

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波を発生させて被検体内の所定部位に集束させる超音波照射手段と、
前記被検体の前記所定部位を含む断層像を取得するための断層像取得手段と、
前記断層像上における前記所定部位に対応する位置を示すためのマーカ像を生成するマーカ像生成手段と、
前記断層像と前記マーカ像を重畳させて表示する表示手段とを備え、
前記マーカ像生成手段は、
前記表示手段によって表示されたときの、前記断層像における前記マーカ像が重畳される付近の表示態様に応じて、前記マーカ像の態様を変化させて生成することを特徴とする超音波照射装置。 10

【請求項 2】

前記マーカ像生成手段は、
前記断層像における前記マーカ像が重畳される付近の表示態様に応じて、前記マーカ像の色彩、形状及び輝度、前記超音波照射手段からの超音波の集束幅、前記超音波の照射時間、前記所定部位の種類、前記所定部位の治療方針及び前記マーカの前記表示手段上における位置の何れかを変化させて生成することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波照射装置。

【請求項 3】

前記マーカ像生成手段は、 20
前記超音波照射手段からの超音波の集束幅、前記超音波の照射時間、前記所定部位の種類、前記所定部位の治療方針及び前記マーカの前記表示手段上における位置の少なくともいずれかに応じて表示態様を変化させることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波照射装置。

【請求項 4】

超音波を発生させて被検体内の所定部位に集束させる超音波照射手段と、
前記被検体の前記所定部位を含む断層像を取得するための断層像取得手段と、
前記断層像上の位置を指定する入力を行うための入力手段と、
前記入力手段への入力に基づいて、前記指定された位置に基づいた前記超音波の照射の態様を示すためのマーカ像を生成するマーカ像生成手段と、 30
前記画像データと前記マーカ像を重畳させて表示する表示手段と、
前記表示手段によって表示されたときの前記断層像の画質の良悪を判定し、画質が悪いと判定した領域に前記超音波を集束させて照射しないように制御する制御手段と、
を有することを特徴とする超音波照射装置。

【請求項 5】

前記断層像取得手段は、
前記被検体内に超音波を送信し、前記被検体内で反射されたエコー信号を取得することによって、前記断層像を取得し、
前記画質判定手段は、
前記断層像の分解能が所定以下の領域を、画質が悪いと判定することを特徴とする請求項 4 に記載の超音波照射装置。 40

【請求項 6】

前記制御手段は、
前記画質が悪いと判定される領域に、前記入力手段による位置の指定がされたときに、当該指定を無視させるように制御することを特徴とする請求項 4 に記載の超音波照射装置。

【請求項 7】

前記制御手段は、
前記画質が悪いと判定される領域に、前記入力手段による位置の指定がされたときに、報知を行うように制御することを特徴とする請求項 4 に記載の超音波照射装置。 50

【請求項 8】

前記マーカ像生成手段は、

前記画質が悪いと判定される領域に、前記入力手段による位置の指定がされたときと、画質が良いと判定される領域に、前記入力手段による位置の指定がされたときとで、前記マーカ像の輝度、色彩及び形状の少なくともいずれかを変化させて前記マーカ像を生成することを特徴とする請求項 4 に記載の超音波照射装置。

【請求項 9】

前記制御手段は、

前記画質が悪いと判定される領域を示すための画像を前記断層像上に重畳させて表示させることを特徴とする請求項 4 に記載の超音波照射装置。

10

【請求項 10】

前記制御手段は、

前記超音波照射手段からの超音波の集束幅、前記超音波の照射時間、前記所定部位の種類、前記所定部位の治療方針及び前記マーカの前記表示手段上における位置の少なくともいずれかに応じて前記画質の良悪を判定することを特徴とする請求項 4 に記載の超音波照射装置。

【請求項 11】

前記超音波照射手段は、

2次元アレイ状に配列された複数の超音波振動子を有し、

前記超音波振動子のそれぞれに遅延を与えることによって前記超音波を任意の位置に集束させることを特徴とする請求項 1 乃至請求項 9 のいずれか 1 項に記載の超音波照射装置。

20

【請求項 12】

超音波を発生させて被検体内の所定部位に集束させる超音波照射手段と、

前記被検体の前記所定部位を含む断層像を取得するための断層像取得手段と、

前記断層像上における前記所定部位に対応する位置を示すためのマーカ像を生成するマーカ像生成手段と、

前記画像データと前記マーカ像を重畳させて表示する表示手段と、

前記断層像の、前記所定部位に対応する位置の近傍の表示輝度又は色彩と異なるように、前記マーカ像の表示輝度又は色彩を制御する制御手段と、

30

を有することを特徴とする超音波照射装置。

【請求項 13】

前記マーカ像の表示輝度、色彩、形状を前記断層像と独立に変更するための入力手段を更に備えることを特徴とする請求項 12 に記載の超音波照射装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波を被検体内部の所定部位に集束させて治療を行う超音波照射装置に関し、特に、超音波を集束させる位置を設定するために、被検体の断層像上に超音波照射の態様を表すマーカ像を表示する超音波照射装置に関する。

40

【背景技術】

【0002】

従来、癌治療としては外科的切除術が主な治療法であり、患者の肉体的及び精神的負担は大きなものがあつた。また、抗がん剤投与による薬物療法も発達してきたものの、その副作用が大きな問題となつていた。

【0003】

そこで近年、最小侵襲治療 (Minimally invasive treatment: MIT) と呼ばれる治療法が注目されている。最小侵襲治療の一例としては、癌細胞を加熱し壊死に導くハイパーサーミア療法が挙げられる。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

50

に、生体内深部の腫瘍に対しては、例えば特許文献 1 に記載されるように、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。

