

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

配列された複数の電気音響変換素子から所定の電気音響変換素子を選択する変換素子選択手段と、

この変換素子選択手段によって選択される前記複数の変換素子に対して駆動信号を供給して、超音波を照射するための変換素子駆動手段と、

この変換素子駆動手段によって照射される超音波の照射位置を設定する照射位置設定手段と、

この照射位置設定手段によって設定される超音波の照射位置に応じて駆動される電気音響変換素子の配列パターンを変化するように、前記変換素子選択手段に対して、電気音響変換素子群の選択を指示する変換素子選択制御手段とを備えることを特徴とする超音波照射装置。

10

【請求項 2】

配列された複数の電気音響変換素子から所定の電気音響変換素子を選択する変換素子選択手段と、

この変換素子選択手段によって選択される前記複数の変換素子に対して駆動信号を供給して、超音波を照射するための変換素子駆動手段と、

この変換素子駆動手段によって照射される超音波の照射位置を設定する照射位置設定手段と、

この照射位置設定手段によって設定される超音波の照射位置に応じて駆動される電気音響変換素子の配列パターンを変化するように、前記変換素子選択手段に対して、電気音響変換素子群の選択を指示する変換素子選択制御手段と、

20

前記照射位置を含む断面の超音波画像データを生成する超音波画像生成手段と、前記超音波画像データを表示する表示手段とを

備えることを特徴とする超音波照射装置。

【請求項 3】

前記変換素子選択手段は、前記照射位置情報に基づいて、2次元に配列された複数の電気音響変換素子から所定の電気音響変換素子を選択して共通接続し、所定の配列パターンを有する複数の変換素子群を形成することを特徴とする請求項 1 または 2 記載の超音波照射装置。

30

【請求項 4】

前記変換素子選択制御手段は、アニュラアレイ型の変換素子群を形成することを特徴とする請求項 3 記載の超音波照射装置。

【請求項 5】

前記変換素子選択制御手段は、前記照射位置設定手段によって設定した集束超音波の照射位置までの距離に基づいて、前記変換素子群の配列間隔を設定することを特徴とする請求項 3 または 4 記載の超音波照射装置。

【請求項 6】

前記変換素子選択制御手段は、前記照射位置設定手段によって設定した集束超音波の照射位置までの距離に基づいて、前記変換素子群の実効口径を設定することを特徴とする請求項 5 記載の超音波照射装置。

40

【請求項 7】

前記変換素子選択制御手段は、前記照射位置設定手段によって設定した集束超音波の照射位置に対応して、前記変換素子群の中心を移動させて設定することを特徴とする請求項 5 記載の超音波照射装置。

【請求項 8】

前記変換素子駆動手段は、前記複数の変換素子群に対して所定の遅延位相を有した駆動信号を用いて駆動することを特徴とする請求項 1 または 2 記載の超音波照射装置。

【請求項 9】

駆動信号発生制御手段をさらに備え、前記照射位置設定手段による照射位置の設定と前記

50

変換素子選択手段による変換素子群の設定が行われている間は、前記駆動信号発生制御手段は、前記変換素子駆動手段による変換素子群の駆動を停止することを特徴とする請求項 1 または 2 記載の超音波照射装置。

【請求項 10】

前記超音波画像生成手段はイメージング用の超音波プローブとプローブ回転制御手段を備え、前記プローブ回転制御手段は、前記照射位置設定手段によって設定される照射位置に基づいて前記超音波プローブを回転制御することを特徴とする請求項 2 記載の超音波照射装置。

【請求項 11】

照射計画設定手段をさらに備え、前記照射位置設定手段は、前記照射計画設定手段によって予め設定される照射軌跡に基づいて、前記変換素子群によって形成される照射位置を所定の位置に設定することを特徴とする請求項 1 または 2 記載の超音波照射装置。 10

【請求項 12】

腫瘍データ入力手段をさらに備え、前記照射計画設定手段は、前記表示手段によって表示される腫瘍画像に基づいて、前記腫瘍データ入力手段によって入力される腫瘍情報によって照射計画を設定することを特徴とする請求項 11 記載の超音波照射装置。

【請求項 13】

前記変換素子選択手段に用いられる前記電気音響変換素子の素子幅は 17 mm より小さいことを特徴とする請求項 1 または 2 記載の超音波照射装置。

【発明の詳細な説明】

20

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、生体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】

近年、最小侵襲治療と呼ばれる治療法が注目を集めており、悪性腫瘍治療の分野においても最小侵襲治療への積極的な試みが行なわれている。特に悪性腫瘍の場合、その治療の多くを外科的手術に頼っているが、従来の外科的手術による治療、即ち広範囲の組織切除を行なう場合には、その臓器がもつ本来の機能や外見上の形態を大きく損なう場合が多く、たとえ生命を長らえたとしても患者に対して多大な負担を与えることになる。このような従来の外科的治療に対して QOL (quality of life) を考慮した最小侵襲治療装置の開発が強く望まれており、その 1 つの方法として、腫瘍組織に対して強力な超音波を集束させることによって加熱し、熱変性壊死させる超音波治療法の研究が進められている。 30

【0003】

このような超音波治療法においては、直径が 5 mm ~ 10 mm の腫瘍領域全体を一様なエネルギーで加温することが要求されるが、従来のような超音波集束技術によれば、治療に十分な超音波エネルギーを確保するために大型の強力超音波発生部を用いるため、発生する強力超音波は直径 1 mm ~ 3 mm の集束領域 W に集中して照射される。

【0004】

40

即ち、腫瘍の大きさに比較して強力超音波の焦点は小さいために、腫瘍領域全体を強力超音波ビームで走査しながら一様に加温する方法が採られている。例えば、強力超音波の発生部を、4 ~ 24 個のアニュラアレイ型の電気音響変換素子（以下では変換素子と呼ぶ）で構成し、これらの変換素子を駆動する駆動信号に適当な遅延位相を与えることによって、強力超音波を所定の深さの照射部位に集束させて照射する方法がある。また、このアニュラアレイ型変換素子を更に細分割し、分割された夫々の変換素子に与える駆動信号の遅延位相を制御することによってその集束領域の位置や幅を制御する、いわゆるフェーズドアレイ技術を適用した方法がある（例えば、特許文献 1 参照。）。 50

【0005】

また、アニュラアレイ型の変換素子を用いて、焦点距離の移動のみをフェーズドアレイ技

術によって行う場合には、深さ方向以外の方向への焦点の移動は強力超音波の発生部を機械的に移動させる方法がとられている（例えば、特許文献 2 参照。）。

【 0 0 0 6 】

一方、フェーズドアレイの技術を用いた超音波診断装置の分野においては、送信あるいは受信の集束領域の大きさを焦点距離に依らずに一樣にするために、焦点距離の大きさに伴って超音波送受信面の大きさを変更する、いわゆる可変口径法が用いられている（例えば、特許文献 3 参照。）。

【 0 0 0 7 】

【 特許文献 1 】

特開平 6 - 7 8 9 3 0 号公報（第 3 - 4 頁、第 1 - 3 図）

10

【 0 0 0 8 】

【 特許文献 2 】

特開平 1 1 - 2 2 6 0 4 6 号公報（第 3 - 4 頁、第 1 - 4 図）

【 0 0 0 9 】

【 特許文献 3 】

特開昭 6 3 - 2 4 6 1 4 3 号公報（第 3 - 4 頁、第 2 - 6 図）

【 0 0 1 0 】

【 発明が解決しようとする課題 】

特許文献 1 に示された強力超音波の照射方法に特許文献 3 の可変口径法を適用し、焦点距離に依らずに強力超音波の集束領域幅 W を一樣にすることができる。

20

【 0 0 1 1 】

しかしながら、特許文献 3 の方法によれば、浅部領域に強力超音波を集束させる場合、配列パターン（リング数やリング間隔あるいはリング幅など）が予め定められているアニュラレイ型の変換素子のうち、外側の変換素子に対する駆動信号の供給を停止することによって、変換素子の実効口径（以下では実効幅と呼ぶ）を低減する方法がとられてきた。従って、強力超音波の照射に用いられる内側の変換素子の配列パターンについては変更することが不可能であった。

【 0 0 1 2 】

ところで、強力超音波の焦点距離が小さくなるほど、照射される強力超音波の波面の曲率半径も小さくなるため、変換素子の幅が十分小さくない場合には、素子幅による量子化誤差、即ち、変換素子から放射される強力超音波の波面に位相誤差が発生し、サイドローブが増大する。そして、このサイドローブによって集束領域の拡大、あるいは集束領域以外の領域への強力超音波の照射が発生し、治療に対する信頼性は著しく低下する。

30

【 0 0 1 3 】

本発明はこのような問題点に鑑みてなされたものであり、その目的は、強力超音波を用いて生体内の腫瘍を焼灼する際に、サイドローブの少ない強力超音波の照射が可能な超音波照射装置を提供することにある。

