

(19)日本国特許庁 ( J P )

# (12) 公開特許公報 ( A )

(11)特許出願公開番号

特開2002 - 34980

( P2002 - 34980A )

(43)公開日 平成14年2月5日 (2002.2.5)

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

識別記号

F I

テ-マ-コード ( 参考 )

A 6 1 B 8/00

A 6 1 B 8/00

4 C 3 0 1

8/12

8/12

審査請求 未請求 請求項の数 10 L ( 全 20数 )

(21)出願番号 特願2000 - 227481 (P2000 - 227481)

(71)出願人 000000376

オリンパス光学工業株式会社

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

(22)出願日 平成12年7月27日 (2000.7.27)

(72)発明者 中西 一仁

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリン

パス光学工業株式会社内

(72)発明者 植田 昌章

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリン

パス光学工業株式会社内

(74)代理人 100058479

弁理士 鈴江 武彦 ( 外 4 名 )

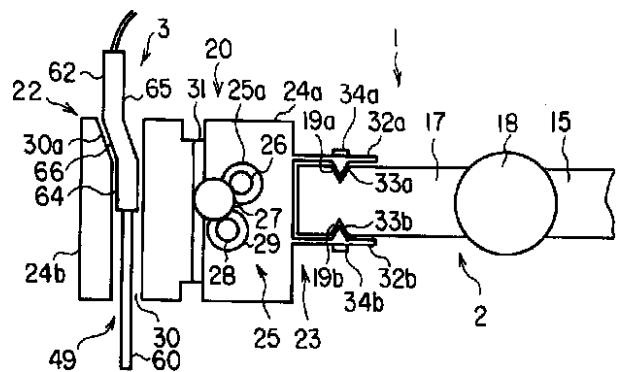
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 超音波観測システム

(57)【要約】

【課題】本発明は、超音波プローブの構成を簡素化することができ、超音波プローブの外径寸法が大径化されることを防止して装置全体のコスト低下を図ることができ、狭い観察対象部位の3次元超音波画像を得ることができる超音波観測システムを提供することを最も主要な特徴とする。

【解決手段】空間的に位置自在に移動可能なスコープホルダ2に超音波プローブ3を着脱可能に連結する超音波プローブ連結用の第1の超音波プローブホルダ20、または第2の超音波プローブホルダ21を取付け可能な連結軸部17を設け、スコープホルダ2に対して超音波プローブ3を相対的に移動させる第1の超音波プローブホルダ20の直線方向駆動機構25、または第2の超音波プローブホルダ21の回転駆動機構39を設けたものである。



## 【特許請求の範囲】

【請求項 1】 空間的に位置自在に移動可能なアーム機構部に超音波プローブを着脱可能に連結する超音波プローブ連結用のアタッチメントを取付け可能なアタッチメント取付け部を設け、

前記アーム機構部に対して前記超音波プローブを相対的に移動させるプローブ駆動部を前記アタッチメントに設けたことを特徴とする超音波観測システム。

## 【発明の詳細な説明】

## 【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、超音波プローブを使用して観察部位の超音波画像を得る超音波観測システムに関する。

## 【0002】

【従来の技術】一般に、超音波プローブを使用して観察部位の超音波画像を得る超音波観測システムとして、例えば特開平 8 - 24260号公報や、特開平 8 - 56947号公報に示された構成のものがある。ここには、先端に超音波振動子が配設されたフレキシブルチューブと、このフレキシブルチューブを覆っているシースとが設けられている。そして、シースを固定したまま、超音波振動子、及び、フレキシブルチューブを前後に移動させる。このとき、移動中の各位置で超音波画像を取得し、それらの超音波画像を画像処理することにより、3次元超音波画像を得る方法が示されている。

## 【0003】

【発明が解決しようとする課題】上記従来構成のものにあっては3次元超音波画像を得る場合には固定されるシースの内部で超音波振動子のついたフレキシブルチューブを前後動する機能を設ける必要がある。そのため、超音波プローブの内部構成が複雑になるので、超音波プローブ全体の外径寸法が大径化されるとともに、装置全体が高価になる問題がある。

【0004】また、超音波プローブ全体の外径寸法が大径化された場合には狭い観察対象部位に超音波プローブを挿入することができないので、狭い観察対象部位の3次元超音波画像を得ることが難しい問題がある。

【0005】本発明は上記事情に着目してなされたもので、その目的は、超音波プローブの構成を簡素化することができ、超音波プローブの外径寸法が大径化されることを防止して装置全体のコスト低下を図ることができ、狭い観察対象部位の3次元超音波画像を得ることができ超音波観測システムを提供することにある。

## 【0006】

【課題を解決するための手段】本発明は、空間的に位置自在に移動可能なアーム機構部に超音波プローブを着脱可能に連結する超音波プローブ連結用のアタッチメントを取付け可能なアタッチメント取付け部を設け、前記アーム機構部に対して前記超音波プローブを相対的に移動させるプローブ駆動部を前記アタッチメントに設けたこ

とを特徴とする超音波観測システムである。そして、本発明では、プローブ駆動部の動作により、アーム機構部に対して超音波プローブを相対的に移動させながら、2次元画像を取得し、その画像から3次元超音波画像を構築する。このとき、プローブ駆動部の動作により、超音波プローブを前後動させながら、ラジアル方向の2次元画像を取得し、その画像から3次元超音波画像を構築する。また、プローブ駆動部の回転により、超音波プローブを回転させ、前方の2次元画像を取得し、その画像から3次元超音波画像を構築するようにしたものである。

## 【0007】

【発明の実施の形態】以下、本発明の第1の実施の形態を図1乃至図12を参照して説明する。図1は本実施の形態の超音波観測システム1の要部構成を示すものである。本実施の形態の超音波観測システム1には空間的に位置自在に移動可能なスコープホルダ(アーム機構部)2と、このスコープホルダ2に着脱可能に連結される超音波プローブホルダ20とが設けられている。

【0008】また、スコープホルダ2には、図2(A)に示すように図示しない手術ベッドのサイドレールに着脱自在に取付けられる取付部4と、アーム本体5とが設けられている。ここで、スコープホルダ2の取付部4には、取付部本体6と、この取付部本体6から延びる基台7とが設けられている。さらに、取付部本体6には、手術ベッドのサイドレールに引掛けて取付けられるフック状の係合部8が設けられている。

【0009】また、取付部本体6には、係合部8と対向する位置にこの取付部本体6をベッドサイドレールに固定するための固定ノブ9が設けられている。この固定ノブ9は、取付部本体6に嵌り込んで取付けられており、係合部8に向けて延びるネジ部を有している。また、固定ノブ9のネジ部の端部には、ベッドサイドレールの取付面に圧接される押圧部材が設けられている。

【0010】したがって、係合部8をベッドサイドレールに引掛けた状態で、固定ノブ9を締め付けて、ベッドサイドレールの取付け面に固定ノブ9の押圧部材を圧接させれば、取付部本体6をベッドサイドレールに固定することができる。

【0011】また、取付部4の基台7には、アーム本体5を構成する垂直アーム11が回転可能に取付けられている。この垂直アーム11は、基台7から垂直上方に延び、その長手方向軸と一致する垂直な第1の軸O1を中心に回転可能に支持されている。

【0012】さらに、基台7には、第1の軸O1を中心とする垂直アーム11の回転の力量を調節するための調整ノブ12が嵌り込んで取付けられている。この調整ノブ12には、第1の軸O1に対して直交する方向に延設され、且つ垂直アーム11の方向に延びるネジ部が設けられている。このネジ部の端部には、垂直アーム11の外周面に圧接される押圧部材が設けられている。したが

って、垂直アーム11の回転力量は、基台7に対する調整ノブ12の締め付け量すなわち垂直アーム11に対する押圧部材の圧接度合いによって決定される。

【0013】また、垂直アーム11の上端には、アーム本体5を構成する第1のリンクアーム13の一端部が関節部14を介して第1の軸O1と直交する第2の軸O2を中心に回動可能に取付けられている。この第1のリンクアーム13の他端部には、アーム本体5を構成する第2のリンクアーム15の一端部が関節部16を介して第2の軸O2と平行な第3の軸O3を中心に回動可能に取

付けられている。  
【0014】さらに、この第2のリンクアーム15の一端部は第3の軸O3と直交する方向（第2のリンクアーム15の軸心方向）に延設された第4の軸O4を中心に回動可能に支持されている。

【0015】また、第2のリンクアーム15の他端部には、連結軸部（アタッチメント取付け部）17が関節部18を介して第4の軸O4と直交する第5の軸O5を中心に回動可能に支持されている。この連結軸部17には図2（B）に示すように先端部外周面に、2つの切込み部19a, 19bが形成されている。

【0016】なお、各関節部14, 16, 18の内部には図示しない回転力量調整機構が設けられている。これにより、スコープホルダ2に着脱可能に連結される超音波プローブ3とこれを保持するアーム本体5の自重によって各リンクアーム13, 15が各軸O2~O5を中心に自然に回動してしまうことを防止するようになっている。

【0017】また、スコープホルダ2の連結軸部17には超音波プローブ3を着脱可能に連結する超音波プローブ連結用の図3に示す第1の超音波プローブホルダ（アタッチメント）20、または図4に示す第2の超音波プローブホルダ（アタッチメント）21などが必要に応じて適宜、選択的に取付け可能になっている。

【0018】ここで、第1の超音波プローブホルダ20は例えばラジアルスキャン用超音波プローブホルダによって形成されている。この第1の超音波プローブホルダ20には図3に示すようにホルダ本体22と、このホルダ本体22をスコープホルダ2の連結軸部17に着脱可能に取付ける取付け部23とが設けられている。

【0019】さらに、ホルダ本体22には、固定部24aと、可動部24bとが設けられている。このホルダ本体22の固定部24aには、可動部24bを図3中で上下の直線方向に沿って移動操作する直線方向駆動機構（プローブ駆動部）25が組み込まれている。この直線方向駆動機構25には、駆動モータ25aと、このモータ25aによって駆動される第1のギア26と、この第1のギア26と噛合されている第2のギア27と、さらにこの第2のギア27と噛合されている第3のギア28と、この第3のギア28の回転に伴って動作するエンコ

ーダ29とがそれぞれ設けられている。

【0020】また、ホルダ本体22の可動部24bには、超音波プローブ3を差し込んで固定するプローブ装着穴部30と、固定部24aの第2のギア27と噛合されているラック31とが設けられている。このラック31は図3中で上下方向に延設されている。そして、第2のギア27の回転にともないラック31が図3中で上下方向に移動され、これにより、可動部24bは、固定部24aに対して図3中で、上下動可能に支持されている。なお、可動部24bのラック31の上端と下端には、それ以上、移動しないように図示しないストッパーが設けられている。さらに、可動部24bにはプローブ装着穴部30の上端部に超音波プローブ3を係脱可能に係止する傾斜部30aが形成されている。

【0021】また、第1の超音波プローブホルダ20の取付け部23にはホルダ本体22の固定部24aに突設された一对のピン保持板32a, 32bが設けられている。ここで、一方のピン保持板32aには係合ピン33a、他方のピン保持板32bには係合ピン33bがそれぞれ取付けられている。これらの係合ピン33a, 33bはピン保持板32a, 32bの内外方向にそれぞれ移動可能に支持されている。そして、ピン保持板32aの係合ピン33aと、ピン保持板32bの係合ピン33bとは常時は図示しないばね部材により、内方向に突出される方向に付勢され、スコープホルダ2の連結軸部17の切込み部19a, 19bに対してそれぞれ係脱可能に係止されるようになっている。

【0022】また、各ピン保持板32a, 32bの外周側には、係合ピン33a, 33bを取付け部23の外方向に向けて引っ張り操作する操作ツマミ34a, 34bがそれぞれ設けられている。

【0023】そして、図5に示すようにスコープホルダ2の連結軸部17に第1の超音波プローブホルダ20を連結する場合には、スコープホルダ2の連結軸部17が第1の超音波プローブホルダ20のピン保持板32a, 32b間に差し込まれる状態で連結されるようになっている。このとき、各ピン保持板32a, 32bの係合ピン33a, 33bは側方から力が加わるとばね部材の付勢力に抗して縮み、スコープホルダ2の連結軸部17の先端の切込み部19a, 19b内に挿入される状態で係合固定されるようになっている。