【 0 0 0 4 】

また、上記加温治療法を更に進めて、例えば特許文献 2 に示されるように、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熱変性壊死させる治療法も考えられている。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 ~ 3 m m 程度の限局した領域のみを 6 0 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、乳腺腫瘍、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。

【 0 0 0 5 】

さらに、最近では、固定焦点位置である使い難さを解消するため、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（フェーズドアレイ）により超音波焦点を形成したり位置を変更する技術や、例えば特許文献 3 に記載されるように、焦点サイズを拡大しかつ焦点ピーク圧力を低下させることにより適切な焦点性状を得る技術が考えられている。

【 0 0 0 6 】

いずれの方式による超音波照射でも、特許文献 4 及び特許文献 5 などに記載されるように、照射対象を、X 線 CT 装置、MRI 装置や超音波診断装置等のイメージング装置を用いて照射対象を断層像上に表示させる。そして、照射超音波の集束位置を示すマーカーや、超音波照射によって加温される領域を表す加温領域を示すマーカー等を照射対象上に重ね合わせ表示することによりターゲティングを行い、正確に照準をあわせてから超音波を照射するという過程を経る。これにより、照射効果の確実性を向上させるとともに安全性を確保する。さらに、特許文献 6 に記載されるように照射効果が及ぶ領域をあらかじめ表示することにより、安全性をより向上させた方法も提案されている。

【特許文献 1】特開昭 6 1 - 1 3 9 5 5 号公報

【特許文献 2】米国特許第 5 1 5 0 7 1 1 号

【特許文献 3】特開平 0 6 - 7 8 9 3 0 号公報

【特許文献 4】特開平 0 2 - 1 1 4 9 5 3 号公報

【特許文献 5】特開平 0 3 - 2 7 5 0 5 0 号公報

【特許文献 6】特開平 0 5 - 3 0 0 9 1 0 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 7 】

しかしながら、上記の特許文献 4 乃至 6 に記載される手法によれば、照射効果が及ぶ範囲や焦点位置等のマーカーを照射対象上に重ね合わせて表示し、対象と超音波焦点とのターゲティングの成否を確認した後超音波照射を行う手順となるが、一般的に CRT 等の画像表示装置は画面の隅においては画像が歪むため、モニタリング画面の端部でターゲティングしようとするとならば不正確となって照射効果の確実性や安全性を悪化させるとの欠点があった。

【 0 0 0 8 】

また、さらに、超音波診断装置や MRI 等の画像診断装置を用いて照射対象の断層像を得る場合では、超音波診断装置や MRI 等の画像取得方法に起因する画像の不均一性が避けられない。例えば、セクタ方式やコンベックス方式と呼ばれる扇型のスキャンを行う超音波診断装置においては、生成された画像は深部にいくほど分解能が悪化する。また、電子スキャンによる量子化誤差等の影響のため、生成された画像は両端にいくほど画質が低下する。さらに MRI においては磁場の不均一性により、ガントリの端部にいくほど画像化した際の画質が低下する。したがって、ターゲティングを行おうとする場所によって、ターゲティングが不正確となって照射効果の確実性や安全性を悪化させるとの欠点があった。

【 0 0 0 9 】

一方、従来は、断層像に関係なくある決まった輝度でマーカーを重ね合わせ表示しただけであったので、断層像の輝度によっては、断層像との区別が困難になったり、断層像を見えにくくしている場合があり、ターゲティングが不正確となって照射効果の確実性や安全性を悪化させるとの欠点があった。

【課題を解決するための手段】

【0010】

上記課題を解決するために、第1の本発明の超音波照射装置は、超音波を発生させて被検体内の所定部位に集束させる超音波照射手段と、前記被検体の前記所定部位を含む断層像を取得するための断層像取得手段と、前記断層像上における前記所定部位に対応する位置を示すためのマーカー像を生成するマーカー像生成手段と、前記画像データと前記マーカー像を重畳させて表示する表示手段とを備え、前記マーカー像生成手段は、前記表示手段によって表示されたときの、前記断層像の前記所定部位に対応する位置の画質に応じて、前記マーカー像の態様を変化させて生成することを特徴とする。

10

【0011】

また、上記課題を解決するために、第2の本発明の超音波照射装置は、超音波を発生させて被検体内の所定部位に集束させる超音波照射手段と、前記被検体の前記所定部位を含む断層像を取得するための断層像取得手段と、前記断層像上の位置を指定する入力を行うための入力手段と、前記入力手段への入力に基づいて、前記指定された位置に基づいた前記超音波の照射の態様を示すためのマーカー像を生成するマーカー像生成手段と、前記画像データと前記マーカー像を重畳させて表示する表示手段と、前記表示手段によって表示されたときの前記断層像の画質の良悪を判定し、画質が悪いと判定した領域に前記超音波を集束させて照射しないように制御する画質判定手段とを有する制御手段とを有することを特徴とする。

20

【0012】

さらに、上記課題を解決するため、第3の本発明の超音波照射装置は、超音波を発生させて被検体内の所定部位に集束させる超音波照射手段と、前記被検体の前記所定部位を含む断層像を取得するための断層像取得手段と、前記断層像上における前記所定部位に対応する位置を示すためのマーカー像を生成するマーカー像生成手段と、前記画像データと前記マーカー像を重畳させて表示する表示手段と、前記断層像の、前記所定部位に対応する位置の近傍の表示輝度又は色彩と異なるように、前記マーカー像の表示輝度又は色彩を制御する制御手段とを有することを特徴とする。

30

【発明の効果】

【0013】

本発明によれば、超音波照射のターゲティングが正確であり、安全に超音波照射を行うことのできる超音波照射装置を提供できる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0014】

