、トランスデューサ本体と結合するよう構成される成形された保護カバーを含む。保護カバーは、少なくとも部分的に、その材料を通過する超音波エネルギーを撮像されるべき体の中へ向きを変える音響性質を示す材料から形成される。成形された保護カバーは、患者の心地よさ、増加された音響ウィンドウを与え、超音波技師に対する反復運動による障害の発生を減少する。改善されたトランスデューサとともに構成された超音波撮像システムは、保護カバーを横切る音響エネルギーを電子的に合焦する。

10

【0019】

本発明の他の実施例もまた、例えば患者を音響的に撮像する方法を与えるものと解釈されうる。望ましい方法は、(1)少なくとも部分的に音響合焦材料で形成される成形された保護カバーを有するトランスデューサを与える段階と、(2)保護カバーからの音波を伝搬させる段階と、(3)撮像されるべき体の中の構造から反射される音波を受波する段階と、(5)受波した音波を電気信号へ変換する段階と、(5)画像を生成するよう電気信号を処理する段階とを含む。

20

【0020】

改善された超音波トランスデューサの他のシステム、方法、及び特徴は、当業者によれば以下の図面及び詳細な説明を調べることにより明らかとなる。全てのかかる更なるシステム、方法、及び特徴は、本願に含まれ、改善された超音波トランスデューサの範囲に含まれ、特許請求の範囲によって保護される。

【0021】

[図面の簡単な説明]

改善された超音波トランスデューサは、添付の図面を参照してより良く理解されうる。図中の構成要素は、必ずしも縮尺が正しいものではなく、トランスデューサの原理を明確に示すために強調されたものでありうる。更に、幾つかの図を通じて、同様の参照番号は対応する部分を示す。

30

【0022】

[詳細な説明]

従来の 1次元 (1D) フェーズド・アレイ・トランスデューサは、一般的にトランスデューサから送信される音響ビームを合焦するレンズを組み入れた超音波撮像に用いられる。特に、かかるレンズの機械的な形態は、正面次元でトランスデューサからの音響ビームを合焦するよう選択される。正面次元はまた、例えばトランスデューサのアレイにおいて凹状の形を実施することによって機械的に合焦されうる。横次元は、一般的には電子的に合焦される。

40

【0023】

例えば、従来の 1D フェーズド・アレイ・トランスデューサは、体、例えば人体、の中の送信された音響エネルギーの合焦を促進するレンズを用いる。しばしば、かかるレンズの材料は、人体の音響速度 (約 1.5 mm / マイクロ秒) よりも低い音響速度を有する。このような場合、超音波トランスデューサによって音響レンズを通して体の中へ伝搬される音響エネルギーは、体の中で収束又は合焦する傾向がある。従来の 1D トランスデューサから送信される音響エネルギーの体の中での合焦を、図 1 に概略的に示す。

【0024】

図 1 中、代表的な音波 12、14、16、18 及び 20 は、合焦レンズ 24 を介してトランスデューサ 22 から送信されたものとして示される。図示するように、音波は、少なく

50

とも部分的には、レンズ24の材料により体30の中へより深く伝搬するにつれて合焦する傾向がある。

【0025】

知られているように、音響エネルギーは、例えば、音響エネルギーがそれを通して伝搬する材料の音響速度及び音響インピーダンスに依存して様々な速度及び様々な波面形状で伝搬する。例えば、レンズ材料の音響速度が体の音響速度に近ければ近いほど、入射角においてトランスデューサから体の中へ送信されるエネルギーは近くなる。更に、レンズ材料の音響インピーダンスが体の音響インピーダンスに近くなればなるほど、より多くの音響エネルギーがトランスデューサから体の中へ送信される。

【0026】

図2に示すように、撮像システムの望ましい実施例200は、トランスデューサプロブ(「トランスデューサ」)202を組み入れている。例として、トランスデューサ202は、2次元(2D)フェーズド・アレイ・トランスデューサでありうる。トランスデューサ202は、画像処理システム204と電気的に結合される。画像処理システム204は、トランスデューサ202がトランスデューサ面207の回りに2Dアレイとして配置された複数のトランスデューサ素子を介して音響エネルギーを送信することを可能とするよう、トランスデューサ202へ様々な信号を与える。送信された音響エネルギーと反射された音響エコーとは、音響的に透明な材料から製造される保護カバー206を横切ってもよい。トランスデューサ202は、反射された音響エコーを画像処理システムへ戻される電気信号へ変換する。

10

20

【0027】

保護カバー206は、トランスデューサ本体208のノーズ(nose)部210によってトランスデューサ本体208に対する所定の位置に維持される。特に、保護カバー206は、少なくとも部分的にノーズ部210によって画成される開口(図示せず)内に座するよう適合される。しかしながら、様々な他の形態が使用されうる。

【0028】

従来技術のトランスデューサでは、保護カバー206は、音響的に非合焦レンズとして構成される。より特定的には、保護カバー206は、選択された材料から形成され及び/又は、音響エネルギーを実質的に機械的に合焦することなく、音響エネルギーが例えば人体といった体の中へ伝搬することを可能とする特定形状を示す。例えば、超音波トランスデューサ200の従来技術の実施例は、少なくとも部分的に音響一致(acoustic matching)材料から形成される保護カバー206を含みうる。かかる音響一致材料は、望ましくは、一般的な体の音響速度及び音響インピーダンスに略一致する音響速度及びインピーダンスを示す。

30

【0029】

他の従来技術の実施例では、非合焦は、トランスデューサ面207を平坦又は凸状に湾曲させること、及び、保護カバー206の音響経路上にある部分の均一な厚さを維持することによって達成される。例えば、約1.4mm/マイクロ秒乃至約1.6mm/マイクロ秒の範囲内の音響速度を示す材料は、医療診断用途の音響一致材料と考えられうる。音響一致材料はまた、望ましくは約1.3Mrayl乃至約1.7Mraylの範囲の音響インピーダンスを示す。

40

【0030】

幾つかの実施例では、音響的に非合焦の保護カバー206は、特に、ブタジエン、スチレンブタジエン、及び/又は、ゴム及び/又はポリマーの関連するクラスから形成される。これらの材料は、一般的には2MHzで約3dB/cm、5MHzでは約8dB/cmで音響エネルギーを減衰する。知られているように、シリコンといった従来のレンズ材料は、2MHzで約9dB/cm、5MHzでは約33dB/cmで音響エネルギーを減衰する。

【0031】

尚、当業者は、個々には音響一致材料とは考えられない複数の材料から形成される保護

50

カバー 206 を与えることを選択しうる。しかしながら、改善された超音波トランスデューサのために、一緒には音響一致性質を示す材料の組合せ、例えば約 1.4 mm / マイクロ秒乃至約 1.6 mm / マイクロ秒の範囲内の音響速度と約 1.3 Mrayl 乃至約 1.7 Mrayl の範囲の音響インピーダンス、が考えられる。

【0032】

音響的に非合焦の保護カバー 206 を設けることにより、撮像システム 200 は、横次元及び正面次元の両方で電子的な合焦に適した患者の体の中への音響エネルギーの送信を可能とする。特に、撮像システム 200 は、比較的感度の高い電子的な合焦を生じさせる音響ビームを与えうる。これは、機械的に合焦されるレンズを用いる他の超音波撮像システムと比較して改善されたズーム撮像機能を容易とする。また、音響的に非合焦の保護カバー 206 を用いる撮像システムは、コントラスト撮像用途に特に良く適した音響ビームを与えうると考えられる。以下詳述するように、改善された撮像システムは、少なくとも部分的に音響一致材料で形成される保護カバー 206 の様々な形を含みうる。

