

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5426368号
(P5426368)

(45) 発行日 平成26年2月26日(2014.2.26)

(24) 登録日 平成25年12月6日(2013.12.6)

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

請求項の数 11 (全 12 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2009-514850 (P2009-514850) (86) (22) 出願日 平成19年6月15日(2007.6.15) (65) 公表番号 特表2009-539528 (P2009-539528A) (43) 公表日 平成21年11月19日(2009.11.19) (86) 国際出願番号 PCT/FR2007/001002 (87) 国際公開番号 W02007/144520 (87) 国際公開日 平成19年12月21日(2007.12.21) 審査請求日 平成22年4月15日(2010.4.15) (31) 優先権主張番号 0605342 (32) 優先日 平成18年6月15日(2006.6.15) (33) 優先権主張国 フランス (FR)</p> <p>前置審査</p>	<p>(73) 特許権者 508368596 エコセンス ソシエテ アノニム フランス国 エフ-75013 パリ プ ラース ディタリー 30 (74) 代理人 100158920 弁理士 上野 英樹 (72) 発明者 サンドラン, ローラン フランス国 エフ-92240 レイ レ ロゼ リュ ド ラ フテ 2 ビス (72) 発明者 ミエット, ヴェロニク フランス国 エフ-94800 ヴィルジ ユイフ リュ ルネ アモン 30</p> <p>審査官 右▲高▼ 孝幸</p> <p style="text-align: right;">最終頁に続く</p>
---	--

(54) 【発明の名称】 超音波変換器を使用して生物組織の粘弾性特性を測定する方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

生物組織によって反射された超音波を電気信号(14)に変換する素子(12、32、42、52)を有する超音波変換器(10、30、40、50)を使用して生物組織の粘弾性を測定する方法であって、異なる前記素子(12、32、42、52)がグループ化されてサブ・アパーチャ(16、36、46、56)を構成し、同一の前記サブ・アパーチャ(16、36、46、56)の前記素子(12、32、42、52)からの前記電気信号(14)の取得が同時に実行され、前記サブ・アパーチャ(16、36、46、56)がそれぞれ音響中心(Ca)で超音波伝搬軸(15)と交差し、複数の前記サブ・アパーチャがあらかじめ構成され、少なくとも1つの同一の前記素子(12、32、42、52)が少なくとも2つの異なる前記サブ・アパーチャ(16、36、46、56)に属し、前記音響中心(Ca_{central})が少なくとも3つの他の一列に並べられていない前記音響中心(Ca)によって取り囲まれ、異なる前記サブ・アパーチャ(16、36、46、56)を同時に使用し、かつ同時に使用される前記サブ・アパーチャで前記同一の素子(12、32、42、52)を使用するステップを含むことを特徴とする方法。

【請求項 2】

前記生物組織の動きを引き起こすステップを含む、請求項1に記載の方法。

【請求項 3】

前記サブ・アパーチャの前記音響中心(Ca)が三角形メッシュを示す基準メッシュ

を形成するようにして、前記サブ・アパーチュアを構成するステップを含む、請求項 1 又は 2 に記載の方法。

【請求項 4】

1つの前記サブ・アパーチュア(16)の全ての面が、他の前記サブ・アパーチュアの面によって形成されるように前記サブ・アパーチュア(16)を構成するステップを含む、請求項 1 から 3 のいずれか 1 項に記載の方法。

【請求項 5】

前記音響中心が 6 つの等距離にある前記音響中心によって取り囲まれるように前記サブ・アパーチュアを構成するステップを含む、請求項 1 から 4 のいずれか 1 項に記載の方法。

