

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4309683号
(P4309683)

(45) 発行日 平成21年8月5日(2009.8.5)

(24) 登録日 平成21年5月15日(2009.5.15)

(51) Int.Cl.

A 61 B 8/12 (2006.01)

F 1

A 61 B 8/12

請求項の数 4 (全 36 頁)

(21) 出願番号 特願2003-68453 (P2003-68453)
 (22) 出願日 平成15年3月13日 (2003.3.13)
 (65) 公開番号 特開2004-136066 (P2004-136066A)
 (43) 公開日 平成16年5月13日 (2004.5.13)
 審査請求日 平成18年2月1日 (2006.2.1)
 (31) 優先権主張番号 特願2002-84386 (P2002-84386)
 (32) 優先日 平成14年3月25日 (2002.3.25)
 (33) 優先権主張国 日本国 (JP)
 (31) 優先権主張番号 特願2002-240933 (P2002-240933)
 (32) 優先日 平成14年8月21日 (2002.8.21)
 (33) 優先権主張国 日本国 (JP)

(73) 特許権者 000000376
 オリンパス株式会社
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
 (74) 代理人 100076233
 弁理士 伊藤 進
 (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
 審査官 川上 則明

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】超音波観察システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

術部を光学観察する内視鏡と、前記術部を超音波観察する超音波プローブと、前記内視鏡及び前記超音波プローブの前記術部に対する3次元位置を規定する3次元位置決定手段と、を有する超音波観察システムにおいて、

前記超音波プローブの中心軸を中心にして前記超音波プローブを回転可能な状態で保持するものであって、前記内視鏡の中心軸と前記術部を含む平面と、前記超音波プローブによる超音波観察平面を略一致させた状態で保持する保持手段と、

前記保持手段に設けて前記超音波プローブを回転させる回転駆動手段と、

前記保持手段に設けて超音波プローブの回転角度を検出する検出手段と、

前記検出手段からの検出結果に基づいて、前記内視鏡の中心軸と前記術部を含む平面と、前記超音波プローブによる超音波観察平面との角度ズレをゼロとするように、前記回転駆動手段の駆動を制御する制御手段と、を設けたことを特徴とする超音波観察システム。

【請求項 2】

さらに、前記内視鏡の先端位置を前記超音波プローブによって観察される超音波観察範囲内に導く導入手段を設けたことを特徴とする請求項1に記載の超音波観察システム。

【請求項 3】

前記導入手段は、前記内視鏡の先端位置を前記超音波プローブによって観察される超音波観察範囲内における該超音波プローブの略中心軸上の点に導くことを特徴とする請求項2に記載の超音波観察システム。

【請求項 4】

前記導入手段は、夫々回転可能に設けられた複数のアームと、前記複数のアームの回転軸上に設けて夫々のアームの回転角度を検出する第2の検出手段とを有し、前記複数のアームの内、基端側のアームの先端部が前記保持手段取り付けられて構成したもので、

前記制御手段は、前記検出手段及び前記第2の検出手段との検出結果に基づいて、前記回転駆動手段の駆動を制御することを特徴とする請求項2又は請求項3に記載の超音波観察システム。

【発明の詳細な説明】**【0001】****【発明の属する技術分野】**

10

本発明は、術部の前方に存在する患部を超音波観察する超音波観察システムに係り、特に脳外科等における3次元超音波画像の抽出において使用される超音波観察システムに関する。

【0002】**【従来の技術】**

従来、脳神経外科手術においてより低侵襲に腫瘍を摘出する方法として、内視鏡が頻繁に使用されるようになってきている。

【0003】

このようなシステムとしては、内視鏡観察像を見ながら頭蓋内の治療部位に処置具を挿入し、腫瘍摘出等の処置が行われる。その際、内視鏡は、複数のアームと関節部を備えた医療用器具保持装置により、固定・支持がなされていた状態で使用される。頭蓋内は、神経、血管等の重要組織が複雑かつ微細に絡み合って構成されている。このため、前記保持装置は組織を傷付けないように内視鏡を微細かつスムーズに移動したり正確な位置に内視鏡を固定したりすることができる構成であることが望まれる。

20

【0004】

このような手術を行うために内視鏡を保持固定するシステムとして特開2001-258903号公報に記載の医療用機器保持装置がある。

【0005】

特開2001-258903号公報に記載の医療用機器保持装置では、手術台のサイドレールに設置部をスライド自在に係着している。この設置部には、支持アーム、上方支持部材、第1平行リンク機構を介して保持部傾斜機構であるリンク機構が設けられている。前記リンク機構に備えられた保持部は硬性鏡を保持している。このような構造により、保持装置の設置位置変えずに第1平行リンク機構及び保持部傾斜機構アームの変形により、硬性鏡の向きを変更することができるようになっている。

30

【0006】

また、硬性鏡を術部に導く手技は、頭蓋骨の一部を開頭した後、盲目的な作業になる。これを防止し、より確実に術部へ誘導するために、硬性鏡の先端をリアルタイムに観察する手段として、術中X線観察装置や、術中超音波観察装置が用いられる。

【0007】

一般に、超音波観察装置では、頭蓋骨の一部を開頭したのち、脳表に超音波振動子を内蔵した超音波プローブを当て、脳の一部分を観察する。

40

【0008】

このような超音波観察装置としては、特開2001-224595号公報や特開平11-206764号公報に記載のものがある。

【0009】

特開2001-224595号公報には、開孔の狭い部位にも挿入可能な超音波プローブが開示されており、この公報の図19及び図20に示すように、超音波プローブの挿入軸に対して、側方及び前方の観察が可能になっている。

【0010】

特開平11-206764号公報には、前方観察が不可能ないわゆる電子走査型の超音波ブ

50

ロープが開示されており、この公報の技術では、超音波プローブ先端を生体表面に当てるこことにより、生体表面から数センチ先の画像観察可能となっている。

【0011】

超音波観察において、術中、術者は2次元の断層画像（奥行き画像）を観察することになる。従って、超音波プローブを頭部に対して自由に移動させて、所望の観察部位を確認しながら、硬性鏡を術部へと導くことになる。

【0012】

ここで、一般に超音波観察は2次元断層像の観察となるが、腫瘍等の正確な位置、大きさを把握するためには、3次元画像での観察が望ましい。そのため、術者は、術中に超音波プローブを術部である脳表にあてた状態で、向きや位置をわずかに動かし、色々な状態の2次元画像を観察し、頭の中で3次元的な画像として理解する。

10

【0013】

また、特開平11-206764号公報に記載のように術者が頭の中で2次元画像から3次元画像をイメージする従来技術に対して、より簡単に3次元画像を得る方法として、特開平6-261900号公報に記載の先行例がある。

【0014】

特開平6-261900号公報に記載の超音波診断装置は、磁場発生手段と検出手段のうち少なくとも一方を前記超音波プローブの先端に配し、前記磁場発生手段が発生した磁場を前記検出手段が検出した検出値に基づいて、三次元画像構築手段が超音波プローブの先端または超音波振動子の相対的な位置座標を認識している。そして、この超音波診断装置は、術者の手による超音波プローブの挿抜中における超音波プローブの断層画像と前記位置座標を認識結果とにより三次元画像を構築している。

20

【0015】

【特許文献1】

特開2001-258903号公報

【0016】

【特許文献2】

特開2001-224595号公報

【0017】

【特許文献3】

特開平11-206764号公報

30

【0018】

【特許文献4】

特開平6-261900号公報

【0019】

【発明が解決しようとする課題】

前記した従来の特開平11-206764号公報に記載した超音波プローブを用いて、例えば観察対象物である腫瘍等の病巣部の3次元形状を把握しようとした場合、術者は超音波プローブを手で把持し、術部にその先端部を接触させて超音波プローブ先端を回転させるため、その超音波振動子の内蔵されている先端部が回転と同時に3次元的な位置ズレを生じる。そのため、表示される2次元の超音波観察画像は、超音波プローブの回転による画像の変化と位置ズレによって生じる画像の変化が融合した状態で変化するため、正確な3次元形状の把握が困難となる。さらに、超音波プローブ先端の位置ズレにより、表示される超音波画像は表示モニタ上の基準位置からも超音波プローブの移動に伴ってズレるため、術部の3次元形状の把握が更に難しくなる。

40

【0020】

特開平6-261900号公報に記載の超音波診断装置では、内視鏡の長軸方向に直交する2次元平面の断層像を断続的にスキャンし、3次元画像を自動で構築するため、特開平11-206764号公報に記載した超音波プローブの位置ズレに対する画像のズレは防止でき、食道のような、管腔組織に対して患部の3次元形状把握が確実に行える。しかし

50

ながら、脳神経外科手術においては開頭後にその直進方向深部の超音波観察を行う場合には内視鏡自体を挿入することが不可能である。従って、特開平6-261900号公報に記載したような超音波観察システムを使用する場合には、内視鏡の長軸方向を、術部へのアプローチ方向に対して直交して配置する必要があり、開頭範囲の非常に狭い脳神経外科手術においては到底使用することができなかった。

【0021】

また、超音波プローブで、例えば観察対象物としての内視鏡先端部を目的術部へとガイドする手段として使用し、この内視鏡先端部の3次元的な状況を把握しようとする場合も考えられる。このような場合、前記した従来の技術では、内視鏡の先端を術部に導くことは、その動きを患者の頭部に対して挿入直後から、術部へ至るまで、常に確認することで、確実に行える。そのためには、超音波で描出される2次元画像の向きを内視鏡の挿入軸を含む平面に概ね合わせる必要がある。

10

【0022】

特開2001-224595号公報や特開平11-206764号公報に記載の超音波観察装置を脳神経分野で用いた場合、画像を得るために、頭蓋骨を開け、脳表に超音波プローブを接触させる必要がある。ところが、脳神経分野では術部が非常に狭く、また、プローブを密着させる脳表自体、非常に重要組織であるため、婦人科等で用いられる超音波観察のように、体表上にプローブ先端を密着させ大きく自由に動かすことはできない。このため、術者の経験から超音波プローブの位置を確定し、固定したのち、内視鏡を挿入することになる。そのため、観察される画像もごく限られた範囲での2次元画像となる。

20

【0023】

図30はこのような従来の内視鏡と超音波プローブの位置による問題を示す説明図である。

【0024】

図30に示すように、仮に内視鏡501の挿入軸502と超音波プローブ511の中心軸512を含む平面A0と、超音波プローブ511が描出する超音波画像の2次元平面（超音波観察平面）B0に、角度θのズレが生じていた場合、内視鏡先端503は術部近傍に近づいて初めて超音波画像上に現れることになり、非常に不安な状態での内視鏡挿入となっていた。

【0025】

30

一方、手術によっては内視鏡挿入孔から超音波プローブを挿入し、その前方の画像情報を確認しながら、内視鏡を術部に導くこともある。

【0026】

この場合、術者は特開2001-224595号公報に示すような超音波プローブを患者頭部の開孔から、内視鏡と交互に挿入し術部へのアプローチを試みる。しかし、この場合、内視鏡と超音波プローブの形状の違いや、開孔の大きさなどの問題から、超音波画像の中心と内視鏡の中心にズレが生じやすい。そのため、内視鏡の術部へのアプローチのズレが生じたり、また、これを防止するために、非常に頻繁に超音波プローブと内視鏡の交換を行う必要が生じ、極めて煩雑な作業を繰り返す必要があった。

【0027】

40

本発明は、上記事情を鑑みてなされたものであり、観察対象物の術空間内における3次元的な状況を把握可能な超音波観察システムを提供することを目的とする。

【0028】

【課題を解決するための手段】

前記目的を達成するため請求項1に記載の超音波観察システムは、術部を光学観察する内視鏡と、前記術部を超音波観察する超音波プローブと、前記内視鏡及び前記超音波プローブの前記術部に対する3次元位置を規定する3次元位置決定手段と、を有する超音波観察システムにおいて、前記超音波プローブの中心軸を中心にして前記超音波プローブを回転可能な状態で保持するものであって、前記内視鏡の中心軸と前記術部を含む平面と、前記超音波プローブによる超音波観察平面を略一致させた状態で保持する保持手段と、前記

50

保持手段に設けて前記超音波プローブを回転させる回転駆動手段と、前記保持手段に設けて超音波プローブの回転角度を検出する検出手段と、前記検出手段からの検出結果に基づいて、前記内視鏡の中心軸と前記術部を含む平面と、前記超音波プローブによる超音波観察平面との角度ズレをゼロとするように、前記回転駆動手段の駆動を制御する制御手段と、を設けたことを特徴とする。

【0029】

請求項2に記載の超音波観察システムは、請求項1に記載の超音波観察システムにおいて、さらに、前記内視鏡の先端位置を前記超音波プローブによって観察される超音波観察範囲内に導く導入手段を設けたことを特徴とする。

【0030】

請求項3に記載の超音波観察システムは、請求項2に記載の超音波観察システムにおいて、前記導入手段は、前記内視鏡の先端位置を前記超音波プローブによって観察される超音波観察範囲内における該超音波プローブの略中心軸上の点に導くことを特徴とする。

請求項4に記載の超音波観察システムは、請求項2又は請求項3に記載の超音波観察システムにおいて、前記導入手段は、夫々回転可能に設けられた複数のアームと、前記複数のアームの回転軸上に設けて夫々のアームの回転角度を検出する第2の検出手段とを有し、前記複数のアームの内、基端側のアームの先端部が前記保持手段に取り付けられて構成したもので、前記制御手段は、前記検出手段及び前記第2の検出手段との検出結果に基づいて、前記回転駆動手段の駆動を制御することを特徴とする。

【0032】

【発明の実施の形態】

以下、本発明の実施の形態を図面を参照して説明する。

(第1の実施の形態)

図1乃至図5は本発明の第1の実施の形態に係り、図1は超音波プローブにより患部の超音波観察を行う超音波観察システムの要部を示す構成図、図2は超音波プローブによる患部の走査状態を示す説明図、図3は超音波プローブによって描出される超音波画像のモニタ上での第1の表示状態を示す説明図、図4は超音波画像のモニタ上での第2の表示状態を示す説明図、図5は超音波画像のモニタ上での第3の表示状態を示す説明図である。

