

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6042132号
(P6042132)

(45) 発行日 平成28年12月14日(2016.12.14)

(24) 登録日 平成28年11月18日(2016.11.18)

(51) Int.Cl.	F 1
A 6 1 B 8/00 (2006.01)	A 6 1 B 8/00
A 6 1 B 18/00 (2006.01)	A 6 1 B 18/00

請求項の数 5 (全 22 頁)

(21) 出願番号 特願2012-171613 (P2012-171613)
 (22) 出願日 平成24年8月2日(2012.8.2)
 (65) 公開番号 特開2014-30509 (P2014-30509A)
 (43) 公開日 平成26年2月20日(2014.2.20)
 審査請求日 平成27年7月15日(2015.7.15)

(出願人による申告)平成23年度、独立行政法人科学技術振興機構、内閣府最先端研究開発支援プログラムに係る委託研究、産業技術力強化法第19条の適用を受ける特許出願

(73) 特許権者 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 100145735
 弁理士 田村 尚隆
 (72) 発明者 仲本 秀和
 東京都千代田区外神田四丁目14番1号
 株式会社日立メディコ内
 審査官 宮川 哲伸

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】

治療超音波を照射する治療用プローブと該治療用プローブの中心部に設けられた撮像用の診断用プローブとからなる超音波プローブと、生体の治療対象領域に設定される集束位置に設定強度の前記治療超音波を設定時間照射するように前記治療用プローブを制御する治療用プローブ制御部と、前記診断用プローブを制御して超音波信号を送受信する超音波送受信部と、前記治療用プローブから照射される治療超音波の反射波により前記診断用プローブの超音波送受面部が受けるダメージを算出するダメージ算出部を備えたことを特徴とする超音波治療装置であって、

前記ダメージ算出部は、前記治療超音波を前記集束位置に照射させる前に、前記集束位置に前記設定強度の前記治療超音波の少なくとも1パルス分の試験超音波を繰り返し照射させ、前記試験超音波の繰り返し照射に同期して、前記診断用プローブに設定された複数の受信走査線を順次走査して試験反射波を受信し、受信した前記試験反射波を前記受信走査線ごとに解析して前記超音波送受面部が受けるダメージを算出するダメージ予測部を備えたことを特徴とする超音波治療装置。

【請求項2】

前記ダメージ予測部は、前記試験反射波の信号強度を求め、該信号強度が第1のしきい値を越えた前記受信走査線から前記超音波送受面部に入射する前記試験反射波の入射超音波エネルギーを算出し、該入射超音波エネルギーに基づいて前記ダメージを算出す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

20

【請求項 3】

前記ダメージ予測部は、さらに、前記試験反射波の周波数分布を求め、前記信号強度が第 1 のしきい値を越えた前記受信走査線の前記試験反射波の周波数分布の信号強度が第 2 のしきい値を越えたことを条件として、前記ダメージを算出することを特徴とする請求項 2 に記載の超音波治療装置。

【請求項 4】

治療超音波を照射する治療用プローブと該治療用プローブの中心部に設けられた撮像用の診断用プローブとからなる超音波プローブと、生体の治療対象領域に設定される集束位置に設定強度の前記治療超音波を設定時間照射するように前記治療用プローブを制御する治療用プローブ制御部と、前記診断用プローブを制御して超音波信号を送受信する超音波送受信部と、前記治療用プローブから照射される治療超音波の反射波により前記診断用プローブの超音波送受面部が受けるダメージを算出するダメージ算出部を備えたことを特徴とする超音波治療装置であって、

10

前記ダメージ算出部は、前記治療超音波を前記集束位置に照射させる前に、前記集束位置に前記設定強度の前記治療超音波の少なくとも 1 パルス分の短時間の試験超音波を繰り返し照射させ、前記試験超音波の繰り返し照射に同期して、前記診断用プローブに設定された複数の受信走査線を走査して前記試験超音波の反射波を受信し、受信した前記試験反射波の信号強度の時間変化を前記受信走査線ごとに輝度信号に変換して反射波画像を構成し、該反射波画像に基づいて前記超音波送受面部が受けるダメージを算出することを特徴とする超音波治療装置。

20

【請求項 5】

前記ダメージ予測部は、前記試験超音波が出射されてから前記集束位置で反射して前記治療用プローブに達するまでの往復時間をしきい時間として、該しきい時間以前及び以降に受信された前記試験反射波の信号強度の時間変化を第 1 の前記反射波画像として構成し、前記しきい時間以降に受信された前記試験反射波の信号強度を除外して第 2 の反射波画像を構成し、第 1 の反射波画像と第 2 の反射波画像の差分反射波画像を求め、該差分反射波画像に基づいて前記超音波送受面部が受けるダメージを算出することを特徴とする請求項 3 に記載の超音波治療装置。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】**

30

【0001】

本発明は、超音波治療装置に係り、特に、治療用プローブから照射される高密度焦点式超音波（HIFU：High Intensity Focused Ultrasound）が照射領域において反射し、その反射波によって診断用プローブが損傷等のダメージを受けるのを予測し、さらには回避する技術に関する。

【背景技術】**【0002】**

焦点に高密度に超音波を集束して行う HIFU 治療は、侵襲性の低い治療を行うことができ、例えば、肝臓や腎臓の治療を被検体の体表面から経皮的に可能である。HIFU 治療に用いる超音波プローブは、一般に、生体の治療部位に HIFU を照射する治療用プローブと診断用の画像を撮像する診断用プローブとを一体化した構造のものが用いられる。ところで、HIFU は超音波パワーが大きいことから、HIFU 照射領域からの反射波が例えば診断用プローブの超音波送受面部に入射すると、音響レンズや整合層など超音波送受面部に反射波が吸収されて加熱されることになる。この加熱により、超音波送受面部の接着材層が損傷して空隙などが形成されると、診断用の超音波の伝搬が損なわれて診断用の画像を取得できなくなる。

40

【0003】

このように、診断用プローブが損傷等のダメージを受けないようにするため、特許文献 1 には、例えば、凹球面状の HIFU 出射面の中心に超音波遮蔽体である反射保護筒を裏側に突出して設け、反射保護筒内に診断用プローブを収容した構造の超音波プローブが提

50

案されている。特に、診断用プローブの超音波送受信面部を反射保護筒内に引っ込めて保持し、治療用プローブから出射されたHIFUの反射波を反射保護筒により遮蔽して、超音波送受信面部を保護するようにしている。これによれば、超音波送受信面部の発熱による破損や破壊等を抑制することができ、超音波プローブ全体の耐久性を向上することができる。また、同文献1には、同様に反射保護筒内に引っ込めて収容した診断用プローブを、反射保護筒とともにHIFU出射面から照射経路側に突出させて配置しても、超音波送受信面部の破損や破壊等を抑制することができるとしている。

【0004】

しかしながら、特許文献1によれば、反射保護筒内に診断用プローブを配置しているので、診断用プローブの撮像視野が狭くなり、治療対象領域が広い場合には治療対象領域の全体を観察できなくなるおそれがある。そのため、診断したい部位を観察するために超音波プローブを移動する必要がある、超音波治療装置の使い勝手が悪くなるおそれがある。また、同文献1によれば、反射保護筒の形状等により反射波から診断用プローブを保護する範囲が制限されるから、破損等のダメージを完全に抑制することはできない。

10

【0005】

一方、特許文献2には、HIFUの反射波により診断用プローブが受けるダメージを軽減ないし防止するため、診断用プローブの近傍に温度センサとしての超音波センサを設け、超音波センサに入射されるHIFUの反射波に基づいて、診断用プローブ近傍の温度を監視することが提案されている。そして、診断用プローブ近傍の温度上昇に応じてHIFUの強度を下げて、診断用プローブの超音波送受面部の温度を設定温度以下に抑えることを提案している。これによれば、特許文献1のような反射保護筒を設けていないから、診断用プローブの撮像視野が狭くなることを回避でき、しかもHIFUの反射波により診断用プローブが破損等するのを防止できる。

20

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献1】特開2001-70333号公報

【特許文献1】特開2003-38514号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

30

【0007】

しかしながら、特許文献2の技術によれば、診断用プローブの超音波送受面部の温度を1つの超音波センサにより監視しているから、診断用プローブに入射するHIFUの反射波エネルギーが位置によって異なる場合には、診断用プローブの超音波送受面部の温度を正確に監視できない。特に、HIFUの反射は、HIFUの照射領域に存在する生体の体表面の形状、生体内の組織（例えば、骨など）によって種々の方向に反射されて、さらに反射を繰り返す多重反射である。このような多重反射の場合、予測を越えた方向から診断用プローブの超音波送受面部に入射することがある。このような多重反射を考慮すると、1つの超音波センサでは診断用プローブの超音波送受面部の温度を正確に監視できないから、診断用プローブの超音波送受面部が部分的に損傷されるおそれが残る。

40

【0008】

本発明が解決しようとする課題は、診断用プローブの広い撮像視野を確保でき、かつ、HIFUの多重反射を含む反射波が診断用プローブの超音波送受面部に入射する方向及び反射波入射によるダメージを予測することにある。

【課題を解決するための手段】

【0009】

第1の課題を解決するため、本発明は、治療超音波を照射する治療用プローブと該治療用プローブの中心部に設けられた撮像用の診断用プローブとからなる超音波プローブと、生体の治療対象領域に設定される集束位置に設定強度の前記治療超音波を設定時間照射するように前記治療用プローブを制御する治療用プローブ制御部と、前記診断用プローブを

50

制御して超音波信号を送受信する超音波送受信部とを備えてなる超音波治療装置において、前記治療用プローブから照射される治療超音波の反射波により前記診断用プローブの超音波送受面部が受けるダメージを算出するダメージ算出部を備えたことを特徴とする。

【0010】

この場合において、前記ダメージ算出部は、前記治療超音波を前記集束位置に照射させる前に、前記集束位置に前記設定強度の前記治療超音波の少なくとも1パルス分の試験超音波を繰り返し照射させ、前記試験超音波の繰り返し照射に同期して、前記診断用プローブに設定された複数の受信走査線を順次走査して試験反射波を受信し、受信した前記試験反射波を前記受信走査線ごとに解析して前記超音波送受面部が受けるダメージを算出するダメージ予測部を備えて構成できる。

10

【0011】

すなわち、診断用プローブの超音波送受面部が受けるダメージは、その超音波送受面部に入射する反射波の強度と時間との積である超音波エネルギーに関係する。例えば、実際の治療時には、設定強度の治療超音波（HIFU）を数秒間にわたって連続照射する。しかし、1パルス分程度の短時間であれば実際の治療時の強度のHIFUを照射しても、その超音波エネルギーでは診断用プローブの超音波送受面部が直ちにダメージを受けることはない。そこで、本発明は、実際の治療時に照射する設定強度の治療超音波（HIFU）の少なくとも1パルス分の試験超音波を繰り返し照射し、その試験超音波が照射領域内の生体の体表面あるいは組織等によって反射又は多重反射して、診断用プローブの超音波送受面部に入射する超音波エネルギーを計測して、超音波送受面部のダメージを算出する。