【 0 0 1 4 】

【 課題を解決するための手段 】

前記課題を解決するために、請求項 1 に係る本発明の超音波照射装置は、配列された複数の電気音響変換素子から所定の電気音響変換素子を選択する変換素子選択手段と、この変換素子選択手段によって選択される前記複数の変換素子に対して駆動信号を供給して、超音波を照射するための変換素子駆動手段と、この変換素子駆動手段によって照射される超音波の照射位置を設定する照射位置設定手段と、この照射位置設定手段によって設定される超音波の照射位置に応じて駆動される電気音響変換素子の配列パターンを変化するように、前記変換素子選択手段に対して、電気音響変換素子群の選択を指示する変換素子選択制御手段とを備えることを特徴としている。

40

【 0 0 1 5 】

また、請求項 2 に係る本発明の超音波照射装置は、配列された複数の電気音響変換素子から所定の電気音響変換素子を選択する変換素子選択手段と、この変換素子選択手段によっ

50

て選択される前記複数の変換素子に対して駆動信号を供給して、超音波を照射するための変換素子駆動手段と、この変換素子駆動手段によって照射される超音波の照射位置を設定する照射位置設定手段と、この照射位置設定手段によって設定される超音波の照射位置に応じて駆動される電気音響変換素子の配列パターンを変化するように、前記変換素子選択手段に対して、電気音響変換素子群の選択を指示する変換素子選択制御手段と、前記照射位置を含む断面の超音波画像データを生成する超音波画像生成手段と、前記超音波画像データを表示する表示手段とを備えることを特徴としている。

【0016】

従って、本発明によれば、超音波波面の位相誤差の低減が可能な前記変換素子群の配列パターンの再設定が容易に可能となり、サイドローブが少なく信頼性の高い超音波照射装置を提供できる。

【0017】

【発明の実施の形態】

以下、本発明の実施の形態につき図1～図13を用いて説明する。

【0018】

この実施の形態で述べる超音波照射装置は、腫瘍を強力な超音波によって加熱、焼灼して治療したり、遺伝子導入効率を高めるための超音波照射併用法を実現することを目的として構成されるものであり、その特徴は、被検体に近接して配置されるアプリケーションの内部に、2次元的に配列した複数の変換素子を有し、この変換素子の中から複数の変換素子群を選択して駆動し、更に、強力超音波の焦点距離の設定変更に伴って、変換素子群の選択方法を変更することにある。

【0019】

（装置の構成）

図1～図2を用いて本発明の実施の形態における超音波照射装置100の構成を説明する。図1は、本実施の形態における超音波照射装置100の概略構成を示すブロック図であり、図2は、この超音波照射装置100の構成要素の1つである超音波発生部21の構成を示す。なお、以下では、腫瘍の焼灼に本発明の超音波照射装置を適用した場合の実施の形態について述べるが、遺伝子導入を目的とした場合においても同様の装置構成及び手順によって超音波照射を行うことが可能である。

【0020】

この超音波照射装置100は、被検体1の腫瘍2に強力超音波を照射するとともに、この照射領域のモニタリングを目的とした超音波画像データを収集するアプリケーション11と、このアプリケーション11の内部に、図2に示すような2次元に配列された変換素子45の中から所定の変換素子を選択して共通接続し、N個の変換素子群を形成する変換素子選択部12と、このN個の変換素子群に対して駆動信号を供給する変換素子駆動部13と、前記N個の変換素子群から照射される強力超音波によって焼灼される腫瘍2を含む断面を画像化する超音波イメージング装置14と、この超音波イメージング装置と接続され、アプリケーション11に回転自在に設けられているイメージング用超音波プローブ22を回転移動し超音波画像断面を設定するプローブ回転機構部20を備えている。

【0021】

更に、超音波照射装置100は超音波イメージング装置14によって生成される画像データを表示する表示部16と、患者IDや焼灼条件、更には腫瘍2の形状や大きさなどの情報を入力する操作部17と、前記の各ユニットを統括的に制御するシステム制御部19を備えている。

【0022】

アプリケーション11は、被検体1の腫瘍2に対して強力超音波を照射する超音波発生部21と、腫瘍2の超音波画像を撮影するためのイメージング用超音波プローブ22を備え、このイメージング用超音波プローブ22は超音波発生部21のほぼ中央部に開口した孔部25に挿入されている。そして、超音波発生部21およびイメージング用超音波プローブ22の先端部は、例えば脱気水からなるカップリング液23によって充滿されたアプリケー

10

20

30

40

50

タ 1 1 の上部に取り付けられている。

【 0 0 2 3 】

また、アプリケーション 1 1 の被検体 1 との接触部は、被検体 1 やカップリング液 2 3 とほぼ等しい音響インピーダンスと可撓性を有した高分子材料を用いたカップリング膜 2 4 で構成されている。即ち、超音波発生部 2 1 から照射される強力超音波や、イメージング用超音波プローブ 2 2 によって送受信されるイメージング用超音波は、被検体 1 とほぼ等しい音響特性を有するカップリング膜 2 4 やカップリング液 2 3 を介して被検体 1 に対して送受信される。

【 0 0 2 4 】

超音波発生部 2 1 は、図 2 (a) に示すように 2 次元に $N \times$ 個配列された変換素子 4 1 を備えており、同一平面上において X 方向に P_x 素子、また Y 方向に P_y 素子が夫々間隔 d_x 、 d_y で配列されている。図 2 (b) は図 2 (a) の A - A 断面における超音波発生部 2 1 の断面図を示す。即ち、圧電セラミックスなどを用いた変換素子 4 1 の第 1 の面 (上面) および第 2 の面 (下面) には駆動信号を供給するための電極 4 2 a、4 2 b がそれぞれ装着され、電極 4 2 a は支持台 4 3 に固定されている。また他の電極 4 2 b には強力超音波の照射を効率良く行うための音響マッチング層 4 4 が設けられ、更にその表面は保護膜 4 5 によって覆われている。

10

【 0 0 2 5 】

$N \times$ 個の変換素子 4 1 にそれぞれに装着された電極 4 2 a は、駆動信号供給のための $N \times$ チャンネルからなる信号線 4 6 によって後述する変換素子選択回路 1 5 と接続され、一方、電極 4 2 b は共通接続されて超音波照射装置 1 0 0 の接地端子に接続される。

20

【 0 0 2 6 】

イメージング用超音波プローブ 2 2 は、腫瘍 2 に対する強力超音波の正確な照射と、この照射による焼灼効果を超音波画像によってモニタリングするために備えられている。このイメージング用超音波プローブ 2 2 は、超音波発生部 2 1 による超音波照射の妨げにならないように、小さな超音波送受信面で広範囲の画像化が可能なセクタ走査用超音波プローブが好適である。

【 0 0 2 7 】

本実施の形態では、電子的に超音波ビームの送受信方向を制御して扇状の画像領域を得る、セクタ電子走査型超音波プローブをイメージング用超音波プローブ 2 2 として用いる。アプリケーション 1 1 のカップリング液 2 3 の中に配置されるイメージング用超音波プローブ 2 2 の先端部は、例えば、1 次元に M 個配列されたイメージング用変換素子を有し、この図示しないイメージング用変換素子は送信時には電気パルスを超音波パルスに変換して被検体 1 に送信し、また受信時には被検体 1 からの超音波信号を電気信号に変換する機能を有している。なお、このイメージング用超音波プローブ 2 2 の先端部の基本構成は、図 2 (b) とほぼ同様であるため、詳細な説明は省略する。

30

【 0 0 2 8 】

変換素子選択部 1 2 は、前記変換素子 4 1 の中から所定の変換素子 4 1 を選択して共通接続し、 N 個の変換素子群を形成する変換素子選択回路 1 5 と、この変換素子選択回路 1 5 のスイッチング機能を制御する選択制御回路 1 8 とを備えている。

40

【 0 0 2 9 】

変換素子選択回路 1 5 は、例えば、図 3 に示すように N チャンネルの切り換え機能を 1 単位とする、 $N \times$ 個の電子スイッチ 7 0 - 1 乃至 7 0 - $N \times$ を備え、これらの電子スイッチ 7 0 - 1 乃至 7 0 - $N \times$ の夫々の第 1 の端子は変換素子 4 1 - 1 乃至 4 1 - $N \times$ に接続される。一方、電子スイッチ 7 0 - 1 乃至 7 0 - $N \times$ の夫々 N 個からなる第 2 の端子は変換素子駆動部 1 3 の N チャンネルからなる出力端子に接続される。即ち、変換素子駆動部 1 3 から出力される N 種類の遅延位相を有した変換素子駆動信号は、変換素子選択回路 1 5 の電子スイッチ 7 0 - 1 乃至 7 0 - $N \times$ によって選択される変換素子 4 1 に供給され、選択された変換素子 4 1 を駆動して強力超音波を照射する。

【 0 0 3 0 】

50

選択制御回路 18 は、図示しない CPU と記憶回路を備え、システム制御部 19 から送られる変換素子選択情報に基づいて、前記変換素子 41 - 1 乃至 41 - NX の中から所定の変換素子 41 を選択して N 個の変換素子群を形成するために、前記変換素子選択回路 15 の電子スイッチ 70 - 1 乃至 70 NX に制御信号を供給する。

