

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4011399号
(P4011399)

(45) 発行日 平成19年11月21日(2007.11.21)

(24) 登録日 平成19年9月14日(2007.9.14)

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

請求項の数 23 (全 15 頁)

(21) 出願番号	特願2002-139161 (P2002-139161)	(73) 特許権者	000005821
(22) 出願日	平成14年5月14日(2002.5.14)		松下電器産業株式会社
(65) 公開番号	特開2003-325522 (P2003-325522A)		大阪府門真市大字門真1006番地
(43) 公開日	平成15年11月18日(2003.11.18)	(74) 代理人	100101683
審査請求日	平成17年1月18日(2005.1.18)		弁理士 奥田 誠司
(出願人による申告) 国等の委託研究成果に係る特許出願(平成13年度新エネルギー・産業技術総合開発機構委託研究、産業活力再生特別措置法第30条の適用を受けるもの)		(72) 発明者	加藤 真
			大阪府門真市大字門真1006番地 松下電器産業株式会社内
		(72) 発明者	杉ノ内 剛彦
			大阪府門真市大字門真1006番地 松下電器産業株式会社内
		(72) 発明者	橋本 雅彦
			大阪府門真市大字門真1006番地 松下電器産業株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】超音波診断装置の評価方法および評価装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

音響インピーダンスおよび屈折率が実質的に異なる測定対象物質および前記測定対象物質以外の物質が接することにより形成される第1の界面と第2の界面との距離を変化させながら、前記第1の界面と前記第2の界面との間の距離を光学的距離測定装置および超音波診断装置によって測定するステップと、

前記光学的距離測定装置による測定結果を基準として前記超音波診断装置の計測結果から前記超音波診断装置の評価を行うステップと、
を包含する超音波診断装置の評価方法。

【請求項2】

前記測定ステップにおいて、前記第1の界面および前記第2の界面を実質的に平行に保ちながら前記第1の界面と前記第2の界面との距離を変化させる請求項1に記載の超音波診断装置の評価方法。

【請求項3】

前記光学的距離測定装置から出射される距離を計測するための光の光軸および前記超音波診断装置から出射される距離を計測するための超音波の音軸は、前記第1の界面および前記第2の界面と実質的に垂直である請求項2に記載の超音波診断装置の評価方法。

【請求項4】

前記第1の界面および前記第2の界面は、前記測定対象物質の表面からなる請求項2に記載の超音波診断装置の評価方法。

10

20

【請求項 5】

前記測定対象物質はゴム、ゲル、および液体から選ばれる少なくとも1つを用いて形成されている請求項4に記載の超音波診断装置の評価方法。

【請求項 6】

前記測定対象物質を平行な2つの平板によって挟み、前記2つの平板の間隔を変化させることによって、前記第1の界面と前記第2の界面との距離を変化させる請求項5に記載の超音波診断装置の評価方法。

【請求項 7】

前記光学的距離測定装置の計測する領域と前記超音波診断装置の計測する領域とが重なるように前記光学的距離測定装置および前記超音波診断装置を配置する請求項2に記載の超音波診断装置の評価方法。

10

【請求項 8】

前記第1の界面と前記第2の界面との距離を前記光学的距離測定装置および前記超音波診断装置によって同時に測定する請求項7に記載の超音波診断装置の評価方法。

【請求項 9】

前記光学的距離測定装置は、レーザ光を用いて計測を行う請求項3に記載の超音波診断装置の評価方法。

【請求項 10】

前記光学的距離測定装置は、10 μm 以内の測定精度を有している請求項3に記載の超音波診断装置の評価方法。

20

【請求項 11】

前記超音波診断装置は医療用超音波診断装置である請求項1から10のいずれかに記載の超音波診断装置の評価方法。

【請求項 12】

第1の平板および第2の平板と、前記第1の平板および第2の平板との距離を変化させる可動機構とを含み、前記第1の平板と前記第2の平板との間に挟まれて保持される測定対象物質の厚さを変化させる微小振動発生装置と、

前記測定対象物質の厚さを計測するための光学的距離測定装置と、
を備え、前記測定対象物質の厚さを超音波診断装置によって計測し、前記光学的距離測定装置による測定結果を基準として、前記超音波診断装置の計測結果から前記超音波診断装置の評価を行う超音波診断装置の評価装置。

30

【請求項 13】

前記測定対象物質を更に備え、前記測定対象物質は、前記第1の平板および前記第2の平板と異なる音響インピーダンスおよび屈折率を有する請求項12に記載の超音波診断装置の評価装置。

【請求項 14】

前記微小振動発生装置は、第1の平板および第2の平板を互いに平行となるよう保つ請求項12に記載の超音波診断装置の評価装置。

【請求項 15】

前記測定対象物質は、ゴム、ゲル、および液体から選ばれる少なくとも1つを用いて形成されている請求項13に記載の超音波診断装置の評価装置。

40

【請求項 16】

微小振動発生装置は、前記第1の平板および/または第2の平板の前記測定対象物質と接する面に設けられた、前記光学的距離測定装置から出射される光を反射するための薄膜を更に含む請求項13に記載の超音波診断装置の評価装置。

【請求項 17】

前記光学的距離測定装置から出射される計測のための光の光軸は、前記測定対象物質と前記第1の平板および第2の平板との接触によりそれぞれ形成される第1の界面および第2の界面と実質的に垂直であり、前記超音波診断装置から出射される計測のための超音波の音軸が、前記第1の界面および第2の界面と実質的に垂直になるよう前記超音波診断装

50

置が保持される請求項 1 3 に記載の超音波診断装置の評価装置。

【請求項 1 8】

前記光学的距離測定装置の光軸と前記超音波距離測定装置の音軸とが重なるように前記光学的距離測定装置および前記超音波距離測定装置が配置されている請求項 1 7 に記載の超音波診断装置の評価装置。

【請求項 1 9】

前記測定対象物質の厚さを前記光学的距離測定装置および前記超音波診断装置によって同時に測定するために、前記光学的距離測定装置および前記超音波診断装置を制御する制御装置を更に備えた請求項 1 8 に記載の超音波診断装置の評価装置。

