

(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2014-233305

(P2014-233305A)

(43) 公開日 平成26年12月15日(2014.12.15)

(51) Int.Cl.	F 1	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 1 6 0
A 6 1 B 8/00 (2006.01)	A 6 1 B 8/00	4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 6 O L (全 15 頁)

(21) 出願番号	特願2013-114504 (P2013-114504)	(71) 出願人	504137912 国立大学法人 東京大学 東京都文京区本郷七丁目3番1号
(22) 出願日	平成25年5月30日 (2013.5.30)	(71) 出願人	390029791 日立アロカメディカル株式会社 東京都三鷹市牟礼6丁目22番1号
		(74) 代理人	110001210 特許業務法人Y K I 国際特許事務所
		(72) 発明者	東 隆 東京都文京区本郷七丁目3番1号 国立大学法人東京大学内
		(72) 発明者	高木 周 東京都文京区本郷七丁目3番1号 国立大学法人東京大学内

最終頁に続く

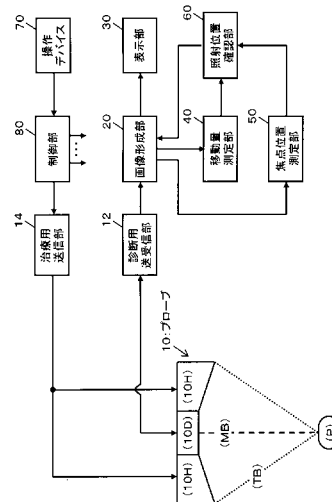
(54) 【発明の名称】 超音波治療装置

(57) 【要約】

【課題】超音波画像を利用して治療用超音波の照射位置を確認する改良技術を提供する。

【解決手段】画像形成部20は、治療部位Pの超音波画像と治療用超音波ビームTBの超音波画像を形成する。移動量測定部40は、治療部位Pの超音波画像に基づいて治療部位Pの移動量を測定する。焦点位置測定部50は、治療用超音波ビームTBの超音波画像に基づいて治療用超音波ビームTBの焦点位置を測定する。そして照射位置確認部60は、治療部位Pの移動量と治療用超音波ビームTBの焦点位置に基づいて、移動後の治療部位Pに対する治療用超音波の照射位置を確認する。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

治療用超音波を送波する治療用振動子と、
診断用超音波を送受する診断用振動子と、
生体内の治療部位に対して治療用超音波ビームを形成するように治療用振動子を制御する治療用送信部と、
診断用超音波ビームを形成するように診断用振動子を制御して生体内から受信信号を得る診断用送受信部と、
生体内から得られる受信信号に基づいて、治療部位の超音波画像と治療用超音波ビームの超音波画像を形成する画像形成部と、
治療部位の超音波画像に基づいて、治療部位の移動量を測定する移動量測定部と、
治療用超音波ビームの超音波画像に基づいて、治療用超音波ビームの焦点位置を測定する焦点位置測定部と、
治療部位の移動量と治療用超音波ビームの焦点位置に基づいて、移動後の治療部位に対する治療用超音波の照射位置を確認する照射位置確認部と、
を有する、
ことを特徴とする超音波治療装置。

10

【請求項 2】

請求項 1 に記載の超音波治療装置において、
前記移動量測定部は、治療部位の基準位置を定めた基準時相の超音波画像と、治療期間中における診断時相の超音波画像と、を比較して治療部位の移動量を導出し、
前記焦点位置測定部は、前記診断時相の超音波画像に対する画像処理により確認される治療用超音波ビームの形状に基づいて、前記診断時相における治療用超音波ビームの焦点位置を導出し、
前記照射位置確認部は、治療部位の基準位置と移動量と治療用超音波ビームの焦点位置とに基づいて、前記診断時相における治療用超音波の照射位置を導出する、
ことを特徴とする超音波治療装置。

20

【請求項 3】

請求項 2 に記載の超音波治療装置において、
前記移動量測定部は、前記移動量として、前記基準時相と前記診断時相の間における治療部位の移動ベクトルを導出し、
前記照射位置確認部は、治療部位の基準位置と移動ベクトルと治療用超音波ビームの焦点位置とに基づいて、当該超音波治療装置による治療の基準となる基準座標系における前記照射位置の座標情報を得る、
ことを特徴とする超音波治療装置。

30

【請求項 4】

請求項 1 から 3 のいずれか 1 項に記載の超音波治療装置において、
前記画像形成部は、治療期間中の複数時相に亘って確認される治療用超音波の照射位置に基づいて、治療部位に対する治療の進行状態を示した治療状態画像を形成する、
ことを特徴とする超音波治療装置。

40

【請求項 5】

請求項 4 に記載の超音波治療装置において、
前記画像形成部は、治療用超音波ビームによる治療部位に対する加熱量をマッピングした前記治療状態画像を形成する、
ことを特徴とする超音波治療装置。

【請求項 6】

請求項 1 から 5 のいずれか 1 項に記載の超音波治療装置において、
前記画像形成部は、治療部位の超音波画像と治療用超音波ビームの超音波画像を合成した表示画像を形成する、
ことを特徴とする超音波治療装置。

50

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、治療用超音波を送波する超音波治療装置に関する。

【背景技術】

【0002】

強力な超音波を集束させることにより癌や腫瘍などを焼灼して治療する強力集束超音波（HIFU：High Intensity Focused Ultrasound）が知られている（例えば特許文献1参照）。強力集束超音波の治療においては、例えば、癌や腫瘍などの治療箇所の位置を焦点として強力集束超音波のビームを形成し、治療箇所を焼灼しつつそれら以外の正常な組織等を傷めないように治療が行われる。その治療において、超音波画像を利用して治療箇所の位置等を確認する技術が提案されている。

10

【0003】

例えば、特許文献2～4には、画像用超音波プローブにより得られた超音波画像上に、加温用超音波プローブによる超音波の集束点や加温部位の位置を表示する技術が開示されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特開平7-47079号公報

20

【特許文献2】特開昭61-13954号公報

【特許文献3】特開昭61-13955号公報

【特許文献4】特開昭61-13956号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

上述した背景技術に鑑み、本願の発明者は、強力集束超音波などの治療用超音波を送波する超音波治療装置について、特に、超音波画像を利用して治療用超音波の照射位置を確認する技術について、研究開発を重ねてきた。

