

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2009-247683

(P2009-247683A)

(43) 公開日 平成21年10月29日(2009.10.29)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 18/00 (2006.01)	A 6 1 B 17/36 3 3 0	4 C 0 9 3
A 6 1 B 8/00 (2006.01)	A 6 1 B 8/00	4 C 0 9 6
A 6 1 B 10/00 (2006.01)	A 6 1 B 10/00 E	4 C 1 6 0
A 6 1 B 6/03 (2006.01)	A 6 1 B 6/03 3 7 7	4 C 6 0 1
A 6 1 B 5/055 (2006.01)	A 6 1 B 5/05 3 9 0	5 B 0 5 7

審査請求 未請求 請求項の数 13 O L (全 15 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2008-100503 (P2008-100503)
 (22) 出願日 平成20年4月8日 (2008.4.8)

(71) 出願人 000005108
 株式会社日立製作所
 東京都千代田区丸の内一丁目6番6号
 (74) 代理人 100091096
 弁理士 平木 祐輔
 (72) 発明者 杉田 奈巳
 東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目280番地
 株式会社日立製作所中央研究所内
 (72) 発明者 吉川 秀樹
 東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目280番地
 株式会社日立製作所中央研究所内
 (72) 発明者 東 隆
 東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目280番地
 株式会社日立製作所中央研究所内

最終頁に続く

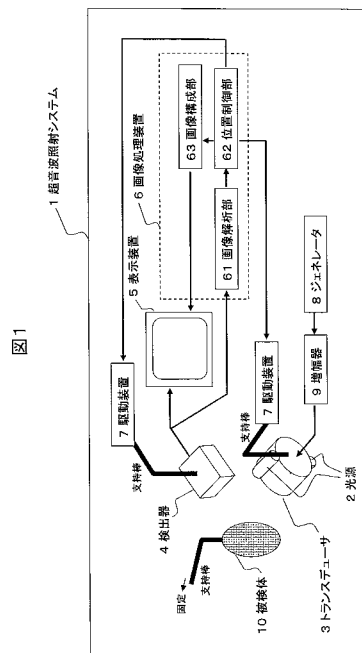
(54) 【発明の名称】 超音波照射システム

(57) 【要約】

【課題】 簡便で正確に超音波の照準が行える超音波照射システムを提供する。

【解決手段】 被検体 1 0 へレーザ光をスポット照射する少なくとも二つの光源 2 と、被検体へ超音波を照射するトランスデューサ 3 と、被検体のレーザ光照射領域を撮像する検出器 4 と、検出器により得た画像情報を表示する表示装置 5 と、画像情報を処理する画像処理装置 6 と、トランスデューサを移動させる駆動装置 7 とを有し、レーザ光は超音波の焦点を通る超音波伝播軸上で互いに交差するように照射され、画像処理装置は、画像情報から被検体上に形成された光スポットの間隔を求め、当該光スポットの間隔に基づいて駆動装置を制御する。

【選択図】 図 1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体へレーザ光をスポット照射する少なくとも二つの光源と、
前記被検体へ超音波を照射するトランスデューサと、
前記被検体の前記レーザ光照射領域を撮像する検出器と、
前記検出器により得た画像情報を表示する表示装置と、
前記画像情報を処理する画像処理装置と、
前記トランスデューサを移動させる駆動装置とを有し、
前記レーザ光は前記超音波の焦点を通る超音波伝播軸上で互いに交差するように照射され、

10

前記画像処理装置は、前記画像情報から前記被検体上に形成された光スポットの間隔を求め、当該光スポットの間隔に基づいて前記駆動装置を制御することを特徴とする超音波照射システム。

【請求項 2】

前記光源は前記トランスデューサの外周部に等間隔で配置されていることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波照射システム。

【請求項 3】

前記検出器は前記二つの光源を結ぶ軸と直交する方向から前記レーザ光照射領域を撮像することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波照射システム。

20

【請求項 4】

前記光スポットの間隔が最小になる前記トランスデューサの位置を超音波照射の基準点とすることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波照射システム。

【請求項 5】

前記トランスデューサの位置を前記超音波の焦点を通る超音波伝播軸上で移動させながら、前記光スポットの間隔を測定し、前記基準点を決定することを特徴とする請求項 4 に記載の超音波照射システム。

【請求項 6】

前記駆動装置による前記トランスデューサの移動ピッチは、前記超音波の焦点の大きさより小さいことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波照射システム。

【請求項 7】

前記光スポットの間隔を、前記トランスデューサの位置に対してプロットしたグラフを用意し、前記グラフ上に前記トランスデューサの位置を表示することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波照射システム。

30

【請求項 8】

前記被検体の表面からターゲットまでの深さ分、前記レーザ光の交差点を前記超音波の焦点から前記トランスデューサ側にずらし、前記光スポットの間隔が最小になる前記トランスデューサの位置で超音波を照射することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波照射システム。

【請求項 9】

前記超音波の焦点で照射レーザ光が交差する一対の光源と、前記被検体の表面からターゲットまでの深さ分、照射レーザ光の交差点を前記超音波の焦点から前記トランスデューサ側にずらした別の対の光源を有することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波照射システム。

40

【請求項 10】

前記超音波の焦点を通る超音波伝播軸上の異なる位置で照射レーザ光がそれぞれ交差する複数対の光源を有し、前記複数対の光源は各対ごとに別の色のレーザ光を照射することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波照射システム。

【請求項 11】

被検体へレーザ光をスポット照射する少なくとも二つの光源と、
前記被検体へ超音波を照射するトランスデューサと、

50

前記被検体を撮像する検出器と、
 前記被検体の立体的な情報を取得する撮像装置と、
 前記検出器で撮像した光学画像と前記撮像装置で取得した立体画像を処理し、両画像の位置の整合を取った画像を構成する画像処理装置と、
 前記画像処理装置で処理した画像を表示する表示装置と、
 前記トランスデューサを移動させる駆動装置とを有し、
 前記レーザ光は前記超音波の焦点を通る超音波伝播軸上で互いに交差するように照射され、

