

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公表特許公報 (A)

(11)特許出願公表番号

特表2003 - 507114

(P2003 - 507114A)

(43)公表日 平成15年2月25日(2003.2.25)

(51)Int.Cl.⁷

A 6 1 B 8/00

識別記号

F I

A 6 1 B 8/00

テ-マコード* (参考)

4 C 3 0 1

審査請求 未請求 予備審査請求 (全 41数)

(21)出願番号 特願2001 - 517942(P2001 - 517942)

(86)(22)出願日 平成12年8月16日(2000.8.16)

(85)翻訳文提出日 平成14年2月20日(2002.2.20)

(86)国際出願番号 PCT/US00/22485

(87)国際公開番号 W001/013796

(87)国際公開日 平成13年3月1日(2001.3.1)

(31)優先権主張番号 09/378,175

(32)優先日 平成11年8月20日(1999.8.20)

(33)優先権主張国 米国(US)

(71)出願人 ノヴァソニックス インコーポレイテッド
アメリカ合衆国 カリフォルニア州 9402
5 メンロ パーク ウィロウ ロード 1
390

(72)発明者 イムラン ミアー エイ
アメリカ合衆国 カリフォルニア州 9402
5 ロス アルトス ローレル レーン 2
6641

(72)発明者 マクローリン グレン ダブリュー
アメリカ合衆国 カリフォルニア州 9507
0 サラトガ カミノ バルコ 14016

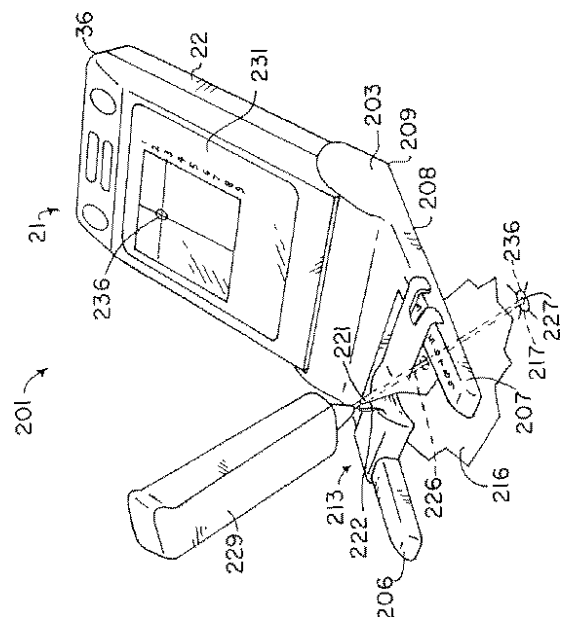
(74)代理人 弁理士 中村 稔 (外 9 名)

最終頁に続く

(54)【発明の名称】 小型超音波装置および方法

(57)【要約】

興味ある領域内の組織を検査するための超音波装置 (2 1) であって、本体は観察孔 (51) を有するハウジングを具備する。超音波トランスジューサ (52) が設けられ、これは観察孔に配置された超音波素子のアレイ (53) で構成される。トランスジューサ励起により超音波信号を身体の中に導入して、興味ある領域の組織から反射させるために、電気的パルスをトランスジューサに供給する。このトランスジューサは身体内の組織から該トランスジューサへと反射された超音波信号を変換して、電気信号を与えることができる。次いで、この与えられた電気信号をデジタル化する。このデジタル化された電気信号を集め、33未満のトランスジューサ励起から、身体内の興味ある領域にある組織の単一のフレームについての一つの画像を形成し、次いでこれを表示する。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 身体の興味ある領域内の組織を検査するための超音波装置であって：観察孔を有するハウジングと、前記観察孔に配置された固有の解像度を有する超音波素子のアレイで構成される超音波トランスジューサと；前記ハウジングに担持され、超音波に対して実質的に透過な手段であって、前記アレイを覆うインピーダンス整合レンズを形成すると共に、前記身体に接触して配置されることができる表面を有する手段と；送信された電気的パルス、トランスジューサ励起のために少なくとも一つで且つ6未満のトランスジューサに供給して、前記興味ある領域内の組織からの反射のために超音波信号を前記身体の中に導入するための手段であって、前記トランスジューサは前記身体内から反射された超音波信号を変換して電気信号を与える手段と；前記電気信号の利得補正を与える手段と；前記利得補正された電気信号のインフェーズ成分およびアウトオブフェーズ成分を与えるためのミキシング手段と；前記電気信号のインフェーズ成分およびアウトオブフェーズ成分をデジタル化するための手段と；前記デジタル化された電気信号を収集して、33未満のトランスジューサ励起から、身体の興味ある領域における組織の一つのフレームのための一つの画像を形成するための手段と；処理されたデータを与えるために、夫々の受信されたデジタル化電気信号の大きさ、位相角度及び時間を保存することにより、前記一つのフレームのデジタル化された電気信号を保存するためのメモリー手段と；前記前処理されたデータを利用する表示手段と；前記メモリー手段を前記表示手段に結合して、前記身体における興味ある領域の組織の視覚画像を与える手段とを具備する装置。

【請求項2】 請求項1に記載の装置であって、更に、前記視覚的画像の視覚的解像度を、前記トランスジューサの固有の解像度まで増大させるための手段を含む装置。

【請求項3】 遠隔ディスプレイユニットと共に使用するための請求項1に記載の装置であって、更に、前記前処理されたデータを前記遠隔ディスプレイユニットに送出するための手段を含む装置。

【請求項4】 請求項1に記載の装置であって、更に、前記視覚的画像の解像度を改善するために、画像構成のための前記デジタル化された電気信号の補正

に先立って、複数のフレームについてのデジタル化された電気信号を平均化するための手段を含む装置。

【請求項5】 請求項1に記載の装置であって、前記アレイは線形アレイである装置。

【請求項6】 請求項1に記載の装置であって、前記アレイはフェーズドアレイである装置。

【請求項7】 請求項1に記載の装置であって、前記アレイは湾曲アレイである装置。

【請求項8】 請求項1に記載の装置であって、前記ディスプレイは前記ハウジングから分離された別のディスプレイモジュールに配置される装置。

【請求項9】 請求項1に記載の装置であって、前記ディスプレイモジュールは陰極線管である装置。

【請求項10】 請求項1に記載の装置であって、前記ディスプレイは液晶ディスプレイである装置。

【請求項11】 請求項1に記載の装置であって、前記ハウジングは第一の部分および第二の部分で形成され、該第二の部分は前記第一の部分から取り外し可能であり、前記第二の部分はその中の観察孔と、該観察孔の中に配置された超音波トランスジューサアレイと、該超音波トランスジューサアレイの上を覆うインピーダンス整合レンズとを有する装置。

【請求項12】 請求項11に記載の装置であって、複数の第二の部分が設けられ、夫々の第二の部分は測定の撮像対象に適した異なる周波数レンジを有する装置。

【請求項13】 請求項12に記載の装置であって、更に、興味ある領域の観察を行えるように、前記第二の部分の周波数レンジを前記第一の部分に知らせるために、前記第二の部分に担持された不揮発性メモリーを含む協働手段を含む装置。

【請求項14】 請求項1に記載の装置であって、前記ディスプレイが前記ハウジングの中に組込まれる装置。

【請求項15】 更に別のディスプレイモジュールを具備する請求項1に記

載の装置であって、前記ディスプレイ手段は前記ディスプレイモジュールに配置され、電気回路手段が前記ハウジングを前記ディスプレイモジュールに接続している装置。

【請求項16】 請求項1に記載の装置であって、前記電気回路手段が接続ケーブルを含む装置。

【請求項17】 請求項11に記載の装置であって、前記ハウジングはまた主モジュールを含み、該主モジュールおよびディスプレイモジュールは二枚貝形状の構成に結合される装置。

【請求項18】 プローブと共に使用するための請求項1に記載の装置であって、更に、身体表面に配置されるように適合された支持プラットフォームと、前記プローブを収容するように形成され且つ前記支持プラットフォーム上に摺動可能に装着されたキャリッジとを含み、前記プラットフォームは、前記支持構造体および前記身体に対する移動について前記ハウジングを位置決めするために該ハウジングを収容するように形成される装置。

【請求項19】 請求項18に記載の装置であって、更に、前記支持プラットフォーム上での前記キャリッジの移動を確認するために前記支持プラットフォーム上のスケールと、前記支持プラットフォーム上のスケールに対応した前記ディスプレイに担持されたスケールとを含み、前記ディスプレイ手段を見ることによって、前記プローブと身体内の興味ある領域との間の相対的な配置を確認できる装置。

【請求項20】 請求項1に記載の装置であって、前記ハウジングが、取外し可能なメモリーカードを収容するための手段を含む装置。

【請求項21】 請求項1に記載の装置であって、前記メモリーカードは工業規格のモデムカードである装置。

【請求項22】 請求項1に記載の装置であって、更に、離間した場所で前記興味ある領域の複数の画像を記録するための手段を含む装置。

【請求項23】 請求項1に記載の装置であって、前記位置は連続的で且つ均等に離間している装置。

【請求項24】 請求項21に記載の装置であって、更に、前記複数の画像

を前記ディスプレイ手段に表示して、前記興味ある領域の動的画像を作成するための手段を含む装置。

【請求項25】 請求項22に記載の装置であって、前記離間した場所で複数の画像を記録する手段は、身体表面に配置されるように適合され且つ前記ハウジングを支持するための支持手段を含み、前記支持手段は、前記支持手段に対して前記ハウジングの移動を可能にすることによって、前記興味ある領域の異なる視野を撮ることができる手段を含む装置。

【請求項26】 請求項25に記載の装置であって、前記支持手段に対して前記ハウジングの移動を可能にする手段は、旋回移動を可能にする装置。

【請求項27】 請求項25に記載の装置であって、前記ハウジングを支持し、且つ前記支持手段に対して前記ハウジングの移動を可能にする手段は、線形移動を可能にするように構成される装置。

【請求項28】 請求項25に記載の装置であって、更に、前記支持手段に対するハウジングの移動によって、該移動が生じるときに連続的な画像を撮るように作動される手段を含む装置。

【請求項29】 請求項28に記載の装置であって、前記手段はトリガー機構を含む装置。

【請求項30】 請求項29に記載の装置であって、前記トリガー機構は光学読取り器である装置。

【請求項31】 請求項1に記載の装置であって、前記デジタル化された電気信号を収集する手段は、中心を有する空間内の電気信号のウェーブパケットを選択するための手段と、前記ウェーブパケットにおける点(x, y)を選択するための手段と、前記点(x, y)の回りのウェーブパケットの中心から前記トランスジューサのアレイの選択された素子までの距離を計算するための手段と、距離を時間に変換してサンプル点を選択するための手段と、最も近いサンプル点と計算すべき点との間で位相および大きさを補間して、計算されている点の補正された位相および大きさを決定するための手段と、前記トランスジューサのアレイの超音波素子の夫々について、同じシーケンスのステップを繰り返すための手段と、補正された位相および大きさの計算された点を総合するための手段とを含む

装置。

【請求項32】 請求項31に記載の装置であって、更に、 (x, y) を増分して、前記画像の追加の点を計算するために利用すべき次のウェーブパケットの中心を得るための手段を含む装置。

