

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2005-124920

(P2005-124920A)

(43) 公開日 平成17年5月19日(2005.5.19)

(51) Int.Cl.⁷

A61B 8/12

A61B 17/22

A61B 18/00

A61F 7/00

F I

A61B 8/12

A61B 17/22 330

A61F 7/00 322

A61B 17/36 330

テーマコード (参考)

4C060

4C099

4C601

審査請求 未請求 請求項の数 14 O L (全 24 頁)

(21) 出願番号 特願2003-365188 (P2003-365188)

(22) 出願日 平成15年10月24日 (2003.10.24)

(71) 出願人 000000376

オリンパス株式会社

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

(74) 代理人 100076233

弁理士 伊藤 進

(72) 発明者 安達 日出夫

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ

リンパス株式会社内

(72) 発明者 費 敏幸

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ

リンパス株式会社内

Fターム(参考) 4C060 EE03 EE04 EE06 EE19 JJ13

JJ17 JJ23 JJ25 JJ27 MM24

MM26

最終頁に続く

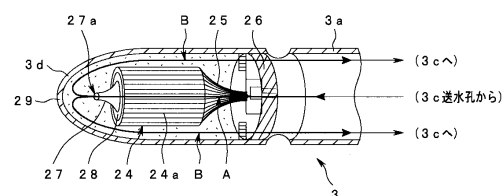
(54) 【発明の名称】 超音波診断治療装置

(57) 【要約】

【課題】体腔内に挿入して診断及び治療を行なう超音波プローブの硬質長の短縮化及び細径化を実現し挿入方向の軸回りの観察範囲を大きくし広い範囲を確実に走査でき超音波による診断と治療とを同時にかつ容易に行ない得る安価な超音波診断治療装置を提供する。

【解決手段】体腔内に挿入して超音波を照射し生体組織の治療を行なう単一のアレイ型圧電振動子からなる超音波振動子24を先端部に備えた超音波プローブ3と、超音波治療に適する駆動信号と超音波診断に適する駆動信号との異なる駆動信号により前記超音波振動子の駆動制御を行なう超音波制御ユニット5とを具備し、超音波制御ユニットは超音波治療に適する駆動信号によって前記超音波振動子を駆動する超音波治療モードと、超音波診断に適する駆動信号によって前記超音波振動子を駆動する超音波診断モードとを切り換える制御を行なう。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

体腔内に挿入して超音波を照射し生体組織の治療を行なう単一のアレイ型圧電振動子からなる超音波振動子を先端部に備えた超音波プローブと、
超音波治療に適する駆動信号と超音波診断に適する駆動信号との異なる駆動信号により前記超音波振動子の駆動制御を行なう超音波制御ユニットと、
を具備し、

前記超音波制御ユニットは、超音波治療に適する駆動信号によって前記超音波振動子を駆動する超音波治療モードと、超音波診断に適する駆動信号によって前記超音波振動子を駆動する超音波診断モードとを切り換えることを特徴とする超音波診断治療装置。

10

【請求項 2】

前記超音波振動子は、圧電振動子と音響整合層とバックリング層とからなる超音波振動子素片を外周円筒部に沿って周回するように配列されてなることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断治療装置。

【請求項 3】

超音波診断を行なう超音波診断モードでは、パルス幅が短くかつ減衰の大きな超音波パルスを送信し、超音波治療を行なう超音波治療モードでは、減衰が小さく出力の大きな超音波を送信する送信手段を備えて構成したことを特徴とする請求項 2 に記載の超音波診断治療装置。

【請求項 4】

20

前記超音波制御ユニットは、まず前記超音波振動子を電子式ラジアル走査にて動作させて異常組織を検出する超音波診断動作を行ない、
次いで、前記超音波診断動作にて検出された異常組織の存在する部位の近傍にのみ大出力の超音波を送信する超音波治療動作を行ない、
その後、前記超音波治療動作にて治療を施した部位の治療効果を観察するための超音波診断動作を行なう一連の制御処理を実行することを特徴とする請求項 2 に記載の超音波診断治療装置。

【請求項 5】

前記超音波制御ユニットは、前記超音波振動子を駆動制御することにより超音波診断動作を行ないつつ、これと同時に超音波治療動作を行なう制御処理を実行することを特徴とする請求項 2 又は請求項 4 のいずれかに記載の超音波診断治療装置。

30

【請求項 6】

前記超音波制御ユニットは、減衰が小さく出力の大きな超音波パルスとパルス幅が短く減衰の大きな超音波パルスとを時分割で送信する制御処理を実行することを特徴とする請求項 2 又は請求項 5 のいずれかに記載の超音波診断治療装置。

【請求項 7】

前記圧電振動子は、電氣的及び機械的な振動損失の小さいハード系圧電材料によって形成されていることを特徴とする請求項 2 に記載の超音波診断治療装置。

【請求項 8】

前記バックリング層は、超音波の減衰が小さく熱伝導率の良好な材料によって形成されていることを特徴とする請求項 2 に記載の超音波診断治療装置。

40

【請求項 9】

前記超音波振動子は、超音波治療モードで動作させている時に生じる当該超音波振動子の発熱を抑圧する発熱抑圧手段を備えて形成されていることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断治療装置。

【請求項 10】

前記発熱抑圧手段は、前記超音波振動子の外周円筒部における中心軸周りに配設される管状部材であることを特徴とする請求項 9 に記載の超音波診断治療装置。

【請求項 11】

前記送信手段から送信される超音波パルスであって、超音波診断を行なうのに適しパルス

50

幅が短くかつ減衰の大きな超音波パルスを生成するための駆動制御信号を発生させる駆動制御信号発生手段を備えて構成したことを特徴とする請求項 3 に記載の超音波診断治療装置。

【請求項 1 2】

前記送信手段は、超音波治療を行なうのに適し減衰が小さく出力の大きな超音波パルスに対して、前記駆動制御信号発生手段からの駆動制御信号によって生じる超音波パルスを加算処理することで、超音波診断を行なうのに適しパルス幅が短くかつ減衰の大きな超音波パルスを生成することを特徴とする請求項 1 1 に記載の超音波診断治療装置。

【請求項 1 3】

前記超音波制御ユニットは、異常組織を検出するための超音波診断動作を行なうのに際して、前記超音波振動子における全配列振動子のうちの一部であって連続して配置される一群の前記圧電振動子を用いて集束超音波を放射して、当該前記一群の圧電振動子を群単位で外周円筒部に沿うように電子式ラジアル走査処理を実行することを特徴とする請求項 4 に記載の超音波診断治療装置。

10

【請求項 1 4】

超音波診断モードでは電子フォーカスしながら電子ラジアル走査を行ない、超音波治療モードでは電氣的平面波形成又は電子フォーカスしながら電子ラジアル走査を行なうことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断治療装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

20

【0001】

この発明は、超音波診断治療装置、詳しくは体腔内において超音波診断と超音波照射による治療とを行なう超音波プローブを有する超音波診断治療装置に関するものである。

【背景技術】

【0002】

従来より、超音波振動子（超音波トランスデューサ；ultrasonic transducer）から生体組織内に向けて超音波パルスを繰り返し送信し、生体組織から反射される超音波パルスのエコーを同一のあるいは別体に設けられる超音波振動子によって受信するように構成され、この場合における超音波パルスの送受信位置を所定の方向に徐々に移動させることによって、生体内の複数方向からの情報を得るようにし、こうして収集した情報を可視像の超音波断層画像として所定の表示装置を用いて表示する超音波診断装置についての提案が種々なされており、また一般に実用化されている。

30

【0003】

このような超音波診断装置においては、体外式超音波プローブによるものが一般的であるが、このほかに、例えば内視鏡と組み合わせたものや細径の超音波プローブ又は体腔内に挿入する体腔内超音波プローブ等の体内式超音波プローブ等が広く用いられている。

【0004】

一方、結石破碎装置や超音波温熱治療装置等、集束した超音波によって種々の治療を行ったり、高強度の超音波を集束させて癌細胞などの生体組織に向けて放射することでその生体組織を瞬時に高温焼灼して治療する超音波高温治療装置等の超音波治療装置についても、従来より種々の提案がなされ実用化されている。

40

【0005】

また、上述の超音波高温治療装置においては、超音波振動子を有し大きな開口を持つ体外アプリケーションから高強度の集束超音波を目的部位に集束させて放射するものや、比較的小型の超音波振動子を内蔵したプローブからなり、これを直腸等に挿入して肥大した前立腺等を治療するように構成される体腔内プローブ等がある。

【0006】

このような従来の超音波高温治療装置では、深部治療部位（焦点）の位置決めを行なうための位置決め手段として、例えば超音波断層像を得る超音波診断装置等を組み合わせて構成したものがある。そして、このような構成のものでは、上述の体外アプリケーションや体

50

腔内プローブに焦点位置決め用の診断用超音波振動子が内蔵されているものがある。

【0007】

そして、上述のような治療装置を用いて超音波による高温治療（以下、超音波治療という）を行なうのに際しては、超音波断層像を得る超音波診断装置等と組み合わせて使用すれば、治療を施す目的の部位を観察しながら、同部位の治療を行なうことができることになるので至便である。

【0008】

そこで、例えば特開平7-227395号公報等によって、上部消化管や下部消化管や腹腔などの体腔内に挿入して、深部臓器の超音波による観察及び診断（以下、単に超音波診断という）と超音波による高温治療（以下、単に超音波高温治療という）とを容易に行なうのに適した超音波プローブを有する超音波診断治療装置について、従来より種々の提案がなされている。

【0009】

前述の特開平7-227395号公報によって開示されている超音波診断治療装置は、図15に示すように体腔内に挿入可能な細長の挿入部121の先端側に、湾曲自在の湾曲部123と、この湾曲部123に連設した先端部122とを設け、この先端部122の内部における長手方向に2つの凹面集束型の治療用超音波振動子150を配置すると共に、この治療用超音波振動子150の間の中央位置に観測用の電子ラジアルアレイ型超音波振動子154を配置した超音波プローブを構成し、これを体腔内に挿入して深部臓器の病変部163に対して超音波による診断及び高温治療を行ない得るようにしている。

