

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局



(43) 国際公開日
2002年7月25日 (25.07.2002)

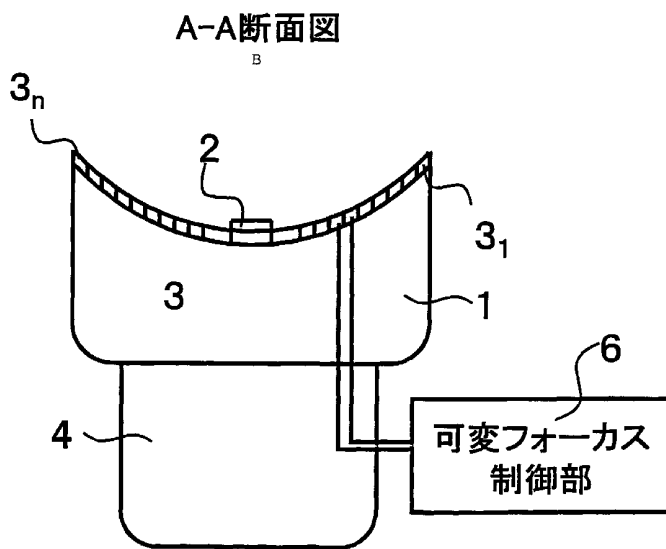
PCT

(10) 国際公開番号
WO 02/056779 A1

- (51) 国際特許分類: A61B 18/00, 8/00 (72) 発明者; および
(75) 発明者/出願人 (米国についてののみ): 石田 一成 (ISHIDA, Kazunari) [JP/JP]; 〒277-0813 千葉県 柏市 大室 1 2 6 8 - 1 2 Chiba (JP). 佐藤 裕 (SATO, Yutaka) [JP/JP]; 〒277-0835 千葉県 柏市 松ヶ崎 3 3 0 - 3 Chiba (JP).
- (21) 国際出願番号: PCT/JP02/00422
- (22) 国際出願日: 2002年1月22日 (22.01.2002)
- (25) 国際出願の言語: 日本語 (81) 指定国 (国内): CN, KR, US.
- (26) 国際公開の言語: 日本語 (84) 指定国 (広域): ヨーロッパ特許 (AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE, TR).
- (30) 優先権データ: 特願2001-13650 2001年1月22日 (22.01.2001) JP 添付公開書類:
— 国際調査報告書
- (71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): 株式会社日立メディコ (HITACHI MEDICAL CORPORATION) [JP/JP]; 〒100-0047 東京都千代田区内神田一丁目1番14号 Tokyo (JP).
2文字コード及び他の略語については、定期発行される各PCTガゼットの巻頭に掲載されている「コードと略語のガイダンスノート」を参照。

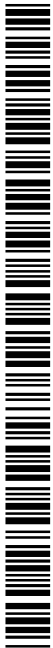
(54) Title: ULTRASONIC THERAPEUTIC PROBE AND ULTRASONIC DEVICE

(54) 発明の名称: 超音波治療プローブ及び超音波治療装置



B...A-A SECTION
6...VARIABLE FOCUS CONTROL UNIT

(57) Abstract: A therapeutic probe (1) comprising a diagnosing probe (2), a treating vibrator (3) and a support for supporting them, wherein the treating vibrator (3) consists of multiple separated vibration elements, and timing at which a drive signal is supplied to each vibration element is controlled to freely change a focus position onto which an ultrasonic wave emitted from each vibration element converges. The focal point of an ultrasonic beam from the treating vibrator (3) is positioned on the scanning surface of an ultrasonic beam from the diagnosing probe (2) to thereby enable us to carry out an ultrasonic treatment while practically observing a treating location using a diagnosis image.



WO 02/056779 A1



(57) 要約:

本発明は、治療プローブ 1 を診断用探触子 2 と治療用振動子 3 とこれらを支持する支持部とを有して形成し、治療用振動子 3 を複数の振動素子に分割して形成し、各振動素子に供給する駆動信号の供給タイミングを制御することにより、各振動子から射出される超音波が収束する焦点位置を自由に変える。診断用探触子 2 の超音波ビームの走査面上に治療用振動子 3 の超音波ビームの焦点を位置させることにより、診断像で治療部位を実質的に観察しながら、超音波治療する。

明 細 書

超音波治療プローブ及び超音波治療装置

5 技術分野

本発明は、体内の病変部に高エネルギー超音波を照射して治療を行なうのに適な超音波治療プローブ及び超音波治療装置に関する。

背景技術

- 10 生体内の病変部を治療する方法として、体外から高エネルギーの超音波を病変部に照射し、病変部を加熱凝固させたり、焼灼することにより治療することが提案されている。この超音波治療においては、超音波診断像を撮像するための診断用探触子と、撮像された診断像により特定される病変部に高エネルギーの超音波を照射するための治療用振動子とを、一体に組み込んで形成された超音波
- 15 治療プローブ（以下、単に治療プローブという）が用いられる。

治療用振動子は、従来、超音波の射出面を曲率半径 R を有する曲面に形成し、その射出面から放射される超音波ビームをその曲率中心（焦点）に収束させ、その焦点に治療部位を合わせることにより、治療部位に照射する超音波エネルギーを高めることが提案されている。

- 20 しかしながら、曲面を有する治療用振動子を1枚の面状の振動子で形成すると、治療部位は振動子の曲率 R で決まる位置（一点）に固定されてしまう。そのため、焦点距離 R が異なる複数種類の治療プローブ又は治療用振動子を用意しておき、診断用探触子を用いて診断した治療部位の深度に合わせて、治療プローブ又は治療用振動子を交換しなければならない。その結果、診断から治療
- 25 までに時間がかかることになり、患者に苦痛をあたえるおそれがある。

また、一般に、治療プローブは使い勝手の点から携帯型であるから、診断と治療の時相（時点）が異なると、手ぶれなどにより治療すべき部位とは異なる部位に治療用超音波を照射するおそれがある。

本発明は、1つの治療プローブで異なる深度の治療部位に治療用超音波を照射

できるようにすることを課題とする。

また、診断像で治療部位を実質的に観察しながら、超音波治療することを可能にすることを他の課題とする。

5 発明の開示

本発明の治療プローブは、診断用探触子と、治療用振動子と、前記診断用探触子及び前記治療用振動子を支持する支持部とを有してなり、前記治療用振動子は複数の振動素子に分割して形成され、該各振動素子は、それぞれ駆動信号が供給される配線に接続されてなることを特徴とする。