【請求項 2 0】

前記光学的距離測定装置は、レーザを用いて計測を行う請求項 1 9 に記載の超音波診断装置の評価装置。

【請求項 2 1】

前記光学的距離測定装置は、10 μm 以内の測定精度を有している請求項 2 0 に記載の超音波診断装置の評価装置。

【請求項 2 2】

前記超音波診断装置は医療用超音波診断装置である請求項 1 2 から 2 1 のいずれかに記載の超音波診断装置の評価装置。

【請求項 2 3】

請求項 1 2 から 2 2 のいずれかに記載の超音波診断装置の評価装置と、
超音波診断装置と、
を含む超音波診断システム。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、超音波診断装置を評価する方法および評価装置に関し、特に生体の微小領域における厚さの変化量を計測する超音波診断装置の計測精度の評価方法および評価装置に関する。

【0002】

【従来の技術】

近年、心筋梗塞や脳梗塞などの循環器系疾病を患う国民が増加してきており、このような疾病の予防および治療を行うことが大きな課題となっている。

【0003】

心筋梗塞や脳梗塞の発病には、動脈の硬化が深く関係している。具体的には、動脈壁に粥腫が形成されたり、高血圧等の種々の要因によって動脈の新しい細胞が作られなくなったりすると、動脈は弾力性を失い、固く、脆くなる。そして、粥腫が形成された部分において血管が閉塞したり、粥腫を覆う血管組織が破裂することにより粥腫が血管内へ流出し、別の部分において動脈を閉塞させたり、動脈が硬化した部分が破裂したりすることによって、これらの疾病が引き起こされる。このため、動脈硬化を診断することがこれらの疾病予防や治療には重要となる。

【0004】

従来より、動脈が硬化しているかどうかは、血管カテーテルを用いて血管内部の様子を直接観察することによって診断されていた。しかし、この診断には、血管カテーテルを血管に挿入する必要があるため、患者への負担が大きいという問題があった。このため、血管カテーテルによる観察は、動脈が硬化していることが確かである患者に対して、その場所を特定するために用いられ、例えば、健康管理のための検査として、この方法が用いられることはなかった。

【0005】

動脈硬化の一因であるコレステロール値を測定したり、血圧値を測定したりすることは、患者への負担が少なく、容易に行うことのできる検査である。しかし、これらの値は、動

10

20

30

40

50

脈が硬化している度合いを直接示すものではない。

【0006】

また、動脈硬化の治療薬を動脈の硬化が余り進行していない患者に対して投与することができれば、動脈硬化の治療に効果を発揮する。しかし、動脈硬化が進行してしまうと、治療薬によって動脈の硬化を抑制することはできても、硬化した動脈を完全に回復させることは難しいとされている。

【0007】

こうした理由から、患者への負担が少なく、動脈の硬化が進行する前に動脈の硬化の度合いを診断する診断方法あるいは診断装置が求められている。

【0008】

一方、患者への負担が少ない医療診断装置として、超音波診断装置が従来より用いられている。超音波診断装置を用いて超音波を体外から照射することによって、患者に苦痛を与えることなく、体内の形状情報、運動情報あるいは質情報を得ることができる。

【0009】

特に超音波による計測を行えば、測定対象物の運動情報が得られるため、変位量から、測定対象物の弾性率を求めることができる。つまり、生体内の血管の弾性率を求めることができ、動脈の硬化の度合いを直接知ることが可能となる。また、患者に超音波プローブをあてるだけで測定できるため、患者への負担も少ない。このため、超音波診断装置を用いれば、動脈硬化の正確な診断も可能であるし、予防のための検診を被験者に対して負担を与える場合がなく行うことが期待される。

【0010】

しかし、従来より用いられている超音波診断装置は、例えば胎児の形状を観察したり、胎児の心音を聴診したりする超音波診断装置に代表されるように、形状情報や運動情報の分解能はそれほど高くない。このため、従来の超音波診断装置を用いて、心拍に合わせて収縮する動脈の弾性率を求めることは不可能であった。例えば、特開昭62-266040号公報に示されているもののように、測定対象の変位量計測が十分ではないものが多かった。

【0011】

【発明が解決しようとする課題】

近年、エレクトロニクス技術の進歩によって、超音波診断装置の測定精度を飛躍的に向上させることも可能になってきた。これに伴って、生体組織の微小運動を計測する超音波診断装置の開発が進んでいる。例えば、特開平10-5226号公報は、検出信号の振幅および位相の両方を用い、制約付最小二乗法によって対象物の瞬時の位置を決定し、高精度な位相のトラッキングを実現する超音波振動装置を開示している。この装置は、拍動により大きく動いている組織上の微小振動を計測することができる。この公報によれば、振幅が10mm以上ある拍動に伴う大振幅変位運動上の数百Hzまでの微小振動を拍動が10回程度繰り返されても十分再現よく計測することができる。

【0012】

この公報の装置は、数百Hzまでの高い周波数成分を再現性よく計測でき、超音波ビームを収束させることによって心筋や動脈壁上の直径1~2mm程度の領域の弾性特性を得ることができる。また、一心拍中、あらゆる時相の成分の超音波信号が得られ、その信号の周波数スペクトル解析が可能である等の優れた特徴を備えていると報告されている。

【0013】

しかし、従来より用いられている超音波診断装置は、形状情報を計測するものが主流であったため、この生体の微小領域の運動情報を得る超音波診断装置の測定精度を評価する方法や装置は存在しなかった。特にミクロンオーダで厚み変化量を計測し得る超音波診断装置の測定精度を評価することはできなかった。

【0014】

本発明は、超音波診断装置による測定対象物の変位量の確かさを正確に評価することが可能な評価方法および評価装置を提供することにある。

10

20

30

40

50

【 0 0 1 5 】

【 課題を解決するための手段 】

本発明の超音波診断装置の評価方法は、音響インピーダンスおよび屈折率が実質的に異なる物質の第1の界面と第2の界面との距離を変化させながら、前記第1の界面と前記第2の界面との間の距離を光学的距離測定装置および超音波診断装置によって測定するステップと、前記光学的距離測定装置による測定結果を基準として前記超音波診断装置の計測結果から前記超音波診断装置の評価を行うステップとを包含する。

【 0 0 1 6 】

ある好ましい実施形態では、前記測定ステップにおいて、前記第1の界面および前記第2の界面を実質的に平行に保ちながら前記第1の界面と前記第2の界面との距離を変化させる。

10

【 0 0 1 7 】

ある好ましい実施形態において、前記光学的距離測定装置から出射される距離を計測するための光の光軸および前記超音波診断装置から出射される距離を計測するための超音波の音軸は、前記第1の界面および前記第2の界面と実質的に垂直である。