以下、本発明の実施形態の一例につき、図面を参照して説明する。

【0015】

図1は本発明に係る超音波照射装置の第1の実施形態を示す構成図である。本実施形態の超音波照射装置は、超音波アプリケーション10、超音波照射制御手段20、断層像取得手段30、制御手段40、表示手段50及び入力手段60から構成される。

40

【0016】

超音波アプリケーション10は、分割された複数個の振動子を2次元配列した超音波発生素子群11、超音波発生素子群11と被検体OBJとのカップリングのためのカップリング材12、カップリング材12を保持し被検体OBJとの直接の接触媒体となる膜13及び超音波発生素子群11の中心孔に挿入配置された断層像用超音波プローブ15から構成されている。

【0017】

超音波発生素子群11は、超音波照射制御手段20から供給される電気エネルギーにより

50

、指定された周波数領域の超音波を被検体OBJ内部に向けて照射する構造になっている。さらに、カップリング材12は、超音波が被検体OBJへ効率良く伝播していくためのものであり、超音波発生素子群11と被検体OBJとの音響インピーダンス整合を実現している。加えて、カップリング材12は、超音波発生素子群11で発生した熱を遮断し、被検体OBJ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。そこで、超音波発生素子群11で発生した熱を逃がす冷却手段14を、超音波発生素子群11の超音波放射面と反対側、即ち超音波カップリング材12に対して反対側の面に付加してある。

【0018】

また、断層像用超音波プローブ15は、被検体OBJの断層像を取得するための超音波を送受信するためのものであり、断層像用超音波プローブ15に対する所定方向の断面に対して、超音波を送受信する。ここで、断層像用超音波プローブ15は超音波発生素子群11やカップリング材12に対して回動可能に設けられてもよい、これにより、被検体OBJに超音波アプリケーション10を固定したままでも、照射対象部位近傍を3次元的に把握することが可能となる。

10

【0019】

なおここで、超音波発生素子群11は、周方向に分割された複数個の超音波振動子をアニュラリング状に配列したものでもよいし、アレイ状に分割された複数個の超音波振動子を2次元的に配列したものでもよい。以下前者の場合をアニュラリング、後者の場合を2Dアレイという。

【0020】

超音波照射制御手段20は、超音波発生素子群11に供給する信号波形を増幅するための駆動素子群21と、超音波発生素子群11に供給する信号波形の位相を調整する位相制御手段22と、これらに入力する波形信号を発生させるための波形発生手段23から構成される。これらの駆動が制御手段40のコントロール下で行われることにより、所望の波形、強度、集束及び位置で超音波照射を行うことができる。

20

【0021】

ここで、超音波発生素子群11がアニュラリングである場合は、位相制御手段22の位相調整により、超音波照射の焦点が被検体OBJの深さ方向に自在に移動可能となる。また、超音波発生素子群11が2Dアレイである場合は2次元的な位相調整が可能となるので、超音波照射の焦点が3次元的に自在に移動可能となる。

30

【0022】

また、断層像取得手段30は、断層像用超音波プローブ15に断層像用超音波を送波させるための信号を送信し、断層像用超音波プローブが受波した超音波による信号を取得することにより、被検体OBJ内の超音波断層緒像画像を構築する。断層像取得用の超音波はパルス波であり、遅延制御を施されることにより、断層像用超音波プローブ15から被検体内の所定方向に送信される。被検体内で反射した診断用超音波は、断層像用超音波プローブ15によって受信され、遅延処理を施されることによって、上述した所定方向の構造物が画像化される。これを被検体内の所定面内で複数回繰り返すことによって、被検体内が扇形にスキャンされ、被検体内の断層像が得られることとなる。

【0023】

一方、制御手段40は装置全体を統括的に制御する。以下に、図2を用いて、本実施例の特徴的な機能を中心に制御手段40が有する機能を説明する。制御手段40は、図2に示されるように、画質設定機能41、画質判定機能42、集束位置設定機能43、マーカ画像生成機能44及び画像合成機能45を有する。

40

【0024】

これらの機能について下記に具体的に説明する。まず、画質設定機能41は、断層像取得手段の各種パラメータを設定する。各種パラメータとは、具体的には走査線密度、スキャン範囲、深さ範囲、及びスキャン方式、ゲインやフォーカス制御などである。操作者が入力手段60を操作することによって、その操作情報が画質設定機能41に送信され、断層像取得装置に各種の情報が与えられることによって、断層像の画質を様々に変化させる

50

ことができる。

【0025】

次に、画質判定機能42は、画質設定機能41によって設定された画質に関する各種パラメータに基づき、断層像上の各部における画質を判定する。画質とは、分解能、表示輝度及び色彩の他に、表示手段50を構成するモニタ画面の構造に依存した画像のゆがみなども含まれる。画像のゆがみとは、モニタ画面が湾曲していることによるもので、表示手段としてCRTを用いた場合はモニタ端部に行くほど画像が見難くなり、観察者にはゆがんだように認知される。

【0026】

また、画質判定機能42は、断層像がモニタ画面上のどの位置で表示されるかを検知し、画像のゆがみの情報を検知する。画像のゆがみの情報の表し方は、例えば画面全体に対する画像の端から5パーセントを「ゆがむ」とし、それ以外を「ゆがまない」とするような2段階の情報でもよいし、段階的に数値化するようなものでもよい。

10

【0027】

さらに、分解能に対しても「分解能良し」「分解能悪い」といった意味を表す2段階の情報を得てもよいし、段階的に数値化するようなものでもよい。また、あらかじめ、深さ1cm以内8cm以上に設定した場合は分解能を悪いとするようにしてもよい。

