

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第3741947号
(P3741947)

(45) 発行日 平成18年2月1日(2006.2.1)

(24) 登録日 平成17年11月18日(2005.11.18)

(51) Int. Cl.		F I			
A 6 1 B	8/00	(2006.01)	A 6 1 B	8/00	
A 6 1 F	7/00	(2006.01)	A 6 1 F	7/00	3 2 2
A 6 1 B	18/00	(2006.01)	A 6 1 B	17/36	3 3 0

請求項の数 1 (全 9 頁)

(21) 出願番号	特願2000-315797 (P2000-315797)	(73) 特許権者	000003078
(22) 出願日	平成12年10月16日(2000.10.16)		株式会社東芝
(62) 分割の表示	特願平3-306106の分割		東京都港区芝浦一丁目1番1号
原出願日	平成3年11月21日(1991.11.21)	(74) 代理人	100109900
(65) 公開番号	特開2001-170067 (P2001-170067A)		弁理士 堀口 浩
(43) 公開日	平成13年6月26日(2001.6.26)	(72) 発明者	藤本 克彦
審査請求日	平成12年10月16日(2000.10.16)		神奈川県川崎市幸区小向東芝町1 株式会
審判番号	不服2004-14114 (P2004-14114/J1)	(72) 発明者	相田 聡
審判請求日	平成16年7月8日(2004.7.8)		神奈川県川崎市幸区小向東芝町1 株式会
			社東芝 総合研究所内

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】

患者体内の患部に局所的に超音波を照射する超音波源と、該患部近傍を撮影する超音波画像診断装置とを有し、該超音波画像診断装置により撮影された超音波画像を観察して患部位置を認識し、該患部位置に前記超音波源から超音波を照射して患部を加温・加熱治療する超音波治療装置において、前記超音波による加温・加熱領域を表示する領域表示手段を備え、この領域表示手段による表示は、実際に加温・加熱される領域を表すように、超音波の照射により形成される幾何学的焦点位置よりも手前に表示され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、ピエゾ素子を用いて体外から超音波を照射して体内の悪性腫瘍を局所的に加温・加熱して治療を行う超音波治療装置に関する。

【0002】

【従来の技術】

近年、腎結石や胆石等の結石を治療するために、超音波による衝撃波を体外から照射し、無侵襲的に結石を破碎する結石破碎装置が実用に供されている。このような結石破碎装置の衝撃波源としては、水中放電、電磁誘導、微小爆発、及びピエゾ素子を用いる方法等が提案されている。特にピエゾ素子を用いる方法は、消耗品がない、衝撃波強度を任意にコ

ントロールできる、複数のピエゾ素子にける駆動波形を位相制御することにより焦点位置をコントロールできる、など優れた特徴を有している（特開昭60-145131、USP-4526168）。また、特開昭62-42773号公報に記載されているように、駆動波形を位相制御することによって焦点形状を変えることも可能となっている。

【0003】

また一方では、悪性新生物、いわゆる癌の治療方法として、放射線療法や薬物療法に変わって、腫瘍組織を体温より高い42～45に加温することにより腫瘍組織を壊死させる加温治療法（ハイパーサーミアともいう）が注目されるようになってきた。

【0004】

加温治療法は、腫瘍組織が正常組織に比べて熱感受性が高く42.5以上で死滅する作用がある事を利用したもので、腫瘍部位を42.5以上に加温・維持する事で治療を行なうものである。この際、体内の腫瘍部位を加温する方法として、RF帯やマイクロ波帯の電磁波を照射する方法と、超音波による機械エネルギーを利用する方法とがある。このうち、電磁波による加温では生体の電気的特性から深部の局所を選択的に加温することは困難であるが、超音波による加温は超音波ビームの集束性と、到達深度が深いという特徴から深部の局所を加温できる利点があり、大いに注目されている。

