

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4543430号
(P4543430)

(45) 発行日 平成22年9月15日(2010.9.15)

(24) 登録日 平成22年7月9日(2010.7.9)

(51) Int.Cl.

F 1

A61B 18/00	(2006.01)	A 61 B 17/36	330
A61B 8/00	(2006.01)	A 61 B 8/00	
H04R 17/00	(2006.01)	H 04 R 17/00	332B

請求項の数 16 (全 18 頁)

(21) 出願番号	特願2005-504740 (P2005-504740)
(86) (22) 出願日	平成16年1月29日 (2004.1.29)
(86) 国際出願番号	PCT/JP2004/000812
(87) 国際公開番号	W02004/066856
(87) 国際公開日	平成16年8月12日 (2004.8.12)
審査請求日	平成18年12月6日 (2006.12.6)
(31) 優先権主張番号	特願2003-24252 (P2003-24252)
(32) 優先日	平成15年1月31日 (2003.1.31)
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)
(31) 優先権主張番号	特願2003-352464 (P2003-352464)
(32) 優先日	平成15年10月10日 (2003.10.10)
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)

(73) 特許権者	000153498 株式会社日立メディコ 東京都千代田区外神田四丁目14番1号
(73) 特許権者	501083643 学校法人慈恵大学 東京都港区西新橋三丁目25番8号
(74) 代理人	100083116 弁理士 松浦 篤三
(72) 発明者	窪田 純 千葉県流山市加3-6-1-2-612
(72) 発明者	佐々木 明 千葉県市川市欠真間2-16-4
(72) 発明者	古幡 博 埼玉県春日部市上蛭田14-3-501

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】超音波プローブ及び超音波装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波プローブの超音波射出方向と直交する方向のうちの任意の一方向に配列された複数の治療用振動子であって、被検体に治療用超音波を射出する治療用振動子と、

前記複数の治療用振動子が配列された方向と同一の方向に配列された複数の診断用振動子であって、前記被検体に診断用超音波を射出し、前記被検体で反射された前記診断用超音波を受信する診断用振動子と、

前記複数の治療用振動子間に配設された遮音材と、
を備え、

少なくとも一つの前記診断用振動子が前記複数の治療用振動子の超音波射出面のいずれか及び前記遮音材のいずれかの上に積層され、かつ前記複数の治療用振動子の超音波射出面に前記複数の診断用振動子のうちの少なくとも2つが積層された積層構造を有することを特徴とする超音波プローブ。

【請求項 2】

前記複数の治療用振動子のアレイピッチと前記複数の診断用振動子のアレイピッチとの比が整数比でないことを特徴とする請求項1に記載の超音波プローブ。

【請求項 3】

前記治療用超音波の半波長の厚みを有し前記治療用振動子の超音波射出面の反対面側に覆い重なるように配設されたバッキング材をさらに備えることを特徴とする、請求項1に記載の超音波プローブ。

10

20

【請求項 4】

前記治療用振動子と前記診断用振動子との少なくとも一方に接合された、少なくとも一つの冷却部を更に備えることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波プローブ。

【請求項 5】

前記冷却部は、

前記治療用振動子と前記診断用振動子との少なくとも一方の超音波射出面の反対面側と

、
前記治療用振動子と前記診断用振動子との少なくとも一方の超音波射出面の側面と、
の少なくとも一方を覆っていることを特徴とする請求項 4 に記載の超音波プローブ。

【請求項 6】

前記治療用振動子と前記診断用振動子との少なくとも一方の超音波射出面に、前記冷却部に接した金属箔を更に備えることを特徴とする請求項 4 に記載の超音波プローブ。

【請求項 7】

前記超音波プローブの超音波口径 D は、

$$D = N \times p_2$$

ここで、N は前記複数の診断用振動子の数、 p_2 は前記複数の診断用振動子のアレイピッチ、

により算出されることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波プローブ。

【請求項 8】

請求項 1 に記載の超音波プローブと、

前記治療用振動子の駆動信号を生成する治療用送波部と、

前記診断用振動子の駆動信号を生成する診断用送波部と、

前記診断用振動子により受波された反射エコー信号に基づいて超音波像を再構成する画像構成部と、

前記治療用超音波による前記被検体の治療の状態を検出する検出手段と、を備え、

前記治療用送波部は、前記検出手段により検出された治療の状態に基づいて警告情報を出力する警告機能を有することを特徴とする超音波装置。

【請求項 9】

前記治療用送波部は、前記検出手段により検出された状態に基づいて前記治療用振動子の駆動信号を制御することを特徴とする請求項 8 に記載の超音波装置。

【請求項 10】

前記検出手段は、前記治療用振動子と前記診断用振動子の少なくとも一方に相關した温度を検出し、検出した温度が設定値を超えたときに前記治療用送波部に該検出温度を出力することを特徴とする請求項 8 に記載の超音波装置。

【請求項 11】

前記検出手段は、前記被検体から発生する反射エコー信号のドプラ偏位に基づき血流信号を検出し、検出した血流信号が設定値を超えたときに前記治療用送波部に該血流信号を出力することを特徴とする請求項 8 に記載の超音波装置。

【請求項 12】

前記被検体に注入する血栓溶解剤の注入量を制御する注入制御部を更に備え、

前記注入制御部は、前記検出手段により検出された血流信号に基づいて前記血栓溶解剤の注入量を制御することを特徴とする請求項 11 に記載の超音波装置。

【請求項 13】

前記治療用送波部は、前記被検体内の部位により反射された反射波と前記治療用振動子から前記被検体に入射される入射波との干渉を回避するように前記治療用振動子の駆動信号を生成することを特徴とする請求項 8 に記載の超音波装置。

【請求項 14】

前記治療用送波部は、射出時間と休止時間を制御して基本波形からパルス波とバースト波のいずれか一方の前記駆動信号を生成することを特徴とする請求項 13 に記載の超音波装置。

10

20

30

40

50

【請求項 15】

前記治療用送波部は、基本波形に基づいて時間軸方向に周波数を変調してなる超音波の前記駆動信号を生成することを特徴とする請求項 13 に記載の超音波装置。

【請求項 16】

前記治療用送波部は、前記治療用振動子から射出する超音波ビームの射出方向を前記被検体内の部位により反射された反射波の方向と異ならせるように前記駆動信号を生成することを特徴とする請求項 13 に記載の超音波装置。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

10

本発明は、超音波治療を行う超音波プローブ及び超音波装置に関する。

【背景技術】**【0002】**

超音波装置では、被検体の体表に接触させた診断用プローブを介して診断用超音波を射出し、被検体から発生した反射エコー信号に基づき超音波像（例えば、断層像やMモード像）を再構成する。また、治療用プローブを介して治療用超音波を被検体に射出することで治療部位を非侵襲的に治療する。

【0003】

超音波治療を行うときは、一般に、治療部位を超音波像で確認しながら治療用超音波を射出するために、診断用プローブと治療用プローブを被検体の体表に並べて接触させて行われる（例えば、特開平5-220152号公報参照）。

20

【0004】

しかしながら、従来のように、診断用プローブと治療用プローブを体表に並べて接触させると、両プローブの接触位置の差に応じて診断用超音波と治療用超音波の走査座標に差が生じる。更に、両プローブの接触位置は操作者により任意に決められるため、走査座標の差は一定しない。したがって、治療操作の都度、両プローブの走査座標の差を求める一方、診断用プローブにより取得した超音波像に基づいて治療部位の座標位置を求め、その座標位置を治療用プローブの座標系に変換して治療部位に治療用超音波を射出することになる。その結果、治療用プローブと診断用プローブの操作に注意を払う必要があり、使い勝手が悪いという問題がある。

