

(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2004-49558  
(P2004-49558A)

(43) 公開日 平成16年2月19日(2004.2.19)

(51) Int. Cl. <sup>7</sup>	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 18/00	A 6 1 B 17/36 3 3 0	4 C 0 6 0
A 6 1 B 5/00	A 6 1 B 5/00 G	4 C 0 9 9
A 6 1 B 8/00	A 6 1 B 5/00 1 0 1 K	4 C 3 0 1
A 6 1 B 17/22	A 6 1 B 8/00	4 C 6 0 1
A 6 1 F 7/00	A 6 1 B 17/22 3 3 0	
審査請求 未請求 請求項の数 6 O L (全 15 頁) 最終頁に続く		

(21) 出願番号	特願2002-211413 (P2002-211413)	(71) 出願人	000003078 株式会社東芝 東京都港区芝浦一丁目1番1号
(22) 出願日	平成14年7月19日 (2002.7.19)	(74) 代理人	100058479 弁理士 鈴江 武彦
		(74) 代理人	100084618 弁理士 村松 貞男
		(74) 代理人	100068814 弁理士 坪井 淳
		(74) 代理人	100092196 弁理士 橋本 良郎
		(74) 代理人	100091351 弁理士 河野 哲
		(74) 代理人	100088683 弁理士 中村 誠
		最終頁に続く	

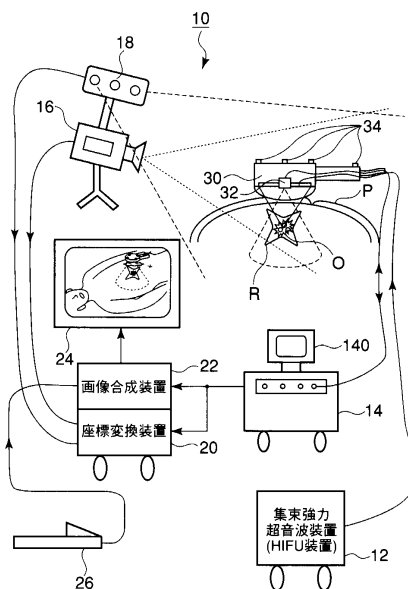
(54) 【発明の名称】 超音波治療システム

(57) 【要約】

【課題】 集束強力超音波による焼灼のための超音波照射位置の履歴を正しく把握することができる超音波治療システムを提供すること。

【解決手段】 被検体 P の体表面の温度分布を、サーモグラフィ 16 によりリアルタイムかつ非接触で画像化する。また、位置計測装置 18 により、超音波照射用アプリケーション 30 の位置を計測し、モニタリング用の超音波画像を座標変換装置 20 によりサーモグラフィ 16 を視点とした画像に変換する。変換後の超音波画像と温度分布画像とは合成され、合成画像として表示装置 24 に表示される。

【選択図】 図 1



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

被検体に対し治療用超音波を照射する超音波アプリケータと、  
前記超音波アプリケータに設けられ、前記被検体に対し超音波を送信し、当該被検体からの反射波を受信する超音波プローブと、  
前記受信した反射波に基づいて、第 1 の超音波画像を生成する画像生成手段と、  
前記被検体から放射される赤外線に基づいて、当該被検体表面の温度分布画像を生成する温度分布画像生成手段と、  
前記超音波プローブの位置情報と前記温度分布画像生成手段との位置情報とを検出する位置検出手段と、  
前記各位置情報に基づいて前記第 1 の超音波画像を座標変換し、前記温度分布画像生成手段を視点とした第 2 の超音波画像を得る座標変換手段と、  
前記温度分布画像と前記第 2 の超音波画像との合成画像を生成する合成画像生成手段と、  
前記合成画像を表示する表示手段と、  
を具備することを特徴とする超音波治療システム。

10

## 【請求項 2】

前記超音波アプリケータは、発光型又は反射型の光学的マーカをさらに具備し、  
前記位置情報検出手段は、前記光学的マーカからの光に基づいて、前記超音波プローブの位置情報を検出する光学式位置計測装置であること、  
を特徴とする請求項 1 記載の超音波治療システム。

20

## 【請求項 3】

光吸収層として的一端を有し、当該一端が前記超音波アプリケータに接続され、他端が前記位置情報検出手段に接続された複数の光ファイバーをさらに具備し、  
前記位置情報検出手段は、前記各他端から照射され前記各一端にて反射された光の反射率に基づいて、前記前記超音波プローブの位置情報を検出すること、  
を特徴とする請求項 1 記載の超音波治療システム。

## 【請求項 4】

前記位置情報検出手段は、  
前記超音波アプリケータに接続される位置検出用プローブを有し、  
前記位置検出用プローブの位置を機械的に検出することで、前記超音波プローブの位置情報を検出する機械式位置計測装置であることを特徴とする請求項 1 記載の超音波治療システム。

30

## 【請求項 5】

前記表示手段は、前記合成画像と前記温度分布画像とを選択的に表示する表示モードを備えることを特徴とする請求項 1 乃至請求項 4 のうちいずれか一記載の超音波治療システム。

## 【請求項 6】

前記表示手段は、前記合成画像及び前記温度分布画像と前記第 1 の超音波画像とを同時に表示する表示モードを備えることを特徴とする請求項 1 乃至請求項 4 のうちいずれか一記載の超音波治療システム。

40

## 【発明の詳細な説明】

## 【0001】

## 【発明の属する技術分野】

本発明は、例えば集中強力超音波を使用して被検体を治療する超音波治療システムに関する。

## 【0002】

## 【従来技術】

近年、医療の分野では、患者の術後生活の質 (Quality of Life: QOL) の向上が重要視され、最少侵襲治療 (Minimally Invasive Treatment: MIT) と呼ばれる治療法が注目を集めている。この MIT 治療法の一例

50

として、体外衝撃波結石破碎装置の実用化があげられる。この装置は、体外から強力な衝撃波を体内の結石に向けて照射し、外科的な手術をすること無しに結石を破碎治療する装置であり、泌尿器科系結石の治療法を大きく様変わりさせた。

