

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4793726号
(P4793726)

(45) 発行日 平成23年10月12日(2011.10.12)

(24) 登録日 平成23年8月5日(2011.8.5)

(51) Int.Cl.

A 61 B 8/08 (2006.01)

F 1

A 61 B 8/08

請求項の数 9 (全 25 頁)

(21) 出願番号 特願2007-8790 (P2007-8790)
 (22) 出願日 平成19年1月18日 (2007.1.18)
 (65) 公開番号 特開2007-222605 (P2007-222605A)
 (43) 公開日 平成19年9月6日 (2007.9.6)
 審査請求日 平成21年2月27日 (2009.2.27)
 (31) 優先権主張番号 特願2006-15518 (P2006-15518)
 (32) 優先日 平成18年1月24日 (2006.1.24)
 (33) 優先権主張国 日本国 (JP)

(73) 特許権者 301021533
 独立行政法人産業技術総合研究所
 東京都千代田区霞が関1-3-1
 (74) 代理人 100093687
 弁理士 富崎 元成
 (74) 代理人 100106770
 弁理士 円城寺 貞夫
 (74) 代理人 100139789
 弁理士 町田 光信
 (72) 発明者 福田 修
 佐賀県鳥栖市宿町字野々下807番地1
 独立行政法人産業技術総合研究所 九州センター内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体に接触する超音波探触子を備え、該超音波探触子を介した超音波の送受信によって超音波断層画像を生成する超音波診断装置であって、

前記超音波深触子の表面又は表面近傍には、シート状の圧電センサが複数個配置され、該複数個の圧電センサ各々の前記表面における配置と、当該圧電センサの出力信号に基づいて、前記表面における圧力分布を計測する計測手段と、

該圧力分布を視認可能な態様で表示する表示手段とを有し、

前記計測手段は、前記圧電センサ各々の各時刻における出力信号を所定時間蓄積し、

該蓄積した出力信号の時間変化及び当該圧電センサの前記表面における配置に基づいて、前記被検体内の変動状況の計測又は変動部位の位置特定を行うものであることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

請求項1に記載した超音波診断装置であって、

前記表示手段は、前記蓄積された出力信号と前記超音波断層画像を対比可能に表示し、各圧電センサの出力信号は、該超音波断層画像における当該圧電センサの配置に対応する画像領域と並列させて表示するものであることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3】

請求項1に記載した超音波診断装置であって、

前記計測手段は、前記圧電センサの配置間隔と、複数の圧電センサ間ににおける所定信号

の出力時間差に基づいて、当該所定信号の速度を計測するものであることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 4】

請求項1に記載した超音波診断装置であって、

前記計測手段は、特定の圧電センサにおける所定信号の出力間隔に基づいて、当該所定信号の周期を計測するものであることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 5】

請求項1に記載した超音波診断装置であって、

前記計測手段は、所定信号を最初に出力した圧電センサを特定し、

前記表示手段は、当該圧電センサの配置を表示するものであることを特徴とする超音波診断装置。 10

【請求項 6】

請求項1に記載した超音波診断装置であって、

前記計測手段は、振幅のピークトゥピークが最大となる信号を出力した圧電センサを特定し、

前記表示手段は、当該圧電センサの配置を表示するものであることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 7】

請求項5又は6に記載した超音波診断装置であって、

前記表示手段は、前記超音波断層画像について前記特定した圧電センサの配置に対応する画像領域を特定可能な態様で表示するものであることを特徴とする超音波診断装置。 20

【請求項 8】

請求項7に記載した超音波診断装置であって、

前記表示手段は、前記対応する画像領域を拡大して表示するものであることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 9】

請求項1に記載した超音波診断装置であって、

前記超音波の送受信によって得られた超音波情報に基づいて、前記被検体を構成する組織層各々の変形量を計測する変形量計測手段と、

被検体の弾性、粘性、及び慣性、並びに当該被検体に付加された力及び当該被検体を構成する層各々の変形量の関係を記述した物理モデルの運動方程式に基づいて、前記圧電センサの出力信号及び前記計測された被検体の変形量から、前記組織層各々の弾性、粘性、又は慣性の値を推定する推定手段を有するものであることを特徴とする超音波診断装置。 30

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被検体に接触する超音波探触子を備え、該超音波探触子を介した超音波の送受信によって超音波断層画像を生成する超音波診断装置に関するものであり、特に、超音波深触子表面における圧力分布を計測する超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

従来より、超音波探触子から出力される超音波を利用して被検体内部の超音波断層画像を生成する超音波診断装置は多く開発されている。また、このような超音波診断装置において、被検体表面又は内部で生じる圧力のデータを取得する技術がある。例えば、特許文献1の技術では、超音波探触子の移動距離及び被検体との接触面積から、該被検体に加えられている圧力を算出している。また、特許文献2の技術では、被検体内部のある部分の変異及び別途計測される血圧から、当該ある部分の弾性率を算出している。 40

【0003】

【特許文献1】特開2004-089362号公報

【特許文献2】特開2001-292995号公報

【発明の開示】**【発明が解決しようとする課題】****【0004】**

上記特許文献1の技術は、直接的に超音波探触子にかかる圧力を計測するものではなく、他の指標から算出するものであり、また、上記特許文献2の技術は、超音波探触子とは別個独立の血圧測定部によって血圧を測定するものである。即ち、従来の技術は超音波探触子表面における圧力を直接的に計測するものではなく、該圧力は間接的方法によって得られていたため、その信頼性に問題があった。

【0005】

本発明は、このような問題に鑑みなされたものであって、その第1の目的は、超音波探触子表面の圧力を直接的に計測可能な超音波診断装置を提供することにある。10

【0006】

また、被検体によっては前記超音波探触子表面の圧力分布は均一ではない。例えば、被検体が人体である場合には、人体表面は多くの曲面、凹凸を有しており、また骨、腱、筋肉、及び血管等により表面の硬さにも分布があることから、探触子表面に作用する力が均一であることは殆どなく、さらに超音波探触子を被検体に押し当てる際の当てかたによつても影響を受ける。即ち、超音波探触子の表面には、その各領域に被検体からの様々な圧力がかかっており、その圧力分布の情報は、生成された超音波断層画像がどのような圧力が作用している状況下において取得された画像であるかを知る上で有効な指標となる。

【0007】

本発明は、このような問題に鑑みなされたものであって、その第2の目的は、超音波探触子表面における圧力分布を計測可能な超音波診断装置を提供することにある。20

【課題を解決するための手段】**【0008】**

本発明は、前記課題を解決するために、次のような手段を探る。なお後述する発明を実施するための最良の実施の形態の説明、及び図面で使用した符号を参考のために括弧書きで付記するが、本発明の構成要素は該付記したものには限定されない。

【0014】

本発明1の超音波診断装置は、被検体に接触する超音波探触子(10)を備え、該超音波探触子を介した超音波の送受信によって超音波断層画像を生成する超音波診断装置(1)であつて、前記超音波深触子の表面(10a)又は表面近傍には、シート状の圧電センサ(100)が複数個配置され、該複数個の圧電センサ各々の前記表面における配置と、当該圧電センサの出力信号に基づいて、前記表面における圧力分布を計測する計測手段(センサ出力信号処理部40)と、該圧力分布を視認可能な態様で表示する表示手段(画像処理部50、モニタ60)とを有し、前記計測手段は、前記圧電センサ各々の各時刻における出力信号を所定時間蓄積し、該蓄積した出力信号の時間変化及び当該圧電センサの前記表面における配置に基づいて、前記被検体内の変動状況の計測又は変動部位の位置特定を行うものであることを特徴とする。30

【0015】

本発明2の超音波診断装置は、本発明1の超音波診断装置(1)であつて、前記表示手段(画像処理部50、モニタ60)は、前記蓄積された出力信号と前記超音波断層画像を対比可能に表示し、各圧電センサ(100)の出力信号は、該超音波断層画像における当該圧電センサの配置に対応する画像領域と並列させて表示するものであることを特徴とする。40

【0016】

本発明3の超音波診断装置は、本発明1の超音波診断装置(1)であつて、前記計測手段(センサ出力信号処理部40)は、前記圧電センサ(100)の配置間隔と、複数の圧電センサ間における所定信号(三角波)の出力時間差に基づいて、当該所定信号の速度を計測するものであることを特徴とする。

【0017】

10

20

30

40

50

本発明 4 の超音波診断装置は、本発明 1 の超音波診断装置（1）であって、前記計測手段（センサ出力信号処理部 40）は、特定の圧電センサ（100）における所定信号（三角波）の出力間隔に基づいて、当該所定信号の周期を計測するものであることを特徴とする。

【0018】

本発明 5 の超音波診断装置は、本発明 1 の超音波診断装置（1）であって、前記計測手段（センサ出力信号処理部 40）は、所定信号（三角波）を最初に出力した圧電センサ（100）を特定し、前記表示手段（画像処理部 50，モニタ 60）は、当該圧電センサの配置（チャネル番号）を表示するものであることを特徴とする。

【0019】

本発明 6 の超音波診断装置は、本発明 1 の超音波診断装置（1）であって、前記計測手段（センサ出力信号処理部 40）は、振幅のピークトゥピーク（1秒間のピークトゥピークの 10 回平均値）が最大となる信号を出力した圧電センサ（100）を特定し、前記表示手段（画像処理部 50，モニタ 60）は、当該圧電センサの配置（チャネル番号）を表示するものであることを特徴とする。

【0020】

本発明 7 の超音波診断装置は、本発明 5 又は 6 の超音波診断装置（1）であって、前記表示手段（画像処理部 50，モニタ 60）は、前記超音波断層画像について前記特定した圧電センサ（100）の配置に対応する画像領域を特定可能な態様で表示するものであることを特徴とする。

10

【0021】

本発明 8 の超音波診断装置は、本発明 7 の超音波診断装置（1）であって、前記表示手段（画像処理部 50，モニタ 60）は、前記対応する画像領域を拡大して表示するものであることを特徴とする。

20

【0022】

本発明 9 の超音波診断装置は、本発明 1 の超音波診断装置（1）であって、前記超音波の送受信によって得られた超音波情報（超音波信号）に基づいて、前記被検体を構成する組織層各々の変形量を計測する変形量計測手段（画像処理部 50）と、被検体の弾性、粘性、及び慣性、並びに当該被検体に付加された力及び当該被検体を構成する層各々の変形量の関係を記述した物理モデルの運動方程式に基づいて、前記圧電センサ（100）の出力信号及び前記計測された被検体の変形量から、前記組織層各々の弾性、粘性、又は慣性の値を推定する推定手段（画像処理部 50）を有するものであることを特徴とする。

