

(19)日本国特許庁 ( J P )

(12) 公開特許公報 ( A ) (11)特許出願公開番号

特開2001 - 212155

(P2001 - 212155A)

(43)公開日 平成13年8月7日(2001.8.7)

(51) Int. Cl <sup>7</sup>	識別記号	F I	テ-マ-コ-ト* ( 参考 )
A 6 1 B 18/00		A 6 1 B 8/14	4 C 0 6 0
	8/14	A 6 1 F 7/00	4 C 0 9 9
A 6 1 F 7/00	322	A 6 1 B 17/36	4 C 3 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 3 O L ( 全 9 数 )

(21)出願番号 特願2000 - 27931(P2000 - 27931)

(22)出願日 平成12年2月4日(2000.2.4)

(71)出願人 000003078

株式会社東芝

神奈川県川崎市幸区堀川町72番地

(72)発明者 原頭 基司

栃木県大田原市下石上1385番の1 株式会社

東芝那須工場内

(74)代理人 100083806

弁理士 三好 秀和 ( 外 7 名 )

F タ-ム ( 参考 ) 4C060 JJ13 JJ17 JJ23 JJ25 JJ27

4C099 AA01 CA13 JA13 PA01

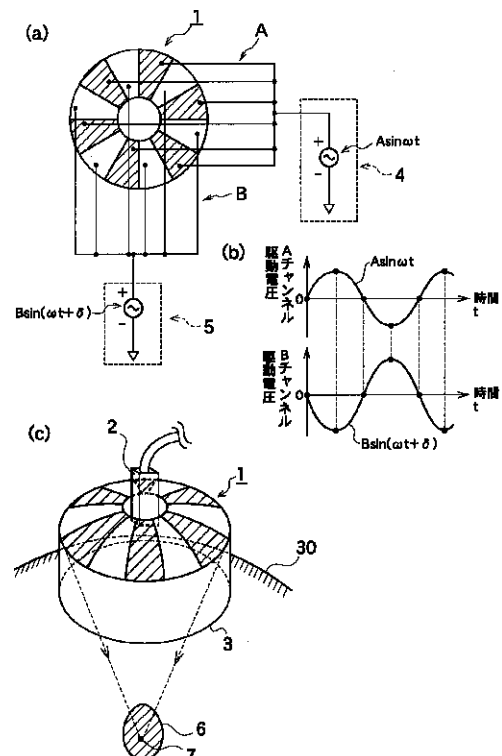
4C301 FF24 FF26 JB27 JB30 LL17

(54)【発明の名称】 超音波治療装置

(57)【要約】

【課題】 過不足の無い適切な治療用超音波の照射が可能な超音波治療装置を提供する。

【解決手段】 超音波振動子 1 の分割された振動子をそれぞれ駆動する駆動信号を検出手段 1 2 に入力して、そこに含まれる反射波信号を検出する。信号処理回路 2 0 は例えば微分処理により反射波信号の変化状況を検出して表示信号 E<sub>0</sub> を出力する。表示回路 2 1 にて表示信号 E<sub>0</sub> に応じた表示が行われる。また、変化状況に応じて治療用超音波の照射制御を行っても良い。



## 【特許請求の範囲】

【請求項1】 超音波を照射して治療を行う超音波治療装置において、

前記超音波を発生させるための振動子で受信された照射対象部位よりの反射波を抽出する反射波抽出手段と、

前記反射波抽出手段により抽出された反射波の特徴点を抽出する特徴点抽出手段と、

前記特徴点抽出手段からの抽出結果を表示する特徴点表示手段とを備えることを特徴とする超音波治療装置。

【請求項2】 超音波を照射して治療を行う超音波治療装置において、

前記超音波を発生させるための振動子で受信された照射対象部位よりの反射波を抽出する反射波抽出手段と、

前記反射波抽出手段により抽出された反射波の特徴点を抽出する特徴点抽出手段と、

前記特徴点抽出手段からの抽出結果に応じて前記超音波の照射を制御する照射制御手段を備えていることを特徴とする超音波治療装置。

【請求項3】 前記特徴点抽出手段からの抽出結果に応じて治療進捗状況を表示する治療進捗状況表示手段を備えることを特徴とする請求項1または2に記載の超音波治療装置。

## 【発明の詳細な説明】

## 【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は超音波治療装置に関し、特に詳しくは超音波照射時における反射超音波の検出手段を備えた超音波治療装置に関する。

## 【0002】

【従来の技術】近年、医療の世界では患者への侵襲性を最小限にとどめつつ、同時に最大限の治療効果を得ることを目指すMIT (Minimally Invasive Treatment: 最小侵襲治療) の考え方が重視されており、今後の医療機器に対して求められる解決すべき課題の趨勢を占めると考えられる。

【0003】このMITの代表として、たとえば特願平3-306106号公報に示されるような超音波治療装置の技術が知られている。これは、治療対象となる患者の体外において超音波発生源にて発生させた超音波を体内の治療対象部位である腫瘍部に集束させて加熱可能とした構成を備えている。