【0024】また、第2の超音波プローブホルダ21は前方スキャン用超音波プローブホルダによって形成されている。この第2の超音波プローブホルダ21には図4に示すようにホルダ本体35と、このホルダ本体35をスコープホルダ2の連結軸部17に着脱可能に取付ける取付け部36とが設けられている。

【0025】さらに、ホルダ本体35には、固定部37aと、略円筒状の可動部37bとが設けられている。このホルダ本体35の固定部37aには、可動部挿入穴3

8が形成されている。そして、この可動部挿入穴38内に可動部37bが回転可能に挿入された状態で支持されている。さらに、固定部37aの内部には、可動部37bを図4中で上下方向の回転軸O6を中心に回転操作する回転駆動機構(プローブ駆動部)39が組み込まれている。この回転駆動機構39には、駆動モータ40と、このモータ40の駆動によって回転する第1のギア41と、この第1のギア41と噛合されている第2のギア42と、この第2のギア42の回転を検知するエンコーダ43とが内蔵されている。

【0026】また、ホルダ本体35の可動部37bには、プローブ装着穴部44と、固定部37aの第2のギア42と噛合されているギア45とが設けられている。そして、第2のギア42の回転にともないギア45が回転駆動され、これにより、可動部37bは、固定部37aに対して図4中で、上下方向の回転軸O6を中心に回転可能に支持されている。さらに、可動部37bにはプローブ装着穴部44の上端部に超音波プローブ3を係脱可能に係止する傾斜部44aが形成されている。

【0027】また、第2の超音波プローブホルダ21の取付け部36は第1の超音波プローブホルダ20の取付け部23と同様に構成されている。すなわち、この取付け部36にはホルダ本体35の固定部37aに突設された一对のピン保持板45a、45bが設けられている。ここで、一方のピン保持板45aには係合ピン46a、他方のピン保持板45bには係合ピン46bがそれぞれ取付けられている。これらの係合ピン46a、46bはピン保持板45a、45bの内外方向にそれぞれ移動可能に支持されている。そして、ピン保持板45aの係合ピン46aと、ピン保持板45bの係合ピン46bとは常時は図示しないばね部材により、内方向に突出される方向に付勢され、スコープホルダ2の連結軸部17の切込み部19a、19bに対してそれぞれ係脱可能に係止されるようになっている。

【0028】また、各ピン保持板45a、45bの外側には、係合ピン46a、46bを取付け部36の外方向に向けて引っ張り操作する操作ツマミ47a、47bがそれぞれ設けられている。

【0029】そして、スコープホルダ2の連結軸部17に第2の超音波プローブホルダ21を連結する場合には、スコープホルダ2の連結軸部17が第2の超音波プローブホルダ21のピン保持板45a、45b間に差し込まれる状態で連結されるようになっている。このとき、各ピン保持板45a、45bの係合ピン46a、46bは側方から力が加わるとばね部材の付勢力に抗して縮み、スコープホルダ2の連結軸部17の先端の切込み部19a、19b内に挿入される状態で係合固定されるようになっている。

【0030】また、本実施の形態の超音波観測システム1で使用される超音波プローブ3には図6(A)に示す

プローブ本体48と、図7(A)、(B)に示す外装チューブ49とが設けられている。

【0031】さらに、超音波プローブ本体48には図6(A)に示すように細長いフレキシブルシャフト50が設けられている。このフレキシブルシャフト50の先端部には振動子部51が配設されている。この振動子部51には、図6(B)に示すようにフレキシブルシャフト50の先端に固定されるハウジング52と、このハウジング52に保持された超音波振動子53とが設けられている。ここで、ハウジング52の外周面には凹陷状の振動子受け部52aが形成されている。そして、この振動子受け部52aに超音波振動子53が保持されている。

【0032】また、フレキシブルシャフト50の基端部には図示しない外部のプローブ駆動ユニットに機械的かつ電氣的に接続されるコネクタ部54が連結されている。このプローブ駆動ユニットには超音波発信受信回路等が内蔵されている。そして、超音波プローブ本体48のコネクタ部54はプローブ駆動ユニットに着脱可能に連結されるようになっている。

【0033】さらに、コネクタ部54には、プローブ駆動ユニットからの駆動力をフレキシブルシャフト50に伝達する伝達部になる電気コネクタ部を兼ねた接続筒55と、このコネクタ部54を保持するピン56等が設けられている。

【0034】また、フレキシブルシャフト50の外周面には柔軟なチューブ体57が配設されている。このチューブ体57の基端部はコネクタ部54に配置されている。さらに、このチューブ体57の先端部はフレキシブルシャフト50の中途部まで延出され、フレキシブルシャフト50の中途部までがこのチューブ体57によって被覆されている。そして、フレキシブルシャフト50はチューブ体57内で回転自在に保持されている。

【0035】また、チューブ体57の先端部には外装チューブ49との連結部を構成する例えば金属製パイプで形成した口金部材である段付口金58が固設されている。この段付口金58の先端部外周面には図2(C)に示すように外装チューブ49との接合部を水密にシールするリング59が装着されている。

【0036】さらに、超音波振動子53の信号線53aはフレキシブルシャフト50内に挿通されている。この信号線53aの基端部はコネクタ部54側に延設されている。そして、フレキシブルシャフト50内の信号線53aを介して超音波振動子53と、プローブ駆動ユニットの超音波発信受信回路等との間が電氣的に接続されている。また、超音波プローブ本体48の駆動時には、プローブ駆動ユニット内の図示しないモータの回転駆動力がコネクタ部54および細長いフレキシブルシャフト50を介して振動子部51に伝達されるようになっている。これにより、本実施の形態の超音波プローブ3は挿入軸方向に対して直交方向を走査面にしたいわゆるラジ

アル画像を得る構成になっている。

【0037】また、外装チューブ49は図7(A)に示すように細長で、例えば硬質な樹脂材料で形成された接続パイプであるストレート形状のストレートパイプ60が設けられている。このストレートパイプ60の先端部には超音波透過性の先端キャップ61が取付けられている。この先端キャップ61は超音波透過性を有するポリエチレンや、ポリメチルペンテン等の樹脂材料で形成されている。さらに、先端キャップ61の内部には超音波プローブ本体48のハウジング52を配置するための空間部が設けられている。

【0038】また、先端キャップ61は、ストレートパイプ60に接着、或いは糸巻き接着等で一体的に固定されている。なお、ストレートパイプ60の先端部外周面に図示しないリング等の弾性部材を装着し、このストレートパイプ60の先端部を先端キャップ61の基端部に挿入することにより、先端キャップ61でストレートパイプ60の先端部を覆い包む状態で、水密に、かつ着脱自在に取付け可能になっている。

【0039】また、ストレートパイプ60の基端部には例えば透明樹脂材料で屈曲形状に形成されたハンドル部62が配置されている。このハンドル部62の内部には超音波プローブ本体48を構成するハウジング52及びフレキシブルシャフト50が挿通される貫通孔63が形成されている。

【0040】さらに、屈曲形状のハンドル部62は、図7(A)に示すようにストレートパイプ60が配置されるパイプ配置部64と、超音波プローブ本体48の段付口金58が配置される把持部を兼ねる口金配置部65と、この口金配置部65とパイプ配置部64との間を連結するオフセット連結部66とで構成されている。

【0041】また、ハンドル部62の貫通孔63は、パイプ配置部64に形成されたパイプ配置孔63cと、口金配置部65に形成された口金配置孔63aと、オフセット連結部66に形成された傾斜孔63bとで構成されている。ここで、ハンドル部62に形成されているパイプ配置孔63cの中心軸と、口金配置孔63aの中心軸とがオフセットした位置関係になるように形成されている。なお、パイプ配置孔63cにはストレートパイプ60の基端部が係入配置されるようになっている。さらに、口金配置孔63aには段付口金58が挿通配置されるようになっている。そして、パイプ配置孔63cと口金配置孔63aとの間が傾斜孔63bを介して滑らかに連通されている。

【0042】したがって、図7(A)に示すようにパイプ配置孔63cにストレートパイプ60を固設した状態で、ストレートパイプ60の中心軸と、ハンドル部62の口金配置部63aの中心軸との間が寸法Sで示す距離だけオフセットした位置関係に設定されている。

【0043】また、ハンドル部62の口金配置部63a

には注液ポート67が突設されているとともに、本体固定ネジ68が装着されている。そして、口金配置孔63a内に配置された超音波プローブ本体48の段付口金58は本体固定ネジ68の締め込みによって固定保持するようになっている。さらに、注液ポート67から傾斜孔63b、パイプ配置孔63c、ストレートパイプ60の透孔を介して先端キャップ61の空間部内に超音波伝達媒体である音響的に生体の音響インピーダンスに近い例えば脱気水や生理食塩水、滅菌水、超音波ゼリーなどの液体を注入可能になっている。

【0044】そして、外装チューブ49内に超音波プローブ本体48を挿入して一体に組み付けることにより、超音波プローブ3が構成される。この組み付け作業時には、まず、超音波プローブ本体48を構成するフレキシブルシャフト50の先端部に固設されているハウジング52を、ハンドル部62に形成した基端部開口62aから貫通孔63を構成する口金配置孔63a、傾斜孔63b、パイプ配置孔63c及びストレートパイプ60のパイプ内を通して、先端キャップ61の空間部まで挿通する。この超音波プローブ本体48の挿入時に、口金配置孔63内に段付口金58が配置される。

【0045】上述において、ハンドル部62が透明樹脂部材で形成されることにより、ハウジング52が口金配置孔63a、傾斜孔63b、パイプ配置孔63cを通過する様子を目視にて確認することができる。このため、挿入する際の力量や方向を適宜調整して、ハウジング52を貫通孔63の内壁に大きな力で当接させることなくスムーズに前進させて容易に配置することが可能である。

【0046】次に、口金配置孔63a内に挿通された段付口金58をリング59の付勢力に抗して押し込んでいく。そして、この段付口金58が所定位置に到達したなら、本体固定ネジ68を締めつけていく。これによって、ハンドル部62に対して段付口金58が一体的に固定されることにより、超音波プローブ本体48と外装チューブ49とが一体に組み付けられた超音波プローブ3が構成される。

【0047】また、口金配置孔63aの内孔は、超音波プローブ本体48の段付口金58が摺動可能な孔径に形成されている。そして、外装チューブ49内にプローブ本体48が挿入され、口金配置孔63aの内孔に超音波プローブ本体48の段付口金58が挿入された状態で、超音波プローブ本体48の段付口金58の先端部のリング59によって水密が保持されるようになっている。これにより、注液ポート67から注入された超音波伝達媒体が口金配置孔63aの内周面と段付口金58の外周面との間を通過して口金配置部65の基端部開口62aから術者の手元に流れ出ることが防止されている。

【0048】また、図8は超音波プローブ3の周辺機器を示す。図8中で、参照符号69は超音波プローブ3を

駆動する超音波駆動装置である。この超音波駆動装置 69 には、超音波振動子 53 を駆動するためのモータ 70 と、エンコーダ 71 とが設けられている。さらに、超音波駆動装置 69 には、この超音波駆動装置 69 に内蔵されるモータ 70 の駆動、及び、エンコーダ 71 の検出、また、超音波振動子 53 によって得られた 2 次元画像を取得する超音波観測装置 72 が接続されている。

【0049】この超音波観測装置 72 にはフットスイッチ 73 と、3 次元画像生成装置 74 とが接続されている。さらに、フットスイッチ 73 には図 3 に示したラジアルスキャン用の第 1 の超音波プローブホルダ 20 に内蔵されたモータ 25 a を駆動するためのモータ駆動装置 75 が接続されている。そして、このフットスイッチ 73 には超音波観測装置 72 のオンオフを行う図示しない超音波観測スイッチと、モータ駆動装置 75 を動作させるため図示しないモータ駆動スイッチとが取付けられている。