【0033】

(構成)

図1において、超音波観察システム601は、超音波を送受信可能な超音波送受部を有し長尺な超音波プローブ611と、前記超音波送受部から発振する超音波の発振方向の任意の一方向を軸とし、その軸を中心に前記超音波プローブを回動操作可能な回動操作部としての保持部612とを含んでいる。

【0034】

保持部613は前記保持部612と一体で構成されている。該保持部613の先端には接触部614が構成されている。接触部614は、前記超音波送受部となっており、その内部に超音波の発信方向及び操作方向を考慮して形成された接触部614の先端形状に応じた複数の超音波振動子を有する。この場合、接触部614は、術部表面631に接触可能であり、内部の超音波振動子から患部Pに超音波の送受信を行なっている。

【0035】

保持具621は、前記超音波プローブ611を保持する保持手段であって、その一端側の先端部622には前記超音波プローブ611の保持部613に係合する固定枠623を有している。固定枠623は、固定ビス624によって前記保持部613を一体的に保持固定している。なお、超音波プローブ611の中心軸S1は、超音波振動子から発信される超音波発信方向の任意の一方向を示している。

【0036】

さらに、固定枠623は、前記超音波プローブ611の中心軸S1回りに回動自在となるように、ベアリング625を介して前記保持具621の先端部622に取り付けられている。つまり、前記固定枠623、ベアリング625及び先端部622は、前記超音波プロ

10

20

30

40

50

ープ 6 1 1 を中心軸 S 1 回りに回動自在にするための回転手段を構成している。

【 0 0 3 7 】

保持具 6 2 1 の他端は、図示しない手術ベットに設けられたフレームに、接続部によって取り付けられている。一方、この保持具 6 2 1 の一端は、前記先端部 6 2 2 に取付けられている。

【 0 0 3 8 】

つまり、保持具 6 2 1 は、前記回転手段である先端部 6 2 2 , 固定枠 6 2 3 及びベアリング 6 2 5 により回転自在に把持された超音波プローブ 6 1 1 を所定位置に位置決めする保持手段である。

【 0 0 3 9 】

また、保持具 6 2 1 は複数のアームを有し、更に、先端部 6 2 2 を 3 次元移動できるようにこれら複数のアームを物理的に結合する複数の関節を有し、前記超音波プローブ 6 1 1 を 3 次元移動可能に前記回転手段と接続された移動手段である。なお、複数のアームの内の 1 つのアーム 6 2 6 は、先端部 6 2 2 に複数の関節の内の 1 つの関節 6 2 7 を介して結合（接続）されている。また、これら複数の関節には前記超音波プローブ 6 1 1 の移動を規制するためのブレーキが適宜配置されており、移動規制手段を構成している。また、このブレーキとしては、例えば、電気的にブレーキのオン・オフを切り換えることができる電磁ブレーキが好ましい。この電磁ブレーキのオン・オフスイッチは、複数のアームの所望する位置にハンドスイッチとして、もしくは、術者の足元にフットスイッチとして設けられることが好ましい。

10

【 0 0 4 0 】

(作用)

このような第 1 の実施の形態において、術者は、まず、図 1 に示す患部 P (例えは脳腫瘍) の大きさや形状などを把握するために保持具 6 2 1 を操作して前記超音波プローブ 6 1 1 の接触部 6 1 4 を、図 2 に示すように、超音波により得られる二次元画像平面方向と同じ方向の走査方向 6 3 2 と患部 P の長さ L 1 1 の方向が一致した状態で術部表面 6 3 1 に接触させる。この時、図 3 に示すように、モニタ 6 4 1 の超音波観察画像 6 4 2 には患部 P の大きさが L 1 1 に相当する 2 次元平面の断層画像が表示される。

20

【 0 0 4 1 】

次に、術者は、超音波プローブ 6 1 1 の保持部 6 1 2 を手で把持して、超音波プローブ 6 1 1 を中心軸 S 1 回りの矢印 6 3 3 の方向に角度 α だけ回転させる。このとき、超音波プローブ 6 1 1 は固定枠 6 2 3 、ベアリング 6 2 5 を介して保持具 6 2 1 に把持されているので、接触部 6 1 4 、即ち、その中心軸 S 1 は、3 次元的に位置ズレすることなく回転される。例えば、 $\alpha = 45^\circ$ の場合、図 2 に示す前記超音波プローブ 6 1 1 の走査方向 6 3 2 と、患部 P の長さ L 1 2 が一致した状態となる。この時、図 4 に示すように、モニタ 6 4 1 の超音波観察画像 6 4 3 には患部 P の大きさが L 1 2 に相当する 2 次元平面の断層画像が表示される。

30

【 0 0 4 2 】

更に、 $\alpha = 90^\circ$ の場合、図 2 に示す前記超音波プローブ 6 1 1 の走査方向 6 3 2 は患部 P の長さ L 1 3 に一致する。この時、図 5 に示すように、モニタ 6 4 1 の超音波観察画像 6 4 4 には患部 P の大きさが L 1 3 に相当する 2 次元平面の断層画像が表示される。同様に、前記超音波プローブ 6 1 1 をその中心軸 S 1 の回りに $\alpha = 360^\circ$ まで断続的に回転させることにより、各角度 α での走査方向 6 3 2 を含む 2 次元平面の断層画像が前記モニタ 6 4 1 に表示される。

40

【 0 0 4 3 】

こうして、術者は、前記保持部 6 1 2 の回動操作に応じて前記超音波プローブ 6 1 1 で得られる $\alpha = 0^\circ$ から 360° まで被検体の超音波情報（2 次元平面の断層画像）を観察しながら、頭の中で前記被検体の 3 次元的な画像として理解し、すなわち、該被検体の 3 次元的な状況を把握することができる。

【 0 0 4 4 】

50

(効果)

このような第1の実施の形態によれば、観察対象物の術空間内における3次元的な状況を把握することができるようになる。つまり、前記超音波プローブ611の先端部となる接触部614の位置をずらすことなく、その中心軸S1回りに回転を可能にする回転手段を保持具621の先端部622に設けるといった簡単な構成で、患部の状態を3次元的な形状、大きさとして確実に捉えることが可能となる。

【0045】

また、前記超音波プローブ611は、保持具621によって常に位置がズレることなく保持できるので、術者は術部の処置を行っている際にも常に超音波観察画像を観察することができるようになり、より確実な患部の処置が可能となる。

10

【0046】

さらに、第1の実施の形態では、図31に示すブロック構成を付加することにより、簡単な構成で前記被検体の3次元画像を構築し、該被検体の3次元的な状況を把握することが可能である。

【0047】

具体的には、前記前記超音波プローブ611は、図31に示す超音波観測装置661に電気的に接続されている。該超音波観測装置661は、画像処理装置665に電気的に接続されており、前記保持部612の回動操作に応じて前記超音波プローブ611で得られる被検体の超音波情報(2次元画像情報や超音波プローブの位置情報等の情報)を画像処理装置665に供給する。

20

【0048】

なお、超音波プローブ611の位置情報は、後段で詳述する図6に示された構成により得られる。つまり、超音波プローブ611の位置情報は、図6に示された超音波プローブ651、この超音波プローブ651に設けられた複数の発光ダイオード656、この複数の発光ダイオード656の3次元的な位置を測定可能な3次元観測装置662、及びこの3次元観測装置で測定された前記複数の発光ダイオード656の位置の変更(変化)情報を基づいて超音波プローブ651(611)の位置情報を算出可能なワークステーション664により得ることができる。ワークステーション664からの超音波プローブ651(611)の位置情報は、画像処理装置665に供給される。

【0049】

画像処理装置665は、前記保持部612の回動操作に応じて超音波プローブ611で得られる被検体の超音波観察画像を表示するための処理を行うものであり、メモリ665aと3次元画像構築処理回路665bとを備えて構成されている。

30

【0050】

メモリ665aは、ワークステーション664からの超音波プローブ651(611)の位置情報及び前記保持部612の回転操作に応じて超音波プローブ611により得られる被検体の2次元超音波観察画像を記憶する。3次元画像構築処理回路665bは、該メモリ665aからの前記位置情報及び二次元超音波観察画像に処理を施して三次元画像を構築するための処理を行い、モニタ641(図3乃至図5に示すモニタ)に出力する。

【0051】

上記構成の超音波観察システムにおいては、図1に示す超音波観察システムと同様に、術者は、前記保持部612の回動操作に応じて前記超音波プローブ611で得られる $=0$ °から360°まで被検体の超音波情報(2次元平面の断層画像)を観察しながら、頭の中で前記被検体の3次元的な画像として理解することができるが、さらに、図31に示すブロック構成を付加することにより、前記保持部612の回動操作に応じて前記超音波プローブ611で得られる $=0$ °から360°まで被検体の超音波情報(2次元平面の断層画像や位置情報)を元に前記被検体の3次元画像を構築可能として前記モニタ641に表示する。

40

【0052】

つまり、従来超音波プローブ用いて被検体を3次元的画像として捕らえようとすると、進

50

退可能に設けられた超音波プローブにより、被検体に対しプローブの進退方向に2次元画像を撮っていき、それらの2次元画像を順に並べることで3次元画像を構築していた。つまりスライスした画像を積み重ねているイメージになっていた。

【0053】

これに対し、本例によれば、超音波プローブ611から発振する超音波の発振方向の任意の一方向を中心軸S1とし、その中心軸S1を中心に超音波プローブを回転させることができるので、被検体に対して超音波プローブ611を相対的に移動させるのではなく、一方から回転角度を変えて撮ることが可能となり、そのようにして得られた複数の2次元画像を元に、前記超音波観察装置661及び画像処理装置665を用いて前記任意の一方の軸を中心にして3次元画像の構築を行うようにしている。

10

【0054】

これにより脳などプローブの挿入が困難な部位に対しても3次元画像による超音波観測が可能となる。

【0055】

即ち、本例によれば、観察対象物の術空間内における3次元的な状況を把握することができるようになる。つまり、脳外科等における術部の前方に存在する患部を超音波観察する超音波観察システム601において、3次元超音波画像を簡単に描出することができるようになり、術者の負担を軽減して確実な患部の処置が可能になる。

【0056】

(第2の実施の形態)

20

図6乃至図10は本発明の第2の実施の形態に係り、図6は超音波プローブにより患部の超音波観察を行う超音波観察システムの要部を示す構成図、図7は超音波プローブによる患部の走査状態を示す説明図、図8は超音波プローブによって描出される超音波画像のモニタ上における第1の表示状態を示す説明図、図9は超音波画像の第2の表示状態を示す説明図、図10は超音波画像の第3の表示状態を示す説明図である。

【0057】

但し、図6乃至図10の第2の実施の形態の説明において、第1の実施の形態と同様の構成要素には同じ符号を付して説明を省略している。

【0058】

(構成)

30

図6に示すように、超音波観察システム602は、超音波プローブ651と、センサーム655と、超音波観測装置661と、3次元観測装置662と、ワークステーション664と、画像処理装置665と、モニタ666とを含んでいる。

【0059】

超音波プローブ651は、中心軸S1を中心に前記超音波プローブ651を回動操作可能な回動操作部としての保持部652を有している。

【0060】

接触部614は、保持部652の先端に構成され、その内部に超音波振動子を有する。

【0061】

また、前記超音波プローブ651の保持部652にはセンサーム655が取り付けられている。センサーム655の外周には複数個の発光ダイオード656が取り付けられている。複数個の発光ダイオード656は、前記超音波送受部としての接触部614に対して決められた位置（接触部614の先端から既知の距離離れた位置）に設けられた信号発生部となっている。つまり、信号発生部としての複数個の発光ダイオード656が予め中心軸S1及び接触部614の先端から既知の距離離れた位置に正確に位置決めされて設けられているので、これらの発光ダイオード656、後述する3次元観測装置662、及びワークステーション664によって、前記超音波プローブ651の中心軸方向及び接触部614の先端を示す位置情報を検出することができるようになっている。

40

【0062】

3次元観測装置662には、前記発光ダイオード656によって発せられる赤外光を受光

50

する受光カメラ 663a, 663b が取り付けられている。これにより、3次元観測装置 662 は、前記信号発生部からの信号を受信する受信部となっている。

【0063】

前記3次元観測装置 662 はワークステーション 664 に接続されている。ワークステーション 664 は、前記受信部から得られる信号発生部の情報、つまり、複数の発光ダイオード 656 の位置の変更情報（変化情報）、を元に前記超音波プローブの3次元位置及び姿勢を算出可能な第1の3次元位置算出手段となっている。

【0064】

これにより、前記センサーム 655、3次元観測装置 662 及びワークステーション 664 は、前記超音波プローブ 651 の先端部となる接触部 614 の患部 P に対する位置を規定する3次元位置決定手段となっており、いわゆるナビゲーション装置を構成している。
10

【0065】

画像処理装置 665 には超音波観測装置 661 及びワークステーション 664 が接続されている。

【0066】

画像処理装置 665 は、前記第1の実施の形態（図31参照）と略同様に、前記超音波プローブ 651 が回動操作され超音波観測により得られる述部の超音波観察画像を表示するための処理を行うものであり、メモリ 665a と3次元画像構築処理回路 665b とを備えて構成されている。
20

【0067】

メモリ 665a は、前記超音波プローブ 651 が回転操作され超音波観測により得られる超音波情報（2次元超音波観察画像）と、前記プローブ位置検出手段（第1の3次元位置算出手段）より得られるプローブ位置情報を記憶する。

【0068】

3次元画像構築処理回路 665b は、該メモリ 665a からのプローブ位置情報及び二次元超音波観察画像に処理を施して三次元画像を構築するための処理を行い、モニタ 666（図31参照）に出力する。

【0069】

なお、前記画像処理装置 665 は、超音波プローブ 651 の患部 P に対する位置ズレによって生じる超音波観察画像のモニタ 666 上での表示位置のズレを補正する画像表示制御手段として構成しても良い。
30