前記画像処理装置は、前記画像情報から前記被検体上に形成された光スポットの間隔を求め、当該光スポットの間隔に基づいて前記駆動装置を制御することを特徴とする超音波照射システム。

10

【請求項 1 2】

前記画像処理装置では、前記画像に前記光スポット間隔が最小になる基準点及び超音波照射領域を入力した表示画像を構成することを特徴とする請求項 1 1 に記載の超音波照射システム。

【請求項 1 3】

前記画像処理装置では、前記表示画像に前記超音波照射の計画及び前記トランスデューサの位置を反映させることを特徴とする請求項 1 1 に記載の超音波照射システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

20

【0001】

本発明は、超音波照射システムに関し、例えば腫瘍の治療のために超音波を照射するシステムに関するものである。

【背景技術】

【0002】

超音波は医療分野においては、主として形態画像を得るために使われており、リアルタイム性、可搬性、低侵襲性といった特長を持つ超音波診断装置が広く普及している。その一方で、超音波は生体に対して、機械的作用、熱的作用、化学的作用を及ぼす事も知られており、機械的作用を利用した結石破壊装置、機械的作用と熱的作用を利用した理学療法装置等、治療への臨床応用も広がってきている。腫瘍の治療への応用も検討されており、熱的作用を用いる方法と化学的作用を用いる方法が知られている。

30

【0003】

熱的作用を用いた治療方法としては、HIFU (High Intensity Focused Ultrasound : 高密度焦点式超音波療法) が、例えば非特許文献 1 に開示されている。HIFU は、生体組織に吸収されて熱に変換された超音波エネルギーで組織を凝固壊死させる治療方法である。既に、前立腺肥大、前立腺がん、乳がん等に臨床応用されている。体外から患部に超音波を収束して照射できるため、低侵襲で選択的な治療方法だが、 $1 \text{ kW} / \text{cm}^2$ 以上の高い音響強度の超音波を照射するため、正確な照準が課題である。現状は、MRI や超音波診断装置のガイド下で治療用の超音波の照射が行われている。

【0004】

40

化学的作用を用いた治療方法としては、音響化学治療が例えば非特許文献 2 に開示されている。音響化学治療は、超音波と薬剤の相乗効果を用いる治療方法であり、あらかじめ患者に投与された音響化学治療用の薬剤を、超音波照射により生じるキャピテーションと呼ばれる現象を利用して活性化させ、酸化的に組織を壊死させることによって治療効果を得る。数 W / cm^2 ~ 数 $10 \text{ W} / \text{cm}^2$ 程度の比較的低い音響強度で治療効果が得られる可能性が動物実験より示唆されている。

【0005】

音響化学治療はまだ研究段階の治療方法で、キャピテーションの制御が実用化への課題である。その解決に向けて、キャピテーションを効率良く生成する薬剤 (例えば特許文献 1 参照) や超音波の照射方法 (例えば特許文献 2 : 基本波にその二倍の周波数を持つ第二

50

高調波を重畳する方法、非特許文献3：基本波と第二高調波の位相をずらして重畳する方法、参照)が開示されている。しかし、数 W/cm^2 ～数 $10W/cm^2$ 程度の音響強度ではキャビテーションの生成は確率的であり、治療効果があったとしても治療直後には外観的变化が見られないため、治療中に患部でキャビテーションが生じているかどうか、気泡生成を超音波診断画像で確認するモニタリング方法が特許文献3に開示されている。

【0006】

【特許文献1】国際公開第98/01131号パンフレット

【特許文献2】国際公開第94/06380号パンフレット

【特許文献3】特開2007-007279号公報

【非特許文献1】P.P.Lele著「Ultrasound; medical applications, biological effects and hazard potential」Plenum Press New York 1987年:275-306

【非特許文献2】Jpn.J.Cancer Res.,80:219-222(1989)

【非特許文献3】Jpn.J.Appl.Phys.,42:3246-3250(2003)

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

HIFU、音響化学治療ともに、超音波を用いた腫瘍の治療方法は、低侵襲で、選択的な治療方法として期待されている。HIFUにおいては安全性を高めるために、音響化学治療においてはその実用化にむけて、照射超音波の正確な照準は必要不可欠である。

【0008】

HIFUでは、現状、MRIや超音波診断機を超音波照射のガイドとしている。しかし、前者は装置が大掛かりであり、磁石に影響を与えない治療器具の使用といった制限が生じ、後者は焦点周辺の二次元画像が得られるにすぎず、正確な照準は困難である。

【0009】

音響化学治療においては、キャビテーション生成のモニタリング方法が開示されてはいるが、治療効果が得られなかった場合、超音波が目的部位に照射されていなかったのか、照射されてもキャビテーションが生じなかったのか、現状では判断ができない状況である。照射超音波の正確な照準の実現により、実用化に向けての研究の推進が加速されると考えられる。

【0010】

そこで、本発明は、簡便で正確に超音波の照準が行える、超音波照射システムを提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0011】

本発明の超音波照射システムは、被検体へレーザ光をスポット照射する少なくとも二つの光源と、被検体へ超音波を照射するトランスデューサと、被検体のレーザ光照射領域を撮像する検出器と、検出器により得た画像情報を表示する表示装置と、画像情報を処理する画像処理装置と、トランスデューサを移動させる駆動装置とを有し、レーザ光は超音波の焦点を通る超音波伝播軸上で互いに交差するように照射され、画像処理装置は、画像情報から被検体上に形成された光スポットの間隔を求め、当該光スポットの間隔に基づいて駆動装置を制御することを特徴とする。

【0012】

なお、他の発明に関しては、本明細書中で明らかにする。

【発明の効果】

【0013】

本発明によれば、レーザ光で被検体とトランスデューサの相対的な位置関係を可視化できるため、簡便に、ターゲットを正確に狙った超音波照射が行える。

【発明を実施するための最良の形態】

【0014】

以下、本発明の実施形態について、適宜図面を参照しながら詳細に説明する。

10

20

30

40

50

【 0 0 1 5 】

〔 実施例 1 〕

図 1 は、本発明による超音波照射システムの構成例を示すブロック図である。図 1 に示すように、超音波照射システム 1 は、光源 2 と、トランスデューサ 3 と、検出器 4 と、表示装置 5 と、画像処理装置 6 と、駆動装置 7、ジェネレータ 8 と、増幅器 9 とを含んで構成される。検出器 4 は、CCD カメラ等の撮像装置である。