30

【発明の開示】**【発明が解決しようとする課題】****【0005】**

本発明の課題は、超音波治療に好適な超音波プローブ及び超音波装置を実現することである。

【課題を解決するための手段】**【0006】**

上記課題を解決するため、本発明に係る超音波プローブは、配列された複数の第1の振動素子を含み、被検体に治療用超音波を射出する治療用振動子と、配列された複数の第2の振動素子を含み、前記被検体に診断用超音波を射出し、前記被検体で反射された前記診断用超音波を受信する診断用振動子と、前記治療用振動子から射出された超音波のバッキング材と、を備え、前記診断用振動子と前記治療用振動子と前記バッキング材とが、前記被検体側から診断用振動子、治療用振動子、バッキング材の順に積層されていることを特徴とする。

40

【0007】

本発明によれば、治療用振動子からの治療用超音波及び診断用振動子からの診断用超音波の走査座標を一致させることができることから、治療用超音波の照射位置の制御精度を向上できる。また、例えば、治療用振動子の口径の中心と診断用振動子の口径の中心を一致させることができる。

【0008】

50

また、本発明に係る超音波装置は、前記超音波プローブと、前記治療用振動子の駆動信号を生成する治療用送波部と、前記診断用振動子の駆動信号を生成する診断用送波部と、前記診断用振動子により受波された反射エコー信号に基づいて超音波像を再構成する画像構成部と、前記治療用超音波による前記被検体の治療の状態を検出する検出手段とを備え、前記治療用送波部は、前記検出手段により検出された治療の状態に基づいて警告情報を出力する警告機能を有することを特徴とする。

【0009】

本発明によれば、治療超音波による治療の進行具合などを検出することができるから、治療が完了したときなどに警告音を鳴らしたり、警告メッセージを表示したりすることにより、操作者は超音波治療を停止することができ、超音波装置の使い勝手が向上する。また、治療用超音波を治療部位に過剰に照射することを防ぐことができる。10

【発明を実施するための最良の形態】

【0010】

本発明の超音波プローブ及び超音波装置を適用した第1の実施形態について説明する。本実施形態は、治療用振動子の超音波射出面に複数の診断用振動子を積層させた超音波プローブの一例である。

【0011】

図1に示すように、超音波装置1は、診断用超音波ユニット9、治療用超音波送波ユニット24、表示部18、入力部20、制御部21などから構成されている。診断用超音波ユニット9は、診断用送波部を有する診断用送受波部12、並びに断層像形成部14及び血流画像形成部16を含む画像構成部などを備えている。治療用超音波送波ユニット24は、治療用送波部25、警報部27などを備えている。そして、診断用送受波部12と治療用送波部25は、超音波プローブ10に接続されている。20

【0012】

診断用送受波部12は、超音波プローブ10に診断用超音波を送波させるための駆動信号を生成すると共に、超音波プローブ10から出力される反射エコー信号を受信するものである。断層像形成部14は、反射エコー信号に基づき断層像を再構成する。血流画像形成部16は、反射エコー信号のドプラ偏位から血流速度を求めて血流像を再構成する。

【0013】

治療送波部25は、超音波プローブ10に治療用超音波を射出させるための駆動信号を生成するものである。警報部27は、入力指令によりブザー音を鳴らしたり、警告メッセージを表示したりする警告機能を有している。表示部18は、断層像と血流像をモニタの表示画面に表示する。入力部20は、キーボードやマウスなどのポインティングデバイスを有して形成されている。30

【0014】

超音波プローブ10は、診断用と治療用の超音波を射出するものであり、ヘッドセット11に含まれている。ヘッドセット11は、超音波プローブ10、並びに水袋32a、32b、循環路36、及び放熱部34を含むプローブ冷却部などから構成されている。水袋32a、32bは、袋状に形成されたものであり、内部に冷却媒体（例えば、水）が溜められている。なお、水袋32a、32bについては、袋形状のものに限られるものではない。循環路36は、水袋32a、32b内の水を放熱部34に導くものである。放熱部34は、導かれた水の熱を外気に放熱させる。40

【0015】

このように構成される超音波装置1の詳細構成を動作と共に説明する。まず、ヘッドセット11を被検体の頭部に取り付ける。これにより、ヘッドセット11の水袋32a、32bは、被検体の頭部表皮（例えば、こめかみ付近）に接触した状態で固定される。そして、水袋32aの裏面に超音波プローブ10を接触させる。

【0016】

次いで、超音波プローブ10に診断用送受波部12から駆動信号を供給する。供給された駆動信号により超音波プローブ10から診断用超音波が被検体に向けて射出される。射50

出された診断用超音波は、頭部内の生体組織や血流などにより反射又は散乱される。その診断用超音波は、反射エコー信号として超音波プローブ10により受波される。受波された反射エコー信号は、断層像形成部14により断層像として再構成される。再構成された断層像は、表示部18のモニタに表示される。表示された断層像を観察することにより、治療部位（例えば、脳血栓）の位置を正確に特定することができる。

【0017】

そして、断層像上の治療部位（例えば、脳血栓）の位置が、入力部20から入力設定される。設定された脳血栓の位置座標に基づいて、治療用送波部25により駆動信号が生成される。生成された駆動信号は、超音波プローブ10の治療用送波部25に供給される。これにより、超音波プローブ10から脳血栓に治療用超音波を照射して、脳血栓を非侵襲的に溶解させる。10

【0018】

脳血栓が溶解すると、血管が再開通されて血液が流れ始める。流れ始めた血液により診断用超音波が反射エコー信号として反射又は散乱される。その反射エコー信号のドプラ偏位が血流画像形成部により求められる。求められたドプラ偏位に基づいて血流像（例えば、2次元ドプラ血流像、パルスドプラFFT計測画像）が再構成されて表示される。

【0019】

このような超音波装置において、診断用プローブと治療用プローブが別々に分かれていると、両プローブを並べて水袋32aに接触させることになる。その場合、両プローブの接触位置の差に応じて診断用超音波と治療用超音波の走査座標に差が生じるので、超音波治療を行う際には、治療用プローブと診断用プローブの操作に注意を払う必要がある。それに対し、本実施形態では、診断用振動子と治療用振動子を積層して一体形成した超音波プローブを用いることにより、治療部位に治療用超音波を的確に照射することができる。20

【0020】

次に、超音波プローブ10について詳細に説明する。図2に示すように、超音波プローブ10は、診断用振動子52、治療用振動子50、バッキング材54、冷却部56が被検体側から順番に積層して構成されている。治療用振動子50は比較的低い周波数（例えば約500kHz）の超音波を発生させ、診断用振動子52は比較的高い周波数（例えば約2MHz）の超音波を発生させる。したがって、診断用振動子52から発生する超音波の方が治療用振動子50から発生する超音波よりも障害物を透過しにくいので、診断用振動子52は、被検体により近くなるように治療用振動子50の上に積層されている。30

