

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号  
特許第5192508号  
(P5192508)

(45) 発行日 平成25年5月8日(2013.5.8)

(24) 登録日 平成25年2月8日(2013.2.8)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

A 6 1 B 8/00

H 0 4 R 17/00 (2006.01)

H 0 4 R 17/00 3 3 2 B

請求項の数 12 (全 20 頁)

(21) 出願番号	特願2010-64332 (P2010-64332)	(73) 特許権者	502275274
(22) 出願日	平成22年3月19日 (2010.3.19)		アンゲルセン、ビョルン アー. ヤー.
(62) 分割の表示	特願2003-575823 (P2003-575823)		ANGELSEN, Bjorn A. J.
原出願日	平成15年3月13日 (2003.3.13)		ノルウェー国 N-7051 トロンドヘ
(65) 公開番号	特開2010-179117 (P2010-179117A)	(73) 特許権者	502275285
(43) 公開日	平成22年8月19日 (2010.8.19)		ヨハンセン、トニ エフ.
審査請求日	平成22年3月19日 (2010.3.19)		JOHANSEN, Tonni F.
(31) 優先権主張番号	60/364,747		ノルウェー国 N-7024 トロンドヘ
(32) 優先日	平成14年3月15日 (2002.3.15)		イム ノーダール グリーグスヴェイ 1
(33) 優先権主張国	米国 (US)		3
		(74) 代理人	100068755
			弁理士 恩田 博宣
		(74) 代理人	100105957
			弁理士 恩田 誠

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 対象物の多走査平面超音波イメージング方法および超音波イメージング装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

少なくとも3つの互いに異なる二次元走査平面において対象物を實際上リアルタイムで超音波イメージングする超音波イメージング方法であって、前記超音波イメージング方法は、

超音波トランスデューサ・アレイによって、パルス化超音波ビームを電子的に走査する工程であって、前記パルス化超音波ビームは、共通軸線を中心として互いに異なる角度方向に配置された少なくとも3つの扇状の二次元走査平面内で電子的かつ自由に選択可能なビーム方向を有し、前記ビーム方向は、二次元走査平面内及び二次元走査平面間でパルス毎に電子的に切替可能であることと；

画像フレームレートを増加させるために、二次元走査平面の少なくとも1つの領域で前記パルス化超音波ビームの横方向密度を減らしつつ、一方で複数の二次元走査平面の残りでは前記横方向密度はより高いようにする工程と；

各ビーム方向におけるパルスからの後方散乱信号を用いて、画像サンプルビーム方向に沿った深さの関数としての画像データを作成する工程と；

それぞれ前記画像サンプルビーム方向からの画像データをグループ化することによって、高いフレームレートで各二次元走査平面からの対象物の二次元画像を得る工程とを含み、

よって対象物の動きに係する実際上の目的に対して、前記少なくとも3つの互いに異なる二次元走査平面からのリアルタイム二次元画像は表示画面上に示される

ことを特徴とする、超音波イメージング方法。

【請求項 2】

互いに異なる二次元走査平面において心臓を前記高いフレームレートで観察するために、全心周期に対して同じ二次元走査平面方向を保持し、心臓からの ECG 信号が引き金となって心筋の収縮が起こる前に、二次元走査平面の方向を変える、

請求項 1 記載の超音波イメージング方法。

【請求項 3】

互いに隣接する二次元走査平面におけるサンプリングビーム間の遅延を最小限にして対象物を観察するために、二次元走査平面は、円のなかで各 2 次元ビームサンプリング毎に変更され、その結果、螺旋円錐内における対象物の三次元走査が得られる、

請求項 1 記載の超音波イメージング方法。

【請求項 4】

パルス毎に電子的に切替が行なわれる互いに隣接する二次元走査平面間の角度は、60 度である、

請求項 1 記載の超音波イメージング方法。

【請求項 5】

少なくとも 3 つの互いに異なる二次元走査平面において対象物を実際上リアルタイムで超音波イメージングする超音波イメージング装置であって、前記超音波イメージング装置は、

パルス化超音波ビームを電子的に走査する超音波トランスデューサ・アレイであって、前記パルス化超音波ビームは、共通軸線を中心として互いに異なる角度方向に配置された少なくとも 3 つの扇状の二次元走査平面内で電子的かつ自由に選択可能なビーム方向を有し、前記ビーム方向は、二次元走査平面内及び二次元走査平面間でパルス毎に電子的に切替可能である、前記超音波トランスデューサ・アレイと；

各ビーム方向におけるパルスからの後方散乱信号を用いて、画像サンプルビーム方向に沿った深さの関数としての画像データを作成する手段と；

画像フレームレートを増加させるために、二次元走査平面の少なくとも 1 つの領域で前記パルス化超音波ビームの横方向密度を減らしつつ、一方で複数の二次元走査平面の残りでは前記横方向密度はより高いようにする手段と；

それぞれ前記画像サンプルビーム方向からの画像データをグループ化することによって、高いフレームレートで各二次元走査平面からの前記対象物の二次元画像を得る手段とを備え、

よって対象物の動きに係る実際上の目的に対して、前記少なくとも 3 つの互いに異なる二次元走査平面からのリアルタイム二次元画像は表示画面上に示されることを特徴とする、超音波イメージング装置。

【請求項 6】

互いに異なる二次元走査平面において心臓を前記高いフレームレートで観察するために、全心周期に対して同じ二次元走査平面方向を保持し、心臓からの ECG 信号が引き金となって心筋の収縮が起こる前に、二次元走査平面の方向を変える、

請求項 5 記載の超音波イメージング装置。

【請求項 7】

互いに隣接する二次元走査平面におけるサンプリングビーム間の遅延を最小限にして対象物を観察するために、二次元走査平面は、円のなかで各 2 次元ビームサンプリング毎に変更され、その結果、螺旋円錐内における対象物の三次元走査が得られる、

請求項 5 記載の超音波イメージング装置。

【請求項 8】

請求項 5 に記載の超音波イメージング装置と、いくつかの心臓の生理学的測定を含む、心機能監視用超音波監視装置。

【請求項 9】

心臓腔の容積の自動的算出および心筋線維内の相対歪みの算出のうちの少なくとも一方

10

20

30

40

50

のために、超音波画像内の自動エッジ検出が行われる、  
請求項 8 に記載の心機能監視用超音波監視装置。

【請求項 10】

心室の寸法および容積のいずれかを心室内圧測定値と組み合わせて、空洞壁内の繊維応力を算出する、

請求項 9 に記載の心機能監視用超音波監視装置。

【請求項 11】

心臓の複数走査平面の同時可視化が、表示画面の一部上、もしくは別の表示画面上で行われ、

超音波画像から得られるパラメータの時間的変化および他の生理学的測定値が、表示画面の他の一部または別の表示画面上に時間の関数として示される、

請求項 9 または 10 に記載の心機能監視用超音波監視装置。

【請求項 12】

各心周期に対する時間的トレースの最大および最小値が、同一のモニタまたは別のモニタ上に遅い時間尺度で表示される、

請求項 11 に記載の心機能監視用超音波監視装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、多走査平面における生物構造体などの対象物の、リアルタイム超音波イメージングに関する。いくつかの電子工学的に選択可能な 2D 走査平面を有した二次元超音波イメージングのための効率的な超音波フェーズド・アレイ式バルク波トランスデューサの設計が与えられている。二次元走査平面方向の電子的選択により、方向を非常に迅速に切替えることができるようになり、その結果、心臓などの動く対象物の実際リアルタイムでの観察をいくつかの走査平面において同期して行うことができるようになる。本発明は、心機能のリアルタイム超音波走査も取り扱う。

【背景技術】

【0002】

医療用超音波イメージングにおいては、対象物の形状、局所変化および容積を観察するために、様々な二次元走査平面を介して該対象物を調べることが多い。特に、壁の運動および心臓の収縮/弛緩の局所変化を調べるため、ならびに、心臓の容積の経時的変化、または心臓内の繊維応力やひずみの一時的変化を計算するために、心臓に対して上記のような多走査平面イメージングが用いられる。他の状況としては、特に成長を研究するための容積の計算のための、形状特徴、腫瘍などの観察が挙げられる。

