

(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2005-103193

(P2005-103193A)

(43) 公開日 平成17年4月21日(2005.4.21)

(51) Int. Cl. ⁷	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/06	A 6 1 B 8/06	4 C 6 0 1
H 0 4 R 3/00	H 0 4 R 3/00 3 3 0	5 D 0 1 9
H 0 4 R 17/00	H 0 4 R 17/00 3 3 0 E	
	H 0 4 R 17/00 3 3 0 Z	
	H 0 4 R 17/00 3 3 2 B	
	審査請求 未請求 請求項の数 10 O L (全 15 頁)	

(21) 出願番号 特願2003-344327 (P2003-344327)
 (22) 出願日 平成15年10月2日 (2003.10.2)

(71) 出願人 000153498
 株式会社日立メディコ
 東京都千代田区内神田1丁目1番14号
 (71) 出願人 500122743
 東京慈恵会医科大学
 東京都港区西新橋3-25-8
 (74) 代理人 100068504
 弁理士 小川 勝男
 (74) 代理人 100086656
 弁理士 田中 恭助
 (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

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波送波器及びこれを用いた超音波装置

(57) 【要約】

【課題】

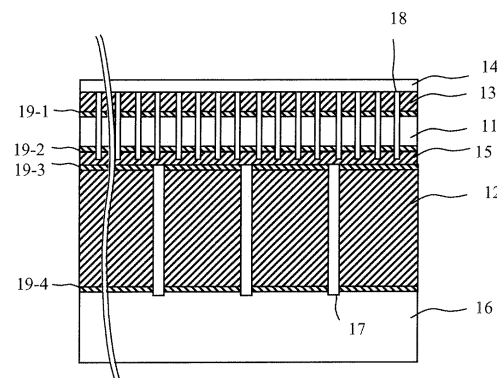
頭蓋骨の限られた音響窓を有効に使うために、一つの開口から、経頭蓋骨超音波血流像によるモニタリングと超音波による血栓溶解剤の血栓溶解効果を促進し得る超音波送波器を提供し、また、それを用いた超音波装置を提供する。

【解決手段】

複数の電気超音波変換素子からなる振動子の層が少なくとも二層以上積層され、積層された振動子層(11、12)の間に前記振動子の音響インピーダンスよりも音響インピーダンスの小さい層(15)を配した構造を有し、かつ、前記振動子のそれぞれの層に適した周波数をもって独立に電氣的に駆動し、被検体に対して超音波を送波するよう構成する。

【選択図】 図1

図 1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

複数の電気超音波変換素子からなる振動子の層が少なくとも二層以上積層され、前記積層された振動子層の間に前記振動子の音響インピーダンスよりも音響インピーダンスの小さい層を配した構造を有し、かつ、前記振動子のそれぞれの層に適した周波数をもって独立に電氣的に駆動し、被検体に対して超音波を送波するよう構成したことを特徴とする超音波送波器。

【請求項 2】

前記複数の振動子層のうち、前記被検体に近い位置の前記振動子の共振周波数が、より遠い位置の前記振動子の共振周波数より高くなるように構成されていることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波送波器。

10

【請求項 3】

前記複数の振動子層間に配した前記層の音響インピーダンスが、前記複数の振動子層の中で前記被検体に近い位置の振動子の音響インピーダンスの略 3 分の 1 より小さくなるように構成されていることを特徴とする請求項 2 に記載の超音波送波器。

【請求項 4】

前記複数の振動子層間に配した前記層の厚さが、前記複数の振動子層の中で前記被検体に近い位置の振動子を駆動する電気信号の中心周波数での波長の略半分より小さくなるように構成されていることを特徴とする請求項 2 に記載の超音波送波器。

【請求項 5】

前記複数の振動子層がそれぞれ振動子アレイよりなり、かつ、互いに略直交する向きにアレイ化してなることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波送波器。

20

【請求項 6】

前記複数の振動子層のうち、少なくとも一つの振動子層が 2 つの方向にアレイ化された 2 次元アレイであることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波送波器。

【請求項 7】

前記複数の振動子層の中で最も被検体から遠く位置する振動子層の被検体側に対して反対側の層の材料が、金属もしくは金属酸化物であることを特徴とする請求項 2 に記載の超音波送波器。

【請求項 8】

前記複数の振動子層の中で最も被検体から遠く位置する振動子層の被検体側に対して反対側の層のうち一部が、前記複数の振動子層の中で最も被検体から遠く位置する前記振動子層を駆動する電気信号の中心周波数での波長の半分の周期で、二つ以上の材料を交互に積層した構造を有することを特徴とする請求項 2 に記載の超音波送波器。

30

【請求項 9】

複数の電気超音波変換素子からなり、被検体に対して、超音波パルスを送受信する超音波送受波器と、前記素子に対し超音波の送信と受信を切りかえる送受切替スイッチと、前記送受切替スイッチに接続し、前記被検体内での超音波の送信焦点位置を制御する送波ビームフォーマと、前記被検体内の受信焦点位置を制御する受波ビームフォーマと、前記送受切り替えスイッチ、前記送波ビームフォーマ、および前記受波ビームフォーマを制御する制御系とを備えた超音波装置において、前記超音波送受波器は、前記複数の電気超音波変換素子からなる振動子の層が少なくとも二層以上積層され、前記積層された振動子層の間に前記振動子の音響インピーダンスよりも音響インピーダンスの小さい層を配した構造を有し、かつ、前記振動子のそれぞれの層に適した周波数をもって独立に電氣的に駆動し、被検体に対して超音波を送波するよう構成されていることを特徴とする超音波装置。

40

【請求項 10】

前記超音波送波器に接続され、超音波送波中の前記超音波送波器で受信した信号の周波数解析を行い、前記被検体内におけるキャピテーションの発生をモニタリングするキャピテーションモニタリング部を設けてなることを特徴とする請求項 9 に記載の超音波装置。

【発明の詳細な説明】

50

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波を用いて被検体内の画像を撮像する超音波撮像技術に関する。