- 10 このように構成される治療プローブによれば、治療用振動子の各振動素子に供給する駆動信号の位相を調整することにより、各振動子から射出される超音波が収束する焦点位置を自由に変えることができる。したがって、一つの治療プローブで異なる深度の治療部位に治療用超音波を照射することができる。

- 15 また、本発明の超音波治療装置は、診断用探触子に超音波の駆動信号を出力する送波回路と、前記診断用探触子から出力される受信信号を取り込んで処理する受波回路と、該受波回路で処理された受信信号に基づいて診断画像を生成する画像処理部と、該画像処理部で生成された前記診断画像を表示する表示部と、複数の振動素子が配列された治療用振動子の各振動素子に供給する超音波の駆動信号を出力する治療送波回路と、前記送波回路と前記受波回路と前記画像処理部と前記治療送波回路とを制御する制御部とを備え、該制御部は、前記治療送波回路を制御して前記各振動素子に供給する前記駆動信号の位相を調整し、前記各振動素子から射出される超音波ビームの焦点位置を制御する手段を備えてなることを特徴とする。

- 25 上記の場合において、治療用振動子は、超音波射出面を平面状又は凹曲面状に形成することができる。また、治療用振動子は、幅方向と長手方向とを有し、長手方向を複数に分割して形成することが好ましい。この場合、幅方向の射出面に凹状の曲率を持たせることが望ましい。また、治療用振動子と診断用探触子は一体構造に形成することが望ましい。特に、診断用探触子から射出される

超音波ビームの走査面に、治療用振動子から射出される超音波ビームの焦点が位置するように一体形成することが好ましい。

図面の簡単な説明

- 5 図1は、本発明に係る超音波治療プローブの一実施形態の構成を示す模式図の断面図である。図2は、図1の超音波治療プローブの焦点調整を説明する図である。図3は、本発明に係る超音波治療装置の一実施形態の構成図である。図4は、図3の実施形態の動作を説明するためのタイムチャートである。図5は、本発明に係る超音波治療プローブの一実施形態の構成を示す模式図である。
- 10 図6は、本発明に係る超音波治療の一実施形態を示す模式図である。

発明を実施するための最良の形態

- 以下、本発明を実施の形態に基づいて説明する。図1に本発明に係る超音波治療プローブの構成図を示し、図2にその超音波治療プローブによる治療部位の調整動作の説明図を示す。
- 15

《装置構成》

- 図1及び図5に示すように、治療プローブ1は、診断用探触子2と、治療用振動子3と、プローブ支持部4と、プローブカバーと、可変フォーカス制御部6を有して形成されている。診断用探触子2は、周知の超音波診断装置に用いられるものと同様、例えばコンベックス型のように、複数の振動子を一列に配列して形成され、プローブ支持部4に取り付けられている。治療用振動子3は、複数の振動素子 3_1 、 \dots 、 3_n を診断用探触子2の両側に分けて対称的に配列して、プローブ支持部4に取り付けられている。これにより、診断画面中心上に常に治療用振動子から発せられる超音波ビームの焦点が存在することになる。
- 20
- 25 したがって、診断用探触子2と治療用振動子3はプローブ支持部4に一体に形成されている。また、複数の振動素子 3_1 、 \dots 、 3_n の超音波射出面は、凹状の曲面を形成するように配列されている。なお、図示例では、診断用探触子2の振動子の配列方向に対し、治療用振動子3の複数の振動素子の配列方向を直交させているが、本発明はこれに限られるものではない。

このように形成された診断用探触子 2 と治療用振動子 3 の前面には、生体の音響インピーダンスとマッチングが取り易い物質で形成されたプローブカバーが取り付けられている。そして、プローブカバーの内側には、超音波が透過し易いように脱気水などの媒質が満たされている。プローブ支持部 4 は手で把持

5 することができるような形状に形成されている。これにより、治療プローブ 1 を手で持ちながら治療を行なうことができ、治療の自由度が大きい。

可変フォーカス制御部 6 は、治療用振動子 3 を駆動する超音波駆動パルスを各振動素子 3_1 、 \dots 、 3_n に供給するものである。特に、可変フォーカス制御部 6 は、各振動素子 3_1 、 \dots 、 3_n に供給する駆動パルスの位相を調整して、各振

10 動素子 3_1 、 \dots 、 3_n から射出される超音波により形成されるビームの焦点位置を治療部位 7 に制御する。

ここで、可変フォーカス制御部 6 により超音波ビームの焦点位置を可変制御する動作原理について、図 2 を参照しながら説明する。図 2 は、治療用振動子 3 を模式的に示したものである。また、各振動素子 3_1 、 \dots 、 3_n は、それぞれ

15 大きさを有する振動子であるが、それぞれの振動子から射出される超音波は、図に×印で示した点音源から射出されるものとして近似する。治療用振動子 3 の中心位置にある振動素子 3_m を座標の中心とし、その座標を $(0, 0)$ とする。そして、治療部位 7 を振動素子 3_m から鉛直方向に距離 L_m 離れた座標 $(0, L_m)$ の位置とする。任意の振動素子 3_{m+1} の点音源座標を (x_1, y_1) とすると、そ

20 の点から治療部位 8 までの距離 L_{m+1} は、次式 (1) で表わされる。

$$L_{m+1} = \sqrt{(x_1)^2 + (L_m - y_1)^2} \quad (1)$$

ここで、超音波の伝搬媒質の音速を C とすると、振動素子 3_m から治療部位 7 に達する超音波の伝播時間 T_m は

$$T_m = L_m / C$$

25 で表わされ、

任意の振動素子 3_{m+1} から治療部位 8 に達する超音波の伝播時間 T_{m+1} は

$$T_{m+1} = L_{m+1} / C$$

で表わされる。いま、 $T_{m+1} > T_m$ とすると、伝播時間は振動素子 3_m よりも振動素子 3_{m+1} からの方が余分にかかるので、その時間差 $\tau_{m+1} = T_{m+1} - T_m$ だけ

振動素子 3_{m+1} から超音波を先に射出すると、治療部位 7 に同時刻に超音波が到達することになる。全ての各振動素子について同様の計算を行ない、治療部位 7 に同時刻に超音波が到達するように、各振動素子からの超音波の射出タイミングを制御する。これにより、各振動素子からの超音波が治療部位 7 に収束し、その部位に強力な超音波エネルギーが与えられることになる。そして、治療部位 7 の位置が変化して、 L_m が変化した場合は、上述の計算により各振動素子から超音波を射出するタイミング、つまり各振動素子を駆動する超音波パルスの印加タイミングを制御すればよい。