【0004】この超音波の集束に伴い、その焦点部位においては超音波エネルギーの集中による温度上昇が生じる。この温度上昇は治療対象部位の温度を瞬時に摂氏80度以上にまで加熱し、腫瘍などの病変部分を組織変性させて治療を行う装置である。このような構成に特徴を持つ超音波治療装置では、治療用超音波の焦点を十分に鋭く絞り込むことが可能であり、超音波による発熱エネルギーを治療対象部位に集束できるため、焦点の前後などの周辺組織に対しては不必要な加熱などの影響を与えること無く、安全かつ局所的な治療を行うことが可能であ

る。

【0005】このような超音波治療において従来より、治療の関心領域である患部の治療進行度は超音波画像診断装置などを使って得ることのできる画像を利用し、その画像上での関心領域での画素値の強度変化から経験則によって推測、モニタリングをするといった方法がとられていた。この超音波断層像を応用して治療進行度をモニタリングする方法は、集束超音波で焦点領域を超音波治療するに従い、その直後に焦点領域における組織の音響特性の変化が生じ、この音響特性の変化を超音波画像上で高反射超音波信号として受信し描出し、この描出された超音波断層像に基づいて治療進行度合いを判断するといった読画による経験則にて行われている。

【0006】図7に示す説明のためのタイミングチャート(図7(a)のONは照射、OFFは非照射を表わし、図7(b)のONは受信、OFFは非受信を表わす。)のように、図7(a)で示された治療用超音波の照射の送信モードでは、所定の休止期間を設定した間欠照射が行われている。この間欠照射の休止期間に同期して、超音波断層像描出のための超音波プローブ35による超音波走査が行われる。この超音波走査は治療用超音波の送信の所定の休止期間において行われることにより、描出される超音波断層画像にノイズが混入することを防止している。

【0007】図6に示すのは、従来の超音波治療装置の概略構成を示しており、超音波振動子34が所定の曲率で凹面を形成しており、この凹面の中心に焦点38が結ばれる。対象臓器30に対して治療用超音波を良好に伝播するために、脱気水33が使われ、この脱気水33はカップリング膜36により超音波振動子34と対象臓器30との間に保持されている。患部37を観察するための超音波断層像を得るために超音波断層像描出用の超音波プローブ35が備わり、この超音波プローブ35には温度センサ32が設けられている。

【0008】このような超音波治療装置の構成においては、超音波断層像描出用の超音波プローブ35を治療用超音波の反射波から保護するために、超音波プローブ35の先端部近傍付近の両側に埋め込んだサーミスタなどの温度検出可能な温度センサ32によって温度変化を検出し、その温度がある所定の閾値を越えた場合に集束超音波の照射を停止するといった方法が行われていた。

【0009】さらにカップリング膜36と対象臓器30との接触界面にたとえば直径1mm以上の気泡31が挟まった状態のまま超音波照射を行うと、その気泡31があった部分の臓器表面や焦点38の領域に対して意図した超音波の照射が妨げられる可能性があるため、境界面に気泡31が生じにくい親水性のカップリング膜36を用いたり、あるいはカップリング膜36の部分をゲル層にする、といった方法がとられてきた。

【0010】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、上述した従来の技術では以下のような課題が存在する。

【0011】まず、従来の読画での経験則にたよる方法では、その読画するための超音波断層像に対して、集束超音波の照射中は超音波バースト波が大きすぎるためアーチファクトが画像全面へ混入してしまう。このアーチファクトの混入対策のため図7のタイミングチャートのように照射中に休止時間を設けて間欠照射し、超音波画像はその休止時間に収集し、その画像を順次更新表示することで、断続的にモニタリングするといった方法をとる。このため、超音波照射中はリアルタイムでモニタリングできないといった欠点があった。

【0012】また、治療用超音波の反射波による超音波断層像の描出用の超音波プローブへの影響は、おおよそ以下のような過程を経て生じると推測されており、その過程は、照射した集束超音波に起因する治療用超音波の反射波が発生し、超音波プローブの開口部であるセラミック振動子近傍に治療用超音波の反射波が戻り、超音波振動子の裏側に貼り付けられているバック材などが治療用超音波の反射波を吸収して内部発熱し、この発熱によりバック材などへの影響から超音波プローブ全体に影響が広がる、というものである。

【0013】この治療用超音波の反射波の影響を防ぐために超音波プローブの開口部分の内部温度はほぼプローブ側面の温度であると見做して、所定の温度以上に温度が上がりすぎたら治療用超音波の照射を停止するといった制御をしなければならなかった。

【0014】また、アプリケーションのカップリング膜～臓器表面間に気泡巻き込みが無いことは、専ら術者が目視で確認しているものの、更に気泡の巻き込みが起りにくいように親水性のカップリング膜を使う方法も使われているが、しかしながらどうしても気泡を見落とす可能性があるが残っていた。

【0015】このような課題に鑑み、治療用超音波の照射中において治療の進捗状態を同時に検出して、過不足のない適切な超音波治療を行うことが可能な超音波治療装置を提供することが、本発明の目的である。

【0016】

【課題を解決するための手段】以上のような課題に鑑み、請求項1に記載の本発明によれば、超音波を照射して治療を行う超音波治療装置において、前記超音波を発生させるための振動子で受信された照射対象部位よりの反射波を抽出する反射波抽出手段と、前記反射波抽出手段により抽出された反射波の特徴点を抽出する特徴点抽出手段と、前記特徴点抽出手段からの抽出結果を表示する特徴点表示手段とを備えることを特徴とする超音波治療装置をもって解決手段とする。

