

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4490924号
(P4490924)

(45) 発行日 平成22年6月30日 (2010. 6. 30)

(24) 登録日 平成22年4月9日 (2010. 4. 9)

(51) Int. Cl.

F 1

A 6 1 B 18/00 (2006.01)

A 6 1 B 17/36 3 3 0

請求項の数 10 (全 10 頁)

(21) 出願番号	特願2006-4018 (P2006-4018)	(73) 特許権者	000003078
(22) 出願日	平成18年1月11日 (2006. 1. 11)		株式会社東芝
(65) 公開番号	特開2007-185249 (P2007-185249A)		東京都港区芝浦一丁目1番1号
(43) 公開日	平成19年7月26日 (2007. 7. 26)	(73) 特許権者	594164542
審査請求日	平成21年1月8日 (2009. 1. 8)		東芝メディカルシステムズ株式会社
			栃木県大田原市下石上1385番地
		(74) 代理人	100058479
			弁理士 鈴江 武彦
		(74) 代理人	100091351
			弁理士 河野 哲
		(74) 代理人	100088683
			弁理士 中村 誠
		(74) 代理人	100108855
			弁理士 蔵田 昌俊

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波照射装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体に向けて治療用超音波を発生する超音波発生源と、

前記超音波発生源を駆動するための駆動回路と、

前記超音波発生源と前記被検体との間に配置された少なくとも一つの計測用超音波素子と、

前記超音波発生源から発生され前記計測超音波素子で受信された超音波信号に基づいて前記治療用超音波の発生動作を検証する検証部とを具備し、

前記超音波発生源は複数の治療用超音波素子を有し、

前記検証部は、前記計測用超音波素子から発生され前記複数の治療用超音波素子で受信された複数の超音波信号の位相情報に基づいて前記計測用超音波素子の位置を計算する手段を有することを特徴とする超音波照射装置。

10

【請求項 2】

前記検証部は、前記計測超音波素子で受信された超音波信号の強度を所定の閾値と比較する手段を有することを特徴とする請求項 1 記載の超音波照射装置。

【請求項 3】

前記超音波発生源は複数の治療用超音波素子を有することを特徴とする請求項 1 記載の超音波照射装置。

【請求項 4】

前記検証部は、前記計測超音波素子で受信された超音波信号に基づいて前記計測超音波素

20

子周辺の超音波強度分布を生成する手段を有することを特徴とする請求項 1 記載の超音波照射装置。

【請求項 5】

前記計測超音波素子は複数の十字状に配列されることを特徴とする請求項 1 記載の超音波照射装置。

【請求項 6】

前記計測超音波素子は複数の同心円状に配列されることを特徴とする請求項 1 記載の超音波照射装置。

【請求項 7】

前記超音波発生源から前記被検体に向けて治療用超音波を繰り返し照射するインターバル期間中に、前記超音波発生源から前記治療用超音波より強度の低い計測用超音波が発生され前記計測超音波素子により前記計測用超音波が受信されることを特徴とする請求項 1 記載の超音波照射装置。

10

【請求項 8】

被検体に向けて治療用超音波を発生する超音波発生源と、

前記超音波発生源を駆動するための駆動回路と、

前記超音波発生源と前記被検体との間に配置された少なくとも一つの計測用超音波素子と、

前記計測用超音波素子から発生され前記超音波発生源で受信された超音波信号に基づいて前記治療用超音波の発生動作を検証する検証部とを具備し、

20

前記超音波発生源は複数の治療用超音波素子を有し、

前記検証部は、前記計測用超音波素子から発生され前記複数の治療用超音波素子で受信された複数の超音波信号の位相情報に基づいて前記計測用超音波素子の位置を計算する手段を有することを特徴とする超音波照射装置。

【請求項 9】

前記検証部は、前記計測用超音波素子から発生され前記複数の治療用超音波素子で受信された複数の超音波信号を比較することにより前記複数の治療用超音波素子を個別に検証する手段を有することを特徴とする請求項 8 記載の超音波照射装置。

