

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4112931号
(P4112931)

(45) 発行日 平成20年7月2日 (2008.7.2)

(24) 登録日 平成20年4月18日 (2008.4.18)

(51) Int. Cl.

F 1

A 6 1 B 18/00 (2006.01)
 A 6 1 B 8/00 (2006.01)
 A 6 1 B 17/22 (2006.01)
 A 6 1 F 7/00 (2006.01)

A 6 1 B 17/36 3 3 0
 A 6 1 B 8/00
 A 6 1 B 17/22 3 3 0
 A 6 1 F 7/00 3 2 2

請求項の数 5 (全 16 頁)

(21) 出願番号 特願2002-264211 (P2002-264211)
 (22) 出願日 平成14年9月10日 (2002.9.10)
 (65) 公開番号 特開2004-97534 (P2004-97534A)
 (43) 公開日 平成16年4月2日 (2004.4.2)
 審査請求日 平成17年8月25日 (2005.8.25)

前置審査

(73) 特許権者 000003078
 株式会社東芝
 東京都港区芝浦一丁目1番1号
 (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 100084618
 弁理士 村松 貞男
 (74) 代理人 100092196
 弁理士 橋本 良郎
 (74) 代理人 100070437
 弁理士 河井 将次

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】

超音波を発生する複数の超音波発生素子が配列された超音波発生手段と、

前記各超音波発生素子に供給する複数の波形信号を発生し、かつ前記複数の超音波発生素子の位置に応じて前記各波形信号に所定の初期位相を与えることで、前記超音波発生素子配列の中心軸の周囲に集束超音波の焦点を形成する波形信号発生手段と、

前記初期位相が供給された前記各波形信号を、前記超音波発生素子の共振周波数よりも低い所定の回転周波数で位相変調することで、前記焦点を前記中心軸の周囲で回転させる位相変調手段と、

を具備することを特徴とする超音波照射装置。

10

【請求項 2】

前記波形信号発生手段は、前記超音波発生素子毎に対応する遅延回路を有しており、当該各遅延回路により、前記各超音波発生素子に対応する前記波形信号毎に前記所定の初期位相を供給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】

前記波形信号発生手段は、

前記超音波発生素子毎の前記波形信号を記憶するメモリと、

前記メモリから前記波形信号を所定のタイミングで読み出すことで、前記各波形信号に前記所定の初期位相を与える読み出し手段と、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。

20

【請求項 4】

所望の焦点位置を指定するための焦点指定手段と、
前記焦点指定手段により指定された焦点位置に基づいて、前記各超音波発生素子に対応する前記波形信号毎に与える初期位相を計算する計算手段と、
をさらに具備し、
前記波形信号発生手段は、計算された前記各初期位相を前記各波形信号に与えること、
を特徴とする請求項 1 乃至 3 のうちいずれか一項記載の超音波照射装置。

【請求項 5】

所望の焦点位置を指定するための焦点指定手段をさらに具備し、
前記超音波発生手段は、前記焦点指定手段により指定された焦点位置に応じて、超音波照射に使用する前記超音波発生素子の数を制御することにより、前記焦点の大きさ又は当該焦点における照射超音波のエネルギーを制御すること、
を特徴とする請求項 1 乃至 3 のうちいずれか一項記載の超音波照射装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、例えば医療診断等に用いられ、対象に向けて超音波を照射する超音波照射装置に関する。

【0002】

【従来の技術】

患者に医学的治療を施す場合、疾患によっては切除等の外科的治療を行う場合がある、例えば癌治療においては、外科的切除術が主な治療法とされている。この様な外科的治療は、本来その臓器が持つ機能や外見上の形態を大きく損なう場合が多く、患者に対して肉体的及び精神的に大きな負担を与える。従って、生命を長らえたとしても、患者にとって大きな負担を残すことになる。一方、例えば抗がん剤投与による薬物療法等も発達してきたものの、その副作用は大きな問題となっている。

【0003】

このような現状の下、近年の医療の分野では、患者の術後生活の質（Quality of Life: QOL）の向上が重要視され、最少侵襲治療（Minimally Invasive Treatment: MIT）と呼ばれる治療法が注目を集めている。その代表的な例としては、体外衝撃波結石破碎装置の実用化、癌細胞を加熱し壊死に導くハイパーサーミア療法があげられる。

【0004】

前者の体外衝撃波結石破碎装置は、強力な超音波等による衝撃波を体外から体内の結石に向けて照射し、外科的な手術をすること無しに結石を破碎治療する装置である。この装置は、泌尿器科系結石の治療法に大きな変化をもたらしている。

【0005】

また、後者のハイパーサーミア療法は、腫瘍組織と正常組織の熱感受性の違いを利用して、患部を超音波等により 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（例えば、特許文献 1 参照。）。

【0006】

また、上記ハイパーサーミア療法を更に進めて、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加熱し、当該患部を熱変性壊死させる治療法も考えられている（米国特許第 5 1 5 0 7 1 1 号参照）。この治療法では、超音波のエネルギーを集束させることにより、幅 1 ~ 3 mm 程度の限局した領域のみを 60 以上に加温し、数秒以内で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、脳腫瘍、泌尿器科系の腫瘍、及び婦人科領域の腫瘍への適応が検討されている。

【0007】

上記ハイパーサーミア治療法等において使用される超音波治療装置では、一般に超音波ア

10

20

30

40

50

プリケータの幾何学的形状と周波数で焦点位置とサイズとが決まってしまうため、使い難い場合がある。この使い難さを解消するため、最近では、フェーズドアレイによる焦点位置制御方法や、これをさらに応用して焦点サイズを制御する方法が提案されている（例えば、特許文献2、特許文献3参照。）。

【0008】

フェーズドアレイは、複数個の超音波発生素子、及び位相制御可能な駆動源を用いることにより、電子制御により超音波焦点を形成したり位置を変更する手法である。また、隣合う超音波発生素子群に交互に位相差を与えて駆動することにより焦点サイズの拡大を達成し、位相差を調整することにより焦点拡大率を変更する手法も開示されている（例えば、特許文献4参照。）。また、超音波発生源の中心軸上における圧力をゼロに維持して焦点

10

【0009】

しかしながら、上記各手法によれば、ある程度焦点サイズを変更することは可能であるが、焦点を十分に拡大することはできない。また、上記各手法では、焦点手前側での音場のエネルギーが焦点ピークエネルギーに対して相対的に大きくなってしまう。その結果、焦点を多数重ねて広い領域に超音波を照射する場合に、焦点領域以外にも超音波の影響を与えてしまうことがある。さらに、焦点距離によって焦点サイズやエネルギーが変化してしまい、均一な照射条件にはならない等の問題がある。