【0006】

30

本発明は、その研究開発の過程において成されたものであり、その目的は、超音波画像を利用して治療用超音波の照射位置を確認する改良技術を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0007】

上記目的にかなう好適な超音波治療装置は、治療用超音波を送波する治療用振動子と、診断用超音波を送受する診断用振動子と、生体内の治療部位に対して治療用超音波ビームを形成するように治療用振動子を制御する治療用送信部と、診断用超音波ビームを形成するように診断用振動子を制御して生体内から受信信号を得る診断用送受信部と、生体内から得られる受信信号に基づいて、治療部位の超音波画像と治療用超音波ビームの超音波画像を形成する画像形成部と、治療部位の超音波画像に基づいて、治療部位の移動量を測定する移動量測定部と、治療用超音波ビームの超音波画像に基づいて、治療用超音波ビームの焦点位置を測定する焦点位置測定部と、治療部位の移動量と治療用超音波ビームの焦点位置に基づいて、移動後の治療部位に対する治療用超音波の照射位置を確認する照射位置確認部と、を有することを特徴とする。

40

【0008】

上記構成において、診断用振動子は、例えば、公知の一般的な超音波診断装置において利用される超音波振動子であり、診断用の超音波を送受する。これに対し、治療用振動子は、診断用振動子が送受する診断用の超音波よりも強度が大きい、例えば、強力集束超音波（HIFU：High Intensity Focused Ultrasound）を送波する振動子である。画像形成部が形成する治療部位の超音波画像としては、Bモード画像が好適であるものの、他の

50

公知の超音波画像が形成されてもよい。また、治療用超音波ビームの超音波画像は、例えば、治療用振動子が治療用超音波ビームを形成するように治療用超音波を送波し、その送波に伴う反射波を診断用振動子が受波することにより得られる受信信号に基づいて形成される。

【0009】

上記超音波治療装置によれば、例えば、治療部位と治療用超音波ビームの少なくとも一方が動いてしまった場合においても、移動後の治療部位に対する治療用超音波の照射位置が確認されるため、医師等のユーザは、移動後の照射位置を確かめつつ治療の継続や照射位置の修正等を判断することができ、治療の精度が飛躍的に高められる。なお、上記超音波治療装置を利用した治療は、医師等の専門家の指導のもとで慎重に行われるべきことは言うまでもない。

10

【0010】

望ましい具体例において、前記移動量測定部は、治療部位の基準位置を定めた基準時相の超音波画像と、治療期間中における診断時相の超音波画像と、を比較して治療部位の移動量を導出し、前記焦点位置測定部は、前記診断時相の超音波画像に対する画像処理により確認される治療用超音波ビームの形状に基づいて、前記診断時相における治療用超音波ビームの焦点位置を導出し、前記照射位置確認部は、治療部位の基準位置と移動量と治療用超音波ビームの焦点位置とに基づいて、前記診断時相における治療用超音波の照射位置を導出する、ことを特徴とする。

20

【0011】

望ましい具体例において、前記移動量測定部は、前記移動量として、前記基準時相と前記診断時相の間における治療部位の移動ベクトルを導出し、前記照射位置確認部は、治療部位の基準位置と移動ベクトルと治療用超音波ビームの焦点位置とに基づいて、当該超音波治療装置による治療の基準となる基準座標系における前記照射位置の座標情報を得る、ことを特徴とする。

【0012】

望ましい具体例において、前記画像形成部は、治療期間中の複数時相に亘って確認される治療用超音波の照射位置に基づいて、治療部位に対する治療の進行状態を示した治療状態画像を形成する、ことを特徴とする。

30

【0013】

望ましい具体例において、前記画像形成部は、治療用超音波ビームによる治療部位に対する加熱量をマッピングした前記治療状態画像を形成する、ことを特徴とする。

【0014】

望ましい具体例において、前記画像形成部は、治療部位の超音波画像と治療用超音波ビームの超音波画像を合成した表示画像を形成する、ことを特徴とする。

【発明の効果】

【0015】

本発明により、超音波画像を利用して治療用超音波の照射位置を確認する改良技術が提供される。例えば、本発明の好適な態様によれば、治療部位と治療用超音波ビームの少なくとも一方が動いてしまった場合においても、移動後の治療部位に対する治療用超音波の照射位置が確認されるため、医師等のユーザは、移動後の照射位置を確かめつつ治療の継続や照射位置の修正等を判断することができ、治療の精度が飛躍的に高められる。

40

【図面の簡単な説明】

【0016】

【図1】本発明の実施において好適な超音波治療装置の全体構成図である。

【図2】連続波治療前における各信号のタイミングチャートである。

【図3】連続波治療中における各信号のタイミングチャートである。

【図4】治療部位と治療用超音波ビームの超音波画像を示す図である。

【図5】治療部位と治療用超音波ビームを合成した表示画像を示す図である。

【図6】治療部位の移動量と治療用超音波の焦点位置を説明するための図である。

50

【図 7】焦点位置の導出を説明するための図である。

【図 8】治療部位における熱量分布の算出を説明するための図である。

【図 9】熱量分布画像の具体例を示す図である。

【図 10】図 1 の超音波治療装置の動作例を示すフローチャートである。

【発明を実施するための形態】

【0017】

図 1 は、本発明の実施において好適な超音波治療装置（本超音波治療装置）の全体構成図である。本超音波治療装置は、プローブ 10 を有しており、プローブ 10 は、HIFU 用振動子 10H と診断用振動子 10D を備えている。

【0018】

HIFU 用振動子 10H は、強力集束超音波（HIFU）を送波する振動子であり、例えば二次元的に配列された複数の振動素子を備えている。HIFU 用振動子 10H は、例えば癌や腫瘍などの治療部位 P に向けて治療用超音波ビーム TB を形成して強力集束超音波を送波し、その治療部位 P を加熱して治療するために利用される。

【0019】

診断用振動子 10D は、例えば二次元的に配列された複数の振動素子を備えており、例えば治療部位 P を有する生体（患者）に対して、超音波画像を形成するための比較的弱い超音波を送受する。つまり、公知の一般的な超音波診断装置と同じ程度の強度（エネルギー）の超音波を送受する。診断用振動子 10D は、治療部位 P に向けて診断用超音波ビーム MB を形成して診断用の超音波を送受し、生体内において診断用超音波ビーム MB を二次元的に又は三次元的に走査しつつ、診断用超音波ビーム MB に沿って受信信号を得る。診断用超音波ビーム MB に沿って得られる受信信号は、治療部位 P の超音波画像や治療用超音波ビーム TB の超音波画像を形成する際に利用される。

