

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4489048号
(P4489048)

(45) 発行日 平成22年6月23日 (2010. 6. 23)

(24) 登録日 平成22年4月9日 (2010. 4. 9)

(51) Int. Cl. F 1
A 6 1 B 18/00 (2006. 01) A 6 1 B 17/36 3 3 0
A 6 1 B 8/06 (2006. 01) A 6 1 B 8/06
A 6 1 B 8/00 (2006. 01) A 6 1 B 8/00

請求項の数 5 (全 12 頁)

(21) 出願番号 特願2006-122853 (P2006-122853)
 (22) 出願日 平成18年4月27日 (2006. 4. 27)
 (65) 公開番号 特開2007-289541 (P2007-289541A)
 (43) 公開日 平成19年11月8日 (2007. 11. 8)
 審査請求日 平成21年3月6日 (2009. 3. 6)

(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
 (74) 代理人 100096091
 弁理士 井上 誠一
 (72) 発明者 石田 一成
 東京都千代田区内神田1丁目1番14号
 株式会社日立メディコ内

審査官 川端 修

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】

被検体内に超音波を送受信し治療部位の超音波画像を取得する超音波探触子と、前記超音波探触子による受信信号から前記超音波画像の一部の関心領域の各座標における血流速度分布を算出する血流速度分布算出手段と、前記超音波探触子で得られた超音波画像を表示する表示部と、前記表示部の画面上で治療位置を指示する治療位置指示手段と、前記治療位置指示手段により指示された治療位置に治療用超音波を照射する治療用超音波振動子と、を有する超音波治療装置において、

前記血流速度分布算出手段により算出されたある時点での血流速度分布に基づいて、血管を特定する血管特定手段と、

前記血管特定手段によって特定された血管について、前記治療用超音波の最適な照射箇所を設定する照射箇所設定手段と、

前記照射箇所の周辺の所定領域について別の時点で算出した前記血流速度分布に基づいて、該別の時点での前記血管を特定することにより、被検体の体動、超音波圧力、または超音波プローブ操作に伴う前記血管の移動を追跡する追跡手段と、

前記追跡手段によって追跡した血管を各時点で比較し、対応する位置の血流速度の変化率が最大となる部位を次の治療用超音波の照射箇所として前記治療用超音波の焦点位置を補正する補正手段と、

を具備することを特徴とする超音波治療装置。

【請求項2】

被検体内に超音波を送受信し治療部位の超音波画像を取得する超音波探触子と、前記超音波探触子による受信信号から前記超音波画像の一部の関心領域の各座標における血流速度分布を算出する血流速度分布算出手段と、前記超音波探触子で得られた超音波画像を表示する表示部と、前記表示部の画面上で治療位置を指示する治療位置指示手段と、前記治療位置指示手段により指示された治療位置に治療用超音波を照射する治療用超音波振動子と、を有する超音波治療装置において、

前記血流速度分布算出手段により算出されたある時点での血流速度分布に基づいて、血管を特定する血管特定手段と、

前記血管特定手段によって特定された血管について、前記治療用超音波の最適な照射箇所を設定する照射箇所設定手段と、

前記照射箇所の周辺の所定領域について別の時点で算出した前記血流速度分布に基づいて、該別の時点での前記血管を特定することにより、被検体の体動、超音波圧力、または超音波プローブ操作に伴う前記血管の移動を追跡する追跡手段と、

前記追跡手段によって追跡した血管の中心を次の治療用超音波の照射箇所として前記治療用超音波の焦点位置を補正する補正手段と、

を具備することを特徴とする超音波治療装置。

【請求項 3】

前記血管特定手段は、前記血流速度分布算出手段により算出した血流速度分布に基づいて、前記血管の断面方向において前記血流速度が最大となる点の集合を血管の中心軸として算出し、前記血管の断面方向において前記血流速度が所定値以上の範囲を血管径として算出することを特徴とする請求項 1 または請求項 2 に記載の超音波治療装置。

【請求項 4】

前記補正手段による補正前後の前記治療用超音波の焦点位置について前記血流速度を比較することにより、前記治療用超音波の照射終了判断または照射条件変更を行う照射制御手段を具備することを特徴とする請求項 1 または請求項 2 のいずれかに記載の超音波治療装置。

【請求項 5】

血流速度の変化率は、前記治療量超音波の照射前後における血流速度の変化率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。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波を照射して病変部を治療する超音波治療装置に関する。詳細には、病変部を支配する血管に対して超音波を照射して塞栓を生じさせ当該血管に依存する病変部組織を治療する超音波治療装置に関する。

【背景技術】

【0002】

一般に、超音波治療において細胞変性効果を得るには、数秒間（例えば、2～10秒間）の治療用超音波の照射が必要である。治療用超音波は、高エネルギー超音波であり、例えば、高強度集束超音波（HIFU：High Intensity Focused Ultrasound）である。