【請求項 10】

前記超音波発生源から前記被検体に向けて治療用超音波を繰り返し照射するインターバル期間中に、前記計測超音波素子から計測用超音波が発生され前記超音波発生源により前記計測用超音波が受信されることを特徴とする請求項 8 記載の超音波照射装置。

30

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被検体に向けて治療用超音波を照射する超音波照射装置に関する。

【背景技術】

【0002】

従来、癌治療法として外科的切除術は盛んに用いられてきたが、患者に対し大きな肉体的及び精神的負担を強いてきた。一方、外科的切除術が非適応である症例に対しては、主として抗がん剤投与による薬物療法が利用されているが、その副作用が大きな問題となっていた。そこで、患者への肉体的及び精神的負担の少ない、最小侵襲治療 (Minimally invasive treatment: MIT) と呼ばれる治療法が一つのキーワードとなっている。例えば、癌領域に穿刺した穿刺針からエタノールを注入し癌組織を壊死に導く経皮的エタノール注入療法や、穿刺針からマイクロ波やラジオ波を照射して、加熱を行いたんばく質の熱変性を惹起させ、癌細胞を殺傷する穿刺療法が開発されている。

40

【0003】

しかしながら、上記にあげた経皮的エタノール注入療法や穿刺療法では、癌細胞に穿刺針を刺すという意味で、侵襲的であり、癌細胞の播種の恐れがあるとの問題点も指摘されている。他方、生体外から生体内のターゲット領域に向けて電磁波等を照射し、癌細胞を

50

加温しアポトーシスを誘導させて壊死に導くハイパーサーミア療法が開発された。これは、腫瘍組織と正常組織の熱感受性の違いを利用して、患部を42.5以上に加温・維持することで癌細胞を選択的に死滅させる治療法である。特に、生体内深部の腫瘍に対しては、深達度の高い超音波エネルギーを利用する方法が考えられている（特許文献1参照）。

【0004】

また、上記加温治療法を更に進めて、凹面形状のピエゾ素子により発生した超音波を患部に集束させて短時間で加熱し熱変性壊死させる治療法も考えられている（特許文献2参照）。上記治療法では、超音波のエネルギーを集束させることにより、幅1～3mm程度の限局した領域のみを60以上に加温し、数秒以内に熱変性壊死に導くことが可能である。この技術は、主に、肝腫瘍、乳腺腫瘍、子宮筋腫等の腫瘍、脳腫瘍及び泌尿器科系の腫瘍への適応が検討されている。さらにバイオ技術と組合せ、遺伝子を細胞に導入して癌等の治療を行う遺伝子療法が盛んに研究されているが、細胞内への遺伝子導入効率を向上させるために患部に向けて超音波を照射する超音波併用手法が提案されている。

【0005】

これらのシステムにおいては、患部に向けて照射した超音波が計画どおりのものであるか否かが極めて重要である。そこで、超音波照射源であるアプリケーションを非使用時や休止時に置いておくためのアプリケーションホルダーに超音波出力計測機能を併せ持つようにしたり、超音波強度等を計測するためのプローブを体腔内に留置しておき、該プローブで実際に照射された超音波を計測するという手法が提案されている（特許文献3参照）。

【0006】

上述のように、実際に被検体に向けて照射された超音波の性状を計測することが重要視されているものの、アプリケーションホルダーでは照射中の状態を計測することは困難であった。また、体腔内で計測プローブを用いる方法においては、留置可能な体腔が近傍に存在する場合にしか適用できないため、使用条件が極めて制限されているといった問題点があった。

【特許文献1】特開昭61-13955号公報参照

【特許文献2】特許第3369504公報

【特許文献3】米国特許第5150711号参照

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

本発明の目的は、治療動作期間中に治療用超音波の発生動作の検証が可能な超音波照射装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0008】