【 0 0 1 8 】

ある好ましい実施形態において、前記第1の界面および前記第2の界面は、測定対象物質の表面からなる。

【 0 0 1 9 】

ある好ましい実施形態において、前記測定対象物質はゴム、ゲル、および液体から選ばれる少なくとも1つを用いて形成されている。

20

【 0 0 2 0 】

ある好ましい実施形態において、前記測定対象物質を平行な2つの平板によって挟み、前記2つの平板の間隔を変化させることによって、前記第1の界面と前記第2の界面との距離を変化させる。

【 0 0 2 1 】

ある好ましい実施形態において、前記光学的距離測定装置の計測する領域と前記超音波診断装置の計測する領域とが重なるように前記光学的距離測定装置および前記超音波診断装置を配置する。

【 0 0 2 2 】

ある好ましい実施形態において、前記第1の界面と前記第2の界面との距離を前記光学的距離測定装置および前記超音波診断装置によって同時に測定する。

30

【 0 0 2 3 】

ある好ましい実施形態において、前記光学的距離測定装置は、レーザ光を用いて計測を行う。

【 0 0 2 4 】

ある好ましい実施形態において、前記光学的距離測定装置は、10 μ m以内の測定精度を有している。

【 0 0 2 5 】

ある好ましい実施形態において、前記超音波診断装置は医療用超音波診断装置である。

40

【 0 0 2 6 】

また、本発明の超音波診断装置の評価を行う超音波診断装置の評価装置は、第1の平板および第2の平板と、前記第1の平板および第2の平板との距離を変化させる可動機構とを含み、前記第1の平板と前記第2の平板との間に挟まれて保持される測定対象物質の厚さを変化させる微小振動発生装置と、前記測定対象物質の厚さを計測するための光学的距離測定装置とを備え、前記測定対象物質の厚さを超音波診断装置によって計測し、前記光学的距離測定装置による測定結果を基準として、前記超音波診断装置の計測結果から前記超音波診断装置の評価を行う。

【 0 0 2 7 】

ある好ましい実施形態において、前記測定対象物質を更に備え、前記測定対象物質は、前

50

記第1の平板および前記第2の平板と異なる音響インピーダンスおよび屈折率を有する。

【0028】

ある好ましい実施形態において、前記微小振動発生装置は、第1の平板および第2の平板を互いに平行となるよう保つ。

【0029】

ある好ましい実施形態において、前記測定対象物質は、ゴム、ゲル、および液体から選ばれる少なくとも1つを用いて形成されている。

【0030】

ある好ましい実施形態において、微小振動発生装置は、前記第1の平板および/または第2の平板の前記測定対象物質と接する面に設けられた、前記光学的距離測定装置から出射される光を反射するための薄膜を更に含む。

10

【0031】

ある好ましい実施形態において、前記光学的距離測定装置から出射される計測のための光の光軸は、前記測定対象物質と前記第1の平板および第2の平板との接触によりそれぞれ形成される第1の界面および第2の界面と実質的に垂直であり、前記超音波診断装置から出射される計測のための超音波の音軸が、前記第1の界面および第2の界面と実質的に垂直になるよう前記超音波診断装置が保持される。

【0032】

ある好ましい実施形態において、前記光学的距離測定装置の光軸と前記超音波距離測定装置の音軸とが重なるように前記光学的距離測定装置および前記超音波距離測定装置が配置

20

されている。

【0033】

ある好ましい実施形態において、評価装置は、前記測定対象物質の厚さを前記光学的距離測定装置および前記超音波診断装置によって同時に測定するために、前記光学的距離測定装置および前記超音波診断装置を制御する制御装置を更に備えている。

【0034】

ある好ましい実施形態において、前記光学的距離測定装置は、レーザを用いて計測を行う。

【0035】

ある好ましい実施形態において、前記光学的距離測定装置は、10 μm 以内の測定精度を

30

有している。

【0036】

ある好ましい実施形態において、前記超音波診断装置は医療用超音波診断装置である。

【0037】

また、本発明の超音波診断システムは、上記いずれかに記載の超音波診断装置の評価装置と、超音波診断装置とを含む。

【0038】

【発明の実施の形態】

まず、本発明による超音波診断装置の評価装置を概略的に説明する。図1に示すように、超音波診断装置の評価装置30は、測定対象物質4の厚さを变化させる微小振動発生装置1と光学的距離測定装置21とを備え、評価装置30は、超音波診断装置41の測定精度を評価する。超音波診断装置41は超音波を測定対象物に照射し、反射された超音波の情報を解析することによって測定対象物の厚さを求める。同様に、光学的距離測定装置21も光を測定対象物に照射し、反射された光の情報を解析することによって測定対象物の厚さを求める。測定対象物として、同じ測定対象物質4を選び、その厚さを超音波診断装置41および光学的距離測定装置21を用いて計測し、光学的距離測定装置21による測定結果を基準として超音波診断装置41の測定精度を評価する。

40

【0039】

図2は、本発明による超音波診断装置の評価装置30および評価装置30によって評価される超音波診断装置41を模式的に示している。まず微小振動発生装置1を説明する。微

50

小振動発生装置 1 は、第 1 の平板 2 および第 2 の平板 3 と、第 1 の平板 2 および第 2 の平板 3 の間の距離を変化させる可動機構 7 とを含む。

【 0 0 4 0 】

第 1 の平板 2 と第 2 の平板 3 との間には測定対象物質 4 が挟まれ保持される。第 1 の平板 2 および第 2 の平板 3 が測定対象物質 4 の表面と接することにより、第 1 の界面 5 および第 2 の界面 6 が形成され、第 1 の界面 5 および第 2 の界面 6 によって測定対象物質 4 の厚さが規定される。

【 0 0 4 1 】

上述したように、本発明の評価装置 3 0 では、測定対象物質 4 の厚さを超音波診断装置 4 1 および光学的距離測定装置 2 1 を用いて計測し、光学的距離測定装置 2 1 による測定結果を基準として超音波診断装置 4 1 の測定精度を評価する。このため、測定対象物質 4 の厚さを規定する第 1 の界面 5 および第 2 の界面 6 において、超音波診断装置 4 1 から出射される超音波および光学的距離測定装置 2 1 から出射される光が適当な割合で反射される必要がある。超音波および光が第 1 の界面 5 および第 2 の界面 6 において反射するために、第 1 の平板 2 を構成する物質と測定対象物質 4 との音響インピーダンスおよび屈折率は異なっている。また、第 2 の平板 3 を構成する物質と測定対象物質 4 との音響インピーダンスおよび屈折率も異なっている。第 1 の平板 2 を構成する物質と第 2 の平板 3 を構成する物質とは同じであってもよいし、異なってもよい。