【0010】

【特許文献1】

20

特開昭61-13955号公報

【0011】

【特許文献2】

特開平6-78930号公報

【0012】

【特許文献3】

特許第2036277号公報

【0013】

【特許文献4】

特開平6-78930号公報

30

【0014】

【特許文献5】

特許第2036277号公報

【0015】

【発明が解決しようとする課題】

本発明は、上記事情を鑑みてなされたもので、焦点を任意の位置に移動することができ、かつ好適な焦点サイズ、かつ焦点距離によらず略均一な焦点サイズ、及びエネルギーにて適切に超音波を照射することが可能な超音波照射装置を提供することを目的としている。

【0016】

【課題を解決するための手段】

40

本発明は、上記目的を達成するため、次のような手段を講じている。

【0017】

請求項1に記載の発明は、超音波を発生する複数の超音波発生素子が配列された超音波発生手段と、前記各超音波発生素子に供給する複数の波形信号を発生し、かつ前記複数の超音波発生素子の位置に応じて前記各波形信号に所定の初期位相を与えることで、前記超音波発生素子配列の中心軸の周囲に集束超音波の焦点を形成する波形信号発生手段と、前記初期位相が供給された前記各波形信号を、前記超音波発生素子の共振周波数よりも低い所定の回転周波数で位相変調することで、前記焦点を前記中心軸の周囲で回転させる位相変調手段と、を具備することを特徴とする超音波照射装置である。

【0018】

50

このような構成によれば、任意の焦点距離、及び好適な焦点サイズにて適切に超音波を照射することが可能な超音波照射装置を実現することができる。

【 0 0 1 9 】

【発明の実施の形態】

以下、本発明の第 1 実施形態～第 3 実施形態を図面に従って説明する。なお、以下の説明において、略同一の機能及び構成を有する構成要素については、同一符号を付し、重複説明は必要な場合にのみ行う。

【 0 0 2 0 】

(第 1 実施形態)

まず、本実施形態に係る超音波治療装置 10 の構成を、図 1 を参照しながら説明する。図 1 は、本超音波治療装置 10 のブロック構成図を示している。同図に示すように、超音波治療装置 10 は、超音波アプリケータ 11、インピーダンス整合部 13、駆動部 15、位相制御部 17、波形発生部 19、中央制御部 21、記憶部 22、入力部 23、表示部 25、超音波イメージング装置 30 を具備している。

10

【 0 0 2 1 】

超音波アプリケータ 11 は、超音波発生素子群 111、カップリング材 113、診断用超音波プローブ 115、ケーブル 117 を有している。

【 0 0 2 2 】

超音波発生素子群 111 は、2 次元アレイ状に配列された複数のピエゾ素子からなり、駆動部 15 からインピーダンス整合部 13 を介して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を生体 P 内部に向けて放射する。超音波発生素子群 111 は、図 2 に示すように、診断用超音波プローブ 115 を配置するために四角形状の穴が開いた形状となっている。この診断用超音波プローブ 115 の振動子群も使用することは可能である。しかしながら、本実施の形態では、当該診断用超音波プローブ 115 の振動子群は治療用超音波発生用としては使用しないものとする。

20

【 0 0 2 3 】

カップリング材 113 は、超音波発生素子群 111 の表面に配置されており、超音波が生体 P へ効率良く伝播していくように、超音波発生素子群 111 と生体 P との音響インピーダンスを整合している。また、カップリング材 113 は、超音波発生素子群 111 で発生した熱を遮断し、生体 P 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。

30

【 0 0 2 4 】

診断用超音波プローブ 115 は、被検体 P に超音波画像を生成するための超音波を送信し、当該被検体 P から反射波を受信するための装置である。診断用超音波プローブ 115 は、圧電振動子、音響レンズ、音響インピーダンス整合層、バックリング材等からなる。

【 0 0 2 5 】

インピーダンス整合部 13 は、超音波発生素子毎に設けられており、駆動部 15 から入力した電気信号のインピーダンス整合を行う。

【 0 0 2 6 】

駆動部 15 は、超音波発生素子毎に設けられており、位相制御部 17 から入力した信号波形を増幅する。増幅された信号は、インピーダンス整合部 13 によってインピーダンス整合され、所定の振幅、初期位相等にて各超音波発生素子に印加される。

40

【 0 0 2 7 】

位相制御部 17 は、指定された位置に焦点が形成されるように波形発生部 19 が発生する駆動信号の初期位相をチャンネル毎に調整し、当該信号を個々の駆動部 15 に出力する。

【 0 0 2 8 】

波形発生部 19 は、中央制御部 21 の制御のもと、入力部 23 からの入力に従って、超音波発生素子群 111 に印加する駆動信号波形を所定の周波数、形状にて発生する。なお、波形発生部 19 においては、通常のアナログ発振回路や PLL 回路を用いて発振回路を構成し、ゲート回路の組み合わせで信号周波数及び波形制御を行ってもよい。また、第 2 の実施形態にて説明するように、デジタル的に波形合成を行い、DA コンバータ、及び低域

50

透過フィルタを用いて波形合成を行ってもよい。また、V Fコンバータを用いる構成であってもよい。

【0029】

中央制御部21は、操作者によって入力された焦点位置、焦点サイズ、及び焦点圧力等に基づいて、指定された焦点位置等を設定するための関連情報（初期位相情報、出力レベル情報等）を記憶部22から読み出す。中央制御部21は、この関連情報に従って、位相制御部17、駆動部15等を制御する。

【0030】

記憶部22は、後述する式(1)に従って、予め計算された超音波発生素子111毎の初期位相を記憶している。

10

【0031】

入力部23は、オペレータからの各種指示・命令・情報を装置にとりこむためのマウスやトラックボール、モード切替スイッチ、TCS: Touch Command Screen、キーボード等を有している。

【0032】

表示部25は、CRT等からなるモニタであり、超音波イメージング装置30によって生成された、被検体組織形状を表す超音波画像を表示する。

【0033】

超音波イメージング装置30は、診断用超音波プローブ115から被検体Pに超音波を送信し、受信した反射波に基づいて当該被検体Pの体内組織の超音波画像を生成する。生成された超音波画像は表示部25に表示され、超音波照射位置の特定、確認等に利用される。

20

【0034】

（焦点回転による焦点サイズ変更）

次に、原点の周囲に焦点を回転させる方法に関して、図3を参照しながら説明する。図3は、超音波の焦点移動を説明するための図であり、超音波アプリケーション11の超音波発生素子群111をx y平面内に、その中心を原点に配置した空間座標系を示している。