【請求項33】 トランスジューサが超音波信号の受信により励起されて電気信号を与える超音波素子のアレイで構成された超音波トランスジューサを使用することにより、身体における興味ある領域における組織を検査するための方法であって：前記トランスジューサからの電気信号を受信して、該電気信号のインフェーズ成分およびアウトオブフェーズ成分を与えるステップと；該電気信号をデジタル化するステップと；33未満のトランスジューサ励起から、前記デジタル化された電気信号を一度に収集して、身体に興味ある領域における組織のフレームについての一つの画像を形成するステップと；収集された前記一つのフレームのデジタル化された電気信号を、夫々の電気信号の大きさ、位相角度および受信時間を保存することによって保存するステップと；前記身体に興味ある領域における組織の視覚画像として、前記保存されたデジタル化された電気信号を表示するステップとを具備する方法。

【請求項34】 電子機器および該電子機器を制御するためのマイクロプロセッサの使用を含む請求項31に記載の方法であって、更に、前記電気機器の少なくとも一定の部分を、これら部分がそれらの機能を実行し終わったときに、スリープモードにして電力を節減するために、前記マイクロプロセッサを使用するステップを含む方法。

【請求項35】 請求項33に記載の方法であって、更に、画像構成のための前記デジタル化された電気信号の収集に先立って、複数のフレームについてのデジタル化された電気信号を平均化して、前記視覚画像の解像度を改善するステップを含む方法。

【請求項36】 請求項31に記載の方法であって、前記デジタル化された電気信号を収集するステップは、空間内の中心を有する電気信号のウェーブパケットを選択するステップと；前記ウェーブパケットの点 (x, y) を選択するステップと；前記点 (x, y) の回りのウェーブパケットの中心から、前記トラン

スジェーサの選択された素子までの距離を計算するステップと；前記ウエーブパケットにおける最も近接した点の間で位相および大きさを補間して、計算されている点の補正された位相および大きさを決定するステップと；前記トランスジェーサのアレイの超音波素子の夫々について、同じステップを繰り返すステップと；補正された位相および大きさの計算された点を総合して、一つの画像を与えるステップとを含む方法。

【請求項37】 請求項36に記載の方法であって、更に、 $x(x, y)$ を増分して、前記画像の追加の点を計算するために利用すべき次のウエーブパケットの中心を得るステップを含む方法。

【発明の詳細な説明】**【0001】**

本発明は、小型化された超音波装置および方法に関する。

種々のタイプの超音波測定装置が、工業的および医療的な用途、特に、医学診断の用途で現在使用されている。しかし、このような装置はサイズが大きく、また比較的高価であることが多い。加えて、その使用は比較的複雑である。よりコンパクトで且つ費用が安く、しかも操作が極めて単純な装置が必要とされている。

【0002】

一般に、本発明の一つの目的は、サイズおよび費用を大幅に小さくすることができる、小型化された超音波装置および方法を提供することである。

本発明のもう一つの目的は、上記特徴をもった携帯可能な装置を提供することである。

本発明のもう一つの目的は、ポケットサイズの手持ち型装置にパッケージできる、上記特徴を持った装置を提供することである。

本発明のもう一つの目的は、パワー磁石を用いて低出力要件を可能にする、上記特徴を持った装置および方法を提供することである。

【0003】

本発明のもう一つの目的は、想定される特定の用途のための望ましい周波数を選択するために、取外し可能な各ヘッドが利用される装置および方法を提供することである。

本発明のもう一つの目的は、特別に新規な撮像アプローチを利用して、33未満のトランスジューサ励起から1フレームにおける画像を作製するために利用される全てのデータを一度に収集することにより、必要な電子部品を減少し、電力消費を大幅に低下させる、上記特徴をもった装置および方法を提供することである。

本発明のもう一つの目的は、超音波トランスジューサの励起毎に一つのフレームを作成することが可能な、上記特徴を持った装置および方法を提供することである。

【0004】

本発明のもう一つの目的は、一定の画素濃度が得られる、上記特徴を持った装置および方法を提供することである。

本発明のもう一つの目的は、画像構築の前に前処理されたデータの平均化を達成して信号／ノイズ比を増大させることができる、上記特徴を持った装置および方法を提供することである。

本発明の目的は、極めて小さいデューティサイクルを有する、上記特徴の装置および方法を提供することである。

本発明のもう一つの目的は、線形アレイ、湾曲アレイ、およびフェーズドアレイと共に利用できる、上記特徴をもった装置および方法を提供することである。

【0005】

本発明の目的は、トランスジューサアレイの固有の解像度まで拡大可能なズーム構成が設けられる、上記特徴を持った装置および方法を提供することである。

本発明のもう一つの目的は、走査ヘッドの周波数レンジを付随する電子機器に知らせることができるように、走査ヘッドに不揮発性記憶装置が利用される、上記特徴の装置および方法を提供することである。

本発明のもう一つの目的は、針のようなプローブを望ましい部位に仕向ける際に特に有用な、上記特徴をもった装置および方法を提供することである。

【0006】

本発明のもう一つの目的は、身体の興味ある領域の離間した位置における複数の画像が与えられる、上記特徴を持った装置および方法を提供することである。

本発明のもう一つの目的は、前記複数の画像が望ましい間隔で離間している、上記特徴をもった装置および方法を提供することである。

本発明のもう一つの目的は、前記複数の画像が角度方向に離間している、上記特徴をもった装置および方法を提供することである。

【0007】

本発明のもう一つの目的は、前記離間した位置における画像が比例した間隔で離間している、上記特徴をもった装置および方法を提供することである。

本発明のもう一つの目的は、身体の興味ある領域の動的画像を作製するために

前記離間した画像が連続的に表示される、上記特徴の装置および方法を提供することである。

本発明のもう一つの目的は、身体に対してトランスジューサを移動することにより複数の画像が得られる、上記特徴をもった装置および方法を提供することである。

本発明のもう一つの目的は、種々の医学的診断法に適用可能な、上記特徴をもった装置および方法を提供することである。

【0008】

本発明の更なる目的および特徴は、添付の図面を参照して好ましい実施例を詳細に説明した以下の記載から明らかになるであろう。

一般に、本発明の超音波装置は身体の興味ある領域を調べるためのものであり、観察孔を有するハウジングを具備している。この観察孔には、トランスジューサのアレイが配置される。前記ハウジングには、超音波に対して実質的に透過な手段が担持されており、該手段はトランスジューサアレイの上を覆うインピーダンス整合レンズを形成し、また身体に接触して配置できる表面を有する。超音波トランスジューサのアレイは、身体の内部からトランスジューサアレイへと反射された超音波エネルギーを変換して、電気信号を与える。時間に従って電気信号の利得補正を与えるための手段が設けられている。この電気信号のインフェーズ成分およびアウトオブフェーズ成分を与えるためのミキシング手段が設けられる。電気信号のインフェーズ成分およびアウトオブフェーズ成分をデジタル化するための手段が設けられる。このデジタル化された電気信号を一度に収集して、身体内の興味ある領域の33未満のフレームから一つの画像を形成するための手段が設けられる。受信された各電気信号の大きさおよび位相を保存することにより、一つのフレームを記憶手段に保存するための記憶手段が設けられる。表示手段が設けられる。一つのフレームを前記表示手段に結合して、身体の興味ある領域の画像を与えるための手段が設けられる。

【0009】

特に、図1に示した本発明の超音波装置21は、人間の手で保持できるように構成されたハウジング22からなっている。該ハウジング22には、取外し可能な走査

ヘッド23が設けられている。ハウジング22は、平行六面体としての外径を有しており、離間した平行な正面壁26および背面壁27、並びに一般に平行な離間された側壁28および29が設けられている。また、頂部壁31が設けられている。底部壁は、取外し可能な走査ヘッド23によって形成されている。ハウジング22および走査ヘッド23は、プラスチックのような適切な材料で形成することができる。

【0010】

正面壁には、液晶ディスプレイ36のような適切なディスプレイが設けられる。複数の制御ボタン37, 38, 39および41が、ディスプレイ36よりも上の正面壁26に設けられており、以下で説明する種々の機能を提供するために利用することができる。

【0011】

ハウジング22および取外し可能な走査ヘッド23は、図3に示した電子部品をその中に収容している。取外し可能な走査ヘッド23は、ハウジング22と共に使用可能な複数の走査ヘッドのうちの一つである。以下で説明するように、この複数の走査ヘッドは、異なる用途について異なる周波数で使用するためのものである。

夫々の取外し可能な走査ヘッド23は、トランスジューサアレイを形成する複数の圧電トランスジューサ素子53で構成されたトランスジューサを含んでいる。トランスジューサ素子53の数は、32個からその倍数、例えば64、128および256個に亘ることができる。これらの素子は、PZTのような従来の超音波トランスジューサ材料で形成することができる。トランスジューサ素子53は、例えば図1に示すような線形アレイ等の特定のアレイを形成して、胎児モニターまたは末梢血管診断のために特に有用な、広範なフットプリントを与えるように配置することができる。より小さいフットプリントが望ましい場合、例えば、人間の身体の離間した肋骨を通して検査を行うときには、フェーズドアレイを利用することができる。また、一定の用途においては、以下で説明するような湾曲したアレイを利用することができる。

【0012】

図1および図2に示すように、取外し可能な走査ヘッド23には、線形アレイのために採寸された矩形の窓51（これは幅25～30mmで、長さ略100mmのサイズを有

することができる)が設けられ、その中にはトランスジューサ52が配置される。該トランスジューサは、窓51の長さおよび幅に広がった望ましい構成のアレイを形成するように、複数の超音波トランスジューサ素子53で構成されている。このトランスジューサ素子53のアレイは従来の方法で配置され、音波遮蔽層54を覆って近接して並置される。これらトランスジューサ素子53は、従来の方法で、導電体56によって、走査ヘッド23内に装着された印刷回路(PC)基板57に接続される。従来型の半導体スイッチ装置58がPC基板57に装着され、走査ヘッド23に装着された従来の高密度低出力の雌型コネクタ61に接続される。また、EEPROMのような適切なタイプの不揮発性記憶装置がPC基板57上に装着される。この不揮発性記憶装置59は、選択されたトランスジューサおよび/またはアプリケーション構成に関するプログラム情報を含んでおり、該プログラム情報はハウジング内の電子機器をプログラムして、選択された走査ヘッド内に設けられた特定のトランスジューサアレイと共に動作するように適合させる。

【0013】

複合インピーダンス整合層、および超音波エネルギーに対して透過な適切なプラスチックで形成されたレンズ66が窓51に装着され、トランスジューサ52の上を覆っている。以下で説明するように、超音波装置によって検査すべき興味ある領域の身体組織表面に係合するように、適合された表面67が設けられる。これら整合層およびレンズ66は、アレイの長さに対応するy寸法、およびアレイの幅または正面から背面の寸法に対応するx寸法を有している。整合層およびレンズ66は固定焦点を提供し、典型的には、この固定焦点は遠距離場に近い焦点、即ち、直交平面内で走査しながら組織の撮像を試みるために超音波信号が使用される、最大深さの近傍またはそれを超える焦点を有する。

【0014】

取外し可能な走査ヘッド23をハウジング22に取付けるための協働手段が設けられ、該手段は、走査ヘッド23の反対端に配置されて上方および外側に伸びる第一および第二のバネ状ラッチアーム71からなっている。これらのアーム71は最外端にフック73を有しており、該フックは、ハウジング22の側壁28および29に設けられた棚74にスナップ留めすることができる。ハウジング22の側壁28および29には