【背景技術】

【0002】

経頭蓋骨超音波ドップラ計測は、簡便に脳内血流を観測する手段として既に確立している。また、t P A (tissue plasminogen activator) 等の血栓溶解剤を用いた血栓溶解治療時に経頭蓋骨超音波ドップラモニタリングを行うと、血栓溶解効果が高まることが報告されている(例えば、非特許文献1参照)。

【0003】

ドップラモニタリング用の超音波は、分解能と減衰を勘案して、2MHz程度の周波数がいわれている。超音波の印加による血栓の溶解促進効果に関しては、既に報告されているように、500kHz程度の周波数がキャビテーションや温度上昇の効果から望ましいとされている(例えば、非特許文献2参照)。

【0004】

しかし、上記のように、治療用には500kHz程度の比較的低い周波数の超音波を送波し、ドップラモニタリング用には2MHz程度の周波数を送受波するには、治療用とドップラモニタリング用のトランスデューサを別々に備えるか、もしくは、モニタリング用超音波の周波数を治療用超音波の周波数の奇数倍にすることで一つのトランスデューサで二役をこなす方法が報告されている(例えば、特許文献1参照)。

【0005】

【非特許文献1】"High Rate of Complete Recanalization and Dramatic Clinical Recovery During tPA Infusion When Continuously Monitored With 2-MHz Transcranial Doppler Monitoring", Stroke vol.31, (2000) pp.610-614

【0006】

【非特許文献2】"Can Transcranial Ultrasonication Increase Recanalization Flow With Tissue Plasminogen Activator ", Stroke vol.33, (2002) pp.1399-1404

【特許文献1】特開平6 - 269448号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

図2に、頭蓋骨のこめかみ周辺の断面図と、超音波トランスデューサの素子列(振動子アレイ)101を示す。素子列101から送波された超音波は、頭蓋骨120を通して超音波照射焦点122に集束する。頭蓋骨120の殆どの部分は、図2の両脇(紙面左右)に示すように、穴の空いた板間層121を間に挟む構造になっており、この部分は超音波の減衰が大きいことが知られている。こめかみの部分は板間層が無い、もしくは非常に薄いため、板間層の有る部分に比べ超音波の減衰が少ないことが知られており、頭蓋骨内を超音波で撮像もしくは治療する場合の音響的な窓(音響窓)として利用されている。しかし、この音響的な窓領域の大きさは数cm四方と狭い範囲に限られているため、撮像用と治療用に別々のトランスデューサを並べて用いることは困難である。一方、モニタリング用超音波の周波数を治療用超音波の周波数の奇数倍にすると、周波数の選択の自由度が損なわれること、高い方の周波数モードすなわちモニタリングで使う時の時間軸上のパルス幅が十分に狭く出来ないという課題を有していた。

【0008】

そこで、本発明の目的は、頭蓋骨の限られた音響窓を有効に使うために、一つの開口から、経頭蓋骨超音波血流像によるモニタリングと超音波による血栓溶解剤の血栓溶解効果を促進し得る超音波送波器を提供し、また、それを用いた超音波装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0009】

10

20

30

40

50

上記目的を達成するために、本発明では、血栓溶解剤効果増強のための血栓溶解用超音波を照射する送波用振動子アレイ（治療用振動子アレイ）と、血栓溶解の様子をモニタリングするためのモニタリング用振動子アレイを積層する構成とすることにより、送受波の開口を共通として、頭蓋骨中の限られた音響窓を有効に活用する。

【0010】

単に積層したのみでは、モニタリング用振動子アレイを駆動したときに、モニタリング用振動子アレイから送波されて超音波のうち、被検体と逆方向に向かった超音波が、血栓溶解用超音波を照射する振動子アレイの後ろ側の界面で反射して、戻ってくることで、パルス特性が悪化する。本発明においては、上記の二つの振動子アレイの間に周波数選択性分離層を配することによって、この課題を解決している。周波数選択性分離層は、上記の二つの振動子アレイの音響インピーダンスより、その音響インピーダンスが小さく、かつその厚みが、モニタリングモードでの送波超音波の中心周波数での波長の略半分以下であることが望ましい。更には、血栓溶解用の超音波の送波効率も勘案すると、周波数選択性分離層の厚みはモニタリング用超音波の中心周波数での波長の略4分の1から、略24分の1程度の厚みの範囲であることが望ましい。音響インピーダンスの観点からは、振動子アレイの音響インピーダンスに比べて略3分の1程度より小さい高分子主体の材料を用いることでその機能が有効になる。

10

【0011】

また、上記の血栓溶解用超音波の送波用振動子アレイと、モニタリング用超音波を送受波する振動子アレイからなる超音波送波器は、時間軸上で、別々の時相で送波及び送受波を行なうことで、モニタリング画像への雑音の影響を最小とすることが出来るが、治療用超音波の照射中の受波信号を解析する機構を備えることで、血流モニタリングとは別に、キャピテーションのモニタリングを行なうことが可能となる。キャピテーションのモニタリングは、超音波照射による脳へのダメージを制御するには有効な方法である。

20

【0012】

更にまた、本発明の周波数選択性分離層を設けることによって、背面材中で超音波の多重反射を減弱する必要が無くなるので、背面材の構成を血栓溶解超音波治療に最適化することが可能となる。すなわち、背面材は音響インピーダンスの整合を取ることもより、振動子を冷却するための熱の輸送に最適化することが可能となる。従来の高分子主体の材料に換えて、金属など音響インピーダンスが大きい、熱の伝導率も大きい材料を選択することも可能となる。血栓溶解用超音波の送波効率も勘案すると、背面材の一部に多層膜を用いることで、熱伝導率と、振動子アレイからの送波の効率の両立を図ることも望ましい。

30

【0013】

以下、本発明の代表的な構成例を列挙する。

【0014】

(1) 本発明の超音波送波器は、複数の電気超音波変換素子からなる振動子の層が少なくとも二層以上積層され、前記積層された振動子層の間に前記振動子の音響インピーダンスよりも音響インピーダンスの小さい層を配した構造を有し、かつ、前記振動子のそれぞれの層に適した周波数をもって独立に電氣的に駆動し、被検体に対して超音波を送波するよう構成したことを特徴とする。