【0003】

実際の臨床試験において、上記のような多二次元走査平面は、一般的に二次元超音波プローブを手で動かすことによって得られ、例えば、二次元フェーズド・アレイプローブを用いた心臓の経食道測定を用いる場合、遠隔操作によって超音波アレイを回転させるための専用の機構が設計されていた。超音波走査平面を 2 つの角度をなす方向において電子的に選択するためのフェーズド・アレイ・トランスデューサは、特許文献 1 に示されているが、この解決法は実際の使用には限界があることが分かっている。その主な理由としては、2 つより多くの二次元面、一般には少なくとも 3 つまたは 4 つの面で対象物を観察したい場合があるためである。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献 1】米国特許第 4,640,291 号

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

10

20

30

40

50

本発明は、2つより多くの角度方向、例えば3つまたは4つの角度方向にある二次元走査平面を自由に電子的に選択できるようにするフェーズド・アレイ・トランスデューサを設計することにより、上記の問題に対する解決策を示す。

【課題を解決するための手段】

【0006】

本発明は、實際上リアルタイムで、共通軸線の周りで回転される3つまたはそれ以上の二次元超音波走査平面において対象物の超音波イメージングを行うための方法を提供する。本明細書中で用いる「實際上リアルタイム」という表現は、前記二次元走査平面内の一連のサンプルビームに沿って画像データが収集され、対象物のサンプルビームデータの収集が、画像を規定する全てのサンプルビームデータが対象物の移動に関して非常に短い時間内に収集されるように頻繁に行われることを意味する。この対象物の移動に関して非常に短い時間とは、収集されたデータが、動いている対象物の実用を目的とした静止画像を取り込めるような時間のことである。さらに画像データは、実際上の目的のために対象物の移動が見えるような非常にゆっくりとした遅延で画像スクリーン上に表示することもできる。

【0007】

このような多次元リアルタイムイメージングは、心臓の局所壁運動の変化の研究に有用である。例えば心臓腔または腫瘍の縁を自動的に選択するための画像解析を用いて、腫瘍の成長を調べるために対象物の寸法および容積変化を調べたり、あるいは、心室容積または駆出分画を調べることができる。心室寸法に基づいて、心筋の歪みを計算することができ、また、ドップラー分析によって、それぞれのビーム方向における心筋の局所的な壁速度および歪み速度を定量化することができる。エラストグラフィーと呼ばれる方法による組織弾性の局所変化を調べるために、ドップラー分析を組織の強制変形とともに用いることもできる。例えば麻酔や臨床治療の監視の間に、左室圧に入力加わる場合には、本発明は、心筋の生理的機能の正確な観察のために、左室繊維応力をリアルタイムで計算するための方法も提供する。したがって、本発明は、例えば麻酔または他の臨床的治療の監視中に、心臓の動作の監視のために上記のようなイメージングを使用することを考案する。

【0008】

本発明は、共通軸線の周りに回転される3つまたは4つの二次元走査平面内の超音波ビームの扇状走査を可能にする超音波変換器アレイの詳細な設計をさらに提供する。この設計は、バックリング材料上に実装されたサンドイッチ構造で面同士を合わせられた少なくとも2つの活性圧電フェーズド・アレイ型トランスデューサ層で構成される。圧電サンドイッチの前面は、圧電層と負荷材料の間の音響出力の結合を高めるための、一連の弾性インピーダンス・インターフェース層を介して、負荷材料に接続されている。特別な広帯域設計においては、圧電層に最も近いインピーダンス・インターフェース層が、参考文献[5]に記載のように、圧電層と同じ特性のインピーダンスを有している。

【0009】

各アレイ層の前面電極および後面電極のいずれも、切替回路に接続された分離された平行な指ノ素子電極の組で構成されている。各層の前面と後面上の指ノ素子の方向は、互いに角度をなしている。異なる圧電層の指ノ素子方向は、1つの層の少なくとも1組の電極の指方向が、別の層の少なくとも1組の電極の指方向と角度をなすように配向される。

【0010】

切替回路は、各圧電層面の指電極の全組が、フェーズド・アレイ超音波イメージング機器のホットワイヤのいずれかに選択的に接続されるか、あるいは、信号用接地に接続されるように、電子的に制御されている。これにより、それぞれの送信パルスに対して二次元走査平面方向の組のうちの一つを電子的に選択できるようになる。各二次元画像内のビームの数は限られているため、走査平面を順次切り替える場合、異なる走査平面内の画像が、対象物の実際上リアルタイム表示を示すような高いフレームレートを得ることができる。したがって、イメージング機器は、例えば心筋の局所収縮異常を観察するために、3ま

たは4の走査平面のリアルタイム表示を示すことができる。

【0011】

広いビームを送信し、これを何本かの並行な狭い受信ビームでカバーするので、フレームレートを2～6倍に高めることができる。フレームレートの向上は、この他に、走査平面が交差する場所、あるいはビームが対象物についての情報をあまり得ることのできない場所でビーム密度を低減することによって得られる。上記対象物についての情報をあまり得ることのできない場所とは、例えば、左心室の内部などであるが、心室壁は、心室壁の動きを分析するための高密度のビームによってカバーされる。異なる走査平面において心臓を特に高いフレームレートで観察するためには、全心周期に対して同じ走査平面方向を保持し、例えば心臓からのECG信号が引き金となって心筋の収縮が起こる前に走査平面

10

【0012】

本発明は、多走査平面フェーズド・アレイを、体内からの対象物のイメージングのための内視鏡の先端部に多走査平面フェーズド・アレイを取り付けた特別の実施形態も示す。特に、そのような方法は、多くの走査平面における心臓の経食道イメージングに対して、例えば外科手術の間の麻酔の監視を助けるために有用である。この経食道アレイは、走査平面を目的領域により精細に整合させるために、あるいは、撮像される走査平面の数を増やすために内視鏡内でさらに機械的に回転されてもよい。

【0013】

超音波造影剤は、心筋の血液灌流の局所的変化を観察するために用いることができる。このような造影剤は、心室容積を効率的に判定するために投与することができる。複数の周波数帯域における撮像を可能するようなアレイ実施形態の例を示す。この実施形態は、1つの周波数帯域内での超音波パルスの送信、および送信帯域のサブハーモニクス、第2、第3または第4調波における受信に大変適している。心筋の血液灌流における局所的変化を評価するためだけでなく、心室腔の容積の検出、および血管形成が増大した腫瘍領域の検出のためにも、上記のような高調波イメージングは超音波造影剤の検出に有用である。

20

【図面の簡単な説明】

【0014】

【図1a】3つの二次元走査平面において同時に対象物のリアルタイムイメージングを行うことのできるイメージング機器の一例を示す図。

30

【図1b】3つのリアルタイム二次元画像の例示的表示を示す図。

【図1c】心筋を横切るビーム間のラグを最小限に抑えた、心筋観察用超音波ビームの螺旋走査の説明図。

【図2】本発明によるトランスデューサ・アレイの典型的な層構造の厚み方向の断面図。

【図3a】図1aに示すような3つの二次元走査平面の電子的選択を可能にする、指電極構造を備えた2層アレイを示す図。

【図3b】図1aに示すような3つの二次元走査平面の電子的選択を可能にする、指電極構造を備えた2層アレイを示す図。

【図3c】図1aに示すような3つの二次元走査平面の電子的選択を可能にする、指電極構造を備えた2層アレイを示す図。

40

【図3d】図1aに示すような3つの二次元走査平面の電子的選択を可能にする、指電極構造を備えた2層アレイを示す図。

【図4】図3のトランスデューサ構造によって得ることのできる送信伝達関数を示した図。

【図5a】4つの走査平面の電子的選択を可能にする、2つの圧電層を有する本発明によるさらに別のトランスデューサ・アレイ構造を示す図。

【図5b】4つの走査平面の電子的選択を可能にする、2つの圧電層を有する本発明によるさらに別のトランスデューサ・アレイ構造を示す図。

【図5c】4つの走査平面の電子的選択を可能にする、2つの圧電層を有する本発明によ

50

るさらに別のトランスデューサ・アレイ構造を示す図。

【図 5 d】4 つの走査平面の電子的選択を可能にする、2 つの圧電層を有する本発明によるさらに別のトランスデューサ・アレイ構造を示す図。

【図 5 e】4 つの走査平面の電子的選択を可能にする、2 つの圧電層を有する本発明によるさらに別のトランスデューサ・アレイ構造を示す図。

【図 6】図 5 のトランスデューサ・アレイ構造によって選択可能な例示的走査平面を示した図。

【図 7】プローブをイメージング機器につなぐケーブルの数を減らすために、アレイ近くの超音波プローブ内に配置した電子的切替回路によって走査平面を選択する方法を示した図。