10

【0033】

従来技術の不利な点は、非合焦保護カバー 206 が望ましくないかもしれないことである。例えば耐久性、耐化学性、及び生体適合性といった他のトランスデューサ要件を満たす適当な音響一致材料は、入手可能でないか、又は過剰な開発努力を必要とすることがある。更に、トランスデューサ 202 と患者の間に接触を維持するための要件は、音響エネルギーの実質的な合焦を生じさせる保護カバー表面の形状を決定しうる。改善された超音波トランスデューサ 202 は、保護カバー 206 の合焦特性を電子的に補償することにより超音波撮像の技術を進歩させる。

20

【0034】

ここで図 3 を参照するに、画像処理システム 204 の望ましい実施例について詳述する。図 3 は、望ましいシステムの全ての構成要素を必ずしも示したのではなく、そのかわりに、本願のシステム及び / 又は方法に最も関連の深い構成要素が強調されていることが認められよう。

【0035】

図 3 に示すように、画像処理システム 204 は、画像処理システム 204 の T/R スイッチ 302 に電氣的に接続される改善されたトランスデューサ 202 を含む。T/R スイッチ 302 は、トランスデューサ 202 を、送信モード又は受信モードのいずれかとする。送信モードでの動作中にトランスデューサ 202 を介した音響エネルギーの送信を容易とするため、画像処理システム 204 は、様々な送信信号の送信周波数 f_0 と振幅を設定する送信ビームフォーマ 304 を含む。送信ビームフォーマ 304 は、様々な送信された信号線が発生する送信波形変調器 306 と通信する。図 3 に示すように、送信ビームフォーマ 304 及び送信波形変調器 306 は、中央制御器 310 の制御の下で動作する。

30

【0036】

受信モードでの動作中のトランスデューサ 202 を介した音響エネルギーの受信を容易とするため、画像処理システム 204 は、トランスデューサ 202 から受信したアナログ信号をデジタル信号へ変換する A/D 変換器 312 を含む。例えば RF フィルタであるデジタルフィルタ 314 は、受信されたデータから、所望の受信帯域外の信号をフィルタリングする。次に、受信ビームフォーマ 316 は、受信された超音波エコーを表すフィルタリングされたデジタル信号を受信する。

40

【0037】

受信ビームフォーマ 316 は、A/D 変換器 312 から多数のデジタルエコー波形（トランスデューサ素子の 2D アレイからの複数組のトランスデューサ素子に対応する）を受信するよう設計されうる。受信ビームフォーマ 316 は、単一の音響線を形成するために多数のデジタル化されたエコー波形を組み合わせ得る。このタスクを達成するために、受信ビームフォーマ 316 内の複数の並列な処理チャンネルは、異なる時間量だけ別々のエコー波形を遅延し、合成デジタル音響線を形成するために、遅延された複数の波形を足し合わせうる。更に、受信ビームフォーマ 316 は、時間に亘って連続する別々の音響

50

線に対する一連のデータの集合を受信し、パイプライン処理方式でデータを処理しうる。

【0038】

画像プロセッサ318は、適当な種類のランダムアクセスメモリ(RAM)を含んでもよく、受信ビームフォーマ316から一連の合成デジタル音響線を受信するよう構成されうる。音響線は、3次元座標空間内で定義されうる。画像プロセッサ318は、受信されフィルタリングされた音響線内の画像情報を数学的に操作するよう構成されうる。更に、画像プロセッサ318は、信号操作のために時間に亘ってデータの音響線を蓄積するよう構成されうる。これに関して、画像プロセッサ318は、表示用の画素を生じさせるためにRAMに格納されたデータを変換するためのスキャンコンバータを更に含む。一旦画像フレーム全体(即ち、単一のビュー内の一組の全ての音響線、又は表示されるべき画像/ピクチャ)がRAMによって蓄積されると、各スキャンコンバータはRAM中のデータを処理しうる。

10

【0039】

例えば、受信されたデータが、エコー情報の相対位置を定義するために極座標を用いてRAM中に格納されれば、スキャンコンバータは、極座標データを、ラスタスキャン可能なプロセッサを介してラスタスキャンされることが可能な直角(直交)データへ変換しうる。超音波撮像システム204は、複数の超音波画像面に関連する複数の画像フレームを形成するために受信、エコー復元、及び画像処理機能を完了した後、図3に示すように、エコー画像データ情報をビデオプロセッサ320へ転送しうる。

【0040】

ビデオプロセッサ320は、エコー画像データ情報を受信するよう設計されえ、画像情報をラスタスキャンするよう構成されうる。ビデオプロセッサ320は、表示装置322へ転送されうる画素(即ちピクセル)を生成する。更に、画素は、ビデオメモリ装置(図示せず)へ転送されうる。ビデオメモリ装置は、デジタルビデオディスク(DVD)プレーヤ/レコーダ、コンパクトディスク(CD)プレーヤ/レコーダ、ビデオカセットレコーダ(VCR)、又は他のビデオ情報格納装置を含む。従来技術で知られているように、これらのビデオメモリ装置は、リアルタイム以外でユーザ/操作者によって見ること(viewing)及び/又はデータ収集後の画像処理を可能とする。

20

【0041】

図3に更に示すように、表示装置322は、ビデオプロセッサ320から画素(即ちピクセルデータ)を受信し、超音波画像を見るために適切な表示画面又は他のイメージング装置(例えばプリンタ/プロッタ)を駆動するよう構成されうる。

30

【0042】

図3に示す画像処理システム204の多くの変形例は、改善された超音波トランスデューサ202と共に動作可能であり得る。例えば、受信ビームフォーマ316は、2つの部分、即ち、図3に示すように、T/Rスイッチ302とA/D変換器312(図示せず)の間のアナログ部分と、デジタルフィルタ314の後に置かれるデジタル部分へ分けられうる。

【0043】

ここで、トランスデューサ制御システム400を示す概略図である図4を参照する。トランスデューサ制御システム400は、2次元トランスデューサ素子アレイ402を制御する。2次元トランスデューサ素子アレイ402は、複数の超音波トランスデューサ素子を含み、それらのうちの典型的なものを参照番号408、412、及び414を用いて示す。超音波トランスデューサ素子408、412、及び414は、行と列に配置され、それらのうちの典型的なものを参照番号404及び406を夫々用いて示す。このような形態は、マトリックスアレイと称されることがある。しかしながら、他のトランスデューサ素子形態が可能である。

40

【0044】

図4では、超音波トランスデューサ素子の平坦な8×14アレイを示すが、本発明の概念は、超音波トランスデューサ素子が2つの次元のうち的一方又は両方に湾曲する形態を

50

含む、任意の2次元超音波トランスデューサ素子アレイ形態に適用可能であることを述べておく。例えば、円筒状、球状、トロイド状、又は他の湾曲した面を有する2次元トランスデューサ素子アレイが可能であり、図4に示す平坦な2次元トランスデューサ素子アレイ402に関連するものに対してわずかに修正されたビーム形成を使用しうる。