40

【0015】

(2) 前記(1)の超音波送波器において、前記複数の振動子層のうち、前記被検体に近い位置の前記振動子（モニタリング用振動子）の共振周波数が、より遠い位置の前記振動子（治療用振動子）の共振周波数より高くなるように構成されていることを特徴とする。

【0016】

(3) 前記(2)の超音波送波器において、前記複数の振動子層間に配した前記層の音響インピーダンスが、前記複数の振動子層の中で前記被検体に近い位置の振動子の音響インピーダンスの略3分の1より小さくなるように構成されていることを特徴とする。

50

【0017】

(4) 前記(2)の超音波送波器において、前記複数の振動子層間に配した前記層の厚さが、前記複数の振動子層の中で前記被検体に近い位置の振動子を駆動する電気信号の中心周波数での波長の略半分より小さくなるように構成されていることを特徴とする。

【0018】

(5) 前記(1)の超音波送波器において、前記複数の振動子層がそれぞれ振動子アレイよりなり、かつ、互いに略直交する向きにアレイ化してなることを特徴とする。

【0019】

(6) 前記(1)の超音波送波器において、前記複数の振動子層のうち、少なくとも一つの振動子層が2つの方向にアレイ化された2次元アレイであることを特徴とする。

10

【0020】

(7) 前記(2)の超音波送波器において、前記複数の振動子層の中で最も被検体から遠く位置する振動子層の被検体側に対して反対側の層の材料が、金属もしくは金属酸化物であることを特徴とする。

【0021】

(8) 前記(2)の超音波送波器において、前記複数の振動子層の中で最も被検体から遠く位置する振動子層の被検体側に対して反対側の層のうち一部が、前記複数の振動子層の中で最も被検体から遠く位置する前記振動子層を駆動する電気信号の中心周波数での波長の半分の周期で、二つ以上の材料を交互に積層した構造を有することを特徴とする。

【0022】

(9) 本発明の超音波装置は、複数の電気超音波変換素子からなり、被検体に対して、超音波パルスを送受信する超音波送受波器と、前記素子に対し超音波の送信と受信を切りかえる送受切替スイッチと、前記送受切替スイッチに接続し、前記被検体内での超音波の送信焦点位置を制御する送波ビームフォーマと、前記被検体内の受信焦点位置を制御する受波ビームフォーマと、前記送受切り替えスイッチ、前記送波ビームフォーマ、および前記受波ビームフォーマを制御する制御系とを備えた超音波装置において、前記超音波送受波器は、前記複数の電気超音波変換素子からなる振動子の層が少なくとも二層以上積層され、前記積層された振動子層の間に前記振動子の音響インピーダンスよりも音響インピーダンスの小さい層を配した構造を有し、かつ、前記振動子のそれぞれの層に適した周波数をもって独立に電氣的に駆動し、被検体に対して超音波を送波するよう構成されていること

20

30

【0023】

(10) 前記(9)の超音波装置において、前記超音波送波器に接続され、超音波送波中の前記超音波送波器で受信した信号の周波数解析を行い、前記被検体内におけるキャピテーションの発生をモニタリングするキャピテーションモニタリング部を設けてなることを特徴とする。

【0024】

(11) 前記(9)の超音波送装置において、前記送波ビームフォーマに接続され、超音波送波中の前記送波ビームフォーマの出力の安定を評価し、前記被検体内におけるキャピテーションの発生をモニタリングするキャピテーションモニタリング部を設けてなること

40

【発明の効果】

【0025】

本発明によれば、頭蓋骨の限られた音響窓を有効に使うために、一つの開口から、経頭蓋骨超音波血流像によるモニタリングと超音波による血栓溶解剤の血栓溶解効果を促進し得る超音波送波器およびそれを用いた超音波装置を実現することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0026】

以下、本発明の実施例について、図を参照して詳述する。

【0027】

50

図1は、本発明の一実施例になる超音波送波器の断面を示す。本実施例では、それぞれ圧電セラミックス材料（例えば、PZTなど）の電気超音波変換素子からなる経頭蓋骨超音波断層撮像用振動子アレイ（モニタリング用振動子アレイ）11と治療用超音波送波用アレイ（治療用振動子アレイ）12を積層した構造を有する。超音波断層撮像用振動子アレイ11は、モニタリングに相応しい空間分解能を備えた断層像、血流像を供するために、感度の良さと同時にパルス幅が短いことが重要である。一方、治療用超音波送波用アレイ12は、血栓溶解を助けるための超音波パワーが送波出来ることが重要である。治療用超音波送波に関しては、パルス幅の短さの重要性は、振動子アレイ11の場合ほど重要ではない。

【0028】

振動子アレイ11の上（被検体側）には、アレイ化方向と直交する方向にビームを絞るための音響レンズ14と、この音響レンズ14と振動子アレイ11の間に音響整合層13が積層されている。一方、振動子アレイ11の背面に関しては、治療用振動子アレイ12の背面側から反射して戻ってくる超音波の影響を小さくするために、本発明の特長である、周波数選択性分離層15が治療用振動子アレイ12とイメージング用振動子アレイ11の間に配されている。治療用振動子アレイ12の背面には背面材16が配されている。振動子アレイ11と12はそれぞれ別の間隔でアレイ化されており、アレイの各素子は電極19-1～19-4も含めて、充填材17および18によって分離されている。

