

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2007-90085

(P2007-90085A)

(43) 公開日 平成19年4月12日(2007.4.12)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/08 (2006.01)

F I

A 6 1 B 8/08

テーマコード (参考)

4 C 6 0 1

審査請求 有 請求項の数 1 O L (全 31 頁)

(21) 出願番号 特願2006-326262 (P2006-326262)
 (22) 出願日 平成18年12月1日 (2006.12.1)
 (62) 分割の表示 特願2004-565201 (P2004-565201)
 の分割
 原出願日 平成15年12月3日 (2003.12.3)
 (31) 優先権主張番号 10/323,354
 (32) 優先日 平成14年12月18日 (2002.12.18)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)
 (31) 優先権主張番号 10/323,467
 (32) 優先日 平成14年12月18日 (2002.12.18)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(71) 出願人 505229726
 バーバラ アン カーマノス キャンサー
 インスティテュート
 アメリカ合衆国 ミシガン 48201,
 デトロイト, イースト ウォレン ス
 トリート 110
 (74) 代理人 100078282
 弁理士 山本 秀策
 (74) 代理人 100062409
 弁理士 安村 高明
 (74) 代理人 100113413
 弁理士 森下 夏樹

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 計算機化超音波リスク評価システム

(57) 【要約】

【課題】組織を検査するためのシステムを制御する方法を提供すること。

【解決手段】本発明は一般に、撮影システムに関する。さらに詳細には、本発明は超音波撮影システムに関する。現在使用されている、特に医療用の種々の撮影システムに関連した欠点は数多くある。たとえば、X線撮影法、マンモグラフィー、およびコンピュータ断層撮影 (CT) スキャンなどの多くの撮影技術では、医療に使用される際、細胞の突然変異の危険性を与える電離性放射が使用される。本発明の実施例は、従来技術の欠点を解決し、組織を検査するための方法およびシステムを提供する。組織を検査するための方法およびシステム (104、108、112を含む) が提供され、組織は受信した反射音波と送信音波を含む複数の球状または散乱パルス音響放射で音響照射される (ブロック208) 位置に維持される。組織の一部の表示は、受信した散乱音響放射から導出される。

【選択図】図1A

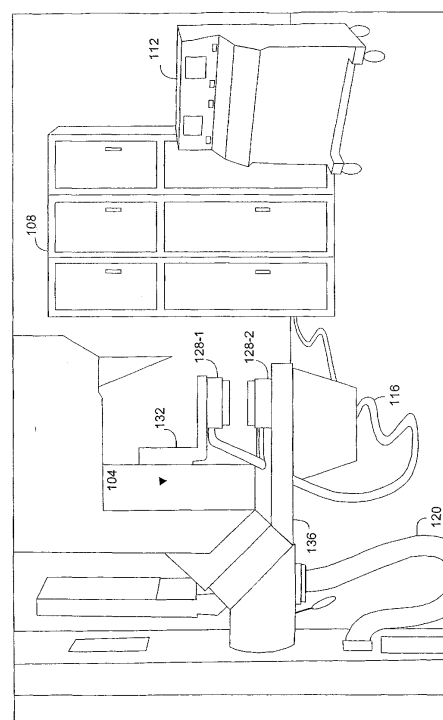


Fig. 1A

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

制御手段によって組織を検査するシステムを制御する方法であって、該方法は、
維持手段によって該組織の位置を維持することと、
生成手段によって複数の球状または円筒状のパルス音波を該組織に生成することと、
受信手段によって該組織から散乱した音響放射を受信することであって、該散乱した音響放射は、反射音波と送信音波との組み合わせを含む、ことと、
生成手段によって、該受信した散乱した音響放射から該組織の一部の物理的性質の 3 次元表示を生成することであって、該 3 次元表示は、該組織の一部の任意の方向および位置の 3 つの直交ビューを提供することが可能である、ことと
を含み、
該生成手段によって該組織の一部の該表示を生成することは、該受信した散乱した音響放射から直接結合パルスを除くことを含む、システムを制御する方法。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

(関連出願の参照)

本出願はまた、共通に割り当てられた米国特許第 6,385,474 号、「METHOD AND APPARATUS FOR HIGH-RESOLUTION DETECTION AND CHARACTERIZATION OF MEDICAL PATHOLOGIES」、John D. Rather らにより 1999 年 3 月 19 日申請に関するものであり、この全開示内容はあらゆる目的のため参照までにここに盛り込まれている。

20

【0002】

(連邦政府の支援による研究または開発の下になされた発明の権利に関する記載)

米政府は、U.S. Dept. of Energy Work for Others Agreement L-8420 による本発明の権利を有する。

【背景技術】

【0003】

(発明の背景)

本発明は一般に、撮影システムに関する。さらに詳細には、本発明は超音波撮影システムに関する。

30

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

現在使用されている、特に医療用の種々の撮影システムに関連した欠点は数多くある。たとえば、X 線撮影法、マンモグラフィー、およびコンピュータ断層撮影 (CT) スキャンなどの多くの撮影技術では、医療に使用される際、細胞の突然変異の危険性を与える電離性放射が使用される。また、CT スキャン技術と磁気共鳴映像法 (MRI) 技術はともに、比較的高価な手順をとるが、このことはそれ自体使用がある程度制限される要因である。マンモグラフィーなどの方法の著しい欠点は、二次元画像に依存し、診断に極めて重要な三次元構成の情報が誤ったものになることである。

40

【0005】

これらの撮影技術の代替として、医学界では、安全かつ低コスト、高解像度の撮影ツールを提供する超音波に期待してきた。しかし、従来の超音波には著しい制限があり、A スキャンモードまたは B スキャンモードで使用される。かかるモードは、A スキャンが純粋に一次元である一方、B スキャンは二次元画像を生成するという理由で区別される。結果として、撮影には超音波 B スキャンを使用するようになる。かかる従来の超音波分析では、小アレイの要素が検査中の組織と接触して手で移動される。このアレイは超音波を送出し、超音波は組織から同じアレイに反射する。この配置では 2 つの主な欠点が生じる。

50

第一に、超音波Ｂスキャンは材料自体の特性に関する情報を提供せず、異なる種類の材料間の境界の反射率のみに関する情報を提供する。第二に、このアレイは、手持ち式の感知アレイに反射するが、散乱放射を捕獲することができない。しかし、かなりの情報が送信波に存在するが、これらの情報は従来の超音波Ｂスキャンでは捕獲されず、診断にも使用されない。

【 0 0 0 6 】

特に医療に適用される改良型撮影を提供する装置および方法の必要性がある。

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 0 7 】

(発明の簡単な要約)

本発明の実施例は、従来技術の欠点を解決し、組織を検査するための方法およびシステムを提供する。一実施例では、複数の球状または円筒状のパルス音波が組織に照射される位置に組織が維持される。照射音波は組織によって散乱され、反射音波と送信音波の組み合わせを含む散乱音響放射が受信される。組織の一部の表示は、受信した散乱音響放射から導出される。この表示は、三次元か、または組織の一部を通過した二次元のスライスからなる。一実施例では、この表示は画像からなる。

【 0 0 0 8 】

別の実施例では、組織の一部の表示は種々に生成される。一部の実施例では、電気信号は受信した音響放射から発生しデジタル化される。この電気信号は増幅される。デジタル化された電気信号は、直接結合パルスを除いたり、電気信号を周波数領域に変換するなどして前処理される。

【 0 0 0 9 】

一組の実施例では、この表示は受信した音響放射から抽出されたデータセットから組織の第一物理表示を導出することにより生成される。第二物理表示は同じデータセットから導出される。一実施例では、第二物理表示は、脂肪除去撮影技術を行うことにより導出される。画像が生成され、同時に第一および第二物理表示を示す。物理表示のうち、いずれかあるいは両方とも、音速、減衰、密度、圧縮率、吸収、音響インピーダンス変化、または血流などの、組織の音響特性の再構成からなる。物理表示は、種々の音響周波数にて導出されるか、または種々の再構成技術で導出される。

【 0 0 1 0 】

別の組の実施例では、音響情報は電磁情報と組み合わせられる。散乱音響放射からの組織の一部の表示の生成に加えて、組織が電磁放射される。組織を伝播した電磁放射が受信され、画像を生成するのに使用される。音響表示は電磁的に導出された画像と組み合わせられる。別の実施例では、音響情報はインピーダンス情報などのその他の種類の情報と組み合わせられる。

【 0 0 1 1 】

音響照射は音響送信要素で達成され、散乱音響放射は音響受信要素で受信される。一実施例では、音響送信要素と音響受信要素は１つ以上のアレイとして構成され、パドルによって構成される。アレイは組織をスキャンできる動作に構成される。一実施例では、パドルはまた、組織に接触するために構成された可撓性ブラダーからなり、患者の快適レベルを向上させ、アクセスしにくい領域を検査する。可撓性ブラダーは音響的に透明な液体を含む。パドルはまた、軟質組織に接触するのに適した固い部分を含む。一部の実施例では、第二の類似構成パドルが備えられており、組織のスキャンは、別のパドルの送信要素と受信要素のアレイを移動させることにより、または容量性の微細加工超音波トランスデューサーなどの固体要素を使用して電子的にスキャンすることにより行われる。一部の例では、２つのパドルは平行であるが、その他の例では、直交するなど種々に方向づけられる。送信要素、受信要素、およびパドルは、センサーシステムの一部を形成する。

【 0 0 1 2 】

センサーシステムはまた、センサーシステムと通信する制御システムからなる。制御システムは音響送信要素と音響受信要素を制御して組織に音響照射する制御装置からなる。

10

20

30

40

50

一実施例では、制御システムはさらに、フロントエンド要素、再構成要素、レンダリング要素、およびタイミング・制御要素からなる。フロントエンド要素はそれ自体、入力サブシステムと格納サブシステムからなる。たとえば、一実施例では、フロントエンド要素は、複数の相互接続されたVMEカードとRAMカードからなり、各VMEカードは複数のチャンネルを受信するよう構成される。各VMEカードは、信号チャンネルごとに、増幅器、アナログ・デジタル変換器、および先入れ先出しメモリからなる。一部の実施例では、タイミング・制御要素により調整された複数のセンサーシステムが備えられる。

【0013】

このシステムはまた、制御システムと通信するオペレーターシステムからなる。オペレーターシステムは制御システムへの制御コマンドを通信し、組織の一部の表示を定義する情報を受信する。 10

【0014】

本発明の実施例はまた、組織を検査するための方法および装置を提供する。一実施例では、音響データは、複数の送信要素から組織を通過して複数の受信要素へ複数の球状または円筒状のパルス音波を散乱させることから導出される。音響データは、反射音波と送信音波の組み合わせを含むが、受信かつデジタル化され、組織の一部の表示はデジタル化された音響データから生成される。表示を生成することは、受信した音響データから直接結合パルスを除くことからなる。別の実施例では、表示を生成することは、デジタル化された音響データの時系列分析を行うことか、または、デジタル化された音響データの周波数列分析を行うことからなる。 20

【0015】

種々の方法は、表示を生成するのに使用される。たとえば、一実施例では、全開絞り断層撮影法が使用され、波経路が送信要素と受信要素の対ごとの時間遅れとして計算される。波経路が合計され、組織の一部の画像表現を導出する。

【0016】

別の実施例では、定量全開絞り断層撮影法が使用される。デジタル化された音響データは少なくとも2つの独立寸法に従って組織化される。デジタル化されたデータは、少なくとも2つの独立寸法で異なる依存性を持つ物理量によって予想強度変化に関する式に数値的に当てはめられる。物理量は、たとえば、圧縮率コントラストと密度コントラストとからなる。 30

【0017】

さらなる実施例では、デジタル化された音響データが周波数領域に変換される回析断層撮影法が使用される。散乱フィールドフーリエ構成要素は、変換データから抽出され、複合ポテンシャルが計算される。音速や減衰などの組織の一部の物理特性は、複合ポテンシャルから導出される。

【0018】

さらに別の実施例では、全波随伴断層撮影法が使用される。組織の一部の初期組織モデルは、おそらく上記した方法のうちの1つの方法により選択される。組織モデルを通過する波伝播は、波伝播モデルでシミュレーションされ、シミュレーションデータを求める。シミュレーションデータとデジタル化された音響データは、剰余を計算するのに使用され、剰余は逆伝播され組織モデルを更新する。シミュレーションされた波伝播と逆伝播は、剰余の大きさが予め定義された閾値より小さくなるまで繰り返される。 40

【0019】

組織の圧縮率は、組織の二回の音響照射から導出された音響データセットを比較することにより求められる。一実施例では、二回の音響照射は組織の機械圧縮により分離される。別の実施例では、第二音響照射は組織を圧縮するよう作用する。組織の表示は、圧縮モードの各々で組織に音響照射し、各セットの音響データを測定することにより、組織の音響特性を2つの圧縮モードの差と互いに関係づけることにより生成される。

【0020】

本発明の方法は、制御システムの機能の一部として行われ、一般にセンサーシステムと 50

連係させるためのフロントエンドを含む。フロントエンドは、放射パターンを散乱させることにより導出された音響データを受信する。制御システムはまた、音響データをディジタル化するためのアナログ・ディジタル変換器を含み、再構成要素を含む。再構成要素は、上記方法を行うよう構成される。

【 0 0 2 1 】

(発明の詳細な説明)

(1 . 概要)

本発明の実施例は一般に、組織などの検討中の物体を検査するための方法および装置に向けられる。図 1 A、1 B は、医療用、特に、患者の乳房の超音波撮影に適した本発明の一実施例により構成されたシステムの一般的な構成概要を提供する。図 1 A はシステム構成要素の物理配置を示し、図 1 B はこれらの構成要素の論理相互接続と、各々がどのようにシステムと相互作用するかを示す。

10

【 0 0 2 2 】

このシステムは、センサーシステム 1 0 4、制御システム 1 0 8、およびオペレーターシステム 1 1 2 を含む。これらのシステムの各々は下記に詳述する。接続 1 1 6 はセンサーシステム 1 0 4 と制御システム 1 0 8 との間の情報転送に備えられ、接続 (図 1 A に図示せず) は制御システム 1 0 8 とオペレーターシステム 1 1 2 との間の情報転送に備えられる。一部の実施例では、かかる接続は、たとえば、イーサネット (登録商標) 接続からなる。