【0021】

治療用振動子50は、複数の振動素子50a～50dが配列して形成されている。各治療用振動素子50a～50dは、直方体状の圧電セラミックスで形成されたものであり、超音波射出面51の長手方向を平行にして等間隔で配設されている。配設された治療用振動素子50a～50dは、治療用送波部24からの駆動信号を機械的振動に変換して治療部位（例えば、脳血栓）に治療用の超音波を偏向射出する。

【0022】

診断用振動子52は、複数の振動素子52a～52pが配列して形成されている。各診断用振動素子52a～52pは、直方体状の圧電セラミックスで形成されており、再構成する断層像の分解能を高くするため治療用振動子50の振動素子50a～50dより小さく形成されている。そして、診断用振動素子52a～52pは、超音波射出面51上に複数個ずつ分配されている。例えば、図2に示すように、診断用振動素子52a～52dは、治療用振動素子50aの超音波射出面51上に分配されている。つまり、診断用振動素子52a～52dは、超音波射出面53の反対側の面が治療用振動素子50aの超音波射出面51に接合される。そして、診断用振動素子52a～52dは、超音波射出面51の短手方向に等間隔を空けて、かつ超音波射出面53の長手方向を平行にして配設されている。診断用振動素子52e～52pについても同様である。配設された各診断用振動素子52a～52pは、送受信部12からの例えばパルス状の電気信号を機械的振動に変換して被検体に診断用超音波を偏向送波すると共に、被検体から発生する反射エコー信号を受4050

波して電気信号のパルスに変換する。

【0023】

バッキング材54は、治療用超音波の半波長の厚みを有する低インピーダンス層などから形成されたものであり、治療用振動素子50a～50dの超音波射出面51の反対側の面に重ねて設けられている。これにより、治療用振動子50から射出された超音波のうち、射出方向の反対側に送波する超音波が、バッキング材54により反射されて被検体に向けて進行する。したがって、被検体に治療用超音波を効率良く射出することができる。

【0024】

また、冷却部56は、バッキング材54の背面、つまり治療用振動子50の超音波射出方向の反対側に重ねて設けられている。冷却部56は、ペルチ工素子などから形成されたものであり、電流を流すとペルチ工効果により熱を吸収して外気に放熱する。これにより、超音波プローブ10の温度上昇を抑えることができる。

10

【0025】

このような超音波プローブ10の寸法の一例について図3を参照して説明する。図3に示す、治療用振動素子50a～50dの厚み t_1 、診断用振動素子52a～52pの厚み t_2 、治療用振動素子50a～50dのアレイピッチ p_1 、及び診断用振動素子52a～52pのアレイピッチ p_2 は、以下の式(1)乃至(4)によって算出される値に近くなるように設定される：

【0026】

【数1】

20

$$t_1 = \frac{\lambda_1}{2} = \frac{c}{2f_1} \quad (1)$$

$$t_2 = \frac{\lambda_2}{2} = \frac{c}{2f_2} \quad (2)$$

$$p_1 = \frac{cw}{2f_1} \quad (3)$$

$$p_2 = \frac{cw}{2f_2} \quad (4)$$

30

【0027】

ここで、 f_1 は治療用振動子50から射出される治療用超音波の周波数、 λ_1 は治療用超音波の波長、 f_2 は診断用振動子52から射出される診断用超音波の周波数、 λ_2 は診断用超音波の波長、 c は治療用振動子50の厚み方向つまり超音波射出方向の縦波音速、 cw は水中又は生体中の音速である。

【0028】

本実施形態では、周波数 f_1 を500kHz、周波数 f_2 を2MHzとしている。したがって、音速 c を3.3mm/ μ s、音速 cw を1.538mm/ μ sとすると、式(1)乃至(4)により、厚み t_1 は3.3mm、厚み t_2 は0.83mm、アレイピッチ p_1 は1.54mm、アレイピッチ p_2 は0.39mmになる。更に、診断用振動素子の数を64個とすると、図3に示す超音波プローブ10のアレイ寸法つまり超音波口径Dは、 $D = 64 \times p_2 = 24.6\text{ mm}$ になる。このような寸法であれば、例えば、頭蓋骨の厚みが薄く超音波の透過性が比較的良好な開口部(例えば、こめかみ付近部)が例えれば30mm角に限定されるとても、超音波プローブ10の超音波口径Dはその範囲内に収まる。したがって、診断用超音波及び治療用超音波のエネルギーが頭骸骨の厚みにより損失されることを低減できる。

40

【0029】

上述の例では、診断用振動素子の数を64個として超音波口径 $D = 64 \times p_2 = 24.6\text{ mm}$ の場合を説明したが、診断用振動素子の数Nは任意の自然数でよく、診断用振動素子

50

の数Nを増やして超音波口径D = N × p₂を大きくしたり、逆に診断用振動素子の数Nを減らして超音波口径Dを小さくしたりすることが可能である。

【0030】

また、音響効果を上げるためにには、治療用振動素子の間隔d₁及び診断用振動素子の間隔d₂はできるだけ狭い方が良い。

【0031】

利用する超音波の周波数は効果と安全性の観点から決められる。例えば、治療用超音波の超音波強度の限界値が720mW/cmの場合、生体組織の温度上昇を2以下とするために、周波数f₁は、580kHz以下に調整される。これにより、超音波の熱作用の強度を表す指標であるサーマルインデックス(TI)の値を2以下にすることができる。更に、周波数f₁は、390kHz以上に調整される。これにより、血管内に生じたキャビテーション等で組織細胞が破壊される超音波の機械力学的作用の強さを示す指標であるメカニカルインデックス(MI)を0.25以下にすることができる。10

【0032】

図2及び3に示す実施形態では4個の治療用振動素子50a～50dと16個の診断用振動素子52a～52pを有した超音波プローブ10を説明したが、各振動素子の配設数については適宜変更することができる。図2及び3に示すように治療用振動素子のアレイピッチと診断用振動素子のアレイピッチとの比が整数比であると、位相制御方式及び回路形式を単純化することができる。

【0033】

図4に示す実施形態では、4個の治療用振動素子と15個の診断用振動素子が配設されていて、治療用振動素子の隙間を埋めて診断用振動素子の土台とするために、遮音材53が設けられている。遮音材53の材料例としては、タンゲステンなどの微細粒子やマイクロバルーンをエポキシ樹脂に分散させたものが挙げられる。図4に示すように治療用振動素子のアレイピッチと診断用振動素子のアレイピッチとの比が整数比とならないように構成すると、両者の格子が縮退しないような配置が実現できるので、グレーティングローブが重ならないように制御することができる。20

【0034】

次に、超音波プローブ10の動作について図5を参照して説明する。一般に、治療用振動子50と診断用振動子52とを同時に駆動させると、治療用振動子50からの治療用超音波が診断用振動子52によりノイズとして受波される。したがって、本実施形態では、図5に示すように、治療用超音波ビーム(Tビーム)と診断用超音波ビーム(Dビーム)は、設定時間ごとに交互に射出される。なお、ノイズが発生しないように、TビームとDビームの射出タイミングを適宜変更してもよい。30

【0035】

まず、診断用振動子52からDビーム(例えば、周波数2MHz)が例えば0.2秒間にわたって射出される。Dビームの射出後、治療用振動子50からTビーム(例えば、周波数500kHz)が例えば3秒間にわたって射出される。このような動作が繰り返されることにより、Dビームにより断層像と2次元血流画像が形成されると共に、Tビームにより治療部位が治療される。なお、Dビームの射出時間は、断層像や2次元血流画像を形成できればよいので例えば0.01～0.2秒の範囲で設定される。また、Tビームの射出時間は、例えば1～10秒の範囲で適宜設定される。なお、Dビームは、断層像の分解能を向上させるため、例えばパルス波形を1/2～20波長束ねたバースト波を設定間隔で送波して形成する。Tビームは、所定のメカニカルインデックスを確保できるように、連続的に送波される超音波を送波して形成する。40