次に、上記実施形態の治療プローブを適用した超音波治療装置の実施形態を図 3 に示す。図 2 において、図 1 の実施形態と同一の機能、構成を有する部品等には、同一の符号を付して説明を省略する。治療プローブ 1 の治療用振動子 3 には、治療パルス発生回路 1 1 で発生された超音波パルスが、治療波遅延回路 1 2 と増幅器 1 3 を介して供給されるようになっている。つまり、治療波遅延回路 1 2 において各振動素子用に遅延制御されるとともに、増幅器 1 3 によって高エネルギーの駆動パルスに変換されて各振動素子用に供給される。なお、治療波遅延回路 1 2 と増幅器 1 3 は、基本的に、図 1 に示した可変フォーカス制御部 6 に対応する。

一方、治療プローブ 1 の診断用探触子 2 には、診断パルス発生回路 2 1 から発生された診断用の超音波パルスが診断送波遅延回路 2 2 においてフォーカス処理され、増幅器 2 3 において増幅された後、送受分離器 2 4 を介して診断用探触子 2 を構成する振動素子に供給されるようになっている。診断用探触子 2 により生体内から受信された超音波の受信信号は、送受分離器 2 4 を介して増幅器 2 5 に導びかれて増幅された後、受波整相回路 2 6 において受信信号の位相を調整することにより生体内の所望の部位からの受信信号を強調した信号に変換する。受波整相回路 2 6 から出力される受信信号に基づいて、信号処理部 2 7 と D S C (デジタルスキャンコンバータ) 2 8 にて診断像が生成され、モニタ 2 9 に表示される。これらの診断装置に係る部分は、周知の超音波診断装置を適用できる。

上述の治療パルス発生回路 1 1、治療波遅延回路 1 2、診断パルス発生回路 2 1、診断送波遅延回路 2 2、受波整相回路 2 6、信号処理部 2 7、D S C 2 8 は、コンピュータにより形成される制御部 3 0 の指令によって制御されるようになっている。また、操作者は、操作器 3 1 から制御部 3 0 に指令を入力する
5 によって、各種の診断条件や治療条件を設定できるようになっている。

このように構成される超音波治療装置を用いて、超音波治療を行なう場合の動作について、図 4 のタイムチャートを参照しながら、次に説明する。図 4 は、横軸に時間を示し、縦軸は動作を示している。まず、治療プローブ 1 を被検体の体表面に接触させて、又は術中に開腹した状態の臓器表面に接触させて、所
10 望の治療部位を含む生体内に向けて把持する。

(治療部位の観察： $t_1 \sim t_2$)

まず、治療に先立って治療部位を撮像するため、操作器 3 1 から撮像開始の指令を入力すると、これに応答して制御部 3 0 は診断パルス発生回路 2 1 と診断送波遅延回路 2 3 に指令を出力する。これにより、診断パルス発生回路 2 1
15 と診断送波遅延回路 2 3 が動作し、診断用探触子 2 から被検体内に超音波ビームが照射される。この超音波ビームは、診断用探触子 2 の振動子の配列方向に沿って走査され、被検体の扇形の断層面に沿った領域に超音波ビームが照射される。超音波が照射された領域から反射される超音波は、治療用探触子 2 の振動子により受信される。その受信信号は、受波整相回路 2 6 において超音波ビ
20 ームごとに整相処理され、信号処理部 2 7 及び D S C 2 8 からなる画像処理部により断層面の 2 次元画像が生成され、モニタ 2 9 に表示される。このようにして断層像を観察しながら生体内を診断する。そして、断層像上に治療部位が現れた場合は、治療を実行する。

(治療動作： $t_2 \sim t_3$)

25 治療部位が断像上に現れた場合、治療プローブ 1 を現在位置に保持する。まず、制御部 3 0 は、D S C 2 8 に記憶されている断層像に基づいて、治療用振動子 3 の例えば中心の振動素子 3_m を基準に治療部位 7 までの距離 L_m を計算する。そして、治療用振動素子 3_m に供給する駆動パルスに対し、各治療用振動素子 $3_1 \sim 3_n$ に供給する駆動パルスの遅延時間 $\tau_1 \sim \tau_n$ を求めて治療波遅延回

路 1 2 に出力する。治療波遅延回路 1 2 は治療パルス発生回路 1 1 から出力される超音波パルスに基づいて、各治療用振動素子 $3_1 \sim 3_n$ に供給する駆動パルスを遅延時間 $\tau_1 \sim \tau_n$ に従って順次出力する。これにより、治療用振動素子 $3_1 \sim 3_n$ から射出される超音波は治療部位 7 に収束され、治療部位 7 を加熱し、
5 焼灼して病変部位を治療する。

(治療の繰返し操作: $t_4 \sim t_5$ 、 $t_6 \sim t_7$ 、…)

上述の治療操作を間隔をおいて繰返し治療を行なう。この治療の繰返しごとに、一定時間 (Δt)、断層像を再度撮像して治療部位までの距離を再計測し、これに基づいて駆動パルスの遅延時間 $\tau_1 \sim \tau_n$ の計算を行ない、治療用振動子
10 3 の焦点位置を修正する。これにより、実質的に、リアルタイムで焼灼の状態を確認しながら、治療プローブ 1 から高エネルギーの超音波を治療部位に照射することができるので、治療の信頼性、安全性が向上する。

一箇所の治療部位の治療が終了したら、最初に戻り、治療プローブ 1 を移動して他の治療部位を観察し、照準を合わせて治療を実行する。このようにして
15 生体内の所望とする治療部位について超音波照射による治療を終了する。ところで、治療用振動子 3 からの超音波の照射時間は、生体に与えた熱により治療域以外が損傷を受けないように、超音波治療による熱が十分に拡散する時間を空けて行なうことが望ましい。

上述したように、図 1 及び図 3 の実施の形態によれば、治療用振動子 3 から
20 射出される高エネルギーの超音波の焦点位置を可変にできることから、焦点位置が異なる複数のプローブを用意して、治療中に交換する必要がなくなり、治療時間を短縮することができる。従来に比して、比較的短時間で病変部を治療することができるから、患者の苦痛を軽減できる。