【0070】

（作用）

このような第2の実施の形態において、術者は、図6に示す前記超音波プローブ 651 の保持部 652 を手で保持し、術部表面 631 にその先端部の接触部 614 を当て、患部 P の超音波観察を行う。この時、図8に示すようにモニタ 666 の超音波観察画像 667 には、患部 P の断層画像が表示される。

【0071】

次に、術者が第1の実施の形態同様に超音波プローブ 651 をその中心軸 S1 回りに矢印 633 の方向に回転させる。この時、術者は超音波プローブ 651 を手で保持しているために、回転に伴って先端部の接触部 614 の位置がズレ、例えば図7に示すように、点 X10 から X11 まで距離 L21 だけのズレが生じる。3次元観測装置 662 は、センサーム 655 に取り付けられた発光ダイオード 656 が発光する赤外光を受光カメラ 663a, 663b によって受光しているので、発光ダイオード 656 の位置の変化を常に検出している。そしてワークステーション 664 によって、発光ダイオード 656 の位置変化量に基づいてズレ量 L21 が求められる。即ち、前記発光ダイオード 656 の位置が回転軸 S1 及び接触部 614 に対して既知の距離にて位置決めされていることから超音波プローブ 651 の先端部の接触部 614 の前記ズレ量 L21 が計算される。このズレ量 L21 は、画像処理装置 665 に出力される。合わせて超音波観測装置 661 から画像処理装置
40

665へ患部Pの超音波観察画像が出力されている。従来、このような場合、図9に示すようにモニタ666の超音波観察画像668には、術部表面631における超音波プローブ651の先端部の接触部614のズレに伴って、そのズレ量L21に相当する表示画像のズレ(例えばA10からA11)が発生する。

【0072】

しかしながら、第2の実施の形態においては、画像処理装置665により、そのズレ量L21が補正され、図10に示すように、モニタ666の超音波観察画像669には、点A10の位置に確実に患部Pの断層画像が表示される。即ち、第1の実施の形態と同様に、患部Pの断層画像は常に患部Pのモニタ666上での基準位置がズレることなく、超音波プローブ651の回転に応じてその走査方向632を含む2次元平面の断層画像としてモニタ666に表示される。10

【0073】

(効果)

このような第2の実施の形態によれば、観察対象物の術空間内における3次元的な状況を把握することができるようになる。つまり、いわゆるナビゲーション装置を組み合わせることにより、超音波プローブ651の回転に伴う位置ズレを補正できるため、術者は超音波プローブ651のフリーハンドでの使用が可能となり、従来の超音波プローブ651の操作感を損なうことがない。

【0074】

(第3の実施の形態)20

図11及び図12は本発明の第3の実施の形態に係り、図11は超音波プローブにより患部の超音波観察を行う超音波観察システムの全体構成を示す構成図、図12は超音波画像の表示状態を示す説明図である。

【0075】

但し、図11及び図12の第3の実施の形態の説明において、第2の実施の形態と同様の構成要素には同じ符号を付して説明を省略している。

【0076】

(構成)

超音波観察システム603は、超音波プローブ671と、外套管675と、超音波観測装置661と、3次元観測装置662と、ワークステーション664と、画像処理装置685と、モニタ686とを含んでいる。30

【0077】

外套管675は、前記超音波プローブ671が挿入され、その中心軸S1回りに超音波プローブ671を回転自在に保持している。外套管675の外周の一部にはセンサーム676が取り付けられている。センサーム676には少なくとも3つの発光ダイオード677が取り付けられている。これらの発光ダイオード677は、上述の第2の実施の形態と同様に前記超音波送受部としての接触部614に対して決められた位置(接触部614の先端から既知の距離離れた位置)に設けられており、また、中心軸S1に対しても位置決めにされている。これにより、少なくとも2つの発光ダイオード677によって、該超音波プローブ671の軸方向を検出することができる。また、3つの発光ダイオード677を用いることにより、超音波プローブ671全体の中心軸S1回りの回転量及び3次元位置を検出することが可能になる。40

【0078】

また、前記超音波プローブ671の保持部672には、超音波観測装置661を介して画像処理装置685へ、接触部614による走査方向632を含む2次元超音波観察画像の記憶データを入力する入力スイッチ678が設けられている。なお、前記入力スイッチ678は、前記保持部672上ではなく、前記外套管675上の操作し易い位置に設けても良い。

【0079】

また、第2の実施の形態と同様に、前記画像処理装置685には前記超音波プローブ6750

1の位置ズレに伴う画像のズレを補正すべくナビゲーション装置を構成するワークステーション 664 が接続されている。

【0080】

また、前記画像処理装置 685 は、前記第1の実施の形態と略同様に、図32に示すように、前記超音波観測装置 661 から入力される前記2次元超音波観察画像及び被検体の位置情報を記憶するメモリ 665a と、該メモリ 665a からの前記位置情報及び二次元超音波観察画像に処理を施して三次元画像を構築するための処理を行う3次元画像構築処理回路 685b とを備えて構成されている。3Dモニタ 686 は、前記画像処理装置 685 に接続されており、該画像処理装置 685 の出力信号に基づく画画像を表示する。

【0081】

10

(作用)

このような第3の実施の形態において、術者は、超音波プローブ 671 の外套管 675 を保持して、第2の実施の形態と同様にその接触部 614 を術部に接触させる。この状態で保持部 672 を外套管 675 に対して 360° その中心軸 S1 回りの矢印 633 の方向に回転させる。この時、第2の実施の形態と同様に、センサーム 676、3次元観測装置 662、ワークステーション 664 によって構成されるナビゲーション装置により超音波プローブ 671 の接触部 614 の位置ズレが補正された超音波観察が行われる。

【0082】

さらに、術者は、超音波プローブ 671 の保持部 672 に設けられた入力スイッチ 678 を押す。これにより、超音波プローブ 671 の走査方向 632 を含む2次元超音波観察画像が超音波観測装置 661 から画像処理装置 685 へ出力され、同時に画像処理装置 685 はワークステーション 664 からのプローブ先端位置のズレの補正情報から画像のズレ量を補正した後、メモリ 685a（図32参照）に記憶する。同様に、術者は、超音波プローブ 671 を中心軸 S1 回りの矢印 633 の方向に回転させながら入力スイッチ 678 を押す。これにより、超音波プローブ 671 の中心軸 S1 に対して断続的な回転に対応する2次元超音波観察画像が前記画像処理装置 685 のメモリ 685a に記憶される。

20

【0083】

そして、術者は、超音波プローブ 671 を 360° 回転させ、その全周にわたって2次元超音波観察画像をメモリ 685a に記憶させた後、画像処理装置 685 の3次元画像構築スイッチ（図示せず）を押す。すると、画像処理装置 685 は、3次元画像構築処理回路 685a によって、メモリ 685a に記憶された2次元超音波観察画像から3次元超音波観察画像を構築し、3Dモニタ 686 に画像信号を出力する。これにより、3Dモニタ 686 は図12に示すように患部 P の3次元超音波観察画像が表示される。

30

【0084】

(効果)

このような第3の実施の形態によれば、観察対象物の術空間内における3次元的な状況を把握することができるようになる。つまり、患部 P が3次元画像として表示されるので、より簡単、確実に患部の形状、大きさなどの状態を把握することができるようになる。また、超音波プローブ 671 を外套管 675 と本体の2体で構成し、センサーム 676 を外套管 675 に取り付け、超音波プローブ 671 の本体を外套管 675 に対して回転可能にしたことにより、より簡単に超音波プローブ 671 をその中心軸 S1 回りの矢印 633 の方向に回転させることができとなり、その結果、回転に伴う接触部 614 のズレが小さくなる。更に、前記ナビゲーション装置による超音波プローブ 671 の検出精度も向上し、より精度の高い3次元画像が構築できるようになる。

40

【0085】

(第4の実施の形態)

図13は本発明の第4の実施の形態に係る超音波プローブにより患部の超音波観察を行う超音波観察システムの要部を示す構成図である。

【0086】

但し、図13の第4の実施の形態の説明において、第1の実施の形態と同様の構成要素に

50

は同じ符号を付して説明を省略している。

【0087】

(構成)

図13において、超音波観察システム604は、超音波プローブ611と、保持部612とを含んでいる。

【0088】

保持具721は前記超音波プローブ611を保持する保持手段である。

前記保持具721の先端部722の内部には、第1の実施の形態と同様に超音波プローブ611の保持部613を保持固定する固定部723、モータ726、ギア728及びエンコーダ729を設けている。

10

【0089】

この場合、固定枠723は固定ビス724によって前記保持部613を一体的に保持固定している。

【0090】

また、固定部723の外周には、ギア725が形成されている。また、前記先端部722の内部にはモータ726が配置固定されている。モータ726の出力軸727にはギア728が取り付けられている。ギア728は前記固定部723の外周に設けられた前記ギア725に螺合する。

【0091】

更に、前記出力軸727には前記ギア728の回転角を検出するエンコーダ729が取り付けられている。例えば、ギア728とギア725とのギア比を1:1で構成すれば、前記ギア728の回転角が前記超音波プローブ611の中心軸S1回りの矢印633の方向の回転角となる。また、先端部722は前記モータ726を駆動する入力スイッチ730が設けられている。

20

【0092】

これにより、入力スイッチ730は、中心軸S1を中心に前記超音波プローブ611を回動操作可能な回動操作部となっている。

【0093】

(作用)

このような第4の実施の形態において、術者は第1の実施の形態と同様に、保持具721を操作して超音波プローブ611の接触部614を術部表面631に当て、患部Pの超音波観察を行う。この状態で保持具721の先端部722に設けられた入力スイッチ730をオンする。これによりモータ726が駆動され、ギア728を介して固定部723と超音波プローブ611がその中心軸S1回りの矢印633の方向に回転される。合わせてエンコーダ729により、超音波プローブ611の回転角が検出される。該エンコーダ729によって検出される超音波プローブ611の回転角が0°~360°の間ににおいて、図11に示した第3の実施の形態と同様に、画像処理装置685には超音波プローブ611からの2次元超音波観察画像が超音波観測装置661を介して出力されメモリに記憶される。

30

【0094】

これにより、第3実施の形態と同様に、図12に示す3Dモニタ686に3次元超音波観察画像が表示される。

40

【0095】

(効果)

このような第4の実施の形態によれば、観察対象物の術空間内における3次元的な状況を把握することができるようになる。つまり、保持具721の先端部に回転機構を構成し、超音波プローブ611の先端の接触部614を基準に位置がズレることなく360°回転できるので、より精度の高い3次元画像の描画が可能となる。

【0096】

(第5の実施の形態)

50

図14乃至図19は本発明の第5の実施の形態に係り、図14は内視鏡手術システムの全体構成を示す説明図、図15は超音波プローブの保持具への固定状態を示す説明図、図16は超音波プローブの画像描出平面を示す説明図、図17は内視鏡挿入軸と前記超音波プローブの画像描出面の関係を示す概念図、図18は超音波プローブによって描出される超音波画像の第1の説明図、図19は超音波プローブによって描出される超音波画像の第2の説明図である。

【0097】

(構成)

まず、図14を用いて本発明の超音波観察システムを適用した内視鏡手術システムの全体構成を説明する。

10

図14に示すように、内視鏡手術システム1は、内視鏡11と、超音波プローブ21と、保持具16, 26と、3次元位置観測装置31と、位置補正手段41とを有して構成されている。

【0098】

内視鏡11は、患者2の術部3を光学観察するものである。

超音波プローブ21は、前記術部3を超音波観察するものである。

3次元位置観測装置31は、後述するセンサーム32及び図示しないワークステーションと共にナビゲーション装置を構成している。また、このナビゲーション装置は、前記内視鏡11及び前記超音波プローブ21の前記術部3に対する3次元位置を規定する3次元位置決定手段を構成している。なお、3次元位置観測装置31、センサーム32及び図示しないワークステーションは、上述の第2, 3の実施の形態にて詳述した構成と同一構成を流用することができるので、本実施の形態における詳細な説明は省略する。

20

【0099】

位置補正手段41は、前記超音波プローブ21の中心軸22を中心にして前記超音波プローブ21を回転可能な状態で保持し、前記超音波プローブ21が描出する超音波画像の2次元平面(超音波観察平面)を前記超音波プローブ21の中心軸22を中心にして回転させることで、前記内視鏡11の中心軸12と前記術部3を含む平面と、前記超音波プローブ21による超音波観察平面を略一致させるようになっている。

【0100】

以下、内視鏡手術システム1についてさらに詳細に説明する。

30

内視鏡11は、細径の挿入部13と接眼レンズ部14とTVカメラ15とから構成されている。

【0101】

内視鏡観察像は、挿入部13の先端部19に設けられた対物レンズおよび、図示しない内部のリレー光学系により接眼レンズ部14に導かれ、接眼レンズ部14により拡大される。

【0102】

内視鏡11の接眼レンズ部14にはTVカメラ15が光学的に接続されている。

【0103】

TVカメラ15は、接眼レンズ部14が拡大した内視鏡観察像を撮像し、図示しないTVカメラ駆動ユニット及びモニタによって、該モニタの画面上に内視鏡観察画像として表示する。

40

【0104】

保持具16は、該内視鏡11を3次元的に自由に把持固定する。また、保持具16は図示しない手術ベットに設けられたフレーム17に接続部18によって取り付けられている。

【0105】

超音波プローブ21は、上述の第1ないし4の実施の形態にて詳述した超音波プローブと同様の前方走査型になっており、挿入部となる超音波観測部24の先端部25の前方を走査して超音波画像を描写する。

【0106】

50

超音波プローブ21は、保持具26の一端に設けられた位置補正手段41によって把持固定されている。保持具26の他端は図示しない手術ベットに設けられたフレーム27に接続部28によって取り付けられている。

【0107】

一方、前記内視鏡11にはナビゲーション装置を構成するセンサーム32が取り付けられている。センサーム32は、赤外光を発する発光ダイオード（以下、LEDと呼ぶ）33が3個設けられている。これらのLED33は、前記内視鏡11の先端部19に対して決められた位置（内視鏡11の先端から既知の距離離れた位置）で設けられており、また、中心軸12に対しても位置決めされている。これにより、これら3つのLED33によって、該内視鏡11の軸方向及び先端部19の位置を検出することができる。