【0003】

また、MIT治療法の他の例としては、癌細胞を超音波により体温より少し高めに加温し続けることで壊死に導くハイパーサーミア療法と呼ばれるものが存在する。すなわち、この手法は、腫瘍組織と正常組織の熱感受性の違いを利用して、やや強めの超音波を患部に長時間照射して当該患部を42.5以上に加温・維持することで癌細胞を選択的に死滅させるものである。ハイパーサーミアは、42.5以上で長時間（一般には、数十分から数時間）加温するのに対し、「集中強力超音波治療（High Intensity Focused Ultrasound治療：以下略して「HIFU治療」と称する。）は、短時間、例えば数十秒で一気にタンパク質の熱変性が生じる60～70以上に焼灼し、癌を壊死させる治療法である。これもMIT治療法の一つであり、特に、生体内深部の腫瘍に対しては、深達度の高い超音波エネルギーを利用する方法も考えられている。

10

【0004】

このHIFU治療法においては、超音波診断装置をモニタリングに使う場合には、強力超音波が邪魔をしてしまい、焼灼中のリアルタイムでモニタリングできない。従って、焼灼完了の判定は、多くの場合、焼灼後に焦点領域における高信号領域の発生を、Bモード画像中ハイエコー確認することによって実行される。これは、経験的に、焼灼による加熱が進むと、細胞内の水の沸騰若しくはキャビテーションの発生によるものと思われる微小バブルが焦点領域の手前近傍に発生し、超音波の散乱が強くなるのが原因と説明されている。

20

【0005】

しかしながら、微小バブル発生領域に対してイメージング用の超音波プローブと反対側の領域には、散乱によって超音波パルスが到達しないため、高信号発生が必ずしも焦点領域の焼灼完了を保証しない場合がある。従って、超音波画像のみの判定は、上記経験則に基づく感覚に依存するところが大きく、そのため術者に多くの負担をかけることになる。

【0006】

また、集束強力超音波の焦点領域に比べて患部が大きい場合には、焼灼のための超音波照射は、照射位置を順次ずらしながら複数回実行される。このような場合、術者は超音波照射位置の履歴を把握する必要があるが、従来技術では照射位置の履歴を記録できないため、操作者は自らの「勘」だけに頼ってアプリケーションの位置を制御する必要がある。

30

【0007】

これに対し、最近では、上記経験則に代わって焼灼状態を把握する試みとして、超音波断層診断装置を使ったelastographyと呼ばれる「硬さイメージング」が研究され始めている。これは、組織外部から機械的な振動を加えながら超音波断層像を撮影し、画像の歪みから硬さを推定・表示する手法である。例えば、一般的にタンパク質を含む生体組織が熱変性を受けると硬くなるという現象から、硬くなった領域がおおよそその焼灼領域であると判別し、この判別に基づいて、焼灼領域をモニタリングする。

【0008】

しかしながら、当該手法も微小バブルで超音波パルスが散乱されると測定できないという欠点があり、照射位置の履歴を正しく把握するには、不十分である。

40

【0009】

【発明が解決しようとする課題】

本発明は、上記事情を鑑みてなされたもので、集束強力超音波による焼灼のための超音波照射位置の履歴を正しく把握することができる超音波治療システムを提供することを目的としている。

【0010】

【課題を解決するための手段】

本発明は、上記目的を達成するため、次のような手段を講じている。

50

## 【0011】

請求項1に記載の発明は、被検体に対し治療用超音波を照射する超音波アプリケーションと、前記超音波アプリケーションに設けられ、前記被検体に対し超音波を送信し、当該被検体からの反射波を受信する超音波プローブと、前記受信した反射波に基づいて、第1の超音波画像を生成する画像生成手段と、前記被検体から放射される赤外線に基づいて、当該被検体表面の温度分布画像を生成する温度分布画像生成手段と、前記超音波プローブの位置情報と前記温度分布画像生成手段との位置情報とを検出する位置検出手段と、前記各位置情報に基づいて前記第1の超音波画像を座標変換し、前記温度分布画像生成手段を視点とした第2の超音波画像を得る座標変換手段と、前記温度分布画像と前記第2の超音波画像との合成画像を生成する合成画像生成手段と、前記合成画像を表示する表示手段とを具備することを特徴とする超音波治療システムである。

10

## 【0012】

このような構成によれば、集束強力超音波による焼灼のための超音波照射位置の履歴を正しく把握することができる超音波治療システムを実現することができる。

## 【0013】

## 【発明の実施の形態】

以下、本発明の第1実施形態～第3実施形態を図面に従って説明する。なお、以下の説明において、略同一の機能及び構成を有する構成要素については、同一符号を付し、重複説明は必要な場合にのみ行う。

## 【0014】

20

## (第1実施形態)

まず、本実施形態に係る超音波治療システムの概略構成を、図1を参照しながら説明する。図1は、本実施形態に係る超音波治療システム10の概略構成図を示している。同図に示すように、本超音波治療システム10は、集束強力超音波装置12、超音波診断装置14、サーモグラフィ16、光学式位置計測装置18、座標変換装置20、画像合成装置22、表示装置24、フットスイッチ26、超音波照射用アプリケーション30、超音波プローブ32、位置計測用マーカ34を具備している。

## 【0015】

集束強力超音波装置12は、局所的に集束させた超音波を所定の周波数にて照射する超音波照射装置である。以下、集束強力超音波装置12の概略構成を、図2を参照しながら説明する。

30

## 【0016】

図2は、集束強力超音波装置12、超音波診断装置14のブロック構成を示した図である。同図に示すように、

超音波照射用アプリケーション30の圧電素子は、インピーダンスマッチング回路120を介してドライバ122に接続されている。ドライバ122は、発振器124に接続されており、発振器124から所定の発振信号を増幅し、駆動信号を発生する。この駆動信号は、インピーダンスマッチング回路120を介して超音波照射用アプリケーション30の圧電素子に供給される。なお、照射される超音波は、発信周波数コントローラ126により発振周波数を制御することで、調整することが可能である。

40

## 【0017】

図1に戻り、超音波診断装置14は、被検体Pの内部を超音波により走査し、超音波画像を生成する。生成された超音波画像は、例えば同装置のモニタにリアルタイムで表示される。