本発明の超音波照射装置は、第1局面においては、被検体に向けて治療用超音波を発生する超音波発生源と、前記超音波発生源を駆動するための駆動回路と、前記超音波発生源と前記被検体との間に配置された少なくとも一つの計測用超音波素子と、前記超音波発生源から発生され前記計測用超音波素子で受信された超音波信号に基づいて前記治療用超音波の発生動作を検証する検証部とを具備し、前記超音波発生源は複数の治療用超音波素子を有し、前記検証部は、前記計測用超音波素子から発生され前記複数の治療用超音波素子で受信された複数の超音波信号の位相情報に基づいて前記計測用超音波素子の位置を計算する手段を有する。

本発明の超音波照射装置は、第2局面においては、被検体に向けて治療用超音波を発生する超音波発生源と、前記超音波発生源を駆動するための駆動回路と、前記超音波発生源と前記被検体との間に配置された少なくとも一つの計測用超音波素子と、前記計測用超音波素子から発生され前記超音波発生源で受信された超音波信号に基づいて前記治療用超音波の発生動作を検証する検証部とを具備し、前記超音波発生源は複数の治療用超音波素子を有し、前記検証部は、前記計測用超音波素子から発生され前記複数の治療用超音波素子で受信された複数の超音波信号の位相情報に基づいて前記計測用超音波素子の位置を計算

10

20

30

40

50

する手段を有する。

【発明の効果】

【0009】

本発明によれば、治療動作期間中に治療用超音波の発生動作の検証が可能な超音波照射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】

【0010】

以下に本発明の一実施形態を図面に従って説明する。図1は、本発明の一実施の形態を示すブロック図である。図1において、超音波アプリケーション1は、径及び周方向にそれぞれ分割され、アニュラーリング状に2次元配列された複数の治療用超音波素子（ピエゾ素子）2からなる治療用超音波発生源を有する。複数の治療用超音波素子2には、複数のインピーダンス整合回路群7を介して複数の駆動回路8がそれぞれ接続される。駆動回路8から治療用超音波素子2に供給される電気エネルギーにより、指定された周波数領域の超音波が被検体6に向けて照射される。駆動回路8は信号波形を増幅する役割を有するが、駆動回路8に入力される信号波形は、キーボードやマウス等の入力部18を介して操作者により指定された方位と深度の位置に焦点9が形成されるように、各チャンネル毎に初期位相が調整されている。この初期位相の調整は、制御部10のコントロールにより位相制御部11によって行われる。図1では、位相制御手段11の出力は、駆動回路8、すなわち超音波素子2の個数と同一である。一方、位相制御部11の入力は一系統となっている。この入力には、波形発生部12で発生させた信号波形が入力される。波形発生部12においても、制御部10により、出力周波数や波形の形状が制御されている。また、駆動回路8は、治療モードに変更された後に動作可能となるように制御部10によって制御されている。電源立ち上げ直後は非動作モードであり、制御部10からの制御信号により動作可能となる（治療モード）。患者情報サーバ17は、ネットワークを介して本装置に接続されている。ここでは、制御部10に接続され、患者情報、インフォームドコンセント情報や治療の承諾書のやりとりを行う。

【0011】

治療用超音波素子2には受信回路22が接続される。受信回路22は複数の治療用超音波素子2で受信された複数の受信信号（超音波信号）を増幅するとともにデジタル信号に個別に変換する。複数の治療用超音波素子2にそれぞれ対応する複数のデジタル化された受信信号は後述する動作検証部21に供給される。

【0012】

上記超音波発生源の略中心に孔が開けられ、その孔に焦点領域Fを含む断面を断層像としてモニタ16に映像化するためのイメージング用超音波プローブ（インナープローブ）4が挿入されている。超音波診断装置15は、イメージング用超音波プローブ4へ映像用超音波を送受信して信号処理することにより、被検体6内の超音波断層像を構築する。

【0013】

超音波発生源には水袋13が装着される。水袋13には、治療用超音波素子2からの治療用超音波を被検体6へ効率良く伝播させるための脱気水等のカップリング材3が封入される。さらに、超音波カップリング材3は、治療用超音波素子2で発生した熱を遮断し、被検体6へ伝えないようにするための断熱効果も併せ持っている。典型的には、超音波素子2で発生した熱を逃がすための冷却装置が超音波素子2の背面に付加されている。