【0010】

なお、図15において、観測用超音波振動子151による超音波走査範囲を符号160で示し、治療用超音波振動子150による治療用集束超音波パルス161の集束点を符号162で示している。そして、治療用集束超音波パルス161の集束点162の位置が確認できるように当該集束点162に対応する画像上での焦点マーカ164が表示されるようになっている。したがって、この焦点マーカ164が画像上で病変部163に一致するように設定することにより、病変部163に対して治療用集束超音波パルス161を放射することができるようになっている。

【特許文献1】特開平7-227395号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0011】

ところが、前述の特開平7-227395号公報によって開示されている手段では、それぞれが別体に構成される治療用の超音波振動子と診断用の超音波振動子とを、挿入部の先端部の内部に配設して構成していることから、当該先端部の長さ寸法（硬質長）が長くなってしまう傾向がある。この硬質長が長くなってしまうと、体腔内に超音波プローブを挿入するに際して、体腔内における狭い部位や曲折した部位への挿入が困難になってしまうという問題点がある。

【0012】

さらに、それぞれの異なる機能の振動子が別体で組み立てられるので、各振動子の位置合わせ等の調整が必要で製造コストが大幅に増加してしまうという問題がある。

【0013】

また、体腔内に超音波プローブを挿入して診断及び治療を行なう場合においては、その対象となる患部等の異常組織は管状の壁部近傍にあるのが普通である。したがって、超音波による体腔内の観察等を行なうには、超音波プローブの挿入方向に対してその軸周りの360度全域を観察し得るように構成したラジアル型のものを用いるのが望ましい。

【0014】

しかしながら、前述の特開平7-227395号公報によって開示されている手段は、挿入方向の軸周りにおける観察範囲が所定の範囲に限定された構成となっている。したがって、当該手段を用いて体腔内を観察しつつ診断及び治療を施す場合には、超音波プロー

10

20

30

40

50

ブそのものを回転させる等によって、超音波振動子による観察範囲が目的の異常組織等を含むように当該超音波プローブの先端部の位置を適宜設定する必要がある。

【0015】

この場合において、体腔内に挿入されている状態の先端部を適宜移動させて、その先端部の内部に配設される超音波振動子の観察範囲が所望の方向となるようにするためには、手元側の操作部の所定の位置に配設される超音波プローブの基部側を操作して先端側の位置の設定操作を行なう必要がある。

【0016】

しかし、超音波プローブの先端部は体腔内に挿入されていることから、これを直接目視することができない状態にある。その上、この先端部を体腔内において安定した状態で保持する手段も存在しないために、このような操作は行なうのは困難でありまた煩瑣な操作になってしまうと考えられる。

【0017】

本発明は、上述した点に鑑みてなされたものであって、その目的とするところは、体腔内に挿入して超音波診断と集束超音波による治療とを行なう超音波プローブを有する超音波診断治療装置において、超音波プローブの硬質長の短縮化及び細径化を実現し、細い管腔等に対しても容易に挿入させることができると共に、挿入方向の軸回りにおける観察範囲を大きくしより広い範囲を確実に走査することができ、超音波による診断と治療とを同時にかつ容易に行なうことのできる安価な超音波診断治療装置を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0018】

前記目的を達成するために、本発明による超音波診断治療装置は、体腔内に挿入して超音波を照射し生体組織の治療を行なう単一のアレイ型圧電振動子からなる超音波振動子を先端部に備えた超音波プローブと、超音波治療に適する駆動信号と超音波診断に適する駆動信号との異なる駆動信号により前記超音波振動子の駆動制御を行なう超音波制御ユニットとを具備し、前記超音波制御ユニットは、超音波治療に適する駆動信号によって前記超音波振動子を駆動する超音波治療モードと、超音波診断に適する駆動信号によって前記超音波振動子を駆動する超音波診断モードとを切り換えることを特徴とする。

【発明の効果】

【0019】

本発明によれば、体腔内に挿入して超音波診断と集束超音波による治療とを行なう超音波プローブを有する超音波診断治療装置において、超音波プローブの硬質長の短縮化及び細径化を実現し、細い管腔等に対しても容易に挿入させることができると共に、挿入方向の軸回りにおける観察範囲を大きくしより広い範囲を確実に走査することができ、超音波による診断と治療とを同時にかつ容易に行ない得る安価な超音波診断治療装置を提供することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0020】

以下、図示の実施の形態によって本発明を説明する。

図1は、本発明の一実施形態の超音波診断治療装置の全体的な構成を示す概略構成図である。図2は、当該超音波診断治療装置における超音波観察装置の超音波プローブの先端部近傍を拡大しその内部構成を概略的に示す要部拡大構成図である。図3と図4とは、当該超音波診断治療装置における超音波観察装置の超音波プローブの先端部に内蔵される超音波振動子を取り出してその概略構成を示し、図3は要部概略斜視図、図4は要部概略断面図である。また図5と図6とは、本実施形態の超音波診断治療装置における超音波観察装置の超音波プローブの先端部の超音波振動子から放射される超音波パルスを概念的に示す図であって、図5は超音波による治療動作時の超音波パルスを示し、図6は超音波による診断動作時の超音波パルスを示している。図7は、本実施形態の超音波診断治療装置における超音波観察装置の超音波制御ユニットの概略構成を示すブロック構成図である。図8と図9とは、本実施形態の超音波診断治療装置における超音波観察装置の超音波制御ユ

10

20

30

40

50

ニットのダイナミックダンピング用信号発生器から発生されるダイナミックダンピング用信号（駆動制御信号又はDD用信号）とパルサーからの出力信号とを加算処理して診断モード時に適した超音波パルスを生成する際の動作を説明する図であって、図8はその第一例を、図9はその第二例を示している。

【0021】

なお、ここでいうダイナミックダンピングとは、ダンピング層の付加によって超音波振動のダンピングを構造的に行なうのではなく駆動電気信号の波形を工夫して振幅が大きくパルス幅の短い超音波パルスを得る方法であると定義する。

【0022】

また、図10～図13は本実施形態の超音波診断治療装置の作用を説明する図であって、図10は超音波プローブを体腔内に挿入した場合における先端部を示す図である。図11は図10の超音波プローブによって得られる超音波断層画像を表示する表示装置を示す図である。図12は本実施形態の超音波診断治療装置によって行なわれる診断治療動作の手順の概略を示す流れ図である。図13は、当該超音波診断治療装置による診断治療動作時において超音波振動子から放射される超音波パルスの状態を模式化して示す図である。そして、図14は当該超音波診断治療装置による診断治療動作時において超音波振動子から放射される超音波パルスの別の状態を模式化して示す図である。

【0023】

本実施形態の超音波診断治療装置1は、単一の超音波振動子24を備えた細管状の超音波プローブ3を体腔内に挿入し、前記超音波振動子24から超音波パルスを放射して、そのエネルギーで当該体腔内における所望の生体組織の超音波診断及び超音波治療を行ない得るものであって、前記超音波振動子24は、アレイ型圧電振動子31等からなり、超音波パルスを放射してそのエネルギーで体腔内の生体組織の治療を行なう機能と、その治療動作の前後や治療最中において治療対象の生体組織についての超音波診断を行なう機能とを兼ね備えて構成されているものである。

【0024】

即ち、本実施形態の超音波診断治療装置1は、図1に示すように超音波観察装置2と内視鏡装置7等によって主に構成されている。

【0025】

前記超音波観察装置2は、超音波振動子24（図1では図示せず。図2や図3や図4参照。詳細は後述する）を先端部3dに内蔵した細長形状のプローブ挿入管3aを備えた超音波プローブ3と、前記超音波プローブ3の基端部に設けられる接続部3bが着脱自在に接続される連結部4a等を備えたプローブ接続ユニット（以下、接続ユニットと略記する）4と、この接続ユニット4とコネクタ4bを介して電氣的に接続される超音波制御ユニット5と、この超音波制御ユニット5により生成される映像信号を受けて超音波断層画像を表示する超音波画像表示装置（以下、単に表示装置という）6とによって主に構成されている。

【0026】

前記超音波プローブ3は、上述したように前記超音波振動子24（図2や図3や図4参照）が先端部3dに内蔵され、全体が細長形状からなるプローブ挿入管3aと、このプローブ挿入管3aの基部側に設けられ前記接続ユニット4の連結部4aに対して着脱自在に接続されることで当該超音波プローブ3と前記接続ユニット4との間の電氣的な連結状態を確保する接続部3bと、内部に超音波振動子24（図2や図3や図4参照）等が内蔵される先端シース3dと、後述する発熱抑圧手段（熱伝導板28；図2や図3参照）に触れつつ還流される冷却兼音響伝達媒体29（図2参照）を前記先端シース3dへと供給する際の供給口である送水口3c等によって構成されている。

【0027】

前記接続ユニット4は、前記超音波プローブ3の接続部3bが着脱自在に接続される連結部4aと、当該接続ユニット4と前記超音波制御ユニット5とを電氣的に接続するコネクタ4bとを備えて構成されている。これにより、超音波プローブ3と超音波制御ユニッ

10

20

30

40

50

ト 5 との間を電氣的に接続している。

【 0 0 2 8 】

前記超音波制御ユニット 5 は、前記超音波振動子 2 4 (図 2 参照) の駆動及びこの超音波振動子 2 4 から伝送される電気信号を受信して各種の信号処理を行なうことで超音波断層画像を表示するための映像信号を生成するものである。

【 0 0 2 9 】

一方、前記内視鏡装置 7 は、撮像装置を内蔵した電子内視鏡 (以下、内視鏡と略記する) 8 と、この電子内視鏡 8 に照明光束を供給する光源装置 9 と、前記電子内視鏡 8 の撮像素子 (図示せず) を駆動させたり当該撮像素子から伝送される電気信号を受信して各種の信号処理を行なうことで内視鏡観察画像を表示するための映像信号を生成するビデオプロセッサ 1 0 と、このビデオプロセッサ 1 0 により生成され出力される映像信号を受けて内視鏡観察画像を表示する内視鏡画像表示装置 1 1 とによって主に構成されている。