【0031】

例えば、アニュラアレイ型の変換素子群を形成する場合には、選択制御回路 18 は、システム制御部 19 から供給されるリング数や各リングの配列パターンなどのアニュラアレイ情報に基づいて、電子スイッチ 70 - 1 乃至 70 - NX を制御し、アニュラアレイ型変換素子群を形成する。即ち、NX 個の変換素子 41 - 1 乃至 41 - NX のほぼ中心部には、1 つの円盤状変換素子群が形成され、更に、N - 1 個のリング状変換素子群が、前記円盤状変換素子群に対して同心円状に形成される。

【0032】

図 4 は N = 3 の場合におけるアニュラアレイ型変換素子群を示したものであり、中心部には円盤状に選択された変換素子群 51 - a - 1 が形成され、その外側にはリング状に選択された変換素子群 51 - a - 2 および 51 - a - 3 が形成される。但し、2 次元に配列された NX 個の変換素子 41 - 1 乃至 41 - NX からアニュラアレイ型変換素子群を選択する場合、図 4 に示すようにモザイク状の変換素子群となる。

【0033】

変換素子駆動部 13 は超音波発生部 21 より強力超音波を照射するために変換素子 41 に駆動信号を供給する駆動部であり、変換素子 41 の共振周波数に対応した周波数の連続波を発生する CW 発生器 33 と、この連続波に所定の遅延位相を与える遅延回路 34 と、前記連続波を増幅する RF アンプ 35 と、RF アンプ 35 の出力信号を変換素子 41 に効率良く供給するためにインピーダンスマッチングを行なうマッチング回路 36 と、前記 CW 発生器 33 の出力を制御する CW 発生制御回路 32 を備えている。但し、変換素子選択回路 15 によって形成される変換素子群 51 が N 個の場合には、遅延回路 34 や RF アンプ 35、更には、マッチング回路 36 は N チャンネル分備えられ、遅延回路 34 では所定の焦点距離の部位への強力超音波の照射に際して、N 種類の遅延位相が設定される。

【0034】

遅延回路 34 は、超音波発生部 21 の変換素子 41 が照射する強力超音波を腫瘍領域の焼灼位置に集束させるために、変換素子 41 の駆動信号に所定の遅延位相を設定する。尚、前記遅延位相は変換素子群 51 の配列パターンや焦点距離によって一義的に決定される。

【0035】

図 5 は、図 4 に示した N = 3 のアニュラアレイ型変換素子群 51 - a - 1 乃至 51 - a - 3 において、夫々の変換素子群 51 の駆動信号に与えられる相対遅延位相の大きさを示す。図 5 に示すように、最外周の変換素子群 51 - a - 3 の駆動信号に対して、中心部の変換素子群 51 - a - 1 の駆動信号ほど大きな相対遅延位相が設定され、この傾向は焦点距離 (F0) が小さくなるほど顕著となる。

【0036】

次に、超音波イメージング装置 14 の構成につき図 6 を用いて説明する。

【0037】

超音波イメージング装置 14 は、被検体 1 に対して超音波を放射するためにイメージング用超音波プローブ 22 に駆動信号を供給する超音波送信部 61 と、被検体 1 からの受信超音波をイメージング用超音波プローブ 22 を介して受信する超音波受信部 62 と、この受信信号に基づいて超音波画像データを生成する画像データ生成部 63 と、この画像データを保存する画像データ記憶部 64 を備えている。

【0038】

超音波送信部 61 はレート信号発生器 66 と、送信遅延回路 67 と、パルス 68 を備えている。レートパルス発生器 66 は、被検体 1 に放射する超音波パルスの繰り返し周期を決定するレートパルスを発生して送信遅延回路 67 に供給する。送信遅延回路 67 は、M チャンネルの独立な遅延回路から構成され、所定の深さに超音波を集束するための遅延時間

10

20

30

40

50

と、所定の方向に超音波を偏向するための遅延時間を前記レートパルスに与え、このレートパルスをパルサ 68 に供給する。パルサ 68 は、M チャンネルの独立な駆動回路を有しており、イメージング用超音波プローブ 22 に内蔵された M 個のイメージング用変換素子を駆動し、被検体 1 に超音波を送信するための駆動パルスを生成する。

【0039】

超音波受信部 62 はプリアンプ 69 と、受信遅延回路 70 と、加算器 71 とを備えている。プリアンプ 69 は、M 個のイメージング用変換素子によって電気信号に変換された微小信号を増幅し、十分な S/N を確保する。受信遅延回路 70 は、所定の深さからの超音波を集束するための集束用遅延時間と、超音波ビームの受信指向性を制御して被検体 1 を走査するための偏向用遅延時間を M チャンネルのプリアンプ 69 の出力に与えた後、加算器 71 に送り、加算器 71 は M チャンネルの受信信号を加算して 1 つに纏める。

10

【0040】

画像データ生成部 63 は、対数変換器 72 と、包絡線検波器 73 と、A/D 変換器 74 とを備えている。対数変換器 72 は、画像データ生成部 63 の入力信号はの振幅を対数変換し、弱い信号を相対的に強調する働きをしている。一般に被検体 1 からの受信信号は 80 dB 以上の広いダイナミックレンジをもった振幅を有しており、これを 23 dB 程度のダイナミックレンジをもつ通常のテレビモニタに表示するためには弱い信号を強調する振幅圧縮が必要となる。包絡線検波器 73 は対数変換された受信信号に対して包絡線検波を行い、超音波周波数成分を除去して振幅のみを検出する。A/D 変換器 74 はこの包絡線検波器 73 の出力信号を A/D 変換し超音波画像データを生成する。

20

【0041】

画像データ記憶部 64 は、画像データ生成部 63 において生成された超音波の画像データを一旦保存する記憶回路であり、超音波の送受信方向を変更しながら得られるデータは順次記憶され、2 次元の画像データを構成する。

【0042】

次に、図 1 におけるプローブ回転機構部 20 は超音波イメージング装置 14 によって表示される超音波画像中に、超音波発生部 21 によって焼灼される腫瘍部分が常に表示されるようにイメージング用超音波プローブ 22 を鉛直方向のプローブ軸を回転軸として回転あるいは回動する。

【0043】

表示部 16 は、図示しない表示回路と CRT モニタを備えており、イメージング用超音波プローブ 22 および超音波イメージング装置 14 によって得られる超音波画像が表示される。即ち、システム制御部 19 は、超音波イメージング装置 14 の画像データ記憶部 64 に保存されている超音波画像データを読み出し、表示部 16 において D/A 変換した後、テレビフォーマットに変換して CRT モニタに表示する。更に、この超音波画像上には超音波発生部 21 による焼灼位置や強力超音波のビーム幅などを重畳して表示することも可能である。また、この CRT モニタには、操作者が操作部 17 のマウスあるいはキーボードなどを用いて入力する腫瘍 2 の中心位置や輪郭線、更には、この輪郭線を回転楕円近似等により変換した図などが表示される。

30

【0044】

操作部 17 は、操作パネル上にキーボード、トラックボール、マウス等を備え、操作者が患者情報、腫瘍 2 の位置およびサイズなどの腫瘍情報、同一部位における焼灼時間などの焼灼情報、更には種々のコマンド信号を入力するために用いられる。

40

【0045】

システム制御部 19 は、図示しない CPU と記憶回路を備え、操作部 17 からのコマンド信号に従って各ユニットの制御やシステム全体の制御を統括して行う。特に、内部の CPU には、操作部 17 を介して送られる操作者の入力コマンドや入力情報が保存される。

【0046】

また、このシステム制御部 19 は、操作部 17 から入力される腫瘍 2 の位置や大きさの情報を読み取り、その外形を回転楕円近似法等により求め、表示部 16 の CRT モニタ上に

50

表示する。次いで、腫瘍 2 の焼灼しようとする位置に集点が設定される様に変換素子駆動部 13 の遅延回路 34 に制御信号を送り、その遅延位相を設定する。更に、この焦点の大きさ（集束領域）が、焦点距離に依らずにほぼ一様となるように変換素子選択部 12 の選択制御回路 18 を制御し、変換素子選択回路 15 において選択される変換素子群 51 - 1 乃至 51 - N を設定する。

【0047】

尚、変換素子群 51 - 1 乃至 51 - N の選択に関する情報や、変換素子群 51 - 1 乃至 51 - N の駆動信号に与えられる遅延位相に関する情報は、システム制御部 19 の記憶回路に備えられたルックアップテーブルにおいて、焦点距離別に予め保存されている。

【0048】

（照射の手順）

次に、本実施の形態における超音波照射の手順を図 1 ~ 図 13 を用いて説明する。但し、図 7 はこの照射手順のフローチャートを示す。尚、以下の実施の形態の説明における変換素子群は 5 チャンネル（ $N = 5$ ）のアニュラアレイ型変換素子群 51 の場合について述べる。