10

【請求項 6】

生物組織によって反射された超音波を電気信号(14)に変換する素子(12、32、42、52)を有する超音波変換器(10、30、40、50)を使用して生物組織の粘弾性を測定する装置であって、異なる前記素子(12、32、42、52)がグループ化されてサブ・アパーチュア(16、36、46、56)を構成し、同一の前記サブ・アパーチュア(16、36、46、56)の前記素子(12、32、42、52)からの前記電気信号(14)の取得が同時に実行され、前記サブ・アパーチュア(16、36、46、56)がそれぞれ音響中心(Ca)で超音波伝搬軸(15)と交差し、複数の前記サブ・アパーチュアがあらかじめ構成され、少なくとも 1 つの同一の前記素子(12、32、42、52)が少なくとも 2 つの異なる前記サブ・アパーチュア(16、36、46、56)に属し、前記音響中心(Ca_{central})が少なくとも 3 つの他の一列に並べられていない前記音響中心(Ca)によって取り囲まれ、異なる前記サブ・アパーチュア(16、36、46、56)を同時に使用し、かつ同時に使用される前記サブ・アパーチュアで前記同一の素子(12、32、42、52)を使用するようにされたことを特徴とする装置。

20

【請求項 7】

前記サブ・アパーチュア内のグループ化された複数の前記素子によって受信された前記電気信号を同時に取得する手段と、同時に少なくとも 1 つの共通な前記素子を有するいくつかのサブ・アパーチュアに対応する伝達経路を形成する手段とを含む、請求項 6 に記載の装置。

30

【請求項 8】

少なくとも 19 個の六角形の前記素子又は少なくとも 24 個の正三角形の前記素子を含む、請求項 6 又は 7 に記載の装置。

【請求項 9】

多角形、例えば六角形、正方形、菱形若しくは三角形、又は円形を有する前記素子を含む、請求項 6 から 8 のいずれか 1 項に記載の装置。

【請求項 10】

請求項 6 から 9 のいずれか 1 項に記載の装置を備えたプローブ(11)。

【請求項 11】

超音波温熱治療を実行する手段又は前記生体組織の動きを引き起こす手段をさらに含む、請求項 6 から 9 のいずれか 1 項に記載の装置を備えたシステム(18)。

40

【発明の詳細な説明】

【背景技術】

【0001】

生物組織の粘弾性特性を測定すると、例えば肝臓、皮膚又は血管等の器官に関係した治療での診断、検査又は監視が可能になる。

【0002】

問題とする器官の健全性を非観血的に測定するために、この器官の生物組織内に低周波せん断波を放射する装置を使用し、超音波信号を取得することによって、このせん断波に対する生物組織の応答を測定することが知られている。そのような方法は、例えば、20

50

04年5月3日にエコセンス コーポレーションの名前で出願された特許出願FR2869521号に記載されている。

【0003】

生物組織の粘弾性特性を測定するために、後述する3つの種類のうちの1つに含まれる装置を利用する方法が知られている。

【0004】

第1の装置の種類には、問題とする組織によって反射された超音波を電気信号に変換する単一要素からなる変換器がある。この場合、そのような変換器は、異種の器官の粘弾性特性を測定することができない単一の超音波ビームを使用する。

【0005】

そして、そのような装置の使用は、平均測定のような器官全体の平均粘弾性特性測定に限定され、例えばその器官内の局所的な病変を検出するための局所的な粘弾性特性測定は対象とならない。

【0006】

第2の装置の種類には、問題とする組織によって反射された超音波を電気信号に変換する素子配列を含む変換器がある。

【0007】

この場合、そのような変換器は、二次元平面に対して反射された超音波しか受け取らない。したがって、生物組織平面からの粘弾性特性を得るには、三次元のボリュームデータ、特に高さ、すなわち該当平面に対して垂直方向が必要である。

【0008】

このため、そのような装置を使用して問題とする組織の粘弾性特性を定量的に測定することはできない。換言すると、そのような装置は、高さ方向に生じた組織変形のばらつきを無視することによって近似されるため、人為的な結果による局所的な定性的情報しか提供しない。

【0009】

最後に、先に引用した特許出願FR2869521号に記載された第3の装置の種類は、問題とする組織によって反射された超音波を電気信号に変換する4つの一列に並べられていない円形の素子からなる変換器を使用する。