20

【0012】

特に、診断用プローブの振動子単位で設定される受信走査線ごとに、HIFUの試験超音波の反射波を受信して計測することにより、受信走査線単位の位置精度で反射波の信号強度と入射方向を検出できる。例えば、コンベックス型の診断用プローブの場合は、受信走査線は各振動子の超音波送受面の直交方向（方位）に伸延されるから、超音波送受面部に入射される最も強い反射波の信号強度を検出できる。なお、診断用プローブで受信する際は、受信信号の強度が十分得られるか否かにより、受信フォーカス処理してもよく、また、受信フォーカス処理しなくてもよい。

30

【0013】

このようにして、診断用プローブの受信走査線ごとに試験反射波の信号強度を求め、その信号強度が予め設定した第1のしきい値を越えたときに、その受信走査線の方向からのHIFUの反射波により診断用プローブが受けるダメージを算出してダメージを予測することができる。ここで、第1のしきい値は、診断用プローブがダメージを受ける反射波の信号強度を試験で求め、あるいは計算をして、予め設定することができる。これにより、本発明によれば、反射保護筒などを用いていないから診断用プローブの広い撮像視野を確保でき、かつ、HIFUの多重反射を含む反射波により診断用プローブの超音波送受面部が受けるダメージを定量的に予測することができる。

40

【0014】

しかも、超音波送受面部がダメージを受ける可能性がある反射波の入射方向を予測できるので、その方向からの反射波が診断用プローブの超音波送受面部に入射しないように、超音波プローブの位置をずらして、設定集束位置にHIFUを照射すれば、実際のHIFU治療時に診断用プローブがダメージを受けるのを回避できる。さらに、超音波プローブの位置をずらすことに代えて、あるいはこれと共に、治療超音波の設定強度を下げ、又は照射時間を短縮して、同一の集束部位に対するHIFU治療を複数回に分けて行うようにすることもできる。さらに、超音波プローブの位置をずらした後、本発明の診断プローブ

50

ダメージ予測を繰り返して、ダメージを受けない超音波プローブの位置を検索することもある有効である。

【0015】

また、本発明のダメージ算出部は、第1の態様の受信走査線ごとに受信された試験反射波の信号強度に基づいて、前記受信走査線ごとに前記試験反射波の信号強度の時間変化を当該受信走査線に沿って輝度信号に変換し、該輝度信号に基づいて全ての前記受信走査線に対応する反射波画像を構成し、該反射波画像に基づいて、前記超音波送受面部が受けるダメージを算出するように構成することができる。

【0016】

この場合において、前記試験超音波が出射されてから前記集束位置で反射して前記治療用プローブに達するまでの往復時間をしきい時間とし、該しきい時間以前及び以降に受信された前記信号強度の時間変化を第1の前記反射波画像として構成し、前記しきい時間以降に受信された前記信号強度を除外して第2の反射波画像を構成し、第1の反射波画像と第2の反射波画像の差分反射波画像を求め、該差分反射波画像に基づいて前記超音波送受面部が受けるダメージを算出するようにすることができる。

【0017】

すなわち、治療超音波の往復時間をしきい時間とすると、しきい時間以前に受信された反射波の信号は真の信号であり、しきい時間以降に受信された信号は虚の信号と考えることができる。そこで、しきい時間以前及び以降に受信された真と虚の信号を含む信号強度の時間変化を第1の前記反射波画像として構成する。そして、しきい時間以降に受信された虚の信号を除外して真の信号の時間変化を第2の反射波画像として構成する。第1の反射波画像から第2の反射波画像を差し引いた差分反射波画像は、虚の信号、つまり多重反射を含む反射波の画像になる。したがって、差分反射画像により多重反射を含む反射波の発生領域及び反射波エネルギーを求めることができる。

【0018】

本発明によれば、HIFU照射に伴う多重反射を含む反射波の方向及び強度を事前に予測することができ、診断用プローブを備えた超音波プローブへのダメージを軽減し、かつ故障を防ぐことができる。

【発明の効果】

【0019】

本発明によれば、診断用プローブの広い撮像視野を確保でき、かつ、HIFUの多重反射を含む反射波が診断用プローブの超音波送受面部に入射する方向及び反射波入射によるダメージを予測することができる。

【図面の簡単な説明】

【0020】

【図1】本発明の一実施形態の超音波治療装置を含む全体構成図である。

【図2】本実施形態の超音波装置の主要部の構成図である。

【図3】HIFUコントローラによる治療手順の概要を説明する図である。

【図4】本実施形態の超音波治療装置の処理手順フローチャートを示す。

【図5】診断用プローブダメージ予測の処理手順を示すフローチャートである。

【図6】診断用プローブダメージ予測の実施例1のダメージ予測処理を説明する図である。

【図7】診断用プローブダメージ予測の実施例2のダメージ予測処理を説明する図である。

【図8】診断プローブが受けるダメージが規定値を越える場合の回避策の一実施例を説明する図である。

【図9】診断プローブが受けるダメージが規定値を越える場合の超音波プローブの推奨変更位置を決定する手順を説明する図である。

【図10】診断用プローブがHIFUの反射波によりダメージを受けて破損する例を説明する図である。

10

20

30

40

50

【図１１】診断用プローブのダメージと、診断用プローブが受ける多重反射を含むトータルエネルギーとの関係を説明する図である。

【図１２】診断用プローブが受けるダメージと超音波プローブの患者の体表面の形状との関係を説明する図である。

【図１３】本発明の超音波治療装置の手術前における治療パラメータ設定時のＧＵＩのモニタ画像の表示例を示す図である。

【図１４】本発明の超音波治療装置の術具ナビゲーション時のＧＵＩのモニタ画像の表示例を示す図である。

【図１５】本発明の超音波治療装置の治療時・治療後のＧＵＩのモニタ画像の表示例を示す図である。

10

【図１６】診断用プローブがＨＩＦＵの反射波により受けるダメージを回避する他の発明の実施形態を示す図である。

【図１７】図１６の他の発明の実施形態の変形例を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【００２１】

以下、本発明の超音波治療装置の実施形態を添付図面に基づいて詳細に説明する。本実施形態の超音波治療装置は、図１に示すように、超音波装置１と、磁気共鳴撮像（ＭＲＩ）装置２と、表示装置の１つである術者用モニタ３と、位置検出デバイス４を備えている。超音波装置１には、超音波像を撮像する超音波診断機能と、ＨＩＦＵ治療を施す超音波治療機能が組み込まれている。また、超音波装置１は、本体部１１と、表示装置の１つである超音波モニタ１２と、超音波プローブ１３、及び超音波プローブ１３の位置検出器を構成するポイント１６を備えて構成されている。

20

【００２２】

ＭＲＩ装置２は、例えば、垂直磁場方式永久磁石型のＭＲＩ装置であり、垂直な静磁場を発生させる上部磁石２１と下部磁石２２、これら磁石を連結するとともに上部磁石２１を支持する支柱２３、ベッド２４、パーソナルコンピュータ２５、ＭＲＩ制御部２６、映像記録装置２７を含んでいる。また、ＭＲＩ装置２は、傾斜磁場をパルス的に発生させる図示しない傾斜磁場発生部と、ベッド２４に横臥された静磁場中の患者５０に磁気共鳴を生じさせるための図示しないＲＦ送信器と、患者５０からの磁気共鳴信号を受信する図示しないＲＦ受信器を備えている。

30

【００２３】

パーソナルコンピュータ２５には、赤外線カメラ４１が検出して算出したポイント１６の位置及び向きを検出情報が、超音波プローブ１３の位置及び向きの位置データとして、ケーブル２８を介して入力される。パーソナルコンピュータ２５は、入力されるポイント１６の位置及び向きの検出情報に基づいて、ＭＲＩ装置２のＭＲ画像の位置データに変換し、ＭＲＩ制御部２６へ送信する。ＭＲ画像の位置データは、撮像シーケンスの撮像断面へ反映され、新たな撮像断面で取得されたＭＲ画像は術者用モニタ３に表示されるようになっている。また、ＭＲ画像は映像記録装置２７に同時に記録される。ちなみに、ポイント１６は、断層面指示デバイスとして機能する。したがって、例えば、穿刺針などにポイント１６を取り付け、穿刺針のある位置及び向きを常に撮像断面とするように構成することができる。この場合、術者用モニタ３には針を常に含む超音波断層像が表示されることになる。ＭＲＩ制御部２６は、ワークステーションで構成されており、パーソナルコンピュータ２５に接続され、ＭＲＩ装置２の図示しないＲＦ送信器、ＲＦ受信器などを制御するようになっている。

40

【００２４】

また、映像記録装置２７には、治療前に取得された患者５０の治療部位に係る病変部を含むボリューム画像データが格納されている。つまり、例えば、患者５０の体軸に直交するスライス断層画像を体軸方向にずらして取得した二次元画像を複数枚収集した三次元のボリューム画像データが格納されている。本実施形態の場合は、ＭＲＩ装置２で取得したボリューム画像データが格納されているが、本発明はこれに限られず、Ｘ線装置、Ｘ線Ｃ

50

T装置又は超音波装置1により取得したポリウム画像データでよいことは言うまでもない。また、映像記録装置27に格納されたポリウム画像データには、位置検出デバイス4の基準ツール42の座標系に変換された座標データ又は変換可能な座標データが付されている。そして、パーソナルコンピュータ25は、ポリウム画像データに基づいて、周知のポリウムレンダリング法により三次元画像を生成して、術者用モニタ3に表示するように構成されている。

【0025】

術者用モニタ3は、図示例では、2つの表示画面3a、3bを備えてなり、モニタ支持部31を介して回転自在にMRI装置2の上部磁石21に支持されており、表示画面の位置及び姿勢を自由に調整できるようになっている。また、表示装置であるGUI（グラフィック・ユーザ・インターフェイス）29がパーソナルコンピュータ25に接続されており、術者はGUI29のモニタ画面を見ながら超音波治療を実施することができるようになっている。位置検出デバイス4は、2台の赤外線カメラ41と、赤外線を発光する図示しない発光ダイオードと、基準ツール42を含んで構成されている。また、位置検出デバイス4は、支持アーム43を介して姿勢を自由に換えられるように回転自在にMRI装置2の上部磁石21に支持されている。基準ツール42は、3つの反射球44を備え、上部磁石21の側面に設けられている。これにより、位置検出デバイス4は断層面指示デバイスであるポイント16の位置及び姿勢（向き）を検出し、赤外線カメラ41の座標系とMRI装置2の座標系をリンクさせるようになっている。