、ラッチアーム71のフック73を押し外して走査ヘッド23を取外すための、フランジノブまたは押しボタン76が装着されている。

【0015】

走査ヘッド23がハウジング22の中に押し込まれると、取外し可能な走査ヘッド23に設けた雌型コネクタ61と、ハウジング22に設けた雄型コネクタ81との間に接続が形成される。雄型コネクタ81は、従来の方法で、ハウジング22内の電子機器に接続される。走査ヘッド23は、フック73が孔76を通過するように、アーム71および72を内側に押すことによって取外すことができ、走査ヘッドを取外すと同時に雌型コネクタ61を雄型コネクタ81から分離することを可能にし、以下で説明するように、所望によりユーザが異なる走査ヘッド23を取付けることを可能にする。

【0016】

もう一つの取外し可能な走査ヘッドが図3に示されており、走査ヘッド23aとして識別されている。これは、その中に設けられた窓51aが窓51よりも短い長さを有し、また線形アレイではなくフェーズドアレイを収容するために典型的には方形であり、25mm×25mmの開口部を有し得る点を除いて、これまで説明してきた走査ヘッド23と同様の構成である。湾曲アレイについても同様のタイプの構成を利用してもよいであろう。

【0017】

図4には、超音波装置21に利用される電子機器が示されており、ここではトランスジューサアレイ52が撮像ターゲット101に接触して示されており、該ターゲット101は、例えば人間の身体内の組織、または人間の身体の外表面に示されるような組織であることができる。このトランスジューサアレイ52は、当該アレイ内の素子の数に対応する多くのチャンネルによって、使用されるときには送信および受信スイッチ102に接続される。このスイッチは典型的には複数のダイオードを含んでおり、これらダイオードはバイアスをオンおよびオフされて、トランスジューサ素子53のための送信モードおよび受信モードの間で切替えが行われる。送信モードの際には、ブロック106からのドライブプロファイル発生が、ドライブプロファイルブロック107に供給される。該ブロック107はパワー増幅器108

を制御し、送信および受信スイッチ102を介してトランスジューサアレイ52のトランスジューサ素子にエネルギーを供給し、興味ある領域の組織に供給すべきドライブ信号の形態で超音波エネルギーを生じさせる。興味ある領域の組織から反射された反射信号の形の反射された超音波エネルギーは、トランスジューサアレイのトランスジューサ素子53によってピックアップされる。例えば、走査ヘッド23のアレイに64個のトランスジューサ素子53を使用する例では、組織の興味ある領域に超音波エネルギーを集中させるために、64個のトランスジューサ素子のうちの16個にドライブ信号を供給することができる。反射された超音波信号は、64個の全てのトランスジューサ素子によってピックアップされる。

【0018】

トランスジューサ素子53からの反射電気信号は、受信モードの間に送信および受信スイッチ102に供給される。この反射信号は、時間/利得補正ブロック111に供給される。該ブロック111は、超音波エネルギーが組織に深く侵入する時の散乱/減衰を補償するために使用されるものである。こうして、組織の遠隔場からの信号は、これらのロスを補償するために時間に従って増幅される。この時間/利得補正111は調節可能であり、またブロック106に設けられた時間利得制御(TGC)ランププロファイルから、デジタル/アナログ(D/A)コンバータ112によって供給されるユーザ制御を受ける。こうして、デジタル的に合成されたアナログランプが作成され、これは時間/利得補正ブロック111を制御するために使用される。デジタル信号プロセッサ106によって与えられるこのTGCランププロファイルは、グラフィックユーザインターフェースが設けられたマイクロプロセッサ116の制御下にある。典型的には、身体内へのより深い侵入が望ましいときに、利得は増大される。勿論、侵入の深さは、当該方法について選択された取外し可能な走査ヘッド23に依存する。

【0019】

時間利得を補正された後に受信された反射信号は、直交ミキサー121に供給され、該ミキサーはブロック6内のローカルオシレータからローカルオシレータ信号を受信する。このローカルオシレータは、反射信号の周波数よりも高い周波数を発生する。該ミキサー121は、ある周波数の二つのヘテロダイン低周波数信号

を発生し、この周波数は二つの反射信号周波数とローカルオシレータ周波数との差である。これらの信号はI信号およびQ信号として認識され、I信号はゼロ位相シフトを有し、Q信号は90°（直交）の位相シフトを有する。ミキサー121からのこれら二つの信号はアナログ/デジタル（A/D）コンバータ123に供給される。一方のコンバータはインフェーズ信号Iのためのものであり、他方は直行信号Qのためのものである。変換されたアナログ/デジタル信号は、次いでフィールドプログラマブルゲートアレイ106に供給される。一つの適切なゲートアレイは、Xilinxによって供給されるVirtexシリーズから選択されたものであることが分かっている。ブロック106に示すように、このプログラム可能なゲートアレイは多くの能力を有している。例えば、それは組込み型のメモリーおよび信号処理能力を有している。また、それはドライブプロファイルを発生する能力、並びに時間/利得補正ランププロファイルを発生する能力を有している。設けられたメモリーは、少なくとも1フレームのデータを収集するのに十分な時間だけ、入力される信号を保存する能力を有しており、その収集時間は、撮像ターゲット101中に超音波エネルギーが侵入する深さに直接比例する。それが望ましいことが分かったときには、ゲートアレイ106は、A/Dコンバータ123からの追加の生データを収集するために、例えば2、4（典型的には6未満）の追加フレームのための生データを集め、次いでこの生データを平均して、1フレームについての改善された信号/ノイズデータを得るために利用することができる。次いで、この平均化された生データは同じメモリー位置に保存することができる。従って、ユーザは、望ましい数のフレームからの平均を選択する能力を有する。

【0020】

こうして、ゲートアレイ106はデータバッファとして働き、またデジタル信号処理（DSP）チップの使用により画像構築ブロック131で行われる画像構成のために必要とされるまで、生データを保存する。満足であることが分かったこのようなチップの一つは、テキサスインスツルメント社によって製造されたモデルNo.320TMS6203である。DSPチップによる画像構成は、受信された音波信号の増幅を分析してグレースケールを与えることにより実行される。デジタル信号処理チップ131の動作は、図5に示したフローチャートを参照することによって、最も良く

説明することができる。このフローチャートは、以下で説明するように、本発明に従って超音波画像の再構成が行われる方法を記載している。画像構成は、DSPチップ131によって実行される機能の一つに過ぎない。ズーム機能、ドップラー処理および色フローが、マイクロプロセッサ116の制御の下でDSPチップ131を通して実行され得る。ドップラー処理においては、当業者に周知のように、受信された信号と送信された信号との間の周波数シフトが分析される。

【0021】

マイクロプロセッサ116には、ユーザインターフェースおよびユーザ入力的能力が与えられる。それはまた、フレームの平均化を与えるための制御を有しており、またユーザをフレーム平均能力にアクセス可能にするために、プログラム可能なゲートアレイ106に接続される。図4に示すように、ユーザ入力137は、それを介してユーザがインターフェースできるオン/オフ機能、TGC機能、ズーム機能およびドップラー機能を含んでいる。

【0022】

マイクロプロセッサ116の制御下にあるフレーム平均化は、ゲートアレイ106に関連して説明した、生データを用いて行われるフレーム平均化とは異なる。マイクロプロセッサ116によるフレーム平均化は、画像構成後にビデオフレームを平均化することによって与えられ、フレーム間の移行を滑らかにする目的で行われるものである。

【0023】

フレームメモリー141が設けられ、これは複数のフレーム（例えば4～6フレーム）を再呼出しできるように保存するために、マイクロプロセッサ116に接続される。こうして、例えば最後の5～8フレームを、再呼出しのためにメモリーに保存できる。

【0024】

図4に示すように電源が設けられ、その中に示されるように、該電源は適切なタイプの電池146、例えば9ボルトのDC電池からなっており、その出力をレギュレータ147に供給して、図4に示したシステムの全ての電子機器のために、調節された電源を与える。また、この電源は電源管理ブロック148を含んでおり、これ

は電池パワーの使用を大幅に節減するために、電池146によって供給される電源の制御を与える。これにより、小サイズおよび/または長寿命を有する電池の使用が可能になる。これが可能になるのは、電子機器に利用される全ての、または実質的に全ての半導体チップにパワーダウンまたはスリープモード端子として認識できるもう一つの端子が設けられるからである。電力管理ブロック148を介して作用するマイクロプロセッサ116は、一定の装置、即ち電子機器の一部がその機能を実行した時を決定し、電力消費が必要になるまでそれらをスリープモードにする。例えば、超音波エネルギーのゲートされたバーストが撮像ターゲットの中に発射されると、パワー増幅器108、ドライブプロファイル107および関連の電子機器は、もう一つのゲートされたバーストを撮像ターゲット中に発射するときまで、低電力消費のためのスリープモードに置かれる。同様に、時間/利得補正111、ミキサー121、およびA/Dコンバータ123は、それらがデータを補正し、それをゲートアレイ106に供給してしまったときにスリープモードに置かれる。マイクロプロセッサ116は、電源管理を実行するので連続的に動作される。換言すれば、ディスプレイ36上での画像構築において、全てのアナログ信号処理回路は超音波装置が動作中の時の略90%以上パワーダウンされる。

【0025】

マイクロプロセッサ116は、デジタル信号プロセッサ131によって作製される画像を、ディスプレイ36（先に説明したように図1に示した液晶ディスプレイの形態であり得る）に供給する。ディスプレイ36上に画像をエンコードするために、マイクロプロセッサに接続できるエンコーダ（図示せず）を設けてもよい。

【0026】

図4に示す電子機器には、点線の矩形152内に含まれる補助的能力が設けられる。ブロック153においては、その中にデジタル信号プロセッサ131の画像構成能力、ドップラー処理能力および色フロー能力が複製されて、マイクロプロセッサ116の制御下にある外部ディスプレイアダプタ154に供給される。外部ディスプレイアダプタ154は、データを外部ディスプレイ156に供給する。この外部ディスプレイは、例えば、大サイズの液晶ディスプレイまたは従来の陰極線管モニターであることができる。このデータはまた、ハードコピーを与えるために、或いはそ

れを保存し、またはそれをビデオカセットレコーダもしくはポラロイド（登録商標）カメラに供給するために利用できるデータ記憶装置157に供給される。

【0027】

本発明の小型超音波装置の動作および使用、並びに本発明の方法は、図5に示すフローチャートと関連させて説明することができる。一例として、撮像ターゲットとなる腹部領域の組織を調査するために、医師のオフィスで、患者に対する超音波診断試験を行うのが望ましいと仮定しよう。医師は図1に示した超音波装置21を取り、手で把持して手の指でオン/オフボタン37を押し、電子機器にエネルギーを供給する。望ましい取外し可能な走査ヘッド23は既に選択され、ハウジング22に取り付けられている。取外し可能な走査ヘッド23に設けられた不揮発性メモリー装置59は、ハウジング22の要件と共に、パワーアップ時間内に走査ヘッド23に電力を供給するために電子機器をプログラムする。

【0028】

次いで、撮像ターゲット101を形成する興味ある組織を観察するために、取外し可能な走査ヘッド23の表面67が腹部領域を覆う患者の皮膚に接触して配置される。観察される興味ある組織を描写する画像が、液晶ディスプレイ36上に現れる。身体の皮膚上で、医師が手持ち型超音波装置21を望ましい方向に移動させると、追加の画像が液晶ディスプレイ36に現れ、それにより、取外し可能な走査ヘッド23の位置に応じて、患者の撮像ターゲットの種々の視野を医師に提供するであろう。

