

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4322322号
(P4322322)

(45) 発行日 平成21年8月26日(2009.8.26)

(24) 登録日 平成21年6月12日(2009.6.12)

(51) Int. Cl.		F 1		
A 6 1 B 18/00	(2006.01)	A 6 1 B	17/36	3 3 0
A 6 1 B 17/22	(2006.01)	A 6 1 B	17/22	3 3 0

請求項の数 11 (全 12 頁)

(21) 出願番号	特願平10-59556	(73) 特許権者	000003078
(22) 出願日	平成10年3月11日(1998.3.11)		株式会社東芝
(65) 公開番号	特開平10-328194		東京都港区芝浦一丁目1番1号
(43) 公開日	平成10年12月15日(1998.12.15)	(74) 代理人	100058479
審査請求日	平成17年3月3日(2005.3.3)		弁理士 鈴江 武彦
(31) 優先権主張番号	特願平9-79867	(74) 代理人	100084618
(32) 優先日	平成9年3月31日(1997.3.31)		弁理士 村松 貞男
(33) 優先権主張国	日本国(JP)	(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
		(74) 代理人	100070437
			弁理士 河井 将次

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】

患部を治療するために、治療用超音波を患部に集束する超音波治療装置において、治療用超音波発生源と超音波プローブとを有しているアプリケーションと、前記アプリケーションを移動する機構と、前記治療用超音波発生源から治療用超音波を発生させるために前記治療用超音波発生源を駆動するドライバと、

前記超音波プローブを駆動して前記治療用超音波の焦点付近をイメージングするために超音波でスキャンし、得られたエコーに基づいて断層像を生成し、表示する診断装置と、前記患部を含むように治療領域を設定するためのコンソールと、治療シミュレーションを実行するシステムコントローラとを具備し、

前記治療シミュレーション中には、前記機構は前記治療領域に従って計画された前記焦点の移動コースに従って前記アプリケーションを移動し、前記ドライバは前記治療用超音波を発生させないために前記治療用超音波発生源を駆動せず、前記診断装置は前記アプリケーションが移動している間に前記超音波プローブを介して前記焦点付近のイメージングを継続して、前記断層像と一緒に前記焦点を表す焦点マーカを表示することを特徴とする超音波治療装置。

【請求項 2】

前記診断装置は、前記治療シミュレーション中に得られた複数の断層像の中から、前記治療領域の辺縁付近でのスキャンにより得られた少なくとも1枚の断層像をピックアップ

10

20

して、1画面に同時表示することが可能に設けられていることを特徴とする請求項1記載の超音波治療装置。

【請求項3】

前記システムコントローラは、簡易タイプシミュレーションを実行することが可能に設けられていて、この簡易タイプシミュレーション中には、前記ドライバは前記治療用超音波を発生させないために前記治療用超音波発生源を駆動せず、前記診断装置は前記超音波プローブを軸回転、スイング、平行移動の少なくとも1つを行って、複数枚の断層像を生成し、前記断層像を表示することを特徴とする請求項1記載の超音波治療装置。

【請求項4】

前記診断装置は、前記簡易タイプシミュレーション中に得られた複数枚の断層像の中から、前記治療領域の辺縁付近でのスキャンにより得られた複数枚の断層像をピックアップして、1画面に同時表示することが可能に設けられていることを特徴とする請求項3記載の超音波治療装置。

10

【請求項5】

前記診断装置は、前記簡易タイプシミュレーション中に得られた複数の断層像の中から、スキャン面が直交する2枚の断層像をピックアップして、1画面に同時表示することが可能に設けられていることを特徴とする請求項3記載の超音波治療装置。

【請求項6】

前記診断装置は、前記簡易タイプシミュレーション中に得られた複数の断層像の中から、スキャン面が所定角度づつずれた複数枚の断層像をピックアップして、1画面に同時表示することが可能に設けられていることを特徴とする請求項3記載の超音波治療装置。

20

【請求項7】

患部を治療するために、治療用超音波を患部に集束する超音波治療装置において、
治療用超音波発生手段と、
前記治療用超音波の焦点付近に関する断層組織を映像化するための手段と、
前記患部を含むように治療領域を設定するための手段と、
治療シミュレーションを実行する手段とを具備し、
前記治療シミュレーション中には、前記治療用超音波発生源から前記治療用超音波は発生されず、前記断層組織は映像化され、この映像化される断層面は前記治療領域に対応する前記治療用超音波の焦点の移動コースに従って移動されることを特徴とする超音波治療装置。

30

【請求項8】

前記イメージ手段は、前記治療シミュレーション中に得られた複数の断層像の中から、前記治療領域の辺縁付近でのスキャンにより得られた複数枚の断層像をピックアップして、1画面に同時表示することが可能に設けられていることを特徴とする請求項7記載の超音波治療装置。