## 【0018】

サーモグラフィ16は、「Planckの法則」を原理とする赤外線熱画像装置であり、検出した温度分布を擬似カラー画像(以下、「温度分布画像」と称する)を生成する。すなわち、サーモグラフィ16は、被検体Pから放射された赤外線を、走査鏡を使って水平・垂直にスキャンし、それを信号処理して2次元の温度分布画像を生成するものであり、赤外線検出器としての2次元CCDアレイ、表示部(図示せず)、総括的な制御を行うコン

50

トロール部（図示せず）からなる。

【0019】

このサーモグラフィ16により、被検体Pの体表面の温度分布が検出される。この様に検出の対象が体表面に限定されるのは、人体の場合体重の約60%を占める「水」が1.1μm以上の波長を有する赤外線吸収してしまうため（特に、波長が3μmの赤外線に特徴的な吸収がみられ、水膜の厚さが2μmでも約90%の赤外線が吸収されてしまう。）、その表面しか検出できないという制約があるからである。

【0020】

また、本サーモグラフィ16の測定波長は、分光放射発散度との関係により、例えば10μm前後（3.5～14μm）であり、温度分解能は0.1～0.2である。この様に、測定波長が10μm前後であるのは、温度測定を行う対象の温度が、室温を中心にして最大測定温度領域を持つものでも高々-40～900程度に限られるため、黒体放射に関するPlanckの法則によれば、分光放射発散度が最大になる波長は10μm前後となるからである。

10

サーモグラフィ16に使用可能な具体例としては、日本アビオニクス株式会社のネオサーモTVS-600シリーズ、スーパーファインサーモTVS-8500、非冷却赤外線カメラIR-30（いずれも商品名）、NEC/三栄株式会社のサーモトレーサTH7102MX/TH7102WX（商品名）等がある。

【0021】

光学式位置計測装置18は、マーカ34からの光学的情報に基づいて、当該マーカ34の位置（すなわち、超音波アプリケーション30又は超音波画像断面の位置）を計測する。すなわち、光学式位置計測装置18は、視差のある複数台のカメラを有しており、当該カメラによって画像を収集する。光学式位置計測装置18は、各画像における赤外線発光や反射のある位置、すなわち各マーカ34に対応する位置を高輝度位置として認識し、各高輝度位置のずれ情報から、当該マーカ34の現実の空間的位置情報、すなわち超音波アプリケーション30の現実の空間的位置情報を計測する。

20

【0022】

この光学式位置計測装置18としては、具体的に米国Northern Digital Inc.社の「POLARIS」、3次元運動計測システム用に開発された「OPTO TRAK3020」（いずれも商品名）、株式会社サイヴァース社の「ステレオラベリングカメラ」等を使用することが出来る。

30

【0023】

座標変換装置20は、光学式位置計測装置18が計測した位置情報と、予め記憶しておいた設定に関する位置情報（すなわち、サーモグラフィ16と光学式位置計測装置18との間の位置情報、マーカ34と超音波プローブ32との間の位置情報）との基づいて、超音波診断装置14によって撮影された画像の座標変換を行う。当該座標変換により、撮影された超音波画像は、サーモグラフィ16の撮像部を視点とした場合の断層像へと変換される。

【0024】

画像合成装置22は、サーモグラフィ16によって撮影された温度分布画像と、座標変換後の超音波画像（以下、単に「変換画像」と称する。）とを合成した合成画像を生成する。生成された合成画像は、例えば後述する形態にて表示装置24に表示される。この画像合成装置22には、具体的に、アストロデザイン株式会社のマルチメディアスキャンコンバータMC-2007（商品名）、ビジュアルデザイン株式会社の画像合成・画像キャプチャー・画像送出装置VSP-5000（商品名）等を採用することができる。これらの装置は、画像信号同士や、画像信号とコンピュータで作成した画像データとをリアルタイムに画像合成することが可能だからである。

40

【0025】

表示装置24は、画像合成装置22によって生成された合成画像、超音波画像等を表示する。

50

## 【0026】

フットスイッチ26は、合成画像中の超音波画像（すなわち、サーモグラフィに重畳された超音波画像）の表示を制御するためのスイッチである。すなわち、操作者は、当該フットスイッチ26を足で踏むことにより、サーモグラフィに超音波画像を重畳させたり、重畳した超音波画像を消去することができる。なお、足の制御によるフットスイッチとしたのは、治療中の操作者の便宜を考慮したものであるが、画像合成装置22等の図示していないコンソール等に、同様の入力を行うためのスイッチを設ける構成であってもよい。

## 【0027】

超音波照射用アプリケーション30は、発生超音波の波面が進行方向に対して凹面をなすように球面上に配置された複数の圧電素子群と、この圧電素子群の中心に挿入配置されたイメージング用超音波プローブ3と、超音波の伝播媒質としての水が封入された可撓性の水袋によって構成されている。図1に示すように、超音波照射用アプリケーション30を被検体Pの表面に当接させ、圧電素子群を所定の振動数で振動させることで、超音波照射用アプリケーション30から治療用の強力超音波が、治療対象Oに向けて照射される。

10

## 【0028】

超音波プローブ32は、圧電セラミック等の音響/電気可逆的変換素子としての複数の圧電振動子を有する。これらの圧電振動子は並列され、プローブ32の先端に装備される。本超音波プローブ32は、メカニカルスキャン型、電子スキャン型のいずれの形態であってもよい。

20

## 【0029】

位置計測用マーカ34は、超音波照射用アプリケーション30に少なくとも3つ以上、直線上に並ぶことなく設けられる発光型又は反射型の光学的マーカである。具体的には、位置計測用マーカ34は、赤外線を発光する発光型のLED、光再帰性塗料を塗布した反射型ビーズ等である。

