

(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2004-267655  
(P2004-267655A)

(43) 公開日 平成16年9月30日(2004.9.30)

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

A61B 18/00

A61B 8/12

F I

A61B 17/36 330

A61B 8/12

テーマコード(参考)

4C060

4C601

審査請求 未請求 請求項の数 18 O L (全 30 頁)

(21) 出願番号 特願2003-65946 (P2003-65946)

(22) 出願日 平成15年3月12日(2003.3.12)

(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

(74) 代理人 100083161  
弁理士 外川 英明

(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

(72) 発明者 石橋 義治  
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

(72) 発明者 野村 哲  
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

最終頁に続く

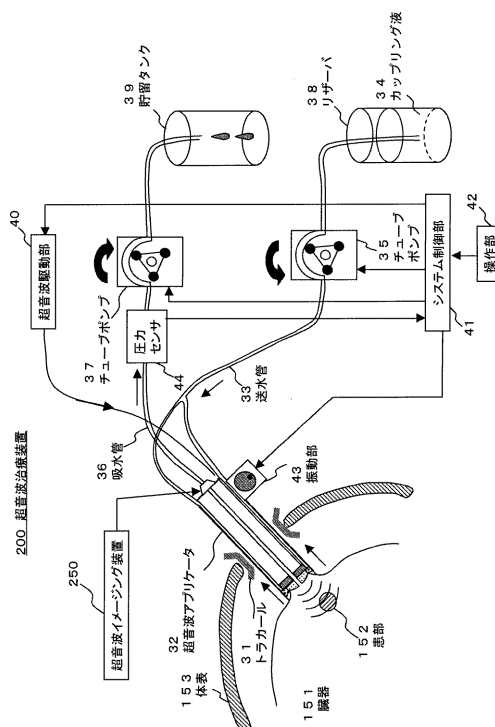
(54) 【発明の名称】 超音波治療装置及び超音波治療方法

(57) 【要約】

【課題】強力超音波による治療において、患部の表面に超音波 Applicator の先端部を固定することにより、前記患部に対して正確かつ安全な超音波照射が可能な超音波治療装置及び超音波治療方法を提供する。

【解決手段】患部 152 に対して治療用の超音波を照射して治療を行う際、治療用超音波の照射を行う超音波 Applicator 32 の先端部から患部にカップリング液 34 を滲出するための送水管 33 と、滲出したカップリング液 34 を吸引する吸水管 36 が超音波 Applicator 32 に設けられている。そして、送水管 33 及び吸水管 36 は、夫々送水用のチューブポンプ 35 及び吸水用のチューブポンプ 37 に接続され、システム制御部 41 は前記送水管 33 及び吸水管 36 における送水量と吸水量を制御することによって患部 152 の表面を吸引し、超音波 Applicator 32 の先端部に固定する。

【選択図】 図1



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

生体に対して治療用超音波を照射する超音波送波手段と、  
この超音波送波手段に対して駆動信号を供給する駆動手段と、  
前記超音波送波手段を先端部に有する超音波アプリケーションと、  
この超音波アプリケーションの先端部において一方の端部が開口する吸引管と、  
この吸引管の他方の端部が接続された吸引手段と、  
前記超音波アプリケーションの先端部を前記生体に当接して治療用超音波を照射する際、前記生体と前記超音波アプリケーションの先端部によって形成される閉空間の圧力が所定の負圧になるように前記吸引手段を制御する制御手段とを  
備えることを特徴とする超音波治療装置。

10

## 【請求項 2】

生体に対して治療用超音波を照射する超音波送波手段と、  
この超音波送波手段に対して駆動信号を供給する駆動手段と、  
前記超音波送波手段を先端部に有する超音波アプリケーションと、  
この超音波アプリケーションの先端部において一方の端部が開口する送水管と、  
この送水管の他方の端部が接続され、前記送水管を介して前記送水管の開口端部より前記生体に対してカップリング液を送水するための送水手段と、  
前記超音波アプリケーションの先端部において一方の端部が開口する吸水管と、  
この吸水管の他方の端部が接続され、前記生体に対して送水された前記カップリング液を  
前記吸水管の開口端部より前記吸水管を介して吸水するための吸水手段と、  
前記超音波アプリケーションの先端部を前記生体に当接して治療用超音波を照射する際、前記生体と前記超音波アプリケーションの先端部によって形成される閉空間の圧力が所定の負圧になるように前記送水手段における送水量と前記吸水手段における吸水量を制御する制御手段とを  
備えることを特徴とする超音波治療装置。

20

## 【請求項 3】

超音波によって画像を表示する超音波イメージング手段を更に設け、この超音波イメージング手段を用いて前記超音波送波手段によって治療用超音波が照射された前記生体の画像データの収集と表示を行うことを特徴とする請求項 1 又は請求項 2 に記載の超音波治療装置。

30

## 【請求項 4】

前記超音波イメージング手段は、細径プローブを有し、この細径プローブの先端に設けられた超音波送受信部が前記送水管又は吸水管の何れか一方を経由して前記超音波アプリケーションの先端部に挿設されることを特徴とする請求項 3 に記載の超音波治療装置。

## 【請求項 5】

前記吸水手段は、前記吸水管の圧力を計測する圧力計測手段を有し、前記制御手段は、この圧力計測手段によって計測される圧力が所定の負圧になるように前記送水手段及び前記吸水手段を制御することを特徴とする請求項 2 又は請求項 4 に記載の超音波照射装置。

## 【請求項 6】

前記吸引手段は、前記吸引管の圧力を計測する圧力計測手段を有し、前記制御手段は、この圧力計測手段によって計測される圧力が所定の負圧になるように前記吸引手段を制御することを特徴とする請求項 1 又は請求項 4 に記載の超音波照射装置。

40

## 【請求項 7】

前記制御手段は、治療が終了したならば前記閉空間における負圧を解除するように前記吸水手段あるいは前記吸引手段を制御することを特徴とする請求項 1 又は請求項 2 に記載の超音波照射装置。

## 【請求項 8】

前記超音波アプリケーションは、その先端部を前記生体に対して固定するために前記先端部の縁辺に保持手段を備えることを特徴とする請求項 1 又は請求項 2 又は請求項 4 に記載の超

50

音波治療装置。

【請求項 9】

前記超音波アプリケーションは、超音波アプリケーションの先端部と前記生体との癒着を解除するために振動手段を備えたことを特徴とする請求項 1 又は請求項 2 又は請求項 4 に記載の超音波治療装置。

【請求項 10】

前記超音波アプリケーションは、前記送水管の開口端部において前記カップリング液を滲出するための滲出手段を備えることを特徴とする請求項 1 又は請求項 2 又は請求項 4 に記載の超音波治療装置。

【請求項 11】

前記滲出手段は、多孔質体を前記送水管の開口端部に装着することを特徴とする請求項 9 に記載の超音波治療装置。

【請求項 12】

前記超音波アプリケーションは、その先端部の縁辺に前記送水管の開口端が少なくとも 1 つ以上配設されることを特徴とする請求項 1 又は請求項 2 又は請求項 4 に記載の超音波照射装置。

【請求項 13】

前記超音波アプリケーションは、その先端部のほぼ中央に前記吸水管又は前記吸引管の開口端が少なくとも 1 つ以上配設されることを特徴とする請求項 1 又は請求項 2 又は請求項 4 に記載の超音波治療装置。

【請求項 14】

前記超音波アプリケーションは、その先端部に音響カップリング液が充填された水バッグが設けられ、前記音響カップリング液は循環手段によって循環されることを特徴とする請求項 1 又は請求項 2 又は請求項 4 に記載の超音波治療装置。

【請求項 15】

前記超音波アプリケーションは、その先端部を所望の方向に設定するためのアングル調整手段を有することを特徴とする請求項 1 又は請求項 2 又は請求項 4 に記載の超音波治療装置。

【請求項 16】

先端部に超音波送波手段を設けた超音波アプリケーションを生体に当接し、生体患部に対して治療用超音波を照射する超音波治療方法であって、

前記超音波アプリケーションの先端部を前記生体患部に配置するステップと、

前記患部に対するカップリング液の送水量及び吸水量を制御することによって前記生体患部を前記超音波アプリケーションの先端部に固定するステップと、

前記生体患部に対して治療用超音波を照射するステップとを

有することを特徴とする超音波治療方法。

【請求項 17】

先端部に超音波送波手段を設けた超音波アプリケーションを生体に当接し、生体患部に対して治療用超音波を照射する超音波治療方法であって、

前記超音波アプリケーションの先端部を前記生体患部に配置するステップと、

前記患部に対する吸引量を制御することによって前記生体患部を前記超音波アプリケーションの先端部に固定するステップと、

前記生体患部に対して治療用超音波を照射するステップとを

有することを特徴とする超音波治療方法。

【請求項 18】

前記生体患部に対して治療用超音波の照射が完了したならば、前記生体患部における治療効果を超音波画像によって確認するステップを有することを特徴とする請求項 16 又は請求項 17 に記載の超音波治療方法。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

10

20

30

40

50

本発明は、生体組織に対して超音波を照射することによって治療を行なう超音波治療装置及び超音波治療方法に関する。

【0002】

【従来の技術】

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、悪性腫瘍の治療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、たとえ生命を存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。このような従来の外科的治療に対してQOL (quality-of-life) を考慮した超音波治療装置の開発が強く望まれており、その1つの方法として、腫瘍組織に対して強力な集束超音波を照射することによって加温し、熱変性壊死させる超音波治療法の研究が進められている。

10

【0003】

強力超音波を用いた治療方法は、マイクロ波を用いた方法と比較してエネルギーの集束性と深達度に優れているため、体内の深部に位置した臓器の腫瘍に対して体外からの局所的な治療が可能となる大きな利点を有している。

【0004】

強力超音波による治療法は、例えば圧電振動素子に対し電気的な駆動信号を供給することによって発生する超音波を腫瘍や血管の出血部などの治療部位に照射するものであり、特に、治療部位に集束超音波を照射することによって局所的な治療を可能としている。

20

【0005】

また、従来より超音波を用いた治療装置の1つとして、出血部位に対する止血や患部の破砕あるいは切除を行なうための「ハーモニック・スカルペル(超音波凝固切開装置)」が知られている。この「ハーモニック・スカルペル」では、ボルト締めランジュバン型振動子に固定されたホーンの先端に鋸歯状のロッドが設けられ、このロッドを患部に装着して数十kHz程度の比較的低い周波数で超音波振動させることにより血管あるいは組織の切離を行っている。

【0006】

一方、1MHz乃至3MHzの比較的高い周波数の超音波を生体組織に照射した場合、上記の粉砕あるいは切除の効果は低減し発熱あるいは止血の効果が増強するため、出血部位の止血や腫瘍の焼灼を目的とした超音波治療装置では上記周波数の超音波が使用されている。

30

【0007】

このような特性を有した超音波治療装置と腹腔鏡とを併用した治療では、通常、患者の皮膚表面を3cm程度切開し、この切開孔に対して内径約2cmのトラカール(逆流防止弁付きの管)を装着する。そして、このトラカールを経由して超音波治療装置の超音波照射部(以下では、超音波アプリケーションと呼ぶ。)が腹壁下に挿入される。

【0008】

上記方法によって腹壁下に超音波アプリケーションを挿入し、その先端部を患部に接触させた状態で治療用超音波を照射する場合、通常数十秒乃至数十分の照射時間が必要とされ、この照射期間中、超音波アプリケーションの先端部は患部に対し安定して固定されなくてはならない。このような要求に対して従来の超音波治療装置では、超音波アプリケーションの患部との接触部に組織把持部を設けることによって、超音波照射中における超音波アプリケーションと患部との位置ズレを低減する方法が提案されている(例えば、特許文献1参照。)

40

【0009】

【特許文献1】

特開平10-216146号公報(第5頁、第6図)

【0010】

【発明が解決しようとする課題】

50

しかしながら、特許文献 1 に記載されているような組織把持部を超音波アプリケータに設けた場合であっても、患部の表面は体液で濡れているため滑りやすく、しかも弾力性があることから、超音波アプリケータの先端部を患部に長時間固定することは極めて困難となる。特に、患者の腹壁に設けられた小さなトラカールの孔を介して超音波アプリケータの先端部の位置設定を行なわなくてはならないことが、上記の長時間固定を一層困難なものにしている。一方、先端部に鉄のような仕組みを持たせて滑り防止を行なった場合には、患部表面を傷つける危険性があり望ましくない。

#### 【 0 0 1 1 】

本発明は、このような従来の問題点を解決するためになされたものであり、その目的は、患部に対して超音波を照射して治療を行なう際、治療中は超音波アプリケータの先端部を患部に確実に損傷を与えずに固定することによって、患部に対する治療を安全かつ容易に行なうことが可能な超音波治療装置及び超音波治療方法を提供することにある。