また、1回の照射で治療効果が得られる範囲は小さいので（例えば、4～10立方ミリメートル）、ある程度の体積のある病変部の治療を行うには複数回の照射を行う必要がある。また、過熱による影響を避けるために1回の照射後に数秒程度の照射停止（休止）時間が必要である。従って、従来の超音波治療装置は治療に長時間を要する。

【0003】

また、血管狭窄度を測定しながら治療用超音波照射を繰り返す超音波治療装置が提案されている（例えば、[特許文献1]参照。）。この超音波治療装置は、診断用超音波探触子（撮像用超音波探触子）による受信信号から血流信号を検出して病変部の血管の血流速度を求め、治療用超音波の照射前後における血流速度変化率を算出し、血流速度変化率に

10

20

30

40

50

基づいて治療用超音波の照射条件を制御する。このように、治療用超音波の照射前後の血流速度を比較することにより、血管の狭窄や梗塞の程度を評価し、病変部の血管に対して適正に超音波が照射されているかを確認することができる。

【0004】

【特許文献1】国際公開第2004/100811号パンフレット

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

しかしながら、超音波治療中に体動や超音波圧力や超音波プローブ操作等により血管等の生体組織が移動すると、治療開始時に設定した治療部位とは異なる位置に治療用超音波が照射されて正常部位が損傷したり、治療部位に治療用超音波が照射されない虞があるという問題点がある。そこで、治療用超音波を照射する度に照射位置を修正する必要があるという問題点がある。

【0006】

本発明は、以上の問題点に鑑みてなされたものであり、超音波治療中に血管等の生体組織が移動しても適切な位置に治療用超音波の照射を行い、超音波治療の効率性及び安全性を向上させることを可能とする超音波治療装置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】

【0007】

前述した目的を達成するために第1の発明は、被検体内に超音波を送受信し治療部位の超音波画像を取得する超音波探触子と、前記超音波探触子による受信信号から前記超音波画像の一部の関心領域の各座標における血流速度分布を算出する血流速度分布算出手段と、前記超音波探触子で得られた超音波画像を表示する表示部と、前記表示部の画面上で治療位置を指示する治療位置指示手段と、前記治療位置指示手段により指示された治療位置に治療用超音波を照射する治療用超音波振動子と、を有する超音波治療装置において、前記血流速度分布算出手段により算出されたある時点での血流速度分布に基づいて、血管を特定する血管特定手段と、前記血管特定手段によって特定された血管について、前記治療用超音波の最適な照射箇所を設定する照射箇所設定手段と、前記照射箇所の周辺の所定領域について別の時点で算出した前記血流速度分布に基づいて、該別の時点での前記血管を特定することにより、被検体の体動、超音波圧力、または超音波プローブ操作に伴う前記血管の移動を追跡する追跡手段と、前記追跡手段によって追跡した血管を各時点で比較し、対応する位置の血流速度の変化率が最大となる部位を次の治療用超音波の照射箇所として前記治療用超音波の焦点位置を補正する補正手段と、を具備することを特徴とする超音波治療装置である。

【0008】

超音波治療装置は、超音波探触子により病変部等の治療部位に診断用超音波を照射して反射エコー信号を受波し、反射エコー信号に基づいて治療部位の超音波画像及び一部の関心領域の血流速度分布を算出し、治療用超音波振動子により治療部位に治療用超音波を照射する。超音波治療装置は、複数の時点（例えば治療用超音波の照射前後）での血流速度分布に基づいて、血管を特定し、特定した血管の指示された治療位置を含む所定の範囲について、まず最も照射に適した箇所を設定する。また、別の時点での血流速度分布に基づいて血管を特定し、被検体の体動、超音波圧力、または超音波プローブ操作に伴う血管の移動を追跡する。そして追跡した血管の各時点での対応位置の血流速度の変化率を算出し、その変化率が最大となる部位を次の治療用超音波の照射箇所として焦点位置を補正する。

これにより、超音波治療中の被検体の体動、超音波圧力、または超音波プローブ操作に伴って血管等の生体組織が移動し、更に治療用超音波の照射に伴って治療部位である血管の血管径が変化しても適切な位置に治療用超音波照射を行って目的の血管を塞栓することができる。超音波治療の効率性及び安全性を向上させることができる。また、手動で設定した箇所から所定範囲内で血管径や血流速度から最適な箇所を自動的に捉えて新たな照射