10

【0005】

また昨今では、文献「G. Vallancien, et al., Progress in Urology 1991, 1, 84-88」に示されるように、上記の加温治療法を更に一步進めて、腫瘍部分を80以上に加熱し、悪性腫瘍組織を焼き殺して治療する全く新しい治療法も報告されている。

20

【0006】

【発明が解決しようとする課題】

このように、従来においては、このような治療法の中で、加温（加熱）治療法においては、生体組織による散乱、吸収のために実際に加温、過熱される位置（領域）が幾何学的な計算によるものとは異なることがあり、幾何学的焦点位置に基づいてCRT上に表示しても、必ずしも正確な位置とはいえなかった。

【0007】

この発明はこのような従来の課題を解決するためになされたもので、その目的とするところは、操作者に正確な加温領域（又は、加熱領域）を知らしめることができる超音波治療装置を提供することにある。

30

【0008】

【課題を解決するための手段】

上記課題を解決するために請求項1に記載の本発明によれば、患者体内の患部に局所的に超音波を照射する超音波源と、該患部近傍を撮影する超音波画像診断装置とを有し、該超音波画像診断装置により撮影された超音波画像を観察して患部位置を認識し、該患部位置に前記超音波源から超音波を照射して患部を加温・加熱治療する超音波治療装置において、前記超音波による加温・加熱領域を表示する領域表示手段を備え、この領域表示手段による表示は、実際に加温・加熱される領域を表すように、超音波の照射により形成される幾何学的焦点位置よりも手前に表示されることを特徴とする超音波治療装置をもって解決手段とする。

40

【0010】

【発明の実施の形態】

以下、本発明の実施の形態を図面に基づいて説明する。図1は本発明が適用された超音波治療装置の第1の実施の形態の構成を示すブロック図である。

【0011】

同図において、超音波発生源であるピエゾ素子1は、複数のピエゾ素子群を超音波送信面が凹面をなすように球殻状に配列したものであり、可とう性の水袋2を介して患者3とカップリングされている。また、該ピエゾ素子の中心部位には患者3の超音波画像を撮影するための超音波プローブ7が付設されており、このプローブ7は超音波診断装置8に接続

50

されている。

【 0 0 1 2 】

駆動回路 4 は、ピエゾ素子を駆動して患者 3 の体内に存在する患部 2 1 に超音波を照射させるものであり、制御回路 5 の制御下で動作する。

【 0 0 1 3 】

治療モード切換スイッチ 6 は、結石破碎モード、加温モード、及び加熱モードを選択するものである。

【 0 0 1 4 】

制御回路 5 は、選択された治療モードに応じて駆動回路 4 の出力を制御する。即ち、治療モードが結石破碎モードである場合には、衝撃波を発生させるためのトリガを出力し、治療モードが加温・加熱モードの場合には一定電圧のバースト信号を連続的に出力する。また、設定された治療モードにおける幾何学的焦点、音場領域、及び加温・加熱領域を求め、これらの情報をデジタルスキャンコンバータ 9 (以下、D S C という) に出力する。

10

【 0 0 1 5 】

D S C 9 は、超音波画像診断装置 8 で生成された超音波画像上に、現在の治療モード情報や、幾何学的焦点位置、音場領域、及び加温・加熱領域等を重畳するものであり、重畳された画像は C R T 1 0 に表示される。

【 0 0 1 6 】

このような構成によれば、治療モード切換スイッチ 6 にて、結石破碎モード、加温モード、及び加熱モードのうち所望する治療モードを選択することにより、ピエゾ素子 1 から出力される超音波が制御される。つまり、結石破碎モードの際には患部 2 1 に衝撃波を与えるべき超音波が出力され、加温・加熱モードの際には患部 2 1 を加温・加熱して死滅させるべき超音波が出力される。

