

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4722039号
(P4722039)

(45) 発行日 平成23年7月13日(2011.7.13)

(24) 登録日 平成23年4月15日(2011.4.15)

(51) Int.Cl.

F 1

A61B 18/00	(2006.01)	A 61 B 17/36	330
A61F 7/00	(2006.01)	A 61 F 7/00	322
A61B 8/08	(2006.01)	A 61 B 8/08	

請求項の数 8 (全 12 頁)

(21) 出願番号 特願2006-514567 (P2006-514567)
 (86) (22) 出願日 平成17年6月9日 (2005.6.9)
 (86) 国際出願番号 PCT/JP2005/010613
 (87) 国際公開番号 WO2005/120373
 (87) 国際公開日 平成17年12月22日 (2005.12.22)
 審査請求日 平成20年5月15日 (2008.5.15)
 (31) 優先権主張番号 特願2004-174214 (P2004-174214)
 (32) 優先日 平成16年6月11日 (2004.6.11)
 (33) 優先権主張国 日本国 (JP)

(73) 特許権者 000153498
 株式会社日立メディコ
 東京都千代田区外神田四丁目14番1号
 (72) 発明者 石田 一成
 千葉県柏市大室1268-12
 (72) 発明者 窪田 純
 千葉県流山市加3-6-1-2-612
 (72) 発明者 馬場 博隆
 千葉県柏市柏932-1
 審査官 武山 敏史

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】超音波治療装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体の治療領域に治療用超音波を照射する治療用探触子、上記治療用探触子に治療用超音波照射のための駆動信号を供給する手段、上記被検体との間で診断用超音波を送受して上記被検体の治療領域を含む関心領域の超音波断層像を逐次撮像する手段、撮像された超音波断層像を表示する手段および上記表示手段上に表示された超音波断層像に治療領域を設定する入力手段を備えた超音波治療装置において、上記超音波治療装置はさらに上記表示手段上に表示された超音波断層像上に上記入力手段を介して設定された治療領域の外側に設定される治療領域を特定するための少なくとも1つの基準点の上記被検体の体動等による移動を上記逐次撮像される超音波断層像の画像データに基づいて追跡し、追跡した移動先基準点の位置に従って治療領域の移動先位置を演算推定し、上記治療用探触子から照射される治療用超音波の焦点位置を演算推定された治療領域の移動先位置に追従するよう上記治療用探触子の各振動子の遅延量を変更して補正する指令を上記駆動信号供給手段に出力する追跡追従演算手段を有することを特徴とする超音波治療装置。

【請求項 2】

上記追跡追従演算手段から上記駆動信号供給手段に出力される治療用超音波の焦点位置の補正指令は上記治療用探触子の各振動子の遅延量を変更して補正する指令であることを特徴とする請求項1に記載の超音波治療装置。

【請求項 3】

上記基準点は治療用超音波の照射音線と重ならない位置に設定されることを特徴とする

請求項 1 に記載の超音波治療装置。

【請求項 4】

上記基準点は、上記設定される治療領域から予め定められた距離だけ離れた位置に設定されることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波治療装置。

【請求項 5】

上記基準点は、これを内部に含む基準領域の画素値分布パターンが、この基準領域外の領域の画素値分布パターンと異なる位置に設定されることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波治療装置。

【請求項 6】

上記基準点は、上記治療領域を中心にして治療領域外の領域を複数の領域に分割して、
その少なくとも一つの分割領域に設定されることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波治療装置。 10

【請求項 7】

上記基準点を 1 個設定する場合には治療領域の中心を通る音線で超音波断層像を 2 分割し、いづれか一方の領域に、2 個設定する場合にはその両方の領域に、3 個設定する場合には治療領域の中心を通る音線とこの音線に垂直な直線で超音波断層像を 4 分割し治療用探触子から遠い下側のいづれか一方の領域に、4 個設定する場合にはその両方の領域にそれぞれ設定することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波装置。

【請求項 8】

上記基準点は、断層像内に走行する血管の少なくとも一部を含む領域内に設定されることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波治療装置。 20

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波治療装置に係り、特に被検体の治療領域が被検体の体動によって移動しても治療用超音波を正確に治療領域に向けて照射するのに好適な超音波治療装置に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波治療装置は、被検体の関心領域に診断用超音波を送受することによりその超音波断層像（以下断層像）を遂次撮像し、撮像した断層像を参照して患部（例えば、腫瘍）の治療領域に治療用超音波をその焦点位置をそこに合わせて照射し、照射した治療用超音波のエネルギー（例えば、熱）によって患部を治療するものである。 30

このような超音波治療装置においては、治療領域の生体組織を変性（例えば、凝固壊死）させるために、治療領域に対して、治療用超音波を数秒間（例えば、2 ~ 10 秒間）継続して照射する。また、患部全体に渡って生体組織を変性させるために、患部全体を複数の治療領域に分割し、分割した複数の治療領域に対し所定の順に治療用超音波を照射する。また、患部周辺の健全な生体組織への影響を考慮して、治療用超音波の照射間隔を比較的長く設定する。このようなことから、治療用超音波による治療時間は、比較的長いものになっていた。 40

治療時間が長くなると、治療中に被検体の呼吸などの体動に起因して患部が移動することがあり、治療用超音波の焦点位置と治療領域にズレが生じる場合がある。このようなズレを低減するために、例えば、特開平 5 - 76538 号公報が開示しているように、治療前に撮像した患部の断層像と治療中の患部の断層像の画像データをテンプレートマッチング処理により比較、参照し、画像パターンの一一致度から患部の移動を検出し、検出した患部の移動に従って治療用超音波振動子をピストンなどで機械式に移動させ、その焦点位置を移動先の患部に合わせることが行われていた。