30

【発明の効果】

【0028】

本発明 1 の超音波診断装置によれば、被検体内の変動状況又は変動部位の位置を取得することができる。

【0029】

本発明 2 の超音波診断装置によれば、各画像領域において、どのように圧力変動が生じたのかを理解する上で格段の効果がある。

【0030】

40

本発明 3 の超音波診断装置によれば、信号の速度から当該信号の発生源の状況を推定することができる。

【0031】

本発明 4 の超音波診断装置によれば、信号の周期から当該信号の発生源の状況を推定することができる。

【0032】

本発明 5 の超音波診断装置によれば、被検体内の変動部位の位置を推定することができる。

【0033】

本発明 6 の超音波診断装置によれば、超音波探触子の当て方や、接触面内における局所

50

的な圧力変化に影響されずに被検体内の変動部位の位置を推定することができる。

【0034】

本発明7の超音波診断装置によれば、超音波断層画像内の変動部位の位置を推定することが容易になる。

【0035】

本発明8の超音波診断装置によれば、超音波断層画像内の変動部位の位置を推定することが格段に容易になる。

【0036】

本発明9の超音波診断装置によれば、被検体を構成する組織層各々の弾性、粘性、又は慣性の値を推定することができる。また、複数の圧電センサを用いていることから接触面内の圧力分布を得ることが可能であるため、接触面内においてさらに詳細な推定が可能となる。さらに、シート状の圧電センサを用いることによって、超音波情報に影響を与えることなく、高精度な推定が可能となる。

10

【発明を実施するための最良の形態】

【0037】

以下、本発明の超音波診断装置の実施の形態を図面に従って説明する。図1は本発明の超音波診断装置1の構成を示すブロック図である。超音波診断装置1は、基本構成としては、超音波探蝕子10、增幅回路20、信号処理部30、センサ出力信号処理部40、画像処理部50、及びモニタ60等から構成されている。

20

【0038】

超音波探蝕子10の被検体に接触する表面10aには、図2に示す圧電センサ100が配置される。また超音波探蝕子10内部には、多数の超音波振動子が配列されており、各超音波振動子は、増幅回路20からの電気信号を超音波に変換して発信する機能と、被検体から反射した超音波を受信して電気信号に変換して増幅回路20に出力する機能を有している。

【0039】

増幅回路20は超音波振動子に接続され、内部の発振回路で生成された高周波信号を、超音波振動子を駆動させ、超音波を発生させるレベルまで増幅させる機能を有する。また、各超音波振動子から出力された電気信号（以下「受波信号」と呼ぶ。）を増幅して信号処理部30に出力する。

30

【0040】

信号処理部30には、超音波振動子の数に対応した数の受波信号がそれぞれ独立した受波信号として取り込まれる。信号処理部30は、各受波信号の位相を一致させ、さらに該各位相を一致させた複数の受波信号を加算して受信信号を形成する。該信号処理部30から出力される受信信号は、フィルタ処理等の信号処理を施され、画像処理部50に出力される。画像処理部50は、受信信号を超音波断層画像に変換してモニタ60に描画するものである。

40

【0041】

圧電センサ100は、本例では、図2に示すように超音波探蝕子表面10aに配置されている。この図2(a)には、S1～S9の9の圧電センサ100がアレイ状に配置されている例が示されている。また、図2(b)には、S11～19、S21～29、S31～S39、及びS41～S49の36の圧電センサ100がマトリクス状に配置されている例が示されている。このように被検体と直接接触する範囲に設置することが、超音波探蝕子10と被検体との境界面に発生する力を計測する上で最も望ましい。

【0042】

この際、超音波信号への影響を極力低減するために圧電センサ100は、シート状の極めて薄い構造を有することが望ましく、また、滅菌の観点から煮沸消毒できることも望ましく耐熱性も高い方が良い。さらに、被検体表面や超音波探蝕子表面10aが曲面であ

50

る場合等もあるため、柔軟性のある材質が良い。この圧電センサ 100 の具体的な構造については後述する。

【0043】

図 1 のセンサ出力信号処理部 40 では、超音波探触子表面 10a に配置された各圧電センサ 100 からそれぞれ独立した出力信号が A/D コンバータにより取り込まれて、CPU によって各出力信号のレベルからその圧力が計測される。さらに各圧電センサ 100 の超音波探触子表面 10a における配置に関する情報（例えば並び順序又は座標）と、当該圧電センサ 100 について計測された圧力を関連づけて、圧力分布情報として画像処理部 50 に出力する。

【0044】

またセンサ出力信号処理部 40 は、一時記憶領域を有しており、各圧電センサ 100 から受信した出力信号を上記のようにして取り込んだ後、時系列データとして所定時間分蓄積している。そして、CPU は、所定の信号、例えば所定レベルの信号や、位相に所定の特徴を有する波形の信号について、当該信号を最も早い時刻に出力した圧電センサ 100 を特定して、該特定した圧電センサの配置（並び順序又は座標）を示すチャネル番号を、画像処理部 50 に出力し、画像処理部 50 が、該特定された圧電センサのチャネル番号（例えば S1 等）や、その該当位置（例えば画像中央等）をモニタ 60 に表示することが可能となっている。即ち、被検体内の変動部位から最も近く、最も早い時刻に該変動部位からの圧力を受けて前記所定の信号を出力した圧電センサを特定している。

【0045】

また、このセンサ出力信号処理部 40 では、前記時系列データから、前記被検体内の変動状況を特定することも可能である。例えば、前記所定の信号の発生間隔と、圧電センサ 100 の配置から、その速度、周期等を算出し、該算出量を変動状況として、画像処理部 50 に出力し、この画像処理部 50 が、該変動状況（速度、周期）をモニタ 60 に表示することが可能となっている。なお、各圧電センサ 100 の出力データにおける所定の信号の判別については、振幅レベルにより行っても良く、位相の特徴量（自己相関係数等）により行っても良い。

【0046】

また、センサ出力信号処理部 40 では、各チャネルの時系列データのうち、振幅のピクトウピークが最大となる信号を出力した圧電センサ 100 を特定することも可能となっている。即ち、図 16 (b) に示す時系列データのように、被検体内の変動部位に近いほど圧力変動が大きく、遠ざかるにつれて圧力変動が小さくなるという特性を利用して、振幅が最大となる信号を出力した圧電センサ 100 のチャネル番号がモニタ 60 に表示される。具体的には、所定時間内の振幅のピクトウピークを複数回計測し、その平均値が最大となるものを特定する。この所定時間や計測回数は対象となる信号の特徴に応じて設定可能である。

【0047】

画像処理部 50 は、前述したように超音波断層写真を作成する他、計測された圧力分布を加工してモニタ 60 に表示するものである。具体的には、図 4 ~ 図 7 に示すように、センサ出力信号処理部 40 から受信した圧電センサの出力信号によって、アレイ型の配置であることが特定された場合や、予めアレイ型の配置情報を得ていた場合には、X 軸を圧電センサの並び順 (S1 ~ S9)，Y 軸を各圧電センサにより計測された圧力 F としたヒストограмを生成し、モニタ 60 に表示する。また、センサ出力信号処理部 40 から受信した圧電センサの出力信号によって、マトリクス型の配置であることが特定された場合や、予めマトリクス型の配置情報を得ていた場合には、図 8 に示すように、超音波探触子表面 10a における各圧電センサ (S11 ~ S49) が配置されている座標に対応する画素ブロックの輝度を、当該圧電センサ 100 により計測された圧力 F に比例するようにした二次元画像を生成し、モニタ 60 に表示する。そして、このようにして作成されるヒストogram 又は二次元画像は、超音波断層写真と共に、双方を対比可能なように上下又は左右に並べてモニタ 60 に表示される。

10

20

30

40

50

【0048】

さらに、画像処理部50は、センサ出力信号処理部40から受信した圧電センサ100の出力信号に応じて、超音波断層画像における当該圧電センサ100の配置に相当する領域を特定可能な態様で表示する。例えば図16(a)に示すように、超音波断層画像上部に表示された各画像領域に対応する圧電センサ100のチャネル番号のうち、変動部位から最も近いとして特定された圧電センサ100のチャネル番号を四角で囲んで強調表示する。

【0049】

[圧電センサ100]

以下、本発明の圧電センサ100の構造について図面を参照して説明する。図10は、
10 本発明の超音波診断装置に使用するフィルム状の圧電センサ100の積層構造を示す断面図である。圧電センサ100は超音波診断装置用センサとしての基本構造をなすものである。

【0050】

基板110は可撓性を有する高分子材料からなるフィルムであり、この基板110の上面側に圧電層111が形成されている。基板110は、例えばポリイミドのフィルムが使用できる。圧電層111は窒化アルミニウム(A1N)の薄膜である。圧電体としての窒化アルミニウムは、ポリイミドのフィルム上でもc軸配向を示し、十分な圧電性を持つことが確認されている。また、ポリイミドのフィルムは耐熱性の点でも優れている。

【0051】

なお、圧電層111は窒化アルミニウムの薄膜が好ましいが、他の圧電性を有する金属化合物を使用することもできる。圧電性金属化合物としては、窒化アルミニウム以外には、酸化亜鉛、窒化ガリウム、窒化インジウム、ニオブ酸リチウムが使用できる。すなわち、圧電層111としては、窒化アルミニウム、酸化亜鉛、窒化ガリウム、窒化インジウム、ニオブ酸リチウム等が使用できるが、耐熱性、検出出力の温度特性などからは、窒化アルミニウム、酸化亜鉛が望ましく、特に窒化アルミニウムが最も適している。

【0052】

圧電層111は、スパッタリング法によって形成できるが、他のイオンプレーティング、CVDなどの薄膜形成方法を使用してもよい。特に、スパッタリング法を用いて圧電層111の薄膜形成を行った場合は、圧電層111の結晶配向度を高めることができ、
30 圧電特性を向上させることができるので望ましい。スパッタリング法は、例えば高周波マグнетロンスパッタリング法が使用できる。圧電層111の膜厚は、0.5μm~10μmが望ましいが、あまり薄すぎると膜質が一定にならなかったり、厚すぎると製膜に時間を要したりするので、1μm程度が望ましい。

【0053】

圧電層111には、スパッタリング法を用いて成膜した窒化アルミニウムを使用した場合、窒化アルミニウムはキュリー点が存在しないために600度以上の高温環境でも圧電性を失わず、耐熱性に優れた圧電センサとすることができます。また、感度特性の温度依存性が極めて小さく、余分な補償回路を必要としない。薄膜状圧電体を積層させる基板110としては、ポリイミド(PI)の他にもポリエチレンナフタレート(PEN)、ポリエチレンテレフタレート(PET)などの高分子フィルムを用いることが可能である。
40

【0054】

基板110には、柔軟で十分な機械的強度および100度以上の耐熱性があることが望ましく、機械的な強度および耐熱性に優れるポリイミドがもっとも望ましい。基板110の厚みは薄すぎると機械的強度が不十分となり、厚すぎると電気的な損失が大きくなるため、1μm~10μmの範囲であることが望ましい。

