

(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2018-50758

(P2018-50758A)

(43) 公開日 平成30年4月5日(2018.4.5)

(51) Int.Cl.
A61B 8/08 (2006.01)F1
A61B 8/08テーマコード (参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 12 O L (全 18 頁)

(21) 出願番号 特願2016-188270 (P2016-188270)
(22) 出願日 平成28年9月27日 (2016.9.27)(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 110000888
特許業務法人 山王坂特許事務所
(72) 発明者 川畑 健一
東京都千代田区丸の内一丁目6番6号 株
式会社日立製作所内
Fターム(参考) 4C601 DD19 DE20 FF13 FF16 JC06

(54) 【発明の名称】 超音波撮像装置、および、その制御方法

(57) 【要約】

【課題】対象領域に生じた組織凝固を超音波を用いてモニターする。

【解決手段】凝固用照射部から撮像対象にエネルギーを照射させた後、気泡生成用探触子から気泡生成用超音波を、気泡モニター用探触子から気泡モニター用超音波をそれぞれ前記撮像対象に送信させる。撮像対象からの超音波を受信した気泡モニター用探触子の受信信号に基づいて、撮像対象の組織凝固が生じたかどうかを判別する。

【選択図】図1

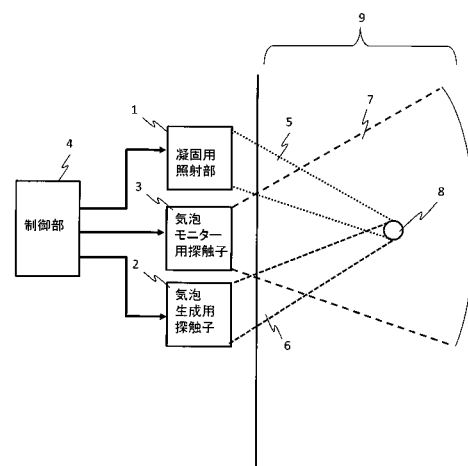


図1

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

撮像対象に組織凝固を生じさせるエネルギーを照射する凝固用照射部と、前記撮像対象の組織内に気泡が発生する強度の気泡生成用超音波を照射する気泡生成用探触子と、前記気泡をモニターする気泡モニター用超音波を送信し、前記撮像対象からの超音波を受信する気泡モニター用探触子と、前記凝固用照射部、前記気泡生成用探触子および気泡モニター用探触子とを制御する制御部とを有し、

前記制御部は、前記凝固用照射部から前記撮像対象に前記エネルギーを照射させた後、前記気泡生成用探触子から前記気泡生成用超音波を、前記気泡モニター用探触子から前記気泡モニター用超音波をそれぞれ前記撮像対象に送信させ、前記撮像対象からの超音波を受信した前記気泡モニター用探触子の受信信号に基づいて、前記撮像対象の組織凝固が生じたかどうかを判別することを特徴とする超音波撮像装置。

10

【請求項 2】

請求項 1 に記載の超音波撮像装置であって、前記制御部は、前記受信信号から前記気泡の消滅速度を示す指標を求めることにより、前記組織凝固をモニターすることを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 3】

請求項 2 に記載の超音波撮像装置であって、前記制御部は、前記気泡の消滅速度を示す指標として、前記気泡の寿命、前記受信信号の強度の時間変化、または、前記気泡の存在する領域の面積の変化を求めることを特徴とする超音波撮像装置。

20

【請求項 4】

請求項 2 に記載の超音波撮像装置であって、前記制御部は、前記受信信号から、前記撮像対象の画像を生成し、前記画像に含まれる気泡像に基づいて、前記気泡の消滅速度を示す指標を求めることを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 5】

請求項 1 に記載の超音波撮像装置であって、前記制御部は、前記エネルギーの送信前後にそれぞれ、前記気泡生成用超音波と前記気泡モニター用超音波とを送信させ、前記受信信号から、前記エネルギーの送信前後の、前記受信信号の差を求め、前記差に基づき、前記組織凝固が発生したかを判断することを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 6】

請求項 1 に記載の超音波撮像装置であって、前記凝固用照射部は、前記エネルギーとして組織に凝固を生じさせる強度の凝固用超音波を送信する凝固用探触子であることを特徴とする超音波撮像装置。

30

【請求項 7】

請求項 6 に記載の超音波撮像装置であって、前記凝固用探触子は、前記気泡生成用探触子を兼ねており、前記凝固用超音波と前記気泡生成用超音波をそれぞれ送信することを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 8】

請求項 1 に記載の超音波撮像装置であって、前記制御部は、前記凝固用照射部に前記エネルギーを照射させた後、前記エネルギーの照射により発生した気泡を消滅させるための所定時間が経過してから、前記気泡生成用探触子から前記気泡生成用超音波を送信させることを特徴とする超音波撮像装置。

40

【請求項 9】

請求項 1 に記載の超音波撮像装置であって、前記制御部は、前記気泡生成用超音波の強度を前記撮像対象において気泡が発生する強度にするために、前記気泡生成用探触子から所定の強度の前記気泡生成用超音波を前記撮像対象に送信させた後、前記気泡モニター用探触子から前記気泡モニター用超音波を前記撮像対象に送信させ、前記撮像対象からの超音波を受信させ、得られた前記受信信号に基づいて前記気泡生成用超音波の強度を調整することを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 10】

50

請求項１に記載の超音波撮像装置であって、前記制御部は、前記気泡生成用超音波として、前記気泡を発生させる強度の第１の超音波を前記気泡生成用探触子から照射させた後、前記第１の超音波よりも強度の弱い第２の超音波を前記気泡生成用探触子から照射させることを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項１１】

組織凝固を生じさせるエネルギーが照射された撮像対象に対して前記撮像対象の組織内に気泡が発生する強度の気泡生成用超音波を照射する気泡生成用探触子と、前記気泡をモニターする気泡モニター用超音波を送信し、前記撮像対象からの超音波を受信する気泡モニター用探触子と、前記気泡生成用探触子および気泡モニター用探触子とを制御する制御部とを有し、

10

前記制御部は、前記エネルギーを照射された撮像対象に、前記気泡生成用探触子から前記気泡生成用超音波と、前記気泡モニター用探触子から前記気泡モニター用超音波とをそれぞれ送信させ、前記撮像対象からの超音波を受信した前記気泡モニター用探触子の受信信号に基づいて、前記撮像対象の組織凝固が生じたかを判別することを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項１２】

組織凝固を生じさせるエネルギー照射部を備えた超音波撮像装置の制御方法であって、前記エネルギー照射部から撮像対象に組織凝固を生じさせるエネルギーを所定の部位に照射させ、前記撮像対象の組織内に気泡を発生させる強度の気泡生成用超音波と、前記気泡をモニターする気泡モニター用超音波とを順に送信し、前記気泡モニター用超音波を照射された波による前記受信信号から、前記撮像対象に生じた前記組織凝固の度合をモニターする、超音波撮像装置の制御方法。

20

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【０００１】

本発明は、治療対象の組織にエネルギーを照射して生じさせた凝固の度合をモニターする技術に関するものである。

【背景技術】

30

【０００２】

強度が大きい収束超音波（ＨＩＦＵ：High Intensity Focused Ultrasound）を生体に照射して、照射部位の温度をタンパク質変性温度以上に上昇させることにより、組織に凝固を生じさせる治療方法が、近年、癌の治療等に用いられている。このときＨＩＦＵ照射により生じた組織凝固をモニターするため、一般的には、ＨＩＦＵ装置とＭＲＩ（Magnetic Resonance Imaging）装置とを組み合わせ、ＭＲＩ装置によってＨＩＦＵ照射領域の画像を取得し、ＭＲＩ画像上で組織凝固の範囲等をオペレータが確認している。

【０００３】

一方、特許文献１には、超音波により生体内に気泡を生じさせ、気泡が圧縮破壊（キャビテーション）される際に発生する生体作用（熱的、機械的な作用のうち少なくともひとつを含む）を利用して、生体の所望部位を治療する技術が開示されている。

40

【先行技術文献】

【特許文献】

【０００４】

【特許文献１】特開２００６－３２０４０５号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【０００５】

従来技術のようにＨＩＦＵ照射領域をＭＲＩ装置で撮像することにより、ＨＩＦＵ照射領域の観察を無侵襲で行うことができる。しかしながら、ＭＲＩ装置は、磁気シールドル

50

ームに設置する必要のある大型で高価な装置であるため、H I F U治療の対象である患者のベッドサイドまでM R I装置を移動させて撮影することはできない。そのため、患者を磁気シールドルームまで移動させて、M R I装置内もしくはその近傍でH I F U治療を行わなければならない、H I F U治療の利便性向上の妨げとなっている。

