

(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2006-136441

(P2006-136441A)

(43) 公開日 平成18年6月1日(2006.6.1)

(51) Int. Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 18/00 (2006.01)	A 6 1 B 17/36 3 3 0	4 C 0 6 0
A 6 1 B 6/03 (2006.01)	A 6 1 B 6/03 3 7 7	4 C 0 9 3
A 6 1 B 8/00 (2006.01)	A 6 1 B 8/00	4 C 0 9 6
A 6 1 B 19/00 (2006.01)	A 6 1 B 19/00 5 0 2	4 C 6 0 1
A 6 1 B 5/055 (2006.01)	A 6 1 B 5/05 3 9 0	

審査請求 未請求 請求項の数 10 O L (全 19 頁)

(21) 出願番号 特願2004-327260 (P2004-327260)  
 (22) 出願日 平成16年11月11日 (2004.11.11)

(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  
 (71) 出願人 594164542  
 東芝メディカルシステムズ株式会社  
 栃木県大田原市下石上1385番地  
 (74) 代理人 100109900  
 弁理士 堀口 浩  
 (72) 発明者 石橋 義治  
 栃木県大田原市下石上1385番地 東芝  
 メディカルシステムズ株式会社社内  
 F ターム(参考) 4C060 EE19 JJ25 JJ27 MM24  
 4C093 AA22 CA17 FF12 FF21 FF28  
 FF33

最終頁に続く

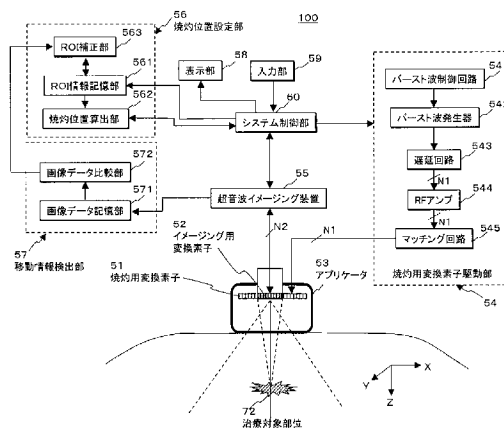
(54) 【発明の名称】 超音波照射装置及び超音波照射方法

(57) 【要約】

【課題】 焼灼用超音波を生体内の治療対象部位に照射する際、安全な超音波照射を効率よく行なう。

【解決手段】 イメージング用変換素子 5 2 を用いて得られた 3 次元超音波画像データの治療対象部位に設定された関心領域に基づいて焼灼位置算出部 5 6 2 は焼灼計画の焼灼位置を算出する。次に、算出された焼灼位置に基づいて治療対象部位の焼灼を行なう際に、移動情報検出部 5 7 は、前記イメージング用変換素子 5 2 を用いて得られた所定焼灼位置に対する焼灼直後のボリュームデータと次の焼灼位置に対する焼灼直前のボリュームデータの各々における焼灼部位の空間的なズレ（移動情報）を計測する。そして、ROI補正部 5 6 3 は、この移動情報に基づいて前記関心領域の位置を補正し、前記焼灼位置算出部 5 6 2 は、補正された関心領域に基づいて前記焼灼位置の補正を行なう。

【選択図】 図 1



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

医用画像データの治療対象部位に対して関心領域を設定する関心領域設定手段と、前記関心領域に基づいて1つ又は複数の焼灼位置を設定する焼灼位置設定手段と、この焼灼位置設定手段によって設定された所定の焼灼位置に対して焼灼用超音波を照射する超音波照射手段と、

前記焼灼用超音波が照射された焼灼部位の画像データを生成する画像データ生成手段と、生成された画像データに基づいて前記焼灼部位の移動情報を検出する移動情報検出手段と、

前記焼灼部位の移動情報に基づいて前記関心領域設定手段が設定した前記関心領域を位置補正する関心領域補正手段と、

この関心領域補正手段によって位置補正された関心領域に基づいて焼灼位置を補正する焼灼位置補正手段を有し、

前記超音波照射手段は、前記所定の焼灼位置に対する焼灼用超音波の照射に後続して補正された焼灼位置に対して焼灼用超音波を照射することを特徴とする超音波照射装置。

## 【請求項 2】

前記超音波照射手段は、前記所定の焼灼位置に対する焼灼用超音波の照射に後続して補正された前記所定の焼灼位置あるいは補正された他の焼灼位置に対して焼灼用超音波を照射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 3】

前記移動情報検出手段は、前記所定の焼灼位置と前記画像データにおける焼灼部位の位置情報を比較することによって前記焼灼部位の移動情報を検出することを特徴とする請求項 1 記載の超音波照射装置。

## 【請求項 4】

前記移動情報検出手段は、前記焼灼部位の中心位置を算出する焼灼中心算出手段と、前記焼灼部位の中心位置と前記焼灼位置設定手段が設定した前記所定の焼灼位置を比較する焼灼位置比較手段を備えたことを特徴とする請求項 3 記載の超音波照射装置。

## 【請求項 5】

前記移動情報検出手段は、前記所定焼灼位置に対する焼灼の直後に生成された少なくとも2枚の画像データにおける焼灼部位の位置情報を比較することによって前記焼灼部位の移動量を計測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 6】

前記移動情報検出手段は、前記画像データに対する相関処理によって前記移動情報を検出することを特徴とする請求項 5 記載の超音波焼灼装置。

## 【請求項 7】

前記画像データ生成手段は、超音波画像データ、X線CT画像データ、あるいはMRI画像データの何れかを生成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 8】

前記画像データ生成手段は、超音波による弾性画像データを生成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 9】

前記医用画像データを表示する表示手段を備え、前記関心領域設定手段は、前記表示手段に表示された治療対象部位に対して前記関心領域を設定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 10】

医用画像データを生成するステップと、前記医用画像データの治療対象部位に対して関心領域を設定するステップと、前記関心領域に基づいて1つ又は複数の焼灼位置を設定するステップと、設定された所定の焼灼位置に対して焼灼用超音波を照射するステップと、前記焼灼用超音波が照射された焼灼部位の画像データを生成するステップと、

10

20

30

40

50

生成された画像データに基づいて前記焼灼部位の移動情報を検出するステップと、前記焼灼部位の移動情報に基づいて前記焼灼位置設定手段が設定した焼灼位置を補正するステップと、補正された前記所定焼灼位置あるいは他の焼灼位置に対して焼灼用超音波を照射するステップを有することを特徴とする超音波照射方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、生体の治療対象部位に対して超音波の照射を行なう超音波照射装置及び超音波照射方向に関する。

【背景技術】

【0002】

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、悪性腫瘍治療の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、たとえ生命を長ら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。

【0003】

又、癌領域に穿刺した穿刺針からエタノールを注入し癌組織を壊死させる経皮的エタノール注入療法や、穿刺針を介してマイクロ波やラジオ波を照射することによって癌組織の熱変性を惹起し、癌細胞を殺傷する穿刺療法が開発されている。しかしながら、上述の経皮的エタノール注入療法や穿刺療法では、癌細胞に穿刺針を刺す必要があるため侵襲的であり、更に、癌細胞が播種する可能性が指摘されている。

【0004】

このような従来の外科的治療に対してQOL (quality-of-life) を考慮した最小侵襲治療装置の開発が強く望まれており、例えば、癌組織に対して体外から電磁波等を照射することによって加熱し、アポトーシスを誘導させて壊死に導く加温治療法 (ハイパーサーミア療法) が開発されている。これは、癌組織と正常組織の熱感受性の違いを利用し、病巣部近傍を約42.5に加熱・維持することにより癌細胞のみを選択的に死滅させる治療法であり、特に、生体内深部の癌組織に対しては、深達度に優れた超音波エネルギーを利用する方法が提案されている。

【0005】

一方、上述の加温治療法を更に進めて、大型のピエゾ素子によって発生した超音波エネルギーを治療対象部位に集束させて加熱することにより短時間で熱変性壊死 (以下では、焼灼と言う。) させる治療法も提案されている。この治療法によれば、超音波のエネルギーの集束によって幅1~3mm程度の限局した領域のみを60以上に加熱して数秒以内で焼灼することが可能であり、主に、肝腫瘍、乳腺腫瘍、子宮筋腫、脳腫瘍及び前立腺腫瘍への適応が検討されている。更に、固定焦点法が採用されていた当初の方法における使い難さを解消するために、複数個の超音波発生素子 (超音波変換素子) と位相制御された駆動源を用いた電子制御法により、焼灼位置を任意に形成するための方法や所望の焦点サイズ及び焦点形状を形成するための方法が提案されている (例えば、特許文献1参照)。