しかしながら、特開平 5 - 76538 号公報が開示しているように、治療用超音波振動子を機械式に移動させる場合、その駆動機構の応答性に起因して治療用超音波振動子の移動方向および速度に一定の制限が生じる。その結果、治療用超音波の焦点位置を治療領域 50

の動きに追従させることができない場合があり、治療用超音波の焦点位置と治療領域にズレが生じるおそれがある。

本発明の課題は、被検体の体動等による被検体の治療領域の生体組織の動きを正確に追跡し、治療用超音波の焦点位置を治療領域の生体組織の動きにリアルタイムで追従させることが出来る超音波治療装置を提供することにある。

【発明の開示】

【0003】

本発明超音波治療装置の特徴は、治療に先立って、診断用探触子によって撮像され、モニタ上に表示される被検体の患部を含む関心診断領域の断層像上で、マウス等のポインティングデバイスを使って、治療領域の設定に加えて治療領域の任意の外側に治療領域の位置を特定するための広がりのある基準領域を有する基準点を設定し、この断層像の画像データと、その後に引き続く治療の際に同様に診断用探触子によって撮像され、モニタ上に表示される被検体の患部を含む関心診断領域の断層像の画像データとに基づいて、設定した基準点の移動を追跡し、追跡した基準点の移動位置から、被検体の治療領域の移動位置を演算、推定し、治療用探触子から照射される治療用超音波の焦点位置を演算推定された被検体の治療領域の移動位置に追従するようにその都度補正することである。10

以上の特徴をもっと具体的に説明すると、本発明では、被検体の治療領域に治療用超音波を照射する治療用探触子と、治療用探触子に治療用超音波照射のための駆動信号を供給する手段と、被検体との間で診断用超音波を送受して断層像を遂次撮像する手段と、撮像された断層像を表示する表示部を備えた超音波治療装置において、表示部の断層像上に設定された少なくとも1つの被検体の治療領域を特定するための基準点の体動等による移動を遂次取得される断層像の画像データに基づいて追跡し、追跡した基準点の移動に基づいて治療領域の移動位置を演算推定し、治療用超音波の焦点位置を移動した治療領域の位置に合うように補正する指令を出力する追跡追従演算手段を有するように構成したことを特徴とする。20

本発明によれば、基準点の移動から治療領域の移動先座標を求め、求めた治療領域の移動先座標位置に向けて治療用超音波が偏向照射されるように、治療用探触子の各超音波振動子へ供給される超音波駆動信号の遅延量を変更するのみで、治療用超音波の焦点位置を補正し、治療領域の動きにリアルタイムに追従させることができる。

従来の超音波治療装置のように、治療領域の設定のみに終ると、治療用超音波により治療領域の生体組織が変性して組織特性が変化すると、治療領域に対応する輝度等の画像データが変化するので、その画像データに基づいては体動による治療領域の移動を的確に検出出来ないことがある。そこで、本発明では治療領域を特定する基準点を治療領域の任意の外側、例えば予め決められた距離だけ離れた位置に設定する。これにより、治療用超音波によって治療領域に対応する画像データが変化したとしても、基準点は治療領域から離れて設定されているので、基準点に対応する画像データは治療用超音波による影響を受け難く、その不变の画像データに基づいて設定した治療領域の移動を的確に追跡できる。30

また、本発明によれば、ある基準点の移動量が設定量を超えた時、又は、複数個設定された基準点の各移動方向及び移動量が所定の設定範囲を超えて異なる時、体動による移動は通常限られた範囲なのでこれを誤検出と判断し、治療用超音波の照射を停止する指令を出力することができる。これにより、基準点の移動が誤って検出されたときは、治療用超音波の照射が自動的に停止されるので、健全な生体組織に治療用超音波が照射されることを回避できると共に、装置の安全性を向上させることができる。なおまた、治療用超音波の照射自動停止後は所定の条件が満たされれば照射は再開される。40

【図面の簡単な説明】

【0004】

【図1】本発明超音波治療装置の一実施形態のブロック図である。

【図2】図1の本発明超音波治療装置による超音波治療手順を説明するフローチャート。

【図3A・3B】図3Aは、本発明超音波治療装置のモニタ上に超音波治療に先立って表示された被検体の患部を含む関心領域の超音波断層像の一略図であって、この断層像に本50

発明によって設定される被検体の治療領域およびその治療領域を特定するための基準点を説明する図。図3Bは、本発明超音波治療装置のモニタ上に超音波治療中のある瞬時に表示された被検体の患部を含む同一関心領域の超音波断層像の一略図であって、先に設定した治療領域およびその基準点の体動等による移動を説明する図。

【図4A・4B】本発明超音波治療装置のモニタ上に超音波治療に先立っておよび中に表示された被検体の患部を含む同一関心領域の超音波断層像の略図であって、治療の進行に伴う治療領域の拡大に合わせた基準点の変更を説明する図。

【図5A・5B】図5Aは、本発明超音波治療装置のモニタ上に超音波治療に先立って表示された被検体の患部を含む関心領域の超音波断層像上に1または2個の基準点を設定する際の考え方を説明する図。図5Bは、本発明超音波治療装置のモニタ上に超音波治療に先立って表示された被検体の患部を含む関心領域の超音波断層像上に3または4個に基準点を設定する際の考え方を説明する図。