【請求項9】

前記イメージ手段は、前記治療シミュレーション中に得られた複数の断層像の中から、スキャン面が直交する2枚の断層像をピックアップして、1画面に同時表示することが可能に設けられていることを特徴とする請求項7記載の超音波治療装置。

40

【請求項10】

前記イメージ手段は、前記治療シミュレーション中に得られた複数の断層像の中から、スキャン面が所定角度づつずれた複数枚の断層像をピックアップして、1画面に同時表示することが可能に設けられていることを特徴とする請求項7記載の超音波治療装置。

【請求項11】

患部を治療するために、治療用超音波を患部に集束する超音波治療装置において、
治療用超音波発生手段と、
前記治療用超音波の焦点付近に関する断層組織を映像化するための超音波プローブを含む超音波診断ユニットと、
前記患部を含むように治療領域を設定するための手段と、

50

治療シミュレーションを実行する手段とを具備し、

前記治療シミュレーション中には、前記治療用超音波発生源から前記治療用超音波は発生せず、前記超音波プローブの軸回転、スイング、平行移動の少なくとも1つの動きにより複数枚の断層像を生成し、前記焦点を表すマーカと前記治療領域を表すマーカと前記断層像と一緒に表示することを特徴とする超音波治療装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、超音波により生体内の結石を破砕し、また癌等の腫瘍を焼灼する超音波治療装置に関する。

【0002】

【従来の技術】

近年、MIT (Minimally Invasive Treatment) とよばれる最少侵襲治療の流れが医療の各分野で注目を集めている。一例としては、結石症の治療に体外から強力超音波を照射し、無侵襲的に結石を破砕治療する結石破砕装置の実用化が挙げられ、泌尿器系結石の治療法を大きく様変わりさせた。この結石破砕装置に使用される強力超音波発生源としては、水中放電方式・電磁誘導方式・微小爆発方式・ピエゾ方式等があり、特にピエゾ方式では強力超音波の圧力が小さいという短所はあるが、小焦点で、消耗品がなく、強力超音波圧力を任意にコントロールでき、複数のピエゾ素子にかかる駆動電圧を位相制御することで焦点位置を任意にコントロールできる等、優れた長所がある。

【0003】

一方、癌治療の分野でもMITは1つのキーワードとなっており、特に癌の場合、その治療の多くを外科的手術に頼っている現状から、本来その臓器が持つ機能や外見上の形態を大きく損なう場合が極めて多く、生命を長らえたとしても患者にとって大きな負担が残る。このため、患者のQOL (Quality of Life) を考慮した侵襲の少ない治療法及びそのための装置の開発が強く望まれている。

【0004】

このような流れの中、悪性新生物、いわゆる癌の治療技術の一つとして、ハイパーサーミア療法が注目されるようになってきた。これは、腫瘍組織と正常組織の熱感受性の違いを利用して、患部を $42.5 \sim 43^{\circ}\text{C}$ 程度に加温・維持することで癌細胞のみを選択的に死滅させる治療法である。加温の方法としてはマイクロ波等の電磁波を用いる方法が先行しているが、この方法では生体の電気的特性により深部の腫瘍を選択的に加温することは困難であり、深さ5cm以上の腫瘍に対しては良好な治療成績は望めない。そこで、深部腫瘍の治療には集束性が良く深達度の高い超音波エネルギーを利用する方法が考えられる。

【0005】

また、上記加温治療法を更に進めて、ピエゾ素子より発生した強力超音波を患部に鋭く集束させて腫瘍部分を 80°C 以上に加熱し、腫瘍組織を瞬時に熱変性壊死させるような治療法も考えられている。

【0006】

この治療法では、従来のハイパーサーミアとは異なり、焦点近傍の限局した領域に非常に強い強度(数百~数千 W/cm^2)の超音波が投入されるため、焦点近傍の狭い領域のみが瞬時に熱変性壊死させられる。かつ、その小さな焦点を正確に位置決めしながら患部領域全体を焼灼する必要があるため、焦点の位置決め技術が非常に重要となる。

【0007】

これに関する1つの解決法として、MRIの化学シフトを利用した体内非侵襲温度分布画像化により術中の発熱点を計測する技術が開示されている。更に、超音波単独のシステムについても、治療用超音波の焦点領域からの反射波を検出して超音波画像上に表示する手法が開示されている。

10

20

30

40

50

【 0 0 0 8 】

従来の、特に単純なBモード断層画像を術中モニタとして使用するタイプの超音波治療装置においては、Bモード断層画像1画面だけでは腫瘍の全容を一時に把握できないため、設定焼灼領域を設定しても設定位置や範囲が実際の患部とずれて設定される場合が生じる。従って、このまま照射を行うと腫瘍の撃ち残しが出るばかりでなく、周囲の正常組織を無駄に傷つけてしまう可能性があった。