【0045】

2次元トランスデューサ素子アレイ400の各素子408、412、及び414は、個々に制御可能である。特に、各トランスデューサ素子408、412、及び414は、送信素子として、また受信素子として機能しうるものであり、個別とされた制御信号を夫々受信する。例えば、超音波トランスデューサ素子408は、配線416を介して送信/受信(T/R)スイッチ418に電気的に結合される。T/Rスイッチ418は、トランスデューサ素子408が送信モード及び受信モードで機能することを可能とするよう中央コントローラ310からの信号(図示せず)によって制御される。

10

【0046】

トランスデューサ素子408が送信モードで使用されるとき、トランスデューサ素子408は、配線424と可変増幅器422を介して配線426を通じて送信ビームフォーマ304からの送信パルスを受信する。可変増幅器422は、トランスデューサ素子408へ印加される送信パルスの特性を定義するために使用され、配線430を介して振幅制御器420によって制御される。簡単化のために省略するが、2次元トランスデューサ素子アレイ402中の各素子は同様に制御可能な可変増幅器を含む。

【0047】

トランスデューサ素子408が受信モードで使用されるとき、トランスデューサ素子408の表面に当たる超音波エネルギーは電気信号へ変換される。電気信号は、配線416を介して、受信信号が可変利得増幅器446へ印加されるようT/Rスイッチ418(ここでは中央制御器310からの制御信号の動作によって配線444に接続されている)を通じて通信される。可変利得増幅器446は、電気受信信号を増幅し、配線448を通じて信号を遅延素子484へ供給する。

20

【0048】

同様にトランスデューサ素子412は、配線436を介して送信パルスを受信し、配線438を介して可変利得増幅器442へ受信信号を供給する。可変利得増幅器442は、配線458を介して遅延素子482へ受信信号を供給する。同様に、トランスデューサ素子414は、スイッチ456及び配線454を通じて配線458を介して送信信号を受信し、一方、受信信号は、スイッチ456及び配線462を通じて配線454を介して可変利得増幅器464へ渡される。可変利得増幅器464は、増幅された受信信号を配線466を通じて遅延素子478へ供給する。2次元トランスデューサ素子アレイ402中の各素子はこのように制御されることにより、2次元トランスデューサ素子アレイ402中の各素子に亘る完全な制御を可能とする。

30

【0049】

可変利得増幅器462、442、及び446、並びに、遅延素子478、482、及び484は全て、受信ビームフォーマ316内に含まれる。受信ビームフォーマ316は、3つの可変利得増幅器と3つの遅延素子のみを有するものとして図示されているが、2次元トランスデューサ素子アレイ402中の各トランスデューサ素子に対して十分な増幅器及び遅延素子回路(及び他の処理回路)を含む。更に、受信ビームフォーマ316によって様々な多重化、副ビーム形成、及び他の信号処理技術が実行されうる。しかしながら、図示の簡単化のため、図2中の受信ビームフォーマ316は、3つだけの遅延素子を含む。受信ビームフォーマ316中の各増幅器は、中央制御器310からの配線480を介した信号によって制御される。配線480上の信号は、各可変利得増幅器464、442、及び446によって印加される受信利得を決定する。各増幅器によって印加される利得は変化しうる。同様に、各遅延素子478、482、及び484は、配線474を介した中央制御器310からの信号によって作動する。この制御信号は、各遅延素子478、482、及び484が夫々の受信信号に与える遅延の量を決定する。このようにして、2次元

40

50

トランスデューサ素子アレイ 402 中の各トランスデューサ素子は夫々の可変利得増幅器 442、446 及び 464 と制御回路とを含むため、受信開口は、高い精度で制御されうる。

【0050】

遅延素子 478、482、及び 484 の出力は、夫々、配線 486、488 及び 492 を介して加算素子 494 へ供給される。加算素子 494 は、各遅延素子の出力を結合し、ビーム形成された信号を画像プロセッサ 318 (図示せず) といった更なる処理素子へ配線 496 を通じて供給する。他の形態では、可変利得増幅器 464、442、及び 446 は、夫々、遅延素子 478、482、及び 484 の後に配置されうる。更に、遅延素子 478、482、及び 484 の出力はサブアレイへと結合され、可変利得は、サブアレイ信号が加算素子 494 の前の夫々の遅延を通る前又は後に各サブアレイに印加されうる。

10

【0051】

重要なことには、個々に制御可能なトランスデューサ素子 408、412、及び 414 を有する 2 次元トランスデューサ素子アレイ 402 は、発せられる超音波パルスパターンを 2 つの次元で可変とする。特に、2 次元トランスデューサ素子アレイ 402 は、アレイ内の各素子の位置に対して制御されうる。開口全体に亘って制御を完了した後、2D トランスデューサ素子アレイ制御システム 400 は、開口のビームプロットが高い精度で制御されることを可能とする。

【0052】

送信ビームフォーマ 304 及び受信ビームフォーマ 316 で使用される遅延の計算は、例えば撮像されるべき体 30 の中の何らかの構造でありうるターゲット 1002 において画像を合焦することが望まれる図 10 を参照して理解されうる。この場合、2 次元トランスデューサ素子アレイ 402 からの送信された音響エネルギーはターゲット 1002 において合焦され、受信ビームフォーマ 316 はターゲット 1002 において受信感度を最大化するよう受信した音響エネルギーを合焦する。ターゲット 1002 上に合焦された音響エネルギーを送信するために、中央制御器 310 は、配線 468 を介して 2 次元トランスデューサ素子アレイ 402 の各素子に対して送信ビームフォーマ 304 への遅延制御信号と、遅延のための時間基準を与える同期信号とを与えうる。送信ビームフォーマ 304 は、例えば配線 425、可変利得増幅器 422、配線 424、T/R スイッチ 418、及び配線 416 を介して同期パルスの後にビーム形成遅延 T_{BF} の後に 2 次元トランスデューサ 402 の各素子へ送信信号が与えられるようにする。送信ビーム形成遅延 T_{BF} は、一般的には 2 次元トランスデューサ 402 の各素子に対して異なり、以下のように計算されうる。送信される音響エネルギーは、以下の式、

20

30

【0053】

【数 1】

$$T_p = \frac{1}{v_b} \sqrt{(x-x_0)^2 + (y-y_0)^2 + (z-z_0)^2} \quad \text{式 1}$$

40

で表される時間 T_p でターゲットへ伝搬し、式中、 v_b は体の中の音響伝搬速度であり、2 次元アレイ素子は座標 (x_0, y_0, z_0) にあり、ターゲット 1002 は座標 (x, y, z) にある。同期パルスから送信された音響エネルギーがターゲット 1002 に到着するまでの総時間 T は、以下の式、

【0054】

【数 2】

$$T = T_{BF} + T_p \quad \text{式 2}$$

50

によって計算されうる。

【 0 0 5 5 】

音響エネルギーをターゲット 1 0 0 2 で合焦するために、送信ビーム形成遅延 T_{BF} は、総遅延 T が各素子に対して同じであり従って全ての 2 次元アレイ素子からの音響エネルギーが同時にターゲット 1 0 0 2 に到着するよう選択されねばならない。同期パルスから、個々の素子からターゲット 1 0 0 2 への送信された音響エネルギーの到着までの総時間 T の全てが同じであるという条件を満たす任意の送信ビーム形成遅延 T_{BF} の組で十分である。上述のことより、ターゲット 1 0 0 2 において合焦を達成するために、送信ビーム形成遅延 T_{BF} の差は幾何学形状によって完全に特定されることが明らかである。