【0028】

ここで、画質判定機能42は、上述の分解能の情報と画像のゆがみの情報を参照して、断層像上の各部において、正確にターゲティングができるかどうかの判断を行う。判断の基準は分解能及び、画像のゆがみの一方が「分解能悪い」又は「ゆがむ」を表す情報であった場合に正確なターゲティングができないと判断するようなものであってもよいし、双方の段階的に数値化された情報を互いに足し合わせたり掛け合わせたりした値と所定値を比較するなどして、総合的に判断されるものであってもよい。例えば、集束位置の位置合わせに必要な精度をあらかじめ入力手段60などを用いて設定させ、ターゲティングに必要な精度が2mmと設定されているとすれば、2mm以下の分別が不可能であると検知される場合に、正確にターゲティングができないと判定するなどとなる。

20

【0029】

また、この判断には、照射超音波の集束位置から算出される、照射超音波の集束の良悪を加味してもよい。例えば、2Dアレイの場合において、超音波発生素子群の形成する面の垂線から大きく外れた方向に超音波を集束すると、量子化誤差が大きくなり、集束がぼやけることとなる。また、アニュラリングの場合においても、集束位置が深くなるにつれ、また極端に浅い場合には、照射超音波の集束はぼやけることとなる。さらに、集束の大きさや照射時間があらかじめ設定される場合にはこれらの情報を加味してもよい。

30

【0030】

さらに、照射対象部位の周囲を配慮した判定を行っても良い。例えば重要な血管が照射対象近傍を走っているときなどは、この血管への影響を排除する必要があり、ターゲティングの精度がよりシビアに求められる。また、空部照射経路に空部がある場合などには、音響インピーダンスが空部と質部で大きく異なるために、その界面で照射超音波が反射されることにより大きなエネルギーが吸収される。一方、照射対象が脳などであった場合には重要な器官が周囲に多くあることが多いため、よりシビアな精度が求められる。さらに、照射対象が乳房であった場合にはその外形を破壊しないことが求められるので、なるべく必要最低限の領域への照射に留めることが求められる。

40

【0031】

したがって、入力手段60を用いた入力により、これらの情報が与えられることにより、上述したターゲティングに必要な精度を検知するようにしてもよい。この場合、例えば、体内の血管や空部を入力手段60を用い、断層像を参照しながらマーキングさせたり、あらかじめ設定された「乳房」「頭部」などの照射対象を表す選択肢を入力手段60を用いて選択させ、その情報を集束位置設定機能43の動作に反映させるなどしてもよい。

【0032】

50

次に、集束位置設定機能 4 3 は、照射超音波を集束させる点であるターゲットを設定するための機能である。これは、操作者が入力手段 6 0 を操作して、断層像の任意の位置を指定し、その情報を集束位置設定機能 4 3 が取得することによってなされる。操作者が決定の入力を行うことにより、ターゲットの位置に関する情報が内蔵されるメモリに記憶される。照射開始の入力が行われると、この情報が、超音波発生素子 1 1 の各素子の位相情報として変換され、位相制御手段 2 2 に送信されることにより、被検体内の任意の位置にターゲティング超音波を照射することができる。なお、この情報はアニューラリングの場合は深さ方向のみの 1 次元に対応する情報でよいが、2 D アレイの場合には 3 次元方向に対応する情報となる。

【 0 0 3 3 】

10

ここで、集束位置設定機能 4 3 は、画質判定機能 4 2 の判定に基づき、入力手段に入力されている正確なターゲティングが出来ない位置においてのターゲットの位置の指定を受け付けないように制御する。その際は、ターゲティングが不正確であることを操作者に対して報知するなどする。

【 0 0 3 4 】

次に、マーカ像生成機能 4 4 は、断層像に注意点を示すためのマーカ像を生成するための機能である。ここで、マーカ像とは、照射超音波が集束する領域を集束位置として示すためのマーカ、又は超音波照射による加温の影響が及ぼされる範囲を加温領域として示すためのマーカ、及び照射超音波が伝播していく経路を伝播経路として示すための直線や曲線、断層像上に表示させるキャラクタ画像などを含むものとする。マーカ像生成機能 4 4 は、集束位置設定機能 4 3 から、指定された断層像上の照射対象の位置を取得し、その位置に応じたマーカ像を生成する。これが画像合成機能 4 5 によって断層像と重畳された形態に合成され表示手段 5 0 に表示される。これにより操作者は、照射超音波のターゲットの位置を、断層像を参照しながら確認することができる。

20

【 0 0 3 5 】

また、マーカ像生成機能 4 4 は、断層像上の、各種マーカ像を表示させる位置の色彩又は輝度を、画質判定機能 4 2 から取得する。マーカ像生成機能 4 4 は、この情報を基に、マーカ像が表示される領域の周囲の断層像と、色彩又は輝度が異なるようにマーカ像を生成する。これは、上緒術した集束領域を示すマーカ、加温領域を示すマーカ、伝播経路を示すマーカ又は、キャラクタ画像などのそれぞれに対して、単独に色彩や輝度などを設定するようにしても良いし、マーカ像を構成する画素ごとに変化するようにしても良い。

30

【 0 0 3 6 】

また、マーカ像生成機能 4 4 は、操作者によって指定されている位置が正確にターゲティングができる位置であるかどうかの情報を取得し、その情報を反映したマーカ像を生成してもよい。正確にターゲティングができないと判断されているときには、マーカ像生成機能 4 4 はマーカ像を生成しないか、又は正確にターゲティングできないことを通知するように、通常時とその色彩、輝度、形状などの態様を変えたマーカ像を生成するようにしてもよい。

【 0 0 3 7 】

以下、本実施形態の動作の一例について、図 3 及び図 4 について説明する。まず、図 3 を用いて、本実施形態に掛かる動作例の全体の概略について説明し、次に、図 4 を用いて本発明の特徴をなす動作である、集束位置の設定の動作について詳細に説明する。