【0050】また、第 1 の超音波プローブホルダ 20 に内蔵されたエンコーダ 29 には、このエンコーダ 29 の値を検出するための移動量検出装置 76 が接続されている。この移動量検出装置 76 は超音波観測装置 72 および 3 次元画像生成装置 74 に接続されている。さらに、この 3 次元画像生成装置 74 には、モニター 77 が接続されている。そして、超音波観測装置 72、及び、移動量検出装置 76 からの各出力信号は、3 次元画像生成装置 74 に入力され、これらの入力情報に基づき 3 次元画像生成装置 74 によって 3 次元像が生成されるようになっている。さらに、3 次元画像生成装置 74 で生成された 3 次元画像は、モニター 77 に映し出されるようになっている。なお、スコープホルダ 2 の連結軸部 17 に図 4 に示した前方スキャン用の第 2 の超音波プローブホルダ 21 を連結する場合も同様である。

【0051】次に、上記構成の本実施の形態の超音波観測システム 1 の超音波プローブ 3 を使用して観察部位の超音波画像を得る動作について説明する。ここでは、ラジアルスキャンを例にとり説明する。

【0052】まず、術者はスコープホルダ 2 の取付部 4 を手術ベットのサイドレールに固定する。この状態で、スコープホルダ 2 の連結軸部 17 に図 3 に示すラジアルスキャン用の第 1 の超音波プローブホルダ 20 を連結する。この第 1 の超音波プローブホルダ 20 の連結作業時にはスコープホルダ 2 の連結軸部 17 が第 1 の超音波プローブホルダ 20 のピン保持板 32 a、32 b 間に差し込まれる。このとき、第 1 の超音波プローブホルダ 20 の係合ピン 33 a、係合ピン 33 b と、スコープホルダ 20 の連結軸部 17 の先端部の切込み部 19 a、19 b とが噛み合う向きにラジアルスキャン用の第 1 の超音波プローブホルダ 20 の向きを合わせた状態で、スライドさせ、スコープホルダ 2 の連結軸部 17 に差し込む。

【0053】ここで、係合ピン 33 a と係合ピン 33 b

とがスコープホルダ 2 の連結軸部 17 の最先端部に接触すると、係合ピン 33 a、係合ピン 33 b に取付けられたバネが縮み、これらが切込み部 19 a、19 b に到達するとバネがピン 33 a、33 b を押し出し、図 5 に示すように係合ピン 33 a、係合ピン 33 b と切込み部 19 a、19 b とが噛み合って、固定される。

【0054】続いて、超音波プローブ 3 がスコープホルダ 2 に固定されたラジアルスキャン用の超音波プローブホルダ 20 に装着される。このとき、超音波プローブ 3 を超音波プローブホルダ 20 に差し込み、図 1 に示すように超音波プローブ 3 の屈曲部、すなわちハンドル部 62 のオフセット連結部 66 の部分をホルダ本体 22 の可動部 24 b の傾斜部 30 a と接触させることにより、超音波プローブ 3 が超音波プローブホルダ 20 に固定される。

【0055】この状態で、術者は、スコープホルダ 2 の各関節を調整し、図 9 に示すように超音波プローブ 3 を術部 P の所望の位置、例えば生体組織 H の凹部 H1 内の底部近傍の A1 位置に移動させる。続いて、フットスイッチ 73 に取付けられたモータ駆動スイッチを操作して、モータ駆動装置 75 を動作させ、ラジアルスキャン用の超音波プローブホルダ 20 に内蔵されたモータ 25 a を動作させる。

【0056】このとき、モータ駆動装置 75 からは、モータ制御用のパルス信号が出力され、モータ 25 a が動作状態と停止状態とを繰り返す状態で駆動される。ここで、モータ 25 a の回転時にはギア 26 が回転し、さらに第 2 のギア 27 が回転駆動される。この第 2 のギア 27 の回転時には、第 2 のギア 27 と噛み合っているラック 31 によって、ホルダ本体 22 の可動部 24 b が図 9 中で上方に移動する。

【0057】また、第 2 のギア 27 の回転時には、この第 2 のギア 27 と噛み合っているギア 28 が回転し、このギア 28 の回転がエンコーダ 29 によって検知される。そして、このエンコーダ 29 からの検出データにもとづいてラック 31 の移動量、つまり、超音波プローブ 3 の図 9 中で上方への移動量が検出され、移動量検出装置 76 に伝達される。

【0058】さらに、モータ 25 a の動作状態は、エンコーダ 29 で検出され、移動量検出装置 76 に伝達される。このとき、モータ 25 a は動作状態と停止状態とを繰り返すため、超音波プローブ 3 も同様の動作を行う。

【0059】そして、移動量検出装置 76 が超音波プローブ 3 の移動が止まった状態を検出すると、超音波観測装置 72 に信号を伝達し、超音波プローブ 3 による観測を始める。このとき、超音波観測装置 72 から出力される制御信号によって超音波駆動装置 69 のモータ 70 の動作を開始させる。これにより、超音波振動子 53 による観測が開始される。そして、超音波振動子 53 によって観測される超音波情報が超音波駆動装置 69 を介して

超音波観測装置72に伝達される。このとき、超音波観測装置72では、この超音波情報に基づき2次元画像が生成される。従って、超音波観測装置72には、エンコーダ29による超音波プローブ3の位置情報と、この位置の画像情報とが取得される。

【0060】例えば、超音波プローブ3による観測の開始時には超音波プローブ3の停止位置がA1位置であることを示す超音波プローブ3の停止位置情報と、このA1位置での超音波画像情報とが超音波観測装置72に取得される。

【0061】また、A1位置での超音波観測後、モータ駆動装置75からモータ25aに次のパルス信号が伝達される。これにより、ホルダ本体22の可動部24bが図9中で上方に移動する。そして、超音波プローブ3がB1位置に達した時点で、超音波プローブ3の移動が停止され、B1位置での超音波振動子53による超音波観測が行われる。これにより、超音波プローブ3の停止位置がB1位置であることを示す超音波プローブ3の位置情報と、このB1位置での超音波画像情報とが超音波観測装置72に取得される。

【0062】さらに、上記超音波プローブ3の移動動作が以後、複数回、同様に繰り返される。そして、超音波プローブ3がC1位置、D1位置、E1位置、...に達した時点で、超音波プローブ3の移動がそれぞれ停止され、各停止位置での超音波振動子53による超音波観測が行われる。これにより、超音波プローブ3の停止位置がC1位置、D1位置、E1位置、...であることを示す超音波プローブ3の停止位置情報と、これらの各停止位置での超音波画像情報とが超音波観測装置72に順次取得される。この超音波観測動作は、図10に示すように超音波プローブ3が上昇し、術者がフットスイッチ73により、ラジアルスキャン用の超音波プローブホルダ20の動作を終了させるまで続けられる。

【0063】また、超音波観測装置72に記録された超音波プローブ3の停止位置情報(A1位置~E1位置、...)と、各停止位置での超音波画像情報は、3次元画像生成装置74に伝達される。そして、この3次元画像生成装置74で3次元超音波画像が生成され、モニター77に表示されることにより、術者に術部Pの超音波3次元画像が観察される。

【0064】また、前方スキャンの場合には、次の動作が行われる。ここでは、ラジアルスキャンとの違いのみ示す。すなわち、前方スキャンの場合には、スコープホルダ2の連結軸部17の先端に、図4に示す前方スキャン用の第2の超音波プローブホルダ21を取付ける。そして、図11に示すようにこの第2の超音波プローブホルダ21に前方スキャン用の先端部を持ち、それ以外の部分は超音波プローブ3と同様な形状を持つ前方スキャン用の超音波プローブ200が装着される。このとき、超音波プローブ200を超音波プローブホルダ21に差

し込み、図11に示すように超音波プローブ200の屈曲部、すなわちハンドル部201のオフセット連結部202の部分ホルダ本体35の可動部37bの傾斜部44aと接触させることにより、超音波プローブ200が超音波プローブホルダ21に固定される。

【0065】この状態で、術者は、スコープホルダ2の各関節を調整し、図11に示すように超音波プローブ200を術部Pの所望の位置、例えば生体組織Hの凹部H1内に移動させる。続いて、術者が、フットスイッチ73に取付けられたモータ駆動スイッチを押し、モータ駆動装置75の動作を始める。

【0066】このとき、モータ駆動装置75からは、モータ制御用のパルス信号が出力され、モータ40が動作状態と停止状態とを繰り返す状態で駆動される。ここで、モータ40の回転は第1のギア41から第2のギア42を介してギア45に伝達される。そして、このギア45の回転により、ホルダ本体35の可動部37bが回転され、図11中に矢印で示すように超音波プローブ200が軸回り方向に回転される。なお、図12は、超音波プローブ200の軸に垂直な面の術部Pの断面である。そして、超音波プローブ200の軸回り方向の回転動作時には図12に示すようにA2位置、B2位置、C2位置、D2位置、...で順次、回転が停止される。

【0067】また、各回転停止位置では超音波振動子53による超音波観測が行われる。これにより、超音波プローブ200の停止位置がA2位置、B2位置、C2位置、D2位置、...であることを示す超音波プローブ200の位置情報と、これらの各停止位置での超音波画像情報とが超音波観測装置72に順次記録される。そして、ラジアルスキャンと同様の処理によって、術者に術部Pの前方の超音波3次元画像が観察される。

【0068】そこで、上記構成のものにあっては次の効果を奏する。すなわち、本実施の形態ではスコープホルダ2の連結軸部17に図3に示す第1の超音波プローブホルダ20、または図4に示す第2の超音波プローブホルダ21などを必要に応じて適宜、選択的に取付け可能にしたものである。そして、スコープホルダ2の連結軸部17に第1の超音波プローブホルダ20を取付けた場合にはこの第1の超音波プローブホルダ20の直線方向駆動機構25によってホルダ本体22の固定部24aに対して可動部24bを図3中で上下の直線方向に沿って移動操作することにより、この第1の超音波プローブホルダ20に装着される超音波プローブ200によってラジアル方向の3次元超音波画像を観察することができる。さらに、スコープホルダ2の連結軸部17に第2の超音波プローブホルダ21を取付けた場合にはこの第2の超音波プローブホルダ21の回転駆動機構39によってホルダ本体35の固定部37aの内部の可動部37bを図4中で上下方向の回転軸O6を中心に回転操作することにより、この第2の超音波プローブホルダ21に装

着される超音波プローブ200によって前方方向の3次元超音波画像を観察することができる。

【0069】したがって、スコープホルダ2に取付ける超音波プローブホルダを取り替えることでラジアル方向、及び、前方方向の3次元超音波画像を観察することができるので、従来のように超音波プローブ3及び超音波プローブ200の内部構成を複雑にする必要がない。そのため、超音波プローブ3及び超音波プローブ200の構成を簡素化することができ、超音波プローブ3及び超音波プローブ200の外径寸法が大径化されることを防止して超音波観測システム1の装置全体のコスト低下を図ることができ、狭い観察対象部位の3次元超音波画像を得ることができる。

【0070】また、図13および図14は本発明の第2の実施の形態を示すものである。本実施の形態は第1の実施の形態(図1乃至図12参照)の構成を次の通り変更したものである。

【0071】すなわち、本実施の形態では図13に示すように第1の実施の形態のスコープホルダ2の基台7および各関節部14, 16, 18に、アーム本体5を構成する各アーム11, 13, 15および連結軸部17の向きを変えるためのモータM1, M2, M3, M4と、基台7および各関節部14, 16, 18の固定をゆるめた状態と、固定状態とを切り替えるための電磁クラッチK1, K2, K3, K4とが内蔵されている。

【0072】また、図14に示すようにモータM1, M2, M3, M4と、電磁クラッチK1, K2, K3, K4とはこれらの動作を制御するためのアーム制御部81に接続されている。さらに、このアーム制御部81には超音波プローブ3の先端を上下左右に移動させるためのスイッチをもつフットスイッチ82と、電磁クラッチK1, K2, K3, K4を解除し、基台7および各関節部14, 16, 18を固定状態から開放するアームフリースイッチ83とが接続されている。このアームフリースイッチ83は例えばスコープホルダ2の先端部に設けられている。

【0073】次に、上記構成の本実施の形態の作用について説明する。本実施の形態では第1の実施の形態と同様に、スコープホルダ2を手術ベットのサイドレールに固定し、ラジアルスキャン用超音波プローブホルダ20をスコープホルダ2の先端の連結軸部17に取付けた状態で、超音波プローブ3をホルダ本体22の可動部24bに差し込み固定する。

