

(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2005-530
(P2005-530A)

(43) 公開日 平成17年1月6日(2005.1.6)

(51) Int.Cl. ⁷	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 F 7/00	A 6 1 F 7/00 3 2 2	4 C 0 9 9
A 6 1 B 8/00	A 6 1 B 8/00	4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 16 O L (全 20 頁)

(21) 出願番号	特願2003-169708 (P2003-169708)	(71) 出願人	000003078
(22) 出願日	平成15年6月13日 (2003. 6. 13)		株式会社東芝
			東京都港区芝浦一丁目1番1号
		(74) 代理人	100083161
			弁理士 外川 英明
		(72) 発明者	石橋 義治
			栃木県大田原市下石上字東山1385番の1 株式会社東芝那須工場内
		(72) 発明者	藤本 克彦
			栃木県大田原市下石上字東山1385番の1 株式会社東芝那須工場内
		(72) 発明者	原頭 基司
			栃木県大田原市下石上字東山1385番の1 株式会社東芝那須工場内
		最終頁に続く	

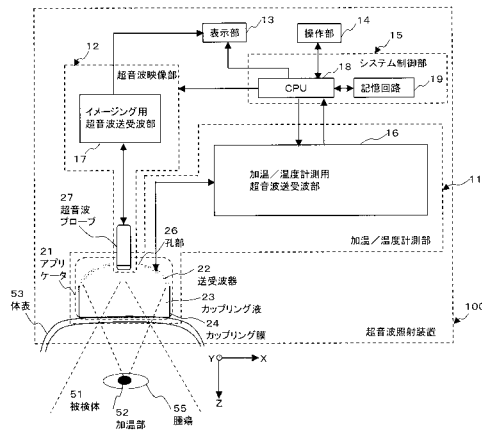
(54) 【発明の名称】 超音波照射装置及び超音波照射方法

(57) 【要約】

【課題】強力超音波による治療において、加温領域の温度を正確かつ容易に計測することが可能な超音波照射装置及び超音波照射方法を提供する。

【解決手段】超音波照射装置100は、被検体51の腫瘍55に対して加温を行なうために、圧電振動素子が配列された送受波器22に対して駆動信号を供給するとともに、加温部52における温度を計測するために、前記送受波器22を用いて測温用超音波の送受波を行なう加温／温度計測用超音波送受波部16を備える。また、前記加温部52における超音波画像データの収集を行なうための超音波プローブ27とイメージング用超音波送受波部12が設けられ、前記加温部52の温度情報は前記超音波画像データに重畳して表示部13において表示される。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体に対して超音波の送受波を行う第 1 の送受波手段と、
前記被検体の 1 つ又は複数の領域に対して加温を行う超音波を照射するために、前記第 1 の送受波手段に対して第 1 の駆動信号を供給する第 1 の手段と、
前記被検体の加温領域に対して測温を行う超音波を照射するために前記第 1 の送受波手段に対して第 2 の駆動信号を供給する第 2 の手段と、
前記第 1 の送受波手段によって受波される前記加温領域からの超音波に基づいて、前記加温領域における温度情報を取得する温度情報取得手段とを
備えることを特徴とする超音波照射装置。

10

【請求項 2】

被検体に対して超音波の送受波を行う第 1 の送受波手段と、
前記被検体の 1 つ又は複数の領域に対して加温を行う超音波を照射するために、前記第 1 の送受波手段に対して第 1 の駆動信号を供給する第 1 の手段と、
前記被検体の加温領域に対して測温を行う超音波を照射するために前記第 1 の送受波手段に対して第 2 の駆動信号を供給する第 2 の手段と、
前記第 1 の送受波手段によって受波される前記加温領域からの超音波に基づいて、前記加温領域における温度情報を取得する温度情報取得手段と、
この温度情報取得手段によって得られた温度情報に基づいて、前記第 1 の手段が供給する第 1 の駆動信号による加温能力を制御する加温能制御手段とを
備えることを特徴とする超音波照射装置。

20

【請求項 3】

被検体に対して超音波の送受波を行う第 1 の送受波手段と、
前記被検体の 1 つ又は複数の領域に対して加温を行う超音波を照射するために、前記第 1 の送受波手段に対して第 1 の駆動信号を供給する第 1 の手段と、
前記被検体の加温領域に対して測温を行う超音波を照射するために前記第 1 の送受波手段に対して第 2 の駆動信号を供給する第 2 の手段と、
前記第 1 の送受波手段によって受波される前記加温領域からの超音波に基づいて、前記加温領域における温度情報を取得する温度情報取得手段と、
前記被検体に対して超音波の送受波を行う第 2 の送受波手段と、
この第 2 の送受波手段により送受波を行い、前記加温領域を含む被検体断面の超音波画像データを生成する画像データ生成手段と、
前記超音波画像データを表示する表示手段とを
備えることを特徴とする超音波照射装置。

30

【請求項 4】

前記第 1 の送受波手段は複数個配列された圧電振動素子を備えることを特徴とする請求項 1 乃至請求項 3 のいずれか 1 項に記載した超音波照射装置。

【請求項 5】

前記第 1 の手段は、所定の振幅と持続時間を有するバースト波によって前記第 1 の送受波手段の駆動を行うことを特徴とする請求項 1 乃至請求項 3 のいずれか 1 項に記載した超音波照射装置。

40

【請求項 6】

前記第 1 の手段は、前記第 1 の送受波手段の複数の圧電振動素子に対して所定の遅延時間を有した第 1 の駆動信号を供給ことによって、前記被検体の加温領域に超音波を集束することを特徴とする請求項 4 記載の超音波照射装置。

【請求項 7】

前記第 2 の手段は、広帯域のパルス波によって前記第 1 の送受波手段を駆動することを特徴とする請求項 1 乃至請求項 3 のいずれか 1 項に記載した超音波照射装置。

【請求項 8】

前記第 2 の手段は、前記第 1 の送受波手段の複数の圧電振動素子に対して所定の遅延時間

50

を有した第 2 の駆動信号を供給することによって、前記被検体の加温領域に設定された少なくとも 2 つの集束部位に対して集束する超音波を順次照射し、前記温度情報取得手段は、前記集束部位において反射し前記第 1 の送受波手段によって受波される前記超音波に基づいて、前記加温部位の温度情報を取得することを特徴とする超音波照射装置。

【請求項 9】

前記第 2 の手段は、前記加温部の超音波伝搬方向において設定される複数の集束部位に対して超音波を照射するための第 2 の駆動信号を前記第 1 の送受波手段に供給することを特徴とする請求項 8 記載の超音波照射装置

【請求項 10】

前記温度情報取得手段は、前記集束部位から反射した超音波に対して所定の超音波物理量を計測する物理量計測手段と、計測された超音波物理量に基づいて前記加温部における温度を推定する温度推定手段とを備えることを特徴とする請求項 8 又は請求項 9 に記載の超音波照射装置。 10

【請求項 11】

前記物理量計測手段は、前記複数の集束部位から反射した夫々の超音波の周波数スペクトラムを比較することによって超音波減衰係数の計測を行うことを特徴とする請求項 10 記載の超音波照射装置。

【請求項 12】

前記温度推定手段は、超音波物理量の温度依存性が予め保存されたルックアップテーブルを有し、前記物理量計測手段によって計測された超音波物理量に基づいて前記加温部の温度を推定することを特徴とする請求項 10 記載の超音波照射装置。 20

【請求項 13】

前記表示手段は、被検体の加温部の超音波画像に重畳して、1 つ又は複数の加温部の温度情報を表示することを特徴とする請求項 1 記載の超音波照射装置。

【請求項 14】

前記表示手段は、被検体の超音波画像に重畳して、この超音波画像に表示される複数の加温部における温度情報の空間分布を表示することを特徴とする請求項 13 記載の超音波照射装置。

【請求項 15】

前記加温能制御手段は、前記温度情報取得手段によって得られた温度情報に基づいて、前記第 1 の手段におけるパースト波の振幅又は持続時間の少なくともいずれか一方を制御することを特徴とする請求項 5 記載の超音波照射装置。 30

【請求項 16】

超音波の送受波を行う送受波手段と、被検体の 1 つ又は複数の領域を加温及び測温を行うためにそれぞれ前記送受波手段に対して第 1 及び第 2 の駆動信号を供給する第 1 及び第 2 の手段と、加温領域から反射する超音波に基づいて、前記加温領域における温度情報を取得する温度情報取得手段と、この温度情報取得手段によって得られた温度情報に基づいて、前記第 1 の手段が供給する第 1 の駆動信号の加温能力を制御する加温能制御手段とを備える超音波照射装置による超音波照射方法であって、