【 0 0 5 6 】

受信サイクルでは、2次元トランスデューサ素子アレイ 4 0 2 の各素子は、送信時の素子の伝搬遅延と同じである伝搬遅延 T_p の後にターゲット 1 0 0 2 から反射される音響エネルギーを受信する。ターゲットを合焦状態とするために、受信ビームフォーマ 3 1 6 は、送信ビーム形成遅延と同じである受信ビーム形成遅延 T_{BF} によって各素子からの受信信号を遅延する。遅延ビーム形成では、任意の 2 つの素子間のビーム遅延の間の差が正しい場合、ビーム形成遅延の任意の組が使用されうる。

【 0 0 5 7 】

更に、同期パルスの後の時間が増すにつれて、2次元トランスデューサ素子アレイ 4 0 2 に到着する音響信号は、音響エネルギーの有限の伝搬速度によるだんだんと深くなる深さにおける複数のターゲットからの反射によるものである。受信ビーム形成遅延 T_{BF} は、様々なターゲット深さにおいて受信焦点を与えるよう深さの関数として変化されうる。これは、ダイナミック受信フォーカシングと称される。

【 0 0 5 8 】

2次元トランスデューサ素子アレイ 4 0 2 と撮像されるべき体 3 0 との間に保護カバー 2 0 6 を介在させることにより、保護カバー 2 0 6 及び撮像されるべき体 3 0 の音響速度、並びに、保護カバー 2 0 6 の厚さに関連する量だけ伝搬遅延 T_p が変更される。特に、保護カバー 2 0 6 は、以下の式、

【 0 0 5 9 】

【 数 3 】

$$T_c = h \times \left(\frac{1}{v_c} - \frac{1}{v_b} \right)$$

式 3

によって与えられる更なる保護カバー遅延 T_c を加え、式中、 h は保護カバー 2 0 6 の厚さであり、 v_c は保護カバー内の音響速度である。保護カバー 2 0 6 が音響一致材料から形成される場合、 v_c は v_b に略等しく、保護カバー遅延 T_c は略ゼロに等しく、ビーム形成遅延 T_{BF} のために変化は必要とされない。更に、保護カバー 2 0 6 の厚さ h が全ての素子に対して同じであれば、保護カバー遅延 T_c は速度 v_c とは関係なく全てのトランスデューサ素子に対して同じである。ビーム形成遅延の差のみが重要であるため、均一な厚さの保護カバー 2 0 6 は必要とされるビーム形成遅延 T_{BF} を変化させないことが容易にわかる。

【 0 0 6 0 】

しかしながら、厚さ h が 2 次元トランスデューサ素子アレイ 4 0 2 に亘って均一でなく、速度 v_c が速度 v_b とは異なる場合、遅延 T_c は図 1 2 に示されるように各素子について異なるものとなる。これは、送信サイクル中に保護カバー 2 0 6 から出る波面と、受信サイクル中に保護カバー 2 0 6 へ入る波面の歪みを生じさせ、焦点が合わなくなり画像にボケが生ずることとなる。送信ビームフォーマ 3 0 4 及び受信ビームフォーマ 3 1 6 で用いられる遅延は、保護カバー 2 0 6 の不均一な厚さによって生ずる遅延の変化を打ち消し、

合焦と画質を維持するよう、距離計算から得られる公称値から変化されうる。換言すれば、新しいビーム形成遅延は、ビームフォーマ遅延から保護カバー遅延を差し引いたものに等しく、即ち、

【 0 0 6 1 】

【 数 4 】

$$T_{new} = T_{BF} - T_c$$

式 4

である。

【 0 0 6 2 】

結果として得られる新しいビームフォーマ遅延が負である場合、全ての遅延を正とするために全てのビームフォーマチャネルに対して一定の遅延が加えられ得る。例えば、図 1 2 では、2次元トランスデューサ素子アレイ 4 0 2 は、代表的な素子 1 2 0 4 上では厚さが h_{1204} であり、代表的な素子 1 2 0 6 上では厚さが h_{1206} であるように不均一な厚さを有する。すると、代表的な素子 1 2 0 4 から基準面 1 2 0 2 への全伝搬遅延は、

【 0 0 6 3 】

【 数 5 】

$$T_{1204} = \frac{h_{ref}}{v_b} + h_{1204} \times \left(\frac{1}{v_c} - \frac{1}{v_b} \right)$$

式 5

であり、代表的な素子 1 2 0 6 から基準面 1 2 0 2 への全伝搬遅延は、

【 0 0 6 4 】

【 数 6 】

$$T_{1206} = \frac{h_{ref}}{v_b} + h_{1206} \times \left(\frac{1}{v_c} - \frac{1}{v_b} \right)$$

式 6

である。

【 0 0 6 5 】

ビームフォーマ遅延を計算するための上述の手順は、殆どの一般的にありうる動作条件下で良い焦点を生じさせるのに十分である。しかしながら、この手順では、保護カバー 2 0 6 によって発生される遅延の開口に亘る変化は全ての操縦角度及び焦点深さに対して同じであるという概算が内在する。

【 0 0 6 6 】

この概算は、トランスデューサ面に対する操縦角度が約 4 5 度よりも大きいとき、又はトランスデューサ 2 0 2 の有効径が所望の焦点までの距離よりも大きいとき、又は保護カバー 2 0 6 が入射超音波エネルギーの約 3 つの波長よりも大きい厚さを有するとき、又は保護カバー 2 0 6 が湾曲が生じている領域の幅の約 3 倍よりも小さい曲率である領域を有するときは、十分に正確でないことがある。

【 0 0 6 7 】

図 1 1 に、この影響の例を示す。これに関して、音響エネルギーは、素子 1 1 0 2 から光線 1 1 0 3 に沿ってターゲット 1 1 2 0 へ、また素子 1 1 1 2 から光線 1 1 1 3 及び屈折された光線 1 1 1 4 に沿ってターゲット 1 1 2 0 へ伝搬する。音響エネルギーはまた、素子 1 1 0 2 から光線 1 1 0 4 及び屈折された光線 1 1 0 5 に沿って第 2 のターゲット 1 1 4 0 へ、また素子 1 1 1 2 から光線 1 1 1 5 及び屈折された光線 1 1 1 6 に沿って第 2

10

20

30

40

50

のターゲット 1 1 4 0 へ伝搬しうる。図面は一定の縮尺ではないが、保護カバー 2 0 6 を通る伝搬路の長さ及び撮像されるべき体 3 0 を通る伝搬路の長さは 2 つの異なるターゲットに対して異なってもよく、これらの差は 2 つのトランスデューサ素子 1 1 0 2 及び 1 1 1 2 に対して異なるものでありうる。従って、保護カバー 2 0 6 を取る遅延 T₀ は素子の位置の関数であるだけでなくターゲットの位置の関数となる。当業者は、図 1 1 に示す図は説明を簡単にするために与えられるものであることを認めるであろう。個々のトランスデューサ素子はそれら自体によっては合焦されえない。画像処理システム 2 0 4 の制御と一緒に動作する複数のアクティブなトランスデューサ素子は、開口を横切る音響ビームに合焦するようにされうる。