【図 8】本発明による胃鏡の先端に取り付けられた電子的切替回路と超音波アレイとを有する経食道プローブを示す図。

【図 9】二次元マトリックスアレイを有する共通軸線の周りに回転される 3 つの選択可能な二次元平面内での超音波ビームの送信を示す図。

【図 10 a】4 つのシミュレーションのリアルタイム二次元画像の例示的表示を示した図。

【図 10 b】3 つの二次元画像内の心筋歪みのピュレット表示を示した図。

【図 11】本発明による心臓監視機器を用いて得られた心臓の生理変数の時間的表示を示す図であり、一心拍内の変化を示すファストタイムと、拍間におけるパラメータの変化を示すスロートタイムフレームの両方が示されている図。

【発明を実施するための形態】

【0015】

以下に本発明のいくつかの例示的实施形態を開示する。この開示は説明のためのものであり、添付の特許請求の範囲によって最も広い態様において定義される本発明の限定を何ら表すものでないことは明らかである。

【0016】

本発明の 1 つの例示的实施形態として、図 1 a は、例えば、共通軸線 104 を中心として異なる角度方向で回転された 3 つの二次元扇状走査平面 101, 102, 103 において、自由にかつ電子的に操縦可能な方向で、パルス超音波ビームを送信することができるトランスデューサ・アレイ 100 を示している。このトランスデューサ・アレイは、ケーブル 105 を介して、表示画面 107 に与えられる画像出力を有する超音波イメージング機器 106 に接続されている。

【0017】

典型的なイメージングの状況において、超音波イメージング機器 106 は、二次元走査平面 101 ~ 103 内の選択された方向に超音波ビームを送信するトランスデューサに信号を案内する。各ビーム方向に対する後方散乱信号は機器内で分析され、ビーム方向に沿った一組のレンジサンプルに対して一組の画像パラメータを生成する。典型的な画像パラメータは、組織構造のイメージングのための後方散乱振幅を圧縮したもの、あるいは血液速度、組織運動速度、または、例えば心筋の歪みなどの組織領域の歪み、あるいは弾性率計測イメージングのための腫瘍への強制歪みをイメージングするためのドップラー周波数パラメータであってもよく、これらのすべては公知の方法に従ったものである。

【0018】

ビーム走査は、例えば、各二次元走査平面に対して順番に、あるいは後述のように螺旋状に順次といったように、多くの様式で進めることができる。各走査平面に属するビーム方向に対する画像パラメータをグループ化して、これらの走査平面に対する画像パラメータの二次元画像を作成する。これらの二次元画像を、例えば図 1 b の画像 111, 112, 113 としてリアルタイムで表示画面上に示す。この図には、タイミング基準として用いられる心臓 ECG のタイムトレースとともに、画像から抽出された英数字データまたは他の測定値を表示するための領域 115 も示されている。

【0019】

10

20

30

40

50

15 cmの画像範囲を有する二次元画像について64本のビームを使用して、典型的には1秒間あたり72枚の二次元画像が得られる。したがって、3つの連続する二次元走査平面を用いた場合、1秒間あたり3つの二次元走査平面の完全な更新を24回行える。4つの連続する走査平面に増やすことにより、1秒間あたり4つの二次元走査平面の完全な更新は18回行える。16 mm開口アレイによる3 MHzの64本のビームにより、二次元画像の完全な角度サンプリングによる、約60度未満の二次元画像の全開口角度が与えられる。

#### 【0020】

広い送信ビームを送信し、これをいくつかの（例えば2～6）の狭い並行な受信ビームでカバーすることにより、イメージング速度を2～6倍に高めることができる。これにより、各二次元走査平面の走査角度を例えば90度に広げるための時間も与えられる。特に軸線に近い平面同士の重複領域、および、心臓のアピカル長軸イメージングを用いた場合の心室の中央などの、対象物に関する情報が殆どない領域においてビーム密度を低減することにより、イメージング速度および/または二次元走査の幅を増大させることができる。例えば、心臓の収縮や弛緩などの開始における詳細を調べるためなど、より迅速な二次元イメージング速度が要求される場合には、各走査平面に対して全心周期をイメージングし、例えばECG信号によってトリガされて、心周期の終了時に走査平面を変えるようにしてもよい。

#### 【0021】

心臓の局所壁運動異常を評価するためには、異なる領域において壁のサンプリングを行うビーム同士の時間的遅延が最小限であることが重要である。有用な心臓走査の走査は、アレイ中心軸線104を、図1cにおいては図面の中心の垂線として示されている左心室の長軸に沿って配置して、心室をアピカルイメージングすることによって得られる。典型的な心筋の断面は、この画像の領域125によって示されている。走査平面101, 102, 103の断面は、参照符号121, 122, 123として示されている。この特定のビーム走査パターンにおいて、走査平面の方向は、円の中で、それぞれの連続するビーム方向に切替えられ、これにより、軸線104に対して着実に増減するビーム角度を有する螺旋円錐の中でビーム走査が行われる。バツ(x)印は、インターロゲティングビーム(interrogating beam)のいくつかを示しており、選択肢126, 127, 128は、方向129内で順に続くビームのサブセットを示す。軸線104に対してこのビーム角度を有する最後のビーム130において、次のビーム断面が、ビーム126と同一の走査平面121内にありながら、中心軸線104に対してより大きな（または場合によってはより小さい）ビーム角度を有する131となるように、ビーム角度は増大される。ビーム方向130の次には、本例においては、矢印で示すように二次元走査平面122内のビーム方向132が続く。この走査パターンを有する心筋125を、ビームと軸線104との間の開口角度が同一に近いようなビームを用いてイメージングすることにより、限られた時間内に全心筋をカバーできることになる。典型的には、心筋は10～15ミリ秒の時間内に1秒あたり80フレームのフレームレートで収集可能な10×6～60前後の連続したビームによってカバーされる。これにより、心筋の収縮、弛緩パターンにおける局所変化を研究するための非常十分な量のフレームレートが提供される。

#### 【0022】

表示のために、それぞれの二次元走査平面に属するビーム方向からの画像データをグループ化して、図1bに例示するようなリアルタイムで表示される二次元画像を作成する。したがって、多数の走査平面は、診断および手術前および手術後の監視、および以下に検討するような他の臨床処置状況の監視を目的として、心臓内の局所壁運動の観察および心臓腔の容積計算をリアルタイムで行うため用いることができる。

#### 【0023】

本発明に従うビーム走査を提供するトランスデューサ・アレイの2つの実施形態について以下に示す。

図2は、本発明によるフェーズド・アレイの厚み方向の断面を示しており、参照符号2

10

20

30

40

50

01, 202は、バックング材料での反射波が無視できるように高い音響力吸収を有する、バックング構造物203上に搭載された2つの圧電アレイ層を示している。圧電層は、フェーズド・アレイの指ノ素子電極208, 209, 210, 211で被覆されている。後方層の前面電極209および前方層の後面電極210は、例えば接着剤フィルムなどの薄層212によって互いに電氣的に分離されている。各圧電層と音響負荷材料204との間の構造には、圧電層(201, 202)の特性インピーダンスを負荷材料204の特性インピーダンスにインターフェースする(調和させる)一組の弾性層205が含まれる。

#### 【0024】

特に広い帯域を与えるインピーダンス・インターフェーシングの方法は参考文献[5]に記載されており、この場合、圧電層と接している構造205の第1の層が、圧電層とほぼ同じ特性インピーダンスを有する弾性層を含み、これに続いて、負荷に向かって低下する特性インピーダンスを有する層を備える。このようなインピーダンス・インターフェーシングは、電氣的に並列な2つの圧電層を用いて、後述するように、低周波数パルスを送信し、例えば後方層201上で当該パルスより高い調波成分(第2~第4)を受け取るようにする場合に、特に有用である。後述のように層201上にパルスを送信して、電氣的に並列な層201, 202上でサブハーモニクスパルスを受け取るようにしてもよい。他の状況において、標準的な方法に従って、より狭い帯域のインピーダンス・インターフェース層205を用いることもできる。