## 【0030】

次に、上記構成を具備する超音波治療システム10を使用した超音波治療処理、及びそのときの同システム10の動作について説明する。

## 【0031】

図3は、超音波治療システム10を使用した超音波治療処理の流れの一例を示したフローチャートである。図3に示すように、まず、サーモグラフィ16と光学式位置計測装置18との位置関係を、座標変換装置20に入力し記憶させる（ステップS1）。当該位置関係を記憶するのは、術者が観察したい方向からの温度分布画像を自由に取得可能とするためである。なお、光学式位置計測装置18に対するサーモグラフィ16の位置関係は、特定出来る限りどのようなものであってもよい。本実施形態では、位置関係を簡単にするため、光学式位置計測装置18をサーモグラフィ16上に固定した例を示している（図1参照）。

30

## 【0032】

次に、マーカ34と超音波プローブ32の走査断面との位置関係を、座標変換装置20に入力し記憶させる（ステップS2）。当該位置関係を記憶するのは、超音波画像をサーモグラフィ16から見込んだかのように表示するためである。なお、超音波プローブ32（又はその走査断面）に対するマーカ34の位置関係は、特定出来る限りどのようなものであってもよい。本実施形態では、位置関係を簡単にするため、及び装置をコンパクトにするため、超音波照射用アプリケーション30にマーカ34を固定した例を示している（図1参照）。

40

## 【0033】

次に、サーモグラフィ16の検出領域内にアプリケーション30をあてがう被検体表面が存在するように、当該サーモグラフィ16（及び光学式位置計測装置18）をセッティングする（ステップS3）。

## 【0034】

次に、超音波画像によるモニタリングをするために、超音波照射用アプリケーション30と被

50

検体 P の体表面間に、無害な超音波伝播媒体、例えば滅菌されたソノゼリー（水溶性で音速が生体組織に近いゼリー）、滅菌されたソナーエード（音速が生体組織に近いヒドロゲルのシート）、滅菌生理食塩水等を塗布、配置又は注入する（ステップ S 4）。

【0035】

次に、超音波画像で焼灼対象 O（すなわち、患部）をモニタリングし、超音波照射用アプリケーション 30 の配置位置を決定し（ステップ S 5）、集束強力超音波を必要な時間だけ照射する（ステップ S 6）。

【0036】

次に、操作者は、温度分布画像又は合成画像により、超音波照射用アプリケーション 30 の配置位置を確認する（ステップ S 7）。すなわち、集束強力超音波前又は後に取得される超音波画像は、座標変換装置 20 により、光学式位置計測装置 18 で測定した位置情報と、予め測定しておいた位置関係とから、あたかもサーモグラフィ 16 の撮像部から見込んだかのように超音波画像を座標変換される。画像合成装置 22 は、この座標変換された超音波画像が温度分布画像に重畳された合成画像を生成する。当該合成画像は表示装置 24 に表示される。

10

【0037】

図 4 は、座標変換された超音波画像と温度分布画像とから生成された合成画像 39 を説明するための図である。図 4 に示すように、合成画像 39 は、サーモグラフィ 16 の撮像部を視点とした座標変換後の超音波画像 40 と、温度分布画像 41 とを含んでいる。

【0038】

一般に、超音波照射用アプリケーション 30 は、集束強力超音波によって浅部を焼かずに被検体内の焦点領域だけ焼灼できるように設計されている。そのため、超音波による焼灼後は、体表面の温度は照射直前の温度より若干上昇するのみであるから、体表面の熱変性は起こらず、アプリケーションをあてがっていた位置履歴を肉眼では見ることはできない。本超音波治療システム 10 によれば、サーモグラフィ 16 によって得られた温度分布画像、及びこれを含む合成画像により、照射位置は集束強力超音波が通過した体表面のパターンとして確認することができる。特に、超音波照射用アプリケーション 30 を被検体表面から離せば、例えば図 5 に示すように照射位置履歴を一度に全て確認することができる。なお、図 5 に示す照射位置履歴は超音波照射による温度上昇を反映したものである。この温度上昇は、ヒトの体重の約 60% が水であるため下がりやすく、従って、照射位置履歴は、超音波治療中において十分に残存すると考えられる。

20

30

【0039】

なお、図 4 に示すように、座標変換された超音波画像が小さくなって見づらい場合を考慮して、座標変換されていない超音波画像 44 を表示装置 24 に同時に表示する構成であってもよい。

【0040】

さらに、アプリケーション 30 を体表面から離して合成画像 39 を観察する場合には、重畳された超音波画像 40 は不要になることがある。このとき、操作者による所定の操作、例えばフットスイッチ 26 を踏む、アプリケーション 30 に設けられた手元スイッチを切る等の操作にตอบสนองして、重畳された超音波画像 40 を消去して合成画像 39 から温度分布画像に切り替えることができる。また、光学式位置計測装置 18 の撮像部からマーカ 34 が見えなくなった場合、例えば撮像部の視野内に邪魔な物体が入った場合等において、自動的に超音波画像を非表示にする機能を持たせても良い。

40

【0041】

操作者は、上記温度分布画像又は合成画像による配置位置を確認後、次に超音波照射用アプリケーション 30 を配置すべき位置を特定し、二回目以降の集束強力超音波を照射する（ステップ S 8）。

【0042】

以上述べた構成によれば、温度分布画像又は合成画像により、体表面上のアプリケーション 30 をあてがった位置履歴を確認することができる。これは、照射位置履歴としてのマーキ

50

ングが不可能な開腹下手術の場合、及び治療対象が大きく集束強力超音波を複数の位置において複数回照射する場合等に特に実益がある。

【0043】

また、合成画像中の座標変換された超音波画像により、操作者は解りやすい形態にて照射超音波の焦点位置付近での輝度変化も同時に観察することができる。従って、集束強力超音波を多点照射する場合、サーモグラフィと座標変換された超音波画像とを併用することで、より正確にアプリケーション30の配置位置履歴を把握することができる。

【0044】

(第2実施形態)

図6は、第2実施形態に係る超音波治療システム50の概略構成を示した図である。同システム50は、図1に示すシステム10と比較して、マーカ34及び光学式位置計測装置18の代わりに、光ファイバテープ51及び光ファイバーを利用した位置計測装置52を具備する点異なる。 10