【0055】

さらに、基板110の下面側と圧電層111の上面側には、それぞれ第1電極層112および第2電極層113が形成されている。第1電極層112および第2電極層113としては、膜厚0.1μm(100nm)程度の白金(Pt)薄膜を利用できる。これらの
50

電極層については、白金、金、銀、銅など各種金属や導電性を有する物質を使用することができます。電極層の腐食を防止するためには白金を用いることが好ましい。電極層の形成はスパッタリング法や蒸着法、さらにスクリーン印刷など一般的に用いられている方法で形成することができる。基板110や圧電層111との密着性を高めるためにはスパッタリング法で形成するのが好ましい。

【0056】

[圧電センサ100の減衰特性]

図11(a)は、超音波の送受における減衰比を計測する装置の概略を現す図であり、図11(b)は、当該装置により得られた計測結果であり、圧電センサ100を構成するポリイミドフィルムの厚さに対しての超音波の減衰比を示した図である。

10

【0057】

図11(a)に示す装置では、增幅回路内部で生成された信号が増幅され、超音波探触子から6MHzの超音波が容器の水中に出力される。容器底部の反射板で反射した超音波反射波は超音波探触子に到達して、增幅回路で受波信号が増幅される。該増幅された受波信号はA/Dコンバータを介してコンピュータに取り込まれ、予め定められた出力レベルに対しての減衰比が計測される。まず、超音波探触子を覆わない状態で減衰比を計測し、その後、この超音波探触子の表面を覆うように所定の厚さのポリイミドフィルムを固定して計測を行った。ここでは厚さが15μm, 30μm, 70μm, 145μm, 215μm, 280μmのポリイミドフィルムを用いて、それぞれに対する減衰比を計測した。

【0058】

20

図11(b)に示す結果では、超音波探触子を覆わない状態で計測した減衰比が0.1dB前後であるのに対して、15μm, 30μmのポリイミドフィルムで覆った場合の減衰比は1dB前後であり、70μmのポリイミドフィルムで覆った場合の減衰比が1.5dB前後、145μmのポリイミドフィルムで覆った場合の減衰比が1.1~1.9dB程度となった。また、215μmのポリイミドフィルムで覆った場合の減衰比は3.5~4.0dB程度となり、280μmのポリイミドフィルムで覆った場合の減衰比は8.0~8.5dB程度となった。

【0059】

超音波計測において、約2dB程度の減衰であれば、得られる超音波画像を視認する上で殆ど影響がないとされる。従って、厚さが145μmまでは超音波計測に殆ど影響を与えないということになり、圧電センサ100は圧電層や電極層まで含めても概ね20μm以下であるため、本発明の超音波診断装置1に用いる圧電センサとして、超音波信号に影響を与えない程度に充分な薄さであるといふことがいえる。

30

【0060】

また、圧電センサ100は耐熱性に優れているので、煮沸消毒も可能である。さらに、可撓性を有するフィルム状の基板により構成されているので、被検体表面や超音波探触子表面10aが曲面に対しても柔軟にフィットして計測の信頼性を向上させる。

【0061】

なお、圧電センサ100の数や、各圧電センサ100の幅、配置位置などは図2に示す限りではなく、用途に応じて自由に設定すれば良い。また、圧電センサ100が表面に露出していないような形態、例えば圧電センサ100全てを薄いビニル状のシートで覆うような形態としても良い。即ち圧電センサを超音波探触子表面10aの近傍に配置するようにしても良い。

40

【0062】

[他の圧電センサ100の例]

図12は、他の形態の圧電センサ200の構成を示す断面図である。図10に示す圧電センサ100を2層積層して構成したものである。この圧電センサ200は、以下のようにして作成する。まず、図10で説明したように、基板110に圧電層111、第1電極層112、第2電極層113を積層形成して圧電センサ100を作成する。もう1枚の圧電センサに、電極層に検出端子やリード線等を接続するための接続穴114を形成して圧

50

電センサ 100 a とする。

【0063】

そして、圧電センサ 100 の第2電極層 113 側と、圧電センサ 100 a の第2電極層 113 a 側が接触するように重ね合わせて接着する。第2電極層 113 と第2電極層 113 a とは電気的に接続される。接続穴 114 を通して検出端子やリード線等を第2電極層 113 a に接続する。第1電極層 112 と第1電極層 112 a も電気的に接続される。これらの第1電極層 112 , 第1電極層 112 a に、もう一方の検出端子やリード線等が接続される。

【0064】

圧電センサ 200 は、このように圧電センサ 100 に対応するものを 2 層重ね合わせて構成したので、圧力を受ける圧電層の面積が 2 倍になり、高感度の圧力センサとすることができます。また、圧電センサ 200 の内部が第1電極層 112 と第1電極層 112 a によってシールドされる構造となるので、外部からの電磁誘導ノイズ等を排除して S/N 比を向上させることができる。なお、第2電極層 113 と第2電極層 113 a が外側になるように積層することもできるが、図示のように第2電極層 113 を内側にした方が圧電層 111 、 111 a が保護されるので好ましい。

10

【0065】

また、図 12 では 2 枚の圧電センサ 100 と圧電センサ 100 a とを重ね合わせて積層するようにしたが、1 枚の圧電センサ 100 を第2電極層 113 が内側になるように折りたたんで接着してもよい。この場合も、圧電センサ 100 の適宜位置に予め接続穴 114 を形成しておく。なお、圧電センサの接着方法はシリコンゴムやエポキシなどの接着剤を用いるが、センサの柔軟性を保持するためにはシリコンゴムが好ましい。

20

【0066】

図 13 は、さらに他の形態の圧電センサ 300 の構成を示す断面図である。図 12 に示す圧電センサ 200 に対応するものの上下両面に、保護フィルム 331 、 332 を接着してセンサ全体を覆うようにしたものである。圧電センサ本体が保護フィルム 331 、 332 によって保護されるため、耐熱性、耐久性がさらに向上する。そして、それぞれの保護フィルム 331 、 332 に金属のシールド層 333 、 334 を形成しておけば、電磁誘導ノイズ等に対するシールド性が向上してさらに S/N 比を向上させることができる。

30

【0067】

なお、図 12 および図 13 に示す圧電センサ 200 , 300 の厚さは全体で 60 μm 程度とすることができます。このため、極めて薄いフィルム状の圧電センサとなり、超音波信号に対する影響を大幅に低減することができる。上述したように、厚さが 145 μm までは超音波計測に殆ど影響を与えないもので、圧電センサ 200 , 300 も、本発明の超音波診断装置 1 に用いる圧電センサとして、超音波信号に影響を与えない程度に充分な薄さであるということがいえる。また、圧電センサ 100 と同様に、耐熱性に優れているので、煮沸消毒も可能であり、可撓性を有するフィルム状の基板により構成されているので、被検体表面や超音波探触子表面 10 a が曲面に対しても柔軟にフィットして計測の信頼性を向上させる。

【0068】

40

[弹性、粘性、慣性値の推定機能]

本発明に係る超音波診断装置 1 では、以下に説明するように、物理モデルの運動方程式に基づいて、被検体を構成する組織層各々の変形量と、圧電センサ 100 の出力信号から、被検体を構成する複数の組織層各々について、弹性、粘性、及び慣性の値を推定することが可能である。以下、この機能について説明する。

【0069】

図 17 は、本発明の弹性、粘性、慣性推定において使用する物理モデルの一例を示している。この図は (a) に示すような 3 層の階層構造を持つ被検体を (b) にある弹性、粘性、慣性からなる物理モデルで表現したものである。多次元モデルについても同様のモデル化が可能であり、例えば 2 次元の場合には (c) のようにモデル化でき、3 次元の場合

50

には、この2次元のモデルの積層としてモデル化できる。

【0070】

ここで、 x_1, x_2, x_3 は、超音波探触子10で計測される階層内の境界位置を示しており、この位置の移動量、即ち被検体を構成する組織層各々の変形量が前述した画像処理部50によって、以下のようにして計測される。

【0071】

図18は、超音波探触子10において受信した信号の模式図である。超音波信号は、被検体組織内において粘弾性（音響インピーダンス）が変化する地点で強く反射されるため信号には、その変化を反映した振幅の変化が現れる。ここで超音波探触子10が被検体に押しこまれ、被検体の形状が変化した場合を考えると、時刻tと時刻t+1において受信される信号の形状がシフトすることが分かる。10

【0072】

なお、図18における時間の一例は、時刻tと時刻t+1の時間差が1[msec]、また各グラフの横軸の最大値が50[usec]程度である。ただし、この値は、超音波探触子10の移動速度によって自由に調節することが可能であり、例えばゆっくり動かす場合には、それほど時間間隔を短くする必要は無く、逆に高速に動かす場合は、時間間隔が短い方が望ましい。。

【0073】

そこで、受信された信号のパターンを時間軸上で細かく分割し、時刻tにおけるある区画が時刻t+1において押し込み方向（一次元）のどこに移動したかを、時刻t+1のパターン上での相関値を計算することで算出でき、被検体がどのように変形したか求めることができる。この時、柔らかい部分は変形が大きく、硬い部分は変形が少なく算出される。さらに、時刻t+1, t+2, t+3, ...と処理を順次進めることにより、超音波探触子10の押し込みに対して、各部位がどのように変化するかを時系列として得ることができる。20

【0074】

超音波探触子10が複数チャンネルを有するか又はスキャンによって、二次元画像データ、三次元画像データを受信できる場合にも、全く同様な処理を実施できる。つまり時刻tとt+1の対象データを用意し、対象空間においてデータを細かい領域に分割し、各区画がどこに移動するか（二次元、三次元）を計測する訳である。

【0075】

図17（b）に戻り、ここで、m1, m2, m3は各領域内の質量、k1, k2, k3は各領域の弾性係数、b1, b2, b3は各領域の粘性係数、fは超音波探触子10が被検体に及ぼす力を示している。この時、被検体の弾性、粘性、慣性、および被検体に負荷された力と被検体の変形量の関係を記述した物理モデルの運動方程式が以下のように構成される。30

【0076】

【数1】

$$m_1 \ddot{x}_1 + b_1(\dot{x}_1 - \dot{x}_2) + k_1(x_1 - x_2) = f$$

$$m_2 \ddot{x}_2 + b_2(\dot{x}_2 - \dot{x}_3) + k_2(x_2 - x_3) - b_1(\dot{x}_1 - \dot{x}_2) - k_1(x_1 - x_2) = 0$$

$$m_3 \ddot{x}_3 + b_3 \dot{x}_3 + k_3 x_3 - b_2(\dot{x}_2 - \dot{x}_3) - k_2(x_2 - x_3) = 0$$
40