【0020】

なお、プローブ 10 は、例えば、お椀（どんぶり）状に凹ませた内部の表面を振動子面とする。そして、例えば、お椀状に凹んだ内部の中央に位置する底の部分に診断用振動子 10D が設けられ、診断用振動子 10D を取り囲むように HIFU 用振動子 10H が設けられる。但し、プローブ 10 の振動子面の形状は、お椀状に限定されず、例えば治療の用途等に応じた形状とされることが望ましい。また、全ての振動素子またはいくつかの振動素子が、HIFU 用と診断用の両用途に併用されてもよい。

【0021】

診断用送受信部 12 は、診断用振動子 10D を構成する複数の振動素子の各々に対応した送信信号を出力することにより、診断用振動子 10D を制御して送信ビームを形成し、さらに、それら複数の振動素子の各々から得られる受信信号に対して整相加算処理などを施すことにより、受信ビームに沿って受信信号を得る。

【0022】

診断用送受信部 12 は、治療部位 P を含んだ三次元空間内または断面内で診断用の超音波ビームを走査させて画像用の受信信号を収集する。そして、収集された受信信号に基づいて、画像形成部 20 が三次元の超音波画像または二次元の断層画像の画像データを形成し、その画像データに対応した超音波画像が表示部 30 に表示される。

【0023】

医師等のユーザは、表示部 30 に表示される超音波画像から、治療部位 P の位置等を確認し、例えば、操作デバイス 70 を利用して治療部位 P の治療箇所的位置情報を本超音波治療装置に入力する。もちろん、本超音波治療装置が、超音波画像に対する画像解析処理により、治療部位 P の位置を確認して治療箇所的位置情報を得るようにしてもよい。

【0024】

治療部位 P に関する治療箇所的位置情報が入力されると、制御部 80 は、治療箇所的位置情報に基づいて治療用送信部 14 を制御する。治療用送信部 14 は HIFU 用振動子 10H を構成する複数の振動素子の各々に対応した送信信号を出力することにより、HIFU 用振動子 10H を制御して治療用超音波ビーム TB を形成する。治療用送信部 14 は、

10

20

30

40

50

例えば治療部位 P 内の治療箇所を焦点とした治療用超音波ビーム T B を形成するように、H I F U 用振動子 1 0 H を制御する。

【 0 0 2 5 】

治療部位 P の治療箇所を焦点として治療用超音波ビーム T B を形成することにより、治療用超音波を治療箇所に集中的に作用させて、治療箇所のみを集中的に加熱または焼灼することができる。ところが、治療用超音波ビーム T B を利用した治療期間中に、例えば生体の体動等によりプローブ 1 0 に対して治療部位 P が相対的に動いてしまうと、治療用超音波ビーム T B の焦点が当初予定していた位置からずれてしまう。また、治療期間中に例えば加熱等の影響により生体内の組織性状が変化すると、生体内における音響特性に変化が生じ、治療用超音波ビーム T B の焦点の位置が当初予定していた位置からずれてしまう可能性もある。

10

【 0 0 2 6 】

そこで、本超音波治療装置は、治療期間中における治療部位 P の移動量と治療用超音波ビーム T B の焦点位置を測定して、治療用超音波の照射位置を確認する。つまり、画像形成部 2 0 が、治療部位 P の超音波画像と治療用超音波ビーム T B の超音波画像を形成し、移動量測定部 4 0 が、治療部位 P の超音波画像に基づいて治療部位 P の移動量を測定し、焦点位置測定部 5 0 が、治療用超音波ビーム T B の超音波画像に基づいて治療用超音波ビーム T B の焦点位置を測定し、そして、照射位置確認部 6 0 が、治療部位 P の移動量と治療用超音波ビーム T B の焦点位置に基づいて、移動後の治療部位 P に対する治療用超音波の照射位置を確認する。

20

【 0 0 2 7 】

本超音波治療装置の概要は以上のとおりである。そこで、図 1 に示した符号を参照しつつ、本超音波治療装置の動作について以下に詳述する。

【 0 0 2 8 】

図 2 は、連続波治療前における各信号のタイミングチャートを示している。連続波治療前においては、治療部位 P の超音波画像（組織 B 画像）の 1 フレームの形成と治療用超音波ビーム T B の超音波画像（H B I 画像）の 1 フレームの形成が交互に行われる。

【 0 0 2 9 】

フレーム開始トリガ信号とフレーム終了トリガ信号は、それぞれ、1 フレームの開始タイミングと 1 フレームの終了タイミングを示す信号であり、フレーム開始トリガ信号が出力されてから、その後初めて出力されるフレーム終了トリガ信号までの期間において、1 フレーム分の送受信処理が行われる。

30

【 0 0 3 0 】

送信トリガ信号は、送信信号の出力タイミングを示す信号である。診断用送受信部 1 2 は、組織 B 画像のフレーム期間において、1 フレーム分の組織 B 画像を形成するように送信ビームを走査させつつ、送信トリガ信号に応じたタイミングで複数の診断用送信信号を出力する。治療用送信部 1 4 は、H B I 画像のフレーム期間において、治療部位 P の治療箇所を焦点として送信ビームを形成しつつ、送信トリガ信号に応じたタイミングで複数の治療用送信信号を出力する。

【 0 0 3 1 】

診断用受信期間は、診断用受信信号を受信する期間であり、診断用送受信部 1 2 は、組織 B 画像のフレーム期間において、1 フレーム分の組織 B 画像を形成するように受信ビームを走査させつつ、診断用受信期間において 1 フレーム分の組織 B 画像に対応した受信信号を収集する。また、診断用送受信部 1 2 は、H B I 画像のフレーム期間において、1 フレーム分の H B I 画像を形成するように受信ビームを走査させつつ、診断用受信期間において 1 フレーム分の H B I 画像に対応した受信信号を収集する。

40

【 0 0 3 2 】

図 3 は、連続波治療中における各信号のタイミングチャートを示している。連続波治療中においては、治療部位 P の超音波画像（組織 B 画像）の 1 フレームの形成と、治療用超音波ビーム T B の超音波画像（H B I 画像）の 1 フレームの形成と、連続波による治療（