前記第 1 の手段により送受波手段を駆動し、被検体の 1 つ又は複数の領域に対して超音波を照射して加温するステップと、 40

前記第 2 の手段により前記送受波手段を駆動し、前記被検体の加温領域に対して超音波を照射を行うステップと、

前記送受波手段により受波された前記加温領域からの超音波に基づいて、前記加温領域における超音波照射の物理量を計測するステップと、

計測された前記超音波照射の物理量の値に基づいて前記加温領域における温度を推定するステップと、

推定された前記温度に基づいて、前記第 1 の手段により供給される超音波の加温能力を制御するステップとを有し、

推定された前記加温領域の温度が所定の温度に到達するまで上記の各ステップを繰り返し 50

行うことを特徴とする超音波照射方法。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、生体に向けて超音波を照射する超音波照射装置に関する。

【0002】

【従来の技術】

近年、最小侵襲治療と呼ばれる治療法が注目を集めており、悪性腫瘍の治療分野においても最小侵襲治療への積極的な試みがなされている。特に悪性腫瘍の場合、その治療の多くを外科的手術に頼っているが、従来の外科的手術による治療、即ち広範囲の組織切除を行なう場合には、その臓器がもつ本来の機能や外見上の形態を大きく損なう場合が多く、たとえ生命を存えたとしても患者に対して多大な負担を与えることになる。このような従来の外科的治療に対してQOL (quality-of-life) を考慮した超音波照射装置の開発が強く望まれており、その1つの方法として、腫瘍組織に対して強力な超音波を集束させることによって加温し、熱変性壊死させる超音波治療法の研究が進められている。

10

【0003】

強力超音波を用いた治療方法は、マイクロ波を用いた方法と比較してエネルギーの集束性と深達度に優れているため、体内の深部に位置した臓器の腫瘍に対して体外からの局所的な治療が可能となる大きな利点を有している。

20

【0004】

この強力超音波による治療法は、例えば凹面状の大型ピエゾ素子（圧電振動素子）に対して電氣的な駆動信号を供給することによって発生する超音波を腫瘍の加温部に照射し、この腫瘍組織を短時間で熱変性壊死させるものであり、超音波の集束点に超音波エネルギーを集中させて腫瘍組織の加温を行なっている。

【0005】

この腫瘍組織の加温における最適な超音波エネルギーの大きさには範囲（上限値及び下限値）が存在し、下限値より小さな超音波エネルギーの場合には腫瘍の加温が不充分となる。一方、上限値以上の過大な超音波エネルギーが照射されて腫瘍組織の温度が許容値を超える場合には、キャビテーションの発生とともに腫瘍組織は飛散し、癌細胞が正常細胞に転移する可能性がある。また、この場合、正常の組織に対して大きな損傷を与えることが本発明の発明者らによる基礎実験から明らかになりつつある。しかしながら、このような強力超音波を用いた超音波照射装置における加温部の温度計測は従来行なわれなかった。

30

【0006】

一方、悪性腫瘍組織が正常組織に較べて加温に対する抵抗力が低いことを利用し、悪性腫瘍を加温治療する温熱治療装置（ハイパーサーミア装置）が既に実用化されている。この装置を用いた温熱治療における腫瘍内の温度計測は、熱電対・サーミスタなどの侵襲的手段によって行なわれているが、超音波などを用いた無侵襲温度計測法についても検討されている。（例えば、特許文献1参照。）。

【0007】

図11は、特許文献1に示されている温度計測機能を有した温熱治療装置10であり、この温熱治療装置10において、腫瘍に対する加温は、加温専用の圧電振動子からなる送波器1と加温専用の圧電振動子を駆動する送波回路2によって行なわれる。一方、加温時における腫瘍内温度の計測は、温度計測用圧電振動子からなる加温監視用超音波送受波器3と、この温度計測用圧電振動子に対して超音波の送受波を行なう送受波回路4によって行なわれ、加温監視用超音波送受波器3は送波器1と一体化して設けられている。また、加温監視用超音波送受波器3及び送受波回路4は加温部の超音波画像を得るためのイメージング用圧電振動子及びイメージング用送受波器の機能を兼ね備えている。

40

【0008】

そして、送波器1及び送波回路2は、主制御回路7の制御下で腫瘍内に集束超音波を照射

50

して加温を行なう。一方、加温監視用超音波送受波器 3 と送受波回路 4 は、主制御回路 7 の制御のもとに前記腫瘍内の加温部方向に超音波の送受波を行ない、得られた一連の受信信号の中から、超音波送受波方向において加温部内の隣接した 2 つの関心領域の受信信号をゲート回路を用いて抽出する。次いで、エコー信号周波数分析回路 5 は、抽出された前記 2 つの関心領域からの受信信号に対して周波数分析を行い、温度上昇検出回路 6 は、エコー信号周波数分析回路 5 の周波数分析によって得られた 2 つの周波数スペクトラムの比から超音波減衰係数を計測し、更に、この超音波減衰係数に基づいて加温部における温度上昇分を求めている。

【 0 0 0 9 】

【特許文献 1】特許第 2 7 3 5 2 8 0 号明細書（第 6 頁、第 1 1 図）

10

【 0 0 1 0 】

【発明が解決しようとする課題】

ハイパーサーミア（温熱治療）の加温部において計測される温度範囲は 3 7 ~ 4 3 であるが、腫瘍の焼灼を目的とした超音波照射装置によって加温される領域の温度は 8 0 を超える場合もある。従来より、超音波の音速は伝搬媒質の温度に依存することが知られているが、上記のように生体組織の温度が広範囲に変化する場合には生体組織における超音波の伝搬速度が大幅に変化し、これに伴って強力超音波によって形成される集束点の位置も変化する。

【 0 0 1 1 】

即ち、超音波照射装置によって形成される集束超音波の集束点の位置は、生体組織の温度変化に伴って超音波送受波方向に変化する。従って、このような加温部の温度計測において特許文献 1 の方法を適用した場合、上記のように温度変化に伴って変動する加温部からの超音波受信信号に対してゲートの位置を一致させて抽出することが困難となり、このため温度計測の精度が得られないという問題点があった。

20

【 0 0 1 2 】

本発明は、このような従来の加温部の温度計測における問題点を解決するためになされたものであり、その目的は、加温部の温度を正確かつ容易に計測することが可能な超音波照射装置及び超音波照射方法を提供することにある。

【 0 0 1 3 】

【課題を解決するための手段】

30

上記課題を解決するために、請求項 1 に係る本発明の超音波照射装置は、被検体に対して超音波の送受波を行う第 1 の送受波手段と、前記被検体の 1 つ又は複数の領域に対して加温を行う超音波を照射するために、前記第 1 の送受波手段に対して第 1 の駆動信号を供給する第 1 の手段と、前記被検体の加温領域に対して測温を行う超音波を照射するために前記第 1 の送受波手段に対して第 2 の駆動信号を供給する第 2 の手段と、前記第 1 の送受波手段によって受波される前記加温領域からの超音波に基づいて、前記加温領域における温度情報を取得する温度情報取得手段とを備えることを特徴としている。

【 0 0 1 4 】

また、請求項 2 に係る本発明の超音波照射装置は、被検体に対して超音波の送受波を行う第 1 の送受波手段と、前記被検体の 1 つ又は複数の領域に対して加温を行う超音波を照射するために、前記第 1 の送受波手段に対して第 1 の駆動信号を供給する第 1 の手段と、前記被検体の加温領域に対して測温を行う超音波を照射するために前記第 1 の送受波手段に対して第 2 の駆動信号を供給する第 2 の手段と、前記第 1 の送受波手段によって受波される前記加温領域からの超音波に基づいて、前記加温領域における温度情報を取得する温度情報取得手段と、この温度情報取得手段によって得られた温度情報に基づいて、前記第 1 の手段が供給する第 1 の駆動信号による加温能力を制御する加温能制御手段とを備えることを特徴としている。

40

【 0 0 1 5 】

更に、請求項 3 に係る本発明の超音波照射装置は、被検体に対して超音波の送受波を行う第 1 の送受波手段と、前記被検体の 1 つ又は複数の領域に対して加温を行う超音波を照射

50

するために、前記第 1 の送受波手段に対して第 1 の駆動信号を供給する第 1 の手段と、前記被検体の加温領域に対して測温を行う超音波を照射するために前記第 1 の送受波手段に対して第 2 の駆動信号を供給する第 2 の手段と、前記第 1 の送受波手段によって受波される前記加温領域からの超音波に基づいて、前記加温領域における温度情報を取得する温度情報取得手段と、前記被検体に対して超音波の送受波を行う第 2 の送受波手段と、この第 2 の送受波手段により送受波を行い、前記加温領域を含む被検体断面の超音波画像データを生成する画像データ生成手段と、前記超音波画像データを表示する表示手段とを備えることを特徴としている。