【 0 0 0 6 】

また、H I F U治療の途中で、リアルタイムに対象領域をモニターすることができれば、組織凝固が確実に生じているかどうかを確認できるとともに、組織凝固が十分に生じた対象領域への超音波の過剰照射を防ぐことができるが、M R I装置による撮像は、所定の撮像パルスシーケンスを実行して画像再構成処理を行うため、画像生成までに所定の時間が必要であり、H I F U治療の途中でリアルタイムにM R I画像を取得するのは困難である。

10

【 0 0 0 7 】

そのため、H I F Uと超音波撮像装置とを組み合わせることにより、H I F U治療の途中で超音波エコー画像をリアルタイムで取得することが考えられるが、組織凝固の有無による超音波の反射強度の変化は小さく、超音波の反射波を用いるエコー画像で凝固組織を確認することは難しい。また、H I F U治療を効果的に行うためには、強度の大きな収束超音波を照射することが望ましいが、強度の大きな収束超音波を照射すると、対象領域に溶存しているガスが気泡に変化し、一旦生じた気泡は、再び生体内に溶存するまで存在するため、超音波撮像のために照射した超音波を反射して、超音波画像のノイズになり、高解像度の超音波画像を得ることが難しい。

20

【 0 0 0 8 】

本発明の目的は、対象領域に生じた組織凝固を超音波を用いてモニターすることにある。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 9 】

上記課題を解決するために、本発明の超音波撮像装置は、撮像対象に組織凝固を生じさせるエネルギーを照射する凝固用照射部と、撮像対象の組織内に気泡が発生する強度の気泡生成用超音波を照射する気泡生成用探触子と、気泡をモニターする気泡モニター用超音波を送信し、撮像対象からの超音波を受信する気泡モニター用探触子と、凝固用照射部、気泡生成用探触子および気泡モニター用探触子とを制御する制御部とを有する。制御部は、凝固用照射部から撮像対象にエネルギーを照射させた後、気泡生成用探触子から気泡生成用超音波を、気泡モニター用探触子から前記気泡モニター用超音波をそれぞれ撮像対象に送信させ、撮像対象からの超音波を受信した気泡モニター用探触子の受信信号に基づいて、撮像対象の組織凝固が生じたかどうかを判別する。

30

【発明の効果】

【 0 0 1 0 】

本発明によれば、対象領域に生じた組織凝固を超音波を用いてモニターすることができる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 1 】

40

【図 1】第 1 の実施形態の超音波撮像装置の全体構成を示すブロック図である。

【図 2】第 1 の実施形態の制御部によるエネルギーおよび超音波の照射のタイミングを示すシーケンス図である。

【図 3】気泡が生体組織から受ける反発力を模式的に示す説明図である。

【図 4】第 1 の実施形態の気泡量の時間変化を示すグラフである。

【図 5】第 2 の実施形態の超音波撮像装置の全体構造を示すブロック図である。

【図 6】第 2 の実施形態の整相・画像生成部がモニター範囲に設定する複数の受信走査線を示す説明図である。

【図 7】第 2 の実施形態の表示部に表示される U I (ユーザーインターフェース) 画面の一例である。

50

【図 8】第 2 の実施形態の制御部の動作を示すフローチャートである。

【図 9】第 2 の実施形態の制御部の動作を示すフローチャートである。

【図 10】第 2 の実施形態の H I F U、気泡生成用超音波および気泡モニター用超音波の照射のタイミングを示すシーケンス図である。

【図 11】第 2 の実施形態の治療部位の平均輝度の時間変化のグラフである。

【図 12】第 2 の実施形態の H I F U 照射前の初期値のある時刻の気泡画像と、H I F U 照射後の対応する気泡画像の一例を示す。

【図 13】(a) 気泡保持パルスを照射しない場合の気泡モニター用探触子の振動強度の時間変化を示すグラフである、(b) 気泡保持パルスを照射する場合の気泡モニター用探触子の振動強度の時間変化を示すグラフである。

【図 14】(a) 気泡保持パルスを照射しない場合の気泡の画像を示す説明図である、(b) 気泡保持パルスを照射する場合の気泡の画像を示す説明図である。

【図 15】第 3 の実施形態の H I F U、気泡生成用超音波、気泡保持用超音波および気泡モニター用超音波の照射のタイミングを示すシーケンス図である。

【発明を実施するための形態】

【0012】

以下、図面に基づいて本発明の実施の形態を説明する。

【0013】

本実施形態の超音波撮像装置（超音波送受信装置）は、撮像対象に組織凝固を生じさせるエネルギーを照射した後、気泡生成用の超音波を照射して、撮像対象に組織に溶存する気体の気泡を発生させる。さらに気泡モニター用の超音波を送信し、撮像対象からの超音波を受信する。エネルギー照射により、組織凝固が生じた領域は、組織凝固が生じていない領域とは組織の硬さが異なるため、気泡が再び生体組織に溶存して消滅するまでの過程（例えば消滅速度）が異なり、組織凝固の有無に応じて撮像対象から受信する超音波の受信信号に差が生じる。よって、気泡モニター用超音波を送信後に得られた受信信号に基づいて、撮像対象の組織凝固が生じたかどうかを判別することができる。

【0014】

このように、組織凝固の有無による気泡消滅過程の差を、超音波の受信信号の差として計測することにより、組織凝固が生じたかどうかを超音波によってモニターできる。

【0015】

以下、第 1 から第 3 の実施形態により詳細に説明する。

【0016】

< 第 1 の実施形態 >

本実施形態の超音波撮像装置（超音波送受信装置）について説明する。図 1 は、第 1 の実施形態の超音波撮像装置の全体構成を示すブロック図である。

【0017】

図 1 のように、第 1 の実施形態の超音波撮像装置は、凝固用照射部 1 と、気泡生成用探触子 2 と、気泡モニター用探触子 3 と、制御部 4 とを有している。凝固用照射部 1 は、撮像対象 9 の組織内の治療部位 8 に組織凝固を生じさせるエネルギー 5 を照射する。気泡生成用探触子 2 は、撮像対象 9 の組織内に気泡が発生する強度の気泡生成用超音波 6 を照射する。気泡モニター用探触子 3 は、気泡モニター用超音波 7 を撮像対象 9 に送信し、撮像対象 9 からの超音波を受信して受信信号に変換する。制御部 4 は、凝固用照射部 1、気泡生成用探触子 2 および気泡モニター用探触子 3 を制御する。なお、凝固用照射部 1 が、照射するエネルギー 5 としては、超音波、電磁波（可視光、近赤外光、マイクロ波、ラジオ波、放射線等）を用いることができる。

【0018】

図 2 は、制御部 4 によるエネルギー 5 および超音波 6、7 の照射のタイミングを示すシーケンス図である。図 2 のように、制御部 4 は、凝固用照射部 1 から撮像対象 9 の治療部位 8 に、組織凝固を生じさせるエネルギー（凝固用エネルギー）5 を照射させ、その後、気泡生成用探触子 2 から治療部位 8 に組織内に気泡が発生する強度の気泡生成用超音波 6

10

20

30

40

50

を照射させる。超音波は波であり、超音波が伝搬する生体組織には押す力（押圧）と引く力（減圧）が交互に繰り返し加わり、引く力（減圧）により生体組織内の圧力が、生体組織に溶存している気体（水、水素、窒素等）の圧力よりも低くなると気泡が生成される。気泡生成用超音波 6 の強度は、減圧により気泡が生成される強度に予め設定されている。気泡は、気泡生成用超音波 6 の波による押す力（陽圧）だけでは消滅せず、生体組織に再び溶存することにより徐々に消滅する。

【0019】

そこで制御部 4 は、図 2 のように発生した気泡をモニターする気泡モニター用超音波 7 を、気泡モニター用探触子 3 から治療部位 8 に送信させる。気泡によって反射、散乱または気泡を透過等した気泡モニター用超音波 7 は、一部が気泡モニター用探触子 3 に到達して受信され、受信信号に変換される。よって、制御部 4 は、受信信号に基づいて、気泡の情報をモニターすることができる。

10

【0020】

エネルギー 5 の照射を受けたことにより、治療部位 8 に組織凝固が生じている場合、組織の硬さは、組織凝固を生じていない場合とは異なる。多くの組織は、組織凝固が生じることにより硬化し、一部の組織は、組織凝固が生じることにより軟化する。図 3 は、気泡が生体組織から受ける反発力を模式的に示す説明図である。図 3 のように、組織の硬さにより、気泡が組織から受ける反発力が異なり、組織凝固が生じて硬く（または軟らかく）なった領域は、組織凝固が生じていない領域より反発力が強まる（または弱まる）。これにより、発生した気泡の消滅過程（組織への溶存過程）が、組織凝固が生じていない場合とは異なり、組織凝固が生じて硬く（または軟らかく）なった組織は、組織凝固が生じていない領域よりも、気泡の消滅速度が速く（遅く）なる。