#### 【0025】

低い特性インピーダンスのセラミック/ポリマー組成物を得るために、3つの二次元面内で超音波ビームを段階的に操縦できるようにした電極配列により、圧電板をダイシングする例を図3に示した。図3は、表面から見た圧電層および電極を示している。図3aにおいて、参照符号301は両層で同じのセラミック圧電層のダイシング溝を示しており、残りのセラミックポスト/アイランドは参照符号302で示されている。ダイシング溝301はポリマーで充填されており、セラミック原材料からは、セラミックの相対充填容積に応じて、約0.5倍低下した特性インピーダンスを有するセラミック/ポリマー複合材が得られる。

#### 【0026】

本発明に従う特定の実施形態において、圧電層201の後面は、図3bに示すように分割された指ノ素子電極組303によって被覆されており、後方層201の前面および前方層202の後面は、図3cに示すものと同一の形状および方向を有した分割された指電極304, 305で被覆されている。圧電層202の前面は、図3dに示すような分割された指電極306によって被覆されている。電極組303~306は、図2の電極208~211に対応し、指電極304と指電極305とは、図2に示すように層212によって互いに電氣的に分離されている。

#### 【0027】

図3に示すアレイによって得られる二次元走査平面の原理図が図1aに示されている。図1aにおいて、アレイは参照符号100で示されている。電極組304/209, 305/210および306/211を接地し、後面電極303/208を線形フェーズド・アレイ・トランスデューサの素子のホット(通電される)電極として作動させることにより、図1aに示すような二次元画像走査平面を得ることができる。電極組303/208, 305/210および306/211を接地し、電極304/209をフェーズド・アレイのホット素子電極として作動させることにより、図1aの102として示される二次元画像走査平面を得られる。電極組303/208, 304/209および305/210を接地し、前面電極306/211をフェーズド・アレイのホット素子電極として作動させることにより、図1aの103として示される二次元画像走査平面が得られる。

#### 【0028】

図2a~2dに示すようにダイシングおよび電極方向が互いに60度となるように選択することにより、正三角形のセラミックアイランドが得られ、図1aにおいて二次元走査平面間の角度を60度とすることができ、これにより対象物を等角度でサンプリングする

10

20

30

40

50



ことができる。このような角度により、複合材に同一寸法のセラミックアイランドが得られ、アレイの電極／素子の幅を同一にすることができる。アレイ／電極については、例えば他の所望の画像面に近づけて左心室のサンプリングを行うために、他の角度分割を用いてもよい。

#### 【 0 0 2 9 】

アレイの変換能力は、電極上への送信電圧から電極の前面上の振動速度への伝達関数 (transfer function) として定義される、アレイ素子の送信伝達関数 (transmit transfer function)  $H_{tt}(\quad)$  によって都合良く記載される。他の層を電氣的に短絡させた場合の後方層 2 0 1 および前方層 2 0 2 に対する典型的な送信伝達関数は、それぞれ図 4 の参照符号 4 0 1, 4 0 2 に示したとおりである。図 1 a の走査平面 1 0 1, 1 0 2 はいずれも、1.5 ~ 4.2 MHz の広い周波数に亘ってほぼ平坦な伝達関数 4 0 1 を有する図 2 の後方圧電層 2 0 1 を使用している。図 1 a の走査平面 1 0 3 は、図 4 の関数 4 0 2 を有する図 2 の前方圧電層 2 0 2 を用いている。2.8 MHz ~ 4.2 MHz の周波数範囲においては、いずれの層も類似の伝達関数 (参照符号 4 0 1 および 4 0 2) を有していることがわかる。したがって、この周波数帯域において、前方層によって得られる第 3 の走査平面 1 0 3 に対するパルス、後方層によって得られる走査平面 1 0 1, 1 0 2 に対するパルスと同様のものにすることができる。

10

#### 【 0 0 3 0 】

図 2 において、圧電層の分極化が P 1 (2 0 6) および P 2 (2 0 7) として示されている。この例に示したように分極方向が対向する場合、前面 (2 1 1 / 3 0 6) および後面 (2 0 8 / 3 0 3) 電極を接地し、中間電極 (2 0 9 / 3 0 4 および 2 1 0 / 3 0 5) をフェーズド・アレイのホット電極として作動させることにより、層を電氣的に並列に接続することができる。このような電氣的に並列に接続された圧電層の動作に対する送信伝達関数は、図 3 の参照符号 4 0 3 で示される。この伝達関数は、0.8 ~ 2.2 MHz の周波数の低帯域をカバーする。

20

#### 【 0 0 3 1 】

したがって、3 つの走査平面を電子的に選択できるかどうかは別として、この構造により、多周波数帯域内における通常の第 1 調波イメージングおよび高調波イメージングのいずれに対しても、走査平面 1 0 2 において多周波数帯域での動作が可能になる。たとえば、上述のような電氣的に並列な層のカップリングを用いて、低帯域 4 0 3 での送信を行うことができる。電極 2 0 8 / 3 0 3, 2 1 0 / 3 0 5, 2 1 1 / 3 0 6 を接地し、電極 2 0 9 / 3 0 4 をフェーズド・アレイのホット素子電極として作動させることにより、後方層によって、送信帯域 4 0 1 の第 2、第 3 または第 4 調波成分を受信することができる。同様に、電極 2 0 8 / 3 0 3, 2 1 0 / 3 0 5, 2 1 1 / 3 0 6 を接地し、フェーズド・アレイのホット素子電極として電極 2 0 9 / 3 0 4 を作動させることにより、高周波数帯域での送信を行うことができるとともに、電極 2 0 8 / 3 0 3, 2 1 1 / 3 0 6 を接地し、電極 2 0 9 / 3 0 4 と電極 2 1 0 / 3 0 5 とを接続してこれらの 2 層が低周波数帯域に対して電氣的に並列に作動するようにすることにより、送信帯域のサブハーモニクスを受信できる。

30

40

#### 【 0 0 3 2 】

図 5 には 4 つの走査平面が自由に選択できる二重圧電層構造が示されており、該図において、図 3 に示すような面からの圧電層および電極が示されている。厚み方向における構造には、図 2 に示すように負荷に対する弾性層のインピーダンス・インターフェーシングを有する 2 つの圧電層が含まれる。図 5 a には、セラミック圧電層のダイシングの例が示されるが、参照符号 5 0 1 はダイシング溝を示し、参照符号 5 0 2 はセラミックポスト／アイランドを示している。図 3 の構造との相違は、セラミック／ポリマー複合材を形成するためのセラミックダイシング、および指／素子電極の方向にある。特に、図 5 の構造については、層 2 0 1 と層 2 0 2 との間の 2 組の中間電極 5 0 4 / 2 0 9, 5 0 5 / 2 1 0 が、図 5 c および図 5 d に示すように異なる方向を有している。層 2 0 1 の後面には、図

50

5 bに示すような指電極組 5 0 3 / 2 0 8 が設けられ、層 2 0 2 の前面には図 5 e に示すような指電極組 5 0 6 / 2 1 1 が設けられている。

【 0 0 3 3 】

電極 5 0 4 / 2 0 9 , 5 0 5 / 2 1 0 , 5 0 6 / 2 1 1 を接地し、後面電極 5 0 3 / 2 0 8 を線形フェーズド・アレイのホット素子電極として作動させることにより、図 6 に参照符号 6 0 1 で示した二次元走査平面を得ることができる。電極 5 0 3 / 2 0 8 , 5 0 5 / 2 1 0 , 5 0 6 / 2 1 1 を接地し、電極 5 0 4 / 2 0 9 をフェーズド・アレイのホット素子電極として作動させることにより、図 6 中の二次元走査平面 6 0 2 が得られる。電極 5 0 3 / 2 0 8 , 5 0 4 / 2 0 9 , 5 0 5 / 2 1 0 を接地し、電極 5 0 6 / 2 1 1 をフェーズド・アレイのホット素子電極として作動させることにより、図 6 中の二次元走査平面 6 0 3 が得られる。電極 5 0 6 / 2 1 1 , 5 0 3 / 2 0 8 , 5 0 4 / 2 0 9 を接地し、電極 5 0 5 / 2 1 0 をフェーズド・アレイのホット素子電極として作動させることにより、図 6 中の二次元走査平面 6 0 4 が得られる。後方および前方層に対する伝達関数は、図 4 に示す参照符号 4 0 1 , 4 0 2 と同じになるが、この構造では低周波数帯域 4 0 3 における層の電氣的に並列な接続によるフェーズド・アレイ走査はできない。