【 0 0 1 6 】

請求項 16 に係る本発明の超音波照射方法は、超音波の送受波を行う送受波手段と、被検体の 1 つ又は複数の領域を加温及び測温を行うためにそれぞれ前記送受波手段に対して第 1 及び第 2 の駆動信号を供給する第 1 及び第 2 の手段と、加温領域から反射する超音波に基づいて、前記加温領域における温度情報を取得する温度情報取得手段と、この温度情報取得手段によって得られた温度情報に基づいて、前記第 1 の手段が供給する第 1 の駆動信号の加温能力を制御する加温能制御手段とを備える超音波照射装置による超音波照射方法であって、前記第 1 の手段により送受波手段を駆動し、被検体の 1 つ又は複数の領域に対して超音波を照射して加温するステップと、前記第 2 の手段により前記送受波手段を駆動し、前記被検体の加温領域に対して超音波を照射を行うステップと、前記送受波手段により受波された前記加温領域からの超音波に基づいて、前記加温領域における超音波照射の物理量を計測するステップと、計測された前記超音波照射の物理量の値に基づいて前記加温領域における温度を推定するステップと、推定された前記温度に基づいて、前記第 1 の手段により供給される超音波の加温能力を制御するステップとを有し、推定された前記加温領域の温度が所定の温度に到達するまで上記の各ステップを繰り返し行うことを特徴としている。

【 0 0 1 7 】

従って本発明によれば、加温による生体組織の温度上昇に伴って加温部の位置が変化する場合においても、常に加温部から受信される超音波に基づいて温度計測を行うことができるため、加温部の正確な温度計測を容易に行うことが可能な超音波照射装置及び超音波照射方法を提供できる。

【 0 0 1 8 】

【 発明の実施の形態 】

（装置の構成）

本発明の実施の形態における超音波照射装置の構成について図 1 乃至図 4 を用いて説明する。図 1 はこの実施の形態における超音波照射装置の概略構成を示すブロック図であり、図 3 及び図 4 は、この超音波照射装置に設けられた加温 / 温度計測用超音波送受波部及び超音波映像部のブロック図を示す。

【 0 0 1 9 】

図 1 において、超音波照射装置 100 は、被検体 51 の腫瘍 55 に設定された加温部 52 に対して強力超音波（以下では加温用超音波と呼ぶ）を照射する第 1 の手段と、加温部 52 に対して測温用超音波を送受信し、この反射波（測温用受信超音波）に基づいて加温部 52 における温度計測を行う第 2 の手段を有する加温 / 温度計測部 11 と、加温用超音波によって治療される部位、即ち加温部 52 の超音波画像データの生成を行うための超音波映像部 12 を備えている。更に、超音波照射装置 100 は、超音波映像部 12 によって生成された画像データを表示する表示部 13 と、患者情報あるいは腫瘍情報の入力や種々の照射条件の設定を行なう操作部 14 と、上記各ユニットを統括的に制御するシステム制御部 15 とを備えている。

【 0 0 2 0 】

超音波照射装置 100 の加温 / 温度計測部 11 は、加温用超音波を被検体 51 の加温部 52 に照射する送受波器 22 を有したアプリケーション 21 と、このアプリケーション 21 の送受波器 22 を駆動して加温用超音波の送波を行なうとともに、加温部 52 に対して測温用超音

波を送受波し、測温用受信超音波に基づいて加温部 5 2 における温度の計測（推定）を行う加温 / 温度計測用超音波送受波部 1 6 を備えている。

【 0 0 2 1 】

そして、加温 / 温度計測部 1 1 のアプリケーション 2 1 は、例えば、脱気水からなるカップリング液 2 3 によって充填されており、その上部には加温用超音波を照射するための送受波器 2 2 が取り付けられ、この送受波器 2 2 のほぼ中央部に開口した孔部 2 6 には、後述する超音波映像部 1 2 における超音波プローブ 2 7 の装着が可能となっている。

【 0 0 2 2 】

一方、アプリケーション 2 1 における被検体 5 1 の体表 5 3 との接触部には、高分子材料からなり、前記カップリング液 2 3 とほぼ等しい音響インピーダンスのカップリング膜 2 4 が設けられている。即ち、送受波器 2 2 から照射される加温用超音波及び測温用超音波や超音波プローブ 2 7 によって送受波されるイメージング用超音波は、被検体 5 1 とほぼ等しい音響特性を有するカップリング膜 2 4 及びカップリング液 2 3 を介し、被検体 5 1 に対して効率良く送受波される。

【 0 0 2 3 】

図 2 (a) は、送受波器 2 2 を構成する圧電振動素子 3 1 の配列を正面方向（図 1 の Z 軸方向）から示した図であり、図 2 (b) は、図 2 (a) に示した A - A 断面における送受波器 2 2 の断面図である。即ち、送受波器 2 2 は、図 2 (a) に示すように 2 次元配列された $N \times$ 個の圧電振動素子 3 1 を備え、これらの圧電振動素子 3 1 は凹面状あるいは平面状に配列されている。また、送受波器 2 2 の中央部には、加温部 5 2 の超音波画像データの収集を行なうための超音波プローブ 2 7 の挿入が可能な孔部 2 6 が設けられている。

【 0 0 2 4 】

一方、図 2 (b) において、圧電振動素子 3 1 - 1 乃至 3 1 - 8 の第 1 の面（上面）、及び第 2 の面（下面）には電極 3 2 a 及び電極 3 2 b がそれぞれ装着され、電極 3 2 a は支持台 3 3 に固定されている。また、電極 3 2 b には加温超音波あるいは測温超音波の照射を効率良く行うための音響マッチング層 3 4 が設けられ、更に、その表面は保護膜 3 5 によって覆われている。この $N \times$ 個の圧電振動素子 3 1 にそれぞれ装着された電極 3 2 a は、 $N \times$ チャンネルからなる信号線 3 6 によって加温 / 温度計測用超音波送受波部 1 6 と接続され、電極 3 2 b は共通接続されて超音波照射装置 1 0 0 の接地端子に接続される。

【 0 0 2 5 】

次に、加温 / 温度計測部 1 1 における加温 / 温度計測用超音波送受波部 1 6 の構成を図 3 を用いて説明する。この加温 / 温度計測用超音波送受波部 1 6 は送受波器 2 2 を構成する圧電振動素子 3 1 - 1 乃至 3 1 - $N \times$ に対して加温及び温度計測用の駆動信号を供給する加温 / 測温用送波部 4 1 と、被検体 5 1 からの温度計測用受信超音波を圧電振動素子 3 1 - 1 乃至 3 1 - $N \times$ を介して受信する測温用受波部 4 2 と、この測定用受信超音波に基づいて被検体 5 1 の加温部 5 2 における温度を計測（推定）する温度計測部 4 3 とを備えており、更に、前記圧電振動素子 3 1 - 1 乃至 3 1 - $N \times$ に対して効率良く送受波を行なうために、加温 / 測温用送波部 4 1 及び測温用受波部 4 2 と圧電振動素子 3 1 - 1 乃至 3 1 - $N \times$ の間にはインピーダンスマッチングを行なうマッチング回路 4 4 が設けられている。

【 0 0 2 6 】

加温 / 測温用送波部 4 1 は、バースト発生器 4 5、パルス発生器 4 6、切り換えスイッチ 4 7、送信遅延回路 4 8、パワーアンプ 4 9 を備えている。バースト発生器 4 5 は、被検体 5 1 の加温部 5 2 に対して加温用超音波を照射するための駆動信号として、圧電振動素子 3 1 - 1 乃至 3 1 - $N \times$ の共振周波数に対応した周波数のバースト波を発生し、パルス発生器 4 6 は、加温部 5 2 に対して測温用の超音波パルス（測温用送信超音波）を照射するための駆動パルスを発生する。そして、切り換えスイッチ 4 7 は、加温時にはバースト発生器 4 5 の出力を、また、測温時にはパルス発生器 4 6 の出力を選択し送信遅延回路 4 8 に供給する。

【 0 0 2 7 】

送信遅延回路 48 は、 $N \times$ チャンネルの独立な遅延回路を備え、送受波器 22 の圧電振動素子 31 - 1 乃至 31 - $N \times$ が照射する加温用超音波及び測温用超音波を所望加温部 52 の加温集束点あるいは測温集束点に集束させるために、切り換えスイッチ 47 の出力に対して所定の遅延時間を与える。尚、この遅延時間は、圧電振動素子 31 - 1 乃至 31 - $N \times$ の夫々の位置と加温集束点及び測温集束点の位置によって一義的に決定される。一方、パワーアンプ 49 は、加温部 52 に投入される超音波エネルギーを調節する機能を有し、例えば、加温部 52 において計測される温度に基づいて、送信遅延回路 48 から供給される $N \times$ チャンネルの駆動信号を所定の振幅に設定することが可能である。

【0028】

測温用受波部 42 は、受信遅延回路 50 と加算器 51 と A/D 変換器 52 を備えている。10
受信遅延回路 50 は、 $N \times$ チャンネルの遅延回路から構成され、圧電振動素子 31 - 1 乃至 31 - $N \times$ によって受信された測温用受信信号の中から、加温部 52 の測温集束点において反射して得られた受信信号成分の位相を整相して抽出（即ち、測温集束点からの受信信号を集束）するために、前記 $N \times$ チャンネルの受信信号に所定の遅延時間を与える。そして、受信遅延回路 50 における $N \times$ チャンネルの出力は、加算器 51 において加算合成された後 A/D 変換器 52 においてデジタル信号に変換される。