40

【 0 0 3 8 】

図 3 において、まず、ステップ S 1 0 0 として、超音波アプリケーション 1 0 を被検体 O B J に当接させる。ここで、超音波アプリケーション 1 0 と被検体 O B J の間に気泡などがあると、音響インピーダンスが整合しないため、超音波が体表近くで多く反射されてしまうため好ましくない。したがって、ゼリーなどを用いることにより、超音波アプリケーション 1 0 と被検体 O B J の間の音響的整合性を良くしなければならない。ここで、一般的な超音波照射装置における超音波アプリケーションは、超音波診断装置の超音波プローブなどと比較すると、広い面を被検体に当接させなければならない。したがって、ゼリーをうまく挟んで

50

超音波アプリケーションを当接させることは容易になされることではないため、何度も位置を変えて超音波アプリケーションを当接させるような作業はなるべく避けるべきである。被検体OBJに超音波アプリケーション10が当接されたと同時に、断層像取得用超音波プローブ15も被検体OBJに当接されることとなり、被検体OBJの断層像取得が可能となる。

【0039】

次に、ステップS200において、入力手段60を用いて断層像取得のための各種パラメータを設定する。ステップS300として、設定されたパラメータに基づき、画質設定機能41が断層像取得手段30を制御し、断層像が取得される。これは、一般的な超音波診断装置における動作と同様のものであり、操作者は実際に得られた断層像を参照しながら照射対象がはっきりと描出されるように調整を行う。また、診断用超音波プローブ15を回動させるなどして、照射対象がはっきりと描出されるように調整を行う。

10

【0040】

照射対象がはっきりと描出されたら、ステップS400として、入力装置60を用いて照射超音波の集束位置を決定する。この動作については、後に詳細に説明する。その後、ステップS500において、照射開始の入力を行うことにより、照射対象に超音波が照射されることとなる。

【0041】

次にステップS400の集束位置の決定のための動作について、図4を用いて詳細に説明する。まず、ステップS401において、操作者が、入力手段60を用いて、集束位置の設定を開始するための入力を行う。この入力により、集束位置設定機能43が起動し、集束位置設定機能43の制御下で集束位置の決定がなされる。

20

【0042】

ステップS402において、操作者が、入力手段60を用いて、照射対象の位置を断層像上に指定する入力などを行う。指定の仕方は、マウス、ライトペンやトラックボールで指示したり、画面上を指でなぞったり、長さや座標等の数値を記入して位置や領域を指定したりして指定する。また、画面上から照射対象が周辺と区別できる場合には、輪郭自動検出を用いて照射領域を決定しても良い。その際、自動検出した輪郭を手動で補正する機能や、照射対象に対してあらかじめマージンを設定しておき、自動検出領域にマージン分を含んだ領域をプラスして照射対象領域となるように自動もしくは手動で設定するようにしても良い。このようにすれば、操作者の判断頼らずとも適切な設定が可能となるので、簡便である点で好ましい。さらに、このステップS402において、照射超音波の集束幅、超音波強度、照射時間が設定されるようにしてもよい。

30

【0043】

そして、ステップS403において、集束位置設定機能43が現在指定されている位置の断層像の画質を取得する。集束位置設定機能43はステップS402における入力に従い、指定された断層像上の位置を取得する。

【0044】

ステップS404では、画質判定機能42が断層像の画質を判定する。画質判定機能42は画質設定機能41が取得した画質パラメータ、集束位置設定機能43が取得した指定位置、及び、あらかじめ内蔵されるメモリに記憶される表示手段を構成するモニタのゆがみと表示位置の関係を基に、操作者が指定した位置における、断層像の画質から、正確なターゲットングが可能であるか否かを判定し、集束位置設定機能43にその旨の情報を送信する。ステップS405において、この判定に基づいた判断を行い、ターゲットング不可能である場合には、ステップS406において、ターゲットング不可能であることが操作者に通知され、ステップS402に戻って、操作者が位置の設定をやり直すこととなる。

40

【0045】

ターゲットング可能であると判断された場合には、ステップS407において、マーカ像生成機能44が、マーカ像を配置すべき断層像の周辺の画質に応じた輝度のマーカ像を生成する。

50

【0046】

マーカ像生成機能44は、集束位置設定機能43から得られた指定位置の位置の情報と、画質設定機能41から得られた断層像の画質の情報を基に、マーカ像を配置すべき断層像の周辺の画質を取得する。この情報を用いて、マーカ像を断層像に重畳したときに、断層像とマーカ像がはっきり識別できるように、色彩、輝度などを調節する。

【0047】

マーカ像が生成されると、ステップS408において、画像合成機能45がマーカ像と断層像を合成し、表示手段50に表示されることとなる。操作者は表示手段50に表示された断層像及びマーカ像を目視し、断層像に表される照射対象部位とマーカ像として表される集束領域や加温領域集束位置の位置関係などから、照射超音波の集束位置が指定された場所でよいかを確認する。

10

【0048】

指定された場所でよい場合は、ステップS409において、入力手段60を用いて集束位置決定の入力を行い、ステップS410において、指定された位置や照射時間、集束の程度が内蔵されるメモリに記憶される。加温領域が照射対象部位の他の重要部位に悪影響を及ぼすと恐れがあると思われる場合などには、ステップS402に戻り、再度の調整を行うこととなる。

【0049】

ここで、本実施例ではステップS405において、判断を行っているため、ターゲティングが可能でない場合は、マーカ像を生成せず再度の位置調節を行うこととなっているが、これに限られず、ステップS405をとばして、ターゲティングが不可能な場合は、その旨を報知させるマーカ像を生成し、表示するようにしてもよい。この場合でもステップS409の判断により位置の指定をやり直すことが可能である。