【0010】

このタイプの装置は、特に、生物組織の粘弾性特性を定量的に測定するためのものである。しかし、この装置には、所望の超音波ビーム特性を得るには、大きな寸法の素子を厳密に使用しなければならないという欠点がある。例えば、肝臓では、3.5MHzの中心周波数の超音波変換器を使用する場合、20~80mmの深さで測定を実行可能にするためには、7mmの直径を有する素子を必要とする。

【発明の概要】

【課題を解決するための手段】

【0011】

本発明は、局所的な粘弾性特性の定量的測定を十分な精度で行うことができる生物組織の粘弾性特性を測定する方法を提供することによって、前述の問題のうちの少なくとも1つを解決する。

【0012】

そのため、本発明は、超音波変換器を使用して生物組織の粘弾性特性を測定する方法に関し、これらの生物組織によって反射された超音波を電気信号に変換する素子を備え、異なる素子がグループ化されてサブ・アパーチャを構成し、1つのサブ・アパーチャの素子から来る電気信号の取得が同時に実行され、そのようなサブ・アパーチャはそれぞれ音響中心で超音波伝搬軸と交差し、そして少なくとも1つの同一の素子が、少なくとも2つの異なるサブ・アパーチャに属し、音響中心が、少なくとも3つの他の一列に並べられていない音響中心によって取り囲まれることを特徴とする。

【0013】

超音波伝搬軸は、エネルギー分布が最大の軸に対応するという事に注目すべきである。

【 0 0 1 4 】

そのような方法には多数の利点がある。このため、異なるサブ・アパーチャで少なくとも1つの共通する素子を使用することにより、超音波送受信面を小さくすることなく異なるサブ・アパーチャの音響中心間の距離を小さくし、それにより粘弾性特性の測定を高い精度で行うことができる。

【 0 0 1 5 】

さらに、サブ・アパーチャの音響中心が、少なくとも3つの一列に並べられていない音響中心で取り囲まれることにより、後で詳述するように局所的な粘弾性特性を計算するために必要なボリュームデータを得ることができる。

10

【 0 0 1 6 】

最後に、前述のように素子を2つの配置について共有して使用することで、より少数の素子を使用して超音波を電気信号に変換できると同時に、局所的な粘弾性特性の測定を行なう先行技術よりも精度を改善することができる。

【 0 0 1 7 】

その結果、本発明の粘弾性特性測定法のコスト及び複雑さは減少され、同時にこの方法では、例えば器官内の腫瘍を識別することができる局所的な粘弾性特性を測定するのに十分な精度で、器官組織の粘弾性特性の局所的な測定、さらに定量的測定を行なうことができる。

20

【 0 0 1 8 】

1つの実施形態では、この方法は、例えば同時に使用されるサブ・アパーチャで同一の素子を使用して、異なるサブ・アパーチャを同時に使用するステップを含む。

【 0 0 1 9 】

サブ・アパーチャを同時に使用することにより、超音波データをより高速で取得することができる。実際には、異なるサブ・アパーチャで少なくとも1つの素子を共通して使用することにより、この同じ素子を同時に2つ使用することと同等となり、これにより、各サブ・アパーチャからの信号が連続的に形成される場合よりもデータを高速に取得することができる。

【 0 0 2 0 】

所定のサブ・アパーチャに対する伝達経路の形成は、タイムラグ（時間遅延則）の有無と共に、このサブ・アパーチャを構成する異なる素子からの信号の加算に対応する。

30

【 0 0 2 1 】

この加算は、いくつかの方法により実行ことができ、例えば、異なる素子からの電気アナログ信号の加算、デジタル化後での電子部品内での加算、及びコンピュータ・プログラム内のソフトウェアでの加算が挙げられる。

【 0 0 2 2 】

実際には、サブ・アパーチャの連続電子スキャンは、これらのサブ・アパーチャでの少なくとも1つの並列取得、すなわち同時取得によって置き換えられる。

【 0 0 2 3 】

一の実施形態では、この方法は、組織の動きを引き起こすステップを含み、この動きは、手動又は自動で実行されることができる。

40

【 0 0 2 4 】

一の実施形態では、この方法は、これらのサブ・アパーチャの音響中心が三角形メッシュ（例えば等辺形）を示す基準メッシュを形成するようにサブ・アパーチャを構成するステップを含む。