【 0 0 2 3 】

例示実施例では、センサーシステム 1 0 4 は、支持体 1 3 6、電源接続源 1 2 0、および一対のパドル 1 2 8 を含むセンサーを含む。下部パドル 1 2 8 - 2 は支持体 1 3 6 に固定されるが、上部パドル 1 2 8 - 1 はハンドル 1 3 2 で移動され、2つのパドル 1 2 8 間の患者の乳房を圧縮する。平行パドルの例示構成は特に乳房組織の検査に適しているが、その他のパドル構成はその他の組織の検査に使用される。たとえば、一実施例では、パドルは直交して方向づけられる。かかる方向づけは特に、たとえば、脾臓の検査に適している。その他の実施例では、パドルのその他の中間方向づけが使用される。パドル 1 2 8 の各々は、超音波送信要素および受信要素 (「トランスデューサー」) のアレイからなる。一実施例では、5 1 2 個の送信要素と 5 1 2 個の受信要素が各パドルに備えられる。断層撮影の「ビュー」は、単一の送信要素から音響放射を送信し、複数の受信要素により受信されるために生成されるデータにより定義される。断層撮影の「スライス」は、すなわち、複数の送信要素から音響放射の送信と複数の受信要素による受信から導出された、複数のビューのために生成されるデータにより定義される。

20

30

【 0 0 2 4 】

制御システム 1 0 8 は、超音波送信パルスを形成し計るのに使用されるハードウェアからなる。制御システム 1 0 8 はさらに、受信した超音波波形を記録する回路からなる。一実施例では、制御システム 1 0 8 は、各々が複数のチャンネルからなる、複数の受信カードに分割される。一実施例では、6 4 個の受信カードが備えられているが、各々が 1 6 個のチャンネルからなる。各チャンネルからの受信波形は、高ダイナミックレンジのアナログ・ディジタル変換器 (「 A D C 」) で増幅かつディジタル化される。各送信パルス後、波形データは圧縮され、少なくとも 1 0 0 枚の断層撮影スライスの波形データを格納することができるローカル・ランダム・アクセス・メモリ (「 R A M 」) に転送される。かかるアーキテクチャは、約 0 . 3 秒で断層撮影スライスの記録を可能にし、1 0 0 枚のスライスの乳房スキンの合計取得時間は約 3 0 秒となる。

40

【 0 0 2 5 】

従って、動作時、患者 1 4 0 は、パドル 1 2 8 が患者の乳房に接触するよう位置づけられることによるセンサーシステム 1 0 4 との相互作用 1 5 2 を有する。オペレーター 1 4 8 は、動作パラメーターをセットアップするためのオペレーターシステム 1 1 2 との相互作用 1 5 4 を有している。一実施例では、オペレーターシステム 1 1 2 は、グラフィカルユーザーインターフェースを備えるよう構成され、モード選択やタイミング初期化などの

50

動作オペレーターが確立される。オペレーターシステム 112 は、オペレーター 148 が出す命令から制御情報を導出し、相互作用 162 を通じて制御システム 108 に転送する。

【0026】

いったん動作モードが確立されると、センサーシステム 104 によるデータ取得は、制御システム 108 により構成されるマスタータイミング発振器から導出されるマスタータイミングパルスにより初期化される。かかるパルスは、相互作用 160 を通じてセンサーシステムと通信する。例示実施例のパドル 128 として示されたセンサーは、組織量を音響照射し、送信放射と反射放射を受信する。パドル 128 内のトランスデューサーは、受信した音響情報を相互作用 158 を通じて制御システム 108 に返信する電気信号に変換する。制御システム 108 は電気信号の分析を行い、相互作用 156 を通じてオペレーターシステム 112 に戻される画像情報を導出する。放射線技師などのプロの評価者 144 は、オペレーターシステム 112 と直接相互作用し、レンダリングデータを閲覧する。別の実施例では、レンダリングデータの選択ビューは、評価者 144 によるその後の閲覧と分析のため印刷または格納される。

10

【0027】

図 1 A に提供された構成概要は、現在のマンモグラムセットに類似する。かかる構成は、現存するマンモグラフィ装置が本発明の実施例を実施するよう変更され、乳房中央内のシステムにより構成される装置を収容するための追加空間を必要としないという利点がある。一実施例では、下記に詳述するように、パドル 128 は、現存するマンモグラフィ装置にクリッピングされ、別の実施例では、支持体 136 はパドル 128 を調整かつ位置づける機構を有する別の自立構造である。また、図 1 A は、最終解釈が行われる空間内の単一装置として支持体 136 を示しているが、本発明はこのように限定されない。特に、様々な空間からの複数のセンサーヘッド入力、メインシステムサーバーに対するクライアントを兼ねる遠隔ビューイングステーションとともに使用される。遠隔ビューイングステーションは、標準画像アーカイブコンピューターシステム（「PACS」）内に含まれる。乳房中央が複数のマンモグラフィ空間を含む実施例では、複数のセンサーシステム 104 が含まれ、各々が中央制御システム 108 に配線され、追加装置のコストを削減する。

20

【0028】

図 2 は、システムの機能階層の概要を提供し、システムにより行われる八つの主な機能を示す。ブロック 204 にて、制御装置機能がシステムに備えられる。制御装置機能は、ブロック 208 にて音響波形の生成を調整することと、ブロック 212 にて波形をデジタルフォーマットへ変換することと、ブロック 216 にてデジタルデータを前処理することと、ブロック 228 にて B スキャン画像を再構成することと、ブロック 220 にて二次元スライス再構成することと、ブロック 224 にて三次元データセットをレンダリングすることと、およびブロック 232 にてデータと画像を表示することからなる。各例では、制御装置機能は、その他の機能の各々のセットアップ条件を定義することと、いつ機能が終了するかを決定することからなる。

30

【0029】

ブロック 208 の音響波形生成は、(1) 各断層撮影スライスの音響トランスデューサーを位置づけることと、(2) 音響パルスを生成し組織に音響照射することと、(3) 組織を通じて送信かつ反射された波形を捕獲することと、(4) ブロック 212 にて音響パルスタイミング信号を使用して変換機能を制御することからなる。音響トランスデューサーは、スキャンサイクルに先立ってまず既知のホームポジションに移動することによって位置づけられる。生成される断層撮影のスライスの数とスライス間の間隔は、制御装置機能 204 から受信される。これらの音響パルスは、制御装置機能 204 から送信セットアップ情報を受信することにより生成され、送信セットアップ情報は、送信要素の数と位置、送信要素の組編成、送信パルスの波形、および送信タイミングを含む。音響パルスは、セットアップパラメーターに従って生成される。

40

50

【 0 0 3 0 】

いったん送信かつ反射された波形が捕獲されると、ブロック 2 1 2 にて変換機能により処理される。デジタルフォーマットへのかかる変換は、制御装置機能 2 0 4 からの両方の変換セットアップ情報を受信することと、生成機能 2 0 8 から波形とタイミング信号を受信することからなる。一実施例では、最小サンプリングは、対象となる最も高い周波数の少なくとも 3 倍、ナイキスト基準の 1 . 5 倍に相当する。波形はタイミング信号の制御下でデジタルフォーマットに変換され、デジタル化されたデータはブロック 2 1 6 にて前処理機能に送信される。

【 0 0 3 1 】

ブロック 2 1 6 にて、デジタル化されたデータは前処理される。この前処理は、制御装置機能 2 0 4 からセットアップ情報を受信することと、変換機能 2 1 2 からタイミング情報を受信することからなる。制御装置機能 2 0 4 により要求される前処理の種類に関係なく、前処理機能 2 1 6 はデータ帯域を制限し、データサンプル数を制限することにより収集されるデータ量を減少させる。これらのウィンドウ生成データはさらなる処理のため格納される。一実施例では、制御機能から受信されたセットアップパラメーターにより、前処理は、直接結合パルスの到着時間と振幅を求めることからなる。直接結合パルスが除去され、データの時系列の残りが保持され、複合位相および振幅は残りのデータ用に求められる。ある実施例では、前処理はさらに、データ品質画像を表示機能に送信することからなり、オペレーター 1 4 8 は収集中のデータの品質にアクセスする。

【 0 0 3 2 】

ブロック 2 2 0 にて、二次元断層撮影スライスが再構成される。複数のセンサーシステム 1 0 4 を有する実施例では、各再構成は、再構成システムに各センサーシステムに関連づけられるよう要求するのではなく、中央制御システム 1 0 8 により調整される。かかるスライスを再構成することは、セットアップパラメーターと信号を受信して制御装置機能 2 0 4 から再構成を開始することからなる。前処理データは、前処理機能 2 1 6 から受信され、以下に詳述する種々の再構成のいずれかを行う。かかる再構成アルゴリズムは、全開絞り断層撮影 (「F A T」) アルゴリズム、定量全開絞り断層撮影 (「Q F A T」) アルゴリズム、回析断層撮影アルゴリズム、および全波再構成アルゴリズムを限定なしに含む。一部の実施例では、複数の再構成アルゴリズムは同一データセット上で実行され、追加診断情報を提供する。

【 0 0 3 3 】

二次元再構成スライスは、三次元データセットに組み込まれる。一実施例では、三次元データセットの各要素は、再構成の各々から、音速、減衰、密度、圧縮率、反射率、吸収、および/または音響インピーダンス変化などの、少なくとも 1 つの物理量の値を含む。三次元データセットは、レンダリングされたデータを表示する信号で、制御装置機能 2 0 4 からセットアップ情報を受信して、ブロック 2 2 4 にてレンダリングされる。一実施例では、レンダリングは任意の方向づけと位置の 3 つの直交ビューを提供することができる。別の実施例では、レンダリングは複数の再構成技術から導出されたデータを重畳することができる。かかる複数の再構成技術は、等値面または半透明のボリュームレンダリングの生成を可能にする。

【 0 0 3 4 】

ブロック 2 2 8 にて、B スキャン画像が再構成される。かかる再構成は、制御システムからセットアップ情報を受信することと、前処理機能 2 1 6 からデータとタイミング信号を受信することからなる。

【 0 0 3 5 】

ブロック 2 3 2 にて、データは画像形態で表示される。レンダリング画像と B スキャン画像は、レンダリング機能 2 2 4 と B スキャン再構成機能から受信され、オペレーター 1 4 8 に表示される。ある実施例では、前処理機能 2 1 6 から導出されたデータ品質画像はまた表示され、オペレーター 1 4 8 は収集されるデータの品質にアクセスする。

【 0 0 3 6 】

10

20

30

40

50

図 2 では、ブロック 2 2 6 が、P A C S システム内で利点的に行われる機能を示すのに使用され、三次元データセットをレンダリングすること 2 2 4 と、B スキャン画像を再構成すること 2 2 8 と、データを表示すること 2 3 2 を含む。P A C S システムへのかかる機能の割り当ては特に、コストとオペレーターシステム 1 1 2 の複雑さを制限することにより、複数のセンサーシステム 1 0 4 を有する診療設定に役立つ。たとえば、一実施例では、再構成タスクが現在の患者により制限され、オペレーティングシステム 1 1 2 は、技術者のために十分なデータを表示して完全なデータが現在の患者に収集され検査が終了したことを確認しさえすればよい。モジュール化されたセンサー収集、集中レンダリングおよび再構成を有することにより、大型診療センターにとってさらに実用的なシステムが可能になる。データは、集中制御システムから複数の医師のビューイングステーションに枝分かれし、モジュール化解釈を可能にする。

10

【 0 0 3 7 】

(2 . センサーシステム)

本発明の実施例で使用されるセンサーシステムは、超音波送信要素、超音波受信要素と、検討中の組織への送信音響エネルギーと受信音響エネルギーの両方を転送するための機構からなる。図 3 A ~ 3 C に例示した一実施例は、一对の音響パドル 1 2 8 を使用する。かかるパドル配置は、生検抽出を行うため晒された乳房の一部を残す乳房撮影で使用された場合に利点を有する。かかる生検抽出は、予め取得したデータに応じて行われるか、または撮影システムが極めて正確な生検を行うためのリアルタイムガイダンスを供するのに使用される。また、下記の特実実施例は、腋窩部位と胸壁付近の組織を音響照射する際特に有効な形状寸法を使用する。かかる部位は、乳ガン検出のための重要な部位であるが、たとえば、円形アレイ形状寸法を使用することによっては検査されない。

20

【 0 0 3 8 】

図 3 A は、一実施例の上部パドル 1 2 8 - 1 と下部パドル 1 2 8 - 2 の両方の断面図を示す。音響パドル 1 2 8 の各々は、包囲体 3 0 8 と、可撓性結合ブラダー 3 1 2 とからなる。包囲体 3 0 8 は音響送信媒体 3 1 6 からなる。一実施例では、包囲体 3 0 8 はさらに、センサーシステムの動作時、不所望な反射を減少させる音響エネルギー吸収材からなる。

【 0 0 3 9 】

可撓性結合ブラダー 3 1 2 は、送信媒体 3 1 6 に音響的に合致する媒体で満たされる。動作時、結合ブラダー 3 1 2 の外部、すなわち、患者の組織と接触する部分は、結合ゲルで被覆される。パドルが組織と接触して配置されると、生成されるデータの品質が気泡の存在により悪影響を受ける。結合ブラダー 3 1 2 の可撓性は、患者との接触を改善し、捕獲気泡を減少させるための適合可能な境界面を供する。一部の例では、検査組織の特性、特に検査組織の固さにより、結合ブラダー 3 1 2 の一部のみは可撓性である。患者のスキューンは、スキューン中の表面に関する固さの概逆法則に従う。たとえば、乳房などの軟質組織の撮影は、軽度の初期圧縮時、気泡を圧搾する固い平坦面の恩恵を受ける。逆に、接合面などの固いおよび / または不揃いの輪郭の撮影は、より高い可撓性の恩恵を受ける。固い部分 3 1 4 と可撓性部分 3 1 5 の両方を含む結合ブラダー 3 1 2 は、特定組織構成に有効的に適する。たとえば、乳房の検査に使用される結合ブラダー 3 1 2 は、腋窩の固い組織に延長するパドル 1 2 8 の一部にて可撓性であり、パドル 1 2 8 の残りは平坦で固く、可撓性の乳房組織と接触する気泡をいっそう良く圧搾する。腋窩部位の音響照射を容易にする結果として得られた能力は、従来達するのが困難な部位の音響結合を可能にするため有益である。

30

40

【 0 0 4 0 】

各パドルの送信媒体 3 1 6 は、トランスデューサーアレイ 3 2 0 に含まれる。特定実施例では、アレイ 3 2 0 は、図 3 A に示す断面に直交して延長するモノリシックの直線アセンブリとして構成される。一実施例では、アレイ 3 2 0 は、直交方向、すなわち図 3 A で左右に、アレイ 3 2 0 を移動させるための搬送サブシステムの一部として構成される。かかる移動により、アレイ 3 2 0 が検査組織をスキャンできる。アレイ 3 2 0 に加えて、搬