【 0 0 1 6 】

以下、構成物間の位置関係、構成物の動作を説明する。支持棒で保持されるトランスデューサ 3 及び検出器 4 が、支持棒で固定される被検体 10 に対し、各々照射面及び、撮像面を向けた状態で固定される。トランスデューサ 3 と、検出器 4 は同じ水平面上に位置される。トランスデューサ 3 の側面には少なくとも二つの光源 2 が互いに異なる位置に付属し、双方の光軸がトランスデューサ 3 から照射される超音波の焦点で交差するような位置に固定される。検出器 4 は、一对の光源を結ぶ直線と直交する方向から被検体のレーザ光照射領域を撮像できるように位置づけられている。検出器 4 で検出された画像情報は表示装置 5 で表示され、同時に、画像情報は画像処理装置 6 に送られて、トランスデューサ 3 の位置制御に必要な解析が行なわれる。トランスデューサ 3 は駆動装置 7 に接続されており、画像処理装置 6 における解析結果に基づいて、超音波照射に最適な位置に移動される。トランスデューサ 3 の位置制御が終了した時点で、ジェネレータ 8 から波形信号が増幅器 9 を介してトランスデューサ 3 に送られ、電気エネルギーから振動エネルギーへのエネルギー変換を経て、被検体 10 に対して超音波が照射される。

10

20

【 0 0 1 7 】

以下に、この超音波照射システムを用いて、トランスデューサの位置制御を行う実施例を示す。

【 0 0 1 8 】

図 2 のフローチャートを用いて、画像処理装置 6 における画像解析の方法を説明する。ここでは簡単のため、光源 2 はトランスデューサ 3 の上下対照位置に配置した二つとし、超音波照射のターゲットは被検体 10 の表層に位置するとして説明する。処理工程は大きく移動方向制御フローと照射位置制御フローに分けられる。移動方向制御フローでは、トランスデューサ 3 の移動方向を決定し、照射位置制御フローでは、超音波照射に最適なトランスデューサ 3 の位置を決定する。

30

【 0 0 1 9 】

まず被検体 10 に対して光源 2 からレーザ光を照射し (S 1)、検出器 4 で画像情報を取得する (S 2)。画像情報は、被検体の表面及びレーザ光が当たる部分に形成される光スポット像を含む画像情報である。

【 0 0 2 0 】

図 3 に示すように、トランスデューサ 3 及び被検体 10 を Z 軸に沿って設置し、トランスデューサ 3 の位置、超音波の焦点 1 2 及びレーザ光の集光点 (2 本のレーザ光の交差点)、被検体 10 の表在に位置するターゲット 1 3 の位置を、それぞれ Z_0 、 Z_{focus} 、 Z_{target} とする。また、超音波の焦点 1 2 とターゲット 1 3 との距離を $Z_d = |Z_{focus} - Z_{target}|$ と定義する。ここで $|Z|$ は Z の絶対値を意味する。

40

【 0 0 2 1 】

レーザ光を照射した状態で得られる画像は、 Z_d の大きさによって図 4 のように変化する。レーザの集光点がターゲット 1 3 の位置から遠いときには、前記画像上で被検体 10 に映る二つの光スポット 1 1 の間隔 (以下、光スポット間隔) D_z は大きく、レーザの集光点がターゲット 1 3 に近づくにつれて小さくなる。そして、 Z_d が 0 の時、つまりレーザの集光点とターゲット 1 3 の位置が一致する時、光スポット間隔 D_z は 0 となって二つの光スポットが重なる。つまり光スポット間隔 D_z と Z_d は同一の傾向を示す。画像処理装置 6 は、この光スポット間隔 D_z の値に基づいてトランスデューサ 3 の移動を制御する。

【 0 0 2 2 】

ステップ 3 では、トランスデューサ 3 の移動方向を決定するために、Z 軸上の異なる二

50

点 (Z_1 、 Z_2) で画像情報の取得及び光スポット間隔 D_z (Z_1 、 Z_2 に対して、 D_1 、 D_2) の計測を行なう。光スポット間隔 D_z の計測は、画像処理装置 6 内の画像解析部 6 1 で行なう。取得した画像情報内で、レーザ光の光スポット 1 1 部分の輝度値は、被検体 1 0 の輝度値に比べて十分に大きい。そのため、取り込まれた画像情報に対して一定の閾値以上の領域を抽出することにより光スポット 1 1 の位置が特定でき、その間隔と検出器 4 の画素サイズから光スポット間隔 D_z を計測する。

【0023】

D_1 と D_2 の計測結果は位置制御部 6 2 に送られ、 D_1 と D_2 の比較でトランスデューサ 3 の移動方向が決まる。前述したように、光スポット間隔 D_z と、レーザの集光点とターゲット 1 3 との間隔 Z_d は、トランスデューサの移動方向に対して同一の傾向を示すため、例えば $D_1 < D_2$ の場合、計測位置 Z_1 の方が Z_2 に比べて Z_d が小さいと判断でき、移動方向は Z_2 から Z_1 の方向と決定する (S 4)。

10

【0024】

以上、ステップ 1 からステップ 4 で移動方向制御フローが終わり、続いて超音波の照射位置制御フローが開始される。照射位置制御フローでは、移動方向制御フローで決められた方向にトランスデューサ 3 を動かしながら、レーザ光照射及び光スポット間隔 D_z の計測を繰り返し、超音波照射に最適な位置 ($Z_d = 0$) にトランスデューサ 3 を移動させる。