【0017】また、請求項2に記載の本発明によれば、超音波を照射して治療を行う超音波治療装置において、前記超音波を発生させるための振動子で受信された照射

対象部位よりの反射波を抽出する反射波抽出手段と、前記反射波抽出手段により抽出された反射波の特徴点を抽出する特徴点抽出手段と、前記特徴点抽出手段からの抽出結果に応じて前記超音波の照射を制御する照射制御手段を備えていることを特徴とする超音波治療装置をもって解決手段とする。

【0018】また、請求項3に記載の本発明によれば、前記特徴点抽出手段からの抽出結果に応じて治療進捗状況を表示する治療進捗状況表示手段を備えることを特徴とする請求項1または2に記載の超音波治療装置をもって解決手段とする。

【0019】

【発明の実施の形態】図1は、本発明の超音波治療装置の実施の形態を説明するための概略図であり、図1(a)は超音波振動子1の振動子配列を示し、図1(b)は超音波振動子1の駆動波形を示し、図1(c)は超音波振動子1の俯瞰図を示す。

【0020】超音波治療装置は患部6に治療用超音波を照射して焦点7を結ばせ、この焦点7付近の温度上昇により治療効果を得るため、温度上昇が起こる焦点7の空間領域のサイズが大きい方が実際の治療操作においてはより使いやすいものとなる。そのため、超音波振動子1を図1(a)に示すように凹形で放射状に分割し配置した構成にし、互いに隣り合う振動子同士が同じマッチング/ドライバ回路で駆動されないようにマッチング/ドライバ回路4、5にそれぞれ接続されている。

【0021】図1に示されるのは超音波振動子1を12分割にし互いに隣り合わない分割された振動子を6枚ずつの組にして、同一のチャンネルに接続されている。このチャンネルは図1の構成では6枚の振動子で一つのチャンネルになっており、AチャンネルおよびBチャンネルの2チャンネルが形成されている。このそれぞれのチャンネルにはマッチング/ドライバ回路4、5がそれぞれ接続されている。このそれぞれのチャンネルにマッチング/ドライバ回路4、5から互いに異なった所定の振幅比と所定の位相による高周波電圧を印加し、超音波振動子1を駆動する。

【0022】例えば、図1(b)に示すように、振幅比は1:1.25、位相は逆相にするなどの設定が行われる。この設定により、超音波振動子1の焦点付近では所望するサイズの治療用超音波の集束領域を作り出すことができる。図1(c)は、実際に超音波治療装置で対象臓器30の内部に存在する患部6の内部に焦点7を結ばせ、治療用超音波の照射を行っているところである。超音波振動子1の中心部分には超音波プローブ2が配置されて患部6の超音波断層像を描出するための走査が行われる。カップリング膜3は対象臓器30の表面に密着するように、柔軟な形状と素材で構成されていて、一般には膜形状を有している。この膜により内部に例えば超音波伝播媒質である脱気水などを保持して超音波振動子1

から放射される治療用超音波を伝播する。  
 【0023】図1のAチャンネルおよびBチャンネルにおいて、それぞれの分割された超音波振動子1に印可される電圧をそれぞれ  $A \sin \omega t$  [V]、 $B \sin(\omega t + \delta)$  [V]とし、駆動周波数を  $f$  [Hz]、角周波数を  $\omega$  [rad/sec]とする。ここで  $\omega = 2\pi f$  となる。治療用超音波の反射波でAチャンネルに誘起された電圧は、駆動電圧よりかなり振幅が小さく同じ周波数になるなるはずなので、このチャンネル側の分を  $C \sin(\omega t + \Delta_1)$

$n(\omega t + \Delta_1)$ 、一方のBチャンネル側の分を  $D \sin(\omega t + \Delta_2)$  とおく。

【0024】但し、 $A, B, C, D, \delta, \Delta_1, \Delta_2$  は定数。さらにAチャンネルおよびBチャンネルの振動子において、それぞれ観測される電圧を  $E_A$  [V]、 $E_B$  [V] とおく。これを以下の(1)、(2)式とおく。

【0025】  
 【数1】

$$E_A = \underbrace{A \sin \omega t}_{\text{Aチャンネル駆動電圧}} + \underbrace{C \sin(\omega t + \Delta_1)}_{\text{超音波反射波によって振動子に誘導された電圧}} \quad \dots(1)$$

$$E_B = \underbrace{B \sin(\omega t + \delta)}_{\text{Bチャンネル駆動電圧}} + \underbrace{D \sin(\omega t + \Delta_2)}_{\text{超音波反射波によって振動子に誘導された電圧}} \quad \dots(2)$$

但し、 $A, B, \delta$  は定数。 $\Delta_1 = 0$ 、 $\Delta_2$  になるように駆動電圧を調整するが、実際はドライバの特性の微妙な違いで多少のずれが生じることがある。 $\Delta_1 \approx \Delta_2$  として  $\Delta$