50

送サブシステムは、親ねじ配置 3 2 4 とマウント 3 3 6 などの並進要素からなる。再循環ボールの使用などのその他の並進機構は当業者に周知であり、例示配置と置き換えられる。別の実施例では、スキャン能力は機械的ではなく電氣的に達成される。特に、機械的スキャンは、容量性の微細加工超音波トランスデューサー（「CMUT」）または電子制御下の同等の固体要素を使用して模擬される。

【0041】

トランスデューサーアレイ 3 2 0 と並進機構の詳細を図 3 B に示す。一実施例では、各アレイ 3 2 0 は、5 1 2 個の送信要素（「T」）と 5 1 2 個の受信要素（「R」）を含む。一部の実施例では、本発明者らによる実験は、高品質データがナイキスト基準を必然的に満たすことで得られることを確立したが、受信要素 R 間の間隔（「ピッチ」）は、空間ナイキスト基準を満たすため適切な組織の平均音速にとって半分の波長にほぼ等しく設定される。ナイキスト基準が満たされない実施例は、データがより少ない数の送信要素と受信要素で収集されるが、要素を供給し、分析データ量を減少させるコストを削減させるためには好ましい。本発明者らは、特別良い結果が低周波数でナイキスト基準を満たすことなく達成されることが分かった。この結果が前処理、収束、およびその他のプロセス段階の共同作用的な組み合わせから生じることが考えられている。

10

【0042】

撮影組織が乳房組織からなる特定実施例では、2 MHz の中心周波数の受信要素間のピッチは約 0 . 3 8 5 mm である。送信要素 T は一般に、受信要素 R と同じピッチで配置される。これは、トランスデューサーアレイ 3 2 0 が交互の送信要素 T と受信要素 T の直線アレイからなる実施例で容易に達成される。一実施例では、送信要素 T と受信要素 R の寸法は、約 0 . 1 9 × 6 mm² である。

20

【0043】

上部パドル 1 2 8 - 1 と下部パドル 1 2 8 - 2 の 2 つの音響アレイの並進機構は、アレイが互いに対向する要素を持つ同一音響平面で互いにほぼ対向して位置づけられるように構成される。従って、特定実施例では、（たとえば）1 0 2 4 個の送信要素 T の各々は、2 MHz の 3 サイクルパルスを送信する。各送信パルスからの音響波形は、すべての（たとえば）1 0 2 4 個の受信要素 R により受信される。かかる特定実施例では、送信パルス間の時間は約 3 0 0 μs である。データの断層撮影スライスを取得する時間は、0 . 3 0 7 秒（パルス時間当たり 3 0 0 μs の 1 0 2 4 個のパルス）である。これは図 3 C に概略的に示されているが、単一送信パルス T_x は複数の受信信号 R_x となる。

30

【0044】

送信要素と受信要素は種々の実施例で様々に構成される。一般に、システムの音響信号と電気信号との間で変換する必要があるため、送信要素と受信要素は圧電材料または巨大電歪強誘電体からなる。ポリ（フッ化ビニリデン）（「PVDF」）などの圧電材料は、印加ポテンシャルに応じて変形する。結果として、周期的ポテンシャルの印加により、圧電材料の周期的変形が発生し、送信器 T として音波を送出する。同様に、圧電材料は、音波による周期的変形が周期電流を発生するため、受信器 R として使用される。巨大電歪強誘電体は、キュリー温度以上に維持されたまま高電圧でポーリングすることにより同様に作用するよう構成される。かかる材料の例は、ジルコン酸チタン酸鉛（「PZT」）とニオブ酸リチウムを含む。

40

【0045】

PZT と PVDF はともに同一の感度を持つが、PZT 要素は低インピーダンスを持ち、PZT 要素とプリアンプとのインターフェースを容易にする。PZT 要素は一般に、2 MHz の共鳴周波数で抵抗インピーダンスが 2 kΩ であるが、PVDF 要素は一般に、2 MHz で容量インピーダンスが 1 6 6 kΩ である。しかし、PVDF 要素は一般に、製造コストが著しく低い。PZT の使用が現在従来の超音波装置の製造者らにより使用される熟成した技術である一方、PVDF は一般に高周波数アレイには使用されていないという事実がさらに考慮される。

【0046】

50

その他の実施例では、送信要素と受信要素はCMUT要素からなる。かかる要素は、音響信号の音の震動を変調容量に変換することにより、受信器として作用する電極を持つ小型ダイヤフラム状装置である。これらの要素は、容量電荷の変調による送信器として作用し、要素のダイヤフラムを震動して音波を送信する。大型要素は単一トランスデューサー要素として一体で動作時複数のCMUT要素をグループ化することにより形成されるが、かかるCMUT要素は、半導体プロセスを使用して製造され、 $10 \sim 200 \mu\text{m}$ の範囲の寸法を有する。CMUT要素の製造と動作に関する詳細は、米国特許第6,443,901号、「CAPACITIVE MICROMACHINED ULTRASOUND TRANSDUCERS」、2002年9月3日発行、この全開示内容はあらゆる目的のため参照までにここに盛り込まれている。

10

【0047】

図3Cで光線340として示す受信信号のいくつかは、組織を通じての送信に相当し、送信要素Tではなく別の音響アレイ128で受信要素Rにより受信される。光線344で示す受信信号のいくつかは、組織からの反射に相当し、送信要素Tとして同一音響アレイ128で受信要素Rにより受信される。図示の物理配置の場合、各送信要素Tから放射する円筒状または球状の波頭は、十分な角度多様性を供し、下記の断層撮影再構成の所要解像度に達する。

【0048】

かかる構成の場合、スライスごとに発生するビームパターンは、画像面では広いが、厚い面では狭い。 0.375 mm の広さのアレイ要素の分析では、内面ビーム幅が 100° より大きいことが示される。いったんスライスが取得されると、両方の音響アレイ128が、一実施例では約 2 mm の厚い面を通る距離を移動し、このサイクルが繰り返される。この一対のアレイを移動させるため割り当てられた時間が約 0.1 秒の場合、 100 枚のスライスを取得する時間は約 40 秒である（スライス当たり 0.307 秒＋スライス間の移動当たり 0.1 秒で、これに 100 枚のスライスをかける）。

20

【0049】

かかる動作方法が標準断層撮影スキャンに適する場合、システムはまた、別のスキャン技術に従う。たとえば、Bスキャンの場合、送信要素Tのグループが同時に起動され、一連の音響パルスを形成するのではなく組織を横断して平面波を形成する。

【0050】

図3Aのトランスデューサーアレイ320と並進機構に加えて、搬送サブシステムは音響アレイ320を制御するためのバッファ電子回路を含む。一実施例では、バッファ電子回路は安定した回路基板に実装される。アレイ320の各要素の端子は、アレイ320の実装面にて利用可能である。電気接続はケーブル316を通じて各アレイ320に備えられ、コネクタ332に外部的に接続される。アレイ320のヘッド電子回路は図3Dに示される。バッファ電子回路は音響アレイに信号増幅と実装安定性を供する。各受信要素Rは、バッファ増幅器352と電氣的に接続される。バッファ電子回路はまた、信号線の終点を下記の駆動電子回路要素360に供する。図3Dはまた、送信要素Tの個別起動に使用されるスイッチ356を示す。一実施例では、超音波要素は約 $10 \mu\text{V} \sim 1 \text{ V}$ の範囲の受信モードで信号を発生する。低信号レベルで、要素の信号対雑音比はケーブルロス時すぐに劣化する。このことは、受信要素Rの近接した低ノイズ増幅器を追加することにより補償され、実施可能な小信号が検出される。

30

40

【0051】

コネクタ332は、図3Eに概略して示すように、ケーブル328を通じる個別バッファ電子回路間の接続に、駆動電子回路要素360が備えられる。駆動電子回路要素360は、駆動マルチプレクサ364、駆動増幅器368、および波形発生器372からなる。駆動電子回路要素360はまた、追加的に、ある実施例で受信マルチプレクサ376からなる。駆動電子回路要素360は、駆動増幅器368と音響アレイ320間の物理距離を最小限にするよう、センサーシステム支持体136に取り付けられる。

【0052】

50

波形発生器 372 は、制御システム 108 に対して下記するタイミング・制御要素 404 からプログラムされる。タイミング・制御要素 404 からの信号は、制御システム 108 をセンサーシステム 104 に接続する相互作用 160 を通じて駆動電子回路要素 360 の要素により受信される。いったん波形発生器 372 がプログラムされると、波形はタイミング・制御要素 404 からマスタートリガー信号 380 を受信すると駆動増幅器 368 に送信される。駆動増幅器 368 は、波形発生器 372 により発生されたアナログ波形を取得し、信号を高いピークピーク電圧に増幅する。一実施例では、このピークピーク電圧は約 100 V である。増幅信号は駆動マルチプレクサ 364 に送信される。駆動増幅器 368 は、タイミング・制御要素 404 からの信号 380 によりオンオフゲート制御される。一実施例では、駆動増幅器は 1 ~ 128 個の送信要素 T 間を駆動する。増幅器のデューティサイクルは一般に 4 % 未満であり、300 μ s 当たり 10 μ s 送信パルスに相当する。駆動マルチプレクサは、駆動信号 382 を音響アレイ 320 に送信する。

10

【0053】

一部の実施例では、受信マルチプレクサ 376 が備えられる。受信要素 R からの信号 384 は多重化され、多重化信号 386 を用いた分析のために制御システム 108 に送信される。多重化信号 386 は、センサーシステム 104 を制御システム 108 に接続する相互作用 158 を通じて制御システム 108 と通信する。かかる受信多重化要素は、少数の送信ビューで受け入れ可能な画像再構成結果を達成する実施例にて好ましい。たとえば、受け入れ可能な結果が 128 個の送信ビューから導出される場合、一組の 8 : 1 マルチプレクサはハードウェアコストを大幅に削減させる。受信マルチプレクサ 376 は一般に、全数の送信ビューを使用する実施例にて使用されない。300 μ s ごとの 1024 個の送信器の送信パルスの受信線の多重化が、患者の短い検査時間を維持する要求に相反するためである。

20

【0054】

パドル配置のある機能は、マンモグラフィー検査で現在使用されている物理配置に類似する。たとえば、上部のマンモグラフィー圧縮パドルを上記した上部パドルと交換する一方、現存するマンモグラフィー装置のフィルムカセットスロットを下部パドル用のアンカーとして使用することなどにより、上記したパドルは、現存するマンモグラフィー装置にクリッピングされる。かかる変換を達成するための特定の取り付けは、現在のマンモグラフィー装置の製造者らの圧縮パドルの特定配置に依る。従って、本発明の一実施例では、パドル配置は上記の超音波トランスデューサーと、従来のマンモグラフィー配置により構成された X 線エミッターおよびセンサーで同時に構成される。X 線センサーは一般に、化学ベースの X 線に弱い写真フィルムからなる。第六項で下記するように、かかる配置により、X 線マンモグラフィーデータと超音波データの同時収集が可能になり、一斉に分析され、いずれかの種類のデータのみを超えた追加情報を提供する。

30

【0055】

(3. 制御システム)

制御システム 108 の概要が図 4 A に提供される。制御システム 108 は、タイミング・制御要素 404、フロントエンド電子回路要素 408、再構成要素 412、レンダリング要素 416、アーカイブ要素 424、および電源要素 420 からなる。電源要素 420 は、一実施例の標準 115 V 交流を使用して、制御システム 108 の活動要素へ電源を供給するよう構成される。信号は、センサーシステム 104 から相互作用 158 を通じて、またオペレーターシステム 112 から相互作用 162 を通じて制御システム 108 に供給される。信号は、相互作用 160 を通じてセンサーシステム 104 へ、相互作用 156 を通じてオペレーターシステムに、制御システム 108 により供給される。

40

【0056】

タイミング・制御要素 404 は、オペレーターシステム 112 により構成される制御装置要素 516 からセットアップパラメーターを受信し、種々のタイミング機能を実行して制御システム 108 の動作を制御する。たとえば、タイミング・制御要素 404 により発生されたマスタートイミング信号は、フロントエンド電子回路要素 408、再構成要素 4

50

12、およびレンダリング要素416を制御する。さらに、マスタータイミング信号は、上記したセンサーシステムの種々の要素により使用され、全システム動作の一般同期を達成する。マスタータイミング信号は、タイミング・制御要素404により構成されたマスタータイミング発振器から導出され、全てのタイミング機能はこの発振器に参照される。

【0057】

フロントエンド電子回路要素408を例示する追加詳細は、Versa Modular European (「VME」)規格に従う実施例のために図4Bに概略的に示されている。本実施例では、タイミング・制御要素404からのマスタータイミング信号は、入力サブシステム428とクレート制御サブシステム438の両方に供給される。これらのサブシステムは、格納サブシステム432とBスキャンサブシステム436と下記するように相互作用する。例示目的のため、下記の説明では、1024個の送信要素と受信要素がアドレス指定される実施例を参照する。配置が異なる数の送信要素と受信要素に適合するよう変更が迅速になされることが当業者に明らかとなる。別の実施例では、別のバス技術はVMEと置き換えられる。1つの別法は、コンパクトな周辺コンポーネント相互接続(「CPCI」)からなり、一般にVME構成より実装するのに高価ではない。格納サブシステム432は、アーカイブ要素を送信および/または加える能力を持つが、この特徴は、PACSシステムが、上記したように、モジュラー化センサー収集を達成するのに使用される実施例で有用である。

【0058】

フロントエンド電子回路要素408のための物理構造は、図4Cに示されている。フロントエンド電子回路に使用される適切なVMEインターフェースクレート409は、複数のVMEカード442、複数の高密度ランダムアクセスメモリ(「RAM」)カード444、およびVMEバックプレート446に接続されたクレート制御CPUカード438からなる。少なくとも1024個のシールドワイヤを有するマルチコンダクターケーブルアセンブリは、ヘッド電子回路から信号処理電子回路へ受信信号を送信する。受信信号は16チャンネルのグループで分割される。各16チャンネルグループは、信号を増幅かつデジタル化するVMEカード442に接続され、信号はフィールドプログラム可能なゲートアレイ(「FPGA」)デジタル・信号処理装置(「DSP」)により供給されるなどして、ある形態のプログラム可能なアレイロジックで処理される。データ調整は、特定超音波パルスの振幅と到着時間の検出、各パルスの周波数構成要素の振幅と位相の検出、および次の再構成のための受信波形のアーカイブを含む。16チャンネルのVMEカード442の各々は、複数の断層撮影スライスのための波形のアーカイブのための高密度RAMカード444のうちの1つに関連づけられる。100枚の断層撮影スライス波形当たり1000個のデータサンプルを使用する実施例では、少なくとも3.3ギガバイトで保持されるRAMカード444が十分である。