20

【0021】

また、図 4 は、気泡量の時間変化を示すグラフである。図 4 のグラフの縦軸は、気泡生成用超音波 6 により生成された気泡の量であり、横軸は時間を示す。このグラフは、気泡生成用超音波 6 によって生成された気泡の量の時間変化を気泡モニター用超音波 7 によってモニターした結果である。図 4 のように、生成された気泡の周囲の組織が柔らかい組織の場合、硬い組織の場合と比べて、気泡の量の変化が緩やかとなり、柔らかい組織の場合と硬い組織の場合とで、気泡生成後の時間経過によって気泡の量に差が生じる。

30

【0022】

制御部 4 は、得られた受信信号に基づいて、治療部位 8 に組織凝固が発生したかどうかを判別することができる。例えば、治療部位 8 からの受信信号の強度は、気泡量（または密度）に対応している。よって、気泡生成用超音波 6 を送信した後、所定のタイミングで気泡モニター用超音波 7 を少なくとも 1 回送受信して受信信号を得て、得られた値を、組織の種類（肝臓や腎臓等の臓器や筋肉、それらの腫瘍等）ごとに予め定めておいた標準値と比較し、標準値よりも大きい（または小さい）場合、治療部位 8 が硬く（または柔らかく）なっていると判断し、組織凝固を生じていると判別することができる。

40

【0023】

また、制御部 4 は、得られた受信信号に基づいて、気泡の消滅速度を示す指標を求めてもよい。気泡の消滅速度を示す指標としては、例えば、気泡の寿命（気泡が消滅するまでの時間）、気泡モニター用超音波の受信信号の強度、または、気泡の存在する領域の面積を用いることができる。

40

【0024】

気泡の寿命は、気泡生成用超音波 6 の照射終了後、複数回にわたって気泡モニター用超音波 7 を送信して、気泡からの超音波による受信信号が受信されなくなる、もしくは、受信信号の強度が所定値以下になる時間を求めることにより求めることができる。

【0025】

また、気泡モニター用超音波 7 の照射によって得られる受信信号の強度の時間変化は、気泡量（または密度）の時間変化に対応している。よって、気泡生成用超音波 6 を送信した後、所定のタイミングで少なくとも 2 回、気泡モニター用超音波 7 を送信し、その都度

50

受信信号を受信し、それぞれ強度を求める。得られた2回以上の受信信号の強度の差を、2回の受信信号を受信したタイミングの差(時間)で割ることにより、気泡の消滅速度に対応する値(指標)を求めることができる。気泡の消滅速度に対応する値(指標)が、予め定めた閾値以上または以下である場合、治療部位8に組織凝固を生じていると判断することができる。

【0026】

さらに、気泡の存在する領域の面積は、気泡量(または密度)に対応しているため、所定のタイミングで、治療部位8における複数個所から気泡による受信信号を得て気泡の存在する領域の面積を求め、その時間変化を求めることにより、上記受信信号の強度と同様に、気泡の消滅速度に対応する値(指標)を求めることができる。消滅速度に対応する値(指標)が閾値以上(または、所定の閾値以下)である場合、組織凝固が発生したと判断することができる。

10

【0027】

また、制御部4は、受信信号から、撮像対象9の画像を生成し、画像に含まれる気泡の像に基づいて、気泡の消滅速度を示す指標を求めてもよい。例えば、気泡の画像の輝度は、受信信号の強度に対応しているので、上述の受信信号の強度の代わりに画像の輝度を用いて組織凝固が生じているかどうかを判断することができる。また、画像における気泡の面積を、上述の受信信号の強度の代わりに用いて、組織凝固が生じているかどうかを判断することができる。例えば、画像の輝度が所定値以上の領域の面積を求めることにより気泡の面積を求めることができる。

20

【0028】

制御部4は、組織凝固が発生していると判断した場合、その治療部位8への凝固用照射部1からのエネルギー5の照射を終了させてもよい。

【0029】

また、制御部4は、凝固用照射部1からのエネルギー5の照射を複数回繰り返し行わせ、照射のたびに、気泡生成用超音波6と気泡モニター用超音波7を送信して、受信信号の強度や、受信信号に基づいて求めた上記指標を求めてもよい。エネルギー5の照射ごとに求めた受信信号の強度や指標の値の変化を求め、変化が、予め定めた閾値以下になった場合には、その時点までのエネルギー5の照射で十分な組織凝固が発生し、これ以上エネルギー5を照射しても、組織凝固は進まないと判断して、エネルギー5の照射を終了させてもよい。

30

【0030】

なお、組織凝固が生じることにより軟らかくなる組織の場合、制御部4は、気泡の消滅速度が所定値以上になったことを指標が示している場合には、所望の度合の組織凝固が生じていると判断し、エネルギー5の照射を終了させればよい。また、複数回のエネルギー5の照射ごとの指標値を比較し、エネルギー5の照射前後の指標値の変化が予め定めた閾値以下に到達した場合は、十分な組織凝固が発生し、これ以上エネルギー5を照射しても、組織凝固は進まないと判断して、エネルギー5の照射を終了させてもよい。

【0031】

凝固用照射部1が、照射するエネルギー5としては、上述のように超音波、電磁波(可視光、近赤外光、マイクロ波、ラジオ波、放射線等)を用いることができるが、一例として凝固用照射部1として、超音波を照射する探触子を用いることができる。この場合、凝固用照射部1と、気泡生成用探触子2または気泡モニター用探触子3とを兼用させてもよい。照射する超音波の強度を考慮すると、凝固用探触子と気泡生成用探触子2とを兼用させるのが望ましい。

40

【0032】

このように、本実施形態では、凝固用のエネルギーを照射した後に、超音波により組織に気泡を発生させて、さらに、気泡の超音波を送信し、受信することにより、対象領域に生じた組織凝固を超音波を用いてモニターすることができる。

【0033】

50

< 第 2 の実施形態 >

第 2 の実施形態の超音波撮像装置について、図 5 等を用いて説明する。

【 0 0 3 4 】

第 2 の実施形態の超音波撮像装置は、第 1 の実施形態の超音波撮像装置と同様の構成であるので、同様の構成については同じ符号を付して説明を省略し、異なる構成について以下詳細に説明する。

【 0 0 3 5 】

図 5 は、第 2 の実施形態の超音波撮像装置の全体構造を示すブロック図である。第 2 の実施形態では、凝固用照射部 1 として、H I F U 探触子 1 0 を用い、組織に凝固を生じさせるエネルギー 5 として強度の大きな収束超音波（以下 H I F U : High Intensity Focused Ultrasound と呼ぶ）を照射する。

10

【 0 0 3 6 】

H I F U 探触子 1 0 は、気泡生成用探触子 2 を兼用しており、気泡生成用超音波 6 も照射する。H I F U 探触子 1 0 としては、ここでは超音波照射面がカップ状に凹型に湾曲したものを一例として用いる。H I F U 探触子 1 0 は、一つの振動子で構成され、湾曲形状によって超音波を収束させる構成であってもよいし、複数の配列された振動子で構成され、各振動子が照射する超音波の遅延量によって超音波を収束させる構成であってもよい。前者の場合、収束位置を撮像対象 9 上で移動させるために、H I F U 探触子 1 0 を体表上で移動させる移動機構が、H I F U 探触子 1 0 に備えられていることが望ましい。

【 0 0 3 7 】

H I F U 探触子 1 0 の中心部には、貫通孔が設けられており、貫通孔内に気泡モニター用探触子 3 が配置されている。気泡モニター用探触子 3 は、配列された複数の振動子を備えている。なお、H I F U 探触子 1 0 と気泡モニター用探触子 3 の配置は、この配置に限定されるものではなく、いずれも治療部位 8 に向かって超音波を照射できる配置であればよい。

20

【 0 0 3 8 】

制御部 4 は、凝固用送信部 4 1 と、気泡生成用送信部 4 2 と、気泡モニター用送受信部 4 3 と、整相・画像生成部 4 4 と、組織凝固判別部 4 5 と、シーケンス制御部 4 6 を備えている。制御部 4 には、制御部 4 に対するユーザからの操作を受け付ける操作装置である操作部 4 7 と制御部 4 が生成した各種画像などを表示する表示装置である表示部 4 8 とが接続されている。