10

20

30

40

50

箇所とすることで、治療効率を向上させると共に照射箇所の設定が容易となり操作性を向上させることができる。

【0009】

また、本発明は、被検体内に超音波を送受信し治療部位の超音波画像を取得する超音波探触子と、前記超音波探触子による受信信号から前記超音波画像の一部の関心領域の各座標における血流速度分布を算出する血流速度分布算出手段と、前記超音波探触子で得られた超音波画像を表示する表示部と、前記表示部の画面上で治療位置を指示する治療位置指示手段と、前記治療位置指示手段により指示された治療位置に治療用超音波を照射する治療用超音波振動子と、を有する超音波治療装置において、前記血流速度分布算出手段により算出されたある時点での血流速度分布に基づいて、血管を特定する血管特定手段と、前記血管特定手段によって特定された血管について、前記治療用超音波の最適な照射箇所を設定する照射箇所設定手段と、前記照射箇所の周辺の所定領域について別の時点で算出した前記血流速度分布に基づいて、該別の時点での前記血管を特定することにより、被検体の体動、超音波圧力、または超音波プローブ操作に伴う前記血管の移動を追跡する追跡手段と、前記追跡手段によって追跡した血管の中心を次の治療用超音波の照射箇所として前記治療用超音波の焦点位置を補正する補正手段と、

を具備することを特徴とする超音波治療装置である。

これにより、超音波治療中の被検体の体動、超音波圧力、または超音波プローブ操作に伴って血管等の生体組織が移動し、更に治療用超音波の照射に伴って治療部位である血管の血管径が変化しても適切な位置に治療用超音波照射を行って目的の血管を塞栓することができる。超音波治療の効率性及び安全性を向上させることができる。また、手動で設定した箇所から所定範囲内で血管径や血流速度から最適な箇所を自動的に捉えて新たな照射箇所とすることで、治療効率を向上させると共に照射箇所の設定が容易となり操作性を向上させることができる。

特に、追跡した血管の中心を各時点での治療用超音波の焦点位置とすれば、最大血流速度を求めなくても最適な位置に治療用超音波を照射できる。

また、具体的には、血管の断面方向において血流速度が最大となる点の集合を血管の中心軸として算出し、血管の断面方向において血流速度が所定値以上の範囲を血管径として算出することにより、血管の追跡を行うことができる。

【0011】

また、補正前後の治療用超音波の焦点位置について血流速度を比較することにより、治療用超音波の照射終了判断または照射条件変更を行うようにしてもよい。

これにより、照射箇所の正確性及び塞栓の進行状況を考慮した上で、治療用超音波の照射終了判断または照射条件変更を行うことができる。

また、血流速度の変化率は、前記治療量超音波の照射前後における血流速度の変化率とすることが望ましい。

【発明の効果】

【0012】

本発明によれば、超音波治療中に血管等の生体組織が移動しても適切な位置に治療用超音波の照射を行い、超音波治療の効率性及び安全性を向上させることを可能とする超音波治療装置を提供することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0013】

以下添付図面を参照しながら、本発明に係る超音波治療装置の好適な実施形態について詳細に説明する。尚、以下の説明及び添付図面において、略同一の機能構成を有する構成要素については、同一の符号を付することにより重複説明を省略することにする。

【0014】

(1. 超音波治療装置の構成)

最初に、図1を参照しながら、超音波治療装置100の構成について説明する。

図1は、超音波治療装置100の構成図である。

10

20

30

40

50

【 0 0 1 5 】

超音波治療装置 1 0 0 は、被検体に治療用超音波及び診断用超音波を照射する超音波プローブ 5 と、超音波プローブ 5 に治療用駆動信号を供給する治療用送波部 1 8 と、超音波プローブ 5 に診断用駆動信号を供給すると共に超音波プローブ 5 から出力される反射エコー信号に基づいて超音波画像を取得する撮像部 1 1 と、撮像部 1 1 により取得された超音波画像を表示するモニタ等の表示部 1 2 と、各部を制御する制御部 1 9 等から構成される。

また、超音波治療装置 1 0 0 は、治療用超音波の焦点位置の補正や照射強度等の照射条件に関する指令を治療用送波部 1 8 に出力する照射制御部 1 4 を備える。また、超音波治療装置 1 0 0 は、マウス等のポインティングデバイスやキーボードを有する操作卓 1 3 を備える。

10

【 0 0 1 6 】

超音波プローブ 5 は、診断用振動子 5 1 及び治療用振動子 5 2 を備える。診断用振動子 5 1 は、被検体との間で診断用超音波を送受する複数の振動子が配列される。治療用振動子 5 2 は、被検体に治療用超音波を照射する複数の振動子が配列される。診断用振動子 5 1 と治療用振動子 5 2 に関しては一体として形成し相対位置が固定であればよい。診断用振動子 5 1 と治療用振動子 5 2 とを並べて配置してもよいし、積層して超音波プローブ 5 を形成するようにしてもよい。

また、診断用振動子 5 1 は、超音波画像を三次元的に捉えることが可能であればよい。一方、治療用振動子 5 2 は、超音波ビームを三次元的に任意の位置に集束可能であればよい。例えば、診断用振動子 5 1 及び治療用振動子 5 2 は、複数の振動子を二次元配列したアレイ型構造としてもよいし、一次元配列したリニア型振動子を機械的に移動可能ないわゆるメカニカルスキャン型構造としてもよい。