【図6A・6B・6C・6D】本発明超音波治療装置のモニタ上に超音波治療に先立って表示された被検体の患部を含む関心領域の超音波断層像上に設定された治療領域の外側に設定された1あるいは複数の基準点を含む基準領域を説明する図。

【図7】本発明超音波治療装置のモニタ上に超音波治療中に表示された被検体の患部を含む関心領域の超音波断層像の一例で、超音波治療の進行に伴って治療領域の治療用超音波探触子から遠い側の背後に現れる黒抜け部を説明する図。

【図8】図2のフローチャートに追加される基準点が閾値を越えて移動した時の治療用超音波の照射の停止とその後の再開条件を満たした時の治療用超音波の照射再開を説明するフローチャート。

【本発明を実施するための最良の形態】

【0005】

本発明を適用した超音波治療装置の一実施形態について図1ないし図8を参照して説明する。図1は、本発明を適用した超音波治療装置のブロック図である。図1に示すように、超音波治療装置は、被検体に治療用超音波および診断用超音波を照射する超音波プロープ10と、超音波プロープ10に治療用の超音波駆動信号を供給する治療用超音波送波部12と、超音波プロープ10に診断用の超音波駆動信号を供給すると共に、超音波プロープ10から受信される反射エコー信号に基づいて断層像を遂次撮像する手段としての断層像撮像部14と、撮像部14により遂次撮像された断層像を表示する手段としてのモニタ18と、それら各部を制御する制御部19などから構成される。そして、この制御部19は、超音波治療に先立ってモニタ18に表示される関心領域の臓器およびその患部を含む図3Aに示す断層像50上で、操作卓20を介して設定される治療領域52を特定するために設定される少なくとも1つの基準点54、58、60の移動を以後遂次超音波治療中に取得される断層像の画像データとの比較に基づいて追跡し、追跡した移動に従って治療領域の位置を演算推定し、その演算推定した移動先の治療領域に治療用超音波の焦点位置が追従するよう、治療用超音波の焦点位置を補正する指令を治療用超音波送波部12に出力する手段としての追跡追従演算部22を備えている。なお、本実施の形態では追跡追従演算部22が制御部19の一機能として実装された例を説明するが、これに限られない。また、操作卓20はマウスなどのポインティングデバイスを有している。

超音波プロープ10は、被検体に治療用超音波を照射する複数の振動子を配列してなる治療用探触子24と、被検体との間で診断用超音波を送受する複数の振動子を配列してなる診断用探触子26を備えている。治療用探触子24と診断用探触子26は一列に並べて一体に形成されるが、積層して形成してもよい。要は、治療用探触子24と診断用探触子26の相対位置を把握できる形で形成されればよい。また、本実施形態の治療用探触子24および診断用探触子26では、複数の振動子を円の内面に一次元配設したコンベックス型のものを用いているが、これに限られず、例えば、リニア型やセクタ型のものでもよい。

治療用超音波送波部12は、治療用の超音波駆動信号を発生する治療用超音波パルス発生部28と、治療用超音波パルス発生部28から出力される超音波駆動信号にフォーカス

10

20

30

40

50

処理を施す治療用超音波遅延部 3 0 と、治療用超音波遅延部 3 0 から出力される超音波駆動信号を増幅して治療用探触子 2 4 の各振動子に出力する増幅部 3 2 とを備えている。

断層像撮像部 1 4 は、診断用超音波駆動信号を発生する診断用超音波パルス発生部 3 1 と、診断用超音波パルス発生部 3 1 から出力される超音波駆動信号にフォーカス処理を施す診断用超音波遅延部 3 3 と、診断用超音波遅延部 3 3 から出力される超音波駆動信号を増幅して診断用探触子 2 6 の各振動子に送受分離部 3 7 を介して出力する増幅部 3 4 とを有している。また、診断用探触子 2 6 から送受分離部 3 7 を介して出力される反射エコー信号を受信して増幅する増幅部 3 6 と、増幅部 3 6 により増幅された反射エコー信号の位相を整相して加算する整相部 3 8 と、整相部 3 8 から出力される整相加算された反射エコー信号に基づき断層像を再構成してモニタ 1 8 に出力する画像処理部 4 0 とを備えている。10
。なお、画像処理部 4 0 は、再構成した断層像を順次格納する画像メモリ 4 2 を有する。

このように構成される超音波治療装置の動作について以下説明する。まず、超音波プローブ 1 0 を被検体の体表、又は、術中に開腹した状態で臓器表面に接触させる。次いで、診断用探触子 2 6 に撮像部 1 4 から診断用の超音波駆動信号を供給する。供給された超音波駆動信号が診断用探触子 2 6 の各振動子に入力することによって、その各振動子から超音波が被検体の関心領域に対し送波される。被検体の関心領域により反射された反射エコ10

は、診断用探触子 2 6 の各振動子により受波される。受波された反射エコー信号に基づいて、撮像部 1 4 により被検体の関心領域の 2 次元断層像が再構成される。再構成された断層像は画像メモリ 4 2 に記憶される。記憶された断層像は、制御部 1 9 からの制御指令に応じて読み出された後、モニタ 1 8 上に、例えば、図 3 A に示したように、扇形に表示される。このような処理が繰り返されることによって、複数の断層像が所定の時間間隔で撮像され、撮像された断層像は、モニタ 1 8 上に、例えば、3 0 フレーム / 秒で表示される。20