【0074】続いて、術者は、スコープホルダ2の先端のアームフリースイッチ83をオンの状態に切り換え操作して、基台7および各関節部14, 16, 18に対してアーム本体5を構成する各アーム11, 13, 15および連結軸部17を可動にし、所望の位置に超音波プローブ3を移動させる。

【0075】さらに、超音波プローブ3の位置の微調整

をしたいときには、フットスイッチ82を操作し、超音波プローブ3の位置の微動を行う。このフットスイッチ82の操作時には、アーム制御部81が、術者が望んだ移動方向のモータM1, M2, M3, M4を駆動させ、電磁クラッチK1, K2, K3, K4を解除する。

【0076】また、フットスイッチ82の操作が終わると、アーム制御部81が電磁クラッチK1, K2, K3, K4を動作させ、アーム本体5を構成する各アーム11, 13, 15および連結軸部17を固定し、駆動中のモータM1, M2, M3, M4の動作を終える。次に、第1の実施の形態と同様に、超音波プローブ3による観察を行い、3次元超音波画像を観察する。

【0077】そこで、本実施の形態ではスコープホルダ2の先端に設けたアームフリースイッチ83により、スコープホルダ2のアーム本体5を構成する各アーム11, 13, 15および連結軸部17の移動がスムーズとなり、手術時間の短縮につながる効果がある。

【0078】さらに、本実施の形態では超音波プローブ3の位置の微調整が可能となり、術者が望む位置の術部の3次元超音波画像を観察することができる。

【0079】また、図15乃至図19は本発明の第3の実施の形態を示すものである。本実施の形態は第2の実施の形態(図13および図14参照)の構成を次の通り変更したものである。

【0080】すなわち、本実施の形態では図15に示すように第2の実施の形態のスコープホルダ2の基台7および各関節部14, 16, 18の各モータM1, M2, M3, M4の動作量を検出するエンコーダE1, E2, E3, E4が基台7および各関節部14, 16, 18にそれぞれ内蔵されている。

【0081】また、図16に示すようにスコープホルダ2の連結軸部17に取付けられた第1の超音波プローブホルダ20には可動部24bの部分に位置検出のための指標91が設けられている。

【0082】さらに、本実施の形態の超音波観測システム1には超音波プローブホルダ20における可動部24bの指標91を検出するためのデジタイザ92が設けられている。このデジタイザ92は、受信部材として2台のCCDカメラ93a, 93bと、各CCDカメラ93a, 93bの位置を固定させているカメラ支持部材94と、スタンド95とにより構成されている。

【0083】また、各CCDカメラ93a, 93bは夫々図示しない計測装置およびA/D変換器を介してワークステーション(WS)96と接続されている。このワークステーション96に内蔵された記憶部には術前においてあらかじめCTや、MRIといった図示しない画像診断装置による断層画像データ、および断層画像データを加工して3次元に再構築されたデータ(術前の診断画像)が記録されている。さらに、ワークステーション96には、図17に示すように3次元画像生成装置74

と、モニター 77 と、アーム制御部 81 とが接続されている。

【0084】次に、上記構成の本実施の形態の超音波観測システム 1 の超音波プローブ 3 を使用して観察部位の超音波画像を得る動作について説明する。ここでは、ラジアルスキャンを例にとり説明する。

【0085】まず、第 1 の実施の形態と同様にスコープホルダ 2 を手術ベットのサイドレールに取付け、続いてラジアルスキャン用の第 1 の超音波プローブホルダ 20 をスコープホルダ 2 の先端に取付けたのち、超音波プロ

ーブ 3 をラジアルスキャン用の超音波プローブホルダ 20 に差し込み固定する。

【0086】この状態で、第 2 の実施の形態と同様に、超音波プローブ 3 による観測を行うことにより、3 次元画像が 3 次元画像生成装置 74 に記録される。さらに、このように観察部位の超音波画像を得る動作中、デジタイザ 92 は超音波プローブホルダ 20 の指標 91 の位置を検出する。この位置情報はデジタイザ 92 からワークステーション 96 に伝達され、超音波プローブホルダ 20 における可動部 24b の位置が割り出される。

【0087】そして、ワークステーション 96 に記録された術前の診断画像と、ホルダ本体 22 の可動部 24b の位置情報とを重ね合わせることにより、図 18 に示すように超音波プローブ 3 による例えば患者の頭部内の術部 P の観察位置を確認することができる。

【0088】また、3 次元画像生成装置 74 で構築される 3 次元超音波画像は、超音波プローブホルダ 20 の指標 91 が動きはじめた位置で最初のデータが作られる。したがって、デジタイザ 92 が観測しているホルダ本体 22 の可動部 24b が動き始めた位置と、3 次元画像を

生成する始めのデータの位置をワークステーション 96 で合わせることができる。

【0089】したがって、術者は、ワークステーション 96 を操作することにより、図 19 に示すように予め記録されている術前画像上に、実際に観察した現在の 3 次元超音波画像を重ね合わせてモニター 77 に表示し、術前画像に対する患者の頭部内の術部 P の観察位置、病変部の大きさの情報などを得ることができる。

【0090】また、術者が先に得られた 3 次元超音波画像を観察した後に、もう一度観察したいときには、術者がモニター 77 で観察している画像に、ワークステーション 96 で超音波プローブ 3 の観察軸 Op の位置を指定する。この場合には、ワークステーション 96 がスコープホルダ 2 の基台 7 および各関節部 14, 16, 18 の術者所望位置のエンコーダ値を検出し、その値をアーム制御部 81 に伝達する。そして、各モータ M1, M2, M3, M4 をワークステーション 96 で算出されたエンコーダ値まで動作させることにより、超音波プローブ 3 をワークステーション 96 で指定した位置に移動させることができる。

【0091】そこで、上記構成のものにあっては次の効果を奏する。すなわち、本実施の形態では 3 次元超音波画像を術前画像に重ね合わせることができるので、病変部の位置、及び、大きさの情報を術者に正確に提供することができ、術中の対処が適切に行いやすくなる効果がある。

【0092】また、一度得た超音波画像観察位置で、再度の観察ができるので、術部 P の処置時に病変部を取り残すおそれが少なくなり、患者の術後の負担が軽減される効果もある。

【0093】また、図 20 および図 21 は本発明の第 4 の実施の形態を示すものである。本実施の形態は第 1 の実施の形態（図 1 乃至図 12 参照）におけるスコープホルダ 2 の先端の連結軸部 17 に超音波プローブホルダ 20、21 に代えて図 20 に示すように内視鏡 101 を保持する内視鏡ホルダ 102 を取付ける構成にしたものである。なお、これ以外の部分は第 1 の実施の形態と同一構成になっており、第 1 の実施の形態と同一部分には同一の符号を付してここではその説明を省略する。

【0094】本実施の形態の内視鏡ホルダ 102 には第 1 の実施の形態の第 1 の超音波プローブホルダ 20 の取付け部 23 と同様の構成の取付け部 103 が設けられている。すなわち、内視鏡ホルダ 102 の取付け部 103 には内視鏡ホルダ 102 のホルダ本体 104 に突設された一対のピン保持板 105a, 105b が設けられている。ここで、一方のピン保持板 105a には係合ピン 106a、他方のピン保持板 105b には係合ピン 106b がそれぞれ取付けられている。これらの係合ピン 106a, 106b はピン保持板 105a, 105b の内外方向にそれぞれ移動可能に支持されている。そして、ピン保持板 105a の係合ピン 106a と、ピン保持板 105b の係合ピン 106b とは常時は図示しないばね部材により、内方向に突出される方向に付勢され、スコープホルダ 2 の連結軸部 17 の切込み部 19a, 19b に対してそれぞれ係脱可能に係止されるようになっている。

【0095】また、各ピン保持板 105a, 105b の外面側には、係合ピン 106a, 106b を取付け部 103 の外方向に向けて引っ張り操作する操作ツマミ 107a, 107b がそれぞれ設けられている。

【0096】そして、スコープホルダ 2 の連結軸部 17 に内視鏡ホルダ 102 を連結する場合には、スコープホルダ 2 の連結軸部 17 が内視鏡ホルダ 102 のピン保持板 105a, 105b 間に差し込まれる状態で連結されるようになっている。このとき、各ピン保持板 105a, 105b の係合ピン 106a, 106b は側方から力が加わるとばね部材の付勢力に抗して縮み、スコープホルダ 2 の連結軸部 17 の先端の切込み部 19a, 19b 内に挿入される状態で係合固定されるようになっている。

【0097】また、内視鏡ホルダ102のホルダ本体104には、基台部104aと、この基台部104aの下部に図20中で上下方向（第5の軸O5と直交する方向）の中心軸O8を中心に回転可能に取付けられた操作リング104bとが設けられている。ここで、内視鏡ホルダ102の基台部104aには撮像手段としてのTVカメラ108が取付ネジ部109を介して着脱自在に取付けられている。このTVカメラ108は、TVケーブル110を介して図示しないカメラコントロールユニットに接続されている。

【0098】さらに、内視鏡ホルダ102の操作リング104bには、内視鏡101が光学的に回転可能に取付けられている。この内視鏡101は、挿入部111と取付部112とによって構成されている。そして、取付部112に設けられた取付ネジ113を介して操作リング104bに着脱自在に取付けられている。

【0099】また、内視鏡101の挿入部111の先端には対物レンズ114が設けられている。この対物レンズ114は、その中心を通る観察光軸L5が挿入部111の長手中心軸O8に対して所定の角度をなす傾斜状態で、挿入部111の先端に取付けられている。さらに、内視鏡101の取付部112にはレンズ115が設けられている。このレンズ115は、対物レンズ114から挿入部111内のリレー光学系（図示せず）を介して導かれた観察光を受けて平行光束を射出するものである。

【0100】また、内視鏡ホルダ102の基台部104aには、回転体としての内蔵リング116およびイメージリング117が回転可能に取付けられている。この場合、内蔵リング116およびイメージリング117は、内視鏡101の挿入部111の長手中心軸O8を中心に回転することができる。また、回転体の一部をなすイメージリング117の内部には、内視鏡101からの観察光を受ける受光面を有し、且つ内視鏡101が射出する平行光束の回転を補正するローテータブリズム118が設けられている。なお、ローテータブリズム118によって射出される光束は、基台部104aに設けられた結像レンズ119を介して、基台部104aに取付けられたTVカメラ108内の撮像素子（図示せず）上に結像されるようになっている。

【0101】また、操作リング104bには、基台部104aと対向する位置に、第1の電磁コイル120が固定されている。この電磁コイル120は、励磁式の電磁コイルであり、操作リング104bに設けられた異なる形状を有する2つのスイッチ121、122のいずれかがON（通電）された状態で磁力が消失する。また、操作リング104bには、内蔵リング116と対向する位置に、第2の電磁コイル123が固定されている。この電磁コイル123は、無励磁式の電磁コイルであり、スイッチ121がON（通電）された状態で磁力が発生する。

【0102】また、基台部104aには、第1の電磁コイル120と対向する位置に、磁性体に吸着される材質からなる吸着部124が固定されている。さらに、内蔵リング116には、第2の電磁コイル123と対向する位置に、磁性体に吸着される材質からなる吸着部125が固定されている。

【0103】また、基台部104a内には減速部材126が配設されている。この減速部材126は、基台部104aから延びる軸127を介して基台部104aに回転自在に保持されている。そして、内視鏡101の挿入部111の長手中心軸O8と平行な回転軸O9を中心に回転することができる。さらに、減速部材126の外周面には、内蔵リング116と対向する部位に第1の環状溝128が形成されるとともに、イメージリング117と対向する部位に第2の環状溝129が形成されている。この場合、第2の環状溝129の径は第1の環状溝128の径の1/2に設定されている。

【0104】また、内蔵リング116およびイメージリング117の外周面にはそれぞれ同一径の環状溝130、131が形成されている。内蔵リング116は、2つの溝130、128にわたって掛合されたベルト132を介して、減速部材126と連結されている。また、イメージリング117は、2つの溝129、131にわたって掛合されたベルト133を介して、減速部材126と連結されている。