50

連続波治療)と、により構成される1セットのシーケンスが複数セットに亘って繰り返し実行される。

【0033】

フレーム開始トリガ信号とフレーム終了トリガ信号は、それぞれ、1フレームの開始タイミングと1フレームの終了タイミングを示す信号であり、フレーム開始トリガ信号が出力されてから、その後に初めて出力されるフレーム終了トリガ信号までの期間において、1フレーム分の送受信処理が行われる。なお、連続波治療の期間において、フレーム終了トリガ信号が有効(ハイレベル)とされる。

【0034】

送信トリガ信号は、パルス波の送信信号の出力タイミングを示す信号である。診断用送受信部12は、組織B画像のフレーム期間において、1フレーム分の組織B画像を形成するように送信ビームを走査させつつ、送信トリガ信号に応じたタイミングで複数の診断用送信信号を出力する。治療用送信部14は、HBI画像のフレーム期間において、治療部位Pの治療箇所を焦点として送信ビームを形成しつつ、送信トリガ信号に応じたタイミングで複数の治療用送信信号(パルス状の送信信号)を出力する。なお、連続波治療の期間において、送信トリガ信号は無効(ローレベル)とされる。

10

【0035】

診断用受信期間は、診断用受信信号を受信する期間であり、診断用送受信部12は、組織B画像のフレーム期間において、1フレーム分の組織B画像を形成するように受信ビームを走査させつつ、診断用受信期間において1フレーム分の組織B画像に対応した受信信号を収集する。また、診断用送受信部12は、HBI画像のフレーム期間において、1フレーム分のHBI画像を形成するように受信ビームを走査させつつ、診断用受信期間において1フレーム分のHBI画像に対応した受信信号を収集する。なお、連続波治療の期間において、診断用受信期間の信号は無効(ローレベル)とされる。

20

【0036】

治療用送信信号は、治療用送信部14からHIFU用振動子10Hへ出力される信号であり、HBI画像のフレーム期間において、パルス状の治療用送信信号が繰り返し出力される。そして、連続波治療の期間においては、連続波の治療用送信信号が連続的に出力され、HIFU用振動子10Hから治療部位Pに対して連続波の治療用超音波が送波され、治療部位Pに対する治療が行われる。

30

【0037】

図4は、治療部位Pと治療用超音波ビームTBの超音波画像を示す図である。図4(A)は、治療部位Pの超音波画像22を示しており、図4(B)は、治療用超音波ビームTBの超音波画像24を示している。

【0038】

治療部位Pの超音波画像22は、例えば公知の一般的なBモード画像である。つまり、診断用送受信部12が診断用振動子10Dを制御して治療部位Pを含む断面内において送信ビームを走査し、走査される送信ビームに対応した受信ビームに沿って収集される受信信号に基づいて、画像形成部20において形成される。なお、治療部位Pの超音波画像22(組織B画像)内には、プローブ10と生体18との間に存在する音響媒体17(例えば水)の画像も含まれている。

40

【0039】

一方、治療用超音波ビームTBの超音波画像24(HBI画像:HIFU Beam Imaging)は、例えば、HIFU用振動子10Hが、同一の治療用超音波ビームTBを形成するように繰り返し治療用超音波を送波し、その送波に伴う反射波を診断用振動子10Dが受波することにより得られる受信信号に基づいて形成される。超音波画像24(HBI画像)の形成においては、Bモード画像の場合とは異なり診断用超音波は送波されず、同一ビーム方向の治療用超音波ビームTBが繰り返し形成され、そして、Bモード画像の場合と同様に受信ビームを走査させつつ受信信号が収集される。

【0040】

50

図5は、治療部位Pと治療用超音波ビームTBを合成した表示画像を示す図である。画像形成部20は、治療部位Pの超音波画像22(図4)と治療用超音波ビームTBの超音波画像24(図4)を例えば重ね合わせて合成することにより、図5(I)に示す表示画像25を形成する。なお、治療用超音波ビームTBの超音波画像24を半透明化して治療部位Pの超音波画像22してもよいし、さらに、半透明化した超音波画像24内の治療用超音波ビームTBに着色処理を施してもよい。

【0041】

また、画像形成部20は、治療部位Pの超音波画像22(図4)に対して設定された関心領域R内に、部分的に治療用超音波ビームTBの超音波画像24(図4)を合成し、図5(II)に示す表示画像26を形成してもよい。なお、治療部位Pの超音波画像22(図4)と治療用超音波ビームTBの超音波画像24(図4)を交互に表示させてもよい。

10

【0042】

医師等のユーザは、表示部30に表示される表示画像25, 26から、治療部位Pと治療用超音波ビームTBの相対的な位置関係を確認することができる。ユーザは、表示画像25, 26から、治療部位Pの初期位置や治療用超音波ビームTBのビーム方向や焦点位置などを設定するようにしてもよい。

【0043】

図6は、治療部位Pの移動量と治療用超音波の焦点位置を説明するための図である。(A)~(C)は、治療部位Pの超音波画像を示している。(A)は治療前の基準時相における治療部位Pの超音波画像であり、(A)の画像に基づいて治療部位Pの初期位置(基準位置)が確認される。これに対し(B)は、治療期間中の診断時相における治療部位Pの超音波画像であり、例えば体動等の影響により、治療部位Pが破線で示す初期位置からずれてしまっている。

20

【0044】

移動量測定部40は、基準時相における治療部位Pの超音波画像(A)と、診断時相における治療部位Pの超音波画像(B)とを比較して、治療部位Pの移動量を導出する。例えば、2つの超音波画像(A)と超音波画像(B)に対して、ブロックマッチング等の画像処理を適用して、超音波画像(A)の位置から超音波画像(B)の位置へ移動した治療部位Pの移動ベクトルを算出する。画像(C)内に示される複数の矢印が、移動量測定部40により算出される移動ベクトルである。

30

【0045】

(D)~(F)は、治療用超音波ビームTBの超音波画像を示している。(D)は治療前の基準時相における治療部位Pに対して設定された治療用超音波ビームTBの超音波画像である。これに対し(E)は、治療期間中の診断時相における治療用超音波ビームTBの超音波画像であり、例えば生体内における音響特性の変化により、治療用超音波ビームTBが(D)の位置からずれてしまっている。