【0029】

以下、具体的な数値を示して説明を行なう。例えば、振動子アレイ11の中心周波数を2MHz、振動子アレイ12の中心周波数を500kHzとすると、振動子アレイ11の厚さは1mm、振動子アレイ12の厚さは3mm程度になる。ここで、中心周波数とは、振動子アレイから送波される波形を周波数空間に変換し、周波数空間上で最大の値をとる周波数のことを言う。一般に用いられている、前記の最大値の前後でエネルギーが半分になる二つの周波数の平均値を持って中心周波数としても良い。材質は、振動子アレイ11ではMechanical Qが低いもの、振動子アレイ12ではMechanical Qが高いものを使うことが好ましい。これは、撮像用振動子アレイ11は、パルス駆動を行なうために広帯域、治療用振動子アレイ12は連続波動作を行なうために狭帯域であることが望ましいからである。整合層13と背面材16は、高分子材料と金属粉末の混合物で音響インピーダンスを調整したものなどが用いられる。本実施例では、整合層13は一層の場合を示しているが、音響インピーダンスの異なる複数の層を積層した整合層を用いることにより、振動子と被検体間の音響インピーダンスのマッチングの向上をはかることも可能である。また、振動子に関しても、公知の積層型の振動子を用いることで、静電容量と電気抵抗を相応しいものとするのが可能となる。

【0030】

以下、図3を用いて、周波数選択性分離層15の効果を説明する。図3の(A)は、分離層が無い場合の電極19-1～19-2間にパルス波形を与えた場合の、送波波形のシミュレーション結果である。シミュレーションは波長以下のサイズの影響を正確に見積もるために空間を有限差分化し、各差分点間の波動方程式の伝播を時間軸上でも差分化して計算した。図3の(B)は、同じく分離層が有る場合の電極19-1～19-2間にパルス波形を与えた場合の、送波波形のシミュレーション結果である。このとき分離層は、密度1000kg/m³、音速2500m/s、厚さ300μmのエポキシ樹脂を用いた。これは、ほぼ2MHzでの波長の4分の1の厚さに相当する。図3の(A)と(B)の両方に見られる3μ秒前後の信号は、振動子アレイ11から直接前方に送波された超音波である。そして、図3の(A)に顕著に見られる5μ秒の大きなピークは振動子アレイ12と背面材16の間で反射して、再び振動子アレイ12、11を通り前面に出て来たパルス波形である。同じ時間帯での信号が、周波数選択性分離層を入れたことによって、図3の(B)では、大きく抑圧されていることが確認される。

【0031】

周波数分離層の厚さを変えて、振動子アレイ11から送波される超音波パルスの残響音

10

20

30

40

50

の大きさ、および振動子アレイ 12 から送波される超音波の 500 kHz における送波エネルギーをシミュレーションで計算した結果を、図 4 に示す。図 4 中の横軸は、振動子アレイ 12 を駆動した時に、分離層 15 を通って前面に送波された超音波波形のうちの 500 kHz 成分のエネルギーを表示している。分離層が無い場合を 0 dB として、これに対する相対値を表記している。一方、図 4 中の縦軸は、振動子アレイ 11 から前面に送波される超音波パルスの残響音のピーク強度を表し、各厚さで、振動子 11 からの直接送波されてくるパルスの振幅の最大値で規格化した残響音の最大値をもって残響音の大きさとして評価した。これもやはり分離層 15 が無い場合の値に対して相対値として表示している。図 4 中の数字は、分離層 15 の厚みを 2 MHz での波長に比べて表記したものである。

【0032】

この図から評価すると、まず分離層 15 の厚みを増すほど、500 kHz 駆動時の送波エネルギーは小さくなっている。一方、2 MHz 駆動時の残響音の大きさは、分離層の厚みが 2 MHz での波長 () の $1/12$ の時に最小で、 $1/2$ から、 $1/48$ の間で、分離層 15 が無い場合の半分以下に抑圧できていることが解る。このように分離層 15 として使用可能な厚みに幅があることは実用上大きな長所となる。すなわち、後で記述するように、モニタリングモード内でも複数のモード、すなわち断層像、血流像、パルスドップラ像、連続波ドップラ像などのモードが状況に応じて適宜選択されて用いられる。一般に、これらのモードは全て中心周波数が同じとは限らず、ドップラモードで 2 MHz であっても、断層像モードでは 3 から 4 MHz が用いられることもある。また、断層像モード一つに限定しても、すでに公知なダイナミック周波数移動方式、すなわち受波するタイミング 20 に応じて、中心周波数を高い方から低い方に変えていくことで、周波数依存減衰におうじて、最も信号対雑音比がよくなる場所で受波する方法がとられる場合も多い。そのようなときに、2 MHz での波長の $2/4$ の厚さの分離層で有る場合、4 MHz での波長では $1/2$ の 1 に相当するので、前記の最適な分離層の厚みの範囲にいずれの周波数においても実現することが可能となる。

【0033】

次に、分離層 15 の厚さを 2 MHz での波長の $1/4$ に固定して、音響インピーダンスを変化させた場合の計算結果を、図 5 に示す。横軸には分離層 15 の音響インピーダンスを MRay 単位で記し、縦軸には 2 MHz 駆動時の残響音の大きさを分離層が無い場合と比較して表示している。この結果からは、残響音の大きさは分離層 15 の音響インピーダンスが 5 から 7 MRay すなわち、 $(Z_{pzt} \times Z_{tissue})$ 程度の時が最小で、それより大きい側、小さい側いずれにずれても徐々に残響音が大きくなる。ここで、 Z_{pzt} と Z_{tissue} はそれぞれ、PZT と生体の音響インピーダンスである。製造工程への影響など、他のパラメータも勘案すると、分離層の効果が有効に作用する領域として、実用的には音響インピーダンスが 10 MRay 程度以下のものを選択すれば良い。言い換えれば、分離層 15 の音響インピーダンスを、モニタリング用振動子の音響インピーダンスの略 $3/1$ より小さくなるように選択するとよい。

【0034】

ここまで、分離層が均質な材質で構成される場合を例にとって説明を行ってきたが、分離層の中に電気配線など分離層が複数の材質から構成される場合においては、分離層の構成材料の平均音響インピーダンスをもつ均一な材質で分離層が構成されるものと置き換えて考えることができる。これは、分離層全体の厚みが波長に比べ小さいため、必然的に分離層の内部を構成する材料の寸法も波長に比べ充分小さくなるため、平均値で議論しても大きな差異を生じないからである。