【0059】

特定VMEカード442と関連RAMカード444との間の相互作用の詳細は、図4Dに示されている。VMEカード442のセットにより構成された入力サブシステム428の機能は、入力されるアナログデータを前処理することである。従って、VMEカード442への16本のアナログ信号線ごとに、信号はまず増幅器452で増幅される。増幅信号はアナログ・デジタル(「ADC」)変換器454でデジタル化される。デジタル化された信号は先入れ先出し(「FIFO」)メモリ456に格納される。複数のFIFOメモリ456に格納された信号は、2つのクラスの画像再構成前処理のうちの少なくとも1つが行われるFPGADSPに転送される。かかる前処理は、VMEカード442で利用可能なメモリ462を使用する。

【0060】

一クラスの前処理は、時系列前処理からなる。単一の受信器からデジタル化された生信号は、特定の送信器と受信器の対のための音響時系列を定義する。「直接結合パルス」は、その送信器からその受信器へ最も直接的なルートを横切る音響信号として定義される。従って、受信器への直接結合パルスの到着前に同時に信号に利用可能な物理情報はない。

10

20

30

40

50

全ての散乱情報が直接結合パルスの到着後発生するため、ディジタル波形はウィンドウ生成され、直接結合パルスに続いてデータのみを抽出する。このことは、アナログフィルタリングとディジタル化により達成され、信号のダイナミックレンジ全体に適合する。送信パルスは、非重畳方法でシャープにされ、インパルス状の結合パルスを発生し、散乱信号の定義を改善する。この非重畳信号は、直接結合パルスなしに、再構成方法により順次使用される。時系列データを使用する再構成方法の例は、Bスキャン再構成とFAT再構成を含む。

【0061】

第二クラスの前処理は、周波数列前処理からなる。このクラスでは、データ取得ステップは、上記したものと同一である。ディジタル化後、データはフーリエ変換技術で周波数領域に変換される。前処理方法は、複合周波数領域係数を導出する。一実施例では、スペクトルから10個までの周波数値が変換される。フーリエ変換信号は、再構成方法により順次使用される。周波数列データを使用する再構成方法の例は、回析断層撮影方法と全波方法を含む。

10

【0062】

例示した実施例では複数のRAMカード444からなる格納サブシステム432は、入力サブシステム428からの波形および/または周波数係数データを受信して格納する。図4Dに示すように、このことは直接メモリアクセス(「DMA」)モジュール470と472を使用して達成され、アーカイブRAM476にデータを格納する。一般に、各格納サブシステムRAMカード444は、1つの乳房用に収集されたデータのために1つの入力サブシステムVMEカード442から全データを格納することができる。システムがもう1つの乳房用にデータを収集するよう再構成されている間、格納サブシステム432は高速リンクでデータをアーカイブ要素424にデータを転送および/または再構成要素412にデータを送信する。

20

【0063】

DMAモジュール470に加えて、VMEカード442はイーサネット(登録商標)モジュール466および/またはVMEバスインターフェースモジュール468からなる。かかるモジュールは、システムのその他の部分に情報を転送し、下記のクレート制御CPU438にアクセスするのに使用される。

【0064】

フロントエンド電子回路要素408はまた、格納サブシステム432からデータを受信するよう構成されたBスキャンサブシステム436からなる。入力サブシステム428がさらなるデータを受信している間、かかる受信データはリアルタイムの二次元のBスキャン再構成を発生するのに使用される。時系列データからBスキャン再構成を生成する方法は当業者に周知である。再構成されたBスキャンスライス画像は、リアルタイム表示のためにオペレーターシステム112に送信される。

30

【0065】

入力サブシステム428、格納サブシステム432、およびBスキャンサブシステム436の各々は、クレート制御サブシステム438により制御され、タイミング・制御要素404からセットアップ情報を受信するVME制御装置からなる。各VMEインターフェースクレート409は、第一スロットのクレート制御CPU438を含む。このクレート制御CPU438は、VMEバスに裁定アクセスし、データ衝突を防止するよう構成される。VMEアーキテクチャでシステムを構成する1つの利点は、VMEアーキテクチャが確実なバス裁定と独立CPUのカードを含む多くのカードがシステム誤動作を最小にする単一クレートに共存する能力を有することである。複数のセンサーシステム104が一診療センターに含まれる実施例の場合、クレート制御サブシステム438は個別センサーシステム104のモジュラー制御を供するよう構成される。たとえば、複数のセンサーシステム104からのデータ衝突は、クレート制御サブシステム438でコンピュータ利用可能性をシーケンスすることにより防止される。

40

【0066】

50

図 4 E は、ラックハウジング 4 8 0 が上記のように構成された複数の V M E インターフェースクレート 4 0 9 を収容するのに使用される。一般に、ラックハウジング 4 8 0 は、フロントエンド電子回路要素 4 0 8 内の要素のための電源、支持、および冷却からなる。

【 0 0 6 7 】

電源要素 4 2 0、タイミング・制御要素 4 0 4、およびフロントエンド電子回路要素 4 0 8 に加えて、制御システム 1 0 8 は追加要素からなる。たとえば、再構成要素 4 1 2 は、オペレーターシステム 1 1 2 からセットアップ情報を受信し、格納サブシステム 4 3 2 から受信したデータ上でスライス再構成を行う。種々の再構成方法は、再構成要素 4 1 2 により使用され、そのうちのいくつかは、下記に詳述する。使用される方法に関わらず、再構成された二次元スライスは、三次元レンダリングのためのレンダリング要素 4 1 6 に渡される。一実施例では、レンダリング要素に提供されるデータは、X 線、C T、および M R I スキャンなどの、その他の撮影モダリティにより使用されるものに類似したフォーマットでピクセル化され、実用化グラフィックス表示ハードウェアおよびソフトウェアがデータをレンダリングするのに使用される。最後に、アーカイブ要素 4 2 4 はデータを格納するのに備えられる。かかるデータを分析する際、システムはレンダリング要素 4 1 6 による結果表示のため再構成要素 4 1 2 にデータを転送する。

【 0 0 6 8 】

(4 . オペレーターシステム)

図 5 は、オペレーターシステム 1 1 2 の一実施例の概略図である。オペレーターシステムの活動要素は、構造要素 5 0 4 により支持され、種々の実施例では可動性として構成されるか、または静止している。構造要素は 1 つ以上の表示要素 5 0 8 を支持し、C R T 画面として例示実施例に示されている。一実施例で、かかる 2 つの画面が備えられているが、そのうちの 1 つはデータ品質画像を表示して画面を制御するのに構成され、そのうちの 1 つはレンダリングデータを表示するよう構成される。

【 0 0 6 9 】

構造要素 5 0 4 はまた、1 つ以上の入力要素 5 1 2 を支持する。入力要素は一体化トラックボール付きのキーボード、マウス、ライトペン、表示要素 5 0 8 のタッチパネルオペレイなどのデータエントリのために構成された種々のデバイスからなる。

【 0 0 7 0 】

構造要素 5 0 4 はまた、制御装置要素 5 1 6 を収容し、制御システム 1 0 8 から相互作用 1 5 6 を通じて画像データを受信し、相互作用 1 6 2 を通じて上記した制御システム 1 0 8 に情報を戻すよう構成される。制御装置要素 5 1 6 は、表示要素 5 0 8 で画像表示を調整し、オペレーターコマンドを制御システム 1 0 8 に送信する前、入力要素 5 1 2 から導出されたオペレーター入力を解釈する。制御装置要素 5 1 6 のハードウェアは、デュアルモニターを支持できる汎用ワークステーションプロセッサからなる。

【 0 0 7 1 】

(5 . 再構成方法)

上記システムは、極めて異なる入力および計算要求からなる多くのアルゴリズムに使用される。アルゴリズムの各々が画像生成のためある実施例で使用される一方、出力画像は種々の物理量を示す。一般に、これらの方法の全ては、音響照射された物体を伝播した音波の散乱が物体内の特徴により速度、位相、振幅、およびパスによって変更される。波形変化は変化を起こした音響特性についての情報を含む。

【 0 0 7 2 】

(a . 全開絞り断層撮影 (「 F A T 」))

図 6 は、全開絞り断層撮影 (「 F A T 」) を使用する再構成のための一実施例を示すフロー図を提供する。F A T は、再構成に時系列データを直接使用して、音響照射された物体の散乱源をハイライトする画像を生成する。この方法は、波の等方散乱に依存し、散乱媒体には既知の音速を使用する。

【 0 0 7 3 】

ブロック 6 1 6 は、直接結合パルス、すなわち、任意のトランスデューサーの対の送信

10

20

30

40

50

器から受信器への最も直接的なルートを横切る音響信号を抽出するのに使用される方法の一部を提供する。この方法の機能は、図 2 に対して説明された前処理機能 2 1 6 の一部として、上記したように、フロントエンド電子回路要素 4 0 8 により行われる。ブロック 6 0 4 にて、データ時系列と背景時系列は、上記したセンサーシステム 1 0 4 により収集される。直接結合パルスはブロック 6 0 8 にて時系列から非重畳され、ブロック 6 1 2 にて除去される。この方法の機能は、画像を再構成するのに使用される時系列データを提供する。

【 0 0 7 4 】

この方法の残りの機能は再構成を終了する。F A T 方法は、個別点により散乱された音響エネルギーがその他の点散乱体を散乱しない点散乱体の集まりとして撮影される物体をモデル化する。マルチ散乱の効果を無視することにより、撮影解はその他のすべての点散乱体から独立した単一点散乱体のために公式化され、すべての点散乱体を伴う解は、各点散乱体の結果の線形重畳となる。

【 0 0 7 5 】

物体の任意点からの散乱信号は、受信トランスデューサーによりスキャンされる開口周囲で抽出される。等方散乱の場合、それは第二点源として効果的に作用し、F A T 方法は開口周囲で収集されたデータから点源の位置を求めようとする。散乱エネルギーは、受信データ内の既知の時間遅れとして現れる。任意の送信器と受信器の対の場合、時間遅れは、パルスが送信器から散乱点へ移動する時間 + 散乱点から受信器へのパルスの移動時間に等しい。散乱点の位置は、再構成領域をピクセル化し、適切な時間遅れに等しいオフセットで受信データ値を合計することにより求められる。各ピクセルにて、低い合計値は散乱体の不在を示し、高い合計値は散乱体の存在を示し、結果画像の振幅は、そのピクセルの反射コントラストに比例する。

【 0 0 7 6 】

ブロック 6 2 0 にて、送信器 i ごとに、波経路 $r_j(t_j)$ は受信器 j ごとに計算される。仮データ r_j は受信器の測定値から直接導出される。ここで、 t_j は、点 (x, y) での送信器 i からピクセルまでの時間遅れである。このことは、組織の背景音速が既知であるため求めることができる。そのピクセルの場合、この情報はブロック 6 2 4 にて合計され、その送信器 i の再構成空間画像を提供する。

【 0 0 7 7 】

【 数 4 】

$$I_i(x, y) = \sum_j r_j(t_j).$$

完成した散乱体画像データは、すべての送信器にわたって合計することによりブロック 6 2 8 にて導出される。

【 0 0 7 8 】

【 数 5 】

$$I(x, y) = \sum_i I_i(x, y).$$

F A T 方法の実行は、送信器と受信器の対の数と、再構成ピクセルの数にのみ依存する。これは、各ピクセルの単純な合計を実行する非反復法であり、その速度は各合計の所定 $r_j(t_j)$ をアドレス指定するプロセッサの能力に依る。

【 0 0 7 9 】

(b . 定量全開絞り断層撮影 (「 Q F A T 」))

上記したように、F A T アルゴリズムは球状の拡張波を逆伝播することにより、音響照射された物体のピクセル化位置で強度を求める。図 7 A と 7 B の特定実施例のため例示した方法のバリエーションは、音響照射された物体の物理特性を定義する定量情報を導出するのに使用される。図 7 A に例示した形状寸法では、音波が送信器 T により送信され、角

10

20

30

40

50

度 θ により散乱され、受信器 R により検出される距離 r を移動する。音波の波長と比べて小さい球状散乱体の場合、散乱体 P_s の強度は、以下の式により包囲媒体 P_0 の強度に関連づけられる。

【 0 0 8 0 】

【 数 6 】

$$P_s = P_0 \left(\frac{\kappa_s - \kappa_0}{\kappa_0} + 3 \frac{\rho_s - \rho_0}{2\rho_s + \rho_0} \cos \theta \right) \frac{e^{ik_0 r}}{r}.$$

この式では、下付き文字「 0 」は包囲媒体の物理量を示すのに使用され、下付き文字「 s 」は散乱体の物理量を示すのに使用される。圧縮率 κ と密度 ρ は、(数式) による音速 C に関連する。包囲媒体の波数は k_0 により示される。 10

【 0 0 8 1 】

散乱体に対する強度の半径依存性と角度依存性が異なることが上記の式から明らかであるが、この事実は Q F A T アルゴリズムで利用され物理特性を求める。この方法が特定物理特性と座標 r と θ のために例示され、この方法は異なる寸法に従って種々に異なって表される物理特性にさらに一般に適用可能であることが分かる。

【 0 0 8 2 】

図 7 B は、収集データのかかる物理量を求めるのに使用される方法の一例を提供する。F A T アルゴリズムに関して、ブロック 7 1 6 は、図 2 に対して説明された前処理機能 2 1 6 の一部として、フロントエンド電子回路要素 4 1 6 により行われる方法の機能を含む 20。データ時系列と背景時系列は、ブロック 7 0 4 にて収集される。直接結合パルスは、ブロック 7 0 8 で非重畳され、ブロック 7 1 2 にて除去される。結果の時系列データは、この方法の残りにより分析される。

【 0 0 8 3 】

音響照射された物体は分析のためピクセル化され、個別ピクセルは物理座標 (x, y) により識別される。ブロック 7 2 0 にて、 r と θ の値は (x, y) に位置づけされる特定ピクセルの種々の送信器と受信器の対のために計算される。このピクセルに散乱体が存在しない場合、 $\kappa_s = \kappa_0$ 、 $\rho_s = \rho_0$ となり、音波は $e^{ik_0 r} / r$ として単に減衰し、角度依存性はない。とにかく、複数の送信器 T と受信器 R は、予想関連動作に従うが、独立した未知の係数を持つ (r, θ) データの本体を定義する。ブロック 7 2 4 にて、曲線 30 当てはめ技術は係数を求めるのに使用され、例示実施例が圧縮率コントラスト $(\kappa_s - \kappa_0) / \kappa_0$ と密度コントラスト $3(\rho_s - \rho_0) / (2\rho_s + \rho_0)$ に相当する。任意の適切な曲線当てはめ技術が使用され、たとえば、多項式当てはめ技術とスプライン当てはめ技術を含む。