【0077】

上式において、 x_1, x_2, x_3 は上述したように計測可能であり、これらの1次微分値、2次微分値も算出可能である。またfも、圧電センサ100の出力信号から計測される実測値である。上記数式における未知数は、m1, m2, m3, b1, b2, b3, k1, k2, k3の9となる。ただし、既知なパラメータは、時変でありそれぞれ各時刻において計測できるため、計測時間分の連立方程式が構成できる。したがって、未知のパラメータについても数値解析的に計算することが可能である。以上から、被検体を構成する組織層それぞれについて、彈

性、粘性、慣性の推定が可能となる。具体的な計測例については、図19～25を用いて後述する。

【0078】

[超音波診断装置1の作用]

次に本発明の超音波診断装置1の作用について図3～図9を用いて説明する。図3は、超音波探触子10にて被検体の超音波断層画像を取得する際の、超音波探触子10と被検体、及びその内部の概観図である。殆どの場合、この図に示すように被検体の表面は一様ではなく、超音波探触子10も完全に垂直に被検体に接する保障はない。また、被検体内部には、物理的に時系列に変動する部分（例えば、人体であれば心臓、筋、血管の脈動など）もあり、それに伴って被検体表面に伝搬する力も存在する。

10

【0079】

即ち、超音波探触子10を被検体に接触させることによって発生する反力や、被検体内部から自発的に発生する力は複雑に絡み合い、超音波探触子10の表面10a全てにおいてそれらが厳密に一様であることはありえない。このように、超音波断層画像を生成する際の、超音波探触子表面10aの圧力分布の状況は多様であり、この圧力分布の状況を計測することで、当該超音波断層画像がどのような圧力状況下で得られたものであるかを把握して、被検体に関してより多くの情報を得ることができる。

【0080】

図4(a)は、超音波探触子10が被検体に対して斜めに接した際の概観図であり、図4(b)は、その際に計測される圧力分布のヒストグラムを表す図である。この例では、圧電センサ100は、超音波探触子表面10aにアレイ状に配置されているものとする。センサ出力信号処理部40は、各圧電センサ100からの出力信号に基づいて、各圧電センサS1, S2, …, S9について、計測した圧力を画像処理部50に出力する。画像処理部50では、S1, S2, …, S9について当該圧力のヒストグラムを作成して、X軸を圧電センサ100の並び、Y軸を前記圧力として、得られた超音波断層画像と共にモニタ60に出力する。

20

【0081】

このようにして超音波探触子表面10aにおける圧力を直接計測可能であり、間接的に圧力を推定する方法と比べて、信頼度の高い値を得ることが可能である。また、超音波探触子表面10aにおける圧力分布を計測可能であり、圧電センサ100がアレイ状に配置されていることによって、超音波探触子表面10aの圧力分布を詳細に計測することができる。さらに、圧力分布をヒストグラム形式で表示するので、超音波探触子表面10aの圧力分布を把握することができる。具体的には、図4(b)に示す圧力分布から、S1, S2, …, S9の順に圧力が低下していることが把握され、装置の使用者は、超音波探触子10が被検体に対して斜めに接している（つまりS1側がより強く接触し、S9側が弱く接触している）ことを推測することが可能になる。

30

【0082】

圧力分布が均一でないことは、被検体内部の応力分布が一様でないことを意味する。つまり装置の使用者は、歪んだ超音波断層画像を観察することになる。本発明により圧力分布を知ることができれば、使用者は押し圧を加減する（S1側を弱くする又はS9側を強くする）ことで、この問題を解消することができる。

40

【0083】

図5(a)は、超音波探触子10が表面に凸凹のある被検体に接した際の概観図であり、図5(b)は、その際に計測される圧力分布のヒストグラムを表す図である。この例では、凹凸により圧力の分布にムラがあり、これは被検体の表面テクスチャや硬度分布などにムラがあることを示している。

【0084】

特に図5(b)のヒストグラムでは、S1, S5, S9等のように圧力が感知されていない領域があるが、これは超音波探触子表面10aの圧電センサS1, S5, S9が、被検体の凹部に位置していて、被検体に接していないことを示す。このような情報から、装

50

置の使用者は被検体表面の大まかな凹凸を知ることもできる。

【0085】

図6(a)は、超音波探蝕子10が内部に硬い部分(図中では黒い陰として表されている部分)を含む被検体に接した際の概観図であり、図6(b)は、その際に計測される圧力分布のヒストグラムを表す図である。この例のように、被検体内部に硬い部分が含まれる場合には、その部分の近傍表面に接触する圧電センサS5からの出力信号が最も大きくなり、当該部分から遠い位置となるに従って出力信号が小さくなっている。

【0086】

この際、圧力分布の情報だけでは、その分布の原因が被検体の表面形状によるものか、表面の硬度分布によるものか、硬い異物含有によるものか判断が難しいが、超音波断層画像と比較することで、その力分布の原因を理解することができる。

10

【0087】

図7(a), (b)は、それぞれ圧力分布のヒストグラムと超音波断層画像を上下に並べてモニタ60に表示した例である。この例では、図7の下段に示すような超音波断層画像が表示されており、楕円形の白い陰、即ち輝度の高い部分はその部分が硬度の高い部位であることを示す。ここで、圧電センサ100が超音波探蝕子表面10aにおいて、超音波振動子が配置されている領域に等間隔でアレイ状に配置されていれば、下段の超音波画像のX軸について、各圧電センサS1~S9がアレイ状に均等に並んでいるものとして、ヒストグラムと画像を比較することが可能である。このように、超音波断層画像を圧力分布と対比可能に出力するので、どのような圧力が作用している状況で当該超音波断層画像が得られたのかを把握することができる。

20

【0088】

例えば、この際得られる圧力分布が、図7(a)に示すようなヒストグラムにて表されているときには、高硬度の部分の真上に位置するS4の出力が最大となり、当該部分から距離が離れるに従って出力が低下していることから、圧力が、図7(a)下段の超音波断層画像内の矢印方向、即ちこの高硬度の部分から真上方向に作用していることを推測できる。一方、この際得られる圧力分布が、図7(b)に示すようなヒストグラムにて表されているときには、高硬度の斜め右上に位置するS6の出力が最大となり、当該部分から距離が離れるに従って出力が低下していることから、圧力が、図7(b)下段の超音波断層画像内の矢印方向、即ちこの高硬度の部分から斜め右上方向に作用していることを推測できる。

30

【0089】

なお、ヒストグラムのピークの位置が、高硬度の部分から全く離れた位置に存在している場合や、高硬度の部分が存在しない場合には、当該ピークの発生が、被検体表面の状況又は接触状況に起因するものであることが推定される。このように、超音波断層画像を圧力分布と対比可能に出力するので、どのような圧力が作用している状況で当該超音波断層画像が得られたのかを把握することができる。

【0090】

図8は、図2(b)に示したように、超音波探蝕子表面10aに圧電センサ100がマトリクス状に配置されている場合に得られる圧力分布の二次元画像の一例である。ここでは圧電センサS11~S49が超音波探蝕子表面10aにおいて、超音波振動子が配置されている領域に等間隔でマトリクス状に配置されており、画像処理部50は、各圧電センサに対応する画素ブロックの輝度を、当該圧電センサの出力信号レベルに比例するよう決定して、二次元画像を生成し、モニタ60に出力する。この図8の例では、中心部に位置するS25及びS35の輝度が最も高く、当該圧電センサ100にかかる圧力が最も高いことを示しており、それから遠ざかるに従って輝度が低下しているため、中心部から遠いほど圧力が低下している様子を把握できる。そして、四隅に位置するS11, S19, S41, S49では輝度が最低になっているため、当該圧電センサ100にかかる圧力が最低であることを把握可能である。

40

【0091】

50

このように、圧電センサがマトリクス状に配置されていることによって、超音波探蝕子表面の圧力分布を詳細に計測することが可能であり、さらに、計測された圧力分布を二次元画像で表示するので、超音波端子表面 10 a の詳細な圧力分布を一見して把握することができる。

【0092】

図 9 (a) は、被検体内部から発生する力、即ち変動部位から伝搬する力を計測している際の概観図であり、図 9 (b), (c) は、その際に計測される出力信号の時系列データを表す図である。前述したように、センサ出力信号処理部 40 は、各圧電センサ 100 からの出力信号を、時系列のデータとして所定時間記憶しており、この時系列データに基づいて以下の処理を行うことが可能である。

10

【0093】

例えば、アレイ状に配置された各圧電センサ S 1 ~ S 9 から図 9 (b) のような出力信号の時間波形が得られたとする。この波形データにおいて横軸は時間（所定時刻からの経過時間）である。ここでは、被検体内部のある部分が変動して単発の信号、即ち圧力が発生して被検体表面に伝搬したものとし、このとき圧電センサ 100 から出力される信号を所定の信号として三角波によって表している。

【0094】

図 9 (b) に示す例では、圧電センサ S 5 の信号の出力時刻が最も早く、当該圧電センサから遠ざかるに従って、徐々に出力時刻が遅延している。このように、圧力の到達時刻には時間差があることが分かる。センサ出力信号処理部 40 は、この所定の信号を最も早く出力した圧電センサを特定し、画像処理部 50 に出力し、画像処理部 50 は、この圧電センサを特定するための圧電センサの番号（例えば S 5 であれば第 5 センサ等）等をモニタ 60 に出力する。これにより、信号源となる変動部分が S 5 に最も近い位置、即ち S 5 の下方にあることが推測できる。

20

【0095】

また、図 9 (c) に示す例では、圧電センサ S 7 の信号の出力時刻が最も早く、当該圧電センサから遠ざかるに従って、徐々に出力時刻が遅延している。これにより、信号源となる変動部分が S 7 に最も近い位置、即ち S 7 の下方にあることが推測できる。このように、被検体内の変動部位から最短距離にある圧電センサ 100 を特定し、その超音波探蝕子表面における配置から被検体内の変動部位の位置を特定可能である。

30

【0096】

また、前記時系列データから、前記出力信号である三角波の出力時刻の差分と、圧電センサ 100 の間隔から、前記被検体内部の変動により伝搬する信号の速度（但し、ここでは X 軸方向の速度）を算出可能である。例えば、S 5 と S 6 の出力時刻の差分が 10 msec で、S 5 と S 6 の間隔が 1 cm であれば、変動部からの前記伝搬信号の速度は、 $0.01m/10msec = 1m/\text{秒}$ である。また、例えば S 5 についての前記三角波の出力間隔が 10 秒間隔であれば、変動部からの前記伝搬信号が 10 秒の周期で出現することが特定される。

【0097】

次に、本発明の超音波診断装置 1 によって頸動脈周辺の計測を行った結果を図 14 ~ 図 16 に示す。この例で用いる超音波診断装置 1 では、図 14 に示すように、超音波探蝕子 10 の表面 10 a に、S 1 ~ S 8 までの 8 つの圧電センサ 100 をアレイ状に配した。そして、図 15 に示すように、表面 10 a をヒトの頸動脈周辺に接触させ、超音波計測及び圧力計測を行った。その結果、図 16 (a) に示す超音波断層画像及び図 16 (b) に示す各圧電センサ 100 で計測された時系列の圧力データを得た。