【 0 0 2 5 】

一の実施形態によれば、この方法は、サブ・アパーチャが他のサブ・アパーチャの面によって完全に形成されるようにサブ・アパーチャを構成するステップを含む。

【 0 0 2 6 】

50

一の実施形態では、この方法はさらに、音響中心が6つの等距離の音響中心に取り囲まれるようにサブ・アパーチャを構成するステップを含む。

【0027】

本発明はまた、生物組織の粘弾性特性を測定するために、そのような生物組織によって反射された超音波を電気信号に変換する素子を含む超音波変換器を備えた装置に関し、この素子は、素子の中心間で測定して0.5～5mmの間の距離、好ましくは2～5mmの間の距離にあることを特徴とする。

【0028】

変換器の素子の間におけるそのような距離は、前述した実施形態のうちの1つの実施形態による方法を利用することにより得られる。また、そのような装置は、本発明を実施するのに必要な素子の数が少ないため、粘弾性特性を低コストで十分な精度により測定することができるという利点を提供する。

10

【0029】

一の実施形態によれば、この装置は、1つのサブ・アパーチャでグループ化された複数の素子によって受信された電気信号を同時に取得する手段と、少なくとも1つの共通な素子を同時に示すいくつかのサブ・アパーチャに対応する電気信号送信の伝達経路を形成する手段とを含む。

【0030】

一の実施形態では、この装置は、少なくとも1つのサブ・アパーチャの音響中心が、少なくとも3つの一列に並べられていない音響中心によって取り囲まれることを含む。

20

【0031】

一の実施形態によれば、この装置は、少なくとも19個の六角形の素子又は少なくとも24個の正三角形の素子を含む。

【0032】

一の実施形態では、この装置は、多角形、例えば六角形、正方形、菱形若しくは三角形、又は円形を有する素子を含む。

【0033】

また、本発明は、前述の実施形態のうちの1つの実施形態による装置を備えたプローブと、前述の実施形態のうちの1つの実施形態による装置を備えたシステムとに関し、このシステムは、さらに超音波温熱治療を実行する手段又は組織の動きを引き起こす手段を含む。

30

【0034】

最後に、本発明は、前述の実施形態のうちの1つの実施形態による方法、装置、プローブ又はシステムからのデータに関する。

【0035】

本発明の他の特徴及び利点は、添付図面を参照して、本発明を限定しない例示により、以下の本発明の実施形態の記載において明かにされる。

【図面の簡単な説明】

【0036】

【図1】本発明における変換器を含む装置の図である、

40

【図2】生物組織の粘弾性特性を測定するために使用される幾何学的パラメータを示す図である。

【図3】本発明による方法の様々な実施態様を示す図である。

【図4】本発明による方法の様々な実施態様を示す図である。

【図5】本発明による方法の様々な実施態様を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0037】

本発明における生物組織の粘弾性特性を測定する方法は、生物組織によって反射された超音波を電気信号14に変換する素子12を有する超音波変換器10を備えたプローブ11(図1)を使用する。

50

【 0 0 3 8 】

そのような電気信号 1 4 は、超音波に対する組織のエコー輝度を表す。したがって、組織は、超音波を強く反射するときは「高エコー輝度」と言われ、超音波を弱く反射するときは「低エコー輝度」と言われる。

【 0 0 3 9 】

本発明の方法を実施する際、異なる素子 1 2 が、サブ・アパーチャとして知られるグループを構成し、同じサブ・アパーチャ 1 6 の素子 1 2 から出された電気信号 1 4 が同時に取得される。