【0045】

光ファイバテープ51は、複数の光ファイバーを複数並列に束ねて形成されたテープである。光ファイバテープ51は、任意の形状に曲げることができ、超音波治療を実行する環境下において、術者の作業の邪魔にならないように配置される。また、光ファイバテープ51の一端は光ファイバーを利用した位置計測装置52に接続され、他端は超音波照射用アプリケーション30に接続されている。超音波照射用アプリケーション30に接続された他端は損失層となっており、また、光ファイバテープ51の中間部分は、超音波照射用アプリケーション30の駆動電力伝送用ケーブルに沿わせて任意に配置される。 20

【0046】

光ファイバーを利用した位置計測装置52は、サーモグラフィ16との位置関係が特定可能な場所、例えばサーモグラフィ16上に接続され、光ファイバテープ51を構成する各光ファイバーの反射率から、超音波アプリケーション30又は超音波画像断面の位置を計測する。すなわち、光ファイバーを利用した位置計測装置52は、光ファイバテープ51を構成する各光ファイバーの一端から光を導入し、超音波照射用アプリケーション30に接続された損失層としての他端にて反射された光の反射率を、光ファイバー毎に計測する。各反射率は、各光ファイバーの曲率に比例し、また、曲率は光ファイバー毎に異なる。従って、光ファイバーを利用した位置計測装置52は、各反射率を把握することで各光ファイ 30

【0047】

なお、光ファイバテープ51及び光ファイバーを利用した位置計測装置52の具体的な装置としては、例えば米国Measurand社のShape Tape、Shape Sensor(いずれも商品名)等を使用することができる。

【0048】

次に、本実施形態に係る超音波治療システム50を使用した超音波治療処理、及びそのときの同システム50の動作について、図7を参照しながら説明する。

【0049】

図7は、超音波治療システム50を使用した超音波治療処理の流れの一例を示したフローチャートである。図7に示すように、まず、サーモグラフィ16と光ファイバーを利用した位置計測装置52との位置関係、すなわちサーモグラフィ16と光ファイバテープ51の一端との位置関係を、座標変換装置20に入力し記憶させる(ステップS1')。なお、光ファイバーを利用した位置計測装置52(光ファイバテープ51の一端)とサーモグラフィ16との位置関係は、特定出来る限りどのようなものであってもよい。本実施形態では、位置関係を簡単にするため、光ファイバーを利用した位置計測装置52との位置関係をサーモグラフィ16上に固定した例を示している(図6参照)。 40

【0050】

次に、光ファイバテープ51の他端と超音波プローブ32の走査断面との位置関係を、座標変換装置20に入力し記憶させる(ステップS2')。なお、超音波プローブ32( 50

又はその走査断面)と光ファイバーケーブル51の他端との位置関係は、特定出来る限りどのようなものであってもよい。本実施形態では、位置関係を簡単にするため、及びシステムをコンパクトにするため、超音波照射用アプリケーション30に光ファイバーケーブル51の他端を固定した例を示している(図6参照)。

#### 【0051】

次に、サーモグラフィ16の検出領域内にアプリケーション30をあてがう被検体表面が存在するように、当該サーモグラフィ16(及び光ファイバーを利用した位置計測装置52)をセッティングする(ステップS3')。

#### 【0052】

続いて、超音波照射用アプリケーション30と被検体Pの体表面間に、無害な超音波伝播媒体を塗布又は配置し(ステップS4)、超音波画像で焼灼対象Oをモニタリングし、超音波照射用アプリケーション30の配置位置を決定し(ステップS5)、集束強力超音波を必要な時間だけ照射する(ステップS6)。

10

#### 【0053】

次に、操作者は、温度分布画像又は合成画像により、超音波照射用アプリケーション30の配置位置を確認する(ステップS7)。すなわち、集束強力超音波前又は後に取得される超音波画像は、座標変換装置20により、光ファイバーを利用した位置計測装置52で測定した位置情報と、ステップS1'、S2'にて予め測定しておいた位置関係とから、あたかもサーモグラフィ16の撮像部から見込んだかのように超音波画像を座標変換される。画像合成装置22は、この座標変換された超音波画像が温度分布画像に重畳された合成画像を生成する。当該合成画像は表示装置24に表示される。なお、合成画像中の超音波画像は、既述の制御により任意に非表示とすることができる。

20

次に、操作者は、上記温度分布画像又は合成画像による配置位置を確認後、次に超音波照射用アプリケーション30を配置すべき位置を特定し、二回目以降の集束強力超音波を照射する(ステップS8)。

#### 【0054】

以上述べた構成によっても、第1の実施形態に係るシステム10と同様の効果を得ることができる。また、本超音波治療システム50は光学式位置計測装置を使用していないから、障害物等によって受光が遮られ、位置計測不能となることがない。従って、術者は制限なく自由に動き回ることができる。さらに、本超音波治療システム50は位置計測のためのマーカを使用していないから、術中に飛び散った血液等によってマーカが検出不能となり、位置計測不能となることもない。

30

#### 【0055】

(第3実施形態)

図8は、第3実施形態に係る超音波治療システム60の概略構成を示した図である。同システム60は、図1に示すシステム10と比較して、マーカ34及び光学式位置計測装置18の代わりに、機械式位置計測装置62を具備する点が異なる。

#### 【0056】

機械式位置計測装置62は、位置計測対象に接触させるプローブ63の位置に基づいて、当該位置計測対象の空間的位置を機械的に把握する位置計測装置である。すなわち、機械式位置計測装置62は、機械的に検出されるプローブ63の位置に基づいてモデル空間を形成し、このモデル空間と現実の空間とを対応付けることにより位置計測を行う。

40

#### 【0057】

機械式位置計測装置62は、サーモグラフィ16との位置関係が把握できるように配置される。図8では、位置関係を簡単にするため、機械式位置計測装置62にサーモグラフィ16を固定した例を示している。また、プローブ63は、超音波照射用アプリケーション30に直接的又は間接的に接続される。機械式位置計測装置62は、超音波照射用アプリケーション30に接続されたプローブ63の位置を適宜検出することで、当該超音波照射用アプリケーション30の位置情報を把握する。