40

【0098】

図 16 (b) に示す各チャネルの時系列データから、S 5 の圧電センサ 100 から最大振幅の信号が出力されており、S 5 から遠ざかるに従って徐々に振幅が減衰していることが把握できる。そして、図 16 (b) に示すように、モニタ 60 に、時系列データと並列して超音波断層画像が表示される。このとき、各画像領域に対応する圧電センサ 100 の番号が当該画像領域の右に表示されると共に、当該圧電センサ 100 の出力信号も対応す

50

る画像領域の右に並列して表示されるようになっている。従って、一見して各画像領域に対応する出力信号を把握可能であり、各超音波断層画像領域において、どのように圧力変動が生じたのかを理解する上で格段の効果がある。

【 0 0 9 9 】

さらに、図 16 (b) に示すように、振幅が最大となる信号を出力したチャネル (S 5) の番号を枠で囲って強調表示することで、当該チャネルが変動部位から最も近いことを推定でき、かつ図 16 (a) の超音波断層画像から、そのチャネルに対応する画像領域及び当該画像領域中の変動部位（ここでは頸動脈）を特定することが容易となる。ここでの大振幅とは、1秒間のスパンでピークトゥピークを10回計測し、その平均値が最大であるものとする。なお、特定されたチャネルに対応する画像領域を拡大表示するなどして、より当該画像領域及び変動部位をより特定し易くするアシスト機能によって、格段に変動部位を判別し易くなる（図 16 (a) ）。

10

【 0 1 0 0 】

ここでピークトゥピークを基準として変動部位の位置を推定する利点として、超音波探触子 10 の当て方や、局所的な圧力変化に影響されないという点がある。即ち、超音波探触子 10 の当て方や、局所的な圧力変化によって、接触面内で圧力の不均衡が生じるとしても、そこで生じる圧力の時間変化は緩やかであり、ピークトゥピークの値としては変動部位による振幅と比べ、著しく低い値となるからである。

【 0 1 0 1 】

【 弾性 , 粘性 , 慣性値の推定例 】

20

次に、図 19 ~ 図 25 を用いて、被検体を構成する複数の組織層各々について、弾性、粘性、及び慣性の値を推定した例を説明する。図 19 (a) には、3つの組織層からなる階層構造体を示す。この階層構造体は写真の如く、弾性が段階的 (soft , medium , hard) に異なる3種類の高分子ゲルから構成されている。そして、図 19 (b) のように、圧電センサ 100 が配置された超音波探触子 10 を使って、被検体の階層構造体を押し込み、その際のデータを計測した。

【 0 1 0 2 】

図 20 に、押し込みによる境界面の動きを示す。ここで x_1 , x_2 , x_3 は、前述したように超音波信号から計測可能であり、時系列データとして取得可能である。その結果、このグラフのように、押し込みにより生じる x_1 , x_2 , x_3 の変位及び移動量を時系列データとして取得可能である。このグラフから、移動量について、 $x_1 > x_2 > x_3$ という関係が成立することが把握される。これにより、押し込みによる階層構造体の境界面の変化を把握することができる。

30

【 0 1 0 3 】

また、圧電センサ 100 の出力信号は実測可能であるから、図 21 に示すように圧力の変化を時系列データとして取得可能である。即ち、本発明の超音波診断装置 1 によれば、圧力変化と、境界面の変化を同時に取得することができるため、上記物理モデルの運動方程式における f , x_1 , x_2 , x_3 が実測可能となる。また、圧力を印加中の全期間において多数サンプルリングすることで、それらの関係を連立させることができ、数値解析的に弾性 k , 粘性 b , 慣性 m を推定することができる。

40

【 0 1 0 4 】

その結果、図 22 の表に示すように、階層構造体を構成する各高分子ゲルの組織層 1 , 2 , 3 について、弾性、粘性、及び慣性を推定することができる。この推定方法を用いた測定例を図 23 ~ 図 25 に示す。

【 0 1 0 5 】

図 23 には、大腿部を対象とした弾性の推定結果を示す。計測は、図 14 に示した 8c h の圧電センサ 100 を有する超音波探触子 10 を用いて行った。この結果は、上記物理モデルの運動方程式による推定方法を適用して、大腿部を構成する脂肪、中間広筋、大腿直筋の各組織層の弾性を推定し、これから単位面積あたりの伸びにくさ、即ちヤング率を算出し、これらの算出値から筋全体としてのヤング率も算出し、各算出値をグラフ化した

50

ものである。この結果から、各組織層のヤング率を把握することができる。

【0106】

図24には、運動前後の大腿部を対象とした推定結果を示す。この結果は、運動前後の中間広筋、大腿直筋の各組織層の弾性を推定し、これらの推定値から筋全体としての弾性も推定し、それぞれのヤング率を算出して各算出値をグラフ化したものである。この結果から、中間広筋、大腿直筋共に運動によってヤング率が向上していることを把握することができる。また、このような検査によって、ストレッチ運動の効果を定量的に計ることもできる。

【0107】

図25には、リンパ浮腫患者、健常者それぞれの皮下組織、筋の弾性を推定し、各々のヤング率を算出して、各算出値をグラフ化したものである。この結果から、リンパ浮腫患者の皮下組織のヤング率が、健常者のものと比較して、著しく低いことを把握することができる。このような検査が可能となるため、リンパ浮腫の診断において、皮下組織のヤング率を1つの指標として用いることも有効である。

10

【0108】

以上に示したように、本発明の超音波診断装置では、超音波探触子10と被検体の接触状態（表面形状、硬度分布、接触角度など）、被検体が押し込まれた際に超音波探触子10に対して発生する反力、被検体内部で発生した力や振動などの情報を、超音波探触子表面10aに作用する圧力分布として計測することを可能にした。

【0109】

本発明の超音波診断装置1が有する圧力分布計測機能は、超音波探触子に人間の手のひらの如く触覚機能を持たせることに相当する。これにより超音波探触子10を握る使用者が押し圧やその方向を変化させることにより、医師が触診を行うのと同じような情報を知ることができる。また、これと同時に超音波断層画像（例えばBモード画像）は、被検体内部の構造やその変形などを知ることができる。これらの信号は何れも刻々と変化し、その挙動を時系列信号として蓄積することも可能である。

20

【0110】

したがって、超音波探触子10の動きを止めればスタティックな情報を、積極的に動かせばダイナミクスを含む情報を獲得することができる。これらの情報を組み合わせることで、従来の超音波探触子では得られなかった高度な情報を得ることができる。

30

【0111】

さらに、本発明の超音波診断装置1は、圧力変化と、境界面の変化を同時に取得することができる。このため被検体が複数の組織層から構成される場合に、物理モデルの運動方程式に基づいて、各組織層の弾性、粘性、慣性を推定することが可能となる。これにより、今までの超音波断層画像のみ、又は圧力のみでは得られなかつた計測情報を被検体解析の指標とすることが可能である。特に超音波探触子10の表面10aに複数の圧電センサ100を配置することによって、接触面内の圧力分布を計測情報として得ることが可能であり、接触面内においてさらに詳細まで推定が可能となる。さらに、シート状の圧電センサを用いることによって、超音波情報に影響を与えることなく、高精度な推定が可能となる。

【産業上の利用可能性】

40

【0112】

超音波探触子の主な利用領域である医療の分野において、新しい計測情報をもたらすことができる。また、軟組織（シリコン、ゴムなどの高分子材料など）の製造、管理工程において、新しい計測情報をもたらすことができる。さらに、食品（食肉、果物など）の製造、管理工程において、新しい計測情報をもたらすことができる。

【図面の簡単な説明】

【0113】

【図1】本発明の超音波診断装置の構成例を示すブロック図である。

【図2】図2(a)は、圧電センサがアレイ状に配置されている例であり、図2(b)は、圧電センサがマトリクス状に配置されている例である。

50

【図3】図3は、被検体の超音波断層画像を取得する際の、超音波探触子と被検体、及びその内部の概観図である。

【図4】図4(a)は、超音波探触子が被検体に対して斜めに接した際の概観図であり、図4(b)は、その際に計測される圧力分布のヒストグラムの例を表す図である。

【図5】図5(a)は、超音波探触子が表面に凸凹のある被検体に接した際の概観図であり、図5(b)は、その際に計測される圧力分布のヒストグラムの例を表す図である。

【図6】図6(a)は、超音波探触子が内部に硬い部分を含む被検体に接した際の概観図であり、図6(b)は、その際に計測される圧力分布のヒストグラムの例を表す図である。

【図7】図7(b)は、圧力分布のヒストグラムと超音波断層画像を上下に並べてモニタに表示した第1の例であり、図7(b)は同第2の例である。

【図8】図8は、圧電センサがマトリクス状に配置されている場合に得られる圧力分布の二次元画像の例である。

【図9】図9(a)は、変動部位から伝搬する力を計測している際の概観図であり、図9(b)は、その際に計測される出力信号の時系列データを表す第1の例であり、図9(c)は、同第2の例である。

【図10】図10は、本発明の圧電センサの積層構造を示す断面図である。

【図11】図11(a)は、超音波の送受における減衰比を計測する装置の概略を現す図であり、図11(b)は、当該装置により得られた計測結果である。

【図12】図12は、他の形態の圧電センサの構成を示す断面図である。

【図13】図13は、さらに他の形態の圧電センサの構成を示す断面図である。

【図14】図14は、超音波探触子の表面に8つの圧電センサをアレイ状に配した図である。

【図15】図15は、頸動脈周辺の計測風景である。

【図16】図16(a)は、頸動脈周辺の超音波断層画像であり、図16(b)は、各圧電センサで計測された時系列の圧力データである。

【図17】図17(a)は、本発明の弾性、粘性、慣性推定において使用する3層構造を持つ被検体の断面図であり、図17(b)は、被検体を弾性、粘性、慣性からなる物理モデルで表現したものであり、図17(c)は、2次元モデル化したものである。

【図18】図18は、超音波探触子において受信した信号の模式図である。

【図19】図19(a)は、3つの組織層からなる階層構造体の写真であり、図19(b)は、圧電センサが配置された超音波探触子を使って、階層構造体を押し込む様子である。

【図20】図20は、押し込みによる階層構造体の境界面の動きを示すグラフである。

【図21】図21は、押し込み時の圧力変化を示すグラフである。

【図22】図22は、階層構造体を構成する組織層についての、弾性、粘性、及び慣性の推定値である。

【図23】図23は、大腿部を対象とした弾性の推定結果である。

【図24】図24は、運動前後の大腿部を対象とした推定結果である。

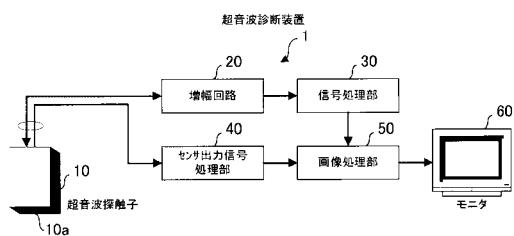
【図25】図25は、リンパ浮腫患者、健常者それぞれの皮下組織、筋の弾性の推定結果である。