【0006】

この治療法では、X線CT装置、MRI装置あるいは超音波診断装置等の医用画像診断装置を用いて得られた画像データにおける治療対象部位に対して上述の焦点位置に対応したマーカあるいは関心領域 (ROI) 等を重畳表示することにより、焼灼位置の精度を向上させる方法も検討されている。

【0007】

一方、上述の集束超音波による焼灼効果のモニタリングを目的とした各種方法が提案されており、例えば、ダイナミックCT撮像法や超音波造影法によれば、血管が造成した焼灼前の腫瘍に対し血流が途絶した焼灼後の腫瘍部位を明瞭に観測することが可能となる。

10

20

30

40

50

又、熱変性壊死領域内の水分減少に着目したMRIによるモニタリングも有効であり、更に、MRIによる体内温度計測によって熱変性壊死温度以上に上昇した領域を画像化することによって焼灼効果を間接的に確認する方法も提案されている。

【0008】

又、最近では、熱変性壊死領域を画像化する手法として、非変性壊死領域との組織の弾性率の違いに着目した超音波による弾性イメージング法がある（例えば、特許文献2参照）。この弾性イメージング法では、焼灼部位を含めた観測対象領域に対して微弱な低周波振動を与え、焼灼部位及びその周辺臓器の低周波振動に伴う移動速度あるいは移動変位を算出することによって、組織弾性率に関する情報を画像化している。一般に、熱変性壊死した組織はたんぱく質が変性していることや正常組織と比べて水分が減少していること

10

【特許文献1】特開平6-78930号公報

【特許文献2】特開2004-57653号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

しかしながら、上述の治療法では、操作者はモニタリング用の医用画像データを観測することにより実際の焼灼部位と焼灼計画の焼灼位置を確認し、呼吸性移動や体動等に伴って上述の焼灼部位と焼灼位置との間に許容できない差異が発生した場合には焼灼を一時中

20

【0010】

断して焼灼計画の再設定を行ってきた。このため、治療に要する時間が増大するのみならず操作者に対して大きな負担を与えていた。

一方、腎臓や尿管/尿道に発生した結石を強力な衝撃波によって破砕する体外衝撃波結石破砕装置では、破砕対象の結石に呼吸等に起因する移動が発生した場合、モニタリング用の超音波走査によって得られた結石からの反射波によって移動後の結石の位置を検出し、この位置情報に基づいて衝撃波の照射方向及び照射距離を修正する所謂「自動追尾法」が開発されている。しかしながら、腫瘍に対して焼灼治療を行なう場合、比較的広範囲に存在する病巣部を焼灼する必要があり、しかも、病巣部からの反射波強度は正常組織からのものと比較して顕著な差異は無いため、上述の自動追尾法を適用することは困難である

30

【0011】

本発明はこのような問題点に鑑みてなされたものであり、その目的は、焼灼用超音波を生体内の治療対象部位に照射する際、治療対象部位の移動情報に基づいて照射計画の焼灼位置を自動更新することにより、安全な超音波照射を効率よく行なうことを可能とした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。

【課題を解決するための手段】

【0012】

前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、医用画像データの治療対象部位に対して関心領域を設定する関心領域設定手段と、前記関心領域に基づいて1つ又は複数の焼灼位置を設定する焼灼位置設定手段と、この焼灼位置設定手段によって設定された所定の焼灼位置に対して焼灼用超音波を照射する超音波照射手段と、前記焼灼用超音波が照射された焼灼部位の画像データを生成する画像データ生成手段と、生成された画像データに基づいて前記焼灼部位の移動情報を検出する移動情報検出手段と、前記焼灼部位の移動情報に基づいて前記焼灼位置設定手段が設定した前記焼灼位置を補正する焼灼位置補正手段を有し、前記超音波照射手段は、前記所定の焼灼位置に対する焼灼用超音波の照射に後続して補正された焼灼位置に対して焼灼用超音波を照射することを特徴としている。

40

【0013】

又、請求項10に係る本発明の超音波照射方法は、医用画像データを生成するステップ

50

と、前記医用画像データの治療対象部位に対して関心領域を設定するステップと、前記関心領域に基づいて1つ又は複数の焼灼位置を設定するステップと、設定された所定の焼灼位置に対して焼灼用超音波を照射するステップと、前記焼灼用超音波が照射された焼灼部位の画像データを生成するステップと、生成された画像データに基づいて前記焼灼部位の移動情報を検出するステップと、前記焼灼部位の移動情報に基づいて前記焼灼位置設定手段が設定した焼灼位置を補正するステップと、補正された前記所定焼灼位置あるいは他の焼灼位置に対して焼灼用超音波を照射するステップを有することを特徴としている。

【発明の効果】

【0014】

本発明によれば、焼灼用超音波を生体内の治療対象部位に照射する際、治療対象部位の移動情報に基づいて照射計画の焼灼位置を自動更新することにより、安全な超音波照射を効率よく行なうことが可能となる。

10

【発明を実施するための最良の形態】

【0015】

以下、図面を参照して本発明の実施例を説明する。

【実施例】

【0016】

本発明の実施例につき図1乃至図7を用いて説明する。本実施例で述べる超音波照射装置では、治療対象部位（腫瘍）の焼灼を目的とした焼灼用超音波の照射を行なうための焼灼用変換素子とイメージング用超音波の送受信を行なうためのイメージング用変換素子がアプリケーション内に一体化して設けられ、上述のイメージング用変換素子によって得られた3次元画像データにおける治療対象部位の情報に基づいて焼灼計画の焼灼位置を設定する。

20

【0017】

次に、設定された焼灼計画の焼灼位置に基づいて治療対象部位の焼灼を行なう際に、前記イメージング用変換素子を用いて得られた所定の焼灼位置に対する焼灼直後の3次元画像情報（以下ではボリュームデータと呼ぶ、）と次の焼灼位置に対する焼灼直前のボリュームデータの各々における焼灼部位の空間的なズレ（移動情報）を計測し、呼吸性移動や体動等に起因した位置ズレが発生した場合には計測した移動情報に基づいて前記焼灼計画の焼灼位置を補正する。

30

【0018】

尚、本実施例における上記ボリュームデータは超音波弾性イメージング法によって生成される場合について述べるが、この方法に限定されない。

【0019】

（装置の構成）

図1乃至図6を用いて本発明の実施例における超音波照射装置の構成を説明する。図1は、超音波照射装置の全体構成を示すブロック図であり、図2は、この超音波照射装置のアプリケーションの構成を示す図である。又、図3は、アプリケーション内に備えられた2次元配列のイメージング用変換素子及び焼灼用変換素子の具体例を示す図であり、図4は、超音波照射装置100を構成する超音波イメージング装置の構成を示すブロック図である。

40

【0020】

図1に示した超音波照射装置100は、生体内の治療対象部位72に対して焼灼用超音波を照射する焼灼用変換素子51と、治療対象部位72あるいは焼灼部位の画像化を目的とした超音波送受信を行なうイメージング用変換素子52と、焼灼用変換素子51に対して駆動信号を供給する焼灼用変換素子駆動部54と、イメージング用変換素子52に対する駆動信号の供給とこのイメージング用変換素子52から得られる受信信号に基づいて治療対象部位72あるいは焼灼部位の画像データを生成する超音波イメージング装置55と、上述の焼灼用変換素子51及びイメージング用変換素子52が設けられ、生体に対する焼灼用超音波の照射あるいはイメージング用超音波の送受信の仲介を行なうアプリケーション53を備えている。

50

## 【0021】

又、超音波照射装置100は、超音波画像データ上の治療対象部位72に対して設定された関心領域に基づいて焼灼計画の焼灼位置を設定する焼灼位置設定部56と、所定焼灼位置に対する焼灼の直後に得られたボリュームデータと次の焼灼位置に対する焼灼の直前に得られたボリュームデータの各々における焼灼部位の空間的なズレ(移動情報)を検出する移動情報検出部57を備え、更に、超音波イメージング装置55によって生成された治療対象部位72あるいは焼灼部位の画像データを表示する表示部58と、患者情報の入力や焼灼パラメータの設定、画像表示モードの選択、更には表示部58に表示された3次元画像データ上の治療対象部位に対する関心領域の設定等を行なう入力部59と、超音波照射装置100の上記各ユニットを統括的に制御するシステム制御部60を備えている。

10

## 【0022】

図2において、アプリケーション53の内部は、生体内の治療対象部位72に対する焼灼用超音波の照射、あるいはイメージング用超音波の送受信を効率よく行なうためのカップリング液65によって満たされ、このカップリング液65には、例えば脱気水が用いられている。又、アプリケーション53の生体との接触部は、生体組織やカップリング液65とほぼ等しい音響インピーダンスと可撓性を有した高分子材料から構成されるカップリング膜66が設けられ、一方、アプリケーション53の上部には、焼灼用変換素子51とイメージング用変換素子52が一体化して設けられている。