【0105】この構成では、操作リング104bに設けられたスイッチ121をONすると、操作リング104bに設けられた第2の電磁コイル123に電流が通電されて磁力が発生し、内蔵リング116に設けられた吸着部125が第2の電磁コイル123に吸着されて操作リング104bと内蔵リング116とが接続される。このとき、第1の電磁コイル120がその磁力の消失によって吸着部124から離脱され、基台部104aに対する操作リング104bの回転が可能となる。したがって、この状態で操作リング104bを回転させると、操作リング104bと一体で内蔵リング116が回転し、内蔵リング116にベルト132を介して連結された減速部材126も回転する。そして、減速部材126の回転はベルト133を介してイメージリング117に伝達され、これにより、イメージリング117は、内蔵リング116の回転量の1/2の回転量で（第2の環状溝129の径が第1の環状溝128の径の1/2に設定されているため）、内視鏡101の挿入部111の長手中心軸O8を中心に回転する。

【0106】一方、操作リング104bに設けられたスイッチ122をONすると、操作リング104bに設けられた第1の電磁コイル120に電流が通電され、電磁コイル120が有していた磁力が消失する。したがって、基台部104aに設けられた吸着部124と第1の電磁コイル120との吸着状態が解除される。そのた

め、操作リング104bは、電磁ブレーキによる固定力がなくなり、基台部104aに対して回転自在となる。また、この時、操作リング104bに設けられた第2の電磁コイル123にも電流が通電されないため、内蔵リング116に設けられた吸着部125と第2の電磁コイル123との吸着状態も解除される。すなわち、操作リング104bと内蔵リング116との接続状態が解除される。したがって、この状態で操作リング104bを回転させても、内蔵リング116は回転せず、したがって、減速部材126およびイメージリング117も回転しない。

【0107】すなわち、本実施形態において、第2の電磁コイル123および吸着部125（電磁クラッチ）は、操作リング104bと内蔵リング116との接続状態を制御して、操作リング104b（内視鏡101）の回転動作に伴って内蔵リング116およびイメージリング117（ローテータプリズム118）が回転される第1の状態と、操作リング104bの回転に伴って内蔵リング116およびイメージリング117が回転されない第2の状態とを切り替える切替手段を構成している。

【0108】次に、上記構成の作用について説明する。本実施の形態では、術者が、図1に示すように超音波観察の状態から内視鏡観察に変更する場合には、図1の状態からラジアルスキャン用の超音波保持ホルダ20の取付け部23につけられたツマミ34a、34bを押して、ラジアルスキャン用の超音波プローブホルダ20をスコープホルダ2の先端の連結軸部17から外し、これに代えて図21に示すように内視鏡ホルダ102をスコープホルダ2の先端の連結軸部17に取付け、術部を観察する。なお、内視鏡観察から超音波観察に変更する場合も同様である。

【0109】また、内視鏡観察時には次の操作が行われる。手術においては、操作リング104bを手で把持し、スコープホルダ2を構成する各アーム11、13、15およびホルダ本体104を各回転軸01~05回りに回転させることによって、対物レンズ114の観察光軸L5が所望の観察対象に方向付けられるように内視鏡101を3次元的に移動させる。

【0110】内視鏡101における観察では、光源装置から供給される照明光が図示しないライトガイドおよび照明レンズを介して観察対象へと導かれる。観察対象からの反射光は、対物レンズ114、図示しないリレー光学系、レンズ115、ローテータプリズム118をそれぞれ経由して、結像レンズ119によりTVカメラ108内の撮像素子上に結像され、この撮像素子で電気信号に変換される。この電気信号は、TVケーブル110を介してカメラコントロールユニットに伝達されて映像信号に変換された後、モニター上に内視鏡101による観察像として映し出され、術者により観察される。

【0111】術中、内視鏡101によって図21に示さ

れる第1の観察対象Pを観察している状態から、第2の観察対象を観察するために、操作リング104bに設けられたスイッチ121をONした状態で、操作リング104bを内視鏡101とともに90度回転させると、第2の観察対象Pがモニタ上に映し出される。すなわち、スイッチ121をONすると、操作リング104bに設けられた第2の電磁コイル123に電流が通電されて磁力が発生し、内蔵リング116に設けられた吸着部125が第2の電磁コイル123に吸着されて操作リング104bと内蔵リング116とが接続されるとともに、第1の電磁コイル120がその磁力の消失によって吸着部124から離脱され、基台部104aに対する操作リング104bの回転が可能となる。したがって、この状態で操作リング104bを回転させると、操作リング104bと一体で内蔵リング116が回転し、内蔵リング116にベルト132を介して連結された減速部材126も回転する。そして、減速部材126の回転はベルト133を介してイメージリング117に伝達され、これにより、イメージリング117は、内蔵リング116の回転量の1/2の回転量で、内視鏡101の挿入部111の長手中心軸08を中心に回転する。このイメージリング117の回転により、内視鏡101から射出される平行光束は、ローテータプリズム118の作用によって内視鏡101の長手中心軸08回りの回転に対して回転することなく補正され、TVカメラ108内の撮像素子上に結像レンズ119を介して結像される。したがって、内視鏡101と撮像素子との相対位置が変化することなく観察方向が変更され、内視鏡101の観察像の上下関係が常に内視鏡101の挿入方向と一致する観察像がモニタ上で観察できる。

【0112】一方、第1の観察対象Pを観察している状態から、第2の観察対象を観察するために、操作リング104bに設けられたスイッチ122をONした状態で、操作リング104bを内視鏡101とともに90度回転させると、第2の観察対象がモニタ上に映し出される。すなわち、スイッチ122をONすると、操作リング104bに設けられた第1の電磁コイル120に電流が通電され、電磁コイル120が有していた磁力が消失する。したがって、基台部104aに設けられた吸着部124と第1の電磁コイル120との吸着状態が解除される。そのため、操作リング104bは、電磁ブレーキによる固定力がなくなり、基台部104aに対して回転自在となる。また、この時、操作リング104bに設けられた第2の電磁コイル123にも電流が通電されないため、内蔵リング116に設けられた吸着部125と第2の電磁コイル123との吸着状態も解除される。すなわち、操作リング104bと内蔵リング116との接続状態が解除される。したがって、この状態で操作リング104bを回転させても、内蔵リング116は回転せず、したがって、減速部材126およびイメージリング

117も回転しない。そのため、内視鏡101と撮像素子との相対位置が変化した状態で観察方向が変更され、90度回転された観察像がモニタ上に表示される。

【0113】以上説明したように、本実施形態の内視鏡ホルダ102によれば、スイッチ121, 122の操作によって、操作リング104bの回転動作に伴って内蔵リング116およびイメージリング117が回転される第1の状態と、操作リング104bの回転に内蔵リング116およびイメージリング117が追従しない第2の状態とが切り替えられるようになっている。したがって、操作リング104bを片手で把持し、その把持した手の指でスイッチ121, 122の操作を行なうだけで、内視鏡101と撮像素子との相対位置を変化させることなく内視鏡101をその長手中心軸O8回りに回転させて観察方向を変更する回転操作と、内視鏡101のみをその長手中心軸O8回りに回転させて内視鏡101と撮像素子との相対位置を変化させつつ観察方向を変更する回転操作とを簡単且つ確実に使い分けて行なうことができる。

【0114】また、本実施形態では、操作リング104bの基台部104aに対する回転が、形状の異なるスイッチ121, 122の操作に伴う電磁ブレーキの作用により固定・解除可能となっているため、非操作時には確実に基台部104aに内視鏡101を含む操作リング104bが固定され、また、操作時には軽く操作リング104bを回転操作することが可能であり、より操作性が向上されるばかりでなく、不意に内視鏡101が回転してしまう虞がない。

【0115】また、スイッチ121, 122を異なる形状としたため、術者は術部から目を離してスイッチ121, 122の位置を確認することなく、指先で形状を判別し、切替手段を選択操作することが可能である。そのため、術者は手術を中断させず操作することができる。また、目視でスイッチ121, 122を確認する場合でも、形状の違いにより、容易にスイッチを区別することが可能であり、誤操作を防止できる。

【0116】そこで、上記構成のものにあつては、超音波観察の状態から内視鏡観察に変更する場合には、ラジアルスキャン用の超音波保持ホルダ20の取付け部23につけられたつまみ34a, 34bを押して、ラジアルスキャン用の超音波プローブホルダ20をスコープホルダ2の先端の連結軸部17から外し、これに代えて内視鏡ホルダ102をスコープホルダ2の先端の連結軸部17に取付けるようにしている。そのため、超音波プローブホルダ20, 21と、内視鏡ホルダ102とを取付け部23, 103の部分ごと簡単に取り替え可能であるので、手術時間の短縮につながる効果がある。

【0117】また、図22及び図23は本発明の第5の実施の形態を示すものである。本実施の形態は第1の実施の形態(図1乃至図12参照)の構成を次の通り変更

したものである。

【0118】すなわち、本実施の形態では第1の実施の形態の第1の超音波プローブホルダ20に内視鏡141を保持する内視鏡ホルダ部142を一体的に組み付けたものである。ここで、内視鏡ホルダ部142には図22に示すように内視鏡141を挟持する2つのアーム部143, 144が設けられている。これらのアーム部143, 144には内視鏡141を挟持する略半円形状の内視鏡受け部143a, 144aが設けられている。

【0119】また、2つのアーム部143, 144の基端部側には両者間にバネ部材145が架設されている。さらに、2つのアーム部143, 144の先端部側には両者間を連結する固定ネジ146が取付けられている。

【0120】次に、上記構成の本実施の形態の作用について説明する。本実施の形態の超音波観測システム1の使用時には、図22に示すように第1の超音波プローブホルダ20の可動部24bのプローブ装着穴部30に超音波プローブ3を差し込んで固定した状態で、超音波観察が行われる。このとき、内視鏡ホルダ部142には内視鏡141が装着されないままの状態では保持される。

【0121】また、超音波観察を行った後、超音波プローブ3を超音波プローブホルダ20から引き抜く。この状態で、内視鏡141を内視鏡ホルダ部142に取付ける。この内視鏡141の取付け作業時には内視鏡ホルダ部142の2つのアーム部143, 144の内視鏡受け部143a, 144a間に内視鏡141を挟持させた状態で、固定ネジ146を回して、内視鏡141を固定し、内視鏡141による観察を行う。

【0122】そこで、上記構成のものにあつては次の効果を奏する。すなわち、本実施の形態ではスコープホルダ2の先端の連結軸部17の超音波プローブホルダ20を取付けたまま、内視鏡ホルダ部142によって内視鏡141を保持することができる。そのため、ホルダを交換することなく、内視鏡141も超音波プローブ3も保持することができるため、ホルダを探す手間が省け、手術時間の短縮につながる効果がある。

【0123】また、図24は本発明の第6の実施の形態を示すものである。本実施の形態は第1の実施の形態(図1乃至図12参照)のラジアルスキャン用超音波プローブホルダ20の構成を次の通り変更したものである。

【0124】すなわち、本実施の形態では第1の実施の形態のラジアルスキャン用超音波プローブホルダ20の可動部24bに、超音波プローブ3の超音波振動子53の回転量を検出するためのエンコーダ151を配置したものである。ここで、超音波プローブホルダ20の可動部24bには、2つのギア152, 153が噛み合う状態で配置されている。さらに、一方のギア153には、このギア153の回転量を検出するためのエンコーダ151が取付けられている。このエンコーダ151は超音

波観測装置 7 2 に接続されている。

【0125】また、プローブホルダ 2 0 の可動部 2 4 b には 2 つのフレキシブルシャフト接続部 1 5 4 , 1 5 5 が設けられている。ここで、一方のフレキシブルシャフト接続部 1 5 4 にはギア 1 5 2 の回転軸 1 5 6 の一端部が突設されている。さらに、他方のフレキシブルシャフト接続部 1 5 5 にはギア 1 5 3 の回転軸 1 5 7 の一端部が突設されている。

【0126】また、本実施の形態では超音波プローブ 3 には超音波振動子 5 3 が内蔵されている先端ユニット 1 5 8 と、超音波駆動装置 6 9 に接続されたフレキシブルシャフト部 1 5 9 とが設けられている。そして、フレキシブルシャフト部 1 5 9 の先端部がフレキシブルシャフト接続部 1 5 4 に接続されている。