【 0 0 0 9 】

また、従来の超音波治療装置では「治療用超音波の入射経路が周囲臓器にどの程度掛かっているか」「このまま照射を行って安全か」等を事前に簡便かつリアルタイムに確認する手段が無かったため術前の治療計画に従うしかなく、実際の臓器の移動や治療用超音波入射経路の違いに応じた修正がきかなかつた。このため、実際の照射の際に超音波通過領域に重要臓器が掛かってしまい、誤って副作用を生じてしまったり、移動の際にアプリケーションが他の部位にあたって狙ったところを照射できなくなってしまう虞があった。

【 0 0 1 0 】

更に、MRI（磁気共鳴診断装置）等の診断装置を術中モニタリング画像として用いた場合には3次元的な画像データ取得が可能であるため、治療用超音波の通過領域に他の重要臓器が掛からないように制御することは可能である。しかし、これらの見積もりはあくまでも仮想であり、「実際の照射位置からの強力超音波エネルギー入射時の通過経路への影響」、「呼吸移動等による周囲臓器との位置関係の変化とその影響」、「実際に照射する位置にアプリケーションが移動した際にアプリケーションが他の部位にあたって邪魔にならないか」、などを簡便に判別することは出来なかつた。

【 0 0 1 1 】

【 発明が解決しようとする課題 】

本発明の目的は、治療用超音波を従来よりも安全かつ確実に照射できる超音波治療装置を提供することにある。

【 0 0 1 2 】

【 課題を解決するための手段 】

本発明は、患部を治療するために、治療用超音波を患部に集束する超音波治療装置において、治療用超音波発生源と超音波プローブとを有しているアプリケーションと、前記アプリケーションを移動する機構と、前記治療用超音波発生源から治療用超音波を発生させるために前記治療用超音波発生源を駆動するドライバと、前記超音波プローブを駆動して前記治療用超音波の焦点付近を超音波でスキャンし、得られたエコーに基づいて断層像を生成し、表示する診断装置と、前記患部を含むように治療領域を設定するためのコンソールと、治療シミュレーションを実行するシステムコントローラとを具備し、前記治療シミュレーション中には、前記機構は前記治療領域に従ってデザインされた前記焦点の移動コースに従って前記アプリケーションを移動し、前記ドライバは前記治療用超音波を発生させないために前記治療用超音波発生源を駆動せず、前記診断装置は前記超音波プローブを介して前記焦点付近をスキャンして、前記断層像と一緒に前記焦点を表す焦点マーカを表示するものである。

（作用）患部が治療用超音波の焦点よりも大きいとき、患部を含むように治療領域が設定される。そして、治療用超音波の焦点は、この治療領域に基づいてデザインされた移動コースに従って移動される。これにより、焦点より大きな患部の全体が治療され得る。本発明では、実際に治療する、つまり治療用超音波を照射する前に、治療が良好に行われるか否かを、シミュレーションにより確認することができる。このシミュレーションでは、アプリケーションは、治療領域に基づいてデザインされた移動コースに従って移動される。この移動中には、超音波プローブにより患者の体内は継続的にスキャンされイメージングされるが、治療用超音波は発生されない。そして、得られた断層像は、焦点を表す焦点マーカと一緒に表示される。このように、アプリケーションを、実際のコースに沿って動かして、患部と焦点との位置関係を観察することにより、治療領域が患部に対して正しくセットされているか否かを正確に確認することができる。

10

20

30

40

50

【 0 0 1 3 】

【 発明の実施の形態 】

以下、図面を参照して、本発明を好ましい実施形態により説明する。図 1 には、本実施形態による超音波治療装置の構成を示している。アプリケーション 1 のフレーム 2 7 には、治療用超音波発生源 2 が取り付けられている。治療用超音波発生源 2 には、強力な超音波を発生する piezo 素子又は piezo 素子群が、球の一部分の形状に形成又はアレイされている。この治療用超音波発生源 2 の中心軸 C L 上であって、球半径の深さの点、つまり球の中心において、piezo 素子から発生した治療用超音波が集束するようになっている。この集束点を中心として、一定レベル以上のエネルギーを示す領域を、一般的に、焦点 8 と称している。この焦点 8 は、例えば、径 1 0 m m、長さ 1 5 m m の縦長形状を有している。