10

【0108】

ナビゲーション装置を構成する3次元位置観測装置31は、赤外線受光部34、35によりセンサーム32の3個のLED33からの赤外線を検出するようになっている。3次元位置観測装置31は、図示しないワークステーションとの組合せにより、赤外線の検出結果から受光前記センサーム32の位置や向きを、即ち内視鏡11の先端位置及びその中心軸12を計測し、モニタ等に、患者頭部に対する内視鏡11の先端位置を表示する。なお、ナビゲーション装置に関する詳細な技術的事項については、上述の第2、3の実施の形態にて説明しているので、ここでは省略する。

【0109】

前記超音波プローブ21にはセンサーム36が取り付けられている。センサーム36は、赤外光を発するLED37が3個設けられている。これらのLED37は、前記超音波プローブ21の先端部25に対して決められた位置（超音波プローブ21の先端から既知の距離離れた位置）で設けられており、また、中心軸22に対しても位置決めされている。これにより、これら3つのLED37によって、該超音波プローブ21の軸方向及びプローブ21の先端部25の位置を検出することができる。

20

【0110】

3次元位置観測装置31は、内視鏡11の場合と同様に、赤外線受光部34、35によりセンサーム36の3個のLED37からの赤外線を検出し、この赤外線の検出結果から前記センサーム36の位置や向きを、すなわち超音波プローブ21の先端位置及び中心軸22を計測する。

30

【0111】

なお、本実施の形態では、前記接続部18、28は、基準となるポジションで位置決め固定されており、そのため、それぞれ位置決めされた前記LED33、37からの赤外光を用いることで、前記内視鏡11及び超音波プローブ21の軸方向、内視鏡11の先端部19の位置及び超音波プローブ21の先端部25の位置の検出が可能である。

【0112】

次に、図15及び図16を用いて超音波プローブ21と保持具26との接続状態について説明する。

【0113】

図15に示すように、前記超音波プローブ21は、保持部23と、超音波観測部24から構成されている。超音波観測部24は、その先端部25に超音波振動子及び音響レンズを内蔵し、体腔内への挿入が可能となっている。

40

【0114】

図16に示すように、超音波観測部24により超音波観測される画像描出面B1は角度1を有する2次元で、その向きは前記先端部25の長手方向と略一致している。

【0115】

図15に示すように、超音波プローブ21の保持部23は保持具26の一端に設けられた位置補正手段41によって把持固定されている。なお、この図15においては、超音波プローブ21に設けられた構成であるセンサーム36及びLED37を省略している。

【0116】

50

位置補正手段41は、把持部42、軸受け43，44、保持具26の先端部45によって構成されている。

【0117】

把持部42は前記保持部23を一体的に取り付け可能になっている。

先端部45は、リング状に形成され、このリング形状の内側に軸受43，44を介して把持部42を中心軸22回りに回動自在に取り付けている。

【0118】

(作用)

このような第5の実施の形態において、術者は、図14に示す3次元位置観測装置31により内視鏡11の先端部19の位置を確認しながら、保持具16を操作し、内視鏡11の中心軸12を術部3の方向に合わせる。同様に3次元位置観測装置31により超音波プローブ21の中心軸22を術部3の方向に合わせ、術部3の画像が描写できるまで、中心軸22に沿って、超音波プローブ21の超音波観測部24を患者2の体腔内に挿入する。これにより、モニタ等の超音波画像上に術部3の画像が描写される。10

【0119】

次に術者は、内視鏡11を術部3に目掛けてその中心軸12方向に挿入するが、この時、図16及び図17に示すように、前記超音波プローブ21の画像描出面B1と前記内視鏡11の中心軸12と超音波プローブ21の中心軸22を含む平面A1に角度1のズレがある場合、内視鏡11の先端部19が超音波プローブ21の画像描出面B1と交差しない限り、図18に示すように、モニタの画面4に表示される超音波画像46上には、術部3の映像47が表示されるが、内視鏡11の先端部19は描出されない。そこで、術者は、前記超音波プローブ21を把持部42ごと、軸受43，44により保持具26に対して、図17に示す中心軸22回りの矢印30方向に角度1分だけ回転させる。これにより、超音波プローブ21の画像描出面B1上で、且つ、超音波プローブ21から送出される超音波が走査される範囲(角度1)に内視鏡11の先端部19が位置していれば、図19に示すように、超音波画像46上には内視鏡11の先端部19が輝点48として描出される。よって、術者は超音波画像46を確認しながら、内視鏡11を術部3へ挿入する。20

【0120】

また、内視鏡11の先端部19が、超音波プローブ21の2次元画像平面とねじれ位置にある場合には、前記超音波プローブ21を中心軸22を中心として徐々に回転させることにより、合わせ込みを行うことも可能である。30

【0121】

(効果)

このような第5の実施の形態によれば、内視鏡11及び超音波プローブ21をそれぞれ保持具16，26で保持したことにより、各々の自由度を確保でき、容易に内視鏡11の中心軸12と超音波プローブ21の中心軸22を術部3に合わせることが可能となる。

【0122】

また、観察対象物の術空間内における3次元的な状況を把握することができるようになる。つまり、超音波プローブ21は、軸受け43，44を介して保持具26に取り付けられているため、超音波プローブ21の中心軸22方向へのズレを無くすことができるようになり、超音波プローブ21を容易にその中心軸22回りに回転させることができるようになる。これにより、超音波プローブ21による超音波画像46上には内視鏡11の先端部19を確実に表示できるようになり、内視鏡11の先端部19の動きの観察をより確実に行うことができ、内視鏡11の先端部19をより確実に術部に導くことが可能になる。これにより、手術の作業効率を向上できるようになる。40

【0123】

なお、本実施の形態では、前記3次元位置観測装置31を利用して超音波プローブ21及び内視鏡11のナビゲーションを行う構成について説明したが、例えば前記3次元位置観測装置31を用いずに超音波観察システムを構成しても良く、この場合、前記超音波プローブ21を中心軸22に対して適宜回転させることで徐々に合わせ込みを行えば、50

図19に示すように超音波画像46上に内視鏡11の先端部19が輝点48として描出させることができるようになる。

(第6の実施の形態)

図20乃至図22は本発明の第6の実施の形態に係り、図20は本実施の形態における内視鏡手術システムの全体構成を示す説明図、図21は超音波プローブの斜視図、図22は超音波プローブの保持具への固定状態を示す断面図である。

【0124】

但し、図20乃至図22の説明においては、第5の実施の形態と同様の構成要素に同じ符号を付して説明を省略している。

【0125】

10

(構成)

まず、図20を用いて内視鏡手術システムの全体構成を説明する。

図20に示すように、内視鏡手術システム5は、内視鏡11と、超音波プローブ81と、保持具51と、制御部52とから構成されている。

【0126】

保持具51は、第5の実施の形態と同様に図示しない手術ベット等に取り付けられ、前記内視鏡11及び超音波プローブ81を保持する。

【0127】

さらに詳細に説明すると、保持具51は、内視鏡11を取り付ける内視鏡用アーム部53と、超音波プローブ81を取り付ける超音波プローブ用アーム部54と、内視鏡用アーム部53と超音波プローブ用アーム部54を支持する支持アーム部55とから構成されている。

20

【0128】

支持アーム部55は、一端側が手術ベット等に取り付けられ、他端側に内視鏡用アーム部53と超音波プローブ用アーム部54を取り付ける取付部56を有している。支持アーム部55は、取付部56を3次元的に位置調整可能にしている。

【0129】

内視鏡用アーム部53は、アーム61, 62, 63から構成されている。アーム61, 62, 63は、それぞれ回転軸71, 72, 73回りに回転可能になっている。アーム61, 62, 63の回転軸71, 72, 73上には、各アームの回転角度を検出するエンコーダが取り付けられている。

30

【0130】

内視鏡保持部64は一端が前記アーム63に対して軸74回りに回転可能に取り付けられている。内視鏡保持部64の他端側には前記内視鏡11が一体的に取り付けられている。また、その回転軸74上には前記アーム63に対する内視鏡保持部64の回転角度を検出するエンコーダが取り付けられている。

【0131】

超音波プローブ用アーム部54は、アーム65, 66, 67から構成されている。アーム65, 66, 67は、それぞれ回転軸71, 75, 76回りに回転可能になっており、その回転軸上には、各アームの回転角度を検出するエンコーダが取り付けられている。超音波プローブ保持部68は、一端が前記アーム67に対して軸77回りに回転可能に取り付けられている。超音波プローブ保持部68の他端側には前記超音波プローブ81が一体的に取り付けられている。超音波プローブ保持部68の回転軸77上には前記アーム67に対する超音波プローブ81の回転角度を検出するエンコーダが取り付けられている。

40

【0132】

また、制御部52は、保持具51の回転軸71, 72, 73, 74, 75, 76, 77に取り付けられたエンコーダと電気的に接続されている。制御部52は、前記各エンコーダからの出力値により、内視鏡保持部64及び超音波プローブ保持部68の3次元的な位置及び向きを算出する演算回路によって構成されている。このような構成により、第6の実施の形態では、前記内視鏡11及び超音波プローブ81の前記術部3に対する3次元位置(

50

前記各エンコーダ)を規定する3次元位置決定手段が前記保持手段の保持具51に設けられてる。

【0133】

また、図21に示すように、超音波プローブ81の把持部83には、その中心軸86が超音波プローブ81の画像抽出面B1内に配置されるように設けられた位置決め部87(突起部、突出部)が取り付けられている。この場合、位置決め部87の中心線と前記中心軸86とを結んで形成される平面は、前記画像抽出面B1と一致することが好ましい。

【0134】

図22を用いて、超音波プローブ81の超音波プローブ保持部68への取り付け構造について説明する。

10

【0135】

図22に示すように、固定部92上には、位置決め部87と係合もしくは嵌合する係合部(嵌合部)100が設けられている。係合部(嵌合部)100は前記位置決め部87と係合、もしくは、嵌合して超音波プローブ81を一体的に固定する。なお、位置決め部87は、超音波プローブ81の先端部25から既知の距離離れて設けられている。したがって、位置決め部87は、固定部92と係合もしくは嵌合して超音波プローブ保持部68に対して回転可能に固定されている。つまり、超音波プローブ81の先端部25は、超音波プローブ保持部68に対して所定の距離に固定される。

【0136】

超音波プローブ保持部68は、開孔部95を有しており、この開孔部95の内側に軸受93,94を介して固定部92を中心軸22回りに回動自在に取り付けている。

20

【0137】

固定部92の外周にはギヤ96が一体的に取り付けられている。モータ97は前記超音波プローブ保持部68内に固定されている。モータ97の出力軸にはギヤ98が、前記ギヤ96とかみ合うべく取り付けられている。また、該モータ97の出力軸上にはエンコーダ99が取り付けられている。このエンコーダ99は、例えば、組み付けの初期設定時点で係合部(嵌合部)100の回転位置とのキャリブレーションが取られている。したがって、位置決め部87が係合部(嵌合部)100に係合もしくは嵌合された状態において、超音波プローブ81の先端部25から送出される超音波の走査方向は、エンコーダ99の出力に基づいて常に把握することができる。

30

【0138】

第6の実施の形態における位置補正手段91は、前記位置決め部87、固定部92、軸受93,94、ギヤ96、モータ97、ギヤ98、エンコーダ99によって構成されている。

【0139】

このような構成により、位置補正手段91は、前記エンコーダからなる検出手段からの検出結果に応じて、前記超音波プローブ81をその軸中心に回転させる回転機構からなっている。前記回転機構は、前記エンコーダによる検出手段からの検出結果に応じて規定される設定位置に自動で動作する。

【0140】

40

(作用)

このような第6の実施の形態において、術者は、保持具51のアーム65,66,67及び超音波プローブ保持部68をそれぞれの回転軸71,75,76,77回りに回転させ、超音波プローブ81の中心軸22の向きを術部3に合わせる。この時、第5の実施の形態と同様に、超音波画像上に術部3の画像が描出される。次に、保持具51のアーム61,62,63及び内視鏡保持部64をそれぞれの回転軸71,72,73,74回りに回転させ、内視鏡11の中心軸12を、述部3近傍に画像抽出面B1を形成している超音波プローブ81の中心軸22の位置に合わせる。

【0141】

ここで、術者は、図示しない入力スイッチをONすることにより、前記保持具51の制御

50

部 5 2 は、回転軸 7 1 , 7 2 , 7 3 , 7 4 に組み込まれたエンコーダからの出力値（回転角度）により、内視鏡 1 1 の中心軸 1 2 の 3 次元的な位置を算出する。続いて回転軸 7 1 、7 5 , 7 6 , 7 7 に組み込まれたエンコーダからの出力値（回転角度）により超音波プローブ 8 1 の中心軸 2 2 の 3 次元的な位置を算出する。さらにエンコーダ 9 9 からの出力値により、超音波プローブ 8 1 の位置決め部 8 7 の中心軸 8 6 、すなわち、画像描出面 B 1 の超音波プローブ 8 1 の中心軸 2 2 に対する回転角度が算出される。

【 0 1 4 2 】

ここで、第 5 の実施の形態の図 1 7 のように、内視鏡 1 1 の中心軸 1 2 、超音波プローブ 8 1 (図 1 7 の場合、超音波プローブ 2 1) の中心軸 2 2 を含む平面 A 1 に対して、画像描出面 B 1 が角度ズレ 1 を有している場合、図示しないモーター駆動電源及び駆動回路によって、モータ 9 7 が駆動される。モータ 9 7 の駆動によりギヤ 9 8 が回転され、これによりギヤ 9 6 を回転させ、すなわち超音波プローブ 8 1 が中心軸 2 2 回りに回転される。この時、前述の前記保持具 5 1 の制御部 5 2 により、エンコーダ 9 9 からのギヤ 9 8 の回転角度検出結果に応じて、前記角度ズレ 1 が “ 0 ” になった時点で、モータ 9 7 の駆動が停止される。