30

【 0 0 3 9 】

シーケンス制御部 4 6 は、制御部 4 内の各機能部に対して所定の設定を行って制御する。凝固用送信部 4 1 および気泡生成用送信部 4 2 は、いずれも H I F U 探触子 1 0 に接続されている。凝固用送信部 4 1 は、シーケンス制御部 4 6 から指定された治療部位 8 に向かって、治療部位 8 のサイズに収束された所定の強度の H I F U 5 を H I F U 探触子 1 0 に照射させる送信信号（電気信号）を生成して、H I F U 探触子 1 0 に出力する。また、気泡生成用送信部 4 2 は、シーケンス制御部 4 6 から指定された治療部位 8 に向かって、治療部位 8 のサイズに収束された所定の強度の気泡生成用超音波 6 を H I F U 探触子 1 0 に照射させる送信信号を生成して、H I F U 探触子 1 0 に出力する。これにより、H I F U 探触子 1 0 は、受け取った送信信号をそれぞれ H I F U 5 および気泡生成用超音波 6 に変換し、治療部位 8 に向かって照射する。例えば、H I F U 5 は、強度 $I_2 = 0.1 \sim 10 \text{ kW/cm}^2$ 、照射時間 $T_3 = 0.1 \sim 2 \text{ s}$ にシーケンス制御部 4 6 によって設定される。これらの強度 I_2 および照射時間 T_3 の値は、シーケンス制御部 4 6 がユーザから設定を受け付けてもよい。また、例えば、気泡生成用超音波 6 は、周波数 $0.1 \sim 10 \text{ MHz}$ 、強度 $I_1 = 1 \sim 100 \text{ kW/cm}^2$ 、照射時間 $T_1 = 1 \sim 100 \mu\text{s}$ にシーケンス制御部 4 6 によって設定される。

40

【 0 0 4 0 】

気泡モニター用送受信部 4 3 は、シーケンス制御部 4 6 から指定されたモニター範囲 9 に広がるように遅延量を設定した気泡モニター用超音波 7 を、気泡モニター用探触子 3

50

の各振動子から送信させる送信信号を生成して、気泡モニター用探触子 3 の各振動子に出力する。これにより、気泡モニター用探触子 3 からモニター範囲 4 9 に拡大するモニター用超音波 7 が送信される。モニター範囲 4 9 の気泡からの反射波等は、気泡モニター用探触子 3 に到達し、各振動子によって受信信号に変換される。気泡モニター用送受信部 4 3 は、気泡モニター用探触子 3 の各振動子が受信した受信信号を所定のタイミングで検波し、整相・画像生成部 4 4 に出力する。気泡モニター用超音波 7 の送受信は、所定の時間間隔（例えば 1 m s 間隔）で、所定時間 T 6（例えば 1 ~ 1 0 m s）に亘って繰り返し行う。気泡モニター用超音波 7 の強度 I 3 は、診断上許容される値にシーケンス制御部 4 6 によって設定される。

【 0 0 4 1 】

整相・画像生成部 4 4 の動作を図 6 を用いて説明する。図 6 は、整相・画像生成部 4 4 がモニター範囲 4 9 に設定する複数の受信走査線 5 0 を示す説明図である。整相・画像生成部 4 4 は、シーケンス制御部 4 6 に指定された複数の受信走査線 5 0 をモニター範囲 4 9 内に設定し、受信走査線 5 0 上の複数の受信焦点（図示せず）に対して各振動子の受信信号が焦点を結ぶように、各受信信号を所定の遅延量で遅延（整相）させた後加算し、整相加算信号を得る。整相・画像生成部 4 4 は、複数の受信走査線 5 0 の複数の受信焦点の整相加算信号を輝度信号に変換して並べることにより、気泡の画像を生成する。このように、モニター範囲 4 9 に亘って、一度にモニター用超音波 7 を送信および受信し、1 回の送信に対して複数の走査線を設定することにより、高速に気泡の画像を生成することができる。

【 0 0 4 2 】

組織凝固判別部 4 5 は、画像の治療部位 8 の画素の輝度（気泡の密度）および、所定の輝度以上の画素を抽出し、その面積を求めることにより気泡の画像の面積を計測し、計測結果に基づいて治療部位 8 に所望の組織凝固が生じたかどうかを判別する。

【 0 0 4 3 】

図 7 は、表示部 4 8 に表示される U I（ユーザーインターフェース）画面の一例である。シーケンス制御部 4 6 は、図 7 のような U I 画像を表示部 4 8 に表示させて、ユーザから治療範囲等の設定や治療部位 8 のサイズの設定を表示領域 7 1、7 2 上で操作部 4 7 を介して受け付ける。また、シーケンス制御部 4 6 は、整相・画像生成部 4 4 が生成した気泡画像を U I 画面の表示領域 7 3 に表示し、さらに、組織凝固判別部 4 5 の気泡強度および面積の計測結果と、組織凝固の判別結果を表示領域 7 4、7 5 に表示する。

【 0 0 4 4 】

図 8 および図 9 は、制御部 4 の動作を示すフローチャートである。図 1 0 は、H I F U 5、気泡生成用超音波 6 および気泡モニター用超音波 7 の照射のタイミングを示すシーケンス図である。

【 0 0 4 5 】

図 8、図 9 および図 1 0 を用いて、制御部 4 内の各部の動作を以下詳しく説明する。ここでは、制御部 4 が、C P U（C e n t r a l P r o c e s s i n g U n i t）と、予めプログラムが格納されたメモリとを有し、C P U がプログラムを読み込んで実行することにより、制御部 4 内の各部の動作をソフトウェアにより実現する例について説明する。ただし、制御部 4 は、ソフトウェアによりその機能を実現する構成に限られるものではなく、制御部 4 の一部または全部を、A S I C（A p p l i c a t i o n S p e c i f i c I n t e g r a t e d C i r c u i t）等のカスタム I C（I n t e g r a t e d C i r c u i t）や F P G A（F i e l d - P r o g r a m m a b l e G a t e A r r a y）等のプログラマブル I C 等のハードウェアにより構成してもよい。また、C P U の代わりに G P U（G r a p h i c s P r o c e s s i n g U n i t）を用いても良い。

【 0 0 4 6 】

まず、制御部 4 内のシーケンス制御部 4 6 は、表示部 4 8 に図 7 の U I 画面を表示させ、表示領域 7 1 において、操作部 4 7 を介して治療範囲 7 0 および治療範囲 7 0 内の治療

10

20

30

40

50

部位 8 の設定をユーザから受け付ける（ステップ 101）。

【0047】

つぎに、シーケンス制御部 46 は、この撮像対象 9 の治療範囲 70 において、十分な量（密度および面積）の気泡を発生させることができる気泡生成用超音波 6 の強度 I1 および照射時間 T1 を設定するために、ステップ 102 ~ 107 を行う。

【0048】

シーケンス制御部 46 は、気泡生成用送信部 42 を制御し、予め定めた強度および照射時間の気泡生成用超音波 6 を HIFU 探触子 10 から所定の治療部位 8 に照射させる（ステップ 102）。

【0049】

つぎに、シーケンス制御部 46 は、気泡モニター用送受信部 43 を制御し、少なくとも気泡生成用超音波 6 の終了時から、所定の強度 I3 および送信時間 T6 の気泡モニター用超音波 7 を送信させ、受信信号を受信させる（ステップ 130）。本実施形態では、気泡生成用超音波 6 の終了時から気泡を確実にモニターするため、気泡生成用超音波 6 の終了よりも時間 T5 だけ手前から気泡モニター用超音波 7 を照射している。

【0050】

シーケンス制御部 46 は、整相・画像生成部 44 に受信信号からモニター範囲 49 の気泡の画像を生成させ、生成された気泡画像を UI 画面の表示領域 73 に表示させる（ステップ 131）。また、組織凝固判別部 45 は、シーケンス制御部 46 の制御下で、生成された気泡画像から治療部位 8 内の画素の輝度の平均（気泡の密度）を求めるとともに、予め定めた閾値以上の輝度の画素を抽出することにより、気泡（群）の画像を抽出し、その面積（気泡面積）を求める（ステップ 132）。シーケンス制御部 46 は、組織凝固判別部 45 の算出した治療部位 8 内の輝度の平均値（気泡の密度）と、気泡の面積を、図 7 の表示領域 74 に表示する（ステップ 133）。シーケンス制御部 46 は、輝度の平均値（気泡の密度）および気泡（群）の面積を、予め定めた閾値と比較する（ステップ 103）。輝度の平均値および気泡の面積の少なくとも一方が閾値より小さい場合、気泡生成用超音波 6 の強度 I1 を所定の割合で大きくし（ステップ 104）、大きくした強度 I1 が所定の上限值以下ならば（ステップ 105）、ステップ 102 に戻る。ステップ 103 で、輝度の平均値および面積の両方が、閾値以上になるまで、ステップ 102 から 105 を繰り返す。ステップ 103 において、輝度の平均および面積が閾値以上になった場合、シーケンス制御部 46 は、そのときの気泡生成用超音波 6 の強度を、気泡生成用超音波 6 の強度 I1 に決定する。決定した強度 I1 の気泡生成用超音波 6 を照射することにより、所定の閾値以上の密度および面積の気泡を、撮像対象 9 に生じさせることができる。