【0035】

図3に示すように、原点からの距離を R_a とする任意の超音波発生素子A(x_a, y_a, z_a)が、点F($x, 0, z$)に焦点を形成する場合を考える。このように焦点の位置を $y=0$ としても、一般性は失われない。なお、A(x_a, y_a, z_a)は、説明の便宜上超音波発生素子Aの重心座標としている。

30

【0036】

x軸と R_a ベクトルのなす角を θ とすると、 x_a 及び y_a は、 R_a 及び θ を用いて、次の様に表すことができる。

$$x_a = R_a \times \cos \theta$$

$$y_a = R_a \times \sin \theta$$

これと余弦定理により、点Aと点Fとの間の距離Lは、次のように表すことができる。

$$L = (R_a^2 + x^2 + z^2 - 2 \cdot x \cdot R_a \cdot \cos \theta)^{1/2}$$

これを、マクローリン展開し、

40

$$L = M (1 - x \cdot R_a / M^2 \cdot \cos \theta)$$

$$\text{ただし、} M^2 = R_a^2 + x^2 + z^2$$

この式は、 θ を変化させれば、原点中心として相対的に超音波発生素子111を回転できることを意味している。例えば、同一の角速度 ω で θ を変化させれば、超音波が照射される超音波発生素子111が角速度 ω で回転することとなり、従って焦点がz軸を中心に回転することと相対的に等価となる。

【0037】

より具体的には、Lの最大値を L_{max} とすれば、当該 L_{max} から各超音波発生素子111毎のLを引いて超音波の波長 λ で割れば、各振動子に与えるべき初期位相が、次のように導き出される。

50

【 0 0 3 8 】

$$\begin{aligned} \varphi &= (L_{max} - L) \cdot 2\pi / \lambda \\ &= (M_{max} - M + x \cdot Ra_{max} / M_{max} + x \cdot Ra / M \cdot \cos \theta) \cdot 2\pi / \lambda \\ \text{焦点を回転させる、すなわち時間的に焦点の位置を変化させるには、} \\ \varphi_t &= \{ M_{max} - M + x \cdot Ra_{max} / M_{max} + x \cdot Ra / M \cdot \cos (\theta + \omega \cdot t) \} \\ &\times 2\pi / \lambda \end{aligned}$$

とする。これを、駆動波形 V に導入すると、 V は次のように表すことができる。

$$V = \sin(\omega_0 \cdot t + \varphi_t) \quad (1)$$

上式は位相変調の式である。これにより、全ての超音波発生素子 1 1 1 に対し、基本周波数 ω_0 の超音波に点 A 及び点 F で決まる位相分だけ初期位相を与えて回転周波数 ω で位相変調することにより、焦点を Z 軸周りに回転させることができる。その回転速度は ω で決定され、また、最終的な焦点サイズは x で決定される。従って、本手法により x を色々と変化させれば、様々なサイズの焦点を形成できる。本超音波照射装置 1 0 では、中央制御部 2 1 が位相制御部 1 7 を本手法に基づき制御することで、様々な焦点サイズが実現される。

10

【 0 0 3 9 】

ところで、式 (1) において x の値が大きくなると、z 軸周辺の超音波エネルギー密度が低下していくことは容易に想像できる。この場合には、 x を x_1 及び x_2 の 2 種（もしくはそれ以上）に分け、式 (1) からそれぞれに対応する位相を有する駆動信号波形を生成する。この 2 種（もしくはそれ以上）の駆動信号波形を重ね合せた波形で、各々の超音波発生素子 1 1 1 を駆動することにより、一度に複数の焦点を形成することが可能となる。そして、形成された複数の焦点を同じ ω で回転させれば、複数のリング状の焦点形状を作ることができる。なお、このとき、重ね合せに対し振幅比を設けることにより、エネルギー密度を合成焦点の領域内全般にわたってほぼ同均一にすることができる。

20

【 0 0 4 0 】

図 4 及び図 5 は、図 3 に示した系において、初期焦点 F を (0, 0, 60) 及び (4, 0, 60) に設定し、重ね合わせの振幅比を 0.07 : 1 に設定した場合の生体内を想定した回転焦点のエネルギー分布のシミュレーション結果を示した図である。図 4 は、xz 平面、図 5 は xy 平面をそれぞれ示している。

30

【 0 0 4 1 】

図 4 及び図 5 において、最大エネルギー密度がピークエネルギー密度の 30% 以上の領域は、超音波照射により 60 以上に温度が上昇することが実験的に確認されている。また、その間に狭い範囲で存在している 30% 未満の領域においても熱伝導により 60 以上に上昇することが解っている。従って、例えば図 4 では、10 × 38 mm の領域で熱変性壊死を導くことができる。

【 0 0 4 2 】

なお、一般的に、超音波発生素子 1 1 1 は鋭い共振特性をもっている。例えば、超音波発生素子として piezo 素子を用いた場合、Q は通常 100 ~ 2000 程度である。従って、piezo 素子の共振周波数に対し、焦点移動のための周波数遷移をあまり大きくすることはできない。

40

【 0 0 4 3 】

このような理由から、焦点の回転周波数は、超音波周波数（piezo 素子の共振周波数）に対して低周波とすることが好ましい。具体的には、例えば、共振周波数の 1 / 50 以下になるようにすれば、電気エネルギーから超音波エネルギーへの変換効率の低下を数%に抑える事ができる。

【 0 0 4 4 】

また、超音波周波数による位相変化に対して、回転焦点による音場の変化速度が十分に小さいことが好ましい。具体的には、回転音場周波数は、生体内に照射する治療もしくは診断用の超音波周波数の 1 / 10 以下であることが好ましい。但し、実際に使用する超音波

50

周波数は数百kHz以上であるので、回転周波数は数十kHz以下となる。この点を考慮すると、前述したQによる影響の方が支配的であると考えられる。

【0045】

以上述べた構成によれば、超音波発生素子群111に供給する駆動信号波形の位相を制御することで、照射超音波の焦点を回転させることができる。これにより、任意サイズの焦点を形成することができる。

【0046】

また、本手法では、焦点の回転半径に対応した振動子サイズと分割数とを選択することにより、理想的な焦点を形成することができるため、極大領域は発生しない。これに対し、従来では、音場の擾乱によるデフォーカスが原理であるから、焦点サイズ拡大率に限界がある。従って、本実施形態に係る手法によれば、超音波照射対象に対応した適切なサイズの焦点を適切な位置に設定することができる。

【0047】

(第2実施形態)