【0029】

温度計測部 43 は、周波数分析器 53 と記憶回路 54 と減衰係数演算回路 55 と温度計測回路 56 を備えている。周波数分析器 53 は、被検体 51 の 1 つの加温部 52 において設定した 2 つの測温集束点からの受信信号に対して夫々周波数分析を行ない、得られた周波数 20
スペクトラムデータを記憶回路 54 に保存する。

【0030】

減衰係数演算回路 55 は、前記周波数スペクトラムデータに基づいて加温部 52 における超音波減衰係数の計測を行なう。例えば、加温部 52 において超音波送受波方向に隣接して設定した 2 つの測温集束点から得られる 2 つの測温用受信超音波の周波数スペクトラムデータに対して比を求め、更に、このスペクトラム比の勾配から超音波減衰係数の計測を行なう。一方、温度計測回路 56 は、図示しない記憶回路を有し、この記憶回路には超音波減衰係数と温度との関係（超音波減衰係数の温度依存性）を示す一覧表が臓器別にルックアップテーブルとして保存されている。そして、加温部 52 における超音波減衰係数の計測値が減衰係数演算回路 55 から供給されたならば、この超音波減衰係数の値に対応する 30
温度を求める。

【0031】

次に、図 1 の超音波映像部 12 の構成について図 4 を用いて説明する。図 4 に示した超音波映像部 12 は、加温部 52 における超音波画像データを収集するために被検体 51 に対してイメージング用超音波の送受波を行なう超音波プローブ 27 と、イメージング用の送信超音波を被検体 51 の所定方向に送信するために超音波プローブ 27 に対して駆動信号を供給するとともに、前記所定方向からのイメージング用受信超音波を受信し、この受信信号に基づいて超音波画像データの生成を行なうイメージング用超音波送受波部 17 を備えている。

【0032】

超音波映像部 12 の超音波プローブ 27 は、腫瘍 55 に対する加温用超音波の正確な照射と、この照射による加温効果を超音波画像によってモニタリングするために設けられている。超音波プローブ 27 は、通常の超音波診断に用いられているものと同じのものを使用することが可能であり、特に加温/温度計測部 11 の送受波器 22 による加温用超音波の照射及び測温用超音波の送受波を妨げないために、小さな超音波送受波面で広い範囲の画像化が可能なセクタ走査用の超音波プローブが好適である。本実施の形態では、電子的に超音波ビームの送受波方向を制御して扇状の画像領域を得るセクタ電子走査型の超音波プローブを超音波プローブ 27 として用いる。

【0033】

アプリケーション 21 のカップリング液 23 の中に配置される超音波プローブ 27 の先端部は 50

10

20

30

40

50

、例えば2次元にNy個配列された微小圧電振動素子を有し、この図示しないNy個の微小圧電振動素子は送信時には電気パルスを送信超音波に変換して被検体51に送信し、また、受信時には被検体51からのイメージング用受信超音波を電気信号(受信信号)に変換する機能を有している。尚、この超音波プローブ27の先端部の構成は図2(b)に示した送受波器22とほぼ同様であるため、詳細な説明は省略する。

【0034】

一方、超音波映像部12のイメージング用超音波送受波部17は、超音波プローブ27から被検体51に対してイメージング用送信超音波を放射するための駆動信号を生成するイメージング用送波部61と、被検体51からのイメージング用受信超音波を超音波プローブ27を介して受信するイメージング用受波部62と、この受信信号に基づいて超音波画像データを生成する画像データ生成部63と、この画像データを保存する画像データ記憶部64を備えている。

10

【0035】

イメージング用送波部61は、レート信号発生器66と、送信遅延回路67とパルサ68を備えている。レートパルス発生器66は、被検体51に放射するイメージング用送信超音波の繰り返し周期を決定するレートパルスを送信遅延回路67に供給する。送信遅延回路67は、Nyチャンネルの独立な遅延回路から構成され、細いイメージング用送信超音波ビーム幅を形成するために、イメージング用送信超音波を所定の深さに集束するための遅延時間と、所定の方向に偏向するための遅延時間をレートパルスに与え、パルサ68に供給する。パルサ68は、Nyチャンネルの独立な駆動回路を有しており、被検体51にイメージング用送信超音波を送信するために超音波プローブ27に内蔵された微小圧電振動素子を駆動する駆動パルスを生成する。

20

【0036】

イメージング用受波部62は、プリアンプ69と受信遅延回路70と加算器71とを備えている。プリアンプ69は、前記微小圧電振動素子によって電気信号に変換された微小信号を増幅し十分なS/Nを確保する。受信遅延回路70は、細い受信ビーム幅を得るために所定の深さからのイメージング用受信超音波を集束するための集束用遅延時間と、イメージング用受信超音波の指向性を制御して被検体51を走査するための遅延時間をプリアンプ69の出力に与えた後、加算器71に送り、加算器71はNyチャンネルの受信信号を加算合成する。

30

【0037】

画像データ生成部63は、対数変換器72と包絡線検波器73とA/D変換器74を備えている。対数変換器72は、画像データ生成部63の入力信号の振幅を対数変換(対数圧縮)し、弱い信号を相対的に強調する。一般に被検体51から得られる受信信号は広いダイナミックレンジをもった振幅を有しており、これを比較的狭いダイナミックレンジをもつ通常のテレビモニタに表示するためには弱い信号を強調する振幅圧縮の技術が必要となる。包絡線検波器73は、対数変換された受信信号に対して包絡線検波を行い、振幅のみを検出する。また、A/D変換器74は、この包絡線検波器73の出力信号をA/D変換して超音波画像データを生成する。一方、画像データ記憶部64は、画像データ生成部63において生成された超音波の画像データを一旦保存する記憶回路であり、超音波の送受波方向を変更しながら得られるデータを順次記憶し、2次元の超音波画像データを生成する。

40

【0038】

次に図1に戻り、超音波照射装置100の表示部13は、図示しない表示回路とCRTあるいは液晶からなるモニタを備えており、超音波プローブ27及びイメージング用超音波送受波部17によって生成される超音波画像データの表示を行なう。また、このモニタ上に表示される超音波画像には、加温/温度計測部11の送受波部22によって形成される加温部52の位置や、操作者が操作部14のマウス等を用いて入力する腫瘍55の位置や輪郭線、更にはこの輪郭線を楕円近似等により変換した図形などが表示され、更に、加温用超音波の照射に伴う加温部52の温度変化特性のグラフや、前記超音波画像データに重

50

畳して加温部 5 2 の 2 次元温度分布データを表示することも可能である。

【 0 0 3 9 】

尚、表示部 1 3 の前記表示回路は、1 枚分の超音波画像データ、あるいは、この超音波画像データの付帯情報である数字や各種文字などのデータを一旦保存する表示用画像データ記憶回路と、これらのデータに対して D / A 変換と T V フォーマット変換を行なう変換回路が設けられている。一方、操作部 1 4 は、操作パネル上に液晶パネル、キーボード、トラックボール、マウス、各種選択ボタン等を備え、操作者によって患者情報の入力、治療対象臓器の選択、アプリケーション 2 1 の選択、各種照射条件の設定、更には腫瘍 5 5 の位置及びサイズなどの腫瘍情報や種々のコマンド信号を入力することができる。

【 0 0 4 0 】

システム制御部 1 5 は、C P U (中央演算処理装置) 1 8 と記憶回路 1 9 を備え、操作部 1 4 からのコマンド信号に従って各ユニットの制御やシステム全体の制御を統括して行う。システム制御部 1 5 の記憶回路 1 9 は、操作部 1 4 を介して送られる操作者の入力コマンドや入力情報を保存するとともに、図 4 に示したイメージング用超音波送受波部 1 7 の送信遅延回路 6 7 及び受信遅延回路 7 0 において設定される遅延時間や、図 3 に示した加温 / 温度計測用超音波送受波部 1 6 の送信遅延回路 4 8 及び受信遅延回路 5 0 において与えられる遅延時間が超音波ビームの集束点あるいは送受波方向をパラメータとして圧電振動素子毎に保存されている。

【 0 0 4 1 】

一方、システム制御部 1 5 の C P U 1 8 は、操作部 1 4 から入力される腫瘍 5 5 の位置や大きさの情報を読み取り、その外形を例えば楕円近似にて表示部 1 3 のモニタ上に表示するとともに、これらの腫瘍情報に基づいて最適な加温軌跡の設定などを行う。また、加温 / 温度計測用超音波送受波部 1 6 の温度計測部 4 3 から供給される加温部 5 2 の温度情報から、送受波器 2 2 の圧電振動素子 3 1 - 1 乃至 3 1 - N x に供給する加温用駆動信号の最適エネルギー値を設定し、この最適エネルギー値に基づいて加温 / 計測用送波部 4 1 におけるパワーアンプ 4 9 の増幅度、あるいはバースト発生器 4 5 から出力されるバースト波の長さの制御を行なう。

【 0 0 4 2 】

(加温及び測温の手順)