【 0 0 6 8 】

ここで、図 4 に示す制御可能なトランスデューサ素子の 2 次元マトリクスについて再び考える。図 4 に示す配置は、2 次元トランスデューサ素子アレイ 4 0 2 に対して完全にサンプリングされた制御可能な任意の（制約なしに特定される）2 次元遅延プロファイルが適用されることを可能とする。完全にサンプリングされたという用語は、各トランスデューサ素子 4 0 4、4 1 2、及び 4 1 4 が個々に制御されることに関する用語である。かかる配置の望ましい実施例では、2 次元トランスデューサ素子アレイ 4 0 2 の各個々のトランスデューサ素子は中央制御器 3 1 0 から何らかの方法で制御信号を受信する。

【 0 0 6 9 】

2 次元トランスデューサ素子アレイの遅延プロファイルは、開口の両方の次元の任意の完全にサンプリングされた制御可能な関数である。従って、遅延プロファイルは、画質を低下させることなく、撮像されるべき体 3 0 の最適の接触、所望の人間工学的な質、又は上述の他の属性を与えるよう保護カバー 2 0 6 の形が特定されることを可能とするよう、保護カバー 2 0 6 の任意の形を補償するよう調整されうる。

【 0 0 7 0 】

ここで図 5 A 及び図 5 B を参照するに、トランスデューサ 2 0 2 の幾つかの望ましい実施例について詳述する。図 5 A に示すように、トランスデューサ 2 0 2 は、本体 2 0 8 と成形された 2 次元トランスデューサ素子アレイ 5 0 2 とを含む。図示するように、2 次元素子アレイ 5 0 2 は、複数のトランスデューサ素子 4 0 8、4 1 2（図示を容易とするために 2 つが示されている）を含みうる。本体 2 0 8 は、望ましくは、2 次元トランスデューサ素子アレイ 5 0 2 を介した音響エネルギーの送信及び / 又は受信を容易とするのに必要とされる 1 つ又はそれ以上の様々な構成要素を収容するよう構成される。尚、この図では、2 次元トランスデューサ素子アレイ 5 0 2 を見せるために、ノーズ部 2 1 0 と保護カバー 2 0 6 は取り除かれている。図 5 A の部分断面図に示すように、2 次元トランスデューサ素子アレイ 5 0 2 は円筒状でありうる。球状の 2 次元トランスデューサ素子アレイ 5 0 2 は、トランスデューサ 2 0 2 が必要に応じて人体の様々な面と密接に接触を維持することが必要な適用のために選択されうる。

【 0 0 7 1 】

更に、本体 2 0 8 は、撮像手順を行うためにトランスデューサ 2 0 2 の正しい位置決めを容易とするよう人間工学的に設計されうる。本体 2 0 8 は、操作者の手で把持されるのに適切に適合される中間部 5 0 4 を含む。更に、本体 2 0 8 は、トランスデューサ電子部を保護するだけでなく、トランスデューサ 2 0 2 を超音波技師にとって把持が容易であるようにする性質を有する材料によって覆われうる。

【 0 0 7 2 】

図 5 A に示す実施例では、本体 2 0 8 は、望ましくは保護カバー 2 0 6（図示せず）に係合する（かみ合う）よう適合される中間部 5 0 4 から外向きに半径方向に広がる保護カバー取付け部 5 0 6 を含む。トランスデューサ 2 0 2 の近位端では、即ち部分 5 0 6 の反対の端では、傾斜した又は細くなった部分 5 1 2 が設けられる。部分 5 1 2 は、電気コード 5 2 0 を受容する開口を画成する。コード 5 2 0 は、トランスデューサ 2 0 2 と画像処理システム 2 0 4（図示せず）の間の電気通信を容易とするよう適合される。

【 0 0 7 3 】

10

20

30

40

50

下にある成形された２次元トランスデューサ素子アレイ５０２を保護し遮蔽するために、様々な形状の保護カバー２０６が使用されうる。望ましい形状は、適切な音響結合を与えるよう下にある２次元トランスデューサ素子アレイ５０２と近接して協働する。例えば、画質と患者の心地よさのために保護カバー２０６と患者の間の良い患者接触を促進するため、及び、超音波技師の使い勝手といった様々な考慮すべき事項は、特定の超音波検査に対して特定の形状をより望ましいものとしうる。例えば、幾つかの実施例では、保護カバー２０６はトランスデューサ２０２を患者の音響ウィンドウに対して都合良く整列させることを容易とするため、物理的に作られうる。特に、かかる保護カバー２０６は、望ましくはトランスデューサ２０２から外向きに延びる曲面を組み込みうる。この形態は、保護カバー２０６を、例えば患者の隣り合った肋骨によって画成される音響ウィンドウといった音響ウィンドウに対して都合良く位置決めすることを容易とする傾向がある。更に特定のには、曲面は一般的には肋骨に係合し、組織係合面を音響ウィンドウに整列させる傾向がある。以下説明するように、組織係合面は、様々な形態で与えられうる。

10

【００７４】

図５Ｂに示すように、トランスデューサ２０２は、本体２０８と、成形された２次元トランスデューサ素子アレイ５５２とを含む。図示するように、２次元アレイ５５２は、複数のトランスデューサ素子４０８、４１２（図示の容易性のため２つが示されている）を含みうる。ここで、図５Ａと同様に、２次元トランスデューサ素子アレイ５５２を見せるために、ノーズ部２１０と保護カバー２０６は取り外されている。図５Ｂの側面図に示すように、２次元トランスデューサ素子アレイ５２２は略球状でありうる。球状の２次元トランスデューサ素子アレイ５２２は、トランスデューサ２０２が必要に応じて人体の様々な面と密接に接触を維持することが必要な適用のために選択されうる。トロイド状又は他の曲面（例えばサドル面）を有する２次元トランスデューサ素子アレイ４０２が可能であり、図４に示す平坦な２次元トランスデューサ素子アレイ４０２に関連するビーム成形と比較して僅かに変更されたビーム成形を使用しうるということが認められるべきである。

20

【００７５】

ここで図６を参照するに、２次元トランスデューサ素子アレイを用いた改善された超音波撮像方法が示されている。これに関して、超音波撮像方法６００は、図中「始まり」と示されるステップ６０２から始まる。超音波撮像方法６００は、患者の体の中に関心領域を音響的に照らすために、ステップ６０４に示すように、成形されたトランスデューサへ一連の時間遅延された送信信号を与える。時間遅延は、図１０に示す合焦幾何学形状と、保護カバー２０６を通る伝搬から生ずる遅延プロファイルの全ての変化に基づいて計算される。

30

【００７６】

改善された超音波撮像方法６００に従って、発生された音響エネルギーは、ステップ６０６に示すような、２次元トランスデューサ素子アレイ５０２の形状とそっくりな形態とされうる保護カバー２０６を通じて伝搬される。他の実施例では、２次元トランスデューサ素子アレイは、不均一な厚さの重ね合わされた保護カバー２０６と略平坦でありうる。

【００７７】

上述したように、２次元トランスデューサ素子アレイ５０２、５５２の形状は、患者の心地よさ、超音波技師の人間工学、患者の利用可能な音響ウィンドウ、並びに他の多数の要因を含む多数の要因に基づいて選択されうる。