次に、超音波治療に先立って、モニタ 1 8 上に表示された断層像 5 0 上に操作卓 2 0 を介して治療領域 5 2 およびそれを特定する治療領域外に設定される基準点 5 4 , 5 8 , 6 0 を設定する。設定された治療領域の座標データに基づき、治療用超音波の焦点位置が制御部 1 9 により求められる。また、制御部 1 9 から治療用超音波パルス発生部 2 8 に指令が出力されることによって、治療用の超音波駆動信号が治療用超音波パルス発生部 2 8 により生成される。生成された超音波駆動信号は、治療用超音波遅延部 3 0 により、先に求められた焦点位置に従って、治療用探触子 2 4 の各振動子に入力される超音波駆動信号ごとに、適切な遅延が与えられる。それぞれ適切に遅延された各超音波駆動信号が治療用探触子 2 4 の各振動子に入力されることによって、治療用探触子 2 4 の焦点位置が治療領域 5 2 に向けられ、治療用探触子 2 4 から、例えば、 $2 \text{ MHz} \sim 4 \text{ MHz}$ の周波数帯域を有する超音波が治療領域 5 2 に対して偏向照射される。照射された超音波のエネルギー（例えば、熱）によって治療領域 5 2 の生体組織を加熱、熱焼して治療（例えば、凝固焼死）する。このように強力集束超音波（H I F U : High Intensity Focused-Ultra Sound）により、患部が治療される。なお、治療用超音波の周波数帯域は、適宜変更してもよい（例えば、 500 kHz ）。30

このような超音波治療中には、被検体の呼吸など体動に起因して患部が移動したり、操作者が超音波プローブを手で把持することからプローブの位置がズレて治療用超音波の焦点位置と治療領域にズレが生じる場合がある。本実施形態の追跡追従演算部 2 2 は、このような治療用超音波の焦点位置と治療領域とのズレを的確に検出し、治療用超音波の焦点位置を治療領域の生体組織の動きにリアルタイムに追従せしめるように補正する。40

以下、本実施形態の追跡追従演算部 2 2 について図 2 および図 3 A , 3 B を参照して詳細に説明する。まず、モニタ 1 8 に表示された断層像 5 0 上に操作卓 2 0 を介して治療領域（焦域）5 2 と基準点 5 4 を設定する（S 1 0 2）。例えば、断層像 5 0 上の治療すべき範囲をマウスで指定することにより治療領域 5 2 を設定してもよいし、またマウスで指定された点から所定の設定範囲内を治療領域 5 2 として自動設定してもよい。治療領域の設定範囲については、治療用超音波により形成される超音波ビーム（Therapy ビーム、以下、T ビーム）を所定時間 1 回照射したとき、照射された超音波ビームによって生体組50

織が、例えば凝固壊死する体積に合わせて設定してもよい。そして、設定された治療領域 52 の領域外に位置するように、例えば、治療領域から 5 mm 離れた位置に基準点 54 が操作卓 20 を介して設定される。

なお、治療領域 52 に対応する画像領域に第 1 の色マーカを重量して表示してもよい。また、第 1 の色マーカに加えて、治療用超音波の焦点位置に第 2 の色マーカを重量表示してもよい。これにより、治療領域 52 と焦点位置のズレが視覚的に把握できるようになる。

次に、表示上の治療領域 52 と基準点 54 の座標データが、マウスのポインタの設定に応じて算出される (S104)。算出された治療領域 52 の座標データに基づき、治療用超音波の焦点位置 (フォーカス点) が設定される (S106)。設定された焦点位置に治療用超音波が同時刻に到達するように、治療用超音波遅延部 30 で治療用探触子 24 の各振動子に与えられる各超音波駆動信号の遅延量が設定される。設定された遅延量に従った、治療用超音波が治療用探触子 24 から治療領域 52 に照射される (S108)。照射された治療用超音波は、焦点位置に集束して比較的強力な超音波エネルギーを治療領域を与える。

そして、治療用超音波が所定の設定時間を超えて照射されたとき、あるいは、操作卓 20 から終了命令が入力されたときに、治療用超音波の照射が停止する (S110)。なお、治療領域 52 に対し治療用超音波が所定時間にわたって照射されたときは、治療領域 52 の治療が完了したと推測し、治療領域 52 を示す第 1 の色マーカの色を変更するなどの処理を施せば、治療の完了を視覚的に把握できる。

治療用超音波の照射中においては、画像メモリ 42 から断層像 51 が追跡追従演算部 22 により遂次読み出される (S112)。

画像メモリ 42 から順次読み出された断層像 51 の画像データと先の断層像 50 の画像データに基づき、基準点 54 を追跡する (S114)。例えば、断層像 50 の基準点 54 を含む領域 56 が切出される。切出される領域すなわち基準領域の範囲は操作卓 20 を介して、あるいは、予め定めた範囲に自動設定される。切出された領域すなわち基準領域 56 と断層像 51 の画像パターン (例えば、輝度の分布パターン) を比較することにより、領域 56 と画像の一一致度が最も高い同一サイズの領域が、断層像 51 から追跡領域 56' として抽出される。抽出された追跡領域 56' の座標が領域 56 の移動先座標として取得される。取得された座標を用いて基準点 54 の移動ベクトル (例えば、移動方向と移動量) が求められる。求められた移動ベクトルを用いることによって治療領域 52 の移動先座標 (つまり、治療領域 52' の座標) が取得される。なお、画像の一一致度を求める手法としては、ブロックマッチング法や SAD (Sum of Absolute Difference) 法などが適用される。