次に、本実施の形態における超音波画像データの生成と加温部 5 2 における加温用超音波の照射と温度計測の手順を図 1 乃至図 1 0 を用いて説明する。但し、図 5 は上記手順を示すフローチャートである。

【 0 0 4 3 】

操作者は、まず操作部 1 4 において治療対象臓器名 (例えば肝臓) を入力し、次いでこの治療に最適なアプリケーション 2 1 を取り付けるとともに、このアプリケーション 2 1 の I D や加温用超音波の振幅 (A 1) やバースト時間 ($\Delta T 1$) などの加温条件を初期設定し、これらの情報をシステム制御部 1 5 の C P U 1 8 を介して記憶回路 1 9 に保存する (図 5 のステップ S 1)。次いで、操作者は、超音波映像部 1 2 を動作状態に切り換え、このとき得られる被検体 5 1 の超音波画像を観測しながら腫瘍 5 5 が超音波プローブ 2 7 のほぼ直下、即ち、超音波画像の中心部に位置するように超音波プローブ 2 7 及びアプリケーション 2 1 の位置を設定する (図 5 のステップ S 2)。

【 0 0 4 4 】

この超音波映像部 1 2 による超音波画像データの生成について図 4 を用いて説明する。イメージング用超音波の被検体 5 1 への送信に際して、イメージング用送波部 6 1 のレートパルス発生器 6 6 は、システム制御部 1 5 からの制御信号に従い、被検体 5 1 に送信するイメージング用送信超音波の繰り返し周期を決定するレートパルスを送信遅延回路 6 7 に供給する。送信遅延回路 6 7 は、イメージング用送信超音波を所定の深さに集束するための遅延時間と、最初の走査方向 ($\theta 1$) に超音波を送信するための N y 種の遅延時間をレートパルスに与え、このレートパルスを N y チャンネルのパルサ 6 8 に供給する。そして、パルサ 6 8 は、超音波プローブ 2 7 に内蔵されている N y 個の微小圧電振動素子を駆動

10

20

30

40

50

し、被検体 5 1 にイメージング用送信超音波を放射する。

【 0 0 4 5 】

被検体 5 1 に送信されたイメージング用送信超音波の一部は、音響インピーダンスの異なる被検体 5 1 の臓器間の境界面あるいは組織にて反射し、このイメージング用受信超音波は送信時に使用した微小圧電振動素子によって受信されて電気信号に変換される。そして、この受信信号はプリアンプ 6 9 にて増幅され、受信遅延回路 7 0 に送られる。受信遅延回路 7 0 は、所定の深さからのイメージング用受信超音波を集束して受信するための遅延時間と、 θ 1 方向に強い受信指向性をもたせてイメージング用受信超音波を受信するための遅延時間を前記受信信号に与えた後、加算器 7 1 へ供給する。加算器 7 1 は、プリアンプ 6 9、受信遅延回路 7 0 を介して入力される複数の受信信号を加算合成し、1つの受信信号に纏めた後、画像データ生成部 6 3 へ供給する。更に、画像データ生成部 6 3 において、加算器 7 1 の出力は対数変換、包絡線検波、A / D 変換がなされた、画像データ記憶部 6 4 に保存される。

10

【 0 0 4 6 】

次に、超音波の送受波方向を $\Delta \theta$ ずつ順次更新させながら最後の走査方向 θM に至るまで上記と同様な手順で超音波の送受波を行なう。即ち、システム制御部 1 5 は、送信遅延回路 6 7 及び受信遅延回路 7 0 の遅延時間を上記超音波送受波方向に対応させて設定し、超音波の送受波方向を順次切り替えながら、画像データの収集を行なう。一方、システム制御部 1 5 は、得られた画像データを画像データ記憶部 6 4 に順次保存し、所定の範囲の走査が終了した時点で 1 枚分の画像データを表示部 1 3 のモニタに表示する。

20

【 0 0 4 7 】

操作者は、表示部 1 3 に表示された被検体 5 1 の超音波画像を観察し、加温用超音波の照射対象である腫瘍 5 5 が超音波プローブ 2 7 のほぼ直下に位置するようにアプリケーション 2 1 の位置を調節する。図 6 は、このとき表示部 1 3 のモニタ上に表示される腫瘍 5 5 の超音波画像を模式的に示す。この場合、超音波プローブ 2 7 の先端に 2 次元配列された微小圧電振動素子による最初の超音波画像データ（第 1 の超音波画像データ）は例えば図 6 (a) に示すように X - Z 平面において得られる。

【 0 0 4 8 】

操作者は、この第 1 の超音波画像に表示されている腫瘍像に対して操作部 1 4 のマウスを用いて輪郭を描く。システム制御部 1 5 の CPU 1 8 は、入力された腫瘍輪郭情報に基づいて例えば楕円近似を行い、更に、得られた楕円の中心位置 g と X 方向の最大径 W_x 、及び Z 方向の最大径 W_z を算出してシステム制御部 1 5 の記憶回路 1 9 に保存する。

30

【 0 0 4 9 】

次に、操作者は、操作部 1 4 において超音波画像断面の変更指示を入力することによって、システム制御部 1 5 は、イメージング用超音波送受波部 1 7 の送信遅延回路 6 7 及び受信遅延回路 7 0 に対して新たな遅延時間設定を行ない、前記第 1 の超音波画像データの楕円中心において直交する Y - Z 面上の第 2 の超音波画像データ（図 6 (b)）を上記第 1 の超音波画像データと同様の手順で収集する。

【 0 0 5 0 】

操作者は、表示部 1 3 のモニタに表示された第 2 の超音波画像に対しても第 1 の超音波画像の場合と同様にして腫瘍像の輪郭を入力し、システム制御部 1 5 の CPU 1 8 は、この輪郭情報に基づいて楕円近似を行った後に、この楕円情報から楕円の中心位置 g 、Y 方向の最大径 W_y 、更には Z 方向の最大径 W_z などを算出してシステム制御部 1 5 の記憶回路 1 9 に保存する。そして、システム制御部 1 5 は、上記の計測によって得られた腫瘍像の中心位置 g 、及び大きさの情報 W_x 、 W_y 、 W_z に基づいて、この腫瘍 5 5 を加温する際の加温部 5 2 の 3 次元的な配置や加温順序などの加温計画を設定する（図 5 のステップ S 3）。

40

【 0 0 5 1 】

以上のようにして、加温 / 温度計測部 1 1 の送受波器 2 2 による腫瘍 5 5 の加温計画が設定されたならば、操作者は操作部 1 4 より腫瘍 5 5 に対する加温開始コマンドを入力する

50

。このコマンド入力を読み取ったシステム制御部 15 は、加温計画にて設定された最初の加温部 52 - 1 から最終加温部 52 - NP に向かって順次加温と測温を行ない、更に加温部 52 における超音波画像データの収集と表示によって加温位置の確認と加温効果のモニタリングが行なわれる。

【0052】

次に、被検体 51 の加温部 52 に対する加温超音波の照射と、この加温部 52 における温度計測の手順について図 7 乃至図 9 を用いて説明する。

【0053】

図 7 は、加温計画によって設定された加温部 52 - 2 における加温用超音波の集束点 Q1 と測温用超音波の集束点 P1 及び P2 を示す。この図 7 に示すように加温部 52 - 2 を加温する場合には、その領域のほぼ中心に加温集束点 Q1 を設定し、この加温集束点 Q1 を通過する超音波伝搬軸上において、加温集束点 Q1 より $\Delta Z / 2$ 浅い位置（図 7 の上方）に測温集束点 P1 を、また $\Delta Z / 2$ 深い位置（図 7 の下方）に測温集束点 P2 を設定する。

10

【0054】

まず、振幅が A1 の加温用超音波を加温集束点 Q1 に対して所定時間（ $\Delta T1$ ）照射して加温部 52 - 2 を加温し、次いで測温用超音波を測温集束点 P1 及び P2 に対して順次送受波して得られた各々の受信信号の周波数スペクトラムに基づいて加温部 52 - 2 の温度を計測する。そして、加温部 52 - 2 の温度が所定の温度（例えば 85 ）になるまで加温と測温の動作を繰り返し行なう。

20

【0055】

次に、図 3 に示した加温 / 温度計測用超音波送受波部 16 のブロック図と図 8 に示した本実施の形態のタイムチャートとを用いて加温部 52 - 2 に対する加温と、この加温部 52 - 2 における温度計測の手順について更に詳しく説明する。尚、図 8（a）は、送受波器 22 の圧電振動素子 31 における加温用超音波及び測温用超音波のための駆動信号を示し、図 8（b）は、測温用受波部 42 において得られる測温用超音波の受信信号を示す。また、図 8（c）は超音波映像部 12 のイメージング用超音波による超音波画像データ収集期間を示している。