10

【 0 0 1 4 】

このフレーム 2 7 及び治療用超音波発生源 2 の略中心部分には孔が開けられており、この孔に円柱形状の超音波プローブ 1 6 が、その軸が発生源 2 の中心軸 C L に揃う状態で、且つ軸方向に前後に移動自在に挿入されている。治療用超音波発生源 2 に対する超音波プローブ 1 6 の突出量を検出するために、エンコーダ 2 3 が設けられている。このように発生源 2 に対して超音波プローブ 1 6 が設けられているので、発生源 2 の焦点 8 は、超音波プローブ 1 6 により得られる断層像では、その中心線上に存在するし、その深さはエンコーダ 2 3 により検出された突出量に基づいて計算することができるようになっている。

【 0 0 1 5 】

この超音波プローブ 1 6 を介して焦点 8 の付近を超音波で走査して、断層像を生成し、これをデジタルスキャンコンバータ (D S C) 1 8 を介して C R T 1 9 に表示するために、超音波診断装置 1 7 が設けられている。なお、システムコントローラ 9 の機能により、C R T 1 9 に表示された断層像には、焦点を表す焦点マーカや、コンソールパネル 1 0 を介して設定された焼灼領域 (治療領域) を表す図形マーカがスーパーインポーズされて、C R T 1 9 に表示されるようになっている。

20

【 0 0 1 6 】

治療用超音波発生源 2 及び超音波プローブ 1 6 の下側には、治療用超音波やイメージング用の超音波を損失少なく患者に導くと共に、患者からの反射波を損失少なく超音波プローブ 1 6 に導くための脱気水等のカップリング液 4 がカップリング膜 5 に充填されている。

30

【 0 0 1 7 】

アプリケーション 1 は、そのフレーム 2 7 において、ステージ 2 1 から伸びたアーム 2 2 の先端に取り付けられており、ステージ 2 1 の移動に対応して自由に移動し、また任意の姿勢で静止できるようになっている。このアーム 2 2 の動きは、システムコントローラ 9 の制御下にあるステージコントローラ 2 0 により完全に制御されている。

【 0 0 1 8 】

治療時には、まず患者を寝台 (図示せず) に載置して所定位置に固定する。そしてアプリケーション 1 のカップリング膜 5 を、図示しない超音波ゼリー等を塗布した患者体表に接触させる。そして、システムコントローラ 9 からの制御信号に従って連続波発生回路 1 1 又はパルス波発生回路 1 2 から切替スイッチ 1 3 を介して超音波域の高周波信号が R F アンプ 1 4 に供給される。R F アンプ 1 4 で増幅された高周波信号は、インピーダンスマッチング回路 1 5 を介して治療用超音波発生源 2 の piezo 素子に供給される。これにより、piezo 素子は機械的に振動して、超音波を発生する。この超音波は、カップリング液 4 を介して患者体内に導かれ、焦点 8 を形成し、この焦点 8 にある患部 (腫瘍又は結石) を治療 (加温又は破碎) する。

40

【 0 0 1 9 】

図 2 には、本実施形態による治療計画の立案の手順を示している。ここでは癌等の腫瘍を超音波で焼灼する場合で説明する。ここで、患部 7 が焦点 8 より大きいとき、患部 7 の全体を治療するには、焦点 8 を移動しながら、治療用超音波の照射を繰り返すという動きが必要になる。この焦点 8 の移動範囲を決定するのが、焼灼領域 (治療領域) であり、治

50

療計画の最大の目的は、この焼灼領域を患部に対して正しく、つまり、焼灼領域が過不足無く患部をカバーするように、設定することである。

【 0 0 2 0 】

治療計画は、大きく、事前検査と、一次計画と、二次計画とに分けられる。このうち、二次計画が特徴的である。まず、事前検査 S T 1 では、治療用超音波発生源 2 を駆動せず、治療用超音波を発生せず、超音波プローブ 1 6 を使って断層像により患者の体内を観察する。場合によっては、X 線 C T 画像や M R I 画像等が参照される。この事前検査 S T 1 により、患部の大体の位置や大きさや形状が確認される。

【 0 0 2 1 】

次に、一次計画では、焼灼領域がラフに設定される。このためにアプリケーション 1 を、事前計画 S T 1 で確認した患部の近くの体表に当て (S T 2)、超音波プローブ 1 6 を介して患部を立体的にイメージングする (S T 3)。そして、患部 7 をカバーするように、焼灼領域を設定する (S T 4)。

【 0 0 2 2 】

図 4 (a) には、焼灼領域の設定画面を示している。この画面には、患部像 7 と、焦点マーカ 8 と、焼灼領域マーカ 2 4 とが表示されている。焼灼領域を設定する一般的な手順は、焦点マーカ 8 を患部像 7 の中心に位置させると、焦点マーカ 8 を中心として焼灼領域マーカ 2 4 が例えば矩形に表示される。そして、患部像 7 をカバーするように、この焼灼領域マーカ 2 4 の位置やサイズを調整する。この作業を断層像の位置を変えながら繰り返すことで、焼灼領域がラフに設定される。