10

【 0 0 3 0 】

前記内視鏡 8 は、体腔内に挿入される細長形状の挿入部 1 2 と、この挿入部 1 2 の基端側に配置される操作部 1 3 と、この操作部 1 3 の側部から延出するユニバーサルコード 1 4 とによって主に構成されている。

【 0 0 3 1 】

前記ユニバーサルコード 1 4 の先端部には前記光源装置 9 に接続される内視鏡コネクタ 1 4 a が設けられている。この内視鏡コネクタ 1 4 a の側部には電気コネクタ 1 4 b が設けられている。この電気コネクタ 1 4 b には前記ビデオプロセッサ 1 0 から延出される映像ケーブル 1 5 が接続されている。

20

【 0 0 3 2 】

前記挿入部 1 2 は、先端側に湾曲部 1 7 が設けられており、この湾曲部 1 7 のさらに先端側に硬質部 1 2 b が設けられている。この硬質部 1 2 b の先端面 1 2 a には直視による内視鏡観察を行なうための照明光窓 1 6 a と観察窓 1 6 b と鉗子出口 1 6 c 等が設けられている。

【 0 0 3 3 】

前記操作部 1 3 には前記挿入部 1 2 の湾曲部 1 7 を湾曲制御するアングルノブ 1 8 や体腔内に導入される処置具等の導入口であり前記鉗子出口 1 6 c に連通する処置具挿入口 1 9 や前記内視鏡画像表示装置 1 1 の表示画面上に表示させる表示画像を切り換えたりフリーズ操作やリリース操作等の各種の操作指示を行なう複数の操作スイッチ 2 0 等が設けられている。

30

【 0 0 3 4 】

前記超音波プローブ 3 のプローブ挿入管 3 a の先端部には、図 2 に示すように超音波透過性に優れた高密度ポリエチレンやポリメチルペンテン等の材質により形成される先端シース 3 d が配設されている。この先端シース 3 d の内部には、電子回転走査型アレイ円筒振動子、即ち電子スキャン方式のラジアル型超音波振動子 (以下、単に超音波振動子という) 2 4 が配設されている。そして、この超音波振動子 2 4 の周囲空間には、当該超音波振動子 2 4 の冷却を行なう役目と、前記超音波振動子 2 4 から放射される超音波パルスの伝達に寄与する超音波伝達媒体としての役目を兼ね備えた冷却兼音響伝達媒体 2 9 が充填されている。

40

【 0 0 3 5 】

前記超音波振動子 2 4 は、図 2 や図 3 に示しように外觀形状が細径の円筒形状に形成されており、この円筒形状の外側面に沿って複数の超音波振動子素片、即ち振動子アレイ 2 4 a が並べて配設されている。これらの複数の振動子アレイ 2 4 a のそれぞれからは延出される信号線は、図 2 に示すようにケーブル束 2 5 として後方に向けて延出し、図示を省略しているがプローブ挿入管 3 a の内部を挿通し接続ユニット 4 を介して超音波制御ユニット 5 へと接続されている。

【 0 0 3 6 】

また、前記超音波振動子 2 4 の先端側には冷却水兼音響結合液送出突出パイプ (以下、

50

送出パイプと略記する) 27が配設されている。この送出パイプ27は超音波振動子24の円筒内部の中心軸周りに設けられ略円筒形状に形成される発熱抑圧手段であり管状部材である熱伝導板28(図2や図3参照)を介して前記プローブ挿入管3aの内部を挿通する送水管(図示せず)に連通している。この送水管は、前記プローブ挿入管3aの内部をその先端部3dから前記送水孔3cまで連設されているものである。そして、その先端には送出孔27aが穿設されている。

【0037】

一方、前記プローブ挿入管3aと前記先端シース3dとの間には隔絶板26が設けられている。この隔絶板26は前記先端シース3dの内部を水密的に封止するために設けられているものである。そして、上述の送水管は前記隔絶板26の一部を貫通して設けられて

10

【0038】

したがって、これにより前記送水孔3cから前記送水管を通して前記先端シース3dの内部に向けて前記冷却兼音響伝達媒体29を送出すると、当該冷却兼音響伝達媒体29は前記送出パイプ27の前記送出孔27aから前記先端シース3dの内部に送出され充填されるようになっていく。そして、このとき前記冷却兼音響伝達媒体29は図2における矢印A方向から送出され、矢印Bに示す方向に前記先端シース3dの内部を還流するようになっていく。つまり、前記冷却兼音響伝達媒体29が還流する経路のうち前記超音波振動子24の円筒内部を還流する時には前記熱伝導板28によって前記超音波振動子24から発生した熱が放熱されるようになっていく。

20

【0039】

次に、前記超音波振動子24を構成する前記振動子アレイ24aの構成について詳述する。

【0040】

前記超音波振動子24の前記振動子アレイ24aは、図4に示すように当該超音波振動子24の内周寄りの側からバッキング層35とアレイ型圧電振動子(以下、圧電振動子という)31と第一音響整合層32と第二音響整合層33と音響レンズ34とが順に積層した形態で構成されている。そして、前記超音波振動子24は、前記振動子アレイ(超音波振動子素片)24aを外周円筒に沿って周回するように配列して構成されている。

【0041】

一般に圧電振動子を共振や反共振又はその中間領域の周波数で用いる場合においては、圧電振動子の振動振幅は、その周波数における共振尖鋭度Qに比例して大きくなることが判っている。したがって、圧電振動子の振動振幅は、この共振尖鋭度Qに関する圧電振動子の機械的品質係数Q_mに比例して大きくなる。

30

【0042】

また、通常の医療用超音波診断装置等において用いられる超音波振動子は、放射する超音波のダンピング効果を大きくするバッキング層が用いられる。

【0043】

このバッキング層は、圧電振動子が発生した振動のうち背面側に伝達される振動を減衰(ダンピング)するために設けられているものである。圧電振動子で生じた振動のうち背面に放射される超音波振動は、このバッキング層によるダンピング機能によって吸収され、前面側の音響レンズの側に伝達される振動が主となるように構成されている。そして、このバッキング層による減衰が大きい場合には、上述の圧電振動子の機械的品質係数Q_mの効果はほとんど現れることはない。

40

【0044】

しかし、本実施形態において適用される超音波振動子24のように、例えば音源の開口面積が小さいものから治療用に適する大きな出力の超音波を得るためには、バッキング層による超音波減衰効果を低減させて、圧電振動子の機械的品質係数Q_mを積極的に利用することは効果的である。

【0045】

50

そこで、本実施形態の超音波診断治療装置 1 において用いられる前記超音波振動子 2 4 を構成する前記振動子アレイ 2 4 a の前記バックキング層 3 5 としては、前記圧電振動子 3 1 において発生する振動のうち背面側、つまり前記バックキング層 3 5 の側へ伝達される振動を減衰させない機能を有するソフトバックキング層が用いられている。このソフトバックキング層は、超音波の減衰が小さく、即ち音響インピーダンスが小さく、かつ熱伝導率の良好な材料によって形成されている。

【0046】

つまり、前記バックキング層 3 5 は、前記圧電振動子 3 1 と前記熱伝導板 2 8 との間に配置されることになるから、熱伝導板 2 8 による放熱効果を効果的なものとするために、当該バックキング層 3 5 としては熱伝導率の良好な材料が用いられるのである。

10

【0047】

また、バックキング層 3 5 による減衰が生じても前記圧電振動子 3 1 の機械的品質係数 Q_m を極度に低下させないようにするためには、前記バックキング層 3 5 の音響インピーダンスは前記圧電振動子 3 1 の材料の音響インピーダンスと比較したとき、その差異が大きくなる程好ましい。この場合において、その差異が一桁以上であることがより好ましいが、例えば前記圧電振動子 3 1 の材料の音響インピーダンスに対して 10 倍以上の音響インピーダンスを有する材料は現存しない。したがって、必然的に 10 分の 1 ($1/10$) の大きさの音響インピーダンスを有する材料が用いられることになる。そして、この場合には、一般に密度が小さく軽量化に寄与するという点においても利点がある。

【0048】

20

このように、前記バックキング層 3 5 は圧電振動子 3 1 のダンピング機能を抑制し得るように形成されている。

【0049】

一方、前記圧電振動子 3 1 には、電氣的及び機械的な振動損失の小さいハード系圧電材料が用いられている。このハード系圧電材料は、一般に圧電振動子の機械的品質係数 Q_m が大きいばかりでなく、発熱の原因となる電氣的損失に関係する $\tan \delta$ も小さく、また分極状態の劣化も起こしにくいという特徴を持っている。

【0050】

上述したようにダンピング機能を抑制する前記バックキング層 3 5 が用いられる本実施形態においては、単一の超音波振動子 2 4 によって超音波診断動作と超音波治療動作とを行ない得るように構成している。

30

【0051】

通常の場合、超音波による診断を行なう際には、深さ方向の分解能の高い超音波パルスが必要となるが、超音波パルスはパルスの波数が少ない程、深さ方向の分解能が向上するという傾向がある。そこで、超音波診断を行なう際には、超音波振動子から発生させる超音波パルスは、パルスの波数が少なくパルス幅の短いものであって振幅が大きいものが用いられる。その一方で、超音波による治療を行なう際には、高出力の超音波エネルギーが必要となるが、この超音波エネルギーは、超音波音圧信号を 2 乗したものを時間積分した値に比例する。つまり、超音波パルスの波数とパルス振幅に比例する。そこで、超音波治療を行なう際には、超音波振動子から発生させる超音波パルスは、パルスの波数が多くパルス幅の長いものであって振幅が大きく減衰しにくいものが用いられる。

40

【0052】

また、超音波振動子のバックキング層によって振動が減衰されるとパルス幅が短くなってしまうことから超音波診断動作を行なうのに適した超音波パルスを放射することができても、その同一の超音波振動子を用いて超音波治療動作を行なうのに適した超音波パルスを放射することができなくなってしまう。

【0053】

したがって、単一の超音波振動子を用いて超音波診断動作と超音波治療動作とを切り換えて行ない得るようにするためには、それぞれの動作形態（動作モード）に適した超音波パルスを放射し得るように構成しなければならない。