【 0 0 8 4 】

いったん係数が分かると、対象の特定物理パラメーターがブロック 7 2 8 にて計算される。たとえば、乳房組織を検査する特定実施例では、包囲媒体圧縮率 κ_0 と密度 ρ_0 が分かると、 (x, y) での圧縮率、密度、および音速を提供する。かかる計算は、各ピクセル位置に繰り返され、音響照射した物体全体のかかる物理量の分布を導出する。

【 0 0 8 5 】

種々の実施例では、圧縮率は様々な方法で求められる。たとえば、一実施例では、組織が第一状態と上記した第一セットの測定値で音響照射される。この組織は順次機械圧縮され、そして再び音響照射され、第二セットの測定値を提供し、圧縮率は第一および第二セットの測定値からの結果を比較して求められる。別の実施例では、この組織はまた、第一状態および取得した第一セットの測定値で音響照射される。この組織は別のソースで異なる周波数で順次音響照射され、この音響照射は圧縮と取得した第二セットの測定値を発生するよう作用する。この 2 つのセットの測定値は、圧縮率を求める際再び比較される。

【 0 0 8 6 】

(c . 回析断層撮影 (「 D T 」))

定量物理情報はまた、回析断層撮影などのその他の技術で取得され、周波数ベースの A 50

ルゴリズムの一例を提供する。簡単に言うと、この技術は任意の送信器からの一セットの受信波形のフーリエ構成要素が、スペクトル領域の円弧にある再構成された画像の空間フーリエ構成要素に等しいという、一般化された投影スライス定理を利用する。フーリエ構成要素を取得した後グリッド上で補間され、かかる補間により発生した位相差を考慮に入れる。一実施例では、グリッドは長方形グリッドからなる。逆フーリエ変換は、再構成された画像を生成する。

【 0 0 8 7 】

一実施例が図 8 A に詳細に示される。ブロック 8 3 2 に含まれる方法の機能とは、一実施例では、図 2 について説明された前処理機能 2 1 6 の一部としてフロントエンド電子回路要素 4 1 6 により行われる機能である。データ時系列と背景時系列はそれぞれブロック 8 0 4 と 8 1 6 にて収集される。これらの時系列は、任意の適切な方法に従ってブロック 8 0 8 と 8 2 0 にてそれぞれ周波数領域に変換される。適切な一方法は、時系列で高速フーリエ変換を行うことからなる。ブロック 8 1 2 と 8 2 4 にて、周波数領域データは、ビームパターンで標準化され、散乱フィールドのフーリエ構成要素はブロック 8 2 8 にて抽出される。

10

【 0 0 8 8 】

散乱フィールドのフーリエ構成要素は、散乱フィールド P_s を定義し、元の入射フィールド P_i が音響照射された物体による散乱後の結果である。一実施例では、入射フィールド P_i は円筒状波または球状波からなる。この入射および散乱フィールドは、グリーン関数 $G(\Delta r, \omega)$ によるボルン近似に従って関連づけられる。

20

【 0 0 8 9 】

【 数 7 】

$$P_s(\mathbf{r}, \omega) = \int d\mathbf{r}' \sigma(\mathbf{r}') P_i(\mathbf{r}', \omega) G(\mathbf{r} - \mathbf{r}', \omega),$$

ここで、 $\sigma(\mathbf{r})$ は複合ポテンシャルである。複合ポテンシャルは、複合波数 k と密度 ρ に関して表される。

【 0 0 9 0 】

【 数 8 】

$$\sigma(\mathbf{r}) = k^2(\mathbf{r}) - k_0^2 - \sqrt{\rho(\mathbf{r})} \nabla^2 \frac{1}{\sqrt{\rho(\mathbf{r})}},$$

30

複合波数 k 自体は、周波数 ω 、音速 $C(\mathbf{r})$ 、および減衰 $\alpha(\mathbf{r})$ によって定義される。

【 0 0 9 1 】

【 数 9 】

$$k(\mathbf{r}) = \frac{\omega}{c(\mathbf{r})} + i\alpha(\mathbf{r}).$$

ブロック 8 3 6 にて、複合ポテンシャル $\sigma(\mathbf{r})$ は上記関係から計算される。多くの実施例では、かかる計算は数値的に行われ、送信器 T と受信器 R のある構成では分析的に行われる。分析計算に従う一例は、送信器 T と受信器 R の円形アレイからなり、ボルン近似の解法は、Michael P. Andre et al., Acoustical Imaging, 21, 379 (1995) と、Michael P. Andre et al., Int'l J. of Imaging Systems and Technology, 8, 137 (1997) に示されており、この全開示内容があらゆる目的のため参照までにここに盛り込まれている。ブロック 8 4 0 にて、物理パラメータは複合ポテンシャル $\sigma(\mathbf{r})$ から抽出される。

40

【 0 0 9 2 】

【数 1 0】

$$c(\mathbf{r}) = \frac{\omega}{\operatorname{Re}\left(\sqrt{k^2(\mathbf{r}) + \sigma(\mathbf{r})}\right)},$$

$$\alpha(\mathbf{r}) = \operatorname{Im}\left(\sqrt{k^2(\mathbf{r}) + \sigma(\mathbf{r})}\right)$$

F A T アルゴリズムのように、D T アルゴリズムは、反復を必要としない単一ステッププロセスであり、比較的効率的に行われる。上記した特定実施例では、この方法は音響照射された物体を通じて音速と減衰の物理量を発生する。

【0 0 9 3】

ブロック 8 3 6 に行われる計算がボルン近似を満たす入射フィールドと散乱フィールドとの間の関係のために示されているが、種々の別の関係もまた使用される。たとえば、ボルン近似を使用する実施例は、 $(c_s - c_0) / c_0 \ll 1$ である媒体分析に適する。R y t o v 近似の適用に相当する別の実施例では、散乱フィールド P_s は $P_i \ln(P_s / P_i)$ と置き換えられ、音速変化が超音波の単一波長にわたって小さい媒体分析に適する。

【0 0 9 4】

【数 1 1】

$$P_i(\mathbf{r}, \omega) \ln \frac{P_s(\mathbf{r}, \omega)}{P_i(\mathbf{r}, \omega)} = \int d\mathbf{r}' \sigma(\mathbf{r}') P_i(\mathbf{r}', \omega) G(\mathbf{r} - \mathbf{r}', \omega).$$

再び、一実施例では、入射フィールド P_i は円筒状波または球状波である。

【0 0 9 5】

図 8 A に示される方法を用いた R y t o v 近似の適用が、対数の計算時位相を非重畳する必要性を示すことが分かる。具体的に、フィールド P_i と P_s は一般に複合であるため、対数の位相は円の位相に相当する $[-\pi, \pi)$ などの 2π 間隔に制限された場合不連続に見える。この明らかな不連続性の一例は、図 8 B に示されている。位相非重畳の一般的な問題は、複素数のシーケンスが連続物理量を表すため発生し、通常の 2π 間隔外の位相が意味を持つ。位相を重ねることは、図 8 B に総称的に示される機能を通じたステップからなり、必要に応じて 2π の倍数を加え、測定物理量の連続性を反映する位相シーケンスを生成する。

【0 0 9 6】

位相を非重畳するための 2 つの例示実施例が図 8 C と 8 D に示されている。図 8 C により例示される実施例では、この位相は位相シーケンスの連続性と特定次数までのすべての微分係数を実現することにより非重畳される。連続性が実現される次数 N の数はブロック 8 5 2 にて選択される。次数 N の多項式はブロック 8 5 6 にて位相シーケンスの前の $N + 1$ 個の点を通して当てはめられ、かかる多項式は一意に定義される。多項式の当てはめは、ブロック 8 6 0 にて次の非重畳位相値に外挿され、外挿値は実際の非重畳位相値と比較される。従って、外挿値と非重畳位相値の差は、ブロック 8 6 4 にて計算される。ブロック 8 6 8 にて、この差は 2π の最も近い倍数に四捨五入され、非重畳位相値に加算される。

【0 0 9 7】

図 8 D により例示された実施例では、非重畳位相値に加算される適切な 2π の倍数は、曲線を一組の M 個の点に当てはめることにより求められ、この当てはめ曲線は必ずしもすべての点を通過しない。従って、ブロック 8 7 2 にて、この組に含まれる点数 M が選択される。ブロック 8 7 6 にて、この曲線は適切な曲線当てはめ技術を使用して前の M 個の点に当てはめられる。一実施例では、かかる当てはめは次数 $N (< M - 1)$ の最小 2 乗多項式の当てはめからなる。別の実施例では、この当てはめはスプライン当てはめからなる。ブロック 8 8 0 にて、曲線は次の非重畳位相値に外挿される。ブロック 8 8 4 にて、外挿値と非重畳位相値の差が計算される。ブロック 8 8 8 にて、この差は 2π の最も近い倍数

に四捨五入され、非重畳位相値に加算される。

【0098】

(d. 全波随伴断層撮影(「FWAT」))

再構成を行うための上記した実施例は、例示した単一パス方法を持ち、比較的迅速に行われるという利点がある。別のクラスの実施例は反復法であり、一般に内蔵精度チェックを含み、結果の精度がよりよく理解されるという利点がある。かかる反復法の一実施例は、全波随伴断層撮影法からなり、図9のフロー図で示されている。簡単に言うと、この方法はヘルムホルツ式の $(\nabla^2 + k^2)P = 0$ を使用するための演算子表示を利用し、音響照射された物体を通過して散乱したフィールドPを概算し、随伴演算子を使用して逆操作を近似する。かかる組み合わせは逆操作の精度と計算効率との間の良好なトレードオフを提供する。

10

【0099】

全波随伴断層撮影技術は、モデルで使用される量を定義することにより理解される：(1)モデルに従って音響照射された物体の物理特性を定義する仮定物理パラメータ q 、(2)どのように音波がモデル内を伝播するかを定義する波伝搬演算子 R (特殊文字)、(3)モデル内で計算される時の測定可能量を定義するシミュレーションデータ g である。これらのモデル量の各々は、相当する実物理量を有する：(1)この方法により探索される音響照射の物体の実際の物理特性を定義する実物理パラメータ q 、(2)音波に作用する実際の物理処理を定義する実波伝搬演算子 R (特殊文字)、(3)実際の測定量を定義する測定データ g である。この方法は本質的にどのくらい正確に g が g を再生成するかを比較することにより、シミュレーションプロセス $g = Rq$ で物理プロセス $g = Rq$ を再生成しようとする。シミュレーションは外部結果からできるだけ R (特殊文字)に近くなるように選択された R (特殊文字)により表される波伝搬モデルを使用するが、具体的に R (特殊文字)自体を求めようとしない。下記に示す逆伝播は、随伴演算子 R^+ (特殊文字)を用いた再生成で達成される。たとえば、受け入れ可能なモデルは回析アルゴリズムにより生成される第一切断画像であるが、随伴アルゴリズムのための受け入れ可能な出発点となる初期画像を提供する。この技術の理論的な説明は、F. Natterer, 「A Propagation-Backpropagation Method for Ultrasound Tomography,」 Inverse Problems 11, 1225-1232 (1995)にあるが、この全開示内容はあらゆる目的のために参照までにここに盛り込まれている。

20

30

【0100】

従って、図9のブロック904にて、この方法は音響照射の物体 q の初期モデルを選択することにより開始する。反復法の収束はさらに正確な初期モデルにはさらに迅速になることが期待されるが、かかる初期モデルは原理的に、適切な技術により選択される。従って、ある実施例では、初期モデルは測定データ g の単一パス分析を用いて求められる。その反復の質の一部として、この方法は各反復ごとにソース位置を変える。従って、ブロック908にて、初期ソース位置が選択される。ブロック912にて、シミュレーションデータは、シミュレーションを使用して物体を通過してソース波を伝播させ、シミュレーションデータ $g = Rq$ を求めることによりモデルの物理パラメータとソース波のために計算される。

40

【0101】

シミュレーションデータ g は、ブロック916と920で測定データ g と比較される。最初に、剰余 $\Delta g = g - Rq$ がブロック916にて計算される。この剰余はデータセットがいかに緊密に合致しているかについての判断基準であり、いかに正確に仮定物理パラメータ q が実物理パラメータ q に合致するかについての判断基準である。従って、ブロック920にて、剰余の大きさは剰余が所定の閾値より小さいかどうかを決定するのに評価される。もし小さければ、この方法は所定精度に収束したと考えられ、ブロック924にて停止する。もし小さくなければ、追加反復が行われる。

【0102】

50

追加反復がブロック 928 にて開始して、剰余が物体を逆伝播した場合、 $\Delta q = R^+ \Delta g$ となる。かかる逆伝播では、仮定および実物理パラメーターが異なる程度を効果的に評価しようとする。従って、仮定パラメーターは逆伝播の結果に従ってブロック 932 にて修正され、 $q \rightarrow q + \Delta q$ となる。これらの新しい仮定パラメーターを用いて、この方法は新しいソース位置を選択した後、ブロック 912 に反復する。このように、仮定物理パラメーター q は実物理パラメーター q に収束しようとするが、この方法は異なるソース位置の説明となる。

【0103】

かかる F W A T 方法の撮影技術への適用に関するさらなる詳細は、米国特許第 6,005,916 号、「APPARATUS AND METHOD FOR IMAGING WITH WAVEFIELDS USING INVERSE SCATTERING TECHNIQUES」、1999 年 12 月 21 日発行、この全開示内容はあらゆる目的のため参照までにここに盛り込まれている。

【0104】

(e. 移行アルゴリズム)

別の実施例では、移行アルゴリズムが使用され、その目的は反射境界の形状と位置が反射波の到着時間を計測するのを決定することにある。反射波は媒体上にある表面 S の 1 つ以上の点の励起源の各位置に登録される。表面 S の座標 (X_K, Y_K) の音送信器と座標 (x_k, y_k) の受信器の場合、反射波 n の到着時間は $t_n = F(K_K, Y_K, x_k, y_k)$ となる。移行変換は各励起源の近傍に反射境界の要素を構成する、すなわち、反射境界が位置づけられる深さ $Z_n(x_i, y_i)$ を求めることを目的とする。反射境界の形状と位置の詳細情報は、表面 S に沿って多くの点で測定を行うことにより取得される。