#### 【0058】

50

なお、具体的には、機械式位置計測装置 6 2 として、例えばクボテック株式会社の S p a c e P r o b e、米国 F A R O 社の F A R O A r m (いずれも商品名)等を使用することができる。

【 0 0 5 9 】

次に、本実施形態に係る超音波治療システム 6 0 を使用した超音波治療処理、及びそのときの同システム 6 0 の動作について、図 9 を参照しながら説明する。

【 0 0 6 0 】

図 9 は、超音波治療システム 6 0 を使用した超音波治療処理の流れの一例を示したフローチャートである。図 9 に示すように、まず、サーモグラフィ 1 6 と機械式位置計測装置 6 2 との位置関係を、座標変換装置 2 0 に入力し記憶させる (ステップ S 1 ' ' )。 10

【 0 0 6 1 】

次に、機械式位置計測装置 6 2 のプローブ 6 2 と超音波プローブ 3 2 の走査断面との位置関係を、座標変換装置 2 0 に入力し記憶させる (ステップ S 2 ' ' )。

【 0 0 6 2 】

次に、サーモグラフィ 1 6 の検出領域内にアプリケーション 3 0 をあてがう被検体表面が存在するように、当該サーモグラフィ 1 6 及び機械式位置計測装置 6 2 をセッティングする (ステップ S 3 ' ' )。

【 0 0 6 3 】

続いて、超音波照射用アプリケーション 3 0 と被検体 P の体表面間に、無害な超音波伝播媒体を塗布又は配置し (ステップ S 4 )、超音波画像で焼灼対象 O をモニタリングし、超音波照射用アプリケーション 3 0 の配置位置を決定し (ステップ S 5 )、集束強力超音波を必要な時間だけ照射する (ステップ S 6 )。 20

【 0 0 6 4 】

次に、操作者は、温度分布画像又は合成画像により、超音波照射用アプリケーション 3 0 の配置位置を確認する (ステップ S 7 )。すなわち、集束強力超音波前又は後に取得される超音波画像は、座標変換装置 2 0 により、機械式位置計測装置 6 2 で測定した位置情報と、ステップ S 1 ' '、S 2 ' ' にて予め測定しておいた位置関係とから、あたかもサーモグラフィ 1 6 の撮像部から見込んだかのように超音波画像を座標変換される。画像合成装置 2 2 は、この座標変換された超音波画像が温度分布画像に重畳された合成画像を生成する。当該合成画像は表示装置 2 4 に表示される。なお、合成画像中の超音波画像は、既述の制御により任意に非表示とすることができる。 30

次に、操作者は、上記温度分布画像又は合成画像による配置位置を確認後、次に超音波照射用アプリケーション 3 0 を配置すべき位置を特定し、二回目以降の集束強力超音波を照射する (ステップ S 8 )。

【 0 0 6 5 】

以上述べた構成によっても、第 2 の実施形態に係るシステム 5 0 と同様の効果を得ることができる。

【 0 0 6 6 】

以上、本発明を実施形態に基づき説明したが、本発明の思想の範疇において、当業者であれば、各種の変更例及び修正例に想到し得るものであり、それら変形例及び修正例についても本発明の範囲に属するものと了解され、その要旨を変更しない範囲で種々変形可能である。 40

【 0 0 6 7 】

また、各実施形態は可能な限り適宜組み合わせて実施してもよく、その場合組合わせた効果が得られる。さらに、上記実施形態には種々の段階の発明が含まれており、開示される複数の構成要件における適宜な組み合わせにより種々の発明が抽出され得る。例えば、実施形態に示される全構成要件から幾つかの構成要件が削除されても、発明が解決しようとする課題の欄で述べた課題が解決でき、発明の効果の欄で述べられている効果の少なくとも 1 つが得られる場合には、この構成要件が削除された構成が発明として抽出され得る。 50