また、図 1 に示すように、治療用振動子 3 の間に診断用探触子 2 を配置した
25 ことから、治療部位が診断用探触子 2 により計測される断層像上に位置することになり、生体内の治療部位を常に観察しながら治療することができる。つまり、治療用振動子 3 から射出される超音波ビームの焦点位置が、診断用探触子 2 から射出される超音波ビームの走査面上に位置するように一体形成することが好ましい。

図1の実施形態の治療用振動子3は、振動素子の配列方向の超音波射出面を凹面状に形成し、振動素子列の幅方向には平面状に形成したものを示したが、本発明はこれに限られるものではない。例えば、振動素子列の幅方向にも凹面状に形成することができる。また、超音波射出面の全面を平面状に形成してもよい。治療プローブを体表あるいは術中に開腹した状態における臓器表面から目的とする治療部位のある生体内部を診断用探触子2が接続された図示していない超音波断層装置にて観察する。

次に、図6に示すように上記超音波断層装置で得られた生体の断層画像50上に患部51が現れた時には、上記治療用超音波振動子3の焦点位置、すなわち治療部位7をその患部51に合わせるよう、可変フォーカス制御部6にて振動子 $3_1 \sim 3_n$ に与える信号を制御し、上記治療部位7に高エネルギー超音波を放射する。

その際、治療部位7は常に断層画像50のセンター部分を深度方向に移動するように診断用探触子2と治療用超音波振動子3が構成されている。

放射された高エネルギー超音波は、上記焦点位置7の領域において超音波エネルギーが集束し、熱へと変化し、病変部を焼灼して治療する。このとき、生体内の治療部位7は、上記診断用探触子2で得られる断層面上にあるとされているため、常にリアルタイムで焼灼の状態を確認しながら治療用超音波振動子3から高エネルギー超音波を放射することができる。

また、図4に示すように、治療操作の繰返しごとに断層像を撮像するようにしていることから、体動や手ぶれなどの影響により、誤って正常部位を焼灼することを防ぐことができ、安全性を向上させることができる。

本発明によれば、1つの治療プローブで異なる深度の治療部位に治療用超音波を照射することができる。また、診断像で治療部位を実質的に観察しながら、超音波治療することができる。

請 求 の 範 囲

1 診断用探触子と、治療用振動子と、前記診断用探触子及び前記治療用振動子を支持する支持部とを有してなり、前記治療用振動子は複数の振動素子に
5 分割して形成され、前記複数の振動素子はそれぞれ駆動信号が供給される配線に接続してなる超音波治療プローブとを備え、前記超音波治療プローブの診断用探触子に超音波の駆動信号を出力する送波回路と、前記診断用探触子から出力される受信信号を取り込んで処理する受波回路と、該受波回路で処理された受信信号に基づいて診断画像を生成する画像処理部と、該画像処理部で生成された前記診断画像を表示する表示部と、前記超音波プローブの前記治療用振動子の前記振動素子に供給する超音波の駆動信号を出力する治療送波回路と、前記送波回路と前記受波回路と前記画像処理部と前記治療送波回路とを制御する制御部とを備え、前記治療用振動子から射出される超音波ビームの焦点位置が前記診断用探触子から射出される超音波ビームの走査面上に位置することを特徴とする超音波治療装置。
10
15

2 前記超音波治療プローブの前記治療振動子から射出される前記超音波ビームの前記焦点位置は前記診断画像の深度方向に移動することを特徴とする請求項1記載の超音波治療装置。

3 前記治療振動子から射出される前記超音波ビームの前記焦点位置は前記診断画像の中心にあることを特徴とする請求項1記載の超音波治療装置。
20

4 前記治療振動子から射出される前記超音波ビームの前記焦点位置は深度方向付近を移動することを特徴とする請求項1記載の超音波治療装置。

5 前記受信信号の位相を調整することにより、生体内の所望の部位からの前記受信信号を強調した信号に変換することを特徴とする請求項1記載の超音波治療装置。
25

6 前記制御部を用い、前記診断用探触子を用いた超音波撮影より第1の診断画像を表示し、前記第1の診断画像を観察しながら治療部位を治療し、第2の診断画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。

7 前記制御部を用い、前記第2の診断画像の断層像より治療部位までの距

離を再計測し、再計測から前記駆動パルスの遅延時間の計算し、焦点位置を修正し、治療することを特徴とする請求項6記載の超音波治療装置。

8 前記制御部を用い、前記第2の診断画像の前記超音波撮影及び前記超音波治療を連続して行なうことを特徴とする請求項7記載の超音波治療装置。

5 9 前記制御部を用い、時間間隔をおいて前記治療部位に前記超音波を照射することを特徴とする請求項7乃至請求項8記載の超音波治療装置。

10 10 超音波プローブに設置された前記治療用振動子は前記診断用探触子の両側に分けて配列されることを特徴とする請求項1記載の超音波治療装置。

10 11 前記超音波治療プローブの前記治療用振動子は、幅方向と長手方向とを有し、長手方向を複数に分割して前記振動素子を形成されることを特徴とする請求項1記載の超音波治療装置。

12 前記治療用振動子の長手方向の超音波射出面は凹面状に形成され、振動素子列の幅方向は平面状に形成されることを特徴とする請求項11記載の超音波治療装置。

15 13 前記振動素子列の幅方向は凹面状に形成されることを特徴とする請求項11記載の超音波治療装置。

14 前記超音波射出面は平面状、或は凹曲面状に形成されることを特徴とする請求項11記載の超音波治療装置。

20 15 前記治療用振動子の振動素子の配列方向は前記治療用探触子の振動素子の配列方向と直交することを特徴とする請求項11記載の超音波治療装置。

16 超音波診断撮影手段と、超音波治療手段と、前記超音波診断撮影手段から得られる受信信号を表示する画像表示手段とを備え、超音波治療手段から射出される超音波ビームの焦点位置が前記診断用探触子から射出される超音波ビームの走査面上に位置することを特徴とする超音波治療装置。