10

#### 【 0 0 1 2 】

##### 【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 に係る本発明の超音波治療装置は、生体に対して治療用超音波を照射する超音波送波手段と、この超音波送波手段に対して駆動信号を供給する駆動手段と、前記超音波送波手段を先端部に有する超音波アプリケータと、この超音波アプリケータの先端部において一方の端部が開口する吸引管と、この吸引管の他方の端部が接続された吸引手段と、前記超音波アプリケータの先端部を前記生体に当接して治療用超音波を照射する際、前記生体と前記超音波アプリケータの先端部によって形成される閉空間の圧力が所定の負圧になるように前記吸引手段を制御する制御手段とを備えることを特徴としている。

20

#### 【 0 0 1 3 】

また、請求項 2 に係る本発明の超音波治療装置は、生体に対して治療用超音波を照射する超音波送波手段と、この超音波送波手段に対して駆動信号を供給する駆動手段と、前記超音波送波手段を先端部に有する超音波アプリケータと、この超音波アプリケータの先端部において一方の端部が開口する送水管と、この送水管の他方の端部が接続され、前記送水管を介して前記送水管の開口端部より前記生体に対してカップリング液を送水するための送水手段と、前記超音波アプリケータの先端部において一方の端部が開口する吸水管と、この吸水管の他方の端部が接続され、前記生体に対して送水された前記カップリング液を前記吸水管の開口端部より前記吸水管を介して吸水するための吸水手段と、前記超音波アプリケータの先端部を前記生体に当接して治療用超音波を照射する際、前記生体と前記超音波アプリケータの先端部によって形成される閉空間の圧力が所定の負圧になるように前記送水手段における送水量と前記吸水手段における吸水量を制御する制御手段とを備えることを特徴としている。

30

#### 【 0 0 1 4 】

一方、請求項 1 6 に係る本発明の超音波治療方法は、先端部に超音波送波手段を設けた超音波アプリケータを生体に当接し、生体患部に対して治療用超音波を照射する超音波治療方法であって、前記超音波アプリケータの先端部を前記生体患部に配置するステップと、前記患部に対するカップリング液の送水量及び吸水量を制御することによって前記生体患部を前記超音波アプリケータの先端部に固定するステップと、前記生体患部に対して治療用超音波を照射するステップとを有することを特徴としている。

40

#### 【 0 0 1 5 】

また、請求項 1 7 に係る本発明の超音波治療方法は、先端部に超音波送波手段を設けた超音波アプリケータを生体に当接し、生体患部に対して治療用超音波を照射する超音波治療方法であって、前記超音波アプリケータの先端部を前記生体患部に配置するステップと、前記患部に対する吸引量を制御することによって前記生体患部を前記超音波アプリケータの先端部に固定するステップと、前記生体患部に対して治療用超音波を照射するステップとを有することを特徴としている。

#### 【 0 0 1 6 】

50

従って本発明によれば、超音波 Applicator の超音波照射面を患部位置に確実にかつ臓器に損傷を与えることなく保持することによって、患部に対する治療を安全かつ容易に行なうことが可能な超音波治療装置及び超音波治療方法を提供できる。

【0017】

【発明の実施の形態】

(第1の実施の形態)

以下に述べる本発明の第1の実施の形態の特徴は、超音波 Applicator の先端部を患部に接触させた状態で、この先端部より患部に対してカップリング液の送水及び吸水を行い、このときの送水量と吸水量を制御することによって患部を上記先端部に吸着させて固定することにある。

10

【0018】

(装置の構成)

本発明の第1の実施の形態における超音波治療装置の構成について図1乃至図6を用いて説明する。尚、図1は、この第1の実施の形態における超音波治療装置全体の概略構成を示すブロック図であり、図2は、超音波治療装置の超音波 Applicator の構成を示す図である。また、図6は、超音波治療装置に備え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である。

【0019】

図1において、超音波治療装置200は、患者の体表153の切開部に設けられたトラカール31の開口部を經由して体表153の内部に挿入され、患部152に対して治療用の超音波を照射するための超音波 Applicator 32と、この超音波 Applicator 32に送水管33を介してカップリング液34の供給を行なうチューブポンプ35と、超音波 Applicator 32から吸水管36を介してカップリング液34の吸水を行なうチューブポンプ37と、送水用のカップリング液34が蓄えられているリザーバ38と、吸水されたカップリング液34が蓄えられる貯留タンク39を備えている。そして、超音波 Applicator 32とチューブポンプ37の間の吸水管36には、吸水時の負圧を計測するための圧力センサ44が設けられている。

20

【0020】

また、超音波治療装置200は、患部152に超音波を照射するために超音波 Applicator 32に対して駆動信号を供給する超音波駆動部40と、患部152に照射される超音波の強度やその照射時間をはじめ、装置全体を統括して制御するシステム制御部41と、操作者によって種々のコマンド信号が入力される操作部42と、超音波 Applicator 32の先端部と患部152の表面との癒着を防止するために超音波 Applicator 32に対して機械振動を与えるための振動部43を備えている。更に、本実施の形態においては、患部152における治療効果を確認するための超音波イメージング装置250が設けられている。

30

【0021】

次に、超音波 Applicator 32の構成について図2を用いて説明する。尚、図2(a)は超音波 Applicator 32の縦断面図であり、図2(b)は、図2(a)に示したA-A断面における超音波 Applicator 32の横断面を示している。

40

【0022】

この超音波 Applicator 32は、筒状フレーム46の先端部(図2(a)の左端部)の近傍に、患部152に対して治療用超音波を照射する円形平板状の超音波送波部49が設けられ、この超音波送波部49はN×チャンネルの信号ケーブル50を介して図1の超音波駆動部40に接続されている。また、超音波送波部49の超音波放射面は超音波透過性に優れた高分子材料からなる水バッグ48によって覆われ、超音波送波部49と水バッグ48の隙間は脱気水などを用いた音響カップリング液54によって満たされている。そして、音響カップリング液54は、水バッグ48に一方の端部が開口し、他の端部が図示しない循環ポンプに接続された水バッグ用送水管51及び水バッグ用吸水管52を經由して循環している。この水バッグ48及び音響カップリング液54は、超音波送波部49と患部

50

152の間に介在する空気を排除して超音波の照射効率を向上させ、更に、音響カップリング液54を循環させることによって超音波送波部49を駆動する際の発熱を低減している。

【0023】

一方、超音波送波部49の縁辺部には、患部152の表面に対して、例えば滅菌精製水からなるカップリング液34を供給するための複数の送水管33の開口端が配列され、この開口端の表面はカップリング液34の透過が可能なリング状の多孔質体47によって覆われている。また、水バッグ48及び超音波送波部49の中央部近傍には、一方の端部が水バッグ48の外部に開口した吸水管36が配設されている。そして、送水管33の他の端部は図1のチューブポンプ35に接続され、吸水管36の他の端部は圧力センサ44を介してチューブポンプ37に接続されている。即ち、チューブポンプ35によって供給されるカップリング液34は、送水管33を経由して多孔質体47から患部152に滲出し、滲出したカップリング液34は水バッグ48の中央部に設けられた吸水管36の開口部を介して排出される構造になっている。

10

【0024】

また、超音波アプリケーション32の筒状フレーム46の先端には、この超音波アプリケーション32を患部152の表面に固定するためのリング状の外輪部53が設けられ、この外輪部53は水バッグ48の中央部とほぼ同程度に患部152の方向に突出している。尚、上記水バッグ用送水管51、水バッグ用吸水管52、送水管33及び吸水管36は筒状フレーム46の軸(図2(a)のZ軸)にほぼ並行に配設されている。

20

【0025】

一方、超音波アプリケーション32における吸水管36の出口には、後述する超音波イメージング装置250の細径超音波プローブ(以下では、細径プローブと呼ぶ)101(その詳細は、図6にて説明。)を挿入するための挿入孔45が設けられ、患部152における治療効果を超音波画像によって確認する際には、この挿入孔45より挿入された細径プローブ101は、超音波アプリケーション32の内部の吸水管36を経由して患部152の表面に据置される。尚、挿入孔45の周囲にはカップリング液34の流出や空気の侵入を防ぐための図示しない防止弁が備えられ、一方、送水管33は、図3に示すように複数の細径チューブが1本に纏めて成形され、複数の細径チューブの開口端にはリング状の多孔質体47が装着されている。

30

【0026】

尚、多孔質体47は、超音波送波部49から照射される超音波の影響、即ち、発熱による変形あるいは目詰まりなどを防止するために、アルミナ質、炭化ケイ素質などを主原料とした多孔質セラミックスなどの耐熱材料を使うことが望ましいが、発熱が許容範囲である場合には、PVAスポンジ、ウレタンスポンジ、ポリエチレン・ポリプロピレン・フッ素などの焼結樹脂を用いた樹脂製多孔質体を使用することも可能である。具体的には、有限会社染谷製作所のプラスチック焼結多孔質体、室町化学株式会社の連続多孔質体、グローバル電子工業株式会社の多孔質金属プレートなどがある。

【0027】

次に、超音波アプリケーション32を構成する超音波送波部49の構造について図4を用いて説明する。

40

【0028】

図4(a)は、超音波送波部49を構成する圧電振動子61の配列を正面方向(図2のZ軸方向)から示した図であり、図4(b)は、図4(a)に示したB-B断面における超音波送波部49の断面図である。即ち、超音波送波部49は、図4(a)に示すように同心円状に配列されたN×個(図4では4個の場合について示している)のリング型の圧電振動子61を備え、これらの圧電振動子61は同一平面上に配列されている。また、超音波送波部49の中央部には、吸水管36を配設するための円形スペースが設けられている。

【0029】

50

一方、図4(b)において、 $N \times$ 個の圧電振動子61の第1の面(上面)、及び第2の面(下面)には電極62a及び電極62bがそれぞれ装着され、電極62aは支持台63に固定されている。また、電極62bには治療用超音波の照射を効率良く行うための音響マッチング層64が設けられ、更に、その表面は保護膜65によって覆われている。この圧電振動子61にそれぞれ装着された電極62aは、 $N \times$ チャンネルからなる信号ケーブル50によって図1の超音波駆動部40と接続され、電極62bは共通接続されて超音波治療装置200の図示しない接地端子に接続される。

#### 【0030】

次に、図5を用いて超音波駆動部40及びシステム制御部41の構成について説明する。超音波駆動部40は、患部152に対して治療用の超音波を照射するために超音波アプリケーション32の圧電振動子61に対して駆動信号を供給する機能を有し、圧電振動子61の共振周波数とほぼ等しい周波数の連続波を発生するCW発生器71と、このCW発生器71からの連続波に所定の遅延位相を与える遅延回路72と、遅延回路72から出力された連続波を所定の大きさに増幅するパワーアンプ73と、パワーアンプ73の出力を前記圧電振動子61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74を備えている。

10

#### 【0031】

そして、CW発生器71は、図示しないVCO(電圧制御発生器)とD/A変換器を備えており、システム制御部41から供給される周波数情報をD/A変換器によって電圧値に変換し、更に、この電圧値に対応してVCOの出力周波数を設定する。即ち、CW発生器71から出力される連続波の周波数は、治療目的(例えば、出血部位における止血や腫瘍に対する焼灼)あるいは患部152の広がり等に対応して最適化が行なわれる。

20

#### 【0032】

遅延回路72は、超音波アプリケーション32の圧電振動子61が照射する治療用超音波を患部152に対して集束して照射するために、CW発生器71から出力された $N \times$ チャンネルの連続波に対して所定の遅延位相を与える。尚、このとき、各々の連続波に対して与えられる遅延位相は、圧電振動子61の配列形状と集束距離によって一義的に決定される。一方、パワーアンプ73は、その増幅度がシステム制御部41の制御信号によって制御され、治療目的あるいは患部152の広がり(深さ)等に対応して最適な増幅度が設定される。

30

#### 【0033】

次に、図5のシステム制御部41は、CPU(中央演算処理装置)76と記憶回路77を備え、操作部42から入力されるコマンド信号に従って各ユニットの制御やシステム全体の制御を統括して行う。システム制御部41の記憶回路77には、治療臓器別、超音波アプリケーション別、治療目的別に設定された最適な超音波照射強度や照射時間などが予め保存されており、更に、操作部42を介して操作者から送られてくる種々のコマンド信号もこの記憶回路77に保存される。また、この記憶回路77には、超音波駆動部40の遅延回路72における遅延位相情報が超音波ビームの集束距離をパラメータとして圧電振動子61毎に保存されている。一方、システム制御部41のCPU76は、操作部42から入力される治療目的や患部情報に基づいて、超音波駆動部40に対し照射位置、照射時間などを設定する。また、図1に示した圧力センサ44によって計測される吸水管36の吸引圧力情報を受け、この吸引圧力が所定の範囲になるようにチューブポンプ35及びチューブポンプ37の回転速度を制御する。