【0035】

次に、図 6 に、これまでに説明してきた超音波送波器 (2 周波送波器) を用いて血栓溶解治療を行なう場合の、送波器につながる超音波装置の一構成例を示す。この図中では、これまでに説明してきた送波器を超音波送受波器 31 として示してある。この送受波器 31 に対して、血栓溶解用超音波照射と、モニタリング用画像撮像用の送受波を交互に行なう。そのための制御を制御系 32 において行う。

10

20

30

40

50

【0036】

まず、血栓溶解用超音波照射時においては、この制御系32から治療送波ビームフォーマ33に対し、所定の位置にフォーカスする遅延時間で、超音波送受波器31を駆動するように信号が送られる。この焦点位置は、適宜被検体内で走査されることで、治療域全域に治療用の超音波が照射される。治療モードにおいては、特に受波は行なわない。送波パワーに関しては、先述した従来例（非特許文献1、2）で報告されているように、診断用の送波パワーの安全基準値より低い値を用いる。次に、モニタリングモードに入ると、制御系32からイメージング用送波ビームフォーマ34に信号が送られ、送波ビームフォーマ34から、送受切り替えスイッチ35を介して、超音波送受派器31から、被検体（図示してない）に対し、モニタリング用の超音波が送波される。この超音波信号が、被検体内で、反射、散乱されてきた信号を再び超音波送受波器31で電気信号に変換し、送受切り替えスイッチ35を介し、受波ビームフォーマ36でビームフォーミングが行なわれる。

10

【0037】

モニタリングモードにおいては、以下に述べる4つのモードが状況に応じて選択され用いられる。すなわち、（1）反射信号強度を輝度情報に変換した断層像表示モード。（2）同一部位に対して複数回の送受波を繰り返し、その信号間で相関を求めることにより、血流速度を推定し、この部位を走査することで、血流速度の空間分布を表示する血流像表示モード。（3）特定部位に対してのみ、パルス信号を送受波し横軸時間軸、縦軸血流速度の分散として表示するパルスドップラモード。（4）特定方向に対し連続波を送受波し、高精度に血流速度の時間変化を表示する連続波ドップラモード、の4つである。

20

【0038】

断層像は、一回の場所の輝度情報を求めるのに一回の送受波ですむために、最も高速に画像を表示することが出来る。しかし、血流に関する情報としては、比較的血管径が大きい場合に、血管の形状を表示出来るのみで、血管径が小さいときは、血流情報に関しては役に立たない。ただし、ドップラ情報に影響を与える、超音波送受波器と対象物の相対的な位置変化などは、断層像からも判定が可能である。また、血管そのものが観測できなくても組織構造がわかることで、血流像が、真の血流か、ノイズによる偽像なのかについての判定の役に立てることが出来る。血流像、パルスドップラ、連続波ドップラに関しては、順に血流速度の測定精度が上がるが、空間情報に関しては、順に低下する。このように、これらの4つのモードはそれぞれ特徴が異なるため、モニタリングモード時は、ユーザの目的に応じて、4つのモードを適宜使い分けて撮像を行なう。

30

【0039】

図6中では、断層像を表示する場合は、受波ビームフォーマ36のRF信号は、検波器37で、ビデオ信号に変換され、デジタルスキャンコンバータ39を経て、ユーザインタフェース41内の表示部40で画像表示される。血流像を表示する場合は、受波ビームフォーマ35のRF信号は相関器、体動除去フィルタなどから構成される血流速度推定部38で血流速度とその分散が求められ、やはりデジタルスキャンコンバータ(DSC)39を経て、表示部40で画像表示される。通常は、この血流速度像は先ほどの断層像に重畳して表示される。この断層像と血流速度像を元に、特に血栓溶解を行なう対象部位に対して、パルスドップラ情報もしくは連続波ドップラ情報が取得され、モニタリングが行なわれる。このモニタリングと、血栓溶解用超音波照射を繰り返し切り替えることで、モニタリングしながら、治療が行なわれる。

40

【0040】

図7に、本発明による超音波装置の別の構成例を示す。本例においては、血栓溶解モードにおいて、間歇的に超音波送受波器31の受波信号を取得する。この受波信号のフーリエ変換を行い、治療域、または頭蓋骨との界面など、脳内でのキャピテーションの発生をモニタリングする。キャピテーションは、気泡が圧壊する際に局所的に生じる高圧によって、組織にダメージを与える可能性があり、キャピテーションが発生したときには、送波周波数の倍の周波数、または送波周波数の半分の奇数倍の周波数の信号が生じるという特

50

徴がある。特に、送波周波数の整数倍の周波数は気泡が圧壊する前に、気泡の生成によって既に生じるため、キャビテーションに至る前にその兆候を捉えられる可能性がある。そのため、これらの周波数の超音波をキャビテーションモニタリング部42においてモニタリングすることで、キャビテーションが生成した直後もしくは事前に、治療用超音波をオフするか、またはその出力を低下させることで、不要な脳内組織へのダメージを防ぐことが可能となる。

【0041】

このキャビテーションのモニタリングに関しては、超音波送受波器31につながった、治療送波ビームフォーマ33内の高出力アンプの出力をキャビテーションモニタリング部43でモニタすることによっても可能である。キャビテーション生成前の高出力アンプの電圧の変動に比べ、キャビテーション生成時の高出力アンプの電圧の変動が大きくなることを用いてモニタリングが可能となる。その場合の装置構成を、図8に示す。

10

【0042】

これまでに説明した図6～図8の超音波装置の構成例において用いられた超音波送受波器31の構成は、図1の構成のものに限定されず、以下に説明する構成のものに換えることも可能である。

【0043】

図9に、治療モードにおいてビームを走査せず、治療域全域に超音波を照射する目的で、治療用振動子アレイ12をアレイ化しないで用いた場合における超音波送受波器の例を示す。この構造においても、周波数選択性分離層15が有効に機能し、振動子アレイ11から送波される超音波パルス波形と、治療用振動子12からの送波パワーを、本発明の目的に相応しいものとする事が出来る。