【0127】さらに、先端ユニット 1 5 8 の基端部には短いフレキシブルシャフト部 1 6 0 が連結されている。そして、先端ユニット 1 5 8 はホルダ本体 2 2 のプローブ装着穴部 3 0 に挿入された状態で、フレキシブルシャフト部 1 6 0 の基端部が可動部 2 4 b のフレキシブルシャフト接続部 1 5 5 に接続されている。なお、超音波プローブ 3 のフレキシブルシャフト部 1 5 9 およびフレキシブルシャフト部 1 6 0 の外側は軟性シース 1 6 1 で覆われている。

【0128】次に、上記構成の本実施の形態の作用について説明する。本実施の形態の超音波プローブ 3 も第 1 の実施の形態と同様に操作、観察を行う。ここで、本実施の形態では術者がフットスイッチ 7 3 を押し、観察状態に入る際に、移動量検出装置 7 6 が超音波プローブ 3 の移動が止まった状態を検出すると、超音波観測装置 7 2 に信号を伝達する。このとき、超音波観測装置 7 2 が前記移動停止信号を受け取ると、超音波駆動装置 6 9 のモータ 7 0 を動作させる。

【0129】このモータ 7 0 によるフレキシブルシャフト部 1 5 9 の回転は、フレキシブルシャフト接続部 1 5 4 の回転軸 1 5 6 を介してギア 1 5 2 に伝達される。さらに、このギア 1 5 2 の回転に連動してギア 1 5 3 が回転し、フレキシブルシャフト接続部 1 5 5 の回転軸 1 5 7 が回転駆動される。そのため、この回転がフレキシブルシャフト部 1 6 0 を介して先端ユニット 1 5 8 内の超音波振動子 5 3 に伝達され、この超音波振動子 5 3 が回転駆動される。このとき、ギア 1 5 3 の回転量はエンコーダ 1 5 1 によって検出される。

【0130】そこで、上記構成のものにあっては次の効果を奏する。すなわち、本実施の形態ではラジアルスキャン用超音波プローブホルダ 2 0 の可動部 2 4 b に、超音波プローブ 3 の超音波振動子 5 3 の回転量を検出するためのエンコーダ 1 5 1 を配置したので、超音波プローブ 3 の超音波振動子 5 3 とエンコーダ 1 5 1 との間の距離を短くすることができる。そのため、フレキシブルシャフトの撓みや、擦れによる超音波画像の回転方向のず

れが小さくなるので、超音波画像中の向きと、術部の向きを合わせる微調整が少なくすみ、術時間の短縮、術者の疲労軽減につながる効果がある。

【0131】また、図 2 5 乃至図 3 0 ( A ) , ( B ) は本発明の第 7 の実施の形態を示すものである。本実施の形態は第 1 の実施の形態 ( 図 1 乃至図 1 2 参照 ) の構成を次の通り変更したものである。

【0132】すなわち、本実施の形態では第 6 の実施の形態 ( 図 2 4 参照 ) の超音波プローブホルダ 2 0 の機能を図 2 5 に示す手術用顕微鏡 1 7 1 に設けたものである。図 2 5 中で、1 7 1 は手術室に設置されている手術用顕微鏡、1 7 2 はこの手術用顕微鏡 1 7 1 の鏡体、1 7 3 は患者 1 7 4 が載せられている手術用ベッドである。ここで、手術用顕微鏡 1 7 1 の架台 1 7 5 には、床面を移動可能なベース 1 7 5 a と、このベース 1 7 5 a 上に立設された支柱 1 7 5 b とが設けられている。なお、手術用顕微鏡 1 7 1 の架台 1 7 5 は手術室内における手術用ベッド 1 7 3 の先端部側 ( 例えば手術用ベッド 1 7 3 上の患者 1 7 4 の頭部 1 7 4 a などの術部 P が配置される側 ) に配置されている。

【0133】さらに、支柱 1 7 5 b の上部には、手術用顕微鏡 1 7 1 の鏡体 1 7 2 を任意の方向に移動可能に支持するアーム部 1 7 5 c が設けられている。このアーム部 1 7 5 c には複数、本実施の形態では 3 つの可動アーム 1 7 6 ~ 1 7 8 が設けられている。ここで、支柱 1 7 5 b の上部には図示しない照明用光源が内蔵された第 1 アーム 1 7 6 の一端が軸 O 1 を中心に回動自在に取付けられている。

【0134】さらに、第 1 アーム 1 7 6 の他端には、第 2 アーム 1 7 7 の一端が軸 O 2 を中心に回動自在に取付けられている。この第 2 アーム 1 7 7 はリンク機構とバランス調整用のスプリング部材からなるパンタグラファームで上下移動操作可能に支持されている。

【0135】また、第 2 アーム 1 7 7 の他端には、第 3 アーム 1 7 8 の一端が軸 O 3 を中心に回動自在に取付けられている。第 3 アーム 1 7 8 は、軸 O 4 を中心とした鏡体 1 7 2 の術者の観察方向に対する前後方向の俯仰、軸 O 5 を中心とした術者の左右方向の俯仰を可能としたアームである。この第 3 アーム 1 7 8 の他端には鏡体 1 7 2 が設けられている。

【0136】さらに、アーム部 1 7 5 c の各回転軸 O 1 ~ O 5 における回転部には、鏡体 1 7 2 が空間的に自在に位置調整を行い、位置固定を行うために、図示しない電磁ブレーキが各々設けられている。この電磁ブレーキは支柱 1 7 5 b に内蔵された図示しない電磁ブレーキ電源回路と接続されている。この電磁ブレーキ電源回路は、鏡体 1 7 2 に設けられた図示しないスイッチに接続されている。

【0137】また、鏡体 1 7 2 には、図 2 6 に示すように対物レンズ 1 7 9 と、術者が観察するための接眼部 1

80とが配置され、その間には図示しない立体観察光学系が内蔵されている。さらに、鏡体172の側面には超音波プローブ3を収納するためのシャフト中継部181が取付けられている。このシャフト中継部181には、超音波プローブ3を収納するための収納部182が設けられている。

【0138】また、シャフト中継部181には、図27に示すように2つのギア183, 184が噛み合う状態で配置されている。さらに、一方のギア183には、このギア183の回転量を検出するためのエンコーダ203が取付けられている。このエンコーダ203は超音波観測装置72に接続されている。

【0139】また、シャフト中継部181には、2つのフレキシブルシャフト接続部185, 186が設けられている。ここで、一方のフレキシブルシャフト接続部185にはギア184の回転軸187の一端部が突設されている。さらに、他方のフレキシブルシャフト接続部186にはギア184の回転軸187の他端部が突設されている。

【0140】また、本実施の形態では超音波プローブ3には第6の実施の形態と同様に超音波振動子53が内蔵されている先端ユニット188と、超音波駆動装置69に接続されたフレキシブルシャフト部189とが設けられている。そして、フレキシブルシャフト部189の先端部がフレキシブルシャフト接続部185に接続されている。

【0141】さらに、先端ユニット188の基端部には短いフレキシブルシャフト部190が連結されている。そして、先端ユニット188のフレキシブルシャフト部190の基端部がフレキシブルシャフト接続部186に接続されている。なお、超音波プローブ3のフレキシブルシャフト部189およびフレキシブルシャフト部190の外側は軟性シース191で覆われている。

【0142】また、図28は、超音波プローブ3の周辺機器を示すものである。ここで、フレキシブルシャフト部189は、このフレキシブルシャフト部189を回転させるためのモータを内蔵した超音波駆動装置69に接続され、超音波駆動装置69には超音波観測装置72が接続されている。

【0143】また、超音波観測装置72には、シャフト中継部181に内蔵されたエンコーダ203と、超音波振動子53の動作を開始させるためのフットスイッチ73と、超音波画像を映し出すためのモニター77とが接続されている。

【0144】次に、上記構成の本実施の形態の作用について説明する。本実施の形態では術者は、鏡体172を患部を観察できる位置まで移動させる。このとき、顕微鏡観察像では、図29に示すように脳ベラ192aの位置が観察される。

【0145】超音波による観察が必要な場合には、シャ

フト中継部181の収納部182から、超音波プローブ3を外し、図7(A)中の超音波プローブ3のオフセット連結部66の上面が顕微鏡観察像の上向きに合うように術部Pに挿入する。

【0146】そして、術者が所望の位置に、超音波プローブ3を位置させた状態で、フットスイッチ73を操作して、超音波振動子53を回転させ、超音波観察装置72が超音波画像を取得する。このとき、モニター77上には、図30(A)に示すように脳ベラ192bの位置が横向きの画像が表示される。

【0147】ここで、術者は、それぞれの画像の脳ベラ192a、192bの位置を比較し、超音波観察装置72に備えられた画像回転機能を用いて、超音波画像を回転させ、図30(B)に示すように超音波画像の向きを顕微鏡観察像の向きに合わせる。この状態で、観察を行う。

【0148】また、超音波画像の取得を再度行う場合には、術者は超音波プローブ3のオフセット連結部66の上面を顕微鏡観察像の上向きに合わせ、上記と同様に観察を行う。

【0149】そこで、上記構成のものにあっては次の効果を奏する。すなわち、本実施の形態では手術用顕微鏡171と超音波プローブ3を用いた観察であっても、超音波プローブ3のフレキシブルシャフト部189、190の擦れや、撓みによる超音波画像の回転方向のずれを小さくすることができる。そのため、顕微鏡観察像と超音波画像の向きを合わせれば、その後の画像向きの調整が必要なくなり、術時間の短縮、術者の疲労軽減につながる効果がある。

【0150】さらに、本発明は上記実施の形態に限定されるものではなく、本発明の要旨を逸脱しない範囲で種々変形実施できることは勿論である。次に、本出願の他の特徴的な技術事項を下記の通り付記する。

記

(付記項1) 超音波プローブと前記超音波プローブを固定する超音波プローブ固定手段と前記超音波プローブ固定手段を取付け可能な先端部を有し、空間的に位置自在に移動可能な保持アームと前記超音波プローブ固定手段に、前記超音波プローブが前記保持アーム先端部に対して相対的に移動させる駆動手段を有したことを特徴とする超音波観測システム。

【0151】(付記項2) 付記項1の超音波プローブ固定手段において、超音波プローブの中心軸に対し平行に移動する移動手段を有することを特徴とする超音波観測システム。

【0152】(付記項3) 付記項1の超音波プローブ固定手段において、超音波プローブの中心軸に対し回転する移動手段を有することを特徴とする超音波観測システム。

【0153】(付記項4) 付記項1の超音波プローブ



における術前画像とプローブ保持部の位置情報を重ね合わせて観察位置を確認する状態を示す要部の概略構成図。

【図 19】 第 3 の実施の形態の超音波観測システムにおける術前画像に観察した 3 次元超音波画像を重ね合わせて術前画像に対する観察位置、病変部の大きさの情報をモニタに表示した状態を示す要部の概略構成図。

【図 20】 本発明の第 4 の実施の形態における内視鏡ホルダのスコープホルダの接続部を示す要部の縦断面図。

【図 21】 第 4 の実施の形態の内視鏡保持ホルダをスコープ先端に取付けて術部を観察する状態を示す側面図。

【図 22】 本発明の第 5 の実施の形態の超音波観測システムにおけるラジアルスキャン用超音波プローブホルダを示す平面図。

【図 23】 第 5 の実施の形態の超音波観測システムにおけるラジアルスキャン用超音波プローブホルダを示す側面図。

【図 24】 本発明の第 6 の実施の形態の超音波観測システムにおけるラジアルスキャン用超音波プローブホルダを示す要部の縦断面図。

【図 25】 本発明の第 7 の実施の形態の超音波観測システムにおける手術用顕微鏡の周辺部を示す全体の概略

\*構成図。

【図 26】 第 7 の実施の形態の超音波観測システムにおける手術用顕微鏡の鏡体を示す側面図。

【図 27】 第 7 の実施の形態の超音波観測システムにおけるシャフト中継部を示す要部の縦断面図。

【図 28】 第 7 の実施の形態の超音波観測システムにおける超音波プローブの周辺機器を示す概略構成図。

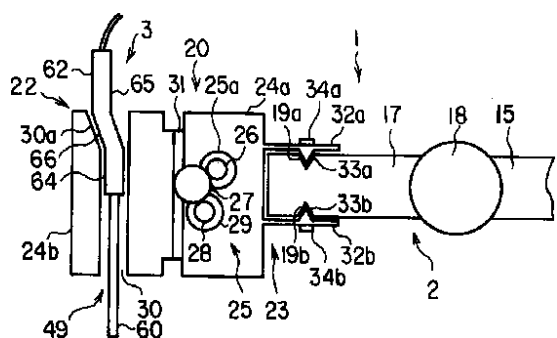
【図 29】 第 7 の実施の形態の超音波観測システムにおける患部の顕微鏡観察像を示す平面図。