【0029】

電子機器の動作において、ゲートアレイ106からのドライブプロファイル発生は、少なくとも1サイクル、好ましくは3~5サイクル、典型的には6サイクル未満の、選択された走査ヘッド23の周波数ゲートされたバーストを、ドライブプロファイルブロック107に供給する。ドライブプロファイル107はバッファーとして働き、パワー増幅器108に供給する。これは複数サイクルの増幅されたゲートされたバーストを、送信および受信スイッチに、次いでトランスジューサ52に供給し、対応するトランスジューサ励起を与えて、撮像ターゲット101の興味ある領域における組織に向けられる超音波パルスを生じる。高解像度の画像を達成する際

の装置の特性を改善するために、従来のビーム形成技術で、身体の中に導入される超音波エネルギーを集中させることによって、信号／ノイズ比を改善するのが望ましいかもしれない。これは、典型的には、適切な時間遅れを挿入し、ターゲット101における組織の連像的な部分に選択的に高周波を当ててることにより達成される。この方法において、興味ある組織の選択的領域には、望ましいシーケンスによって高周波を当てることができる。

【0030】

超音波信号は興味ある領域における組織により反射されて、トランスジューサ52に戻り、そこで電気信号に変換されて、該電気信号は送信および受信スイッチ102を通過する。所望のときは、送信および受信スイッチに関連して、一つのトランスジューサ（例えばトランスジューサ52）を利用して送信および受信の両者を実行するのではなく、送信のための別のトランスジューサと、受信のためのもう一つのトランスジューサを利用できることを理解すべきである。

【0031】

送信および受信スイッチ102からの電気信号は、先に指摘したように、ミキサー121を通してTGC増幅器111を通過し、アナログフォーマットの電気信号のインフェーズ成分およびアウトオブフェーズ成分IおよびQを与える。これらのアナログ信号は、A/Dコンバータ123でデジタル化されて、ゲートアレイ106中のメモリーに供給される。このメモリーにおいては、これらデジタル化された信号が集められて、一つのトランスジューサ励起、所望であれば6未満の複数のトランスジューサ励起から、身体における組織の一つのフレームについての画像を形成する。このメモリーは、各受信された電気信号の大きさおよび位相角、並びに受信時間を保存することにより、一つのフレームについての電気信号を保存する。

【0032】

デジタル信号プロセッサ131で行われる画像構成においては、図5に記載したステップが実行される。従って、ステップ161に示すように、その中にサンプル点を有する保存された電気信号空間におけるウェーブパケットが選択され、これは計算すべき選択された点（ x, y ）の回りにセンタリングされる。その後、ステップ162に示すように、（ i ）で特定される超音波トランスジューサ内の選択

された超音波素子から、 (x, y) 回りのウェーブパケット中心までの距離が計算される。 $d = r t$ で、且つ $t = d / r$ であるから（ここで d は距離、 r は移動速度、 t は移動時間である）、検査中の組織サンプルからの移動時間は、既知の移動距離を取り、それを移動速度で割ることによって決定することができる。距離は、組織における超音波エネルギーの既知の移動速度を用い、それに時間を乗じて距離を得ることにより確認される。その後、ステップ163に示すように、距離を時間に変換してサンプル点を選択する。これに続いて、ステップ164により、最も近いサンプル点と計算すべき点との間で位相および大きさを補間することにより、計算すべき点についての補正された位相および大きさを決定する。その後、フィードバックループ166に示されるように、トランスジューサのアレイにおける夫々の超音波素子について、これらと同じステップを実行する。全ての点が計算された後、ステップ167に示されるように、これらの点は、計算された点を表す各ベクトルの向きおよび大きさを考慮することにより総合されて、画素値が与えられる。

【0033】

その後、ステップ164、166および167が実行された後に、フィードバックループ168によって示されるように、計算すべき次のウェーブパケットの中心を得るために、全ての x および y 点が上記で述べたようにして計算されるまで、典型的には規則的に x および y が増分される。 x および y パラメータは、最良の画像を与えるように選択される。例えば、それらは最良の画像を達成するように、方形、矩形または楕円形を定義することができる。64素子のトランスジューサを例にとると、各素子について五つの異なる点を選択して320の点を与え、これらを合計して望ましい計算点を作成することができる。完全に構成された画像を与えるために、視野の全ての点についてこの手順が続けられる。

【0034】

これらのステップが達成された後に、図5に示すように後処理ステップを実行することができる。即ち、ステップ171に示すように、ユーザのグレースケール補正を実行して、望ましいコントラストを達成することができる。加えて、所望のときには、画像フィルターを利用してエッジ強化を与えることができる。更に

、従来の後処理ステップを利用することもでき、これにはドップラー処理および色フローを含めることができる。また、図5に示すように、ステップ172において、画像データを表示ドライバまたはプロセッサに供給することもできる。

【0035】

本発明に従えば、画像における確実性を生じる1回のトランスジューサ励起から、デジタル化された電気信号を集めて、興味ある領域における組織の一つのフレームの一つの画像が形成されることを見ることができる。先に説明したように、所望のときは、この一つのフレームに付いて33未満の追加のトランスジューサ励起を平均することができる。これは、画像を構成するために最小量のデータ、即ち、一つのトランスジューサ励起または最大でも六つの励起からのデータを集めることだけが必要とされるという事実起因して、より短い時間内に更に高速で画像を構成することを可能にする。この一つフレーム内に全ての情報が存在するから、トランスジューサアレイの解像度までズームインする能力が存在する。本発明の装置および方法は、1秒当り32～35フレームの従来のフレーム速度よりも実質的に高いフレーム速度、例えば1秒当り3000～7000フレームのフレーム速度を提供することを可能にする。

【0036】

本発明の方法で画像を構成する場合、画像のためのデジタル化されたデータが、典型的には一つのトランスジューサ励起のみから収集されるので、患者に対する超音波エネルギーの照射量が低減される。取外し可能な走査ヘッドを利用することによって、動作周波数を容易に選択し、また同じハウジングおよび電子機器を維持しながら、線形アレイからフェーズドアレイまたは湾曲アレイに変えることが可能である。こうして、装置21では、超音波診断撮像のための種々の能力を有するモジュールユニットが作製され、種々の画像を作製することが可能になる。

【0037】

本発明を具体化した超音波装置のもう一つの実施例は、図6に示されるように、超音波にガイドされるプローブ配置装置201である。この装置は、プラスチックのような適切な材料で形成されたプローブガイド202を含んでいる。該プロー

ブガイド202は本体203からなっており、該本体には平行に離間して前方に伸びる第一および第二の脚部206および207が設けられ、これら脚部は本体と一体に形成されている。本体203および結合された脚部206、207には、患者の皮膚と接触して配置され且つ患者の皮膚上を移動可能なように適合された、下方の平坦な表面208が設けられている。本体203には、上記で述べた超音波装置の走査ヘッド23を収容し、それを一定の角度位置（例えば、平坦表面208に対して45°の角度）で保持するために、細長い横方向に伸びた凹部211が設けられている。この凹部211は平坦な底面208を通して開いており、走査ヘッドが、身体の興味ある領域における組織を覆う皮膚209の表面に接触できるようになっている。

【0038】

キャリッジ213は脚部206および207に摺動可能に装着され、これら脚部の長さに沿って移動可能である。キャリッジ213は、一般には空間216を横切って伸びる平坦な部材214の形態であり、平坦部材214の反対端には一對の離間した懸吊フランジ217が設けられ、脚部206および207の外表面に係合する。脚部206および207の頂面に設けられた離間スケール指標を見えるようにするために、脚部206および207の上部表面を覆う平坦部材214には開口部218が設けられている。頂面に与えられた指標219は、夫々の脚部上で、本該203から脚部206および207の最先端に向かって遠ざかる方向で、例えば1～9で増加するスケールの読みを与える。プローブガイド部材221は、平坦部材214と一体に形成され、そこから適切な角度（例えば45°）で上方および前方に伸びている。プローブガイド部材221には、断面が略半円形の長手方向に伸びる凹部222が設けられている。この凹部222は、尖った先端227を有する皮下針および装着されるシリンジ229のような、種々のサイズのプローブを収容するために適合されるべき大きさである。シリンジ229は、血液を抜き取るために手で操作することができる。

【0039】

ディスプレイ36には、指標219で形成されたスケールに対応したスケール231が設けられ、また、例えば画面の頂部から底部に1から9まで増加する読みが設けられている。ディスプレイ36には、ディスプレイ36の両側の間の中央に、縦方向に伸びる線233が設けられており、これはプローブガイド221に設けられた凹部222

に対して整列している。

【0040】

患者の皮下の血管、例えば静脈から血液を抜き取るために、図6に示す装置を利用するのが望ましいと仮定しよう。その中へと移動する装置201のプロープガイド202は、画面36上に望ましい画像が現れるまで、患者の皮膚209上を移動される。プロープガイド202は、該画像が線233と一列に並び、且つ線233でセンタリングされるように配置される。次いで、スケール231および該スケールに対する画像の位置を観察することにより、キャリッジ213はスケール219上の同じ数字の位置に移動される。次いで、針またはプロープ226は凹部222の中に配置することができ、或いはその前に、プロープ226を凹部222の中に配置することができる。針226は、プロープガイド部材221によって決定される角度で皮膚209を通して導入され、それからターゲット組織の中に導入されることができる。このターゲット組織の中への移動は、ディスプレイ36上で観察することができる。ターゲット組織にアクセスしたら直ちに、プロープガイド部材221の使用により配置されたプロープを利用して、例えば血液の抜き取り、生検または他の処置のような計画された動作を行うことができる。処置が完了したら直ちに、プロープまたは針226を抜き取ることができ、その後にプロープガイド202を除去して、所望のときには異なる部位に配置することができる。

【0041】

本発明を具体化した超音波装置のもう一つの実施例が、図7および図8に示されている。そこに示されている超音波装置251は、先に説明した図1、図2および図3の超音波装置に非常に類似しており、主な相違は、該装置が二つのユニットに分離されており、一方は主モジュール252として認識され、他方は表示モジュール253として認識されることである。これらのモジュールには夫々ハウジング256および257が設けられており、これらは一般に、人間の手の中に収まるような大きさである。主モジュール252には、先に説明した取外し可能な走査ヘッド23に類似した、取り外し可能な走査ヘッド258が設けられている。それに従って窓259が設けられており、該窓はその中に設けられた、先に説明したタイプのトランスジューサ261を有しており、これは先に説明したタイプの整合層およびレンズ

で覆われている。

【0042】

表示モジュール253のハウジングには窓266が設けられており、その中には、先に説明したLCDディスプレイ36に類似した液晶ディスプレイ267が設けられている。また、ハウジング257には、印刷回路カード（例えば工業標準PCMCIAカード）を収容するためのスロット268が設けられている。コネクタ269がハウジング257の中に装着されており、該コネクタは、所望の時にはハードコピーを印刷するためにプリンタに接続するためのプリンタポートとして働く。このカードスロット268は、後でパーソナルコンピュータまたはノートブックコンピュータで使用するために、画像を保存するメモリーカードを収容するために使用することもできる。