【 0 0 4 0 】

したがって、この取得中、サブ・アパーチャ 1 6 の全取得面積は、その素子 1 2 の面積の合計である。

10

【 0 0 4 1 】

このステップで注目すべきは、変換器 1 0 を、問題とする生物組織によって反射されるように意図された超音波を送信するために使用してもよいことである。この場合、これらの素子 1 2 は、送信用サブ・アパーチャにグループ化されてもよく、異なるサブ・アパーチャ 1 6 が同時に送信してもよい。

【 0 0 4 2 】

さらに、サブ・アパーチャ 1 6 は、このサブ・アパーチャ 1 6 が送受信する超音波ビームが沿って伝播する軸 1 5 に特徴があり、この軸 1 5 は、音響中心 C a として知られる点でサブ・アパーチャと交差する。分かりやすくするために図 1 には、軸 1 5、サブ・アパーチャ 1 6 及び音響中心 C a のみを示す。

20

【 0 0 4 3 】

本発明によれば、生物組織の粘弾性特性を測定する際、この方法は、少なくとも 1 つの同一の素子 1 2 が、少なくとも 2 つの異なるサブ・アパーチャ 1 6 に属し、またサブ・アパーチャ 1 6 の音響中心 C a が、少なくとも 3 つの他の一列に並べられていない音響中心に取り囲まれるようにして、異なるサブ・アパーチャ 1 6 を使用する。

【 0 0 4 4 】

異なるサブ・アパーチャで共通の素子 1 2 を使用することで、少ない数、一般に 3 0 個未満の素子を使用する場合でも、異なるサブ・アパーチャの音響中心間の距離を小さくして、精度（この精度は 1 ミリメートル程度である）を高めることができる。

30

【 0 0 4 5 】

この実施形態では、いくつかのサブ・アパーチャ 1 6 で並列して同時に取得が行われることを考慮すると、超音波データの取得速度は、従来の連続的電子スクリーニング、すなわちサブ・アパーチャを連続的に使用することで得られる速度よりかなり速い。

【 0 0 4 6 】

そのようにして得られる速度は、超音波伝播時間と反復エコーの持続時間とによって一意的に限定される。この速度は、一般に約 4 K H z、より一般には 1 0 0 H z ~ 2 0 K H z であり、単一のせん断励起からのせん断波の伝搬によって、組織内に生じた体積変形を測定することを可能にする。

【 0 0 4 7 】

このステップで注目すべきは、このせん断励起が、器官外部の振動器、身体の器官によって生成される器官の振動、又は例えば放射圧原理を使用して遠隔式に引き起こされる振動によって実行されてもよいことである。

40

【 0 0 4 8 】

約 1 0 0 ミリ秒というせん断波の極めて短い伝搬時間を考慮すると、動いている器官、例えば肝臓の体積及び局部データを取得することができる。

【 0 0 4 9 】

プローブ 1 1 を含む粘弾性特性を測定するためのシステム 1 8 は、超音波の受信中に、複数のサブ・アパーチャにグループ化された複数の素子によって受信された信号を同時に取得する手段 1 7 と、同時に使用されるいくつかのサブ・アパーチャに対応する伝達

50

経路を形成する手段とを含むことができる。

【 0 0 5 0 】

そして、そのような装置によって、本発明の方法を素早く実施することができる。

【 0 0 5 1 】

さらに、サブ・アパーチャ 16 の音響中心 C_a が、少なくとも 3 つの一行に並べられていない音響中心に取り囲まれるため、せん断弾性係数、粘性、ヤング率、ポアソン比等の局所的な粘弾性パラメータを計算するために必要なボリュームデータを得ることができる。

【 0 0 5 2 】

例えば、弾性、すなわち E で示されるヤング率を考慮することにより、この計算は、先に引用した特許出願 FR 2 8 6 9 5 2 1 に示された工程を使用して行われてもよい。実際に、組織の弾性 E は、以下の式から計算することができる。