40

#### 【0034】

次に、図1に戻って、チューブポンプ35は、超音波アプリケーション32の先端部の多孔質体47から患部152に対してカップリング液34を滲出させるために、送水管33にカップリング液34を供給する送水用ポンプであり、回転する複数のローラによって送水管33の一部を蠕動させることによりカップリング液34の供給を行なっている。一方、チューブポンプ37は、患部152に滲出したカップリング液34を超音波アプリケーション32の水バッグ48の中央部に設けられた吸水管36の開口部より吸引して排出するための

50

吸水用ポンプであり、チューブポンプ 35 と同様な構成を有している。

【0035】

操作部 42 は、操作パネル上に液晶パネル、キーボード、トラックボール、マウス、各種選択ボタン等を備え、操作者によって患者情報、治療対象臓器や治療目的、使用する超音波アプリケーション 32 に関する情報、患部情報、更には各種コマンドなどの入力が行われる。

【0036】

また、振動部 43 は、超音波アプリケーション 32 の外枠に装着され機械的な振動を発生する。この機械振動は超音波アプリケーション 32 の水バッグ 48 に伝達され、この振動によって、超音波照射時の発熱に伴って生じる水バッグ 48 と患部 152 の表面との癒着を低減する。尚、振動部 43 は、携帯電話機において通常使用されているバイブレータ機構と同様の方式を用いることが可能である。

10

【0037】

一方、圧力センサ 44 は、患部 152 に滲出したカップリング液 34 をチューブポンプ 37 によって吸引する際の吸水管 36 における吸引圧力を計測する。圧力センサ 44 から圧力情報を受けたシステム制御部 41 は、チューブポンプ 35 及びチューブポンプ 37 の回転を制御し、上記吸引圧力を所定の範囲内に維持する。

【0038】

次に、超音波イメージング装置 250 の構成について図 6 を用いて説明する。超音波イメージング装置 250 は、内径 2 mm 乃至 3 mm 程度の細管を經由して患部 152 に据置可能な細径プローブ 101 と、この細径プローブ 101 に接続され、細径プローブ 101 に対する駆動信号の供給と、細径プローブ 101 からの受信信号に基づいて患部 152 における超音波画像データの生成を行う超音波イメージング装置本体 102 とを備えている。

20

【0039】

細径プローブ 101 は、直径 2 mm 乃至 3 mm の可撓性のあるプローブシース 111 と、このプローブシース 111 の先端部（図 6 の左端部）近傍に配置された超音波振動子 112 と、超音波振動子 112 を回転させるためのトルクケーブル 113 を備えている。

【0040】

細径プローブ 101 のプローブシース 111 は、図 2 に示した挿入孔 45 から吸水管 36 に挿入可能な細い筒体であり、上記先端部の側面には、超音波透過性に優れた高分子材料からなる音響窓 114 を有し、超音波振動子 112 の超音波送受波面は音響窓 114 に対向して配置されている。そして、この超音波振動子 112 は、超音波イメージング装置本体 102 から供給される駆動パルスを超音波パルス（送信超音波）に変換し、音響窓 114 を介してプローブシース 111 の中心軸（図 6 の Z 軸方向）にほぼ直交する方向に放射する。

30

【0041】

一方、患部 152 から反射した超音波（受信超音波）は音響窓 114 を介して超音波振動子 112 によって受信され電気信号（受信信号）に変換される。この超音波振動子 112 には、回転シャフトとして可撓性のあるトルクケーブル 113 の一端が連結され、トルクケーブル 113 は、プローブシース 111 の図示しない軸受により回転可能に支持されている。また、トルクケーブル 113 の内部には、信号線（アース線も含む）115 が挿通されており、この信号線 115 の一端は超音波振動子 112 の図示しない電極に接続され、他端はロータリトランス 116 を介して超音波イメージング装置本体 102 の送信部 121 及び受信部 122 に接続されている。そして、ロータリトランス 116 により、信号線 115 のロータ（回転）側とステータ（固定）側とが非接触状態で通信可能となっている。

40

【0042】

一方、超音波イメージング装置本体 102 は、細径プローブ 101 の超音波振動子 112 に対して駆動信号を供給する送信部 121 と、超音波振動子 112 からの受信信号に対して信号処理を行なう受信部 122 と、受信部 122 の出力信号に基づいて超音波画像デー

50

タの生成を行う画像データ生成部 1 2 3 と、この画像データの表示を行なう表示部 1 2 4 を備えている。更に、超音波イメージング装置本体 1 0 2 は、トルクケーブル 1 1 3 に連結された回転軸を有する回転機構部 1 2 5 と、超音波イメージング装置本体部 1 0 2 の上記各ユニットを統括制御するシステム制御部 1 2 6 と、操作者によって各種コマンド信号が入力される操作部 1 2 7 を備えている。

【 0 0 4 3 】

送信部 1 2 1 は、超音波振動子 1 1 2 に対する駆動タイミングを設定するための基準クロック信号を発生するレート信号発生器 1 3 1 と、レート信号発生器 1 3 1 からの基準クロック信号に付勢されて、超音波振動子 1 1 2 に対する駆動信号を生成する振動子駆動回路 1 3 2 とを備え、振動子駆動回路 1 3 2 の出力端子はロータリトランス 1 1 6 のステータ側からの信号線 1 1 5 に接続されている。 10

【 0 0 4 4 】

一方、受信部 1 2 2 は、超音波振動子 1 1 2 からの受信信号を所定の大きさに増幅する増幅器 1 3 3 と、この増幅器 1 3 3 の出力振幅を対数変換（圧縮）する対数増幅器 1 3 4、及び包絡線検波を行なう検波回路 1 3 5 を備えている。

【 0 0 4 5 】

次に、回転機構部 1 2 5 のモータ 1 3 8 は、その出力軸（回転軸）がトルクケーブル 1 1 3 に接続され、システム制御部 1 2 6 からの回転指示信号に対応して回転軸の回転を行なう。そして、その回転力はトルクケーブル 1 1 3 を介して超音波振動子 1 1 2 に伝わり、このときのモータ 1 3 8 の回転角度はロータリエンコーダ 1 3 9 によって検出される。更に、カウンタ 1 4 0 は、ロータリエンコーダ 1 3 9 から供給される回転角に対応したパルス信号を計測し、この計測結果をアドレス信号として画像データ生成部 1 2 3 の画像データ記憶回路 1 3 7 に保存する。 20

【 0 0 4 6 】

一方、画像データ生成部 1 2 3 は、受信部 1 2 2 の検波回路 1 3 5 からの検波信号をデジタル信号に変換する A / D 変換器 1 3 6 と、A / D 変換器 1 3 6 により変換されたデジタル信号を、回転機構部のカウンタ 1 4 0 からのアドレス信号で指定されたメモリ空間内のアドレスに保存するための画像データ記憶回路 1 3 7 とを備えている。また、表示部 1 2 4 は、画像データ記憶回路 1 3 7 に保存された超音波画像データを読み出し、D / A 変換と TV フォーマット変換を行なう変換回路 1 4 1 と、変換された超音波画像データを表示するモニタ 1 4 2 を備えている。 30

【 0 0 4 7 】

（超音波治療の手順と装置の動作）

次に、第 1 の実施の形態における超音波治療の手順について図 1 乃至図 8 を用いて説明する。尚、図 7 は治療手順を示すフローチャートである。

【 0 0 4 8 】

図 2 において、超音波治療装置 2 0 0 の操作者（医師）は、治療に先立って図示しない循環ポンプを駆動し、この循環ポンプに接続された水バッグ用送水管 5 1 を介して超音波アプリケーション 3 2 の水バッグ 4 8 に音響カップリング液 5 4 を供給して充満させる。そして、水バッグ 4 8 の音響カップリング液 5 4 は水バッグ用吸水管 5 2 を介して循環ポンプに戻される。即ち、音響カップリング液 5 4 は、循環ポンプと水バッグ 4 8 の間を水バッグ用送水管 5 1 及び水バッグ用吸水管 5 2 を介して循環する。 40

【 0 0 4 9 】

次いで、操作者は、患者の治療部位（患部）に対して詳細な観察を行なうために体表 1 5 3 の少なくとも 2 つの部位を切開し、第 1 の切開部位に例えば腹腔鏡のカニューレを挿通する。そして、撮像レンズが配置されているカニューレの先端部を患部 1 5 2 に接近させて患部 1 5 2 を観察し、治療方法の確認を行なう。次いで、第 2 の切開部位に対してトラカール 3 1 の装着を行った後、水バッグ 4 8 が音響カップリング液 5 4 で充満された超音波アプリケーション 3 2 を挿通し、この超音波アプリケーション 3 2 の先端縁辺部に設けられた外輪部 5 3 が患部 1 5 2 の表面に密着するように配置する（図 7 のステップ S 1）。 50

## 【0050】

超音波アプリケーション32の先端部を患部152の表面へ配置したならば、操作者は、図1に示した操作部42より患者情報、治療対象臓器や治療目的、使用する超音波アプリケーション32に関する情報、患部情報などを入力し、更に、カップリング液34の送吸水コマンドを入力する(図7のステップS2)。システム制御部41のCPU76は、これらの入力情報を記憶回路77に保存すると共に、上記送吸水コマンド信号に対応して送水用のチューブポンプ35及び吸水用のチューブポンプ37に対し制御信号を供給し、内蔵されたローラを所定の速度で回転させる。このとき、先ずチューブポンプ35のローラが回転することによって、このローラに挟まれた送水管33の一部が蠕動され、リザーバ38に蓄えられたカップリング液34は、送水管33を介して超音波アプリケーション32の先端縁辺部に設けられた多孔質体47に供給される。そして、上記カップリング液34は多孔質体47から患部152の表面に滲出され、超音波アプリケーション32の外輪部53、水バッグ48及び患部152の表面で形成される閉空間内に貯留される。

10

## 【0051】

次いで、システム制御部41からの制御信号によって、チューブポンプ37のローラに挟まれた吸水管36の一部が蠕動され、超音波アプリケーション32の上記閉空間に貯留したカップリング液34は吸引されて貯留タンク39に排出される。この場合、例えば、チューブポンプ37による吸水量をチューブポンプ35による送水量より多くなるようにローラの回転速度を制御することによって、上記閉空間内は負圧になり患部152の表面は水バッグ48に吸着する。即ち、チューブポンプ35及び37のローラ回転制御によって、閉空間内のカップリング液34は吸水管36を介してその大部分が排出された後に負圧となるため、患部152の表面を水バッグ48に固定することが可能となり、更に、患部152の表面と水バッグ48の間に介在する空気は、カップリング液34によって排除することができるため、効率の良い超音波照射が可能となる(図7のステップS3)。

20

## 【0052】

尚、上記閉空間における負圧を所望の値に制御するために、図1に示す如く、圧力センサ44が超音波アプリケーション32とチューブポンプ37を接続する吸水管36に設けられている。そして、この圧力センサ44によって計測された圧力値はシステム制御部41に供給され、システム制御部41は、この圧力値が予め設定された値に保たれるように、チューブポンプ37及びチューブポンプ35のローラ回転速度の制御を行う。即ち、圧力センサ44の使用により、上記閉空間内の圧力を所望の負圧に制御することができるため、水バッグ48を患部152の表面に安定して固定することが可能となり、更に、過度の負圧によって患部152が損傷をうけるリスクを回避することができる。

30

## 【0053】

上記のようにして、患部152の表面に対する超音波アプリケーション32の据置が終了したならば、操作者は治療用超音波の照射開始を指示するコマンド信号を操作部42において入力する(図7のステップS4)。

## 【0054】

図5において、操作部42より照射開始のコマンド信号を受信したシステム制御部41のCPU76は、記憶回路77に保存されている超音波アプリケーション32の情報や患部情報に基づいて、超音波送波部49の形状と患部152までの距離(即ち集束距離)によって一義的に決定される駆動信号の遅延位相情報をシステム制御部41の記憶回路77から読み出し、この遅延位相情報に基づいて超音波駆動部40の遅延回路72における遅延位相を設定する。次いで、システム制御部41のCPU76は、既に記憶回路77に保存されている治療対象臓器や治療目的、更には、患部情報などに基づいて、超音波駆動部40のCW発生器71に対して所定周波数(1MHz乃至3MHz)の連続波を発生させるための制御信号を供給する。