【0036】

本実施形態によれば、治療用振動子50からのTビームと診断用振動子52からのDビームの走査座標を一致させることができるので、治療用超音波の照射位置の制御精度を向上できる。したがって、Dビームにより位置が特定された治療部位にTビームを的確に照射することができる。50

【0037】

また、治療用振動子50の口径の中心と診断用振動子52の口径の中心を一致させることができるのであるから、格別な座標変換などを行う必要がないから制御機構を簡単化することができる。

【0038】

更に、超音波プローブ10を体表に沿って移動させることなく、電気的に制御することにより、Dビームを用いて断層像を再構成すると共に、Tビームを用いて治療部位を治療できる。したがって、治療時間を短縮できるなど超音波治療の能率を向上させることができる。例えば、脳梗塞が発症すると、発症時から短時間内に脳血栓を溶解させる必要があるが、本実施形態によれば、迅速かつ的確に脳血栓を溶解させることができる。10

【0039】

本発明の超音波プローブ及び超音波装置を適用した第2の実施形態について図6を参照して説明する。本実施形態が第1の実施形態と異なる点は、血栓が溶解して血液が流れ始めたとき、治療用超音波を停止したり、治療用超音波の振幅などを小さくしたりすることである。図6は、本実施形態の超音波装置の構成図を示している。

【0040】

一般に、治療用超音波で血栓を溶解させると、血栓が溶解されて血液が流れ始めた後にも治療用超音波を照射するおそれがある。そこで、本実施形態では、図6に示すように、血流検出部22が設けられている。血流検出部22は、治療部位から発生する反射エコー信号のドップラ偏位信号の強度つまり血流速度を検出するものであり、検出した血流速度が設定値（）を超えていているときに治療用送波ユニット24に制御指令を出力する。20

【0041】

例えば、血流検出部22により検出された血流速度が設定値（）を超えていないと判定されたときは、制御指令が治療超音波送波ユニット24に出力されない。したがって、治療用送波部25は、治療用超音波のエネルギー（例えば、振幅や周波数）を維持あるいは増大する。一方、検出された血流速度が設定値を超えていると判定されたときは、制御指令が治療超音波送波ユニット24に出力され、治療用送波部25は、治療用の超音波のエネルギーを減らすか射出を停止する。このとき、警報部27により警告音（例えば、ブザー音や音声）が発せられたり、警告メッセージが表示部18に表示されたりする。

【0042】

本実施形態によれば、血栓が溶解して血液が流れ始めたことを検出することができる。これにより、血液が流れ始めたときに、治療用超音波の振幅や周波数などを減らすか射出を自動的に停止する。したがって、治療部位に治療用超音波を過剰に照射することを防ぐことができる。30

【0043】

なお、警告音や警告メッセージが発せられたときに、手動で治療用超音波を停止するようにしてよい。また、第1の実施形態の超音波プローブ10を用いて本実施形態を説明したが、本実施形態の超音波装置は、診断用プローブと治療用プローブが別々に分かれている場合にも適用することができる。

【0044】

本発明の超音波プローブ及び超音波装置を適用した第3の実施形態について図7を参照して説明する。本実施形態が第1の実施形態と異なる点は、超音波プローブの温度が設定温度より上昇したときに、治療用超音波の周波数や振幅などを減らしたり、射出を停止したりするようにしたことである。図7は、本実施形態の超音波装置の構成図を示している。40

【0045】

一般に、超音波プローブ10から診断用及び治療用の超音波が射出される際、射出された超音波のエネルギーの一部が超音波プローブ10の内部で熱エネルギーに変換される。したがって、超音波プローブ10の温度が上昇するおそれがある。そこで、本実施形態では、図7に示すように、温度検出部28を設けるようにしている。温度検出部28は、超音波50

プローブ 10 の温度を検出するものであり、検出した温度が設定値を超えていたときに制御指令を治療用送波ユニット 24 に出力する。

【0046】

例えば、温度検出部 28 により検出された温度上昇が設定値（例えば、2℃）を超えていないと判定されたときは、制御指令が治療超音波送波ユニット 24 に出力されない。したがって、治療用送波部 25 は、治療用超音波のエネルギー（例えば、振幅や周波数）を維持あるいは増大する。一方、温度上昇が設定値を超えたと判定されたときは、制御指令が治療超音波送波ユニット 24 に出力され、治療用送波部 25 は、治療用のエネルギーを減らすか射出を停止する。このとき、警報部 27 により警告音（例えば、ブザー音や音声）が発せられたり、警告メッセージが表示部 18 に表示されたりする。

10

【0047】

本実施形態によれば、超音波プローブ 10 の温度上昇を自動的に抑えることができるから、温度上昇により生体組織に副作用を生じることが回避される。なお、超音波プローブ 10 の温度を検出することに代えて、図 1 の水袋 32a の温度を検出するようにしてもよい。要するに、治療用振動子 50 又は診断用振動子 52 に相關した温度を検出すればよい。

【0048】

なお、警告音や警告メッセージが発せられたときに、手動で治療用超音波を停止するようにもよい。また、第 1 の実施形態の超音波プローブ 10 を用いて本実施形態を説明したが、本実施形態の超音波装置は、診断用プローブと治療用プローブが別々に分かれている場合にも適用することができる。

20

【0049】

本発明の超音波プローブ及び超音波装置を適用した第 4 の実施形態について図 8 を参照して説明する。本実施形態が第 2 の実施形態と異なる点は、治療用超音波により梗塞部位を治療する際に血栓溶解剤を併用するようにし、血栓が溶解したとき、血栓溶解剤の注入量を減らしたり、停止したりするようにしたことである。図 8 は、本実施形態の超音波装置の構成図を示している。

【0050】

一般に、梗塞部位の血栓の治療においては、血栓に治療用超音波を照射すると共に、血栓の溶解を促進する血栓溶解剤が被検体に注入される。その場合、血栓が溶解されて血液が流れ始めた後にも血栓溶解剤を被検体に注入するおそれがある。

30

【0051】

そこで、本実施形態では、図 8 に示すように、溶解剤注入制御ユニット 30 が設けられる。溶解剤注入制御ユニット 30 は、注入制御部 31、演算部 29、警報部 33 などを有している。注入制御部 31 は、インジェクタープローブ 26 を介して被検体に注入する血栓溶解剤の注入量を制御するものである。演算部 29 は、血流検出部 22 からの制御指令に基づき被検体に血栓溶解剤の注入量を演算する。警報部 33 は、血流検出部 22 からの制御指令に基づき警告ブザーを鳴らしたり、警告メッセージを表示したりする。

【0052】

例えば、血流検出部 22 により検出された血流速度が設定値（　）を超えていないと判定されたときは、制御指令が溶解剤注入制御ユニット 30 に出力されない。したがって、注入制御部 31 は、血栓溶解剤の注入量を維持あるいは増加する。一方、検出された血流速度が設定値（　）を超えていると判定されたときは、制御指令が溶解剤注入制御ユニット 30 に出力され、注入制御部 31 は、演算部 29 により計算された注入量に基づいて、血栓溶解剤の注入量を減らすか注入動作を停止する。また、警報部 33 によりブザー音や音声が発せられたり、警告メッセージがモニタ 18 の表示画面に表示されたりする。