40

【００７８】

次に、ステップ６０８において、受信された超音波エコーは、望ましくは、ステップ６０４及び６０６に示す送信機能を行うために用いられるのと同じ２次元トランスデューサ２０２によって捕捉され処理される。受信された超音波エコーがトランスデューサ２０２によって電圧波形へ一旦変換されると、受信エコーは、ステップ６１０に示すように所望の患者構造を表示するよう超音波撮像システム２０４を合焦させるよう時間遅延されうる。ステップ６０４に示すように、時間遅延は、図１０に示す合焦幾何学形状、及び保護カバー２０６を通過して伝搬することから生ずる遅延プロファイル中の全ての変化に基づいて

50

計算される。ステップ 604 乃至 610 は、必要に応じて、診断用超音波検査を行うために繰り返されることが認められるべきである。超音波技師によって発生された多数の入力のうちのいずれも、ここでは「終わり」と示されるステップ 612 によって示されるように超音波撮像方法 600 を終了させるために使用されうる。

【0079】

図 7A に示すように、トランスデューサ 700 は、本体 702 と保護カバー 706 とを含む。保護カバー 706 は、略球状の組織係合面 712 を組み込んだものであり、組織係合面は一般的には球面の一部として形成される。

【0080】

図 7A に示すように、保護カバー 206 の組織係合面 712 又は外面は、患者と超音波技師の両方に心地よさを与えるよう成形される。特定の形状は、検査の種類、患者の解剖学的構造の大きさ、及び/又は他の要因に依存して選択されることが認められるべきである。このような形態とされると、本実施例は、トランスデューサ 702 から音響エネルギーを送信し、そのエネルギーを、トランスデューサ 702 の縦軸 716 に対して略同一の広がりをもつか幾らかの角度を有する経路に沿って伝搬させることが可能である。望ましくは、組織係合面 712 の長さ X_7 は、適切な量の音響エネルギーがトランスデューサ 702 から体 30 へ伝搬し得るよう、体 30 と係合する適切な断面積を与えるよう接触される。

【0081】

図 7B に示すように、図 7A に示す実施例の変形例の複合的な幾何学構造が示される。より特定的には、図 7B に示すように、保護カバー 706 は、主に（平面図では）半径 R_1 によって画成される組織係合面 712 を含む。曲率半径 R_1 によって決まる面は、その各端において、曲率半径 R_2 で決まる面へと遷移する。望ましくは、曲率半径 R_2 は、患者との良い音響結合と高い度合いの心地よさを維持することを共に可能とする長さによって決まる。半径 R_2 は半径 R_1 の長さよりも僅かに短いものとして示されているが、図 7A に示すように保護カバー 706 の外面によって形成される略球状の組織係合面を含む多数の可能な関係がある。

【0082】

図 8A は、トランスデューサ 800 の他の実施例を示す図である。トランスデューサ 800 は、本体 802 と保護カバー 806 とを有する。保護カバー 806 は、下にある 2 次元トランスデューサ素子アレイ（図示せず）の形状に略一致する音響的に非合焦の保護カバー 806 として構成される。望ましくは、保護カバー 806 は、円筒の一部のような成形された組織係合面 812 を有する。

【0083】

図 8A に示すように、トランスデューサ 802 は、音響エネルギーの伝搬を容易とするよう選択される幅 X_8 を有する組織係合面 812 を形成するよう構成されうる。しかしながら、図示のように、幅は、適当に選択された音響ウィンドウを利用するよう選択されてもよい。更に特定的には、保護カバー 806 が胸部音響撮像手順中に使用される場合は、例えば、幅 X_8 は撮像されるべき体 30 の隣り合って配置される肋骨、例えば肋骨 832 及び 834 の間のトランスデューサの位置決めを改善しようとするよう選択されうる。このように位置決めされると、トランスデューサ 802 からの音響エネルギーの、肋骨間の、そして体のより深くへの効率的な伝搬が容易とされうる。図 8A に示すように、保護カバー 806 は、肋骨 832 及び 834 によって形成される音響ウィンドウを通して音響エネルギーを効率的に伝搬させるために略円筒状でありうる。

【0084】

図 7B 中のトランスデューサ 702 の略球状の実施例に関して上述したように、側方から見たとき（図 8B）、保護カバー 806 の外面上に形成される組織係合面 812 は曲率半径 R_3 によって決められ得る。組織係合面の遷移の各端は、半径 R_3 とは長さが変更された曲率半径 R_4 によって決められ得る。図 8B に示される保護カバー 806 は、 R_4 が R_3 よりも小さい場合を示す。このような場合、組織係合面 812 は、組織係合領域に亘って

10

20

30

40

50

比較的平坦とされた面を与える。従って、組織係合面 8 1 2 は、最適に近い伝搬媒体を与えるものとして考えられる一方で、有利には特に幾何学形状によって制限された肋骨へのアクセス点を利用とするものとして考えられうる。

【0085】

組織係合面 7 1 2 及び 8 1 2 を形成することが予想される保護カバー 7 0 6 及び 8 0 6 の外面は、一般的に湾曲し、音響ウィンドウに対する組織係合面の整列を容易としうる。更に特定的には、組織係合面が適切な寸法とされているとき、保護カバー 7 0 6、8 0 6 の外面は、肋骨、例えば肋骨 8 3 2 及び 8 3 4 に係合するように向かい、それにより組織係合面を肋骨間にぴったりと入れることを可能とする。従って、面は、組織係合面を音響ウィンドウと整列させる傾向がある。湾曲していない面は局所化された心地の悪さを生じさせる傾向がありうるため、曲面もまた、撮像手順中に患者の心地良さを高めうる。

10

【0086】

尚、保護カバー 7 0 6 (図 7 B) 及び 8 0 6 (図 8 B) は例としてのみ与えられるものが認識されるべきである。改善されたトランスデューサの幾つかの実施例は、複雑なカバーと、X、Y、及び Z 次元に亘って変化する 2 次元トランスデューサ素子アレイ 5 0 2 及び 5 2 2 を配置することを要求しうる (図 5 A、図 5 B、及び図 1 0 を参照)。全てのこのような変形例が、考えられるものであり、改善された超音波トランスデューサの範囲内にある。

【0087】

[動作]

図 9 に示すように、トランスデューサ 2 0 2 の望ましい実施例は、代表的な音響ウィンドウと動作的に関連して示される。例として、トランスデューサは、例えば心臓 9 0 6 の音響撮像を可能とするよう代表的な胸部 9 0 4 の音響ウィンドウ 9 0 2 即ち肋骨アクセス点に適切に配置される。図 9 に示すように、肋間のアクセス点は、幾何学的に限られた構造であり、即ち、肋骨アクセス点が音響エネルギーがそれを通して伝送されうる境界付けられた領域を与える (音響エネルギーは撮像のために有用に骨を通ることはできない) 傾向がある。保護カバー 7 0 6 及び 8 0 6 の形状により、骨の多い胸甲内の組織の音響撮像を行うために肋骨アクセス点を利用する可能性は、潜在的に増加される。更に、体の音響インピーダンスと略同様な体のインピーダンスを有する保護カバー 7 0 6 及び 8 0 6 の材料は、肋骨アクセス点を通して伝搬される音響エネルギーの量を高める傾向がある。上述のように、音響エネルギーは、心臓の構造を適切に撮像するよう送信モード及び受信モードの両方で横次元及び正面次元の両方で電子的に合焦されうる。

20

30

【0088】

尚、特に任意の「望ましい」実施例の改善された超音波トランスデューサの上述の実施例は単に可能な実施の例であって、単にトランスデューサの原理が明らかに理解されるよう説明されたものである。本発明の趣旨及び原理を実質的に逸脱することなく、改善された超音波トランスデューサの上述の実施例に対して多くの変形及び変更がなされうる。