25 17 前記焦点位置は診断画像の中心にあることを特徴とする請求項16記載の超音波治療装置。

18 前記焦点位置は診断画像の深度方向付近を移動することを特徴とする請求項16記載の超音波治療装置。

19 前記焦点位置は診断画像の深度方向に移動することを特徴とする請求

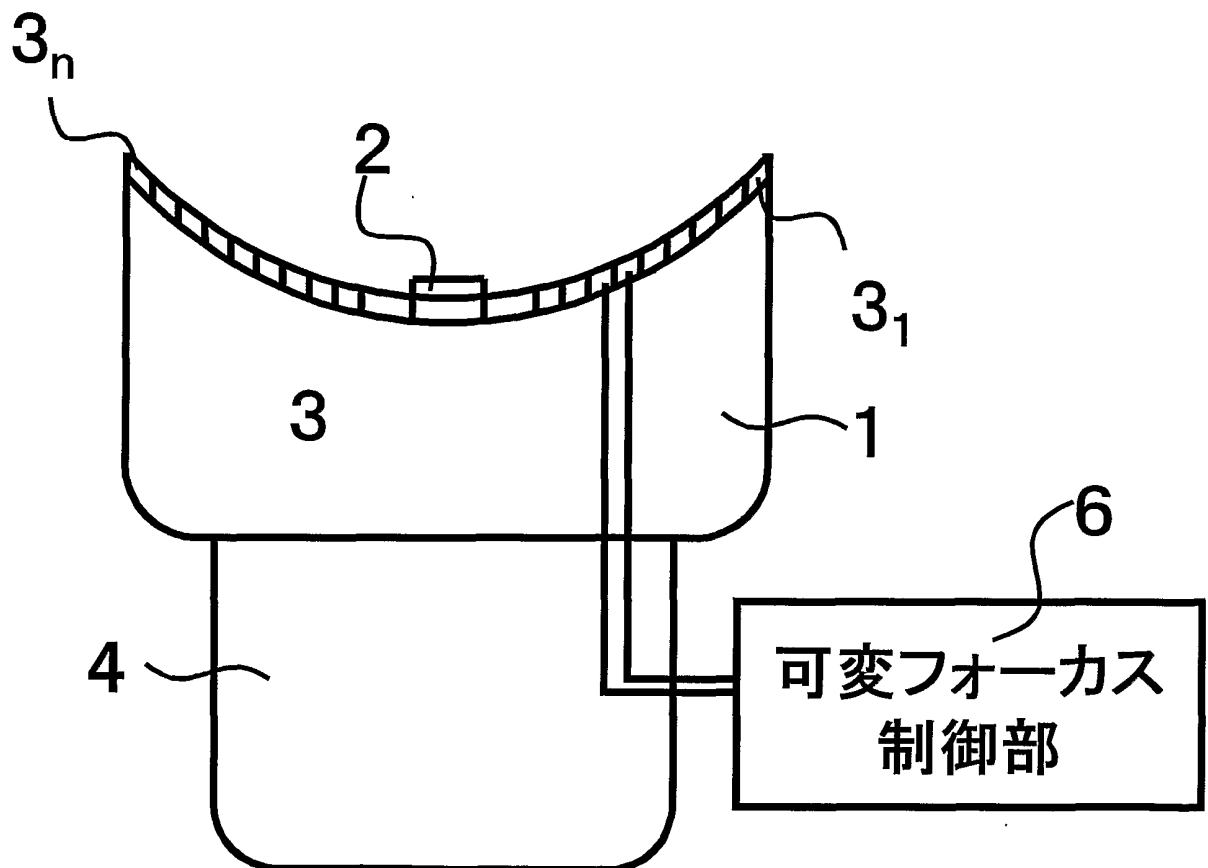
項16記載の超音波治療装置。

- 20 診断用探触子と、治療用振動子と、前記診断用探触子及び前記治療用振動子を一体化した超音波プローブと、治療パルス発生回路と、治療波遅延回路と、診断パルス発生回路と、診断送波遅延回路と、送受分離器と、受波整相回路と、信号処理部と、デジタルスキャンコンバータと、モニタと、前記診断用探触子と前記治療用振動子と前記治療パルス発生回路と前記治療波遅延回路と前記診断パルス発生回路と前記診断送波遅延回路と前記送受分離器と前記受波整相回路と前記信号処理部と前記デジタルスキャンコンバータとを制御する制御部と、前記制御部に指令を与える操作器と、信号増幅器を備えることを特徴とする超音波治療装置。
- 5
- 10

21 診断用探触子と、治療用振動子と、前記診断用探触子及び前記治療用振動子を一体化した超音波プローブと、前記診断用探触子及び前記治療用振動子の超音波を制御する可変フォーカス制御部を備えることを特徴とする超音波プローブ。