【0049】

操作者は、まず操作部 17 より強力超音波の照射強度や集束領域の幅（ W ）、あるいは、1 つの焼灼位置における焼灼時間などの焼灼条件を設定し、これらの情報をシステム制御部 19 の記憶回路に保存する（ステップ S1）。次いで、操作者は、腫瘍 2 の観察に最適な位置にアプリケーション 11 を設定する。但し、実際には超音波イメージング装置 14 を予め動作状態にしておき、イメージング用超音波プローブ 22 によって得られる超音波画像を観測しながらアプリケーション 11 の最適な位置を設定する方法が好適である。

【0050】

超音波イメージング装置 14 による画像生成手順につき図 6 を用いて説明する。被検体 1 への超音波送信に際して、超音波送信部 61 のレートパルス発生器 66 はシステム制御部 19 からの制御信号に従い、被検体 1 に放射する超音波パルスの繰り返し周期を決定するレートパルスを送信遅延回路 67 に供給する。

【0051】

送信遅延回路 67 は送信超音波を所定の深さに集束するための遅延時間と、所定の方向（1）に超音波を送信するための遅延時間をレートパルスに与え、このレートパルスをパルサ 68 に供給する。パルサ 68 はイメージング用超音波プローブ 22 に内蔵されているイメージング用変換素子を駆動し、被検体 1 に超音波パルスを放射する。

【0052】

被検体 1 に放射された超音波の一部は、音響インピーダンスの異なる被検体 1 の臓器間の境界面あるいは組織にて反射し、この超音波は送信時と同じイメージング用変換素子によって受信されて電気信号に変換される。この受信信号はプリアンプ 69 にて増幅され、受信遅延回路 70 に送られる。受信遅延回路 70 は、所定の深さからの超音波を集束して受信するための遅延時間と、所定の方向（1）に強い受信指向性をもたせて受信するための遅延時間を受信信号に与えた後、加算器 71 へ送る。加算器 71 はプリアンプ 69、受信遅延回路 70 を介して入力される複数の受信信号を加算合成し、1 つの受信信号に纏めた後、画像データ生成部 63 へ供給する。

【0053】

加算器 71 の出力は画像データ生成部 63 において、対数変換、包絡線検波、A/D 変換がなされた後、画像データ記憶部 64 に一旦保存される。

【0054】

次に、超音波の送受信方向を ずつ順次更新させながら 1 の場合と同様な手順で超音波の送受信を行なう。即ち、システム制御部 19 は、送信遅延回路 67 および受信遅延回路 70 の遅延時間を前記超音波送受信方向に対応させて順次切り替えながら、画像データを収集する。

【0055】

10

20

30

40

50

次いで、システム制御部 19 は、前記手順によって得られる画像データを画像データ記憶部 64 に順次保存し、所定の範囲の走査が終了した時点で 1 枚分の画像データを表示部 16 において表示する。

【0056】

操作者は、表示部 16 の CRT モニタ上に表示される被検体 1 の超音波画像を観察し、治療の対象である腫瘍 2 がイメージング用超音波プローブ 22 の中心軸上に位置するようにアプリケーション 11 の位置を調節する（ステップ S2）。

【0057】

図 8 (a) は、表示部 16 の CRT モニタ上に表示される超音波画像を、また図 8 (b) は、前記超音波画像の説明図を示す。この場合、イメージング用超音波プローブ 22 のイメージング用変換素子は、例えば図 2 (a) にて示した X 方向に 1 次元配列され、従って超音波画像は図 8 に示すように X - Z 平面において得られる。また、図 8 では、後述する方法によって変換素子群 51 の実効幅 D が決定した時点で、この実効幅 D の両端部 X1 および X2 から焦点に向かって描かれる 2 本の線分によって強力超音波のビーム幅が示される。

10

【0058】

操作者は、この最初の超音波画像に表示されている腫瘍 2 に対し、操作部 17 のマウスを用いて腫瘍像の輪郭を描く。システム制御部 19 の CPU は操作部 17 より入力された腫瘍輪郭情報に基づいて、例えば回転楕円近似を行い、回転楕円体で近似した腫瘍 2 の中心位置 $g_0(0, 0, Z_0)$ や大きさ等の情報をシステム制御部 19 の記憶回路に保存する（ステップ S3）。

20

【0059】

次に、システム制御部 19 は、回転楕円体の情報に基づいて腫瘍 2 を均一に焼灼するために、超音波発生部 21 から照射される強力超音波の焦点の 3 次元的な移動範囲とその移動軌跡を設定する（ステップ S4）。

【0060】

以上のような手順により、超音波発生部 21 による腫瘍 2 の照射計画、即ち強力超音波の焦点の移動範囲と移動軌跡を設定したならば、操作者は操作部 17 より治療開始コマンドを入力する。このコマンド入力を読み取ったシステム制御部 19 は、照射計画にて設定した最初の焼灼位置 $g_1(X_1, Y_1, Z_1)$ に所定の集束領域幅 W を有した強力超音波を照射するために、腫瘍 2 の中心位置 g_0 から最初の焼灼位置 g_1 への座標の変化量 $X_1 = X_1$, $Y_1 = Y_1$ を算出し、更に、深さ Z_1 において所望の集束領域幅 W を得るためのアニュラアレイ変換素子群 51 の実効幅 D と変換素子群数を N とした場合の各変換素子群のサイズ（幅や間隔）を算出する。

30

【0061】

次いで、システム制御部 19 は、上記の座標変化量 X_1 および Y_1 や、実効幅 D 等の算出結果を変換素子選択部 12 の選択制御回路 18 に送り、選択制御回路 18 は、これらの情報に基づいてアニュラアレイ型変換素子群 51 として選択する変換素子 41 のアドレス情報を変換素子選択部 12 の変換素子選択回路 15 に送る。

【0062】

前記変換素子選択回路 15 は選択制御回路 18 からの制御信号に基づいて、超音波発生部 21 の変換素子 41 - 1 乃至 41 - NX から所定の変換素子 41 を選択しアニュラアレイ型変換素子群 51 を形成する（ステップ S5）。

40

【0063】

（焼灼位置の変更に伴う変換素子群の設定）

図 9 は $N = 3$ のアニュラアレイ型変換素子群 51 - a - 1 乃至 51 - a - 3 による焦点が、腫瘍 2 の中心位置 $g_0(0, 0, Z_0)$ から最初の焼灼位置 $g_1(X_1, Y_1, Z_1)$ に変更された場合に、変換素子選択回路 15 によって新たに選択されて形成される変換素子群 51 - a - 1' 乃至 51 - a - 3' を示したものである。即ち、図 9 (a) は、腫瘍 2 の中心位置 $g_0(0, 0, Z_0)$ 、また図 9 (b) は、最初の焼灼位置 $g_1(X_1, Y_1, Z_1)$

50

1, Z1)に焦点が設定される場合に、変換素子選択回路15によって選択される変換素子群51を示しており、図9(b)の変換素子群51の中心G1(X1, X2)は、図9(a)の変換素子群51-a-1乃至51-a-3の中心G0(0, 0)に対して、X方向にX, Y方向にYシフトして選択され、この位置を中心として所定の有効幅Dを有する3チャンネルのアニュラアレイ型変換素子群51-a-1'乃至51-a-3'が形成される。尚、図9における座標G0およびG1は、座標g0およびg1に対応した変換素子配列面上での座標を示す。

【0064】

次に、システム制御部19は、上記の算出から得られる実効幅Dや最初の焼灼位置g1の深さZ1の情報に基づいて、変換素子群51-a-1'乃至51-a-3'の駆動信号に与えられるN(N=3)種類の遅延位相情報をルックアップテーブルから求め、この遅延位相情報を変換素子駆動部13の遅延回路34に供給して、駆動信号の遅延位相を設定する。(ステップS6)。

10

【0065】

更に、システム制御部19は前記焼灼位置g1(X1, Y1, Z1)の情報に基づいた回転制御信号をプローブ回転機構部20に供給する。プローブ回転機構部20は、この回転制御信号に従って焼灼位置g1がイメージング用超音波プローブ22によって得られる超音波画像上で表示されるように、イメージング用プローブ22を所定角度だけ回転する(ステップS7)。

【0066】

以上述べた手順により変換素子群51の設定や、これらの変換素子群51の駆動信号に与えられる遅延位相の設定、更には、イメージング面の設定が終了したならば、システム制御部19は設定完了信号を表示部16のCRTモニタ、あるいは操作部17の操作パネルにおいて表示する。

20

【0067】

操作者は、表示部16あるいは操作部17において設定完了信号を認識したならば、操作部17より照射実行コマンドを入力し(ステップS8)、システム制御部19はこの照射実行コマンド信号を読み出して変換素子駆動部13のCW発生制御回路32に供給する。次いで、CW発生制御回路32は前記照射実効コマンド信号を受けて、CW発生器33に対して変換素子駆動信号を発生させるための指示信号を送る。