## 【0023】

即ち、焼灼用超音波やイメージング用超音波は、生体組織とほぼ等しい音響特性を有するカップリング液65やカップリング膜66を介して生体内に照射あるいは送受信される。又、上述のカップリング液65は、焼灼用変換素子51が駆動される際に発生する熱を冷却し生体への伝導を防止する断熱機能を有している。

20

## 【0024】

図3は、上述のアプリケーション53の上部に装着された焼灼用変換素子51及びイメージング用変換素子52の具体例を示したものであり、アプリケーション53の中心軸をZ軸とした場合、イメージング用変換素子52は、このZ軸に略垂直なX-Y平面の中心部に2次元配列され、更に、イメージング用変換素子52の周囲に焼灼用変換素子51が2次元配列される。この場合、図3に示すように焼灼用変換素子51の配列間隔は、通常、イメージング用変換素子52の配列間隔より大きく設定される。

30

## 【0025】

尚、焼灼用変換素子51とイメージング用変換素子52が同種の電気音響変換材料から構成される場合には、焼灼用変換素子51とイメージング用変換素子52を用いて焼灼用超音波を照射してもよい。

## 【0026】

図1に戻って焼灼用変換素子駆動部54は、生体内の治療対象部位72に対して焼灼用超音波を照射するために2次元配列されたN1個の焼灼用変換素子51に駆動信号を供給する駆動部であり、焼灼用変換素子51の共振周波数に対応した周波数のバースト波を発生するバースト波発生器542と、このバースト波に所定の遅延位相を与える遅延回路543と、前記バースト波を増幅するRFアンプ544と、RFアンプ544の出力信号を焼灼用変換素子51に効率良く供給するためにインピーダンスマッチングを行なうマッチング回路545と、前記バースト波発生器542の出力を制御するバースト波制御回路541を備えている。尚、N1個の焼灼用変換素子51が用いられる場合には、遅延回路543、RFアンプ544及びマッチング回路545はN1チャンネルから構成される。

40

## 【0027】

この場合、上述の遅延回路543は、N1個の焼灼用変換素子51から照射される焼灼用超音波を所定の焼灼位置に集束させるために、バースト波発生器542から出力されるバースト波に対して所定の遅延位相を与える。尚、遅延位相の大きさは、複数個配列された焼灼用変換素子51の各々における中心位置や焦点距離、更には照射方向によって一義的に決定される。

50

## 【0028】

一方、バースト波制御回路541は、システム制御部60から供給される焼灼パラメータに基づいて、バースト波発生器542から間歇的に出力されるバースト波の振幅、バースト持続時間 1、バースト間隔(周期) 2の制御を行なう。

## 【0029】

次に、超音波イメージング装置55の構成につき図4のブロック図を用いて説明する。この超音波イメージング装置55は、2次元にN2個配列されたイメージング用変換素子52に対して送受信を行なう送受信部2と、送受信部2から得られた受信信号から3次元Bモード画像データ及び3次元弾性画像データの生成を行なう画像データ生成部4と、送受信部2及び画像データ生成部4に対して、例えば、超音波パルスの中心周波数と略等しい周波数の連続波あるいは矩形波を発生する基準信号発生部1を備えている。

10

## 【0030】

送受信部2は、イメージング用変換素子52から送信超音波を放射するための駆動信号を生成する送信部21と、イメージング用変換素子52から得られるN2チャンネルの受信信号に対して整相加算を行なう受信部22を備えている。

## 【0031】

送信部21は、レートパルス発生器211と、送信遅延回路212と、パルサ213を備え、レートパルス発生器211は、送信超音波の繰り返し周期を決定するレートパルスを、基準信号発生部1から供給される連続波あるいは矩形波を分周することによって生成し、このレートパルスを送信遅延回路212に供給する。

20

## 【0032】

送信遅延回路212は、送信に使用されるイメージング用変換素子52と略同数(N2チャンネル)の独立な遅延回路から構成され、送信において細いビーム幅を得るために所定の深さに送信超音波を集束するための遅延時間と所定の方向に送信超音波を放射するための遅延時間をレートパルスに与え、このレートパルスをN2チャンネルのパルサ213に供給する。そして、パルサ213は、イメージング用変換素子52を駆動するための駆動パルスを前記レートパルスに基づいて生成する。

## 【0033】

一方、受信部22は、N2チャンネルから構成されるA/D変換器221及び受信遅延回路222と、加算器223を備えており、イメージング用変換素子52から供給されたN2チャンネルの受信信号はA/D変換器221にてデジタル信号に変換され、受信遅延回路222に送られる。

30

## 【0034】

受信遅延回路222は、所定の深さからの超音波反射波を集束するための集束用遅延時間と、所定方向に対して受信指向性を設定するための偏向用遅延時間をA/D変換器221から出力されるN2チャンネルの受信信号の各々に与え、加算器223は、これら受信遅延回路222からの受信信号を加算する。即ち、受信遅延回路222と加算器223により、所定方向から得られたN2チャンネルの受信信号は整相加算される。

## 【0035】

次に、画像データ生成部4は、受信部22の加算器223から出力された受信信号に対してBモードデータを生成するためのBモードデータ生成部41と、前記受信信号に対して直交検波を行なってドプラ信号の検出を行なうドプラ信号検出部42と、検出されたドプラ信号に基づいて弾性データの生成を行なう弾性データ生成部43を備えている。

40

## 【0036】

更に、画像データ生成部4は、上述のイメージング用変換素子52と送受信部2による3次元走査によって得られたBモードデータ及び弾性データを走査方向単位で順次保存してボリュームデータを生成するボリュームデータ生成部44と、このボリュームデータを用いて2次元画像データあるいは3次元画像データを生成するための画像処理を行なう画像データ処理部45を備えている。

## 【0037】

50

Bモードデータ生成部41は、包絡線検波器411と対数変換器412を備え、包絡線検波器411は、受信部22の加算器223から供給された整相加算後の受信信号を包絡線検波し、この包絡線検波信号は対数変換器412においてその振幅が対数変換される。尚、包絡線検波器411と対数変換器412は順序を入れ替えて構成してもよい。

【0038】

一方、ドプラ信号検出部42は、 $\pi/2$ 移相器421、ミキサ422-1及び422-2、LPF（低域通過フィルタ）423-1及び423-2を備え、受信部22の加算器223から供給される受信信号に対して直交位相検波を行なってドプラ信号のI成分（複素信号の実数成分）及びQ成分（複素信号の虚数成分）を検出する。

【0039】

即ち、受信部22から供給されるドプラ信号検出部42の入力信号は、ミキサ422-1及び422-2の第1の入力端子に入力される。一方、この入力信号の中心周波数とほぼ等しい周波数を有した基準信号発生部1の矩形波は、ミキサ422-1の第2の入力端子に直接供給されると共に、 $\pi/2$ 移相器421において位相が90度シフトされてミキサ422-2の第2の入力端子に供給される。そして、ミキサ422-1及び422-2の出力は、LPF423-1及び423-2に供給され、受信部22の出力信号周波数と基準信号発生部1の出力信号周波数の差の成分のみが検出される。

【0040】

次に、弾性データ生成部43は、ドプラ信号記憶回路431と自己相関演算器432を備え、ドプラ信号検出部42のドプラ信号はドプラ信号記憶回路431に一旦保存される。次いで、自己相関演算器432は、ドプラ信号記憶回路431において時系列的に保存された所定部位のドプラ信号を読み出し、このドプラ成分に対して自己相関値を算出し、更に、この自己相関値に基づいて組織の変位速度、即ち弾性データを生成する。

【0041】

そして、ボリュームデータ生成部44は図示しない記憶回路を備え、超音波の3次元走査によって得られたBモードデータ及び弾性データを走査方向単位で順次保存してボリュームデータ（以下では、Bモードボリュームデータ及び弾性ボリュームデータと呼ぶ。）を生成する。

【0042】

一方、画像データ処理部45は、図示しない演算回路と記憶回路を備え、ボリュームデータ生成部44の記憶回路に保存されたBモードボリュームデータを読み出し、表示部58に表示する3次元Bモード画像データあるいは2次元Bモード画像データを生成するための画像処理を行なう。例えば、前記演算回路は、Bモードボリュームデータを用い、ボリュームレンダリング表示、サーフェスレンダリング表示、MIP（Maximum Intensity Projection）表示、MPR（Multi Planar reconstruction）表示、プレーンカット表示等を目的とした画像処理を行なう。