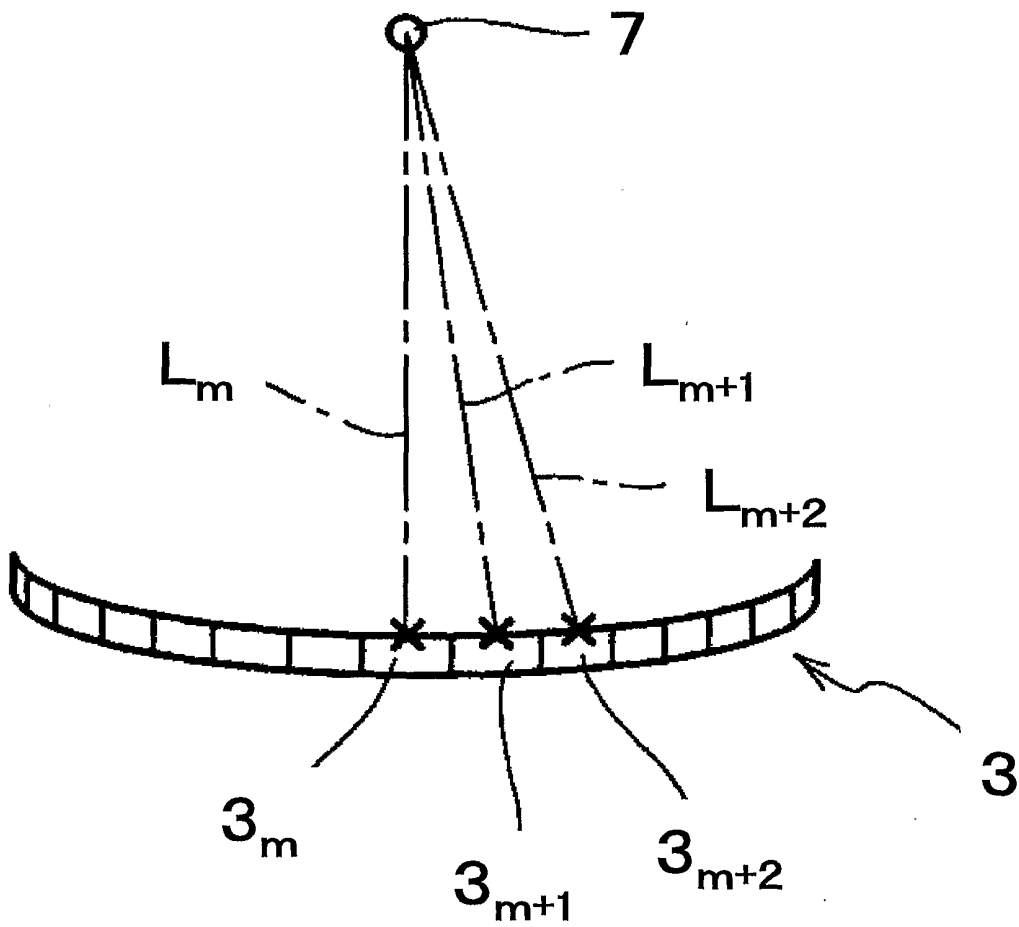
図 1

A-A断面図



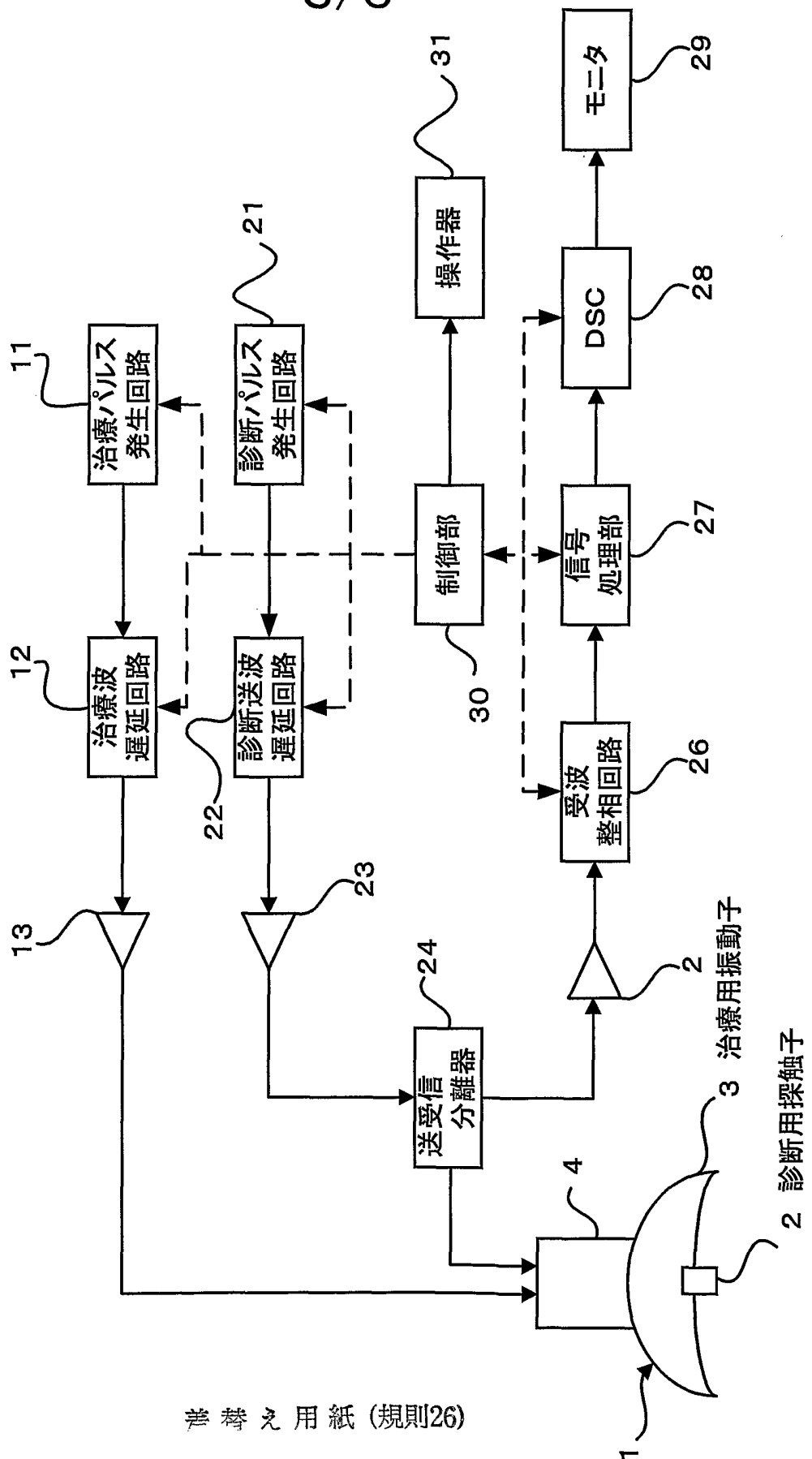
2 / 6

図2



7:治療部位

図3



4/6