【0014】

水袋13の内面には治療用超音波発生動作検証用（計測用）としての少なくとも一つの超音波素子19が装着されている。超音波素子19は例えば0.5～1.0mmの径を有し、また治療用超音波が散乱しないで治療用超音波の伝搬を阻害しないように超音波素子19は治療用超音波の波長に対して著しく薄く形成されている。典型的には単一の計測用超音波素子19が、図2(a)に示すように、水袋13の略中心に装着される。なお、図2は焦点F側（下方）から水袋13を見た様子を示している。この位置では計測用超音波素子19は図3(a)に示すように、水袋13が被検体6に接触する／しないに関わらず

10

20

30

40

50

波線で示す集束超音波の伝播経路内に位置する。しかし、被検体 6 に接触しない状態においては図 3 (b) に示すように集束超音波の伝播経路外に配置されていてもよいが、その場合であっても、水袋 1 3 が被検体 6 に押し付けられて変形した状態では図 3 (c) に示すように少なくとも超音波の伝播経路内に計測用超音波素子 1 9 が収まる位置が設計されている。

【 0 0 1 5 】

複数の計測用超音波素子 1 9 が水袋 1 3 に装着されていてもよい。その場合、複数の計測用超音波素子 1 9 は図 2 (b) に示すように十字形状に配列され、または複数の計測用超音波素子 1 9 は図 2 (c) に示すように同心円状に配列されることが後述の強度分布形成のためには好ましい。

10

【 0 0 1 6 】

なお、超音波素子 1 9 は水袋 1 3 の内面に装着されることには限定されず、超音波素子 1 9 は水袋 1 3 の膜内部に埋め込まれていてもよい。また、超音波素子 1 9 は、イメージング用超音波プローブ 4 の側面 (固定位置) に固定するようにしても良い。

【 0 0 1 7 】

計測用超音波素子 1 9 に高周波電力を供給し、また超音波素子 1 9 で受信された受信信号 (超音波信号) を伝達するための細心の図示しないケーブルが水袋 1 3 上に配線されている。ケーブルは水袋 1 3 の厚みの中に埋まっていて、操作者や患者によって触れることができないような構成になっている。超音波素子 1 9 に実際に供給される高周波電力、及び超音波素子 1 9 で受信されシステムに伝達される受信信号強度は微弱であり、ヒトに対する電気安全性は確保されている。計測用の超音波素子 1 9 は、送受信回路 2 0 に接続されており、送受信回路 2 0 は、制御部 1 0 及び動作検証部 2 1 に接続されている。動作検証部 2 1 は、制御部 1 0 とともに、治療用超音波の発生動作を検証する。

20

【 0 0 1 8 】

治療用超音波の発生動作の検証動作について以下に説明する。

図 4 に示すように、まず、インナープローブ 4 を用いて治療用超音波を照射する対象をスキャンする。即ち、インナープローブ 4 で、様々な方向から照射対象及び超音波の伝播経路を確認する (S 1)。一通り確認して問題が無ければ、照射計画に移る (S 2)。操作者は、超音波診断画面を見ながら、集束超音波の強度及び照射時間、及び焦点のスキャン順序を決めていく。ここでは、従来から言われているように、一度熱変性壊死した領域は音響パラメータが変化してしまい、超音波の反射係数や吸収係数が大きくなることから、超音波アプリケーション 1 に対して被検体 6 の深部から浅部に向かって順次集束超音波の焦点 F の位置を移動するように計画される。ここで、超音波アプリケーション 1 はフェーズドアレイによる焦点位置制御が可能であり、位相制御部 1 1 で駆動位相を変化させながら高周波電圧を治療用超音波素子 2 に印加していくことで焦点移動を達成する。本実施形態においては、フェーズドアレイによる焦点位置制御が規定どおり行われるか、及び治療用超音波の出力強度は正常であるかを検証するための治療用超音波発生動作検証 (S 3) が、焦点 F を次々と移動しながら治療用超音波が断続的に繰り返し照射され (S 5 , S 6 , S 7)、その治療用超音波のインターバル期間中に実行される。