40

【0053】

本実施形態によれば、血栓が溶解して血流が流れ始めたとき、血栓溶解剤の注入量を自動的に減らすか停止することができる。したがって、過剰な血栓溶解剤により生体組織に副作用を生じることが回避される。

50

【0054】

なお、警告音や警告メッセージが発せられたときに、手動で血栓溶解剤の注入を停止するようにしてもよい。また、モニタ18の表示画面に血栓溶解剤の注入量をリアルタイムに表示してもよい。これにより、操作者は血栓溶解剤の注入量を客観的に把握することができるようになる。

【0055】

また、第1の実施形態の超音波プローブ10を用いて本実施形態を説明したが、本実施形態の超音波装置は、診断用プローブと治療用プローブが別々に分かれている場合にも適用することができる。

【0056】

本発明の超音波プローブ及び超音波装置を適用した第5の実施形態について図9乃至11を参照して説明する。本実施形態が第1の実施形態と異なる点は、冷却部の設置位置を治療用振動子及び診断用振動子の側面にしたことである。図9は、本実施形態における超音波プローブを示している。

10

【0057】

図9に示すように、冷却部56a、56bは、治療用振動子50及び診断用振動子52の2つの側面にそれぞれ設けられている。本実施形態によれば、冷却部56a、56bに適宜に電流を流すようにすれば、超音波プローブ10の熱を外気に放熱させることができる。したがって超音波プローブ10の温度上昇を設定値（例えば、20）以下に抑えながら、治療部位に対し超音波を比較的長い時間にわたって連続的に照射することができる。その結果、治療時間を短縮できるなど治療能率を向上させることができる。

20

【0058】

また、冷却部56については、治療用振動子50又は診断用振動子52を冷やすことができれば、いずれの位置に設置してもよい。例えば、図10に示すように、超音波プローブ10の周囲を取り囲む側壁を覆うように冷却部56cを設けてもよい。

【0059】

更に、冷却部に加えて金属箔を併用することもできる。例えば、図11に示すように、図9の診断用振動子52の超音波射出面に金属箔60が配設される。また、配設された金属箔60は、冷却部56a、56bに接触する。これにより、診断用振動子52で発生した熱は、金属箔60により吸熱される。吸熱された熱は、金属箔60を介して冷却部56a、56bに導かれる。導かれた熱は、冷却部56a、56bのペルチ工効果により放熱される。したがって、超音波プローブ10の温度上昇を抑えることができる。なお、金属箔60は、伝導体（例えば、金属）を数μmの薄さにしたものであり、超音波の射出に影響を与えない材質から形成されている。

30

【0060】

また、診断用振動子52の超音波射出面が金属箔60によりカバーされるから、超音波プローブ10を体表に接触させたとき、超音波プローブ10の温度が被検体に直接に伝達しない。したがって、超音波プローブ10の温度により被検体に副作用を生じることが回避される。

【0061】

40

本発明の超音波プローブ及び超音波装置を適用した第6の実施形態について説明する。本実施形態が第1乃至第5の実施形態と異なる点は、生体組織に生じる副作用を回避するために、バースト波の治療用超音波を射出するようにしたことである。

【0062】

例えば、脳梗塞を治療する場合、超音波プローブ10から脳内に入射された治療用超音波は、進行方向にある頭蓋骨の内壁に反射して戻ってくることがある。これは、頭蓋骨が脳内の生体組織に比べて音響インピーダンスが比較的高いためである。反射された治療用超音波（以下、反射波）が超音波プローブ10から脳内に入射される治療用超音波（以下、入射波）と重なり合って干渉することで、脳内に定在波が生じことがある。定在波が局所的に比較的大きい強度（振幅）を有するものであるとき、脳内の生体組織に副作用を

50

生じるおそれがある。

【0063】

そこで、本実施形態では、治療用送波部25は、基本波形からバースト波の駆動信号を生成する。生成された駆動信号が治療用振動子50に供給されることにより、治療用振動子50からバースト波が被検体に射出される。このとき、バースト波の射出時間は比較的短く（例えば、 $10\ \mu s$ ）設定されると共に、休止時間が比較的長く（例えば、 $100\ \mu s \sim 300\ \mu s$ ）設定される。なお、1波長の継続時間が例えば $2\ \mu s$ のパルス波を束ねたバースト波を射出するようにしている。

【0064】

例えば、脳内において反射波が戻ってくるまでの時間が $100\ \mu s$ の場合、バースト波の休止時間が $100\ \mu s$ より大きく設定される。なお、バースト波の射出時間や休止時間は適宜変更されるものであり、予め入力部20から設定される。

10

【0065】

本実施形態によれば、入射されたバースト波 T_n が反射して戻ってきた後に、次のバースト波 T_{n+1} が入射されることになる。したがって、バースト波 T_n とバースト波 T_{n+1} が重ならないから、生体組織に副作用を生じることが回避される。

【0066】

特に、治療用超音波については、周波数が例えば $500\ kHz$ であるため、脳内を進行する際の減衰が比較的小さい。したがって、反射波と入射波の強度がほぼ等しくなるから、干渉波の強度が比較的大きなものになる。この点、本実施形態によれば、治療用超音波の反射波と入射波の干渉を回避できる。

20

【0067】

また、診断用超音波については、周波数が例えば $2\ MHz$ 以上に設定されるのが一般的であるため、脳内を進行する際の減衰が比較的大きい。したがって、生成される干渉波の強度は比較的小さいものとなるが、治療用超音波と同様に、パルス波又はバースト波の休止時間を比較的長く設定するようにしてもよい。

【0068】

また、バースト波の射出時間を例えば $10\ \mu s$ にしているが、適宜変更してもよい。要するに、入射波と反射波が干渉したときでも、干渉波の継続時間を短くして生体組織に生じる副作用を回避できるものであればよい。

30

【0069】

なお、第1の実施形態の超音波プローブ10を用いて本実施形態を説明したが、本実施形態の超音波装置は、診断用プローブと治療用プローブが別々に分かれている場合にも適用することができる。

【0070】

本発明の超音波プローブ及び超音波装置を適用した第7の実施形態について図12を参照して説明する。本実施形態が第6の実施形態と異なる点は、治療用超音波の周波数を射出時間の経過とともに徐々に大きくするようにしたことである。図12は、図1の治療用送波部25の構成図である。

【0071】

40

図12に示すように、治療用送波部24は、クロックジェネレータ70、変調信号発生器72、移相回路 $74a \sim 74m$ （ m ：自然数）、増幅器（以下、アンプ $76a \sim 76m$ ）などから構成されている。なお、移相回路 $74a \sim 74m$ は、遅延回路などから形成することもできる。また、 m は、超音波プローブ10を構成する治療用振動素子 $50a \sim 50m$ の数に対応している。

【0072】

まず、クロックジェネレータ70により連続波の基本波形が生成される。生成された基本波形は、移相回路 $74a \sim 74m$ により位相がずらされる。そして、各基本波形は、アンプ $76a \sim 76m$ により増幅された後、治療用振動子50に駆動信号として入力される。入力された駆動信号により治療用振動子50から治療用超音波が射出される。射出時間

