

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第3735605号  
(P3735605)

(45) 発行日 平成18年1月18日(2006.1.18)

(24) 登録日 平成17年10月28日(2005.10.28)

(51) Int. Cl. F I  
A 6 1 B 8/08 (2006.01) A 6 1 B 8/08

請求項の数 19 (全 22 頁)

(21) 出願番号	特願2002-533736 (P2002-533736)	(73) 特許権者	503136200
(86) (22) 出願日	平成13年10月15日(2001.10.15)		ソノシーン インク.
(65) 公表番号	特表2004-516865 (P2004-516865A)		アメリカ合衆国 90291 カリフォル
(43) 公表日	平成16年6月10日(2004.6.10)		ニア ベニス 28アベニュー 445
(86) 国際出願番号	PCT/US2001/032392	(74) 代理人	100074332
(87) 国際公開番号	W02002/030287		弁理士 藤本 昇
(87) 国際公開日	平成14年4月18日(2002.4.18)	(74) 代理人	100114421
審査請求日	平成16年9月29日(2004.9.29)		弁理士 薬丸 誠一
(31) 優先権主張番号	09/687,128	(74) 代理人	100114432
(32) 優先日	平成12年10月13日(2000.10.13)		弁理士 中谷 寛昭
(33) 優先権主張国	米国 (US)	(74) 代理人	100117204
			弁理士 岩田 徳哉
		(72) 発明者	ケリー ケビン
			アメリカ合衆国 90291 カリフォル
			ニア ベニス 28アベニュー 445
			最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波細胞組織スクリーニング装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

細胞組織のイメージを表示するイメージデータを生じ得る超音波プローブを具備する超音波スキャンニング装置と、

前記プローブの位置を決定するために前記プローブに取り付けられた1またはそれ以上のセンサと、

前記イメージデータをイメージとして表示し、スキャンイメージを素早く連続表示することができるビューアと、

患者の乳首をカバーするためのパッドであって、超音波を透過し、胸部組織に対して異なる超音波特性を有するパッドと、

スキャンニング中に胸部組織の場所で保持されるように適応された、胸部組織のための織物カバーであって、超音波結合剤を吸収可能で最小限度の損失で超音波エネルギーを伝達する織物カバーとを具備することを特徴とする細胞組織のスクリーニングシステム。

【請求項2】

前記超音波スキャンニング装置からイメージデータを受信する受信機をさらに具備することを特徴とする請求項1記載の細胞組織のスクリーニングシステム。

【請求項3】

前記イメージデータを記憶するために前記受信機と通信するレコーダをさらに具備することを特徴とする請求項2記載の細胞組織のスクリーニングシステム。

【請求項4】

10

20

ビューアと互換性のある形式に前記イメージデータを変換するために前記受信機と通信する変換機をさらに具備することを特徴とする請求項 2 記載の細胞組織のスクリーニングシステム。

【請求項 5】

前記胸部組織の前記乳首をカバーするためのパッドをさらに具備し、前記パッドは、超音波を透過し、胸部組織に対して異なる超音波特性を有するものであり、前記織物カバーの下に配置され、当該織物カバーにより保持されることを特徴とする請求項 1 記載の細胞組織のスクリーニングシステム。

【請求項 6】

前記細胞組織上を連続的に移動するために駆動されるキャリアをさらに具備し、前記プローブは、連続して隣接するイメージに略平行な前記細胞組織の連続した断面イメージを生じさせるために前記キャリアに載置されることを特徴とする請求項 1 記載の細胞組織のスクリーニングシステム。

10

【請求項 7】

前記細胞組織上を前記プローブが連続移動している間、前記プローブを連続的に活動可能にするために前記プローブと通信するコントローラをさらに具備することを特徴とする請求項 6 記載の細胞組織のスクリーニングシステム。

【請求項 8】

前記プローブの連続的移動を制御し、超音波スキャナのフレームキャプチャ率に適合したコンピュータをさらに具備することを特徴とする請求項 6 記載の細胞組織のスクリーニングシステム。

20

【請求項 9】

患者を安静にするための寝台と、

前記寝台に対して平行移動するために載置されたキャリアアームとをさらに具備し、

前記キャリアは、前記キャリアアームに結合され、前記プローブは、前記キャリアに結合され、前記プローブは、少なくとも 1 つの軸について前記キャリアアームに対して回転可能に載置されることを特徴とする請求項 6 記載の細胞組織のスクリーニングシステム。

【請求項 10】

前記プローブおよび前記細胞組織上の前記キャリアを駆動するために少なくとも 1 つのマイクロプロセッサによって制御される少なくとも 1 つのモータをさらに具備することを特徴とする請求項 9 記載の細胞組織のスクリーニングシステム。

30

【請求項 11】

前記プローブの角度位置を調整するために少なくとも 1 つのマイクロプロセッサによって制御される少なくとも 1 つのモータを具備することを特徴とする請求項 9 記載の細胞組織のスクリーニングシステム。

【請求項 12】

前記プローブ近傍の 1 またはそれ以上の移動センサを備えた前記プローブの前記角度位置を動的に調整するための付加的なシステムをさらに具備し、

前記移動センサは、前記プローブの前記角度位置を調整するために前記少なくとも 1 つのモータに送信される信号を順次生成する前記少なくとも 1 つのマイクロプロセッサに送信される信号を生成することを特徴とする請求項 11 記載の細胞組織のスクリーニングシステム。

40

【請求項 13】

前記少なくとも 1 つのマイクロプロセッサは、前記モータの速度および前記プローブの角度位置に基いて肌上のプローブ面の速度を決定し、一様な速度を維持するために前記少なくとも 1 つのモータに信号を送信することを特徴とする請求項 10 記載の細胞組織のスクリーニングシステム。

【請求項 14】

前記少なくとも 1 つのマイクロプロセッサは、次式を用いて前記適当な速度を演算することを特徴とする請求項 13 記載の細胞組織のスクリーニングシステム。

50

$$HV=(DV*\cos(NRA)+(FL/TI*(|\sin(ORA)-\sin(NRA)|)))$$

ここで、

HV=水平速度（現在のロール角においてDVを生じるのに必要なキャリアアームの水平速度）

DV=初期速度（肌上のプローブ面の所望の速度）

FL=支柱長（ロール面中心およびプローブ面の中心間の距離）

TI=時間間隔（角度測定間の秒単位の時間）

ORA=旧ロール角（前回の増分におけるX軸に沿ったプローブの角度）

NRA=新ロール角（現在のX軸に沿ったプローブの角度）

【請求項15】

前記少なくとも1つのマイクロプロセッサは、スキャンング過程の間、前記プローブ面の側面位置を決定し、位置の適合性に得るために前記少なくとも1つのモータに信号を送信することを特徴とする請求項10記載の細胞組織のスクリーニングシステム。

【請求項16】

前記少なくとも1つのマイクロプロセッサは、次式を用いて前記側面位置の適合性を演算することを特徴とする請求項15記載の細胞組織のスクリーニングシステム。

$$YCD=(PFW*(\sin(OPA)-\sin(NPA))-1/2 PFW*(\cos(OPA)-\cos(NPA)))$$

ここで、

YCD=Y軸修正距離（前回の時間間隔からのY軸の角度の変化による補正量を修正するためのプローブのY軸修正距離）

PFW=プローブ面幅（プローブ面の幅）

OPA=旧ピッチ角（前回の時間増分におけるY軸に沿ったプローブの角度）

NPA=新ピッチ角（現在のY軸に沿ったプローブの角度）

【請求項17】

胸部組織を超音波スキャンングするときの補助システムであって、  
スキャンング中に胸部組織の場所で保持されるように適応された、前記胸部組織のための織物カバーと、  
前記カバーに適用される超音波結合剤とを具備し、  
前記カバーは、前記結合剤を吸収可能で最小限度の損失で超音波エネルギーを伝達することを特徴とする補助システム。

【請求項18】

前記胸部組織の前記乳首をカバーするためのパッドをさらに具備し、前記パッドは、超音波を透過し、胸部組織に対して異なる超音波特性を有するものであり、前記織物カバーの下に配置され、当該織物カバーにより保持されることを特徴とする請求項17記載の補助システム。

【請求項19】

超音波胸部組織のための補助具であって、乳首上に配置されるパッドを具備し、前記パッドは、超音波を透過し、胸部組織に対して異なる超音波特性を有するものであり、前記パッドは、円盤形状であり、前記円盤の中心が最も厚く、前記パッドの全周についての端部が傾斜されることを特徴とする補助具。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、細胞組織の超音波のスキャンングおよび診断に関する。

【0002】

【従来の技術】

超音波プローブは、長年、細胞組織のスキャンングに用いられてきた。現在、いかなる医学的な超音波試験は、心臓、骨盤、腹部、軟組織またはその他の器官に関わらず、動的な映画のような方法で達成された研究により、多数の個々のフレームまたは写真として一般的に表示される。しかし、スキャンの利便性は、所望の領域を特定するためにモニタ上の

10

20

30

40

50

スキャンイメージを見ている間、前記プローブを手で操作するオペレータの技量に左右される。一度これらの領域が特定されると、オペレータは、通常、領域が映し出されているスキャンイメージの1枚または複合された1枚を記録する。

【0003】

オペレータは、スキャン中に出てくる多数のフレームから数フレームを選択しなければならないため、この過程でエラーが生じ易い。オペレータは、重要な発見があるイメージを選択するのに失敗するかもしれない。加えて、オペレータは、手でプローブを操作していること、組織上のプローブの速度がプローブのイメージキャプチャ率に相関していないことにより、スキャンされた組織の一樣範囲は、幾分偶然によるものである。この結果、オペレータは、スキャンされた組織のすべてについて連続かつ完な集合を表す連続イメージを記録しない。さらに、プローブの手動操作は、組織の一樣範囲を完全には許容しない。例えば、複数回通過が用いられてもである。