【 0 0 6 8 】

【 発明の効果 】

以上本発明によれば、集束強力超音波による焼灼のための超音波照射位置の履歴を正しく把握することができる超音波治療システムを実現できる。

【 図面の簡単な説明 】

【 図 1 】 図 1 は、本実施形態に係る超音波治療システム 1 0 の概略構成図を示している。

【 図 2 】 図 2 は、集束強力超音波装置 1 2、超音波診断装置 1 4 のブロック構成を示した図である。

【 図 3 】 図 3 は、超音波治療システム 1 0 を使用した超音波治療処理の流れの一例を示したフローチャートである。

10

【 図 4 】 図 4 は、座標変換された超音波画像と温度分布画像とから生成された合成画像 3 9 を説明するための図である。

【 図 5 】 図 5 は、照射位置履歴は超音波照射による温度上昇を示した図である。

【 図 6 】 図 6 は、第 2 実施形態に係る超音波治療システム 5 0 の概略構成を示した図である。

【 図 7 】 図 7 は、第 3 実施形態に係る超音波治療システム 6 0 の概略構成を示した図である。

【 図 8 】 図 8 は、第 3 実施形態に係る超音波治療システム 6 0 の概略構成を示した図である。

【 図 9 】 図 9 は、超音波治療システム 6 0 を使用した超音波治療処理の流れの一例を示したフローチャートである。

20

【 符号の説明 】

1 0、5 0、6 0 ... 超音波治療システム

1 2 ... 集束強力超音波装置

1 4 ... 超音波診断装置

1 6 ... サーモグラフィ

1 8 ... 光学式位置計測装置

2 0 ... 座標変換装置

2 2 ... 画像合成装置

2 4 ... 表示装置

30

2 6 ... フットスイッチ

3 0 ... 超音波照射用アプリケーション

3 2 ... 超音波プローブ

3 4 ... 位置計測用マーカ

3 9 ... 合成画像

4 0 ... 超音波画像

4 1 ... 温度分布画像

4 4 ... 超音波画像

5 1 ... 光ファイバーケーブル

5 2 ... 位置計測装置

40

6 2 ... 機械式位置計測装置

6 3 ... プローブ

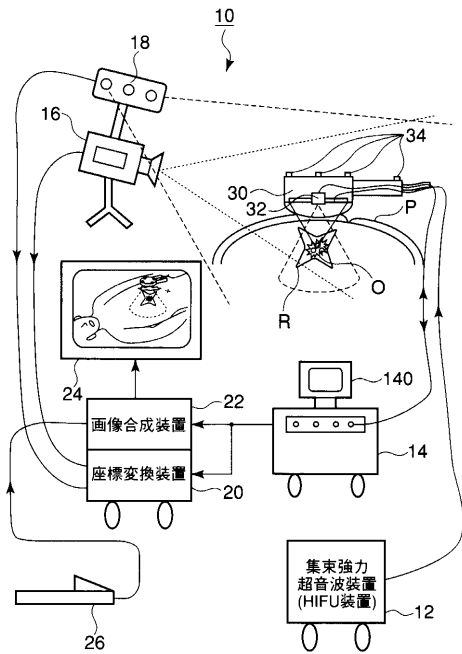
1 2 0 ... インピーダンスマッチング回路

1 2 2 ... ドライバ

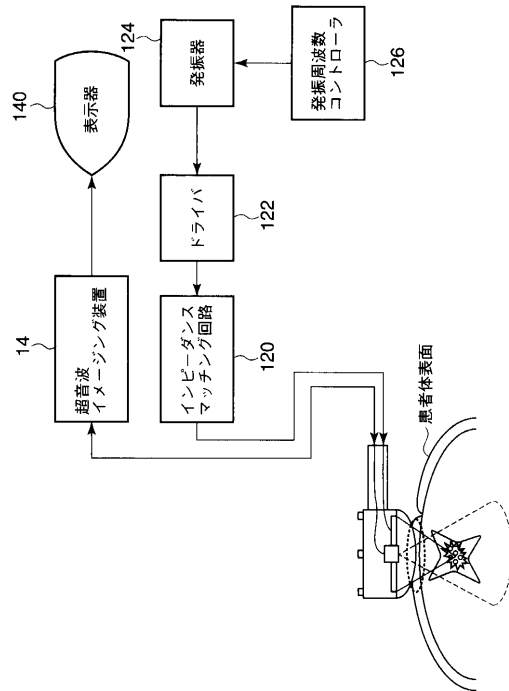
1 2 4 ... 発振器

1 2 6 ... 発振周波数コントローラ

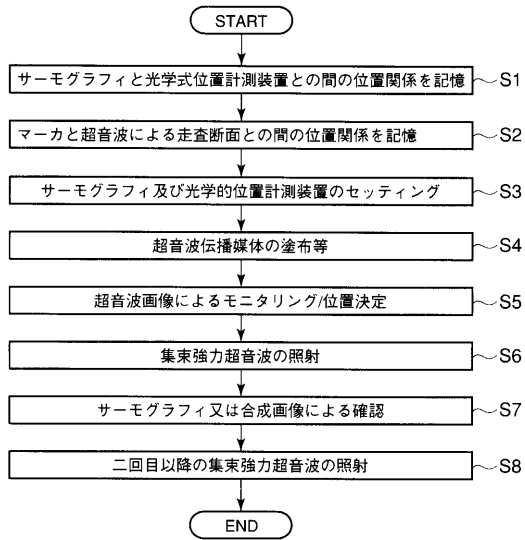
【 図 1 】



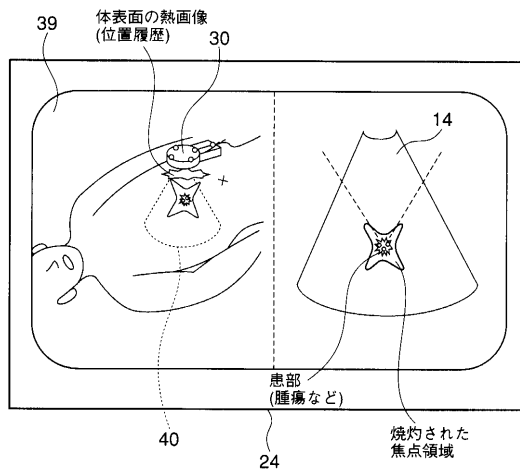
【 図 2 】



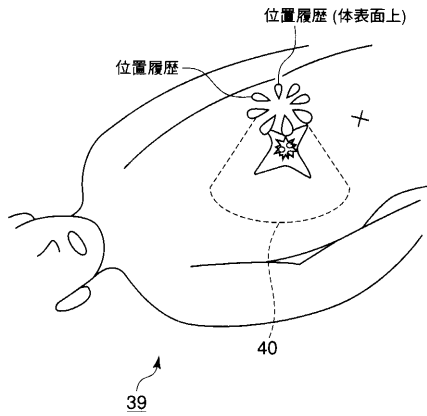
【 図 3 】



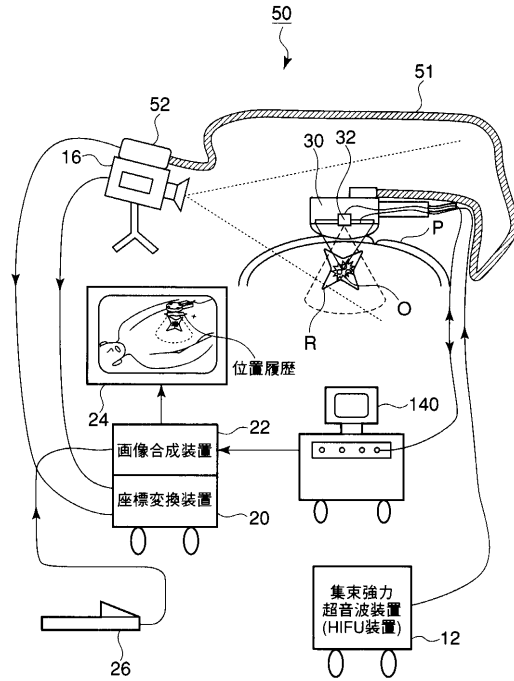
【 図 4 】



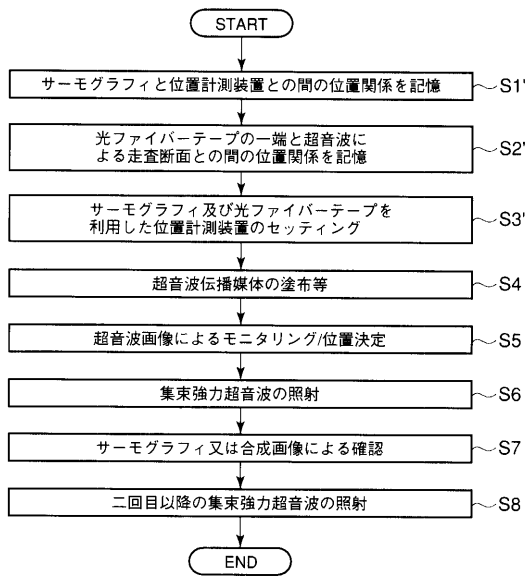
【 図 5 】



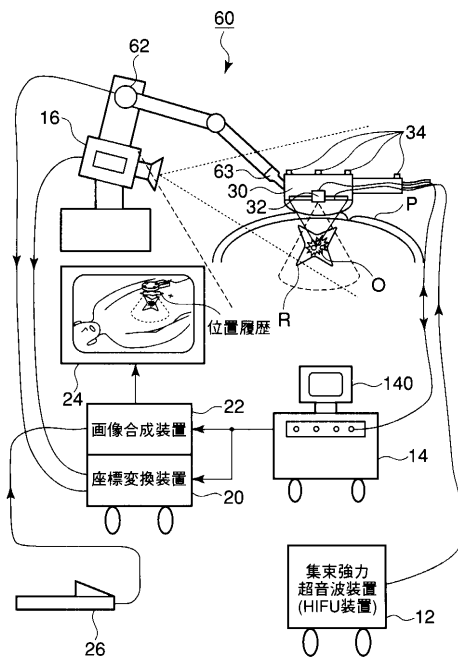
【 図 6 】



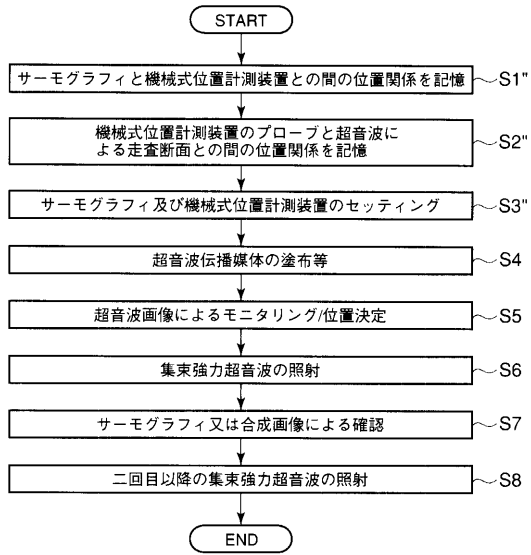
【 図 7 】



【 図 8 】



【 図 9 】



## フロントページの続き

(51) Int.Cl.<sup>7</sup>

F I

テーマコード(参考)

A 6 1 F 7/00 3 2 2

(74)代理人 100070437

弁理士 河井 将次

(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