【0105】

本発明の範囲内にある移行変換を行う方法が数多くある。任意の例では、好ましいアルゴリズムの選択は、検査下の物体の複雑さ、すなわち、形態学、境界の音響コントラストに依存する。一部の実施例では、好ましい移行アルゴリズムは、反射境界の各点が球状の回析波の第二源として処理される（ホイヘンスの原理）回析状変換に基づく。音源から回析が発生する点とそれが登録される位置までの移動時間は、反射波の到着時間により求められる。このプロセスの反射波のダイナミック特性は第二の役割のみを行う。音送信器の位置数がかかる表面の再構成で増加するにしたがって、問題の反射境界の表示として取得された包囲体の精度が向上する。

【0106】

一実施例では、移行変換の特定特性の決定は、以下に従って行われる。(1) 検査下の物体の場合、縦音波が最も重要である。(2) すべての物体の速度の微分は小さく、屈折係数が間隔 $[0.95, 1.05]$ にあり、すべての回析プロセスの複数の反射が無視される。(3) すべての物体の平均音速は既知であり、約 5% 以下の精度である。(4) 音響フィールドは、直接（送信）波同様に反射波および回析波を含み、標準ノイズになると考えられる。(5) 信号対雑音比は非重畳変換を行うには十分に高く、 $1.5 \sim 2.0$ の係数によりこの方法の解像度を向上させる。(6) 励起パルスの形状は既知であり安定している。(7) 音送信器と音受信器の方向性は、物体が効果的に二次元であるようにするものである。(8) 測定値の位置は、位置により定義される境界内に位置する物体で近接曲線となる。従って、移行変換を使用する特定実施例では、音波トレースは音送信器の全位置の固定セットの角度オフセット用に存在する。音波トレースは、円形プロファイルに沿った各角度オフセットのための一組の N 個の音波トレースを形成する。音波トレースの各々は反射境界の位置の構成を可能にする。音波トレースの数を増加することにより、反射境界の位置づけの精度と回析特性が向上する。

【0107】

(f. 全波断層撮影（「F W T」）)

いくつかの点で F W A T に類似した別の反復法は全波断層撮影である。この方法は、米国特許出願第 5,588,032 号、「Apparatus and method f

10

20

30

40

50

or imaging with wavefields using inverse scattering techniques」、1996年12月24日、Steven A. Johnson発行、この全開示内容はあらゆる目的のため参照までにここに盛り込まれている。特に、本特許の図8は、この方法のフロー図を示す。

【0108】

(6. 動作)

上記のシステムは、種々の実施例で多くの明確な方法で動作し、分析のための異なる種類のデータを提供する。一実施例では、単一の超音波分析が行われる。複数の球状または円筒状のパルス超音波は、上記の超音波送信要素を使用して組織に伝播される。一実施例では、超音波は0.5~2.0MHzの周波数からなる。超音波放射は組織から散乱し、かかる散乱は音波の送信と反射の組み合わせを含む。反射超音波と送信超音波の組み合わせは、上記の超音波受信要素により受信される。組織表示は、受信された散乱超音波放射から順次生成される。

10

【0109】

別の実施例では、超音波放射と電磁放射の組み合わせが、組織表示を生成するのに使用される。かかる実施例は、上記センサーシステムから導出され、マンモグラフィや組織の音響照射に使用されるなどの組織の同時電磁照射のために構成される。二種類の放射の性質は、音響放射が一般に組織から散乱されるが、電磁放射は組織を伝播する。

【0110】

かかる実施例の一例は、図10Aのフロー図が備えられる。ブロック1004にて、超音波放射は組織を伝播し、ブロック1008にて、電磁放射は組織を伝播する。ブロック1012と1016にてそれぞれ、散乱音響放射と伝播電磁放射が受信される。ブロック1020にて、組織表示は受信した放射から生成される。組織表示は音響データと電磁データの同時レンダリングからなる。音響データレンダリングと電磁データレンダリングの同時表示は、医師により診断的に使用される追加情報を提供するだけでなく、マンモグラフィデータへの依存から音響撮影の使用への医師による移行を容易にする。

20

【0111】

現在のマンモグラフィ装置は、内外側斜方向(「MLO」)と頭尾方向(「CC」)撮影用に設計されているが、その両方とも音響レンダリングと電磁レンダリングを同時に行う。パドル配置を使用する実施例の一例は図10Bに示されている。2つのパドル1028が備えられているが、上記したように音響アレイ1032からなる。また、X線電磁ソース1024はX線センサー1036を備える。電磁撮影に適合するため、パドル1028はさらに、搬送アセンブリがX線画像により定義される視界から後退するように構成される。一実施例では、X線センサー1036は写真フィルムからなるが、別の実施例では、デジタルX線センサーからなる。X線センサー1036がデジタルX線センサーからなる場合、X線画像は単一表示で音響画像と組み合わせられる。

30

【0112】

特定実施例では、音響データレンダリングと電磁データレンダリングがオーバーレイされ、組織の単一物理領域からの情報が両ソース用に閲覧される。マンモグラムが組織の全体の厚さを通じて重畳ビューを提供する一方、三次元の音響画像がウィンドウ生成されマンモグラムの平面に平行な狭いスライスを示す。医師はこのシステムを使用して、マンモグラム平面に直交方向に音響レンダリングの目立つスライスをスクロールする。結果として得られた組み合わせは、組織の特定スライスに集中し、マンモグラムの音響特性を表示する音響的に向上されたマンモグラムである。一実施例では、このことが診断的に関連があるため、X線マンモグラムは全組織をハイライトすることにより向上され、特定ダクト壁以上の吸収率、たとえば、5%以上の吸収率である。

40

【0113】

さらなる実施例では、多モード音響診断が行われる。かかるマルチモダリティを可能にする例が10Cに示されている。ブロック1050にて、超音波放射は上記したシステムなどにより組織を伝播する。組織により散乱された超音波放射はブロック1054にて

50

受信される。この単一データセットから、第一および第二物理表示がブロック 1 0 5 8 と 1 0 6 2 にてそれぞれ導出される。

【 0 1 1 4 】

一特定実施例では、2つの物理表示は、異なる断層撮影再構成アルゴリズムを使用して導出され、上記したものの各々、すなわち、全開絞り断層撮影、定量全開絞り断層撮影、回析断層撮影、全波随伴断層撮影、音響断層撮影、および全波断層撮影を含む。種々のアルゴリズムを使用して同一データから画像を再構成することにより、種々の相補情報を含む様々なセットの画像が生成される。このことは、受信された散乱放射がいずれか1つの再構成アルゴリズムにより使用されるより多くの情報を含むという事実を利用する。

【 0 1 1 5 】

第二特定実施例では、この2つの物理表示は様々な断層撮影再構成アルゴリズムを適用するのではなく、波形から種々の周波数を使用することにより導出される。このことは再び情報の増加をもたらす。

【 0 1 1 6 】

別の表示は、ダイナミック圧力スキャンから導出され、センサーパドルの物理圧縮のため複数の超音波パラメータのポテンシャル変化を使用する。パドル形状寸法でわずかな圧縮増加が水平ボリューム拡張を制御しないため、圧縮物体が閉じた空間内で体積が減少する際、このことは、応力と歪力（ヤング率）が記録される静的エラストグラフィと異なる。その代わり、音速、減衰、反射率、および血流変化は、スキャン部位で直接圧力をかけた時の変化を生じる。たとえば、後方散乱係数と反射率の減少により特徴づけられるように、たて型前立腺プローブが前立腺の表面に直接圧力をかける際、前立腺の等エコーの質量はさらに低エコーになるということが確認されている。同様に、悪性と良性の乳房の質量をもつ経験により、軽いスキャン圧力とともにドップラーフローパターンの増加が示される。顕著なダイナミック情報はまた、音速、減衰、および圧縮率により提供される。従って、一部の実施例では、上記のシステムは複数の角度からオペレーター独立の腫瘍血管分布アセスメントを提供するのに使用され、さらなる表示を提供する。

【 0 1 1 7 】

その他の特定実施例では、2つの物理表示は、種々の再構成技術を使用して導出される。これらの種類は再構成に使用されるデータの種類において顕著に異なる。たとえば、図 1 0 A は電磁放射と音響放射を組み合わせる使用を示しているが、本発明のその他の実施例では音響技術とインピーダンス測定技術、脂肪除去撮影技術、またはその他の診断技術と組み合わせられる。ここに上記したその他の技術と組み合わせたインピーダンス測定技術の例は、同時係属中の、共通割り当ての米国特許出願第 0 9 / 7 9 4 , 6 1 2 号、「MULTIDIMENSIONAL BIOELECTRICAL TISSUE ANALYZER」、Peter J. Littrup により 2 0 0 1 年 2 月 2 7 日申請、この全開示内容はあらゆる目的のため参照までにここに盛り込まれている。ここに上記したその他の技術と組み合わせた脂肪除去撮影技術の例は、同時係属中の共通割り当ての米国仮特許出願第 6 0 / 3 8 1 , 0 2 2 号、「METHOD AND APPARATUS FOR COMBINED DIAGNOSTIC AND THERAPEUTIC ULTRASOUND SYSTEM INCORPORATING NONINVASIVE THERMOMETRY, ABLATION CONTROL AND AUTOMATION」、Peter J. Littrup により 2 0 0 2 年 5 月 1 6 日申請、この全開示内容はあらゆる目的のため参照までにここに盛り込まれている。これに記載された脂肪除去撮影技術はそれ自体、上記したものを含む種々のアルゴリズムからの音速情報を使用する。音速は脂肪とその他の組織を容易に区別し、質量の輪郭分析と識別、アーキテクチャ歪みおよび/またはクラスター化された微小石灰化のデータ要求を著しく減少させる。また、血管流などのその他のパラメータの分析が使用され、一部の例では、脂肪を含まない小さい組織の体積に制限される。

【 0 1 1 8 】

従って、ブロック 1 0 6 6 にて、第一および第二表示が同時に示され、利用可能な情報

10

20

30

40

50

の増加レベルを医師に提供する。かかる結果の例が図 1 1 に提供されているが、ヒトの乳房の反射と音速を同時に示す結果を提供する。反射データは図に実線で示されているが、乳房内の境界の識別を可能にし、音速がカラーで示されているが、赤は速い音速を示し、青は遅い音速を示す。この図のカラーバージョンは、2003 年 12 月 18 日申請の米国特許連続番号第 10 / 323 , 467 号と 2003 年 12 月 18 日申請の米国特許連続番号第 10 / 323 , 354 号の両方の優先権出願で利用可能である。この技術が第一および第二表示を使用して示されている一方、さらに多くの表示が、種々の実施例で 3、4、5 またはそれ以上の数の表示の同時表示を提供するなどして使用される。

【0119】

いくつかの実施例を述べてきたが、種々の変更、別の構成、および同等物は本発明の精神から逸脱することなく使用されることが当業者に理解される。従って、以上の説明は本発明の範囲を限定するものではなく、以下のクレームで定義される。

【図面の簡単な説明】

【0120】

本特許または出願ファイルは、少なくとも 1 つのカラー図面を含む。カラー図面がある本特許または特許出願公報の写しは、要求あり次第、必要額を支払うと同時に特許庁により提供される。

【0121】

本発明の性質および利点のさらなる理解は、明細書と図面の残り部分を参照して実現される。同一参照符号は、いくつかの図面を通じて、類似構成要素を参照するのに使用される。一部の例では、サブラベルは参照符号に関連し、複数の類似構成要素のうちの 1 つを示すため括弧で囲まれている。現存サブラベルの指定なしに参照符号を参照する際、かかる複数の類似構成要素の全てを参照することを意図する。

