

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6139136号

(P6139136)

(45) 発行日 平成29年5月31日 (2017.5.31)

(24) 登録日 平成29年5月12日 (2017.5.12)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 8/00 (2006.01)
A 6 1 B 18/00 (2006.01)

A 6 1 B 8/00
A 6 1 B 18/00

請求項の数 7 (全 13 頁)

(21) 出願番号	特願2013-884 (P2013-884)	(73) 特許権者	501083643
(22) 出願日	平成25年1月8日 (2013.1.8)		学校法人慈恵大学
(65) 公開番号	特開2014-132919 (P2014-132919A)		東京都港区西新橋三丁目25番8号
(43) 公開日	平成26年7月24日 (2014.7.24)	(74) 代理人	100106770
審査請求日	平成27年12月28日 (2015.12.28)		弁理士 円城寺 貞夫
		(74) 代理人	100093687
			弁理士 富崎 元成
		(72) 発明者	古幡 博
			東京都港区西新橋3-25-8 東京慈恵 会医科大学内
		審査官	宮川 哲伸

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断治療装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

検査対象（12）の曲面状表面に貼り付け可能な柔軟性を備えた薄板状であり、前記検査対象（12）に超音波を照射するとともに前記検査対象（12）によって反射された超音波を検出する超音波プローブ（2）と、

前記超音波プローブ（2）に配置され、電気信号と超音波信号とを相互に変換する超音波振動子（22）と、

前記超音波プローブ（2）を駆動して超音波を放射させる超音波駆動部（3）と、

前記超音波プローブ（2）によって検出された反射超音波の信号を増幅して出力する受信部（3）とを有し、

前記超音波振動子（22）は、周波数が1MHz～20MHzの診断用超音波と周波数が100kHz～900kHzの治療用超音波の両者を放射可能なものであり、

前記超音波駆動部（3）は、前記診断用超音波を放射する期間と前記治療用超音波を放射する期間が時間的に互いに分離されるように前記超音波プローブ（2）を駆動するものである超音波診断治療装置。

【請求項2】

検査対象（12）の曲面状表面に貼り付け可能な柔軟性を備えた薄板状であり、前記検査対象（12）に超音波を照射するとともに前記検査対象（12）によって反射された超音波を検出する超音波プローブ（2）と、

前記超音波プローブ（2）に配置され、電気信号と超音波信号とを相互に変換する超音

10

20

波振動子（２２）と、

前記超音波プローブ（２）を駆動して超音波を放射させる超音波駆動部（３）と、

前記超音波プローブ（２）によって検出された反射超音波の信号を増幅して出力する受信部（３）とを有し、

前記超音波振動子（２２）は、周波数が１ＭＨｚ～２０ＭＨｚの診断用超音波と周波数が１００ｋＨｚ～９００ｋＨｚの治療用超音波の両者を放射可能なものであり、

前記超音波駆動部（３）は、前記診断用超音波を放射する期間と前記治療用超音波を放射する期間が時間的な共通部分を持つように前記超音波プローブ（２）を駆動するものである超音波診断治療装置。

【請求項３】

10

請求項１，２のいずれか１項に記載した超音波診断治療装置であって、

前記超音波振動子（２２）は、等間隔に配列した複数の圧電部材（２２１）を含むものである超音波診断治療装置。

【請求項４】

請求項３に記載した超音波診断治療装置であって、

前記超音波振動子（２２）は、複数の圧電部材（２２１）がチタン酸ジルコン酸鉛からなるものである超音波診断治療装置。

【請求項５】

請求項１，２のいずれか１項に記載した超音波診断治療装置であって、

前記超音波振動子（２２）は、圧電材料としてポリフッ化ビニリデンを使用したものである超音波診断治療装置。

20

【請求項６】

請求項１～５のいずれか１項に記載した超音波診断治療装置であって、

前記超音波プローブ（２）は、冷却手段（２３）を備えたものである超音波診断治療装置。

【請求項７】

請求項１～６のいずれか１項に記載した超音波診断治療装置であって、

前記超音波プローブ（２）は、超音波放射面が１５ｍｍ×２５ｍｍ以上の広範囲に配置されたものである超音波診断治療装置。

【発明の詳細な説明】

30

【技術分野】

【０００１】

この発明は、生体に対して超音波を照射して、血管中の血流の監視や血液とともに流れる微小栓子の検出などを行う超音波診断装置に関するものであり、また、生体に対して超音波を照射して血管内に発生している血栓を溶解させるなどの治療動作を診断動作とともに行う超音波診断治療装置に関するものである。

【背景技術】

【０００２】

生体に対して超音波を照射して、血管中の血流の監視を行ったり、血管内に発生した血栓や血管外の血腫の溶解を促進させる装置は、本発明の発明者らによって既に提案されている。このような装置としては、例えば、下記の特許文献１，２に記載されたような装置がある。特許文献１には、頭部の外側から超音波を照射して血管中の血流の監視を行うとともに、脳動脈の血栓溶解を促進する治療用の超音波を照射することのできる超音波装置が記載されている。

40

【０００３】

特許文献１の超音波装置は、治療用の超音波として、血流監視用の超音波と同じ周波数帯域の超音波を使用するものである。この超音波装置は、骨の厚みを計測したり、骨に対する超音波の透過率を測定して、骨に対する透過率が極大値となるような最適な超音波周波数を決定し、その周波数の超音波を照射するものである。