10

【0004】

超音波検査の第2の方法は、動的記録がビデオテープ上で作成される超音波心臓検査のような動的な試験が用いられる。不幸なことに、このアナログ的方法は、個々のフレームを記録するデジタル断層撮影には適応しない。結果的に、個々のフレームの評価ができず、詳細が大きく欠如することとなる。これは、不規則な組織を診断することについてのビデオテープの利便性の限界によるものである。解析医は、録音再生の速度を変えたり、イメージのサイズを変えたりする方法を持っていない。さらに、当該医は、モニタの設定でしか、イメージの元々のコントラストや明るさを変えることができない。これらの困難は、考察時間を長くし、最適な見地を妨げる。加えて、個々の患者にビデオテープをそれぞれ使用することは、高価であり、保管の問題も生じてしまう。

20

【0005】

オカルトの乳がんのために無症候性の女性をスクリーニングすることについては特に、現在広く用いられている方法が2つあり、物理的試験および乳首X線撮影法である。これらの方法はいずれも不完全である。物理的試験は、一般的に直径1/2インチより小さいがんを探知できない。がんには、探知されたときより大きくなる場合が多くある。乳首X線撮影法は、1/2インチより小さいがんの30パーセントが探知できない。約5から10パーセントのより大きいがんは、乳首X線撮影法的には、オカルトである。また、乳首X線写真は、放射線を用い、胸を締め付ける痛みを伴うため、女性に定期的に乳首X線写真を撮ることの勇気をなくさせてしまう。

30

【0006】

医学の社会ではよく認識されていることだが、超音波は、変則的な位置が乳首X線撮影法および物理的試験のような他の方法によって第1に発見された乳がんを診断するのに非常に熟練している。しかし、超音波を全ての胸をスクリーニングする方法として用いたとき、悪性腫瘍は、通常、背面の組織から見分けることが困難である。従来は、胸のスクリーニングのために超音波を用いる2つの案があったが、それらは、がんの発見率が甘受できない程低かったせいで受け入れられなかった。

【0007】

第1の方法は、複数の超音波プローブを有し、連続的な断面で全胸部のイメージを生成するために水風呂に胸を浸ける水風呂システムである。これらの断面は、10秒に1つの割合で連続して表示される。

40

【0008】

第2の方法は、技師が全ての胸部を試験することによって達成されるスキャンングがビデオテープに記録されるものである。この方法は、胸部の範囲が幾分偶然のものとなる欠点があった。手動により可変する速度は、一樣にイメージされた組織を許容しない。その速度は、超音波プローブのフレームキャプチャ率に一致しないからである。また、ビデオテープに記録することは、上記の理由からイメージが劣化することとなる。

【0009】

50

現在、人の胸部のような、細胞組織の全ての領域に連続かつ完全な集合となったスキャンイメージを作成するために、一様かつ信頼できる超音波プローブを使用する方法は、開発されていない。超音波は、乳首X線撮影法、X線およびMRIスキャンのような他のスキャン方法ですでに明確となった細胞組織の所望の領域を調査することに一般的に用いられる。超音波は、不規則な細胞組織のためのスクリーニング装置として一般的に用いられない。

【0010】

【発明が解決しようとする課題】

本発明は、超音波スキャンおよび細胞組織の診断の改良されたシステムを目的とする。連続した組織の断面超音波イメージを生じさせるために、個々のイメージのそれぞれの位置を決定する手段を用いる。また、本発明は、断面超音波スキャンを用いて細胞組織をスクリーニングする体系的な方法も提供する。

10

【0011】

【課題を解決するための手段】

本発明に係る第1の独立した側面において、超音波プローブは、一様な速度でスキャンするために、組織上を進ませる。これにより、組織の一様なイメージングが達成される。

【0012】

本発明に係る第2の独立した側面において、超音波プローブは、一様な速度でスキャンするために、組織上を進ませる。組織上のプローブの速度は、超音波スキャナのイメージキャプチャ率に適合される。これにより、さらなる組織の一様なイメージングが達成される。

20

【0013】

本発明に係る第3の独立した側面において、超音波プローブは、一様な速度でスキャンするために、組織上を進ませる。超音波プローブの角度は、スキャン過程の前および最中に調整され、スキャンされる組織と最適に接触すべく維持する。これにより、さらなる組織の一様なイメージングが達成される。

【0014】

本発明に係る第4の独立した側面において、超音波プローブは、一様な速度でスキャンするために、組織上を進ませ、組織の外形に応じたプローブの角度の変化に応じて速度を変化させる。これにより、さらなる組織の一様なイメージングが達成される。

30

【0015】

本発明に係る第5の独立した側面において、超音波プローブは、一様な速度でスキャンするために、略直線に組織上を進ませ、プローブの位置は、組織の外形に応じたプローブの角度の変化に応じて、略直線にそって側面的に調整される。これにより、さらなる組織の一様なイメージングが達成される。

【0016】

本発明に係る第6の独立した側面において、超音波プローブは、一様な速度でスキャンするために、略直線に組織上を進ませる。当該超音波プローブからのイメージデータは、ビューアに互換性のある形式に変換されて記憶される。データは、イメージが素早く連続して再生可能な専用のビューアで見られる。このようにして、がんや異常のための組織をスキャンする改良された方法が達成される。ビューアは、ユーザが個々のスキャンイメージ上の所望の地点を選択し、また、それと同じまたは他のイメージ上のそれぞれで既知の参照地点を選択することも許容する可能性を有することができる。このとき、ビューアは、三次元における2点間の距離を演算する。患者の所望の地点の正しい位置は、このようにして決定される。

40

【0017】

本発明に係る第7の独立した側面において、位置データは、それぞれのイメージフレームで収集される。これにより、超音波プローブは、完全に一様な速度を必要とすることなく操作可能となり、この場合でも特徴または異常な位置を正確に定めることができる。

【0018】

50

本発明に係る第 8 の独立した側面において、イメージは、ユーザが個々のスキャンイメージ上の所望の地点を選択し、また、それと同じまたは他のイメージ上のそれぞれで既知の参照地点を選択することも許容するために表示される。乳がんのスクリーニングでは、通常乳首の地点である。このとき、三次元における 2 点間の距離が演算される。このようにして、患者の所定の地点の正確な位置は、乳首から所望の地点までを測定することにより決定されるだろう。

【 0 0 1 9 】

本発明に係る第 9 の独立した側面において、胸部組織のスキャンに用いられるパッドは、胸部組織とは異なる超音波的特徴を有する乳首の上に配置され、スキャンが実行される。当該パッドは、スキャンイメージに写り、参照地点として乳首の位置を特定し、乳首からの音波情報の損失（超音波の影）を低減させる。

10

【 0 0 2 0 】

本発明に係る第 1 0 の独立した側面において、胸部組織はをスキャンする第 9 の側面に加えて、所定位置に胸部および乳首パッドを保持し、超音波の影を低減させるために、スキャンする間、胸部上に配置されたカバーをさらに具備する。これにより、よりよいイメージングが可能となる。

【 0 0 2 1 】

本発明に係る第 1 1 の独立した側面において、上記側面を組み合わせることがさらなる利益をもたらすこととなると考えられる。

【 0 0 2 2 】

結果的に、本発明の目的は、細胞組織が超音波スキャンにより、異常を確実に写し出すことができるシステムおよび方法を提供することである。他のまたはさらなる目的および利益は、以下に現れるだろう。

20

【 0 0 2 3 】

【 発明の実施の形態 】

図 1 に示すように、好適な具体例は、患者を安定させる患者寝台 2 を含み、支持部材 4、スキャンされる組織を横切ってプローブを案内するように並進動作可能な支持部材 4 に接続されたプローブキャリア 5、プローブ 8 を有する標準的な医学的超音波スキャン装置 6、プローブキャリア 5 を操作するリモコン装置 1 0、標準的なコンピュータ 1 2、超音波装置 6 およびコンピュータ 1 2 間の接続装置 1 4、および超音波装置からイメージデータを獲得し、表示プログラムと互換性のあるイメージデータに変換し、イメージを表示する表示プログラムを基礎に具備する。いずれも単一ユニットとして一般的に販売されるプローブ 8 を有する医学的超音波スキャン装置 6 は、超音波プローブ 8 からの信号を送受信する機械である。プローブ 8 を有する超音波スキャン装置 6、コンピュータ 1 2、および接続装置 1 4 は、商業的に市販されている。

30

【 0 0 2 4 】

超音波プローブ 8 を保持する機械的キャリア 5 は、超音波スキャナ 6 に接続されている。プローブを保持する機械的キャリア 5 および超音波スキャナ 6 間の同期化は、スキャンの記録中に採用することが可能である。

【 0 0 2 5 】

< プローブキャリア >

略平行で連続したイメージを得るために、超音波プローブ 8 を保持する機械的装置は、一様な割合でスキャンされる組織を横切ってプローブを進ませる。図 3 に示されるより好適な具体例において、プローブ 8 を保持する機構は、試験中に患者を安定させ、機構の基礎として作動させる患者寝台 1 6 に載置される。図 2 および図 3 に示されるキャリア運搬台 1 8 は、図 4 に示されるように、寝台の下にレール 2 0 に取り付けられる 2 つの平行な垂直部材と、2 つの垂直部材の頂部に取り付けられた水平部材とを具備している。レール 2 0 は、図 2 および図 3 に示されるように、運搬台 1 8 を寝台の長さ、すなわち、X 軸に沿って移動可能にする。2 つの垂直部材間の水平部材に取り付けられるのは、略 U 字型部材が取り付けられた他の垂直部材であり、キャリアアーム 2 2 と呼ばれ、超音波プローブ 8