【0089】

例えば、ここではトランスデューサ 2 0 2 は、患者に対するもののような医療用途に使用されるものとして超音波撮像システム 2 0 4 との関連について説明された。更に、本願では保護カバー 2 0 6 に関連する様々な面は、音響ウィンドウに対するトランスデューサ 2 0 2 の従来位置決めを可能とするものとして説明された。他の実施例では、これらの面のうちの 1 つ又はそれ以上は、同様の機能を与えるよう、例えばトランスデューサのノーズ部といったトランスデューサの一部として形成されうる。このような全ての変更及び変形は、本願の開示及び本発明の範囲に含まれることが意図され、特許請求の範囲によって保護される。

40

【図面の簡単な説明】

【0090】

【図 1】象徴的に示される体へ音響エネルギーを送信する従来 1 D トランスデューサを示す図である。

50

【図2】画像処理システムに関連する改善された超音波トランスデューサを示す図である。

【図3】画像処理システムの詳細を示した、図2の改善された超音波トランスデューサを示す図である。

【図4】図2の改善された超音波トランスデューサのトランスデューサ素子の制御を示す図である。

【図5A】図2の改善された超音波トランスデューサの実施例を示す部分断面側面図である。

【図5B】図2の改善された超音波トランスデューサの他の実施例を示す側面図である。

【図6】図2の撮像システムの望ましい機能を示すフローチャートである。

【図7A】本発明の他の実施例を示す平面図である。

【図7B】図7Aの保護カバーの細部を示す図である。

【図8A】改善された超音波トランスデューサの他の実施例を示す平面図である。

【図8B】図8Aの保護カバーの細部を示す図である。

【図9】代表的な胸部撮像手順中の改善された超音波トランスデューサの代表的な配置を示す図である。

【図10】ターゲットを撮像するために用いられる送信モードと受信モードの両方での音響ビームを示す図である。

【図11】多数のターゲットを撮像するために用いられる送信モードと受信モードの両方での音響ビームを示す図である。

【図12】図2の改善された保護カバーと2次元トランスデューサ素子アレイの間の空間的な関係を示す図である。

【図1】

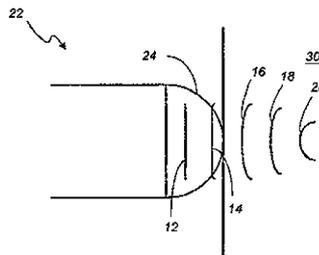
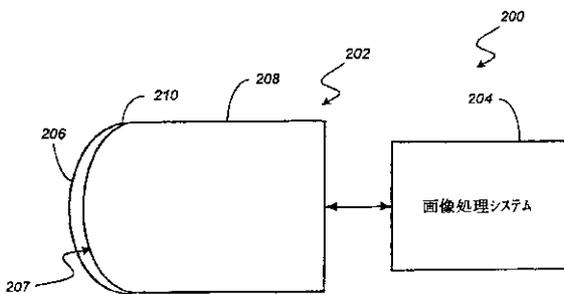
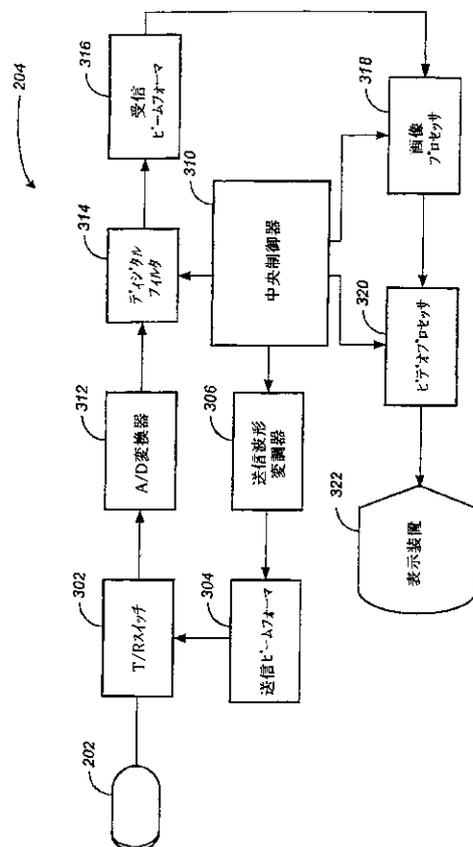