【 0 0 2 3 】

焼灼領域が設定されると、この設定された焼灼領域に従って焦点 8 の移動コースがシステムコントローラ 9 でデザインされる。この移動コースは、正弦波形や渦巻き形等の基本コースのサイズを変更することによりデザインされてもよいし、焼灼領域に応じて自由にデザインするようにしてもよい。

【 0 0 2 4 】

なお、焦点マーカ 8 は、一般的な形状及びサイズに表示してもよいし、もっと正確な形状及びサイズで表示するようにしてもよい。後者では、治療用超音波の強度分布イメージを参照する。この強度分布イメージとは、実際に発生源 2 から治療用超音波パルスを発生し、そのエコーを超音波プローブ 1 6 で受信し、その受信信号に基づいて B モード像を生成する。B モード像では、エコー強度の強いところが高輝度で表示される。また、エコー強度はその位置の照射強度を反映している。従って、この B モード像は治療用超音波の強度分布を表すことになる。この強度分布から一定の強度以上を示す領域を焦点 8 として、抽出することができる。なお、この強度分布イメージングの詳細については、治療用強力超音波を発生する超音波発生源から照射されたバースト波の高調波成分を診断用超音波プローブにより受信 / 画像化する手法が日本特許番号第 1 8 5 1 3 0 4 号、第 1 8 2 1 7 7 2 号に記載されており、また、カラー Doppler を応用した手法が特願平 7 - 2 0 3 5 7 6 号公報に、また、診断用超音波プローブからは画像取得用超音波の送信を行わずに治療用超音波源から照射された超音波の受信のみを行い、その生体内からの反射波を画像化する手法が特許番号第 1 7 6 5 4 5 2 号に記載されている。

【 0 0 2 5 】

次に、二次計画が行われる。二次計画では、図 3 (a) に示すように、システムコントローラ 9 の制御に従って、一次計画でデザインされた移動コースに従って、実際にアプリケーション 1 が移動される (S T 6)。このとき、治療用超音波発生源 2 は駆動されず、治療用超音波は発生されない。また、アプリケーション 1 が移動コースに従って移動している間、超音波プローブ 1 6 及び診断装置 1 7 によって焦点付近のイメージングが継続され、図 3 (b) に示すように、刻々と変遷する画像を観察することができる。もちろん、この断層像と一緒に焦点を表す焦点マーカや焼灼領域マーカが表示される。このような作業を、以下、治療シミュレーションと称する。この治療シミュレーションにより、焼灼領域が患部に対して正しく設定されているか否かを正確に確認できる (S T 7)。

【 0 0 2 6 】

なお、実際の治療では、アプリケーション 1 は移動コースに沿って断続的に移動し、これに同期して静止時に治療用超音波を短時間照射するが、このシミュレーションでは、このようなアプリケーション 1 を断続的に移動するのではなく、連続的に移動し、しかも実際の治療時よりも、高速で移動する。これにより、実際の治療時間よりも、大幅に時間を短縮して、シミュレーションを終わらせることができる。

【 0 0 2 7 】

もし、図 4 (b) に示すように、焼灼領域 2 4 が患部 7 に対して正しく設定されていないときには、コンソールパネル 1 0 を介して焼灼領域の中心位置 (座標) やサイズや形状が微調整 (再設定) される (S T 5)。焼灼領域の中心位置の変更は、図 5 (a) に示すように、マウス等のポインティングデバイスを用いて焼灼領域マーカ 2 4 をドラッグして移動することにより行われる。また、焼灼領域のサイズの変更は、図 5 (b) に示すように、マウス等のポインティングデバイスを用いて焼灼領域マーカ 2 4 をドラッグして拡大、縮小することにより行われる。

10

【 0 0 2 8 】

焼灼領域の再設定後には、治療シミュレーション S T 6 が行われる。これにより、焼灼領域 2 4 が患部 7 に対して正しく設定されているか否かが再度確認される (S T 7)。

【 0 0 2 9 】

この S T 5、S T 6、S T 7 のループは、焼灼領域 2 4 が患部 7 に対して正しく設定されていることが確認できるまで、繰り返される。焼灼領域 2 4 が患部 7 に対して正しく設定されていることが確認できた後には、実際に治療用超音波を照射して患部を治療する治療ステップ S T 8 が開始される。治療においては、システムコントローラ 9 の制御により、最終的に設定された焼灼領域に従ってデザインされた移動コースに沿ってアプリケーション 1 が移動される。このとき、S W 1 3 は C 側に切り替えられ、連続波発生回路 1 1 からの連続的な高周波信号に従って超音波発生源 2 が駆動され、被検体に治療用超音波が連続的に患部に照射される。