40

50

を保持するキャリア 24 が取り付けられる。キャリアアーム 22 は、Y 軸および Z 軸のいずれにも沿って移動可能といった所定の基準で取り付けられ、図 4 に示されるように、患者を横切るとともに、寝台上の患者から近づいたり離れたりするように移動することが可能である。キャリア 24 自体は、X 軸および軸について回転することによって、患者に対して所望の角度にプローブを保持するものである。キャリア 24 は、スキャン中、固定された角度でプローブ 8 を保持してもよいし、スキャンの過程の間、プローブ 8 を患者の肌（その他の好適な方向）に対して垂直を維持するように調整することも可能である。

#### 【0026】

使用しないときに運搬台アッセンブリを保護し、患者が寝台に最初に横になるときに邪魔にならないように、アッセンブリは、寝台 16 の一端部にある「ガレージ」26 に収納される。好適な具体例において、運搬台 18 は、マイクロプロセッサにより制御される 1 またはそれ以上のモータによって寝台 16 の X 軸に沿って進む。また、キャリアアーム 22 も、1 またはそれ以上のマイクロプロセッサにより制御される 1 またはそれ以上のモータによりスキャン中、2 つの軸に沿って移動する。マイクロプロセッサは、表示プログラム（後述）を実行するコンピュータ 12 とは分離することも可能であるし、コンピュータ 12 をこの目的のために使用することも可能である。キャリアアーム 22 は、スキャンの間、プローブ 8 と患者の肌との間を常に接触させるように Z 軸に沿って移動する。キャリアアーム 22 は、患者上のプローブ 8 に一定の圧力をユーザが選択した予め設定された値に維持する。この圧力は、スキャン中に計測され、最大の圧力レベルが検知されたときは、Z 軸方向にキャリアアーム 22 を上げて患者から離すように動かすことが優先的に機能する。他の具体例において、オペレータは、スキャン過程の間、手動で圧力を維持し、圧力がプローブヘッドの程近くにある圧力変換器を用いて測定される。キャリアアーム 22 は、スキャン終了時に患者を移動させるために上方へ移動する。リモコン 10 に優先する手動操作により、パニックが起きたり、緊急事態が起きたときに、患者から離れるようにキャリアアーム 22 を移動させることが可能である。

#### 【0027】

他の具体例において、運搬台 18 およびキャリアアーム 22 は、どちらも平行軌道配置（一端側または複数端側）であるか、（患者寝台を用いる、用いないに関わらず）仰向けまたはうつ伏せのいずれかにされた患者の上、下、または、近くに、配置された連結アームまたはその他の装置を具備している。キャリアアーム 22 は、患者寝台に接続される運搬台アッセンブリに支持されている必要は無いが、天井、壁、または、床から単独で浮いている状態にあり、患者寝台に対して X および Y 方向のいずれにも並進運動を可能にするだろう。キャリア機構は、プローブに必要な移動を供給することを付加する手段として、X 線装置を支持するのに現在用いられている運搬台の機構に似ているだろう。プローブは、いかなる手段（手動的、機械的、電気的、油圧的、気圧的またはその他のすべての手段であって、フィードバック制御が行われるものまたは行われないもの）またはいかなる方法の組み合わせによって、機械的なキャリアによって支持され、進むこととしてもよい。単独の、または、組み合わされたこれらの方法は、X 軸、Y 軸および Z 軸についてのプローブの制御に用いられる。重力もまた、患者上のプローブへ必要な圧力を供給したり、組織を横切る推進力を補助するのに採用される。

#### 【0028】

プローブ 8 は、機械的キャリア 24 に対して固定の、または、取り外し可能な構成として設計される。キャリア 24 は、一体となった超音波装置 6、超音波プローブ 8、および / または、超音波プローブインターフェイスを搭載して、または、別体として設計される。

#### 【0029】

図 4 A および図 4 B に示されるように、キャリア 24 は、スキャン前、または、スキャン中に手動または、1 またはそれ以上のマイクロプロセッサによって制御される 1 またはそれ以上のモータにより、プローブ 8 の角度位置を変えつつ連結される。マイクロプロセッサは、表示プログラム（後述）を作動させるコンピュータ 12 から独立していて

10

20

30

40

50

もよいし、コンピュータ12がこの目的に用いられてもよい。プローブ自身が連結ヘッドを有する場合、連結される必要は無いかもしれない。

【0030】

プローブ8の角度位置がスキャン中に自動的に調整される場合の具体例において、ピッチおよびロール調整は、超音波プローブ8回りに配置された1またはそれ以上の位置変換器により行われる。この具体例において、プローブ8の位置および角度に関するすべてのデータは、イメージが患者上の一致する位置に相互に関係することを許容するために表示プログラムに供給される。位置データは、イメージが重複したり、差異が生じることをプログラムが補償できるようにする。測定システムは、いかなる手段または慣習によっても可能であり、いずれのまたはすべてのX軸、Y軸およびZ軸および/またはプローブの角度位置から構成されてもよい。

10

【0031】

プローブ8を保持するキャリア24の速度は、マイクロプロセッサにより正確に制御される。当該速度は、超音波スキャン装置6のキャプチャ率に相互関係する。組織上のプローブ面9の速度が一樣であると、表示プログラム(後述)がいずれのイメージにおいても選択された地点の位置を演算することができる一樣な領域を有するイメージとなる。プローブがスキャン中、固定された角度で保持される場合、領域が一樣であることは、患者上のスキャンフレームのそれぞれの地点を決定するためにつねに必要である。超音波スキャン装置6は、プローブ8と通信するためのコントローラとして働き、組織を横切って動くようにプローブ8を連続して駆動させるが、他のコントローラを、プローブを駆動させるために用いることも可能であり、これには、プローブまたはスキャン装置のいずれかまたは両方にリンクしたコンピュータも含まれる。

20

【0032】

オペレータは、スキャンされる領域の程度を決定し、コンピュータ12の位置プログラムに当該領域のさまざまなパラメータを入力する。例えば、胸部組織をスキャンするために用いる場合、オペレータは、肌を横切って測定し、プローブ8が横切った全距離を供給する。現在の慣例では、超音波プローブ8によりスキャンされる組織の幅は、一般的にとっても小さく、胸部のような全体の器官のイメージをキャプチャすることができない。この結果、いくつかの隣接した通過により全範囲を供給することができる。それぞれの通過(スキャン列30と称する)は、先に通過したものといくらか重複しており、全範囲を達成し、スキャン周辺区域における誤った形状の可能性を排除する。それぞれ連続する通過より先に、キャリアアーム22は、患者から離れるように持ち上げられ、胸部を横切ってY軸に沿ったり、次のスキャン列30のために自身の位置をスキャンするために領域の頂点へX軸に沿って動く。このとき、患者に応じてZ軸に沿って自身を下げたりする。代わりに、キャリアアーム22は、手動で上昇または下降させてもよい。

30

【0033】

スキャン列30は、複数の個々のイメージまたはフレーム28を具備しており、胸部で典型的に約200から300ある。図5はスキャン列30内のフレーム28が典型的胸部スキャン上にどのように配列されるかを表したものであるが、明確のために、重複しないように表してある。スキャン列30は、それぞれのスライドが個々のフレーム28として表される写真のスライドの束を思い浮かべることができる。フレーム28は、一樣に配置されて、プローブ8の一樣な動作およびスキャンの一樣なタイミングが達成される。フレーム28は、最も好都合なことに互いが略平行にある。

40

【0034】

プローブの角度がスキャン中に変化する場合の具体例において、プローブ8は、キャリア24にプローブ8がいずれの方向にも旋回可能に取り付けられる。ロール面11は、ロール面中心100でX軸に沿ってプローブ8が前後に旋回移動することによって参照される。図4Aおよび図4Bに示される。ピッチ面13は、ピッチ面中心102でY軸に沿ってプローブ8が左右に旋回移動することによって参照される。ピッチおよびロール中心100, 103は、プローブ8が肌の外形に関して肌に対して直角に位置されることによつて

50

、プローブがプローブ面 9 および肌表面の間で常に接触し続けることを可能にし、最適な超音波イメージングを可能にする。市販されている角度センサ 25 は、キャリア 24 に取り付けられ、図 4 A および図 4 B に示されるように、プローブ 8 はロール面 11 (X 軸) およびピッチ面 13 (Y 軸) に対して常に平行である。角度センサ 25 は、ロール角およびピッチ角を短い規則的な間隔、好適な具体例においては、1 / 10 秒でコンピュータ 12 の位置プログラムに送信する。図 13 は角度センサ、コンピュータおよびモータ間の信号の体系図である。

【0035】

プローブ 8 が組織上を移動するにつれてプローブ 8 が動的に角度が変化するとき、特に、組織が平面でないとき、適正な速度およびスキャン中の位置を達成するためのいくつかの問題が生じる。例えば、胸部のような凸状の対象の様なスキャンを試行するとき、胸部の凸性の程度は、「X」軸および「Y」軸ともに知られていない。例として胸部を用いて、プローブ 8 が X 軸に沿って一定の速度で進むとき、プローブ面 9 の速度は、肌に関して、胸部の上り坂および下り坂で速くなる。加えて、キャリア 24 内のロール面中心 100 は、プローブ面 9 が肌に接触する部分上までのいくらかの距離（支柱長 27 と称する）があり、プローブ面 9 およびキャリア 24 は、プローブ 8 がロール面で回転するとき X 軸に沿って同じ位置とはならないだろう。このようにキャリア 24 は、上り坂においてプローブ面 9 の後方にあり、下り坂においてプローブ面 9 の前方にあるだろう。