【0026】

超音波装置1の本体部11は、MRI装置2を制御するパーソナルコンピュータ25と接続されている。ポイント16が取り付けられた超音波プローブ13の診断用プローブ14の一方で得られる超音波像を専用の超音波モニタ12に映し出すだけでなく、パーソナルコンピュータ25に転送し、画像処理が行われて術者用モニタ3に映し出すことが可能になっている。なお、超音波断層像の断層位置は、超音波プローブ13に取り付けられたポイント16により指示することができ、ポイント16により検出された位置及び傾きの断層像が術者用モニタ3に表示される。また、超音波プローブ13はMRI装置2の磁場内でも作動可能なセラミックなどの非磁性体で形成されている。

【0027】

超音波プローブ13は、把持部17を操作者が手で把持して、所望の位置及び向きに操作できるように形成されている。また、超音波プローブ13の位置及び向きの精度が要求される場合は、周知のマニピュレータのハンド部に超音波プローブ13を把持させて、超音波装置1からの指令によりマニピュレータコントローラが位置及び向きを制御する構成とすることができる。

【0028】

図2に、超音波装置1の詳細構成を示す。超音波プローブ13は、診断用の超音波像を撮像するための超音波を送受信する診断用プローブ14と、治療超音波を照射する治療用プローブ15とを備えて構成されている。診断用プローブ14は、治療用プローブ15の中心部に、同軸に取り付けられている。本体部11は、超音波治療装置の中核をなすHIFUコントローラ110と、超音波送受信部111と、超音波像構成部112と、超音波制御部113と、ユーザとのインターフェイスであるコントロールパネル114とを備えている。超音波送受信部111は、超音波プローブ13の診断用プローブ14に接続され、診断用プローブ14との間で超音波信号を送受信するようになっている。診断用プローブ14により受信された反射エコー信号は超音波像構成部112に入力されて、二次元超音波像（Bモード画像）或いは三次元超音波像（ポリウムレンダリング画像）が構成される。超音波像構成部112で構成された超音波像は、モニタ12に表示されるようになっている。超音波制御部113は、超音波送受信部111と超音波像構成部112と、HIFUコントローラ110を制御する。コントロールパネル114は、超音波制御部113に指示を入力することができる。HIFUコントローラ110は、患者50に照射する治療超音波のパワー（強度及び時間）を制御するようになっている。

【 0 0 2 9 】

つまり、H I F Uコントローラ 1 1 0 は、コンピュータをプログラムで作動させることにより機能を発揮するように構成され、超音波制御部 1 1 3 とMRI装置 2 のパーソナルコンピュータ 2 5 と通信可能に接続されている。また、治療用プローブ 1 5 に接続されたH I F U電源を備えて構成されている。そして、H I F Uコントローラ 1 1 0 は、超音波制御部 1 1 3 からの制御指令に応じて、超音波治療とモニタリングの管理を一緒に行うことができる。例えば、治療対象領域に治療超音波の集束位置を複数割り付け、複数の集束位置の照射順番と、治療用プローブ 1 5 の位置及び向きと、移動距離と、治療間隔を予め設定しておくことで、治療開始から治療終了まで自動的に治療超音波の集束位置を移動して治療できるようになっている。

10

【 0 0 3 0 】

診断用プローブダメージ予測部 1 1 5 は、本発明のダメージ算出部を構成する特徴部に係るものであり、コンピュータをプログラムで作動させることにより機能を発揮するように構成されている。具体的には、治療用プローブ 1 5 から照射される治療超音波の反射波により診断用プローブ 1 4 の超音波送受面部が受けるダメージを予測できるようになっている。診断用プローブダメージ予測部 1 1 5 の機能については、後述する。

【 0 0 3 1 】

このように構成される本体部 1 1 は、診断用プローブ 1 4 から患者 5 0 内に超音波を送受信し、受信した反射エコー信号を用いて診断部位についての二次元又は三次元の超音波像を生成して超音波モニタ 1 2 と術者用モニタ 3 及びG U I 2 9 のモニタに表示するようになっている。また、H I F Uコントローラ 1 1 0 は、超音波制御部 1 1 3 の指令に基づいて治療用プローブ 1 5 を介して、患者 5 0 の病変部に治療超音波を照射して温熱により変性させて治療を行うように構成されている。なお、本実施形態では、超音波診断機能と超音波治療機能を1つの超音波装置 1 として構成したが、これらを別々に分けて構成することができる。

20

【 0 0 3 2 】

ここで、図 3 を参照して、H I F Uコントローラ 1 1 0 による治療手順の概要を説明する。まず、図 3 (a) に示すように、治療用プローブ 1 5 から照射されるH I F Uである治療超音波 1 3 1 は、予め設定された1つの集束位置 1 3 2 に集束される。図 3 (b) に示すように、治療超音波 1 3 1 の1回の照射により温熱変性される三次元領域は、照射深度方向に直交する直径φが例えば5 ~ 1 0 mmの領域である。なお、実際に温熱変性される三次元領域は、球形ではなく、断面が円形で照射深度方向に少し長円の領域になるが、図示例では球形領域として示している。そして、図 3 (c) に示すように、集束位置 1 3 2 を二次元及び三次元に順次移動させて、治療対象領域 1 3 3 の全域に集束超音波を照射して治療を行う。この時に治療用プローブ 1 5 の中心に取り付けられた診断用プローブ 1 4 が治療の様子をモニタリングする。治療とモニタリングを同時に行うと互いにノイズとして画像に現れてしまうので、治療用プローブ 1 5 とを交互に作動させることによりノイズがない明瞭な画像を取得することができる。

30

【 0 0 3 3 】

図 4、図 5 に本実施形態の超音波治療装置の処理手順フローチャートを示す。まず、治療前にMRI装置 2 を用いて複数の三次元ボリューム画像撮像及び三次元画像の再構成を行う (S 1 0 1)。三次元画像から画像処理にて治療対象領域を描出する (S 1 0 2)。治療対象領域に対して治療計画 (照射経路等) を作成する (S 1 0 3)。次いで、治療パラメータ (例えば、H I F Uパワー、必要なしきい値など) を入力する (S 1 0 4)。ナビゲーション等の治療支援誘導機能を起動し (S 1 0 5)、治療を開始する (S 1 0 6)。治療時は、治療用プローブ 1 5 の位置を追跡してナビゲーション画像上に模擬超音波プローブ画像を重畳表示する (S 1 0 7)。G U I 2 9 のモニタに表示する各種の画像や数値情報を用いて、治療用プローブ 1 5 を治療対象領域 1 3 3 の集束位置 1 3 2 へ誘導する (S 1 0 8)。誘導後は超音波像やMR画像にてターゲットの位置を確認する (S 1 0 9)。そして、本実施形態の特徴に係る診断用プローブダメージ予測部 1 1 5 の処理を実行

40

50

する (S 1 1 0 ~ S 1 1 2)。

【 0 0 3 4 】

診断用プローブダメージ予測部 1 1 5 は、図 5 に示すフローチャートのように、診断用プローブ 1 4 のダメージ予測処理を実行する。まず、治療用プローブ 1 5 から治療計画で決めた設定強度の治療超音波 1 3 1 の短時間 (例えば、1 パルス波) の試験超音波を照射する (S 2 0 1)。つまり、S 2 0 1 の処理は、本発明の試験超音波照射に対応するステップであり、実際の治療超音波 1 3 1 を集束位置 1 3 2 に照射させる前に、集束位置 1 3 2 に設定強度の 1 パルス分の試験超音波を繰り返し照射させる指令を H I F U コントローラ 1 1 0 に出力する。

【 0 0 3 5 】

次に、診断用プローブ 1 4 に設定された複数の受信走査線を走査して試験超音波の反射波を受信する指令を、治療超音波 1 3 1 の試験超音波の照射指令に同期して、超音波送受信部 1 1 1 に出力し、試験超音波の反射波である試験反射波を計測する (S 2 0 2)。つまり、S 2 0 2 の処理は、本発明の試験反射波計測を実行する処理ステップである。試験反射波計測にかかる計測時間は、例えば、診断用プローブ 1 4 の受信走査線の設定数が 1 2 8 c h で、診断用プローブ 1 4 から計測距離が 5 c m であるとする、1 パルスによる計測時間が 6 5 μ s となり、全ての受信走査線を走査する計測時間は 8 . 3 2 m s となる。

なお、受信走査線は、周知のように、診断用プローブ 1 4 の送信走査線と同一であり、複数の振動子に対応して予め設定される。例えば、振動子を 1 2 8 チャンネル (c h) 備えた診断用プローブ 1 4 の場合は、各振動子の超音波送受面に直交する方向 (方位) に伸延させて受信走査線を 1 2 8 本設定する。したがって、図 5 の処理は、複数の受信走査線の数に合わせて、1 パルス分の試験超音波を繰り返し照射して試験反射波の受信処理を繰り返し行う。なお、診断用プローブ 1 4 で受信する際は、受信信号の強度が十分得られるか否かにより、受信フォーカス処理してもよく、また、受信フォーカス処理しなくてもよい。

【 0 0 3 6 】

そして、受信走査線ごとに受信された試験反射波を解析する (S 2 0 3)。次に、試験反射波の解析結果に基づいて、診断用プローブ 1 4 に入射する単位時間当たりのダメージに相当する超音波エネルギーを計算する (S 2 0 4)。全ての受信走査線に対応する試験反射波の解析結果及び単位時間当たりに入射する超音波エネルギーの計算を終了した後、診断用プローブ 1 4 が受ける合計超音波エネルギーを、トータルダメージとして計算する (S 2 0 5)。

【 0 0 3 7 】

すなわち、診断用プローブダメージ予測部 1 1 5 は、所定の設定強度の治療超音波を集束位置に照射させる前に、集束位置に設定強度の治療超音波の少なくとも 1 パルス分の試験超音波を繰り返し照射させる指令を H I F U コントローラ 1 1 0 に出力する。また、試験超音波の照射指令に同期して、診断用プローブ 1 4 に設定された複数の受信走査線を走査して試験超音波の試験反射波を受信して計測する指令を超音波送受信部 1 1 1 に出力する。さらに、試験反射波を受信走査線ごとに解析して超音波送受面部が受けるダメージを算出するように構成されている。

【 0 0 3 8 】

以下に、診断用プローブダメージ予測部 1 1 5 におけるダメージ予測の実施例を詳細に説明する。

(実施例 1)