40

## 【0055】

この場合、CW発生器71の図示しないD/A変換器は、システム制御部41のCPU76からの治療用超音波周波数に対応したデジタル信号を電圧に変換し、CW発生器71の

50

図示しないVCO（電圧制御発生器）は、この電圧に基づいた周波数の連続波を発生する。即ち、CPU76からの制御信号によって、CW発生器71から出力される連続波の周波数は、治療対象臓器や治療目的あるいは患部152の状況によって最適化される。

【0056】

CW発生器71から出力された連続波は、Nxチャンネルから構成される遅延回路72において治療用超音波を集束するための遅延時間が与えられ、パワーアンプ73及びマッチング回路74を経て、図4の超音波送波部49における圧電振動子61に供給される。この連続波の駆動によって圧電振動子61から照射された治療用超音波は、患部152において集束され、この患部152における血管の止血や腫瘍組織の焼灼を行う（図7のステップS5）。

10

【0057】

一方、治療用超音波の照射の際に超音波送波部49において発生する熱は、水バッグ用送水管51及び水バッグ用吸水管52を経由して水バッグ48の内部を循環している音響カップリング液54によって放熱される。即ち、水バッグ48の内部を満たしている音響カップリング液54は、空気の介在を防ぐことによって超音波送波部49からの治療用超音波を患部152に効率良く照射させるのみならず、超音波送波部49を冷却する役割を果たしている。

【0058】

患部152に対する治療用超音波の照射が予め設定された照射時間行われたならば、システム制御部41は、超音波駆動部40のCW発生器71に対して連続波の発生を停止し、患部152に対する治療用超音波の照射を一旦終了する。次いで、システム制御部41は、チューブポンプ37を停止した後チューブポンプ35を停止させるか、あるいはチューブポンプ35を停止した後チューブポンプ37を逆方向に回転動作させることによって、水バッグ48を患部152の表面との吸着状態から開放する。

20

【0059】

尚、上記水バッグ48は、水あるいは生体組織と同程度の音響インピーダンスを有し超音波透過性に優れた高分子材料が一般に用いられるが、この水バッグ48に吸着した患部152の表面に治療用超音波が照射された場合、発熱に伴う癒着の可能性がある。このような理由によって治療用超音波の照射終了時に水バッグ48が患部152の表面から容易に離れない場合には、操作者は、操作部42よりシステム制御部41に対して振動開始の指示を行い、システム制御部41は振動部43に対して駆動信号を供給する。そして、振動部43は超音波アプリケーション32に対して機械的な振動を与えることによって水バッグ48を患部152の表面から剥離させる（図7のステップS6）。

30

【0060】

患部152に対する治療用超音波の照射が終了したならば、細径プローブ101を有した超音波イメージング装置250によって患部152における治療効果の確認を行う（図7のステップS7）。この超音波イメージング装置250による超音波画像データの収集と表示について図6及び図8を用いて説明する。尚、細径プローブ101の患部152に対する設置方法を図8に示す。操作者は、超音波イメージング装置250を動作状態にした後、図8(a)に示すように超音波イメージング装置250の細径プローブ101を超音波アプリケーション32の後端部に設けられた挿入孔45から挿入し、この細径プローブ101の前端部が治療後の患部152の表面に当接するまで吸水管36の中を挿通させる。但し、細径プローブ101は可撓性を有しており、患部152の表面に接触させる場合には図8(b)に示すように細径プローブ101の前端部を湾曲させ、超音波の送受信方向を患部152に一致させる。

40

【0061】

上記の細径プローブ101の中心軸に設けられたトルクケーブル113の先端には、患部152に対して超音波の送受信を行う超音波振動子112が取り付けられており、この超音波振動子112は、信号線115を介して超音波イメージング装置本体102の送信部121より供給される駆動信号によって駆動されて患部152に対し送信超音波を放射す

50

る。一方、患部 152 から反射した受信超音波は、同じ超音波振動子 112 によって受信信号に変換され、この受信信号は、信号線 115 を介して超音波イメージング装置本体 102 の受信部 122 に供給される。そして、受信部 122 において対数変換や包絡線検波などの信号処理が行われた後、画像データ生成部 123 において A/D 変換され、超音波画像データとして画像データ記憶回路 137 に保存される。

#### 【0062】

一方、上記超音波振動子 112 は、超音波の送受信を行いながらトルクケーブル 113 と共にモータ 138 によって回転され、その回転角は、モータ 138 の回転軸に取り付けられたロタリエンコーダ 139 の出力パルスによって計測される。そして、この出力パルスは、カウンタ 140 において回転角度に変換されて、画像データ記憶回路 137 において上記超音波画像データのアドレスデータとして保存される。そして、画像データ記憶回路 137 に保存された上記超音波画像データは、表示部 124 の変換回路 141 において D/A 変換と TV フォーマット変換が行われた後、モニタ 142 に表示される。尚、細径プローブ 101 を有した超音波イメージング装置 250 を用い、臓器 151 の表面近傍に存在する患部 152 における治療効果を確認する場合には、細径プローブ 101 の超音波振動子 112 は 15 MHz 乃至 20 MHz の共振周波数を有するものを用いることが望ましい。

10

#### 【0063】

操作者は、上記超音波イメージング装置 250 の表示部 124 に表示される超音波画像から患部 152 の治療効果を観察し、治療効果が不十分な場合には、既に述べた手順と同様な手順によって治療用超音波の照射と超音波画像による治療効果の確認を繰り返す（図 7 のステップ S8）。また、十分な治療効果が確認できたならば、一連の治療行為を終了する（図 7 のステップ S9）。

20

#### 【0064】

（変形例）

次に、第 1 の実施の形態の変形例について、図 9 及び図 10 を用いて説明する。図 9 に示した第 1 の変形例の特徴は、超音波アプリケーション 32a における送水管 33 と吸水管 36 の夫々の開口を水バッグ 48 の中心部において同心円状に配置したことにある。即ち、送水管 33 と吸水管 36 は 2 重構造のパイプを使用して構成され、例えば図 9 (b) に示すように、内側のパイプを吸水管 36 に、また外側のパイプを送水管 33 に使用する。そして吸水管 36 の 1 つの端部は水バッグ 48 の中央部に直接開口し、送水管 33 の 1 つの端部は多孔質体 47 を介して水バッグ 48 の中央部に開口している。一方、吸水管 36 の他の端部と送水管 33 の他の端部は、第 1 の実施の形態と同様に圧力センサ 44 及びチューブポンプ 35 に接続されている。

30

#### 【0065】

一方、図 10 に示した第 2 の変形例の特徴は、超音波アプリケーション 32b における送水管 33 と吸水管 36 の夫々の開口を水バッグ 48 の縁辺部に配置したことにある。即ち、図 10 (a) は、水バッグ 48 の縁辺部に送水管 33 と吸水管 36 の開口が各々 1 個配置された場合であり、図 9 (b) は各々複数個配置された場合である。

#### 【0066】

以上述べた本実施の形態及びその変形例に拠れば、送水用のチューブポンプ 35 によるカップリング液 34 の送水量と吸水用のチューブポンプ 37 による吸水量を制御することによって、患部 152 の表面を超音波アプリケーション 32 の水バッグ 48 に吸着させることが可能となるため、治療用超音波を患部 152 に対して正確かつ容易に照射することが可能となる。また、圧力センサ 44 の使用により、患部 152 の表面と水バッグ 48 及び外輪部 53 によって囲まれた空間領域における圧力を所望の負圧に制御することができるため、患部 152 の表面を水バッグ 48 に対して安定して吸着させることが可能となり、しかも過度の負圧による患部 152 の損傷を防ぐことができる。更に、患部 152 の表面と水バッグ 48 の間に介在する空気はカップリング液 34 によって排除されるため、効率の良い超音波照射が可能となる。

40

50

## 【 0 0 6 7 】

一方、吸水管 3 6 を経由して細径プローブ 1 0 1 を用いることによって、患部 1 5 2 の治療効果を超音波画像によって確認することが可能となる。また、超音波送波部 4 9 の圧電振動子 6 1 はアニュラアレイ配列されており、この圧電振動子 6 1 に供給される駆動信号の遅延位相を制御することによって治療用超音波の集束点を照射方向に移動することが可能である。このため、比較的大きな患部 1 5 2 における治療に対しても超音波治療器 2 0 0 の適用が可能となる。

## 【 0 0 6 8 】

更に、図 9 に示した第 1 の変形例によれば、送水管 3 3 と吸水管 3 6 を比較的簡単な構造にすることができるため、治療毎に交換することが容易となる。また、図 1 0 に示した第 2 の変形例によれば、例えば図 1 0 ( a ) に示すように、超音波送波部 4 9 の中央部に超音波振動子 8 1 を 1 次元あるいは 2 次元に配列し、この超音波振動子 8 1 による超音波の送受信の方向を電子的に制御することによって患部 1 5 2 の超音波画像データを収集することが可能となる。しかも、この場合は患部 1 5 2 の表面を水バッグ 4 8 に吸着した状態のまま超音波画像データを収集することができるため、治療用超音波の照射と治療効果の確認を効率よく繰り返すことが可能となる。尚、この場合の超音波画像データの収集方法は、既に超音波診断の分野で広く知られているため詳細な説明は省略する。

## 【 0 0 6 9 】

尚、上記第 1 の実施の形態及びその変形例において、送水管 3 3 と吸水管 3 6 の位置は逆であってもよく、従って、細径プローブ 1 0 1 の挿入は送水管 3 3 を経由して行なってもよい。また、第 1 の実施の形態の吸水管 3 6 及び図 8 の変形例における吸水管 3 6 と送水管 3 3 の開口位置は水バッグ 4 8 の中央部に限定されるものではない。更に、送水管 3 3 の開口部にはカップリング液 3 4 を滲出するための多孔質体 4 7 を装着することが望ましいが、送水管 3 3 の開口面積が小さい場合に多孔質体 4 7 は必ずしも必要としない。

## 【 0 0 7 0 】

( 第 2 の実施の形態 )

次に、本実施の形態における第 2 の実施の形態について図 1 1 を用いて説明する。この第 2 の実施の形態の特徴は、患部 1 5 2 の表面を超音波アプリケーション 3 2 の水バッグ 4 8 に吸着する際、水バッグ 4 8 に開口する吸引管 3 6 c のみによって行うことを特徴としている。即ち、図 1 1 に示した第 2 の実施の形態の超音波アプリケーション 3 2 c は、図 2 に示した第 1 の実施の形態の超音波アプリケーション 3 2 に対して送水管 3 3 及び多孔質体 4 7 が除かれており、従って、図 1 に示した送水用のチューブポンプ 3 5 、リザーバ 3 8 及びカップリング液 3 4 など不要となる。

## 【 0 0 7 1 】

このような構成の超音波アプリケーション 3 2 c を使用して行われる治療用超音波の照射において、操作者は、図示しない循環ポンプを駆動して超音波アプリケーション 3 2 c の水バッグ 4 8 の内部を音響カップリング液 5 4 で充満させたならば、患者の体表 1 5 3 を切開し、切開部位にトラカール 3 1 を装着する。そして、トラカール 3 1 の開口に超音波アプリケーション 3 2 c を挿通し、この超音波アプリケーション 3 2 c の先端部に設けられた外輪部 5 3 が患部 1 5 2 の表面に密着するように配置する。

## 【 0 0 7 2 】

超音波アプリケーション 3 2 c の患部 1 5 2 への配置が終了したならば、操作者は、操作部 4 2 より吸引コマンドを入力することによって、システム制御部 4 1 は、このコマンド信号を受け、吸引用のチューブポンプ 3 7 に対して制御信号を供給し、内蔵されたローラを所定の速度で回転させる。このローラの回転により、ローラに挟まれた吸引管 3 6 c の一部が蠕動され、上記超音波アプリケーション 3 2 c の先端部の水バッグ 4 8 と患部 1 5 2 の表面によって形成された閉空間の空気は体液あるいは血液などと共に吸引され、吸引された体液や血液は貯留タンク 3 9 に排出される。このとき、患部 1 5 2 の表面の体液や血液はカップリング液の役割を果たし、患部 1 5 2 の表面は水バッグ 4 8 に吸着される。即ち、上記のチューブポンプ 3 7 の吸引によって閉空間内の空気は外部に排出されて負圧となり、

10

20

30

40

50

患部 1 5 2 の表面を水バッグ 4 8 に確実に固定させることが可能となる。更に、患部 1 5 2 の表面と水バッグ 4 8 の間に介在する体液や血液を介して効率の良い超音波照射が可能となる。

【 0 0 7 3 】

上記のようにして、患部 1 5 2 に対する超音波 applicator 3 2 c の装着が終了したならば、治療用超音波の照射と超音波画像による治療効果の確認が行われるが、これらの手順は既に述べた第 1 の実施の形態と同様であるため説明を省略する。