【0036】

位置センサは、正確な位置および速度補正のために、キャリア 24 の位置およびプローブ 8 の角度位置を軌道することに用いられる。センサは、「X」および「Y」方向にキャリアアーム 22 の移動を制御するモータの回転数をカウントすることによって、キャリア 24 の位置を決定してもよい。プローブ 8 の角度位置は、角度センサ 25 によって決定されてもよい。これらの位置センサは、例えプローブに直接結合されるものが存在しなくても、プローブと「結合」される。

【0037】

肌上の速度補正は、プローブ 8 に取り付けられた角度センサ 25 とともに、「X」軸および「Y」軸の両方についてのプローブ 8 の角度が連続的に、少なくとも毎秒 10 回、制御コンピュータ 12 に送信されることにより実行される。「X」軸における角度の変化は、2 項の三角公式を適用することによって、次の時間の増分についての速度を適切に調整することに用いられる。第 1 項は、プローブ 8 が胸部の勾配に沿って上ったり、下ったりすることによって垂直速度を得るにつれて、キャリア 24 の水平速度が減少することによって肌に沿った一定速度を維持する。第 2 項は、プローブ面 9 に関して、キャリアアーム 22 がずれて回転した効果として説明される。それゆえ、角度センサ 25 は、角度データをコンピュータ 12 に存在する位置プログラムに提供し、コンピュータ 12 は、水平 (X 軸) 速度のみが連続的に変化する間、X 軸モータが胸部の肌上を回転してプローブ 8 の様な速度を生じるように制御する。所望の一定速度を生じるために、位置プログラムは、現在のロール角の余弦を用いて X 軸運動ベクトルを演算する。また、位置プログラムは、プローブ面 9 上にあるキャリア 24 のロール面中心 100 の位置を生じさせるプローブ面 9 からのキャリア 24 の補正量の水平成分を補正する。位置プログラムは、現在の角度と全壊の時間間隔における角度との間のロール角の正弦の絶対変化を用いる。次式を用いる。

$$HV=(DV \cdot \cos(NRA))+(FL/TI \cdot (|\sin(ORA)-\sin(NRA)|))$$

ここで、

HV=水平速度（現在のロール角においてDVを生じるのに必要なキャリアアーム 22 の水平速度）

DV=初期速度（肌上のプローブ面 9 の所望の速度）

FL=支柱長（ロール面中心 100 およびプローブ面 9 の中心間の距離）

TI=時間間隔（角度測定間の秒単位の時間）

ORA=旧ロール角（前回の増分における X 軸に沿ったプローブ 8 の角度）

10

20

30

40

50

NRA=新ロール角（現在のX軸に沿ったプローブ8の角度）

【0038】

コンピュータ12のクロックおよび角度センサ25からの信号を受信するソフトウェアが適正に合致していないとき、上式の時間間隔(TI)は、わずかに異なることとなる。好適な具体例において、周期は、わずかな差異のそれぞれを相殺し、これらの変化する長さを有する時間間隔によって誤りが生じることを防ぐのに十分長いけれども、付加的な修正要素が用いられる。速度は、設定間隔がX軸およびY軸に沿った特定の距離を達成するのに要求されるが、時間間隔の不正確性は、それぞれが動く正確な距離よりも結果として近くなる。列全体で合計されたこれらの小さい誤りは、重大であり、列の長さおよび幅において結果として誤りとなる。解決法は、それぞれの時間間隔の後、X軸およびY軸の長さに沿ってプローブ8の正確な位置について問い合わせを行い、当該時間間隔における小さい誤りを修正し、当該距離を速度に変換して次の時間間隔において加算または減算することである。位置プログラムは、水平(X軸およびY軸)移動のために駆動するモータの回転数を記録し、プローブ8の正しい位置が演算される。

10

【0039】

プローブがピッチ面13に対して角度が付くことにより、位置センサからのデータを用いて、付加的な横方向の修正要因が生じる。ロール面中心100のように、ピッチ面中心102は、プローブ面9上にあり、胸部のような、組織の曲率の結果であるY軸におけるいかなる角度もプローブ8が直線コースから外れる原因となる。もし、この横方向の動きが修正されないと、結果として曲がった列となり、組織の重複により差異が生じる。再び、角度センサ25により送信された角度の変化および1項の三角公式を用いて、コンピュータ12上の位置プログラムは、直線の列を維持するためにプローブ8の横方向の位置を連続的に変化させるために、Y軸モータに信号を送る。凸状の表面において直線の進行を維持するために、位置プログラムは、前回と現在とのピッチ角の正弦の変化を用いて、Y軸位置の修正を演算する。ピッチ面13においてプローブ8を傾ける効果は、プローブの付加的な移動を補償するための他の項を付加する。この項は、第1項から差し引かれ、前回と現在とのピッチ角の余弦の変化が次式を用いて表される。

20

$$YCD=(PFW^*(\sin(OPA)-\sin(NPA))-1/2\ PFW^*(\cos(OPA)-\cos(NPA)))$$

ここで、

YCD=Y軸修正距離（前回の時間間隔からのY軸の角度の変化による補正量を修正するためのプローブ8のY軸修正距離）

30

PFW=プローブ面幅（プローブ面9の幅）

OPA=旧ピッチ角（前回の時間増分におけるY軸に沿ったプローブ8の角度）

NPA=新ピッチ角（現在のY軸に沿ったプローブ8の角度）

【0040】

完全な範囲を維持するために、キャリア24は、次の列を開始するとき、「Y」軸に沿うというよりも、肌上のプローブ面9の幅を動かさなければならない。センサは、位置データを位置プログラムに提供するために用いられ、最大のY軸角度が連続的に記録され、1項の三角公式にそれぞれの列の最大角度を用いて、飛ばした領域が生じないように、Y軸に沿ってプローブ8が動く距離を演算する。組織が飛ばされないと仮定すると、列の重複はわずかなものとなり、それぞれの列の最初の開始位置は、確実に重複するように演算されるべきである。位置プログラムは、最初のピッチ角および列の最大ピッチ角の正弦の差異を用いて、次の列を開始するためのY軸におけるキャリア24を動かす距離が演算される。次式が用いられる。

40

$$NRO=(\cos(MPA))^*PFW)-OA$$

ここで、

NRO=次の列の補正量（領域飛ばしを避けるためにプローブ9に対して）

PFW=プローブ面幅（プローブ面9の幅）

MPA=最大ピッチ角（現在の列の）

OA=重複量（連続する列について）

50

## 【 0 0 4 1 】

組織がスキャンされる外形に応じてプローブ8の角度位置がスキャン中に動的に調整されるとき具体例において、一番上のフレーム28は、略均一に配置されており、組織の外形は、少しの程度異なるとはいえ、隣接するフレーム28が互いに略平行を維持するのに十分穏やかである。単一のスキャン列30内で隣接するフレーム28は、略平行にあるけれども、フレーム28は、フレーム28の数が増加して分かれてくるにつれて、次第に平行ではなくなってくる。2つの隣接するスキャン列30におけるフレーム28は、必ずしも略平行ではない。

## 【 0 0 4 2 】

好適な具体例において、胸部のような器官は、横から内へ、またはその逆も同様に、胸部全体を横切って進むスキャン列30を用いて、1区分でスキャンされる。図5は、1区分を構成する一連のスキャン列30を表している。他の具体例において、それぞれの胸部は、乳首を胸部の中心として一列に並んだそれぞれの区分の第1のスキャン列を用い、連続するスキャン列30が次第に乳首から離れるように、2区分でスキャンされてもよい。

## 【 0 0 4 3 】

< 表示プログラム >

表示プログラム（またはビューア）の好適な具体例は、簡素化され、モノリシックな、ウィンドウズ95（R）、ウィンドウズ98（R）、NT4、およびウィンドウズ2000（R）で起動する32ビットウィンドウズ（R）アプリケーションである。好適な具体例は、ゼネラルエレクトリック社のロジック700医療用超音波スキャナをインターフェイスとして、それからデータを得るべく実行される。もちろん、表示プログラムは、他のタイプのコンピュータシステムおよびオペレーティングシステムの将来のバージョンでも起動するように書くことができ、他型のスキャン装置をインターフェイスとすることも可能である。請求の範囲で用いた、「コンピュータ」は、データを処理するための1またはそれ以上のマイクロプロセッサを用いた好適な装置が一般的に参照される。

## 【 0 0 4 4 】

表示プログラムのモノリシックな構造および比較的小さいサイズは、運搬容易および表示の柔軟性のために、イメージデータが束ねられることを許容する。多くの場合、患者の完全なスキャンデータおよびプログラムは、シングルCDに収められ、ユーザが多数の患者スキャンデータを比較的小さいパッケージに輸送することができ、それをCD上のソフトウェアと互換性のあるいずれのコンピュータでも見ることができる。より便利なように電子メールを介してスキャンデータを送信することもできるが、電子メールの通信速度およびサイズ限界により、すべてのスキャンデータが送信されず現実性がない。しかし、所望であれば、表示プログラムは、スキャンデータの小さい区分を選択して、それを表示プログラムで小さいデータパッケージに束ねて、現在の電子メールシステムを介して正しく送信することができる。また、インターネット上の、または、ダウンロード時間の速度に圧縮された個々のファイルをダウンロードしたストリーミングビデオのような、他の配信オプションも利用できる。加えて、ビューアは、ビットマップのような、標準イメージ形式で単一のフレーム28をエクスポートしたり、印刷したりすることができる。