30

【 0 0 1 9 】

図 5 に示すように、治療用の超音波照射のインターバルに、上記検証のための 2 種の送受信、つまり計測用超音波素子 1 9 からの超音波送信及び治療用超音波素子 2 によるその受信、治療用超音波素子 2 からの微弱な超音波送信及び計測用超音波素子 1 9 によるその受信が実行される。

40

【 0 0 2 0 】

図 6 に示すように、照射開始前に微弱な超音波パルスが計測用超音波素子 1 9 から治療用超音波素子 2 に向けて送信され (S 1 1)、各治療用超音波素子 2 で受信される (S 1 2)。超音波素子 1 9 から発生された超音波は球面波として伝達していくが、計測用超音波素子 1 9 から治療用超音波素子 2 までの距離に応じて超音波素子 2 における受信タイミングに差が生じる。この時間差に基づいて動作検証部 2 1 で計測用超音波素子 1 9 の位置

50

が計算される (S 1 3)。次に、制御部 1 0 は、計算された超音波素子 1 9 の位置に焦点 F が形成される位相制御のもとで治療用超音波素子 2 から、治療超音波より強度の低い微弱な集束超音波を発生させる (S 1 4)。ここでは、即ち、焦点位置は超音波素子 1 9 に一致している。治療用超音波素子 2 から計測用超音波素子 1 9 に向けて照射された微弱な計測用超音波は、超音波素子 1 9 を介して受信回路 2 0 で受信され (S 1 5)、その強度が超音波素子 1 9 の受信波強度から検証部 2 1 で計算される。検証部 2 1 では、受信波強度が、所定の適正範囲内か否かを判定する (S 1 6)。受信波強度が、所定の適正範囲内であれば、検証部 2 1 は制御部 1 0 を介してモニタ 1 6 に治療用超音波素子 2、回路 7、8、1 1 が正常動作していることを表すメッセージを表示させる (S 1 7)。

【0 0 2 1】

受信波強度が、所定の適正範囲内でなければ、検証部 2 1 は制御部 1 0 を介して計測用超音波素子 1 9 を通る直線上で焦点 F を移動しながら、治療用超音波素子 2 から微弱な超音波を繰り返し送信し、また計測用超音波素子 1 9 で繰り返し受信する (S 1 8)。計測用超音波素子 1 9 で繰り返された受信により発生する受信信号の強度に基づいて検証部 2 1 は超音波素子 1 9 を原点と見立てた際の超音波の横方向軸上強度分布を生成する (S 1 9)。検証部 2 1 は、強度分布の中心としての極大点が、超音波素子 1 9 の位置に一致しているか否かを判定する (S 2 0)。強度分布の中心が、超音波素子 1 9 の位置に一致しているとき、位相制御は正常に行われているが、超音波発生素子 2 もしくは駆動系 7、8 に異常があって出力が小さいということが予想でき、それにより検証部 2 1 は制御部 1 0 を介してモニタ 1 6 に治療用超音波素子 2、回路 7、8 が異常動作していることを表すメッセージを表示させる (S 2 4)。