20

【 0 0 1 7 】

治療用送波部 1 8 は、治療用駆動信号を発生する治療用パルス発生回路 1 5 と、治療用パルス発生回路 1 5 から出力される駆動信号にフォーカス処理を施す治療用超音波遅延回路 1 6 と、治療用超音波遅延回路 1 6 から出力される駆動信号を増幅して治療用振動子 5 2 の各振動子に出力する増幅回路 1 7 を備える。

【 0 0 1 8 】

撮像部 1 1 は、診断用駆動信号（撮像用駆動信号）を発生する診断用パルス発生回路 1 と、診断用パルス発生回路 1 から出力される駆動信号にフォーカス処理を施す診断用超音波遅延回路 2 と、診断用超音波遅延回路 2 から出力される駆動信号を増幅して診断用振動子 5 1 の各振動子に送受分離回路 4 を介して出力する増幅回路 3 を備える。

30

【 0 0 1 9 】

また、撮像部 1 1 は、診断用振動子 5 1 から送受分離回路 4 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回路 6 と、増幅回路 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受波整相回路 7 と、受波整相回路 7 から出力される反射エコー信号に基づいて超音波画像を再構成する画像処理部 8 と、画像処理部 8 により得られた超音波画像を一時的に格納する画像記憶部 1 0 と、画像処理部 8 あるいは画像記憶部 1 0 に格納されている超音波画像を表示する表示部 1 2 を備える。

40

【 0 0 2 0 】

尚、画像処理部 8 により得られる超音波画像は、三次元超音波画像である。この超音波画像は、音響インピーダンスの変化のある部分を示し組織の構造を表す画像であり、Bモード像と呼ばれる。

【 0 0 2 1 】

また、撮像部 1 1 は、血流速度演算部 9 を備える。血流速度演算部 9 は、受波整相回路 7 から出力される受信信号から血流速度を算出する手段である。血流速度演算部 9 は、例えば、いわゆるカラーフローマッピング回路として構成される。血流速度演算部 9 は、組織内の血管の血流速度分布を算出し、超音波画像と重畳して画像記憶部 1 0 に記録する。

画像記憶部 1 0 は、超音波画像のデータとしては、撮像した部分における三次元座標の

50

それぞれの輝度（音響インピーダンスの差）を記録し、血流速度分布のデータとしては、撮像した部分における三次元座標のそれぞれの流速を記録する。

【 0 0 2 2 】

（ 2 . 超音波治療装置 1 0 0 の基本動作 ）

次に、超音波治療装置 1 0 0 の基本動作について説明する。

操作者は、超音波プローブ 5 を被検体の体表や開腹時の臓器表面に接触させる。撮像部 1 1 から超音波プローブ 5 に診断用駆動信号が供給される。診断用駆動信号が診断用振動子 5 1 の各振動子に入力し、当該各振動子から超音波が被検体に対して送波される。

被検体により反射された反射エコー信号は、診断用振動子 5 1 の各振動子により受波される。画像処理部 8 は、反射エコー信号に基づいて三次元超音波画像を再構成して画像記憶部 1 0 に格納する。血流速度演算部 9 は、反射エコー信号に基づいて血流速度分布を算出し画像記憶部 1 0 に格納する。三次元超音波画像には血流速度データが重畳される。三次元超音波画像及び血流速度データは、制御部 1 9 の指令に応じて読み出された後に表示部 1 2 に表示される。

10

これらの処理が繰り返されることにより、複数の三次元超音波画像及び血流速度分布（血管）が時系列的に撮像及び取得され、表示部 1 2 にリアルタイムに表示される。

【 0 0 2 3 】

操作者は、操作卓 1 3 を介して、表示部 1 2 に表示された三次元超音波画像上に治療領域を設定する。照射制御部 1 4 は、設定された治療領域の座標データに基づいて治療用超音波の焦点位置を算出する。照射制御部 1 4 は、治療用パルス発生回路 1 5 に指令を出力し、治療用パルス発生回路 1 5 は、治療用駆動信号を発生して治療用超音波遅延回路 1 6 に入力する。治療用超音波遅延回路 1 6 は、先に算出した焦点位置に従って、治療用振動子 5 2 の各振動子に入力する信号毎に遅延を与える。遅延された各駆動信号が治療用振動子 5 2 の各振動子に入力すると、治療用振動子 5 2 から超音波が治療領域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、熱エネルギー）によって治療領域の生体組織を加熱、熱灼して病変部を変性（例えば、凝固壊死）させて治療する。

20

【 0 0 2 4 】

尚、治療用振動子 5 2 から照射される治療用超音波は、高エネルギー超音波であり、例えば、強力集束超音波（HIFU：High Intensity Focused Ultrasound）である。治療用超音波の周波数帯域は適宜変更可能であり、例えば、2 MHz ~ 4 MHz、500 kHz とすることができる。