【 0 1 4 3 】

この時、超音波プローブ 8 1 の画像描出面 B 1 上で、且つ、超音波プローブ 8 1 から送出される超音波が走査される範囲（角度 1 ）に内視鏡 1 1 の先端部 1 9 が位置していれば、超音波画像上には内視鏡 1 1 の先端部が輝点として表示されるが、内視鏡 1 1 の中心軸 1 2 と超音波プローブ 8 1 の中心軸 2 2 を含む平面上に術部 3 の中心が存在しない場合、描出される術部 3 の画像はモータ 9 7 が駆動される以前の超音波画像に比べて小さい範囲での描出になる。そこで、術者は再度、保持具 5 1 を操作して超音波プローブ 8 1 及び内視鏡 1 1 の位置を微調整し、再度上述の操作を繰り返す。これにより、超音波プローブ 8 1 による画像描出面 B 1 、内視鏡 1 1 の中心軸 1 2 及び術部 3 の中心が同一平面上に配置される。この状態で、術者は、超音波画像を確認しながら、内視鏡 1 1 を術部 3 へ挿入する。

【 0 1 4 4 】

(効果)

第 6 の実施の形態によれば、観察対象物の術空間内における 3 次元的な状況を把握することができるようになる。つまり、超音波プローブ 8 1 及び内視鏡 1 1 の 3 次元的な位置情報に応じて、自動で超音波プローブ 8 1 による画像描出面 B 1 の向きが調整されるため、簡単に超音波プローブ 8 1 による画像描出面 B 1 上に内視鏡 1 1 の中心軸 1 2 を合わせることができるようになる。さらに、第 5 の実施の形態のように大掛かりな 3 次元位置観測装置を必要としないため、手術室の煩雑化をさらに防ぐことができるようになる。

【 0 1 4 5 】

なお、本実施の形態においては、内視鏡 1 1 及び超音波プローブ 8 1 を一つの保持具 5 1 で保持したが、図 1 4 に示すように、それぞれ別の保持具で保持するとともに、各々の保持具の基準を初期設定（キャリブレーション）するように構成しても良い。すなわち、各保持具を基準となるポジションにて位置決めを行うとともに、その基準となるポジションにおける内視鏡 1 1 及び超音波プローブ 8 1 の先端位置を 3 次元的に検出して特定し、図示しないメモリ等の記録媒体に記録しておくことにより、初期設定を行うことができるの 40 で、上記第 6 の実施の形態と同様の効果を得ることができるようになる。

【 0 1 4 6 】

さらに、本実施の形態では、前記内視鏡 1 1 及び超音波プローブ 8 1 の各中心軸の合わせ込み動作を自動で行うことも可能である。このような構成例が図 3 3 に示されている。

【 0 1 4 7 】

図 3 3 に示すように、本例の超音波観察システムでは、内視鏡 1 1 の内視鏡用アーム部 5 3 の各関節部位（詳しくはアーム 6 1 , 6 2 , 6 3 の各回転軸 7 1 , 7 2 , 7 3 近傍、及び内視鏡保持部 6 4 の軸 7 4 近傍）に駆動手段としてのモータ 7 1 a , 7 2 a , 7 3 a , 7 4 a をそれぞれ組み付けて構成されている。

10

20

30

40

50

【0148】

モータ71aは、アーム61の回転軸71近傍に設けられ、該アーム61を回転軸71を軸にして回転駆動させる。モータ72aは、アーム62の回転軸72近傍に設けられ、該アーム62を回転軸72を軸にして回転駆動させる。モータ73aは、アーム63の回転軸73近傍に設けられ、該アーム63を回転軸73を軸にして回転駆動させる。モータ74aは、内視鏡保持部64の軸74上に設けられ、該内視鏡保持部64を軸74を軸にして回転駆動させる。

【0149】

これら各モータ71a, 72a, 73a, 74aは、前記制御部52と電気的に接続されており、前記制御部52によって駆動制御される。

10

【0150】

上記構成の超音波観察システムにおいては、例えば内視鏡11の中心軸が超音波プローブ81の画像抽出面B1に対し捻れ位置にある場合、制御部52は、超音波プローブ81の中心軸22と内視鏡11の中心軸とが交差するように、前記各モータ71a, 72a, 73a, 74aを駆動制御して、各アーム61, 62, 63及び内視鏡保持部64を回転させる。こうして、制御部52による駆動制御によって、内視鏡11の中心軸と超音波プローブ81の中心軸22とが一致することになる。なお、この場合、前記内視鏡11は、予め頭外で移動させ、その後、術部3へ中心軸方向に挿入することになる。

【0151】

これにより、前記第6の実施の形態における超音波プローブ81の中心軸22と内視鏡11の中心軸との合わせ込み動作を、簡単な構成且つ低コストで自動的に行うことが可能となり、手術の作業効率向上化に大きく寄与する。

20

【0152】

また、本例では、前記制御部52に、LEDやブザー等を有する表示部52aが設けられており、制御部52は、前述したように内視鏡11の中心軸と超音波プローブ81の中心軸22とが一致したときに、この表示部52aが有するLEDを点灯させ、あるいはLED点灯と同時にブザーにより音を再生するように制御する。これにより、簡単な構成で内視鏡11の中心軸と超音波プローブ81の中心軸22とが一致した状態を術者に即座に認識させることが可能となる。

【0153】

30

なお、前記表示部52aは、LED表示、ブザーの他に、さらに文字情報を表示して術者に知らしめるように構成しても良い。

【0154】

(第7の実施の形態)

図23乃至図25は本発明の第7の実施の形態に係り、図23は超音波プローブの斜視図、図24は超音波プローブを一部切り欠いて示す断面図、図25は超音波プローブによって描出される超音波画像の説明図である。

【0155】

但し、図23乃至図25の説明においては、第5及び第6の実施の形態と同様の構成要素に同じ符号を付して説明を省略している。

40

【0156】

(構成)

図23及び図24に示すように、内視鏡手術システム101は、内視鏡111と、超音波プローブ121とを有して構成されている。

【0157】

前記超音波プローブ121は、保持部123と、超音波観測部24から構成されている。

【0158】

前記超音波プローブ121の把持部123には、内視鏡挿入孔131が設けられている。内視鏡挿入孔131の中心軸132は、超音波プローブ121の中心軸22に略平行、かつ、超音波観測される画像抽出面B1と同一平面内になるようになっている。また、該内

50

視鏡挿入孔 131 の内径 133 と前記内視鏡 111 の挿入部 113 の外径 120 は、各々の中心軸 112、132 が略一致するよう、嵌合する関係になっている。

【0159】

このような構造により、内視鏡挿入孔 131 は、前記内視鏡 111 の先端位置を前記超音波プローブ 121 によって観察される超音波観察範囲内に導く導入手段となっている。

【0160】

なお、図 23 及び図 24においては、内視鏡挿入孔 131 は把持部 123 に対して、一面が開口したいわゆる切り欠きであるが、完全な孔であっても良い。また、超音波プローブ 121 の保持は手で保持しても、第 5 の実施の形態に示した保持具 26 を用いても良い。

【0161】

(作用)

図 24 に示すように、術者は、術部 3 の位置を確認するために、超音波プローブ 121 を術部 3 に向かって挿入する。この時、第 5 及び第 6 の実施の形態と同様に、図 25 に示す超音波画像 46 上に術部 3 の画像 47 が描出される。次に、術部 3 の位置を超音波画像 46 で確認しながら、内視鏡 111 の挿入部 113 を超音波プローブ 121 の内視鏡挿入孔 131 に挿入する。挿入部 113 が中心軸 132 に沿って術部 3 へ向かい挿入され、その先端 119 が超音波観察される画像描出面 B1 に到達したとき、図 25 に示すように超音波画像 46 上に輝点 148 として描出される。

【0162】

この後、術者は超音波画像 46 により術部 3 及び内視鏡 11 の先端部 19 を確認しながら、内視鏡 11 を術部 3 へと導く。

【0163】

(効果)

第 7 の実施の形態によれば、超音波プローブ 121 の把持部 123 に画像描出面 B1 と同一平面にその中心軸が配置される内視鏡挿入孔 131 を設けるといった簡単な構成で、内視鏡 111 を確実に術部 3 に導くことが可能となる。また、超音波観察している方向から内視鏡 111 が挿入されるため、術部 3 に対するオリエンテーションが取りやすい。

【0164】

(第 8 の実施の形態)

図 26 は本発明の第 8 の実施の形態に係る内視鏡と超音波プローブとを一部切り欠いて示す断面図である。

【0165】

但し、図 26 の説明においては、第 5 乃至第 7 の実施の形態と同様の構成要素に同じ符号を付して説明を省略している。

【0166】

(構成)

図 26 に示すように、内視鏡手術システム 201 は、内視鏡 111 と、超音波プローブ 221 とを有して構成されている。

【0167】

前記超音波プローブ 221 は、保持部 223 と、超音波観測部 24 から構成されている。

【0168】

前記超音波プローブ 221 の把持部 223 の基端側には、外径方向に突出する突出部 230 が設けられている。突出部 230 には内視鏡 111 の挿入部 113 と嵌合を成す内視鏡挿入孔 231 が設けられている。

【0169】

また、内視鏡挿入孔 231 の中心軸 232 及び内視鏡 111 の中心軸 112 は超音波画像の画像描出面 B1 (図 24 参照) と同一平面内において超音波観測部 24 の中心軸 22 と一定の角度 α を有している。中心軸 112 と中心軸 22 の交差点 X1 は超音波プローブ 221 の画像描出が確実に行える距離 (いわゆる浸透度範囲) である先端部 25 からの距離 L1 の位置となるようになっている。

10

20

30

40

50

このような構造により、内視鏡挿入孔 231 は前記内視鏡 111 の先端位置を前記超音波プローブ 221 によって観察される超音波観察範囲内における該超音波プローブ 221 の略中心軸 22 上の点 X1 に導く導入手段となっている。

【0170】

(作用)

このような第 8 の実施の形態において、術者は、第 7 の実施の形態と同様に、超音波プローブ 221 を術部 3 (図 24 参照)に向かって挿入し、超音波画像により術部 3 の位置を確認する。次に、術部 3 の位置を超音波画像で確認しながら、内視鏡 111 の挿入部 113 を超音波プローブ 221 の内視鏡挿入孔 231 に挿入する。これにより挿入部 113 は中心軸 112 に沿って術部 3 へ向かって挿入され、その先端部 119 が超音波観察される画像描出面 B1 (図 24 参照)に到達したとき、第 7 の実施の形態と同様に、超音波画像上に輝点として描出される。次に、術者は、術部 3 の中心と、超音波プローブ 221 と内視鏡 111 と中心軸 22, 112 の交差点 X1 が略一致するように、超音波プローブ 221 の位置を微調整しながらゆっくりと内視鏡 111 の挿入を進める。これにより、内視鏡 111 の先端部は確実に術部 3 の中心へと導かれる。

【0171】

(効果)

第 8 の実施の形態においては、超音波プローブ 221 の中心軸 22 と内視鏡 111 の中心軸 112 を、その浸達度範囲 L1 で交差するようにしたため、内視鏡 111 の先端部 119 は術部 3 の超音波観察範囲の中心に、簡単かつ確実に導くことが可能となる。

【0172】

(第 9 の実施の形態)

図 27 は本発明の第 9 の実施の形態に係る内視鏡と超音波プローブとを一部切り欠いて示す断面図である。

【0173】

但し、図 27 の説明においては、第 5 乃至第 8 の実施の形態と同様の構成要素に同じ符号を付して説明を省略している。

【0174】

(構成)

図 27 に示すように、内視鏡手術システム 301 の超音波プローブ 321 は、保持部 323 と、超音波観測部 24 から構成されている。

【0175】

前記超音波プローブ 321 の把持部 323 の基端側には、外径方向に突出する取付座 330 が設けられている。取付座 330 には内視鏡保持部 331 が軸 332 を中心に、矢印 333 方向に回転可能に取り付けられている。

【0176】

内視鏡保持部 331 には、図 26 に示した内視鏡 111 の挿入部 113 と嵌合を成す内視鏡挿入孔 231 が設けられている。

【0177】

また、内視鏡 111 の中心軸 112 と、超音波プローブ 321 の中心軸 22 の交差点 X1 は該内視鏡保持部 331 の矢印 333 方向の回転により移動先 X2 に移動される。超音波プローブ 321 の先端 25 から移動先 X2 までの距離 L2 も、超音波プローブ 321 の浸達度範囲内となっている。

【0178】

このような構造により、取付座 330、内視鏡保持部 331 及び軸 332 は前記中心軸 22 上の交差点の位置を可変する可変機構となっている。

【0179】

(作用)

このような第 9 の実施の形態において、術者は、第 8 の実施の形態と同様に、超音波プローブ 321 を図 24 に示した術部 3 に向かって挿入し、超音波画像により術部 3 の位置を

10

20

30

40

50

確認する。次に、術部3の位置を超音波画像で確認しながら、内視鏡111の挿入部113を超音波プローブ321の内視鏡挿入孔231に挿入する。挿入部113は図24に示した中心軸132に沿って術部3へ向かって挿入され、その先端部が超音波観察される画像描出面B1に到達したとき、第8の実施の形態と同様に、図25に示した超音波画像上に輝点として描出される。

【0180】

次に術者は、術部3の中心と、超音波プローブ321の中心軸22と内視鏡111の中心軸112の交差点Xが略一致するように、交差点XをX1からX2の範囲内で内視鏡保持部331を矢印333回りに回転させながら、ゆっくりと内視鏡111の挿入を進める。これにより、内視鏡111の先端部は確実に術部3の中心へと導かれる。

10

【0181】

(効果)

第9の実施の形態においては、超音波プローブ321の中心軸22と内視鏡111の中心軸112の交差点の位置を調整可能にしたため、術者は超音波プローブ321の位置を固定した状態で、内視鏡111の先端部を術部3の超音波観察範囲の中心に合わせができるようになり、より、簡単に内視鏡111を術部3に導くことができるようになる。

【0182】

(第10の実施の形態)