【0043】

再び図1に戻って、焼灼位置設定部56は、ROI情報記憶部561と焼灼位置算出部562とROI補正部563を備え、ROI情報記憶部561は、後述する表示部58のモニタに表示された2次元あるいは3次元Bモード画像データにおける治療対象部位に対し、操作者が入力部59の入力デバイスを用いて設定した関心領域情報あるいはROI補正部563によって補正された関心領域情報の保存を行なう。又、焼灼位置算出部562は演算回路と記憶回路を備え、ROI情報記憶部561から供給された関心領域情報と、システム制御部60から供給され前記記憶回路に保存された焼灼パラメータの照射間隔に基づいて治療対象部位72に対する焼灼位置を算出する。

【0044】

一方、ROI補正部563は、ROI情報記憶部561に保存された関心領域情報を読み出し、後述する移動情報検出部57が検出した焼灼部位の移動情報に基づいてその位置を補正した後、補正後の関心領域情報を前記ROI情報記憶部561に再度保存する。

【0045】

10

20

30

40

50

図5は、焼灼位置設定部56による焼灼位置の設定方法の具体例を示したものであり、関心領域や焼灼位置の設定は説明を判り易くするために2次元的に行なうが、実際の設定は3次元的に行なわれる。図5(a)は、イメージング用変換素子52を用いた3次元セクタ走査により得られた3次元Bモード画像データ81を示しており、この3次元Bモード画像データ81の腫瘍像82を囲むように3次元的な関心領域83が入力部59の入力デバイスによって設定される。そして、設定された関心領域83の位置情報は、システム制御部60を介して焼灼位置設定部56のROI情報記憶部561に保存される。

#### 【0046】

一方、焼灼位置算出部562は、入力部59によって設定された関心領域83あるいはROI補正部563によって補正された関心領域83を微小な立方体領域に分割し、更にこの微小領域の中心座標を算出して焼灼位置に設定する。例えば、図5(b)は、入力部59によって設定された関心領域83における微小領域の中心位置C1乃至C6、C7乃至C13、・・・を示している。通常、治療対象部位72は、焼灼用超音波の集束領域(ビーム幅)より大きいいため、焼灼計画によって予め設定された複数の焼灼位置に前記集束領域を移動することによって治療対象部位72の全領域に対する焼灼が行なわれる。尚、上述の微小立方体領域の1辺の長さは初期設定された焼灼パラメータの照射間隔dに対応している。

10

#### 【0047】

この場合、焼灼用超音波の移動は、図5(c)に示すように、例えば深部の焼灼位置C1を始点として矢印で示した順序で行なう方法が好適であるが、この方法に限定されるものではなく、離散的に行なってもよい。但し、一旦焼灼された治療対象部位72は、熱変性壊死を起こし超音波の透過性が著しく劣化する。このため浅部の焼灼より深部の焼灼を優先させることが望ましい。尚、図5(c)に示した関心領域83における微小領域は、図5(b)と対応しており、これらの微小領域の中心C1、C2、・・・等の符号の記載は省略している。

20

#### 【0048】

次に、移動情報検出部57は、所定の焼灼位置に対する焼灼直後に得られる弾性ボリュームデータを基準画像データとして保存する画像データ記憶部571と、次の焼灼位置に対する焼灼の直前に得られる弾性ボリュームデータと前記基準画像データを比較することによって治療対象部位の移動情報を検出する画像データ比較部572を備えている。

30

#### 【0049】

例えば、画像データ比較部572は、既に述べたように所定の焼灼位置に対する焼灼が終了した直後に生成され画像データ記憶部571に保存された基準画像データと次の焼灼位置に対する焼灼の直前に生成された弾性ボリュームデータを比較する。この場合、焼灼用超音波の照射によって焼灼された領域では熱変性壊死に伴ってその弾性特性が顕著に変化する。従って、上述の基準画像データ及び弾性ボリュームデータにおける焼灼部位の位置ズレを計測することによってアプリケーション53に対する治療対象部位の移動方向や移動量を3次元的に検出することが可能となる。

#### 【0050】

図6は、図5(b)の焼灼位置C1乃至C3に対して焼灼が行なわれた後の弾性画像データを示したものであり、焼灼位置C3に対する焼灼の直後に得られる弾性画像データ(体動前の弾性画像データ)を図6(a)に、又、焼灼位置C4に対する焼灼の直前に得られる弾性画像データ(体動後の弾性画像データ)を図6(b)に模式的に示す。移動情報検出部57の画像データ比較部572は、画像データ記憶部571に一旦保存された体動前の弾性画像データ(基準画像データ)の焼灼部位S1と画像データ記憶部571を介して超音波イメージング装置55からリアルタイムで供給される体動後の弾性画像データの焼灼部位S2に対し、相互相関処理等を行なってX方向の移動量 $x$ 、Y方向の移動量 $y$ 及び図示しないZ方向の移動量 $z$ を検出する。

40

#### 【0051】

次に、図1の表示部58は、イメージング用変換素子52及び超音波イメージング装置

50

55によって得られた3次元Bモード画像データを表示する。このとき、画像データ上には、図5に示すように、操作者が入力部59において設定した関心領域83や、この関心領域83に基づいて焼灼位置設定部56が設定した焼灼位置等が重畳して表示される。又、治療対象部位に対する焼灼と並行して生成される弾性画像データと上述の関心領域83あるいは焼灼位置を重畳表示することにより、治療対象部位と焼灼位置との位置関係を容易に確認することができる。

【0052】

即ち、表示部58は、図示しない表示用データ生成回路と変換回路とモニタを備え、表示用データ生成回路は、2次元あるいは3次元のBモード画像データや弾性画像データを表示形態に基づいて配列変換(走査変換)した後上述の関心領域や焼灼位置等に関する付帯情報との合成を行なって表示用データを生成する。又、変換回路は、表示用データに対してD/A変換とTVフォーマット変換を行なって映像信号を生成しモニタに表示する。

10

【0053】

入力部59は、操作パネル上に表示パネル、キーボード、トラックボール、マウス、各種選択ボタン等の入力デバイスを備えたインタラクティブなインターフェースであり、患者情報の入力、画像表示モードや画像データ処理方法の選択、画像データ上の治療対象部位に対する関心領域の設定、焼灼パラメータの設定、更には、各種コマンド信号の入力等が行なわれる。

【0054】

尚、上述の画像表示モードとして、Bモード画像データ表示モードと弾性画像データ表示モード等があり、画像データ処理方法としてボリュームレンダリング表示、サーフェスレンダリング表示、MIP表示、MPR表示、プレーンカット表示等を目的とした画像処理方法がある。又、焼灼パラメータとして、焼灼用超音波の照射間隔、照射パワー及び同一焼灼位置における照射時間等がある。

20

【0055】

システム制御部60は、図示しないCPUと記憶回路を備え、入力部59から供給される入力/設定/選択情報は前記記憶回路に一旦保存される。そして、前記CPUは、これらの情報に基づいて超音波照射装置100における上述の各ユニットの制御やシステム全体の制御を統括して行なう。

【0056】

特に、システム制御部60は、超音波イメージング装置55の送受信部2における送信遅延回路212及び受信遅延回路222の遅延時間を制御することにより生体に対して3次元超音波走査を行ない、更に、焼灼用変換素子駆動部54の遅延回路543における遅延位相を制御することにより、焼灼位置設定部56が設定した焼灼位置に対して焼灼用超音波の照射を行なう。

30

【0057】

(焼灼用超音波の照射手順)

次に、本実施例における焼灼用超音波の照射手順につき図1～図8を用いて説明する。但し、図7は照射手順のフローチャートを示す。

【0058】

操作者は、まず入力部59において患者情報を入力した後、焼灼計画を設定するための焼灼パラメータ、即ち、焼灼用超音波の照射間隔d、照射パワー及び同一焼灼位置における照射時間1、照射周期2等の設定を行なう。更に、治療対象部位に対し関心領域を設定するために3次元Bモード画像データの表示モードを、又、焼灼部位のモニタリングを行なうために3次元弾性画像データの表示モードを選択し、これらの3次元画像データを生成するための画像処理方法としてボリュームレンダリング処理を選択する。そして、これらの入力/設定/選択情報はシステム制御部60の記憶回路に保存され、更に、照射間隔dの情報は焼灼位置設定部56における焼灼位置算出部562に供給される(図7のステップS1)。

40

【0059】

50

次いで、操作者は、生体の体表面上において、治療対象部位 7 2 の観察に最適と思われる位置にアプリケーション 5 3 を設置する。この場合、超音波イメージング装置 5 5 を予め動作状態にしておき、イメージング用変換素子 5 2 によって得られる 3 次元 B モード画像データを観測しながらアプリケーション 5 3 を最適な位置に設置する。