【0043】

主モジュール252と表示モジュール253との間の通信を確立するための手段が設けられており、これは臍帯コード272からなっている。この臍帯コードは他の如何なる適切なタイプのものであってもよい。改善された可撓性を与えるために、二つのモジュールの間の通信に光ファイバーコードを利用するのが望ましい。しかし、他のタイプの臍帯コードを利用することもでき、例えば電氣的な多重導電体ケーブルを利用できることを理解すべきである。或いは、より大きな融通性を与えてコードの使用を回避するために、二つのモジュールの間にラジオ波周波数または赤外線のリックを設けて、表示モジュール253が主モジュール252から物理的に自由で、かつ分離されるようにしてもよい。この方法では、主モジュール252は壁掛けディスプレイに接続することができ、或いは従来のCRTモニターに接続されてもよい。

【0044】

主モジュールおよび表示モジュール252、253は、適切な方法、例えばベルクロ（登録商標）帯を夫々のハウジング256および257の背面に取付けることにより、図8に示すように二枚貝状の形式で取外し可能に一緒に固定されているので、一緒に固定して一つのユニットとして持ち運びできる一方、使用の際には相互に容易に分離することができる。

【0045】

図7および図8に示した装置の使用に際しては、主モジュール252を医師が一方の手に取り、表示モジュール253を他方の手に持ちながら患者の身体の上を移動させることができる。これにより、医師は表示モジュールを彼の顔の正面に保持することができる、ディスプレイが主モジュール自体にあるときには医師がディスプレイを観察するのが困難であった部位においても、患者の身体上で主モジュールを移動させながら容易に表示ユニットを見ることができるので、医師は遥かに容易になる。

【0046】

超音波装置251に利用されている電子機器は、先に説明した装置21に使用されている電子機器に非常に類似しており、これらの電子機器は主に主モジュール253内に配置されるが、コード271によって、表示モジュール内に設けた何等かの電子機器に接続されている。ユーザインターフェースを提供するコントロール272は、典型的には主モジュール252に設けられるであろう。しかし、所望であれば、コントロールの少なくとも幾つかを表示モジュールに設けてもよいことが理解されるべきである。

【0047】

本発明の超音波装置の一定の用途では、医師が診断するのを補助するために動的表示を可能にするように、ターゲット組織の複数の画像を得るのが望ましいことがある。このような目的で利用される超音波装置301が、図9に示されている。そこに示されているように、超音波装置301は、先に説明したタイプのハウジング302を有しており、これは人間の手で保持するように適合されており、また取外し可能な走査ヘッド302が設けられている。このハウジング302および走査ヘッド302は、一般には、先に説明したハウジング22および走査ヘッド23と同じタイプのものであることができる。しかし、画像の組が、例えば1秒間に20フレームで連続的に撮られるのではなく、トリガー事象が起きたときにのみ撮られるように、走査ヘッド303にはトリガー機構が設けられている。このトリガー機構306を利用して、異なる空間間隔で画像が作製され、これらは、視覚化される組織の動的画像を与えるようにエンドレス形式で再生されるために、メモリーに

記録される。こうして、例えば身体内の腫瘍が撮像されるときには、異なる時間において異なる空間間隔で画像を撮ることにより、腫瘍が増殖しているか収縮しているかを確認することが可能になる。

【0048】

図9に示すように、このトリガー機構306は走査ヘッド303の一方の端部に設けられて、図示のようにその一体的な一部を形成するアタッチメント307からなることができる。このアタッチメント307はT字形状の足部309を含んでおり、これは、走査ヘッド303およびそれが取付けられるハウジング302のための支持体およびガイドとして働く細長い支持部材312に設けられた、T字型スロット311の中に摺動可能に装着されている。この支持部材312には、検査される人間の身体組織を覆う皮膚の上に配置されるように適合された下部表面が設けられている。そのように配置されると、アタッチメント307は、その走査ヘッドおよびハウジング303および302と共に、T字型スロット311の中において、矢印316に示される二つの方向の何れかで、該部材の長手方向に移動することができる。

【0049】

また、トリガー機構306は、ハウジング302および走査ヘッド303の中に異なる空間間隔で設けられた電子機器を、順次連続的にトリガーするための手段を含んでいる。このトリガー機構は、如何なる適切なタイプのものであってもよく、例えば、アタッチメント307に隣接した走査ヘッドに担持された光学スキャナ321であることができる。該スキャナは、支持部材312の長さだけ伸びる平坦で且つ一般的に垂直な外表面32を見る。また、該外表面は、その上に複数の均等に離間した垂直マーク324の形態のスケール323を有する。該垂直マークは、それをスケール323の背景から視覚的に目立たせて、光学読取り器またはスキャナーで容易に見えるようなコントラストを与えるように、例えば黒もしくは他の不透過な色であることができる。このようなスケールを支持部材312に与えることによって、該支持部材は定規としても働く。こうして、所望であれば、異なる方法で離間されたマークを有するスケール323もった、もう一つの支持部材を設けることができる。例えば、一つの定規は、比較的小さな身体組織、例えば小器官の複数の画像を撮るために、より近接して離間したマークを有することができるであろう。

或いは、もう一つの定規は、比較的大きな身体の連続的な画像を取るために、更に離間したマークを設けたスケールを有することができるであろう。

【0050】

超音波装置301の動作および使用は、以下で簡単に説明する通りである。患者の器官、例えば腹部領域における器官を撮像することが望まれると仮定しよう。医師は、手でハウジング302を把持し、次いで支持部材312を患者の皮膚の上に置き、同時に走査ヘッド302を患者の皮膚に接触させることを必要とするだけである。次いで、走査ヘッド303を移動させ、走査ヘッド303に担持されたアタッチメント307を、その上にスケール323を有する支持部材312の長手方向に移動させて、患者の皮膚下の分析すべき器官もしくは組織の連続的な画像を撮ることにより、連続的な画像を得てメモリーに保存することができる。画像のトリガーはスケール323に担持されたバーまたはマークの制御下にあるから、器官の画像は異なる空間的間隔で撮られ、支持部材312に担持されたスケール323に対する走査ヘッド303の移動速度には関係なく、空間的に均等に離間されるであろう。こうして撮られた画像は、先に説明したように、ハウジング302の中に担持されたランダムアクセスメモリーカードの中に保存することができる。これらの画像はまた、超音波装置の電子機器内のメモリーに保存することができ、次いでこれを再生して、ハウジング302に担持されたディスプレイ326上に動的画像を表示することもできる。或いは、不揮発性ランダムアクセスメモリーカードを取り除き、ノート型コンピュータまたは他の装置に挿入して、検査されている器官の動的画像を得るために、連続的な画像を表示することができる。

【0051】

また、先に説明したように、器官のサイズに応じて、利用される支持部材312を単に交換することによって、器官の寸法に応じて異なる空間的間隔を選択することができる。次いで、望ましい間隔を与える支持部材312に置換して、望ましい動的画像を得ることができる。

【0052】

本発明に関連して、種々のタイプのトリガー装置を利用できることが理解されるべきである。例えば、撮像をトリガーするために、ハウジングと共に移動する

機械的ホイールを利用することができるであろう。磁氣的トリガーもまた、このような装置にで容易に使用できるであろう。

【0053】

動的撮像を可能にする本発明の超音波装置のもう一つの実施例が、図10に示されている。そこに示されている超音波装置331は、先に説明したタイプの取外し可能な走査ヘッド333を備えたハウジングからなっている。この実施例の超音波装置331のトリガー機構は、離間された第一および第二の三角形の足337および338の対が、走査ヘッド333の対向端に設けられている。足337および338は、ピン339により、走査ヘッド333に旋回自在に結合されている。足337および338は下部の平坦な表面341を有しており、これらは離間され、相互に平行で、かつ一般には走査ヘッド333の下端と整列されている。光学的読取り器346が走査ヘッド333の一端に担持されており、また、足338の内側表面に担持され、且つ角度方向に離間したマーカー348の形態の弧状スケール347を見るように適合されており、前記スケールは、光学的読取り器348に見えるように配置されている。マーカー348は角度方向に離間されており、ハウジングおよび走査ヘッド332、333がピン339に関して旋回されるときに、光学的読取り器が連続的にマークを見て電子気機器のトリガーを生じさせ、組織の扇形走査における略半径方向に均等に離間した連続的な画像を撮るようになっている。足338を、光学的読取り器346によって走査できる異なるスケールをもった他の足で置きかえることによって、距離的により近接して離間し、または半径方向に更に遠く離間した走査を達成することができる。先に説明したように、これらの画像は、電子機器内のメモリー、或いはハウジング332の中に挿入された別の不揮発性メモリーカードに保存することができ、またその後に別の場所において、例えばノート型コンピュータのような別の装置で見ることができる。このような扇形の動的撮像は、空間的制限のために線形撮像を達成するのが困難な場合には非常に望ましいものである。例えば、扇形の動的撮像は、頸動脈を撮像するために非常に適している可能性がある。

【0054】

動的撮像は、器官の複数の画像を器官の長さに沿って等距離間隔で作製することによって、3次元空間を二次元画像で近似する方法として使用される。得られ

た画像は連続的に再生されて、選択された部位における器官の3次元的画像の意味を与える。ターゲットを超音波表示された画像に整列させることによって、カニューレおよびプローブを、適切な侵入深さへと正確に案内することができる。本発明の装置および方法は、救急医療のために特に有用である。それはまた、産婦人科学、軟組織生検、血管アクセスおよび心臓学において非常に有用であることができる。

【0055】

本発明を実現した更にもう一つの超音波装置は、図11に示された超音波装置351である。この超音波装置もまた、先に説明したタイプの手持ち型ハウジング352を含んでおり、該ハウジングは、これもまた先に説明した電子機器を収容している。超音波トランスジューサは取外し可能な走査ヘッドに担持されるのではなく、ハウジングに取付けられ、ケーブル356によってハウジングに接続されたプローブ353の中に担持される。このプローブ353は、掌に収まるように適合された長さおよび大きさのハンドル361からなっている。このハンドル361には、該ハンドルの長手方向に摺動可能にその中に装着されたスライダが設けられており、また上方に伸びたノブ363が設けられている。該ノブは、ハンドル361の頂面側に設けられた細長いスロット364を通して伸びており、またスロット364内でノブ363を移動させるために、ハンドル361を握っている手の親指でアクセスすることが可能である。剛性シャフト366はスライダ362に固定されており、スライダ362を用いて摺動可能であり、また円錐形のチップ368を設けたプローブヘッド367を担持している。トランスジューサ（図示せず）は、プローブヘッド367内に設けられており、また従来のタイプのものであってよい。それは、線形トランスジューサまたは扇形走査型トランスジューサの何れかであることができる。

【0056】

可撓性ケーブル369がトランスジューサから伸びており、ケーブル356の中に接続されている。先に説明したタイプのトリガー機構371はハンドル361の中に組込まれ、また図示のように、導電体373によって、ハウジング352内の電子機器に接続された光学的読取り器372の形態を取ることができる。光学的読取り器は、スライダ362の下にあるスケール374を走査するために設けられ、該スケールには、