【０００４】

50

また、特許文献2にも、頭部の外側から血流の監視用の超音波と治療用の超音波を照射することのできる超音波装置が記載されている。特許文献2の超音波装置は、治療用の超音波と血流監視用の超音波としてそれぞれ異なる周波数帯域の超音波を使用するものである。治療用の超音波照射には同じ強度でも発熱の低い低周波数で共振しQ値の高い振動子を使用し、また診断用の超音波照射には分解能の優れる高周波数で共振する広帯域の振動子を使用する。これら2種類の超音波振動子を積層配置して用い、音響窓の限定される頭蓋の同一開口を介して2種類の超音波を照射するものである。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

10

【特許文献1】特開2004-154205号公報

【特許文献2】特開2005-103193号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

特許文献1の超音波装置は、血流監視用および治療用の超音波として、同じ周波数帯域の超音波を使用するものである。これらの超音波の周波数は骨に対する透過率が極大値となるような周波数が選択される。しかしながら、血流監視用の超音波と治療用の超音波は、必ずしも同じ周波数が好ましいわけではない。むしろ、血流監視用の超音波と治療用の超音波では、異なる周波数帯域を使用した方が治療効果と血流監視性能の向上を図ることができる。

20

【0007】

治療用超音波としては、血栓溶解促進を行う場合、血栓溶解効率の大きな100kHz～900kHzの超音波を使用することにより治療効果が向上する。また、血流監視用などの診断用超音波としては、治療用超音波よりも波長の短い1MHz～20MHzの超音波を使用することにより、反射波による画像解像度の向上や、血流中の微小栓子の検出率の向上が計れる。

【0008】

従来の医療用に使用されていた超音波プローブでは、その内部に設けられた超音波振動子は硬質の圧電材料からなるものであった。また、一般的に超音波振動子は、特定の周波数において効率よく超音波を照射できるように、損失が小さくQ値の大きなものが使用されていた。このため、このような従来の医療用の超音波プローブでは、前述のような治療用超音波（100kHz～900kHz）と診断用超音波（1MHz～20MHz）の両方の周波数領域の超音波を単一の超音波振動子から効率的かつ実用的に照射することは難しかった。

30

【0009】

また、特許文献2の超音波装置のように、2種類の超音波振動子を積層配置して用いることで、治療用超音波と診断用超音波を同一位置から照射することができる。しかし、このような構成の超音波振動子は厚くて硬質のものとなり、超音波振動子に柔軟性を持たせることが困難である。

40

【0010】

さらに、従来の医療用に使用されていた超音波プローブは、それ自身硬質の機材であり、その超音波プローブを手持ちにより生体の適宜位置に押し当てたり、専用の固定具により生体の所定位置に固定して使用していた。このため、従来の硬質の超音波プローブを使用した検査や監視を行うことは、熟練技術や特殊な固定具を必要とする困難な作業となっていた。また、検査を受ける患者にとっても、自由に身動きができなかったり、長時間の固定した姿勢を強いられたりと負担が大きくなっていた。

【0011】

そこで、本発明は、柔軟性を備えた薄板状の超音波プローブにより、検査や監視のためのコストを低減することができ、患者に対する負担も低減することができる超音波診断装

50

置を提供することを目的とする。さらに、本発明は、超音波プローブ内の共通の超音波振動子から周波数帯の異なる診断用超音波と治療用超音波を照射するようにして、超音波照射による診断と治療の両方が可能な超音波診断治療装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0015】

上記目的を達成するために、本発明の超音波診断治療装置は、検査対象の曲面状表面に貼り付け可能な柔軟性を備えた薄板状であり、前記検査対象に超音波を照射するとともに前記検査対象によって反射された超音波を検出する超音波プローブと、前記超音波プローブに配置され、電気信号と超音波信号とを相互に変換する超音波振動子と、前記超音波プローブを駆動して超音波を放射させる超音波駆動部と、前記超音波プローブによって検出された反射超音波の信号を増幅して出力する受信部とを有し、前記超音波振動子は、周波数が1MHz～20MHzの診断用超音波と周波数が100kHz～900kHzの治療用超音波の両者を放射可能なものであり、前記超音波駆動部は、前記診断用超音波を放射する期間と前記治療用超音波を放射する期間が時間的に互いに分離されるように前記超音波プローブを駆動するものである。

10

【0016】

また、本発明の超音波診断治療装置は、検査対象の曲面状表面に貼り付け可能な柔軟性を備えた薄板状であり、前記検査対象に超音波を照射するとともに前記検査対象によって反射された超音波を検出する超音波プローブと、前記超音波プローブに配置され、電気信号と超音波信号とを相互に変換する超音波振動子と、前記超音波プローブを駆動して超音波を放射させる超音波駆動部と、前記超音波プローブによって検出された反射超音波の信号を増幅して出力する受信部とを有し、前記超音波振動子は、周波数が1MHz～20MHzの診断用超音波と周波数が100kHz～900kHzの治療用超音波の両者を放射可能なものであり、前記超音波駆動部は、前記診断用超音波を放射する期間と前記治療用超音波を放射する期間が時間的な共通部分を持つように前記超音波プローブを駆動するものである。