30

【0068】

CW発生制御回路32の指示信号に従ってCW発生器33から発生した駆動信号は遅延回路34において、システム制御部19からの制御信号に基づいて所定の遅延位相が与えられ、RFアンプ35とマッチング回路36を介して変換素子選択部12の変換素子選択回路15に供給される。

【0069】

そして、前記変換素子選択回路15に送られた駆動信号は、既に変換素子選択部12の選択制御回路18の制御信号に基づき、この変換素子選択回路15によって選択されているアニュラアレイ型の変換素子群51-1乃至51-Nに供給され、被検体1の最初の焼灼位置g1に強力超音波が照射される(ステップS9)。

40

【0070】

このアニュラアレイ型の変換素子群51-1乃至51-Nによって腫瘍組織が焼灼される状況は、既に述べた手順と同様にして、イメージング用超音波プローブ22、および超音波イメージング装置14によって超音波画像データとして収集され、システム制御部19はこのとき得られる画像データを表示部16において表示する。

【0071】

本実施の形態では、イメージング用超音波プローブ22を回転制御することによって、各焼灼位置の状況は超音波画像データとして収集されるため、強力超音波の焼灼によって生ずる腫瘍組織の変性の状態は表示部16において常時、リアルタイムに観測することが可能となる(ステップS10)。

50

【 0 0 7 2 】

(実効幅 D の設定方法)

次に、変換素子群 5 1 の実効幅 D と集束領域幅 W につき図 1 0 および図 1 1 を用いて説明する。図 1 0 (a) は、実効幅 D および焦点距離 L と集束領域幅 (ビーム幅) W の関係を簡易作図法によって示したものであり、図 1 0 (b) は、焦点距離 L における強力超音波の音圧分布を示す。図 1 0 (b) において、音圧分布の半値幅で定義される集束領域幅 W は次式 (1) で示される。

【 0 0 7 3 】

$$W = K L / D \quad \cdots (1)$$

但し、 L は強力超音波の波長、 K は比例定数である。

10

【 0 0 7 4 】

式 (1) から明らかなように、集束領域幅 W を焦点距離 L に依存せずに一様にする、いわゆる可変口径法を行うには、図 1 0 (c) のように、焦点距離 L に比例して実効幅 D を変更させる必要がある。図 1 1 は集束領域幅 W を得る場合の従来法 (例えば既に示した特許文献 2) を模式的に示したものであり、 $L_1 / D_1 = L_2 / D_2$ であれば同じ集束領域幅 W が得られる。

【 0 0 7 5 】

以上述べた手順により、最初の焼灼位置 $g_1 (X_1, Y_1, Z_1 = L_1)$ への強力超音波の照射が予め設定された時間行われたならば、システム制御部 1 9 は焼灼完了の信号を表示部 1 6 あるいは操作部 1 7 において表示する。操作者はこの信号を認識したならば、操作部 1 7 より照射停止コマンドを入力し、システム制御部 1 9 はこの照射停止コマンド信号読み出し、変換素子駆動部 1 3 の C W 発生制御回路 3 2 に供給して C W 発生器 3 3 からの駆動信号の発生を一旦停止する。

20

【 0 0 7 6 】

次に、システム制御部 1 9 は、照射計画に従って第 2 の焼灼位置 $g_2 (X_2, Y_2, Z_2 = L_2)$ 、更には第 3 以降の焼灼位置に対しても同様の手順によって強力超音波の照射を行ない、最後の焼灼位置への照射が終了したならば、腫瘍 2 に対する焼灼を終了する (ステップ S 1 1)。

【 0 0 7 7 】

次に図 1 2 および図 1 3 を用い、本実施の形態の効果を従来法と比較して述べる。図 1 2 は 5 つのリング数 ($N = 5$) で構成される変換素子群 5 1 の実効幅 D_1 を、図 1 1 のように実効幅 D_2 に減少させる場合の変換素子群 5 1 の配列パターンを示したものであり、図 1 2 (a - 1) および図 1 2 (b - 1) は従来のアニュラアレイ変換素子 5 1 - b による可変口径法、また図 1 2 (a - 2) および図 1 2 (b - 2) は本実施の形態における可変口径法を示す。

30

【 0 0 7 8 】

従来の可変口径法では、実効幅 D_1 の変換素子 5 1 - b - 1 乃至 5 1 - b - 5 からなるアニュラアレイ変換素子 (図 1 2 (a - 1)) の実効幅 D_1 を D_2 に減少させるために、図 1 2 (b - 1) に示すように、例えば中心部の 3 個の変換素子 5 1 - b - 1 乃至 5 1 - b - 3 を選択して用いる方法がとられてきた。

40

【 0 0 7 9 】

これに対して、本実施の形態では、2次元に配列された微小な変換素子 4 1 - 1 乃至 4 1 - N X の中から所定の変換素子 4 1 を選択して共通接続することにより、アニュラアレイ型の変換素子群 5 1 - c を形成している。このため、例えば図 1 2 (a - 2) に示すように、変換素子 4 1 - 1 乃至 4 1 - N X の中から 5 個の変換素子群 5 1 - c - 1 乃至 5 1 - c - 5 を選択して形成したアニュラアレイ型の変換素子群 5 1 - c の実効幅 D_1 を D_2 に変更する場合には、図 1 2 (b - 2) に示すように、変換素子 4 1 - 1 乃至 4 1 - N X の選択方法を更新し、例えば 5 つの変換素子群 5 1 - c - 1 ' 乃至 5 1 - c - 5 ' を形成することが可能となる。

【 0 0 8 0 】

50

なお、図 12 (a - 2) および図 12 (b - 2) における変換素子群 51 - c - 1 乃至 51 - c - 5、および 51 - c - 1' 乃至 51 - c - 5' は、図 4 あるいは図 9 に示したようなモザイク状になるが、ここでは便宜上滑らかな輪郭線によって示しており、このモザイク状の変換素子群 51 - c の影響は変換素子 41 の素子数 $N \times$ が大きければ無視することができる。

【0081】

図 13 は、図 12 に示した実効幅 D2 の場合において、従来のアニュラアレイ変換素子 51 - b (図 12 (b - 1)) と、本実施の形態のアニュラアレイ型変換素子群 51 - c (図 12 (b - 2)) による照射波面の位相誤差と、焦点距離 L2 における音圧分布を比較したものであり、図 13 (a - 1) および図 13 (b - 1) は従来のアニュラアレイ変換素子 51 - b、および本実施の形態におけるアニュラアレイ型変換素子群 51 - c と理想的な遅延位相量を示す。また、図 13 (a - 2) および図 13 (b - 2) は上記の夫々の変換素子 51 - b あるいは変換素子群 51 - c の横幅が有限であることによって生ずる位相誤差、また図 13 (a - 3) および図 13 (b - 3) は上記の変換素子 51 - b、あるいは変換素子群 51 - c によって得られる焦点距離 L2 での音圧分布特性である。

【0082】

既に図 5 において示したように、焦点距離 L1 の L2 ($L1 > L2$) への変更に伴い、遅延位相の変化率が增大するため、従来の方法によれば位相誤差が増大し、この位相誤差に起因して焦点距離における音圧分布に大きなサイドローブが発生する。そして、新たに発生する前記サイドローブにより、変換素子 51 - b - 1 乃至 51 - b - 3 によって照射される強力超音波は、本来の集束領域の他にサイドローブが発生する部位においても照射される。

【0083】

これに対して本実施の形態によれば、焦点や実効幅の変更に伴って変換素子群 51 - c - 1' 乃至 51 - c - 5' の配列パターンを任意に設定することが可能となるため、位相誤差を低減することができ、従って音圧分布特性におけるサイドローブの発生を抑えることが可能となる。

【0084】

なお、上述の方法により変換素子群 51 の配列間隔等を変更する場合、その最小間隔は変換素子 41 の素子幅 (図 2 の P_x , P_y) によって決定され、この素子幅 P_x および P_y が十分小さくない場合には、サイドローブを抑えることができない。所定の距離 L_x に強力超音波を集束させる場合、波面の位相誤差に起因するサイドローブを抑えるための変換素子群幅 P_d は下式 (2) を満足させる必要がある。

【0085】

$$(P_d)^2 / L_x \leq \dots (2)$$

例えば、最短距離が $L_x = 100 \text{ mm}$ の腫瘍の照射位置に 500 KHz の強力超音波を照射する場合、式 (2) によれば、前記サイドローブを抑えるための変換素子群幅 P_d は約 17 mm となる。従って、変換素子 41 の素子幅 P_x 、あるいは P_y も 17 mm 以下に設定する必要がある。

【0086】

(第 1 の変形例)

次に、本実施の形態の第 1 の変形例について図 14 を用いて説明する。上述の実施の形態では、超音波発生部 21 の変換素子 41 を同一平面上に配列した場合について示したが、この第 1 の変形例では、変換素子 41 を凹面上に 2 次元配列する場合について述べる。即ち、図 14 (a) において変換素子 41 は曲率半径 L1 の凹面の支持台 43 に配列されている。この場合も、焦点距離 L1 に強力超音波を照射する場合には、実効幅 D1 を有した 5 個の変換素子群 51 - c - 1 乃至 51 - c - 5 (図 14 (b)) を前記変換素子 41 から選択して用い、また、焦点距離 L2 に照射する場合には、実効幅 D2 を有した 5 個の変換素子群 51 - c - 1' 乃至 51 - c - 5' (図 14 (c)) を用いる。但し、この場合、前記支持台 43 の曲率半径で決定される焦点距離 L1 を照射領域の最も深い部位に設定