スライダ362の下にある複数の長手方向に離間したマークが設けられている。先の実施例におけると同様に、これらの画像は、ノブ363の制御下でのスライダ362の移動速度とは独立に、検査されている組織において所望の距離間隔で空間的に離間されるであろう。先の実施例におけると同様に、これらの画像を再生して動的画像を与えることができ、或いは、不揮発性メモリーカードを取外して、それを例えば携帯型コンピュータで使用するによって、別の場所で見ることができる。図11に与えられた超音波装置351は、多くの医学的用途において、例えば経直腸的または経膈的な撮像、並びに前立腺の検査のような泌尿器科または消化管の一部の検査のような他の種々の用途に利用することができる。

【0057】

異常の説明から、小型化された、非常にコンパクトで且つ操作が比較的単純な超音波装置が提供されていることが明かである。33未満、好ましくは1のみのトランスジューサ励起からフレームの画像を作製するために、利用される全てのデータを収集することによってフレームを形成する方法は、電力消費を大幅に減少させる。説明した電子機器は、得ることが可能な視覚的解像度をトランスジューサアレイの固有の解像度まで増大させることを可能にする。また、説明した電気機器は、前処理されたデータを、高解像度または低解像度のディスプレイユニットに表示するために最適な様式で処理することを可能にする。