20

【0017】

また、上記の超音波診断治療装置において、前記超音波振動子は、等間隔に配列した複数の圧電部材を含むものとすることができる。

【0018】

また、上記の超音波診断治療装置において、前記超音波振動子は、複数の圧電部材がチタン酸ジルコン酸鉛からなるものであることが好ましい。

30

【0019】

また、上記の超音波診断治療装置において、前記超音波振動子は、圧電材料としてポリフッ化ビニリデンを使用したものとすることができる。

【0020】

また、上記の超音波診断治療装置において、前記超音波プローブは、冷却手段を備えたものであることが好ましい。

【0021】

また、上記の超音波診断治療装置において、前記超音波プローブは、超音波放射面が15mm×25mm以上の広範囲に配置されたものであることが好ましい。

40

【発明の効果】

【0022】

本発明は、以上のように構成されているので、以下のような効果を奏する。

【0023】

本発明の超音波診断装置および超音波診断治療装置においては、柔軟な平板状の超音波プローブを検査対象に貼り付けるだけで、超音波プローブを容易に所定位置に固定することができ、超音波プローブの固定作業が大幅に簡素化される。また、検査や監視のためのコストを大幅に低減させることができ、超音波照射による微小栓子の有無などの検査を広く普及させることが可能となる。

50

【0024】

超音波プローブは、その柔軟性により生体等の不規則な曲面に対しても密着して貼り付けることができる。また、超音波プローブは軽量でもあり、超音波プローブを検査対象に固定することに対する患者の負担が大幅に軽減される。

【0025】

超音波診断治療装置では、診断用の超音波と治療用の超音波の両方を単独の超音波振動子によって照射することができ、超音波診断治療装置のコストを低減できる。さらに、超音波プローブの小型化および軽量化により患者の負担も軽減される。

【図面の簡単な説明】

【0026】

10

【図1】図1は、本発明の超音波診断装置1の全体構成を示すブロック図である。

【図2】図2は、超音波診断装置1の使用状態を示す図である。

【図3】図3は、超音波プローブ2を検査対象に貼り付けた状態を示す断面図である。

【図4】図4は、チタン酸ジルコン酸鉛の複合圧電材料を使用した超音波振動子22の構造を示す断面図である。

【図5】図5は、図4におけるA-A矢視断面図である。

【図6】図6は、本発明の超音波診断治療装置100の全体構成を示すブロック図である。

。

【図7】図7は、超音波診断治療装置100の使用状態を示す図である。

【発明を実施するための形態】

20

【0027】

本発明の実施の形態について図面を参照して説明する。図1は、本発明の超音波診断装置1の全体構成を示すブロック図である。また、図2は、超音波診断装置1の使用状態を示す図である。ここでは検査対象12は患者の頸部であるとする。超音波プローブ2は、検査対象12の内部に向けて超音波を照射し、そして、検査対象12の内部構造や血流によって反射された超音波を検出する。これにより、検査対象12の検査や監視を行うものである。

【0028】

ここでは、超音波診断装置1の例として、血流中の微小栓子（塞栓症を引き起こす血栓と組成が同様の微小粒子）の存在を検出するための装置を説明する。超音波プローブ2は、全体が柔軟な薄い平板状であり、図2に示すように、検査対象12の表面に貼り付けられて使用される。超音波プローブ2は、その柔軟性により生体等の不規則な曲面に対しても密着して貼り付けることができる。超音波プローブ2の詳しい構造については後に説明する。

30

【0029】

超音波プローブ2は、超音波診断装置1の本体にケーブルを介して接続される。そして、超音波プローブ2は、検査対象12の表面に接着剤や粘着剤により貼り付けられて使用される。送信信号作成部9は、超音波プローブ2から照射する超音波に相当する電気的な送信信号を作成して送受信回路3に出力する。

【0030】

40

送信信号の周波数は1MHz～20MHzの領域内であることが好ましく、例えば、2MHz程度とすることができる。送信信号は連続波でもよいし、不連続波（パルス波）としてもよい。送受信回路3は、送信信号作成部9からの送信信号により超音波プローブ2内の超音波振動子22（図4参照）を駆動して、超音波を検査対象12に照射する。したがって、超音波プローブ2から照射される超音波も、送信信号の形態に応じて連続波または不連続波となる。

【0031】

また、超音波振動子22は圧電素子を使用するものであり、圧電センサーとしても使用することができる。したがって、検査対象12の内部構造や血流によって反射された超音波を超音波振動子22によって検出することができる。超音波振動子22は超音波と電圧

50

の変換効率の高い周波数領域（高感度領域）を使用することが好ましい。すなわち、照射する超音波の周波数がこの高感度領域に含まれていることが望ましい。

【0032】

送受信回路3は、超音波振動子22によって検出した超音波の反射波信号を増幅してドップラ信号処理部4に出力する。すなわち、送受信回路3は超音波駆動部としても、また、反射超音波の信号を受信して増幅する受信部としても動作する。

【0033】

なお、送受信回路3による超音波振動子22の駆動は、前述のように、連続的な超音波としてもよいし、不連続な超音波（バースト波）としてもよい。照射する超音波がバースト波の場合は、送信信号の休止時間中に反射波を受信することができ、送信信号と受信信号の分離を効率的に行うことができる。この場合、送受信回路3の送信動作と受信動作の切り換え等は装置制御部5からの制御信号によって行われる。

【0034】

ドップラ信号処理部4は、送受信回路3からの反射波信号から反射波の周波数偏移と強度を求め、これらの情報をドップラ信号として装置制御部5に出力する。装置制御部5は超音波診断装置1の全体の制御を行っている。まず、装置制御部5は、送信信号作成部9や送受信回路3に制御信号を送り、超音波の送信周波数、送信出力、送信波形、送信タイミング、受信タイミング等を制御している。