【0 0 2 2】

強度分布の中心が、超音波素子 1 9 の位置に一致していないとき、位相制御が正常に行われていないことが予想され、その原因箇所としては治療用超音波素子 2 と位相制御回路 1 1 の一方の異常であることが想定される。そこで、治療用超音波素子 2 の正常 / 異常を先ず確認するために、検証部 2 1 は、S 1 2 で受信した各治療用超音波素子 2 の受信信号の強度が適正範囲内であるか否かを判定する (S 2 1)。または検証部 2 1 は S 1 2 で受信した各治療用超音波素子 2 の受信信号の強度を隣の治療用超音波素子 2 の受信信号の強度と比較する。受信信号の強度が適正範囲から外れている又は隣の治療用超音波素子 2 の受信信号の強度との差が所定の適正範囲から外れているとき、その判定により特定した治療用超音波素子 2 又は対応するチャンネルが異常であるとして、検証部 2 1 は制御部 1 0 を介してモニタ 1 6 に当該特定した治療用超音波素子 2 又はチャンネルが異常動作していることを表すメッセージを表示させる (S 2 2)。一方、S 2 1 において、すべての治療用超音波素子 2 の動作が適正であるとき、位相制御部 1 1 が異常であるとして、検証部 2 1 は制御部 1 0 を介してモニタ 1 6 に当該位相制御部 1 1 が異常動作していることを表すメッセージを表示させる (S 2 3)。

【0 0 2 3】

。

【0 0 2 4】

以上のように本実施形態によれば、治療用超音波に対して影響のない計測用超音波素子 1 9 を装備させているので、計測用超音波素子 1 9 を使って短時間で治療用超音波発生の検証を行うことができる。それにより治療動作期間中であって、治療用超音波のインターバルに検証動作を完了することができる。

【0 0 2 5】

なお、S 2 1 の判断で、位相制御部 1 1 もしくは超音波素子 2 に異常が見つかった場合には、該当するチャンネルの動作が制御部 1 0 の制御により停止される。フェーズドアレイは元々多チャンネルシステムであることから、1 ~ 2 c h の動作が停止しても、ある程度の正常動作を実現できる、つまり他の正常チャンネルで異常チャンネルによる強度低下を補償できる。但し、停止したチャンネル分の出力は総出力から低下するため、緊急処置としてその分を補うように他のチャンネルの出力を向上させればよい。もし、他のチャン

10

20

30

40

50

ネルで補えない場合は、操作者にアプリケーション 1 の交換を促すようメッセージを表示させることが必要とされる。もちろん、あくまでも緊急処置であるので、一連の集束超音波照射が終了した際には、操作者にアプリケーション 1 の交換を促すようにしても良い。

【 0 0 2 6 】

以上述べた検証は、治療用超音波素子 2 で受信した計測用超音波素子 1 9 からの微弱超音波パルスの位相情報から計算した条件でフェーズドアレイを動作させたが、治療用超音波素子 2 で超音波パルスを受信したら、それをトリガとして個々の超音波素子 2 を直ちに動作させれば、半自動的に計測用超音波素子 1 9 上に超音波素子 2 から照射される超音波パルスの焦点が形成されることになる。

【 0 0 2 7 】

また、本実施の形態では、照射インターバル中に検査用の微弱超音波パルスを照射したが、超音波発生素子群 2 から照射される集束超音波周波数と異なる周波数帯の超音波を検査用に用いて、超音波発生素子群 2 で受信された超音波信号に対してフィルタ処理を行って検査用の超音波信号を抽出するようにしても良い。その際、受信感度をできるだけ低下させないように、検査用超音波の周波数を超音波発生素子群 2 から照射される集束超音波の周波数の整数倍の高調波に合せるようにしたり、超音波発生素子群 2 の近傍に受信専用の超音波素子を複数個設けるようにしても良い。以上の工夫により、超音波発生素子群 2 から集束超音波が照射されている最中であっても、検査用の超音波を使用することが可能となる。そして、検査用の超音波を照射する超音波素子の位置が計測できたら、先に述べた方法により、超音波強度等の検証を行うようにしてもよい。

【 0 0 2 8 】

なお、本発明は上記実施形態そのままに限定されるものではなく、実施段階ではその要旨を逸脱しない範囲で構成要素を変形して具体化できる。また、上記実施形態に開示されている複数の構成要素の適宜な組み合わせにより、種々の発明を形成できる。例えば、実施形態に示される全構成要素から幾つかの構成要素を削除してもよい。さらに、異なる実施形態にわたる構成要素を適宜組み合わせてもよい。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 2 9 】