図 6 に、実施例 1 の診断用プローブダメージ予測部 1 1 5 におけるダメージ予測処理を示す。図 6 (a) ~ (d) は、本実施例では 1 パルス分の治療超音波 7 0 3 を照射する度に、診断用プローブ 1 4 により試験反射波を受信する様子を示している。図では、4 本の受信走査線 7 0 5 ~ 7 0 8 のみを示しているが、実際には前述したように、1 2 8 c h の受信走査線を走査して、治療超音波の照射領域の全領域からの試験反射波を受信する。なお、診断用プローブ 1 4 で受信する際は、受信信号の強度が十分得られるか否かにより、

10

20

30

40

50

受信フォーカス処理の是非を決める。

【 0 0 3 9 】

診断用プローブダメージ予測部 1 1 5 は、受信走査線ごとに受信される試験反射波の信号強度を計測して、その時間変化 7 1 2 , 7 1 9 、 7 2 3 、 7 2 9 を、いわゆる A モード像 7 1 1 , 7 1 8 、 7 2 2 、 7 2 8 として描出させる (図 5 、 S 2 0 2) 。そして、1パルスの試験超音波の照射ごとに受信される試験反射波の受信信号を解析する。解析結果に基づいて、多重反射波又は反射波の信号強度が、図 6 (c) に示すように、第 1 のしきい値 7 1 3 を越えたとき、受信走査線の方向の試験反射波信号 7 2 4 により、診断用プローブ 1 4 の超音波送受面部が受ける単位時間当たりのダメージを計算する (図 5 、 S 2 0 4) 。このようにして全ての受信走査線について試験反射波を解析し、各受信走査線で計測された試験反射波を解析した後、実際の治療超音波が設定時間照射されたときのダメージ (入射超音波エネルギー) に換算して、トータルダメージを算出する (図 5 、 S 2 0 5) 。つまり、受信走査線に対応する超音波送受面部の各部位が受ける単位時間当たりのダメージと、実際の治療超音波の設定時間照射との積であるトータルダメージを算出する (図 5 、 S 2 0 5) 。

10

【 0 0 4 0 】

さらに、説明を補足すると、図 6 中の第 1 のしきい値 7 1 3 は単位時間 (例えば、1秒) 当たりの信号強度であり、試験超音波を照射したときに超音波送受面部が受ける単位時間当たりのダメージに相当する超音波エネルギーである。したがって、治療超音波と同一の強度を有する試験反射波を治療計画で決めた設定時間 (例えば、数秒 ~ 1 0 秒) 照射すると、その照射時間の倍数に応じて超音波送受面部がダメージを受けることから、本実施例のステップ S 2 0 5 では、これをトータルダメージとして求めている。

20

【 0 0 4 1 】

一方、図 6 中のしきい時間 7 1 4 は、1パルス分の試験超音波 7 0 3 が治療用プローブ 1 5 の出射面を出射してから、集束位置 1 3 2 で反射して診断用プローブ 1 4 で受信されるまでの時間であり、いわゆる試験超音波の往復時間である。なお、しきい時間 7 1 4 は、超音波の伝搬経路の臓器、脳、頭蓋骨等の生体組織における音速によって異なるから、伝搬経路の生体組織を勘案して設定する。ここで、しきい時間 7 1 4 以前に受信される試験反射波は、診断用プローブ 1 4 から集束位置 1 3 2 までの間の領域の組織からの反射波であり、真の反射波信号 (真像又は実像) である。これに対し、しきい時間 7 1 4 以後に受信される反射波は、いわゆる散乱波・多重反射波であり、集束位置 1 3 2 以外の組織の境界等により反射を繰り返して診断用プローブ 1 4 に入射した反射波であると判別でき、いわゆる虚の反射波信号 (虚像) である。つまり、しきい時間 7 1 4 よりも後に入射される反射波は多重反射波であるから、反射位置及び経路が多く、特定することが困難であり、多重反射によるダメージを軽減することが難しい。そこで、多重反射によるダメージは、多重反射による積分エネルギーが許容できるか否かで判断する。一方、しきい時間 7 1 4 までに診断用プローブ 1 4 に入射される反射波は、本来の治療超音波の反射波であるから、図 1 2 を用いて説明するように、入射される治療反射波の強度が弱くなる位置に超音波プローブ 1 3 の位置を変えて、同じ集束位置 1 3 2 に治療超音波を照射することができれば、治療反射波によるダメージを軽減することができる。その結果、多重反射によるダメージを軽減できなくても、トータルダメージを軽減することができる。

30

40

【 0 0 4 2 】

図 5 のフローチャートにおいては、多重反射信号を時間軸表示してディレイ (D e l a y) 解析を行い、しきい時間 7 1 4 の前後による真像を構成するための信号と、多重反射波の信号との分別を行っている (図 5 、 S 2 0 3) 。つまり、試験超音波 7 0 3 を出射してから診断用プローブ 1 4 で受信した全時間の強度信号データと、その全時間の強度信号データからしきい時間 7 1 4 以前に受信した信号強度データを除いた強度信号データに基づいてディレイ解析する。これにより、多重反射波に起因する虚の反射波信号 (虚像) を求め、虚の反射波信号がトータルダメージに及ぼす影響が大きいかな否かを解析し、大きい場合には、後述するように、診断用プローブ 1 4 の超音波送受面に入射される治療超音波

50

の反射波の強度が弱くなる位置に超音波プローブ 13 の位置を変える対策等を講ずる。

【 0 0 4 3 】

さらに、試験反射波の信号強度に基づくダメージ予測に加えて、受信走査線ごとの反射波のスペクトル分布解析を行い、図 6 の最下段に示すように、スペクトル信号 7 1 6、7 2 1、7 2 6、7 3 1 を求め、それらの信号が第 2 のしきい値 7 1 7 を越えた場合に、多重反射により診断プローブに何らかのダメージを与える可能性があると判断することができる。また、図 6 (c) に示した A モード・時間分布 7 2 2 の信号が、第 1 のしきい値 7 1 3 を越えた反射波信号 7 2 4 を有し、かつ、周波数分布 7 2 6 が、第 2 のしきい値 7 1 7 を越えた場合、多重反射により診断用プローブ 1 4 の超音波送受面部がダメージを受けると判定することができる。つまり、スペクトル分布解析は、通常の治療超音波の周波数は 1 M H z 又は 2 M H z などのように固定される。これに対し、治療超音波の周波数よりも低い周波数成分を含む超音波の反射波は、多重反射により周波数が低減したノイズ信号を含んでいると判断することができ、A モード・時間分布 7 2 2 の第 1 のしきい値 7 1 3 を越えた反射波信号 7 2 4 は多重反射によるものであることを推定できる。

10

【 0 0 4 4 】

次に、ステップ S 2 0 3 の解析結果から、診断用プローブ 1 4 の単位時間当たりの超音波送受面部のダメージを定量的に計算する (図 5、S 2 0 4)。そして、図 5 のステップ S 2 0 5 において、H I F U の治療計画から受信走査線に対応する照射時間を考慮して、診断用プローブ 1 4 のトータルダメージを計算する。

【 0 0 4 5 】

20

そして、図 4 のフローチャートのステップ S 1 1 1 に戻り、診断用プローブ 1 4 のトータルダメージを予め設定した規定値と比較し、規定値以上であった場合にはステップ S 1 1 2 に進む。ステップ S 1 1 2、では、超音波プローブ 1 3 の位置の変更を促す警告を発すると同時に、超音波プローブ 1 3 の推奨変更位置を G U I 2 9 に表示する。推奨変更位置の決定手順については、図 8 及び図 9 を参照して後述する。ステップ S 1 1 1 の判断で、ダメージの問題がないようであれば、現在の集束位置 1 3 2 の H I F U 治療を開始する (S 1 1 3)。現在の集束位置 1 3 2 の H I F U 治療の終了後、ステップ S 1 1 4 に進んで、追加又は残りの治療部位の有無を判断し、必要に応じて追加治療が行われ (S 1 1 5)、治療効果確認後に終了となる (S 1 1 6)。

【 0 0 4 6 】

30

(実施例 2)

図 7 に、実施例 2 の診断用プローブダメージ予測部 1 1 5 におけるダメージ予測の様子を示す。本実施例は、試験反射波の信号強度を B モード像として描出することにより、試験反射波の方向及び多重反射を視認しやすくしたことを特徴とする。図 6 の実施例 1 と同様、治療用プローブ 1 5 から照射される試験超音波である治療超音波 1 3 1 の 1 パルスに同期して、診断用プローブ 1 4 がノイズを含む試験反射波を受信走査線 7 0 5 ~ 7 0 8 を走査して計測する。計測に要する時間は、図 6 に実施例 1 と同様である。本実施例 2 が実施例 1 と異なる点は、1 つの受信走査線 7 0 5 ~ 7 0 8 で計測される試験反射波の強度を輝度変調し、各受信走査線の輝度信号に基づいて B モード像を構成して G U I 2 9 等のモニタに描出することにある。

40

【 0 0 4 7 】

また、治療超音波 1 3 1 の集束位置 1 3 2 までの超音波往復時間にしきい時間 7 1 4 を設定する。そして、図 7 の中段の B モード像 8 2 0 は、しきい時間 7 1 4 の前後にわたって画像化したものである。下段の B モード像 8 4 3 は、しきい時間 7 1 4 以降を除外して画像化したものである。このことから、中段の B モード像 8 2 0 から下段の B モード像 8 4 3 を差し引いた差分画像を生成すると、アーチファクト及び多重反射像からなる虚像 8 2 5 を切り分けることができる。また、虚像 8 2 5 からアーチファクト及び多重反射の方向を特定できる。これにより、診断用プローブ 1 4 の各振動子に対応する超音波送受面部に入射した超音波エネルギーを個別に計算することもできる。

【 0 0 4 8 】

50

(ダメージの回避策)

図 8 及び図 9 に診断プローブダメージ予測部 115 で、診断プローブ 14 が受けるダメージが規定値を越えると判定した場合に、そのダメージを回避するために、超音波プローブ 13 の推奨位置を決定する実施例の手順を示す。本実施例では、HIFU 治療に先立って、実施例 1 又は 2 に示した手順で試験超音波を照射して、試験反射波を計測する。まず、術者は患者 50 に対して超音波装置 1 に接続された超音波プローブ 13 の焦点位置を、治療対象領域に設定された集束位置 132 に合わせる。つまり、図 8 に示すように、超音波プローブ 13 の位置及び姿勢を検出するためのポインタ 16 と、位置検出デバイス 4 を用いて、超音波プローブ 13 の位置及び姿勢を検出する。そして、超音波プローブ 13 の位置及び姿勢の検出情報に基づいて、図 9 に示すナビゲーション画面 910 ~ 913 上にそれぞれ模擬超音波プローブ画像 915 を表示する。図 9 のナビゲーション画面 910 ~ 913 は、3 軸断面 (Axial、Sagittal、Coronal) の他に、三次元画像 (Volume Rendering 画像) 913 が表示されているが、これに限らず自由にカスタマイズできる。例えば、術者は、事前に治療対象領域、警告領域及びマージン等をそれぞれ設定しておくことができる。そして、実施例 1 又は 2 に説明した診断用プローブ 14 のダメージ予測を実施する。