50

の経過に従って変調信号発生器 72 により変調信号が生成される。生成された変調信号が各移相回路 74a ~ 74m に入力される。入力された変調信号により移相回路 74a ~ 74m は、基本波形の周波数を大きく変調する。変調された波形が治療用振動子 50 に駆動信号として入力される。これにより、周波数が大きく変調された治療用超音波が治療用振動子 50 から射出される。例えば、射出され始めた時 ($T = 0$) の超音波の周波数を f_0 、波長を λ_0 とすると、一定時間経過後 ($T = 10 \mu s$) の超音波の周波数が $4f_0$ 、波長が $\lambda_0 / 4$ となるように、変調信号発生器 72 により変調信号が生成される。このような動作が繰り返されることにより、治療用振動子 50 から射出される治療用超音波は、時間軸方向に周波数が変調されたものになる。

【0073】

10

本実施形態によれば、例えば頭蓋骨内で反射波と入射波が重なり合ったとしても、重なり合った反射波と入射波の周波数は異なることになる。したがって、反射波と入射波の干渉パターンが固定されないから、反射波と入射波が干渉することで生じる干渉波の強度を抑えることができる。

【0074】

また、周波数を変える時間については適宜設定すればよいが、本実施形態では、治療用超音波の干渉パターンが少しでも固定されないように、射出された超音波が脳の表面から頭蓋骨内を透過して脳内に進行するまでの時間（例えば、 $10 \mu s$ ）ごとに治療用超音波の周波数を変調するようにしている。要するに、基本波形に基づいて時間軸方向に周波数を変調すればよい。

20

【0075】

なお、周波数の変調値については適宜設定することができる。例えば、反射波と入射波が $1/4 \sim 1/2$ 波長ずれるように周波数を変えると、反射波と入射波が互いに打ち消すように干渉する。したがって、干渉波の強度が大きくなることをより一層抑えることができる。

【0076】

また、第 1 の実施形態の超音波プローブ 10 を用いて本実施形態を説明したが、本実施形態の超音波装置は、診断用プローブと治療用プローブが別々に分かれている場合にも適用することができる。

【0077】

30

本発明の超音波プローブ及び超音波装置を適用した第 8 の実施形態について図 12 及び 13 を参照して説明する。本実施形態が第 7 の実施形態と異なる点は、治療用超音波の入射方向を設定時間ごとにずらすようにしたことである。図 13 は、治療用超音波の入射波と反射波が干渉しない原理を示す説明図である。

【0078】

すなわち、図 12 の治療用送波部 24 により駆動信号が生成されるとき、設定時間（例えば、0.1 秒）ごとに、予め設定された遅延データが移相回路 74a ~ 74m にそれぞれ付与される。これにより、治療用振動子 50 から射出される超音波が偏向されるため、超音波ビームの射出方向が変わる。なお、超音波ビームの射出方向を変更する角度（θ）については、適宜変更すればよい。

40

【0079】

本実施形態によれば、図 13 に示すように、治療用超音波の入射波の進行方向と反射波の進行方向は、同一直線上ではなくなる。つまり、入射波と反射波は、方向が異なったものになるから、入射波と反射波の干渉を回避することができる。

【0080】

また、本実施形態では、超音波の射出方向を変える設定時間を 0.1 秒に設定したが、適宜設定すればよい。例えば、入射波と反射波が重なり合って干渉すると、干渉波により血管内にキャビテーション（気泡）が生成されることがある。生成されたキャビテーションは徐々に大きくなつた後に壊される。壊されたキャビテーションの影響により生体組織に副作用が生じるおそれがある。したがって、キャビテーションが生じる前に超音波の射

50

出方向を変えるようにするのが望ましい。

【0081】

なお、第1の実施形態の超音波プローブ10を用いて本実施形態を説明したが、本実施形態の超音波装置は、診断用プローブと治療用プローブが別々に分かれている場合にも適用することができる。

【0082】

以上、第1乃至第8の実施形態に基づいて本発明を説明したが、これに限られるものではない。例えば、脳梗塞を治療する場合のほか、心筋梗塞を治療することにも本発明の超音波プローブ及び超音波装置を適用することができる。心筋梗塞を治療するときは、超音波プローブを胸部に当接させ、胸部の肋骨の間隙から心臓の冠状動脈に生じた血栓に向けて診断用及び治療用の超音波を射出する。10

【0083】

また、血栓を溶解させるほか、体内に形成される無機物や塩類からなる異常固形物（例えば、結石）を溶解させる場合にも、本発明の超音波プローブ及び超音波装置を適用することができる。

【0084】

また、本発明の超音波プローブ及び超音波装置を様々な脳梗塞の治療に用いることができる。例えば、脳梗塞には、ラクナ梗塞、アテローム血栓性梗塞及び心原性脳塞栓症などがある。ラクナ梗塞とは、脳の細い動脈が高血圧のために損傷を受けてその動脈が詰まるにより脳の深い部分に小さな梗塞巣ができるものである。アテローム血栓性梗塞とは、頸の動脈や頭蓋内の比較的大きな動脈の硬化（アテローム硬化）によってその動脈が狭くなりその位置に血栓が形成されて血流の閉塞を起こすものである。心原性脳塞栓とは、心臓の中にできた血の塊（血栓）が剥がれて脳の動脈に流れ込んで血流の閉塞を起こすものである。いずれの脳梗塞も発症から短時間内に梗塞部位の血栓を溶解させる必要があるが、本発明の超音波プローブ及び超音波装置によれば、迅速かつ容易に血栓を溶解することが可能になる。20

【産業上の利用可能性】

【0085】

以上説明したように本発明によれば、超音波治療に好適な超音波プローブ及び超音波装置を実現することができる。30

【図面の簡単な説明】

【0086】

【図1】図1は、本発明の第1の実施形態の超音波装置の構成図であり；

【図2】図2は、本発明の第1の実施形態の超音波プローブを模式的に示す斜視図であり；

【図3】図3は、図2の線I—I - I—Iにおける断面図であり；

【図4】図4は、他の実施の形態の超音波プローブを模式的に示す斜視図であり；

【図5】図5は、超音波プローブの動作を示すタイムチャートであり；

【図6】図6は、本発明の第2の実施形態の超音波装置の構成図であり；

【図7】図7は、本発明の第3の実施形態の超音波装置の構成図であり；40

【図8】図8は、本発明の第4の実施形態の超音波装置の構成図であり；

【図9】図9は、本発明の第5の実施形態の超音波プローブを模式的に示す斜視図であり；

【図10】図10は、本発明の第5の実施形態の超音波プローブの他の例を模式的に示す斜視図であり；

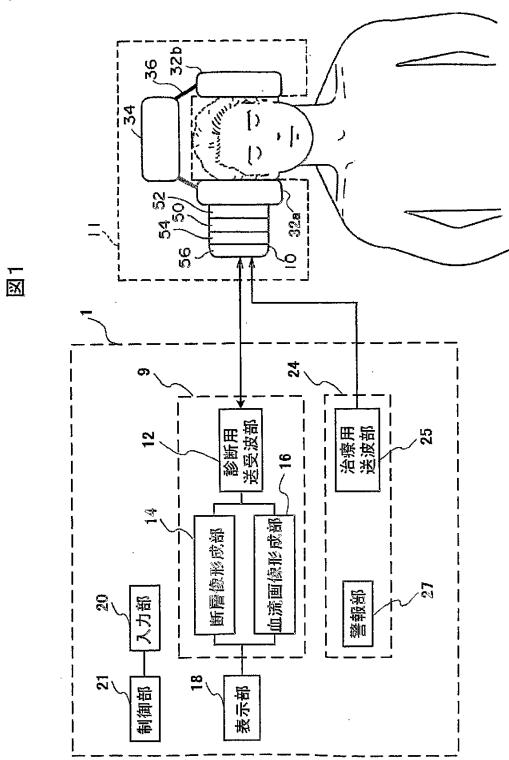
【図11】図11は、本発明の第5の実施形態の超音波プローブの更に他の例を模式的に示す斜視図であり；