30

【 0 0 2 5 】

（ 3 . 超音波治療装置 1 0 0 の治療時の動作 ）

次に、図 2 ~ 図 7 を参照しながら、超音波治療装置 1 0 0 の治療時の動作について説明する。

図 2 は、超音波治療装置 1 0 0 の治療時の動作を示すフローチャートである。

図 3 は、治療用超音波照射前の表示部 1 2 を示す図である。

図 4 は、治療用超音波照射後の表示部 1 2 を示す図である。

尚、「照射前」は治療用超音波の照射前を示し、「照射後」は治療用超音波の照射後を示すものとして説明する。

40

【 0 0 2 6 】

操作者は、治療用超音波の強度や照射時間間隔等の初期設定を行う（S 1）。超音波治療装置 1 0 0 は、治療領域を設定する（S 2 ~ S 5）。超音波治療装置 1 0 0 は、三次元超音波画像を取得する（S 2）。超音波治療装置 1 0 0 は、S 2 の処理により得られた三次元超音波画像の範囲全体あるいは一部の関心領域の各座標における血流速度を取得する（S 3）。超音波治療装置 1 0 0 は、S 2 及び S 3 の処理により得られた三次元超音波画像及び血流速度（血管）を重畳して画像記憶部 1 0 に記録すると共に表示部 1 2 に表示する（S 4）。

【 0 0 2 7 】

図 3 に示すように、S 2 ~ S 4 の処理を経て、表示部 1 2 には三次元超音波画像 3 0 及

50

び血管 31 からなる治療画像 40 が表示される。

【0028】

操作者は、操作卓 13 を介して、表示部 12 に表示された三次元超音波画像 30 及び血管 31 に対して照射箇所 32 を設定する (S5)。尚、設定方法としては、マウス等のポインティングデバイスにより直接照射箇所を指定してもよいし、マウスで指定した点から規定の範囲内で最も照射に適した箇所 (例えば、血管径が細く流速が速い箇所等) に自動的に設定するようにしてもよい。

【0029】

超音波治療装置 100 は、設定された照射箇所 32 の座標データを算出する (S6)。超音波治療装置 100 は、算出された座標データに基づいて治療用超音波の焦点位置を計算する。超音波治療装置 100 は、当該焦点位置に治療用超音波が同時刻に到達するように、治療用超音波遅延回路 16 により各駆動信号に与える遅延量を設定する (S7)。超音波治療装置 100 は、設定された遅延量に基づいて治療用振動子 52 から照射箇所 32 に治療用超音波を照射する (S8)。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与える。

【0030】

超音波治療装置 100 は、再度、三次元超音波画像データを取得する (S9)。超音波治療装置 100 は、照射箇所 32 周辺の所定領域の各座標の血流速度を取得する (S10)。超音波治療装置 100 は、照射箇所 32 周辺の所定領域について、S3 の処理で取得した血流速度と S10 の処理で取得した血流速度との比較を行う (S11)。超音波治療装置 100 は、S11 の処理における比較結果に基づいて、血管走行の移動補正を行う (S12)。また、超音波治療装置 100 は、血管走行の移動補正と共に、照射箇所 32 から照射箇所 35 へ追従する。

【0031】

図 4 に示すように、S9 ~ S12 の処理を経て、表示部 12 には治療用超音波照射後の三次元超音波画像 33 及び移動補正後の血管 34 からなる治療画像 43 が表示される。また、追従した照射箇所 35 が表示される。

【0032】

超音波治療装置 100 は、照射前の照射箇所 32 の血流速度と照射後の照射箇所 35 の血流速度との比較を行い (S13)、比較結果に基づいて治療用超音波の照射終了を判断する (S14)。

治療用超音波の照射を継続する場合 (S14 の NO)、超音波治療装置 100 は、新たな照射箇所として照射箇所 35 を再設定し (S15)、S6 からの処理を繰り返す。

【0033】

以上の過程を経て、超音波治療装置 100 は、照射箇所周辺の所定領域について照射前後の血流速度を比較することにより、血管移動補正と共に照射箇所を追従する。

このように、超音波治療中に血管が移動しても適切な位置に治療用超音波を照射して目的の血管を塞栓することができる。超音波治療の効率性及び安全性を向上させることができる。

すなわち、治療用超音波の照射前後の血管位置がずれても、リアルタイムあるいは所定のタイミングで血流速度を監視することで血管の位置及び照射箇所を追跡し、治療用超音波ビームを制御して的確な位置に照射を行うことができる。

【0034】

(4. 血管移動補正及び照射箇所追従 (S12))

ここで、血管走行の移動補正及び照射箇所追従 (S12) の詳細について説明する。

治療用超音波の照射により血管の狭窄が生じて血管径が変化したり、強力超音波の作用により超音波の伝播方向に放射圧が生じることで血管等の組織が移動する。さらに、治療用超音波の照射中における体動による移動や超音波プローブ 5 の移動等により移動前に設定した照射箇所 32 が目的の照射箇所とずれる。