【 0 0 3 4 】

上記走査平面の電子的選択は、例えば図 7 に示すような集積回路によって行うことができる。図 7 は、図 3 の多層 / 多電極トランスデューサ・アレイを 7 0 1 として例示したものである。ワイヤ組 7 0 3 , 7 0 4 , 7 0 5 , 7 0 6 は、電極組 3 0 3 , 3 0 4 , 3 0 5 , 3 0 6 を、電子的切替回路 7 0 2 に接続し、該電子的切替回路 7 0 2 は、制御信号 7 0 7 によって、イメージング機器 7 1 0 によって電力供給される同軸ケーブル組 7 0 8 のホットワイヤに接続される電極組と、信号の基底レベル 7 0 9 に接続される電極組とを選択する。このような電子回路はアレイの近くに搭載されるので、ケーブル 7 0 8 と走査平面選択用の制御信号 7 0 7 のみがイメージング機器に接続することになる。

【 0 0 3 5 】

次に、トランスデューサ・アレイおよび走査平面選択回路を、典型的には、体表面からのイメージングのために手持ち式プローブの先端に取り付けるか、あるいは、例えば心臓の経食道イメージングや腫瘍の内視鏡イメージングなど、体内部から対象物をイメージングするために、胃鏡などの内視鏡の先端に取り付ける。

【 0 0 3 6 】

図 8 は、体内に挿入される胃鏡の先端に取り付けられた本発明に従うアレイ 8 0 1 を有する経食道プローブ 8 0 0 を例示している。プローブの操縦可能先端部 8 0 2 の角度方向は、内視鏡の先端のワイヤ制御のための標準的な方法に従って、回転ハンドル 8 0 3 , 8 0 4 によってワイヤを介して制御する。この特定の実施形態は、例えば、心臓の長軸に追従するように走査平面のうちの 1 つを調節するなどのために、胃鏡先端部 8 0 2 内のアレイ 8 0 1 の矢印 8 0 6 によって示されるような回転用の付加的な制御装置 8 0 5 を含む。他の走査平面は、アレイの設計に従ってこの長軸を中心にグループ化される。この調整は、心臓の局所壁運動の標準的観察または心臓腔の容積または腫瘍などの他の対象物の正確な計算のために用いることができる。内視鏡プローブは、ケーブル 8 0 7 を介してイメージング機器に接続される。

【 0 0 3 7 】

選択された二次元走査平面組内のビームの電子的操縦は、図 9 中に参照符号 9 0 0 として示したような二次元マトリックスアレイを用いて行うこともできる。このアレイは、二次元マトリックスに配置された一連の小さい素子 9 0 5 からなり、各素子に対する信号は個々に遅延させることができる。個々の素子の信号を遅延させることにより、既知の原理に従って、ビームを操縦し、円錐 9 0 6 内の選択された方向への合焦が可能となる。特に、上述のような超音波ビームの走査を可能にする二次元走査平面 9 0 1 , 9 0 2 , 9 0 3 の組内のビーム方向を選択することができる。しかしながら、二次元マトリックスアレイは、図 3 および図 5 中のアレイに比べて、超音波走査装置の複雑さを大幅に増してしまう。

## 【 0 0 3 8 】

ある組からの二次元走査平面の電子的選択により、図 1 に関連して検討したように、實際上、上述のアレイを有した 3 つまたは 4 つの走査平面において、實際上同期して心臓をイメージングすることができる。ここで、図 1 b は、例えば図 3 のアレイによって得られるであろう 3 つの二次元走査平面によるリアルタイムイメージングの表示の例を示している。同様に、図 1 0 a は、例えば図 5 のアレイによって得られるであろう 4 つの二次元走査平面によるリアルタイムイメージングの表示の例を示している。この例において、二次元画像表示 1 0 0 1 ~ 1 0 0 4 は、図 6 中の二次元走査平面 6 0 1 ~ 6 0 4 に対応したものである。タイミング基準のための E C G を示すタイムトレース 1 0 0 5 は、拡張末期容積、収縮末期容積、駆出分画等の英数字データを表示するための領域 1 0 0 6 とともに表示内に含まれる。図 1 a および図 1 0 中の画像は、典型的には壁運動評価のために用いることができ、この場合、評価データは周知の原理に従って、ブレットイメージ (bullet image) で示すことができる。

10

## 【 0 0 3 9 】

二次元画像において左室腔を自動的に検出することにより、参考文献 [ 6 ] に示すように、心臓腔、特に左室の容積のリアルタイム計算を行って、充填と駆出のパターンや、左心室の駆出分画を調べたりすることもできる。超音波造影剤は、心筋内の局所灌流変化を調べるために用いることができ、この場合、造影剤の高調波イメージングにより、組織出力比に対するコントラストが高まる。超音波造影剤は、イメージングの難しい患者における腔領域の判定を向上するために用いることもできる。

20

## 【 0 0 4 0 】

多くの走査状況において、左室圧の測定値  $P_{LV}(t)$  は、全心周期にわたって入手可能である。術前または術後などの臨床状況において、左心室内のカテーテルを用いて  $p_{LV}(t)$  を得ることができる。他の状況では、 $p_{LV}(t)$  は、大動脈弁の開放時の収縮期を通じて大動脈圧から得ることができる。大動脈圧は、中央血管内のカテーテルから、もしくは鎖骨下動脈または頸動脈の径を測定することによって得ることができる。左室径の超音波測定値  $D(t)$  と壁厚  $H(t)$  とを組み合わせ、参考文献 [ 7 ] の既知の方法に従って、次の数式 ( 1 ) のように心筋内の繊維応力  $\sigma_f(t)$  を計算することができる。

## 【 0 0 4 1 】

## 【 数 1 】

$$\sigma_f(t) = \frac{H(t)}{(D(t) + H(t)) \left( 3 - \left( \frac{D(t) + H(t)}{2L(t)} \right)^2 \right)} P_{LV}(t)$$

(1)

30

## 【 0 0 4 2 】

上記式中、 $L(t)$  は、左室腔の長さである。

$L(t)$  は多くの場合、一定の平均値によって近似することができる。心筋の容積は一定であるので、 $D(t)$  と  $L(t)$  から壁厚  $H(t)$  の時間的变化を得ることができる。次に、左室容積  $V_{LV}$  を、不完全楕円 (truncated ellipsoid) によって近似して、 $D(t)$  および  $L(t)$  に基づいて算出することができる。

40

## 【 0 0 4 3 】

左心室腔容積  $V_{LV}$  と心筋壁容積  $V_w$  から繊維応力を算出するための下記のような式も存在する。参考文献 [ 8 ] を参照のこと。

## 【 0 0 4 4 】

【数 2】

$$\sigma_f(t) = \frac{3}{\ln\left(1 - \frac{V_W}{V_{LV}(t)}\right)} P_{LV}(t)$$

(2)

【0045】

本発明に従う上記のような計算により、心筋の生理的収縮／弛緩パラメータをより良好にリアルタイム表示できる。容積トレースを含むパラメータ波形の時間微分によって、収縮の開始および終了時の迅速な変化の間の生理機能についての情報が強化される。

10

【0046】

すべての領域において類似または均一の心筋収縮をみせる心室内の心筋繊維における平均相対歪みは、心臓径の相対変化と同等であると近似することができる、すなわち、 $\sigma_a(t) = D(t) / D_{max}$ 。である。虚血性心疾患などで見られるように、場所的な歪みの変化がある場合、平均歪みも心能力の興味深い尺度ではあるものの、この状況においては、場所的に変化する歪み  $(\sigma_r, t)$  (式中、 $r$  は心筋表面のベクトル座標である) の画像も見たいと思うに違いない。各ビーム方向に沿ったドップラー測定に基づいて、心筋中の局所歪み率を推定することができ、これを図10bのピュレット画像1007内に、例えばカラーまたはモノクロ表示するなど、様々な方法で表示することができる。図10bにおいて、ピュレット画像内の角度方向は、図1の参照符号101, 102, 103の走査平面の角度方向を示し、ピュレット画像内の径方向は心臓の頂部からの距離を示している。