【図 30】 (A) は第 7 の実施の形態の超音波観測システムにおける超音波画像を示す平面図、(B) は顕微鏡観察像の向きと合わせて回転させた超音波画像を示す平面図。

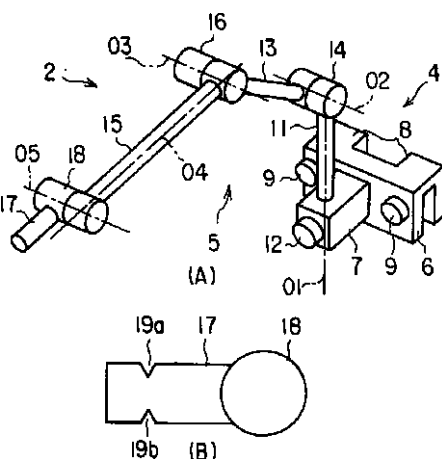
【符号の説明】

- 2 スコープホルダ (アーム機構部)
- 3 超音波プローブ
- 17 連結軸部 (アタッチメント取り付け部)
- 20 第 1 の超音波プローブホルダ (アタッチメント)
- 21 第 2 の超音波プローブホルダ (アタッチメント)
- 25 直線方向駆動機構 (プローブ駆動部)
- 39 回転駆動機構 (プローブ駆動部)