図28及び図29は本発明の第10の実施の形態に係り、図28は超音波プローブを、図29は内視鏡を術部3へそれぞれ導いた状態を示す説明図である。

20

【0183】

但し、図28及び図29の説明においては、第5乃至第9の実施の形態と同様の構成要素に同じ符号を付して説明を省略している。

【0184】

(構成)

図28に示すように、保持具411は、その先端部に超音波プローブ保持部412が取り付けられ、該超音波プローブ21を3次元的に自由な位置に保持固定する。また、超音波プローブ保持部412は前記超音波プローブ21をその中心軸22方向に進退可能に保持部23が挿入可能になっている。

【0185】

30

図29に示すように、内視鏡アダプタ421は、本実施の形態における導入手段であって、その内径に前記内視鏡111の挿入部13が同軸状態で挿入可能になっている。内視鏡アダプタ421の外縁は、前記超音波プローブ保持部412に同軸状態で挿入可能になっている。内視鏡アダプタ421の基端側にはフランジ422が設けられている。このフランジ422に対する内視鏡111の先端部19の突出量を調整することにより所望の内視鏡観察が可能になる。

【0186】

このような構造により、内視鏡アダプタ421は、前記内視鏡111の先端位置を前記超音波プローブ21によって観察される超音波観察範囲内における該超音波プローブ21の略中心軸上の点に導く導入手段をとなつおり、該導入手手段は前記保持手段の超音波プローブ保持部412に設けられている。前記導入手手段は前記保持手段に対して着脱自在になっている。

40

【0187】

(作用)

このような第10の実施の形態において、術者は、まず、図28に示すごとく、超音波プローブ21を保持具411の超音波プローブ保持部412に挿入し、また、保持具411を3次元的に移動させ、超音波プローブ21の先端部25を術部3に近接させ、超音波プローブ保持部412に対して内視鏡111の中心軸12を中心に回転して所望の超音波画像を得ることにより術部3の位置や深さを確認する。次に、超音波プローブ21を超音波プローブ保持部412から抜き、代わりに内視鏡アダプタ421を挿入する。この時、内視

50

鏡アダプタ421の内径中心軸は、前記超音波プローブ21の中心軸22と同軸状態に保たれる。この状態で、続いて、内視鏡11の挿入部13を内視鏡アダプタ421に挿入する。すなわち内視鏡11の中心軸12と超音波プローブ21の中心軸22は完全な同軸状態となる。この状態で、術者は内視鏡11を真直ぐにその中心軸12に沿って直進させる。これにより、内視鏡11の先端部19は術部3に導かれる。

【0188】

(効果)

第10の実施の形態においては、超音波プローブ21の中心軸22と内視鏡11の中心軸12を完全に同軸状態にすることができるため、内視鏡11の先端部19を安全かつ確実に術部3に導くことができるようになる。また、従来の保持具に対して内視鏡アダプタといつた簡単な構成の追加で実施できるため、非常に安価かつ、従来の保持具に対しても汎用性がある。10

【0189】

なお、本発明は、上記第1乃至第10の実施の形態及び変形例に限定されるものではなく、これら実施の形態及び変形例の組み合わせや応用も本発明に適用される。

【0190】

[付記]

以上詳述したような本発明の上記実施の形態によれば、以下の如き構成を得ることができる。

【0191】

(付記項1) 超音波を送受信可能な超音波送受部を有し長尺な超音波プローブと、前記超音波送受部から発振する超音波の発振方向の任意の一方向を軸とし、その軸を中心前記超音波プローブを回動操作可能な回動操作部と、
を有することを特徴とする超音波観察システム。20

【0192】

(付記項2) 更に、前記回動操作部の回動操作に応じて前記超音波プローブで得られる被検体の超音波観察画像を表示するための処理を行う画像処理手段を有することを特徴とする付記項1に記載の超音波観測システム。

【0193】

(付記項3) 前記画像処理手段は、前記回動操作部の回転操作に応じて前記超音波プローブにより得られる被検体の位置情報及び2次元超音波観察画像を記憶するメモリと、該メモリからの前記位置情報及び二次元超音波観察画像に処理を施して三次元画像を構築可能な三次元画像構築処理部とを有して構成されたことを特徴とする付記項2に記載の超音波観察システム。30

【0194】

(付記項4) 前記超音波プローブの所定位置に設けられた信号発生手段と、前記信号発生手段からの発生信号を検出する検出手段とを具備し、前記検出手段は、前記信号発生手段からの発生信号に基づき、前記超音波プローブの三次元の中心軸方向を示す位置情報を検出し、この位置情報を前記二次元超音波観察画像とともに前記メモリに記憶させることを特徴とする付記項2又は付記項3に記載の超音波観察システム。40

【0195】

(付記項5) 所定位置に位置決めされ、術部を光学観察する内視鏡と、前記回転操作部に接続され、前記超音波プローブの中心軸の向きを移動させることの可能な移動手段とを具備したことを特徴とする付記項1に記載の超音波観察システム。

【0196】

(付記項6) 前記回転操作部に接続され、前記超音波プローブの中心軸方向を固定する固定手段と、前記回転操作部の回転操作に応じて前記超音波プローブにより得られる被検体の複数方向の2次元超音波観察画像を記憶するメモリと、該メモリからの二次元超音波観察画像に処50

理を施して三次元画像を構築可能な三次元画像構築処理部とを有する画像処理手段と、を具備したことを特徴とする付記項1に記載の超音波観察システム。

【0197】

(付記項7) 術部を超音波観察する超音波プローブと、前記超音波プローブの前記術部に対する3次元位置を規定する3次元位置決定手段と、前記3次元位置決定手段により規定される3次元位置を基準に前記超音波プローブをその軸中心に回転可能にしたことを特徴とする超音波観察システム。

【0198】

(付記項8) 更に、前記超音波プローブを保持する保持手段と、前記超音波プローブを3次元移動可能に保持手段と接続された移動手段と、前記移動手段の移動を規制する移動規制手段と、を有することを特徴とする付記項1または2に記載の超音波観測システム。 10

【0199】

(付記項9) 更に、前記超音波プローブの3次元位置及び姿勢を検出するプローブ位置検出手段を有することを特徴とする付記項1、2、8のいずれか一つに記載の超音波観測システム。

【0200】

(付記項10) 前記プローブ位置検出手段は、前記超音波送受部に対して所定の位置に設けられた信号発生部と、前記信号発生部からの信号を受信する受信部と、前記受信部から得られる信号発生部の情報を元に前記超音波プローブの3次元位置及び姿勢を算出可能な第1の3次元位置算出手段と、を有することを特徴とする付記項9に記載の超音波観測システム。 20

【0201】

(付記項11) 更に、前記プローブ位置決定手段の各リンクの相対的な角度、位置関係、リンク長などから、所定の位置を保持された前記超音波プローブの3次元位置及び姿勢を算出可能な第2の3次元位置算出手段を有することを特徴とする付記項9に記載の超音波観測システム。

【0202】

(付記項12) 更に、前記超音波プローブが回動操作され超音波観測することにより得られる術部の超音波情報と、前記プローブ位置検出手段より得られるプローブ位置情報を元に、3次元空間内の任意の基点を基準にした術部の3次元画像を構築可能な第2の3次元画像構築手段を有することを特徴とする付記項9に記載の超音波観測システム。 30

【0203】

(付記項13) 更に、前記被検体を光学観察可能な光学観察手段を有することを特徴とする付記項8または9に記載の超音波観測システム。

【0204】

(付記項14) 更に、前記光学観察手段を保持する光学観察系保持手段と、前記超音波プローブを3次元移動可能に光学観察系保持手段と接続された光学観察系移動手段と、 40

前記光学観察系移動手段の移動を規制する光学観察系移動規制手段と、を有することを特徴とする付記項13に記載の超音波観測システム。

【0205】

(付記項15) 更に、前記光学観察手段の3次元位置及び姿勢を検出する光学観察系位置検出手段を有することを特徴とする付記項13または14に記載の超音波観測システム。 50

【0206】

(付記項16) 更に、前記プローブ位置検出手段もしくは前記光学観察系位置検出手段により得られた3次元位置情報を元に、前記光学観察系の中心軸と前記被検体を含む平面と、前記超音波プローブの観察平面とを略一致させる位置補正手段を有することを特徴と

する付記項 14 または 15 に記載の超音波観測システム。

【0207】

(付記項 17) 術部を超音波観察する超音波プローブと、前記超音波プローブの 3 次元位置を規定する 3 次元位置決定手段とを有する超音波観察システムにおいて、前記 3 次元位置決定手段に、前記超音波プローブをその中心軸回りに回転させる回転手段を有したことを特徴とする超音波観察システム。

【0208】

(付記項 18) 術部を超音波観察する超音波プローブと、前記超音波プローブの 3 次元位置を規定する 3 次元位置決定手段とを有する超音波観察システムにおいて、前記超音波プローブにより得られる超音波観察画像を、前記 3 次元位置決定手段によって得られる基準位置を基準に表示する、画像表示制御手段を有したことを特徴とする超音波観察システム。10

【0209】

(付記項 19) 前記超音波プローブによって得られる複数の 2 次元超音波画像から 3 次元超音波画像を構築する、3 次元画像構築回路を有していることを特徴とする付記項 7、17、18 のいずれか一つに記載の超音波観察システム。

【0210】

(付記項 20) 前記 3 次元位置決定手段が前記超音波プローブを保持固定する保持手段からなることを特徴とする付記項 7 または 17 に記載の超音波観察システム。

【0211】

(付記項 21) 前記 3 次元位置決定手段がナビゲーション装置からなることを特徴とする付記項 18 に記載の超音波観察システム。20

【0212】

(付記項 22) 前記超音波プローブは、前記回転手段によって、自動で回転されることを特徴とする付記項 17 に記載の超音波観察システム。

【0213】

(付記項 23) 前記超音波プローブの回転に伴い、3 次元超音波観察画像を構築する 3 次元画像構築回路を有していることを特徴とする付記項 7、17、18 のいずれか一つに記載の超音波観察システム。

【0214】

(付記項 24) 術部を超音波観察する超音波プローブと、前記超音波プローブの前記術部に対する 3 次元位置を規定する 3 次元位置決定手段と、前記 3 次元位置決定手段により規定される 3 次元位置を基準に前記超音波プローブをその軸中心に回転可能にしたことを特徴とする超音波観察システム。30

【0215】

(付記項 25) 術部を光学観察する内視鏡と、前記術部を超音波観察する超音波プローブと、前記内視鏡及び前記超音波プローブの前記術部に対する 3 次元位置を規定する 3 次元位置決定手段と、を有する超音波観察システムにおいて、前記内視鏡の中心軸と前記術部を含む平面と、前記超音波プローブによる超音波観察平面を略一致させる位置補正手段を設けたことを特徴とする超音波観察システム。40

【0216】

(付記項 26) 術部を光学観察する内視鏡と、前記術部を超音波観察する超音波プローブと、前記内視鏡及び前記超音波プローブの前記術部に対する 3 次元位置を規定する 3 次元位置決定手段と、前記超音波プローブの中心軸を中心にして前記超音波プローブを回転可能な状態で保持し、前記超音波プローブが描出する超音波観察平面を前記超音波プローブの中心軸を中心にして回転させることで、前記内視鏡の中心軸と前記術部を含む平面と、前記超音波プローブによる超音波観察平面を略一致させる位置補正手段と、を具備したことを特徴とする超音波観察システム。50

【0217】

(付記項27) 術部を光学観察する内視鏡と、前記術部を超音波観察する超音波プローブと、前記内視鏡及び前記超音波プローブの前記術部に対する3次元位置を規定する3次元位置決定手段と、前記超音波プローブの中心軸を中心にして前記超音波プローブを回転可能な状態で保持し、前記超音波プローブが描出する超音波観察平面を前記超音波プローブの中心軸を中心にして回転させることで、前記内視鏡の中心軸と前記術部を含む平面と、前記超音波プローブによる超音波観察平面を略一致させる位置補正手段と、
を具備したことを特徴とする超音波観察システム。

10

【0218】

(付記項28) 前記3次元位置決定手段がナビゲーション装置からなることを特徴とする付記項24乃至27のいずれか一つに記載の超音波観察システム。

【0219】

(付記項29) 前記3次元位置決定手段が前記保持手段に設けられたことを特徴とする付記項26に記載の超音波観察システム。

【0220】

(付記項30) 前記位置補正手段は、前記3次元位置決定手段による規定に応じて、前記超音波プローブをその軸中心に回転させる回転機構からなることを特徴とする付記項25または26に記載の記載の超音波観察システム。

20

【0221】

(付記項31) 前記回転機構は、前記3次元位置決定手段により規定される設定位置に自動で動作する動作手段を有することを特徴とする付記項30に記載の超音波観察システム。

【0222】

(付記項32) 術部を光学観察する内視鏡と、前記術部を超音波観察する超音波プローブと、を有する超音波観察システムにおいて、前記内視鏡の先端位置を前記超音波プローブによって観察される超音波観察範囲内に導く導入手段を有したことを特徴とする超音波観察システム。

【0223】

30

(付記項33) 術部を光学観察する内視鏡と、前記術部を超音波観察する超音波プローブと、を有する超音波観察システムにおいて、前記内視鏡の先端位置を前記超音波プローブによって観察される超音波観察範囲内における該超音波プローブの略中心軸上の点に導く導入手段を有したことを特徴とする超音波観察システム。

【0224】

(付記項34) 前記中心軸上の点の位置を可変する可変機構を有したことを特徴とする付記項33に記載の超音波観察システム。

【0225】

(付記項35) 前記導入手段が超音波プローブ本体に設けられていることを特徴とする付記項32または33に記載の超音波観察システム。

40

【0226】

(付記項36) 術部を光学観察する内視鏡と、前記術部を超音波観察する超音波プローブと、を有する超音波観察システムにおいて、前記内視鏡の先端位置を前記超音波プローブによって観察される超音波観察範囲内における該超音波プローブの略中心軸上の点に導く導入手段を有し、該導入手段が前記保持手段に設けられていることを特徴とする超音波観察システム。