20

【 0 0 3 0 】

このような治療シミュレーションによると、短時間で焼灼領域が患部に対して正しく設定されているか否かを確認して、必要に応じて微調整することができる。従って、より安全で、確実で、信頼性の高い治療を行うことができる。また、実際にアプリケーション 1 を動かすことで、アプリケーション 1 が他の構造物等に干渉するか否かを確認することもできる。

30

【 0 0 3 1 】

次に、上述した治療シミュレーションよりももっと簡易に、焼灼領域が患部に対して正しく設定されているか否かを確認することのできる簡易タイプシミュレーションについて説明する。上述した治療シミュレーションでは、実際の移動コースに従ってアプリケーション 1 を動かしていたが、簡易タイプシミュレーションでは、いわゆる 3 次元スキャンを採用している。この 3 次元スキャンの方法としては、図 6 (a) に示すような超音波プローブ 1 6 を軸回転する方法や、図 7 に示すような超音波プローブ 1 6 をスイング (首振り運動) させる方法や、超音波プローブ 1 6 を直線移動させる方法等があり、このいずれを採用してもよい。この 3 次元スキャンによって得られる図 6 (b) に示すような画像の変化を観察することにより、焼灼領域が患部に対して正しく設定されているか否かを、短時間のうちに、3 次元で比較的正確に確認することができる。この簡易タイプのシミュレーションは、上述の治療シミュレーションと併用してもよい。

40

【 0 0 3 2 】

次に、焼灼領域が患部に対して正しく設定されているか否かの確認を容易にするための表示方法について説明する。この表示は、治療シミュレーションや簡易タイプシミュレーションが終了後に、システムコントローラ 9 により自動的に実行される。治療シミュレーションや簡易タイプシミュレーション中には、複数枚の断層像が生成されている。この複数枚分の断層像データは、フレームメモリ 2 9 に保持される。システムコントローラ 9 は

50

、この複数枚の断層像の中から、上記確認を簡易にのり有用とされる数枚の断層像をピックアップして、一画面に同時表示する。有用とされる数枚の断層像としては、例えば、図3(a)の(A)点、(C)点で得た2枚の断層像、つまり超音波プローブ16が焼灼領域の辺縁にあるときにスキャンして得た断層像が好ましい(図8参照)。また、図6(a)に示したように、超音波プローブ16を軸回転する場合には、有用とされる数枚の断層像としては、例えば超音波プローブ16が0°、90°それぞれの位置にあるときにスキャンして得た2枚の断層像が好ましい(図9参照)。なお、この超音波プローブ16を軸回転する場合には、有用とされる数枚の断層像としては、例えば超音波プローブ16が0°、45°、90°、135度それぞれの位置にあるときにスキャンして得た4枚の断層像を同時表示することも考えられる(図10参照)。

10

【0033】

なお、上述では、断層像を表示すると説明したが、複数枚分の断層像データから患部の3次元画像を作成し、表示するようにしてもよい。また、画像取得手段としては、超音波プローブに限られず、X線CTやMRI等を用いることもできる。従って、事前スキャンは超音波画像だけでなく単純X線画像、X線CTやMRI等の他の診断画像(2Dや3D)ガイド下での使用も考えられる。

【0034】

また、上述では、焦点を移動するために、アプリケーション1を機械的に動かしていたが、本発明は、フェーズドアレイタイプの発生源と、遅延コントロールとを採用して、電子的に焦点を移動する場合にも適用できる。この場合でも、治療シミュレーションにおいて、焦点の移動コースに従ってスキャン面を移動することは何ら変わることはない。

20

【0035】

また、上述では、エンコーダ23からの超音波プローブ16の突出量に基づいて、強度分布イメージのための治療用超音波パルスの発生タイミングと、そのエコーの受信タイミングとを制御することで、強度分布イメージを断層像の中心位置に配置していたが、断層像の中の突出量に応じた位置に強度分布イメージを重ねるようにしてもよい。また、上述では、強度分布イメージングのために、パルス波発生回路12を連続波発生回路11と切替可能に設けているが、連続波発生回路11だけを設けて、この連続波を比較的短時間だけ照射するようにしてもよい。

【0036】

また、本実施形態では強力超音波発生源2としてピエゾ素子を用いているが、連続波を発生もしくは連続波に近い状態の超音波を発生できる方式であれば、例えば電磁誘導方式でも構成可能である。その他、本発明は、上述した実施形態に限定されず、種々変形して実施可能である。

30

【0037】

【発明の効果】

本発明によれば、治療用超音波を従来よりも安全かつ確実に照射できる超音波治療装置を提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の好ましい実施形態による超音波治療装置の構成を示すブロック図。