図4

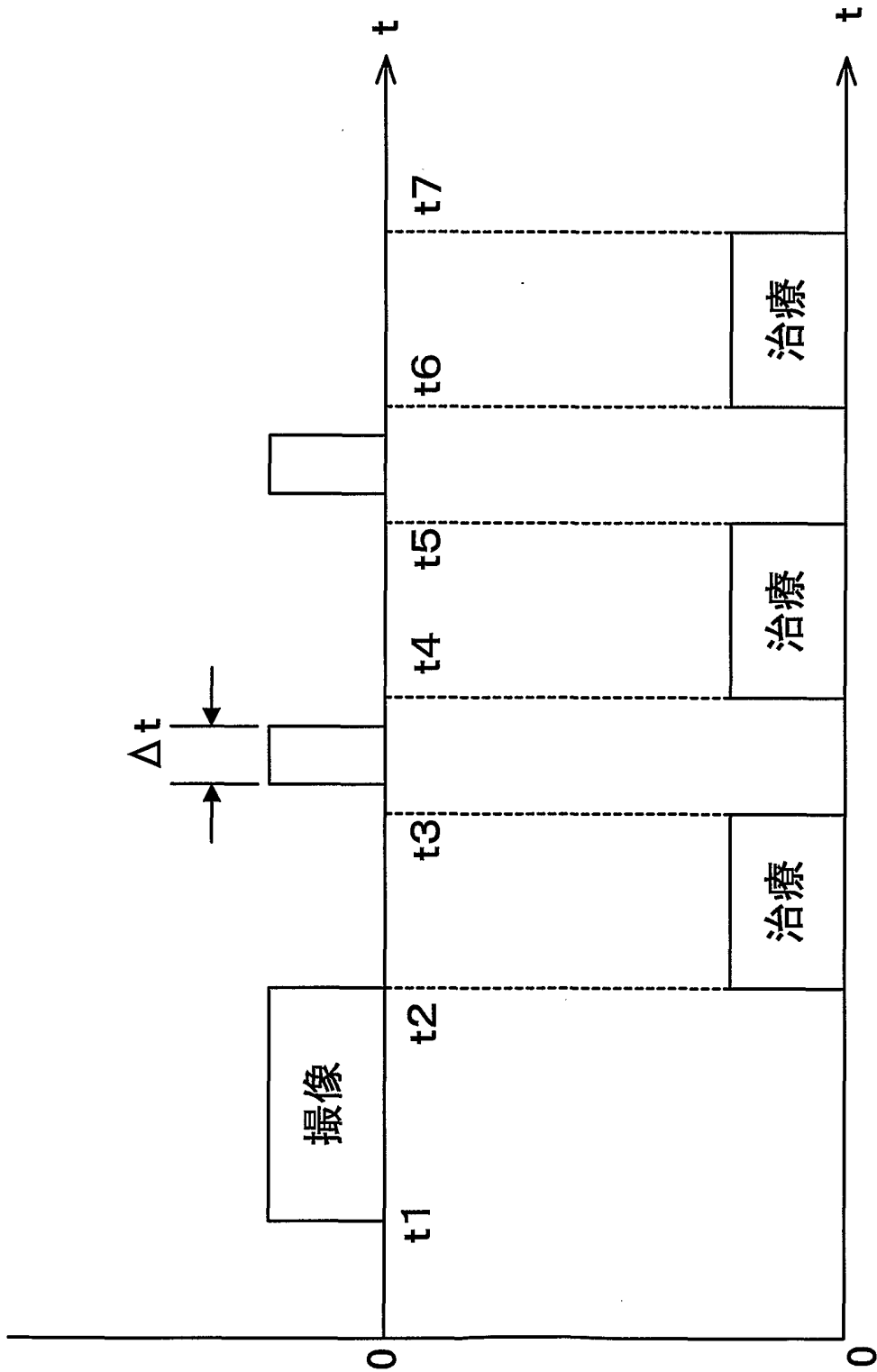
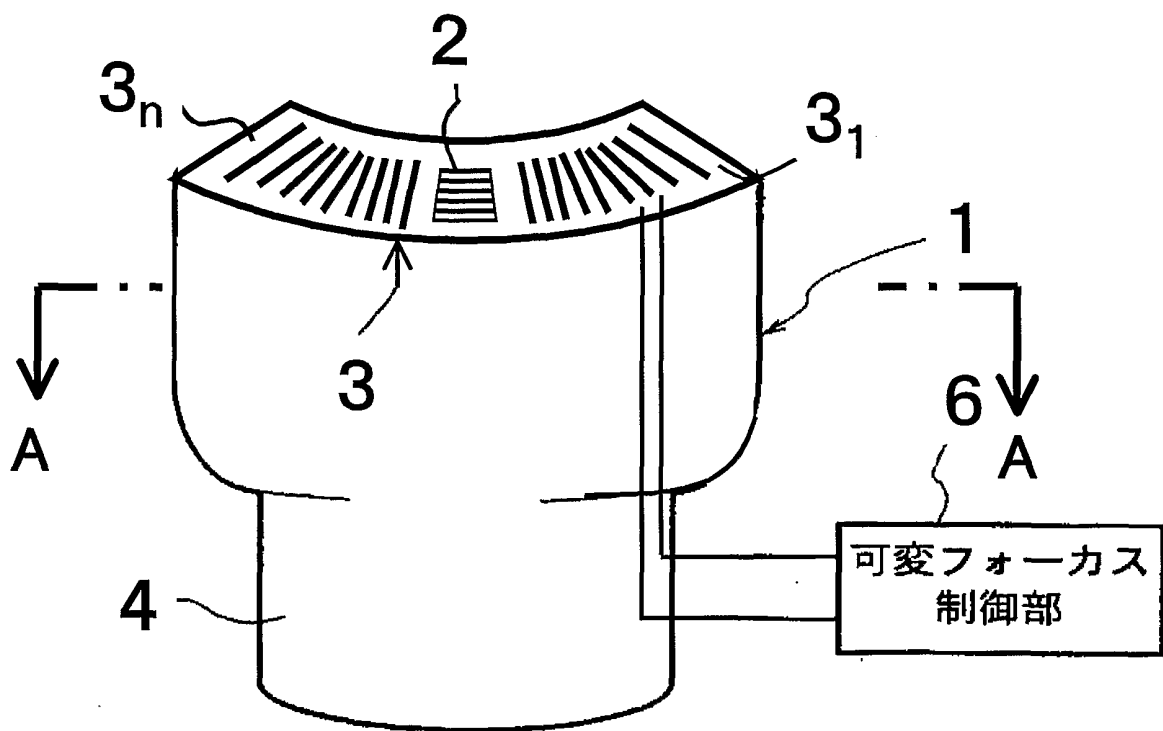
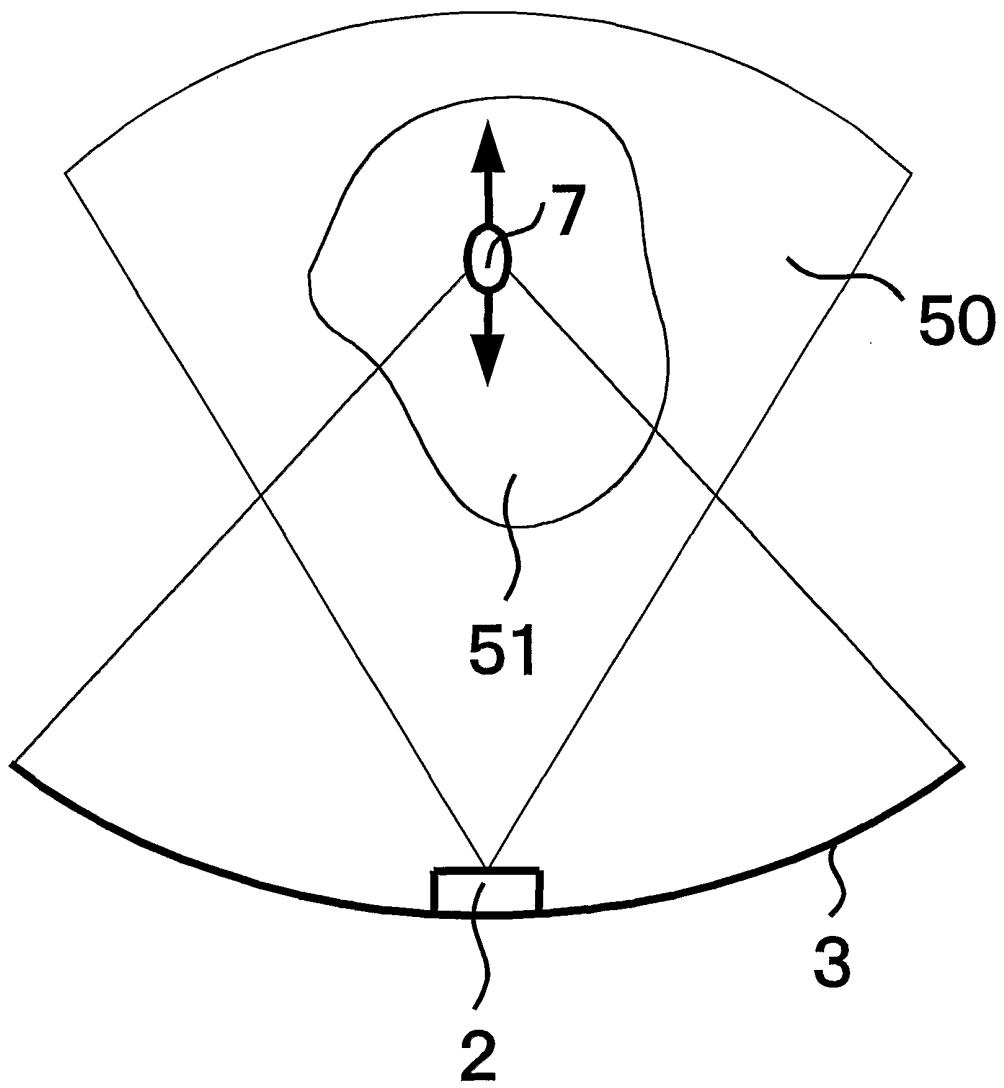