20

【 0 0 1 7 】

従って、操作者は、治療モード切換スイッチ 6 を切換えるだけで、容易に治療モードを切換えることができるようになる。

【 0 0 1 8 】

図 2 は、C R T 1 0 に表示される画面の例を示す説明図であり、結石破碎モードに設定されている状態を示している。同図において、超音波画像 2 7 上には幾何学的焦点 2 8、及び衝撃波音場 2 9 とが表示され、衝撃波の照射される位置が直ちに認識できるようになっている。また、背景画面 2 6 の表示色を、例えば、結石破碎モードの際には「青」、加温モードの際には「赤」、そして、加熱モードの際には「黄」と区別すれば、現在設定されている治療モードをまちがえることはない。つまり、例えば、結石破碎モードと加温モードとをまちがえて、悪性腫瘍を治療する際に結石破碎用の衝撃波を照射してしまうと、人体に大きな損傷を与えてしまうので、このようなトラブルの発生しないように、背景画像 2 6 の色を区別しているのである。

30

【 0 0 1 9 】

また、図 3 に示すように、超音波画像 2 7 上の任意の位置に現在モードを示す文字や記号 3 0 を表示しても良い。

【 0 0 2 0 】

また、結石破碎時の衝撃波はほぼアプリータの幾何学的焦点と実際の衝撃焦点とが一致するが、加温・加熱モードに照射する超音波は、生体組織による散乱、吸収のために、実際に加温、加熱される位置(領域)が幾何学的焦点よりも手前となる。更には加温モードでは生体組織の熱吸収だけでなく、焦点周囲の血流による冷却効果も起こると考えられるので焦点形状が幾何学的な計算によるものとは異なることがあり、かつ、治療領域も 4 2 ~ 4 5 の温度を一定時間持続する必要があるために周囲組織の熱伝導によって加熱領域は衝撃波焦点領域や加熱領域に比べて大きくなると考えられる。また、加熱モードに於いても高熱による組織の熱変成の影響も考慮する必要があると考えられるので、加温・加熱モードの際には図 3 に示すように、加温領域 3 1 (又は加熱領域)が幾何学的焦点 2 8 よりも手前に来るように表示する。これによって、操作者は正確な加温領域(又は加熱領域

40

50

)を知ることができる。

【0021】

なお、上記の加温領域、加熱領域は、焦点位置や形状等を流体方程式や生体の熱吸収係数等の演算およびパラメータにより近似的に計算することで求めることができ、これらの計算は図1に示す制御回路5にて行なわれる。

【0022】

このようにして、本実施の形態によれば、結石破碎装置と加温・加熱装置とを一体化して構成することができ、また、治療モード切換スイッチ6により、容易に治療モードを切替えることができる。また、現在設定されている治療モードが、操作者にわかり易く表示されるので、治療モードを誤ることはない。

10

【0023】

図4は本発明の第2の実施の形態の構成を示すブロック図である。この例では、各治療モード毎に別個の駆動回路11, 12, 13を設け、各駆動回路の出力は制御回路5の制御下で動作する駆動回路切換スイッチ14によって選択され、 piezo素子1に供給される。

【0024】

このような構成においても、前記した第1の実施の形態と同様に結石破碎装置と加温・加熱治療装置との一体化を図ることができる。

【0025】

図5は本発明の第3の実施の形態の構成を示すブロック図である。同図に示すように、この例では、駆動回路に電源を供給する電源回路15と、結石破碎用のトリガパルスを出力する結石破碎用トリガパルス発生回路17と、加温・加熱用トリガパルスを出力する加温・加熱用トリガパルス発生回路18と、該加温・加熱用トリガパルス発生回路の出力時間を制御するゲーティング回路19、及び、各発生回路17, 18の出力を切替えて駆動回路4へ供給するトリガパルス切換スイッチ16を有している。