【0056】

加温部 52 - 2 に対する加温に際して、システム制御部 15 は、図 3 の加温 / 温度計測用超音波送受波部 16 における切り換えスイッチ 47 を制御し、バースト発生器 45 の出力信号、即ち、圧電振動素子 31 の共振周波数にほぼ等しい周波数を有し、バースト持続時間が $\Delta T1$ のバースト波を送信遅延回路 48 に供給する。送信遅延回路 48 は、このバースト波によって照射される加温用超音波を加温集束点 Q1 に集束させるための N x 種の遅延時間をバースト波に与え、所定の遅延時間が与えられた N x チャンネルのバースト波は、パワーアンプ 49 において振幅 A1 に増幅された後、マッチング回路 44 を介して送受波器 22 の N x 個の圧電振動素子 31 - 1 乃至 31 - Nx に供給される。N x チャンネルのバースト波が供給された圧電振動素子 31 - 1 乃至 31 - Nx は、加温部 52 - 2 の加温集束点 Q1 に対して第 1 の加温用バースト波を照射する（図 5 のステップ S4）。

30

【0057】

加温部 52 - 2 における第 1 の加温が終了したならば、システム制御部 15 は、切り換えスイッチ 47 を切り換えてパルス発生器 46 のパルス波を送信遅延回路 48 に供給し、送信遅延回路 48 は、このパルス波の駆動によって照射される測温用送信超音波を測温集束点 P1 に集束するための遅延時間を前記パルス波に与える。そして、所定の遅延時間が与えられた N x チャンネルのパルス波は、パワーアンプ 49 及びマッチング回路 44 を介して送受波器 22 の N x 個の圧電振動素子 31 - 1 乃至 31 - Nx に供給され、圧電振動素子 31 - 1 乃至 31 - Nx は、加温部 52 - 2 の測温集束点 P1 に対して測温用送信超音波を照射する。

40

【0058】

測温集束点 P1 に向け放射された測温用送信超音波の一部は、伝搬媒質中の音響インピー

50

ダンスの異なる組織にて反射し、この反射波（測温用受信超音波）は送信時に使用した圧電振動素子 31 - 1 乃至 31 - Nx によって受信されて電気信号に変換される。更に、この受信信号は測温用受信部 42 の受信遅延回路 50 に送られ、受信遅延回路 50 は、測温集束点 P1 からの超音波を集束して受信するための遅延時間を受信信号に与えた後、加算器 51 へ供給する。そして、Nx チャンネルの受信遅延回路 50 から出力される受信信号は加算器 51 にて加算合成された後、A/D 変換器 52 においてデジタル信号に変換され、温度計測部 43 に供給される。

【0059】

尚、測温用超音波は加温用超音波の場合と同様に大きな口径を有する送受波器 22 を用いて送受波が行なわれるために、超音波プローブ 27 を用いた場合と比較して強い集束となる。従って加算器 51 の出力の大部分は図 8 (b) に示すように測温集束点 P1 近傍からの反射波となり、ゲート回路を用いなくとも測温集束点 P1 からの反射波のみを近似的に得ることができる。

【0060】

A/D 変換器 52 の出力信号は、温度計測部 43 の周波数分析器 53 において周波数分析され、測温集束点 P1 からの測温用受信超音波の周波数スペクトラムデータとして記憶回路 54 において一旦保存される。上記のようにして加温部 52 - 2 の測温集束点 P1 から得られた測温用受信超音波の周波数スペクトラムの計測が終了したならば、同様の手順により測温集束点 P2 に向けて測温用送信超音波が照射され、得られた測温用受信超音波から周波数スペクトラムが計測されて記憶回路 54 に保存される。

【0061】

一方、温度計測部 43 の減衰係数演算回路 55 は、測温集束点 P1 及び測温集束点 P2 から得られた測温用受信超音波のスペクトラムデータを記憶回路 54 から読み出し、これらのスペクトラムデータの比（あるいは対数変換したスペクトラムデータの差）における平均勾配から加温部 52 - 2 における超音波減衰係数を算出し、この算出結果を温度計測回路 56 に供給する。温度計測回路 56 は、システム制御部 15 から送られた治療対象臓器情報（肝臓）に対応したルックアップテーブルを選択し、選択されたルックアップテーブルにおいて前記超音波減衰係数に対応する臓器温度を読み出し、この温度値をシステム制御部 15 の CPU 18 に供給する（図 5 のステップ S5）。

【0062】

ここで、超音波減衰係数の算出方法を図 9 を用いて説明する。送受波器 22 から放射され、測温集束点 P1 で反射した後再び送受波器 22 において受信された測温用超音波の波形を B1 (t)、測温集束点 P1 を通過し測温集束点 P2 で反射した後送受波器 22 において受信された測温用超音波の波形を B2 (t) とすれば B1 (t) と B2 (t) は近似的に下記の関係が成立する。

【0063】

$$B2(t) = B1(t) \exp(-2\alpha_0 \Delta Z) \cdots (1)$$

但し、 α_0 は加温部 52 - 2 における超音波減衰係数、 ΔZ は測温集束点 P1 と測温集束点 P2 の距離である。この式 (1) をフーリエ変換して得られたパワースペクトラムを更に対数変換すると

$$\ln SB2(f) = \ln SB1(f) - 4\alpha_0 \Delta Z + C \cdots (2)$$

但し、 $SB1(f)$ 及び $SB2(f)$ は波形 B1 (t) 及び B2 (t) のパワースペクトラム、また、C は定数を示す。従って加温部 52 - 2 における超音波減衰係数 α_0 は

$$\alpha_0 = (1/4\Delta Z) \partial(\ln SB1(f) - \ln SB2(f)) / \partial f \cdots (3)$$

によって得られる。即ち、周波数 f に依存した超音波減衰特性を有する生体組織の場合には、2 つの反射点（測温集束点 P1 及び P2）からの受信信号について夫々パワースペクトルを算出し、次いで対数変換した前記パワースペクトルの間の差スペクトルにおける周波数勾配を算出することによって超音波減衰係数 α_0 を求めることができる。図 9 (a) 及び図 9 (b) は対数変換後のパワースペクトル $\ln SB1(f)$ 及び $\ln SB2(f)$ を示し、図 9 (c) は対数変換したパワースペクトルの間の差スペクトル ($\ln SB1(f)$

10

20

30

40

50

f) - $\ln S B 2(f)$)を示す。従って、図 9 (c) の差スペクトルにおける平均勾配値を $4 \Delta Z$ で除することによって所望の超音波減衰係数 α_0 を求めることができる。

【 0 0 6 4 】

尚、上述の加温集束点 Q 1 における測温方法では、この加温集束点 Q 1 に対して Z 方向に隣接する測温集束点 P 1 及び P 2 に対して測温用の超音波送受信を順次行なったが、近年の超音波診断装置においては既に公知の技術である並列同時受信法を用いることによって、上記測温集束点 P 1 及び P 2 における測温を同時に行なうことが可能となる。即ち、送信時の集束点は上記加温集束点 Q 1 に設定し、受信用の集束点は測温集束点 P 1 及び P 2 に夫々設定する。このとき、送信時における送受波器 2 2 の有効口径を小さく設定し、加温集束点 Q 1 の集束領域が測温集束点 P 1 及び P 2 を含むように拡大させることが望ましい。 10

【 0 0 6 5 】

加温部 5 2 - 2 において、第 1 の加温用バースト波による加温と測温が終了したならば、システム制御部 1 5 は、超音波映像部 1 2 に対して加温部 5 2 - 2 の超音波画像データを収集するための制御信号を供給し、超音波映像部 1 2 のイメージング用超音波送受波部 1 7 及び超音波プローブ 2 7 は走査面内に加温部 5 2 - 2 が含まれるようにイメージング用超音波の送受波方向を制御して超音波画像データの生成を行なう。更に、得られた超音波画像データは、表示部 1 3 の図示しない表示用画像メモリに一旦保存されるとともにモニタ上に静止画像として表示される (図 5 のステップ S 6)。尚、超音波画像データの収集と表示の手順はステップ S 2 において既に述べた手順と同様であるため詳細な説明は省略する。 20

【 0 0 6 6 】

第 1 の加温用バースト波の照射に後続して行なわれる加温部 5 2 - 2 の超音波画像データの生成と表示が終了し、加温部 5 2 - 2 の温度が目標温度 (例えば 8 5) に到達していない場合には、第 2 の加温用バースト波を用い加温部 5 2 - 2 に対して更なる加温を行う (図 5 のステップ S 7)。このとき、システム制御部 1 5 の C P U 1 8 は、既に温度計測部 4 3 の温度計測回路 5 6 から供給され図示しない記憶回路 1 9 に保存されている第 1 の加温後の加温部 5 2 - 2 の温度値を読み出す。そして、第 1 の加温用バースト波のエネルギーと同等のエネルギーを有する第 2 のバースト波を供給した場合に許容温度を超える可能性が有るならば、第 2 の加温用バースト波の振幅あるいはバースト持続時間を低減して 30 設定する (図 5 のステップ S 8)。

【 0 0 6 7 】

次いで、新たに設定された第 2 の加温用バースト波を用いて加温部 5 2 - 2 に対する加温が行われ、更に、測温用超音波による温度計測、イメージング用超音波による第 2 の超音波画像データの生成と表示が順次行なわれる。このとき、既に表示に用いられていた第 1 の超音波画像データは第 2 の超音波画像データによって更新される。