50

【 0 0 5 4 】

そこで、本実施形態においては、超音波振動子 2 4 から生じる振動を減衰するのにパッキング層 3 5 を利用せずに、診断動作に適する超音波パルスと超音波治療動作に適する超音波パルスとを電氣的な制御を行なうことによって生成し、これら二種類の超音波パルスを切り換えて適宜放射し得るようにしている。

【 0 0 5 5 】

ここで、前記電氣的な制御によって超音波診断動作に適する超音波パルスと超音波治療動作に適する超音波パルスとを切り換える手段について、以下に説明する。

【 0 0 5 6 】

各動作形態時において前記超音波振動子 2 4 から超音波パルスを放射する際の概念を図 5 と図 6 とによって説明する。 10

【 0 0 5 7 】

まず、超音波治療動作時において前記超音波振動子 2 4 から放射する超音波パルスの放射形態を図 5 に示す。

【 0 0 5 8 】

前記超音波振動子 2 4 の外側面に沿って設けられる前記複数の振動子アレイ 2 4 a の全配列振動子のうちの一部の領域、例えば図 5 の符号 R で示す領域において連続して配置される一群の前記振動子アレイ 2 4 a を駆動させる。このとき前記各振動子アレイ 2 4 a からの超音波は点線矢印 C へと放射されるが、これに対して所定の位相差制御を行なって矢印 D 方向への超音波放射を行なって電子的に平面波を形成し当該超音波振動子 2 4 に対向する所定の部位の一平面（図 5 の符号 H）に向けて放射させる。そして、この領域 R の一群の前記振動子アレイ 2 4 a を郡単位で電子的な位相差制御を行なって順次外周円筒に沿う方向に移動させる電子ラジアル走査を行ない得るようになっている。 20

【 0 0 5 9 】

このように、治療動作時には、連続して配置される一群の前記振動子アレイ 2 4 a のみを動作させるようにしていることから、超音波振動子 2 4 の発熱や劣化を抑えることができると共に、信号処理量も少なくなるので信号処理を行なう制御回路 5 0（後述する）の負担も軽減できるという利点がある。

【 0 0 6 0 】

また、超音波診断動作時において前記超音波振動子 2 4 から放射する超音波パルスの放射形態を図 6 に示す。 30

【 0 0 6 1 】

前記超音波振動子 2 4 の外側面に沿って設けられる前記複数の振動子アレイ 2 4 a の全配列振動子のうちの一部の領域、例えば図 6 の符号 R 1 や符号 R 2 で示す領域において連続して配置される一群の前記振動子アレイ 2 4 a を駆動させる。このとき前記各振動子アレイ 2 4 a からの超音波は点線矢印 C へと放射されるが、これに対して所定の電子フォーカスを行なって集束超音波（図 6 の矢印 E）を形成し当該超音波振動子 2 4 に対向する所定の距離だけ離間した一点、即ち図 6 の符号 F 1 又は符号 F 2 で示す焦点位置に集束放射させる。 40

【 0 0 6 2 】

そして、この領域 R 1 又は領域 R 2 の一群の前記振動子アレイ 2 4 a を郡単位で電子的な位相差制御を行なって、順次外周円筒に沿う方向に移動させる電子ラジアル走査を行ない得るようになっている。これにより、図 6 の符号 F で示す二点鎖線上（つまり各時点での焦点 F 1・F 2・... を繋いだ線）を当該超音波振動子 2 4 の周囲角度 3 6 0 度にわたってラジアル走査が行なわれることになる。

【 0 0 6 3 】

次に、本実施形態の前記超音波診断治療装置 1 において、前記超音波振動子 2 4 を電子的に駆動制御する超音波制御ユニット 5 の概略構成を示す図 7 のブロック構成図を用いて以下に説明する。

【 0 0 6 4 】

前記超音波制御ユニット５は、上述したように前記超音波振動子２４を駆動させて診断用の超音波パルスの送受信制御や治療用の超音波パルスの放射制御を行ったり、前記超音波振動子２４から伝送される電気信号を受信して各種の信号処理を行なって超音波断層画像を所定の表示装置６に表示するための映像信号を生成する等の各種の制御処理を行なうものである。

【００６５】

即ち、前記超音波制御ユニット５は、図７に示すようにこの超音波制御ユニット５の内部回路全体を電氣的に制御するホストコンピュータからなる制御手段である制御回路５０と、超音波パルスの送信モードと受信モードとを切り換える送受信切換スイッチ５１と、前記超音波振動子２４を駆動させるための超音波駆動信号を送信出力する送信手段であるパルサー５２と、このパルサー５２から前記超音波振動子２４に向けて送信出力される超音波駆動信号の制御を行なう駆動制御信号であるダイナミックダンピング用信号（以下、ＤＤ用信号と略記する）を発生させる駆動制御信号発生手段であるＤＤ用信号発生器５３と、送信レベル調整手段５４と、送信焦点遅延手段５５と、送信シーケンス制御手段５６と、前記超音波振動子２４からのエコー信号を受信する受信器（レシーバ）５７と、受信パルス加算器５８と、受信焦点遅延手段５９と、包絡線検波器６０と、対数圧縮器６１と、走査変換器６２等によって構成されている。

10

【００６６】

前記ＤＤ用信号発生器５３から発生されるＤＤ用信号は、当該超音波診断治療装置１を超音波診断モード（以下、単に診断モードと略記する）で動作させる場合において、前記パルサー５２から出力される超音波パルスが短いパルス幅でかつ減衰が大きくなるように、即ち超音波振動子２４の圧電振動子３１の振動の尾曳き部を減衰させるための駆動制御信号である。したがって、本実施形態においては、診断モード時には前記ＤＤ用信号発生器５３を動作させて前記駆動制御信号を発生させる一方、超音波治療モード（以下、単に治療モードと略記する）時にはこれを動作させず前記駆動制御信号を発生させないように制御回路５０による制御がなされている。

20

【００６７】

つまり、前記ＤＤ用信号発生器５３を動作させない治療モード時には、前記パルサー５２からは減衰が小さく超音波パルスの尾曳き部が長い、即ち出力の大きな超音波パルスが出力されることによって、前記超音波振動子２４からは高出力の治療モードに適した超音波が放射されることになる。また、ＤＤ用信号発生器５３を動作させる診断モード時には、当該ＤＤ用信号発生器５３から発生する信号が前記パルサー５２からの出力信号に対して位相差をもって加算される処理、即ち前記超音波振動子２４（の前記圧電振動子３１）の振動を電氣的な制御によって尾曳き部を減衰させる制御処理が施されることにより、パルサー５２からはパルス幅が短い診断に適した超音波パルスが出力される。これにより、前記超音波振動子２４からは診断モードに適した超音波が放射されることになる。

30

【００６８】

ここで、前記ＤＤ用信号発生器５３から発生されるＤＤ用信号（駆動制御信号）と治療用超音波信号、即ち尾曳き部が減衰していない信号とからＤＤ用信号、即ち尾曳き部のない超音波パルスを形成する原理について、図８と図９とを用いて以下に説明する。

40

【００６９】

上述したように、本実施形態においては、前記超音波振動子２４の前記圧電振動子３１の振動を減衰させるのにバックিং層３５によらず、電氣的な制御処理によって行なうようにしている。

【００７０】

前記超音波振動子２４は、通常の状態においては治療モードに適した振動が行われるようになっている。つまり、この場合においては、前記ＤＤ用信号発生器５３が作動しない状態にあって、前記パルサー５２からは図８（Ｂ）又は図９（Ｂ）に示す最大振幅Ａｍｐ１のパルス（以下、Ａｍｐ１という）が前記超音波振動子２４へと出力され印加される。このＡｍｐ１のパルスは、パルス幅が長く深さ方向の分解能は低いものである。したがっ

50

て、これによって発生する前記圧電振動子 3 1 の振動は治療モードに適した振動であって、診断モードとしては不適なものである。

【 0 0 7 1 】

そこで、診断モードで動作させるときには、電氣的な制御処理によって前記圧電振動子 3 1 の振動を減衰させるようにすればよい。

【 0 0 7 2 】

そのために、診断モード時には、まず前記 D D 用信号発生器 5 3 から図 8 (A) 又は図 9 (A) のいずれかに示す形態の所定の駆動制御信号である D D 用信号を発生させる。

【 0 0 7 3 】

この図 8 (A) に示す形態の D D 用信号は立ち上がり時間と立ち下がり時間とが異なる台形波形であって、立ち上がり時間が短くかつ立ち下がり時間が長くなるように設定されている。また、図 9 (A) に示す形態の D D 用信号は、極性が異なりかつ波高値の異なる二つのパルス (ダブルパルス) からなるバイポーラダブル矩形パルスである。換言すれば、正極性及び負極性を有する一対の信号であって、後続の第二パルスの波高値は先行の第一パルスの波高値に対して小さく設定されており、かつ前記第一パルスと前記第二パルスとの各発生時期の時間差は、超音波の周波数の逆数の二分の一 ($1/2$) の偶数倍となるように設定されるバイポーラ又ユニポーラのダブルパルスとなっている。

【 0 0 7 4 】

一般に圧電振動子 3 1 の振動は印加する電圧変化に対応して発生するようになっている。したがって、図 8 と図 9 とに示す時間 T 1 の時点 (D D 用信号の起動時点) で発生する超音波パルスによる振動は図 8 (B) 又は図 9 (B) で示す A m p 1 のパルスである。一方、図 8 と図 9 とに示す時間 T 2 の時点 (D D 用信号の終息部) で発生する超音波パルスによる振動は図 8 (C) 又は図 9 (C) で示す最大波形 A m p 2 のパルスである。

【 0 0 7 5 】

この二つの信号波形、即ち A m p 1 と A m p 2 とは、相似形のパルス波形 (略同形状のパルス波形) であって位相が反転している関係にあり、かつその振幅は異なるように設定されている。この場合において、両パルスの最大振幅は、A m p 1 > A m p 2 の関係となっている。