【0025】

ステップ 5 からステップ 7 は、レーザ光照射下での画像情報から光スポット間隔 D_z を計測する工程で、上述したステップ 1 からステップ 3 と同等であるため、説明を省略する。ステップ 7 の計測結果 (D_z) は、位置制御部 6 2 に送られる。ステップ 8 では、計測した光スポット間隔 D_z と、それまでの計測過程で最も小さい値の光スポット間隔 D_{min} との比較を行なう。ここで、 D_{min} の初期値は、ステップ 4 で計測した D_1 と D_2 の小さい方の値とする。計測結果の D_z 値が D_{min} より小さい場合はその D_z 値を新規 D_{min} とし、再度トランスデューサ 3 を移動させる (S 9)。移動ピッチは、トランスデューサ 3 から照射される超音波の周波数とトランスデューサ 3 の F ナンバ (超音波の焦点距離 / トランスデューサ 3 の口径) から算出される焦点の大きさで決まる。焦点の大きさに対して十分に小さければ良い。例えば、周波数が 1 MHz、F ナンバ (超音波の焦点距離 : 40 mm / トランスデューサ 3 の口径 : 40 mm) が 1 では、焦点の Z 方向の大きさは約 10 mm となる。この場合、移動ピッチは 1 mm 程度に設定すれば良い。

20

30

【0026】

ステップ 5 からステップ 9 を繰り返し、 D_z が D_{min} より大きくなった時点で D_z の計測を終了してステップ 10 に入る。ステップ 10 では、トランスデューサ 3 を一つ前の計測位置に戻して D_{min} の計測位置に合わせ、その位置を超音波照射の基準点 1 4 と設定する。

【0027】

基準点 1 4 を設定するための、ステップ 5 からステップ 9 による D_{min} は、Z 軸方向の一定の範囲でステップ 5 からステップ 9 を繰り返して作成する、図 5 に示すような Z と D_z のグラフを元にしても良い。グラフの作成は、画像構成部 6 3 で行い、表示装置 6 に表示する。被検体 1 0 の凹凸等による D_z のノイズ成分に対するロバスト性が高くなり、また計測仮定の全体像が視覚的に確認できるため、より正確な基準点 1 4 の設定が可能である。 D_{min} は操作者がグラフから読み取っても良く、また、グラフの微分やステップ 8 のように各計測値を適宜比較して決定しても良い。

40

【0028】

グラフを作成する際、トランスデューサ 3 と被検体 1 0 を十分に近づけた状態を初期位置とし、その位置からトランスデューサ 3 を被検体 1 0 から遠ざける方向に動かせば、移動方向制御フロー部分であるステップ 1 からステップ 4 を省略可能である。また、表示装置 6 に表示されるグラフを、 D_z の計測毎に更新すれば、最適なタイミングで D_z の計測を終了できる。

50

【 0 0 2 9 】

光スポット間隔 D_z からその位置での Z_d を計算することも可能である。その結果を利用してトランスデューサ 3 を移動させれば、基準点 1 4 がより効率的に設定できる。図 6 に示すように、超音波の伝播軸（Z 軸）とレーザ光の光軸が成す角度を θ とする。 θ はトランスデューサ 3 の F ナンバから決まる。この θ を用いると、 $Z_d = D_z / (2 \tan \theta)$ となる。この計算は基準点の設定時だけでなく、超音波照射中の照射位置の確認にも利用できる。

【 0 0 3 0 】

ステップ 1 1 では前記基準点 1 4 にトランスデューサ 3 が位置する状態で、超音波照射を行なう。超音波を照射する際は、超音波の伝播効率を上げるために、トランスデューサ 3 と被検体 1 0 の間にはマッチング層が配置される。マッチング層は送信用トランスデューサ 3 と被検体 1 0 の音響インピーダンスの差を小さくするためのもので、超音波ゼリー、脱気水、ウレタンゴム、ゲル等が使用される。

10

【 0 0 3 1 】

トランスデューサ 3 の位置情報は適宜画像構成部 6 3 に送られ、基準点 1 4 の設定に用いたグラフ上に照射位置が反映され、表示装置 6 に表示される。

【 0 0 3 2 】

なお、何かしらの要因で、トランスデューサ 3 の移動に制限が生じる場合は、位置制御部 6 2、駆動装置 7 を介して被検体 1 0 を移動させても良い。

【 0 0 3 3 】

20

〔実施例 2〕

本発明の超音波照射システムは、被検体 1 0 とトランスデューサ 3 の相対的な位置関係を示す基準点 1 4 を設定し、ターゲット 1 3 に対して超音波照射を正確に行なうためのものであり、ターゲット 1 3 の位置や大きさを限定しない。本実施例ではターゲット 1 4 が超音波の焦点 1 2 より大きい場合や、被検体 1 0 の深部に位置する場合に本実施形態の超音波照射システムを用いて、トランスデューサの位置制御を行った例を示す。本実施例の超音波照射システムの装置構成は、実施例 1 と同じく図 1 に示されるものである。

【 0 0 3 4 】

ターゲットの大きさや位置は超音波、X 線 CT、MRI といった既存の撮像装置により予め計測しておく。ターゲットが被検体の表層に位置する場合は、その大きさはノギスやメジャーといった一般的な計測機器で測定しても良い。計測結果は位置制御部 6 2 に入力しておく。

30

【 0 0 3 5 】

続いて、図 2 に示したフローチャートに従い、実施例 1 で行った方法で基準点 1 4 を設定する。方法は実施例 1 に示した通りであるので、説明は省略する。

【 0 0 3 6 】

設定した基準点 1 4 を起点とし、ターゲット 1 3 の位置や大きさにより、トランスデューサ 3 を適宜移動させて超音波を照射する。予め位置制御部 6 2 に入力したターゲットの大きさ、深さの計測結果に基づき、トランスデューサ 3 の移動を制御することにより、超音波の焦点 1 2 をターゲット 1 3 上に正確に合わせられるだけでなく、ターゲット 1 3 全体を自動的に治療することが可能である。その場合は、図 7 に示すように、基準点の設定に使用したグラフ上に、照射開始深度、照射中の深度、照射終了深度が反映される。