【 0 0 6 0 】

次に、超音波イメージング装置 5 5 による 3 次元 B モード画像データの生成方法につき図 4 を用いて説明する。イメージング用超音波の送信に際して送信部 2 1 のレートパルス発生器 2 1 1 は、基準信号発生部 1 から供給される連続波を分周することにより超音波パルスの繰り返し周期を決定するレートパルスを生成し、N 2 チャンネルの送信遅延回路 2 1 2 の各々に供給する。

10

【 0 0 6 1 】

送信遅延回路 2 1 2 は、イメージング用の送信超音波を所定深さに集束するための遅延時間と、第 1 の走査方向 ( 1 ) に超音波を送信するため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 2 チャンネルのパルサ 2 1 3 に供給する。パルサ 2 1 3 は、N 2 個のイメージング用変換素子 5 2 に対して駆動信号を供給し、生体内の前記第 1 の走査方向 ( 1 ) に対して超音波パルス ( 送信超音波 ) を放射する。

【 0 0 6 2 】

生体内に放射された送信超音波の一部は、音響インピーダンスの異なる臓器境界面あるいは組織内にて反射し、前記 N 2 個のイメージング用変換素子 5 2 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、N 2 チャンネルの A / D 変換器 2 2 1 にてデジタル信号に変換された後 N 2 チャンネルの受信遅延回路 2 2 2 に送られる。

20

【 0 0 6 3 】

受信遅延回路 2 2 2 は、所定の深さからの超音波を集束して受信するための遅延時間と、前記第 1 の走査方向に強い受信指向性をもたせて受信するための遅延時間を前記受信信号に与えて加算器 2 2 3 に供給する。加算器 2 2 3 は、受信遅延回路 2 2 2 を介して入力される N 2 チャンネルの受信信号を整相加算し、画像データ生成部 4 へ供給する。そして、加算器 2 2 3 の出力は、画像データ生成部 4 の B モードデータ生成部 4 1 における包絡線検波器 4 1 1 及び対数変換器 4 1 2 によって包絡線検波と対数変換がなされて B モードデータが生成され、ボリュームデータ生成部 4 4 の記憶回路に保存される。

【 0 0 6 4 】

次いで、第 2 の走査方向 ( 2 ) 、第 3 の走査方向 ( 3 ) 、・・・に対しても同様の手順によって B モードデータが生成されてボリュームデータ生成部 4 4 に順次保存される。即ち、システム制御部 6 0 は、送信遅延回路 2 1 2 及び受信遅延回路 2 2 2 の遅延時間を走査方向に対応させて順次切り替えながら 3 次元走査を行ない、このとき得られた B モードデータはボリュームデータ生成部 4 4 の記憶回路に保存されて B モードボリュームデータが生成される。

30

【 0 0 6 5 】

次いで、画像データ処理部 4 5 は、ボリュームデータ生成部 4 4 の記憶回路に保存された B モードボリュームデータを読み出し、所定のボリュームレンダリング処理を行なって 3 次元 B モード画像データを生成する。そして、表示部 5 8 は、この 3 次元 B モード画像データに対して走査変換、D / A 変換及び TV フォーマット変換を行なってモニタに表示する。

40

【 0 0 6 6 】

次に、操作者は、表示部 5 8 のモニタに表示された B モード 3 次元画像データ 8 1 の腫瘍像 8 2 に対し、入力部 5 9 のマウスを用いて関心領域 8 3 を設定する ( 図 7 のステップ S 2 ) 。そして、設定された関心領域の位置情報はシステム制御部 6 0 を介して焼灼位置設定部 5 6 の ROI 情報記憶部 5 6 1 に保存される ( 図 5 参照 ) 。

【 0 0 6 7 】

一方、焼灼位置設定部 5 6 の焼灼位置算出部 5 6 2 は、ROI 情報記憶部 5 6 1 に保存された関心領域の位置情報と既にシステム制御部 6 0 より供給され自己の記憶回路に保存

50

されている焼灼パラメータの照射間隔  $d$  の情報を読み出す。そして、上記関心領域を 1 辺が  $d$  の複数の微小立方体領域に分割し、更に、この微小立方体領域の中心を算出して焼灼位置に設定する（図 7 のステップ S 3）。

【0068】

上述の手順により、焼灼用変換素子 5 1 による焼灼位置の設定が完了したならば、操作者は、入力部 5 9 より焼灼開始のコマンド信号を入力する（図 7 のステップ S 4）。

【0069】

前記コマンド信号を受信したシステム制御部 6 0 は、焼灼パラメータの照射時間 1 や照射周期 2、更には、照射パワーの情報を焼灼用変換素子駆動部 5 4 のバースト波制御回路 5 4 1 に供給し、バースト波制御回路 5 4 1 は、これらの情報に基づいてバースト波発生器 5 4 2 を制御しバースト状の駆動信号を発生する。更に、システム制御部 6 0 は、焼灼パラメータの焼灼順序の情報と焼灼位置設定部 5 6 が設定した焼灼位置に基づき、最初の焼灼位置（即ち、図 5（b）の C 1）に対して焼灼用超音波を照射するための遅延位相を焼灼用変換素子駆動部 5 4 の遅延回路 5 4 3 に設定する。

【0070】

即ち、バースト波発生器 5 4 2 が発生したバースト状の駆動信号は N 1 チャンネルの遅延回路 5 4 3 に供給され、上述の遅延位相が与えられる。そして遅延回路 5 4 3 から出力された N 1 チャンネルの駆動信号は、RF アンプ 5 4 4 及びマッチング回路 5 4 5 を介して N 1 個の焼灼用変換素子 5 1 に供給され、焼灼用変換素子 5 1 は前記駆動信号によって駆動されて最初の焼灼位置 C 1 に対して焼灼用超音波を照射する（図 7 のステップ S 5）。

【0071】

そして、焼灼パラメータに基づいて照射時間 1 の間、焼灼位置 C 1 に対して焼灼用超音波が照射されたならば、この焼灼部位に対する弾性ボリュームデータの生成を開始する。

【0072】

次に、超音波イメージング装置 5 5 による弾性ボリュームデータの生成方法につき図 4 を用いて説明する。システム制御部 6 0 は、超音波イメージング装置 5 5 の送受信部 2 を制御して第 1 の走査方向（1）に対する超音波送受信を所定回数（L 回）繰り返し、各々の超音波送受信において送受信部 2 の受信部 2 2 から得られた受信信号は、データ生成部 4 のドブラ信号検出部 4 2 に供給される。そして、この受信信号は、ドブラ信号検出部 4 2 のミキサ 4 2 2 - 1、4 2 2 - 2 及び LPF 4 2 3 - 1、4 2 3 - 2 において直交位相検波されて 2 チャンネルのドブラ信号（複素信号）が検出され、このドブラ信号の実成分及び虚成分の各々は、弾性データ生成部 4 3 のドブラ信号記憶回路 4 3 1 に一旦保存される。

【0073】

第 1 の走査方向（1）に対する L 回の超音波送受信によって得られたドブラ信号の保存が終了したならば、システム制御部 6 0 は、ドブラ信号記憶回路 4 3 1 に保存されているドブラ信号の中から所定位置（深さ）に対応した L 個のドブラ信号成分を順次読み出して自己相関演算器 4 3 2 に供給する。

【0074】

自己相関演算器 4 3 2 は、前記ドブラ信号の自己相関演算によって計測した組織の変位速度に基づいて弾性データを生成する。このような演算を、第 1 の走査方向の他の位置（深さ）に対しても行ない、得られた弾性データをボリュームデータ生成部 4 4 の記憶回路に保存する。

【0075】

次いで、第 2 の走査方向（2）、第 3 の走査方向（3）、・・・に対しても同様の手順によって弾性データが生成されボリュームデータ生成部 4 4 に順次保存される。即ち、システム制御部 6 0 は生体に対する 3 次元超音波走査を略リアルタイムで行ない、このとき得られた弾性データはボリュームデータ生成部 4 4 の記憶回路に順次保存されて弾性

10

20

30

40

50

ボリュームデータが生成される（図7のステップS6）。

【0076】

尚、上述の弾性ボリュームデータをモニタリングする場合には、画像データ処理部45は、ボリュームデータ生成部44の記憶回路に保存された弾性ボリュームデータを読み出し、例えば、ボリュームレンダリング処理を行なって3次元弾性画像データを生成する。そして、表示部58は、この3次元弾性画像データに対して走査変換、D/A変換及びTVフォーマット変換を行なってモニタに表示する。