## 【 0 0 4 5 】

他の具体例において、表示プログラムは、それが具備され、またはそれがクライアントサーバ環境にあるサーバ上に常駐したコンピュータ上で単に作動するように設計することも可能である。また、当該プログラムは、モノリシックでなくてもよく、ネットワーク中心の環境でジャバや同様の言語を用いてもよい。

## 【 0 0 4 6 】

図1に示される好適な具体例において、表示プログラムは、ネットワークTCP/IPインターフェイスのような、接続装置14を介してスキャン動作およびデータアンロードを制御する。他の接続装置や所定のスキャナを使用することも可能であるが、必要ないかもしれない。ゼネラルエレクトリック社のロジック700超音波スキャン装置は、アンロードすることが他のスキャンのためのバッファの消去を必要とする前に、イメージ

10

20

30

40

50

データの有限量を記憶することができる内部バッファを有している。他のスキヤニング装置は、そのようなバッファを有していないが、その代わりに、スキヤンが行われるときのストリーミングデータの出力を供給するし、プログラムは、さまざまなスキヤニング装置からのイメージデータを得ることができる。

【 0 0 4 7 】

好適な具体例において、コンピュータは、超音波スキヤニング装置から得られた超音波イメージのための受信機およびレコーダとして作用する。図 6 に示されるように、好適な具体例は、スキヤン収集過程 3 2 を開始するためのビューアおよびスキヤナ間の連続接続を行う。このとき、ビューアは、内部フレームバッファを消去 3 4 し、内部バッファのためのスキヤン列を得るためにスキヤナを起動 3 6 する。ビューアは、スキヤナバッファを停止 3 8 し、バッファにおけるフレーム 2 8 の数、その次元および画素形式を決定 4 0 し、イメージファイルにおける新しいスキヤン列を初期化 4 2 し、バッファから個々のフレーム 2 8 の読み込み 4 4 を行い、フレーム形式をカウント 4 6 し、それらをデータ記憶装置のイメージファイルに書き込み 4 8 を行う。スキヤン列のすべてのフレーム 2 8 が処理 5 0 されるまで獲得過程は繰り返され、ファイルのスキヤン列を終了 5 2 させる。すべてのスキヤンがイメージファイルに獲得 5 4 されるまで、すべての付加的なスキヤン列 3 0 が開始される。ビューアの好適な具体例は、患者情報およびスキヤン情報（「イメージファイル」）のためのヘッダを有する専用のイメージファイル形式を用いるが、イメージはまた、D I C O M のような、標準化された形式に変換されることとすることができる。

【 0 0 4 8 】

図 7 は、スキヤナからコンピュータまでのデータ送信過程のためのユーザインターフェイスを表すフローチャートである。ユーザは、ファイルメニューから選択された新しいファイルを作成 5 6 し、当該新しいファイルに名前を指定 5 8 し、患者データおよび関連する情報を入力 6 0 し、データメニューからの選択 6 2 を行い、胸部のどの区分が得られようとしているのかを特定 6 4 する。そのとき、ユーザは、獲得処理 6 6 を開始し、フレーム 2 8 は、ネットワークインターフェイスのような、接続装置 1 4 を介してスキヤナのフレームバッファから連続してアンロードされ、標準化され、（所望なら）損失の無いように圧縮され、イメージファイルに連続して書き込まれ、このファイルは、データ記憶装置に記録される。すべてのバッファされたフレームが処理されたとき、ビューアは、イメージファイルに構築された列を終了 6 8 する。他のスキヤン列は、獲得等されてもよいし、スキヤナへのインターフェイスが終了 7 0 してもよい。ストリーミングデータをアンロードするために、プログラムは、リアルタイムライトスルーを達成する。

【 0 0 4 9 】

< データの獲得 >

好適な具体例において、ビューアは、図 8 に示されるように、ファイルヘッダ 7 2、患者情報ブロック 7 4、および 0 またはそれ以上のスキヤン列フレーム 7 6 を有する形式である、専用のイメージファイルを作成する（およびその後、表示する）。患者情報ブロック 7 4 は、患者についての情報だけでなくスキヤン自体についての情報も具備している。この情報は、スキヤンの深さや幅、スキヤン列の長さ、スキヤン中のキャリア 2 4 の速度、スキヤナによりキャプチャされた秒あたりのフレーム数それぞれのフレーム間の空間等のようなものである。

【 0 0 5 0 】

プローブの角度位置がスキヤン中に動的に調整される場合の他の具体例において、表示プログラムは、データ記憶装置にそれぞれのフレームの角度位置およびそれぞれのフレームについての他の情報を記録してもよい。角度位置のデータは、プローブ 8 またはキャリア 2 4 に取り付けられた角度センサ 2 5 から、または、このデータを集める中間的なコンピュータプログラムから、スキヤナ 6 を通じて表示プログラムに供給されてもよい。

【 0 0 5 1 】

ビューアは、対をなす特別なスキヤナハードウェアが主に独立して実行される。それぞれのスキヤナのために書かれた特別のモジュールは、特定のスキヤナによって用いられる内

10

20

30

40

50

部形式からイメージファイル内で用いられる形式にデータを「標準化」しなければならない。コンピュータは、このスキャナデータをビューアのイメージファイル形式に変換する変換装置として作用する。イメージファイルに記憶されたスキャン列フレーム要素は、表示の間、連続して最適化された形式で書き込まれる。好適な具体例において、ビューアは、ウィン32オペレーティングシステムを用いるコンピュータ上で駆動し、スキャンフレーム28は、イメージファイルがほとんど鏡に映ったような8ビットグレースケールウィンドウズDIB(device-independent bitmap)形式である8ビット形式で書き込まれる。これにより、イメージを特に定型の変換を行うことなくウィンドウズ(R)コンピュータ上で効果的に表示することができる。

**【0052】**

<イメージの表示>

スキャンデータを獲得し、変換し、記憶した後、ビューアの第2の大きな役割は、スキャンイメージを表示することである。ビューアは、作成されたイメージファイルを前もって開き、「映画のような」態様でそのインターフェイス内に連続的なスキャン列フレームを提供する。イメージは、さまざまな速度にしたり、前後させたり、単一のフレームで静止させることができる。

**【0053】**

表示プログラムのユーザインターフェイスは、再生、一時停止、停止のためのボタン、区内で戻したり進めたりするスライダー等を有するマイクロソフト社のウィンドウズメディアプレイヤーのような、市販されているデジタルビデオプレイヤーとほとんど同じ態様で見たり動作する。再生機能は、デジタルビデオアプリケーションに一般的に用いられる標準的なウィンドウズ(R)入出力動作を用いてもよい。再生動作のユーザインターフェイスステップを表示する一般化されたフロー図は、図9に示される。

**【0054】**

ビューアの機能の1つとして、位置機能があり、これは、同じフレームまたは異なるフレーム上で選択された参照地点に与えられたフレーム28の地点の(患者の)物理的位置を決定する。例えば、医師が1フレーム上で異常を発見したとき、フレームデータの他の場所における顕著な特徴の場所、すなわち、乳首やオペレータにより記された一時的なマークを定めることを可能にし、当該参照地点に対しての異常個所を見つけることが必要がある。

**【0055】**

位置機能のためのユーザインターフェイスは、図10のフローチャートに示されるように作動する。ユーザは、78に示されるように、特定のフレーム28上に关心地点(「POI」)をマークし、コンピュータマウスを用いてダブルクリック80することによって行う。このとき、重複したウィンドウが現れ、当該ウィンドウ内の小さな表示窓は、異常のあるスキャン列(実際、同じ列の「区分」である)から得られた「サムネイル」サイズのソノグラフフレームを表示82する。このとき、ユーザは、サムネイルフレームを通じて検討を行って、所望の参照地点(「RP」)を有する参照フレームの位置付け84を行う。胸部スキャンの場合、RPは、乳首であることが多く、スキャン中、乳首の上に特別パッド120を配置することによって明確に指示することができ、ビューアイメージ上で直ちに特定可能である。ユーザは、マウスを用いて参照フレーム上で地点をマーク84を行うことができる。表示プログラムは、参照地点に対する第1地点の演算86を直ちに行い、ユーザに対し結果の表示(文章および画像の形式の両方で)88を行う。このとき、ユーザは、本機能を終了するためにダイアログボックスを閉じる90。

**【0056】**

位置機能を実行するために、ビューアは、スキャンにより知られたデータの利益を享受する。これは、イメージファイルのヘッダに、データ獲得過程の一部として書き込まれている。このような情報は、フレームの幅、特定のスキャン列における次のフレームとの距離、スキャン列間の補正量を具備している。個々のフレーム内で、位置機能は、高さおよび幅方向のイメージデータ地点の数(画素)、およびフレームのサイズを用いて、比例計算

10

20

30

40

50

によりユーザに選択された地点の位置を演算し、フレームの側面から当該地点までの距離を演算する。プログラムは、フレームの幅を横切る画素数をカウントし、ユーザによって選択された画素位置の数は、フレーム幅によって掛け合わされ、画素の総数によって分割される。例えば、フレーム幅が4センチの場合、プログラムは、幅を横切って400画素をカウントし、ユーザによって選択された画素位置が100:100\*4cm/400=1cmとなる。だから、選択された地点は、フレームの側面から1センチである。そして、プログラムは、フレームの頂点から選択された地点の距離を決定するために、同様の演算を行う。図10はこの過程を表しており、位置機能がユーザによって選択された関心地点(POI)からユーザによって選択された参照地点(RP)までの距離および角度が、既知の値および単純な三角法を用いて、どのように決定するかについても86で示している。乳がんのスクリーニングにおいて、POIは、通常、がんの疑いであり、RPは、乳首である。