FIG.1

【図2】



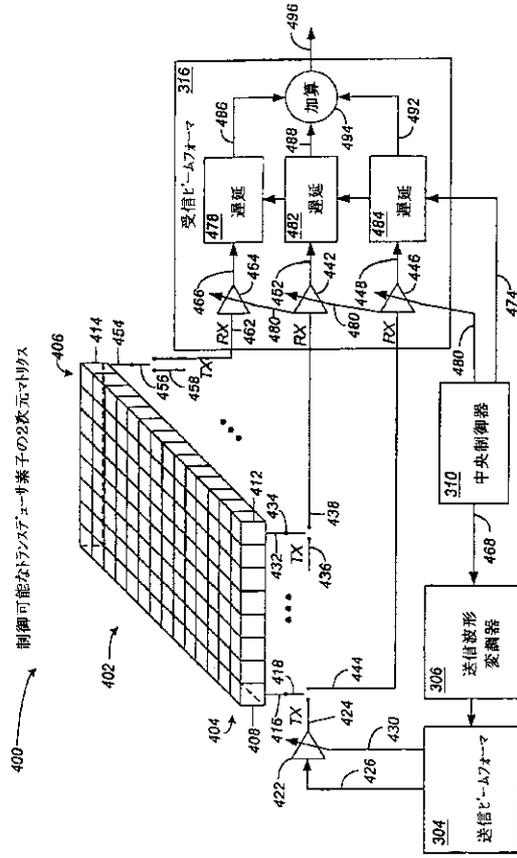
【図3】



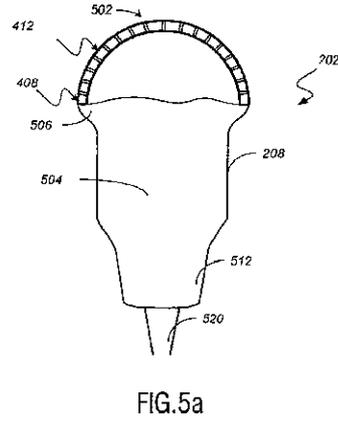
10

20

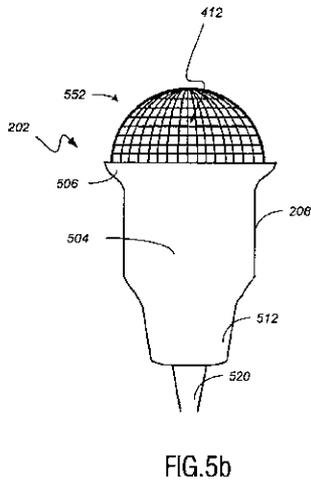
【 図 4 】



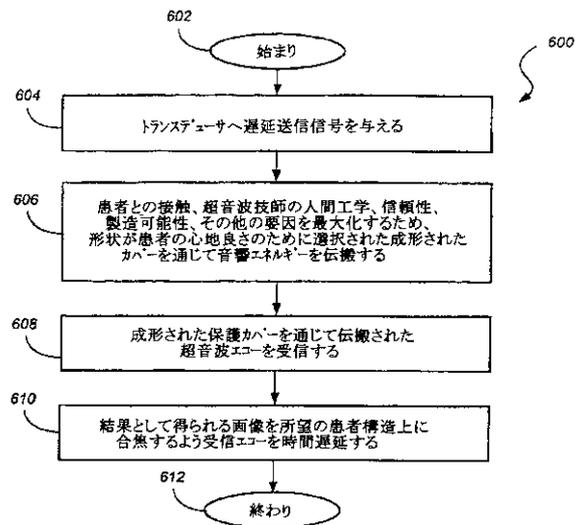
【 図 5 a 】



【 図 5 b 】



【 図 6 】



【 図 7 a 】

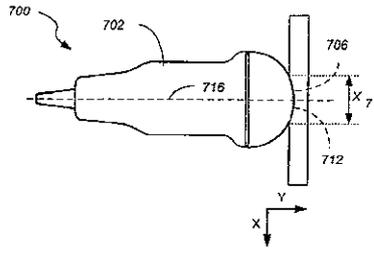


FIG.7a

【 図 7 b 】

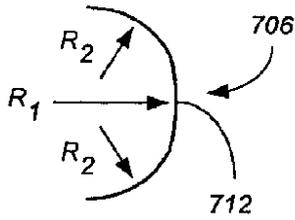


FIG.7b

【 図 8 a 】

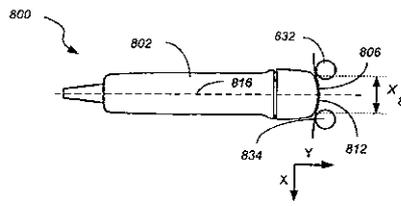


FIG.8a

【 図 8 b 】

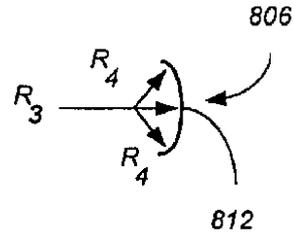


FIG.8b

【 図 9 】

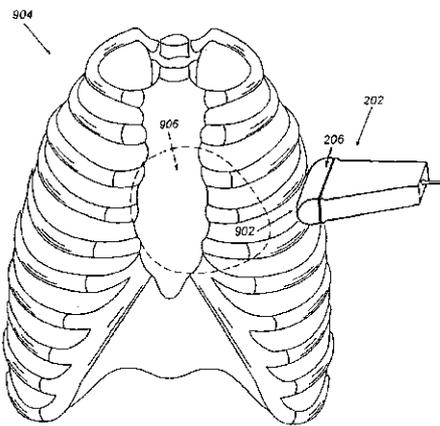


FIG.9

【 図 10 】

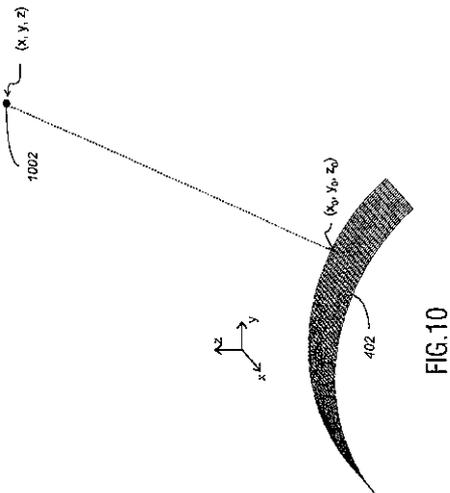


FIG.10

【 図 1 1 】

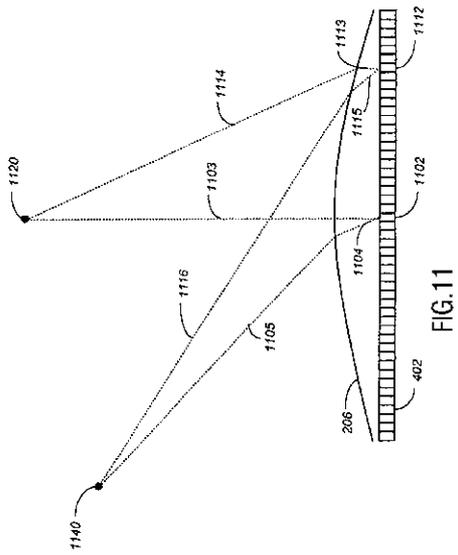


FIG. 11

【 図 1 2 】

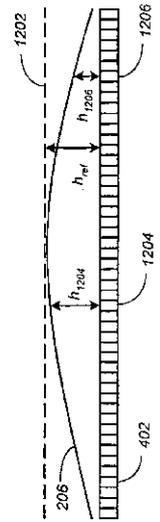


FIG. 12

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 オスマン, ウィリアム ジェイ

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

Fターム(参考) 2G047 AC13 BA03 BC13 CA01 DB02 EA21 GA01 GB02 GB17 GB24

GF18 GG44

4C601 BB02 BB03 BB06 EE09 EE20 GA01 GB04 GB06 GB32 HH29

HH33 JB51

5D019 BB17 FF04

5J083 AA02 AB17 AC04 AC29 AE10 BC02 BC13 CA13 CA34

专利名称(译)	超声波换能器		
公开(公告)号	JP2005508667A	公开(公告)日	2005-04-07
申请号	JP2003509173	申请日	2002-06-26
[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	オスマンウィリアムジェイ		
发明人	オスマン,ウィリアム ジェイ		
IPC分类号	G01N29/24 A61B8/00 A61B8/06 G01S7/521 G01S15/89 G10K11/02 G10K11/34 H04R17/00		
CPC分类号	A61B8/4281 A61B8/06 A61B8/13 A61B8/4494 A61B2562/0204 A61B2562/046 G01S7/52079 G01S15/892 G01S15/8925 G01S15/8927 G10K11/02 G10K11/34		
FI分类号	A61B8/00 G01N29/24.502 G01S15/89.B H04R17/00.332.B G01S7/52.A		
F-TERM分类号	2G047/AC13 2G047/BA03 2G047/BC13 2G047/CA01 2G047/DB02 2G047/EA21 2G047/GA01 2G047/GB02 2G047/GB17 2G047/GB24 2G047/GF18 2G047/GG44 4C601/BB02 4C601/BB03 4C601/BB06 4C601/EE09 4C601/EE20 4C601/GA01 4C601/GB04 4C601/GB06 4C601/GB32 4C601/HH29 4C601/HH33 4C601/JB51 5D019/BB17 5D019/FF04 5J083/AA02 5J083/AB17 5J083/AC04 5J083/AC29 5J083/AE10 5J083/BC02 5J083/BC13 5J083/CA13 5J083/CA34		
代理人(译)	伊藤忠彦		
优先权	60/301282 2001-06-27 US 09/919232 2001-07-31 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

描述了声学成像系统。优选的系统包括保护盖，其配置成与换能器主体配合。换能器包括由多个可单独控制的换能器元件形成的二维换能器元件矩阵阵列，保护盖叠加在二维矩阵阵列上并且对声能透明。理想地，保护罩被成形为由于对超声技师的重复运动而降低了患者的舒适度和损伤。其他实施例包括模制的二维换能器元件矩阵阵列。还提供了改进的超声成像方法。