図 6A、6B、6C、6D は 1 あるいは複数個の基準点を含む切り出し領域すなわち基準領域の変形例の形状を示す図で、図 6A は治療領域 52 の外周に沿う帯状の領域を、図 6B は治療領域 52 とその近傍をマスク領域として、このマスク領域を囲む外周領域を基準領域としたもので、この点線で示した外周領域の外周の広がりは任意であり、マスク領域以外の全断層像としてもよい。また図 6C は断層像に平行に走行する血管の少なくとも一部を含む領域を、図 6D は断層像に垂直に走行する血管の断面を内部に含む領域を基準領域とした例である。以上のことから理解されるように、選択される基準点を含む基準領域の大きさについては特に制限は無い。

治療領域 52' の座標に基づいて、治療用超音波の焦点位置が追跡追従演算部 22 により補正される (S116)。補正された新たな焦点位置が、補正データとして治療用超音波遅延部 30 に入力され、入力された焦点位置に基づき、治療用超音波が偏向照射されることになる (S108)。このような S108 ~ S116 の処理が所定タイミング、例えば、断層像の取り込みタイミングで繰り返せることにより、治療用超音波の焦点位置が、治療領域 52 の動きに追従して的確に補正される。

本実施形態によれば、基準点 54 の移動から治療領域 52 の移動先座標を求めることができるため、基準点 54 の移動に従って、治療領域 52 の移動先座標を演算、推定し、そ

10

20

30

40

50

こに向けて治療用超音波を偏向照射することにより、治療用緒音波の焦点位置を治療領域 52 の動きにリアルタイムに追従させることができる。つまり、基準点 54 の移動ベクトルをリアルタイムに、あるいは、所定タイミングで監視することにより、治療領域 52 の移動を的確に検出し、その検出に基づいて治療用超音波の焦点位置を正確に補正出来る。

また、本実施形態では、基準点 54 を治療領域 52 の範囲外の予め決められた距離、例えば 1 回の治療用超音波の照射で凝固壊死させられる範囲、具体的には 5 mm、だけ離れた位置に設定している。これにより、治療領域 52 の生体組織が凝固壊死しても、基準点 54 を含む領域 56 の画像データは変化しないため、その画像データに基づいて基準点 54 の移動を的確に追跡することができる。

基準点に関しては、治療用超音波の照射音線に重ならない位置に設定することが望ましい。さらにまた基準点としては、その基準領域の画素値の分布パターンが特徴的な領域を選択して設定することが望ましい。例えば、画素値分布が極大または極小となる領域、血管等の特徴的な臓器や膜包等水が溜まつてその部分が黒抜けする領域を内部に含む領域が挙げられる。

なお、基準点を自動設定する場合には、上記したような選択基準に優先度を付した所定のルールを追跡追従演算部 22 に格納しておき、治療領域が設定される度に追跡追従演算部 22 で自動設定されるように構成される。

また、基準点 54 の移動量が設定量（閾値）を超えたときに、治療用超音波の照射を停止する指令を追跡追従演算部 22 から治療用超音波送波部 12 の、例えば、治療超音波パルス発生部 28 に出力することができる。これにより、基準点 54 の移動が閾値を越えて検出された時は、治療用超音波の照射が自動的に停止されるため、健全な生体組織に治療用超音波が照射されることを回避できると共に、装置の安全性を向上させることが出来る。なお、設定量については適宜可変設定出来る。

図 8 は図 2 のフローチャートの S114 と S116 の間に追加される基準点 54 の移動量が閾値を越えた時の治療用超音波の照射の停止とその後の照射の再開手順を説明するフローチャートである。即ち S117 で上記したような治療用超音波の照射停止の条件が満たされたと判断されると S118 で治療用超音波の照射が停止される。次に S119 で、例えば、所定時間継続して基準点の移動量が所定の範囲内に落ち着いたかあるいは基準点の移動量が所定の範囲内に戻ったか等の治療用超音波照射再開の条件を満たしたか否かが判断され、満たしたと判断されると S120 で治療用超音波の照射再開に必要なルーチンに戻る処理が行われる。

以上、実施形態に基づいて本発明を説明したが、本発明はこれに限られるものではない。例えば、治療領域 52 の範囲を治療用超音波ビームの焦域として予め把握できるから、基準点 54 を手動で設定することに代えて、治療領域 52 の領域外に基準点 54 を自動的に設定することができる。これにより、治療領域 52 を指定するだけで基準点 54 が自動設定されるから、装置の使い勝手が向上する。

また、図 3 A に示すように、基準点 54 のほかに基準点 58、60 を設定するなど、複数の基準点を設定してもよい。その場合、各基準点の移動ベクトルの平均、あるいは、重み付け係数を乗算した合成ベクトルに基づいて、治療領域 52 の移動先座標（つまり、治療領域 52' の座標）を取得する。このようにすれば、基準点の移動の誤検出に起因する焦点位置の誤設定のおそれを大幅に低減できる。

図 5 A、5 B は、1 ~ 4 個の基準点を治療領域 52 の近傍に設定する際の個数と設定位置の考え方を説明する図である。図 5 A は 1 または 2 個の基準点を設定する場合の例で、治療領域 52 の中心を通る音線（点線）で断層像を 2 分割し、1 個の基準点を設定する場合はどちらか一方の領域に、2 個の基準点を設定する場合は両方の領域にそれぞれ設定する。好ましくは、これらは治療領域 52 より上側（探触子に近い側）に設定する。