20

【0047】

監視の状況をさらに説明するために、図11は本発明に従う例示的な表示を示しており、該表示においては、本発明によるアレイを用いて得られた心臓の寸法の測定値を用いて、左心室の収縮パラメータを算出している。この表示は、上から下へ、ECGトレース1101、左室圧1102、繊維応力1103および平均相対繊維歪み1104、ならびに左室容積トレース1105を示している。より長期間にわたる動向の情報については、より遅い時間尺度で、拍動あたりのV<sub>I</sub>の最小値としての収縮末期容積ESV(1106)、拍動あたりのV<sub>L</sub>の最大値としての拡張末期容積EDV(1107)、拍出量SV(1108)、心拍出量EF(1109)、および駆出分画CO(1110)を示すことができる。これらは、次のように計算される。

30

【0048】

$$SV = EDV - ESV \quad CO = SV * HR \quad EF = SV / EDV \quad (3)$$

上記式中、 $HR = 60 / THR$  は、拍動あたりの心周期の持続時間を秒で示したTHRから計算される、1分あたりの拍動数であり、例えば、ECGより各心拍に対して測定される。これらのパラメータは、 $HR(1111)$  および例えば  $\max(dV/dt)$ ,  $\max(\sigma_f)$ ,  $\max(d\sigma_f/dt)$ ,  $\max(\sigma_a)$ ,  $\max(d\sigma_a/dt)$  などの他のパラメータとともに、各トレースに沿って、あるいは英数字領域1112内に、数字として都合よく表示することができる。

40

【0049】

このように、好ましい実施形態に適用しながら本発明の基本的な新しい特徴を示し、記載し、指摘してきたが、説明した装置の形態および詳細ならびにそれらの動作において、様々な省略や置換や変更が、本発明の精神から逸脱しない限りにおいて当業者によってなされうるものとする。たとえば、同じ結果を達成するために実質的に同じ方法で実質的に同じ機能を遂行する要素および／または方法工程のすべての組み合わせが、本発明の範囲内に含まれることは明確である。さらに、本発明のあらゆる開示された形態または実施形態に関連して示したおよび／または説明した構造および／または要素および／または方法も、一般的な設計上の選択事項として、他の任意の開示または説明または示唆された形態ま

50

たは実施形態に組み込んでよいと認識すべきである。したがって、限定は、添付の請求項の範囲によって示すようにだけ行われるものとする。

【 0 0 5 0 】

( 参考文献 )

[ 1 ] 米国特許第 4 , 6 4 0 , 2 9 1 号、1 9 8 7 年 2 月 3 日 : 「超音波医療イメージング用 B 面フェーズド・アレイ ( B - plane phased array for ultrasound medical imaging )」、発明者 : ピーター ティ . ホーエン ( Pieter 't Hoen )、譲受人 : ノース アメリカ フィリップス コーポレーション ( North American Philips Corporation )

10

[ 2 ] 米国特許第 5 , 7 2 4 , 9 7 6 号、1 9 9 8 年 3 月 1 0 日 : 「超音波コントラストエコー法に好適な超音波イメージング ( Ultrasound Imaging Preferable to Ultrasound Contrast Echography )」、発明者 : 嶺喜隆、平間信、辻野弘行、斉藤史郎、譲受人 : 株式会社東芝、日本

[ 3 ] 米国特許第 5 , 8 2 5 , 1 1 7 号、1 9 9 8 年 1 0 月 2 0 日 : 「第 2 調波イメージングトランスデューサース ( Second Harmonic Imaging Transducers )」、発明者 : ウィリアム ジェイ . オスマン ( William J . Ossmann ) , ラリー ペンダーガス ( Larry Pendergass ) , マーチン ケイ . メイソン ( Martin K . Mason )、譲受人 : ヒューレット - パッカード カンパニー ( Hewlett - Packard Company ) ( カリフォルニア州パロアルト )

20

[ 4 ] 米国特許第 5 , 9 5 7 , 8 5 1 号、1 9 9 9 年 9 月 2 8 日 : 「広帯域超音波トランスデューサ ( Extended bandwidth Ultrasonic Transducer )」、発明者 : ジョン ホサック ( John Hossack )、譲受人 : アスソン コーポレーション ( Acuson Corporation ) ( カリフォルニア州マウンテンビュー )

[ 5 ] 米国特許出願 6 0 / 2 6 0 , 0 2 3、2 0 0 1 年 1 月 5 日出願 : 「広域または複数周波数帯域トランスデューサおよびトランスデューサ・アレイ ( Wide or Multiple Frequency Band Transducer and Transducer Arrays )」、発明者 : ツビヨルン アー . ヤー . アンゲルセン ( Bjorn A . J . Angelsen ) および トニー エフ . ヨハンセン ( Tonni F . Johansen )

30

[ 6 ] オークス エス ( Aakhus S . )、マーレ ジェイ . ( Maehle J . )、ビヨルンスタッド ケイ . ( Bjornstad K . ) : 「左心室心内膜表面の心エコーコンピュータ化三次元再構築のための新しい方法 ( A New Method for echocardiographic computerized three-dimensional reconstruction of left ventricular endocardial surface ) : 容積のインビトロ精度および臨床再現性」 J Am Soc Echocard , Vol 7 , No 6 , 1 9 9 4 : 5 7 1 ~ 5 8 1 頁

40

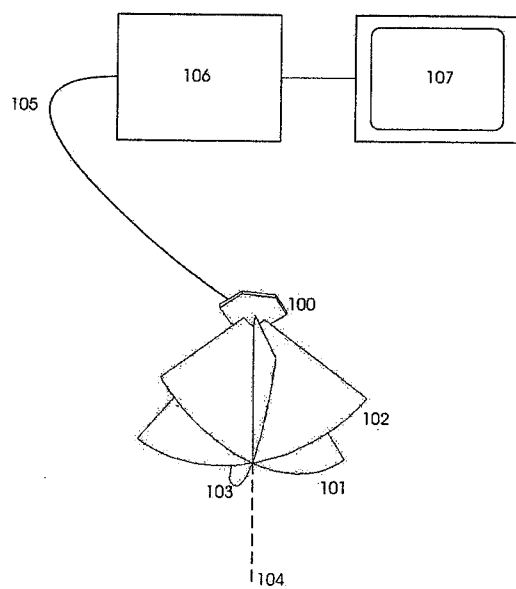
[ 7 ] ラベン エス アイ ( Rabben S . I . )、イルゲンス エフ . ( Irgens F . )、アンゲルセン ビー . ( Angelsen B . ) : 「左心室壁内の筋繊維応力の評価式 ( Equations for estimating muscle fiber stress in the left ventricular wall )」 Heart and Vessels 1 9 9 9 , 1 4 : 1 8 9 ~ 1 9 6 頁

[ 8 ] アーツ ティ ( Arts T )、ボベンダード ピーエイチエム ( Bovenderd PHM )、プリンゼン エフダブリュ ( Prinzen FW )、レネマン アルエス ( Reneman RS ) : 「左室腔の圧力および容積と、壁内の収縮繊維応力および歪みの関係 ( Relation between left ventricular cavity pressure and volume and systol