【 0 0 4 2 】

また、光学的距離測定装置 2 1 から出射される光は測定対象物質 4 を透過し、超音波診断装置 4 1 から出射される超音波は測定対象物質 4 を伝播する必要がある。このため、第 1 の平板 2 および第 2 の平板 3 のうち少なくとも一方は光学的距離測定装置 2 1 から出射される光が透過する物質により構成され、また、第 1 の平板 2 および第 2 の平板 3 のうち少なくとも一方は超音波診断装置 4 1 から出射される超音波は測定対象物質 4 を伝播する物質により構成される。例えば、第 1 の平板 2 は、超音波を伝播させやすいが、光は透過させにくい物質で構成し、第 2 の平板 3 は、超音波を伝播させにくく、光を透過させやすい物質で構成してもよい。この場合には、第 1 の平板 2 側から超音波を出射して測定対象物質の厚さを測定し、第 2 の平板 3 側から光を出射して、測定対象物質の厚さを測定することが好ましい。あるいは、第 1 の平板 2 および第 2 の平板 2 の一方のみまたは両方が、超音波を伝播させやすく、光を透過させやすい物質で構成されていてもよい。

【 0 0 4 3 】

第 1 の平板 2 および第 2 の平板 3 を構成する物質としては、ポリスチレン、ポリメタクリル酸メチルなどのプラスチックや亜鉛化セレン、硫化カドミウム、塩化カリウムなどの光学用部材、ガラス、金属などを用いることができる。測定対象物質 4 としては、ゴム、ゲル、液体などを用いることができ、ゲルとして特に、ゲル状のゼラチンや寒天などの生体ファントムやシリコンゲルなどを用いることができる。上述したように、第 1 の界面 5 および第 2 の界面 6 において、超音波および光が反射して、超音波診断装置 4 1 および光学的距離測定装置 2 1 による適切な計測が行えるよう、これらの物質を適宜選択して、音響インピーダンス、屈折率および光の透過率を調整する。

【 0 0 4 4 】

図 3 に示すように、第 1 の平板 2 および第 2 の平板 3 と測定対象物質 4 との音響インピーダンス差が十分でない場合には、測定対象物質にグラファイトやガラスビーズなどの添加物 1 4 を測定対象物質 4 に添加し、音響インピーダンスが調整された測定対象物質 4 ' を用いてもよい。また、第 1 の平板 2 および第 2 の平板 3 と測定対象物質 4 との屈折率差が十分でない場合には、第 1 の平板 2 および第 2 の平板 3 の測定対象物質 4 と接する面に薄膜 1 3 を形成し、薄膜 1 3 を備えた第 1 の平板 2 ' および第 2 の平板 3 ' を用いてもよい。薄膜 1 3 は、アルミニウムなどの金属やグラファイトなどからなり、スパッタリングなどの薄膜技術を用いて形成される。このような方法によれば、音響インピーダンスと屈折率とを独立して調整することができる。

【 0 0 4 5 】

図 1 に示すように、第 1 の平板 2 および第 2 の平板 3 はそれぞれ実質的に平行平板であることが好ましい。これは、超音波診断装置 4 1 から出射される超音波および光学的距離測定装置 2 1 から出射される光が第 1 の平板 2 および第 2 の平板 3 の表面において屈折し、進行した超音波および光の進行方向が直線とならないことを避けるためのである。また、第 1 の平板 2 および第 2 の平板 3 は平行に設置されることが好ましい。

【 0 0 4 6 】

第 1 の平板 2 には、可動機構 7 が接続されている。可動機構 7 としては、種々のアクチュエータを用いることができる。可動機構 7 は、電源 8 から与えられる電力により駆動される。与える電力の波形によって、可動機構 7 の振幅、周波数、波形等を制御することができる。電源 8 は信号発生器 9 により制御される。信号発生器 9 は正弦波、三角波、複数の正弦波を加算した波など、種々の波形の信号を電源 8 へ出力し、電源 8 はその信号に基づいて可動機構 7 を駆動する。

10

【 0 0 4 7 】

図 2 では、可動機構 7 は、矢印 1 6 で示す方向に伸縮し、これに伴って第 1 の平板 2 が矢印 1 6 で示す方向に移動する。つまり、第 1 の平板 2 は可動機構 7 に一致した運動をする。その結果、測定対象物質 4 の厚みが変化する。

【 0 0 4 8 】

測定対象物質 4 が弾性体である場合には、第 1 の平板 2 は可動機構 7 と接続されていなくてもよい。この場合、可動機構 7 が下方へ移動するに伴って、第 1 の平板 2 も下方へ移動し、測定対象物質 4 に十分な力が加えられて、測定対象物質 4 はその厚さが小さくなるよう変形する。一方、可動機構 7 が上方へ移動する場合、第 1 の平板 2 は可動機構 7 によって移動することはない。しかし、弾性力によって、測定対象物質 4 は元の形に戻ろうとするため、第 1 の平板 2 が上へ持ち上げられる。このため、測定対象物質 4 は伸縮することができる。なお、この場合、測定対象物質 4 の厚さの変化は、第 1 の平板 2 に可動機構 7 を接続した場合とは異なる。

20

【 0 0 4 9 】

微小振動発生装置 1 は、複数の可動機構 7 を備えていることが好ましい。複数の可動機構 7 を設け、第 1 の平板 2 を複数の点において駆動させることによって、第 1 の平板 2 をより平行に移動させることができるからである。これによって、第 1 の平板 2 と第 2 の平板 3 との間の距離は 2 つの平板間のどの場所においても等しくなり、第 1 の界面 5 と第 2 の界面 6 とで定義される測定対象物質 4 の厚さがどの場所においても等しくすることができる。

30

【 0 0 5 0 】

可動機構 7 をひとつだけ用いる場合には、第 1 の平板 2 が第 2 の平板 3 に対して平行に移動するよう可動機構 7 と第 1 の平板 2 とをしっかりと固定することが好ましい。

【 0 0 5 1 】

また、超音波診断装置 4 1 から出射された距離計測用の超音波が照射する領域と、光学的距離測定装置 2 1 から出射された距離計測用の光が照射する領域とが重なる場合、つまり、超音波診断装置 4 1 および光学的距離測定装置 2 1 を用いて、測定対象物質 4 の同じ領域の厚さを測定する場合には、第 1 の平板 2 と第 2 の平板 3 とは多少平行状態からずれていてもよい。