1、 $\Delta_2$  も定数。駆動モードの代表的なものとして以下20検出手段によって測定される  $E_A, E_B$  に比例するサンプル信号を  $e_A$  [V]、 $e_B$  [V] とし、比例定数を  $k_A, k_B$  とする。すると以下の(3)、(4)式のように表わされる。

【0026】

第1の駆動モード [ $A : B = 1 : 1, \delta = 0$ ]

第2の駆動モード [ $A : B = 1 : (-1), \delta = 0$ ]

第3の駆動モード [ $A : B = 1 : (-1.25), \delta = 0$ ]

【0027】

【数2】

$$\begin{aligned} e_A &= k_A \cdot E_A \\ &= \underbrace{(k_A \cdot A)}_a \sin \omega t + \underbrace{(k_A \cdot C)}_c \sin(\omega t + \Delta_1) \\ &= a \sin \omega t + c \sin(\omega t + \Delta_1) \quad \dots(3) \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} e_B &= k_B \cdot E_B \\ &= \underbrace{(k_B \cdot B)}_b \sin(\omega t + \delta) + \underbrace{(k_B \cdot D)}_d \sin(\omega t + \Delta_2) \\ &= b \sin(\omega t + \delta) + d \sin(\omega t + \Delta_2) \quad \dots(4) \end{aligned}$$

この(3)、(4)式に定数倍と加減算の演算を行って(5)式のように表わされる。

駆動電圧の成分をキャンセル・アウトすることを考える。【0028】

この定数倍を  $\alpha$  とすると  $(\alpha \cdot e_A + e_B)$  は以下40【数3】

$$\begin{aligned} &= \underbrace{\sqrt{(\alpha a + b \cos \delta)^2 + b^2 \sin^2 \delta}}_{\text{駆動電圧に比例する成分}} \cdot \sin(\omega t + \Delta) \\ &+ \underbrace{\alpha c \sin(\omega t + \Delta_1) + d \sin(\omega t + \Delta_2)}_{\text{誘導電圧に比例する成分}} \quad \dots(5) \end{aligned}$$

(但し、 $\tan \Delta \equiv (b \sin \delta) / (\alpha a + b \cos \delta)$ )

ここで、駆動電圧に比例する信号成分は(5)式の第1項になるので、 $\Delta$  を調整して第1項が最小になる  $\Delta$  を求

める。(5)式の駆動電圧に比例する成分の振幅  $K$  \*【0029】  
 とおき、 $K$ を最小にする  $\alpha$  を求める。すると  $\alpha$  が以下の 【数4】

(6)式のと看最小になる  $\frac{\partial K}{\partial \alpha} = 2a(\alpha a + b \cos \delta) = 0$

$$\therefore \alpha = -\left(\frac{b}{a}\right) \cos \delta \quad \dots(6)$$

この(6)式より、

\*10\*【数5】

$$\begin{aligned} \therefore (\alpha e_A + e_B) & \Big|_{\alpha = -\left(\frac{b}{a}\right) \cos \delta} \\ & = |b \sin \delta| \sin(\omega t + \Delta) \\ & + \left\{ -\left(\frac{b}{a}\right) \cos \delta \cdot \sin(\omega t + \Delta_1) + d \sin(\omega t + \Delta_2) \right\} \end{aligned} \quad \dots(7)$$

これを(7)式とすると、第1項は駆動電圧に対応する信号成分、第2と第3項は治療用超音波の反射波に対応する信号成分を表わしていることがわかる。さらに駆動電圧の位相差を  $\delta = 0$ 、 $\pi$  に合わせ込むことができれば、完全に駆動電圧に対応する成分は0にすることができ、残った信号成分も単一周波数の信号として検出できることがわかる。

【0030】さらに(7)式から「駆動電圧の位相角  $\delta = 0$ 、 $\pi$  で且つ  $\Delta_1 = \Delta_2$  で且つ  $b \cos \delta / a = d$ 、または\*

$$\begin{aligned} \therefore (\alpha e_A + e_B) & \Big|_{\substack{\alpha = -\left(\frac{b}{a}\right) \cos \delta \\ \delta = 0, \pi}} \\ & \xrightarrow{\delta = 0 \text{ のとき} +, \delta = \pi \text{ のとき} -} \\ & = \pm \left(\frac{b}{a}\right) \sin(\omega t + \Delta_1) + d \sin(\omega t + \Delta_2) \\ & = p \cdot \sin(\omega t + q) \end{aligned} \quad \dots(8)$$

同じ角周波数の正弦波の加算なので、合成すれば上記の(8)式の形に表現できる。

【0032】以上の数式にて説明した内容は具体的には、たとえば図2のような構成で検出した信号  $e_A$ 、 $e_B$  を図3のような構成のハードウェアで信号処理して分離検出できる。まず、図2に示す構成において、高周波信号発生/制御回路8において所定の駆動信号が作り出され、この信号はドライバ9により電力増幅される。マッチング回路10は入力された駆動信号を後段の超音波振動子1へ効率よく伝達するために、電気的なインピーダンスの整合を行う。このようにしてインピーダンス整合された駆動信号は、超音波振動子1に伝達される。超音波振動子1のうちAチャンネルの振動子とBチャンネルの振動子のそれぞれに対して、独立に駆動回路が構成