20

【0050】

次に、図5を用いて、画質判定機能42の行う画質の判定について詳細に説明する。表示手段50においては、モニタ画面51上に図5のように断層像52が表示される。断層像52は、断層像用超音波プローブ15による扇形の走査によって取得されるので、その走査の態様を断層像52中に模式的に表すと、走査線53のように表すことができる。

【0051】

ここで、上述したように、超音波照射においては、正常な組織を傷つけないため、照射対象部位を正確に加熱することが重要であり、集束位置はできるだけ、正確に照射対象と重なるように設定しなければならない。したがって、例えばターゲティングの精度が1mm単位で要求される場合に、集束位置決定の案内となる断層像の分解能が2mmだったのでは必要な精度でのターゲティングは不可能である。画質判定機能42は、このような事情から断層像の画質などの判定を行う。

30

【0052】

もし、操作者の入力手段60へのもよって集束位置設定昨日43が受信する断層像上の位置が図のAで示されるような非常に浅い点だった場合には、断層像用超音波プローブ15からの超音波が一様とならず、サイドローブによるアーチファクトがあらわれることも多い。したがって、図のAのような位置では、正確なターゲティングが難しいため、このような領域では、画質判定機能42は正確なターゲティングが出来ない旨の判定を行う。

40

【0053】

また、図のBで示されるような、横にはずれた点は、断層像用超音波プローブ15の振動子に大きく遅延をかけて断層像用の送信超音波のビームをふったときの画像化領域である。したがって、操作者の入力手段60へのもよって集束位置設定昨日43が受信する断層像上の位置が、図のBで示されるような点であった場合は、超音波プローブ15の各振動子の大きさに依存する量子化誤差が大きくなり、断層像の画質は中央部に比べてやや劣るものとなる。この事情は、照射超音波の送信においても同じであり、照射領域が端部であるほど照射の集束がぼやけることとなる。したがって、図のBのような位置では、正確なターゲティングが難しいため、このような領域でも、画質判定機能42は正確なターゲ

50

ティングが出来ない旨の判定を行う。

【0054】

さらに、操作者の入力手段60へのもよって集束位置設定昨日43が受信する断層像上の位置が図のCでしめされるような、下端の点であった場合について説明する。断層像取得用の超音波は、扇形に広がって送受信される。つまり、図5に示される走査線53に沿った超音波送受信を画像化する。したがって、扇形の中心から外れるにしたがって、単位面積あたりの情報量は減り、分解能が悪くなる。また、モニタ画面51が曲面をなすCRTなどであった場合には、図に示される点Cのようなモニタ画面51の端部においてはモニタ画面51の湾曲によって断層像52及びマーカ像が見難くなる。したがって、図のCのような位置では、正確なターゲティングが難しいため、このような領域でも、画質判定機能42は正確なターゲティングが出来ない旨の判定を行う。

10

【0055】

つまり図に示される集束位置指定可能領域54のような位置で、正確なターゲティングが可能となる。なお、この集束位置指定可能領域54は実際に断層像52上に重畳させて表示させるようにしてもよい。このようにすれば、操作者が入力手段60に入力を行わずとも、正確なターゲティングができる領域が把握できるようになるため、簡便に正確なターゲティングを行うことができる点で好ましい。

【0056】

また、本実施形態においては、断層像取得手段は超音波の送受波によるものであったが、これに限られない。例えば、MRI装置、X線診断装置や、CT装置などであってもよい。これらの場合も、それぞれの断層像取得手段の特性に応じた、分解能などの画質情報によって断層像の画質の判定を行う。

20

【0057】

次に、図6を用いて、マーカ像生成機能44の生成するマーカ像について詳しく説明する。現在用いられている医用断層像はほとんどその輝度の濃淡で形態を示すものである。したがって、マーカ像を常に一定の輝度で生成した場合、マーカ像が表示される近傍の領域の輝度が近いと非常に見難くなくなってしまう。一例として図6のような断層像が得られた場合を考える。図6の例では大半の低輝度な領域の中に、照射対象領域の と高輝度領域の が映し出されている。このような断層像の照射対象領域に集束位置を指定すると、図のような位置に、加温領域を示すマーカ55や、照射超音波伝播経路を示すマーカ56が表示される。しかし、一定の輝度で表現したのではその視認性が悪い可能性があるため、断層像の輝度にあわせてそれぞれのマーカ像の輝度が調節される。図6の例では、断層像の輝度の高い領域の近傍においては、マーカ像が低輝度になるように、輝度の低い領域の近傍ではマーカ像が高輝度になるように生成する。これによって、断層像に重畳されたマーカ像の認識が容易となるため、簡便に正確なターゲティングを行うことができる。

30

【0058】

この他にも、マーカ像が表示される位置の断層像の輝度を、例えば、100倍又は100分の1にするなど、定数倍の輝度を与えてマーカ像を生成してもよい。このようにすれば、断層像にとマーカ像は、その輝度の差により輪郭強調され、マーカ像の認識が容易となる点で好ましい。

40

【0059】

また、加温領域や集束領域を示すマーカは一体として輝度調節を行ってもよい。この場合、加温領域や集束領域を示すマーカ像にカバーされる領域の断層像の輝度の平均や最大値をとって、これに定数倍を掛けることによって、マーカ像の輝度情報とする。このようにすれば、断層像の表示態様に左右されないでマーカ像の形態を把握することができる。

【0060】

さらに、操作者が入力手段60を用いることによって、マーカ像の輝度を調節できてもよい。この場合は、加温領域を示すマーカ像や照射超音波伝播領域を示すマーカ像はそれぞれ単独に調節できるものとし、操作者が見やすいように輝度の調節を行うことができるので、操作者の個性に応じて見やすいようにマーカ像の輝度を調節できる。