10

【 0049 】

図 10 を参照して、コンベックス型の診断用プローブ 14 が HIFU の反射波によりダメージを受けて破損する例を説明する。同図 (a) は、診断用プローブ 14 の複数の振動子の配列方向に沿って切断した超音波送受面部の内部構造を示す断面図である。超音波送受面部は、複数の振動子 14a が円弧状に配列され、その表面に整合層 14b が接着材により固定され、振動子 14a の裏面側はバックング材 14c が設けられている。このような構造を有する診断用プローブ 14 に、同図 (b) に示すように、HIFU の反射波 1101 が多重反射等によって整合層 14b の 1 点に集中して入射した場合、整合層 14b と振動子 14a 間の接着層が加熱されて剥離が発生する。これによって空隙 1102 が形成されると、空隙 1102 において超音波の伝搬が阻害され、診断用プローブ 14 としての役目を果たさなくなってしまう問題がある。

20

【 0050 】

そこで、診断用プローブダメージ予測部 115 は、診断用プローブ 14 が受けるダメージが規定値を越えると判定した場合、超音波プローブ 13 の位置を変更するシミュレーションを行うとともに、診断用プローブ 14 のダメージの回避策を作成する。診断用プローブ 14 のダメージの回避策の基本的な考え方を説明する。図 11 に、診断用プローブ 14 のダメージと、診断用プローブ 14 が受ける多重反射を含むトータルエネルギーとの関係を示す。図 11 (a) ~ (c) は、HIFU の照射時間を横軸に、多重反射等により診断用プローブ 14 が受けるトータルエネルギーを縦軸に示す。トータルエネルギーは、図 6 で説明した試験反射波の信号強度が高い場合、実際に照射される HIFU の照射時間が短くても大きく、逆に試験反射波の信号強度が低い場合は、実際に照射される HIFU の照射時間が長くても大きくならない。つまり、多重反射等により診断用プローブ 14 の超音波送受面部が受けるダメージは、実際に照射される HIFU の照射時間と多重反射等の強度の積に関係する。

30

40

【 0051 】

すなわち、図 11 (a) に示すように、試験反射波の信号強度に対応する単位時間当たりの超音波エネルギーと、HIFU 治療の設定照射時間との積である超音波エネルギーを指標値とする。したがって、指標値の大きさに応じて、診断用プローブ 14 の超音波送受面部がダメージを受けることになる。図 11 (a) の指標値のグラフにおいて、ダメージを受ける危険領域と、ダメージを受けない安全領域の境界を事前に計算等で求め、図 4 のステップ S111 の規定値 1002 を設定する。そして、診断用プローブダメージ予測を行う際は、超音波プローブ 15 を所定の位置に設置して設定強度の HIFU の 1 パルス分を試験超音波として照射し、多重反射波を含む試験反射波の強度を計測する。計測された信号強度を単位時間当たりに換算した超音波エネルギーを求める。次いで、診断用プロ

50

ーブダメージ予測部 115 は、診断用プローブ 14 に入射された超音波エネルギーを、治療計画で作成した設定強度の治療超音波を設定時間照射したときのエネルギーに換算し、これに基づいてトータルエネルギーを計算する。

【0052】

そして、診断用プローブダメージ予測部 115 は、計算して得られたトータルエネルギーが、図 11 (b) に示すように、規定値 1002 よりも危険領域側の点 1006 にあるときは、術者に診断用プローブ 14 へのダメージを GUI 29 等のモニタを介して警告する。これに応答して、術者が超音波プローブ 13 の位置を変更して、図 11 (c) に示すように、危険領域側の点 1006 から安全領域側の点 1008 に移動される。

【0053】

すなわち、図 9 に示すように、実施例 1 又は 2 のダメージ予測で、現在の模擬超音波プローブ画像 915 の位置及び向きでは受けるダメージが規定値を越えると予測した場合、診断用プローブダメージ予測部 115 において、超音波プローブ 13 の位置を変更するシミュレーションを行う。例えば、位置変更シミュレーションは、模擬超音波プローブ画像 916 を推奨変更位置及び向き 918 に、3 軸断面 910 ~ 912 及び三次元画像 913 内に表示する。これにより、術者は、ナビゲーション画面 910 ~ 913 上に表示された模擬超音波プローブ画像 916 の位置及び向き 918 を見ながら、超音波プローブ 13 の位置及び姿勢を移動して、模擬超音波プローブ画像 915 の位置及び向きを模擬超音波プローブ画像 916 の位置及び向き 918 に合わせる。これにより、診断用プローブ 14 のダメージを軽減した推奨変更位置に移動して、HIFU 治療を継続することができる。

【0054】

ここで、超音波プローブ 13 の位置を変更するシミュレーションは公知である（例えば、特許文献 3（特開 2010 - 069006 号公報））。特許文献 3 は、図 9 に示した各登録臓器 921 のデータに登録された音速から屈折率を計算して HIFU の照射経路を算出し、これに基づいて HIFU の反射波が診断用プローブ 14 に入射するエネルギーを軽減できる超音波プローブ 13 の推奨変更位置及び向きを算出するようにしている。

【0055】

また、診断用プローブ 14 が受けるダメージを軽減又は回避する方法として、MR 画像に基づいて超音波照射方向の生体内に反射媒体が少なく、かつ超音波照射方向に直交する面が少ない方向を検索して、超音波プローブ 13 の推奨変更位置及び方向を提示するようにすることもできる。

【0056】

次に、図 12 (a) ~ (c) を参照して、診断用プローブ 14 がダメージを受けにくい超音波プローブ 13 の患者 50 の体表面 50a の形状との関係を説明する。例えば、同図 (a) は、治療用プローブ 15 から照射される治療超音波 131 の照射経路中に位置する体表面 50a が凹面の場合である。この場合は、集束位置 132 に向かう治療超音波 131 の一部が体表面 50a で反射し、反射波 135 が診断用プローブ 14 に集束して入射する。同図 (b) は、体表面 50a が凸面の場合である。この場合は、集束位置 132 に向かう治療超音波 131 の一部が体表面 50a で拡散反射して、反射波 135 の一部が診断用プローブ 14 に入射する。同図 (c) の場合は、体表面 50a が凸面で、かつ治療超音波 131 に対して傾斜している場合である。この場合は、集束位置 132 に向かう治療超音波 131 の一部が体表面 50a で拡散反射し、かつ反射波 135 の殆どは診断用プローブ 14 に入射しない。このことから、多重反射等によるダメージを無くす、あるいは軽減するには、同図 (b)、(c) に示す体表面 50a の形状の部位を選択する。さらに、その上で、患者 50 の内部の臓器、骨等の反射を考慮することが好ましい。なお、図 12 では、体表面 50a の形状を説明したが、通常、HIFU 治療では、診断用プローブ 14 及び治療用プローブ 15 の超音波送受面及び HIFU 出射面を可撓性の袋体で覆い、袋の内部に水などの冷却液を充填し、袋体を介して体表面 50a に超音波プローブ 13 を押し当てて用いる。この場合は、袋体の内面が体表面 50a に対応する反射面になる。

【0057】

10

20

30

40

50

以上説明したように、実施例１又は２により、診断プローブ１４が受けるダメージが規定値を越えると判定した場合に、そのダメージを回避することができる。特に、本発明のダメージ予測によれば、超音波送受面部がダメージを受ける可能性がある反射波の入射方向を受信走査線の方角により予測できる。したがって、その方向からの反射波が診断用プローブ１４の超音波送受面部に入射しないように、超音波プローブ１３の位置をずらして、設定された集束位置１３２にＨＩＦＵを照射すればダメージを回避できる。

また、超音波プローブ１３の位置をずらすことに代えて、あるいはこれと共に、治療超音波の設定強度を下げ、又は照射時間を短縮して、同一の集束部位に対するＨＩＦＵ治療を複数回に分けて行うようにすれば、ダメージを回避できる。

さらに、超音波プローブ１３の位置をずらした後、本発明のダメージ予測を繰り返して、ダメージを受けない超音波プローブ１３の位置を検索することも有効である。

10

【００５８】

図１３に、本発明の手術前・治療パラメータ設定時のＧＵＩ２９のモニタ画像の表示例を示す。ＧＵＩモニタに表示された３ＤＳｃａｎボタン１１０１を押下げると、三次元ボリューム画像の撮像及び三次元画像の再構成が実行される（Ｓ１１１１）。これにより撮像された画像データに基づいて、３軸断面像１１２０～１１２２及び三次元画像１１２３が表示される。次に、治療対象領域描出ボタン１１０２を押下げ、三次元画像１１２３から治療対象部位（セグメンテーション）１１２４を三次元検出して表示する（Ｓ１１１２）。このとき、必要に応じて警告領域を設定してもよい。次に、ＨＩＦＵ治療計画ボタン１１０３を押下げると、ＨＩＦＵ治療計画が実施される（Ｓ１１１３）。これにより、治療用プローブ１５の方角１１２５が算出して表示される。また、肺や骨等の超音波の妨げとなる経路を予め考慮しておく。ナビゲーションソフトには、手術シミュレーション機能もあり、治療用プローブ１５以外の登録術具を用いたアプローチ方法（角度・距離）を可視化する機能もある。

20

【００５９】

治療パラメータ（ＨＩＦＵ全般）ボタン１１０４を押下げると、治療用プローブ１５の個別情報を入力し、ＨＩＦＵの照射強度等の情報を設定する（Ｓ１１１４）。さらに、治療パラメータ（しきい値他）ボタン１１０５を押下げると、モニタ画像１１３１に、ＨＩＦＵ照射強度及び安全設定情報として、トータル（Ｔｏｔａｌ）照射強度、治療予定体積、Ａモードしきい値、スペクトルしきい値、ＨＩＦＵ照射強度指標が表示される。それらのＡモードしきい値７１３、スペクトルしきい値７１７、しきい時間７１４、ダメージ判定の規定値１００２が、それぞれＡモードグラフ７００、スペクトルグラフ８００、強度指標グラフ１１３８に表示される（Ｓ１１１５）。ナビゲーション起動（治療開始）ボタン１１０６を押下げると、関連ソフトが起動して治療が開始される（Ｓ１１１６、Ｓ１１１７）。