\*「 $\delta = 0$ 、 $\pi$  で且つ  $\Delta_1 = \Delta_2$ 」であれば、治療用超音波の反射波に対応する信号成分だけが残り、分離検出できることがわかる。つまり、(7)式より  $\delta = 0$ 、 $\pi$  にぴったり合わせることができれば、第1項の駆動電圧に比例する成分は、キャンセルアウトされて第2項の誘導電圧に比例する成分しか残らないことがわかる。

【0031】  
【数6】

されており、駆動信号の電圧や位相がそれぞれ別々に所定に設定されている。

【0033】超音波振動子1にて焦点7に向けて照射された治療用超音波のうち、その焦点付近から反射してきた治療用超音波の反射波成分は再び超音波振動子1に到達して、ここで機械的な振動を超音波振動子1に与え、起電力が同時に発生する。この起電力は検出手段12にて検出される。なお、図2の検出手段12はトランス結合による構成を一つの例として示したが、分圧比が周波数に依存しない既存の分圧回路を用いることも可能である。また、入力された電流に比例する信号検出を行うためのカレントトランスなどを用いても良い。

【0034】トランスにより検出された起電力はバッファアンプ11を経由して図3に示す構成により治療用超

音波の反射波の検出を表示する。図2の構成により検出されたAチャンネルおよびBチャンネルにそれぞれ対応する起電力である検出信号を、それぞれeA、eBとする。この検出信号eA、eBはそれぞれ独立したフェーズシフタ13に入力され、ここでeA、eBの位相差が整合される。フェーズシフタ13に代えて既存のディレイラインを用いて同様の位相差の整合をおこなっても良い。この位相差の整合により2つのバッファンプ18からの出力が完全に逆相になるように調整することができる。

【0035】位相差の整合が行われたeA、eBのそれぞれの検出信号は信号バランス調整手段14に入力される。この信号バランス調整手段14において、治療用超音波の反射波による検出信号が無い時には無信号となり信号出力されないように調整する。たとえば、この信号バランス調整手段14は可変抵抗器などで構成することで実現でき、分圧比の調整で無信号状態に調整が可能である。

【0036】eA、eBの検出信号はバッファンプ18から出力され、検波回路15に入力される。この検波回路15にて検出信号の成分が検波抽出されてモニタ信号16に変換され、表示手段17に送られて表示される。

【0037】図4は、モニタ信号16を信号処理して表示するための構成を説明するための図である。図4(a)はモニタ信号16の処理の流れを示し、 $E_m$ はモニタ信号16を表わす。この $E_m$ は信号処理回路20に入力されて、ここで所定の信号処理が施される。この信号処理回路20は、例えば「アナログ微分回路」や「A/D時間差分D/A回路」、「オートゼロ回路」などをを用いることで実現できる。ここで処理された $E_m$ は表示信号19に変換される。この表示信号19を $E_D$ と表わす。

【0038】図4(b)は $E_m$ に対してアナログ微分回路による信号微分処理を行った場合の波形の一つの例を示している。この図4(b)において、治療用超音波の送信波形は所定の休止期間を設けて照射と非照射を繰り返している。この繰り返し信号のうち治療用超音波の照射期間において $E_m$ にはあるレベルの信号が生じる。この信号は先述のeA、eBの検出信号であり、治療用超音波の焦点付近から反射する超音波信号の反射波成分が発生し始めたことを表わしている。

【0039】このような反射波成分は、治療用超音波が治療対象となる患部に照射されることにより患部組織の音響特性が変化することが主因となって発生する。この反射波成分の変化状態をモニタリングすることにより、患部組織への超音波治療の効果の進行度合いを知りうるることができる。この変化状態は $E_m$ を微分処理することにより $E_D$ として変換され、特徴的な変化が生じた場合に治療が所定の状態に達したことを検知し得る。この特

徴的な変化の変化パターンを抽出することで治療状況を把握することができる。

【0040】たとえば、図4(b)の $E_D$ の信号波形においてFで示された変化パターンの波形の立ち上がり部分に注目すると、この期間は他の期間に比べて急激な立ち上がり特性を示す。この急激な立ち上がりを示す変化パターンが終了した瞬間をfで示している。fに達した後に、このfの点を境にして右肩下がりに変化量が低下して行く。最終的にはeにて示されるように極端に変化量レベルが下がる。このeの時点にて患部組織の音響特性が変化しなくなったことを示している。この変化しなくなったeの時点で、治療用超音波の照射を停止することにより、過不足の無い適切な超音波治療を施術することが可能となる。

【0041】表示回路21においては、このFの変化状況をたとえば操作者に知らしめるために、合図のための注意喚起音を鳴らしても良く、あるいは機械的な振動を操作者に伝えても良い。この機械的な振動は、超音波振動子などの構成要素を収納している超音波アプリケーション自体に振動素子を備えておき、直接操作者の把持する手などに振動を与えても良い。また、 $E_D$ に対して閾値を設けてそれを超えた場合に、たとえば「照射停止」、「照射電力低減」、「警告表示」といった注意喚起の表示を超音波治療装置のモニタ画面上にて行うこともできる。