40

【 0 0 3 7 】

上述した超音波照射システムの装置構成では、レーザ光の集光点と超音波の焦点が一致するように光源を設置したが、ターゲット 1 3 が被検体 1 0 の深部に位置する場合には、レーザ光の集光点と超音波の焦点が一致しないように、光源を設置しても良い。例えば、ターゲット 1 3 が被検体 1 0 の表在から 1 0 mm の深部位置にある場合、図 8 に示すように、予めレーザ光の集光点（ $Z_{Focus-Laser}$ ）を超音波の焦点よりトランスデューサ 3 側に 1 0 mm ずらしておくことにより、レーザからの二つの光スポットが一致する地点（基準点 1 4）での超音波照射ができる。レーザの集光点と超音波の焦点が一致するように光源

50

を設置した場合は、トランスデューサ 3 を基準点 1 4 から照射地点まで移動させる必要があるが、本手法では光スポット 1 1 が被検体 1 0 の表層で一致する、という視覚的に直接確認できる状態での超音波照射が可能となる。

【 0 0 3 8 】

また、光源 2 の個数を増やし、各対の光源 2 からのレーザ光を Z 軸上の異なる位置に集光するように設置することも可能である。例えば、図 9 に示すように一对の集光点を超音波の焦点に一致させ、別の一对を超音波の焦点より手前 1 0 mm に一致させることで、基準点 1 4 及び、超音波の焦点 1 2 の両方を、レーザ光の集光という形で視覚的に確認できる。このとき、レーザの対毎に色を変えることで、各集光点の誤認を避けられる。

【 0 0 3 9 】

また、ターゲット 1 3 が被検体内に複数個所ある場合も、各箇所毎にレーザを集光させられるので正確な超音波照射が実現できる。このとき、各ターゲット 1 3 に対応するレーザ対として波長の異なったレーザを用いることにより、どのターゲットを照射するための配置であるかの確認を行うことができる。

【 0 0 4 0 】

〔実施例 3〕

超音波、X 線 CT、MRI といった被検体 1 0 の深部を含む立体的な情報を得るための撮像装置を備えており、超音波照射の詳細な計画及び観察が可能な超音波照射システムの実施例について説明する。

【 0 0 4 1 】

本実施例の装置構成の一例を図 1 0 に示す。撮像装置 1 5 は画像処理装置 6 に接続し、被検体 1 0 の内部を含む二次元又は三次元の画像情報を画像構成部 6 3 に入力する。レーザ光による基準点 1 4 の設定は実施例 1 で説明した図 2 に示す処理工程と同じであるため、ここでは説明を省略する。

【 0 0 4 2 】

撮像装置 1 5 からの画像情報に基づきターゲット 1 3 を含む被検体 1 0 の立体画像を構成し、超音波照射の計画及び照射状況を観察するための画像構成に至る過程を図 1 1 のフローチャートを用いて説明する。

【 0 0 4 3 】

ステップ 2 1 にて基準点 1 4 の設定を終えたトランスデューサ 3 は、被検体 1 0 の表面にレーザ光が集光するように位置している。続いて、ステップ 2 2 にて、基準点 1 4 でレーザ光を照射した状態の光学画像の画像情報を検出器 4 で取り込み、画像構成部 6 3 に入力する。同時に、ステップ 2 3 にて撮像装置 1 5 を用いて、被検体 1 0 の前記光学画像の領域を含む三次元の画像情報を取り込み、画像構成部 6 3 に入力する。ステップ 2 4 にて、画像構成部 6 3 では、前記光学画像と前記立体画像との位置の整合が行なわれ、立体画像に基準点 1 4 が入力される (S 2 5) 。

【 0 0 4 4 】

光学画像と立体画像とを整合させる手法は、例えば取得した光学画像と立体画像を図 1 2 に示すように表示装置 5 に並列に表示し、操作者が立体画像を回転させながら光学画像と同一断面を目視で探索する。その際、立体画像上には図 1 2 に示すように着目断面 1 6 を設けることにより、光学画像との比較が容易になる。また、画像構成部 6 3 では前記着目断面と光学画像との相関演算が実行され、整合の程度を示す相関値が画面上に表示される。目視による大まかな位置決めと相関値による定量評価を組み合わせることにより、効率良くかつ高精度に画像同士の位置の整合が可能である。また、目視による手法と相関値による手法のいずれか一方でも、位置の整合は可能である。

【 0 0 4 5 】

光学画像と立体画像の位置の整合が完了した時点で図 1 3 に示すように立体画像上にはレーザの集光点である基準点 1 4 が自動的に入力される。

【 0 0 4 6 】

続いて、基準点 1 4 が入力された前記立体画像に、ターゲット 1 3 を含むように照射領

10

20

30

40

50

域 17 が入力される (S 26)。照射領域 17 の入力、ターゲット 13 が被検体 10 の表在に位置している時には、入力された基準点 14 の位置がターゲット 13 となるため、基準点 14 を含む領域の境界を強調することにより完了する。照射領域 17 の境界を抽出する手法の一つは手動で入力する方法がある。表示装置 5 に表示される立体画像を参考に、画像処理装置 6 に設けるマウス等を操作し、表示装置 5 に表示されるポインタを境界に沿って動かして、当該領域を抽出する。また別の手法として、セグメンテーションを用いる方法がある。この手法は近接する画素同士の輝度を比較し、輝度変化が大きい位置を探索する手法に基づく。基準点を始点として近接画素との輝度の比較を繰り返すことにより、同等の輝度を持つ領域を抽出でき、結果として照射領域 17 の抽出がなされる。

【0047】

ターゲット 13 が被検体 10 の深部に位置する時の境界抽出の方法は、手動による場合はターゲット 13 が表在に位置する時と同じである。セグメンテーションを用いる場合には、操作者が輝度の比較を開始する始点を表示装置 5 に表示される立体画像上に入力すればよい。但し、被検体 10 が均質であり、輝度の分布がターゲット 13 とそれ以外の領域と二極化している場合には、ターゲット 13 が深部にあってもセグメンテーションの始点を手動で入力する必要はない。基準点 14 を始点としてセグメンテーションを実行することにより、ターゲット 13 以外の領域が抽出されるので、それ以外の領域は照射領域 17 として抽出される。