30

【００６０】

図１４に、本発明の術具ナビゲーション時のＧＵＩ２９のモニタ画像の表示例を示す。ＧＵＩモニタに表示された超音波像ボタン１２０１を押下げると、超音波像画面１２１１内にリアルタイムの超音波像１２１２が表示される。また、治療超音波１２１４と治療対象領域１２１３が重畳表示される。同時に、治療に必要な患者情報や手術情報１２１５が表示され、視覚的に状況を把握できるようになっている。これらの情報は、パラメータ変更／治療器具変更ボタン１２０３を押下げることで、手術中でも、いつでも自由に設定変更可能である。さらに、事前に設定したＨＩＦＵ照射強度及び安全設定情報として、Ｔｏｔａｌ照射強度、治療予定体積、Ａモードしきい値、スペクトルしきい値、ＨＩＦＵ照射強度指標、及び治療パラメータも同一画面内に表示できる。

40

【００６１】

また、診断用プローブ１４のダメージ予測時で計測した反射波の強度信号７１０、スペクトル分布７２６、試験照射によるプローブダメージ予測情報１２３９を用いて術具位置の微調整を行う。一方、ナビゲーション画像はナビゲーション画像ボタン１２０２を押下げることで、３軸断面画像１２４１～１２４３と三次元画像１２４４が表示される。また

50

、超音波プローブ１３の位置を模擬超音波プローブ画像９１５により画像上に重畳表示することもでき、さらに術具に応じた治療予定領域も表示することができる。さらに、治療対象部位１２４６及び警告領域をそれぞれ設定しておくことで、３軸断面画像１２４１～１２４３と三次元画像１２４４上に重畳表示して実空間と画像情報を用いて手術をすることができる。３軸断面の中心は一般的に治療対象領域に設定されているが、模擬超音波プローブ画像９１５や治療対象部位１２４６を常に表示させることも可能である。また、三次元画像は画像情報変更ボタン１２０４を押下げることで、リアルタイムに変更することができるが術者の希望により自由に表示ができる。これらの画像は事前に取り込んでおいたMRI、CT、US画像を用いることもできるが、その場で撮像したリアルタイム画像を用いることもできる。図１３の治療パラメータボタン１１０４、１１０５で設定した情報は、モニタリングボタン１２０５でON/OFFを自由に変更することができる。また、反射波の信号を計測しているときは、停止指示があるまで時系列にAモードグラフ、スペクトルグラフ、強度指標グラフに表示される。その時に、自動的に警告を発するための自動警告ボタン１２０６を押下げておくことで、しきい値７１３、７１７以上の値になった場合には術者にわかるような音や色による各種警告をすることができる。ナビゲーションによる超音波プローブ１３の誘導が終了したら、治療開始ボタン１２０７を押下げることで治療モードへ移行する。

10

【００６２】

図１５に、本発明の手術・治療時のGUI２９のモニタ画像の表示例を示す。超音波像画面１３１１に、リアルタイムの超音波像が表示される。さらに、治療超音波１３１、集束位置１３２、体表面５０ａが重畳表示される。治療（ON/OFF）ボタン１３０１を押下げるとHIFU治療が実施される。また、治療ボタン１３０１に連動して患者情報、手術情報、治療経過・ログが記録される。一方、ナビゲーション画像には、３軸断面１３４１～１３４３及び三次元画像１３４４が表示され、超音波プローブ１３の位置及び向きを模擬超音波プローブ画像９１５により画像上に重畳表示することもでき、さらに術具に応じた治療予定領域１３４６も表示することができる。また、残治療領域描出ボタン１３０７と追加治療／治療終了ボタン１３０８が設けられている。追加治療／治療終了ボタン１３０８を押下することで、超音波プローブ１３の再設置位置をシミュレーションすることができ、例えば再経路１３４８を３軸断面１３４１～１３４３及び三次元画像１３４４内に表示できる。

20

30

【００６３】

さらに、治療ボタン１３０１に合わせて、モニタリングボタン１３０２を連動させる。これにより、実施例１，２で説明した診断用プローブダメージ予測により得られるダメージが画像化して表示される。つまり、画面１３１８に診断用プローブ１４の模擬断面図１３１９が表示され、超音波送受面部１３２０の位置に対応して得られるダメージ１３６０が規定値１００２とともに棒グラフで表示される。なお、自動警告ボタン１３０３を押下げておくことにより、規定値１００２を越えるダメージ１３６０があれば、警告を自動的に発するようにしている。また、試験反射波の信号強度がしきい値７１４、７１７を越えたときにも、警告を自動的に発するようにしている。これらの警告は、術者にわかるような音や色により区別することができる。その他の画像情報更新ボタン１３０４、パラメータ変更ボタン１３０５は前述の通りである。最終的に、治療結果がGUI２９のモニタ上に表示され、問題なければ追加治療／治療終了ボタン１３０８を押下して手術・治療終了となる。

40

【００６４】

図１６に、診断用プローブがHIFUの反射波により受けるダメージを回避する他の発明の実施形態を示す。本実施形態は、診断用プローブの超音波送受面部に入射する反射波を軽減でき、かつ診断用プローブにより撮像する診断画像の視野を広くとることができるようにしたことにある。図１６（a）は、治療超音波の照射前の本実施形態の超音波プローブ２１３の断面図を示している。超音波プローブ２１３は、凹球面状のHIFU出射面を有する治療用プローブ２１４と、治療用プローブ２１４の中心軸に同軸に設けた診断用

50

プローブ 215 を有する点では、先に示した実施形態に類似する。本実施形態が先の実施の形態と相違する点は、超音波を遮蔽する遮蔽筒 216 で診断用プローブ 215 を囲い、診断用プローブ 215 を遮蔽筒 216 内で軸方向に進退可能に設けたことにある。遮蔽筒 216 は断面を診断用プローブ 215 の外形に合わせて矩形に形成され、先端は治療用プローブ 214 の H I F U 出射面と面一に設けられている。診断用プローブ 215 は、駆動モータ 217 に支持され、かつ、軸方向に進退駆動されるように形成されている。なお、図において、符号 50a は患者 50 の体表面である。このように構成されることから、診断用プローブ 215 を遮蔽筒 216 の先端まで進出させると、扇形の視野領域 218 を撮像可能である。

【0065】

一方、図 16 (b) は、治療超音波の照射時の本実施形態の超音波プローブ 213 の断面図を示している。図示のように、診断用プローブ 215 は、駆動モータ 217 により引き上げられて、遮蔽筒 216 の内部の奥に後退させて保持される。これにより、凸状の体表面 50a からの治療超音波の反射波 219 の一部が診断用プローブ 215 の超音波送受面部に入射され、残りの多くの反射波 219 は超音波送受面部に入射することがない。これにより、本実施形態によれば、治療超音波の照射時における診断用プローブ 215 の撮像視野が狭くなるが、診断用プローブ 215 を治療超音波の多重反射を含む反射波から確実に保護することができる。なお、図示していないが、本実施形態の場合も、治療用プローブ 214 の H I F U 出射面と診断用プローブ 215 の超音波送受面は、水が充填された袋体で覆われている。

【0066】

図 17 (a) ~ (c) に、図 16 の超音波プローブ 213 の変形例をそれぞれ示す。同図 (a) は、図 16 の実施形態に代えて、診断用プローブ 215 を固定し、遮蔽筒 216 を駆動モータ 219 により進退可能に設けたことにある。これによれば、図 16 の実施形態に対して遮蔽筒 216 のみを進退すればよいから、信号ケーブルが繋がった診断用プローブ 215 を進退する場合よりも、超音波プローブ 213 の構造を簡単化できる。しかし、遮蔽筒 216 を長くして遮蔽効果を高めると、治療超音波の照射を妨げるおそれがある。

【0067】

図 17 (b) は、図 16 と図 17 (a) を組み合わせ、診断用プローブ 215 と遮蔽筒 216 の双方を進退可能に形成し、治療超音波の照射時に診断用プローブ 215 を後退させ、遮蔽筒 216 を進出するようにしたものである。これによれば、初期位置を図 16 (a) のようにして診断時の視野を広くでき、治療時には診断用プローブ 215 を後退させ、遮蔽筒 216 を進出させることにより、図 16 の実施形態よりも反射波のダメージを受けにくくすることができる。

【0068】

他方、図 17 (c) は、診断用プローブ 215 と遮蔽筒 216 を進退可能に設ける点では他の例と同じである。しかし、本変形例は、遮蔽筒 216 は対向する一对の筒壁の上端を回動可能に支持して形成され、治療超音波の照射時にその一对の筒壁の下端を中心に向けて斜めに進出可能に形成したものである。これにより、治療時の反射波により診断用プローブ 215 が受けるダメージをゼロにすることができる。しかし、治療時に治療領域をモニタリングすることはできない。

【符号の説明】

【0069】

- 1 超音波装置
- 11 本体部
- 13 超音波プローブ
- 14 診断用プローブ
- 15 治療用プローブ
- 110 H I F U コントローラ

10

20

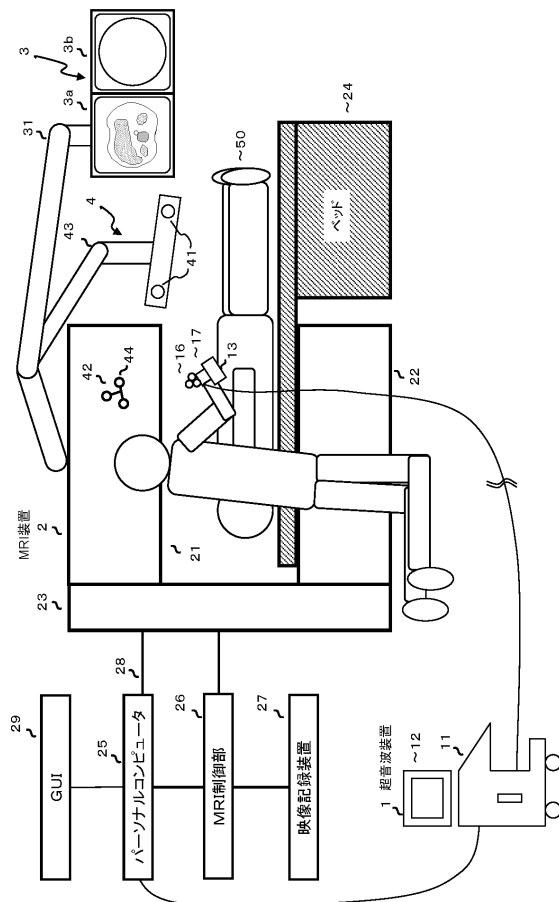
30

40

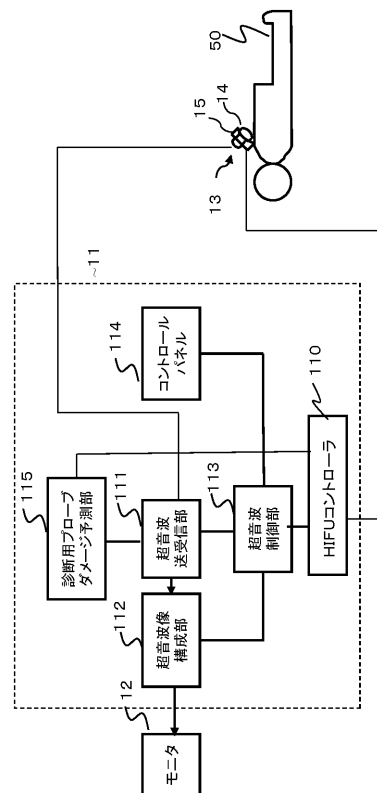
50

- | | |
|-------|----------------|
| 1 1 1 | 超音波送受信部 |
| 1 1 2 | 超音波像構成部 |
| 1 1 3 | 超音波制御部 |
| 1 1 4 | コントロールパネル |
| 1 1 5 | 診断用プローブダメージ予測部 |