40

【図2】図1の超音波治療装置を用いて行われる治療計画の流れを示すフローチャート。

【図3】(a)は図2のシミュレーションステップST7において、アプリケーションの動きを示す図、(b)は(a)の動きに伴う断層像の移り変わりを示す図。

【図4】(a)は図2のステップST5, ST6に対応する画面を示す図、(b)は焼灼領域が患部から外れているときの表示画面例を示す図。

【図5】(a)は図2のステップST6において、焼灼領域の位置を調整する方法の説明図、(b)は図2のステップST6において、焼灼領域のサイズを調整する方法の説明図。

【図6】(a)は図2のシミュレーションステップST7において、簡易モードでのスキャン方法を示す図、(b)は(a)のスキャン方法に対応する断層像の移り変わりを示す

50

図。

【図7】簡易モードでの他のスキャン方法を示す図。

【図8】図3(b)の複数の断層像の中からピックアップされた、焼灼領域の端に対応する画像の表示画面例を示す図。

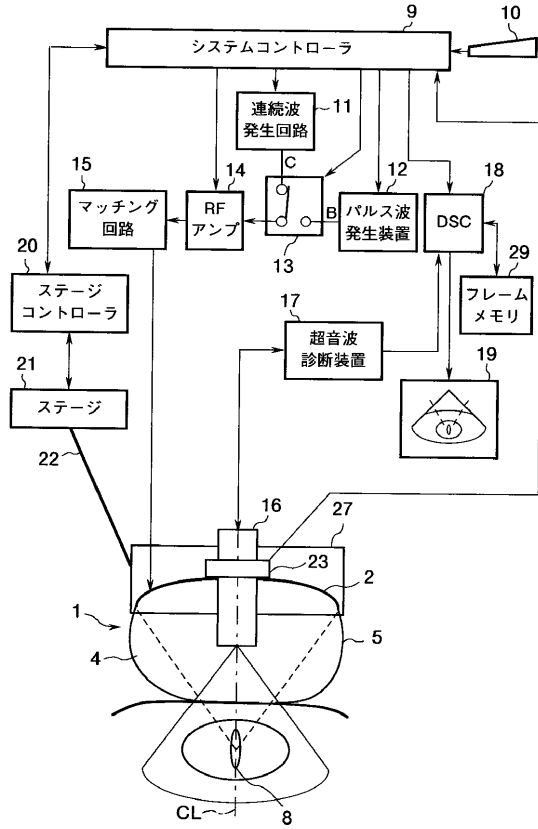
【図9】図6(b)の複数の断層像の中からピックアップされた0°と90°の画像の表示画面例を示す図。

【図10】図6(b)の複数の断層像の中からピックアップされた0°と45°と90°と135°の画像の表示画面例を示す図。

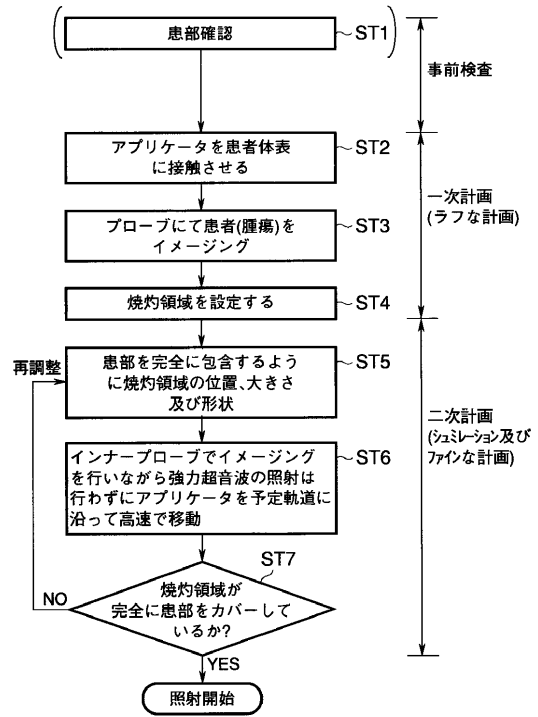
【符号の説明】

- | | |
|----------------------------|----|
| 1 ... アプリケータ、 | 10 |
| 2 ... 治療用超音波発生源、 | |
| 4 ... カップリング液、 | |
| 5 ... カップリング膜、 | |
| 7 ... 患部、 | |
| 8 ... 焦点、 | |
| 9 ... システムコントローラ、 | |
| 10 ... コンソールパネル、 | |
| 11 ... 連続波発生回路、 | |
| 12 ... パルス波発生回路、 | |
| 13 ... 切替スイッチ、 | 20 |
| 14 ... RFアンプ、 | |
| 15 ... インピーダンスマッチング回路、 | |
| 16 ... 超音波プローブ、 | |
| 17 ... 超音波診断装置、 | |
| 18 ... デジタルスキャンコンバータ(DSC)、 | |
| 19 ... CRT、 | |
| 20 ... ステージコントローラ、 | |
| 21 ... ステージ、 | |
| 22 ... アーム、 | |
| 23 ... エンコーダ、 | 30 |
| 27 ... フレーム、 | |
| 29 ... フレームメモリ。 | |