次に、第2の実施形態について説明する。第2の実施形態に係る超音波照射装置10は、フェーズドアレイを実現する電気システムをハードウェア的に変更したものであり、信号をデジタル的に作成するものである。これにより、拡張性の高いシステムを提供することができる。

【0048】

図6は、第2実施形態に係る超音波照射装置10の概略構成である。図6に示すように、本超音波治療装置10は、超音波アプリケーション11、インピーダンス整合部13、駆動部15、D/Aコンバータ26、中央制御部21、入力部23、表示部25、波形記憶部27、波形計算部28、超音波イメージング装置30を具備している。

【0049】

波形記憶部27は、信号波形をある間隔でサンプリングしたデータ列を記憶するメモリであり、EEPROMなどの書き換え可能な不揮発性メモリ、又はSRAM、DRAM等から構成される。波形計算部28によって計算された信号波形は、一旦波形記憶部27に記憶され、これらを順次読み出してフェーズドアレイ方式による超音波照射が実現される。

【0050】

波形計算部28は、式(1)に基づいて基本信号波形をRa毎に計算し、データ列を生成する。データ列の長さは、基本波形の一周期と回転周波数の一周期の最小公倍数の時間幅である。本実施形態では、基本波形の周波数を1MHzとし、周期の1/10の時間間隔、すなわち100nsにてサンプリングをするものとする。

【0051】

波形計算部28及び波形記憶部27(以下、波形決定システム)による波形決定の方法には、例えば次の三つがある。第1の方法は、Ra毎に波形計算部28を設け、各波形計算部28が素子毎(Ra毎)の基本波形を生成するものである。第2の方法は、例えば波形計算部28のアドレス空間を16ビットとした場合、下位アドレス11ビットにサンプリングした波形データを、上位5ビットにRaのデータを記憶させ、Ra毎に異なる基本波形を生成するものである。第3の方法は、第1の方法と第2の方法とを組み合わせるものである。なお、第2の方法の場合、回転周波数が5kHz以上であれば全データを記憶することができる。また、Raを1mmで規格化すれば、ΔRaが32mmまで記憶可能である。

【0052】

本超音波照射装置では、第1乃至第3の方法のうちのどれでも採用可能である。上記第1の方法又は第2の方法によって波形計算部28を構築した場合には、波形記憶部27からの波形情報の読み出しにおいては、100nsを超音波発生素子111で割っただけの読み出しスピードが必要とされる。例えば、100個の超音波発生素子111を使用する場合、データの読み出し及びセッティングスピードで1nsのデバイスが必要である。一方、第3の方法によって波形計算部28を構築した場合には、必要とするデータの読み出し及びセ

10

20

30

40

50

ッティングスピードを、第 1 又は第 2 の方法の場合より下げることができる。本実施形態では、デバイスの性能条件を緩和する観点から第 3 の方法を採用し、波形を決定するものとする。

【 0 0 5 3 】

本超音波照射装置 1 0 は、次の手順によって素子毎の波形を決定し、照射超音波の焦点を移動させる。

【 0 0 5 4 】

まず、超音波発生素子群 1 1 1 を、原点を中心として R a が近似する複数のグループに分割する。例えば、R a を 1 mm おきにグループ分けするとし、波形記憶部 2 7 の 1 つあたり、4 種 (2 ビット) 分のグループの基本波形を記憶すると仮定する。この場合には、図 2 の形状の超音波発生素子群 1 1 1 の外形が 6 0 mm、内孔の一辺が 1 6 mm であれば、3 4 のグループができ、9 個の波形記憶部 2 7 が必要である。いまの場合、波形記憶部 2 7 からの読み出し及び次に続く D / A コンバータ 2 6 への書きこみに必要な時間は 2 5 n s であり、一般的な個別 I C を利用できる。

【 0 0 5 5 】

なお、A S I C 化、ダイレクトデジタルシンセサイザの構築等を行えば、さらなる動作の高速化も可能である。また、図 8 (a) に示すように、診断用超音波発生素子群 1 1 1 を除き、超音波発生素子群 1 1 1 を円周上に配列すれば、グループ数を低減させ、グループ分けをより簡便にすることができる。その結果、装置構成を簡略化することができ、コストの削減を実現できる。なお、図 8 (b) は、図 8 (a) の A - A ' の断面図である。

【 0 0 5 6 】

以上述べた構成においても、第 1 の実施形態と同様の効果を実現することができる。また、デジタル的な構成を採用することにより、拡張性の高いシステムを提供することができる。

【 0 0 5 7 】

(第 3 実施形態)

第 3 の実施形態は、フェーズドアレイにより照射方向 (深度方向) に焦点を移動させる場合であっても、焦点サイズ及び焦点ピーク圧力を略均一とすることが可能な超音波照射装置 5 0 について説明する。これにより、焦点深度が変化して、略均一な焦点サイズや焦点ピーク圧力によって超音波を照射することができ、計画通りの治療を実現することができる。

【 0 0 5 8 】

図 9 は、本実施形態に係る超音波照射装置 5 0 の構成を示した図である。同図に示すように、超音波治療装置 5 0 は、超音波アプリケーション 4 0、インピーダンス整合部 1 3、駆動部 1 5、位相制御部 1 7、波形発生部 1 9、中央制御部 2 1、入力部 2 3、表示部 2 5、超音波イメージング装置 3 0 を具備している。

【 0 0 5 9 】

超音波アプリケーション 4 0 は、フェーズドアレイ方式によって駆動する超音波発生素子群 (ピエゾ素子群) 1 1 9 を有する。説明を具体的にするため、超音波アプリケーション 4 0 は、アニュラーアレイ方式によって超音波を照射するものとする。

【 0 0 6 0 】

超音波発生素子群 1 1 9 は、診断用超音波プローブ 1 1 5 を中心として同心円を描くように配列され、リング状振動子 (アニュラーリング) を形成している。また、超音波発生素子群 1 1 9 は、方位方向にも複数分割、例えば図 7 に示すように頂点角度を 3 0 度とする扇型により 1 2 分割されている。

【 0 0 6 1 】

なお、本超音波アプリケーション 4 0 によっても、第 1 の実施形態で述べた回転焦点を実現することができる。その場合、焦点形成に与える影響は方位方向にグレーティングローブとして発生する。しかしながら、回転焦点においてはグレーティングローブも含めてを回転するから、積分された最終的な超音波のエネルギー密度に対してはグレーティングローブの