【0042】またあるいは、この注意喚起あるいは $E_D$ の値に応じて治療用超音波の照射強度などを低下させたり、あるいは一時的に停止させたりといった制御も可能である。これらの制御は図示しない演算装置などを備えて、この演算装置に予め入力されている制御プログラムにより実行させることができる。あるいは複数の所定の動作条件が記憶された条件テーブルを備え、変化パターンや注意喚起の動作に応じて治療用超音波の照射を制御する。このようにすれば、過不足の無い最適な超音波治療が施された時点で操作者の手を煩わせることなく治療用超音波の照射を停止させることができる。

【0043】図4の(a)および図4の(b)にて示した信号処理はアナログの微分回路で微分処理する場合を一つの例に説明したが、もちろんこれに限定されることなく、eA、eBの信号を直接A/D変換した後、デジタルデータ上で位相シフトや加減算を行い、D/Aして表示することもできる。この治療用超音波の反射波に対応する信号は、駆動電圧に依存するので駆動電圧の振幅で規格化して表示しても良い。

【0044】また、 $E_D$ を直流成分に近いDCオフセット分を自動的に0に補正することができるオート0回路などに入力して、新たに表示信号を作るなどの信号処理を付加して表示しても良い。

【0045】なお、図1~図4に示す本発明の実施の形態による超音波治療装置の構成においては、マッチング

ノドライバ回路を2台用意して分割された超音波振動子1を駆動する構成を一つの例とした。これらの構成においてはそれぞれのマッチングノドライバ回路からの出力電圧のお互いの比が時間的に一定で安定していることが重要である。そこで図5に示す本発明の別の実施の形態のように、マッチングノドライバ回路を1台にしてマッチング回路24を設けて超音波振動子1を駆動するための駆動信号を所定に分配し、AチャンネルおよびBチャンネルの振動子に印加するようにすれば、ドライバ23からの駆動信号出力の時間安定性が向上でき、時間安定性を確保するための回路構成を簡素化もしくは省略することが可能となる。

【0046】また、超音波振動子1を分割すること無しに一つの超音波振動子として構成し、駆動波形から反射超音波波形を取り出すために、位相反転回路および位相差補正回路を組み合わせても同様の効果を得ることができる。この構成の場合は超音波振動子の駆動手段から超音波振動子を駆動するための駆動波形と、およびこの駆動波形と逆相の駆動波形を出力させる。この逆相の駆動波形を超音波振動子に接続した反射波抽出手段に入力して駆動波形分を相殺することにより、反射波成分のみを抽出することができる。

【0047】この抽出方法によれば、超音波振動子を複数枚に分割して、それぞれの組毎に正相ノ逆相で駆動することなく反射波を抽出することができる。

【0048】また、入力された超音波強度に対して出力される電圧特性が判明している受信専用の超音波振動子を、送信用の超音波振動子に備えておき、超音波治療が進捗するにつれて増加する反射波を受信しても良い。この場合は治療に用いる超音波の駆動波形を相殺するための位相制御や受信レベル制御に対して、相当の精度が求められるものの、既存の超音波治療装置に対して後から付加することができる。この場合に付加された超音波治療装置自体に外部からの制御入力端子が設けられていると、より好適に実施することができる。

【0049】以上述べた本発明の実施の形態によれば、超音波画像診断装置などの画像描出装置を用いることなしに、超音波治療の進行度をリアルタイムでモニタリングできるようになる。これにより患部に対する過不足の無い意図した適切な超音波治療を実施することができる。また、治療用超音波の患部組織に対する音響特性が変化するタイミングも検知できる。また、超音波断層像

描出用超音波プローブを治療用超音波の反射波から保護することも可能になる。

【0050】なお、以上説明した実施の形態は、本発明の理解を容易にするために記載されたものであって、本発明を限定するために記載されたものではない。したがって、上記の実施の形態に開示された各要素は、本発明の技術的範囲に属する全ての設計変更や均等物をも含む趣旨である。

【0051】

【発明の効果】以上述べた本発明によれば、治療用超音波の照射中において治療の進捗状態を同時に検出して表示することができるので、過不足のない適切な超音波治療を行うことができ、また、画像描出用の超音波プローブに反射波が過度に照射されることを防止することが可能な超音波治療装置を提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の実施の形態による超音波治療装置の構成を説明するための概略図であり、(a)は超音波振動子の配置を示し、(b)は超音波振動子の駆動波形を示し、(c)は焦点と超音波振動子の位置関係を示す。