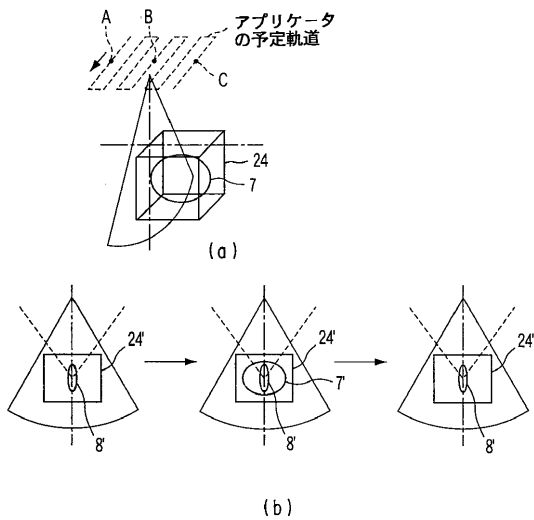
【図1】



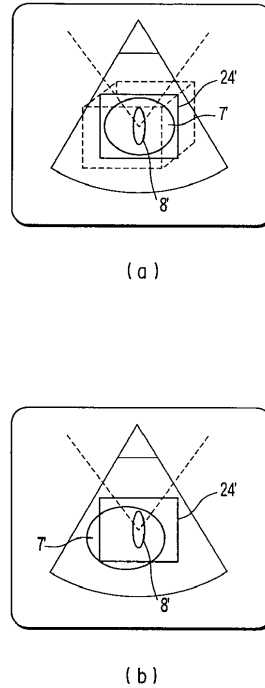
【図2】



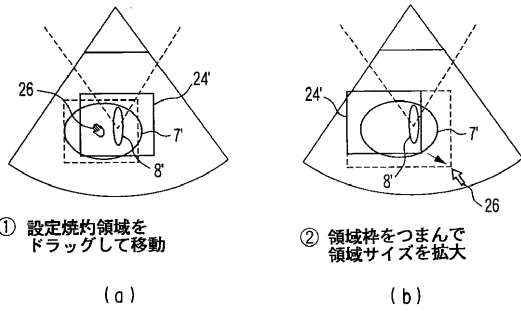
【図3】



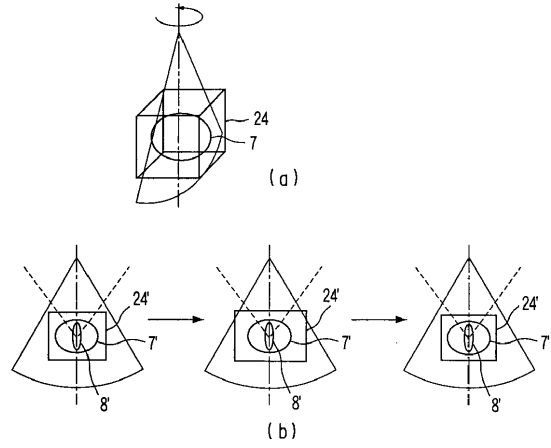
【図4】



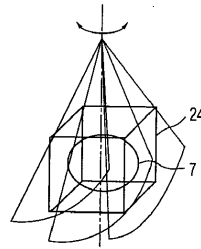
【図5】



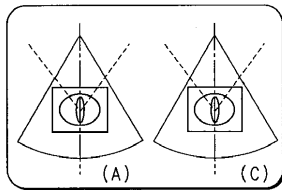
【図6】



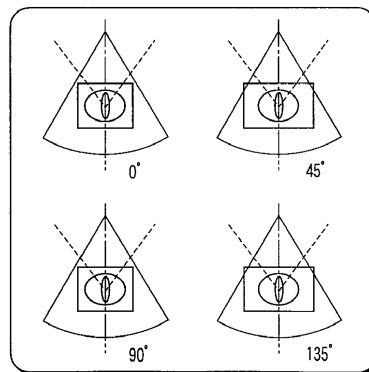
【図7】



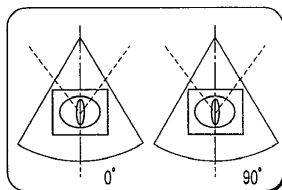
【図8】



【図10】



【図9】



フロントページの続き

(72)発明者 藤本 克彦
栃木県大田原市下石上1385番の1 株式会社東芝那須工場内

審査官 内藤 真徳

(56)参考文献 特開平07-047079(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 18/00