【0048】

この段階で、基準点 14 と照射領域 17 の位置関係が固定される。以上により、被検体 10、ターゲット 13、照射領域 17、及び基準点 14 を含む立体画像が表示画像として構成され、表示装置 5 に表示される (S 27)。

【0049】

画像構成部 63 に入力された照射領域 17 の位置及び領域の大きさの情報は、位置制御部 62 に入力され、トランスデューサ 3 の位置制御に用いられる。超音波の照射が開始されると、位置制御部 62 ではトランスデューサ 3 を基準点 14 から最も近い照射領域 17 の地点に移動させ、その地点を起点として照射領域 17 全体を隙間なく移動させながら超音波照射を行なう (S 28、S 29)。この際の超音波の焦点の大きさは、周波数 1 MHz、Fナンバ 1、超音波の焦点距離 40 mm、トランスデューサの口径 40 mm の場合、Z 方向約 10 mm、X、Y 方向約 3 mm である。トランスデューサ 3 の位置情報は位置制御部 62 から画像構成部 63 に随時送られ、画像構成部 63 では超音波の照射が完了した領域、現在照射中の領域、次回照射予定の領域を、色別又はグラデーション等の手段により、図 14 に示すように各領域を容易に判別できる形で表示画像に随時反映する (S 30、S 31)。

【0050】

表示画像に載せる情報は操作者が任意に選択でき、例えばターゲット 13 と照射中、照射完了、照射予定の各領域のみを表示画像とすることで、照射経過の観察に最適化した表示形態にすることができる。また、この最適化した画像と共に、図 15 に示すように被検体 10 や基準点 14 を含む画像を並列して表示することにより、照射経過だけでなく、照射中の全体像の把握も可能である。表示画像中の照射予定領域が全て照射終了領域になると、位置制御部 62 はトランスデューサ 3 の移動を終了する (S 32)。

【0051】

撮像装置として超音波診断機を使う場合は、超音波照射中や超音波照射後のターゲットの変化を、診断画像の輝度変化で観察できる場合があり、より安全に超音波照射を行える可能性がある。

【図面の簡単な説明】

【0052】

【図 1】本実施形態の超音波照射システムの構成を示すブロック図である。

【図 2】画像処理装置における画像解析の方法を説明するためのフローチャートである。

【図 3】トランスデューサ、超音波の焦点及びレーザ光の集光点と被検体の位置を示した

10

20

30

40

50

図である。

【図 4】被検体の表在に映る光スポットの位置を示した図である。

【図 5】トランスデューサの Z 軸上の位置と光スポット間隔との関係を示したグラフである。

【図 6】超音波の焦点とターゲットとの距離を光スポット間隔から算出する方法を補助する図である。

【図 7】基準点の設定に使用したグラフ上に超音波の照射状況の Z 軸方向の情報を反映した図である。

【図 8】超音波の焦点からターゲットの深さ分レーザ光の集光点をトランスデューサ側にずらした場合の各部の位置を示した図である。

【図 9】超音波の焦点に集光させる光源と、被検体の表層に集光させる二対の光源を使った場合の各部の位置を示した図である。

【図 10】撮像装置を具備した本実施形態の超音波照射システムの構成を示すブロック図である。

【図 11】撮像装置からの画像情報に基づき被検体の立体画像を構成し、超音波照射の計画及び照射状況を観察するための、画像構成に至る過程を説明するためのフローチャートである。

【図 12】光学画像と立体画像とを整合させる手法を示した図である。

【図 13】光学画像と立体画像の整合から、基準点、照射領域を入力して表示画像を構成するまでを示した図である。

【図 14】超音波照射状況と超音波照射計画を反映した表示画像を示した図である。

【図 15】超音波照射状況と超音波照射計画を反映した二種類の画像を並列表示した画像を示した図である。

【符号の説明】

【 0 0 5 3 】

- 1 超音波照射システム
- 2 光源
- 3 トランスデューサ
- 4 検出器
- 5 表示装置
- 6 画像処理装置
- 6 1 画像解析部
- 6 2 位置制御部
- 6 3 画像構成部
- 7 駆動装置
- 8 ジェネレータ
- 9 増幅部
- 1 0 被検体
- 1 1 光スポット
- 1 2 超音波の焦点
- 1 3 ターゲット
- 1 4 基準点
- 1 5 撮像装置
- 1 6 着目断面
- 1 7 照射領域