【符号の説明】

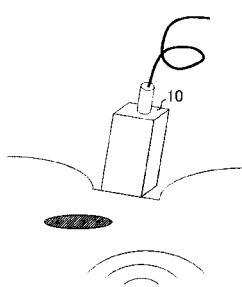
【0114】

- 1 ... 超音波診断装置
- 10 ... 超音波探触子
- 40 ... センサ出力信号処理部
- 50 ... 画像処理部
- 60 ... モニタ
- 100 ... 圧電センサ

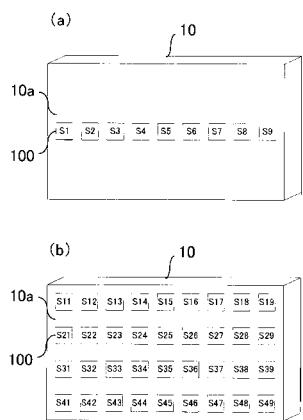
【図1】



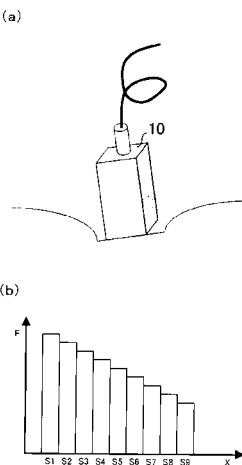
【図3】



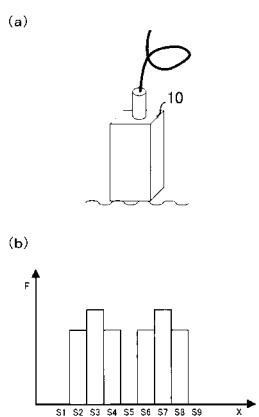
【図2】



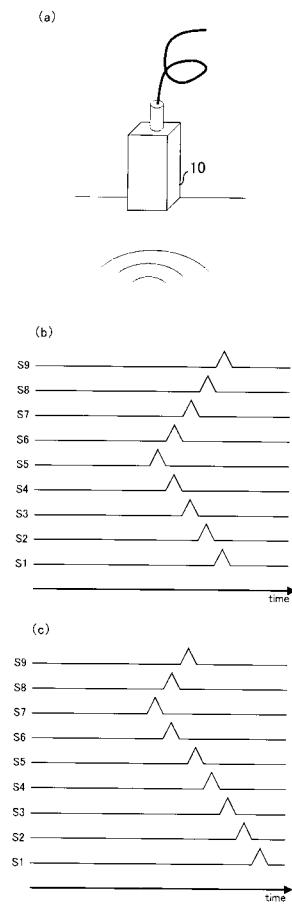
【図4】



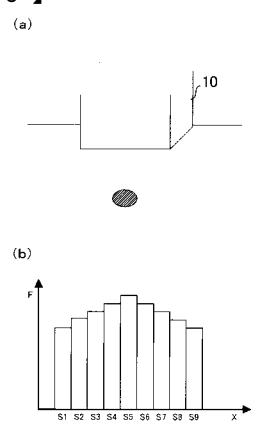
【図5】



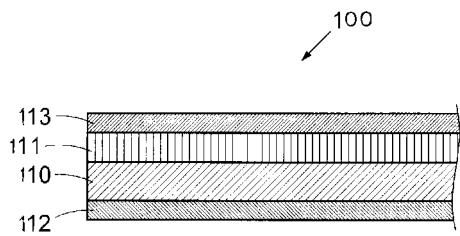
【図9】



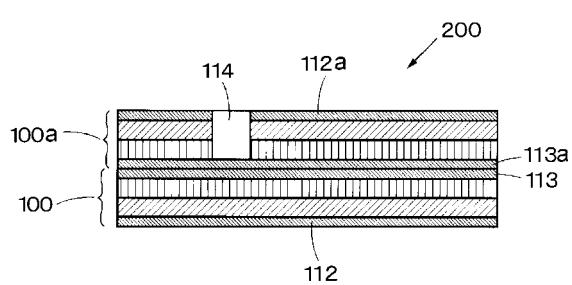
【図6】



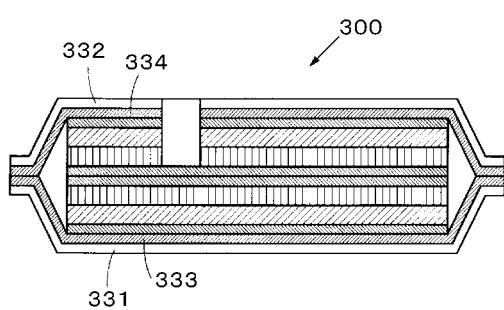
【図10】



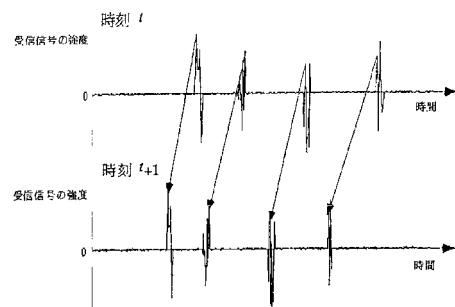
【図12】



【図13】



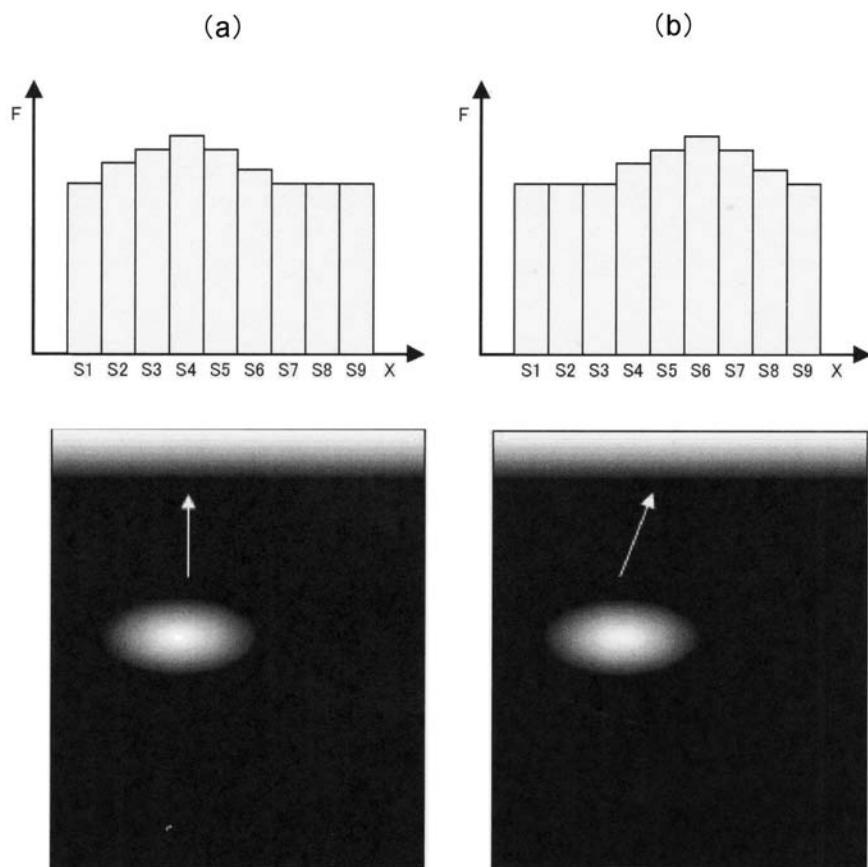
【図18】



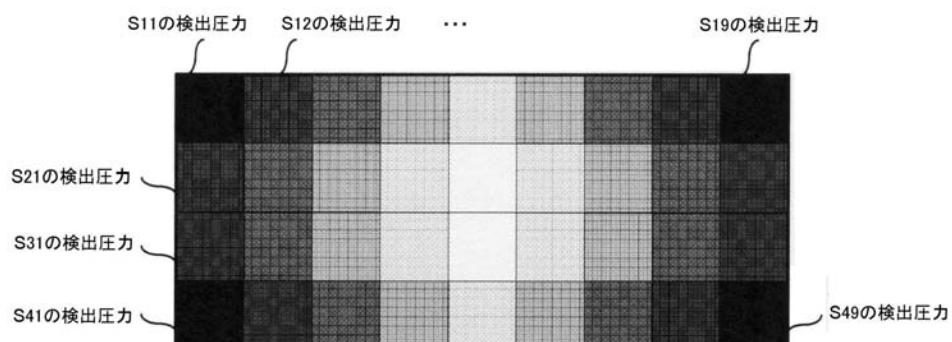
【図22】

	弾性[N/m]	粘性[N/m ²]	慣性[Kg]
組織層1	1081.5	0	0
組織層2	1352.9	0	0
組織層3	12323.3	39.3	2.1

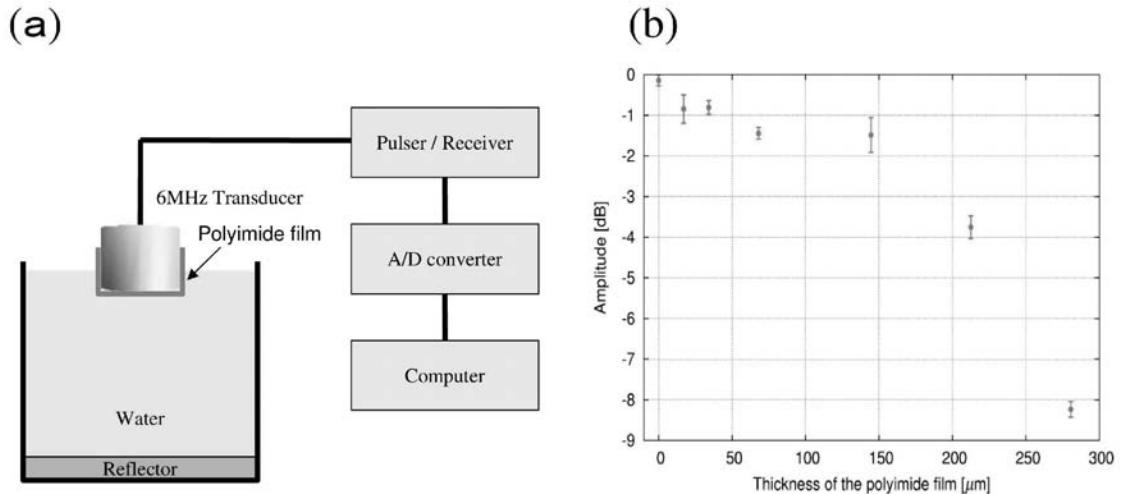
【図7】



【図8】



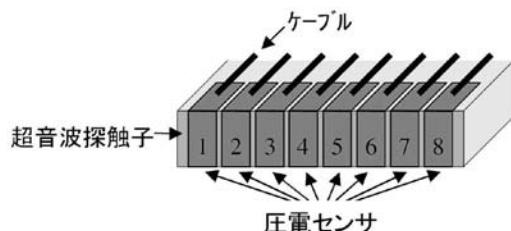
【図11】



センサ材料(Polyimide film)を徐々に厚くしながら反射波の減衰を調べた

150 μm 程度までは十分許容できる減衰比が得られた。

【図14】