【0035】

また、装置制御部5は、ドップラ信号処理部4からのドップラ信号を記録部6に送出する。記録部6ではこのドップラ信号を固定ディスク装置等に時系列的に記録する。装置制御部5はドップラ信号を出力制御部8にも送出している。出力制御部8は、このドップラ信号を周波数領域での強度分布や時間軸上の強度変化として表示部10に表示することができる。また、出力制御部8は、ドップラ信号を可聴域の音声信号に変換し、音声出力部11から音声信号として出力することができる。

【0036】

出力制御部8は、現在受信中のドップラ信号を表示部10および音声出力部11に出力することができる。また、出力制御部8は、記録部6に記録された過去のドップラ信号を表示部10および音声出力部11に出力することもできる。出力対象とするドップラ信号およびその出力形態は超音波診断装置1の操作者が適宜選択することができる。

【0037】

さらに、装置制御部5はドップラ信号を栓子判別部7にも送出している。栓子判別部7は、ドップラ信号から血液とともに移動する微小栓子（塞栓症を引き起こす血栓と組成が同様の微小粒子）の存在を判別する。微小栓子は血管中を血液とともに移動するが、移動速度は血液よりもやや遅い。ただし、微小栓子による超音波の反射強度は血液による反射強度より強い。また、そのような微小栓子による反射波の持続時間は30～300ミリ秒程度である。すなわち、微小栓子によるドップラ信号は、周波数偏移（ドップラシフト）が血液による周波数偏移よりやや小さく、強度は血液による信号より強く、持続時間は30～300ミリ秒程度である。

【0038】

栓子判別部7は、このような条件に適合するドップラ信号を検出すると、それを微小栓子として判別する。そして、微小栓子を判別する度に微小栓子として計数加算し、その計数値を保持する。栓子判別部7は、所定時間（例えば、30分間）における微小栓子の計数値を出力制御部8に送出する。出力制御部8は、この微小栓子の計数値を表示部10に表示する。

【0039】

栓子判別部7は、現在受信中のドップラ信号に対して微小栓子の判別と計数を行うことができるが、記録部6に記録された過去のドップラ信号に対して微小栓子の判別と計数を行うこともできる。どのドップラ信号を微小栓子の判別対象および計数対象とするかは超音波診断装置1の操作者が適宜選択することができる。

【0040】

超音波プローブ2は、全体が柔軟な薄い平板状であり、図2に示すように検査対象12の表面に貼り付けられて使用される。また、超音波プローブ2は、超音波放射面が15mm×25mm以上の広範囲に配置され、超音波を拡散して放射するものである。図2の例では、超音波プローブ2は縦：約20mm、横：約80mm、厚さ：約2mmの大きさである。図2の超音波プローブ2の超音波放射面はほぼ20mm×80mmの広さである。

【0041】

超音波プローブ2は超音波を拡散して放射するものであり、超音波照射範囲内の全ての血管について微小栓子の検出が可能である。本発明は、従来のように特定の血管に焦点を合わせて微小栓子の検出を行うものではない。図2の例では、一つの超音波プローブ2により、頸部内の主要な血管（左右の総頸動脈、椎骨動脈、頸静脈）の6本全てについて同時に微小栓子の検出を行うことができる。

10

【0042】

したがって、頸部内の主要な血管の6本全てについての検査を30分程度で完了することができる。従来の検査方法では6本の血管で合計3時間以上の検査時間となっていたので、本発明によって患者に対する負担が大幅に軽減される。また、超音波プローブの固定方法も検査位置に超音波プローブを貼り付けるだけであり、プローブ固定のための特殊な固定具などは不要であり、検査のためのプローブ固定作業も簡素化される。

【0043】

図3は、超音波プローブ2を検査対象12に貼り付けた状態を示す断面図である。この図3では、検査対象12として患者の頸部の内部組織の断面構造を模式的に示している。総頸動脈13、椎骨動脈14、頸静脈15は、頸部の左右にそれぞれ存在している。また、椎骨動脈14は椎骨19の近傍に位置している。椎骨19によっても超音波は反射されるが、椎骨19は静止しているため、血管中を移動する血液や微小栓子とは容易に区別できる。

20

【0044】

超音波プローブ2は深さ方向に対しても特定の深さ位置に焦点を合わせることなく、深さ5～300mmの広範囲の領域の検査を行うものである。超音波は、図3に示す点線で挟まれた領域に照射される。一つの超音波プローブ2により、左右両側の総頸動脈13、椎骨動脈14、頸静脈15の主要血管6本全てについて同時に微小栓子の検出を行うことができる。

30

【0045】

図3には超音波プローブ2の断面構造も示されている。超音波プローブ2は、全体形状が薄い平板状であり、全体が湾曲可能なように柔軟性を持たせてある。この超音波プローブ2は生体等の不規則な曲面に対しても密着して貼り付け可能となっている。超音波プローブ2は、使用時には粘着性を有する粘着材料24によって検査対象12の表面に貼り付けられる。

【0046】

超音波プローブ2の柔軟性素材からなるケース21の内部には薄い平板状の超音波振動子22が支持されている。超音波振動子22としては、ポリフッ化ビニリデン（PVDF）やチタン酸ジルコン酸鉛（PZT）などを用いた圧電素子を使用できる。なお、ポリフッ化ビニリデンはそれ自身が柔軟性を有する軟質合成樹脂である。チタン酸ジルコン酸鉛は硬質の圧電性セラミックスであるから、超音波振動子22としてチタン酸ジルコン酸鉛を利用する場合は、軟質合成樹脂中に棒状のチタン酸ジルコン酸鉛を等間隔で配置した複合圧電材料として使用することが好ましい。