10

#### 【0057】

プローブ8の略一様な動きにより、フレーム28も一様に配列され、参照フレームから特定フレームまでの距離は、それらとその間隔による掛け合わせとの間のフレーム数をカウントすることにより86で演算される。加えて、それぞれのスキャン列の重複は、既知であり、RPがPOIに対して別のスキャン列にあるときは、位置の決定は、86で角度を出す三角法を用い、距離の演算を継続することにより、重複を決定し、距離を測定する単純な内容となる。それゆえ、RPからフレームを数え、それらの重複を計算に入れることにより、個々のイメージのそれぞれの位置が供給される。

20

#### 【0058】

プローブの角度位置がスキャン過程の間動的に調整される場合の好適な具体例において、表示プログラムは、上述した他の情報に沿って、角度センサ25からスキャン中のそれぞれのフレームの角度位置を得る。当該情報を用いて、位置機能は、RPおよびPOI間の距離を演算するために単純な三角法を再び用いてもよい。

#### 【0059】

ビューアの他の特徴は、単一のフレームにおいてユーザによって選択された2つの地点間の距離を実際に測定できることである。これにより、ユーザは、イメージに表示された異常または特徴を測定することができる。測定の過程は、位置機能過程によく似ている。フレームの深さおよび幅についての既知の値を用いて、測定機能は、2点間の距離を決定するために比例計算を用いる。フレームを対角線上に横切って測定することで、比例計算は、三角形の足の長さを決定するために用いられる。単純な三角法は、2点間の距離である斜辺の長さを演算することに用いられる。

30

#### 【0060】

<キャリアのない具体例>

キャリアを用いなくて連続的にスキャンイメージを得ることができる。プローブは、個々のフレームのそれぞれに相互に関係する位置データを供給するために1またはそれ以上の位置センサを一緒に用いる。「一緒」の語は、プローブ自身に取り付けられる、または、実際の取り付けを行わず、プローブの移動を追跡して用いられることが可能なセンサを意味する。これらのセンサは、オペレータが組織上のプローブを適正な速度で動かし、スキャン列のそれぞれを正しい位置で始めるためのフィードバックを供給する。これにより、機械的なキャリアを必要とすることなく、組織の全範囲を十分カバーすることができる。代わりに、フレームの比較的一様な配置を得るために、プローブ上の速度センサが超音波スキャン装置が組織を横切って移動するプローブの速度を合わせるために、フレームキャプチャ率が変化したことを信号を伝えることも可能である。

40

#### 【0061】

このキャリアのない具体例は、フレーム間の距離を演算するために、スキャン列のフレーム間の一様な配置を供給するためのキャリアの正確な移動に頼る必要がない。位置データは、それぞれのフレームについて適用されるため、ビューアの位置機能は、POIフレームの位置情報を用いることができ、RPフレームの位置情報と比較することができ、そし

50

て、必要な距離およびR PからP O Iまでの距離を決定するための三角法の演算を行うことができる。

【0062】

位置センサは、さまざまな実施形態に変更することができる。単純な傾斜計は、2または3軸のプローブの向きを決定するのに用いることができる。プローブ面9の位置は、慣性センサシステム、または、レーザまたは赤外線システム、または、無線周波数局所位置システムにより追跡される。代わりに、単純な回転装置が、プローブが組織上を移動する速度だけでなく、その距離も測定することに用いることができる。代わりに、光学マウスまたはレーザ干渉計に用いられるのと同様の光学移動センサは、移動を追跡するためにプローブに取り付け可能である。カバーと同時に胸部の組織をスキャンするために用いられるとき、カバーは、光学移動センサと互換性のある構造のある形からなる。これらのシステムのすべては、システムが胸部のスキャンに用いられる乳首のような、参照位置として本体の地点を用いることができる。

10

【0063】

<組織スキャンの方法>

上記の装置、プローブ、スキャナ、キャリアおよび表示プログラムは、がんのような、細胞組織の異常をスキャンするための方法を提供するために組み合わせられる。組織がスキャンされ、ユーザは、「映画のような」形式のイメージを通じたスキャンすることによって即座に、コンピュータ上にイメージを表示させる。この技術により、通常の繊維面またはシートをゆがませたり、断裂させたりした組織のいずれの異常も素早い連続再生中に視認可能となる。ユーザは、異常を有するフレームが見つかるまで、イメージを前後に移動させることができ、ユーザは、その異常をマークし、プログラムの位置機能を用いてそれを配置することができる。表示プログラムは、スキャン列30のそれぞれの終わりまたはユーザがイメージから目を離さずに正しい位置を知ることができる区分をマークする音および/または映像の信号を発信する。また、ビューアは、ユーザによって選ばれた開始および終了の地点を連続的に繰り返し再生することもできる。追跡調査の研究は、より集中して超音波調査、生体組織検査等を含む位置情報を用いて達成することができる。

20

【0064】

個々のイメージは、フォトショップのようなイメージソフトウェアを用い、イメージの拡大を含む、異常の出現を誇張し、よりよく見えるようにするためのフィルタおよび他の操作技術を用いて、操作することができる。フレームの明るさやコントラストは、調整可能である。加えて、さまざまなイメージの誇張アルゴリズムは、当業者に一般的に知られており、表示プログラムによって、イメージが素早く連続して表示されるように、それらが「活動中」に用いることができる。

30

【0065】

一旦、ソフトウェアが異常を明確にするようになると、イメージ復習過程がついに自動化されることが予想される。もし、必要なら、ユーザは、ソフトウェアの明確化の正確さを決定するためのイメージを研究することができるだろう。

【0066】

特に、胸部の組織をスキャンするために、好適な方法論が以下に示される。医学的プローブキャリア24が用いられ、プローブのサイズに依存し、胸部は、裸に、つまり完全に、多数の動作または単一の動作のいずれかでそれぞれに、スキャンされる。胸部は、カバーあり、またはなしで、スキャンされてもよい。図11Aおよび図11Bは、超音波の影による情報の損失を減らすことによって集めたイメージの様な正確性を補助するだけでなく、スクリーニングする位置の胸部を保持しながら保護するブラのようなカバー92を示している。また、カバー92は、患者のために慎みも提供する。現在の超音波技術は、プローブと肌との間の空気を締め出すために、ソノグラフィ的な結合剤、通常はジェル、の使用を必要とする。それゆえ、このようなカバー92は、ジェルを吸収可能にしなければならず、超音波エネルギーに比較的透過しなければならず、肌およびカバー92の間に溜まった空気が容易に逃げるように、十分緩い織り方を有しなければならない。カバー9

40

50

2 は、結合剤を予めしみ込ませることができ、または、結合剤は、単にスキャン前にオペレータにより用いられることができ、その両方でもよい。患者がスキャンの後、頭上を超えてジェルのしみ込んだカバー 92 を引かせることを避けることができ、カバー 92 は、使用後、分解するように設計される。カバー 92 は、背部縫い目 94 を備え、チェーンステッチが構成されており、カバー 92 を患者の腕から滑らせて容易に外すことができる。肩部縫い目 96 もまた、さらに脱ぎやすいように、チェーンステッチで作られてもよい。カバー 92 の好適な具体例は、一回使用品として設計されるため、カバー 92 は、特別なステッチの必要なく、はさみで切り離してもよい。ジップ、ホックおよび輪、または他のファスナも、カバー 92 の脱着を容易にするために使用可能であり、カバー 92 が再使用可能となる。好適な具体例は、カバー 92 を伸びる繊維を使用するが、超音波エネルギーを導き、通過させる好ましい素材を用いることができる。

10

#### 【0067】

乳首パッド 120 は、イメージ上の参照地点を供給するために患者の乳首に配置される。乳首パッド 120 は、胸部組織と区別する超音波特徴のためのスキャンイメージを表す。乳首パッド 120 超音波の影を減らすという付加的な利益を有する。図 12A、図 12B、図 12C は、乳首パッド 120 の好適な具体例を表し、固体ジェルのように、超音波が透過する素材で作られている。乳首パッド 120 の好適な具体例は、約 70 mm の直径を有し、周囲の 1 mm 以下から中心の 4 mm まで厚みが変化しているが、他のサイズを使用することも可能である。組織からのプローブを補正することに利点を有すが、スキャン中、周囲を横切って完全に通過するために設計されていない超音波スキャンとは離れて、より大きくより薄いジェルパッドは、一般的に利用可能である。図 12A、図 12B、図 12C に示されるように、円形の乳首パッド 120 は、全周についてエッジ 122 に向けて先細になり、とても滑らかな表面を有する。乳首パッド 120 のエッジ 122 は、裂けに耐えるのに十分な薄さであり、超音波プローブが乳首パッド 120 を外すことなく、また、乳首パッドのエッジ 122 で超音波の影となることなく、スキャン中に周囲を横切ることができるのに十分な薄さでもある。乳首パッド 120 は、上述した織物のカバー 92 の下に位置することによって、その位置を保つこととしてもよい。

20

#### 【0068】

上述したように、イメージは、胸部組織を通じて移動の感覚を伝達して、素早く連続した方法で再検査される。再検査者は、比較イメージ分析または観察を通じて、通常の胸部の構成の崩壊を観察し、探知することができる。本方法は、以下に含まれる他の超音波スキャン技術上の利益を有している。

30

- 1) 平行かつ連続的なイメージは、「映画のような」形式で表示されたとき、胸部組織の範囲を最適化し、イメージの出現を改良して、得られる。
- 2) 全胸部は、一様かつ再生可能な形式でイメージされる。
- 3) イメージは、そのままの形態で、または、3D再構築するような胸部全体を表すために組み立てて、維持され、それぞれ再表示される。