【0051】

輝度の平均値および面積が閾値以上になる前に、ステップ 105 において気泡生成用超音波 6 の強度が上限を超えた場合、シーケンス制御部 46 は、アラームを表示部 48 に表示して（ステップ 106）、動作を終了する。

【0052】

なお、上記ステップ 104 において、シーケンス制御部 46 は、強度 I1 ではなく、照射時間 T1 を大きくしてもよい。

【0053】

シーケンス制御部 46 は、ステップ 107 で強度 I1 を決定した気泡生成用超音波 6 を用いて気泡をモニターしながら、以下のステップ 108 以降を行い、HIFU 5 により治療部位 8 の組織を凝固させる。

【0054】

シーケンス制御部 46 は、気泡生成送信部 42 を制御し、ステップ 107 で設定した強度 I1 および照射時間 T1 の気泡生成用超音波 6 を HIFU 探触子 10 から、治療範囲 70 内の最初の治療部位 8 に照射させる（ステップ 108）。これにより、所定の強度および面積の気泡（群）が、最初の治療部位 8 に発生する。

【0055】

10

20

30

40

50

つぎに、シーケンス制御部 46 は、気泡モニター用送受信部 43 を制御し、気泡モニター用探触子 3 から、所定の強度 I 3 の気泡モニター用超音波 7 を、H I F U 5 の照射終了前から所定の時間 (T 5 + T 6) に亘って、所定の時間間隔で繰り返し送信させ、その都度反射波等の受信信号を気泡モニター用探触子 3 に受信させる (ステップ 109)。シーケンス制御部 46 は、整相・画像生成部 44 に気泡モニター用送受信部 43 からの受信信号からモニター範囲 49 の気泡画像を生成させ、生成された気泡画像を U I 画面の表示領域 73 に表示させる (ステップ 134)。組織凝固判別部 45 は、シーケンス制御部 46 の制御下で、画像ごとに、治療部位 8 内の画素の輝度の平均値 (気泡の密度) を求めるとともに、予め定めた閾値以上の輝度の画素を抽出することにより気泡 (群) の画素を抽出して、その面積 (気泡面積) を算出して取得する (ステップ 110)。得られた画像ごとの、治療部位 8 の輝度の平均値と、気泡の面積は、H I F U 5 の照射前の初期値となる。輝度の平均値と気泡の面積は、組織凝固判別部 45 の内蔵するメモリ 45 a に格納する。

10

【 0056 】

つぎに、シーケンス制御部 46 は、気泡生成用超音波 6 の照射後 (所定の時間 T 2 後) に 1 回目 (n = 1) の H I F U 7 の照射を行う (ステップ 111 , 112)。すなわち、シーケンス制御部 46 は、凝固用送信部 41 を制御して、最初の治療部位 8 に H I F U 用探触子 10 から、所定の強度 I 2 および送信時間 T 3 の H I F U 5 を送信させる。

【 0057 】

H I F U 5 の照射後、所定の時間 T 4 が経過したならば、シーケンス制御部 46 は、ステップ 108 と同様に、気泡生成用送信部 42 を制御し、気泡生成用超音波 6 を最初の治療部位 8 に照射させる (ステップ 113)。これにより、所定の強度および面積の気泡 (群) が、最初の治療部位 8 に発生する。なお、H I F U 5 の照射後すぐに (T 4 = 0) に気泡生成用超音波 6 を照射してもよい。

20

【 0058 】

続けて、シーケンス制御部 46 は、ステップ 109 と同様に、気泡モニター用送受信部 43 を制御し、気泡モニター用超音波 7 を気泡モニター用探触子 3 から所定の時間間隔で繰り返し送信させ、その都度、反射波等の受信信号を受信させる (ステップ 114)。整相・画像生成部 44 は、シーケンス制御部 46 の制御の下、受信信号からモニター範囲 49 の気泡画像を生成し、気泡画像を U I 画面の表示領域 73 に表示させる (ステップ 135)。組織凝固判別部 45 は、ステップ 110 と同様に、シーケンス制御部 46 の制御の下、画像ごとに、治療部位 8 内の画素の輝度の平均値 (気泡の密度) と、気泡 (群) の面積を算出する (ステップ 115)。これにより、H I F U 5 を 1 回照射後の治療部位 8 の輝度の平均値と、気泡の面積が得られる。

30

【 0059 】

組織凝固判別部 45 は、シーケンス制御部 46 の制御の下、ステップ 115 で得られた H I F U 5 を 1 回照射した後の 1 以上の画像の輝度の平均値と気泡の面積を、ステップ 110 で得られた H I F U 5 の照射前の初期値の、対応する画像の画素の輝度の平均値と気泡の面積と比較し、その差をそれぞれ求める。求めた差の少なくとも一方が、予め定めた閾値以上かどうかを判定する (ステップ 116)。例えば、撮像対象 9 の硬さが、H I F U 5 の照射により硬くなった場合、気泡の消滅速度が大きくなるため、対応する画像の画素の輝度の平均値 (気泡の面積) や、気泡の面積は、初期値よりも速く低減するため、初期に対して差が生じる。差が閾値未満である場合には、シーケンス制御部 46 は、照射回数 n と予め定めた回数 N とを比較 (ステップ 121) し、照射回数 n が回数 N より大きい場合は、照射回数 n をインクリメントし (ステップ 122)、ステップ 112 ~ 116 を繰り返して 2 回目の H I F U 5 の照射を行う。

40

【 0060 】

一方、ステップ 116 において、差が閾値以上であれば、硬さが所定値以上に到達していると判断することができるので、ステップ 117 に進む。図 12 に、H I F U 照射前の初期値のある時刻の気泡画像と、H I F U 照射後の対応する気泡画像の一例を示す。H I F U 照射前と照射後で、輝度の平均値は、1/20 に、気泡面積は、1/8 に減少しており、H

50

I F U照射後の方が、硬さが大きくなったために、気泡の消滅速度が速いことがわかる。

【 0 0 6 1 】

図 1 1 に、治療部位 8 の平均輝度の時間変化のグラフを示す。

図 1 1 には、H I F U 5 の照射前及び H I F U 5 の照射ごとの輝度の平均値の変化を示している。図 1 1 からわかるように、H I F U 5 の照射前の場合、気泡生成用超音波 6 の照射終了後、時間経過に伴い徐々に治療部位 8 の輝度が低下し、気泡が消滅しており、H I F U 5 の照射回数が増加するにつれて、治療部位 8 の平均輝度の低減速度が大きくなり、気泡生成用超音波 6 の終了後に急激に気泡密度が低減することがわかる。

【 0 0 6 2 】

ステップ 1 1 7 では、ステップ 1 1 6 で差が閾値以上であるとした判断が、m 回連続しているかを判定する。m 回連続していない場合には、ステップ 1 2 1 に進み、2 回目以降の H I F U 5 の照射を行う。

10

【 0 0 6 3 】

ステップ 1 1 7 において、m 回の H I F U 5 の照射で連続して、差が閾値以上である場合には、その治療部位 8 の硬さが安定して所定値以上になっていると判断できるため、組織凝固判別部 4 5 は、その治療部位 8 に組織凝固が生じていると判定する（ステップ 1 1 8）。組織凝固判別部 4 5 は、シーケンス制御部 4 6 の制御下で、図 7 の U I 画面の表示領域 7 5 に現在の治療部位 8 に組織凝固が発生したことを表示し、表示領域 7 1 のその治療部位 8 を着色する等して、組織凝固の位置をユーザに表示する（ステップ 1 3 6）。そして、シーケンス制御部 4 6 は、ステップ 1 1 9 に進み、すべての治療部位 8 への H I F U 5 の照射が終了したかどうかを判定し、すべての治療部位 8 の照射が終了していない場合には、次の治療部位 8 を設定して（ステップ 1 2 0）、ステップ 1 1 1 に戻って、次の治療部位 8 への H I F U 5 の照射を行う。ステップ 1 1 9 において、すべての治療部位 8 への H I F U 照射が終了したならば、シーケンス制御部 4 6 は処理を終了する。