40

【0047】

このように、超音波振動子22が柔軟性を有するものであることが好ましい。また、超音波振動子22が薄い平板状に形成されているため、弾性変形により湾曲させることができ、限度内で湾曲させても超音波振動子22が損傷することはない。

【0048】

50

また、ケース 2 1 の内部には、超音波振動子 2 2 に接触するように冷却媒体 2 3 が封入されており、超音波振動子 2 2 において発生した熱を効率よくケース外に排出し、超音波振動子 2 2 を冷却するようになっている。ここでは、冷却媒体を強制的に循環させるような機構は備えていないが、冷却媒体を強制循環させる機構を設けてさらに効率的に超音波振動子 2 2 を冷却するようにしてもよい。また、プローブ表面をさらに低温に保ちたい場合には、ペルチェ素子などによって超音波振動子 2 2 を冷却するようにしてもよい。

【0049】

このように、検査時における超音波プローブ 2 からの発熱は、冷却手段としての冷却媒体 2 3 により効率的にケース 2 1 外に排出される。このため、超音波プローブ 2 からの発熱による生体への影響は大幅に軽減される。

10

【0050】

図 4 および図 5 は、チタン酸ジルコン酸鉛の複合圧電材料を使用した超音波振動子 2 2 の構造を示す断面図である。図 4 は平板状の超音波振動子 2 2 の板厚方向を含む断面を示し、図 5 は超音波振動子 2 2 の板厚方向に直交する断面を示している。すなわち、図 5 は図 4 における A-A 矢視断面図である。なお、図 4 および図 5 は、平板状の超音波振動子 2 2 のごく一部のみを示しており、通常は図示の部分よりも大きな領域が超音波振動子として使用される。

【0051】

チタン酸ジルコン酸鉛からなる四角柱形状の多数の圧電部材 2 2 1 が同じ方向（板厚方向）に向けられて等間隔に配列されており、それらの圧電部材 2 2 1 が柔軟性を有する軟質合成樹脂 2 2 2 中に埋め込まれている。図 5 に示すように、板厚方向に直交する平面において、圧電部材 2 2 1 は平面内の直交 2 方向に対してそれぞれ等間隔に配列されている。すなわち、板厚方向に直交する平面において、合成樹脂 2 2 2 は格子形状を呈している。

20

【0052】

圧電部材 2 2 1 と軟質合成樹脂 2 2 2 とからなる複合圧電材料は薄い平板状に形成されており、その表裏両面には電極 2 2 3, 2 2 4 が形成されている。超音波振動子 2 2 の電極 2 2 3, 2 2 4 に超音波周波数に相当する交流電圧を印加することにより超音波振動を発生する。また、逆に超音波振動子 2 2 に超音波振動等を印加するとその振動に相当する交流電圧を電極 2 2 3, 2 2 4 に発生する。

30

【0053】

前述のように、チタン酸ジルコン酸鉛自体は硬質の圧電性セラミックスであり、損失も少ないため超音波振動の共振点における Q 値は大きい。したがって、チタン酸ジルコン酸鉛のみを超音波振動子として使用する際の帯域幅は狭い。そのようなチタン酸ジルコン酸鉛を図 4 および図 5 に示すような複合圧電材料として平板状の超音波振動子 2 2 とすることにより、複合圧電材料の全体としての Q 値を低下させ、超音波振動子として使用する際の帯域幅を大幅に広げることができる。また、超音波振動子の帯域幅をより広げるためには、軟質合成樹脂 2 2 2 として、微小な気泡を含む多孔性樹脂を使用することも有効である。

【0054】

40

以上のような超音波診断装置 1 により、図 2 に示すように、超音波プローブ 2 を検査対象 1 2 の表面に貼り付けて、微小栓子の検査、監視等を行うことができる。超音波プローブ 2 は、柔軟性を有する薄い平板状であり、その柔軟性により生体等の不規則な曲面に対しても密着して貼り付けることができる。超音波プローブ 2 は軽量でもあり、超音波プローブ 2 を検査対象 1 2 に固定することに対する患者の負担が大幅に軽減される。

【0055】

柔軟な平板状の超音波プローブを検査対象に貼り付けるだけであるため、超音波プローブを容易に所定位置に固定することができる。このため、超音波プローブによる検査や監視のためのコストを大幅に低減することができ、超音波照射による微小栓子の有無などの検査を広く普及させることが可能となる。

50

【0056】

次に、本発明の超音波診断治療装置100について説明する。図6は、本発明の超音波診断治療装置100の全体構成を示すブロック図である。また、図7は、超音波診断治療装置100の使用状態を示す図である。ここでは検査対象16は患者の頭部であるとする。超音波プローブ2は、検査対象16の内部に向けて診断用の超音波を照射し、そして、検査対象16の内部構造や血流によって反射された超音波を検出する。これにより、検査対象16の検査や監視を行うものである。

【0057】

さらに、超音波診断治療装置100は、超音波プローブ2から治療用の超音波を照射する。治療用の超音波の目的は、例えば血栓や血腫の溶解促進である。この治療用の超音波の周波数領域は診断用の超音波の周波数領域とは異なるものである。治療用超音波は100kHz～900kHzの周波数領域であり、診断用超音波は1MHz～20MHzの周波数領域である。