20

【0044】

図10は、超音波送受波器の別の例を示し、二つの振動子アレイを互いに略直交する向きにアレイ化したものである。これは、振動子アレイ11をアレイ化する際に、土台となる振動子アレイ12の状況によって、効率的なアレイ化が妨げられるのを防ぐことが出来る。

【0045】

また、超音波送受波器のさらに別の例として、図11に示すように、振動子アレイをそれぞれ2次元アレイとすることも可能である。二次元アレイにおいては配線取り出しが課題となる。すなわち、振動子アレイ12の配線は背面材側からとることが可能であるが、振動子アレイ11に関しては配線の取り回し方法が課題となる。しかし、本発明においては、図5に示したように、フレキシブルプリント基板の主材料であるポリイミドの音響インピーダンスでも周波数選択性分離層としては十分である。よって、この振動子アレイ11を2次元アレイとして、その配線を分離層の中に組み入れることが可能となる。

30

【0046】

更にまた、本発明の周波数選択性分離層を用いることで、背面材16の材料の選択の自由度が向上する。通常は背面材の界面での反射を小さくするため、振動子とマッチングするように背面材の音響インピーダンスが選ばれ、また、背面材の反対側で反射して戻ってくる超音波パルスの影響を除去するため、吸収係数に関しても、ある一定以上のものが求められる。しかし、本発明においては、周波数選択分離層があるため、振動子アレイ11のパルス波形に関して、背面材の影響は小さくなっている。そのため、振動子アレイ12の感度を増やしたい場合は、背面材の音響インピーダンスをなるべく小さくすることも可能となる。

40

【0047】

一方、その感度より送波器全体の冷却を重視する場合は、図1に示した背面材16を、金属や金属酸化物のように熱伝導率の大きい材料を選択することも可能となる。

【0048】

感度と熱伝導率の両方が重要な場合は、図12に示すように、周波数選択反射熱輸送層22を用いることも可能となる。この周波数選択反射熱輸送層22は、金属と高分子材料

50

を複数層交互に積層したもので、良く知られたBragg反射の条件 $2d \sin \theta = n\lambda$ を用いて、特定の周波数（この場合は治療用超音波の周波数）を反射するように構成される。ここで、 d は上記の複数層の周期で、 λ はモニタリング用中心周波数での波長。 θ は 90° - 入射角であるが、このモニタリング条件では、ほぼ 90° と考えてよいので、前記の式は $2d = n\lambda$ と記述出来る。また、この材料の中に金属を用いることで、熱伝導を効率よく行い、かつ、全体が金属の場合に比べ、平均密度を下げる事が出来るので、振動子 11 の負荷を小さくすることも可能である。特に、熱の輸送が重要なのは、脳は熱に弱いので、送波器から伝わる熱も最小限に抑える必要があるからである。上述した方法で振動子近くから熱を輸送したあとは、ペルチェ素子や、空冷ファンなどの方法で、最終的に熱を放熱する。

10

【0049】

更にまた、これまで2つの層を用いて、二つの異なる周波数を送波する方法に関して記述してきたが、周波数選択性分離層の考えを使えば、3層以上で、3つ以上の異なる周波数を送波する送波器を作製することが可能となる。

【0050】

本発明は、先述した特定の実施の形態に限定されるものでなく、その技術的思想の範囲を逸脱しない範囲で様々な変形が可能である。特に、先述の実施例においては、モニタリング用超音波の中心周波数を 2MHz 、血栓溶解用超音波の中心周波数を 500kHz の場合を例にとって説明を行なった。勿論、これらの周波数はその値に限定されるものではなく、特に、この二つの周波数の関係が異なった場合には、周波数選択性分離層の最適な厚みは異なってくるが、その場合も本発明の技術的思想をもってすれば各々の条件に適した変形が可能である。

20

【0051】

以上、実施例を用いて詳述したように、本発明によって、経頭蓋骨で、血栓溶解剤の効果増強のための超音波を被検体頭部の超音波送受波用の音響窓に最適化して照射する手段と、この血栓溶解効果をモニタリングする手段を兼ね備えることが可能となる。また、脳内及び頭蓋骨近傍での過度な温度上昇を抑えることが可能となる。

【図面の簡単な説明】

【0052】

【図1】本発明の一実施例になる超音波送波器を示す断面図。

30

【図2】頭蓋骨断面と超音波送受波器の素子の模式図。

【図3】本発明による分離層のある場合（A）と無い場合（B）のパルス特性を示す図。

【図4】分離層の厚みによる、 500kHz での透過特性と残響音の大きさの評価結果を示す図。

【図5】分離層の音響インピーダンスによる残響音の評価結果を示す図。

【図6】本発明による超音波送波器を用いた超音波装置の一構成例の説明する図。

【図7】本発明による超音波送波器を用いた超音波装置の別の構成例の説明する図。

【図8】本発明による超音波送波器を用いた超音波装置のさらに別の構成例の説明する図。

【図9】本発明の超音波送波器の別の実施例を示す断面図。

40

【図10】本発明の超音波送波器のさらに別の実施例を示す断面図。

【図11】本発明の超音波送波器のさらに別の実施例を示す断面図。

【図12】本発明の超音波送波器のさらに別の実施例を示す断面図。

【符号の説明】

【0053】

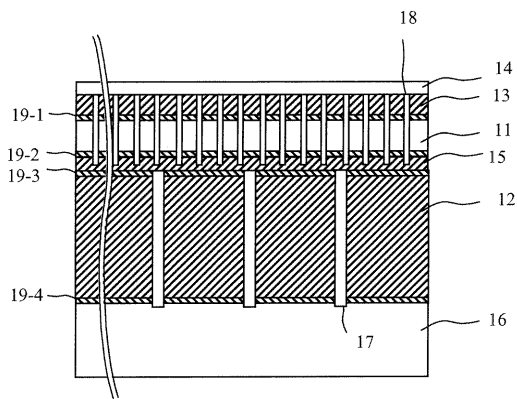
11 ... モニタリング用振動子アレイ、12 ... 治療用振動子アレイ、13 ... 音響整合層、14 ... 音響レンズ、15 ... 周波数選択性分離層、16 ... 背面材、17 ... 充填材、18 ... 充填材、19 ... 電極、21 ... 背面材、22 ... 周波数選択反射熱輸送層、31 ... 超音波送受波器、32 ... 制御系、33 ... 治療送波ビームフォーマ、34 ... イメージング送波ビームフォーマ、35 ... 送受切り替えスイッチ、36 ... 受波ビームフォーマ、37 ... 検波器、38 ...