Fターム(参考) 4C060 EE19 JJ27

4C099 AA01 CA19 GA30 JA13 LA25 PA01

4C301 EE11 FF25 FF26 GA03 GD02 GD04 GD08 JC14 JC16 KK13  
KK27

4C601 EE09 FF11 FF15 FF16 GA01 GA03 GA17 GA18 GA20 GA21

GA26 GA27 JC15 JC20 JC21 KK23 KK25 KK31

专利名称(译)	超声波治疗系统		
公开(公告)号	<a href="#">JP2004049558A</a>	公开(公告)日	2004-02-19
申请号	JP2002211413	申请日	2002-07-19
[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	原頭基司		
发明人	原頭 基司		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/01 A61B8/00 A61B17/22 A61B18/00 A61F7/00		
FI分类号	A61B17/36.330 A61B5/00.G A61B5/00.101.K A61B8/00 A61B17/22.330 A61F7/00.322 A61B5/01.350 A61N7/02		
F-TERM分类号	4C060/EE19 4C060/JJ27 4C099/AA01 4C099/CA19 4C099/GA30 4C099/JA13 4C099/LA25 4C099/PA01 4C301/EE11 4C301/FF25 4C301/FF26 4C301/GA03 4C301/GD02 4C301/GD04 4C301/GD08 4C301/JC14 4C301/JC16 4C301/KK13 4C301/KK27 4C601/EE09 4C601/FF11 4C601/FF15 4C601/FF16 4C601/GA01 4C601/GA03 4C601/GA17 4C601/GA18 4C601/GA20 4C601/GA21 4C601/GA26 4C601/GA27 4C601/JC15 4C601/JC20 4C601/JC21 4C601/KK23 4C601/KK25 4C601/KK31 4C117/XA04 4C117/XB01 4C117/XD27 4C117/XE46 4C117/XE48 4C117/XE75 4C117/XG14 4C117/XG16 4C117/XG22 4C117/XG34 4C117/XG38 4C117/XG39 4C117/XG40 4C117/XG51 4C117/XG52 4C117/XJ01 4C117/XJ09 4C117/XJ23 4C117/XK03 4C117/XK09 4C117/XK13 4C117/XK18 4C117/XK19 4C117/XK20 4C117/XK24 4C117/XK25 4C117/XK56 4C117/XN01 4C117/XN02 4C117/XR09 4C160/EE19 4C160/JJ33 4C160/JJ35 4C160/JJ36 4C160/MM32 4C160/MM53		
代理人(译)	坪井淳 河野 哲 中村诚		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

解决的问题：提供一种超声治疗系统，该超声治疗系统能够正确地掌握超声照射位置的历史，以通过聚焦强超声波消融。解决方案：受试者P的体表上的温度分布由热像仪16实时成像，并且没有接触。此外，位置测量装置18测量超声照射施加器30的位置，并且坐标转换装置20以热成像016为视点将用于监视的超声图像转换为图像。转换后的超声波图像和温度分布图像被合成并作为合成图像显示在显示装置24上。[选型图]图1