【図2】本発明の実施の形態による超音波治療装置の構成を説明するための概略図を示す。

【図3】本発明の実施の形態による超音波治療装置の構成を説明するための概略図を示す。

【図4】本発明の実施の形態による超音波治療装置の構成を説明するための概略図であって、(a)は信号処理の流れであり、(b)は信号波形の一つの例を示す。

【図5】本発明の他の実施の形態による超音波治療装置の構成を説明するための概略図を示す。

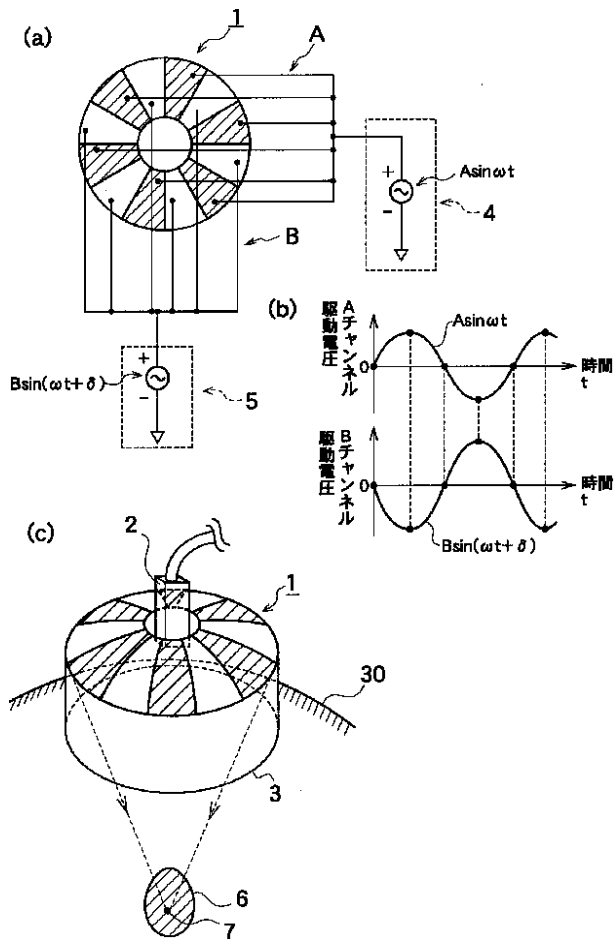
【図6】従来の技術による超音波治療装置の構成を説明するための概略図を示す。

【図7】従来の技術による超音波治療装置であって、(a)は治療用超音波の送信波形を示し、(b)は画像描出用超音波プローブの動作タイミングを示す。

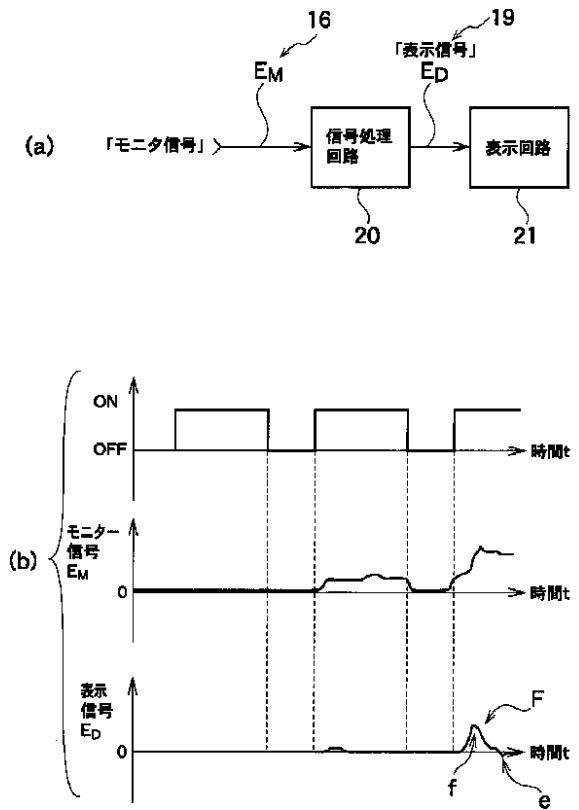
【符号の説明】

1...超音波振動子、2...画像描出用超音波プローブ、3...カップリング膜、4...マッチングノドライバ回路、6...患部、7...焦点、8...高周波信号発生ノ制御回路、9...ドライバ、10...マッチング回路、11...パツファアンプ、12...検出手段、13...フェーズシフタ、14...信号バランス調整手段、15...検波回路、17...表示手段