影響は結果的に小さくなる。従って、好適な回転焦点を形成することができる。

【 0 0 6 2 】

また、図 9 に示す焦点 F の位置は、超音波照射に使用される超音波発生素子群 1 1 9 の幾何学的形状で決まる。さらに、アニュラーアレイ方式では、各リング状振動子の駆動位相を制御することにより、アニュラーリングの中心軸(すなわち、超音波アプリータ 1 1 の中心軸)上に焦点を移動させることができる。ここでは、超音波発生素子 1 1 1 の開口径を 1 0 0 m m とし、診断用超音波プローブ 1 1 5 の挿入用の孔径 2 4 m m、アニュラーリング数 1 5、共振周波数 1 M H z とする。

【 0 0 6 3 】

なお、超音波アプリータ 1 1 が、図 8 (a)、(b) に示すような平板リング形状の超音波アプリータ 1 1 を有する場合であっても、各リングを駆動する位相を調整することにより、発生超音波の波面を近似的に円弧状に揃えることができ、超音波の波面を超音波アプリータ 1 1 の中心軸上のある一点に集束させ、焦点を形成することができる。

【 0 0 6 4 】

次に、本超音波照射装置 5 0 の動作について説明する。本超音波照射装置 5 0 は、照射方向に焦点を移動させる場合、二つの手法によって焦点サイズ及び焦点ピーク圧力を略均一とすることができる。以下、この二つの手法について個別に説明するが、双方を組み合わせることも可能である。

【 0 0 6 5 】

まず、第 1 の手法について説明する。第 1 の手法は、各超音波発生素子 1 1 1 の駆動信号波形の位相を制御することにより、焦点位置及び焦点サイズを制御するものである。図 1 0 は、焦点を各超音波発生素子 1 1 1 表面から 9 0 m m の位置とした場合、超音波発生素子 1 1 1 に与える駆動信号波形の位相遅延値を示している。同図に記載の各遅延値は、2 種の基準により導き出された数値である。第 1 の基準は、アニュラーリングによる超音波アプリータ 4 0 の中心軸に沿った焦点位置変更のための遅延値である。第 2 の基準は、例えば特開平 0 6 - 7 8 9 3 0 で開示されている焦点拡大のための遅延値である。

【 0 0 6 6 】

すなわち、まず焦点位置設定のための第 1 の遅延量を決定する。この第 1 の遅延量に、焦点拡大のための第 2 の遅延量加算することで、上記遅延値を決定することができる。ここでは、図 7 に示したアニュラーアレイを使用しているから、同図の斜線で示した扇型の領域内のみに線形加算する。なお、焦点拡大のための第 2 の遅延量は、各焦点位置(焦点深度)毎に予め計算され、図示していないメモリに記憶されている。従って、アニュラーアレイにより、超音波アプリータ 4 0 の中心軸に沿って焦点を変更した場合であっても、変更後の焦点位置と変更前の焦点位置とにおいて、焦点サイズが同様になるように制御することができる。

【 0 0 6 7 】

この様に焦点位置が変更される場合には、操作者が焦点位置や領域サイズを把握できるように、焦点に対応する位置等にマーカ等を表示することが好ましい。例えば、表示部 2 5 上に治療用超音波焦点として該当する位置もしくは領域を、×印、楕円形、逆三角形の頂点の形状を有するマーカで表し、位置又は領域を認識可能とする構成が考えられる。また、変更前と変更後との焦点の位置を、メッセージや色づけによって区別するようにしてもよい。

【 0 0 6 8 】

さらに、操作者により焦点位置を変更する場合、入力部 2 3 に設けられたライトペンやマウス、トラックボール、スライドバー、ジョグダイヤル等の指示デバイスを用いて、操作者が表示部 2 5 の画面上に変更先の焦点位置を指示する構成であることが好ましい。また、入力部 2 3 が有するキーボードにより数値を入力したり、表示部 2 5 の画面上に表示された焦点マーカをトラッグし、希望の位置まで移動することにより焦点位置を設定する構成であってもよい。

【 0 0 6 9 】

10

20

30

40

50

これらの入力デバイスは、超音波アプリケーション 11 を操作しながらでも簡便に操作できるように、超音波アプリケーション 11 の任意の場所、例えば、超音波アプリケーション 11 を保持した際の指先の部位に設けることが好ましい。

【0070】

また、焦点位置を連続に変更できるようにしても良いし、予め登録された数種から数十種の決まった位置に、所定の操作にて不連続に設定するようにしても良い。さらに、ある直線上またはグリッド上の指定された位置のみに焦点位置が設定されるように制限してもよい。

【0071】

次に、第2の手法について説明する。第2の手法は、アニュラーアレイの駆動リング数を制御することで、焦点サイズを均一としたままの焦点位置の変更を可能とするものである。

10

【0072】

一般的に焦点サイズは、縦横ともに超音波発生源の開口径に反比例して小さくなっていく。また、焦点位置が超音波発生源に近くなるに従って、焦点サイズは小さくなる傾向がある。従って、焦点位置を超音波発生源に近くするほど超音波発生源の開口径を狭くすることにより、焦点サイズを適切な大きさに制御することができる。

【0073】

なお、超音波発生源の開口径を狭くすると出力総面積が少なり、照射超音波のエネルギーが小さくなる。しかしながら、焦点位置が超音波発生源近く（すなわち、生体内の浅い位置）であれば、超音波の伝播距離は短く生体での損失は少なくなることから、目的を十分に達成可能な超音波を照射することができる。

20

【0074】

また、焦点エネルギーは、超音波発生素子群 111 の駆動電力を調整することによっても変更可能である。従って、焦点位置を移動させる場合、上記超音波発生源の開口径の制御と併せて、超音波発生素子群 111 の駆動電力も同時に調整する構成であってもよい。

【0075】

図11は、内側から数えた駆動するリング数、駆動電力及びそのときの焦点サイズを、各焦点位置（焦点深度）毎にまとめた表である。ただし、駆動電力は、各焦点位置におけるピークエネルギーが略同様になるように調整したものであり、かつ、120mmの位置における駆動電力で規格化して示している。また、駆動リング数を5以下にすると焦点形成が困難になるため、焦点位置60mmの場合では、リング数を5とし焦点サイズが他の焦点位置の場合と最も近いデータを採用した。

30

【0076】

図11から明らかなように、焦点距離が近いほど駆動リング数を少なくし、焦点位置が遠くなるに従って駆動リング数を増やしていけば、ほぼ同様な焦点サイズが得られることがわかる。なお、駆動するリング数は、例えば、開口径/焦点距離の比をどの焦点位置においてもほぼ同一になるように調整することで、好適に決定することができる。