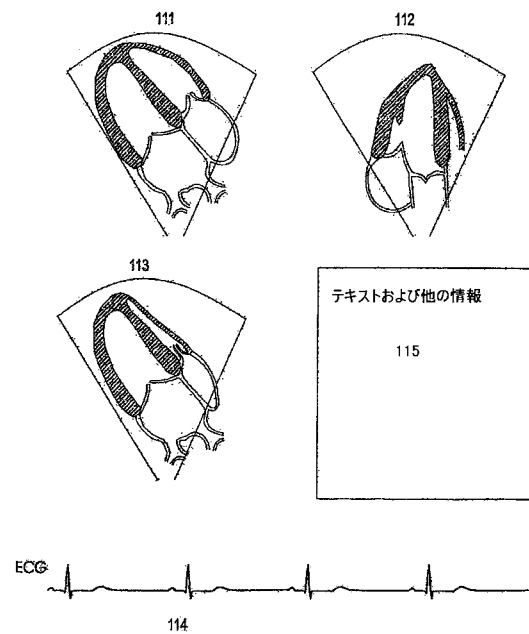
50

ic fiber stress and strain in the wall)」  
J Biophys 59, 1991: 93~102頁

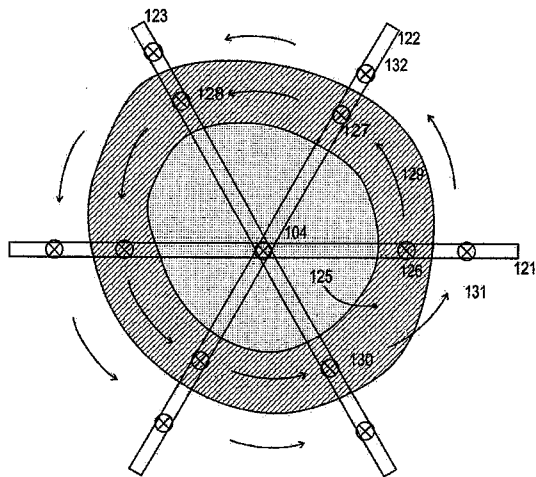
【図 1 a】



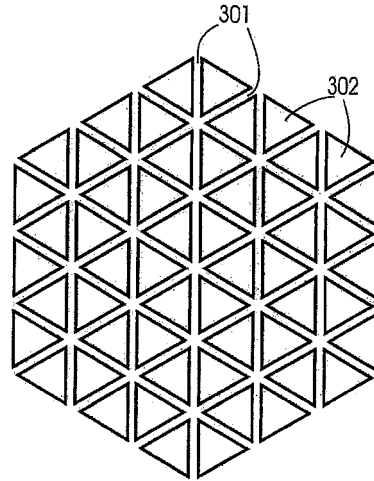
【図 1 b】



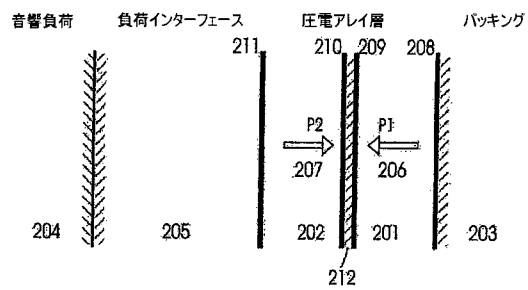
【図 1 c】



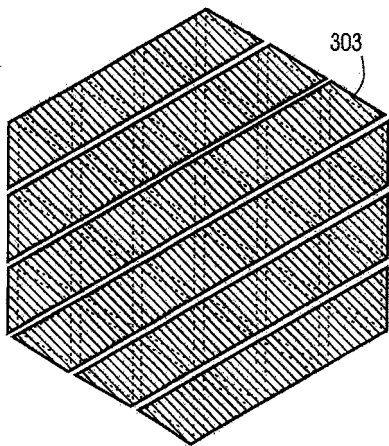
【図 3 a】



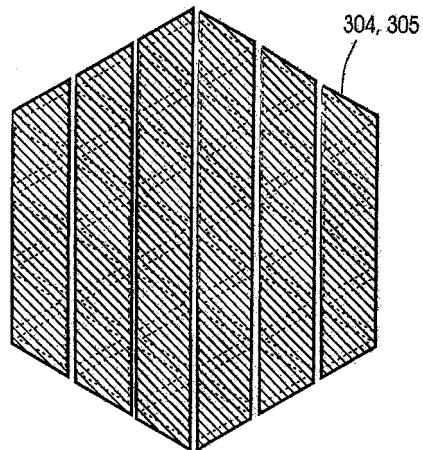
【図 2】



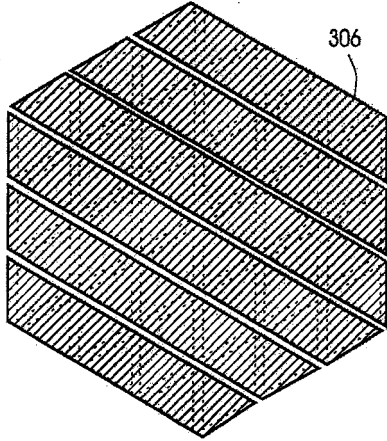
【図 3 b】



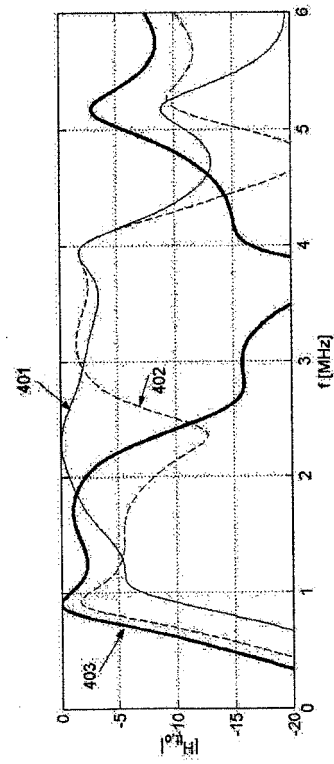
【図 3 c】



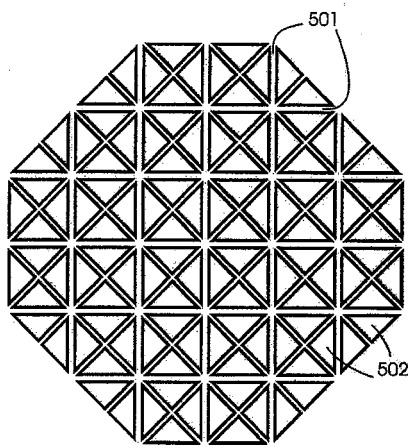
【図 3 d】



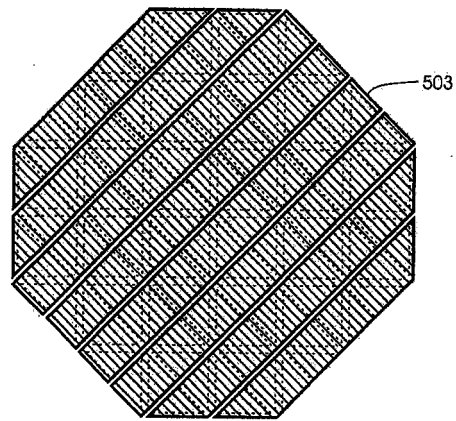
【図 4】



【図 5 a】

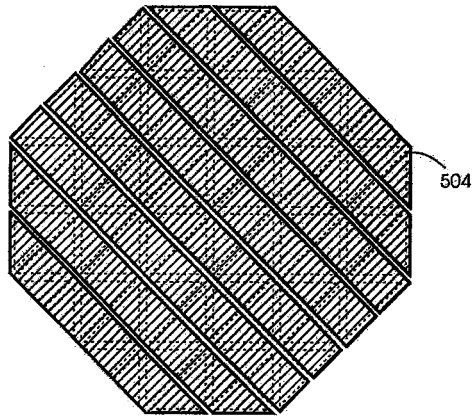


【図 5 b】

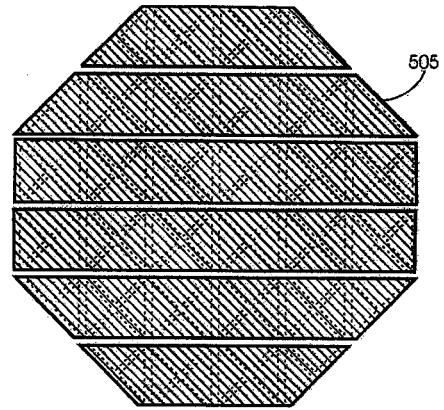




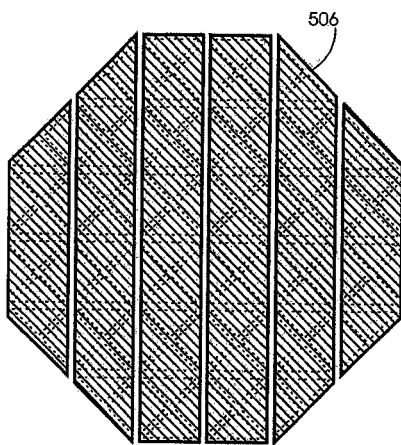
【図 5 c】



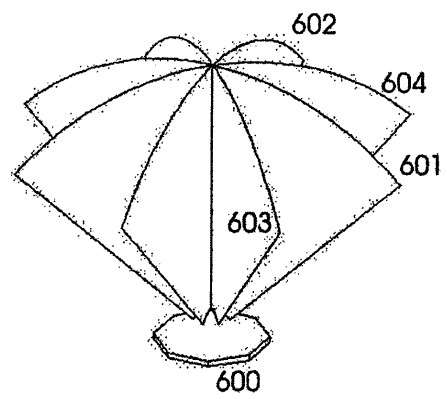
【図 5 d】



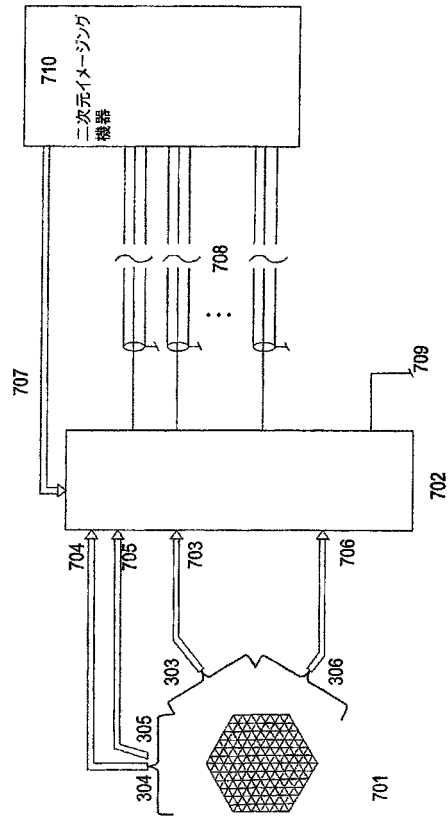
【図 5 e】



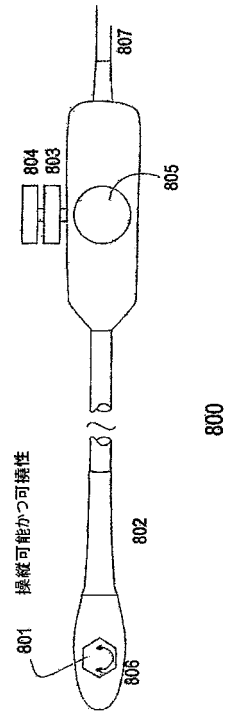
【図 6】



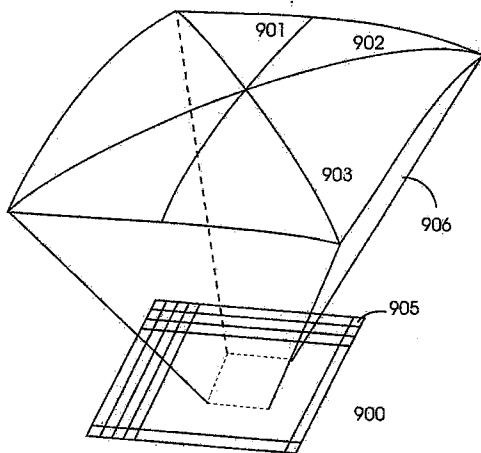
【図 7】



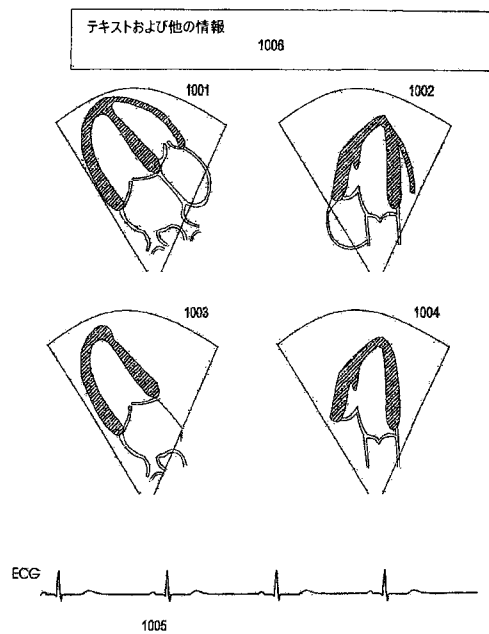
【図 8】



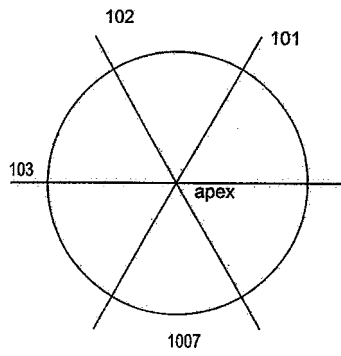
【図 9】



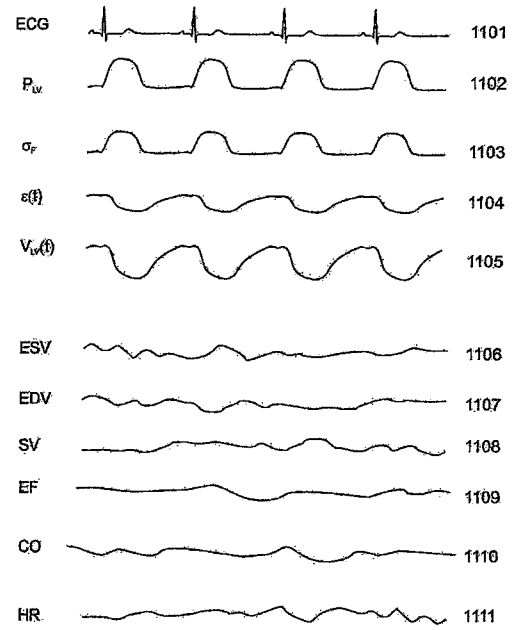
【図 10 a】



【図 10 b】



【図 11】



英数字領域

1112

---

フロントページの続き

(74)代理人 100142907

弁理士 本田 淳

(72)発明者 アンゲルセン、ピョルン アー・ヤー・

ノルウェー国 N - 7 0 5 1 トロンド Heim ブグセス ヴェーク 4 ペー

(72)発明者 ヨハンセン、トニ エフ・

ノルウェー国 N - 7 0 1 8 トロンド Heim オスロヴェイエン 6

審査官 宮澤 浩

(56)参考文献 特開平 0 5 - 1 6 1 6 4 9 ( J P , A )

特開昭 6 1 - 1 2 8 9 4 8 ( J P , A )