【 0 0 7 6 】

この二つの信号波形、即ち A m p 1 と A m p 2 とを、時間差 T 2 - T 1 で重ね合わせる信号処理を行なう。ここで、前記時間差 T 2 - T 1 は、超音波の周波数の逆数の二分の一 ($1/2$) の偶数倍となるように設定されている。

【 0 0 7 7 】

前記 D D 用信号が台形波形の場合 (図 8 ; 第一例) には相対的な傾きを、D D 用信号がダブルバイポーラ矩形パルスの場合 (図 9 ; 第二例) には各パルスの相対的な波高値を、それぞれ制御することによってパルス幅の短い超音波パルス、即ち図 8 (D) 又は図 9 (D) に示す A m p 1 a が得られる。したがって、この A m p 1 a のパルス信号が前記圧電振動子 3 1 へと出力され印加されると、当該圧電振動子 3 1 は診断モードに適した振動が発生する。

【 0 0 7 8 】

なお、上述の説明では駆動制御信号である D D 用信号の形態としては、図 8 (A) に示す台形波形 (第一例) と図 9 (A) に示すダブルバイポーラ矩形パルス (第二例) との二つの形態について例示しているが、この他の形態として、例えば D D 用信号発生器 5 3 は、同じ極性を有する一対の信号であって、後続の第二パルスの波高値が先行の第一パルスの波高値に対して小さく設定され、かつ前記第一パルスと前記第二パルスとの各発生時期の時間差は、超音波の周波数の逆数の奇数倍のダブルユニポーラ矩形パルスとしてもよい。これを用いる場合の加算処理についての図示及びその詳細な説明は省略するが、その制御処理は上述の第二例 (図 9) と略同様である。

【 0 0 7 9 】

このように、D D 用信号発生器 5 3 を動作させたときに発生する駆動制御信号である D

10

20

30

40

50

D用信号に基づいてパルサー52による信号制御処理を行なうことによって、治療モード時に適した超音波パルス診断モード時に適した超音波パルスに変換し出力し得るように構成されている。この超音波パルスの変換処理がダイナミックダンピングと称する処理である。

【0080】

図7に帰って、前記送信レベル調整手段54は、診断モード時と治療モード時とで異なる送信信号の送信レベルの調整制御を行なうものである。

【0081】

また、前記送信焦点遅延手段55は、送信信号と受信信号の遅延時間の設定制御や、診断モード時における超音波パルスの集束の遅延時間制御及び治療モード時における超音波パルスの平面波又は集束の遅延時間制御等を行なうものである。ここで設定される遅延時間に基づいて前記送受信切換スイッチ51の切換制御がなされるようになっている。

10

【0082】

以上のように構成される本実施形態の超音波診断治療装置1における作用を、図10～図13を用いて以下に説明する。

【0083】

本実施形態の超音波診断治療装置1において、超音波診断動作及び超音波治療動作を行なうには、まず、図1に示す状態となるように各構成機器の設定を行なった後、前記内視鏡装置7の前記内視鏡8の前記挿入部12を被検者の体腔内へと挿入する。そして、前記挿入部12の先端部を診断及び治療を所望する所定の位置に配置する。

20

【0084】

ここで、前記内視鏡装置7の前記内視鏡8の前記操作部13に設けられる前記処置具挿入口19から前記超音波観察装置2の前記超音波プローブ3の前記プローブ挿入管3aを挿入する。すると、当該プローブ挿入管3aの先端部分は、前記内視鏡8の前記挿入部12の先端部の前記鉗子出口16cから突出する状態になる。これによりプローブ挿入管3aの先端部分は、被検者の体腔内に挿入される状態となる。そして、前記内視鏡8による光学的観察下にて、前記プローブ挿入管3aの先端部分を観察及び治療を所望する部位、即ち病変部又は観察対象物等の近傍に配置する。このようにして、本超音波診断治療装置1を用いて超音波による診断及び治療動作を行ない得る状態となる。この状態が図10に示す状態である。

30

【0085】

この状態において、まず、診断モードによるラジアル走査を行なう(図12のステップS1)。これにより、前記超音波振動子24が電子式ラジアル走査で動作して、超音波断層画像が表示装置6の表示部6a(図11参照)に表示される。この超音波断層画像を観察しながら、治療を要する異常組織等、即ち治療対象部位43を検出する。この処理ステップが超音波診断モードである。

【0086】

この超音波診断モードでは、前記超音波振動子24のうち図11に示す矢印C1で示す範囲内の一群の前記振動子アレイ24aを郡単位で駆動して図11の矢印Eで示す集束超音波による電子的な位相差制御を行なって電子式ラジアル走査を行なう。これにより得られる超音波断層画像は図11に示すような形態である。

40

【0087】

また、この超音波診断モード時に前記超音波振動子24から放射される超音波パルスの波形は、図13の符号S1で示す範囲内に示される形態となっている。この波形を有するパルスが所定の間隔を持って繰り返し時間[t_d]で連続的に発生している。このパルスの繰り返し時間[t_d]毎に発生するパルスは、超音波診断を行なうのに適した信号であってパルス幅が短くかつ減衰の大きな超音波パルスとなっている。

【0088】

このような超音波診断モードを動作させることにより、治療を要する治療対象部位43が検出されたら(図12のステップS2)、次に、治療用超音波を送信放射すべき方向を

50

決定し（図 12 のステップ S 3）、診断モードによる部分ラジアル走査を行なう範囲を設定する（図 12 のステップ S 4）。この場合において、上述のステップ S 3 にて治療用超音波の送信放射すべき方向として設定するのは、上述のステップ S 2 で検出した治療対象部位 43 を含む所定の方向である。また、上述のステップ S 4 にて部分ラジアル走査を行なう範囲とは、治療対象部位 43 を含む所定の範囲、即ち図 11 の矢印 C 2 で示される範囲内である。

【0089】

次いで、治療対象部位 43 の方向の所定範囲（C 2）に対して高出力超音波の送信放射を行なう（図 12 のステップ S 5）。つまり、上述のステップ S 2 にて検出した異常組織（治療対象部位 43）の存在する部位を含む所定範囲（C 2）に向けて高出力の超音波を送信放射する。この処理ステップが超音波治療動作（治療モード）である。なお、この超音波治療動作（治療モード）時に前記超音波振動子 24 から放射される超音波パルスの波形は、図 13 の符号 T で示す範囲内に示される形態となっている。このパルス波形を有する超音波信号が繰り返し時間 [tth] で連続的に発生している。このパルス繰り返し時間 [tth] 毎に発生するパルスは、超音波治療を行なうのに適した信号であって減衰が小さく出力の大きな超音波パルスとなっている。

10

【0090】

その後、上述の治療モードにて治療を施した部位における治療効果を観察するための治療効果診断の処理が行なわれる（図 12 のステップ S 6）。この治療効果診断の処理は上述のステップ S 1 における診断モードによるラジアル走査と同様の動作又は上述のステップ S 4 で設定した部分ラジアル走査範囲を操作する動作である。なお、この超音波診断動作（診断モード）時に前記超音波振動子 24 から放射される超音波パルスの波形は、図 13 の符号 S 2 で示す範囲内に示される形態となっている。この波形を有するパルスが所定の間隔を持って繰り返し時間 [td] で連続的に発生している。このパルスの繰り返し時間 [td] 毎に発生するパルスは、超音波診断を行なうのに適した信号であってパルス幅が短くかつ減衰の大きな超音波パルスとなっている。

20

【0091】

そして、この治療効果診断の処理（ステップ S 6）において、治療の効果が確認できたら一連の処理を終了する。また、治療の効果が確認できず、さらなる治療動作が必要であると判断された場合には、上述のステップ S 5 の処理に戻り、再度治療モードによる動作を実施する。

30

【0092】

なお、上述の例では、診断及び治療の手順として、まず治療部位の検出のための診断モード S 1 を実施して治療対象部位 43 を検出した後、治療モード T を実施し、その後、治療効果確認のための診断モード S 2 を実施するようにしている。

【0093】

しかし、診断及び治療の手順としては、これのほかに、例えば次に示すようにすることもできる。即ち、本実施形態においては、前記単一の超音波振動子 24 によって超音波治療動作を行なう機能と超音波診断動作を行なう機能とを兼ね備えて構成している。この場合において、治療モードに適する超音波パルスと診断モードに適する超音波パルスとは、電気的な制御を行なうことによって生成され、これら二種類の超音波パルスは時分割で切り換えられて適宜送受信されるようになっている。そこで、図 14 に示すような形態で動作させる制御も考えられる。

40

【0094】

即ち、上述の例と同様に、まず治療部位の検出のための診断モード S 1 を実施して治療対象部位 43 を検出する。その後、診断治療モード S T を実施する。この診断治療モード S T では、治療モードに適する超音波パルスと診断モードに適する超音波パルスとが所定の間隔を持って交互に発生している。これによって、治療動作を行ないつつ、同時に観察を行なうことができるようになる。

【0095】

50

なお、診断治療モード S T における超音波パルスの発生の時期（タイミング）については、上述の図 1 4 に示す例のように、治療モードに適する超音波パルスと診断モードに適する超音波パルスとを 1 パルス毎に交互に発生させるほか、図示は省略するが、例えば治療用の超音波パルスを所定の間隔で 2 パルス発生させた後（治療）、所定の間隔を置いて診断用の超音波パルスを 1 パルス発生させるようにし、この 3 つのパルスの発生を 1 サイクルとして繰り返す等、様々な組み合わせが考えられる。このような手順の切り換えは、制御回路 5 0 による制御を切り換えることで容易に実現することができる。

【 0 0 9 6 】

また、ここで、診断用と治療用との二種の超音波パルスを時分割で発生させる際の時間比率は、前記制御回路 5 0 による制御処理によって設定される。この場合において、時分割の時間比率 = d とし、出力の大きな超音波パルスを送信する時間 = $[t \ t \ h] \ d$ 、パルス幅が短く減衰の大きな超音波パルスを送信する時間 = $[t \ d] \ d$ として、