【図12】図12は、本発明の第7の実施形態の治療用超音波送波ユニットの構成図があり；

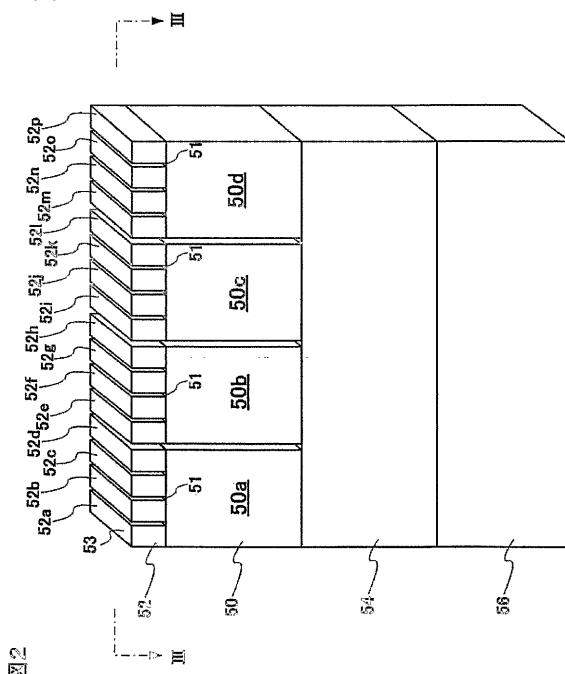
【図13】図13は、本発明の第8の実施形態における入射波と反射波の干渉を回避する50

原理を示す説明図である。

【図1】



【図2】



【図3】

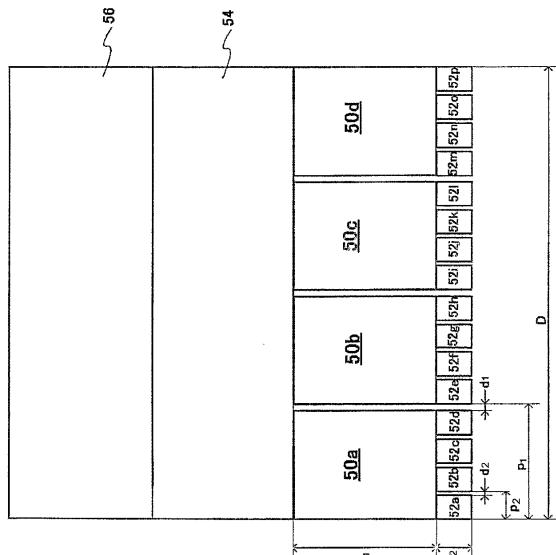


図3

【図4】

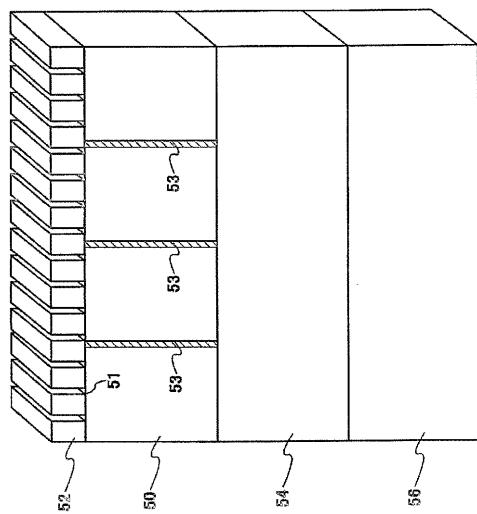
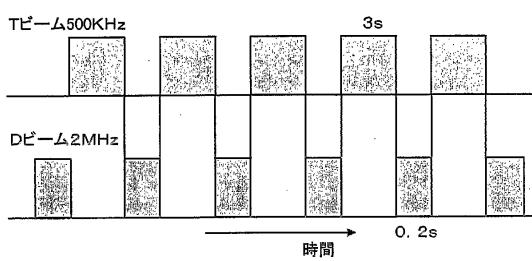