【0046】

焦点位置測定部50は、治療用超音波ビームTBの超音波画像に基づいて、治療用超音波ビームTBの焦点位置BFを測定する。焦点位置測定部50は、診断時相における治療用超音波ビームTBの超音波画像(E)により確認される治療用超音波ビームTBの形状に基づいて、治療用超音波ビームTBの焦点位置の座標を導出する。画像(F)には、焦点位置測定部50により導出された治療用超音波ビームTBの焦点位置BFが図示されている。なお、基準時相における治療用超音波ビームTBの超音波画像(D)から得られる焦点位置BFと、診断時相における治療用超音波ビームTBの超音波画像(F)から得られる焦点位置BFとを比較し、基準時相と診断時相の間における焦点位置BFの移動量が算出されてもよい。

40

【0047】

図7は、焦点位置BFの導出を説明するための図である。焦点位置測定部50は、画像形成部20において形成されたHBI画像(治療用超音波ビームTBの超音波画像)に対して、例えば、平滑化処理によりノイズ等を除去してから、二値化処理又は閾値処理を施

50

すことにより、治療用超音波ビームTBの画像部分を抽出した図7(1)のHBI画像を得る。

【0048】

図7(1)のHBI画像を得ると、焦点位置測定部50は、HBI画像内に焦点位置BFを算出するための関心領域Rを設定する。焦点位置測定部50は、例えば、焦点位置BFの初期位置、つまり治療を開始するにあたって治療用超音波ビームTBを初期設定した際の焦点位置BFを中心として、関心領域Rを設定する。関心領域Rの大きさや形状は、予め設定されたもの(例えば40mm×40mmの正方形)を利用してもよいし、ユーザが設定できるようにしてもよい。

【0049】

焦点位置測定部50は、関心領域R内に処理ラインLを設定し、図7(2)に示す処理ラインLの輝度プロファイルを得る。図7(2)の横軸は、処理ラインLに沿った各画素の座標uを示しており、処理ラインL上における各画素の輝度(二値化処理又は閾値処理前の輝度値)が縦軸に示されている。

【0050】

強力な治療用超音波を送波して得られる治療用超音波ビームTBは、他組織等に比べて極めて高輝度であるため、HBI画像内において治療用超音波ビームTBの画像部分は極めて大きな輝度値となる。そこで、焦点位置測定部50は、図7(2)に示す処理ラインLの輝度プロファイル内において、極めて高い輝度部分、例えば所定の閾値以上の高輝度部分を治療用超音波ビームTBとみなす。

【0051】

診断用振動子10Dの周囲にHIFU用振動子10Hが設けられたプローブ10(図1参照)であれば、治療用超音波ビームTBは、プローブ10の外周側から中央に向かって徐々に集束する。そのため、図7(1)に示すように、HBI画像内において、治療用超音波ビームTBは、浅い側から深くなるにつれて、外側から中心に向かって集束する形状となり、焦点位置BFよりも浅い側において、図7(2)に示すように、2つの山を備えた輝度プロファイルが得られる。

【0052】

そこで、焦点位置測定部50は、図7(2)に示すように、処理ラインLの輝度プロファイル内において、2つの山のそれぞれについて各山の中心位置 u_1 、 u_2 を抽出する。焦点位置測定部50は、関心領域Rの最上段(プローブ10に最も近い最浅位置)から、深い方向(プローブ10から遠ざかる方向)に処理ラインLの位置を段階的に(例えば1mmずつ)シフトさせつつ、各位置において処理ラインLの輝度プロファイルを得て2つの山の中心位置 u_1 、 u_2 を抽出する。なお、各位置において2つの山の中心位置 u_1 、 u_2 が抽出できない場合、例えば山が1つのみ又は3つ以上となる場合には、その位置における抽出結果は利用せず、次の位置に処理ラインLをシフトさせて2つの山の中心位置 u_1 、 u_2 を抽出する。

【0053】

焦点位置測定部50は、2つの山が1つの山に集束した段階において、つまり図7(3)に示す輝度プロファイルとなった時点で、処理ラインLのシフトを終了する。なお、図7(3)に示す終了時点の山の中心位置は抽出しなくてもよい。

【0054】

そして、焦点位置測定部50は、複数の処理ラインLの各々から得られる2つの中心位置 u_1 、 u_2 に基づいて、治療用超音波ビームTBの焦点位置BFを算出する。つまり、図7(4)に示すように、焦点位置測定部50は、複数の中心位置 u_1 から得られる直線(破線)と複数の中心位置 u_2 から得られる直線(破線)の交点を焦点位置BFとする。各直線(破線)は、複数の中心位置 u_1 または複数の中心位置 u_2 に対する最小二乗法や1次元Huff変換などにより得ることができる。こうして、図7(4)に示すように、深さ方向vとライン方向uで構成される座標系上において、治療用超音波ビームTBの焦点位置BFの座標値が算出される。

10

20

30

40

50

【 0 0 5 5 】

なお、複数の中心位置 u_1 , u_2 が所定個数以下しか抽出できなかった場合には、焦点位置 $B F$ の検出ができないと判断して、例えば、 $H B I$ 画像を変更して、図 7 に示す処理をやり直すことが望ましい。また、図 7 (3) に示す終了時点の山の中心位置を焦点位置 $B F$ としてもよい。但し、図 7 (1) に示す $H B I$ 画像内において、本来の焦点位置 $B F$ よりも浅い側で比較的輝度値が大きくなるため、図 7 (4) に示したように 2 直線の交点を利用した方が、焦点位置 $B F$ を高精度に検出できる。

【 0 0 5 6 】

移動量測定部 4 0 により治療部位 P の移動ベクトルが算出され (図 6) 、焦点位置測定部 5 0 により治療用超音波ビーム $T B$ の焦点位置の座標が導出されると (図 6 , 図 7) 、照射位置確認部 6 0 は、治療部位 P の移動ベクトルと治療用超音波ビーム $T B$ の焦点位置の座標に基づいて、移動後の治療部位 P に対する治療用超音波の照射位置を確認する