【 0 0 7 4 】

以上述べた第 2 の実施の形態によれば、患部 1 5 2 の表面と水バッグ 4 8 及び外輪部 5 3 によって囲まれた空間領域における圧力を吸引用のチューブポンプ 3 7 によって所望の負圧に制御することができるため、患部 1 5 2 の表面を超音波 applicator 3 2 c の水バッグ 4 8 に吸着させることが可能となる。従って、治療用超音波を患部 1 5 2 に対して正確かつ安全に照射することが可能となる。特に、本実施の形態では、患部 1 5 2 の表面の水バッグ 4 8 への吸着は、吸引管 3 6 c の圧力制御のみで行っているため、送水及び吸水における圧力差制御のような複雑な制御を必要としない。また、カップリング液 3 4 を使用しないため操作が簡単となる利点を有している。

【 0 0 7 5 】

以上、本発明の実施の形態について述べてきたが、本発明は上記の実施の形態に限定されるものではなく、変形して実施することが可能である。例えば、上記実施の形態における治療目的として、出血した血管に対する止血と腫瘍の焼灼について述べたが、他の治療に対して適用してもよい。

【 0 0 7 6 】

また、超音波送波部 4 9 の圧電振動子 6 1 は同一平面上に配列された場合について示したが、患部 1 5 2 の方向に対して凹面状に配列してもよく、更に、この圧電振動子 6 1 は 2 次元配列したものをを用いることによって、治療用超音波の照射方向を電子的に制御してもよい。

【 0 0 7 7 】

尚、患部 1 5 2 の表面が超音波 applicator 3 2 の挿入方向に対して斜めに位置する場合には、患部 1 5 2 の表面と水バッグ 4 8 及び外輪部 5 3 によって囲まれた閉空間領域の形成が困難となる。このような場合には、超音波 applicator 3 2 の先端部の角度を可変にする、所謂角度機構が有効である。

【 0 0 7 8 】

図 1 2 は、Y - Z 平面内において超音波 applicator 3 2 d の先端部の方向を変更する場合の角度機構を示したものであり、この角度機構は、超音波 applicator 3 2 の先端部と超音波 applicator 3 2 の手元部に設けられた角度レバー 8 2 とをワイヤ 8 3 a 及びワイヤ 8 3 b で連結し、操作者が角度レバー 8 2 を回転することによって上記先端部の方向を変更するものである。但し、上記角度機構は、内視鏡装置において従来より広く用いられている技術であるため、詳細な説明は省略する。この角度機構によって、超音波 applicator の先端部は常に患部 1 5 2 の表面に対して垂直に設定することができるため、上記閉空間領域における圧力を確実に所望の負圧に制御することが可能となる。

【 0 0 7 9 】

【 発明の効果 】

以上述べたように本発明の超音波治療装置によれば、超音波 applicator の先端部と患部表面によって形成される閉空間の圧力を負圧にすることにより、前記患部表面を超音波 applicator の先端部に吸着させることができるため、治療用超音波を患部に対して正確かつ安全に照射することが可能となる。