20

【0026】

以下、図6、図7に示すパルスシーケンスを参照しながら、第3の実施の形態の動作について説明する。

【0027】

いま、治療モード切換スイッチ6にて結石破碎モードを選択すると、制御回路5は結石破碎用トリガパルス発生回路17に出力指令を与えるとともに、トリガパルス切換スイッチ16を結石破碎用トリガパルス発生回路17側に切替える。これによって、結石破碎用トリガパルス発生回路17は、図6(a)に示す如く、0(手動)~数十[Hz]のトリガパルスを駆動回路4へ出力する。そして、駆動回路4は、同図(b)に示すように、供給されたトリガパルスに同期した駆動電圧を発生し、piezo素子1に供給する。その結果、患部21に衝撃波が照射されるのである。

30

【0028】

また、図5に示す治療モード切換スイッチ6にて、加温・加熱モードを選択すると、制御回路5は結石破碎用トリガパルス発生回路17、及び加温・加熱用トリガパルス発生回路18に出力指令を与えるとともに、トリガパルス切換スイッチ16を加温・加熱用トリガパルス発生回路18側に切替える。そして、結石破碎用トリガパルス発生回路17が図7(c)に示す如くのトリガパルスを出力すると、ゲーティング回路19は、同図(d)に示すように前記トリガパルスに同期して所定時間ゲーティングを行なう。また、加温・加熱用トリガパルス発生回路18は、同図(e)に示すようにゲーティングされている期間だけ高周波パルスを発生し、駆動回路4へ出力する。

40

【0029】

その後、駆動回路4では同図(f)に示すように高周波パルスが与えられる度にpiezo素子1を一定電圧でバースト/連続駆動させ、腫瘍をハイパーサーミア温度、もしくは80以上の高温にすることで死滅させる。こうして、結石や悪性腫瘍を治療することができるのである。

【0030】

50

こうようにして、第3の実施の形態においても、結石破碎装置と加温・加熱治療装置との一体化が可能となり、また、容易に治療モードを切換えることができるので、装置の汎用性が向上し、低コスト化、省スペース化を図ることができる。

【0031】

また、図5において、例えば加温・加熱モードで駆動しているときに電源電圧が非常に高くなると、焦点部位の圧力及び温度が高圧・高温になり治療患者が非常に危険な状況となる可能性もあり、更には駆動素子の規格ワット数を超えて素子が壊れてしまう事も考えられる。このような状況を防止するために加温・加熱モード使用時には制御回路5からの信号により、電源回路15をある一定以上の電圧が出ないようにリミッタ信号S1をかけている。

10

【0032】

図8は本発明の第4の実施の形態の構成を示すブロック図である。この例では、アニュラタイプの piezo 素子1を用いて所望する部位に超音波を照射している。従って、複数の駆動回路4～4の駆動タイミングを複数のディレイ回路32～32にて制御することで、アプリケーションを移動させずに焦点位置や音場、加温・加熱領域を操作することができる。そして、この操作はモード切換スイッチ33にて行なうことができる。なお、この遅延時間制御による焦点位置の移動操作は、「USP-4526168」に詳説されている。

【0033】

第4の実施の形態ではこの技術を利用して、例えば結石破碎モードでは、予め記憶した広音場モードのデータを基に各ディレイ回路32～32の駆動遅延量を計算し、これに従って各駆動回路4～4を駆動させることで、焦点音場を広くする。つまり、図10(a)に示すように、超音波画像27上に映し出された結石35に幾何学的焦点28を合わせ、この周辺に広域の衝撃波音場29を設定して分割破碎を促進させる。または、各ディレイ回路32～32の遅延量を制御して、図11に示すように結石35が幾何学的焦点28を見込む角度の中に完全に入るように焦点28を10～20[mm]奥側に入れて結石を最も効率良く破碎できる領域37に入れるようにすることで、結石35全体にエネルギーを与え、分割破碎を促進させることもできる。

20

【0034】

その後、予め記憶されている狭音場モードのデータを基に駆動遅延量を計算し、この計算結果に従って各駆動回路4～4を駆動させて、図10(b)に示す如くの狭い衝撃波音場29を生成し、破碎を行なう。これによって大きな破片が細かい破片に破碎され、治療効率が向上する。