50

【0061】

また、照射対象部位への加温が進むに連れて、加温領域は徐々に高輝度になってゆく。したがって、あらかじめ加温時間による輝度変位のテーブルを記憶することなどにより、加温される時間に従って、マーカ象の輝度が調節されるようにしてもよい。このようにすれば、超音波照射によって照射中に断層像が変質しても、マーカ像が見難くなる事がなう点で好ましい。

【0062】

さらに、マーカ像生成機能44は背景となる断層像に応じ、輝度のみでなくその色彩を調節したマーカ像を生成してもよい。マーカ像生成機能44は、断層像が白黒の輝度情報からのみなるときは、単純に赤や青の色彩を与えればよいが、断層像が、カラードブラのようにカラー情報を含むときは、上述した輝度の場合と同じように、背景となる断層像の各点の色彩に応じてマーカ像の色彩を調節する。このようにすれば、断層像がカラーであった場合でも、その表示態様に依じて視認性の良いマーカ像を表示できる点で好ましい。

【0063】

ここで、集束領域を表すマーカ像、加温領域を表すマーカ像、照射超音波の伝播経路を表すマーカ像などの、マーカ像の構成のそれぞれについて、表示輝度や色彩が独立に変化させても良い。たとえば、集束領域を表すマーカ像のみ断層像の態様の変化に従った表示とし、あとは一定の輝度や色彩で表示させるようにしても良い。この場合、マーカ像生成機能44の制御が簡便になる点で好ましい。

【0064】

さらに、マーカ像生成機能44は画質判定機能42の判定に基づき、指定された位置のターゲティングの正確性を反映させて、その輝度、色彩、形状などを変化させてもよい。指定された位置が正確にターゲティングできない位置であった場合には、マーカ像を赤で表示したり、マーカ像の形状を「」形状から「x」形状にしたり、輝度を高い輝度から低く表示したりすることにより、正確なターゲティングが出来ないことを操作者に放置することが可能である。

【0065】

以上説明したように、本実施例によれば、超音波照射のターゲティングが正確であり、安全に超音波照射を行うことのできる超音波照射装置を提供できる。

【0066】

本実施例によれば、照射対象領域の案内となる断層像の画質や、表示されるモニタ画面などのゆがみ、また、照射超音波の照射条件や、被検体の照射対象部位近辺の情報により、指定された位置に対して、正確なターゲティングが行えるかどうかの判定を行う。さらに、本実施形態では操作者に対して、その判定結果を報知したり、その判定結果に基づき正確なターゲティングが出来ない位置には集束位置を設定できないように制御したりするので、不正確なターゲティングに基づいて超音波照射を行うことがない。したがって、本実施例によれば、超音波照射のターゲティングが正確であり、安全に超音波照射を行うことのできる超音波照射装置を提供できる。

【0067】

また、本実施例によれば、照射対象の案内となる断層像の輝度や色彩に応じて、生成するマーカ像の輝度や色彩を調節する。このことにより、マーカ像は、マーカ像周辺に表示される断層像の輝度や色彩と異なる輝度や色彩で表示される。したがって、断層像上のマーカ像の位置の把握が容易となり、照射対象領域や加熱を避けるべき領域と、照射される超音波の集束位置や伝播経路の位置関係を把握することが容易となり、適切な伝播経路を通過して所望する位置で集束するように超音波を照射することができる。したがって、本実施例によれば、超音波照射のターゲティングが正確であり、安全に超音波照射を行うことのできる超音波照射装置を提供できる。