【 0 0 6 8 】

加温部 5 2 - 2 に対する加温、測温、画像データの収集と表示は加温部 5 2 - 2 が所望の温度に到達するまで繰り返し行なわれ、温度計測回路 5 6 において計測される温度値は C P U 1 8 を介して表示部 1 3 に供給されて温度特性グラフとして表示される。図 1 0 は、表示部 1 3 のモニタに表示される温度特性グラフの 1 例であり、既に図 8 (a) に示したように加温用バースト波の振幅を徐々に低減し、第 3 の加温用バースト波の照射において所望温度の 8 5 に安定して到達した場合を想定している。 40

【 0 0 6 9 】

被検体 5 1 の腫瘍 5 5 に対する加温計画に基づき、他の加温部 5 2 に対して加温、測温及び画像データの生成と表示を行なう場合も、上述と同様の手順によって行なうことができる (図 5 のステップ S 9)。そして各加温部 5 2 の測温によって得られた温度の最終値は表示部 1 3 の図示しない記憶回路において一旦保存された後、超音波画像データに重畳して 2 次元温度分布データとして表示する (図 5 のステップ S 1 0)。操作者は表示された 2 次元温度分布において最終確認を行ない、腫瘍 5 5 に対する加温治療を終了する (図 5 50

のステップ S 1 1)。

【 0 0 7 0 】

尚、本実施の形態において用いた第 1 の加温用バースト波の照射時間は約 5 0 0 m s e c、測温用データ収集時間は 5 0 0 μ s e c 乃至 1 m s e c、超音波画像データの収集時間は約 5 0 m s e c である。また加温及び測温に用いられる送受波器 2 2 の圧電振動素子 3 1 の共振周波数は 1 M H z 乃至 2 M H z、画像データ収集に用いられる超音波プローブ 2 7 の微小圧電振動素子の共振周波数は 3 M H z 乃至 5 M H z が好適である。

【 0 0 7 1 】

以上述べた本実施の形態によれば、加温部 5 2 の加温と温度計測を同じ送受波器 2 2 を用いて行なうことにより、加温部 5 2 から得られる測温用受信超音波に基づいて温度計測を行なうことが可能となるため、温度計測の位置を加温部 5 2 に正確に設定することができる。特に、測温用超音波は、加温用超音波と同様に大きな口径を有する送受波器 2 2 を用いて送受波が行なわれるため、受信信号成分の大部分は加温部 5 2 の領域内に設定された測温集束点からの測温用受信超音波によって構成される。従って、従来のようなゲート回路による測温集束点からの測温用受信超音波の抽出は不要となるため、生体組織の温度変化に伴って加温部 5 2 及び測温集束点の位置が変化する場合においても、常に加温部 5 2 の温度を正確に計測することが可能となる。

10

【 0 0 7 2 】

また、本実施の形態では、加温部 5 2 の加温と測温を交互に行なうことによって加温部 5 2 の温度を継続的に計測し、この計測結果に基づいて加温用超音波のエネルギーの制御を行うため、加温部 5 2 を安全かつ効率よく所望の温度に加温することができる。

20

【 0 0 7 3 】

更に、イメージング用超音波の併用により、加温部 5 2 の加温位置や加温効果を超音波画像において確認することができ、また、この超音波画像に温度計測値の 2 次元分布を重畳表示することによって腫瘍 5 5 における加温効果を更に詳しく把握することが可能である。

【 0 0 7 4 】

尚、本発明は上述した実施の形態に限定されるものではなく、種々変形して実施することが可能である。例えば、加温部 5 2 の温度は超音波減衰係数の温度依存性を用いて求めたが、この方法に限定されるものではなく、特許文献 1 に記載されている超音波非線型係数など、他の超音波物理量の温度依存性から求めてもよい。

30

【 0 0 7 5 】

また、超音波減衰係数は、2つの測温集束点 P 1 及び P 2 からの受信信号のパワースペクトラムの比から求めたが、従来より知られている前記受信信号のパワースペクトルの中心位置あるいはピーク位置あるいは勾配の変化量から求めてもよい。

【 0 0 7 6 】

更に、上記実施の形態の超音波照射装置 1 0 0 における加温 / 温度計測部 1 1 の送受波器 2 2 は、圧電振動素子を平面状あるいは凹面状に 2 次元配列し、加温用超音波及び測温用超音波の送受信方向を電子的に制御する場合について述べたが、例えば圧電振動素子を同心円状に配列し、これらの振動素子を機械的に移動してもよい。同様にして、超音波映像部 1 2 の超音波プローブ 2 7 も微小圧電振動素子を 2 次元配列し、任意断面の超音波画像データを電子的制御によって収集する場合について述べたが、微小圧電振動素子を 1 次元配列した超音波プローブ 2 7 を図 1 の Z 軸を中心として回転あるいは回転することによって加温部 5 2 の超音波画像データを収集してもよい。

40

【 0 0 7 7 】

また、上記実施の形態において、加温用超音波のエネルギー制御は駆動信号の振幅を制御する方法を中心に述べたが、バースト波の持続時間を制御する方法であってもよい。

【 0 0 7 8 】

一方、上記実施の形態では、1つの加温部 5 2 に対して加温と測温を交互に繰り返し、所望の温度に到達したならば、他の加温部 5 2 の加温と測温に移行する場合について述べた