【0077】

ところで、上記内容に従えば、照射対象が生体内の浅い位置にある場合には、開口径は狭くなる。このため駆動リング数が少なくなり、焦点がうまく形成されないことがある。このような問題を解決するため、設定したい最も浅い焦点位置であっても焦点が適切に形成されるように、アニュラーアレイの内側のリングを、さらに分割して利用するようにしても良い。この場合、アナログスイッチ等を用いて、リングの組み合わせ及び駆動部15を切り替えて使用すれば、駆動部15の数を増加させる必要はない。

40

【0078】

例えば、超音波照射装置50が15個の駆動部15を有する場合を考える。この超音波照射装置50にて深い位置に焦点を形成させる場合、アニュラーアレイの内側のリングをいくつか組み合わせ、リング数15として動作させる。一方、浅い部位に焦点を形成させる場合には、アニュラーアレイの内側のリングを電氣的に分割して最大15の開口径を狭く

50

したリングとして動作させる。

【 0 0 7 9 】

なお、本実施形態では、リング数を 1 5 として例を用いて説明したが、もちろん、リング数は 1 5 である必要は無く、その深さにおいて焦点が形成されるリング数であれば良い。このようにダイナミックに駆動リング数及び開口径を変化させることにより、焦点が浅い部位から深い部位まで、アニュラーリングによりサイズを均等とした焦点移動が可能となる。

【 0 0 8 0 】

また、本実施形態では、リング数を分割して焦点を形成する方法について述べた。これに対し、開口径/焦点距離を目標値より大きめにしておき、かつ第 1 の実施形態で述べたよ

10

【 0 0 8 1 】

以上述べた構成によれば、駆動信号波形の位相遅延値を制御することにより、又は駆動リング数を制御することにより、焦点を移動させる場合であっても、焦点サイズ及び焦点ピーク圧力を略均一とすることができる。その結果、焦点がいかなる深度にあるとも、略均一な焦点サイズや焦点ピーク圧力によって超音波を照射することができ、計画通りの治療を実現することができる。

【 0 0 8 2 】

図 1 2 は、従来の手法によって超音波を照射した場合に得られる焦点位置及び焦点サイズを示した表であり、本超音波照射装置 5 0 の効果を説明するための図である。同図の焦点位置及び焦点サイズは、シミュレーションにより計算したものである。

20

【 0 0 8 3 】

図 1 2 に示す様に、第 1 行に示す各遅延値により各リングを駆動した場合、超音波アプリケーション 1 1 の中心軸上で、超音波発生素子群 1 1 1 の表面から 6 0 m m 地点に焦点が形成されることがわかる。このとき、焦点サイズは図 1 2 に記載されるがごとく 1 . 4 m m となる。

【 0 0 8 4 】

また、図 1 2 の第 2 行に示す各遅延値により各リングを駆動した場合、焦点は超音波アプリケーション 1 1 の中心軸上で超音波発生素子群 1 1 1 の表面から 9 0 m m の位置に、2 . 0

30

m m のサイズで形成される。

【 0 0 8 5 】

さらに、図 1 2 の第 3 行に示す各遅延値により各リングを駆動した場合、焦点は超音波アプリケーション 1 1 の中心軸上で超音波発生素子群 1 1 1 の表面から 1 2 0 m m の位置に、2 . 6 m m のサイズで形成される。

【 0 0 8 6 】

このように、従来の手法では、焦点の深度を変化させると、焦点サイズも変化してしまう。これに対し、本実施形態に係る超音波照射装置 5 0 によれば、図 1 1 に示したように、焦点を移動させる場合であっても、焦点サイズ及び焦点ピーク圧力を略均一とすることができる。

40

【 0 0 8 7 】

以上、本発明を実施形態に基づき説明したが、本発明の思想の範疇において、当業者であれば、各種の変更例及び修正例に想到し得るものであり、それら変形例及び修正例についても本発明の範囲に属するものと了解される。例えば以下に示す (1) ~ (3) のように、その要旨を変更しない範囲で種々変形可能である。

【 0 0 8 8 】

(1) 第 3 の実施形態において、焦点位置移動時に焦点サイズを略同一にすることをデフォルトの設定にしておいて、操作者により焦点サイズを任意に変更可能にするようにしても良い。この機能は、第 1 の実施形態で述べた遅延値を変更する方法、もしくは第 2 の実施形態で述べた駆動リング数を変更する方法、又はそれらを組み合わせた方法において、

50

遅延量、駆動リング数、これら両方をデフォルト値から増減することにより実現することができる。

【0089】

(2) 図11に示した遅延値は数百nS～数十μSにわたっているが、超音波出力が連続波である場合、位相が1回転することを考慮して同一位相となるように遅延量を調整しても良い。例えば、周波数1MHzの超音波を照射する場合には、周期は1μSとなる。従って、図12の第一行第一列目に示した110.4μSの遅延値は、連続波照射である場合、0.4μSの遅延値と同じ意味を持つ。また、位相量の刻みが量子化される場合もある。

【0090】

(3) 近年、例えば癌、血管病等に遺伝子を導入して治療を行う遺伝子導入治療法が注目を集めている。この方法では、細胞内に遺伝子をいかにして効率よく導入するかが極めて重要である。近年の研究で、遺伝子導入効率の改善に超音波が非常に有効であることが明らかになっている。本超音波照射装置によれば、照射超音波の焦点の位置、サイズを任意に制御することができるから、この遺伝子治療においても十分な実益が期待できる。

【0091】

また、各実施形態は可能な限り適宜組み合わせて実施してもよく、その場合組合わせた効果が得られる。さらに、上記実施形態には種々の段階の発明が含まれており、開示される複数の構成要件における適宜な組み合わせにより種々の発明が抽出され得る。例えば、実施形態に示される全構成要件から幾つかの構成要件が削除されても、発明が解決しようとする課題の欄で述べた課題が解決でき、発明の効果の欄で述べられている効果の少なくとも1つが得られる場合には、この構成要件が削除された構成が発明として抽出され得る。