【0077】

一方、移動情報検出部57の画像データ記憶部571には、第1の焼灼位置C1に対する焼灼が終了した直後の弾性ボリュームデータが基準画像データとして保存される。そして、画像データ比較部572は、第2の焼灼位置C2に対する焼灼が行われる直前に画像データ記憶部571を介して超音波イメージング装置55から供給された弾性ボリュームデータと画像データ記憶部571において保存されている前記基準画像データとの相互相関処理によって各々の弾性ボリュームデータにおける焼灼部位の位置ズレ（移動情報）を検出する（図7のステップS7）。

10

【0078】

このとき、焼灼位置C1から焼灼位置C2に移行する過程で弾性ボリュームデータの焼灼部位に位置ズレが発生したならば、画像データ比較部572は、検出した移動量  $x$ 、 $y$  及び  $z$  を焼灼位置設定部56のROI補正部563に供給する。一方、ROI補正部563は、ROI情報記憶部561から読み出した関心領域情報を前記移動量の情報に基づいて補正し（図7のステップS8）、ROI情報記憶部561に再度保存する。そして、焼灼位置算出部562は補正後の関心領域情報に基づいて新たな焼灼位置を算出する。即ち、焼灼位置算出部562は、補正後の関心領域情報に基づいて焼灼位置の補正を行なう（図7のステップS9）。

20

【0079】

図8は、上述の焼灼位置の補正方法を示したものである。図8(a)は、焼灼位置C1に対する焼灼直後の弾性画像データと関心領域及び焼灼位置を示しており、図8(b)は、上記関心領域及び焼灼位置と体動後の弾性画像データを示している。又、図8(c)は、体動前の弾性画像データにおける焼灼部位S1と体動後の弾性画像データにおける焼灼部位S2の位置ズレに基づいて補正された関心領域及び焼灼位置を示している。即ち、X方向に  $x$ 、Y方向に  $y$  の体動に伴って最初の焼灼位置C1は位置C $x$ 1に補正され、補正後の第1の焼灼位置C $x$ 1に対して所定の照射間隔dで隣接したC $x$ 2を第2の焼灼位置として設定することが可能となる。

30

【0080】

次いで、システム制御部60は、焼灼位置設定部56の焼灼位置算出部562によって補正された第2の焼灼位置C $x$ 2に対して焼灼用超音波を収束させるための遅延位相を焼灼用変換素子駆動部54の遅延回路543に設定する。

【0081】

上述の遅延位相が与えられたN1チャンネルの駆動信号は、RFアンプ544及びマッチング回路545を介してN1個の焼灼用変換素子51に供給され、この焼灼用変換素子51は、前記駆動信号によって駆動され補正後の焼灼位置C $x$ 2に対して焼灼用超音波を照射する（図7のステップS5）。

40

【0082】

以上述べたような手順を繰り返すことによって焼灼位置の補正を必要に応じて行ないながら最後の焼灼位置C $N$ xに到達するまで焼灼が継続される（図7のステップS10）。

【0083】

（変形例）

次に、本実施例の変形例につき図9及び図10を用いて説明する。上述の実施例では、所定の焼灼位置に対する焼灼の直後に得られるボリュームデータと次の焼灼位置に対する焼灼の直前に得られるボリュームデータの各々における焼灼部位の空間的なズレ（移動情

50

報)を計測し、この移動情報に基づいて関心領域及び焼灼位置の補正を行なった。本変形例では、所定の焼灼位置に対する焼灼直前のボリュームデータにおける焼灼部位の中心位置を計測する。次いで、得られた中心位置と予め設定された焼灼計画の焼灼位置を比較することによって焼灼部位の移動情報を計測し、この移動情報に基づいて関心領域及び焼灼計画の焼灼位置を補正する。

**【0084】**

図9に本変形例における超音波照射装置の全体構成を示す。但し、移動情報検出部67を除いた各ユニットは、図1の場合と同様の機能を有しているため同一の符号を付加し詳細な説明を省略する。

**【0085】**

超音波照射装置200の移動情報検出部67は、焼灼中心算出部671と焼灼位置比較部672を備え、焼灼中心算出部671は、所定の焼灼位置に対する焼灼の直前に生成された弾性ボリュームデータを画像処理して焼灼部位の輪郭情報を抽出し、更に、この輪郭情報を用いて前記焼灼部位の中心あるいは重心を算出する。一方、焼灼位置比較部672は、焼灼位置設定部56によって設定された焼灼計画の焼灼位置の位置情報と焼灼中心算出部671によって算出された焼灼中心の位置情報を比較することによって弾性ボリュームデータにおける焼灼部位の移動情報を検出する。

**【0086】**

この方法は、焼灼順序が離散的に設定される場合に特に有効である。図10は、本変形例における焼灼位置の補正方法を示したものであり、図9(a)は、既に図5(b)に示した焼灼位置C1乃至CNに対して、例えばC1、C8、C16の順に焼灼を行なった直後の弾性画像データと関心領域及び焼灼位置を示しており、弾性ボリュームデータにおける焼灼中心D1、D8、D16は焼灼計画の焼灼位置C1、C8及びC16と一致している。又、図10(b)は、上記関心領域及び焼灼位置と体動後の弾性ボリュームデータを示しており、上述の焼灼中心と焼灼位置にズレが発生する。一方、図10(c)は、移動情報検出部67によって検出された焼灼部位の移動情報に基づいて補正された関心領域及び焼灼位置を示しており、補正後の焼灼位置Cx1、Cx8、Cx16を体動後の焼灼中心Dx1、Dx8、Dx16に一致させることができ、従って、補正後の焼灼位置に基づいて焼灼を行なうことにより所望の治療対象部位に対する焼灼が可能となる。

**【0087】**

以上述べた本実施例及びその変形例によれば、焼灼用超音波を生体内の治療対象部位に照射する際、超音波画像データの観察下にて焼灼用超音波の照射を行ない、更に、上記超音波画像データから略リアルタイムで得られる治療対象部位の移動情報に基づいて予め設定された焼灼位置の補正を継続的に行なうため、体動後の治療対象部位に対しても常に正確な照射が行なわれる。このため、正常組織に対する焼灼用超音波の照射を避けることができ、患者に対して安全な治療を行なうことが可能となる。

**【0088】**

又、上述の焼灼位置の補正は、超音波画像データにおける焼灼部位の情報に基づいて自動的かつ短時間で行なわれるため、体動が発生しても焼灼を中断させる必要がない。従って治療効率が向上し、患者や操作者に対する負担を大幅に軽減することができる。

**【0089】**

更に、上述の実施例における焼灼部位の画像化は、超音波による弾性画像データを用いて行なっているため、焼灼部位の状態を高分解能で表示することができる。更に、この弾性画像データの生成に使用されるイメージング用変換素子は、焼灼用変換素子との一体化が容易であるため、操作性に優れた焼灼用アプリケーションが可能となる。

**【0090】**

以上、本発明の実施例について述べたが、本発明は上述した実施例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、上述の実施例における関心領域の設定は超音波によるBモード画像データを用いて行なったが、超音波による弾性画像データであってもよく、又、MRI装置やX線CT装置等による画像データを用いてもよ

10

20

30

40

50

い。この場合、弾性画像データ、MRI装置あるいはX線CT装置による画像データによれば、Bモード画像データと比較して組織における熱変性の状態を更に感度よく捉えることができ、又、弾性画像データによれば、Bモード画像データを収集する場合と同様のイメージング用変換素子52を用いることができるためMRI装置やX線CT装置と比較してアプリケーション53との一体化が容易となる。そして、これらの画像データにおける関心領域の設定は、上述のように操作者が入力部の入力デバイスを用いて手動で行なってもよいが画像処理によって治療対象部位の輪郭を抽出し、この輪郭情報に基づいて自動設定してもよい。この自動設定によって、操作者の負担が大幅に低減され、しかも短時間での設定が可能となるため治療効率が向上する。

【0091】

10

又、焼灼部位の移動情報の計測を、超音波による弾性画像データを用いて行なう場合について述べたが、ダイナミックCT撮像法や超音波造影法等の他の方法によって得られた画像データを用いてもよく、又、関心領域の設定の場合と同様にBモード画像データを用いることも可能である。尚、焼灼部位の画像化が困難な場合には、この焼灼部位に近接した骨や他の臓器等をランドマークに設定したり、MRI撮影等で行なわれているダンテ法を適用して治療対象部位の周辺部においてタグを書きこみ、上述の画像データにおいて計測されるランドマークやタグの移動情報から焼灼部位の移動情報を推定してもよい。上述の方法を適用することによって、熱変性壊死が顕著で無い場合や画像のS/Nが悪い場合、更には、多臓器の影に位置した場合においても本発明は有効となる。