#### 【0069】

したがって、改良された超音波細胞組織のスクリーニング装置は、開示される。本発明に係る具体例およびアプリケーションは、明らかになったが、本発明の概念を逸脱しない多くのより多くの変更も当業者によって可能であることは明らかである。それゆえ、本発明は、特許請求の範囲の精神を除いて制限されない。

40

#### 【図面の簡単な説明】

【図 1】 図 1 は細胞組織のスクリーニング装置の要素およびその相互関係を示すブロック図である。

【図 2】 図 2 は患者寝台およびプローブキャリアの計画図を描いている。

【図 3】 図 3 は患者寝台およびプローブキャリアの側面図を描いている。

【図 4】 図 4 は患者寝台の末端部および超音波プローブを保持するプローブキャリアの図を描いている。

【図 4A】 図 4A はキャリアアームおよび超音波プローブと角度センサとを保持するプ

50

ローブキャリアの側面図を描いている。

【図4B】 図4Bはキャリアアームおよび超音波プローブと角度センサとを保持するプローブキャリアの末端部の図を描いている。

【図5】 図5は人の胸部のスキャン列イメージのための複数のスキャン列を示す体系図である。

【図6】 図6はコンピュータ上の表示プログラムが超音波スキャナからデータを獲得し、表示プログラムを用いてデジタルイメージデータに変換し、イメージファイルを作成する手順を表したフローチャートである。

【図7】 図7は超音波スキャナからデータを獲得し、コンピュータ上でイメージファイルを作成するための表示プログラムのユーザインターフェイスの動作手順を表したフローチャートである。

【図8】 図8は複数のスキャン列イメージを包含するイメージファイルのより好適な具体例を示す体系図である。

【図9】 図9はコンピュータ上でイメージを再生している間の表示プログラムのユーザインターフェイスの動作手順を表したフローチャートである。

【図10】 図10は表示プログラムの配置機能の手順を表したフローチャートである。

【図11A】 図11Aは布地カバーの前面図である。

【図11B】 図11Bは布地カバーの後背図である。

【図12A】 図12Aは乳首パッドの計画図である。

【図12B】 図12Bは乳首パッドの側面図である。

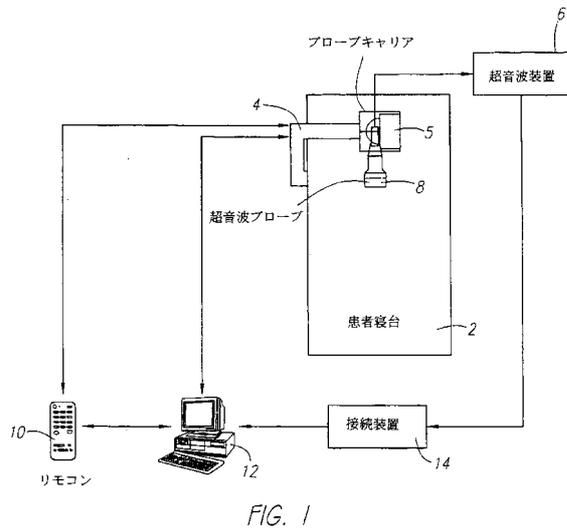
【図12C】 図12Cは乳首パッドの斜視図である。

【図13】 図13は角度センサ、コンピュータおよびモータ間の信号を示す体系図である。

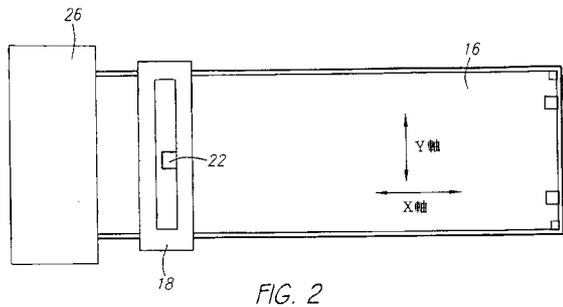
10

20

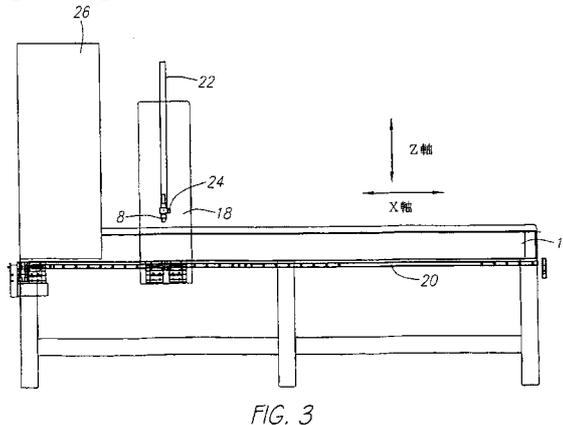
【図1】



【図2】



【図3】



【 図 4 】

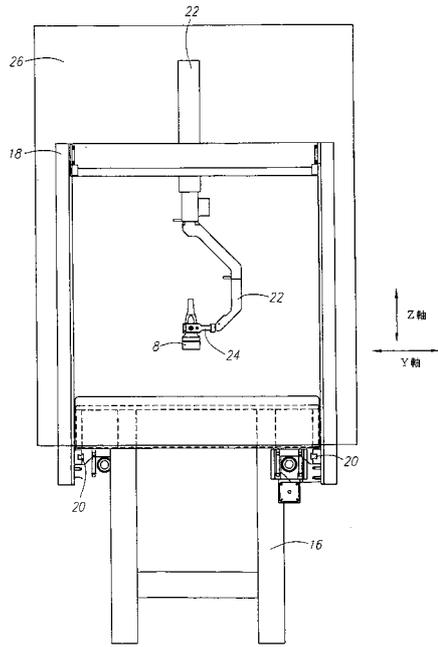


FIG. 4

【 図 4 A 】

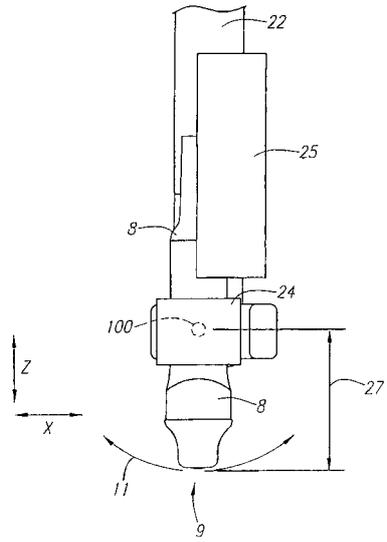


FIG. 4A

【 図 4 B 】

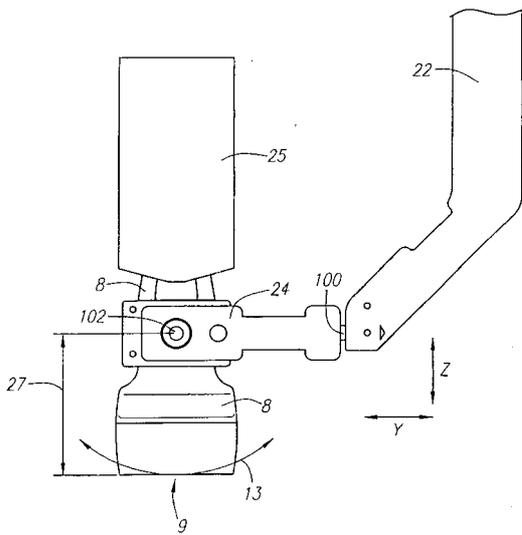


FIG. 4B

【 図 5 】

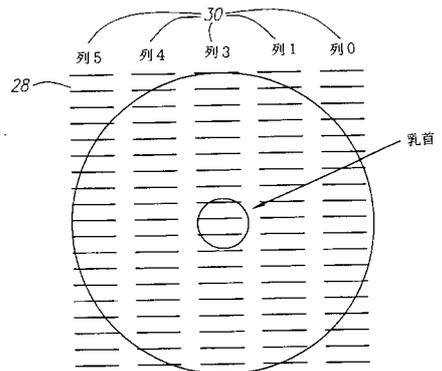
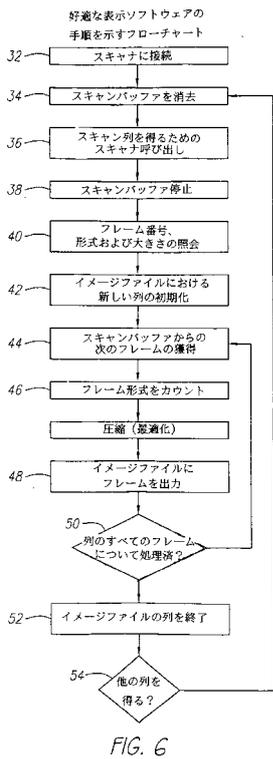
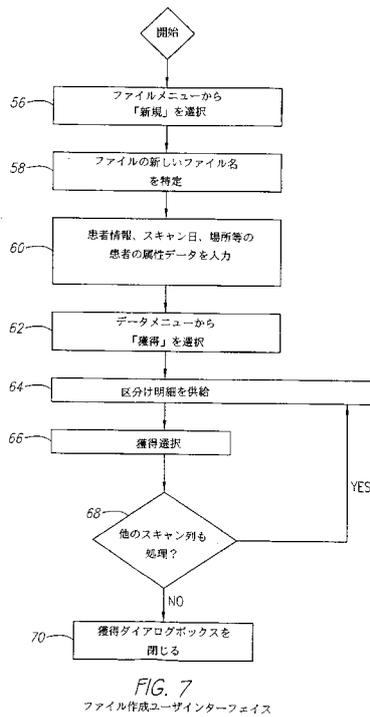