【 0 0 5 7 】

照射位置確認部 6 0 は、例えばプローブ 1 0 を基準とした座標系において、移動後の治療部位 P に対する治療用超音波の照射位置の座標を算出する。これにより、例えば、治療前の基準時相において測定された初期位置 (基準位置) から治療部位 P が移動した場合においても、また、治療前の基準時相において設定された治療用超音波ビーム $T B$ の焦点位置が移動した場合においても、移動後の時相においてプローブ 1 0 を基準とした座標系により、治療用超音波の照射位置 (移動後の焦点位置) を確認することができる。

【 0 0 5 8 】

照射位置確認部 6 0 は、複数セットに亘って連続波治療 (図 3 参照) が行われる治療期間中において、複数時相に亘って治療用超音波の照射位置を確認する。そして、画像形成部 2 0 は、治療期間中の複数時相に亘って確認される治療用超音波の照射位置に基づいて治療部位に対する治療の進行状態を示した治療状態画像を形成する。画像形成部 2 0 は、例えば、治療用超音波が治療部位 P に与える熱量の分布を示した画像を形成する。

【 0 0 5 9 】

図 8 は、治療部位 P における熱量分布の算出を説明するための図である。図 8 (1) には、治療部位 P に対して設定された対象ライン $T L$ が図示されており、図 8 (2) には、対象ライン $T L$ 上における熱量分布が図示されている。

【 0 0 6 0 】

治療部位 P における熱量分布を得るにあたっては、例えば、連続波の治療用超音波のビーム形状やビーム強度等から、単位時間当たりの熱量分布が予め決定され、複数時相に亘って確認される治療用超音波の照射位置 (焦点位置) と、照射時間と、単位時間当たりの熱量分布に基づいて、積算された熱量分布が得られる。

【 0 0 6 1 】

例えば、図 8 (I) に示すように、照射位置に変動が無ければ、複数の時刻に亘って単位時間当たりの熱量分布が同じ位置において集中的に積算される。一方、図 8 (I I) に示すように、照射位置に変動があれば、各時刻に対応した位置に単位時間当たりの熱量分布が配置されて分散的に積算される。

【 0 0 6 2 】

画像形成部 2 0 は、対象ライン $T L$ を深さ方向、つまり図 8 (1) の v 方向に移動させて、各移動位置において対象ライン $T L$ 上の熱量分布を得ることにより、二次元的な熱量分布を示す画像 (熱量分布画像) を形成してもよい。

【 0 0 6 3 】

図 9 は、熱量分布画像 2 7 の具体例を示す図である。画像形成部 2 0 は、治療部位 P の超音波画像 (組織 B 画像) 上に、二次元的な熱量分布の表示態様を重畳することにより、熱量分布画像 2 7 を形成する。例えば、組織 B 画像内の各座標 (各画素) ごとに、色または模様などにより視覚的に各座標 (各画素) における熱量の大きさを示した表示態様が、組織 B 画像上に重畳される。また、色または模様と熱量の大きさ (高低) を対応付けたカラーバーまたは模様バーを表示することが望ましい。

10

20

30

40

50

【0064】

照射位置に変動が無ければ、例えば、図9(I)に示すように、固定的な照射位置を中心として楕円形または円形等の等高線状の熱量分布が得られる。図9(I)に示す熱量分布画像27は、当初の予定どおりに治療が進められることにより得られる理想的な画像例であり、図9(I)の熱量分布画像27を確認した医師等のユーザは、例えば、熱量の大きさ等に応じて、治療をそのまま継続するか治療の完了を判断すればよい。

【0065】

一方、照射位置に変動が有れば、例えば、図9(II)に示すように、照射位置の変動に伴って比較的広い範囲に広がった形状の等高線状の熱量分布が得られる。図9(II)の熱量分布画像27を確認した医師等のユーザは、例えば、熱量分布の広がり方などに応じて、治療用超音波の照射位置を再設定するか否か等を判断すればよい。

10

【0066】

図10は、本超音波治療装置の動作例を示すフローチャートである。まず、連続波による治療前に、治療部位の超音波画像(組織B画像)と治療用超音波ビームの超音波画像(HBI画像)が形成される(S101, 図2参照)。そして、組織B画像に基づいて治療部位の位置などが確認されて治療箇所を焦点とした治療用超音波ビームが初期設定される(S102)。これにより、設定された治療用超音波ビームに沿って連続波の治療波による治療が開始される。

【0067】

連続波による治療中においても、治療部位の超音波画像(組織B画像)と治療用超音波ビームの超音波画像(HBI画像)が形成される(S103, 図2参照)。さらに、治療中に形成される組織B画像に基づいて治療部位の移動ベクトルが算出され(S104, 図6参照)、治療中に形成されるHBI画像に基づいて焦点位置と焦点の移動ベクトルが算出される(S105, 図6参照)。

20

【0068】

そして、治療部位の移動ベクトルの大きさが閾値以内であり、且つ、焦点位置の移動ベクトルの大きさが閾値以内であれば(S106)、治療状態画像が形成されて表示部30に表示される(S107, 図9)。熱量分布画像を見たユーザから治療終了の指示がなければ(S108)、S103の処理に戻って治療が継続される。S108においてユーザから治療終了の指示があれば、治療箇所の治療が終了する。

30

【0069】

また、S106において、治療部位の移動ベクトルの大きさと焦点位置の移動ベクトルの大きさの少なくとも一方が閾値を超えていれば、治療箇所が大きすぎたと判断し、治療用超音波の送信が停止されて表示部30に警告メッセージ等が表示される。

【0070】

なお、治療部位に複数の治療箇所があれば、各治療箇所ごとに図10のフローチャートが実行される。

【0071】

以上、本発明の好適な実施形態を説明したが、上述した実施形態は、あらゆる点で単なる例示にすぎず、本発明の範囲を限定するものではない。本発明は、その本質を逸脱しない範囲で各種の変形形態を包含する。