30

【0035】

また、これと同様に加温モードの際においても、図12(a)に示すように、まず広い加温領域31を設定して患部の周辺を加温し、その後、同図(b)に示すように加温領域31を狭くした後加熱し、患部組織を死滅させる。これによって、治療効率を向上させることができる。

【0036】

また、これと同時に各振動子のディレーから焦点位置や音場を演算回路により計算し、広音場モード・狭音場モードとしてDSCを介してCRT上に表示することもできる。更に破碎モード・加温モード・加熱モードのそれぞれに対して適した超音波音場を実現し、CRT上に例えば破碎モードでは焦点は小さく、加温モードではある程度広く、加熱モードでは非常に小さくとそれぞれのモード、目的に合致した表示を行うディレー信号データをメモリに記憶しておき、モード切り換えと同時にDSCを介して制御信号を送る事で表示を切換えることも可能である。

40

【0037】

なお、図8に示す例では piezo 素子1として、アニュラタイプのものを使用した。図9に示すような2次元アレイタイプのものを使用しても良い。

【0038】

【発明の効果】

50

以上説明したように、本発明によれば操作者に正確な加温領域（又は、加熱領域）を知らしめることが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】本発明が適用された超音波治療装置の第 1 の実施の形態の構成を示すブロック図である。

【図 2】結石破碎モード時の超音波画像を示す説明図である。

【図 3】加温モード時の超音波画像を示す説明図である。

【図 4】本発明の第 2 の実施の形態の構成を示すブロック図である。

【図 5】本発明の第 3 の実施の形態の構成を示すブロック図である。

【図 6】結石破碎時の駆動パルスを示すタイムチャートである。

10

【図 7】加温・加熱治療時の駆動パルスを示すタイムチャートである。

【図 8】本発明の第 4 の実施の形態の構成を示すブロック図である。

【図 9】2 次元アレイタイプのピエゾ素子を示す説明図である。

【図 10】結石破碎モード時の衝撃波音場を広音場、狭音場にしたときの画面表示例を示す図である。

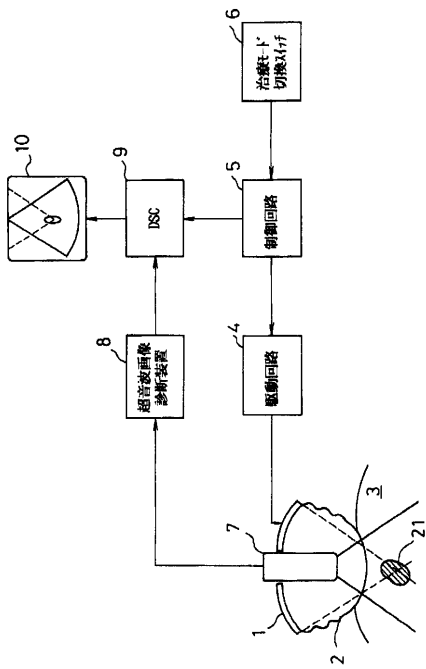
【図 11】幾何学的焦点を結石の奥側に設定したときの画面表示例を示す図である。

【図 12】加温・加熱モード時の加温領域を広くした場合、狭くした場合の画面表示例を示す図である。

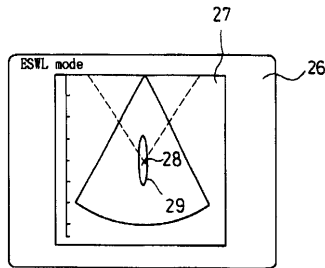
【符号の説明】

- | | | |
|----|------------------|----|
| 1 | ピエゾ素子 | 20 |
| 4 | 駆動回路 | |
| 5 | 制御回路 | |
| 6 | 治療モード切換えスイッチ | |
| 8 | 超音波画像診断装置 | |
| 10 | CRT | |
| 11 | 結石破碎用駆動回路 | |
| 12 | 加温用駆動回路 | |
| 13 | 加熱用駆動回路 | |
| 14 | 駆動回路切換えスイッチ | |
| 15 | 電源回路 | 30 |
| 17 | 結石破碎用トリガパルス発生回路 | |
| 18 | 加温・加熱用トリガパルス発生回路 | |
| 19 | ゲーティング回路 | |
| 28 | 幾何学的焦点 | |
| 29 | 衝撃波音場 | |
| 31 | 加温領域 | |
| 32 | ディレー回路 | |
| 35 | 結石 | |