50

血流速推定部、39...デジタルスキャンコンバータ、40...表示部、41...ユーザインタ
ーフェイス、42...キャビテーションモニタリング部、43...キャビテーションモニタリ
ング部、101...振動子アレイ、120...頭蓋骨、121...板間層、122...超音波照射
焦点。

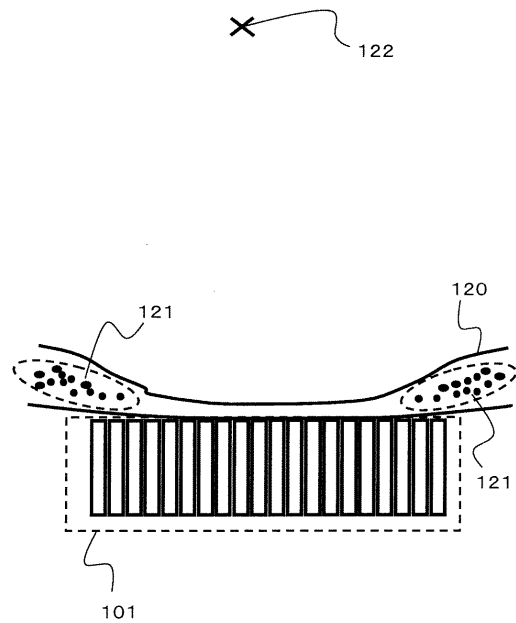
【図1】

図1

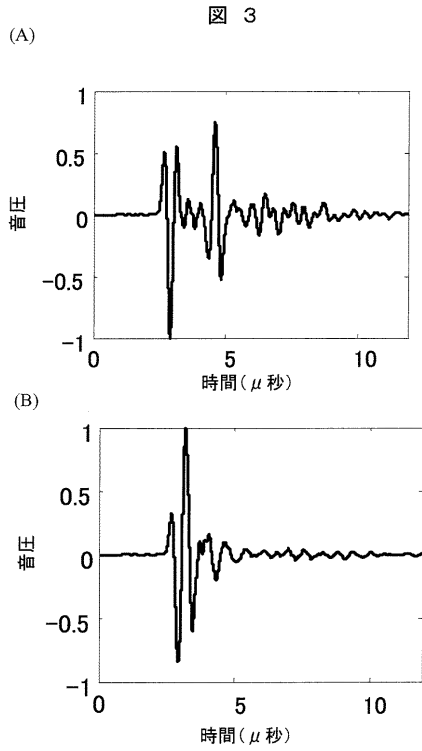


【図2】

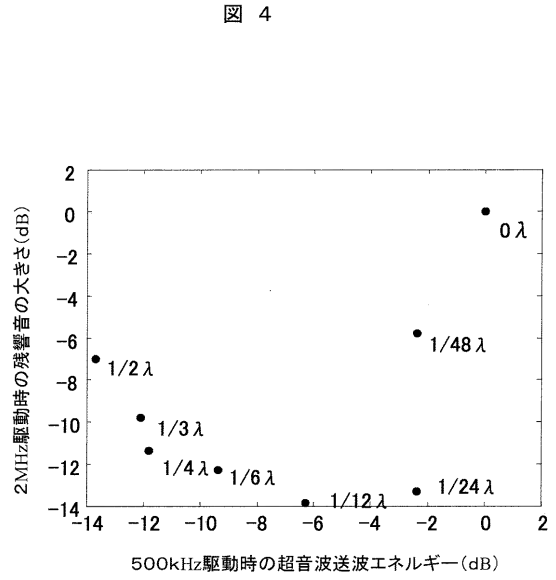
図2



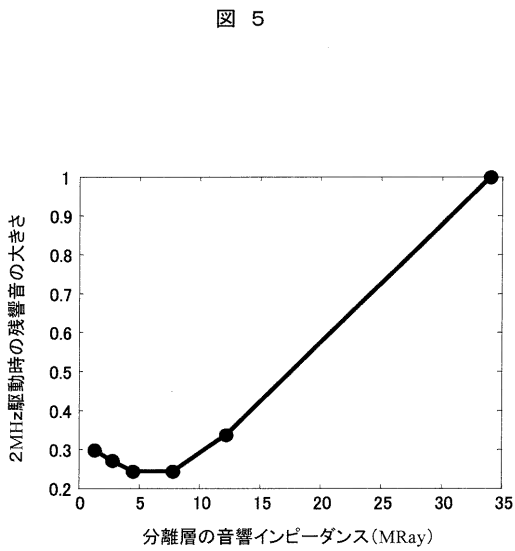
【 図 3 】



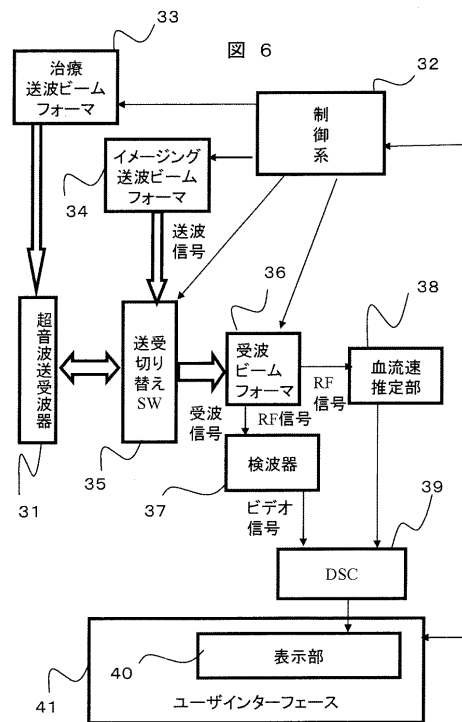
【 図 4 】



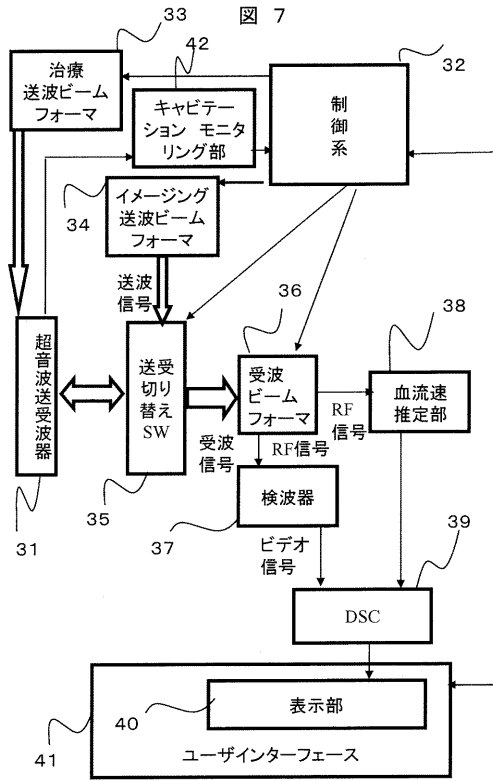
【 図 5 】



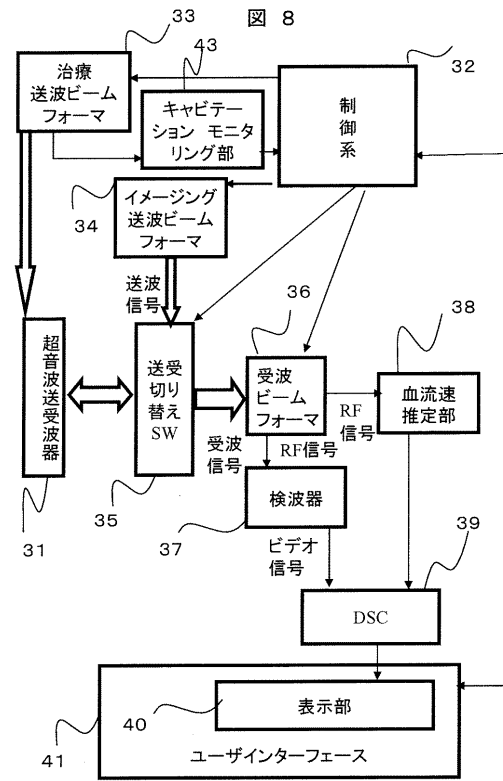
【 図 6 】



【 図 7 】

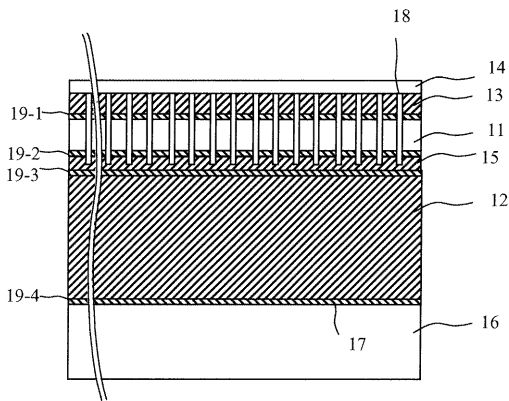


【 図 8 】



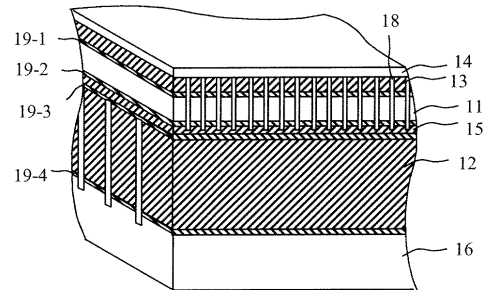