図 6 B は 3 または 4 個の基準点を設定する場合の例で、治療領域 52 の中心を通る音線（点線）とこの音線に垂直な直線で断層像を 4 分割し、3 個目の基準点を下側（探触子から遠い側）のどちらか一方の領域に、4 個の基準点を設定する場合は両方の領域に設定する。好ましくは、これらは等角度で設定する。

10

20

30

40

50

なお、基準点を5個以上設定する場合も、上記と同様な考え方で基準点を設定する。即ち、治療領域52の中心を基準として治療領域52を設定する基準点数に対応する数に分割（好ましくは等分割）し、それぞれの分割領域の外側に基準点を設定すればよい。

治療領域への治療用超音波の照射が進行すると、治療領域の凝固壊死が始まり、図7に示すようにその凝固壊死領域に関して治療用探触子の反対側領域に低信号領域の黒抜け部70が現れる。これは凝固壊死領域の境界で超音波が反射してしまい凝固壊死した領域内を貫通しないことに帰因する。従って、この現象を利用して、断層像上で音線方向の黒抜け領域70を検出追跡して、治療領域であるその黒抜け領域の始まる直前の領域の体動等による移動先位置の演算を、基準点の追跡による治療領域の移動先位置の演算と組み合わせて並行して行うことによって、治療領域の検出精度を更に高めることができる。10

また、治療用超音波の照射によって生体組織が凝固壊死するとその組織は硬くなるので、例えば特開2000-60853号公報が開示している生体組織の弾性率画像上で凝固壊死して硬くなった領域を直接検出追跡して、治療領域の体動等による移動先位置の演算を、基準点の追跡による治療領域の移動先位置の演算と組み合わせて並行して行うことによって、治療領域の検出精度を更に高めることができる。

なおまた、基準点の追跡による治療領域の移動先位置の演算に、上記した黒抜け領域の始まる直前の領域の移動先位置のおよび凝固壊死して硬くなった領域の移動先位置の両方の演算を組合せて並行して行ってもよい。

また、以上の実施形態の説明では、基準点54の追跡を、超音波治療に先立って、断層像50で設定した基準点54とその後順次取得される断層像51の画像データを比較して行ったが、最初に設定した基準点54について引き続く2つの断層像を比較して基準点54を追跡してもよい。20

また、治療用超音波ビーム（Tビーム）を1回照射したときに治療できる範囲（例えば、体積）には一定の制限（例えば、 $4 \sim 10 \text{ mm}^3$ ）があることから、患部が広範囲（例えば、数 cm^3 ）にわたる場合は、その患部を複数の治療領域に分け、分けた治療領域ごとに治療用超音波ビーム（Tビーム）を照射する。その場合、治療用超音波ビームの1回の照射によって治療可の照射領域を予め算出し、算出した所定範囲の照射領域に従って、患部を複数の治療領域に自動的に細分化すればよい。これにより、照射領域が重なることを防いだり、隣り合う照射領域間に隙間が生じたりすることを回避できるから、生体組織に治療用超音波ビームが必要以上に照射されることを防いだり、治療が行われない部分が生じることを回避できる。30

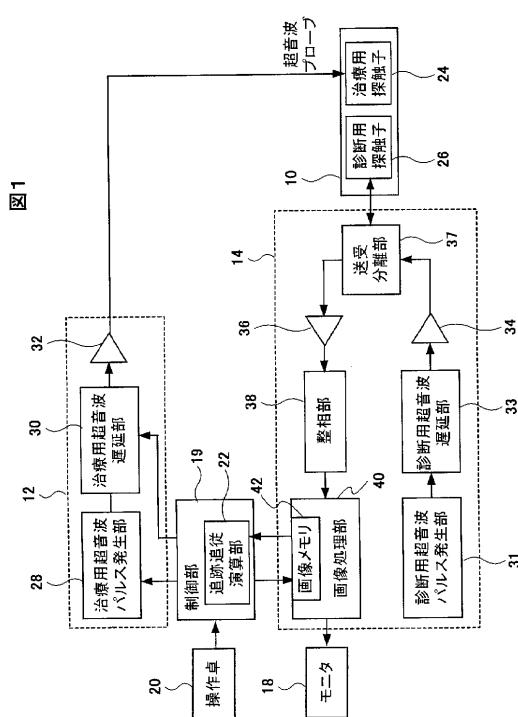
図4A、4Bは治療領域の更新拡大に伴う、その外側に設定された基準点の自動変更を説明する図である。図4Aは図3Aに相当する。治療領域52の治療が終了し、治療領域を次の52'に広げて行く際、先に設定した基準点54、58、60は治療領域の拡大に伴ってその基準点は54、58、60の位置から、54'、58'、60'の位置に所定のルールに従って自動的に変更される。

また、治療用超音波ビームを同一の治療領域に対し複数回にわたって照射する場合、照射された治療用超音波ビームのエネルギー（例えば、熱）が、患部以外の健全な組織に影響を及ぼすことがあるので、治療用超音波ビームの照射が終了してから次に照射を開始するまでの照射待ち時間を適切に設定するのが好ましい。これにより、照射待ち時間が経過する間に、健全な組織の温度が下がることから、治療用超音波ビームのエネルギーが健全な組織に影響を及ぼすことを低減できる。40