【 図面の簡単な説明 】

【 図 1 】 本発明の第 1 の実施の形態における超音波治療装置の概略構成を示すブロック図

【図 2】同実施の形態における超音波アプリケータの構成を示す図。

【図 3】同実施の形態における送水管の具体例を示す図。

【図 4】同実施の形態における超音波送波部の構造を示す図。

【図 5】同実施の形態における超音波駆動部及びシステム制御部の構成を示すブロック図

。 【図 6】同実施の形態における超音波イメージング装置の構成を示すブロック図。

【図 7】同実施の形態の治療手順を示すフローチャート。

【図 8】同実施の形態における細径プローブ設置方法を示す図。

【図 9】同実施の形態における変形例を示す図。

【図 10】同実施の形態における他の変形例を示す図。

10

【図 11】本発明の第 2 の実施の形態における超音波アプリケータの構成を示す図。

【図 12】本発明の第 1 の実施の形態及び第 2 の実施の形態におけるアングル機構を備えた超音波アプリケータの構成を示す図。

【符号の説明】

3 1 ...トラカール

3 2 ...超音波アプリケータ

3 3 ...送水管

3 4 ...カップリング液

3 5 ...チューブポンプ

3 6 ...吸水管

20

3 7 ...チューブポンプ

3 8 ...リザーバ

3 9 ...貯留タンク

4 0 ...超音波駆動部

4 1 ...システム制御部

4 2 ...操作部

4 3 ...振動部

4 4 ...圧力センサ

4 5 ...挿入孔

4 6 ...筒状フレーム

30

4 7 ...多孔質体

4 8 ...水バッグ

4 9 ...超音波送波部

5 0 ...信号ケーブル

5 1 ...水バッグ用送水管

5 2 ...水バッグ用吸水管

5 3 ...外輪部

5 4 ...音響カップリング液

1 0 1 ...細径プローブ

1 0 2 ...超音波イメージング装置本体

40

1 5 1 ...臓器

1 5 2 ...患部

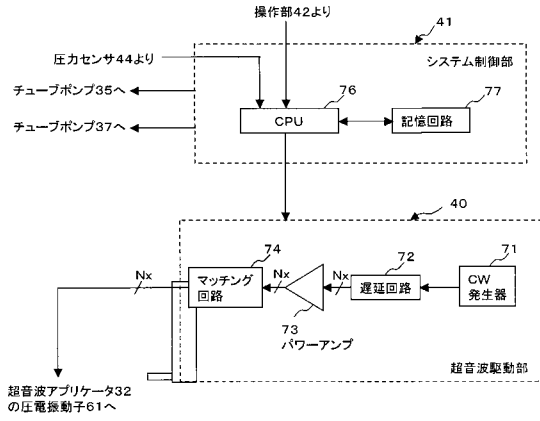
1 5 3 ...体表

2 0 0 ...超音波治療装置

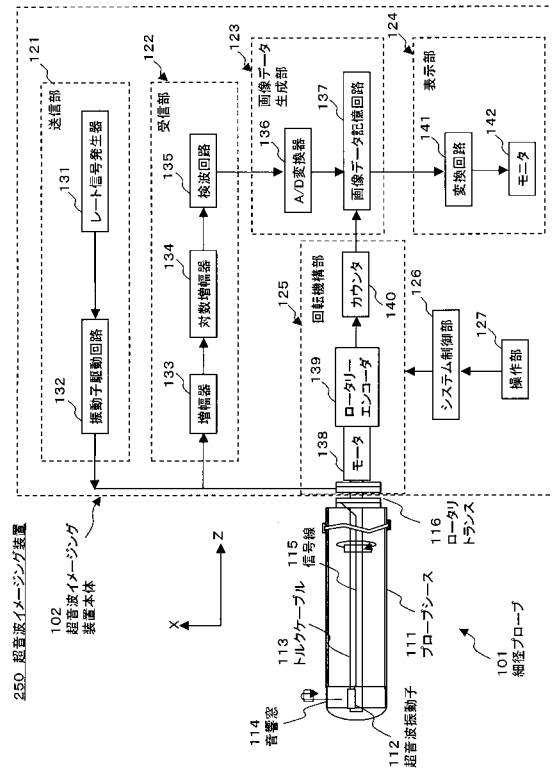
2 5 0 ...超音波イメージング装置



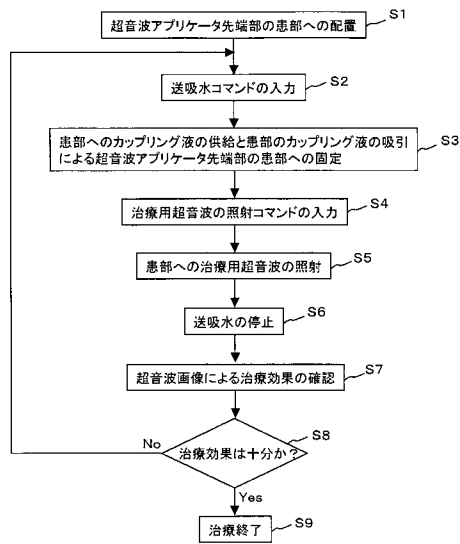
【 図 5 】



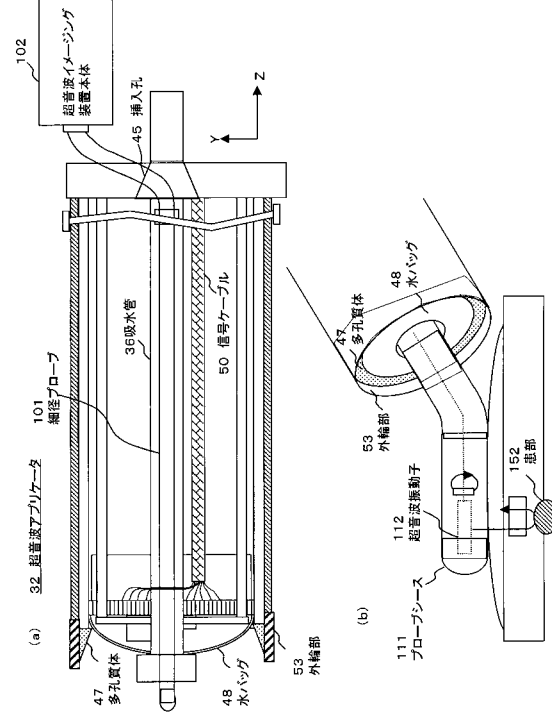
【 図 6 】



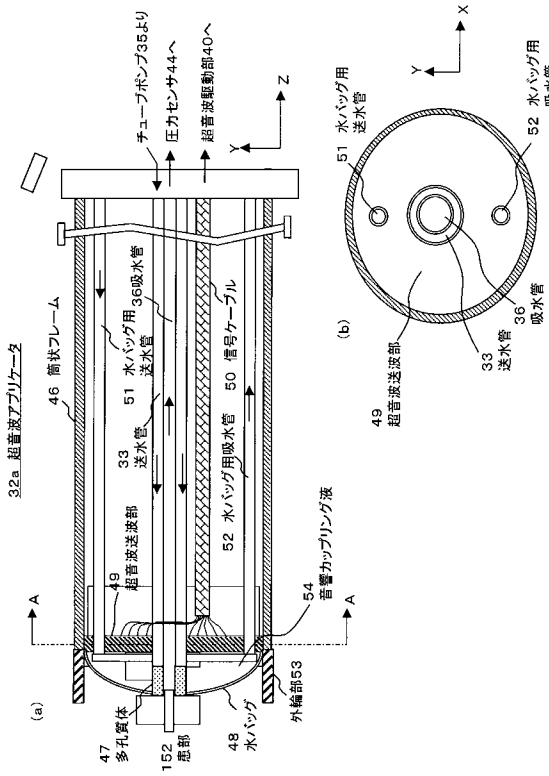
【 図 7 】



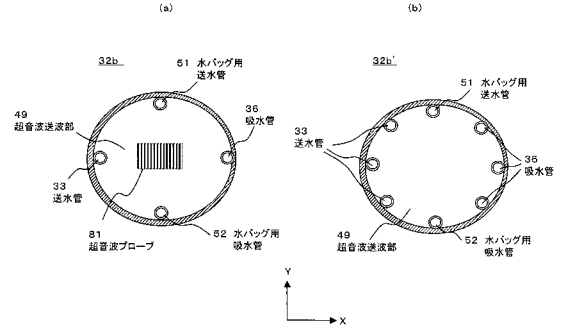
【 図 8 】



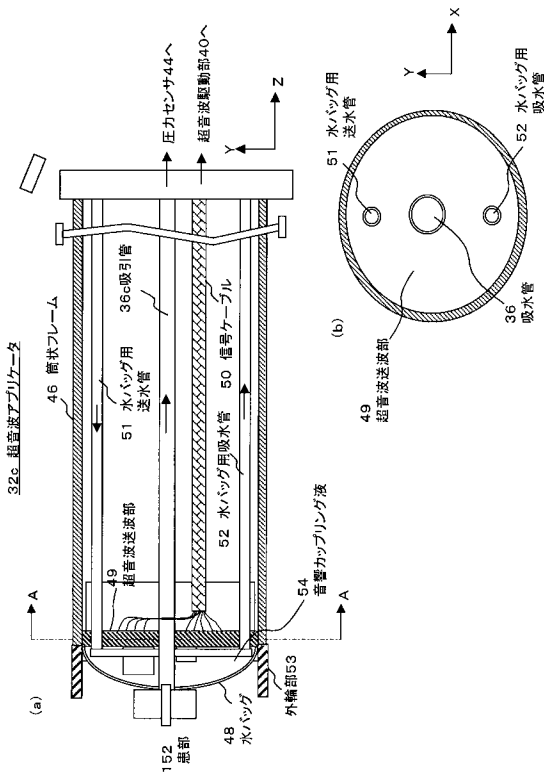
【図9】



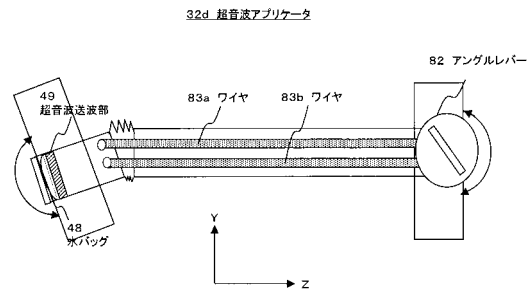
【図10】



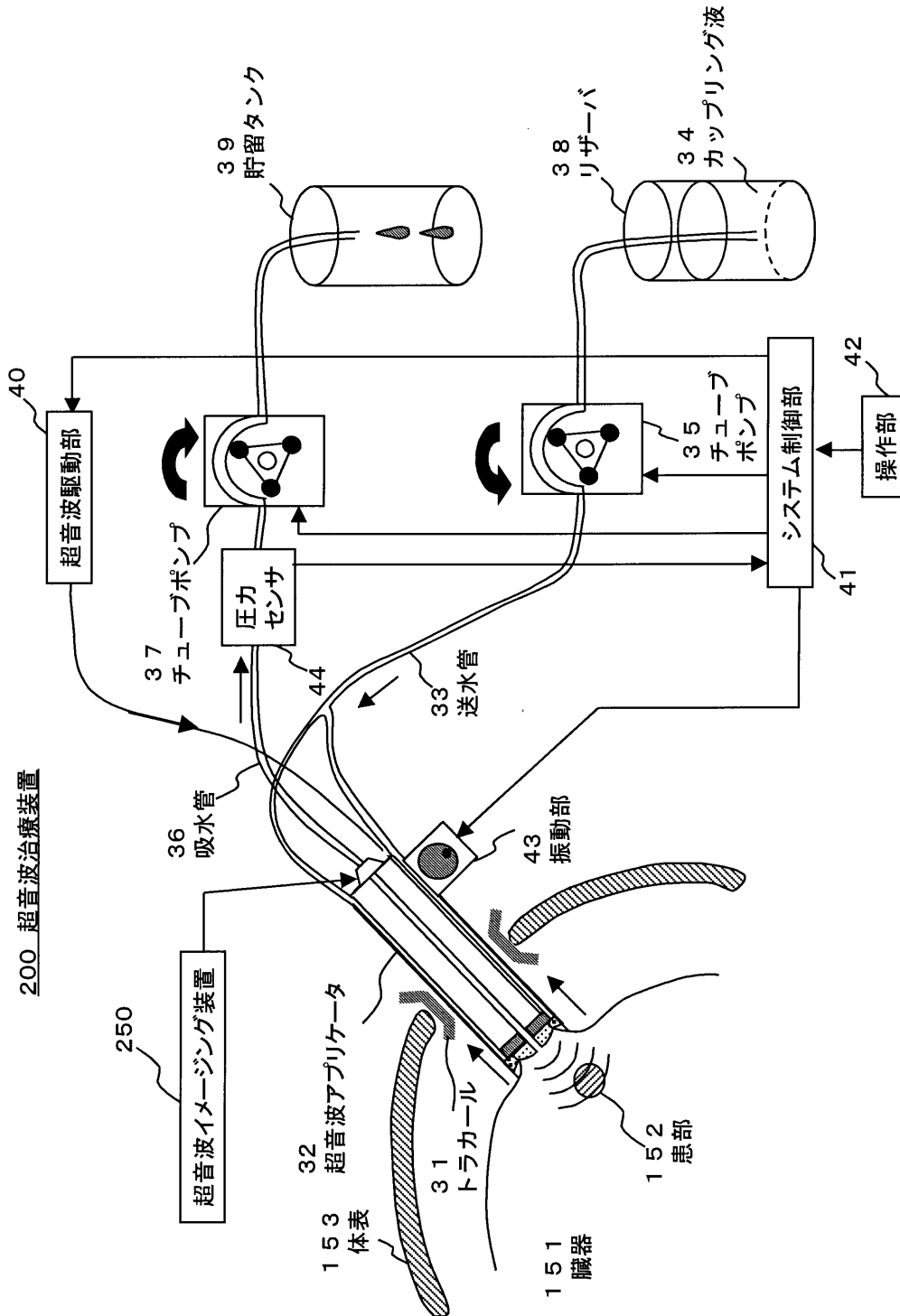
【図11】



【図12】

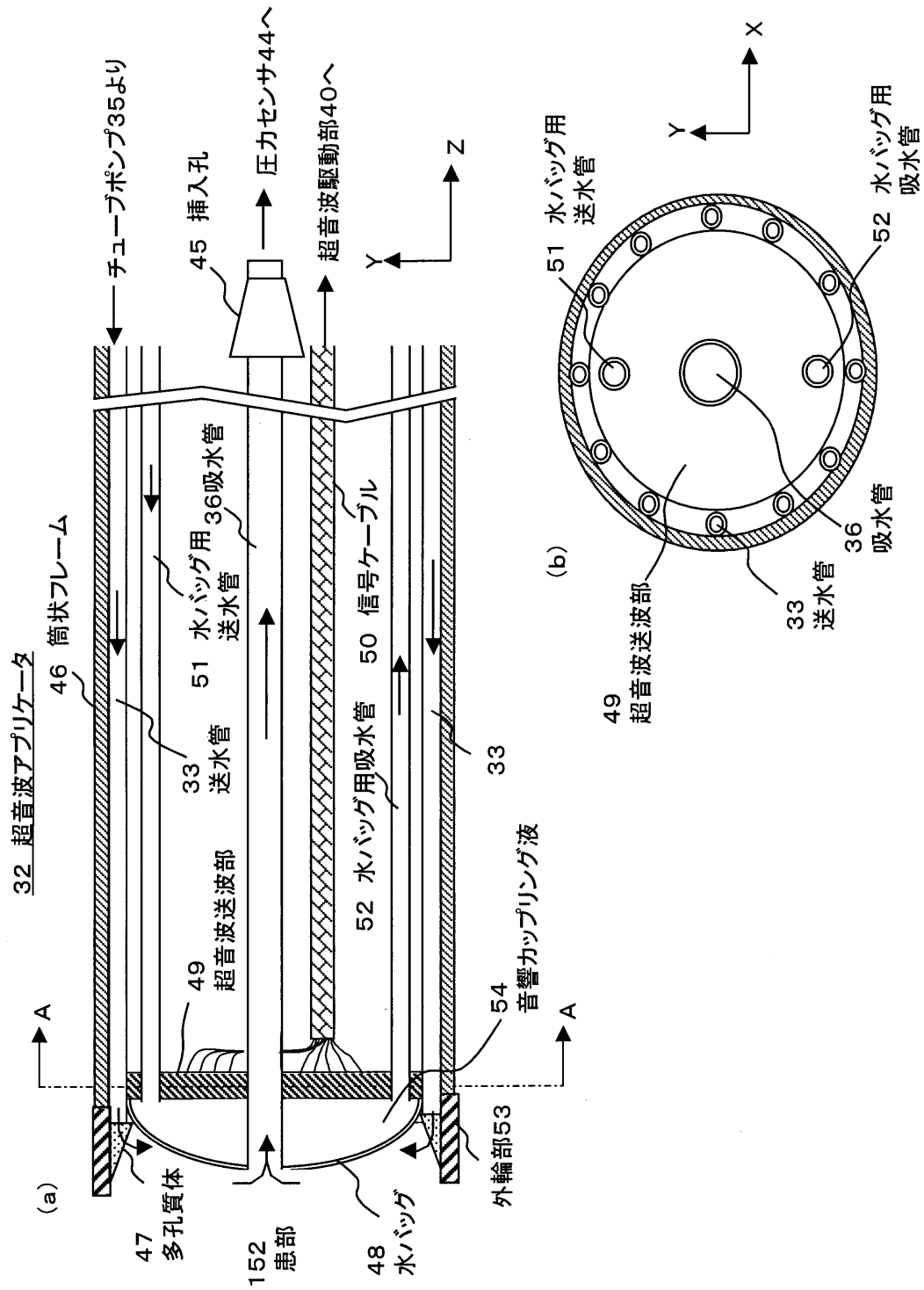


【手続補正書】  
 【提出日】平成15年4月24日(2003.4.24)  
 【手続補正1】  
 【補正対象書類名】図面  
 【補正対象項目名】図1  
 【補正方法】変更  
 【補正の内容】  
 【図1】