【 図 9 】

図 9



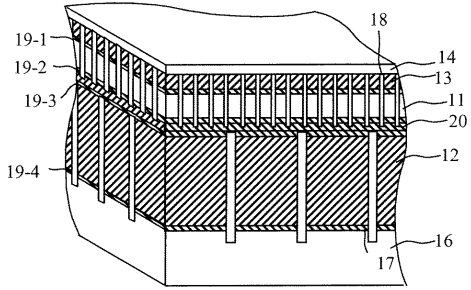
【 図 10 】

図 10



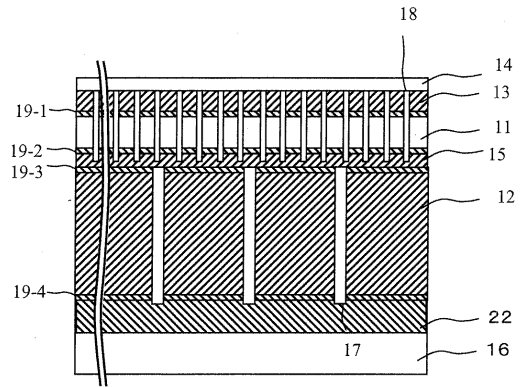
【 図 1 1 】

図 11



【 図 1 2 】

図 12



フロントページの続き

- (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 泉 美喜雄
東京都千代田区内神田一丁目1番14番 株式会社日立メディコ内
- (72)発明者 窪田 純
東京都千代田区内神田一丁目1番14番 株式会社日立メディコ内
- (72)発明者 小林 隆
東京都千代田区内神田一丁目1番14番 株式会社日立メディコ内
- (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

Fターム(参考) 4C601 BB02 BB06 DD03 DD11 DE02 DE03 DE04 EE09 EE11 FF01
FF11 FF15 FF16 GA03 GB04 GB06 GB15 GB19 GB43 HH03
HH04 HH06 HH29 HH35 HH36
5D019 AA25 BB02 BB19 BB21 FF04 GG11