10

【0058】

ここでは、超音波診断治療装置100の例として、血流中の微小栓子（塞栓症を引き起こす血栓と組成が同様の微小粒子）の存在を検出する診断機能と、血栓や血腫の溶解促進を行う治療機能を有する装置を説明する。超音波プローブ2は、全体が柔軟な薄い平板状であり、図7に示すように、検査対象16の表面に貼り付けられて使用される。超音波プローブ2は、その柔軟性により生体等の不規則な曲面に対しても密着して貼り付けることができる。超音波プローブ2は超音波診断装置1の超音波プローブと同じものであり、図3から図5で示し説明したものである。

20

【0059】

超音波プローブ2は、超音波診断治療装置100の本体にケーブルを介して接続される。そして、超音波プローブ2は、検査対象16の表面に接着剤や粘着剤により貼り付けられて使用される。診断用送信信号作成部91は、超音波プローブ2から照射する診断用超音波に相当する電気的な送信信号を作成して送受信回路3に出力する。また、治療用送信信号作成部92は、超音波プローブ2から照射する治療用超音波に相当する電気的な送信信号を作成して送受信回路3に出力する。

【0060】

診断用送信信号の周波数は1MHz～20MHzの領域内であることが好ましく、例えば、2MHz程度とすることができる。治療用送信信号の周波数は100kHz～900kHzの領域内であることが好ましく、例えば、500kHz程度とすることができる。これらの送信信号は連続波でもよいし、不連続波（パースト波）としてもよい。

30

【0061】

送受信回路3は、診断用送信信号作成部91および治療用送信信号作成部92からの送信信号により超音波プローブ2内の超音波振動子22を駆動して、超音波を検査対象16に照射する。したがって、超音波プローブ2から照射される超音波も、送信信号の形態に応じて連続波または不連続波となる。

【0062】

また、超音波振動子22は、検査対象16の内部構造や血流によって反射された超音波を電気信号として検出することができる。超音波振動子22は超音波と電圧の変換効率の高い周波数領域（高感度領域）を使用することが好ましい。すなわち、照射する超音波の周波数がこの高感度領域に含まれていることが望ましい。

40

【0063】

送受信回路3は、超音波振動子22によって検出した超音波の反射波信号を増幅してドップラ信号処理部4に出力する。すなわち、送受信回路3は超音波駆動部としても、また、反射超音波の信号を受信して増幅する受信部としても動作する。

【0064】

なお、送受信回路3による超音波振動子22の駆動は、前述のように、連続的な超音波としてもよいし、不連続な超音波（パースト波）としてもよい。照射する超音波がパース

50

ト波の場合は、送信信号の休止時間中に反射波を受信することができ、送信信号と受信信号の分離を効率的に行うことができる。この場合、送受信回路 3 の送信動作と受信動作の切り換え等は装置制御部 5 からの制御信号によって行われる。

【0065】

ドップラ信号処理部 4 は、送受信回路 3 からの反射波信号から反射波の周波数偏移と強度を求め、これらの情報をドップラ信号として装置制御部 5 に出力する。装置制御部 5 は超音波診断治療装置 100 の全体の制御を行っている。まず、装置制御部 5 は、診断用送信信号作成部 91、治療用送信信号作成部 92 および送受信回路 3 に制御信号を送り、超音波の送信周波数、送信出力、送信波形、送信タイミング、受信タイミング等を制御している。

10

【0066】

超音波振動子 22 からは、診断用超音波と治療用超音波の両方が照射される。診断用超音波を放射する期間と治療用超音波を放射する期間は、装置制御部 5 によって制御される。装置制御部 5 は、診断用超音波を放射する期間と治療用超音波を放射する期間が時間的に互いに分離されるように制御することができる。この場合、診断用超音波と治療用超音波とを互いに干渉させることなく独立して照射することができる。そのため診断用超音波の反射波の検出には治療用超音波が影響することはなく検出精度が向上する。

【0067】

また、装置制御部 5 は、診断用超音波を放射する期間と治療用超音波を放射する期間が時間的な共通部分を持つように制御することができる。送受信回路 3 は診断用送信信号と治療用送信信号とを加算した信号により超音波振動子 22 を駆動する。この場合、診断用超音波を照射する期間と治療用超音波を照射する期間を共用することができ、効率よく診断用および治療用の超音波を照射することができる。すなわち、診断用超音波の照射期間中にも治療用超音波を照射することにより治療効果を向上させることができる。

20

【0068】

このような、診断用超音波を照射する期間と治療用超音波を照射する期間の制御は、それらの期間の必要量に応じて行うようにする。それらの期間が時間的に互いに分離できる長さであれば分離するようにした方が好ましい。治療用超音波の照射期間を増加させて治療効果を向上させる必要がある場合などには、診断用と治療用の期間を共用させるようにする。

30

【0069】

また、装置制御部 5 は、ドップラ信号処理部 4 からのドップラ信号を記録部 6 に送出する。さらに、装置制御部 5 はドップラ信号を栓子判別部 7 と出力制御部 8 に送出する。超音波診断治療装置 100 の記録部 6、栓子判別部 7、出力制御部 8、表示部 10 および音声出力部 11 の機能は、超音波診断装置 1 における各部と同様である。そのため、これらの各部の機能の説明は省略する。