【0092】

【発明の効果】

以上本発明によれば、焦点距離によらず、好適かつ略均一な焦点サイズで、略均一な焦点エネルギーにて適切に超音波を照射することが可能な超音波照射装置を実現できる。

【図面の簡単な説明】

【図1】図1は、本超音波治療装置10のブロック構成図を示している。

【図2】図2は、超音波発生素子群111の構成を説明するための図である。

【図3】図3は、超音波の焦点移動を説明するための概念図である。

【図4】図4は、図3に示した系において、生体内を想定した回転焦点のエネルギー分布のシミュレーション結果を示した図である。

【図5】図5は、図3に示した系において、生体内を想定した回転焦点のエネルギー分布のシミュレーション結果を示した図である。

【図6】図6は、第2実施形態に係る超音波照射装置10の概略構成である。

【図7】図7は、アニュラーアレイ方式の超音波アプリアータ11を示した図である。

【図8】図8(a)、(b)は、超音波アプリアータ11の変形例を示した図である。

【図9】図9は、第3の実施形態に係る超音波照射装置50の構成を示した図である。

【図10】図10は、焦点を被検体P表面から90mmの位置とした場合、超音波発生素子111に与える駆動信号波形の位相遅延値を示している。

【図11】図11は、内側から数えた駆動するリング数、駆動電力及びそのときの焦点サイズを、各焦点位置(焦点深度)毎にまとめた表である。

【図12】図12は、第3の実施形態の効果を説明するための図である。

【符号の説明】

10...超音波治療装置

11...超音波アプリアータ

13...インピーダンス整合部

14...波形計算部

15...駆動部

17...位相制御部

10

20

30

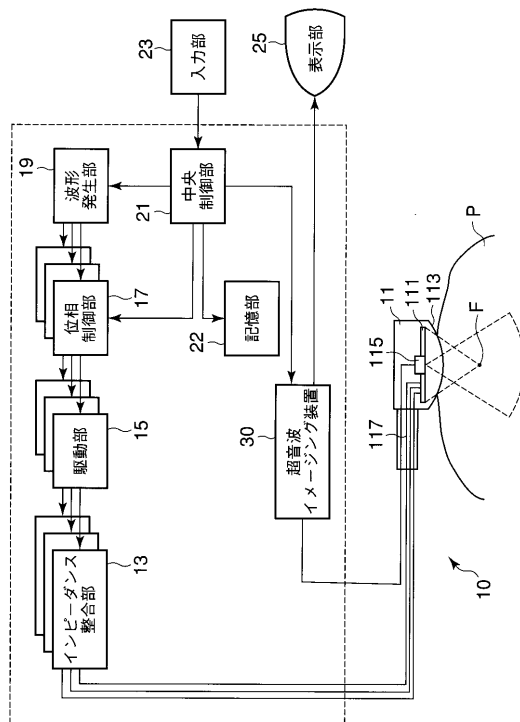
40

50

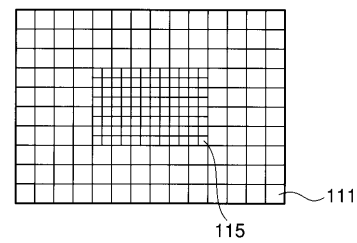
- 19 ... 波形発生部
- 21 ... 中央制御部
- 22 ... 記憶部
- 23 ... 入力部
- 25 ... 表示部
- 26 ... D / A コンバータ
- 27 ... 波形記憶部
- 28 ... 波形計算部
- 30 ... 超音波イメージング装置
- 50 ... 超音波照射装置
- 111 ... 超音波発生素子群
- 113 ... カップリング材
- 115 ... 診断用超音波プローブ
- 117 ... ケーブル
- 119 ... 超音波発生素子群

10

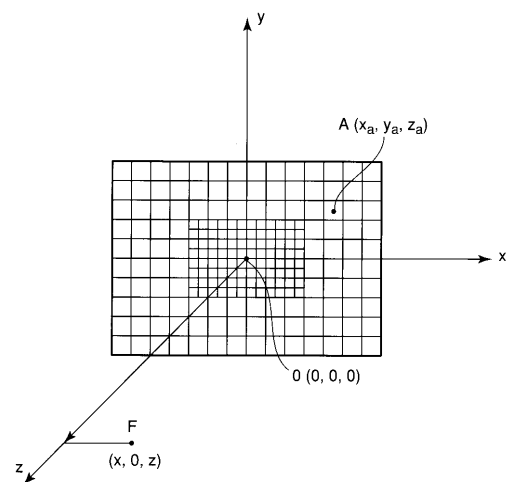
【図 1】



【図 2】

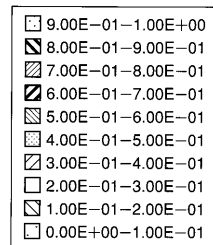
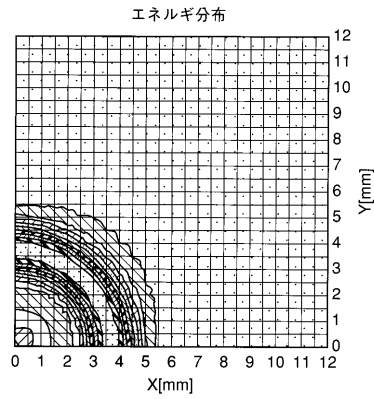


【図 3】



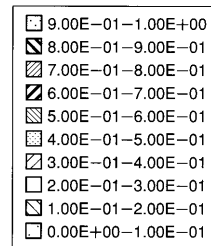
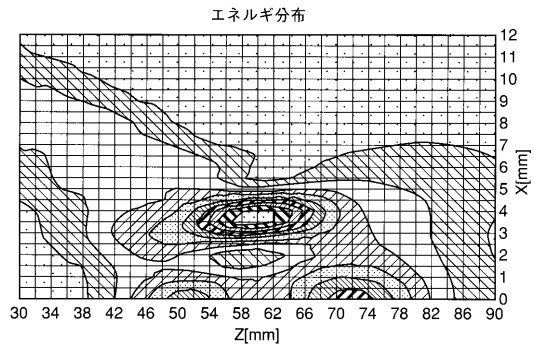
【図 4】

外形60×60mm、素子大きさ3×3mm、内孔形16×16mm、
平板2次元アレイ振動子、設定焦点(0,0,60)及び(4,0,60)、
出力振幅比0.07:1、超音波周波数1MHz、回転周波数10kHz

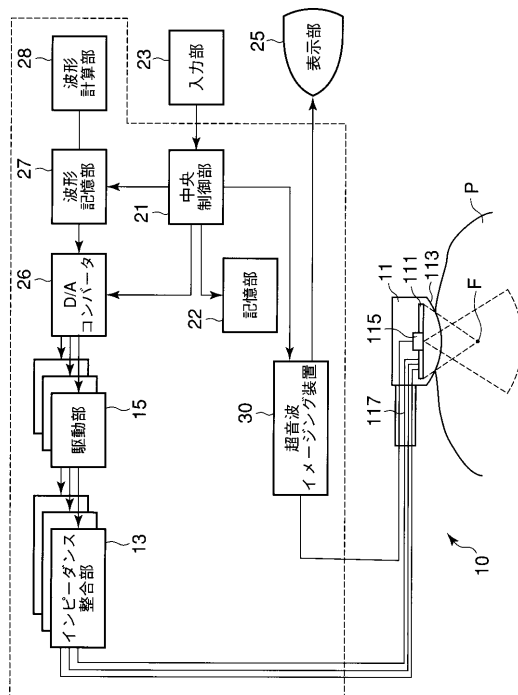


【図 5】

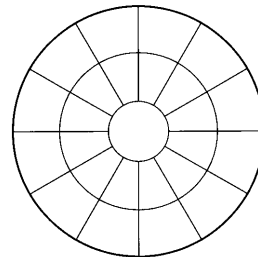
外形60×60mm、素子大きさ3×3mm、内孔形16×16mm、
平板2次元アレイ振動子、設定焦点(0,0,60)及び(4,0,60)、
出力振幅比0.07:1、超音波周波数1MHz、回転周波数10kHz