【 0 0 5 3 】

(数 1)

$$E = 3 \rho V_s^2$$

【 0 0 5 4 】

ここで、 ρ は媒体の密度、 V_s は、せん断波の伝搬速度を表わす。

【 0 0 5 5 】

媒体が等方性でかつ線形であると仮定すると、せん断速度 V_s は、次のように表される

。

【 0 0 5 6 】

【数 2】

$$V_s = \sqrt{\frac{\partial^2 u / \partial t^2}{\Delta u}}$$

【 0 0 5 7 】

ここで、 u は、所定の方向に沿って測定された変位、変形又は変形速度であり、 Δu は、 u のラプラス演算子である。

【 0 0 5 8 】

六角平面 22 の中心と頂点とに位置する軸 20 (図 2) に沿った変形パラメータを得ることにより、変位 u のラプラス演算子を正確に計算することができ、先に引用されたエラストグラフィ技術と対照的に、ラプラス演算子の式に関する前提を単純化する必要がなく、この式全体が得られる。

【 0 0 5 9 】

例えば、点 i (六角形の中心) における u のラプラス演算子の離散化は、六角形の頂点 j における u の値に応じて記述されることができる。

【 0 0 6 0 】

【数 3】

$$(\Delta u)_i = \frac{1}{\sqrt{3}a^2} \sum_{j=1}^6 \frac{2}{\sqrt{3}} (u^j - u^i) + \frac{1}{b^2} (u^z + u^{-z} - 2u^i)$$

【 0 0 6 1 】

ここで、 a 及び b は横方向寸法を表し、 u^z と u^{-z} は、該当する六角形 22 に関する高さ u の値である。

【 0 0 6 2 】

せん断速度は、次の式から得ることができる。

【 0 0 6 3 】

10

20

30

40

【数4】

$$V_s = \sqrt{\frac{\frac{u^{i,t^+} + u^{i,t^-} - 2u^{i,t}}{T^2}}{\left[\frac{1}{\sqrt{3}a^2} \sum_{j=1}^6 \frac{2}{\sqrt{3}} (u^{j,t} - u^{i,t}) + \frac{1}{b^2} (u^{z+t} + u^{z-t} - 2u^{i,t}) \right]}}, \forall t \in [t_{\min}, t_{\max}]$$

【0064】

ここで、 t_{\min} 及び t_{\max} は、測定期間を示す。

10

【0065】

そして、装置の最小精度は、サブ・アパーチャの音響中心間の距離に依存し、この距離が短いほど精度が高くなる。

【0066】

一般に、本出願で提案する1mmの十分な精度を提供する変換器の装置では、この距離は3mm未満、より一般的には1~3mmである。

【0067】

本発明の1つの実施形態は、図3を用いて後述される。図3は、変換器30の素子32によって構成される異なるサブ・アパーチャ36とその関連した音響中心Caを表し、そのような異なるサブ・アパーチャ36は、分かりやすくするために同一変換器30の異なる図で示される。

20

【0068】

そして、超音波信号を取得する際、これらの異なるサブ・アパーチャ36の音響中心Caが、三角形メッシュ22、例えば正三角形メッシュを示す基準メッシュを形成することが分かる。

【0069】

そのような三角形メッシュは、各素子32によって形成された三角形の辺からの距離で音響中心Ca間の距離を限定する。この実施形態では、そのような距離は、素子が3MHzの中心周波数で動作する場合、3mmである。

【0070】

この場合、サブ・アパーチャ36は、辺の長さが3mmの六角形を有すると考えられる。

30

【0071】

この変換器30は、10~90mmの深さで粘弾性特性を測定することができ、この深さは、変換器の表面から測定される。

【0072】

サブ・アパーチャ36が、同時に使用される複数の他のサブ・アパーチャ36によって完全に取り囲まれるか又は形成されたとき、該当体積に関するデータの量が増え、その結果粘弾性特性計算の精度が改善される。