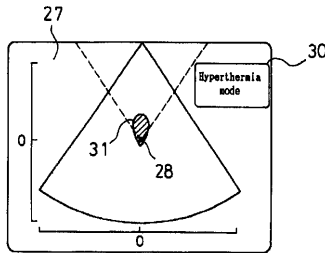
【 図 1 】



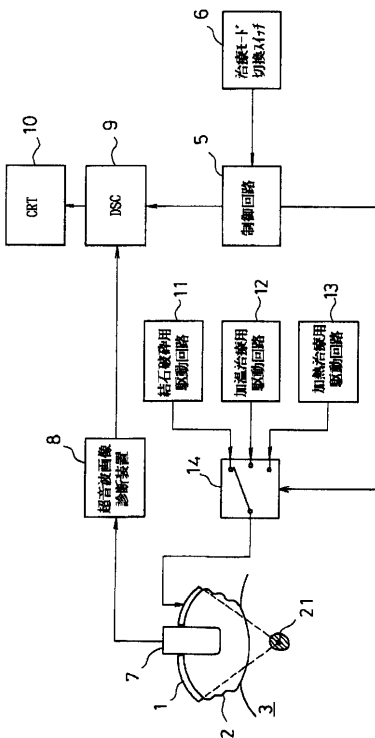
【 図 2 】



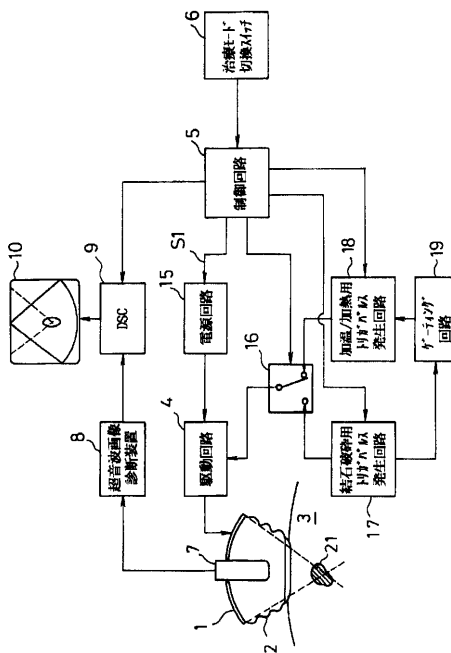
【 図 3 】



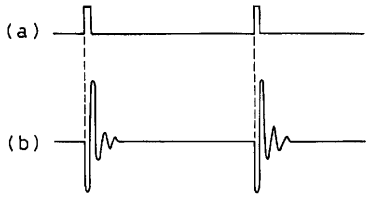
【 図 4 】



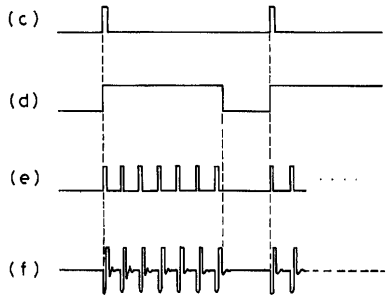
【 図 5 】



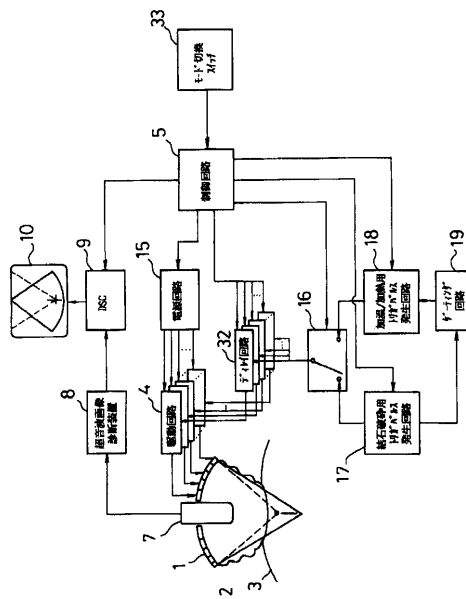
【 図 6 】



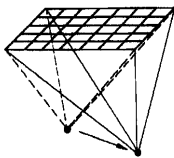
【 図 7 】



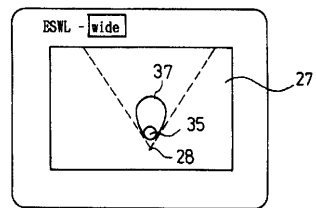
【 図 8 】



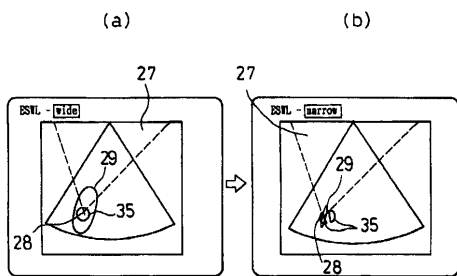
【 図 9 】



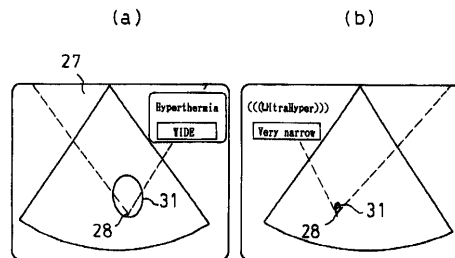
【 図 1 1 】



【 図 1 0 】



【 図 1 2 】



フロントページの続き

合議体

審判長 山崎 豊

審判官 増沢 誠一

審判官 一色 貞好

(56)参考文献 特開昭60-145131(JP,A)

米国特許第4526168(US,A)

特開昭62-42773(JP,A)

特開平2-268752(JP,A)

特開昭63-59951(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B18/00

A61F 7/00

专利名称(译)	超声波治疗装置		
公开(公告)号	JP3741947B2	公开(公告)日	2006-02-01