図4

【図5】

図5

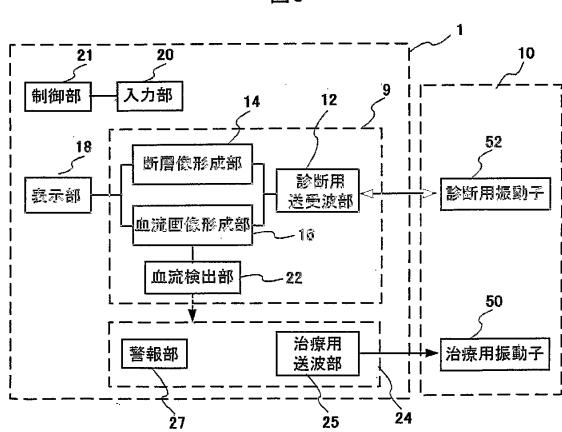
複合プローブによる2周波超音波出力



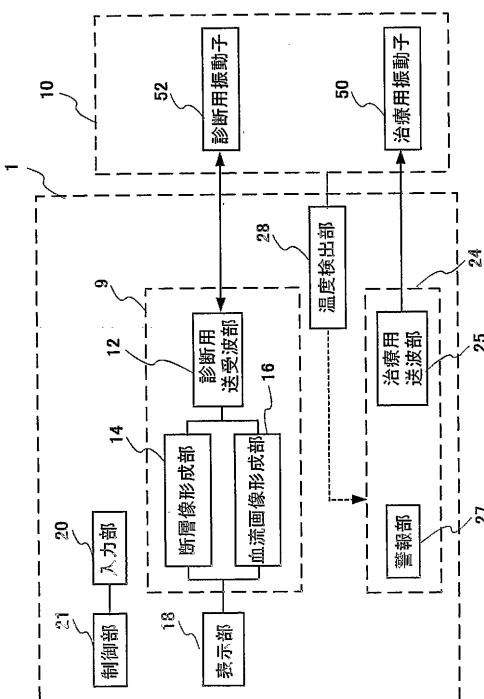
診断用超音波-治療用超音波スイッチ方式

【図6】

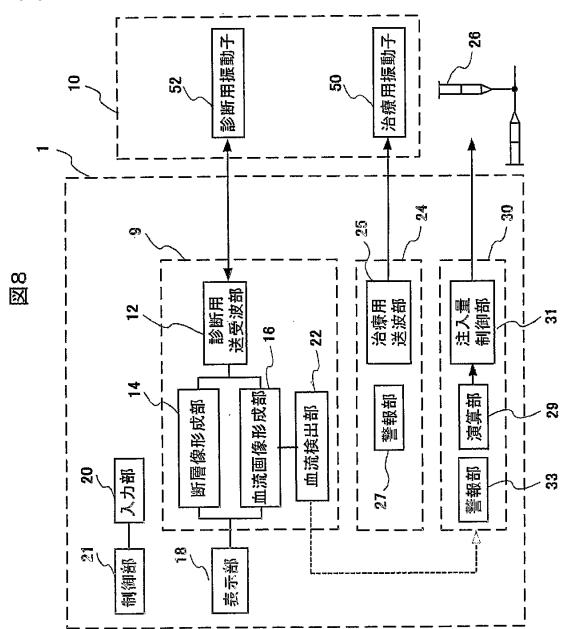
図6



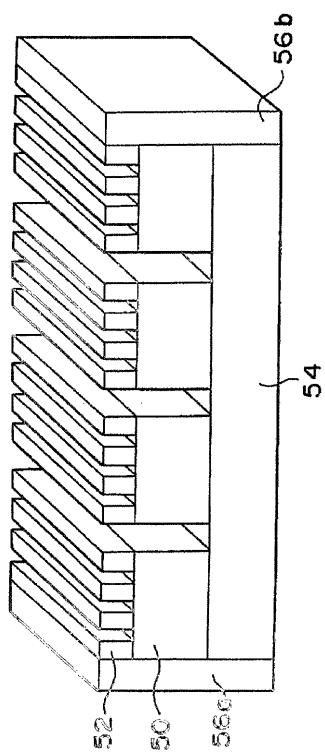
【図7】



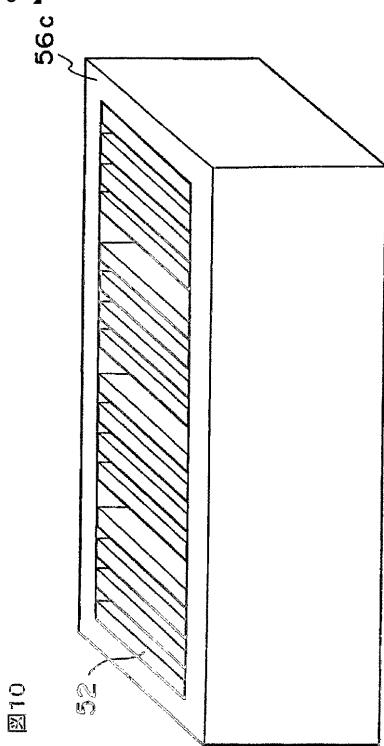
【図 8】



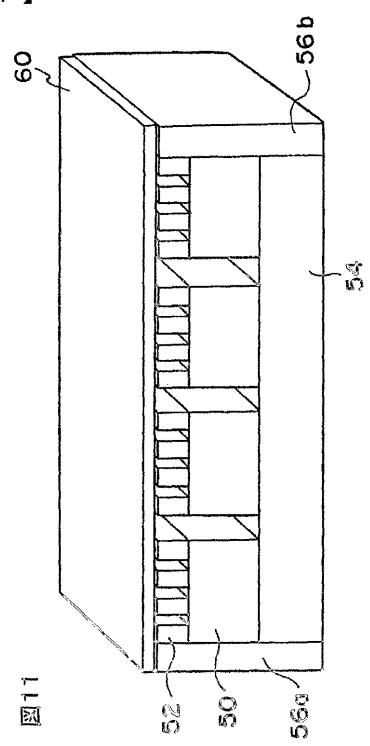
【図 9】



【図 10】



【図 11】



【図12】

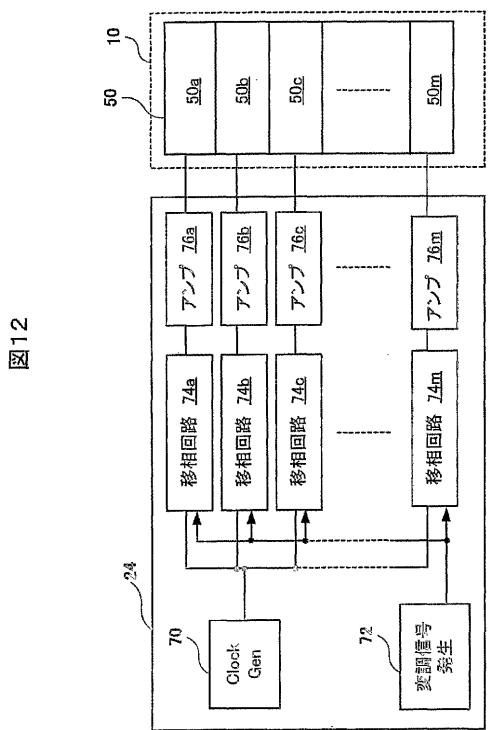
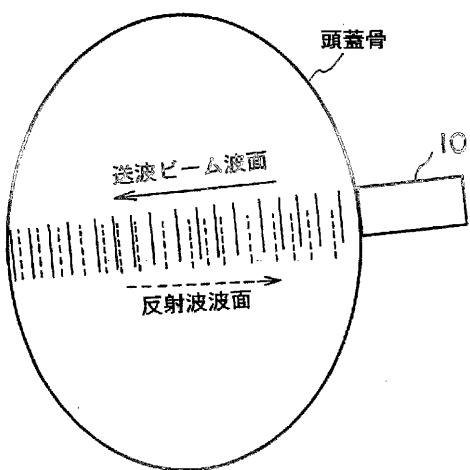


図12

【図13】

図13



フロントページの続き

(72)発明者 石田 一成

千葉県柏市大室1268-12

(72)発明者 梅村 晋一郎

東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目280番地 株式会社日立製作所 中央研究所内

(72)発明者 東 隆

東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目280番地 株式会社日立製作所 中央研究所内

(72)発明者 浅房 勝徳

千葉県松戸市六高台5-165-1 A14

審査官 濑戸 康平

(56)参考文献 特開平03-151952(JP, A)

特開平08-131454(JP, A)

国際公開第01/58337(WO, A2)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00, 18/00

H04R 17/00

专利名称(译)	超声波探头和超声波装置		
公开(公告)号	JP4543430B2	公开(公告)日	2010-09-15
申请号	JP2005504740	申请日	2004-01-29
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立メディコ 东京慈惠会医科大学		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社日立メディコ 学校法人慈惠大学		
[标]发明人	窪田純 佐々木明 古幡博 石田一成 梅村晋一郎 東隆 浅房勝徳		
发明人	窪田 純 佐々木 明 古幡 博 石田 一成 梅村 晋一郎 東 隆 浅房 勝徳		
IPC分类号	A61B18/00 A61B8/00 H04R17/00 A61B17/22 A61B19/00 A61N7/00		
CPC分类号	A61B8/546 A61B8/0816 A61B8/481 A61B17/22004 A61B2090/378 A61N7/00		
FI分类号	A61B17/36.330 A61B8/00 H04R17/00.332.B		
审查员(译)	瀬戸 康平		
优先权	2003024252 2003-01-31 JP 2003352464 2003-10-10 JP		
其他公开文献	JPWO2004066856A5 JPWO2004066856A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

超声探头包括多个阵列的第一换能器元件，向对象发射治疗超声波的治疗换能器，以及布置的多个第二换能器元件，其中对象和诊断换能器，用于向诊断超声探头发射诊断超声波并接收由对象反射的诊断超声波，其中治疗换能器和诊断换能器被层叠。