40

【 0 0 5 2 】

図 2 に示すように、可動機構 7 および第 2 の平板 3 は固定治具 1 1 により保持されている。これにより、可動機構 7 の力が測定対象物質 4 に加えられ、可動機構 7 の移動に伴って測定対象物質 4 の厚さが変化する。

【 0 0 5 3 】

固定治具 1 1 全体は水槽 1 2 内に固定され、水槽 1 2 は、水やアルコールなどの液体からなる媒質 1 0 で満たされている。少なくとも第 1 の平板 2 が完全に媒質 1 0 中に保持されることが好ましい。媒質 1 0 としては、超音波が伝播する種々の物質を用いることができる。特に、超音波診断装置 4 1 が医療用のものである場合には、媒質 1 0 として水を用い

50

ることが好ましい。水と生体との音響特性はよく一致しているからである。測定対象物質 4 として液体を用いる場合には、媒質 10 として測定対象物質 4 に用いた物質と同じ物質を用いてもよい。

【0054】

次に光学的距離測定装置 21 を説明する。光学的距離測定装置 21 として、光を出射し、反射した光を検知して距離を求める方法を採用するものであれば、どのような測定原理を用いる光学的距離測定装置であってもよい。例えば、共焦点の原理を採用したレーザ変位計や光の位相変化を利用するヘテロダイン変位計などの計測原理を利用した光学的距離測定装置を用いることができる。

【0055】

図 2 に示すように、本実施形態の光学的距離測定装置 21 は、レーザ光出射部 22 と、ビームスプリッタ 23 と、レーザ光受光部 24 と、演算処理部 25 と表示部 26 とを含む。

【0056】

レーザ光出射部 22 から出射されたレーザ光は光路 28 上を進み、ビームスプリッタ 23 および計測基準位置 29 を透過して微小振動発生装置 1 へ入射する。微小振動発生装置 1 において、レーザ光は水槽 12、媒質 10 第 2 の平板 3 を透過して測定対象物質 4 の第 2 の界面 6 へ達する。レーザ光の一部は、第 2 の界面 6 で反射して、反射光として光路 28 上を戻り、ビームスプリッタ 23 へ達する。反射光の一部はビームスプリッタ 23 によって反射され、レーザ受光部 24 において検知される。

【0057】

また、測定対象物質 4 を透過したレーザ光は第 1 の界面 5 によって反射され、反射光として光路 28 上を戻り、ビームスプリッタ 23 によって反射され、レーザ受光部 24 において検知される。

【0058】

光学的距離測定装置 21 は、レーザ受光部 24 において検知した反射光に基づいて、計測基準位置 29 から第 1 の反射面 5 までの距離 L_1 を演算処理部 25 の演算によって求めることができる。また、同様にして、計測基準位置 29 から第 2 の反射面 6 までの距離 L_2 を演算処理部 25 の演算によって求めることができる。この演算は実質的にリアルタイムで行うことができる。測定対象物質 4 の厚さは微小振動発生装置 1 によって変化させられているので、距離 L_1 および距離 L_2 も計測時刻によって変化する。したがって、これらの距離を $L_1(t)$ および $L_2(t)$ と表す。求められた距離 $L_1(t)$ および距離 $L_2(t)$ は表示部 26 に表示される。距離 $L_1(t)$ と距離 $L_2(t)$ との差 $L(t)$ が測定対象物質 4 の厚さとなる。距離 $L_1(t)$ および距離 $L_2(t)$ をオシロスコープ 27 へ出力し、オシロスコープ 27 において $L(t)$ を求めてもよいし、演算処理部 25 において $L(t)$ を求めてもよい。また、オシロスコープ 27 の代わりにパーソナルコンピュータなどを用いてもよい。

【0059】

光学的距離測定装置 21 は、超音波診断装置 41 の測定精度を評価するための基準となる計測値を求める。このため、超音波診断装置 41 を評価するのに必要な精度の計測が行えるような光学的距離測定装置 21 を適宜選択する。入手が可能な市販の光学的距離測定装置は、 $0.01 \sim 1000 \mu\text{m}$ の測定精度を備えている。 $0.01 \mu\text{m}$ の測定精度を備えた光学的距離測定装置として、例えばキーエンス社製の LC-2420 がある。本実施形態の超音波診断装置 41 は動脈硬化の程度を診断するものであるため、光学的距離測定装置 21 は $10 \mu\text{m}$ 以内の高い測定精度を備えていることが好ましく、 $1 \mu\text{m}$ 以内の高い測定精度を備えていることがより好ましい。動脈壁の厚さ変化が数十 μm 程度あるため、 $10 \mu\text{m}$ 以内の測定精度があれば動脈硬化の診断が可能な超音波診断装置を評価することができ、 $1 \mu\text{m}$ 以内の測定精度を備えることによって、マイクロオーダーで超音波診断装置の測定精度を評価することができる。

【0060】

次に、評価装置 30 により評価される超音波診断装置 41 を説明する。本実施形態の超音

10

20

30

40

50

波診断装置 4 1 としては、例えば特開平 1 0 - 5 2 2 6 号公報に開示されているものを用いることができる。超音波診断装置 4 1 は、超音波プローブ 4 6、整合回路 4 5、送信アンプ 4 4、受信アンプ 4 7、演算処理部 4 2、D / A 変換器 4 3、A / D 変換器 4 8 およびパーソナルコンピュータ 4 9 を含む。演算処理部 4 2 から任意の時刻 T_1 において発せられた超音波発生信号は D / A 変換器 4 3 においてアナログ信号に変換され、送信アンプ 4 4 において増幅される。増幅された超音波発生信号は、整合回路 4 5 を経由して超音波プローブ 4 6 へ入力される。超音波プローブ 4 6 は、信号を機械的振動に変換し、超音波を発振する。出射された超音波は、音軸 5 0 に沿って媒質 1 0 および第 1 の平板 2 内を伝播し、測定対象物質 4 へ到達する。超音波の一部は測定対象物質の第 1 の界面 5 において反射し、反射波として音軸 5 0 上を戻り、超音波プローブ 4 6 へ入射する。超音波プローブ 4 6 は反射波を電氣的信号に変換して整合回路 4 5 を経て受信アンプ 4 7 において増幅される。増幅された受信信号は、A / D 変換器 4 8 においてデジタル信号に変換され、パーソナルコンピュータ 4 9 へ入力される。