特表 2 0 0 1 - 5 1 5 3 7 3 ( J P , A )

特開平 0 3 - 1 1 8 0 4 8 ( J P , A )

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 B 8 / 0 0

H 0 4 R 1 7 / 0 0

专利名称(译)	物体和超声成像装置的多扫描平面超声成像方法		
公开(公告)号	<a href="#">JP5192508B2</a>	公开(公告)日	2013-05-08
申请号	JP2010064332	申请日	2010-03-19
[标]申请(专利权)人(译)	安妮凝胶森比约恩呵雅 ANGELSEN BJORN第] 约翰森托尼°F JOHANSEN TONNI°F		
申请(专利权)人(译)	Angerusen，比约恩啊是啊。 约翰森，托尼F.		
当前申请(专利权)人(译)	Angerusen，比约恩啊是啊。 约翰森，托尼F.		
[标]发明人	アンゲルセンビヨルンアーヤー ヨハンセントニエフ		
发明人	アンゲルセン、ビヨルン アー.ヤー. ヨハンセン、トニ エフ.		
IPC分类号	A61B8/00 H04R17/00 A61B8/08 A61B8/06 G01S7/52 G01S15/89 H01L41/08 H01L41/09		
CPC分类号	A61B8/145 A61B8/06 A61B8/13 G01S7/52074 G01S15/8925 G01S15/8927		
FI分类号	A61B8/00 H04R17/00.332.B A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/BB03 4C601/BB06 4C601/BB07 4C601/BB23 4C601/DD15 4C601/EE07 4C601/EE08 4C601/FE10 4C601/FF08 4C601/GB06 4C601/GB15 4C601/GB19 4C601/GB40 4C601/HH16 4C601/HH17 4C601/HH28 5D019/BB17 5D019/FF04		
代理人(译)	昂达诚 本田 淳		
审查员(译)	宫泽浩		
优先权	60/364747 2002-03-15 US		
其他公开文献	JP2010179117A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

#### 摘要(译)

要解决的问题：设计一种相控阵换能器，用于在两个或多个角度方向（例如，三个或四个角度方向）上自由地和电子地选择二维扫描平面。解决方案：给出了围绕公共轴旋转的至少三个二维扫描平面中的对象的实时超声成像方法，以及允许这种成像的超声换能器阵列的设计。该方法还被引入到心脏功能的监测情况中，其中结合其他测量例如LV压力，计算诸如射血分数和肌纤维应力的参数。Ž

$$\sigma_f(t) = \frac{H(t)}{(D(t)+H(t)) \left( 3 - \left( \frac{D(t)+H(t)}{2L(t)} \right)^2 \right)} p_{LV}(t)$$