申请号	JP2000315797	申请日	2000-10-16
[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		
当前申请(专利权)人(译)	东芝公司		
[标]发明人	藤本克彦 相田 聡		
发明人	藤本 克彦 相田 聡		
IPC分类号	A61B8/00 A61F7/00 A61B18/00		
FI分类号	A61B8/00 A61F7/00.322 A61B17/36.330 A61B17/225 A61N7/02		
F-TERM分类号	4C060/EE06 4C060/EE19 4C060/JJ17 4C060/JJ25 4C099/AA01 4C099/CA19 4C099/JA13 4C160/EE17 4C160/EE19 4C160/JJ33 4C160/JJ35 4C160/JJ36 4C160/MM32 4C301/EE11 4C301/FF22 4C301/FF24 4C301/FF26 4C301/KK02 4C301/KK27 4C601/EE09 4C601/FF11 4C601/FF12 4C601/FF13 4C601/FF16 4C601/KK02 4C601/KK31		
代理人(译)	堀口博		
审查员(译)	山崎裕		
其他公开文献	JP2001170067A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声波治疗仪，能够通过集成装置进行加热和加热来进行牙石碎裂和治疗。用于产生用于照射用于微积分破碎的冲击波的驱动电压的微积分破碎的驱动电路，用于产生用于照射加热/加热超声波的驱动电压的加热/加热的驱动电路，并根据每种处理模式选择驱动电路进行处理。结石破碎装置和加热/加热处理装置是一体的，这使得能够节省空间并降低装置的成本。