【0070】

図 7 に示すように、超音波プローブ 2 を検査対象 16 の表面に貼り付けて、検査、監視等の診断機能と治療機能の両機能を超音波診断治療装置 100 によって実行することができる。超音波プローブ 2 は、柔軟性を有する薄い平板状であり、その柔軟性により生体等の不規則な曲面に対しても密着して貼り付けることができる。超音波プローブ 2 は軽量でもあり、超音波プローブ 2 を検査対象 16 に固定することに対する患者の負担が大幅に軽減される。

40

【0071】

柔軟な平板状の超音波プローブを検査対象に貼り付けるだけであるため、超音波プローブを容易に所定位置に固定することができる。このため、超音波プローブによる検査や監視のためのコストを大幅に低減することができ、超音波照射による微小栓子の有無などの検査を広く普及させることが可能となる。

【0072】

また、超音波プローブ 2 内の超音波振動子 22 も柔軟性を有する薄い平板状である。こ

50

のにより、超音波振動子 22 の実用的な周波数帯域幅が広がり、診断用の超音波と治療用の超音波の両方を単独の超音波振動子 22 によって照射することができる。これによっても超音波プローブ 2 の小型化および軽量化がなされ、患者の負担も軽減される。

【0073】

以上に説明したような、本発明の超音波診断装置および超音波診断治療装置によって、超音波プローブの固定作業が大幅に簡素化される。また、検査や監視のためのコストを大幅に低減させることができ、超音波照射による微小栓子の有無などの検査を広く普及させることが可能となる。

【0074】

超音波診断治療装置では、診断用の超音波と治療用の超音波の両方を単独の超音波振動子によって照射することができ、超音波診断治療装置のコストを低減できる。さらに、超音波プローブの小型化および軽量化により患者の負担も軽減される。

【産業上の利用可能性】

【0075】

本発明により、柔軟性を備えた薄板状の超音波プローブを使用して検査や監視のためのコストを低減することができ、患者に対する負担も低減することができる超音波診断装置を提供できる。さらに、超音波プローブ内の単独の超音波振動子から周波数帯の異なる診断用超音波と治療用超音波を照射するようにして、超音波照射による診断と治療の両方が可能な超音波診断治療装置を提供できる。

【符号の説明】

【0076】

- 1 超音波診断装置
- 2 超音波プローブ
- 3 送受信回路
- 4 ドップラ信号処理部
- 5 装置制御部
- 6 記録部
- 7 栓子判別部
- 8 出力制御部
- 9 送信信号作成部
- 10 表示部
- 11 音声出力部
- 12, 16 検査対象
- 13 総頸動脈
- 14 椎骨動脈
- 15 頸静脈
- 19 椎骨
- 21 ケース
- 22 超音波振動子
- 23 冷却媒体
- 24 粘着材料
- 91 診断用送信信号作成部
- 92 治療用送信信号作成部
- 100 超音波診断治療装置
- 221 棒状体
- 222 軟質合成樹脂
- 223, 224 電極