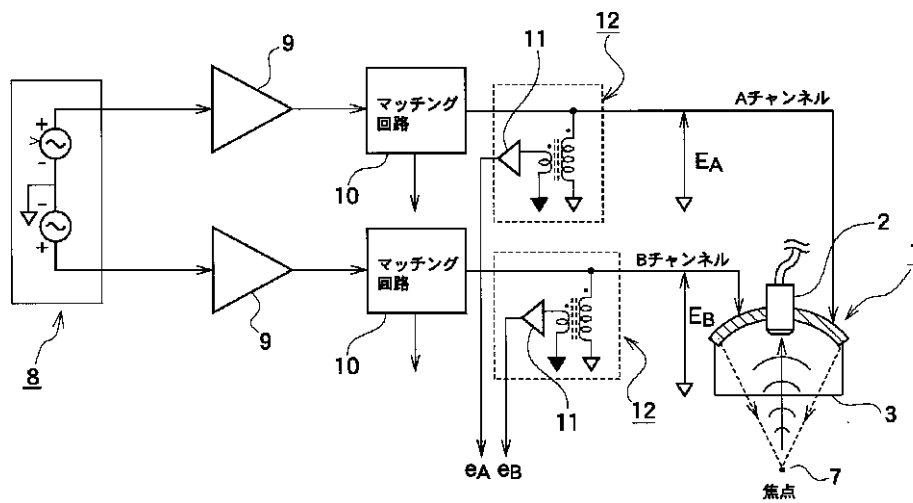
【図1】



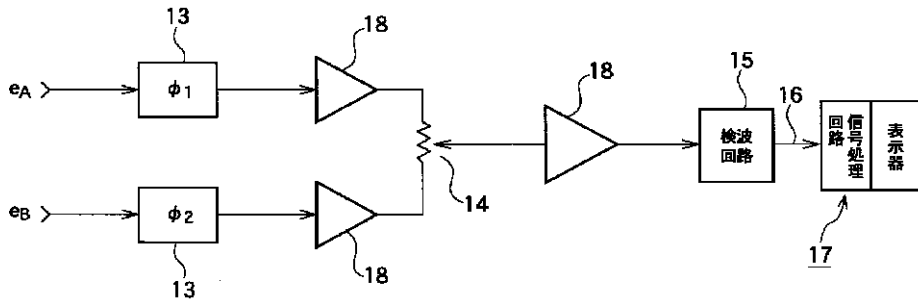
【図4】



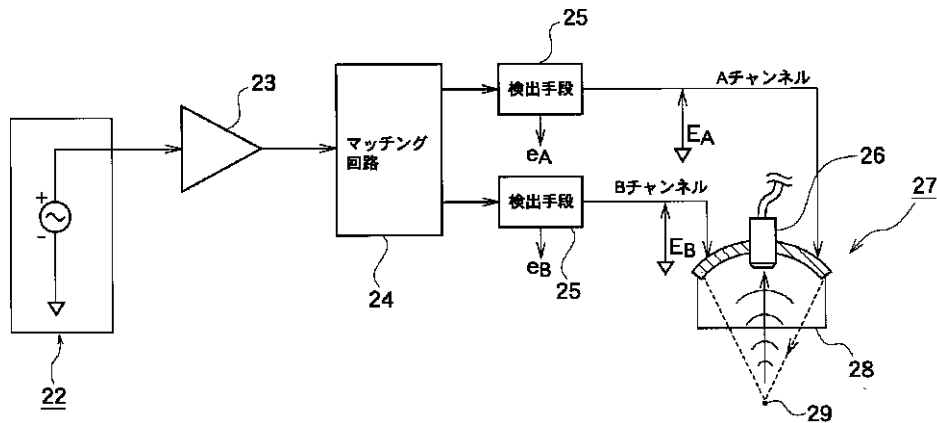
【図2】



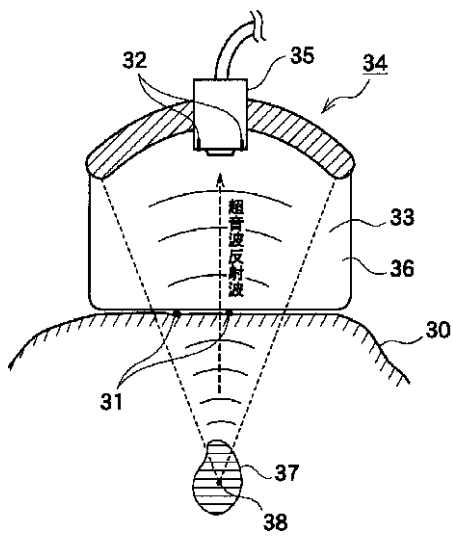
【図3】



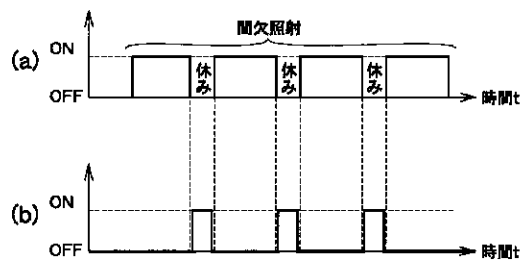
【図5】



【図6】



【図7】



专利名称(译)	超声波治疗装置		
公开(公告)号	<a href="#">JP2001212155A</a>	公开(公告)日	2001-08-07
申请号	JP2000027931	申请日	2000-02-04
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝		
申请(专利权)人(译)	东芝公司		
[标]发明人	原頭基司		
发明人	原頭 基司		
IPC分类号	A61B18/00 A61B8/14 A61F7/00		
FI分类号	A61B8/14 A61F7/00.322 A61B17/36.330 A61B17/00.700		
F-TERM分类号	4C060/JJ13 4C060/JJ17 4C060/JJ23 4C060/JJ25 4C060/JJ27 4C099/AA01 4C099/CA13 4C099/JA13 4C099/PA01 4C301/FF24 4C301/FF26 4C301/JB27 4C301/JB30 4C301/LL17 4C160/JJ33 4C160/JJ35 4C160/JJ36 4C601/FF11 4C601/FF13 4C601/FF16 4C601/HH01 4C601/JB34 4C601/JB35 4C601/JB40 4C601/JB46 4C601/LL17		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

解决的问题：提供一种超声波治疗装置，其能够照射适当的治疗性超声波而不会过多或不足。 解决方案：用于驱动超声换能器1的每个分割换能器的驱动信号输入到检测装置12，以检测其中包含的反射波信号。信号处理电路20通过例如差分处理来检测反射波信号的变化状态，并输出显示信号Ed。显示电路21根据显示信号Ed进行显示。而且，可以根据变化情况来控制治疗性超声波的照射。