10

$$d = [t \ t \ h] \ d / ([t \ t \ h] \ d + [t \ d] \ d)$$

であるとしたときに、

超音波診断モードにおいては $d = 0$ と、超音波治療モードにおいては $d = 0.5 \sim 1.0$ と、治療効果を確認するための超音波診断モードにおいては $d = 0$ となるように設定するのが好ましい。

【 0 0 9 7 】

本実施形態において、超音波診断モードでは、得られる超音波断層画像の分解能を確保するためにパルス幅が短く減衰の大きな超音波パルスのみを送受信することが必要である。その一方、超音波治療モードでは、振幅が大きく減衰が小さい超音波パルスを送信することが必要である。

20

【 0 0 9 8 】

また、治療動作を実施している最中においても、治療対象の変性状況等を診断し得るように、診断を行なうのに適した超音波パルスを時分割で混合して送受信するようにしている。

【 0 0 9 9 】

この場合において、時分割比率 $d = 1.0$ の設定は、治療を行なうのに適した超音波パルスの送信のみを行なう設定である。

【 0 1 0 0 】

この設定は、治療直後に診断モードを実行する場合の例である。つまり、治療モードで動作させ治療動作を行なった直後に、治療効果の診断を行なって、その治療前後のデータを比較して得られる差異によって、当該治療対象となる生体組織の超音波照射による変性の程度を評価する（図 1 3 参照）。

30

【 0 1 0 1 】

一方、時分割比率 $d = 0.5$ の設定は、治療を行なうのに適した超音波パルスの送信時間と診断に適した超音波パルスの送受信の時間が等時間に設定される場合である。この場合には、治療対象となる生体組織の超音波照射による変性の状況を治療動作を行ないつつ同時にかつ連続的に診断することができることになる（図 1 4 参照）。そして、この場合においては、例えば超音波照射の時間的な終点の最適化を診断画像の輝度を観察しつつ任意に決定することができるようになる。

40

【 0 1 0 2 】

なお、時分割比率 $d < 0.5$ の設定とした時には、治療を行なうのに適する超音波を放射する時間が長く、治療動作にかかる時間が長くなってしまうことになるので、好ましい設定ではないが、治療対象によっては適宜用いることも可能な設定である。

【 0 1 0 3 】

ところで、時分割比率 d の設定が同じ場合においても、それぞれの超音波パルスの時間軸に対する配列の仕方には多様性が生じる。

【 0 1 0 4 】

例えば $d = 0.5$ に設定したときには、一定の時間内において前半部分で連続的に治療

50

を行なうのに適した超音波パルスの送信を行ない、後半部分で連続的に診断に適した超音波パルスの送受信を行なうといったように、各超音波パルスを時間軸上で配列することが可能である。また、治療に適する超音波パルスと診断に適する超音波パルスとを時間的に交互に又は間歇的に配列させることも可能である。

【0105】

したがって、治療を行なうのに適した超音波パルスの放射の終了地点を確実に設定することが要求される場合には、後者の配列（図14参照）のような形態とすることが好ましい。

【0106】

以上説明したように、上記一実施形態の前記超音波診断治療装置1においては、前記単一の超音波振動子24を用いて構成しながら、この超音波振動子24は、超音波パルスを放射してそのエネルギーで体腔内の生体組織の治療を行なう機能（治療モード）と、その治療動作の前後や治療最中において治療対象の生体組織の超音波診断を行なう機能（診断モード）とを兼ね備えて構成されている。

10

【0107】

したがって、診断機能と治療機能とを兼ね備えた前記単一の超音波振動子24を前記超音波プローブ3に配設することで硬質長の短縮化及び細径化を実現することができるので、細い管腔等に対しても前記超音波プローブ3を容易に挿入させることができる。

【0108】

また、前記単一の超音波振動子24による超音波診断機能によって、治療対象の生体組織の位置や状態を確認し、その目的部位に対して治療用超音波を放射して治療を行なうことができる。このとき、同時に診断をも行なうこともできる。さらに、その治療後にも当該治療部位の確認のために診断を行なうことができる。このことから、体腔内の目的部位に対して確実な治療を施すことができるだけでなく、当該治療によって目的部位における対象の生体組織に生じる変性の様子や治療効果を観察し診断することが容易にできる。

20

【0109】

また、前記超音波振動子24は、アレイ型圧電振動子31等からなる複数の振動子アレイ（超音波振動子素片）24aを外周円筒に沿って周回するように配列して電子ラジアル走査を行ない得るように構成したので、当該超音波振動子24の周囲角度360度にわたってラジアル走査を行なうことができる。したがって、プローブ挿入管3aを体外から操作する等の作業を不要としながら、確実に体腔内の目的部位の診断及び治療を行なうことができるようになる。つまり、前記超音波プローブ3の挿入方向の軸回りにおける観察範囲を大きくし、より広い範囲を確実に走査することができるようになる。

30

【0110】

[付記]

前記発明の実施形態により、以下のような構成の発明を得ることができる。

【0111】

(1) 体腔内に挿入して超音波を照射し生体組織の治療を行なう単一のアレイ型圧電振動子からなる超音波振動子を先端部に備えた超音波プローブと、超音波治療に適する駆動信号と超音波診断に適する駆動信号との異なる駆動信号により前記超音波振動子の駆動制御を行なう超音波制御ユニットと、を具備し、

40

前記超音波制御ユニットは、超音波治療に適する駆動信号によって前記超音波振動子を駆動する超音波治療モードと、超音波診断に適する駆動信号によって前記超音波振動子を駆動する超音波診断モードとを切り換える得るように構成されている超音波診断治療装置。

【0112】

(2) 付記(1)に記載の超音波診断治療装置において、前記超音波振動子は、圧電振動子と音響整合層とバッキング層とからなる超音波振動子素片を外周円筒部に沿って周回するように配列されている。

【0113】

50

(3) 付記(2)に記載の超音波診断治療装置において、
超音波診断を行なう動作形態(診断モード)では、パルス幅が短くかつ減衰の大きな超音波パルスを送信し、超音波治療を行なう動作形態(治療モード)では、減衰が小さく出力の大きな超音波を送信する送信手段(パルサー)を、さらに備えて構成されている。

【0114】

(4) 付記(2)に記載の超音波診断治療装置において、
まず、前記超音波振動子を電子式ラジアル走査にて動作させて異常組織を検出する超音波診断動作を行ない、
次いで、前記超音波診断動作にて検出された異常組織の存在する部位の近傍にのみ大出力の超音波を送信する超音波治療動作を行ない、
その後、前記超音波治療動作にて治療を施した部位の治療効果を観察するための超音波診断動作を行なう一連の制御処理を実行する制御手段を有してなる。

10

【0115】

(5) 付記(4)に記載の超音波診断治療装置において、
前記制御手段は、前記単一の超音波振動子を駆動制御することにより超音波診断動作を行ないつつ、これと同時に超音波治療動作を行なう制御処理を実行する。

【0116】

(6) 付記(5)に記載の超音波診断治療装置において、
前記制御手段は、減衰が小さく出力の大きな超音波パルスとパルス幅が短く減衰の大きな超音波パルスとを時分割で送信する制御処理を実行する。

20

【0117】

(7) 付記(6)に記載の超音波診断治療装置において、
前記制御手段による前記時分割の時間比率 = d とし、
 $d = \text{出力の大きな超音波パルスを送信する時間} / (\text{出力の大きな超音波パルスを送信する時間} + \text{パルス幅が短く減衰の大きな超音波パルスを送信する時間})$
であるとしたとき、
超音波診断モードにおいては $d = 0$ と、
超音波治療モードにおいては $d = 0.5 \sim 1.0$ と、
治療効果を確認する超音波診断モードにおいては $d = 0$ と、
なるように設定されている。

30

【0118】

(8) 付記(7)に記載の超音波診断治療装置において、
前記時分割の時間比率 $d = 0.5 \sim 1.0$ であり、かつ出力の大きな超音波パルスの送信と減衰の大きな超音波パルスの送信とを交互にあるいは間歇的に行なうように設定されている。

【0119】

(9) 付記(2)に記載の超音波診断治療装置において、
前記圧電振動子は、電氣的及び機械的な振動損失の小さいハード系圧電材料によって形成されている。

【0120】

40

(10) 付記(2)に記載の超音波診断治療装置において、
前記バッキング層は、超音波の減衰が小さく熱伝導率の良好な材料によって形成されている。

【0121】

(11) 付記(1)に記載の超音波診断治療装置において、
前記超音波振動子は、超音波治療モードで動作させている時に生じる当該超音波振動子の発熱を抑圧する発熱抑圧手段を備えて形成されている。

【0122】

(12) 付記(11)に記載の超音波診断治療装置において、
前記発熱抑圧手段は、前記超音波振動子の外周円筒部における中心軸周りに配設される管

50

状部材である。

【0123】

(13) 付記(3)に記載の超音波診断治療装置において、前記送信手段(パルサー)から送信される超音波パルスであって、パルス幅が短くかつ減衰の大きな超音波パルス(超音波診断を行なうのに適した信号)を生成するための駆動制御信号を発生させる駆動制御信号発生手段(DD用信号発生器)を備えて構成されている。

【0124】

(14) 付記(13)に記載の超音波診断治療装置において、前記送信手段は、減衰が小さく出力の大きな超音波パルス(超音波治療を行なうのに適した信号)に対して、前記駆動制御信号発生手段からの駆動制御信号によって生じる超音波パルスを加算処理することで、パルス幅が短くかつ減衰の大きな超音波パルス(超音波診断を行なうのに適した信号)を生成する。

10

【0125】

(15) 付記(14)に記載の超音波診断治療装置において、前記駆動制御信号発生手段からの駆動制御信号によって生じる超音波パルスは、減衰が小さく出力の大きな超音波パルスと略同形状のパルス波形であって振幅は小さく抑圧され、かつ反転させた形態の超音波パルスである。

【0126】

(16) 付記(13)に記載の超音波診断治療装置において、前記駆動制御信号発生手段は、起動速度が急激に昇圧されかつ終息速度が緩慢に降圧されるように設定される駆動制御信号を出力する(図8の台形波形参照)。