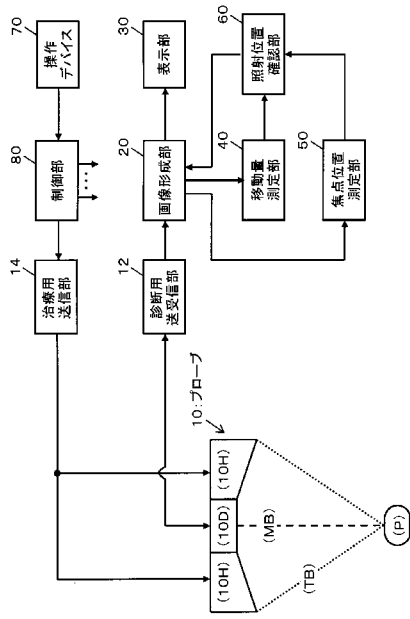
40

【符号の説明】

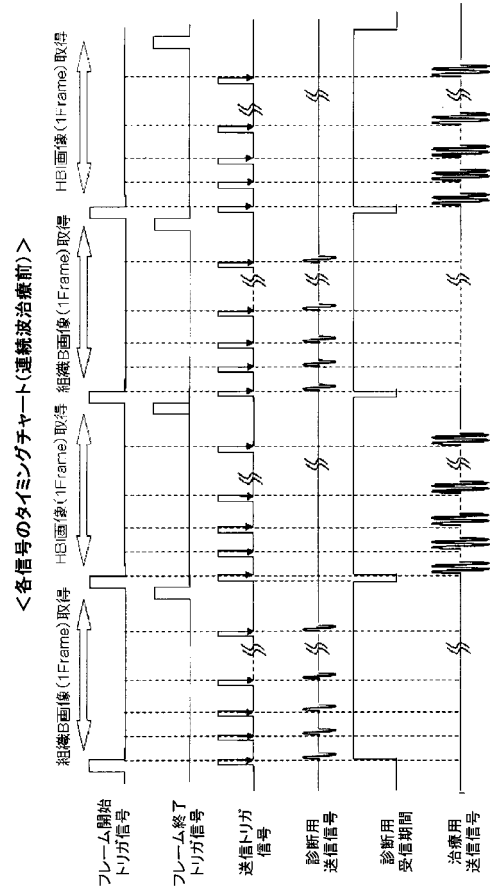
【0072】

10 プローブ、12 診断用送受信部、14 治療用送信部、20 画像形成部、30 表示部、40 移動量測定部、50 焦点位置測定部、60 照射位置確認部、70 操作デバイス、80 制御部。