10

【 0 0 6 1 】

受信信号は直交検波処理およびローパスフィルタリング処理が施されて、パーソナルコンピュータ 4 9 内のメモリに保存される。続いて時刻 T_1 から時間 t が経過した後、同様の測定を行う。時刻 T_1 における受信信号の位相と時刻 $T_1 + t$ における受信信号の位相とから、時刻 T_1 における受信信号および時刻 $T_1 + t$ における受信信号の振幅は変化せず、位相と反射位置のみが変化するという制約を与え、最小二乗法によって位相の変位を求め、第 1 の界面 5 の位置の変位量 $C_1(T)$ を算出する。この動作を繰り返すこと

20

【 0 0 6 2 】

同様な計測を第 2 の界面 6 に対しても行い、第 2 の界面 6 によって反射された超音波を超音波プローブ 4 6 で受信する。そして、第 2 の界面 6 の位置の経時変化 $C_2(t)$ を求める。測定対象物質 4 の厚さの変化量 $C(t)$ は、 $C_1(t)$ と $C_2(t)$ との差分として求められる。

【 0 0 6 3 】

なお、超音波診断装置 4 1 で求められる $C(t)$ は、測定対象物質 4 の厚さの変化量を時間の関数として表しているのに対して、光学的距離測定装置 2 1 によって求められる $L(t)$ は測定対象物質 4 の厚さを時間の関数として表す。したがって、 $L(t)$ および $C(t)$ は、測定対象物質 4 の測定開始時における厚さ L_0 として、 $L(t) = L_0 + C(t)$ の関係を満たす。

30

【 0 0 6 4 】

以上説明した評価装置 3 0 を用いて信号発生器 9 が生成する信号評価を行う。図 2 に示すように超音波プローブ 4 6 から出射する超音波の音軸 5 0 が第 1 の界面 5 および第 2 の界面 6 に対して垂直になるよう超音波診断装置 4 1 の超音波プローブ 4 6 を保持する。超音波プローブ 4 6 の超音波が出射する面は媒質 1 0 中に位置していることが好ましい。媒質 1 0 と空気等との界面が超音波プローブ 4 6 と測定対象物質 4 との間に位置し、不要な反射が生じるのを防ぐためである。また、微小振動発生装置 1 の底面側からレーザ光の光軸 2 8 が第 1 の界面 5 および第 2 の界面 6 に対して垂直になるよう光学的距離測定装置 2 1

40

【 0 0 6 5 】

次に、評価装置 3 0 の信号発生器 9 が生成する信号をトリガ信号として用い、光学的距離測定装置 2 1 に接続されたオシロスコープ 2 7 に入力する。オシロスコープ 2 7 には、トリガ信号により決定されるタイミングで光学的距離測定装置 2 1 によって計測された測定対象物質 4 の厚さが表示される。信号発生器 9 が生成する信号はまた、超音波診断装置 4 1 のパーソナルコンピュータ 4 9 へもトリガ信号として入力される。超音波診断装置 4 1 はトリガ信号により決定されるタイミングで測定対象物質 4 の厚さを計測し、計測結果を表示する。信号発生器 9 が生成する信号は、超音波診断装置 4 1 の演算処理部 4 2 や光学的距離計測装置の演算処理部 2 5 へ入力し計測を行ってもかまわない。このように、信号

50

発生装置 9 を光学的距離測定装置 2 1 および超音波診断装置 4 1 による計測の制御装置として用い、信号発生器 9 が生成する信号を光学的距離測定装置 2 1 および超音波診断装置 4 1 による計測のトリガ信号として利用することによって、光学的距離測定装置 2 1 および超音波診断装置 4 1 を用いて同時に測定対象物質 4 の厚さを計測することができる。これによって、光学的距離測定装置 2 1 によって計測するときの測定対象物質 4 の厚さと超音波診断装置 4 1 によって計測するときの測定対象物質 4 の厚さが異なる可能性が小さくなり、より精度の高い評価を行うことができる。

【 0 0 6 6 】

また、図 4 に示すように、超音波診断装置 4 1 のプローブから出射される超音波が測定対象物質 4 に照射する領域と、光学的距離測定装置 2 1 のレーザー光出射部 2 2 から出射されるレーザー光が測定対象物質 4 に照射する領域とが重なるようにし、超音波診断装置 4 1 により測定を行う領域と光学的距離測定装置 2 1 により測定する領域とが一致しているほうが好ましい。測定対象物質 4 の同じ場所を測定することによって、光学的距離測定装置 2 1 が計測する測定対象物質 4 の厚さと超音波診断装置 4 1 が計測する測定対象物質 4 の厚さが異なる可能性が小さくなり、より精度の高い評価を行うことができる。また、同じ場所を測定する場合には、第 1 の平板 2 が第 2 の平板 3 に対して完全には平行となっていなくてもよい。光学的距離測定装置 2 1 および超音波診断装置 4 1 が計測する測定対象物質 4 の厚さは実質的に等しくなるので、精度の高い評価を行うことができる。

【 0 0 6 7 】

なお、一般に超音波診断装置 4 1 から出射される超音波のビーム径 (1 m m 程度) は光学的距離測定装置 2 1 から出射されるレーザー光のビーム径 (数 μ m 程度) より大きい。このため、超音波診断装置 4 1 によれば、超音波が照射される領域の平均の厚さを求められるのに対して、光学的距離測定装置 2 1 はその領域の一部分の厚さを計測していることになり、測定誤差が生じる可能性がある。このような誤差が問題となる場合には、超音波が照射される領域内の複数箇所において、光学的距離測定装置 2 1 による計測を行い、計測によって得られた値の平均値を光学的距離測定装置 2 1 による測定値としてもよい。

【 0 0 6 8 】

また、微小振動発生装置 1 の制御精度が超音波診断装置 4 1 の評価に必要な測定精度よりも高く、第 1 の平板 2 を第 2 の平板 3 に対して十分に平行に移動させることができ、また、可動機構 7 の移動距離が常に同じであるとみなせる場合には、超音波診断装置 4 1 による計測と光学的距離測定装置 2 1 による計測とは同時に行わなくてもよい。また、超音波診断装置 4 1 により測定を行う領域と光学的距離測定装置 2 1 により測定する領域とが異なってもよい。