10

20

30

40

50

することによって、変換素子群 5 1 を平面状に配列した場合と全く同様な効果を得ることが可能となる。

【0087】

(第2の変形例)

次に、本実施の形態における第2の変形例につき図15および図16を用いて説明する。図9において説明した本発明の実施の形態では、強力超音波の焦点をX方向、あるいはY方向に移動する場合、変換素子選択部12の変換素子選択回路15は、変換素子群51が同じ方向に並行移動するように変換素子41の選択を行ったが、変換素子41の数に余裕が無い場合には強力超音波の照射方向を制御して焦点の移動を行うことが望ましい。

【0088】

図15(a)は照射位置がX-Z平面において、変換素子41-1乃至41-NXの中心軸(Z軸)から1方向にある g_1' (X_1' , Y_1' , L_1)と、2方向にある g_2' (X_2' , Y_1' , L_2)の場合を示しており、変換素子選択回路15は、照射位置 g_1' および g_2' の照射に用いる複数の変換素子群52a、および変換素子群52bの中心が変換素子配列のほぼ中心に位置するように選択する。次に、前記変換素子群52aおよび変換素子群52bの各々に対して、変換素子駆動部13は所定の遅延位相を有した駆動信号を供給し、照射位置 g_1' および g_2' に対して強力超音波を照射する。尚、このときの駆動信号には、前記照射位置に強力超音波を集束するための集束用遅延位相と、強力超音波を1方向あるいは2方向に放射するための偏向用遅延位相が合成されて与えられる。

【0089】

図15(b)および図15(c)は照射位置 g_1' および g_2' の照射に用いる変換素子群52の配列パターンの具体例を示したものであり、例えば、アニュラアレイ型の変換素子群51を更にリングの周辺方向に所定間隔で分割して形成される。このように2次元配列された変換素子群52a、および52bの夫々には変換素子駆動部13より遅延位相を有した駆動信号が供給され、照射位置 g_1' および g_2' に強力超音波が照射されるが、この強力超音波の送信は超音波イメージング装置14によるイメージング用超音波の送信と同様であるため詳細な説明は省略する。

【0090】

このような手順により、強力超音波を照射位置 g_1' および照射位置 g_2' に対して照射する場合、焦点距離が L_1 および L_2 に設定されると共に変換素子群52の配列パターンも図15(b)および図15(c)に示すように設定される。即ち、前記焦点距離の変更に伴って変換素子群52の実効幅が変更され、このような変換素子群52の設定方法によって、腫瘍2に照射される強力超音波のサイドローブを低減することが可能となる。

【0091】

但し、変換素子駆動部13におけるチャンネル数の制約を受ける場合、変換素子群52の数は可能な限り少ないことが望ましいが、本応用例によれば変換素子群52の最適な選択により、少ない変換素子群52の場合でも良好な照射特性を得ることができる。

【0092】

例えば、図16はアニュラアレイ型変換素子群51を更に2分割した方法を示しており、図16(a)は図15の場合と同様にX-Z平面内において強力超音波の照射を行った場合の変換素子群53aの選択方法を、また図16(b)はY-Z平面内において照射を行った場合の変換素子群53bの選択方法を示しており、このように照射方向の変更に伴って変換素子群53の配列パターンを容易に変更することができる。

【0093】

尚、図16においては、強力超音波のビーム方向がX-Z平面内あるいはY-Z平面内についてのみ示したが、3次元の任意の方向に照射される場合においても同様な方法で変換素子群53を形成することが可能である。

【0094】

以上述べた本実施の形態によれば、変換素子群の有効幅を低減して比較的近距離の照射位

10

20

30

40

50

置に強力超音波を照射する場合においても、変換素子群の配列パターンを容易に変更することが可能となる。このため、変換素子群の数を低減することなく強力超音波の照射が可能となり、優れた照射特性を有した強力超音波ビームを生成することができる。特に、サイドローブによる腫瘍領域以外への強力超音波の照射が低減されるため、超音波照射における信頼性を向上することができる。

【0095】

尚、本実施の形態における変換素子群の実効幅は焦点距離の変更に伴って変更するため、変換素子群から照射されるエネルギーもこの実効幅に伴って変化する。一方、被検体1での超音波減衰量は焦点距離の長さに依存する。従って、可変口径法における実効幅の増減は、照射領域における照射エネルギーの大きさを補正する効果を有している。

10

【0096】

以上、本発明の実施の形態について述べたが、本発明は上述した実施の形態に限定されるものではなく、種々変形して実施することが可能である。例えば、本実施の形態ではアニュラレイ型の変換素子群、およびその変形例について示したが、変換素子群の配列パターンは特に限定されない。また、変換素子41の各々は矩形以外の配列パターンを有していてもよく、更に、これらは1次元に配列されたものでも構わない。この場合は、前記変換素子群も1次元配列したものとなる。

【0097】

一方、強力超音波の照射位置をX方向あるいはY方向に移動する場合、本実施の形態では図9に示した変換素子群51の並行移動方法や、図15および図16に示した強力超音波ビームの変更方式について述べたが、特許文献3のようにアプリータ11を機械的に移動させる方法を用いてもよい。

20

【0098】

また、本実施の形態の超音波照射手順において照射実行コマンドあるいは照射停止コマンドは操作者によって入力される場合について述べたが、この方法に限定されるものではなく、変換素子群51の位置や駆動信号の遅延位相などの設定が完了したならば、装置は自動的に強力超音波を照射してもよく、また所定部位に対する所定時間の照射が完了したならば照射を一旦停止し、次の部位に対する照射準備に移行してもよい。

【0099】

更に、照射計画を作成せずに、操作者が表示部16に表示される腫瘍2を観測しながら照射位置を手動によって設定する方法を用いてもよい。

30

【0100】

一方、上記の実施の形態の説明では、いずれの場合も変換素子群51の数を一定(N)としたが、必ずしも同じ値に設定する必要はない。しかしながら、変換素子駆動部13が有する駆動チャンネル数に一致させることが望ましい。

【0101】

【発明の効果】

以上述べたように本発明によれば、多数配列された微小な変換素子の中から複数の変換素子群が選択されて超音波発生源が形成される。このため、可変口径法における実効幅の増減とともに、超音波波面の位相誤差の低減が可能な前記変換素子群の配列パターンの再設定が容易に可能となり、サイドローブが少なく信頼性の高い超音波照射装置を提供できる。

40

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の実施の形態における超音波照射装置全体の概略構成を示すブロック図。