20

【0127】

(17) 付記(13)に記載の超音波診断治療装置において、前記駆動制御信号発生手段は、正極性及び負極性を有する一対の信号であって、後続の第二パルスの波高値は先行の第一パルスの波高値に対して小さく設定され、かつ前記第一パルスと前記第二パルスとの各発生時期の時間差は、超音波の周波数の逆数の二分の一($1/2$)の偶数倍であるバイポーラ又ユニポーラのダブルパルスを駆動制御信号として出力する(図9参照)。

【0128】

(18) 付記(13)に記載の超音波診断治療装置において、前記駆動制御信号発生手段は、正極性及び負極性を有する一対の信号であって、負極性の超音波パルスの波高値は正極性の超音波パルスの波高値に対して小さく設定され、かつ前記第一パルスと前記第二パルスとの各発生時期の時間差は、超音波の周波数の逆数の二分の一($1/2$)の偶数倍であるバイポーラ又ユニポーラのダブルパルスを駆動制御信号として出力する。

30

【0129】

(19) 付記(13)に記載の超音波診断治療装置において、前記駆動制御信号発生手段は、同じ極性を有する一対の信号であって、後続の第二パルスの波高値が先行の第一パルスの波高値に対して小さく設定され、かつ前記第一パルスと前記第二パルスとの各発生時期の時間差は、超音波の周波数の逆数の奇数倍のパルスを駆動制御信号として出力する。

40

【0130】

(20) 付記(4)に記載の超音波診断治療装置において、前記制御手段は、異常組織を検出するための前記超音波診断動作を行なうのに際して、全配列振動子のうちの一部であって連続して配置される一群の圧電振動子を用いて集束超音波を放射して、当該一群の圧電振動子を群単位で外周円筒部に沿うように電子式ラジアル走査処理を実行する。

【0131】

(21) 付記(1)に記載の超音波診断治療装置において、

50

超音波診断モードでは、電子フォーカスしながら電子ラジアル走査を行ない、超音波治療モードでは、電氣的平面波形成又は電子フォーカスしながら電子ラジアル走査を行なう。

【図面の簡単な説明】

【0132】

【図1】本発明の一実施形態の超音波診断治療装置の全体的な構成を示す概略構成図。

【図2】図1の超音波診断治療装置における超音波観察装置の超音波プローブの先端部近傍を拡大しその内部構成を概略的に示す要部拡大構成図。

【図3】図1の超音波診断治療装置における超音波観察装置の超音波プローブの先端部に内蔵される超音波振動子を取り出してその概略構成を示す要部概略斜視図。

【図4】図1の超音波診断治療装置における超音波観察装置の超音波プローブの先端部に内蔵される超音波振動子を取り出してその概略構成を示す要部概略断面図。 10

【図5】図1の超音波診断治療装置における超音波観察装置の超音波プローブの先端部の超音波振動子から放射される超音波パルスの形態のうち超音波による治療動作時の超音波パルスを概念的に示す図。

【図6】図1の超音波診断治療装置における超音波観察装置の超音波プローブの先端部の超音波振動子から放射される超音波パルスの形態のうち超音波による診断動作時の超音波パルスを概念的に示す図。

【図7】図1の超音波診断治療装置における超音波観察装置の超音波制御ユニットの概略構成を示すブロック構成図。

【図8】図1の超音波診断治療装置における超音波観察装置の超音波制御ユニットのダイナミックダンピング用信号発生器から発生されるダイナミックダンピング用信号（駆動制御信号）とパルサーからの出力信号とを加算処理して診断モード時に適した超音波パルスを生成する際の動作を説明する図（第一例）。 20

【図9】図1の超音波診断治療装置における超音波観察装置の超音波制御ユニットのダイナミックダンピング用信号発生器から発生されるダイナミックダンピング用信号（駆動制御信号）とパルサーからの出力信号とを加算処理して診断モード時に適した超音波パルスを生成する際の動作を説明する図（第二例）。

【図10】図1の超音波診断治療装置の作用を説明する図であって、超音波プローブを体腔内に挿入した場合における先端部を示す図。

【図11】図10の超音波プローブによって得られる超音波断層画像を表示する表示装置を示す図。 30

【図12】図1の超音波診断治療装置によって行なわれる診断治療動作の手順の概略を示す流れ図。

【図13】図1の超音波診断治療装置による診断治療動作時において超音波振動子から放射される超音波パルスの状態を模式化して示す図。

【図14】図1の超音波診断治療装置による診断治療動作時において超音波振動子から放射される超音波パルスの別の状態を模式化して示す図。

【図15】従来の超音波プローブを有する超音波診断治療装置における超音波プローブの先端部近傍を示す構成図。

【符号の説明】

40

【0133】

1 ... 超音波診断治療装置

2 ... 超音波観察装置

3 ... 超音波プローブ

3 a ... プローブ挿入管

3 d ... 先端部

4 ... 接続ユニット

5 ... 超音波制御ユニット

6 ... 表示装置

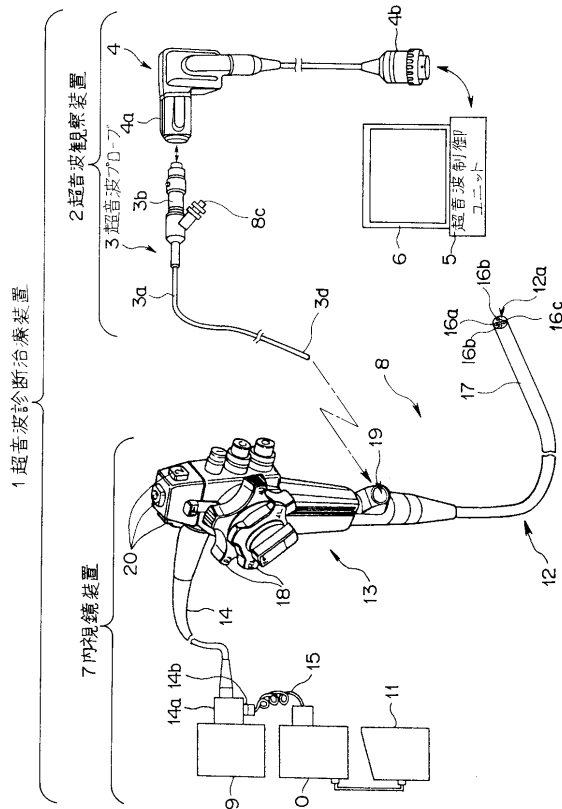
7 ... 内視鏡装置

50

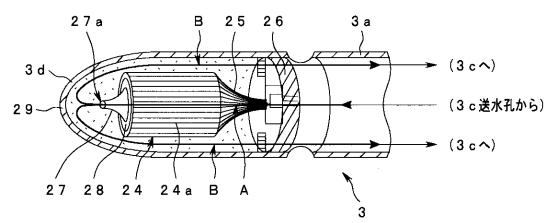
8 電子内視鏡	
9 光源装置	
1 0 ビデオプロセッサ	
1 1 内視鏡画像表示装置	
1 2 挿入部	
1 3 操作部	
1 4 ユニバーサルコード	
1 6 c 鉗子出口	
1 9 処置具挿入口	
2 4 超音波振動子	10
2 4 a 振動子アレイ	
2 8 熱伝導板（発熱抑圧手段；管状部材）	
2 9 冷却兼音響伝達媒体	
3 1 アレイ型圧電振動子	
3 5 バッキング層	
5 0 制御回路（制御手段）	
5 2 パルサー（送信手段）	
5 3 ダイナミックダンピング用信号発生器（DD用信号発生器；駆動制御信号発生手段）	
1 2 1 挿入部（従来例）	20
1 2 2 先端部（従来例）	
1 5 0 治療用超音波振動子（従来例）	
1 5 1 観測用超音波振動子（従来例）	
1 5 4 電子ラジアルアレイ型超音波振動子（従来例）	
1 6 1 治療用集束超音波パルス（従来例）	