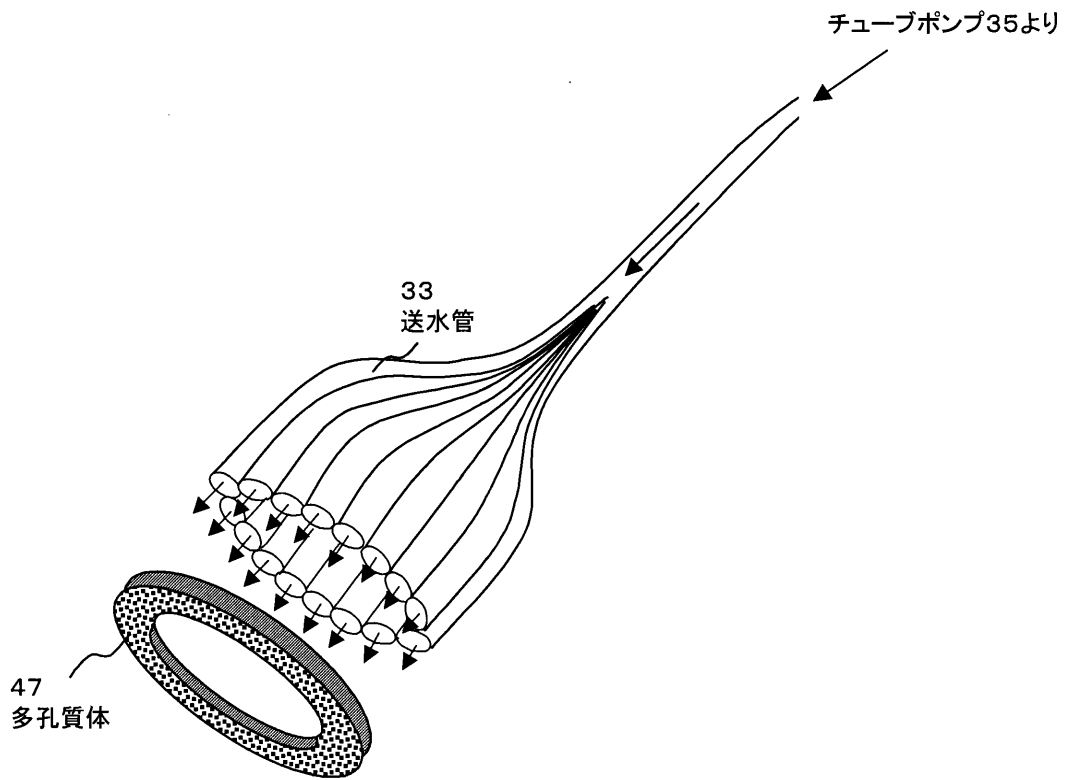
【手続補正2】  
 【補正対象書類名】図面  
 【補正対象項目名】図2

【補正方法】変更  
 【補正の内容】  
 【図2】



【手続補正3】  
 【補正対象書類名】図面  
 【補正対象項目名】図3  
 【補正方法】変更  
 【補正の内容】

【 図 3 】



【 手続補正 4 】

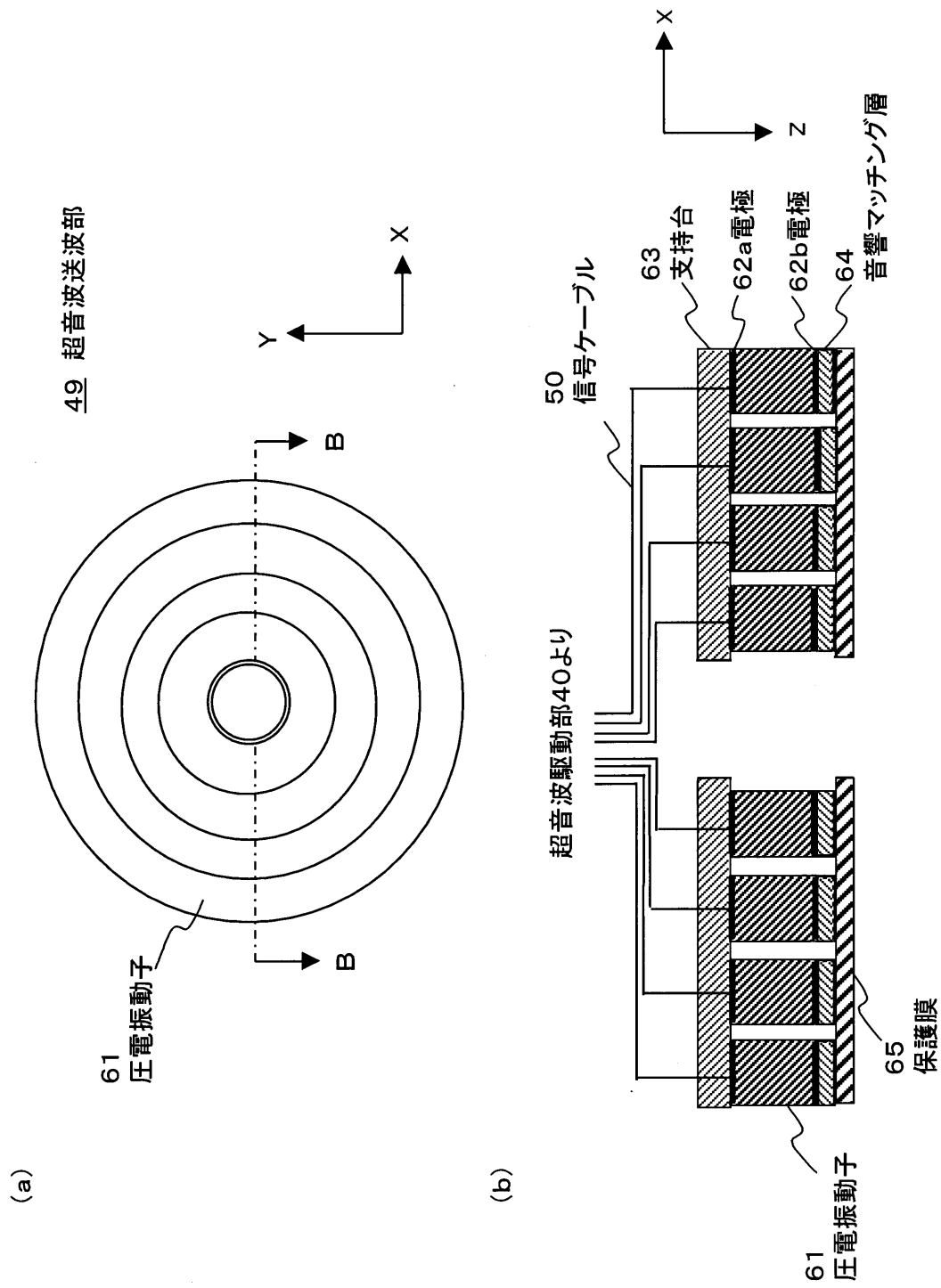
【 補正対象書類名 】 図面

【 補正対象項目名 】 図 4

【 補正方法 】 変更

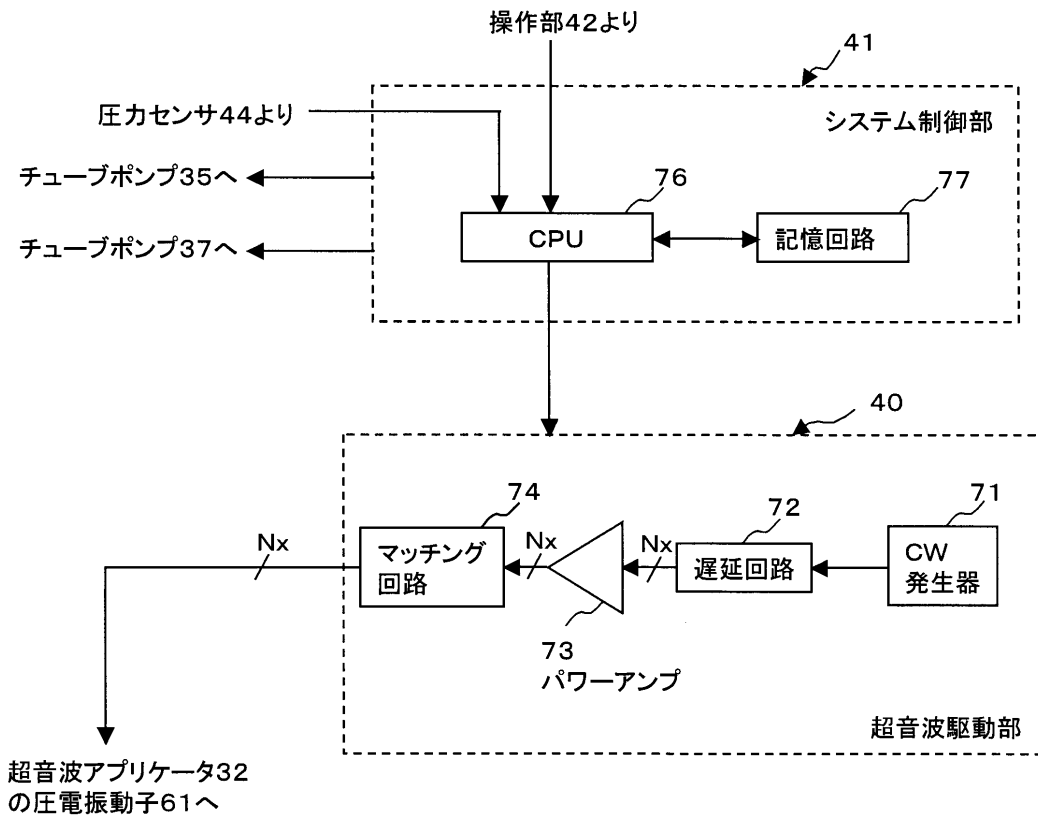
【 補正の内容 】

【 図 4 】



【 手続 補正 5 】  
 【 補正対象書類名 】 図面  
 【 補正対象項目名 】 図 5  
 【 補正方法 】 変更  
 【 補正の内容 】

【 図 5 】



【 手続 補正 6 】

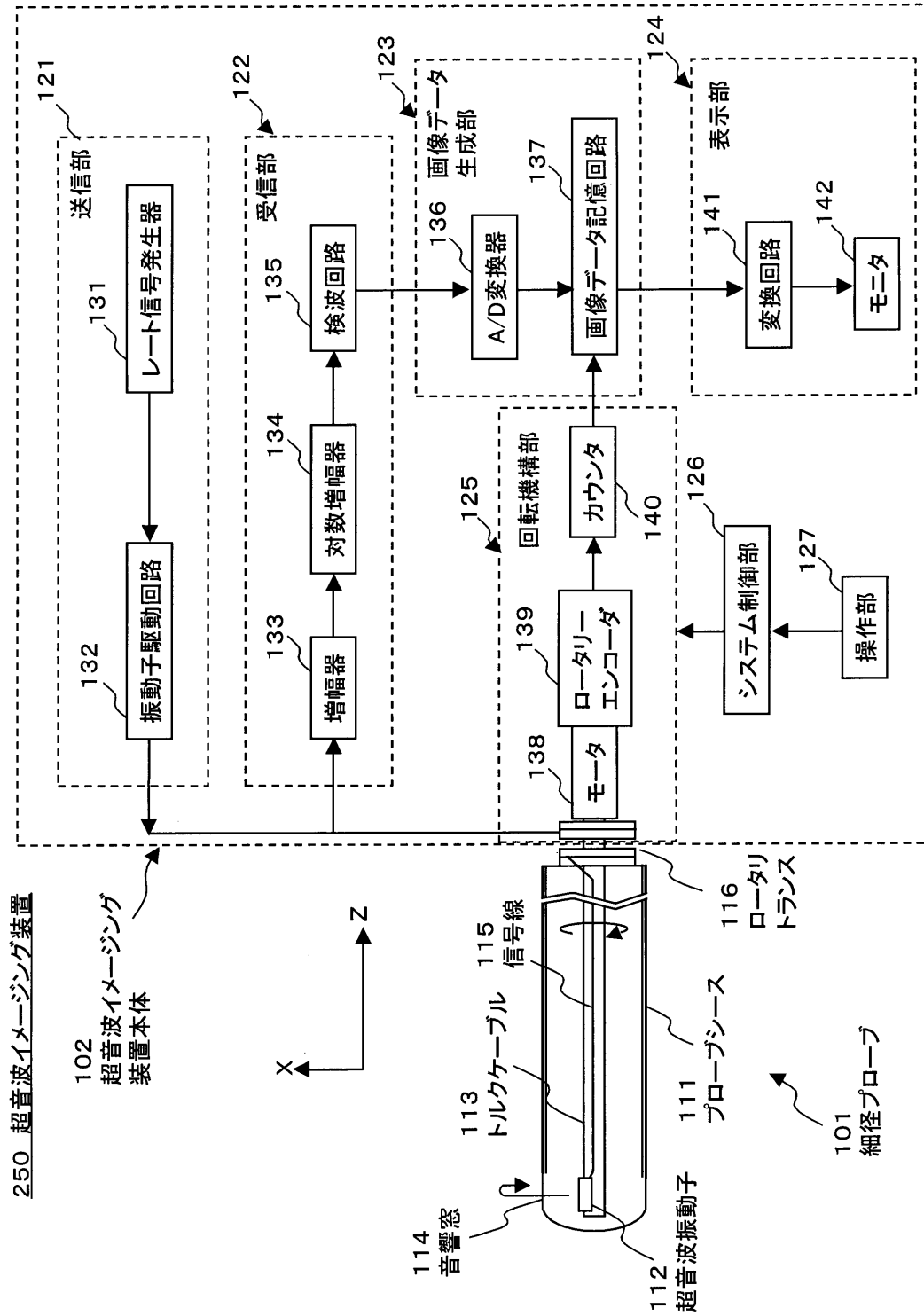
【 補正対象書類名 】 図面

【 補正対象項目名 】 図 6

【 補正方法 】 変更

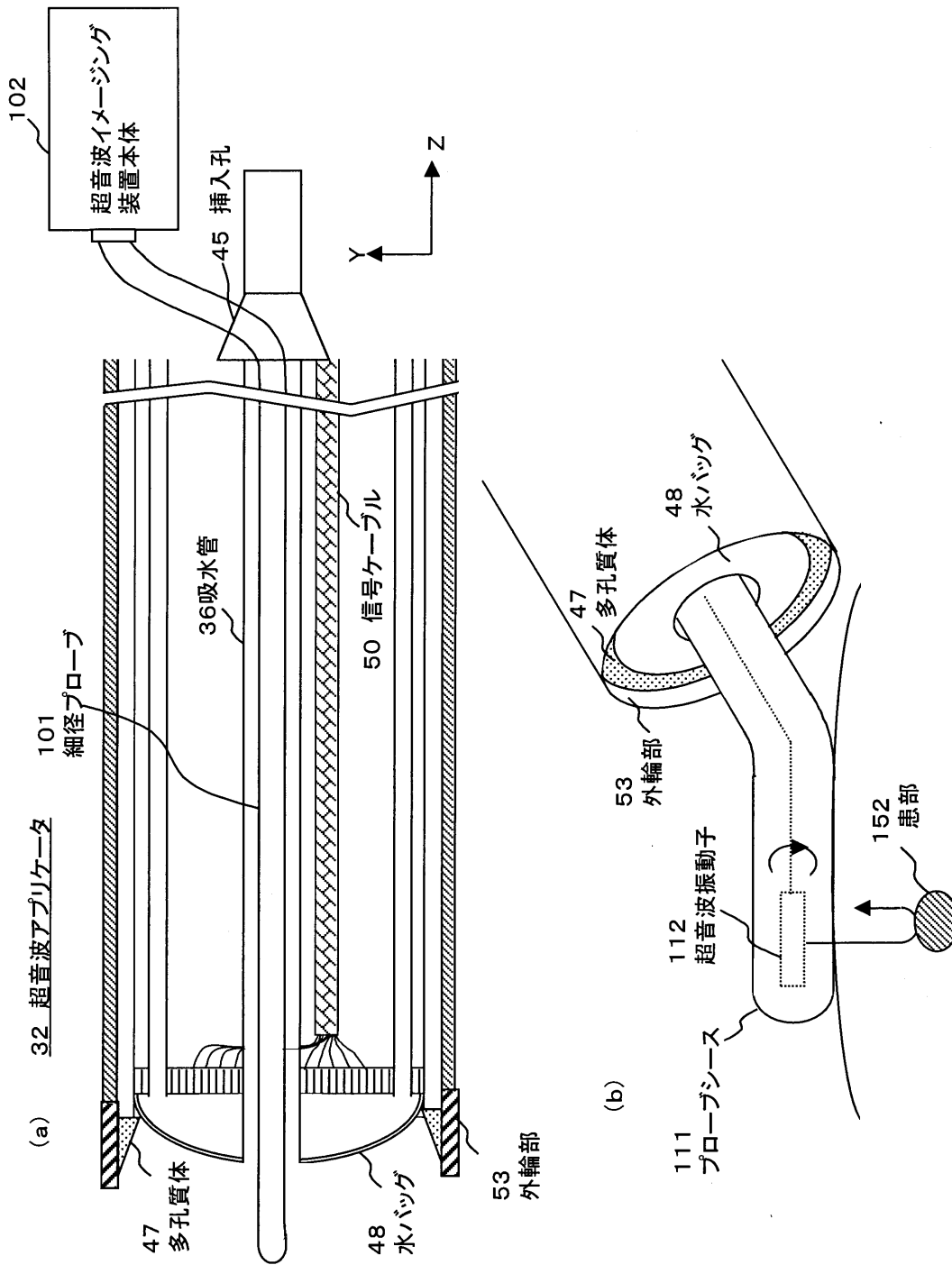
【 補正の内容 】

【図6】



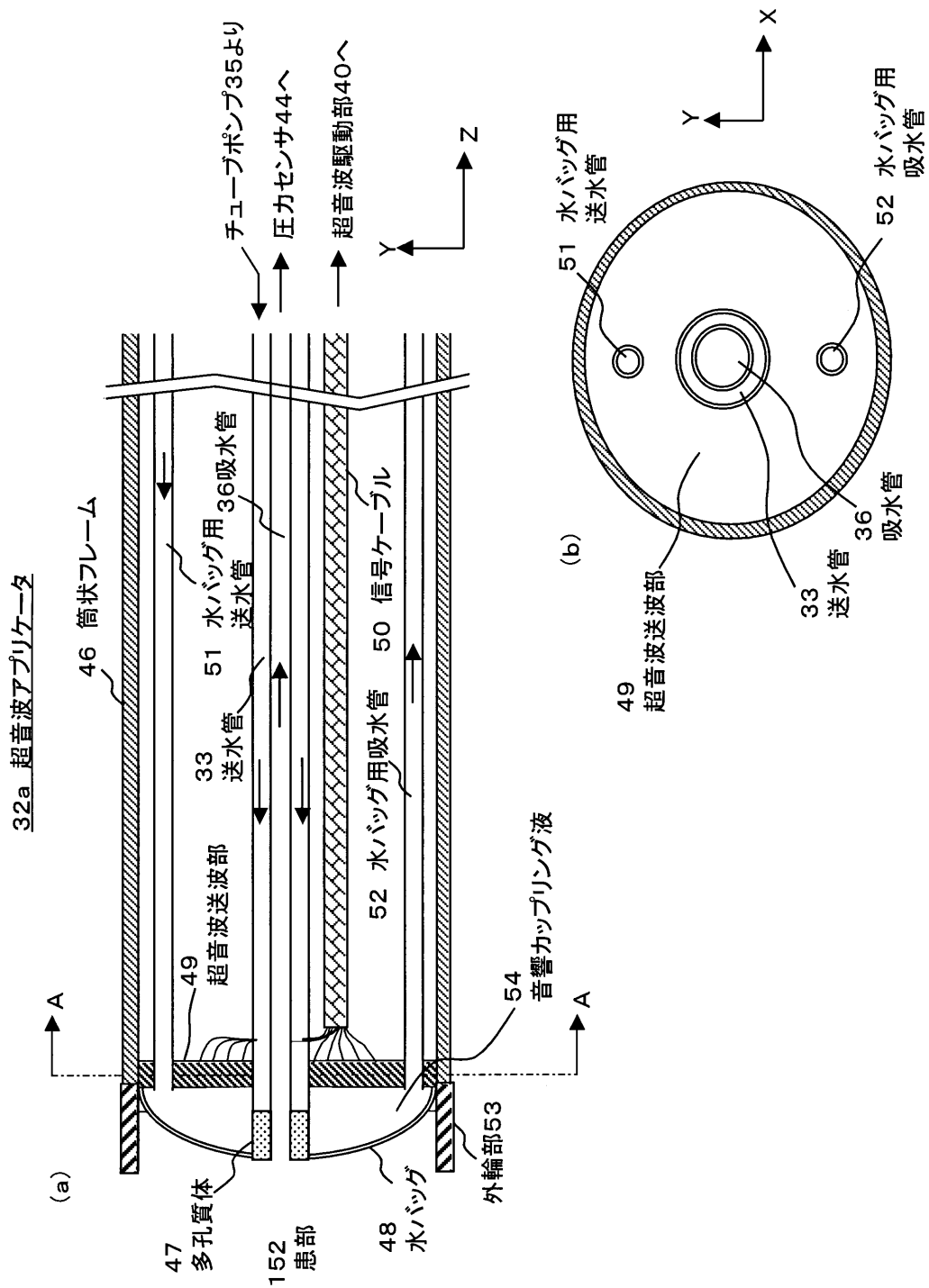
【手続補正7】  
 【補正対象書類名】図面  
 【補正対象項目名】図8  
 【補正方法】変更  
 【補正の内容】

【 図 8 】



【 手続補正 8 】  
 【 補正対象書類名 】 図面  
 【 補正対象項目名 】 図 9  
 【 補正方法 】 変更  
 【 補正の内容 】

【 図 9 】



【 手続補正 9 】

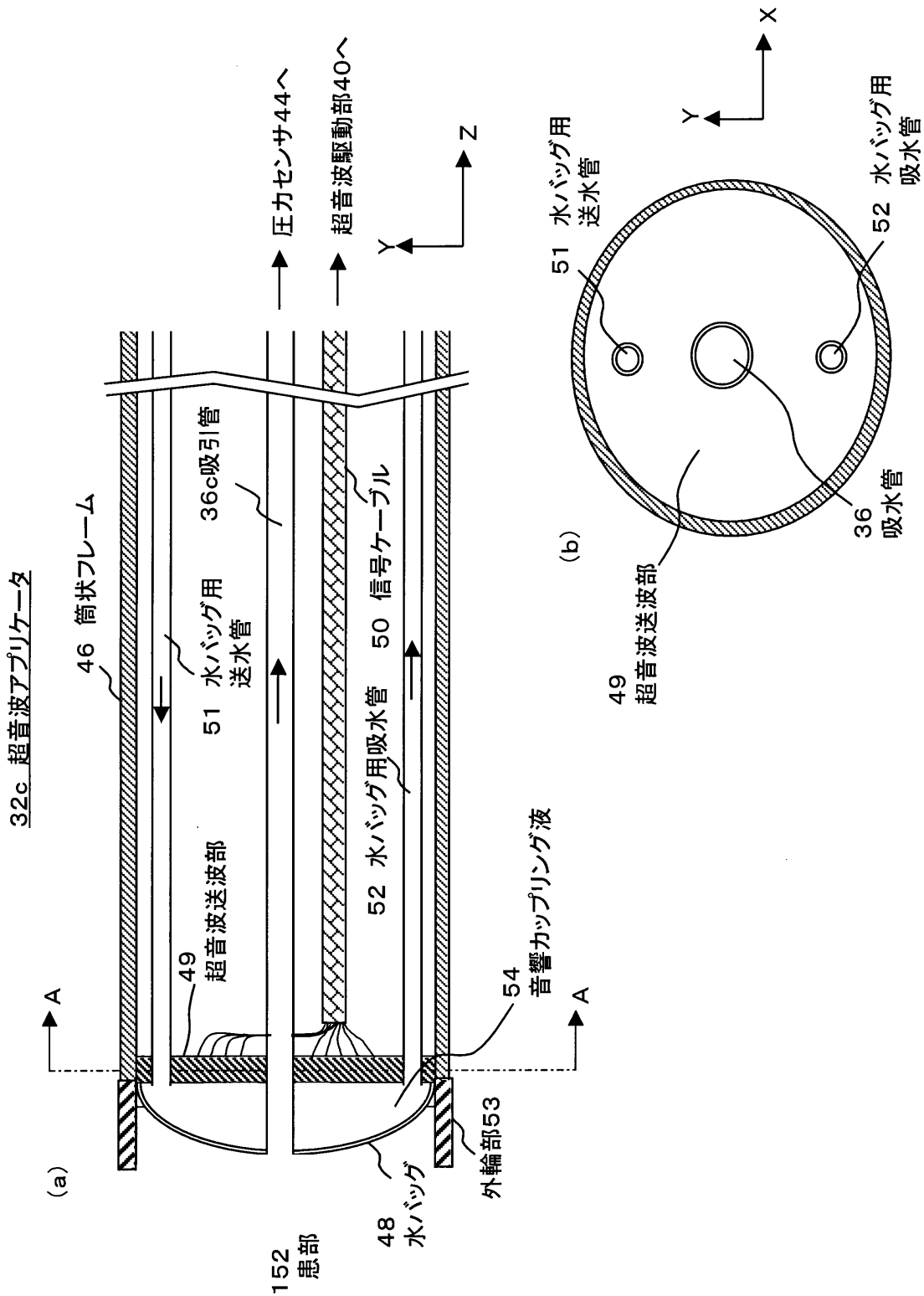
【 補正対象書類名 】 図面

【 補正対象項目名 】 図 1 1

【 補正方法 】 変更

【 補正の内容 】

【 図 1 1 】



【 手続 補正 1 0 】

【 補正 対象 書類 名 】 図 面

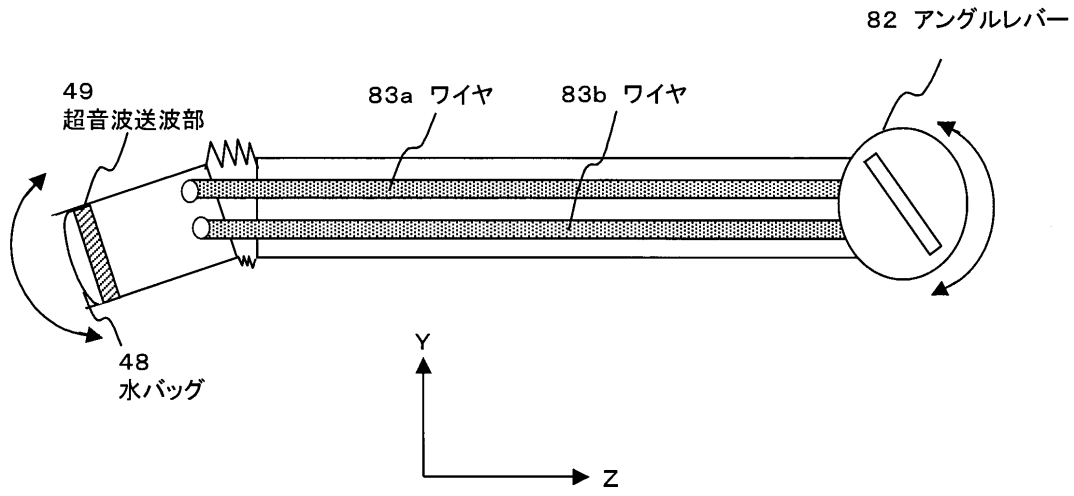