20

【 0 0 6 4 】

なお、ステップ 1 2 1 において、照射回数 n が予め定めた回数 N を超えた場合には、同じ治療部位 8 への H I F U 5 の照射回数の上限を超えているので、シーケンス制御部 4 6 は、ステップ 1 1 9 に進む。

【 0 0 6 5 】

上述してきたように、本実施形態によれば、H I F U を照射した治療部位に、気泡を生成させて、気泡画像を生成し、輝度の変化や、気泡面積の変化により、治療部位に組織凝固が生じたかどうかを判別することができる。よって、治療部位に組織凝固が生じたかどうかをリアルタイムでモニターして、ユーザに表示することができるとともに、H I F U 治療による組織凝固を確実に生じさせることができる。さらに、組織凝固が生じた治療部位への H I F U の照射を終了することができるため、生体組織に過剰な H I F U を照射することがない。

30

【 0 0 6 6 】

なお、本実施形態では、ステップ 1 1 6 において、生成した複数の画像の 1 以上の治療部位の輝度平均および気泡面積を、初期値の対応する画像の輝度平均および気泡面積と比較し、その差が閾値以上かどうかで組織凝固が発生したかどうかを判断したが、判断方法は、この方法に限られない。例えば、第 1 の実施形態で説明した種々の判断手法を用いることができる。具体的には、ステップ 1 1 6 において輝度平均や気泡面積を組織の種類（肝臓や腎臓等の臓器や筋肉、それらの腫瘍等）ごとに予め定めておいた標準値と比較することにより、組織凝固を判定してもよい。また、ステップ 1 1 5 において、複数の画像の輝度平均や気泡面積を求め、その差から、輝度平均や気泡面積の減少（または増加）速度を求め、ステップ 1 1 6 において初期値の速度と比較することにより組織凝固を判定してもよい。また、複数の画像から気泡が消滅するまでの時間（気泡寿命）を求めて、組織凝固を判定してもよい。さらに、H I F U 5 の照射ごとの輝度平均や気泡面積の減少度合を求め、減少度合の変化が閾値以下になった場合には、それ以上組織凝固は進まないと判断して、組織凝固が完了したと判定してもよい。

40

50

【 0 0 6 7 】

また、本実施形態では、図 9 のステップ 1 1 6 において、輝度平均や気泡面積を、H I F U 照射前の初期値と、毎回の H I F U 照射後とで比較しているが、本実施形態はこれに限られるものではなく、初期値の代わりに、1 回目または 2 回目の H I F U 照射後の輝度平均や気泡面積を用いてもよい。

【 0 0 6 8 】

なお、本実施形態では、図 1 1、図 1 2 に H I F U 5 の照射により、組織が硬くなって気泡密度（平均輝度）や気泡面積が減少する例を図示したが、本実施形態はこれに限定されるものではない。H I F U 5 の照射によって組織が柔らかくなって、気泡密度（平均輝度）や気泡面積が増加する場合も、ステップ 1 1 6 の閾値を適切に設定することで、図 9 のフローにより、組織凝固が生じているかどうかを判別することができる。

【 0 0 6 9 】

< 第 3 の実施形態 >

第 3 の実施形態の超音波撮像装置について、図 1 3 ~ 図 1 5 を用いて説明する。本実施形態では、気泡生成用超音波 6 の照射後に気泡保持パルス 6 1 を照射する。図 1 3 (a) は、気泡保持パルスを照射しない場合の気泡モニター用探触子 3 の振動強度の時間変化を示すグラフであり、図 1 3 (b) は、気泡保持パルスを照射する場合の気泡モニター用探触子の振動強度の時間変化を示すグラフである。図 1 4 (a) は、気泡保持パルスを照射しない場合の気泡の画像を示す説明図であり、図 1 4 (b) は、気泡保持パルスを照射する場合の気泡の画像を示す説明図である。図 1 5 は、第 3 の実施形態の H I F U 5、気泡生成用超音波 6、気泡保持用超音波 6 1 および気泡モニター用超音波 7 の照射のタイミングを示すシーケンス図である。

【 0 0 7 0 】

気泡生成用超音波 6 の照射後すぐに、もしくは、気泡生成用超音波 6 と一部重なるように気泡モニター用超音波 7 を送信する場合、気泡生成用超音波 6 は、強度 I 1 が大きいいため、その照射時には撮像対象 9 からの反射波等が、気泡モニター用探触子 3 にも到達し、図 1 3 (a) のように、気泡モニター用探触子 3 の振動子が共鳴を生じて大きく振動する。そのため、気泡モニター用探触子 3 は、気泡生成用超音波 6 の終了時点（図 1 3 の $T = 0$ ）からしばらくの間、残響 2 0 0 により振動し続け、徐々に低減して $T = 0$ から残響時間 2 0 1 後に消滅する。したがって、気泡生成用超音波 6 の終了後すぐに気泡モニター用超音波 7 を送信すると、気泡モニター用超音波 7 には残響 2 0 0 が重畳され、受信信号にも残響 2 0 0 が重畳され、ノイズとなる。

【 0 0 7 1 】

これにより、図 1 4 (a) のように、気泡生成用超音波 6 の終了（ $T = 0$ ）の直後の気泡モニター用超音波 7 による受信信号に基づく、整相・画像生成部 4 4 が生成した画像 1 4 1 ~ 1 4 3 にはノイズが含まれる。特に、気泡生成用超音波 6 の終了直後の画像 1 4 1 には多くのノイズが含まれ、治療部位 8 の平均輝度や気泡面積の算出の妨げになる。

【 0 0 7 2 】

そこで本実施形態では、気泡生成用超音波 6 に起因する気泡モニター用探触子 3 の残響 2 0 0 の強度を低減するとともに、残響 2 0 0 が生じる時間（残響時間 2 0 1）も短縮するため、図 1 5 のように、気泡生成用超音波 6 の後に続けて、気泡生成用超音波 6 の強度 I 1 よりも小さい強度 I 4 で照射時間 T 7 の気泡保持用超音波 6 1 を気泡生成用探触子 2（H I F U 探触子 1 0）から照射する。例えば、気泡生成用超音波 6 が、周波数 0 . 1 ~ 1 0 M H z、強度 $I 1 = 1 \sim 1 0 0 \text{ k W} / \text{c m}^2$ 、 $T 1 = 1 \sim 1 0 0 \mu \text{ s}$ の場合、気泡保持用超音波 6 1 は、周波数 0 . 1 ~ 1 0 M H z、強度 $I 4 = 0 . 1 \sim 1 0 0 \text{ W} / \text{c m}^2$ 、 $T 7 = 1 \sim 1 0 0 \text{ m s}$ に設定する。

【 0 0 7 3 】

このように、強度の小さい気泡保持用超音波 6 1 を照射することにより、気泡生成用超音波 6 で生成された気泡を保持するとともに、気泡モニター用探触子 3 の振動子に、強度の小さい気泡保持用超音波 6 1 の反射波等を到達させる。これにより、気泡生成用超音波

6の反射等が到達して、共鳴により大きく振動している気泡モニター用探触子3の振動子は、強度の小さい気泡保持用超音波61の反射波等が到達することにより、図13(b)のように残響時間201において残響200の振動強度が強制的に弱められ、気泡保持用超音波61の反射波等の強度に対応した振動強度まで振動が抑制される。そのため、気泡保持用超音波61の終了直後の残響202は、気泡保持用超音波61の強度に対応した小さな振幅になるため、残響202が生じる時間(残響時間203)は、気泡保持用超音波61を照射していない図13(a)の残響時間201よりも短時間で消滅する。

【0074】

これにより、図14(b)のように、気泡保持用超音波61の終了($T=0$)の直後の気泡モニター用超音波7による受信信号に含まれるノイズが低減され、画像151、152として、ノイズの影響が抑制された画像が得られる。特に、気泡保持用超音波61の終了直後の画像151を、図14(a)の気泡生成用超音波6の終了直後の画像141と比較するとその差は明白であり、画像151を用いることにより、ノイズの影響を抑制して、治療部位8の平均輝度や気泡面積を算出することができる。よって、本実施形態を用いることにより、組織の凝固の有無を精度よく判定することができる。

10

【0075】

第3の実施形態において、他の構成は第1及び第2の実施形態と同様であるので、説明を省略する。

【産業上の利用可能性】

【0076】

本発明は、超音波撮像装置に適用することができる。

20

【符号の説明】

【0077】

1...凝固用照射部、2...気泡生成用探触子、3...気泡モニター用探触子、4...制御部、5...エネルギー、6...気泡生成用超音波、7...気泡モニター用超音波、8...治療部位、9...撮像対象、10...HIFU探触子、41...凝固用送信部、42...気泡生成用送信部、43...気泡モニター用送受信部、44...整相・画像生成部、45...組織凝固判別部、46...シーケンス制御部、47...操作部、48...表示部