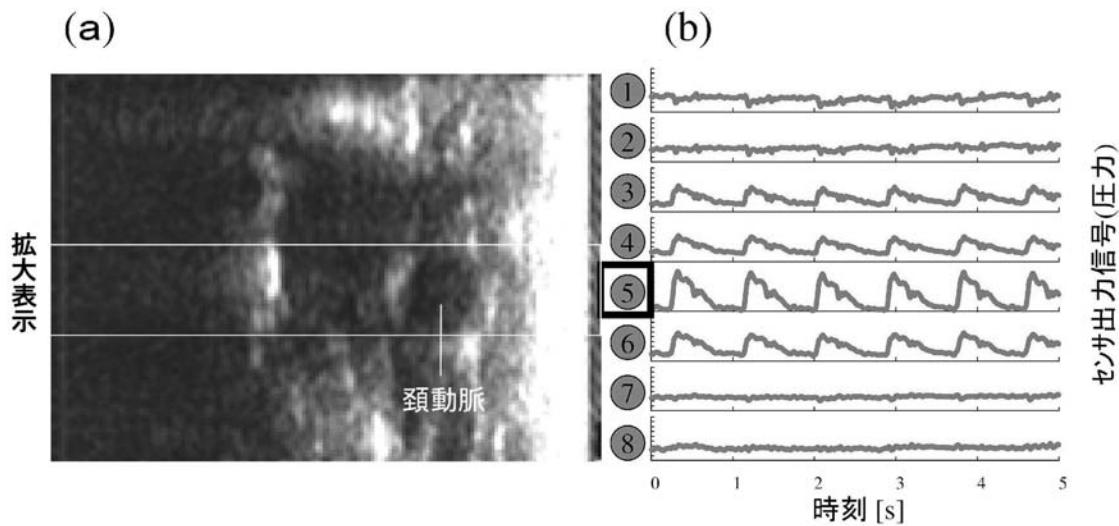


- 8チャンネルの圧電センサを装着

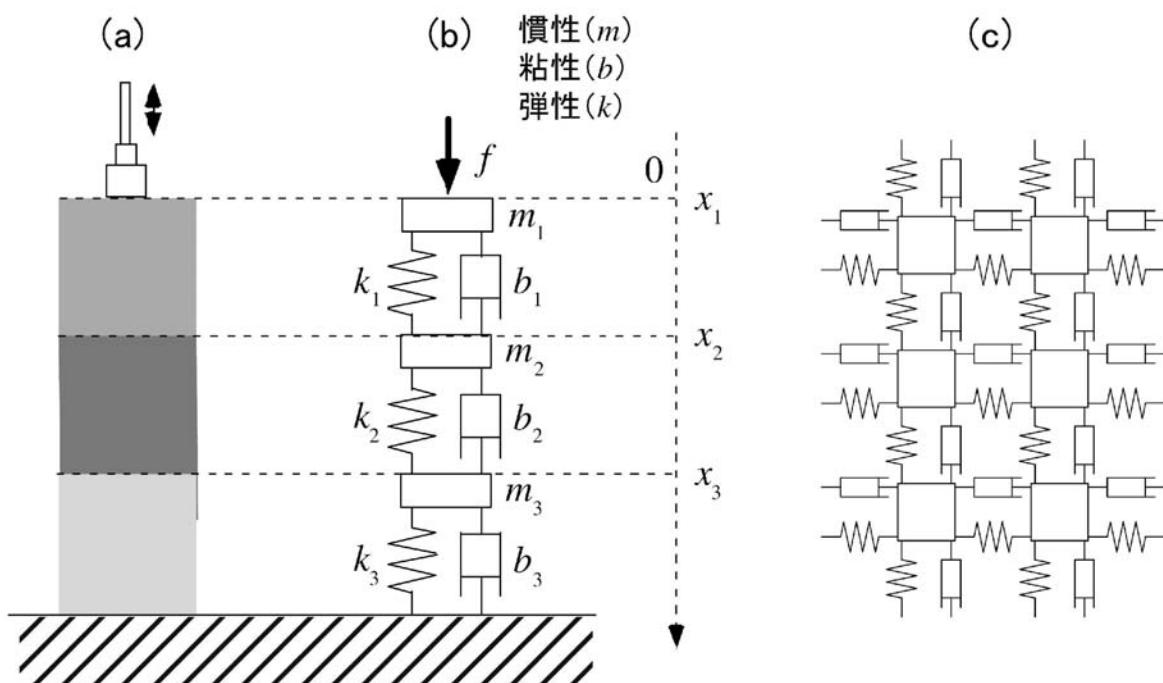
【図15】



【図16】

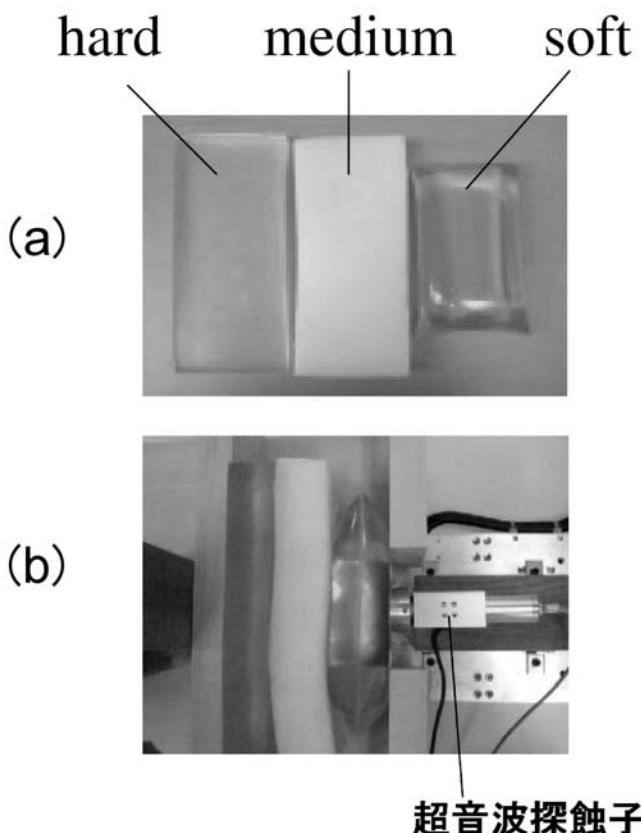


【図17】

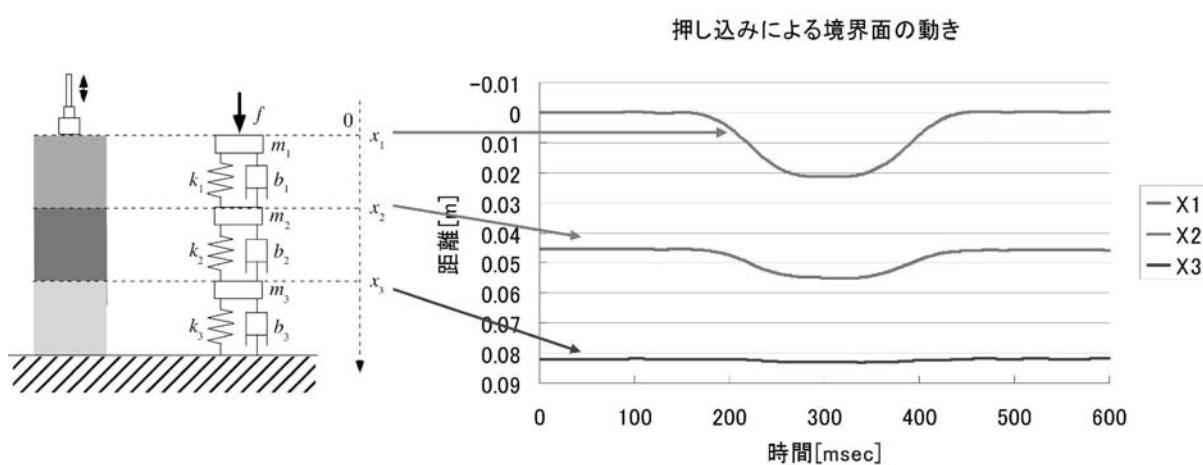


【図 19】

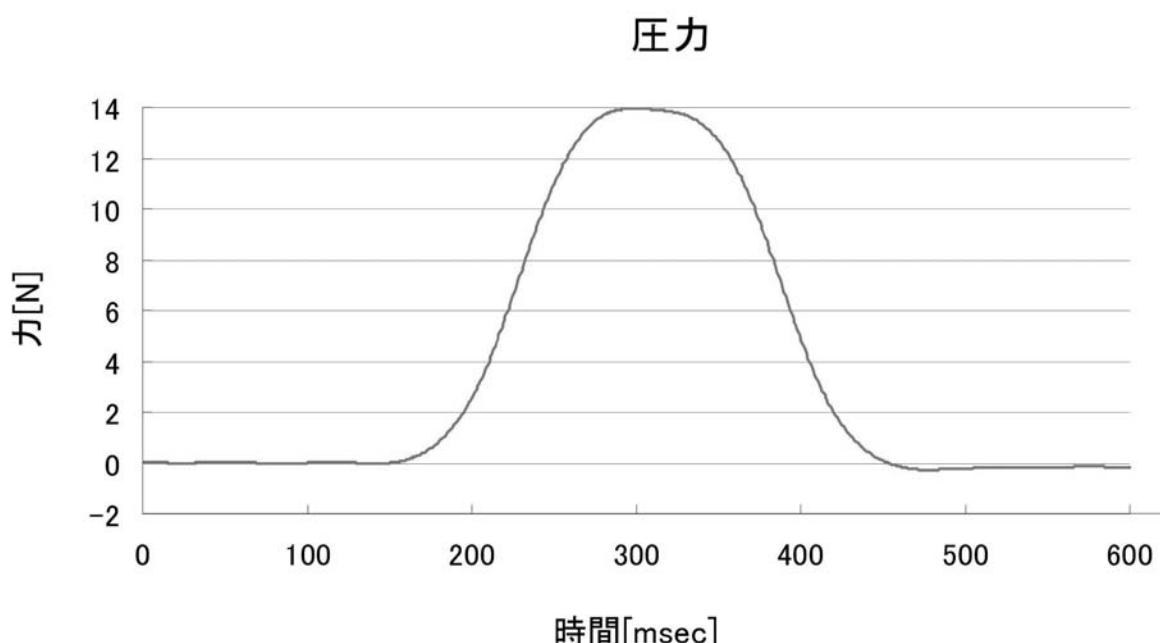
【超音波情報】 + 【圧力情報】
を使って階層構造物の弾性を推定



【図 20】



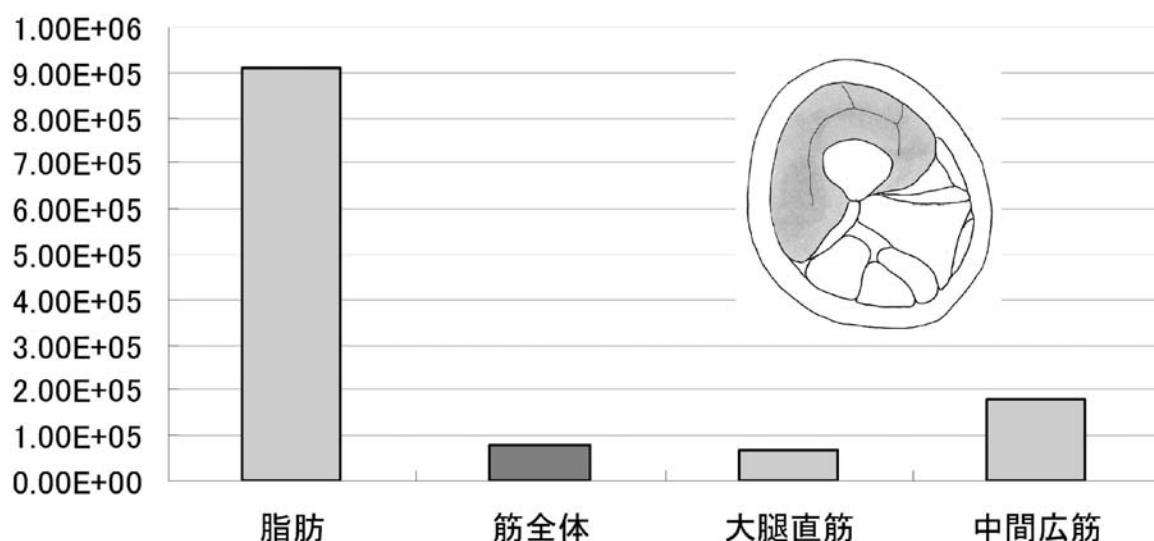
【図21】



【図23】

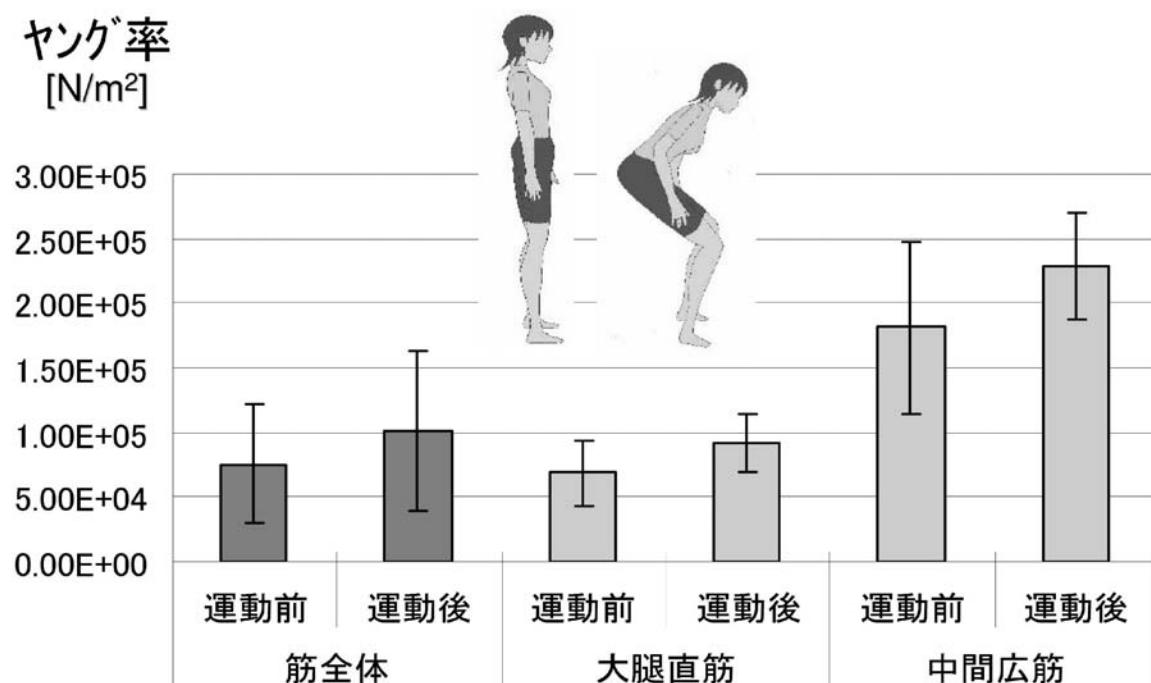
ヤング率
[N/m²]

体組織毎の硬さ推定(大腿部)

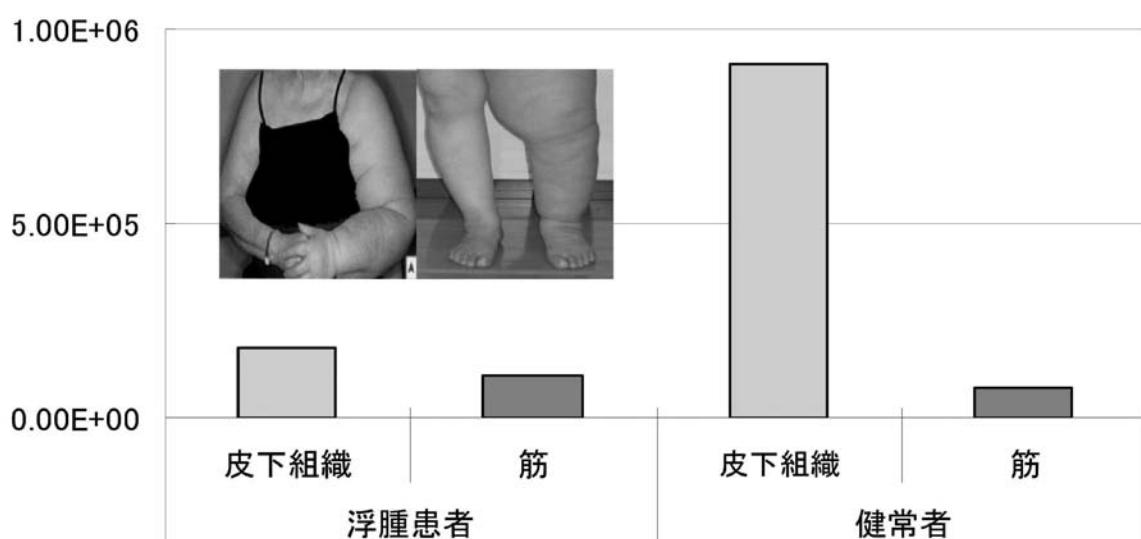


【図24】

運動による筋硬度変化(大腿部)



【図25】

ヤング率 [N/m²] リンパ浮腫患者、健常者の組織硬度比較

フロントページの続き

(72)発明者 上野 直広

佐賀県鳥栖市宿町字野々下 807 番地 1 独立行政法人産業技術総合研究所 九州センター内

(72)発明者 植井 正義

佐賀県鳥栖市宿町字野々下 807 番地 1 独立行政法人産業技術総合研究所 九州センター内

(72)発明者 秋山 守人

佐賀県鳥栖市宿町字野々下 807 番地 1 独立行政法人産業技術総合研究所 九州センター内

審査官 宮澤 浩

(56)参考文献 国際公開第2005 / 120358 (WO , A1)

国際公開第2005 / 122907 (WO , A1)

特開2005 - 321369 (JP , A)

特開2002 - 017732 (JP , A)

特開2003 - 250803 (JP , A)

特開2005 - 013283 (JP , A)

特開2005 - 066041 (JP , A)

国際公開第2006 / 040967 (WO , A1)

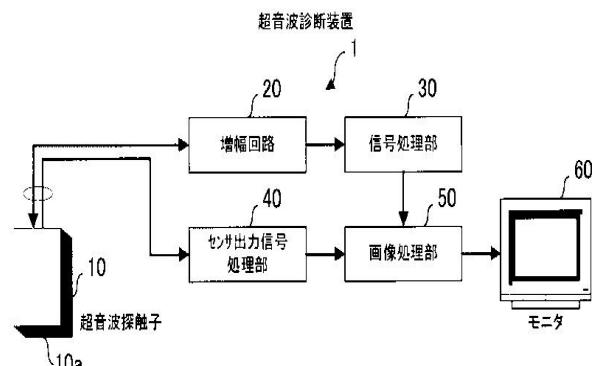