10

20

30

40

【 図 1 】

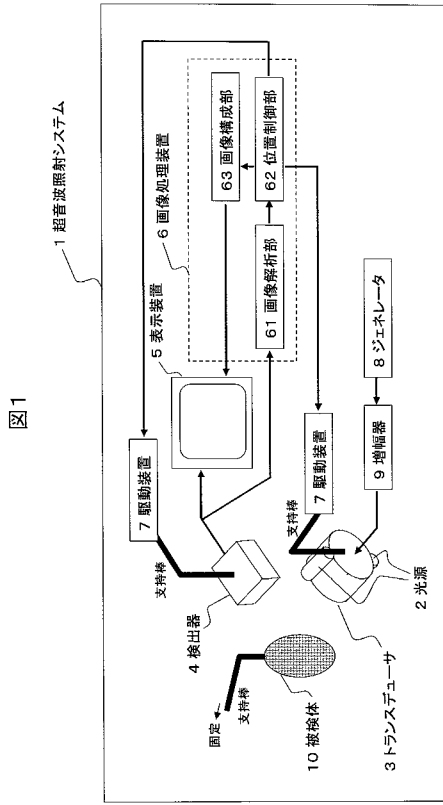


図1

【 図 2 】

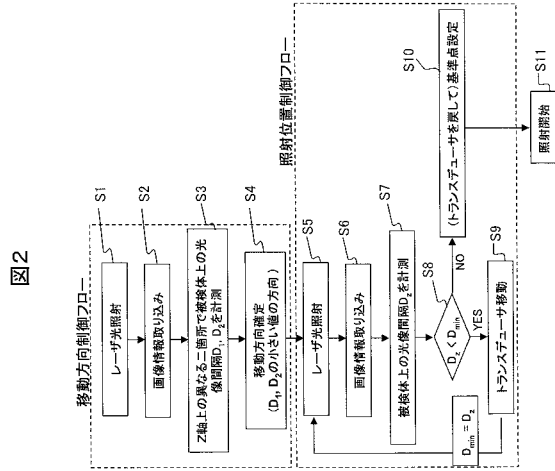


図2

【 図 3 】

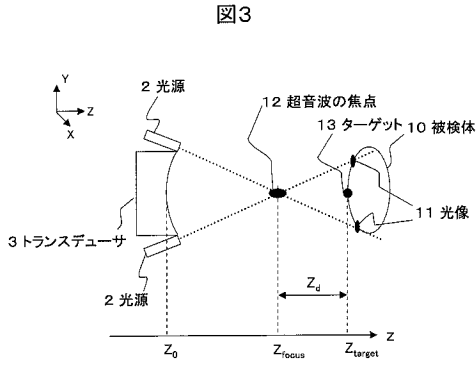


図3

【 図 4 】

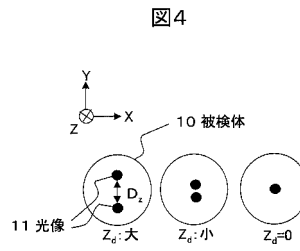
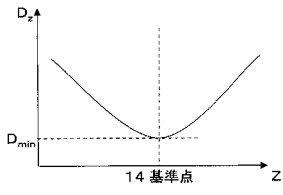