【0092】

20

一方、関心領域設定用の画像データあるいは焼灼部位計測用の画像データは3次元画像データあるいはボリュームデータが望ましいが、2次元画像データであってもよく、この場合、イメージング用変換素子は1次元配列されたものであってもよい。

【0093】

又、上記実施例では2次元配列された焼灼用変換素子を用い、焼灼用超音波の照射位置を電子的に制御する場合について述べたが、これに限定されるものではなく、焼灼部位の移動情報によって補正された焼灼位置に基づいて焼灼用変換素子を機械的に移動してもよい。この場合、焼灼用変換素子はリング状に配列されたものを用いることも可能である。尚、焼灼用変換素子は凹面状に配列してもよい。更に、上記実施例では焼灼部位が移動した場合には、その移動情報に基づいて焼灼位置を常時補正する場合について述べたが、移動量の許容値を予め設定し、焼灼部位の移動量がこの許容値を超えた場合にのみ焼灼位置の補正を行なってもよい。この方法によれば、微小な体動に対する焼灼位置は固定されるため、観測しやすくなり、又、必要以上の補正を行なう必要がなくなるため補正処理に要する期間が短縮されて治療効率が向上する。

30

【0094】

又、上述の説明では、焼灼部位が移動した場合、その移動情報に基づいて先ず関心領域を補正し、補正された関心領域に基づいて焼灼位置を補正する方法について述べたが、上記移動情報に基づいて焼灼位置を直接補正することも可能である。

【0095】

ところで、焼灼部位の画像化を弾性イメージング法のように超音波を用いた方法によっ  
て行なう場合には、相互干渉のために焼灼部位の焼灼と画像化を同時に行なうことは困難となる。このため上述の実施例では、図11(a)に示すように所定焼灼位置における焼灼超音波の照射時間が1、照射間隔が2となるようなバースト波を用いて焼灼用変換素子51を駆動し、照射休止期間3に焼灼部位の画像化を行なう場合について示した。しかしながら、体動が顕著な場合には、所定の焼灼部位に対する照射の途中で焼灼部位が移動する可能性がある。このような場合には図11(b)に示すように所定焼灼部位に対して照射時間が4(4<1)の間歇的な照射を複数回繰り返し、照射の休止期間5に焼灼部位の画像化とその移動情報に基づく焼灼位置の補正を行なってもよい。この方法によれば速い焼灼部位の移動に対しても正確な焼灼位置を設定することができる。

40

50

## 【 0 0 9 6 】

尚、弾性画像データを生成する際には、通常、体外より低周波の振動エネルギーを供給する必要があるが、アプリケーションを手動で振動させることによって同等の効果を得ることができる。

## 【 0 0 9 7 】

又、焼灼部位の移動情報が所定範囲を超えた場合あるいはノイズ等の影響により焼灼部位の移動情報を計測することが不可能な場合には、操作者によって焼灼を中断するための警告信号を発生する機能を備えることによって安全性を更に高めることが可能となる。

## 【 図面の簡単な説明 】

## 【 0 0 9 8 】

【 図 1 】本発明の実施例における超音波照射装置の全体構成を示すブロック図。

【 図 2 】同実施例の超音波照射装置におけるアプリケーションの構成を示す図。

【 図 3 】同実施例のアプリケーション内に備えられたイメージング用変換素子及び焼灼用変換素子の具体例を示す図。

【 図 4 】同実施例の超音波照射装置に設けられた超音波イメージング装置の構成を示すブロック図。

【 図 5 】同実施例における焼灼位置の設定方法を説明するための図。

【 図 6 】同実施例における体動前及び体動後の弾性画像データを示す図。

【 図 7 】同実施例における焼灼用超音波の照射手順を示すフローチャート。

【 図 8 】同実施例における焼灼位置の補正方法を示す図。

【 図 9 】同実施例の変形例における超音波照射装置の全体構成を示すブロック図。

【 図 1 0 】同変形例における焼灼位置の補正方法を示す図。

【 図 1 1 】本発明の実施例の他の変形例における焼灼部位の焼灼と画像化の順序を示すタイムチャート。

## 【 符号の説明 】

## 【 0 0 9 9 】

- 5 1 ... 焼灼用変換素子
- 5 2 ... イメージング用変換素子
- 5 3 ... アプリケータ
- 5 4 ... 焼灼用変換素子駆動部
- 5 5 ... 超音波イメージング装置
- 5 6 ... 焼灼位置設定部
- 5 7、6 7 ... 移動情報検出部
- 5 8 ... 表示部
- 5 9 ... 入力部
- 6 0 ... システム制御部
- 1 0 0、2 0 0 ... 超音波照射装置
- 5 4 1 ... バースト波制御回路
- 5 4 2 ... バースト波発生器
- 5 4 3 ... 遅延回路
- 5 4 4 ... R F アンプ
- 5 4 5 ... マッチング回路
- 5 6 1 ... R O I 情報記憶部
- 5 6 2 ... 焼灼位置算出部
- 5 6 3 ... R O I 補正部
- 5 7 1 ... 画像データ記憶部
- 5 7 2 ... 画像データ比較部
- 6 7 1 ... 焼灼中心算出部
- 6 7 2 ... 焼灼位置比較部