【0227】

(付記項37) 前記導入手段は前記保持手段に対して着脱自在であることを特徴とする付記項36に記載の超音波観察システム。

50

【0228】**【発明の効果】**

本発明の超音波観察システムによれば、観察対象物の術空間内における3次元的な状況を把握できるようになる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の第1の実施の形態に係る超音波観察システムの要部を示す構成図。

【図2】本発明の第1の実施の形態に係る超音波プローブによる患部の走査状態を示す説明図。

【図3】本発明の第1の実施の形態に係る超音波画像のモニタ上での第1の表示状態を示す説明図。 10

【図4】本発明の第1の実施の形態に係る超音波画像のモニタ上での第2の表示状態を示す説明図。

【図5】本発明の第1の実施の形態に係る超音波画像のモニタ上での第3の表示状態を示す説明図。

【図6】本発明の第2の実施の形態に係る超音波観察システムの要部を示す構成図。

【図7】本発明の第2の実施の形態に係る超音波プローブによる患部の走査状態を示す説明図。 20

【図8】本発明の第2の実施の形態に係る超音波画像のモニタ上での第1の表示状態を示す説明図。

【図9】本発明の第2の実施の形態に係る超音波画像のモニタ上での第2の表示状態を示す説明図。 20

【図10】本発明の第2の実施の形態に係る超音波プローブによって描出される超音波画像のモニタ上での第3の表示状態を示す説明図。

【図11】本発明の第3の実施の形態に係る超音波観察システムの全体構成を示す構成図。

。

【図12】本発明の第3の実施の形態に係る超音波画像のモニタ上での表示状態を示す説明図。

【図13】本発明の第4の実施の形態に係る超音波観察システムの要部を示す構成図。

【図14】本発明の第5の実施の形態に係る内視鏡手術システムの全体構成を示す説明図。 30

【図15】本発明の第5の実施の形態に係る超音波プローブの保持具への固定状態を示す説明図。

【図16】本発明の第5の実施の形態に係る超音波プローブの画像描出平面を示す説明図

【図17】本発明の第5の実施の形態に係る内視鏡挿入軸と前記超音波プローブの画像描出面の関係を示す概念図。

【図18】本発明の第5の実施の形態に係る超音波プローブによって描出される超音波画像の第1の説明図。

【図19】本発明の第5の実施の形態に係る超音波プローブによって描出される超音波画像の第2の説明図。

【図20】本発明の第6の実施の形態に係る内視鏡手術システムの全体構成を示す説明図。 40

。

【図21】本発明の第6の実施の形態に係る超音波プローブの斜視図。

【図22】本発明の第6の実施の形態に係る超音波プローブの保持具への固定状態を示す断面図。

【図23】本発明の第7の実施の形態に係る超音波プローブの斜視図。

【図24】本発明の第7の実施の形態に係る超音波プローブを一部切り欠いて示す断面図。

【図25】本発明の第7の実施の形態に係る超音波プローブによって描出される超音波画像の説明図。

【図26】本発明の第8の実施の形態に係る内視鏡と超音波プローブとを一部切り欠いて 50

示す断面図。

【図27】本発明の第9の実施の形態に係る内視鏡と超音波プローブとを一部切り欠いて示す断面図。

【図28】本発明の第10の実施の形態に係る超音波プローブを術部へ導いた状態を示す説明図。

【図29】本発明の第10の実施の形態に係る内視鏡を術部へ導いた状態を示す説明図。

【図30】従来の内視鏡と超音波プローブの位置による問題を示す説明図。

【図31】本発明の第1の実施の形態の変形例を示し、3次元画像を生成するための付加回路群を示すブロック図。

【図32】本発明の第3の実施の形態の図11に示す画像処理装置の構成例を示すプロック図。 10

【図33】本発明の第6の実施の形態の変形例を示し、該内視鏡手術システム全体構成を示す説明図。

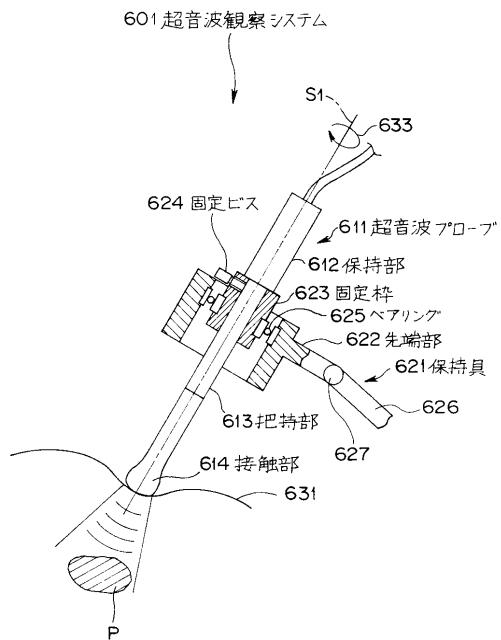
【符号の説明】

601	...超音波観察システム
611	...超音波プローブ
612	...保持部
613	...把持部
614	...接触部
621	...保持具
622	...先端部
623	...固定枠
624	...固定ビス
625	...ペアリング