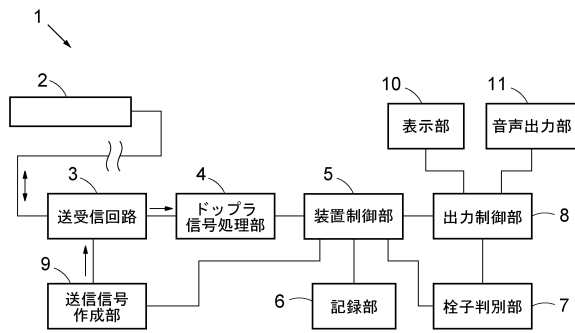
10

20

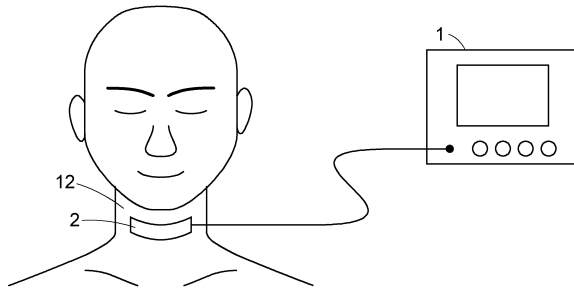
30

40

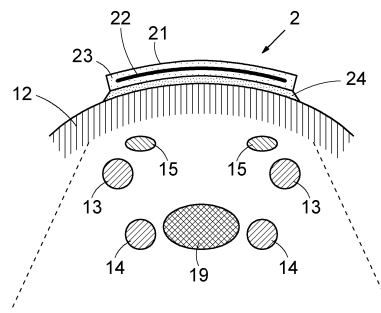
【図 1】



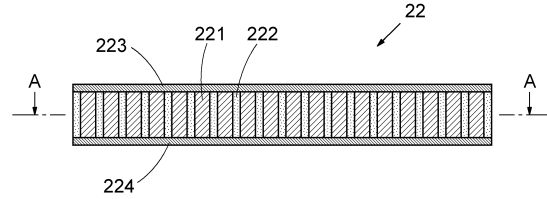
【図 2】



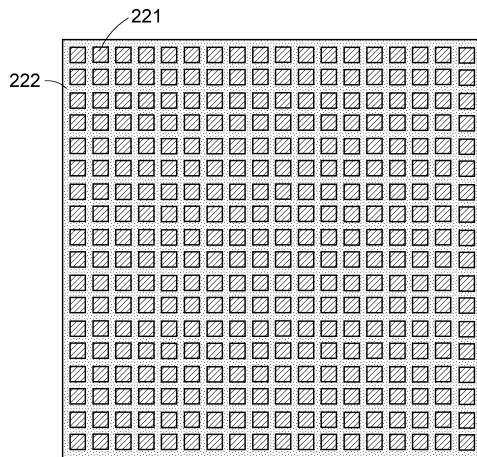
【図 3】



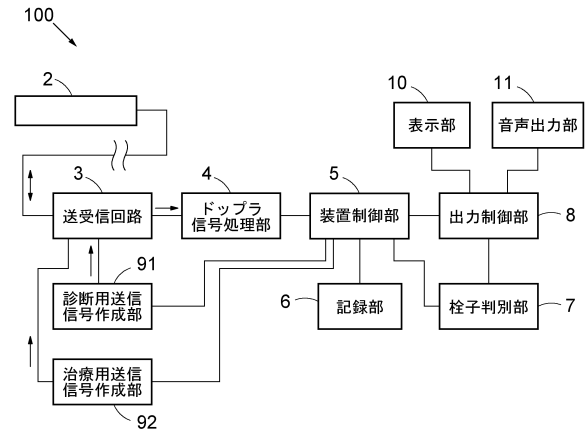
【図 4】



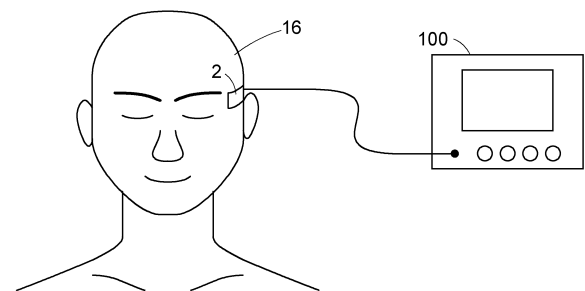
【図 5】



【図 6】



【図 7】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2007-192649 (JP, A)
特開2005-103193 (JP, A)
特開2009-247511 (JP, A)
特開平10-080429 (JP, A)
特開平06-269448 (JP, A)
特開平09-135908 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00 - 8/15
A61B 18/00

专利名称(译)	超声诊断治疗仪		
公开(公告)号	JP6139136B2	公开(公告)日	2017-05-31
申请号	JP2013000884	申请日	2013-01-08
[标]申请(专利权)人(译)	学校法人慈惠大学		
申请(专利权)人(译)	学校法人慈惠大学		
当前申请(专利权)人(译)	学校法人慈惠大学		
[标]发明人	古幡博		
发明人	古幡 博		
IPC分类号	A61B8/00 A61B18/00		
FI分类号	A61B8/00 A61B18/00 A61B17/00.700 A61B17/36.330 A61B8/06 A61N7/00		
F-TERM分类号	4C160/JJ23 4C160/JJ25 4C601/DD03 4C601/DD11 4C601/DE01 4C601/EE14 4C601/EE20 4C601/FF13 4C601/FF16 4C601/GB04 4C601/GB06 4C601/GB44 4C601/GB45 4C601/GC27 4C601/HH03 4C601/HH04 4C601/HH06 4C601/KK16 4C601/KK17		
代理人(译)	円城寺贞夫		
其他公开文献	JP2014132919A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明涉及用挠性层状超声波探头可为成本和病人进行检查和监测负担的超声波探头为治疗和诊断超声波降低，从共同的超声换能器本发明提供一种能够通过照射声波进行诊断和治疗的超声波诊断处理装置。A是具有可测试对象，超声波探头2的弯曲表面上粘贴用于检测由测试对象与施加超声波来检查对象物反射的超声波可挠性的薄板，超声波探头设置在超声波探头上并将电信号和超声波信号相互转换，超声波驱动部分3用于驱动超声波探头发射超声波，超声波探头和用于通过放大所述超声波信号输出反射的接收部分3是，超声换能器为100kHz～900千赫频率的治疗用超声波的两个诊断超声和频率为1MHz～20MHz的可以发射辐射。点域6

(19) 日本国特許庁 (JP)		(12) 特 許 公 報 (B2)		(11) 特許番号 特許第6139136号 (P6139136)	
(45) 発行日 平成29年5月31日 (2017.5.31)		(24) 登録日 平成29年5月12日 (2017.5.12)			
(51) Int. Cl.		F 1			
A 6 1 B 8/00 (2006.01)		A 6 1 B 8/00			
A 6 1 B 18/00 (2006.01)		A 6 1 B 18/00			
請求項の数 7 (全 13 頁)					
(21) 出願番号 特願2013-884 (P2013-884)		(73) 特許権者 501083643			
(22) 出願日 平成25年1月8日 (2013.1.8)		学校法人慈恵大学			
(65) 公開番号 特開2014-132919 (P2014-132919A)		東京都港区西新橋三丁目2番8号			
(43) 公開日 平成26年7月24日 (2014.7.24)		(74) 代理人 100106770			
審査請求日 平成27年12月28日 (2015.12.28)		弁理士 円城寺 貞夫			
		(74) 代理人 100093687			
		弁理士 霜崎 元成			
		(72) 発明者 古幡 博			
		東京都港区西新橋3-2-5-8 東京慈恵			
		会医科大学内			
		審査官 宮川 哲伸			
最終頁に続く					
(54) 【発明の名称】 超音波診断治療装置					