【 0 0 6 9 】

更に、図 2 では、微小振動発生装置 1 の上側から超音波診断装置 4 1 による測定を行い、下側から光学的距離測定装置 2 1 による測定を行うように示している。これは、上述したように、測定対象物質 4 の同じ領域を超音波診断装置 4 1 および光学的距離測定装置 2 1 によって同時に計測するためである。しかし、測定対象物質 4 の異なる領域を超音波診断装置 4 1 および光学的距離測定装置 2 1 によって計測する場合や、超音波診断装置 4 1 および光学的距離測定装置 2 1 の計測を同時に行わない場合には、超音波診断装置 4 1 および光学的距離測定装置 2 1 を用いて微小振動発生装置 1 に対して同じ側から計測を行ってもよい。

【 0 0 7 0 】

このようにして光学的距離測定装置 2 1 および超音波診断装置 4 1 による計測を行い、光学的距離測定装置 2 1 によって得られた計測結果から、超音波診断装置 4 1 の測定精度を評価する。例えば、可動機構 7 を振幅 1 0 μ m で駆動し、測定精度 0 . 5 μ m の光学的距離測定装置 2 1 を用いるとする。超音波診断装置 4 1 による計測結果が、振幅 1 0 μ m を有する波形となり、光学的距離測定装置 2 1 による測定結果の波形と一致する場合には、超音波診断装置 4 1 は光学的距離測定装置 2 1 と同程度の測定精度を備えている。つまり、超音波診断装置 4 1 の測定精度は 0 . 5 μ m 程度である。一方、超音波診断装置 4 1 に

10

20

30

40

50

よる測定結果が、 $10 \pm 2 \mu\text{m}$ の振幅を有する波形となる場合には、超音波診断装置41の測定精度は $2 \mu\text{m}$ となる。

【0071】

以下に具体的な一例を示す。第1の平板2および第2の平板として、いずれも厚さが 8.0 mm であるポリスチレン板を用意する。測定対象物質4にはシリコンゲルを用い、測定対象物質4の厚さが約 1.0 mm になるように第1の平板2を保持する。可動機構7として、最大ストロークが約 $20 \mu\text{m}$ であるアクチュエータを用いて、約 $7 \mu\text{m}$ のストロークで可動機構7を駆動する。つまり、シリコンゲルからなる測定対象物質4の厚さの変化量は約 $7 \mu\text{m}$ である。測定対象物質4と第1の平板2とは接着せず、押し縮められた測定対象物質4は弾性力によって復元させる。

10

【0072】

光学的距離測定装置21として、共焦点型レーザ距離測定装置を用いる。本実施形態では、キーエンス社製のレーザフォーカス変位計LT8100を用いる。この装置の測定精度は $0.2 \mu\text{m}$ であり、赤色レーザダイオードによって発生する 670 nm の波長を有するレーザ光を利用する。ポリスチレンからなる第1の平板2および第2の平板3の波長 670 nm における屈折率は 1.59 であり、シリコンゲルからなる測定対象物質4の屈折率は 1.41 である。このため、第1の界面5および第2の界面6におけるレーザ光の反射率は約 6% となる。また、第1の平板2および第2の平板3の波長 670 nm における光の透過率は 90% 以上であり、測定対象物質4の波長 670 nm における光の透過率は 95% 以上である。反射率の値は小さいが、この程度の反射率であっても本実施形態に用い

20

【0073】

ポリスチレンからなる第1の平板2および第2の平板3の音響インピーダンスは $2.42 \times 10^6 \text{ kg/m}^3$ であり、シリコンゲルからなる測定対象物質4の音響インピーダンスは、 $0.97 \times 10^6 \text{ kg/m}^2 \cdot \text{s}$ である。このため、第1の界面5および第2の界面6における超音波の反射率はいずれも約 43% となる。この値は、一般的な超音波診断装置による計測に十分なものである。

【0074】

このような条件において、微小振動発生装置1を用いて測定対象物質4の厚さを変化させ、その厚さの変化を光学的距離測定装置21および超音波診断装置41によって計測を行った。図5は、可動機構7を振幅約 $7.2 \mu\text{m}$ 、周波数 0.5 Hz の正弦波で駆動した結果を示している。図5において、超音波診断装置41によって得られた値を曲線51で示し、光学的距離測定装置21により得られた値を破線52で示している。図5から明らかなように、曲線51は、破線52と非常によく一致している。具体的には、曲線51の振幅と破線52の振幅とは等しく、約 $7.2 \mu\text{m}$ である。光学的距離測定装置21の測定精度が $0.2 \mu\text{m}$ であるので、超音波診断装置41の測定精度も $0.2 \mu\text{m}$ 程度であることが確認できる。

30

【0075】

また、曲線51の位相は、破線52の位相と一致している。可動機構7の周波数は 0.5 Hz であるから、超音波診断装置41を用いて動脈を診断した場合、位相の遅れが生じることなく、リアルタイムで動脈の動きを計測できることを示している。したがって、超音波診断装置41は、動脈硬化を診断するのに適した測定精度を備えていると評価できる。

40

【0076】

上記実施形態では、超音波診断装置41を評価する超音波診断装置の評価装置30を説明したが、超音波診断装置41に超音波診断装置の評価装置30を組み込み、超音波診断装置41と評価装置30とを備えた超音波診断システムを構成してもよい。このような超音波診断システムによれば、必要に応じて適宜、超音波診断装置41の測定精度を評価し、評価結果に基づいて超音波診断装置41の校正を行うことができる。

【0077】

また、本実施形態では、医療用の超音波診断装置を評価したが、本発明の超音波診断装置

50

の評価装置は他の用途に用いられる超音波診断装置を評価することが可能である。

【 0 0 7 8 】

【 発明の効果 】

本発明の超音波診断装置の評価装置によれば、超音波診断装置による測定対象物の変位量の確かさを正確に評価することができる。また、評価装置に用いる光学的距離測定装置を選択することによって、任意の測定精度で超音波診断装置を評価することができる。