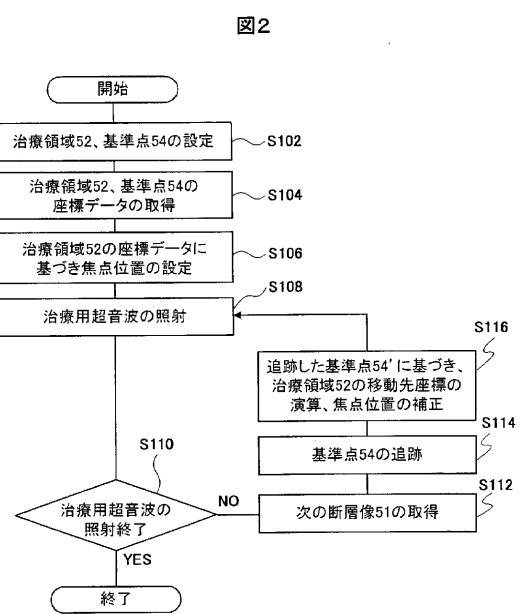
治療用超音波ビームの照射に待ち時間（照射間隔）を設定する場合、本発明の超音波治療装置と温度検出手段を併用し、温度検出手段により患部以外の健全な組織の温度が所定値よりも低くなったときに、治療用超音波ビームの照射を再開することができる。例えば、温度検出手段として磁気共鳴撮像（MRI）装置を適用し、MRI装置により治療領域およびその周辺の健全な組織を含む断面の温度分布画像を取得し、その温度分布画像の画素の温度変化に基づいて治療用超音波ビームの照射停止および再開を制御すればよい。これにより、治療用超音波ビームの照射待ち時間が適切に自動調整されるので、装置の効率及び安全性が向上する。ここで、温度分布画像とは、例えば、温度が高い組織に対応する50

画素を赤色で表示し、温度が低くなるにつれて徐々に青色表示するものである。なお、温度分布画像はリアルタイム（例えば、秒単位）で更新されるのが望ましいので、M R I 像の空間分解能は比較的小さく抑え、R F 照射パルスのパルスシーケンスの繰り返し時間（T R）は適宜短くするのがよい。なお、このM R I 装置による患部周辺の健全な組織の温度変化を監視して行う治療用超音波ビームの照射停止および再開制御は、先に図8のフローチャートと共に説明した追跡している基準点が閾値を越えて移動した時の治療用超音波ビームの照射停止および再開制御と並行して行われる。

【図1】



【図2】



【図3A・3B】

図3B

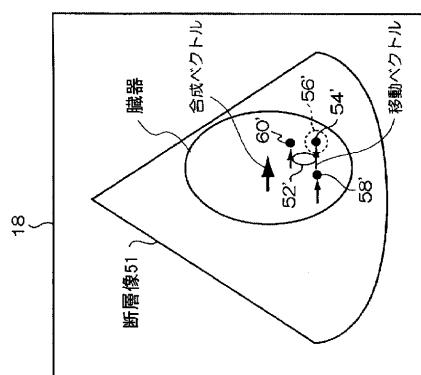
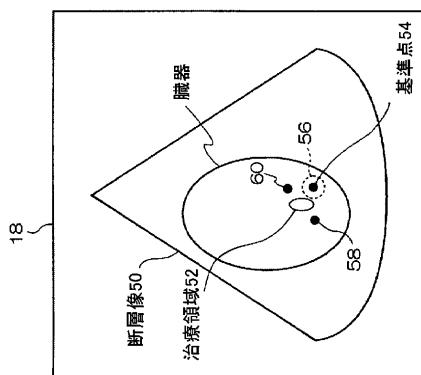


図3A



【図4A・4B】

図4B

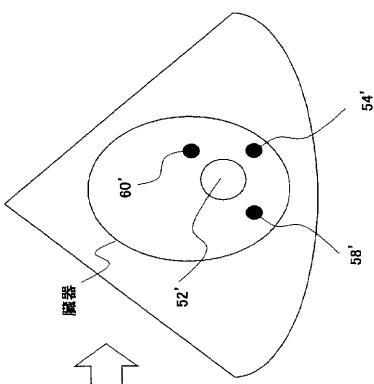
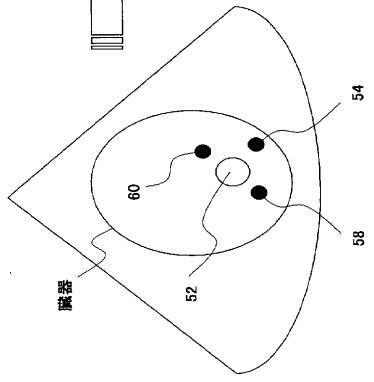


図4A



【図5A・5B】

図5B

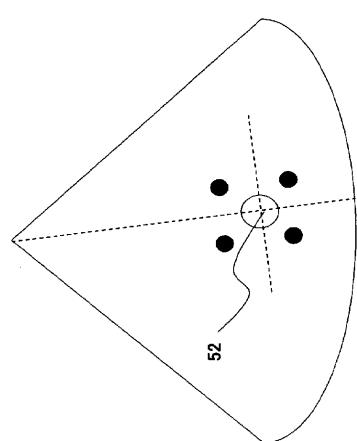
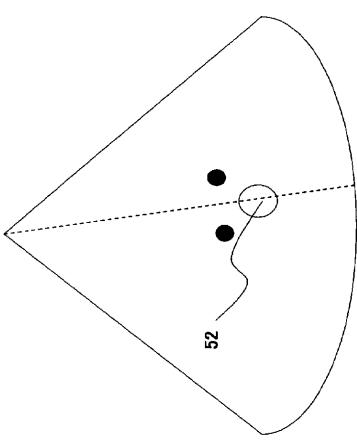