【 補正 対象 項目 名 】 図 1 2

【 補正 方法 】 変 更

【 補正 の 内 容 】

【 図 1 2 】

32d 超音波アプリーケーター



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 JJ22 JJ24 JJ25

4C601 BB14 FE01 FE08 FF11 FF13 FF16

专利名称(译)	超声波治疗装置及び超声波治疗方法		
公开(公告)号	<a href="#">JP2004267655A</a>	公开(公告)日	2004-09-30
申请号	JP2003065946	申请日	2003-03-12
[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 石橋義治 野村哲 藤本克彦		
发明人	原頭 基司 石橋 義治 野村 哲 藤本 克彦		
IPC分类号	A61B18/00 A61B8/12		
FI分类号	A61B17/36.330 A61B8/12 A61B17/00.700		
F-TERM分类号	4C060/JJ22 4C060/JJ24 4C060/JJ25 4C601/BB14 4C601/FE01 4C601/FE08 4C601/FF11 4C601/FF13 4C601/FF16 4C160/JJ24 4C160/JJ25		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

解决的问题：提供一种超声波治疗设备和超声波治疗，该超声波治疗设备和超声波治疗能够通过**在强超声波处理中将超声波施加器的尖端固定到患处的表面上而对患处进行准确且安全的超声波照射**。提供一种方法。解决方案：当将治疗性超声波施加到患病部位152进行治疗时，会从超声波施加器32的尖端渗出耦合液34，从而向患处发射治疗性超声波。在超声波施加器32中设置有用于吸引渗出的耦合液34的供水管33和吸水管36。供水管33和吸水管36分别连接到供水管泵35和吸水管泵37，并且系统控制器41控制供水管33和吸水管36中的供水量和吸水量。通过这样做，患病区域152的表面被抽吸并固定到超声施加器32的尖端。**[选型图]图1**