【 図 1 】

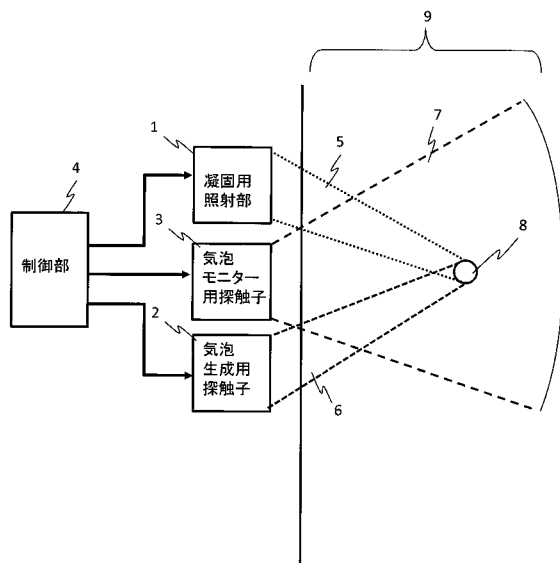


図1

【 図 2 】

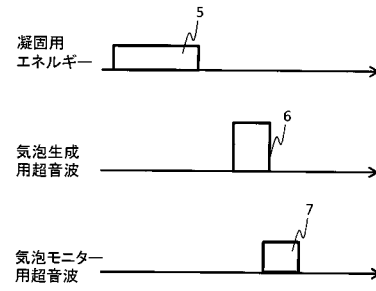


図2

【 図 3 】

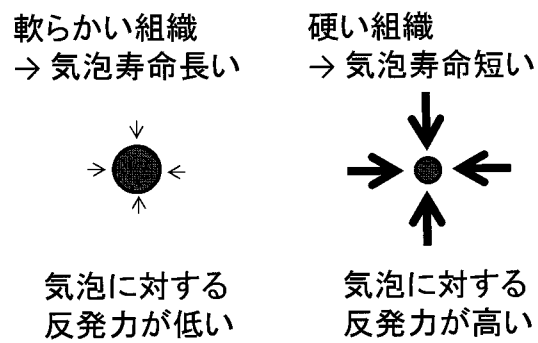


図3

【 図 4 】

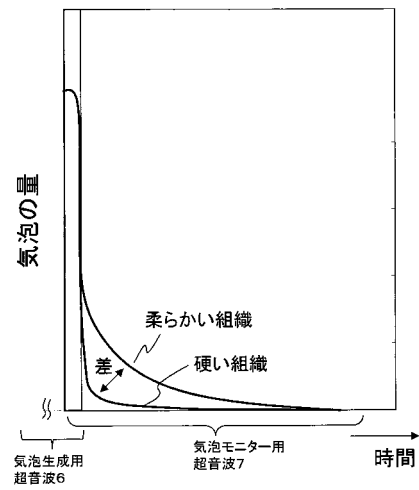
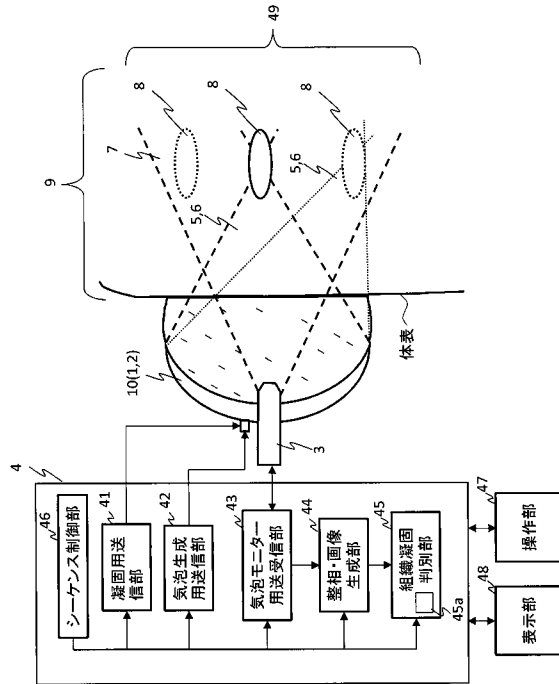