【 図面の簡単な説明 】

【 図 1 】 本発明の超音波診断装置の評価装置を概括的に説明する図である。

【 図 2 】 本発明の超音波診断装置の評価装置および評価の対象となる超音波診断装置の構成を説明する図である。

10

【 図 3 】 第 1 の平板、第 2 の平板および測定対象物質の変形例を示す図である。

【 図 4 】 超音波診断装置および光学的距離測定装置の測定領域を説明する図である。

【 図 5 】 図 2 に示す超音波診断装置の評価装置を用いて超音波診断装置を評価した結果を示す一例である。

【 符号の説明 】

1 微小振動発生装置

2 第 1 の平板

3 第 2 の平板

4 測定対象物質

5 第 1 の界面

20

6 第 2 の界面

7 可動機構

8 電源

9 信号発生器

1 0 媒質

1 1 固定治具

1 2 水槽

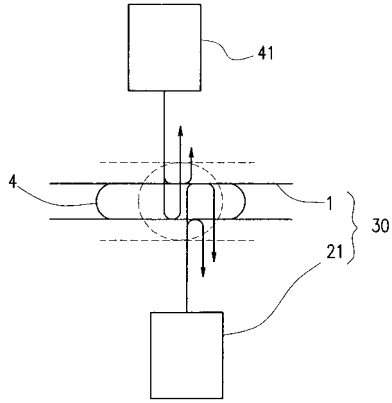
2 1 光学的距離測定装置

3 0 超音波診断装置の評価装置

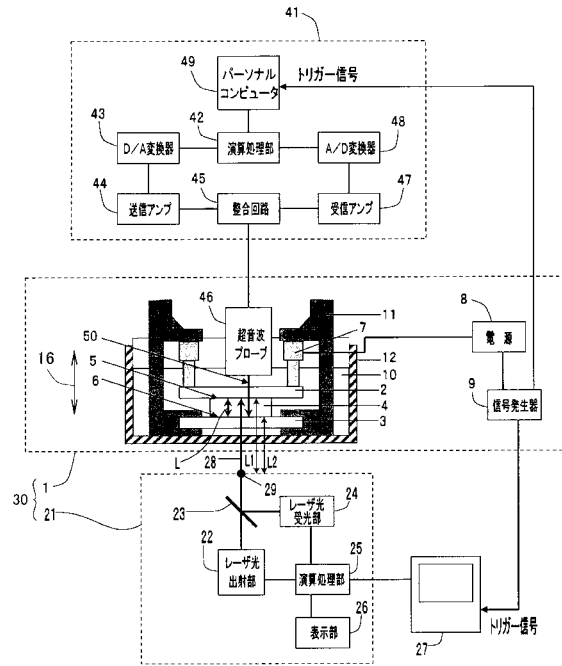
4 1 超音波診断装置

30

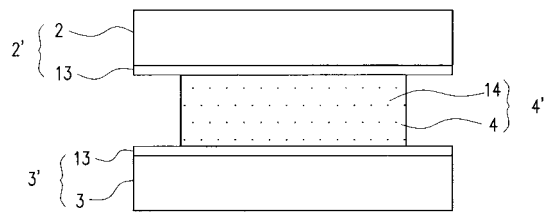
【図1】



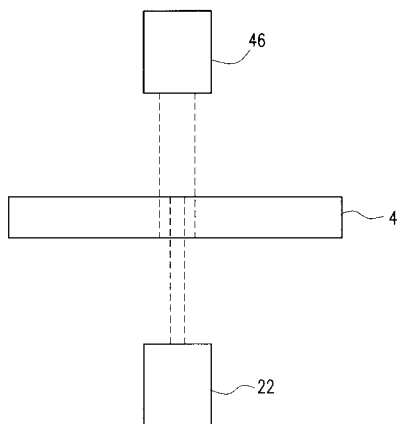
【図2】



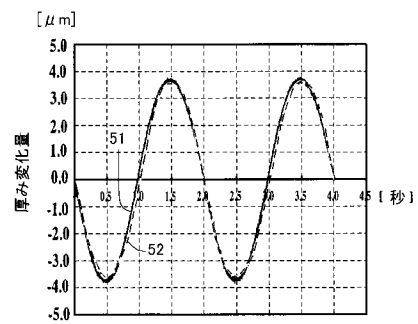
【図3】



【図4】



【図5】



フロントページの続き

審査官 川上 則明

- (56)参考文献 特開平08 - 173419 (JP, A)
特開平05 - 333148 (JP, A)
特開平04 - 285542 (JP, A)
特開昭62 - 106750 (JP, A)
特開2002 - 143165 (JP, A)
特表2000 - 511449 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/08

专利名称(译)	超声诊断设备的评估方法和评估装置		
公开(公告)号	JP4011399B2	公开(公告)日	2007-11-21
申请号	JP2002139161	申请日	2002-05-14
申请(专利权)人(译)	松下电器产业有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	松下电器产业有限公司		
[标]发明人	加藤真 杉ノ内剛彦 橋本雅彦		
发明人	加藤 真 杉ノ内 剛彦 橋本 雅彦		
IPC分类号	A61B8/08 G01B11/00 G01B11/06 G01B17/00 G01S7/52 G01S15/89		
FI分类号	A61B8/08 G01B11/00.B G01B11/06.Z G01B17/00.B G01S15/86 G01S15/89.B G01S7/52.U		
F-TERM分类号	2F065/AA06 2F065/AA30 2F065/BB01 2F065/BB15 2F065/BB22 2F065/BB23 2F065/FF11 2F065/FF31 2F065/GG04 2F065/GG06 2F065/GG22 2F065/HH13 2F065/JJ01 2F065/JJ09 2F065/LL46 2F065/PP11 2F065/QQ25 2F068/AA06 2F068/BB01 2F068/DD04 2F068/DD12 2F068/FF04 2F068/FF12 2F068/FF14 2F068/GG01 2F068/HH01 2F068/KK12 2F068/TT07 4C301/AA02 4C301/DD01 4C301/DD06 4C301/DD21 4C301/EE11 4C301/HH54 4C301/JB03 4C301/JB04 4C301/JB38 4C301/JB50 4C301/LL17 4C601/DD01 4C601/DD03 4C601/EE09 4C601/JB19 4C601/JB21 4C601/JB23 4C601/JB24 4C601/JB28 4C601/JB31 4C601/JB34 4C601/JB60 4C601/LL17 5J083/AA02 5J083/AB17 5J083/AC26 5J083/AC28 5J083/AC29 5J083/AD04 5J083/AE10 5J083/AG05 5J083/BA01 5J083/CA01 5J083/FA10		
代理人(译)	奥田诚治		
审查员(译)	川上 則明		
其他公开文献	JP2003325522A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种评估方法和评估装置，其能够通过具有微米级精度的超声诊断设备评估待测对象的位移量的可靠性。 解决方案：改变第一界面5和第二界面6之间的距离，同时改变具有显著不同的声阻抗和折射率的两种材料的第一界面5和第二界面6之间的距离基于光学距离测量装置21的测量结果测量超声波诊断装置41与光学距离测量装置21和超声波诊断装置41之间的距离；以及执行超声波诊断的步骤。

【 图 2 】