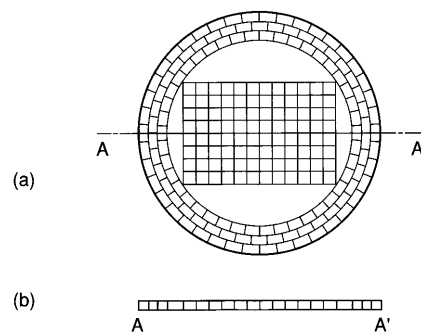
【図 6】



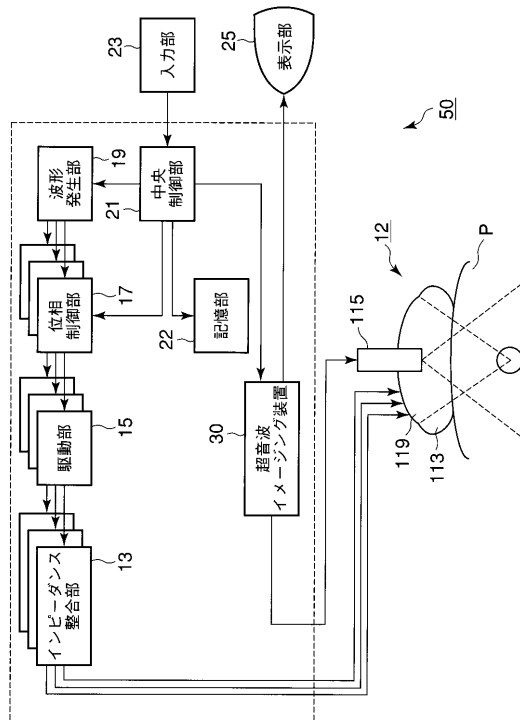
【図 7】



【図 8】



【 図 9 】



【 図 1 0 】

	NO.1	NO.2	NO.3	NO.4	NO.5	NO.6	NO.7	NO.8	NO.9	NO.10	NO.11	NO.12	NO.13	NO.14	NO.15
A	7.69	7.12	6.56	6.02	5.46	4.91	4.38	3.84	3.31	2.79	2.28	1.76	1.24	0.736	0.225
B	7.47	6.90	6.34	5.79	5.24	4.69	4.16	3.62	3.08	2.57	2.05	1.53	1.01	0.511	0.00
C	7.69	7.12	6.56	6.02	5.46	4.91	4.38	3.84	3.31	2.79	2.28	1.76	1.24	0.736	0.225
D	7.47	6.90	6.34	5.79	5.24	4.69	4.16	3.62	3.08	2.57	2.05	1.53	1.01	0.511	0.00

単位はμ秒

焦点位置	焦点サイズ
90mm	2.34mm

【 ㊦ 1 1 】

焦点位置	駆動リンク数	焦点サイズ	駆動電力
60mm	5	2.1mm	18.2
90mm	7	2.7mm	3.28
120mm	15	2.6mm	1

【 図 1 2 】

集点位置	NO.1	NO.2	NO.3	NO.4	NO.5	NO.6	NO.7	NO.8	NO.9	NO.10	NO.11	NO.12	NO.13	NO.14	NO.15
30mm	10.4	9.60	8.77	7.99	7.20	6.42	5.67	4.92	4.17	3.46	2.76	2.05	1.35	6.81	0.00
30mm	7.47	6.90	6.34	5.79	5.24	4.69	4.16	3.62	3.08	2.57	2.05	1.53	1.01	0.511	0.00
120mm	5.74	5.32	4.89	4.48	4.06	3.64	3.23	2.82	2.40	2.00	1.61	1.20	0.794	0.402	0.00

単位はμ秒

焦点位置	焦点サイズ
60mm	1.4mm
90mm	2.0mm
120mm	2.6mm

フロントページの続き

(72)発明者 石橋 義治

栃木県大田原市下石上字東山 1 3 8 5 番の 1 株式会社東芝那須工場内

審査官 内藤 真徳

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

特開 2 0 0 2 - 2 3 8 9 0 2 (J P , A)

特開平 0 8 - 0 8 4 7 4 0 (J P , A)

特開 2 0 0 2 - 2 0 9 9 0 5 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A61B 18/00

A61B 8/00

A61B 17/22

A61F 7/00

专利名称(译)	超声波照射装置		
公开(公告)号	JP4112931B2	公开(公告)日	2008-07-02
申请号	JP2002264211	申请日	2002-09-10
[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		
当前申请(专利权)人(译)	东芝公司		
[标]发明人	石橋義治		
发明人	石橋 義治		
IPC分类号	A61B18/00 A61B8/00 A61B17/22 A61F7/00		
FI分类号	A61B17/36.330 A61B8/00 A61B17/22.330 A61F7/00.322 A61B8/14 A61N7/02		
F-TERM分类号	4C060/EE19 4C060/JJ25 4C060/JJ27 4C099/AA01 4C099/CA19 4C099/GA30 4C099/JA13 4C099/PA10 4C160/JJ25 4C160/JJ33 4C160/JJ35 4C160/JJ36 4C160/KL07 4C160/MM32 4C160/MM33 4C301/CC02 4C301/EE11 4C301/FF24 4C301/FF25 4C601/EE09 4C601/FF11 4C601/FF13 4C601/FF15 4C601/KK12		
代理人(译)	河野 哲 中村 诚		
其他公开文献	JP2004097534A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声波照射装置，其能够通过几乎均匀的焦点能量以适当且几乎均匀的焦点尺寸适当地发射超声波，而不管焦距如何。解决方案：通过控制提供给超声波发生元件组111的驱动信号的波形的相位来旋转照射超声波的焦点。具体地，对与超声波的位置对应的每个驱动信号波形应用相位调制。波形发生元件组111和要在样本中形成的超声波的焦点位置