【図2】本発明の実施の形態における超音波発生部の構成を示す図。

【図3】本発明の実施の形態における変換素子選択回路の構成を示す図。

【図4】本発明の実施の形態における変換素子の選択例を示す図。

【図5】本発明の実施の形態におけるアニュラレイ型変換素子群の駆動信号に与えられる相対遅延位相を示す図。

【図6】本発明の実施の形態における超音波イメージング装置のブロック図。

50

【図 7】本発明の実施の形態における照射手順を示すフローチャート。

【図 8】本発明の実施の形態における照射部位の超音波画像とその説明図。

【図 9】本発明の実施の形態における焼灼位置の移動に伴う変換素子群の選択方法を示す図。

【図 10】可変口径法における焦点距離と実効幅の関係を示す図。

【図 11】可変口径法を説明する図。

【図 12】本発明の実施の形態における可変口径法の変換素子群と従来法における変換素子の配列パターンを比較した図。

【図 13】本発明の実施の形態における効果を従来法と比較して示す図。

【図 14】本発明の実施の形態の第 1 の変形例を示す図。

10

【図 15】本発明の実施の形態の第 2 の変形例を示す図。

【図 16】本発明の実施の形態の第 2 の変形例における変換素子群の選択法を示す図。

【符号の説明】

1 1 ... アプリケータ

1 2 ... 変換素子選択部

1 3 ... 変換素子駆動部

1 4 ... 超音波イメージング装置

1 5 ... 変換素子選択回路

1 6 ... 表示部

1 7 ... 操作部

20

1 8 ... 選択制御回路

1 9 ... システム制御部

2 0 ... プローブ回転機構部

2 1 ... 超音波発生部

2 2 ... イメージング用超音波プローブ

2 3 ... カップリング液

2 4 ... カップリング膜

2 5 ... 孔部

3 2 ... CW 発生制御回路

3 3 ... CW 発生器

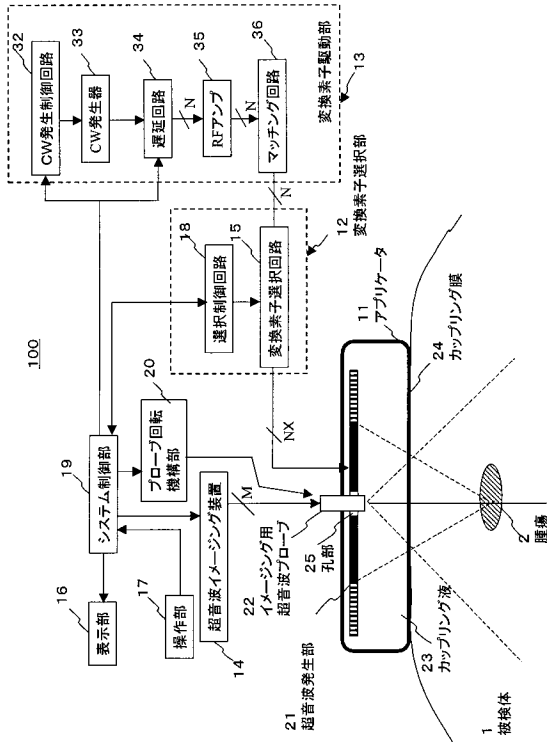
30

3 4 ... 遅延回路

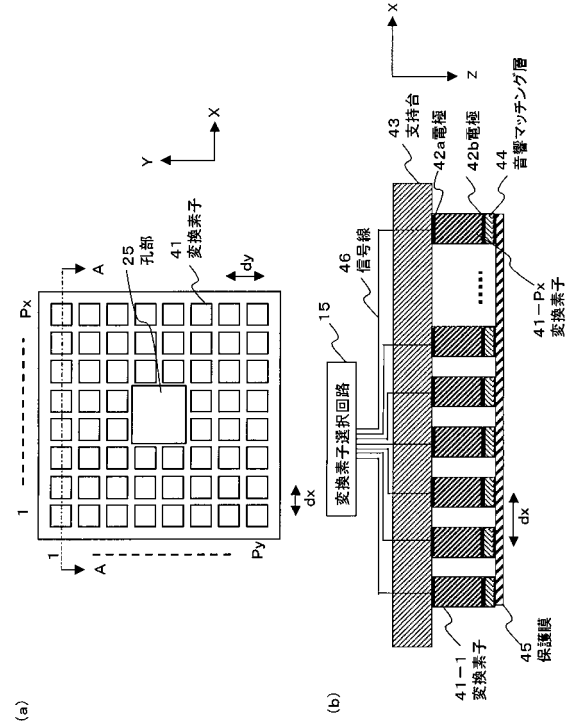
3 5 ... RF アンプ

3 6 ... マッチング回路

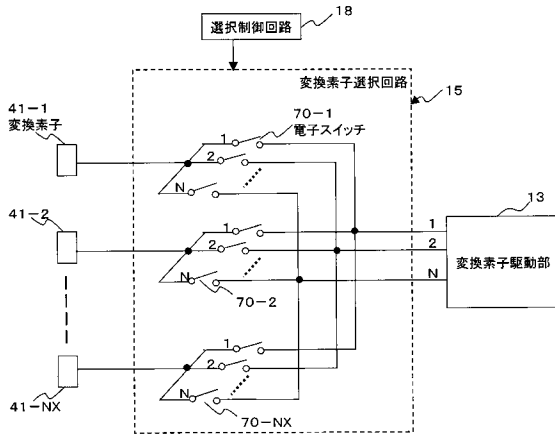
【図 1】



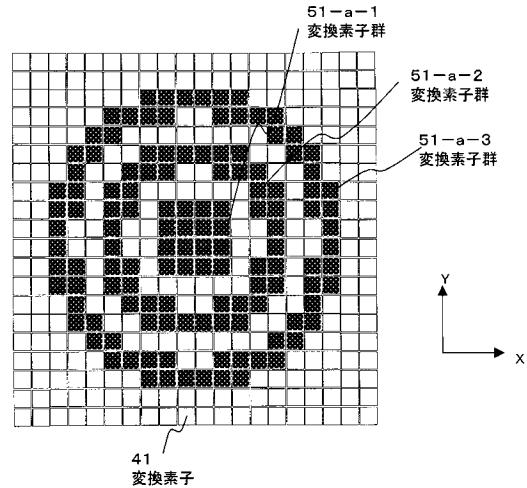
【図 2】



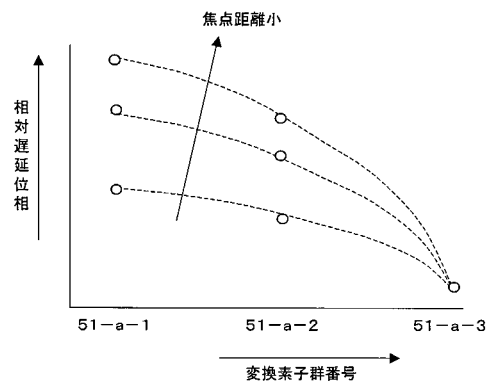
【図 3】



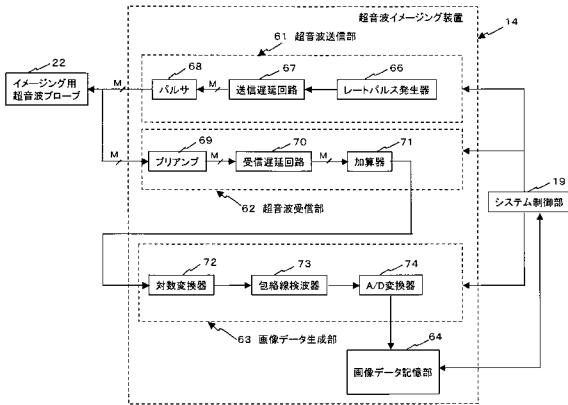
【図 4】



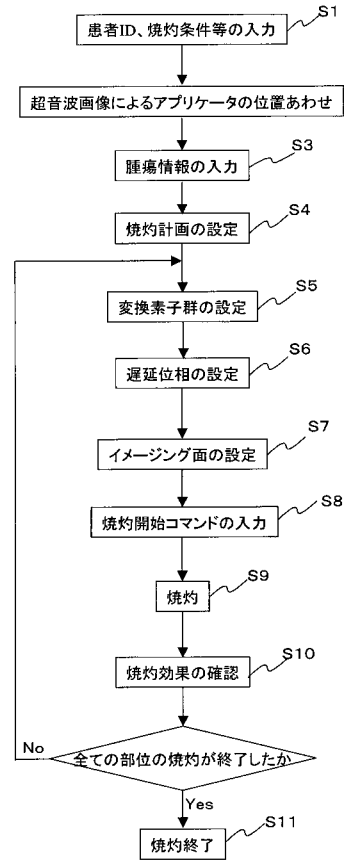
【図 5】



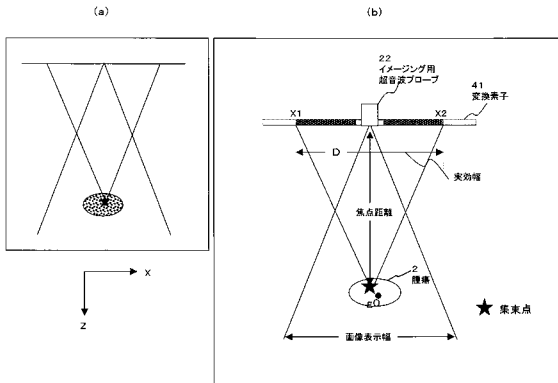
【図6】



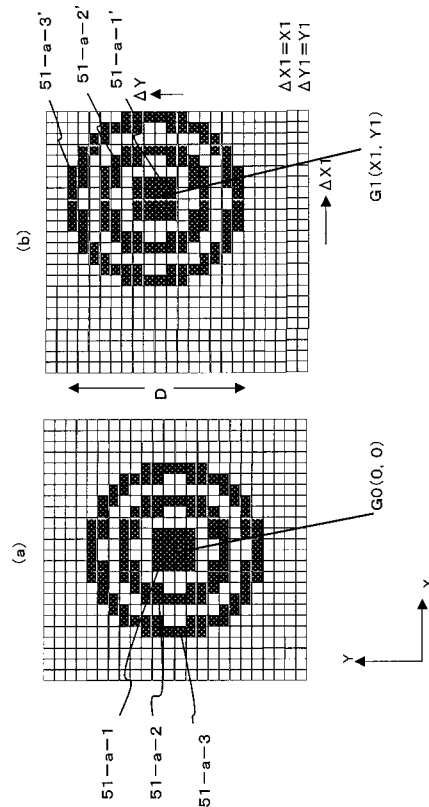
【図7】



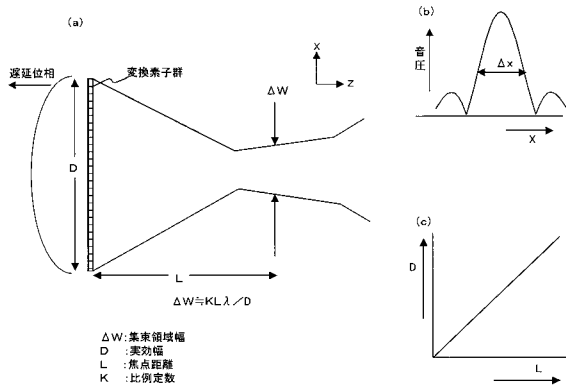
【図8】



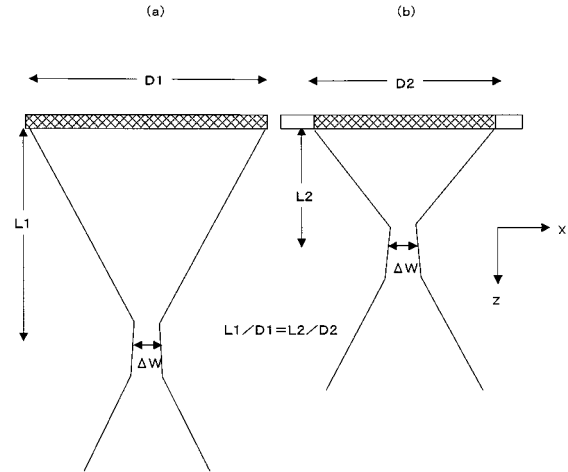