【図 1】本発明の実施形態における超音波治療装置の構成を示す図。

【図 2】図 1 の計測用超音波素子の配置を下方から示す図。

【図 3】図 1 の計測用超音波素子の配置を側方から示す図。

【図 4】本実施形態による治療手順を示す流れ図。

【図 5】図 4 の手順を補足するためのタイムチャート。

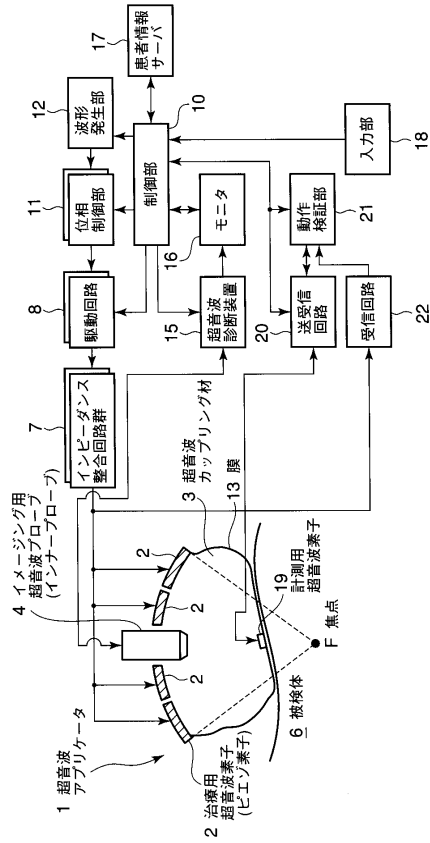
【図 6】本実施形態による検証手順を示す流れ図。

【符号の説明】

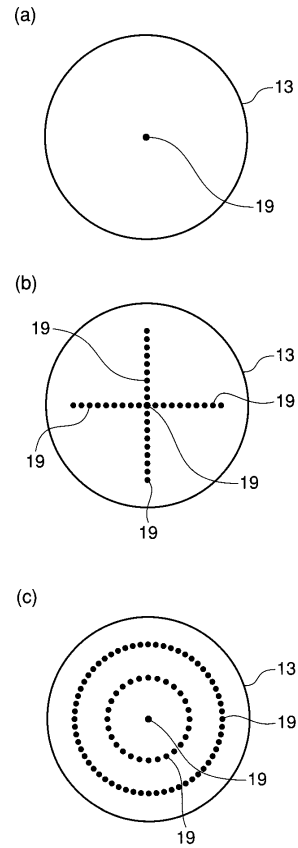
【 0 0 3 0 】

1 ... 超音波アプリケーション、2 ... 治療用超音波素子（ピエゾ素子）、3 ... 超音波カップリング材、4 ... イメージング用超音波プローブ（インナープローブ）、6 ... 被検体、7 ... インピーダンス整合回路、8 ... 駆動手段、F ... 治療用超音波焦点、1 0 ... 制御部、1 1 ... 位相制御部、1 2 ... 波形発生部、1 3 ... 水袋膜、1 5 ... 超音波診断装置、1 6 ... モニタ、1 7 ... 患者情報サーバ、1 8 ... 入力部、1 9 ... 計測用超音波素子、2 0 ... 送受信回路、2 1 ... 動作検証部、2 2 ... 受診回路。