【図面の簡単な説明】

【図1】

図1は、本発明を具体化した小型超音波装置を、取外し可能な走査ヘッドの一定の部分を切欠いて示す等角図である。

【図2】

図2は、図1に示した装置の一部を形成すると共に、アレイを有する超音波トランスジューサを利用する取外し可能な走査ヘッドを示す等角図である。

【図3】

図3は、図1に示した装置と共に使用するための、フェーズドアレイを組み込んだトランスジューサを有する別の取外し可能な走査ヘッドを示す等角図である。

【図4】

図4は、図1に示した装置に利用される電子部品のブロック図である。

【図5】

図5は、本発明の装置および方法において超音波画像を構築するために使用されるステップを示すフローチャートである。

【図6】

図6は、針またはプローブを案内するために利用される、本発明を具体化した超音波装置のもう一つの実施例を示す等角図である。

【図7】

図7は、主モジュールもしくはベースモジュールおよび表示モジュールが設けられた、本発明を具体化した超音波装置の等角図である。

【図8】

図8は、二枚貝形式に結合された、図7に示した主モジュールもしくはベースモジュールおよび表示モジュールを示す等角図である。

【図9】

図9は、線形空間画像の使用を組み込んだ、本発明の超音波装置のもう一つの実施例を示す等角図である。

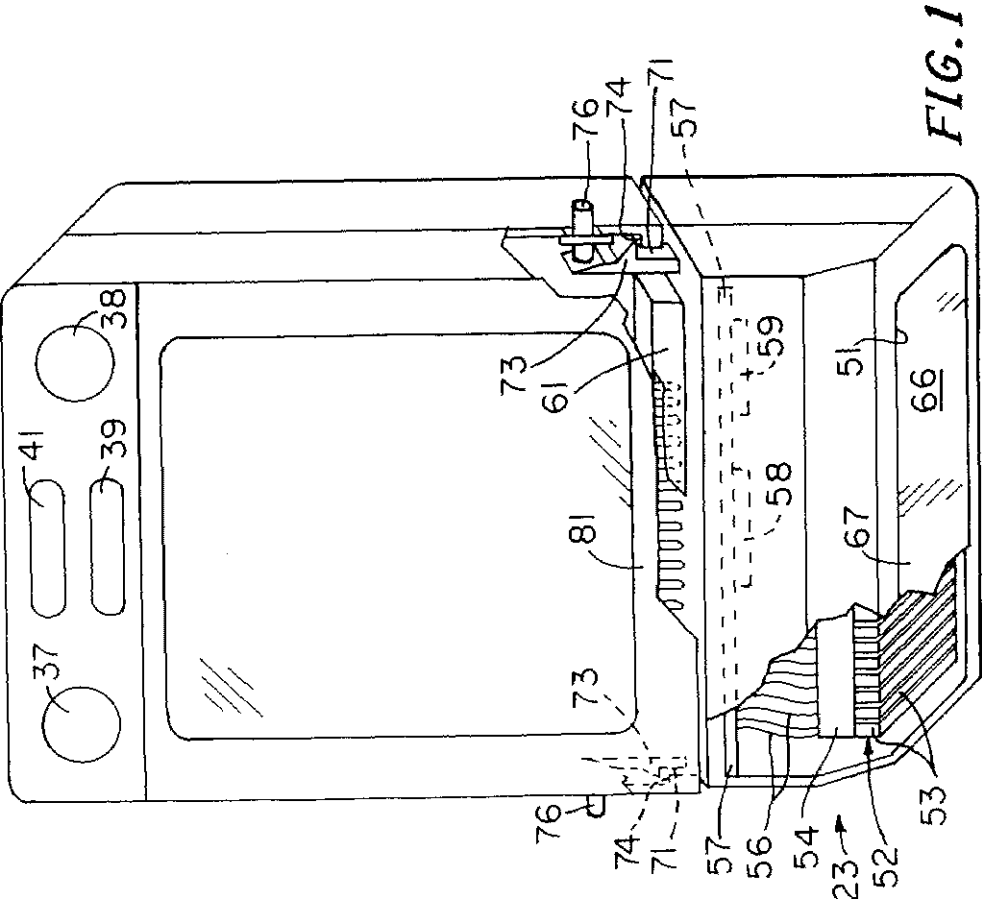
【図10】

図10は、扇形走査を利用した動的撮像を得るための、本発明を具体化した超音波装置を示す等角図である。

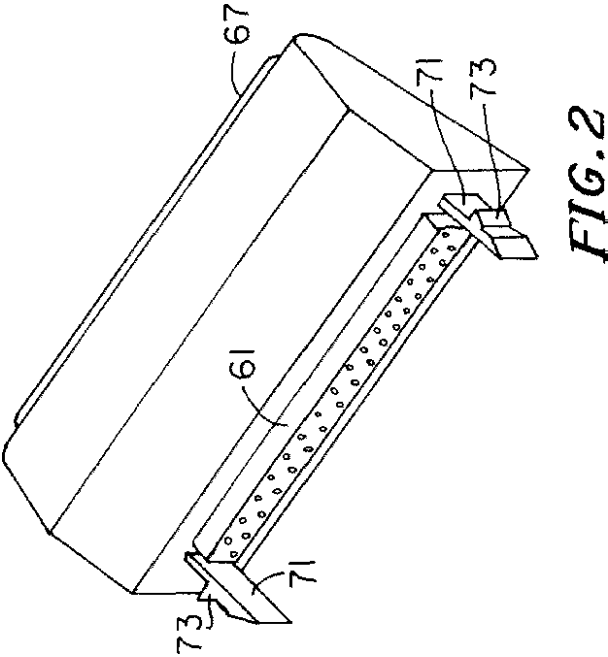
【図11】

図11は、プローブを組み込んだ、本発明を具体化した超音波装置のもうひとつの実施例を示す等角図である。

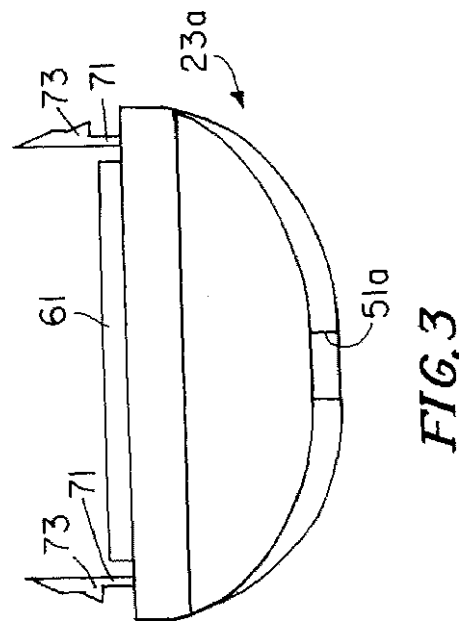
【図1】



【図2】



【図3】



【図4】

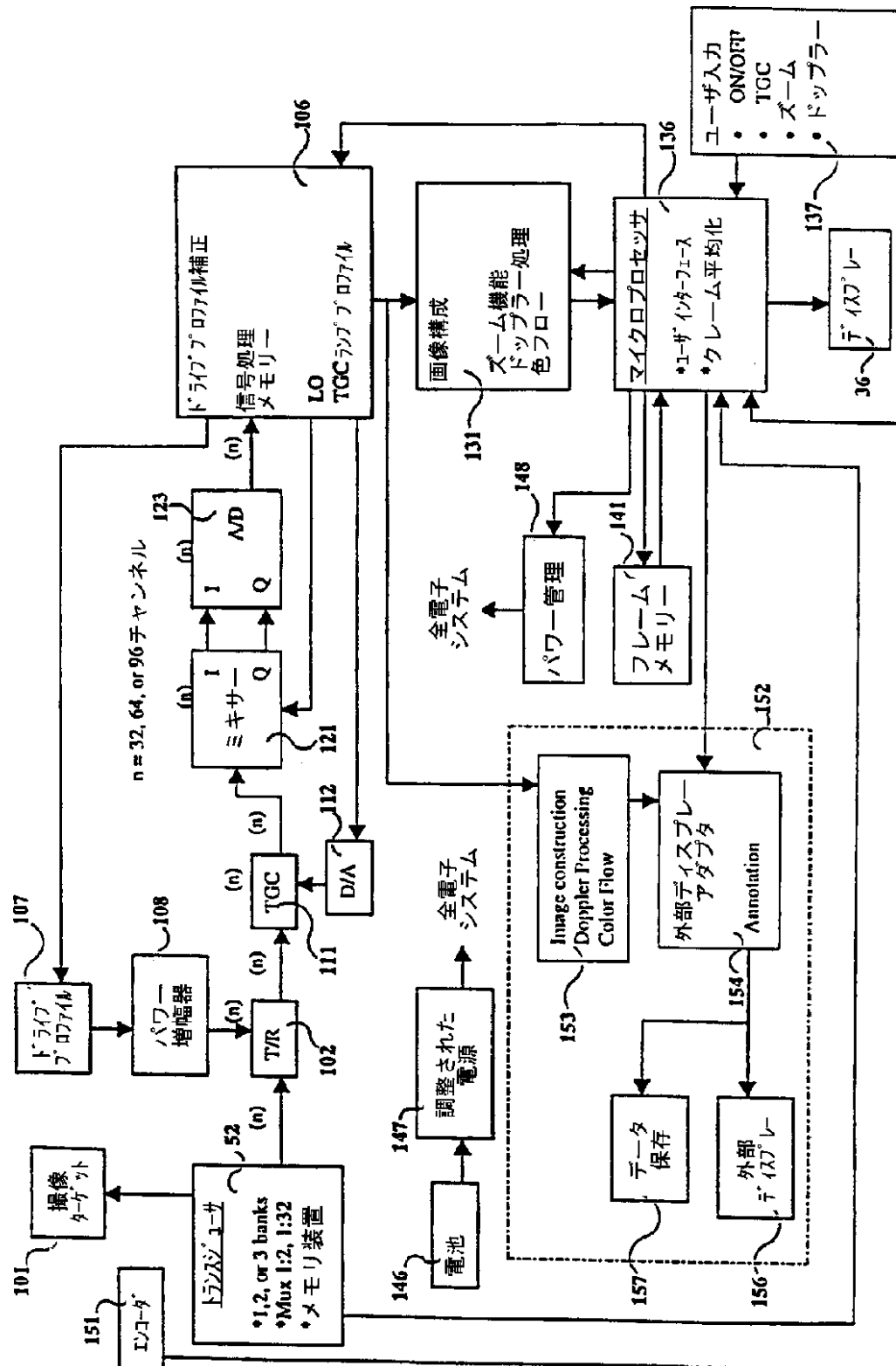


Figure 4

【図5】

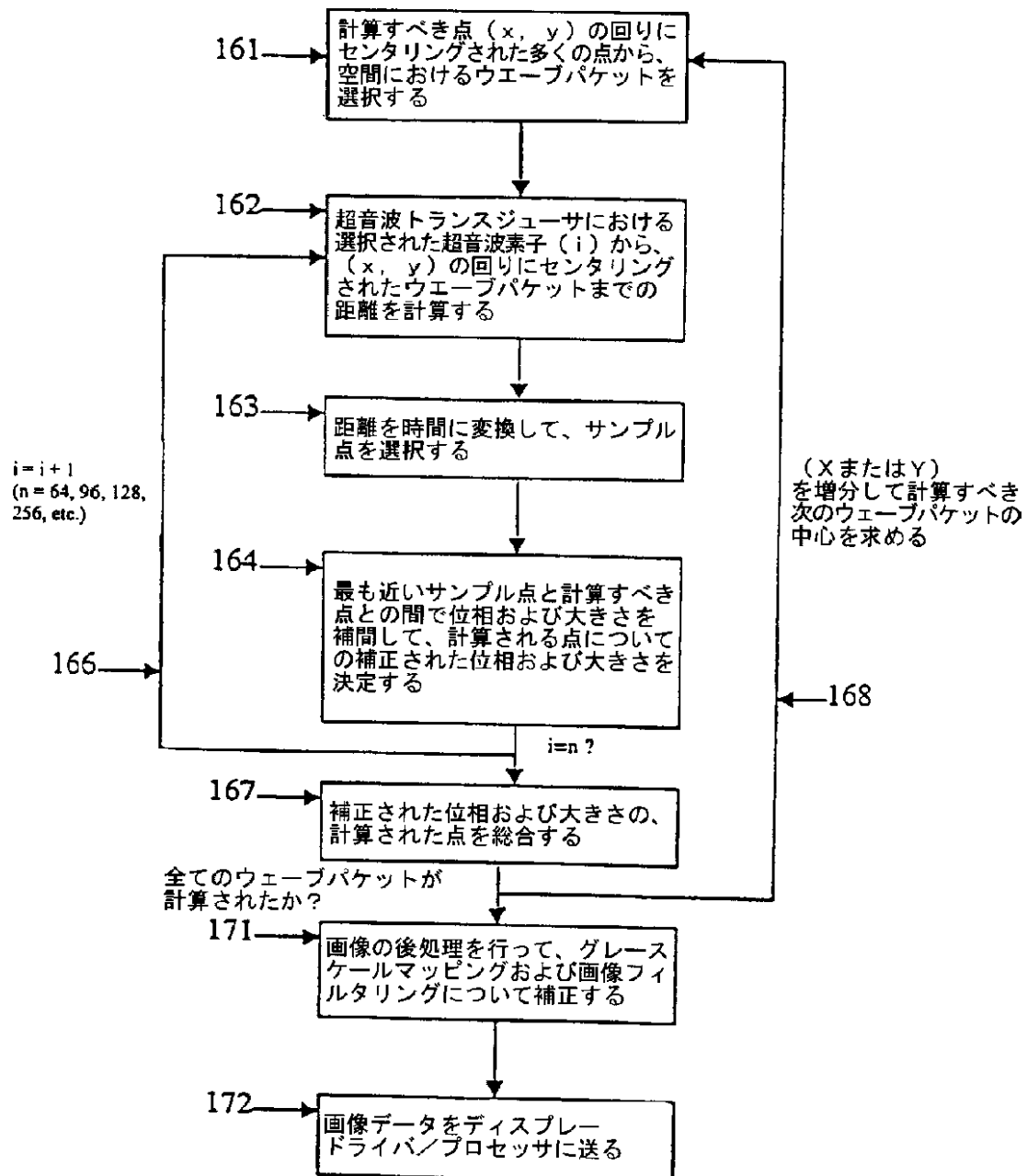
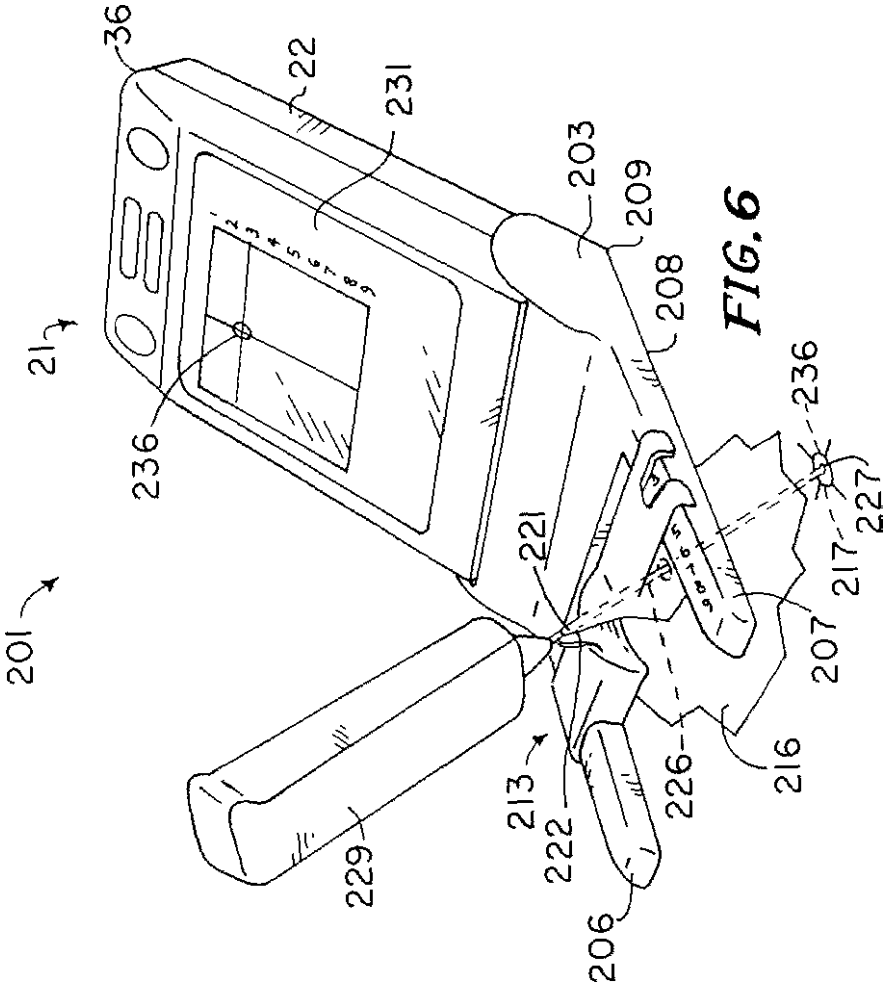
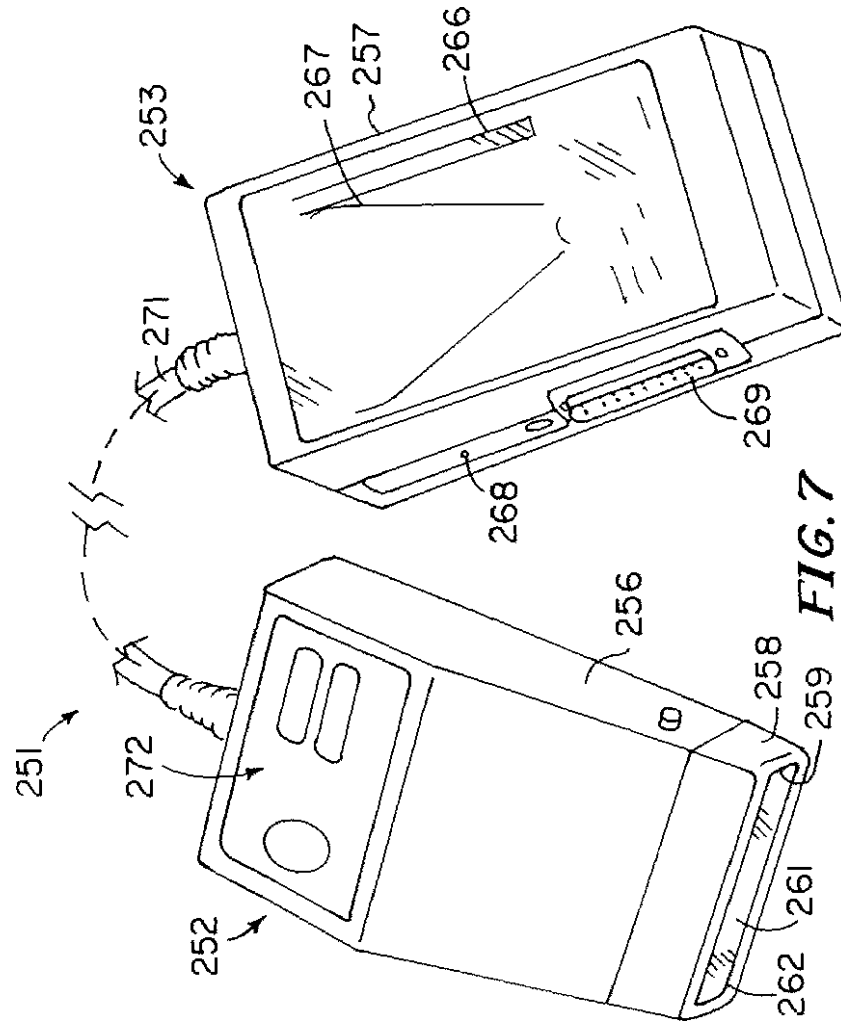