【0035】

10

20

30

40

50

そこで、超音波治療装置 100 は、照射箇所 32 周辺の所定領域について、移動前の三次元超音波画像 30 及び血流速度分布（血管 31）からなる治療画像 40 と、移動後の三次元超音波画像 33 及び血流速度分布（血管 34）からなる治療画像 43 とを比較して血管移動補正を行うと共に、照射箇所 32 から照射箇所 35 への移動を追従する。

【0036】

図 5 は、移動前の血管 31 及び移動後の血管 34 を示す図である。

図 6 は、血管 31 及び血管 34 の血流速度分布を示す図である。

血流速度分布 61 は、図 5 の X 方向についての血管 31 の血流速度分布を示す。血流速度分布 62 は、図 5 の X 方向についての血管 34 の血流速度分布を示す。

【0037】

図 5 及び図 6 では、血管及び血流速度分布は、X 方向について一次的に図示されているが、実際には、超音波治療装置 100 は、三次元的に演算処理を行い血流速度分布等を算出する。

超音波治療装置 100 は、血管 31 の各断面（血流方向に対して垂直な断面）方向について、移動前の血流速度が最大となる点 63 の集合を三次元的に算出し、当該点 63 の集合を血管 31 の中心軸とする。同様に、超音波治療装置 100 は、血管 34 の各断面（血流方向に対して垂直な断面）方向について、移動後の血流速度が最大となる点 64 の集合を三次元的に算出し、当該点 64 の集合を血管 34 の中心軸とする。

また、超音波治療装置 100 は、移動前の血流速度が「0」でない範囲 65 を血管 31 の血管径として算出する。同様に、超音波治療装置 100 は、移動後の血流速度が「0」

【0038】

以上の過程を経て、超音波治療装置 100 は、血管 31 から血管 34 へ治療用超音波の照射位置を補正する。

また、血管 31 の照射位置 32 に対応する血管 34 の位置（部位）を新たな照射箇所 35 としてもよいし、それ以外の位置を新たな照射箇所 35 とすることもできる。超音波治療装置 100 は、対応する位置毎に血管 31 と血管 34 との血流速度の比較を行い、所定の条件を満たす位置を新たな照射位置 35 としてもよい。例えば、超音波治療装置 100 は、血管 34 において血流速度あるいは血流速度変化率が最大となる位置を新たな照射位置 35 とする。図 7 を用いて後述するが、血管が狭窄した箇所すなわち血流速度あるいは血流速度変化率が大きい箇所を新たな照射箇所 35 として再設定することにより治療効率を向上させることができる。

また、図 6 で示すとおり、最大血流速度は、範囲 65 あるいは範囲 66 の両端の midpoint にあたる場合が多い。そこで、超音波治療装置 100 は、血流が「0」でない範囲の midpoint にあたる部位に治療用超音波の焦点を設定してもよい。つまり、移動前後における血管の中心を治療用超音波の焦点として設定する。よって、最大血流速度を求めなくても治療用超音波を適宜設定することができる。

【0039】

このように、手動で設定した箇所から所定範囲内で血管径や血流速度から最適な箇所を自動的に捉えて新たな照射箇所とすることで、治療効率を向上させると共に照射箇所の設定が容易となり操作性を向上させることができる。

【0040】

（5．照射終了判断（S14））

ここで、治療用超音波の照射終了判断（S14）の詳細について説明する。

超音波の照射エネルギーを強くした場合や照射時間を長くした場合、照射すべき箇所以外の場所が過熱により損傷を受ける可能性がある。従って、治療用超音波を照射して血管を塞栓するには、数秒間（例えば、2～5秒間）の照射を数回（例えば、5回）に分けて照射する必要がある。

【0041】

図 7 は、治療用超音波の照射回数と血流速度との関係を示す図である。図 7 の縦軸は、

10

20

30

40

50

血流速度を示し、図7の横軸は、治療用超音波の照射回数を示す。

計測点70～計測点73が示すように、第1回目～第3回目の照射では照射回数毎に血流速度が速くなり、計測点74が示すように、第4回目の照射では血流速度が「0」になっている。これは、治療用超音波の照射により血管が狭窄して血流速度が増加し、最後に血管が塞栓することで血流速度が「0」になることを示す。

【0042】

超音波治療装置100は、血流速度に変化がない場合には正確な位置に照射が行われていないものと判断し、照射を停止して照射箇所の移動を促す。

また、超音波治療装置100は、血流速度が「0」になった場合や、初期設定にて設定した治療用超音波の総照射時間を超えた場合や操作卓13から終了指定が入力された場合に治療用超音波の照射を停止する。

また、超音波治療装置100は、照射前後の血流速度を比較して血流速度変化率が算出し、血流速度変化率に基づいて新たに再設定する照射箇所35を算出する。例えば、血流速度変化率が所定値を超えた箇所あるいは最大値となる箇所を血管の狭窄が進んでいる箇所として新たに設定する照射箇所35としてもよい。

また、超音波治療装置100は、血流速度変化率に基づいて治療用超音波の照射条件を変更する。例えば、血流速度変化率が小さい場合は超音波強度を大きくし、血流速度変化率が大きい場合は超音波強度を小さくするようにしてもよい。