図5A



【図6A・6B・6C・6D】

図6B

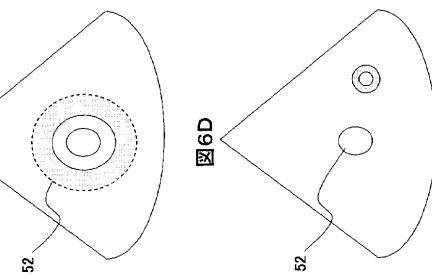


図6A

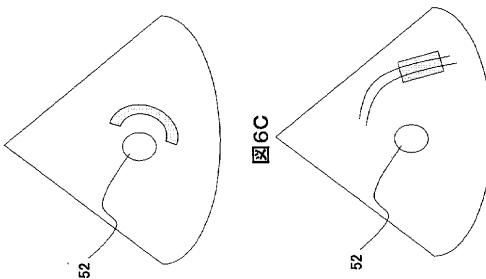


図6D

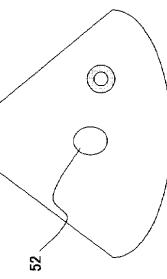
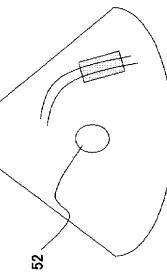
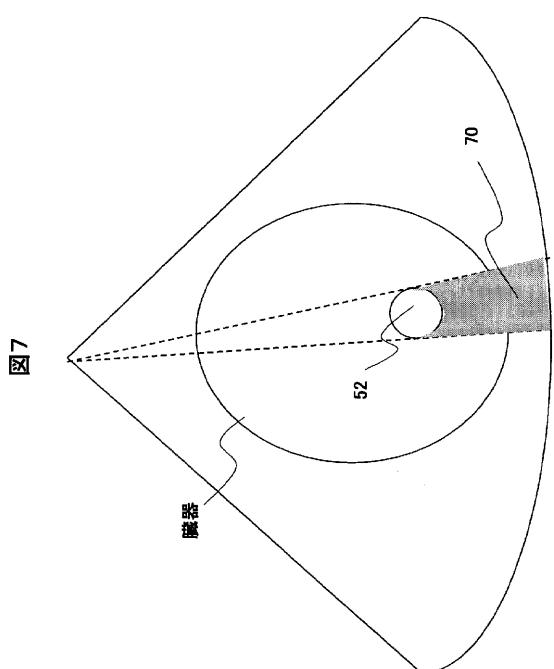


図6C

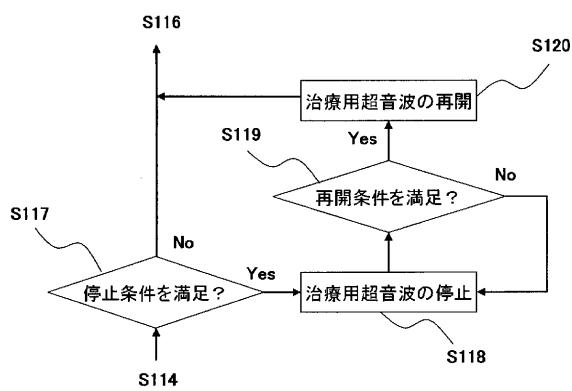


【図7】



【図8】

図8



フロントページの続き

(56)参考文献 特開2001-190587(JP,A)
特開2000-237205(JP,A)
特開平08-084740(JP,A)
特開平05-076538(JP,A)
国際公開第2002/054018(WO,A2)
英国特許出願公開第02279743(GB,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 18/00

A61F 7/00

专利名称(译)	超音波治疗装置		
公开(公告)号	JP4722039B2	公开(公告)日	2011-07-13
申请号	JP2006514567	申请日	2005-06-09
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立メディコ		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社日立メディコ		
[标]发明人	石田一成 窪田純 馬場博隆		
发明人	石田 一成 窪田 純 馬場 博隆		
IPC分类号	A61B18/00 A61F7/00 A61B8/08 A61B17/22 A61B19/00 A61N7/02 G06T1/00 H04R17/00		
CPC分类号	A61B8/08 A61B17/2256 A61B34/10 A61B2090/378 A61N7/02		
FI分类号	A61B17/36.330 A61F7/00.322 A61B8/08		
优先权	2004174214 2004-06-11 JP		
其他公开文献	JPWO2005120373A1 JPWO2005120373A5		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

【图 1】

超声波治疗装置包括跟踪和跟随计算单元22，其在超声波治疗之前在感兴趣区域的超声波断层图像50上设置治疗区域52，该区域包含在监视器18上显示的受试者的受影响部分以及在治疗区域52外部设置参考点54，基于此后连续拍摄的超声波断层图像的图像数据跟踪参考点54的位置，基于对象的身体运动，计算和估计移动的治疗区域52。跟踪的参考点的移动位置54;连续地输出用于校正治疗的焦点位置的命令，该命令使用从治疗用探针24朝向对象的治疗区域52;照射的超声波束，以跟随移动的治疗区域52;计算和估计。利用跟踪和跟随计算单元22，每次准确地计算和估计治疗区域52的位置，并且基于计算和估计，治疗的焦点位置使用超声波束实时跟随移动。治疗区域并得到纠正。