【図 1 A】図 1 A、1 B は、図 1 A に物理実施例として、図 1 B に概略的に示した本発明の一実施例によるシステムの概要を提供する。

【図 1 B】図 1 A、1 B は、図 1 A に物理実施例として、図 1 B に概略的に示した本発明の一実施例によるシステムの概要を提供する。

【図 2】図 2 は、一実施例で使用される機能階層の概要を提供するフロー図を提供する。

【図 3 A】図 3 A は、組織の音響照射に使用されるパドル配置の断面図を提供する。

【図 3 B】図 3 B は、パドル配置内で使用される音響アレイの斜視図を提供する。

【図 3 C】図 3 C は、送信要素と受信要素との間のパドル配置内で音波がどのように伝播するかを示す概略図を提供する。

【図 3 D】図 3 D は、音響アレイとの電気接続の概略図を提供する。

【図 3 E】図 3 E は、音響アレイを駆動するのに使用される電子配置の概略図を提供する。

【図 4 A】図 4 A は、システムの機能を動作するのに使用される制御システムの概略図を提供する。

【図 4 B】図 4 B は、一実施例で使用されるフロントエンド電子回路要素の概略図を提供する。

【図 4 C】図 4 C は、フロントエンド電子回路要素の VME 実施例の斜視図を提供する。

【図 4 D】図 4 D は、一実施例の特定 VME カードと関連 RAM カードの詳細な概略図を提供する。

【図 4 E】図 4 E は、一実施例の複数の VME インターフェースクレートを収容するのに使用されるラックハウジングの図を提供する。

【図 5】図 5 は、本発明の実施例とともに使用されるオペレーターシステムの斜視図である。

【図 6】図 6 は、全開絞り断層撮影再構成技術を示すフロー図である。

【図 7 A】図 7 A は、図 7 B のフロー図とともに示された、定量全開絞り断層撮影再構成技術の一部として使用される形状寸法を示す。

【図 7 B】図 7 A は、図 7 B のフロー図とともに示された、定量全開絞り断層撮影再構成

10

20

30

40

50

技術の一部として使用される形状寸法を示す。

【図 8 A】図 8 A は、回析断層撮影再構成技術を示すフロー図である。

【図 8 B】図 8 B は、ある断層撮影再構成で生じる位相不連続を示す。

【図 8 C】図 8 C、8 D は、位相非重畳方法を示すフロー図である。

【図 8 D】図 8 C、8 D は、位相非重畳方法を示すフロー図である。

【図 9】図 9 は、全波随伴断層撮影再構成技術を示すフロー図である。

【図 10 A】図 10 A は、音響撮影と電磁撮影を同時に使用する一実施例を示すフロー図である。

【図 10 B】図 10 B は、音響撮影と電磁撮影を同時に行うために構成されたセンサーシステムの一実施例の斜視図である。

【図 10 C】図 10 C は、多モード音響撮影を示すフロー図である。

【図 11】図 11 は、多モード法の結果を示す画像の一例である。

10

【図 1 A】

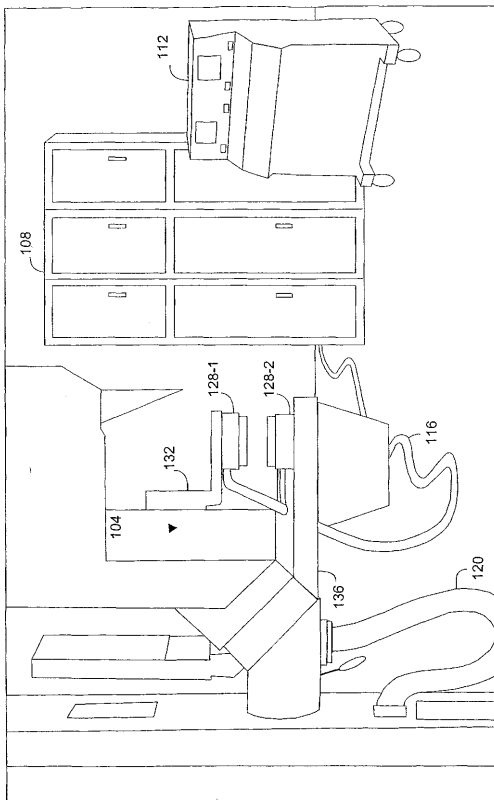


Fig. 1A

【図 1 B】

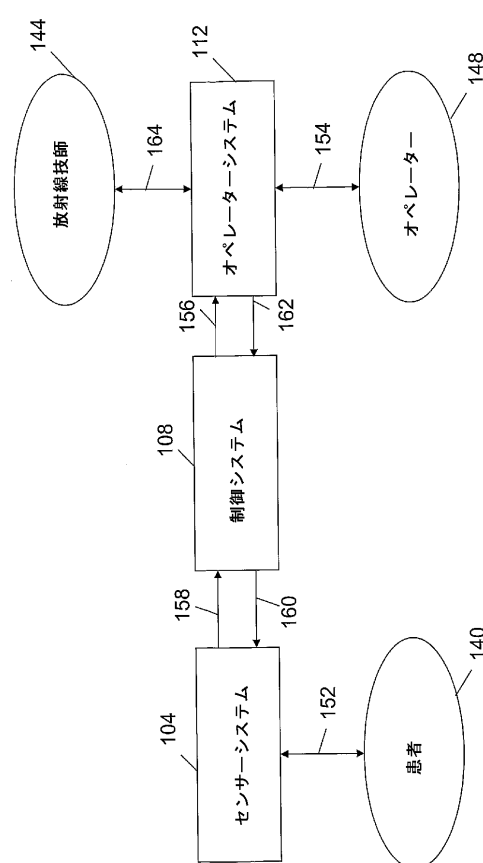


Fig. 1B

【図 2】

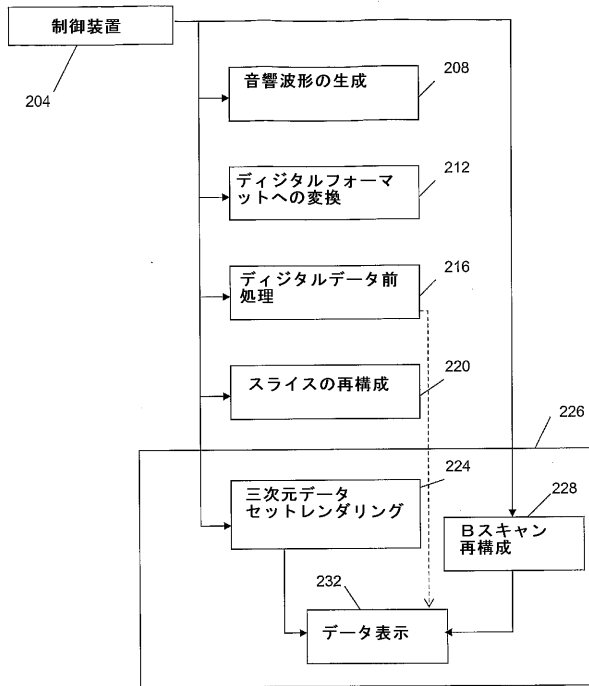


Fig. 2

【図 3 A】

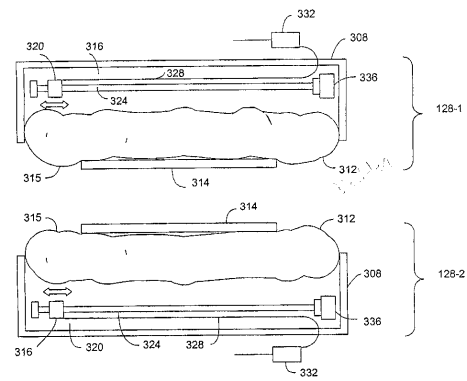


Fig. 3A

【図 3 B】

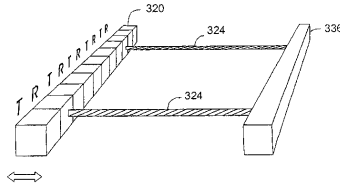


Fig. 3B

【図 3 C】

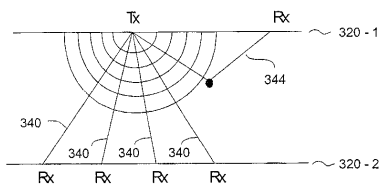


Fig. 3C

【図 3 D】

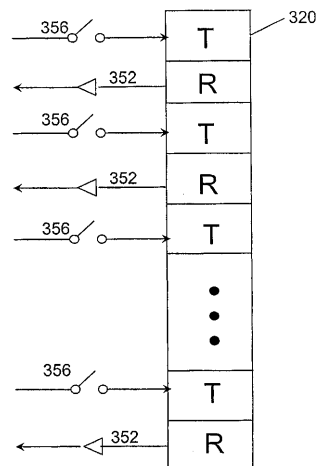


Fig. 3D

【図 3 E】

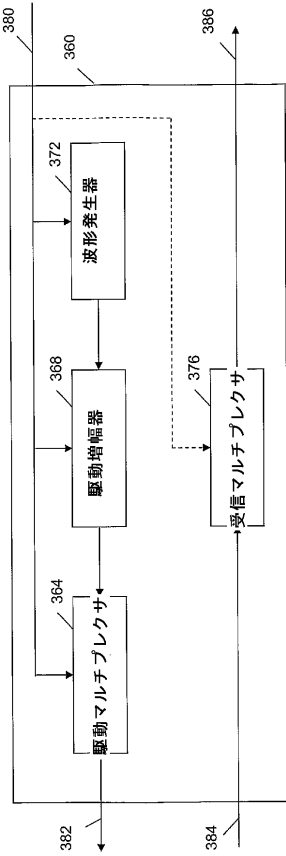


Fig. 3E

【図 4 B】

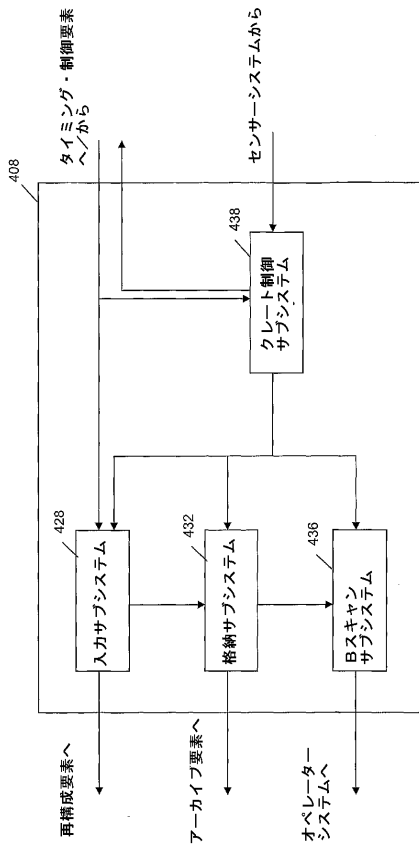


Fig. 4B

【図 4 A】

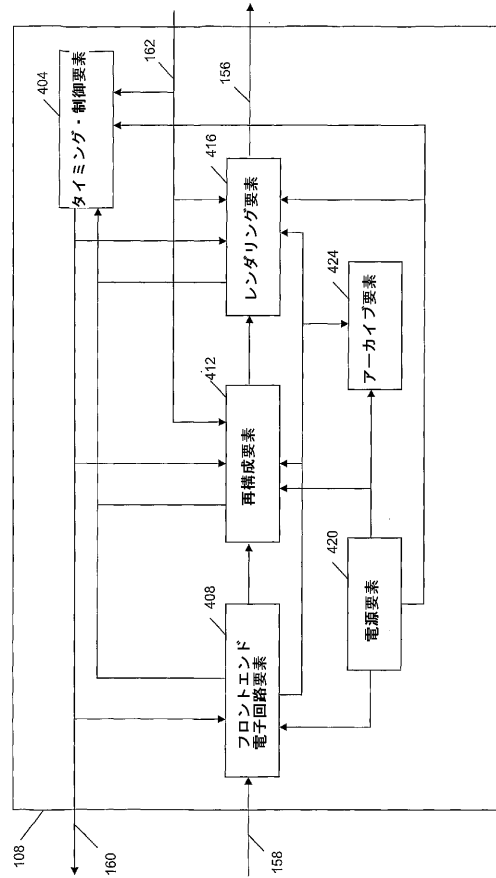


Fig. 4A

【図 4 C】

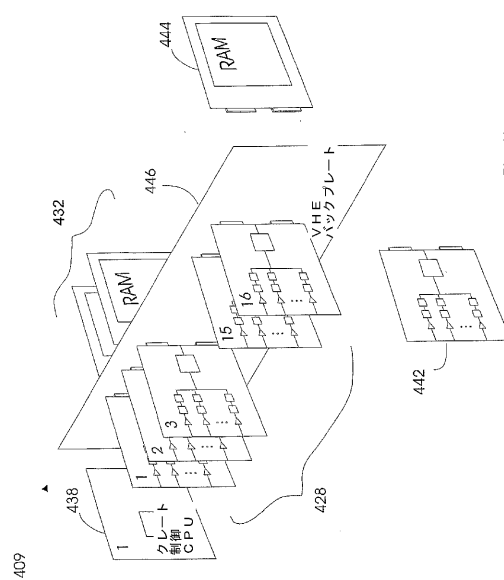


Fig. 4C

【図 4 D】

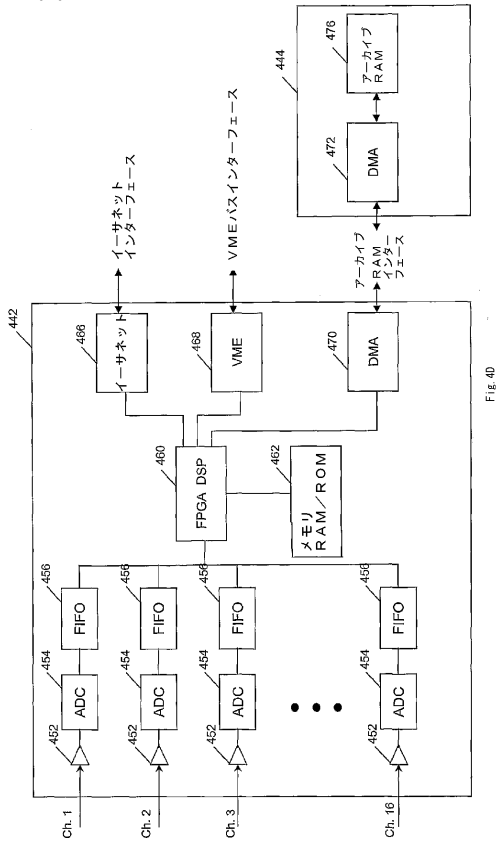


Fig. 4D

【図 4 E】

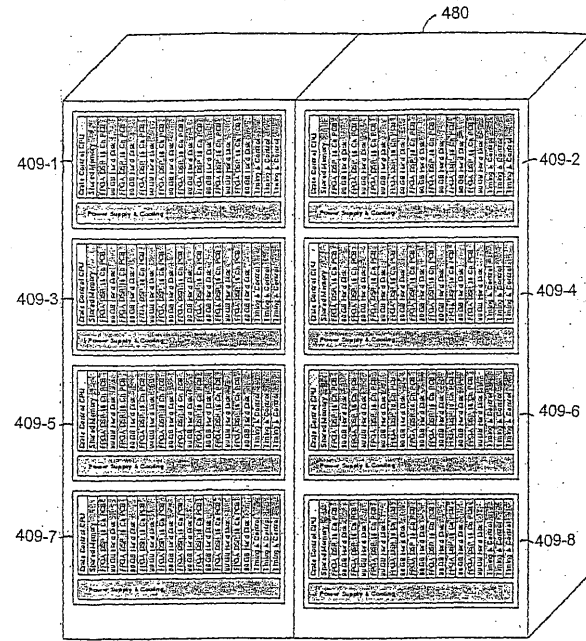


Fig. 4E

【図 5】

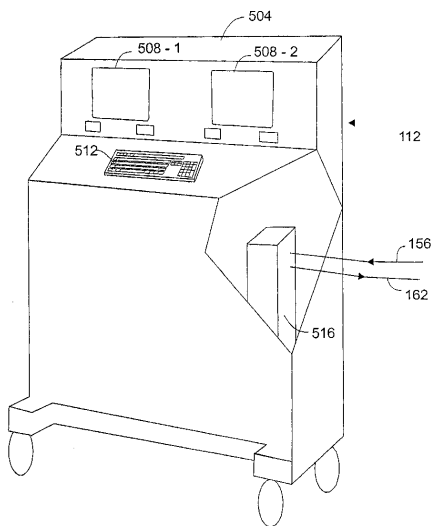


Fig. 5

【図 6】

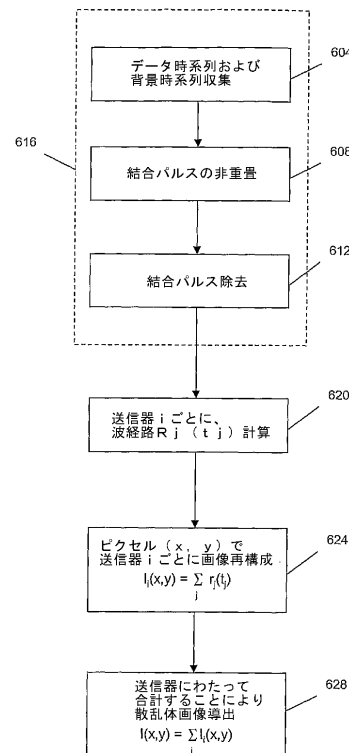


Fig. 6

【図 7 A】

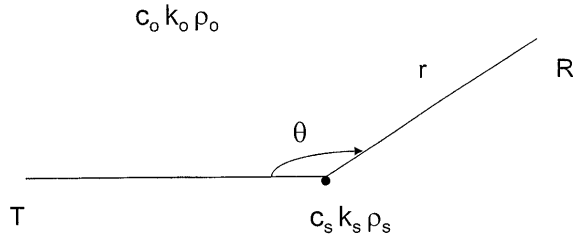


Fig. 7A

【図 7 B】

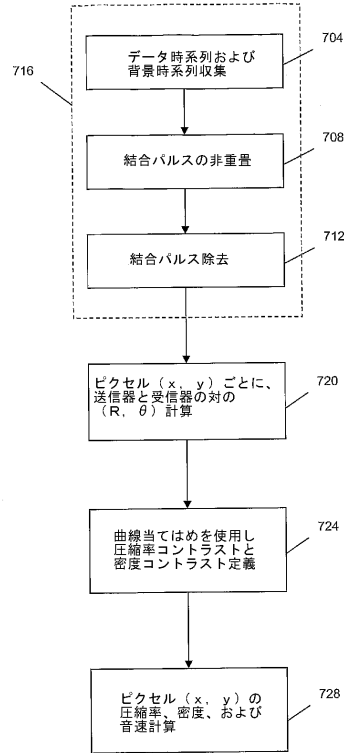


Fig. 7B

【図 8 A】

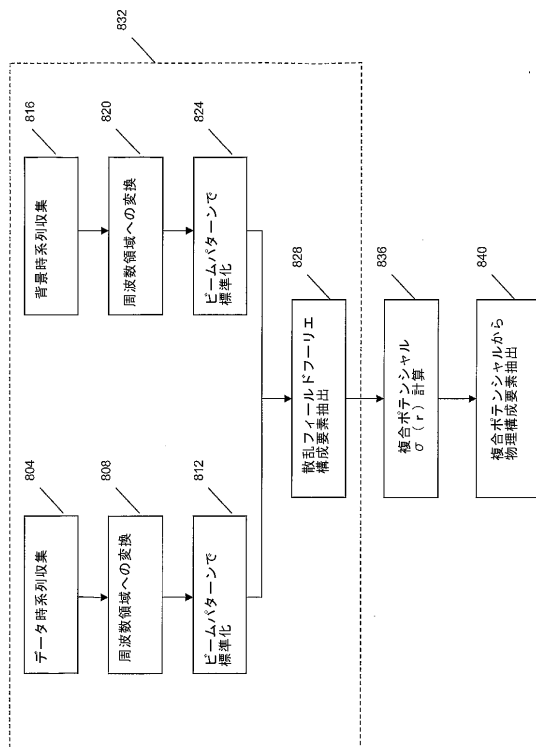
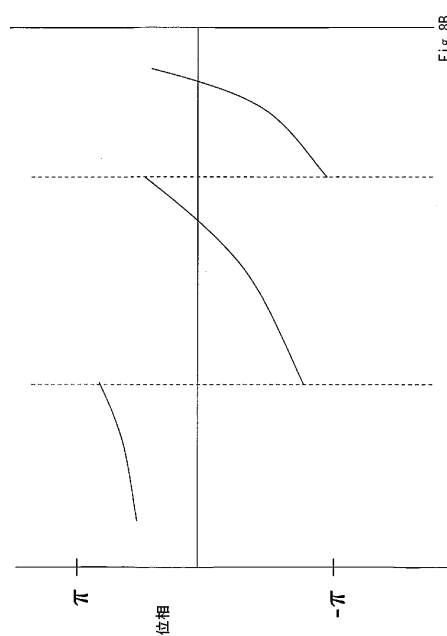


Fig. 8A

【図 8 B】



【図 8 C】