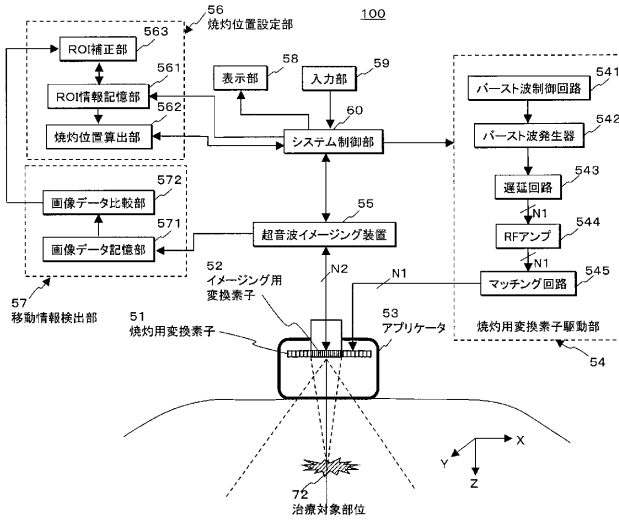
10

20

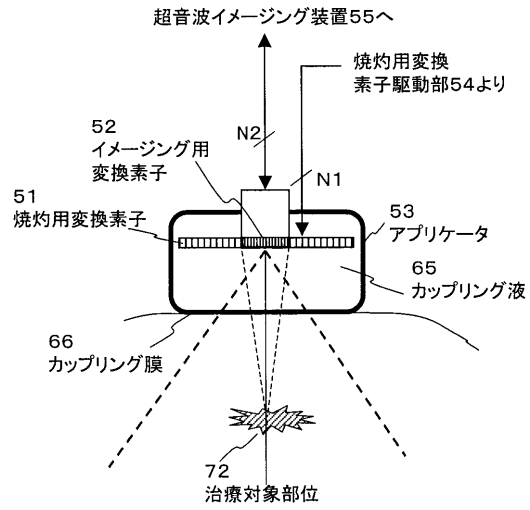
30

40

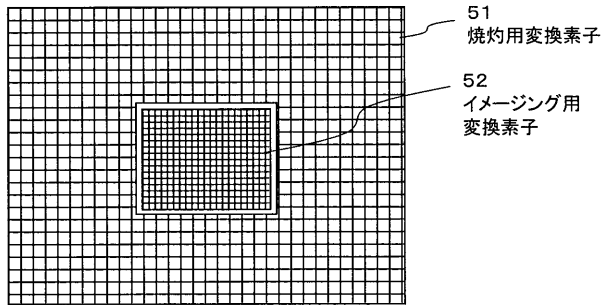
【 図 1 】



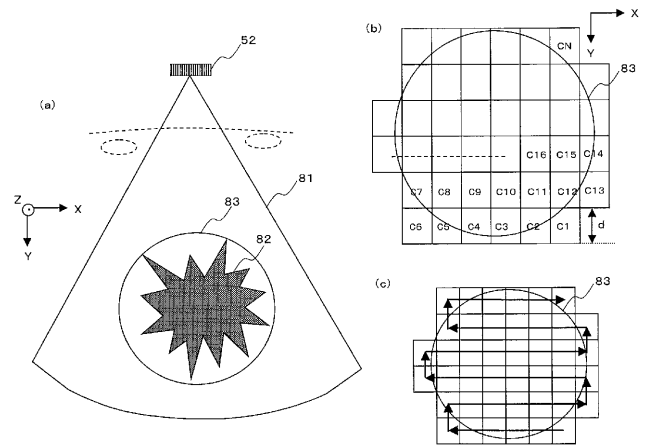
【 図 2 】



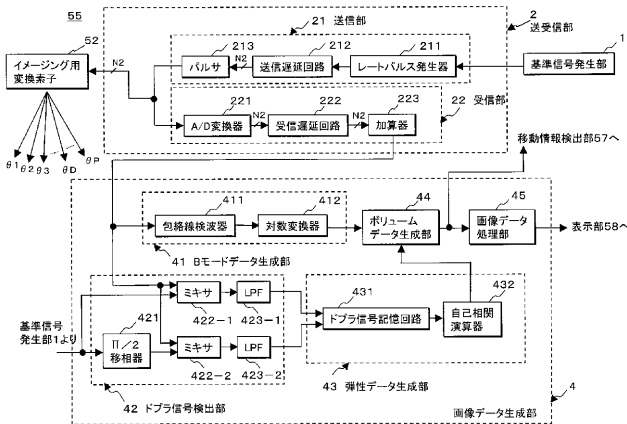
【 図 3 】



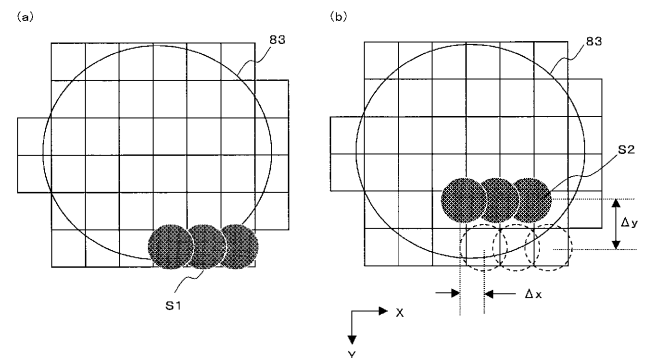
【 図 5 】



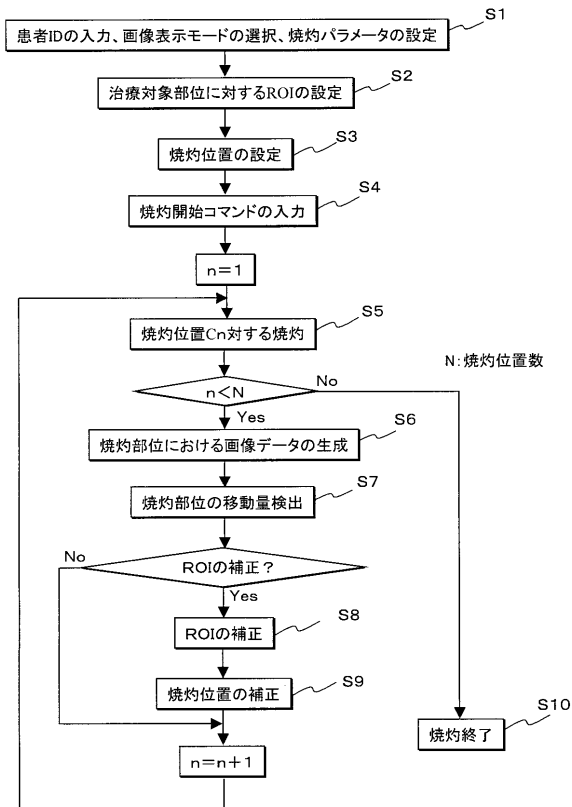
【 図 4 】



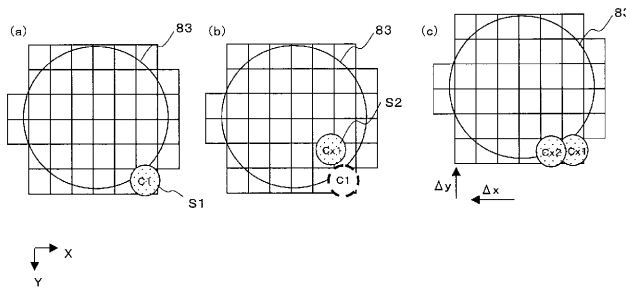
【 図 6 】



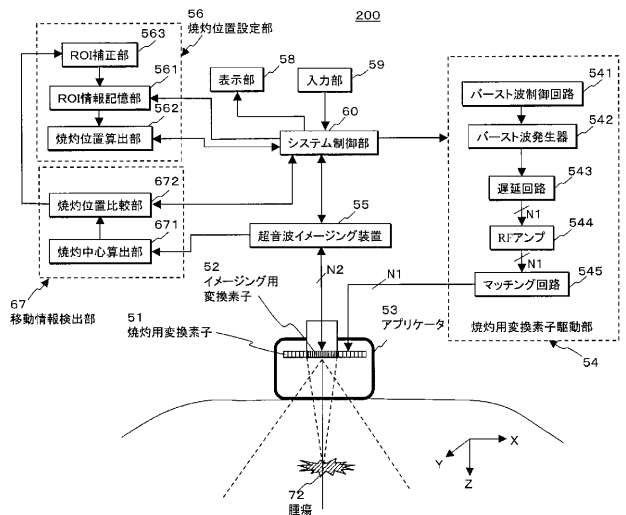
【 図 7 】



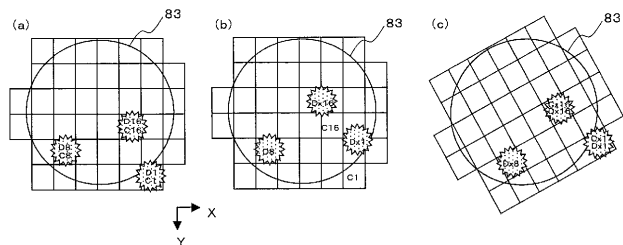
【 図 8 】



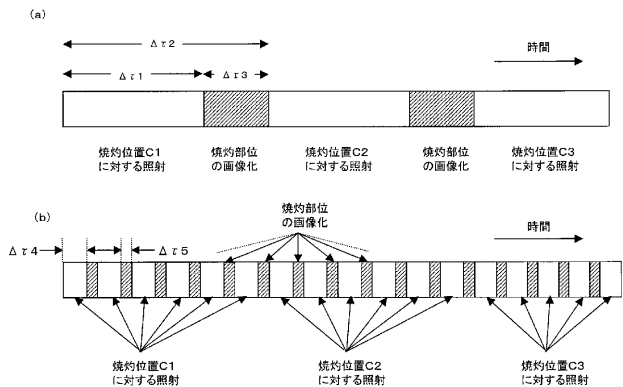
【 図 9 】



【 図 10 】



【 図 11 】



---

フロントページの続き

Fターム(参考) 4C096 AA18 AB36 AB44 AD14 DC15 DC22 DC28 DC33  
4C601 BB03 DD19 EE09 EE19 FF14 FF15 FF16 GB06 JB36 JB51  
JC37

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	<a href="#">JP2006136441A</a>	公开(公告)日	2006-06-01
申请号	JP2004327260	申请日	2004-11-11
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	石橋義治		
发明人	石橋 義治		
IPC分类号	A61B18/00 A61B6/03 A61B8/00 A61B19/00 A61B5/055		
FI分类号	A61B17/36.330 A61B6/03.377 A61B8/00 A61B19/00.502 A61B5/05.390 A61B17/00.700 A61B34/20 A61B5/055.390		
F-TERM分类号	4C060/EE19 4C060/JJ25 4C060/JJ27 4C060/MM24 4C093/AA22 4C093/CA17 4C093/FF12 4C093/FF21 4C093/FF28 4C093/FF33 4C096/AA18 4C096/AB36 4C096/AB44 4C096/AD14 4C096/DC15 4C096/DC22 4C096/DC28 4C096/DC33 4C601/BB03 4C601/DD19 4C601/EE09 4C601/EE19 4C601/FF14 4C601/FF15 4C601/FF16 4C601/GB06 4C601/JB36 4C601/JB51 4C601/JC37 4C160/JJ25 4C160/JJ33 4C160/JJ35 4C160/JJ36 4C160/KL02 4C160/MM32		
代理人(译)	堀口博		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

解决的问题：当在活体的治疗目标部位上照射消融超声波时，有效地执行安全的超声波辐照。消融位置计算单元562基于在通过使用成像转换元件获得的三维超声图像数据的治疗目标区域中设置的关注区域来计算消融计划的消融位置。接下来，当基于计算出的消融位置对治疗对象部位进行消融时，移动信息检测部57针对使用了摄像转换元件52的预定的消融位置，刚消融后的体数据被获取。测量紧接在消融之前的每个体数据中的消融部位相对于下一个消融位置的空间偏差（运动信息）。然后，ROI校正单元563基于该运动信息来校正关注区域的位置，并且消融位置计算单元562基于校正后的关注区域来校正消融位置。[选型图]图1