【0043】

以上の過程を経て、超音波治療装置100は、追従した照射箇所について照射前後の血流速度を比較することにより、治療用超音波の照射終了判断や照射条件の変更を行う。

このように、照射箇所を追従した上で照射前後の血流速度の比較を行うことにより、照射箇所の正確性及び塞栓の進行状況に基づいて、治療用超音波の照射終了判断または照射条件変更を行うことができる。

【0044】

(6.その他)

尚、血流速度の比較処理は、治療用超音波の照射前後について行うものとして説明したが、任意の複数の時点について比較処理を行うようにしてもよい。例えば、治療用超音波の照射中の時点について行うようにしてもよい。

また、繰り返し処理の時間間隔を短くすることにより、高精度に照射箇所を再設定することができるので、より正確に治療用超音波を照射することができる。

【0045】

以上、添付図面を参照しながら、本発明に係る超音波治療装置の好適な実施形態について説明したが、本発明はかかる例に限定されない。当業者であれば、本願で開示した技術的思想の範疇内において、各種の変更例または修正例に想到し得ることは明らかであり、それらについても当然に本発明の技術的範囲に属するものと了解される。

【図面の簡単な説明】

【0046】

【図1】超音波治療装置100の構成図

【図2】超音波治療装置100の治療時の動作を示すフローチャート

【図3】治療用超音波照射前の表示部12を示す図

【図4】治療用超音波照射後の表示部12を示す図

【図5】治療用超音波の照射前の血管31及び照射後の血管34を示す図

【図6】血管31及び血管34の血流速度分布を示す図

【図7】治療用超音波の照射回数と血流速度との関係を示す図

【符号の説明】

【0047】

100 …… 超音波治療装置

1 …… 診断用パルス発生回路

2 …… 診断用超音波遅延回路

10

20

30

40

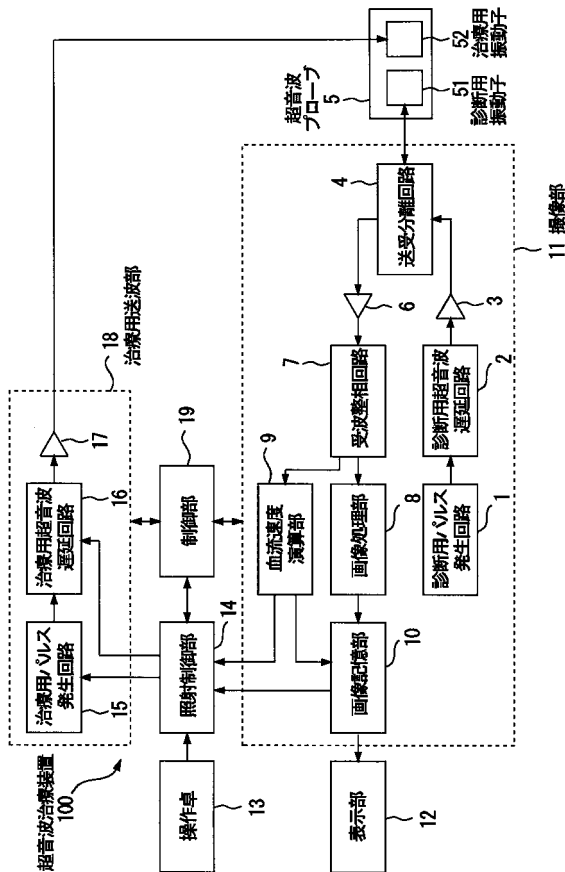
50

- 3、6、17.....増幅回路
- 4.....送受分離回路
- 5.....超音波プローブ
- 7.....受波整相回路
- 8.....画像処理部
- 9.....血流速度演算部
- 10.....画像記憶部
- 11.....撮像部
- 12.....表示部
- 13.....操作卓
- 14.....照射制御部
- 15.....治療用パルス発生回路
- 16.....治療用超音波遅延回路
- 18.....治療用送波部
- 19.....制御部
- 30.....三次元超音波画像（照射前）
- 31.....血管（照射前）
- 32.....照射箇所（照射前）
- 33.....三次元超音波画像（照射後）
- 34.....血管（照射後）
- 35.....照射箇所（照射後）
- 40.....治療画像（照射前）
- 43.....治療画像（照射後）
- 51.....診断用振動子
- 52.....治療用振動子