(58)調査した分野(Int.Cl. , DB名)

A 61 B 8 / 08

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP4793726B2	公开(公告)日	2011-10-12
申请号	JP2007008790	申请日	2007-01-18
申请(专利权)人(译)	先进工业科学和技术研究院		
当前申请(专利权)人(译)	先进工业科学和技术研究院		
[标]发明人	福田修 上野直広 椿井正義 秋山守人		
发明人	福田 修 上野 直広 椿井 正義 秋山 守人		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/14 A61B8/4281 A61B8/485 A61B2562/0247 A61B2562/046 B06B1/0629 G01S15/899		
F1分类号	A61B8/08 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/BB03 4C601/DD19 4C601/DD23 4C601/EE09 4C601/EE11 4C601/GA01 4C601/GA17 4C601/GA40 4C601/GB04 4C601/GB06 4C601/GB48 4C601/JC20 4C601/KK02 4C601/KK07 4C601/KK12 4C601/KK25		
代理人(译)	圆城寺贞夫 町田满信		
审查员(译)	宫泽浩		
优先权	2006015518 2006-01-24 JP		
其他公开文献	JP2007222605A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题直接测量超声波探头表面的压力分布。在薄膜状基板上形成压电薄膜的压电传感器以阵列形式排列在超声波探头的表面上，并且传感器输出信号处理部分添加并且，将测量的压力输出到压电传感器S1，S2，…，S9中的每一个到图像处理单元。在图像处理单元中，为S1，S2，…，S9创建压力的直方图，并且将X轴与所获得的超声波断层图像一起输出到监视器，其中压电传感器的布置和Y轴作为压力。点域4



【図2】