図4

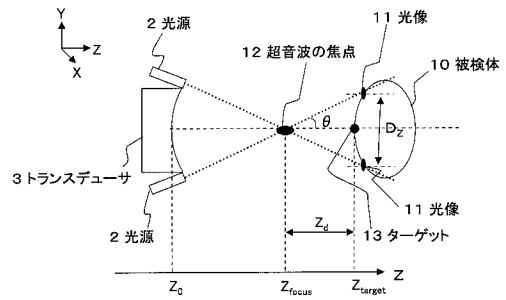
【 図 5 】

図5



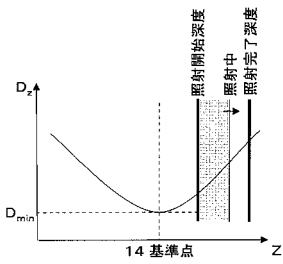
【 図 6 】

図6



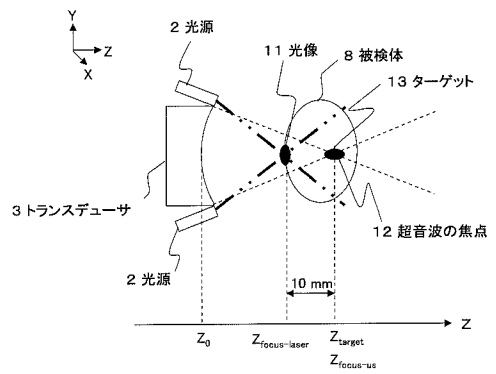
【 図 7 】

図7

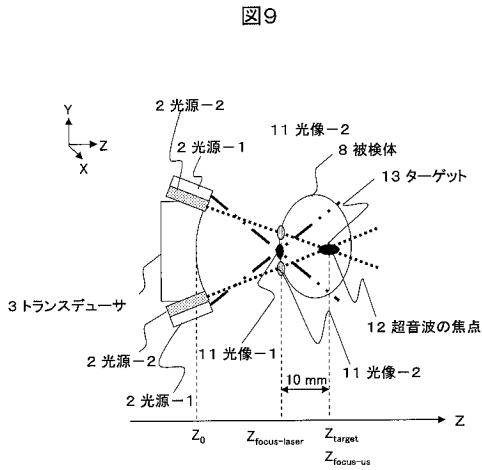


【 図 8 】

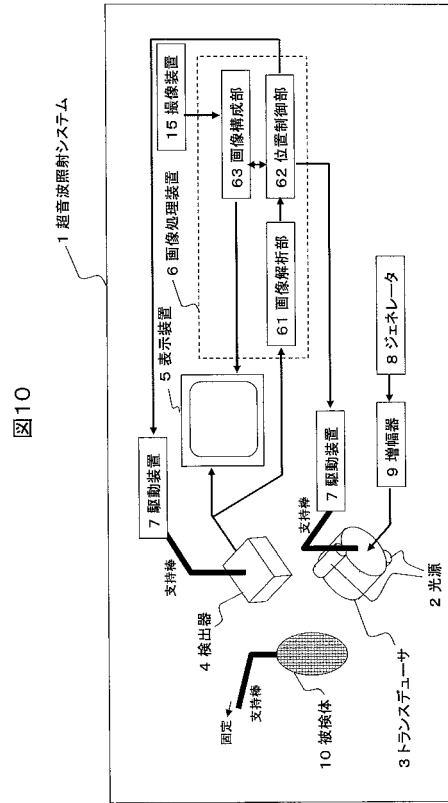
図8



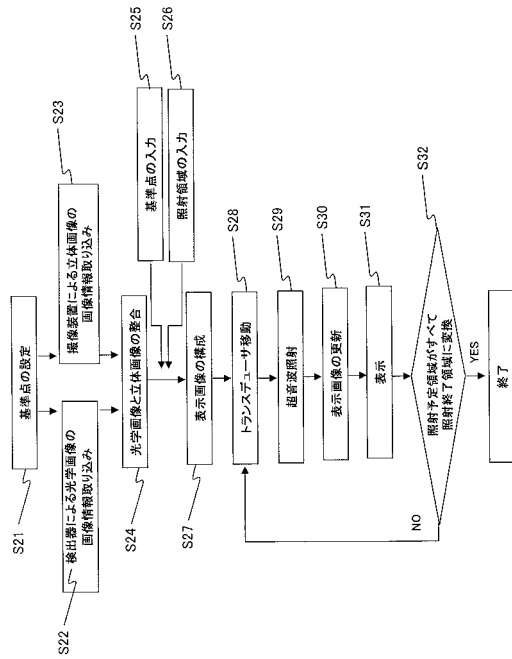
【 図 9 】



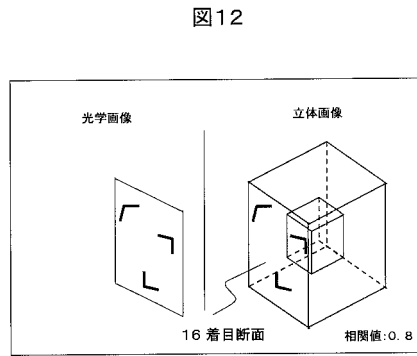
【 図 10 】



【 図 11 】

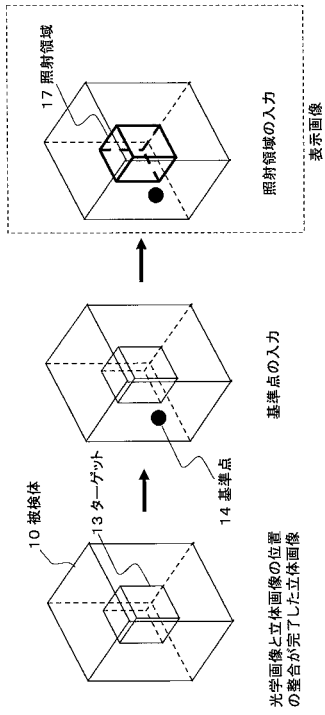


【 図 12 】



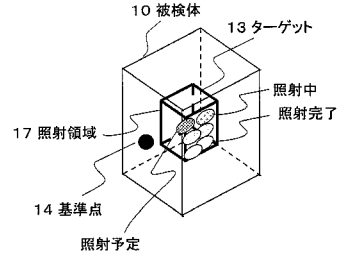
【 図 1 3 】

図 13



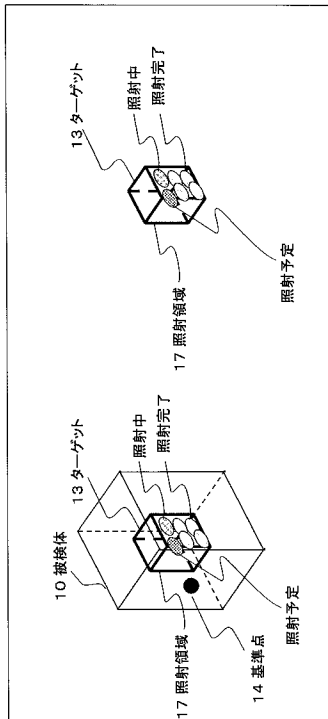
【 図 1 4 】

図 14



【 図 1 5 】

図 15



フロントページの続き

(51)Int.Cl.		F I			テーマコード(参考)
A 6 1 B	19/00	(2006.01)	A 6 1 B	19/00	5 0 2
G 0 6 T	1/00	(2006.01)	G 0 6 T	1/00	2 9 0 D

(72)発明者 川畑 健一

東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目280番地 株式会社日立製作所中央研究所内

Fターム(参考) 4C093 AA22 AA30 FF08 FF12 FF16 FF32 FF37 FG01 FG13
4C096 AA18 AD14 AD15 DC12 DC15 DC19 DC32 DC33 DD07 DD13
4C160 JJ33 JJ35 JJ36
4C601 BB03 EE09 FF14 FF15 JC21 JC23 JC32 KK22 KK31 LL33
5B057 AA07 BA02 BA05 BA13 BA17 CA12 CA16 CB12 CB16

专利名称(译)	超声波照射系统		
公开(公告)号	JP2009247683A	公开(公告)日	2009-10-29
申请号	JP2008100503	申请日	2008-04-08
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
[标]发明人	杉田奈巳 吉川秀樹 東隆 川畑健一		
发明人	杉田 奈巳 吉川 秀樹 東 隆 川畑 健一		
IPC分类号	A61B18/00 A61B8/00 A61B10/00 A61B6/03 A61B5/055 A61B19/00 G06T1/00		
FI分类号	A61B17/36.330 A61B8/00 A61B10/00.E A61B6/03.377 A61B5/05.390 A61B19/00.502 G06T1/00.290.D A61B34/00 A61B5/055.390 A61N7/02 G06T7/00.612		
F-TERM分类号	4C093/AA22 4C093/AA30 4C093/FF08 4C093/FF12 4C093/FF16 4C093/FF32 4C093/FF37 4C093/FG01 4C093/FG13 4C096/AA18 4C096/AD14 4C096/AD15 4C096/DC12 4C096/DC15 4C096/DC19 4C096/DC32 4C096/DC33 4C096/DD07 4C096/DD13 4C160/JJ33 4C160/JJ35 4C160/JJ36 4C601/BB03 4C601/EE09 4C601/FF14 4C601/FF15 4C601/JC21 4C601/JC23 4C601/JC32 4C601/KK22 4C601/KK31 4C601/LL33 5B057/AA07 5B057/BA02 5B057/BA05 5B057/BA13 5B057/BA17 5B057/CA12 5B057/CA16 5B057/CB12 5B057/CB16 5L096/BA06 5L096/CA17		
其他公开文献	JP5279322B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种简单准确地引导超声波的超声波辐射系统。解决方案：超声波照射系统设置有至少两个光源2，用于利用激光对对象10进行点照射，用于用超声波照射对象的换能器3，用于对激光照射区域进行成像的检测器4在该主题上，显示器5用于显示由检测器获得的图像信息，图像处理器6用于处理图像信息，驱动装置7用于移动换能器。照射激光以便在通过超声波的焦点的超声波传播轴上相互交叉。图像处理器从图像信息获得在对象上形成的光点之间的间隔，并从获得的光点间隔控制驱动装置。