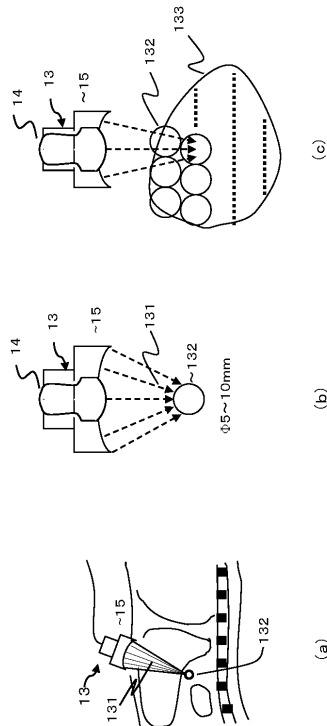
【 図 1 】



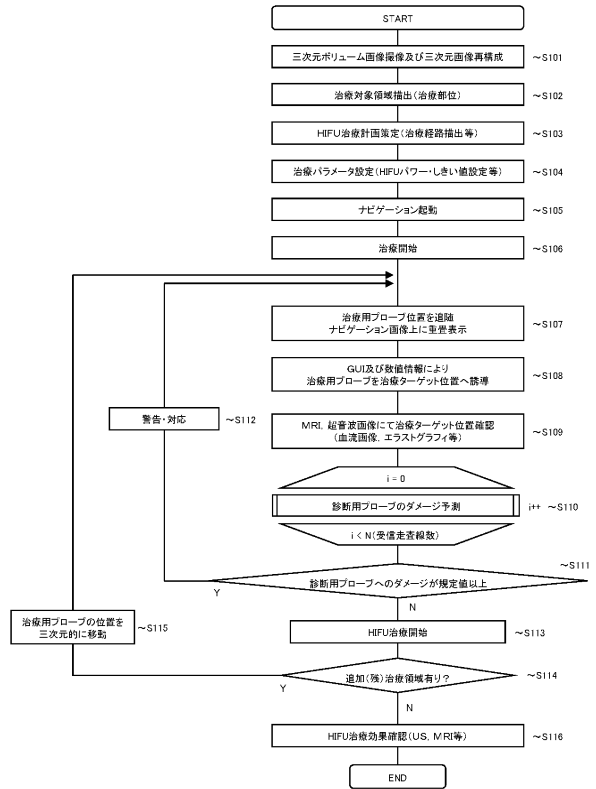
【圖 2】



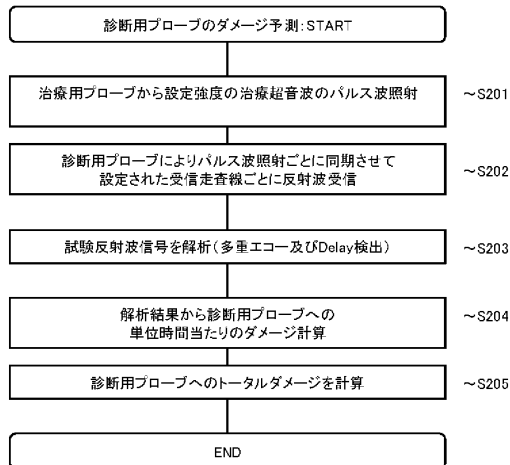
【図 3】



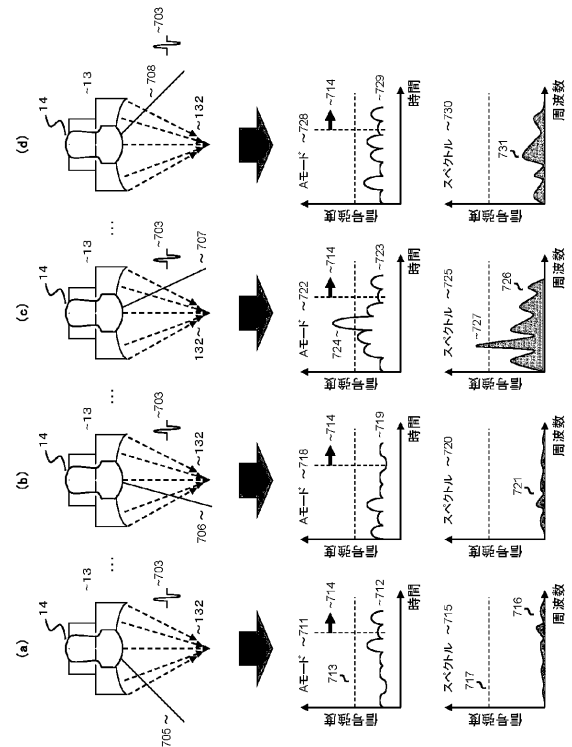
【図 4】



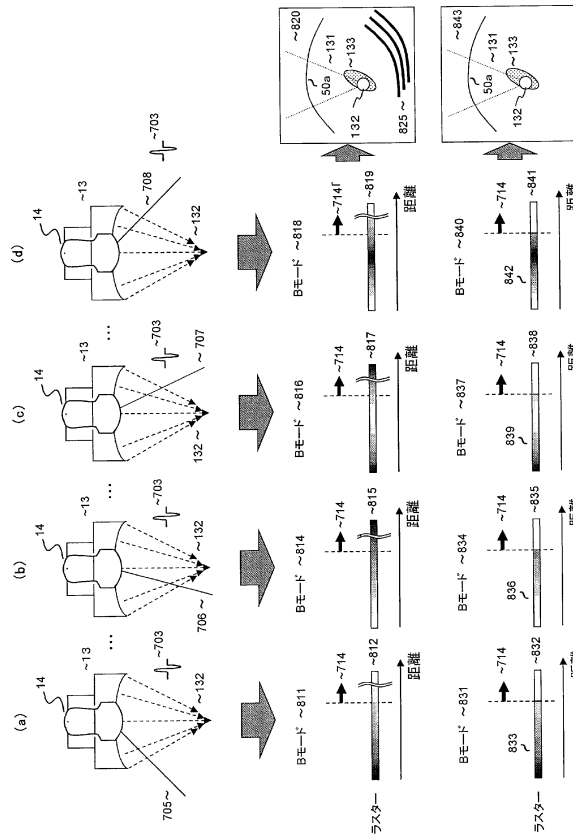
【図 5】



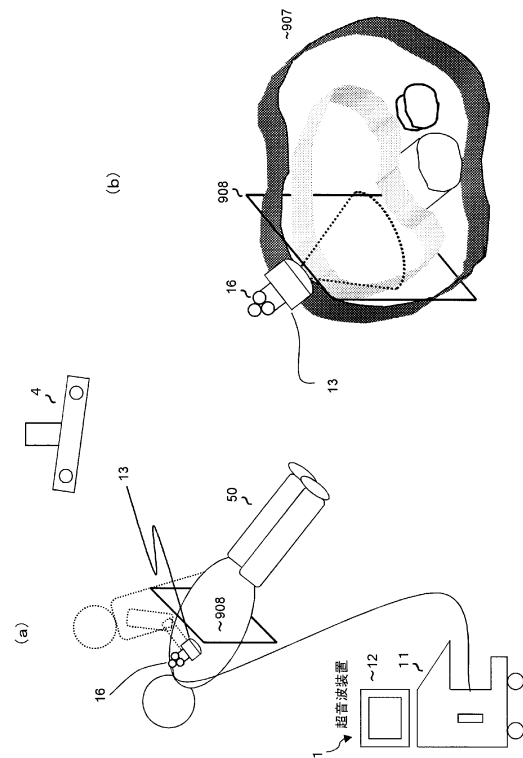
【図 6】



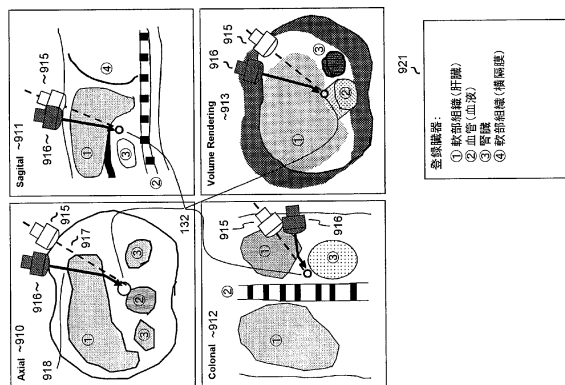
【図 7】



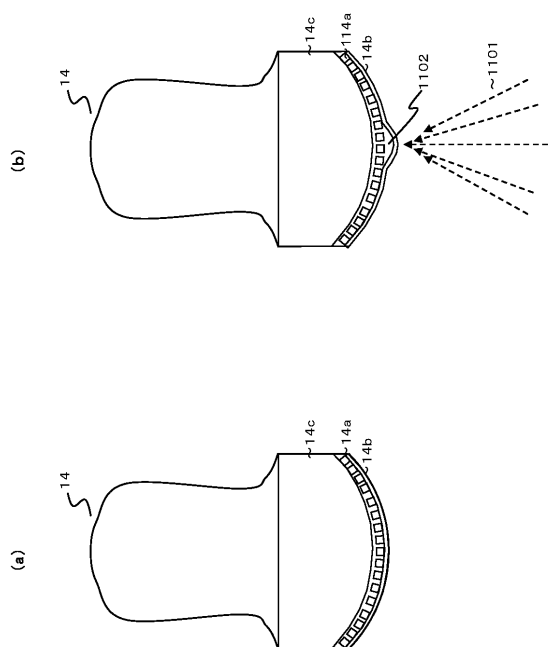
【図 8】



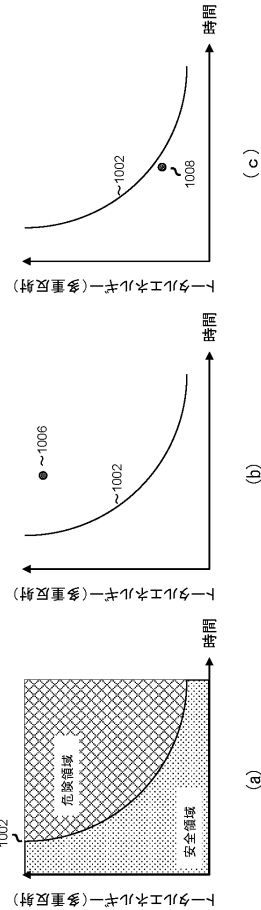
【図 9】



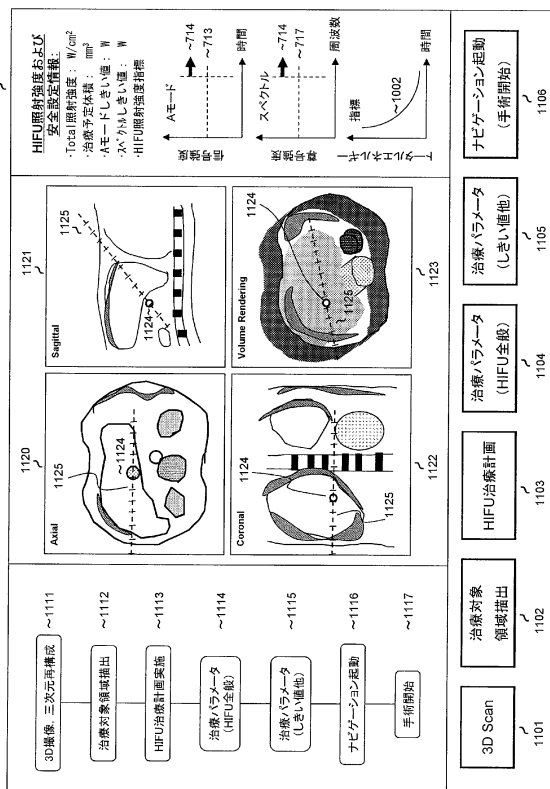
【図 10】



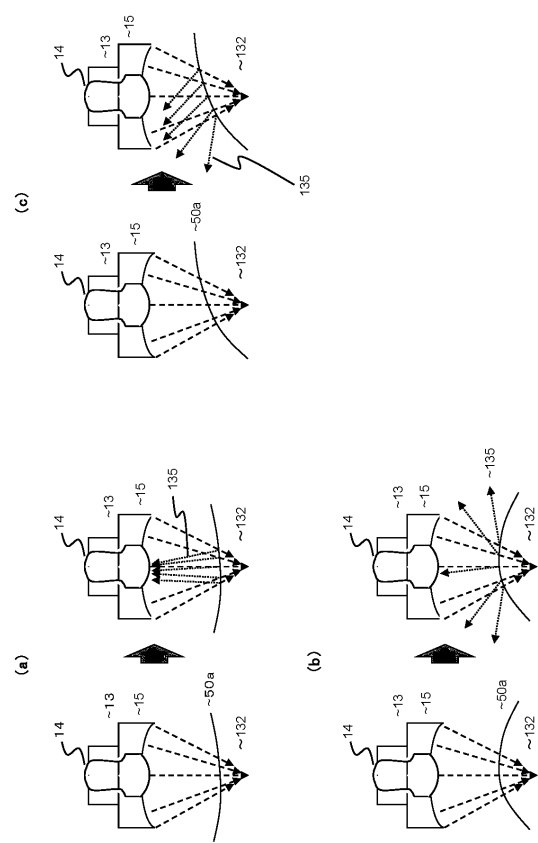
【図 1 1】



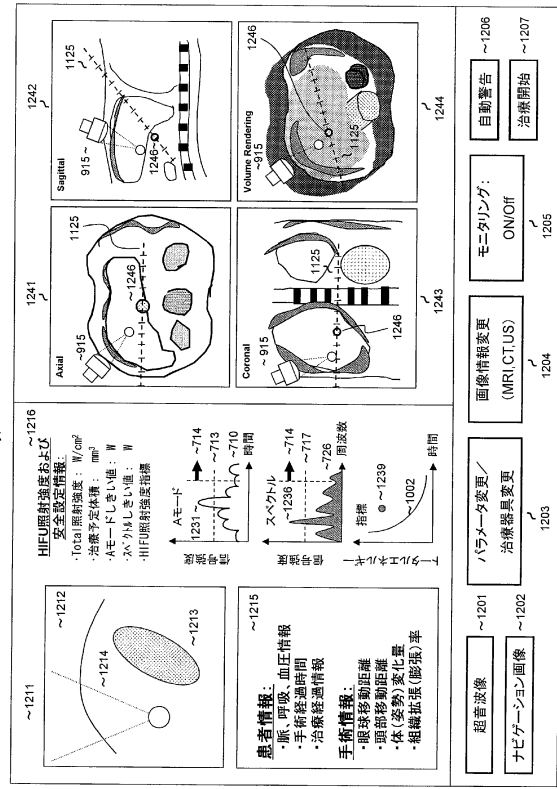
【図 1 3】



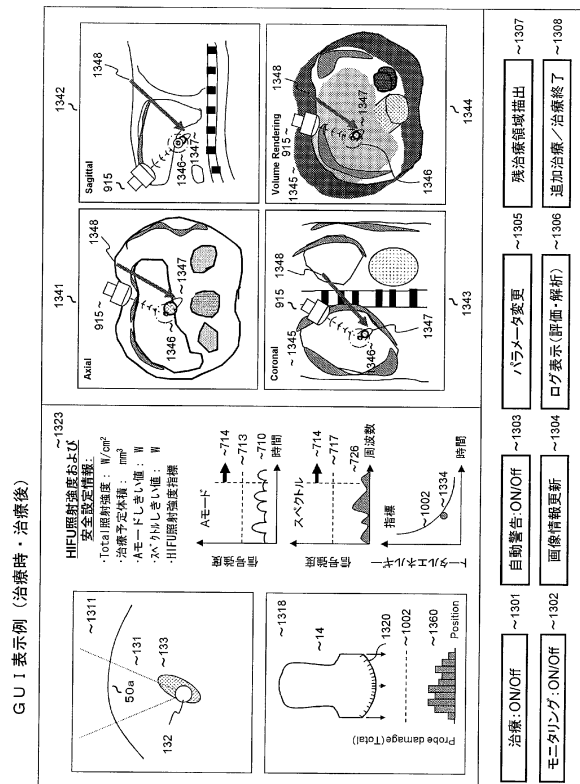
【図 1 2】



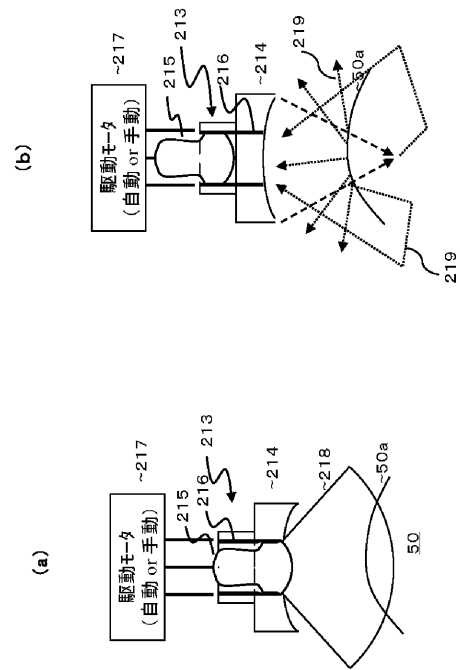
【図 1 4】



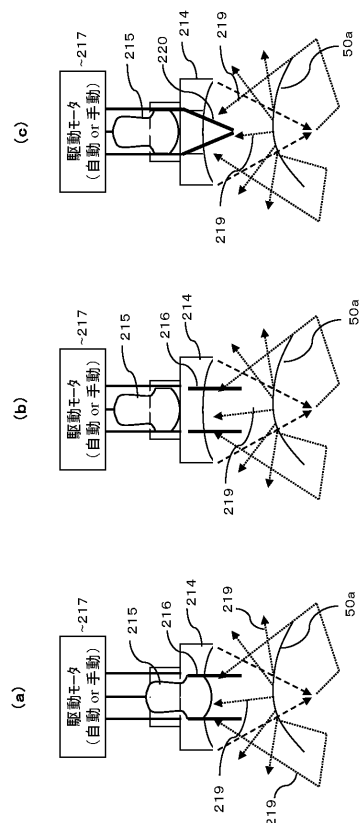
【図 15】



【図 16】



【図 17】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開平08-131454(JP,A)
特開平09-103434(JP,A)
特開2003-038514(JP,A)
特開2001-070333(JP,A)