【図面の簡単な説明】

【0068】

【図1】本発明の一例を示す実施形態における装置の構成を示すためのブロック図。

10

20

30

40

50

【図2】図1の実施形態における制御手段の機能構成を示すためのブロック図。

【図3】図1の実施形態における装置の動作の概要を示すためのフローチャート。

【図4】図3における集束位置の決定のための動作を示すためのフローチャート。

【図5】図1の実施形態における、画質の判定方法を示すための図。

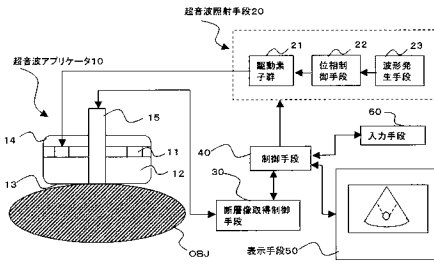
【図6】図1の実施形態における、マーカ像の表示例を示すための図

【符号の説明】

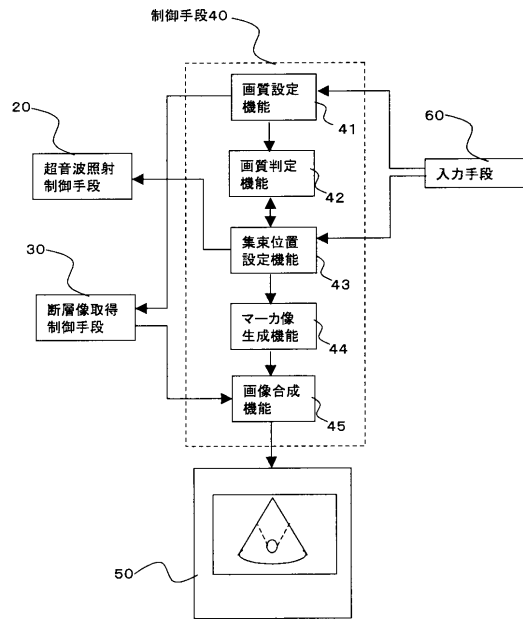
【0069】

| | | |
|----|-----------------|----|
| 10 | 超音波アプリケーション | |
| 11 | 超音波発生素子群 | |
| 12 | カップリング材 | 10 |
| 13 | 膜 | |
| 14 | 冷却手段 | |
| 15 | 断層像用超音波プローブ | |
| 20 | 超音波照射手段 | |
| 21 | 駆動素子群 | |
| 22 | 位相制御手段 | |
| 23 | 波形発生手段 | |
| 30 | 断層像取得手段 | |
| 40 | 制御手段 | |
| 41 | 画像設定機能 | 20 |
| 42 | 画質判定機能 | |
| 43 | 集束位置設定機能 | |
| 44 | マーカ像生成機能 | |
| 45 | 画像合成機能 | |
| 50 | 表示手段 | |
| 51 | モニタ画面 | |
| 52 | 断層像 | |
| 53 | 走査線 | |
| 54 | 集束位置指定可能領域 | |
| 55 | 加温領域を示すマーカ | 30 |
| 56 | 照射超音波伝播経路を示すマーカ | |
| 60 | 入力手段 | |

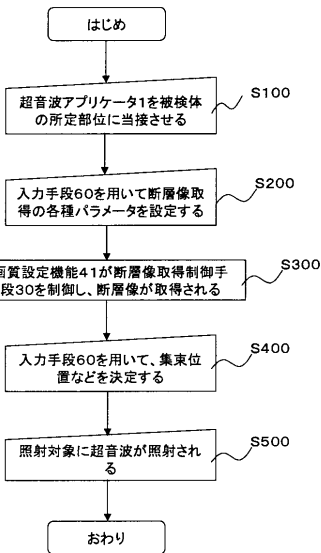
【図1】



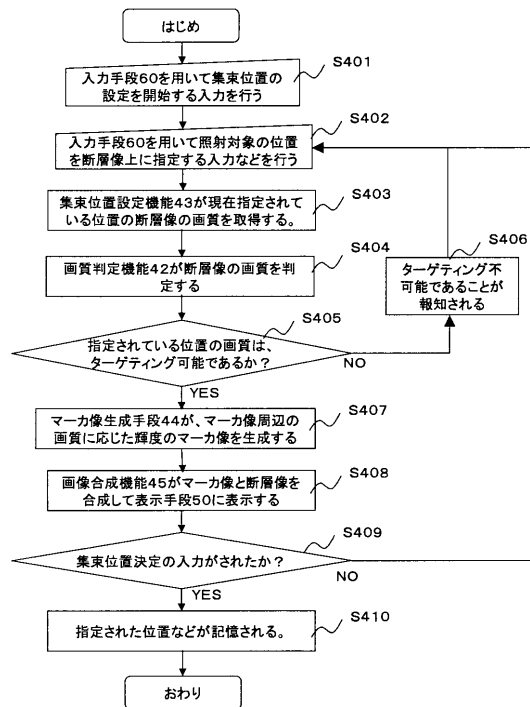
【図2】



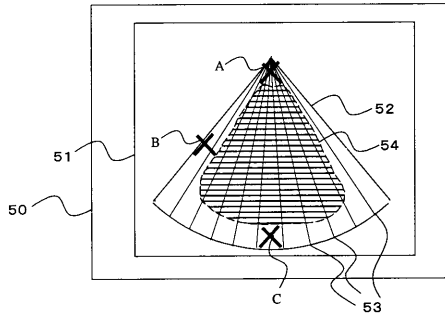
【図3】



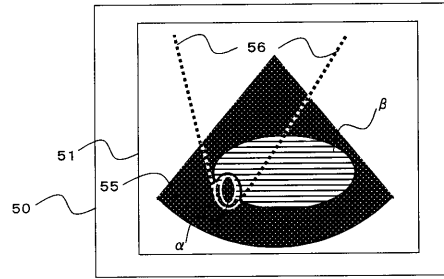
【図4】



【 図 5 】



【 図 6 】



| | | | |
|----------------|---|---------|------------|
| 专利名称(译) | 超声波照射装置 | | |
| 公开(公告)号 | JP2006158413A | 公开(公告)日 | 2006-06-22 |
| 申请号 | JP2004349428 | 申请日 | 2004-12-02 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社 | | |
| 申请(专利权)人(译) | 东芝公司 东芝医疗系统有限公司 | | |
| [标]发明人 | 石橋義治 | | |
| 发明人 | 石橋 義治 | | |
| IPC分类号 | A61B18/00 A61B8/00 A61F7/00 | | |
| FI分类号 | A61B17/36.330 A61B8/00 A61F7/00.322 A61B17/00.700 | | |
| F-TERM分类号 | 4C060/JJ22 4C060/JJ30 4C099/AA01 4C099/CA19 4C099/JA13 4C601/EE16 4C601/FF16 4C601/KK24 4C601/KK31 4C160/JJ33 4C160/JJ35 4C160/JJ36 4C160/KL06 4C160/MM32 4C160/MM43 4C160/MM53 | | |
| 代理人(译) | 堀口博 | | |
| 其他公开文献 | JP4782407B2 | | |
| 外部链接 | Espacenet | | |

摘要(译)

解决的问题：提供一种能够准确地进行超声波照射并安全地进行超声波照射的超声波照射装置。 解决方案：用于产生超声波并将其聚焦在对象的预定部位上的超声波照射装置，用于获取包括预定部位的断层图像以及在断层图像上的预定图像的断层图像获取装置20。当用于由显示装置50显示时，控制装置30用于生成用于指示与该区域相对应的位置的标记图像，以及用于以重叠的方式显示断层图像和标记图像的显示装置50，控制装置30。通过根据与断层图像的预定部分相对应的位置的图像质量来改变标记图像的模式，来生成标记图像。 [选择图]图2