図4

【図5】



【図6】

図5

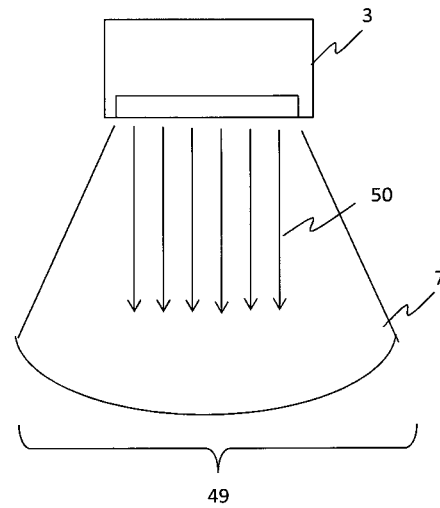


図6

【図7】

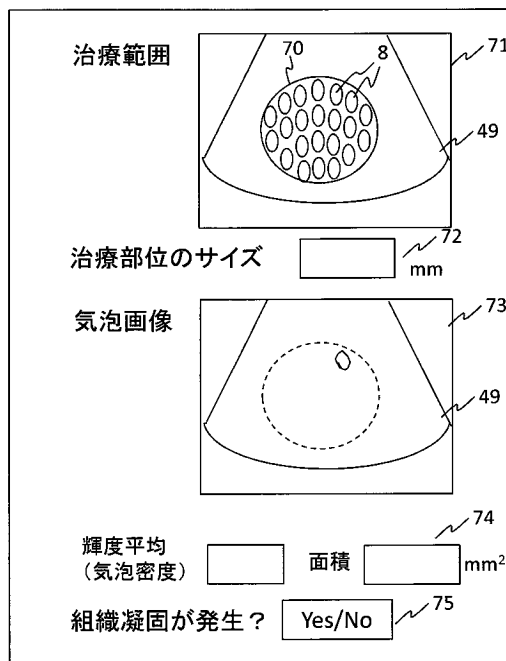


図7

【図8】

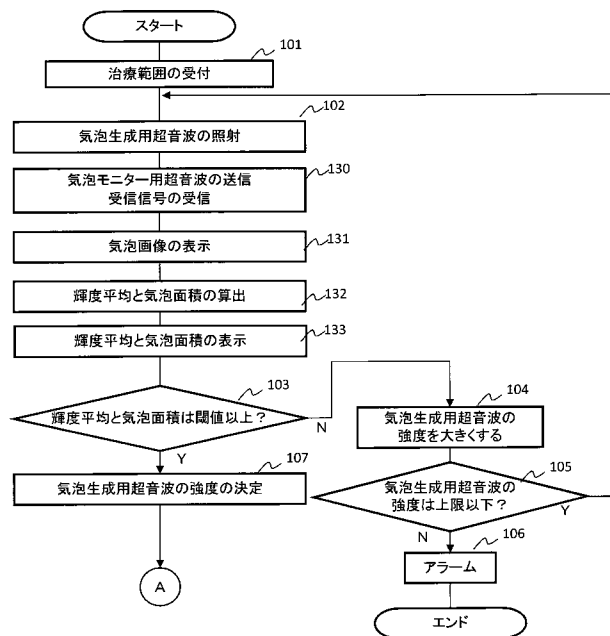


図8

【図 9】

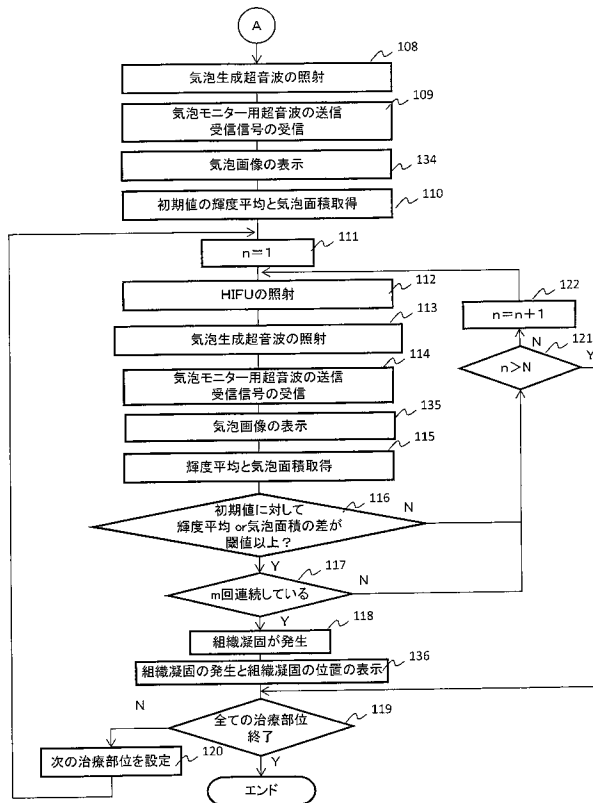


図9

【図 10】

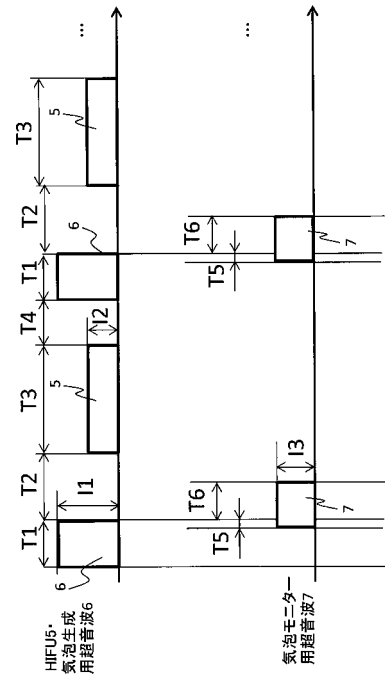


図10

【図 11】

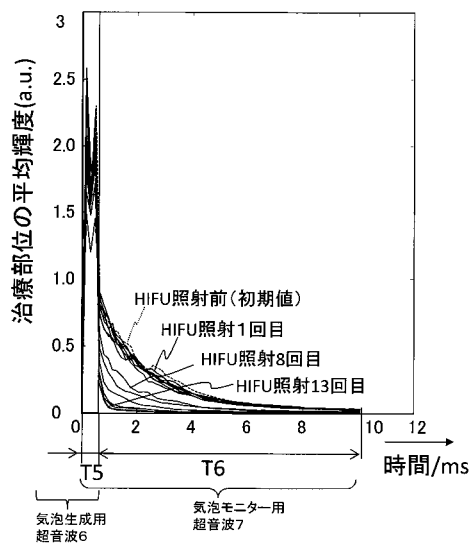


図11

【図 12】

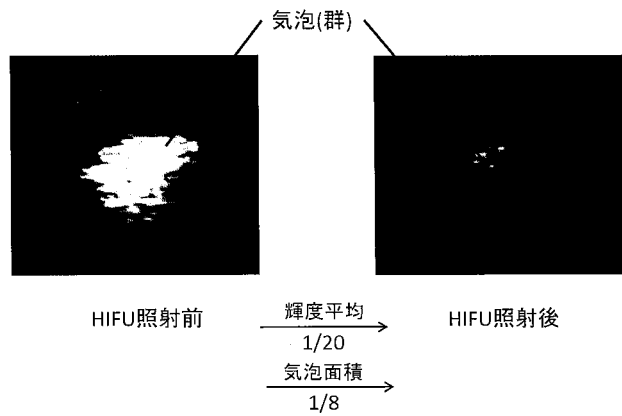


図12

【 図 1 3 】

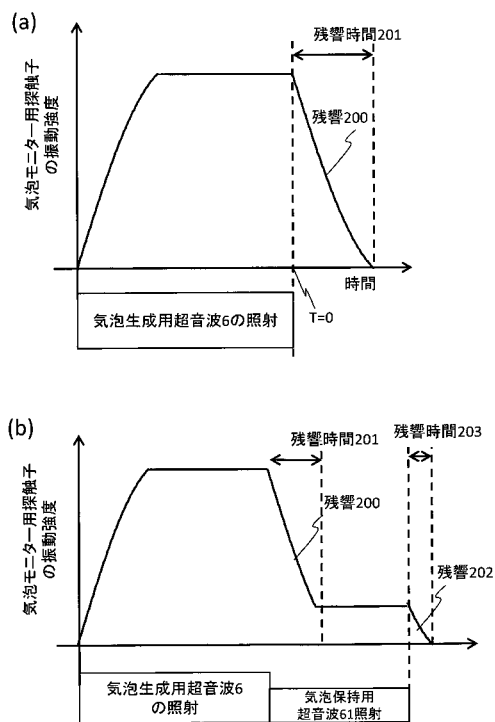


图 13

【 図 1 5 】

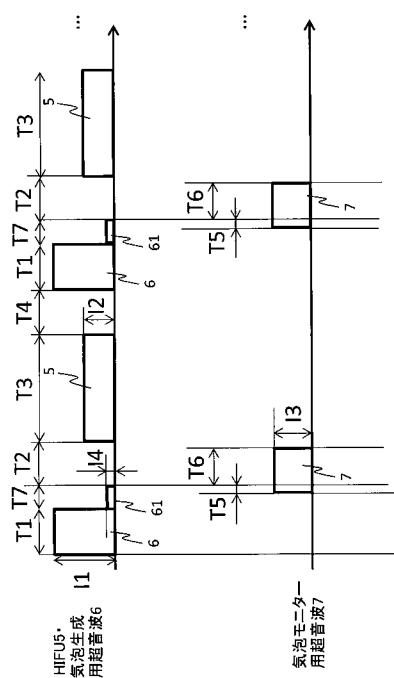
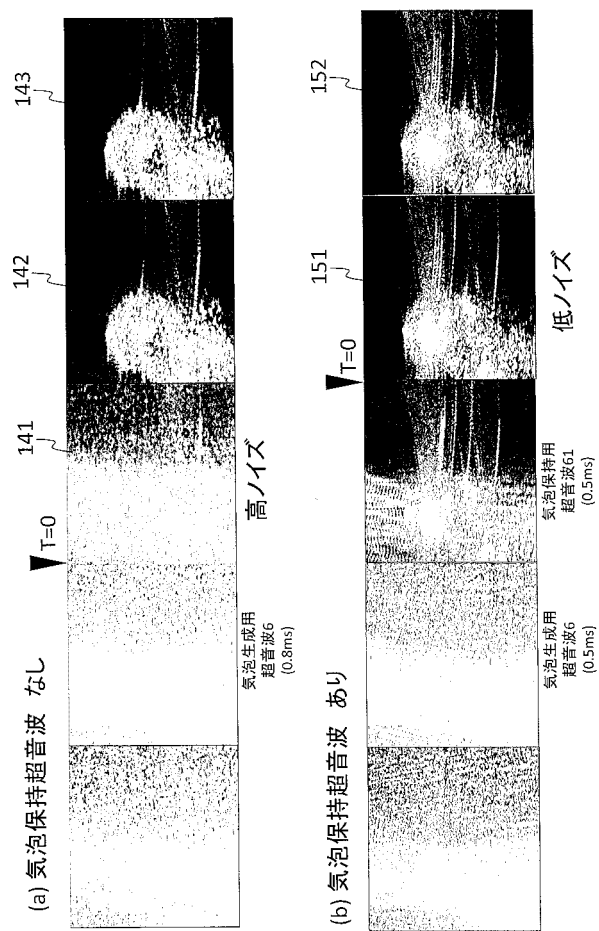


图 15

【 図 1 4 】



14

专利名称(译)	超声成像设备及其控制方法		
公开(公告)号	JP2018050758A	公开(公告)日	2018-04-05
申请号	JP2016188270	申请日	2016-09-27
[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	川畑健一		
发明人	川畑 健一		
IPC分类号	A61B8/08		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/DD19 4C601/DE20 4C601/FF13 4C601/FF16 4C601/JC06		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：通过使用超声波来监测在目标区域中产生的组织凝结。

本发明的目的在于提供一种从气泡发生探测器产生气泡的超声波和来自气泡监测探测器的气泡监测用超声波分别对凝固用照射部的成像对象物照射能量后，被送到。基于接收到来自成像对象的超声波的气泡监视器探头的接收信号，确定是否发生了成像对象的组织凝结。

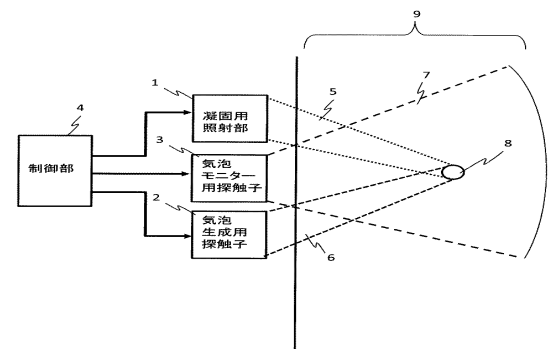


図 1