FIG. 5

【 図 6 】

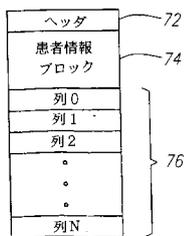


【 図 7 】

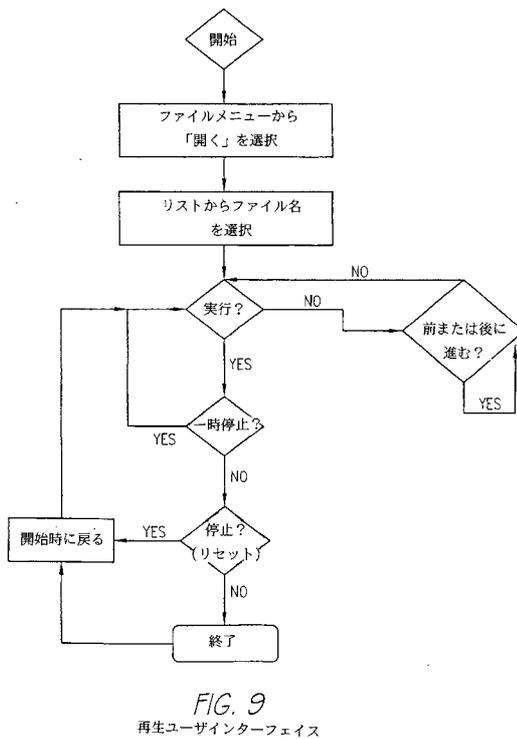


【 図 8 】

複数のスキャン列イメージを含むファイルの好適な概略図



【 図 9 】



【 図 1 0 】

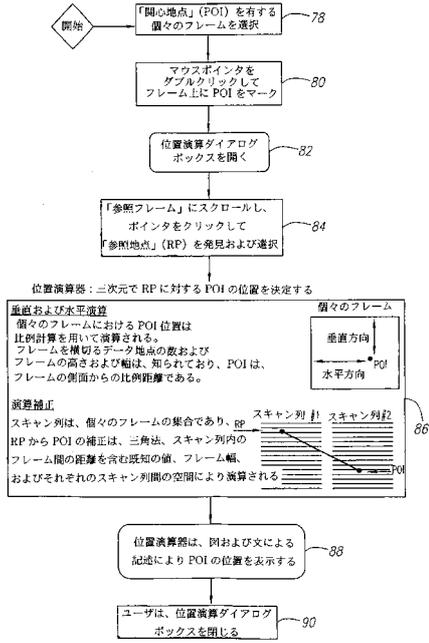


FIG. 10  
表示プログラムの位置演算器

【 図 1 1 A 】

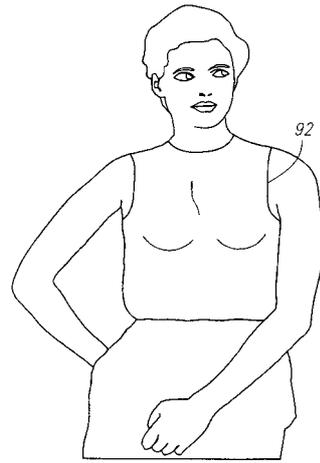


FIG. 11A

【 図 1 1 B 】

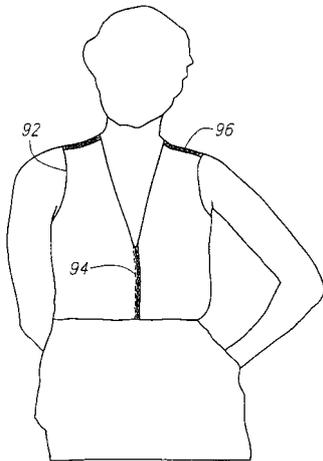


FIG. 11B

【 図 1 2 B 】



FIG. 12B

【 図 1 2 C 】

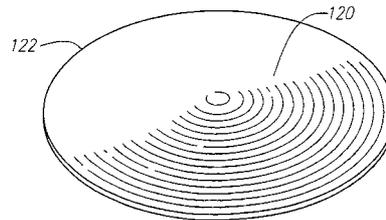


FIG. 12C

【 図 1 2 A 】

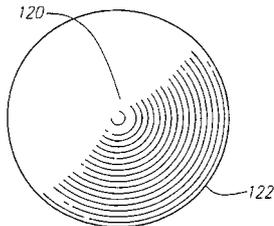


FIG. 12A

【 図 1 3 】

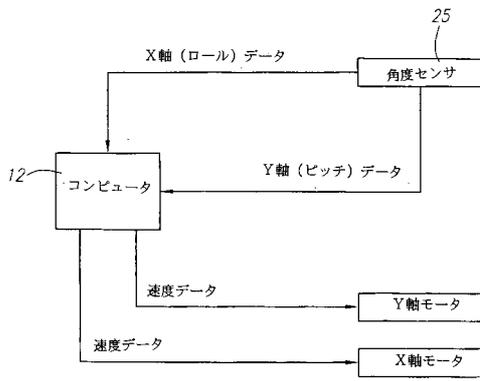


FIG. 13

## フロントページの続き

- (72)発明者 ロイス ロジャー  
アメリカ合衆国 90291 カリフォルニア ベニス 28アベニュー 445
- (72)発明者 ピーターソン リチャード ジェイ.  
アメリカ合衆国 90804 カリフォルニア ロングビーチ ベネット #7 1116
- (72)発明者 ボンス ルイス イー.  
アメリカ合衆国 91107 カリフォルニア アルカディア #シー サンセットブルバード  
718
- (72)発明者 アンダーブリンク クリストファー エム.  
アメリカ合衆国 91104 カリフォルニア パサデナ ノースホリストン 1359
- (72)発明者 スミス マソー ダブリュー.  
アメリカ合衆国 74136 オクラホマ タルサ エス.ジェームズタウンアベニュー 775  
7
- (72)発明者 ゴス ドナルド シー.  
アメリカ合衆国 90293 カリフォルニア プレイヤデルレイ セントバーナード #シー  
7749

審査官 右 高 孝幸

- (56)参考文献 実開昭59-190209 (JP, U)  
登録実用新案第3005936 (JP, U)  
特開平10-248845 (JP, A)  
国際公開第98/16149 (WO, A2)  
国際公開第99/55234 (WO, A1)  
国際公開第00/51484 (WO, A2)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00

专利名称(译)	超声细胞组织筛选装置		
公开(公告)号	<a href="#">JP3735605B2</a>	公开(公告)日	2006-01-18
申请号	JP2002533736	申请日	2001-10-15
[标]申请(专利权)人(译)	SONOCINE		
申请(专利权)人(译)	Sonoshin油墨.		
当前申请(专利权)人(译)	Sonoshin油墨.		
[标]发明人	ケリーケビン ロイスロジャー ピーターソンリチャードジェイ ポンスルイスイー アンダーブリンククリストファーエム スミスマソーダブリュー ゴスドナルドシー		
发明人	ケリー ケビン ロイス ロジャー ピーターソン リチャード ジェイ. ポンス ルイス イー. アンダーブリンク クリストファー エム. スミス マソー ダブリュー. ゴス ドナルド シー.		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/00 G01S15/89		
CPC分类号	A61B8/0825 A61B8/085 A61B8/145 A61B8/406 A61B8/4209 A61B8/4218 A61B8/4245 A61B8/4254 A61B8/4281 A61B8/4444 A61B8/463 A61B8/488 A61B8/5223 A61B8/54 A61B8/565 B82Y15/00		
FI分类号	A61B8/08		
代理人(译)	藤本登 岩田 徳哉		
优先权	09/687128 2000-10-13 US		
其他公开文献	JP2004516865A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

#### 摘要(译)

公开了超声扫描及其对细胞组织的诊断。超声探头以均匀的速率移动穿过细胞组织。该速率与超声扫描仪的图像捕获速率同步，并实现组织扫描图像的连续和完整的收集。探针保持在单个位置以在组织上移动，并且在扫描期间动态调节以实现与待扫描组织的最佳接触。捕获图像数据并轻松存储并转换为与查看器功能兼容的格式。观察者允许以应用的格式回放扫描图像以扫描癌症和其他异常。定位功能允许用户在每个扫描图像上选择所需的点并选择另一个已知参考点，此功能计算从三维到参考点到所需点的距离然后，供应。尽管该系统实际上用于任何组织，但它被优化用于乳腺癌的扫描。将具有不同厚度的垫放置在乳头上，该乳头在扫描图像中提供可视参考点

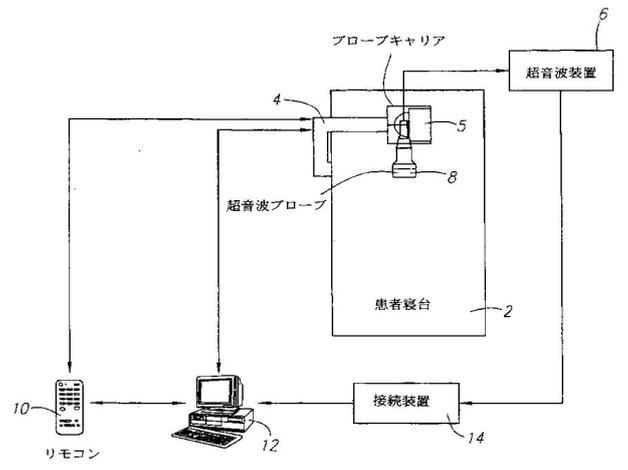


FIG. 1