Figure 5

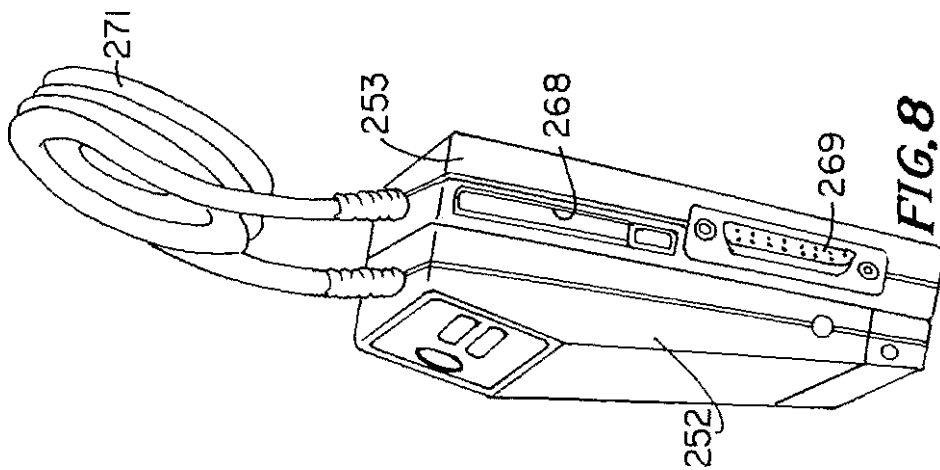
【図6】



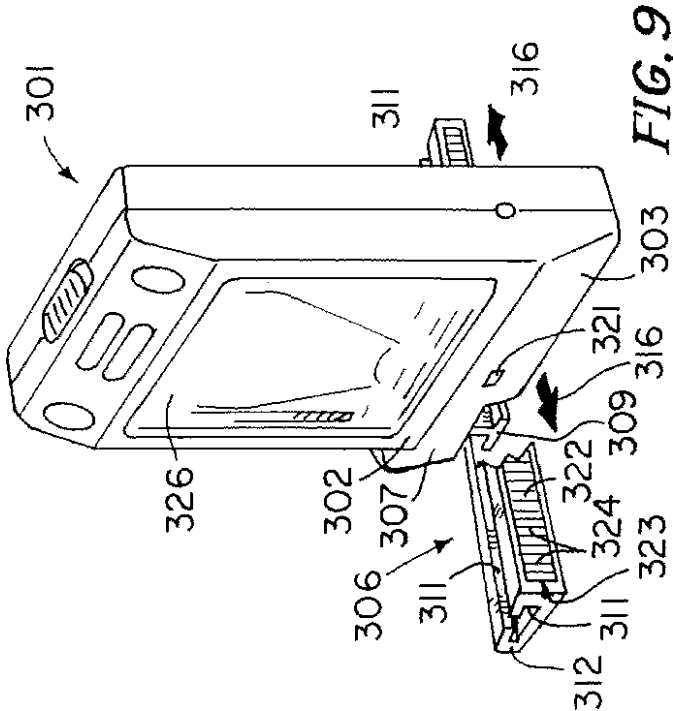
【図7】



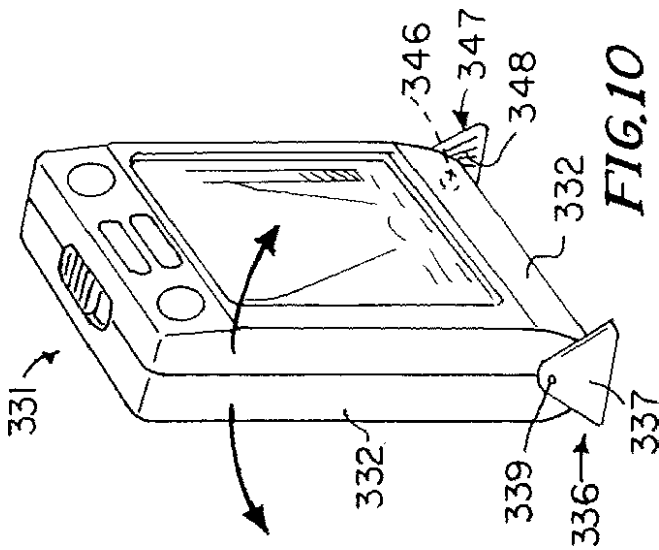
【図8】



【図9】



【図10】



【図11】

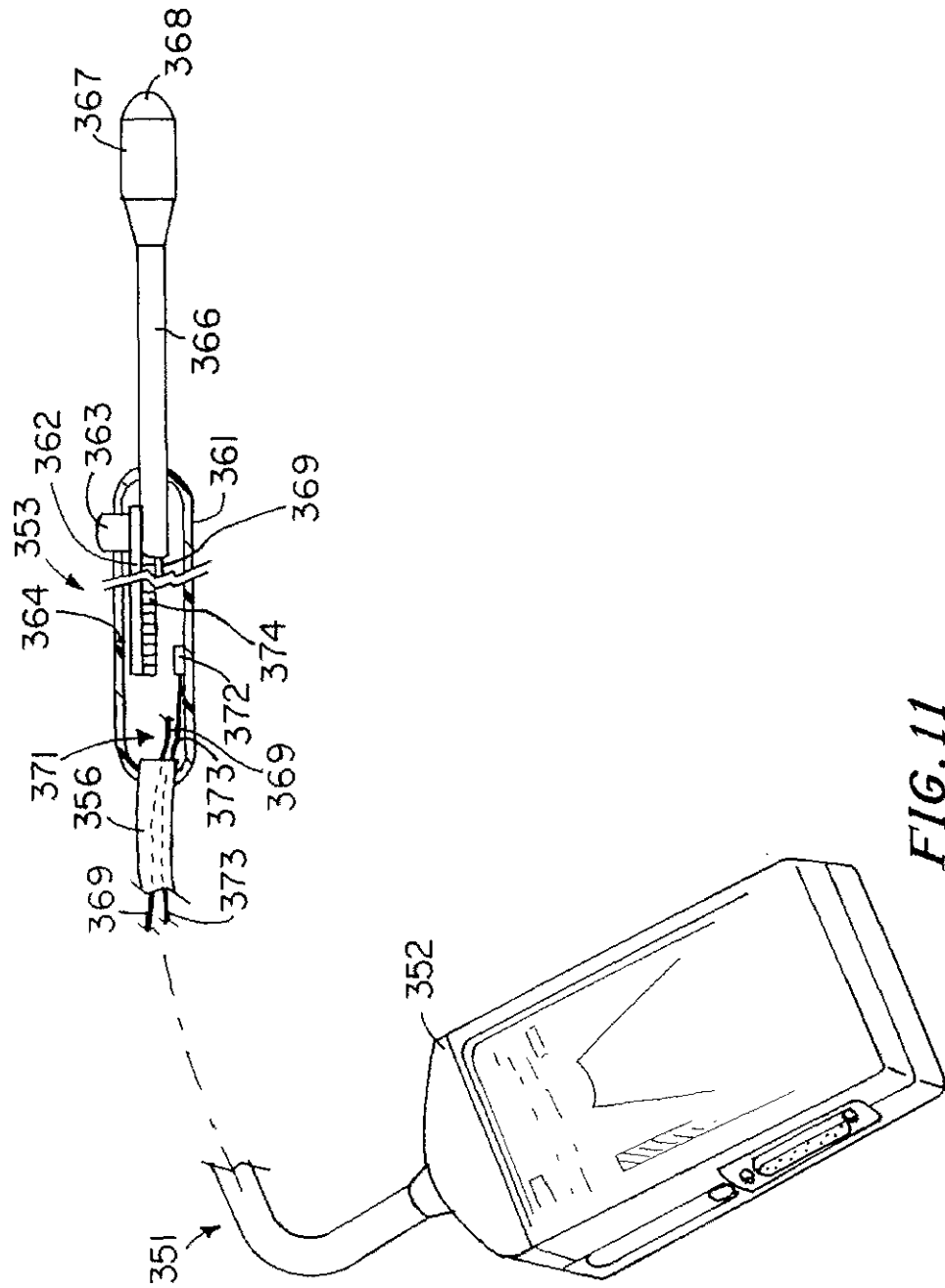


FIG. 11

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/US00/22485

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC(7) : A61B 8/00 US CL : 600/447 According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) U.S. : 600/447; 443, 459, 73/525,526, 633, 640-642 Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched NONE Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used) EAST search terms: ultraso\$, portable, hand\$held, synthetic with aperture\$		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	US 5,817,024 A (OGLE et al) 06 October 1998, col. 1 line 55 - col. 2 line 4; col. 6 lines 45-61	1-17, 20-30, 33-35
Y	US 5,483,963 A (Butler et al) 16 January 1996, col. 5 lines 57-67	1-17, 20-30, 33-35
Y	US 5,839,442 A (Chiang et al) 24 November 1998, col. 9 lines 1-10	8, 11-13, 15-17, 22-31, 33-35
Y	US 5,295,485 A (SHINOMURA et al) 22 March 1994, col. 9 lines 5-39	20-21
☐ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☐ See patent family annex.		
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier document published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "Z" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 02 NOVEMBER 2000		Date of mailing of the international search report 07 DEC 2000
Name and mailing address of the ISA/US Commissioner of Patents and Trademarks Box PCT Washington, D.C. 20231 Facsimile No. (703) 305-3230		Authorized officer FRANCIS J. JAWORSKI Telephone No. (703) 308-0858

フロントページの続き

(81)指定国 EP(AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AP(GH, GM, KE, LS, MW, MZ, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BY, BZ, CA, CH, CN, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EE, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NO, NZ, PL, PT, RO, RU, SD, SE, SG, SI, SK, SL, TJ, TM, TR, TT, TZ, UA, UG, UZ, VN, YU, ZA, ZW

(72)発明者 リップス ウィリアムズ ディー
アメリカ合衆国 カリフォルニア州
95765 ロックリン ペブル クリーク
ドライヴ 5822

(72)発明者 ブレナン ジェイムス エム
アメリカ合衆国 カリフォルニア州
95126 サン ホセ マーティン アヴェ
ニュー 1224

Fターム(参考) 4C301 AA02 AA03 BB01 BB02 BB13
BB23 BB24 CC02 DD02 EE04
EE16 EE17 EE18 FF07 FF19
GA01 GA02 GA03 GA06 GB04
GB06 GB27 HH11 HH40 HH53
JA19 JB02 JB43 JC07 KK02
KK08 KK22 LL03

专利名称(译)	<无法获取翻译>		
公开(公告)号	JP2003507114A5	公开(公告)日	2011-03-31
申请号	JP2001517942	申请日	2000-08-16
[标]申请(专利权)人(译)	NOVASONICS		
申请(专利权)人(译)	新星公司超音速		
当前申请(专利权)人(译)	新星公司超音速		
[标]发明人	イムランミアーエイ マクローリングレンダブリュー リップスウィリアムズディー ブレナンジェイムスエム		
发明人	イムラン ミアー エイ マクローリン グレン ダブリュー リップス ウィリアムズ ディー ブレナン ジェイムス エム		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/467 A61B8/08 G01S7/52082 G01S15/8981 G01S7/52079 A61B8/462 G01S7/52084 A61B8/465 G01S7/5208 A61B8/0833 A61B8/4438 A61B8/488 A61B8/13 A61B8/0866 A61B8/4455 G01S7/52034 G01S15/8979 G01S7/52096 A61B8/468 A61B8/463 A61B8/06 A61B8/4209 A61B8/4427 A61B8/469 A61B8/56		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C301/AA02 4C301/AA03 4C301/BB01 4C301/BB02 4C301/BB13 4C301/BB23 4C301/BB24 4C301 /CC02 4C301/DD02 4C301/EE04 4C301/EE16 4C301/EE17 4C301/EE18 4C301/FF07 4C301/FF19 4C301/GA01 4C301/GA02 4C301/GA03 4C301/GA06 4C301/GB04 4C301/GB06 4C301/GB27 4C301 /HH11 4C301/HH40 4C301/HH53 4C301/JA19 4C301/JB02 4C301/JB43 4C301/JC07 4C301/KK02 4C301/KK08 4C301/KK22 4C301/LL03		
优先权	09/378175 1999-08-20 US		
其他公开文献	JP2003507114A JP4721602B2		

摘要(译)

一种用于检查感兴趣区域中的组织的超声设备 (21) , 该超声设备的主体包括具有观察孔 (51) 的壳体。提供了一种超声换能器 (52) , 其包括位于观察孔中的超声元件 (53) 的阵列。换能器激励将超声信号引入人体, 以将电脉冲传递到换能器, 以从感兴趣区域的组织反射。换能器能够将将从体内的组织反射的超声信号转换到换能器以提供电信号。然后, 将给定的电信号数字化。收集该数字化的电信号, 并从少于33个换能器激励中形成人体感兴趣区域中组织的单个帧的图像, 然后显示该图像。