【0073】

この例では、中央の音響中心Ca_{central}は、6つの等距離の音響中心Caによって取り囲まれる。

40

【0074】

音響中心Caが等距離にあるため、弾性波伝搬式の離散化の対称性を導入することによって粘弾性特性計算が単純化される。

【0075】

サブ・アパーチャ36は素子32の組からなり、例示された変換器30は、24個の正三角形の素子32と、6個の素子32からなる7個のサブ・アパーチャ36とを含む。

【0076】

50

そのような超音波変換器を備えたプローブは、前記変換器の中心周波数に依存する深さの粘弾性特性を測定することができる。

【0077】

前述したような本発明の方法の実施態様は、素子の中心がより近い距離、例えば、0.1 ~ 5 mm、好ましくは2 ~ 5 mmに位置する超音波変換器を備えた生物組織の粘弾性特性を測定するための装置を使用することによって実行されてもよい。

【0078】

さらに、同時に使用される2個のサブ・アパーチャは、少なくとも1個の共通な素子を含むことで、共通な素子のあるサブ・アパーチャの音響中心間の距離を小さくして、データ取得速度と得られるデータの時間的コヒーレンスを高めることができる。

10

【0079】

体積分析を可能にするために、少なくとも1個のサブ・アパーチャの音響中心Caは、互いに整列されず、同時に使用されるサブ・アパーチャに対応する少なくとも3つの音響中心によって選択的に取り囲まなければならない。

【0080】

図4に示したような第2の実施形態では、変換器40は、少なくとも19個の六角形の素子42を含む。この場合、一例としては、示されたサブ・アパーチャ46のように7個の素子からなるサブ・アパーチャを使用することができる。

【0081】

この実施形態では、六角形の素子42は、2ミリメートルの高さHを有し、また3.5 MHzの中心周波数で使用される。この場合、得られる精度は約1ミリメートルであり、この精度は、測定される最小組織の大きさの寸法として規定される。

20

【0082】

第3の実施形態(図5)によれば、素子52は、同一形状、すなわち六角形を有するサブ・アパーチャ56を形成できる多様な形状を有する。

【0083】

実際には、本発明は、多数の変形を有することができる。これは、多角形(例えば、六角形、正方形、菱形、三角形)、円形、又は様々な形状の素子の組み合わせのように、様々な形状を有する素子で実施され得る。

【0084】

さらに、本発明の装置は、より大きなサイズのシステムと結合されるか一体化されてもよい。

30

【0085】

この一例は、超音波温熱治療を実行する変換器を備えたシステムである。

【0086】

別の例によれば、システムは、超音波変換器が、英語の「遠隔触診」又は「音響放射力」を語源とする用語である放射圧を使用するような、組織の動きを引き起こす手段を含む。

【0087】

最後の例は、電気機械式バイブレータを使用して組織の動きを引き起こす手段を含むシステムである。

40

【0088】

組織の動きを引き起こすために実施される手段の本質と別に、これらの手段と超音波データの取得との間で同期が実行され、この取得は、変換器から出された電気信号から得られたデジタルデータの記憶及び/又はこのデータの処理を含んでもよい。

【0089】

以上述べた変換器は超音波変換器であり、すなわち、電気エネルギーを超音波エネルギーに、超音波エネルギーを電気エネルギーにそれぞれ変換する変換器であることに注目すべきである。

【0090】

50

最後に、本発明は、様々な変形により実施することができる。

【0091】

第1の変形では、例えば図3、図4、図5又は図6において、本発明における変換器の素子によって形成されるパターンが繰り返される。そのような繰り返しは、1つ又は別々な複数の方向に実行されてもよい。

【0092】

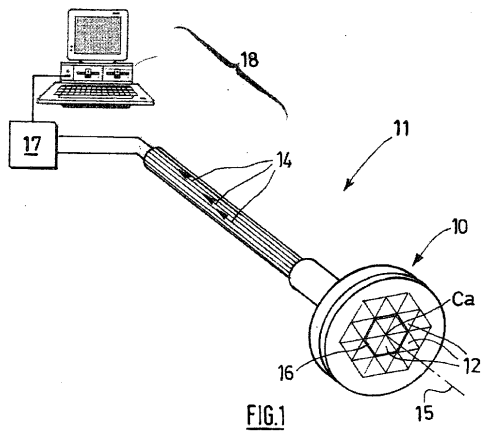
別の変形では、本発明における第1の実施形態は、例えば第2の実施形態を構成する素子によって完成される。