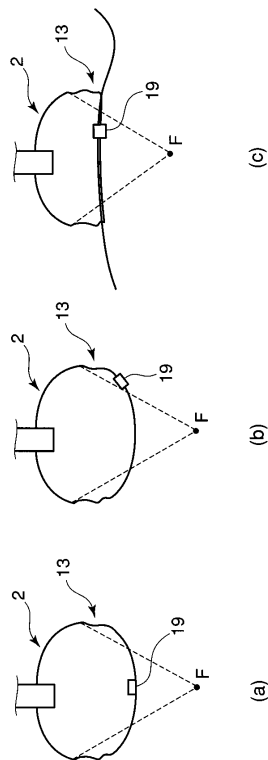
【図 1】



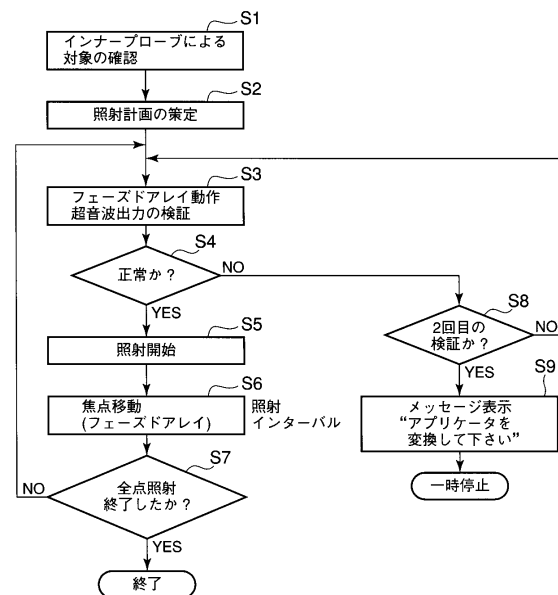
【図 2】



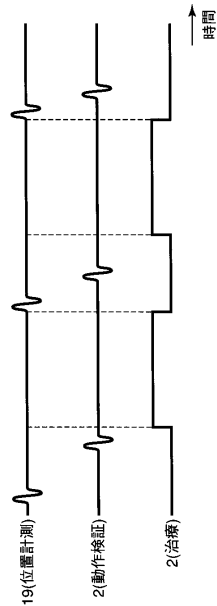
【図 3】



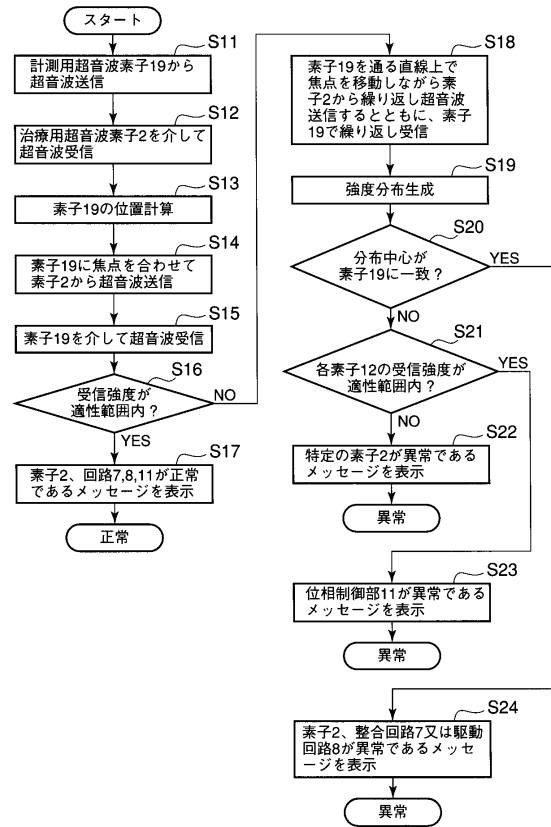
【図 4】



【図5】



【図6】



フロントページの続き

- (74)代理人 100075672
弁理士 峰 隆司
- (74)代理人 100109830
弁理士 福原 淑弘
- (74)代理人 100084618
弁理士 村松 貞男
- (74)代理人 100092196
弁理士 橋本 良郎
- (72)発明者 石橋 義治
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内
- (72)発明者 藤本 克彦
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内
- (72)発明者 原頭 基司
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内
- (72)発明者 大湯 重治
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内
- (72)発明者 橋本 敬介
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内

審査官 中島 成

- (56)参考文献 特開平 0 1 - 1 3 9 0 5 3 (J P , A)
特開平 0 5 - 0 7 2 0 7 1 (J P , A)
特開平 0 6 - 1 0 5 8 5 1 (J P , A)

- (58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 1 8 / 0 0
A 6 1 B 1 7 / 2 2