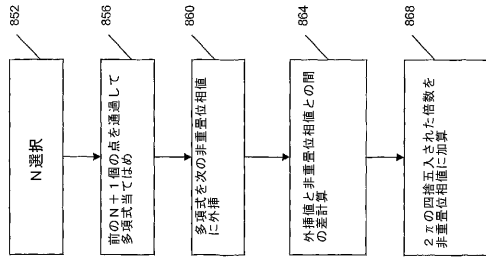


Fig. 8C

【図 8 D】

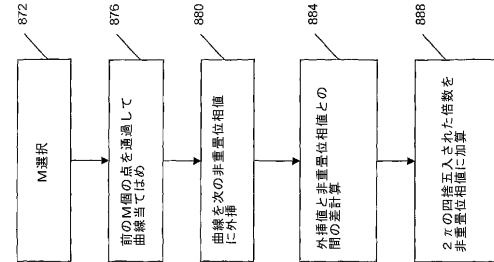


Fig. 8D

【図 9】

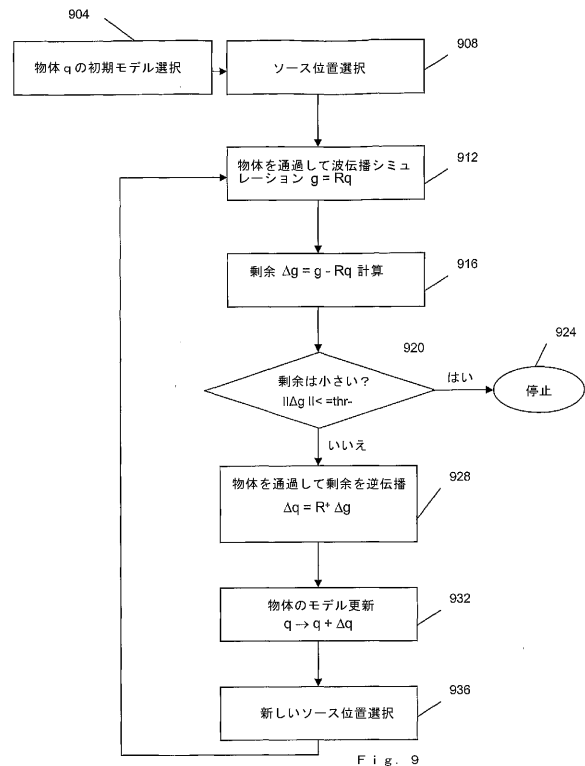


Fig. 9

【図 10 A】

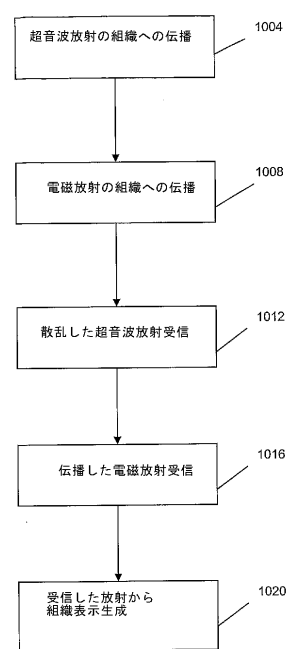


Fig. 10A

【図 10 B】

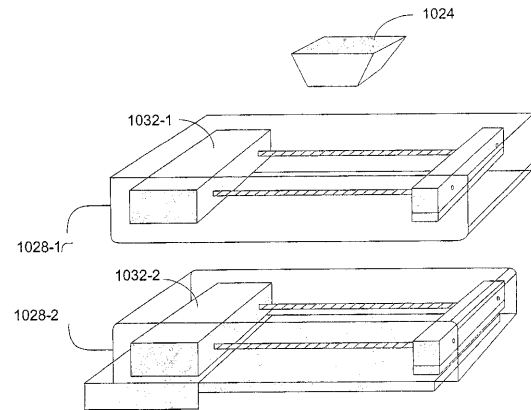


Fig. 10B

【図 10C】

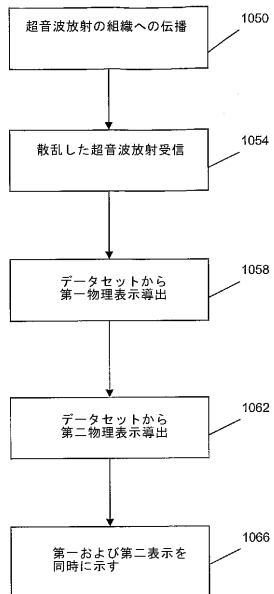


Fig. 10C

【図 11】

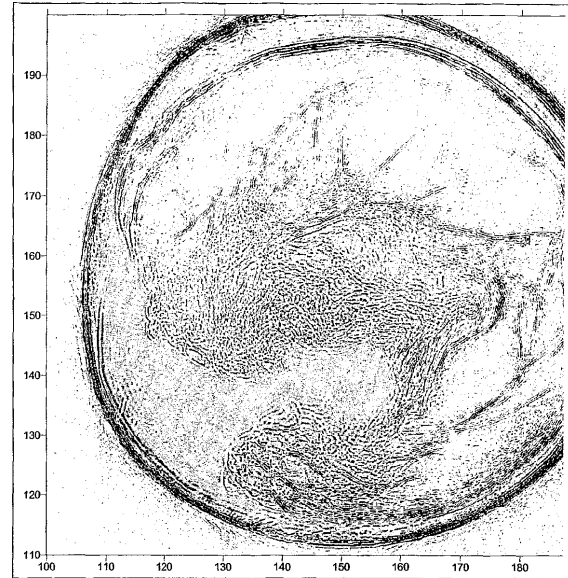


Fig. 11

フロントページの続き

- (72)発明者 ネブ ダリック
アメリカ合衆国 ニューメキシコ 87106, アルバカーキ, カレ デル ランチェロ エ
ヌイー 1101
- (72)発明者 ピーター ジェイ. リットラップ
アメリカ合衆国 ミシガン 48302, ブルームフィールド ヒルズ, ティンバー レーク
ロード 951
- (72)発明者 アール ホルサップル
アメリカ合衆国 ミシガン 48236, グロッセ ポイント ファームズ, カーチェバル
アベニュー 281
- (72)発明者 ロバート ヘンリー バーター
アメリカ合衆国 カリフォルニア 95611, オークランド, カプリコーン アベニュー
400
- (72)発明者 トーマス エル. ムーア
アメリカ合衆国 カリフォルニア 94550, リバーモア, ゴールデンロッド ドライブ
5466
- (72)発明者 スティーブン ジー. アゼベド
アメリカ合衆国 カリフォルニア 94550, リバーモア, エス. リバーモア アベニ
ュー 543
- (72)発明者 シドニー ダブリュー. ファーガソン
アメリカ合衆国 カリフォルニア 94550, リバーモア, ミラロマ シーティー. 54
79
- (72)発明者 デービッド エイチ. チャンバース
アメリカ合衆国 カリフォルニア 94550, リバーモア, アルタマー ウェイ 1665
- (72)発明者 ジェフリー マスト
アメリカ合衆国 コロラド 80537, ラブランド, ローレル ヒル コート 967
- (72)発明者 フランク ウーベリング
ドイツ国 48727 ビラーベック, オーバーラウ 49エー
- (72)発明者 フランク ナッター
ドイツ国 48161 ミュエンスター, ブレデンウェグ 8
- F ターム(参考) 4C601 BB03 BB16 DD08 DD20 DD21 DE17 EE04 EE09 GA11 GB03
GB45 HH04 JB51 JC33 KK12 KK21 LL33

专利名称(译)	计算机超声风险评估系统		
公开(公告)号	JP2007090085A	公开(公告)日	2007-04-12
申请号	JP2006326262	申请日	2006-12-01
[标]申请(专利权)人(译)	芭芭拉锚马诺斯癌症研究所		
申请(专利权)人(译)	芭芭拉·安Kamanosu癌症研究所		
[标]发明人	ネブダリック ピータージェイリットラップ アールホルサップル ロバートヘンリーバーター トーマスエルムーア スティーブンジーアゼベド シドニーダブリューファーガソン デービッドエイチチャンバース ジェフリーマスト フランクウーベリング フランクナッター		
发明人	ネブ ダリック ピーター ジェイ. リットラップ アール ホルサップル ロバート ヘンリー バーター トーマス エル. ムーア スティーブン ジー. アゼベド シドニー ダブリュー. ファーガソン デービッド エイチ. チャンバース ジェフリー マスト フランク ウーベリング フランク ナッター		
IPC分类号	A61B8/08 A61B5/05 A61B8/00 A61B8/13 A61B8/14 G06F		
CPC分类号	A61B8/0825 A61B8/13		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB16 4C601/DD08 4C601/DD20 4C601/DD21 4C601/DE17 4C601/EE04 4C601/EE09 4C601/GA11 4C601/GB03 4C601/GB45 4C601/HH04 4C601/JB51 4C601/JC33 4C601/KK12 4C601/KK21 4C601/LL33		
代理人(译)	夏木森下		
优先权	10/323354 2002-12-18 US 10/323467 2002-12-18 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

一种用于控制组织检查系统的方法。 本发明总体上涉及一种成像系统。 更具体地，本发明涉及超声成像系统。 当前使用的各种成像系统存在许多缺点，特别是对于医学应用而言。 例如，许多成像技术，例如放射线照相，乳房X线照相和计算机断层扫描（CT）扫描，都使用电离辐射，这在医学中使用时会引起细胞突变的风险。 本发明的实施例克服了现有技术的缺点，并提供了用于检查组织的方法和系统。 提供了用于检查组织的方法和系统（包括104、108、112），其中用包括接收到的反射和透射的声波的多个球形

或散射的脉冲声辐射来对组织进行声照明（方框208）。保持原位。从接收到的散射声辐射中得出组织的一部分的指示。[选型图]图1A

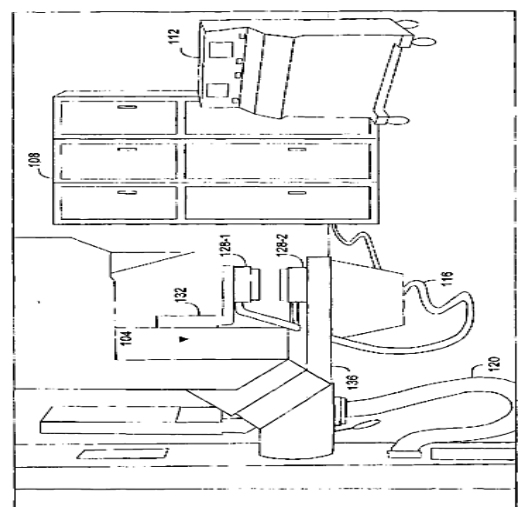


Fig. 1A