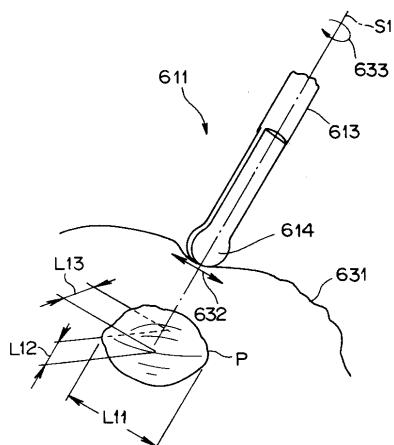
10

20

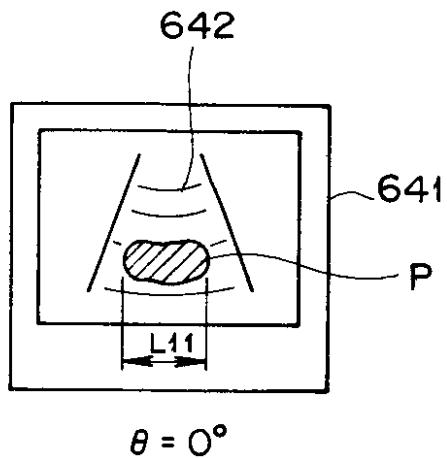
【図1】



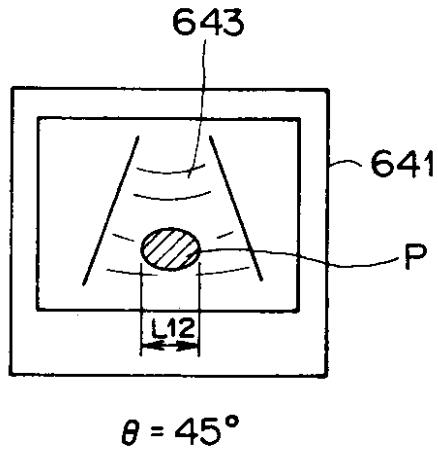
【図2】



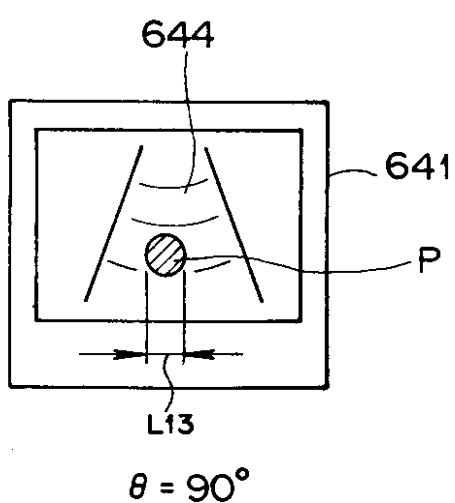
【図3】



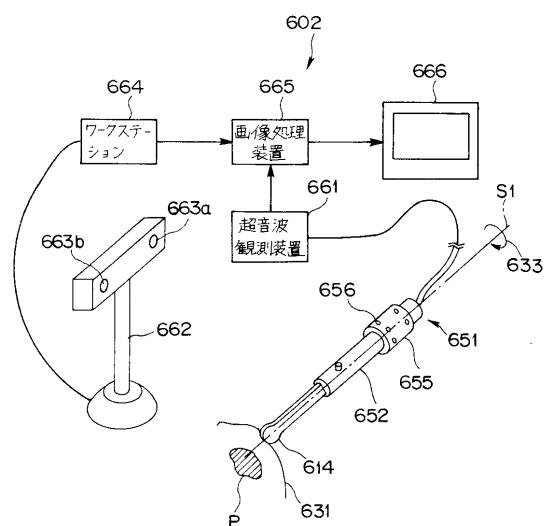
【図4】



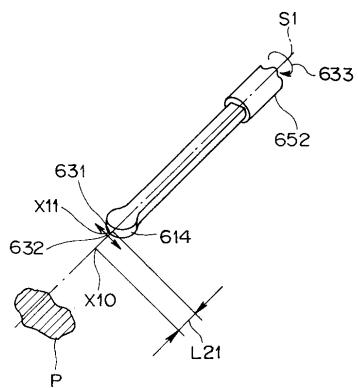
【図5】



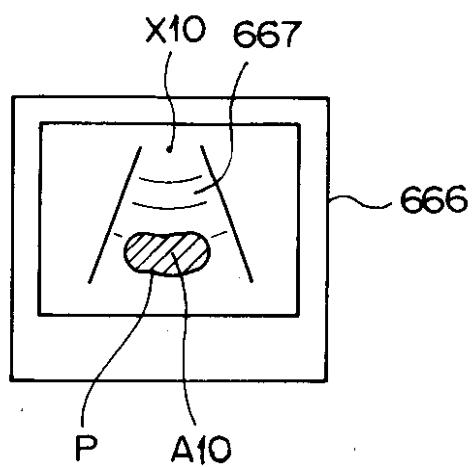
【図6】



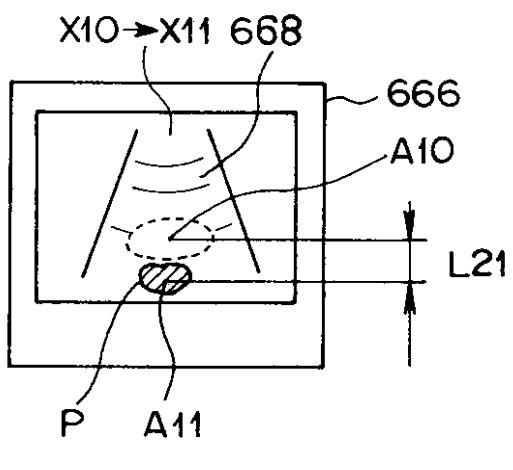
【図7】



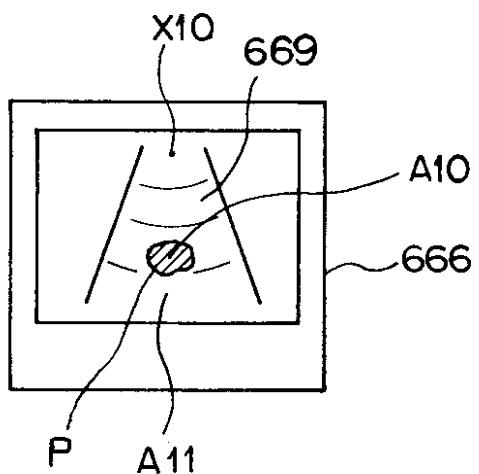
【図8】



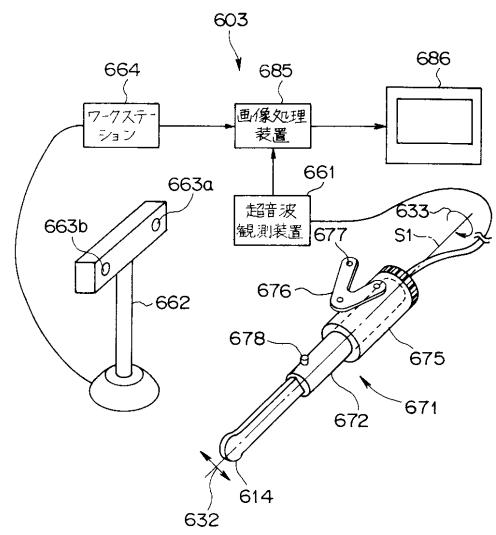
【図9】



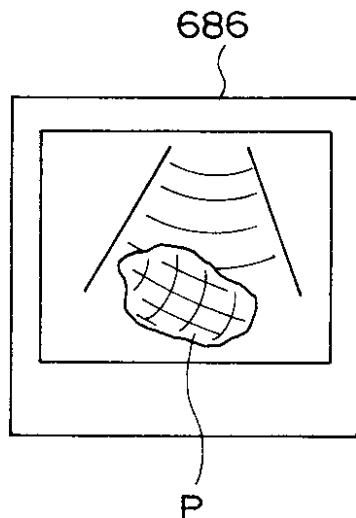
【図10】



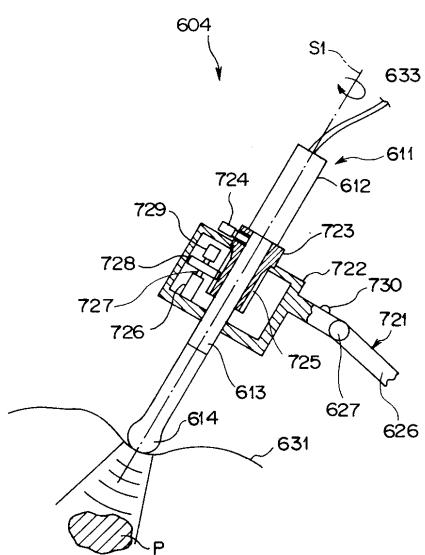
【図11】



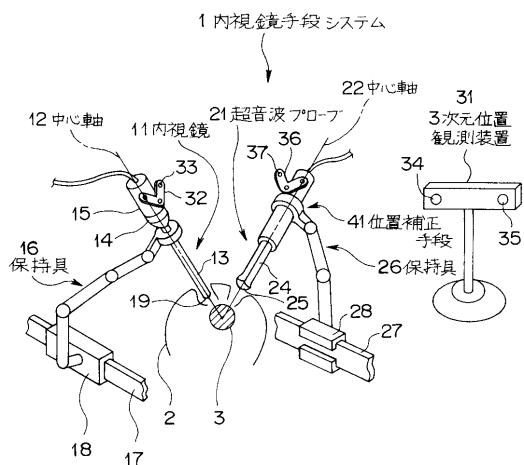
【 図 1 2 】



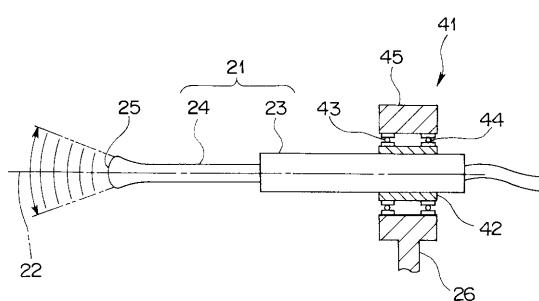
【 义 1 3 】



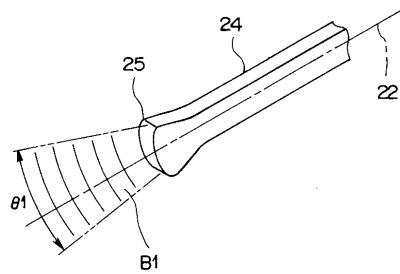
【 义 1 4 】



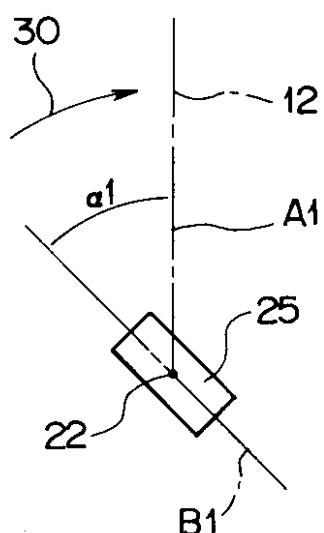
【 义 1 5 】



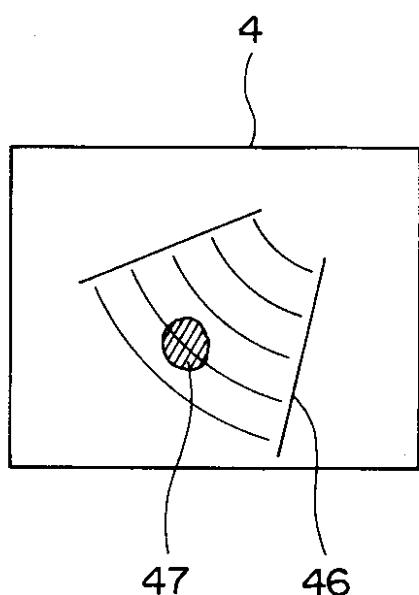
【 図 1 6 】



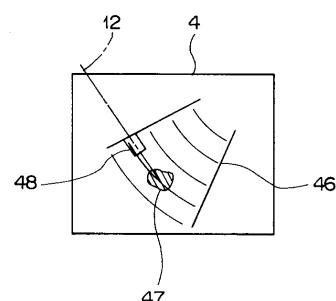
【図17】



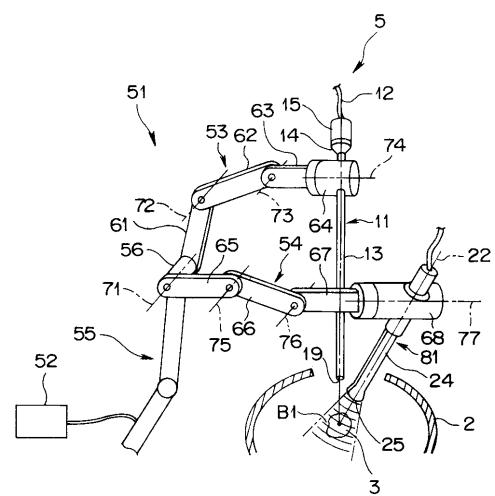
【 図 1 8 】



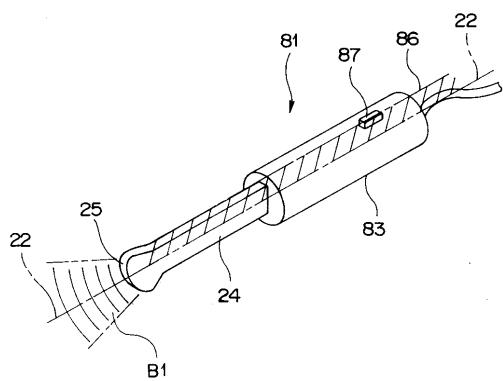
【図19】



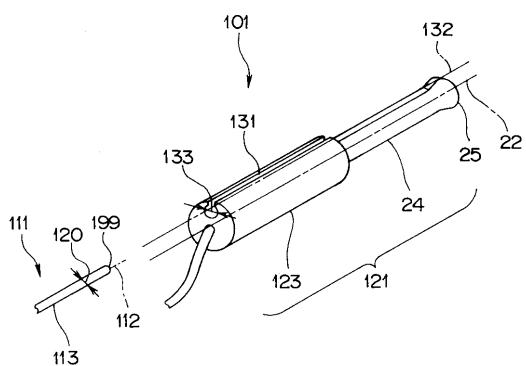
【図20】



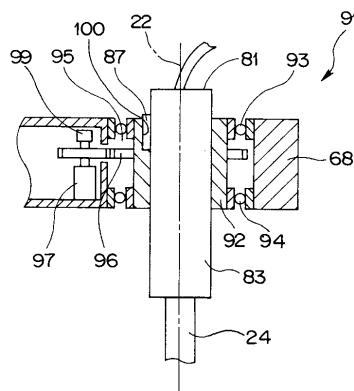
【図21】



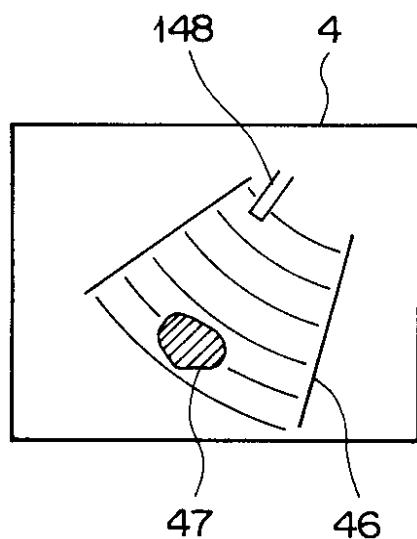
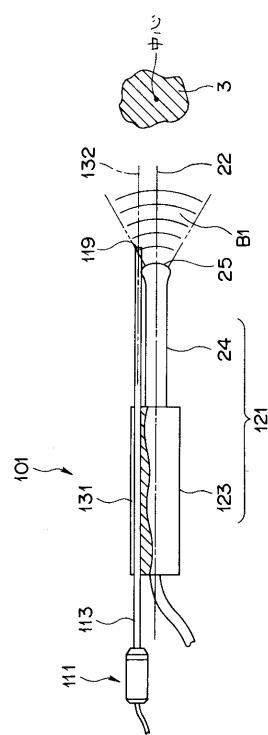
【図23】



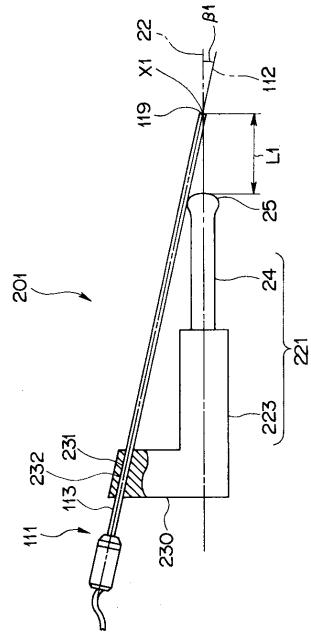
【図22】



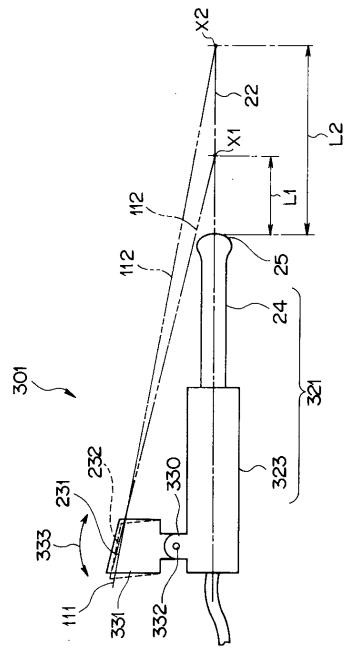
【図25】



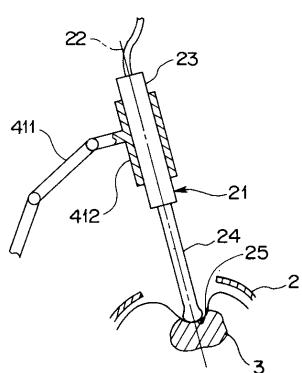
【図26】



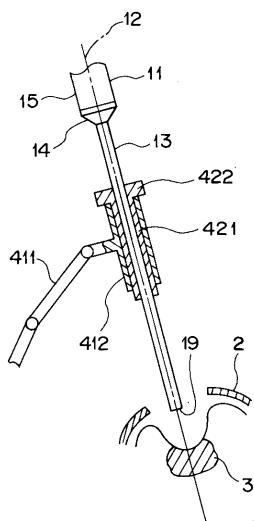
【図27】



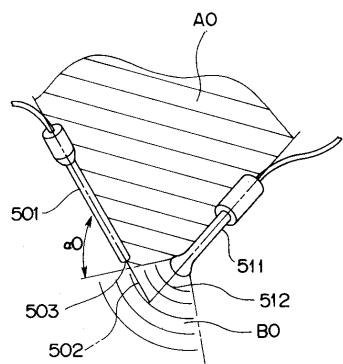
【図28】



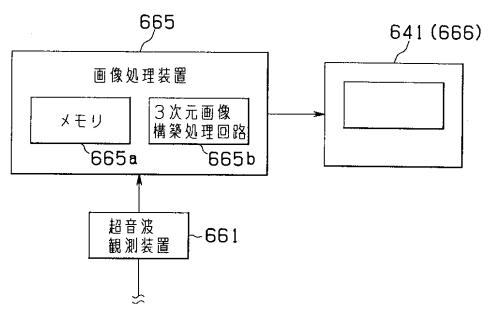
【図29】



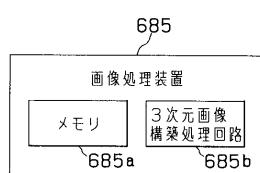
【図 3 0】



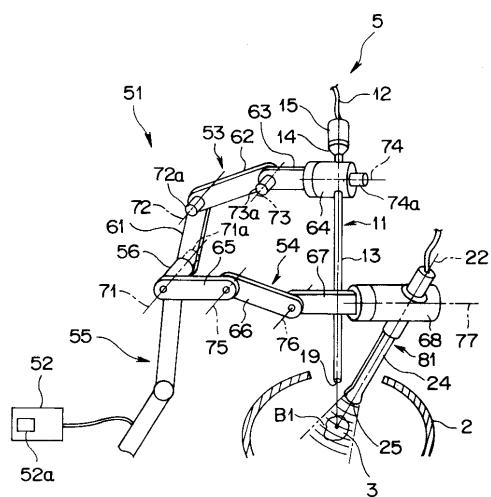
【図 3 1】



【図 3 2】



【図 3 3】



フロントページの続き

(56)参考文献 国際公開第00/057767(WO,A1)
特開2001-187067(JP,A)
特開昭57-160444(JP,A)
特開平07-227394(JP,A)
特表2002-541947(JP,A)
特開昭62-129038(JP,A)
特開2001-104335(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/12

专利名称(译)	超声波观察系统		
公开(公告)号	JP4309683B2	公开(公告)日	2009-08-05
申请号	JP2003068453	申请日	2003-03-13
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	植田昌章		
发明人	植田 昌章		
IPC分类号	A61B8/12 A61B1/00 A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/08 A61B8/0808 A61B8/0841 A61B8/4218 A61B8/4245 A61B8/4254 A61B8/461 A61B8/483		
FI分类号	A61B8/12 A61B1/00.300.F A61B1/00.530 A61B1/00.552 A61B1/00.655		
F-TERM分类号	4C061/AA23 4C061/BB02 4C061/CC06 4C061/DD01 4C061/GG13 4C061/NN09 4C061/RR06 4C061/RR22 4C061/WW10 4C061/WW16 4C061/XX01 4C061/YY12 4C161/AA23 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD01 4C161/GG13 4C161/NN09 4C161/RR06 4C161/RR22 4C161/WW10 4C161/WW16 4C161/XX01 4C161/YY12 4C601/BB03 4C601/BB06 4C601/BB14 4C601/BB16 4C601/DD11 4C601/EE09 4C601/FE02 4C601/FF02 4C601/GA11 4C601/GA18 4C601/GA21 4C601/GA22 4C601/GA29 4C601/GA30		
代理人(译)	伊藤 进		
审查员(译)	川上 則明		
优先权	2002084386 2002-03-25 JP 2002240933 2002-08-21 JP		
其他公开文献	JP2004136066A JP2004136066A5		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

【 図 2 】

提供一种能够掌握观察对象的操作空间中的三维情况的超声波观察系统。超声波观测系统601具有能够发送和接收超声波的超声波发送和接收单元，以及长超声波探头611，以及从超声波发送和接收单元产生的超声波的任何一个振荡方向。以方向为轴，并且包括作为能够绕轴线转动超声波探头的转动操作部分的保持部分612。把手部分613与保持部分612一体地形成。接触部分614形成在抓握部分613的尖端处并且在内部具有超声换能器。固定框架623经由轴承625附接到保持器621的远端部分622，以便可绕超声波探头611的中心轴线S1旋转。[选图]图1