図5



6 / 6

図6



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP02/00422

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER Int.Cl ⁷ A61B18/00, A61B8/00		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED		
Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) Int.Cl ⁷ A61B18/00, A61B8/00, A61N7/02		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched		
Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2002
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2002	Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2002
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X Y	JP 8-24268 A (K.K. Toshiba), 30 January, 1996 (30.01.96), Full text; Figs. 1 to 12 (Family: none)	1-4, 16-19 5-15, 20-21
Y	JP 6-269454 A (Hitachi Medica Corp.), 27 September, 1994 (27.09.94), Full text; Figs. 1 to 8 (Family: none)	5, 20
Y	US 5553618 A (K.K. Toshiba), 10 September, 1996 (10.09.96), Full text; Fig. 4 & JP 6-315541 A	6-9
Y	JP 2000-229098 A (K.K. Toshiba), 22 August, 2000 (22.08.00), Full text; Figs. 1 to 11 (Family: none)	8-9
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents:	"I" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention	
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance	"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone	
"E" earlier document but published on or after the international filing date	"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art	
"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)	"&" document member of the same patent family	
"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means		
"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed		
Date of the actual completion of the international search 09 April, 2002 (09.04.02)	Date of mailing of the international search report 23 April, 2002 (23.04.02)	
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office	Authorized officer	
Facsimile No.	Telephone No.	

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP02/00422

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 9-122139 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 13 May, 1997 (13.05.97), Full text; Fig. 14 (Family: none)	10
Y	WO 96/39079 A1 (IMARx PHARMACEUTICAL CORP.), 12 December, 1996 (12.12.96), Full text; Figs. 1 to 13 & JP 11-506636 A	11, 14-15, 21
Y	US 5526815 A (Siemens AG), 18 January, 1996 (18.01.96), Full text; Fig. 2 & JP 6-269448 A	11-14

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))		
Int. Cl ⁷ A61B18/00, A61B8/00		
B. 調査を行った分野		
調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC))		
Int. Cl ⁷ A61B18/00, A61B8/00, A61N7/02		
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの		
日本国実用新案公報	1922-1996年	
日本国公開実用新案公報	1971-2002年	
日本国登録実用新案公報	1994-2002年	
日本国実用新案登録公報	1996-2002年	
国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)		
C. 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
X	JP 8-24268 A (株式会社東芝)	1-4, 16-19
Y	1996. 01. 30, 全文, 第1-12図 (ファミリーなし)	5-15, 20-21
Y	JP 6-269454 A (株式会社日立メディコ)	5, 20
	1994. 09. 27, 全文, 第1-8図 (ファミリーなし)	
Y	US 5553618 A (Kabushiki Kaisha Toshiba)	6-9
	1996. 09. 10, 全文, 第4図	
	& JP 6-315541 A	
<input checked="" type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input type="checkbox"/> パテントファミリーに関する別紙を参照。		
* 引用文献のカテゴリー 「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す) 「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願日の後に公表された文献 「T」 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」 同一パテントファミリー文献		
国際調査を完了した日	09. 04. 02	国際調査報告の発送日
		23.04.02
国際調査機関の名称及びあて先		特許庁審査官 (権限のある職員)
日本国特許庁 (ISA/JP)		土田 嘉一
郵便番号100-8915		3E 9825
東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		電話番号 03-3581-1101 内線 3344

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリ*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
Y	JP 2000-229098 A (株式会社東芝) 2000. 08. 22, 全文, 第1-11図 (ファミリーなし)	8-9
Y	JP 9-122139 A (オリンパス光学工業株式会社) 1997. 05. 13, 全文, 第14図 (ファミリーなし)	10
Y	WO 96/39079 A1 (IMARx PHARMACEUTICAL CORP.) 1996. 12. 12, 全文, 第1-13図 & JP 11-506636 A	11, 14-15, 21
Y	US 5526815 A (Siemens Aktiengesellschaft) 1996. 01. 18, 全文, 第2図 & JP 6-269448 A	11-14