【図9】



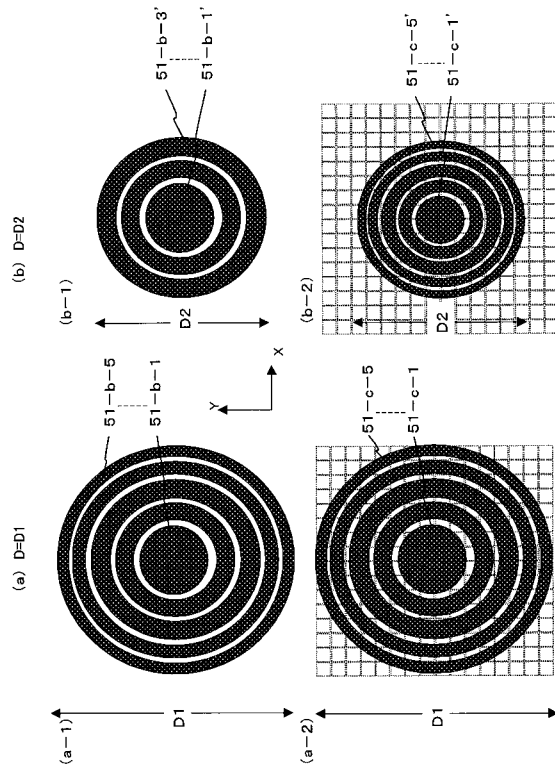
【図 10】



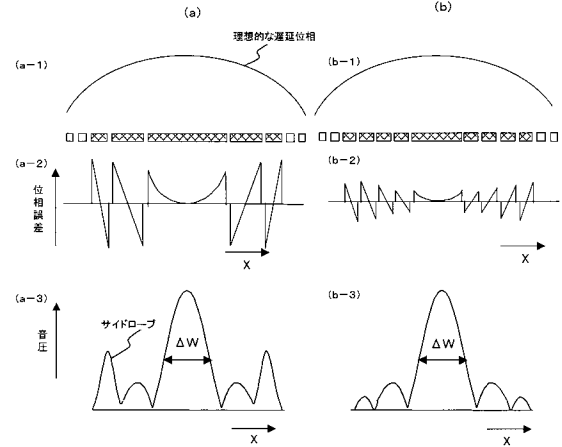
【図 11】



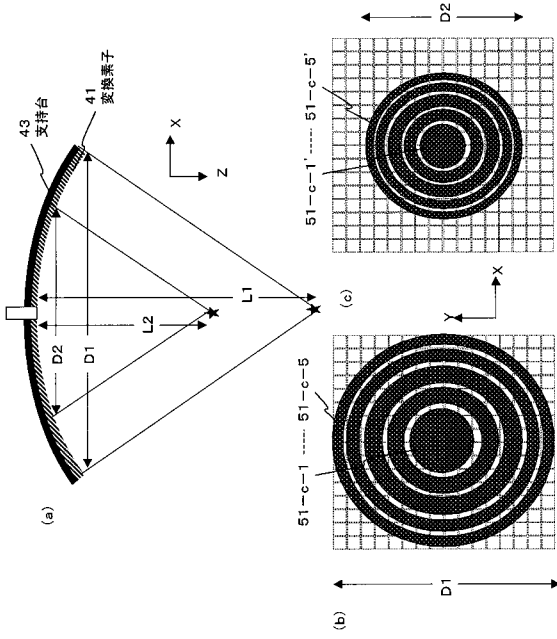
【図 12】



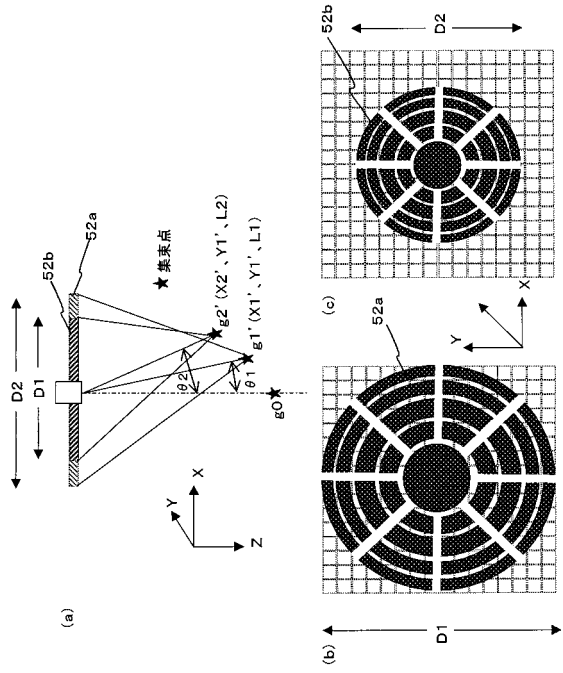
【図 13】



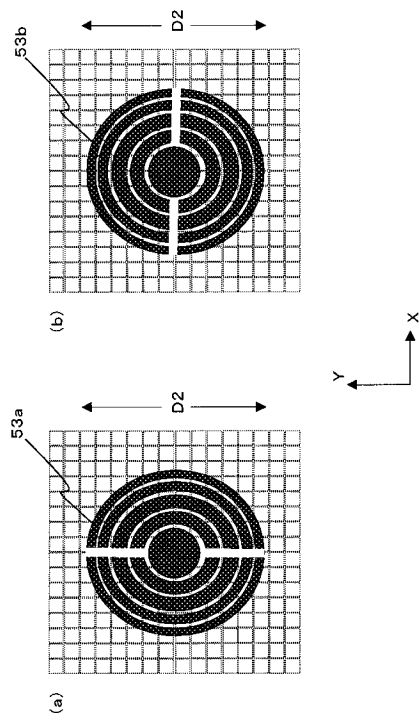
【 図 1 4 】



【 図 1 5 】



【 図 1 6 】



フロントページの続き

F ターム(参考) 4C601 BB05 BB06 BB07 BB23 EE02 EE09 FF11 FF15 GA01 GA03
GB01 GB03 GB04 GB14 GC01 GC02 GC09 GC10 HH14 HH22
HH24 KK12

专利名称(译)	超音波照射装置		
公开(公告)号	JP2004147719A	公开(公告)日	2004-05-27
申请号	JP2002313673	申请日	2002-10-29
[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	石橋義治		
发明人	石橋 義治		
IPC分类号	A61B18/00 A61B8/00		
FI分类号	A61B17/36.330 A61B8/00 A61B17/00.700 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C060/EE19 4C060/JJ17 4C060/JJ25 4C060/JJ27 4C301/AA02 4C301/BB02 4C301/BB23 4C301/CC02 4C301/EE04 4C301/EE11 4C301/FF25 4C301/GA03 4C301/GB04 4C301/GB16 4C301/GC02 4C301/GC12 4C301/HH15 4C601/BB05 4C601/BB06 4C601/BB07 4C601/BB23 4C601/EE02 4C601/EE09 4C601/FF11 4C601/FF15 4C601/GA01 4C601/GA03 4C601/GB01 4C601/GB03 4C601/GB04 4C601/GB14 4C601/GC01 4C601/GC02 4C601/GC09 4C601/GC10 4C601/HH14 4C601/HH22 4C601/HH24 4C601/KK12 4C160/EE19 4C160/JJ17 4C160/JJ25 4C160/JJ35 4C160/JJ36 4C160/MM32		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：通过减少强超声波照射中超声波的旁瓣来提高超声波照射的可靠性。 解决方案：预定的转换元件通过转换元件选择部分12从超声波产生部分21的转换元件中选择，并共同连接以形成环形阵列转换元件组。每个转换元件组由转换元件驱动单元13驱动，并且当将聚焦的超声波辐射到被检体1的多个位置时，基于照射距离来确定转换元件组的直径和阵列间隔。 设置 [选型图]图1