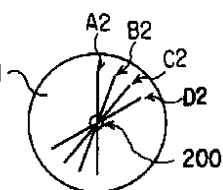
【図 1】



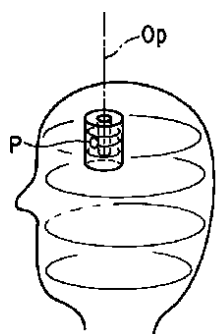
【図 2】



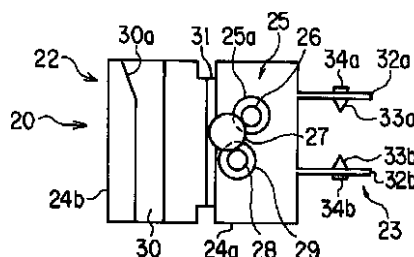
【図 12】



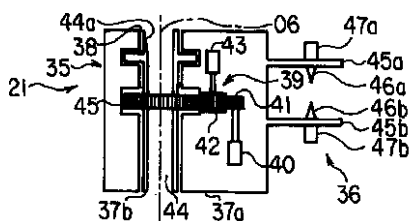
【図 19】



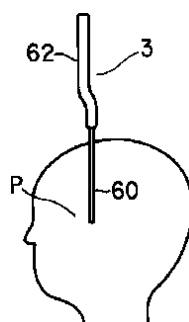
【図 3】



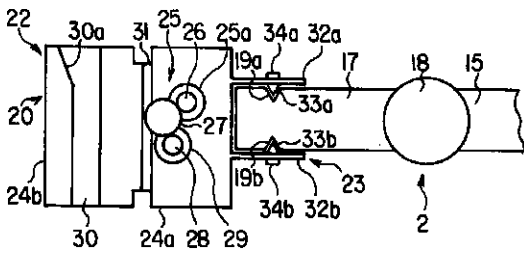
【図 4】



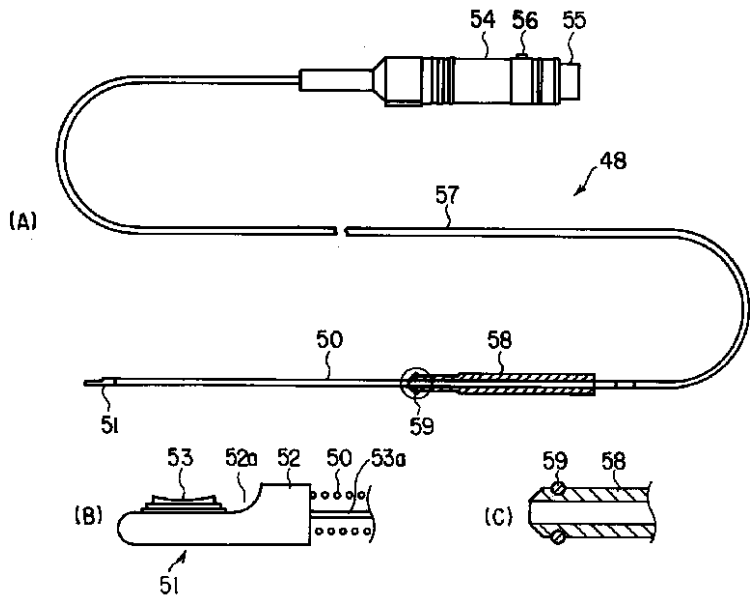
【図 18】



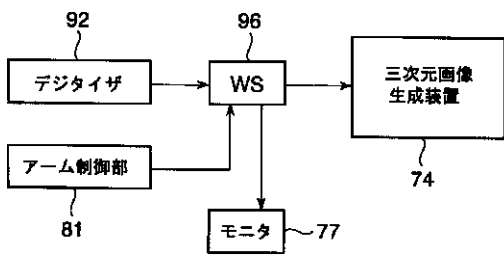
【図5】



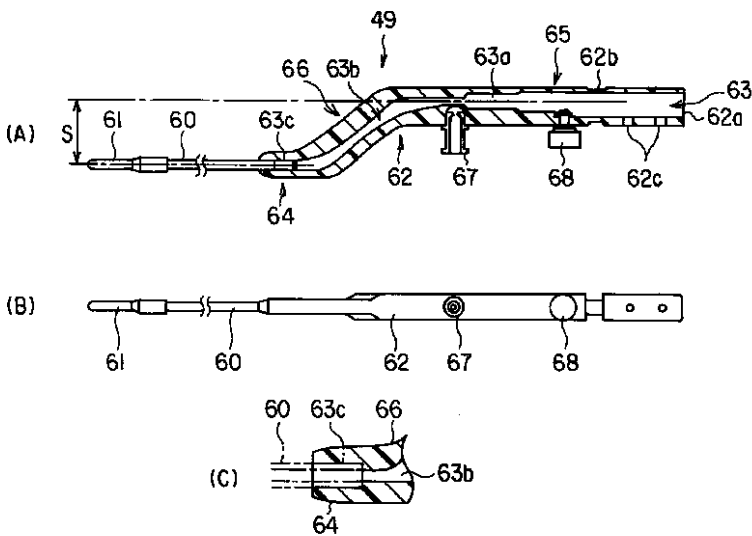
【図6】



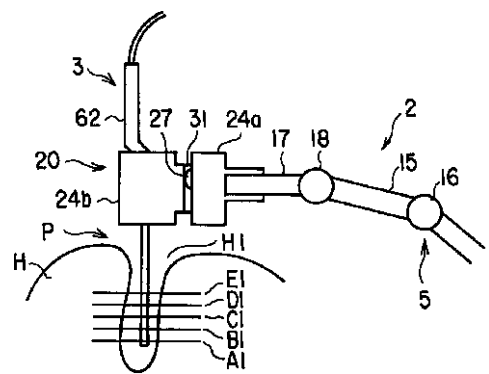
【図17】



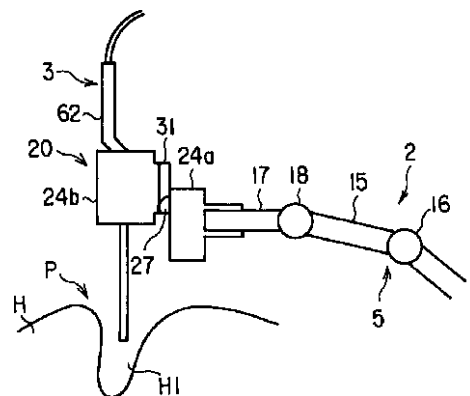
【図7】



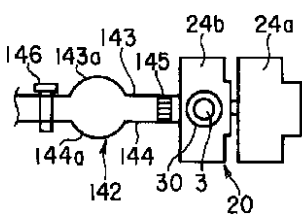
【図9】



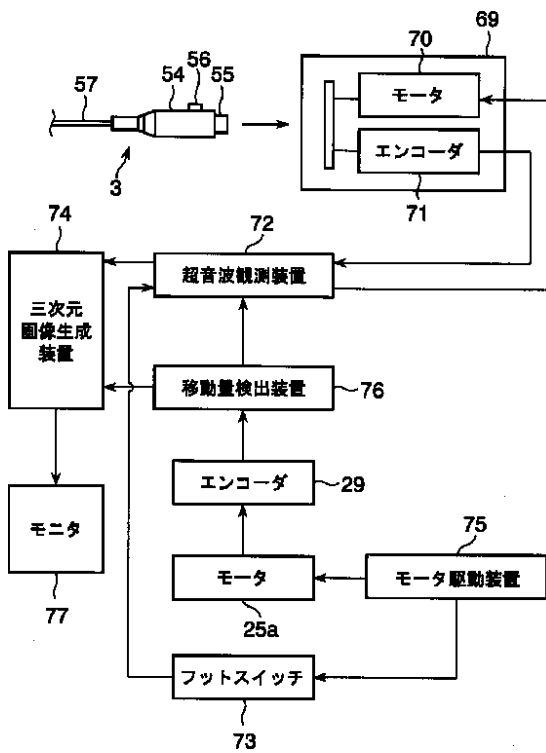
【図10】



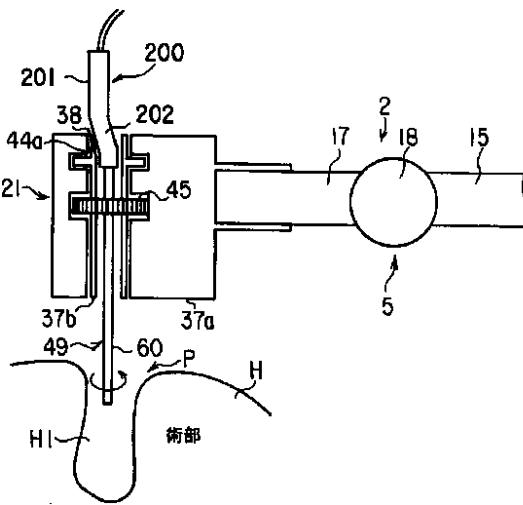
【図22】



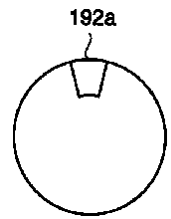
【図8】



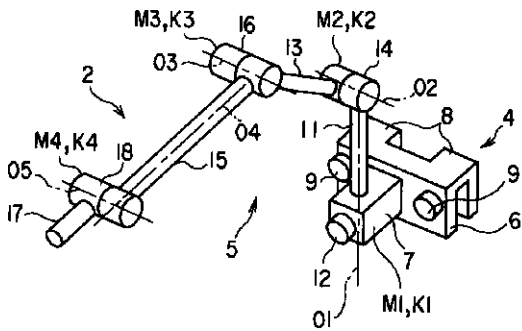
【図11】



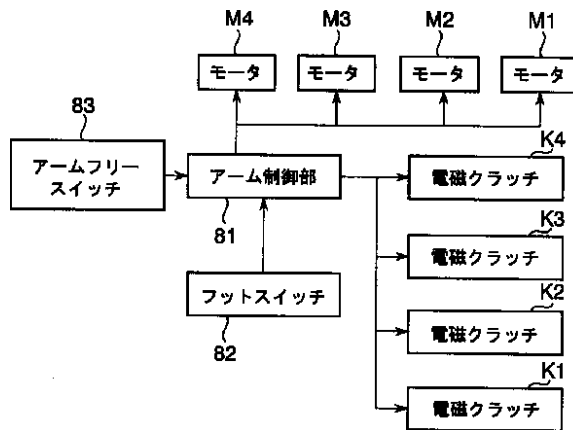
【図29】



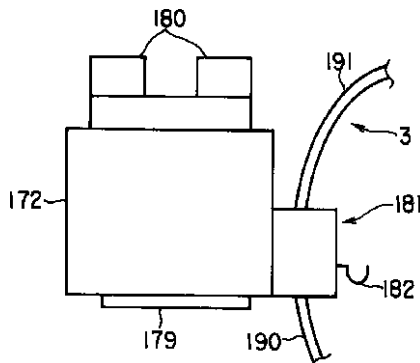
【図13】



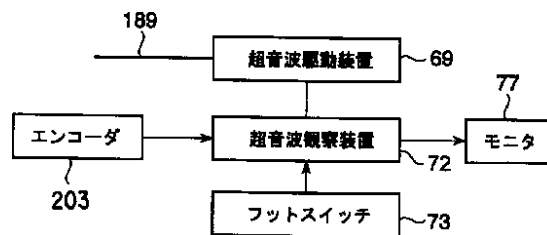
【図14】



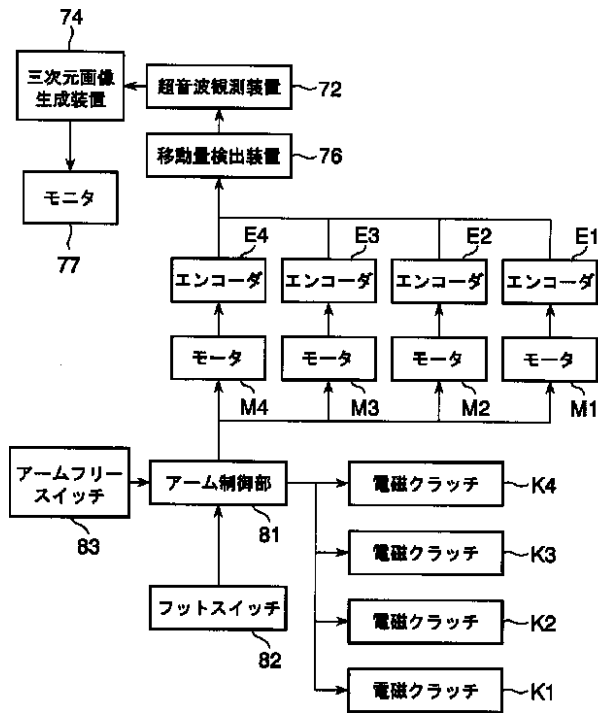
【図26】



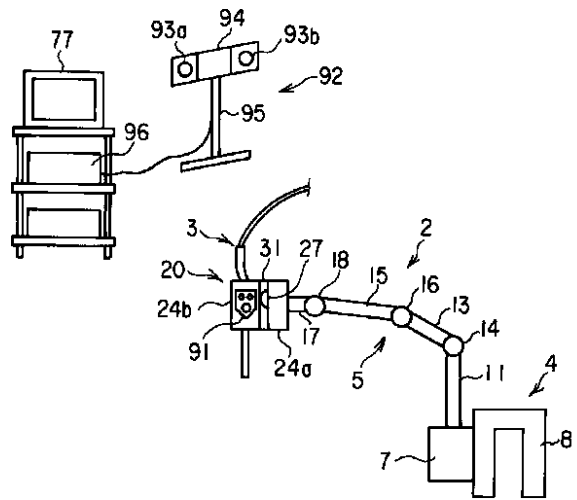
【図28】



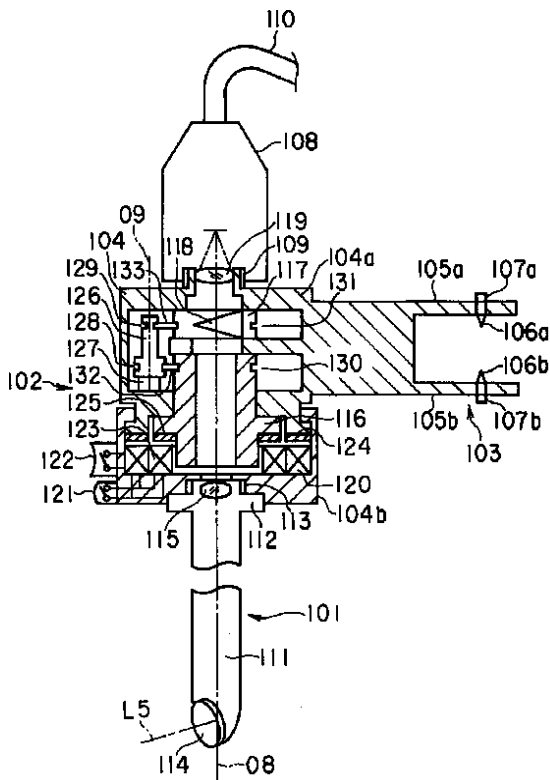
【図15】



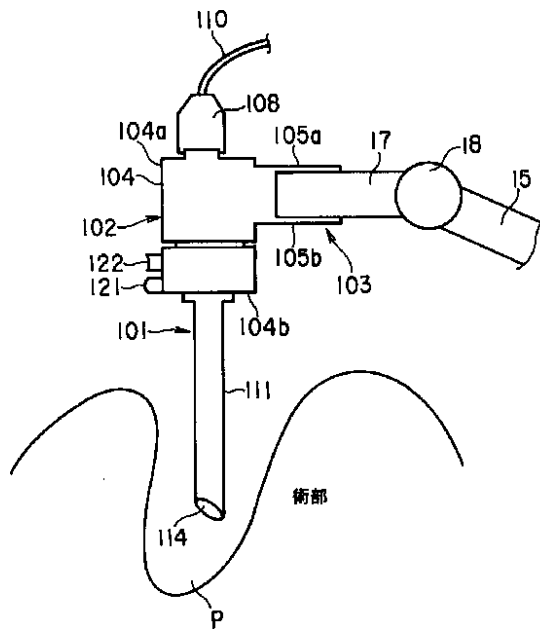
【図16】



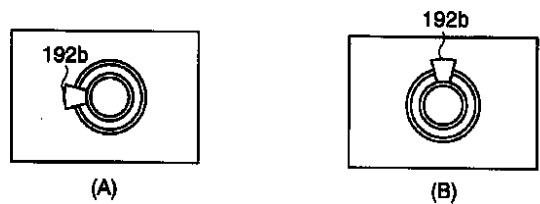
【図20】



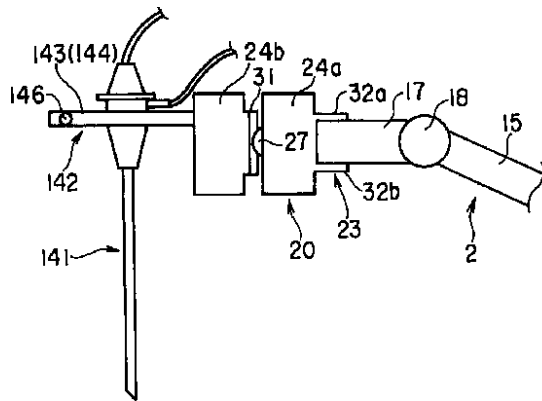
【図21】



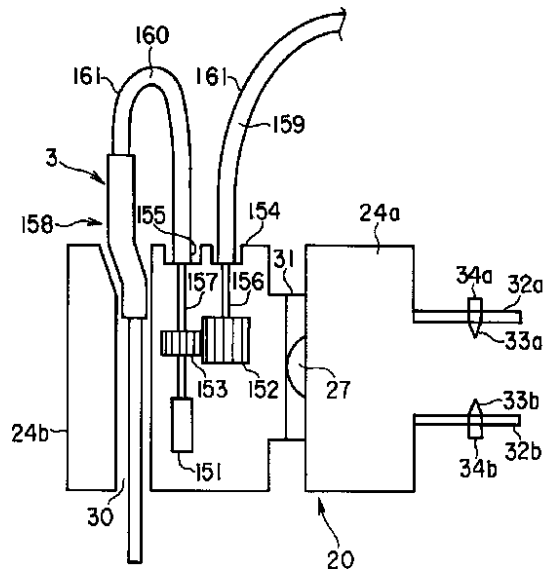
【図30】



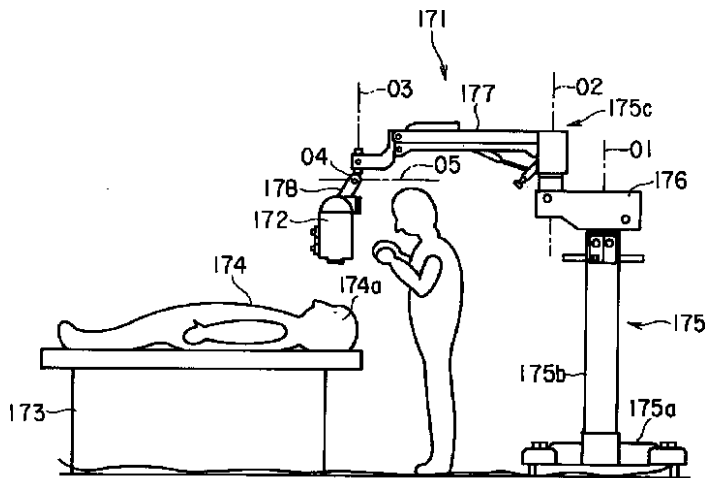
【図23】



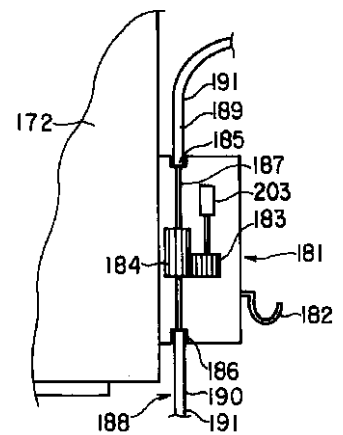
【図24】



【図25】



【図27】



フロントページの続き

- (72)発明者 中村 元一  
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ  
ンパス光学工業株式会社内
- (72)発明者 溝口 正和  
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ  
ンパス光学工業株式会社内

- (72)発明者 大野 渉  
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ  
ンパス光学工業株式会社内
- (72)発明者 塩田 敬司  
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ  
ンパス光学工業株式会社内
- (72)発明者 絹川 正彦  
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ  
ンパス光学工業株式会社内

专利名称(译)	超声波观察系统		
公开(公告)号	<a href="#">JP2002034980A</a>	公开(公告)日	2002-02-05
申请号	JP2000227481	申请日	2000-07-27
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパス光学工业株式会社		
[标]发明人	中西一仁 植田昌章 中村元一 溝口正和 大野涉 塩田敬司 絹川正彦		
发明人	中西一仁 植田昌章 中村元一 溝口正和 大野涉 塩田敬司 絹川正彦		
IPC分类号	A61B8/00 A61B8/12		
CPC分类号	A61B8/4209		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/12		
F-TERM分类号	4C301/BB13 4C301/BB26 4C301/EE16 4C301/FF02 4C301/GD10 4C601/BB03 4C601/BB05 4C601/BB09 4C601/EE13 4C601/FE08 4C601/GA17 4C601/GA21 4C601/GA29 4C601/GA30		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声波观察系统，其能够简化超声波探头的构造，防止超声波探头外径的大尺寸化以降低整个装置的成本，并且获得三维超声波图像。要观察的狭窄主体部分。解决方案：在可移动以在空间上自由定位的观察仪器支架2上，设置第一超声波探头支架20或第二超声波探头支架21，用于连接超声波探头以可拆卸地连接超声波探头3，以及直线用于第一超声波探头支架20的方向驱动机构25，或用于第二超声波探头支架21的旋转驱动机构39，以使超声波探头3相对地移动到镜体支架2上。