【符号の説明】

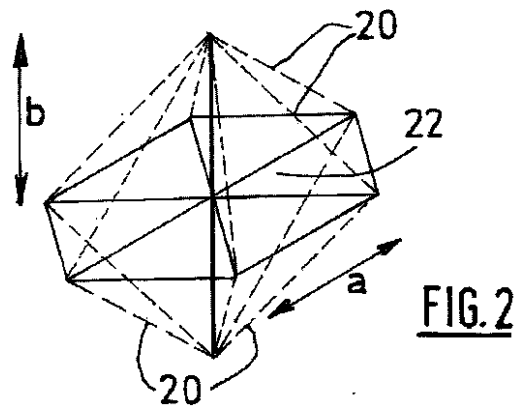
【0093】

- 10 変換器
- 11 プローブ
- 12 素子
- 14 信号
- 15 軸
- 16 サブ・アパーチャ
- 18 システム

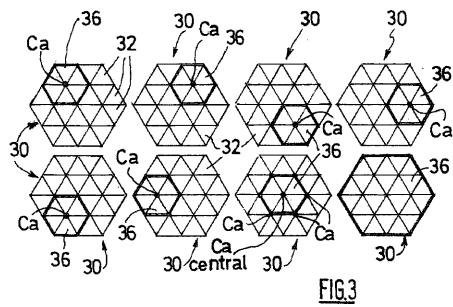
【図1】



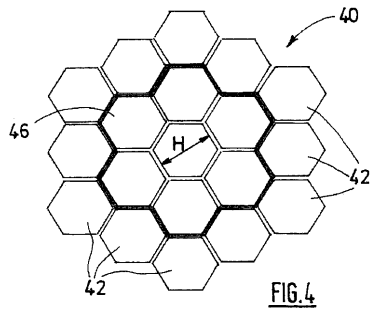
【図2】



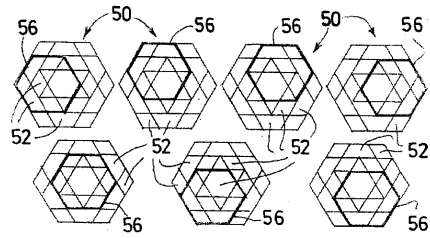
【図3】



【 図 4 】



【 図 5 】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開平01-164354(JP,A)
特開平03-168128(JP,A)
特表2005-520592(JP,A)
国際公開第01/085031(WO,A1)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 8/08

专利名称(译)	用超声换能器测量生物组织粘弹性的方法		
公开(公告)号	JP5426368B2	公开(公告)日	2014-02-26
申请号	JP2009514850	申请日	2007-06-15
[标]申请(专利权)人(译)	爱科森股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	Ekosensu兴业ANONYME		
当前申请(专利权)人(译)	Ekosensu兴业ANONYME		
[标]发明人	サンドランローラン ミエットヴェロニク		
发明人	サンドラン, ローラン ミエット, ヴェロニク		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	G01N29/06 A61B8/08 A61B8/485 G01N2291/02475 G01N2291/0422		
FI分类号	A61B8/08		
代理人(译)	上野秀树		
优先权	2006005342 2006-06-15 FR		
其他公开文献	JP2009539528A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明涉及一种使用超声换能器(10)测量生物组织的粘弹性的方法,该超声换能器具有将由生物组织反射的超声波转换成电信号(14)的元件(12)。元件(12)被分组以形成子孔径(16),并且同时执行从一个子孔径(16)的元件(12)获取电信号(14),这样的子孔(16)在声学中心(Ca)处与超声传播轴(15)相交。根据本发明,这种方法使得至少一个相同的元件(12)属于至少两个不同的子孔(16)并且声学中心布置在至少三个其他线中。没有被声学中心包围的特征。

$$V_s = \sqrt{\frac{\partial^2 u / \partial t^2}{\Delta u}}$$