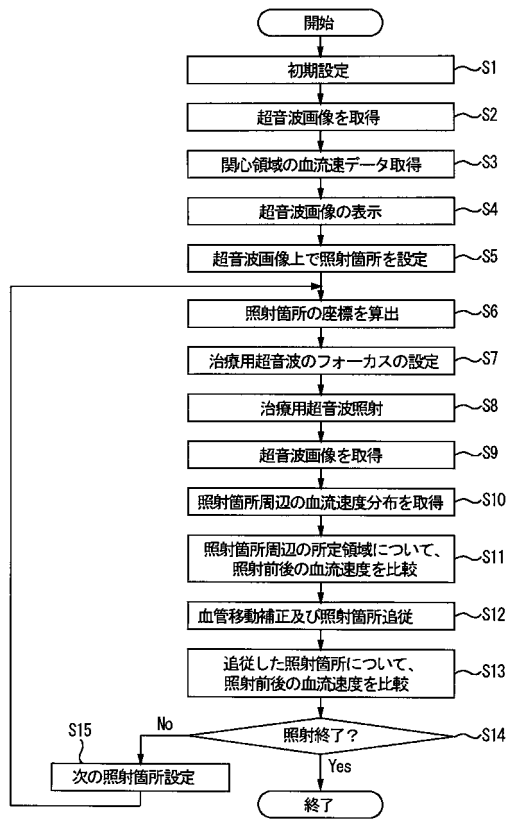
10

20

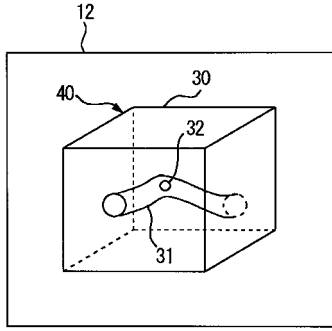
【図1】



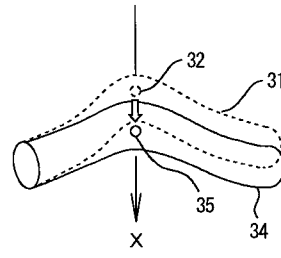
【図2】



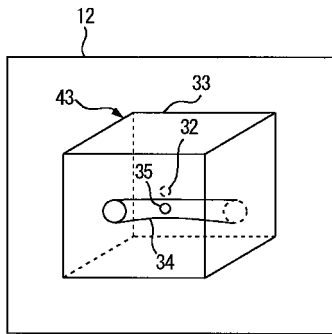
【 図 3 】



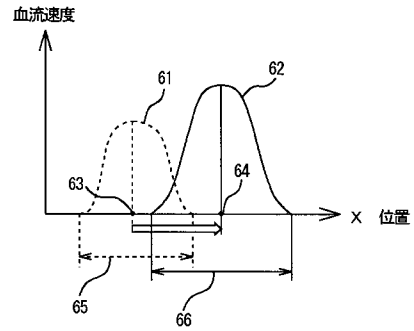
【 図 5 】



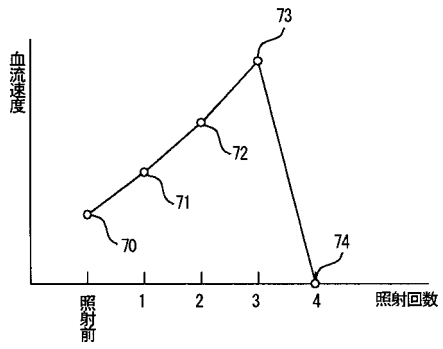
【 図 4 】



【 図 6 】



【 図 7 】



フロントページの続き

- (56)参考文献 国際公開第2004/100811(WO, A1)
特表2003-500151(JP, A)
国際公開第2005/120373(WO, A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 18/00
A61B 8/00
A61B 8/06

专利名称(译)	超声波治疗装置		
公开(公告)号	JP4489048B2	公开(公告)日	2010-06-23
申请号	JP2006122853	申请日	2006-04-27
[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		
发明人	石田 一成		
IPC分类号	A61B18/00 A61B8/06 A61B8/00		
FI分类号	A61B17/36.330 A61B8/06 A61B8/00 A61N7/00		
F-TERM分类号	4C060/JJ11 4C060/JJ17 4C060/JJ25 4C060/MM24 4C060/MM25 4C160/JJ35 4C160/JJ36 4C160/MM32 4C601/BB03 4C601/DD03 4C601/EE16 4C601/FF16		
代理人(译)	井上清一		
审查员(译)	川端修		
其他公开文献	JP2007289541A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声波治疗装置，即使在超声波治疗期间，即使诸如血管的生物组织移动，也能够通过用治疗超声波照射适当的位置来提高超声波治疗的效率和安全性。解决方案：超声治疗设备100包括诊断振荡器51和治疗振荡器52，诊断振荡器51用于通过用诊断超声波照射患病部位来接收反射回波信号，治疗振荡器52用治疗超声波照射患处。超声治疗设备100通过图像处理部分8重新配置受影响部位的三维超声图像，并通过血流速度操作部分9计算受影响部位的血流速度分布。超声治疗设备100比较血流速度在治疗超声波照射之前和之后相对于照射部分周围的规定区域的分布，并且在补偿血管运动的同时跟随照射部分。在超声波治疗装置100中，通过将照射治疗超声波之前和之后的血流速度与所跟随的照射部分进行比较来执行治疗超声波的照射完成确定和照射条件的改变。

【 图 2 】