特開2002-153482(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00 - 8/15
A61B 18/00

专利名称(译)	超音波治疗装置		
公开(公告)号	JP6042132B2	公开(公告)日	2016-12-14
申请号	JP2012171613	申请日	2012-08-02
[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)	株式会社日立制作所		
[标]发明人	仲本秀和		
发明人	仲本 秀和		
IPC分类号	A61B8/00 A61B18/00		
FI分类号	A61B8/00 A61B18/00 A61B17/36.330 A61B8/14 A61N7/00		
F-TERM分类号	4C160/JJ25 4C160/JJ35 4C160/JJ36 4C601/EE05 4C601/EE16 4C601/FF15 4C601/FF16 4C601/GA03 4C601/JB36 4C601/JB38 4C601/JB39 4C601/JB40 4C601/JB45 4C601/JB49 4C601/JC19 4C601/KK12		
代理人(译)	田村 尚隆		
其他公开文献	JP2014030509A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

摘要：要解决的问题：预测：包括HIFU多次反射的反射波入射到诊断探头的超声波发射/接收表面的方向;和反射波的发生造成的损害。解决方案：超声波治疗装置包括损伤预测部分115，用于预测诊断探针14的超声波发送/接收表面受到从治疗探针15照射的治疗超声波的反射波的损害。损伤预测部分115允许重复在会聚位置照射治疗超声波之前，对应于设定强度的至少一个处理超声波脉冲的测试超声波的照射在会聚位置。与测试超声波的重复照射同步，顺序扫描设置在诊断探针中的多个接收扫描线以接收测试反射波，并且分析接收的测试反射波用于各个接收扫描线以计算损坏。超声波发射/接收表面受损。

【 図 1 】