50

が、複数の加温部 5 2 に対して順次加温用超音波を照射した後、測温を行なってもよい。

【 0 0 7 9 】

【 発明の効果 】

以上述べたように本発明によれば、加温部における温度を正確に計測することが可能となる。

【 図面の簡単な説明 】

【 図 1 】 本発明の実施の形態における超音波照射装置の概略構成を示すブロック図。

【 図 2 】 同実施の形態における送受波部の構成を示す図。

【 図 3 】 同実施の形態における加温 / 温度計測用超音波送受波部のブロック図。

【 図 4 】 同実施の形態における超音波映像部のブロック図。

10

【 図 5 】 同実施の形態の手順を示すフローチャート。

【 図 6 】 同実施の形態における腫瘍の超音波画像を模式的に示す図。

【 図 7 】 同実施の形態の加温部に設定される加温集束点と測温集束点を示す図。

【 図 8 】 同実施の形態における加温及び測温のタイムチャート。

【 図 9 】 同実施の形態における超音波減衰係数の算出方法を示す図。

【 図 1 0 】 同実施の形態においてモニタに表示される温度特性グラフ。

【 図 1 1 】 温度計測機能を有した従来の温熱治療装置の構成を示すブロック図。

【 符号の説明 】

1 1 ... 加温 / 温度計測部

1 2 ... 超音波映像部

20

1 3 ... 表示部

1 4 ... 操作部

1 5 ... システム制御部

1 6 ... 加温 / 温度計測用超音波送受波部

1 7 ... イメージング用超音波送受波部

1 8 ... C P U

1 9 ... 記憶回路

2 1 ... アプリケータ

2 2 ... 送受波部

2 3 ... カップリング液

30

2 4 ... カップリング膜

2 6 ... 孔部

2 7 ... 超音波プローブ

5 1 ... 被検体

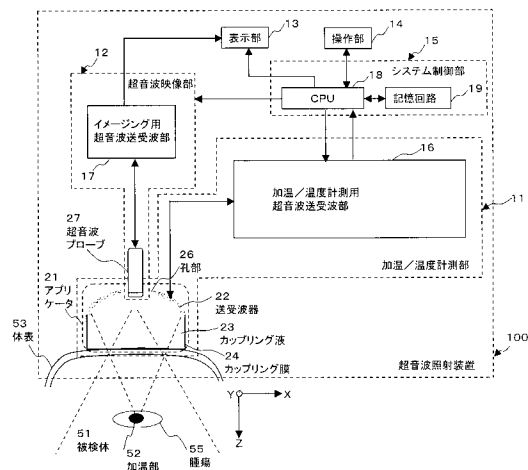
5 2 ... 加温部

5 3 ... 体表

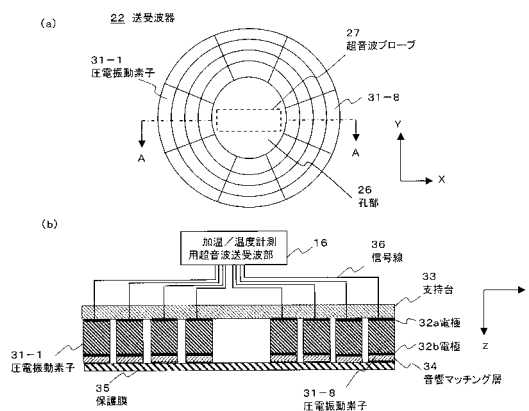
5 5 ... 腫瘍

1 0 0 ... 超音波照射装置

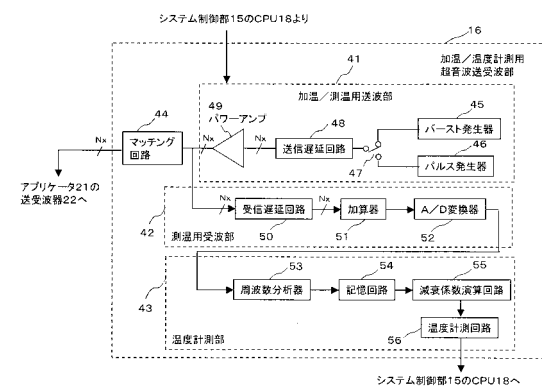
【 図 1 】



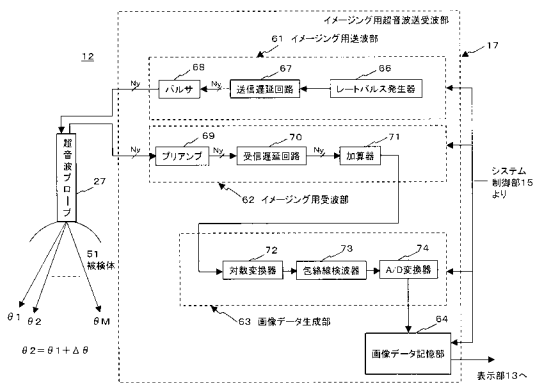
【 図 2 】



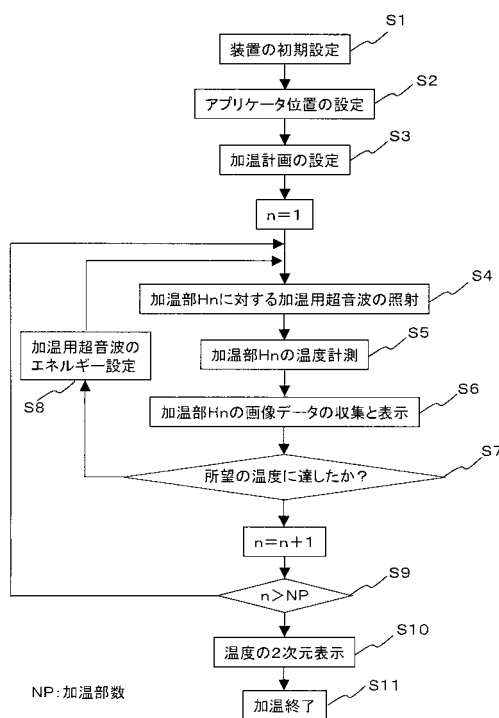
【 図 3 】



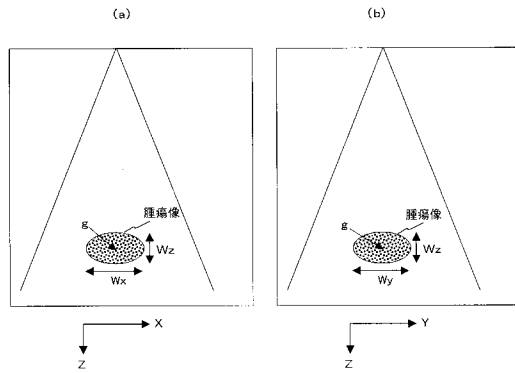
【圖 4】



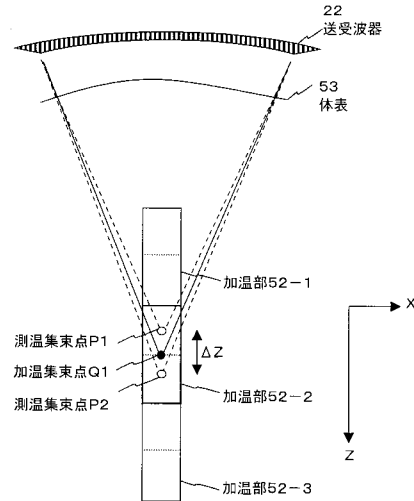
【 図 5 】



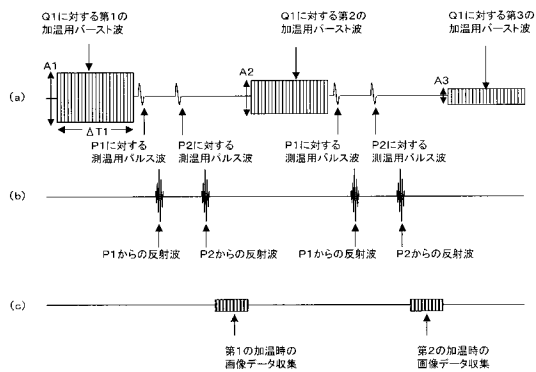
【図 6】



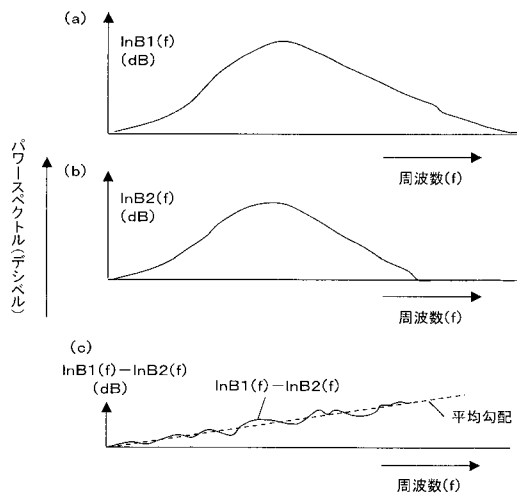
【図 7】



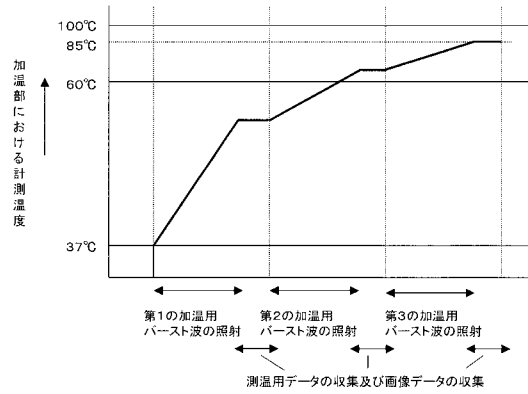
【図 8】



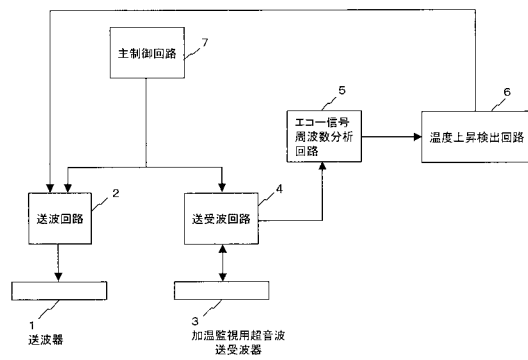
【図 9】



【図 10】



【図 11】



フロントページの続き

(72)発明者 野村 哲

愛知県瀬戸市穴田町 9 9 1 番 株式会社東芝愛知工場内

F ターム(参考) 4C099 AA01 CA19 GA30 JA13 LA30 PA10

4C601 BB02 DD21 DD22 EE09 FF13 FF14 FF15 FF16 GB04 GB06

HH05 HH08 JB36 JB39 JB49 KK12 KK24

专利名称(译)	超音波照射装置及び超音波照射方法		
公开(公告)号	JP2005000530A	公开(公告)日	2005-01-06
申请号	JP2003169708	申请日	2003-06-13
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝		
申请(专利权)人(译)	东芝公司		
[标]发明人	石橋義治 藤本克彦 原頭基司 野村哲		
发明人	石橋 義治 藤本 克彦 原頭 基司 野村 哲		
IPC分类号	A61F7/00 A61B8/00 A61N5/10 A61N7/02		
FI分类号	A61F7/00.322 A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C099/AA01 4C099/CA19 4C099/GA30 4C099/JA13 4C099/LA30 4C099/PA10 4C601/BB02 4C601/DD21 4C601/DD22 4C601/EE09 4C601/FF13 4C601/FF14 4C601/FF15 4C601/FF16 4C601/GB04 4C601/GB06 4C601/HH05 4C601/HH08 4C601/JB36 4C601/JB39 4C601/JB49 4C601/KK12 4C601/KK24		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种超声波照射装置和超声波照射方法，该超声波照射装置和超声波照射方法能够准确且容易地测量在强超声波处理中的加热区域的温度。 解决方案：为了加热对象51的肿瘤55，超声波辐射装置100将驱动信号提供给换能器22，换能器22中装有压电振动元件并对其进行加热。 为了测量部分52中的温度，提供了加热/温度测量超声波发送/接收部分16，其使用波发送器/接收器22发送/接收温度测量超声波。 此外，设置有用于在加热单元52中收集超声图像数据的超声探头27和用于成像的超声波发送/接收单元12，并且加热单元52的温度信息对应于超声图像数据。 它以重叠的方式显示在显示单元13上。 [选型图]图1