代理人弁理士伊藤進

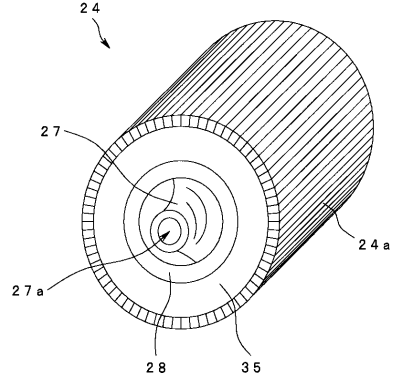
【図 1】



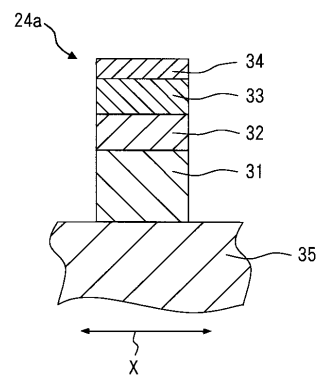
【図 2】



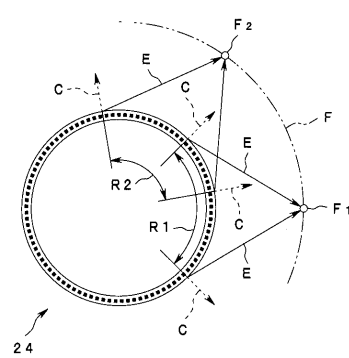
【図 3】



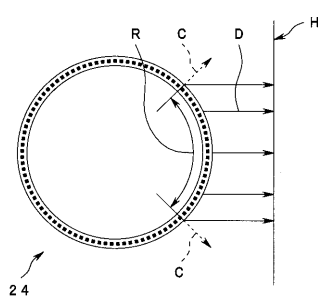
【図 4】



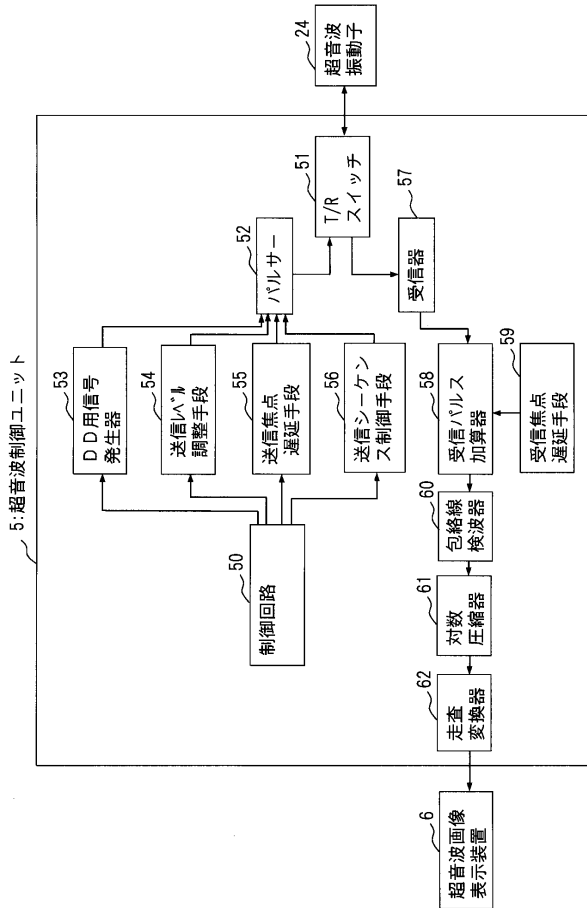
【図 6】



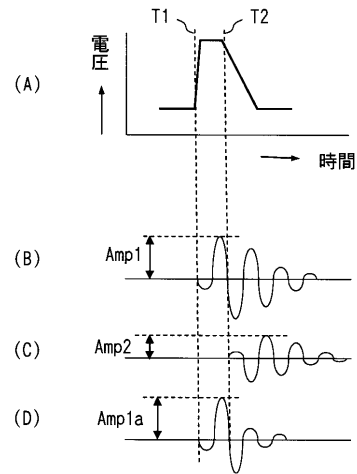
【図 5】



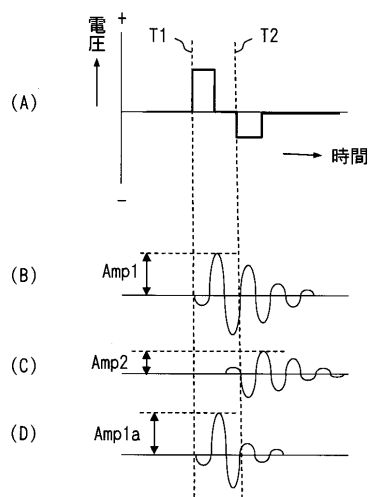
【図 7】



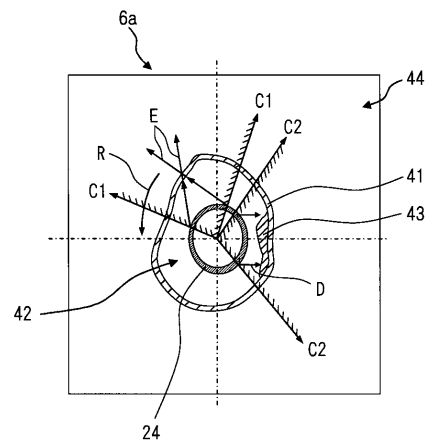
【図 8】



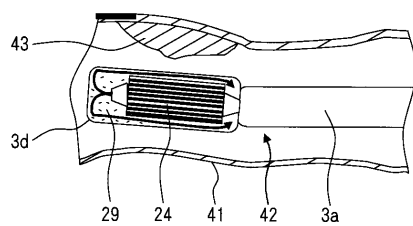
【図 9】



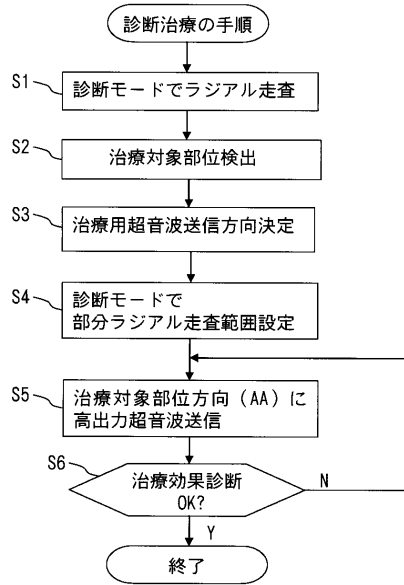
【図 11】



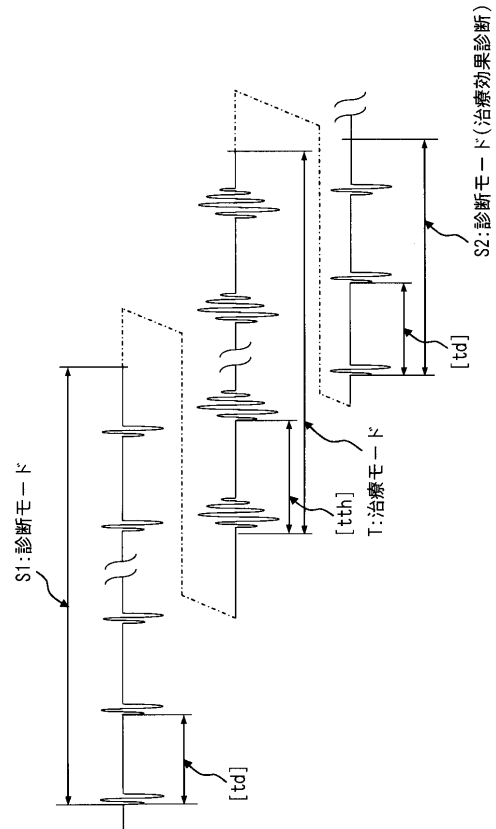
【図 10】



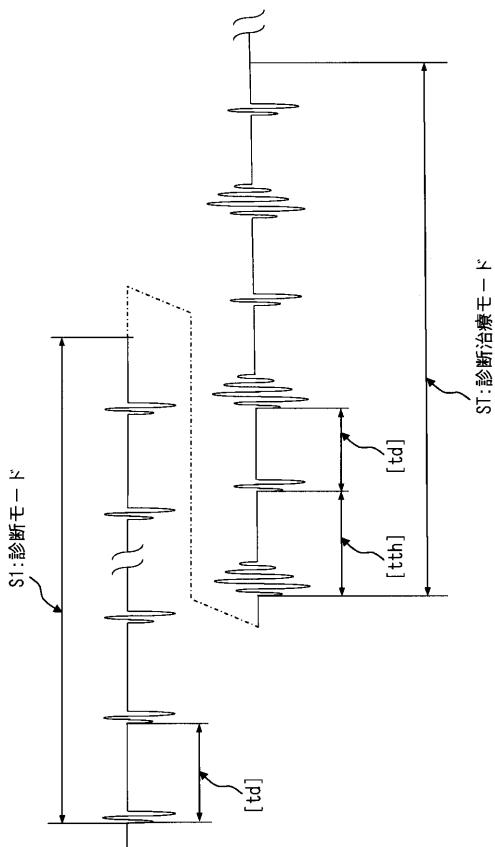
【図 1 2】



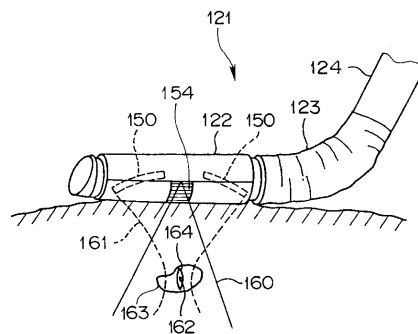
【図 1 3】



【図 1 4】



【図 1 5】



フロントページの続き

F ターム(参考) 4C099 AA01 CA19 EA08 GA30 JA13 LA27 PA01
4C601 BB02 BB07 BB24 EE11 EE20 FE02 FF13 GB05 HH05 HH08

专利名称(译)	超声诊断治疗仪		
公开(公告)号	JP2005124920A	公开(公告)日	2005-05-19
申请号	JP2003365188	申请日	2003-10-24
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	安達日出夫 寶敏幸		
发明人	安達 日出夫 寶 敏幸		
IPC分类号	A61B17/22 A61B8/12 A61B18/00 A61F7/00		
FI分类号	A61B8/12 A61B17/22.330 A61F7/00.322 A61B17/36.330 A61B8/14 A61N7/00		
F-TERM分类号	4C060/EE03 4C060/EE04 4C060/EE06 4C060/EE19 4C060/JJ13 4C060/JJ17 4C060/JJ23 4C060/JJ25 4C060/JJ27 4C060/MM24 4C060/MM26 4C099/AA01 4C099/CA19 4C099/EA08 4C099/GA30 4C099/JA13 4C099/LA27 4C099/PA01 4C601/BB02 4C601/BB07 4C601/BB24 4C601/EE11 4C601/EE20 4C601/FE02 4C601/FF13 4C601/GB05 4C601/HH05 4C601/HH08 4C160/JJ13 4C160/JJ17 4C160/JJ34 4C160/JJ35 4C160/JJ36 4C160/KL02 4C160/MM32 4C160/MM43 4C160/MM53 4C160/NN07		
代理人(译)	伊藤 进		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供便宜的超声波诊断治疗设备，通过实现减少硬度和减小超声波探头的直径，可以可靠地扫描宽范围的超声波并同时轻松地进行超声波诊断和治疗插入到细胞室中以进行诊断和治疗，以增加围绕轴在插入方向上的观察范围。解决方案：该设备具有：超声波探头3，其设置有超声波振动器24，该超声波振动器24由单个阵列型压电振动器构成，该压电振动器插入到蜂窝中以被超声波照射以在其尖端处进行生物组织的处理；超声波控制单元5，用于利用适合于超声波处理的适合超声波诊断的驱动信号的不同驱动信号进行超声波振动器的驱动控制。超声波控制单元利用适于超声波处理的驱动信号和用于利用适于超声波诊断的驱动信号驱动超声波振动器的超声波诊断模式来执行用于驱动超声波振动器的超声波治疗模式的切换控制。