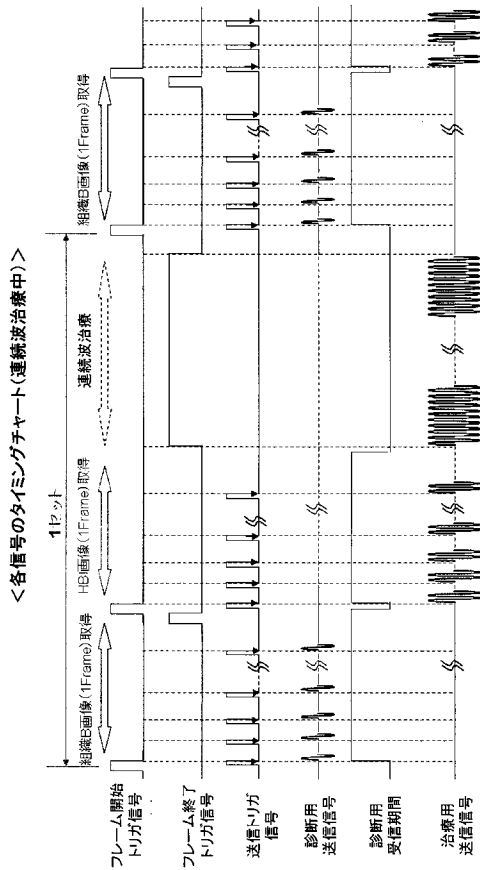
【図 1】



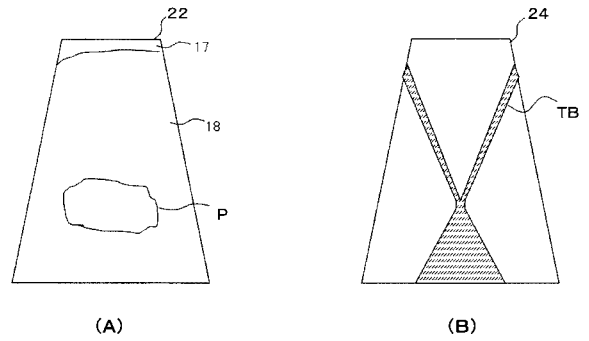
【図 2】



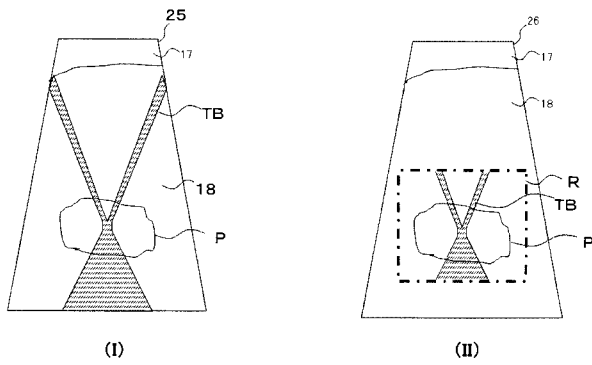
【図 3】



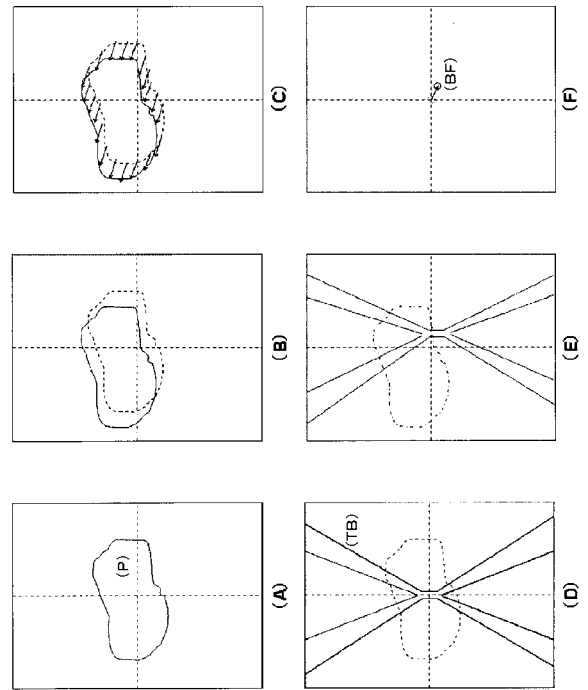
【図 4】



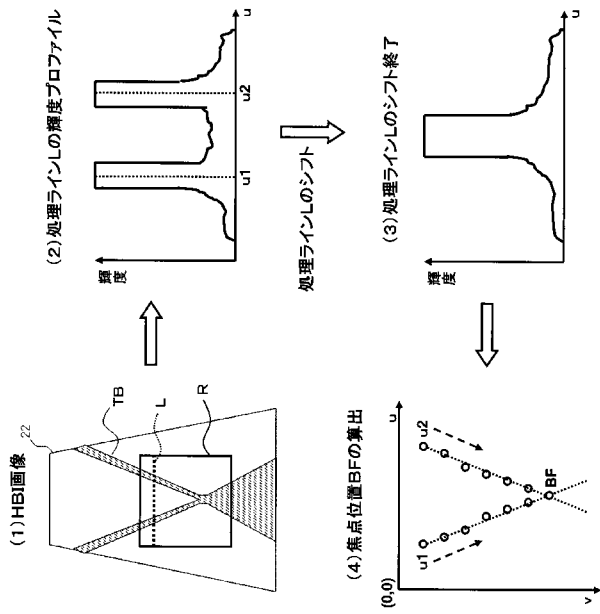
【 図 5 】



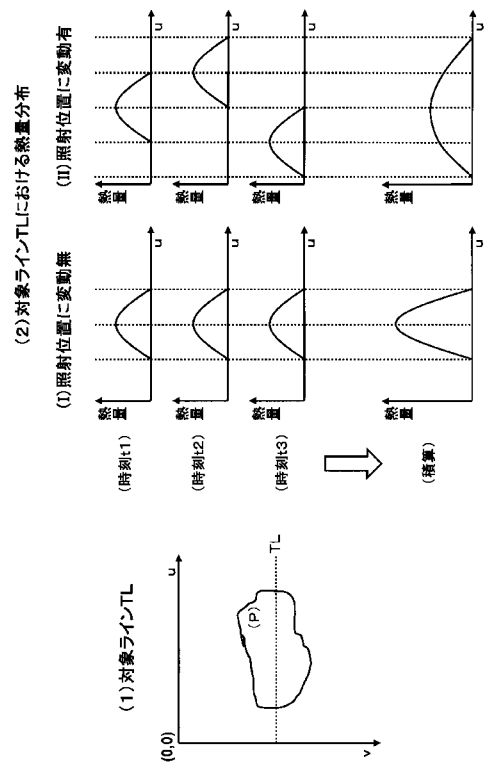
【 図 6 】



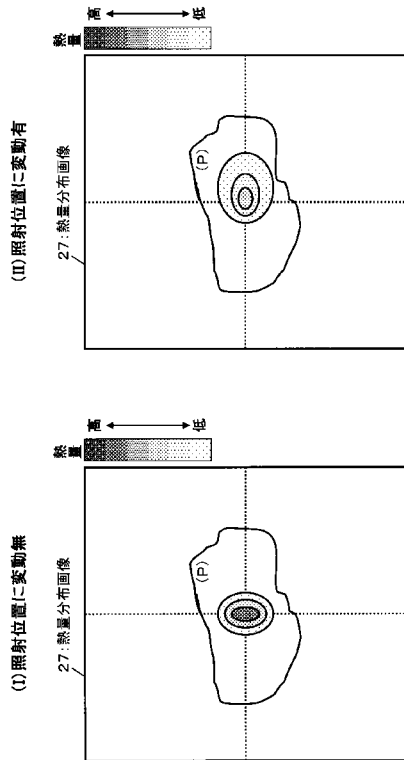
【 図 7 】



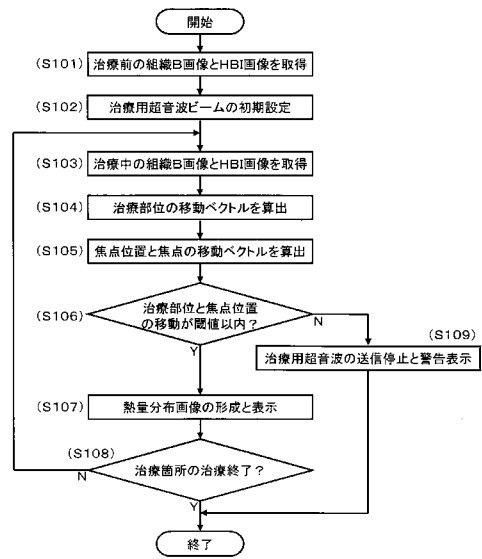
【 図 8 】



【 図 9 】



【 図 10 】



フロントページの続き

(72)発明者 佐々木 明

東京都文京区本郷七丁目3番1号 国立大学法人東京大学内

(72)発明者 藤原 圭祐

東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 日立アロカメディカル株式会社内

(72)発明者 射谷 和徳

東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 日立アロカメディカル株式会社内

Fターム(参考) 4C160 JJ17 JJ34 JJ35 MM32

4C601 EE11 FF15 HH14 JB36 JB50 JC37

专利名称(译)	超声波治疗装置		
公开(公告)号	JP2014233305A	公开(公告)日	2014-12-15
申请号	JP2013114504	申请日	2013-05-30
[标]申请(专利权)人(译)	国立大学法人 东京大学 日立阿洛卡医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	东京大学 日立アロカメディカル株式会社		
[标]发明人	東隆 高木周 佐々木明 藤原圭祐 射谷和徳		
发明人	東隆 高木周 佐々木明 藤原圭祐 射谷和徳		
IPC分类号	A61B18/00 A61B8/00		
FI分类号	A61B17/36.330 A61B8/00 A61N7/02		
F-TERM分类号	4C160/JJ17 4C160/JJ34 4C160/JJ35 4C160/MM32 4C601/EE11 4C601/FF15 4C601/HH14 4C601/JB36 4C601/JB50 4C601/JC37		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种改进的技术，用于使用超声图像确定治疗性超声波的照射位置。图像形成单元(20)形成治疗部位(P)的超声波图像和治疗用超声波束(TB)的超声波图像。移动量测量单元40基于治疗部位P的超声图像来测量治疗部位P的移动量。焦点位置测量单元50基于治疗超声波束TB的超声图像来测量治疗超声波束TB的焦点位置。然后，照射位置确认单元60基于治疗区域P的移动量和治疗超声波束TB的焦点位置，确认移动后的治疗部位P上的治疗用超声波的照射位置。[选型图]图1

