

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2004-136066

(P2004-136066A)

(43) 公開日 平成16年5月13日(2004.5.13)

(51) Int.Cl.⁷

A61B 8/12

A61B 1/00

F I

A61B 8/12

A61B 1/00 300F

テーマコード (参考)

4C061

4C601

審査請求 未請求 請求項の数 2 O L (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)
 (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)

(71) 出願人 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
 Fターム(参考) 4C061 AA23 BB02 CC06 DD01 GG13
 NN09 RR06 RR22 WW10 WW16
 XX01 YY12
 4C601 BB03 BB06 BB14 BB16 DD11
 EE09 FE02 FF02 GA11 GA18
 GA21 GA22 GA29 GA30

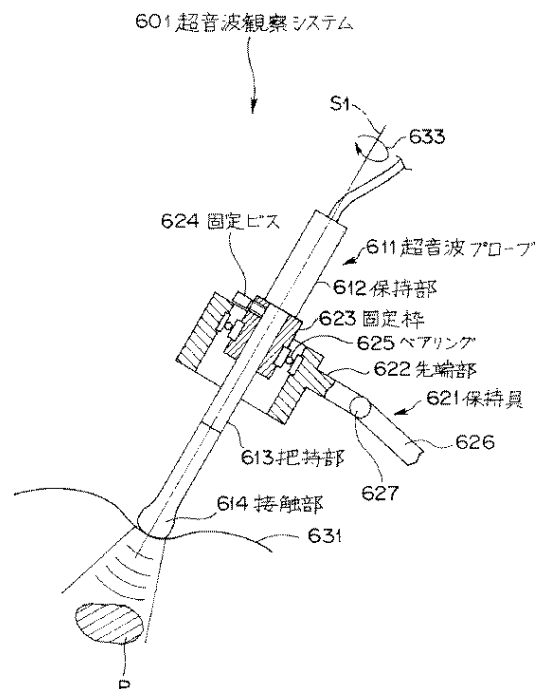
(54) 【発明の名称】 超音波観察システム

(57) 【要約】

【課題】 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。

【解決手段】 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。把持部613は前記保持部612と一体で構成されている。接触部614は、該把持部613の先端に構成され、その内部に超音波振動子を有する。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を介して保持具621の先端部622に取り付けられている。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 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、その軸を中心に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。

【請求項 2】

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請求項 1 に記載の超音波観察システム。

10

【発明の詳細な説明】**【0001】****【発明の属する技術分野】**

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。

20

【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。

【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。

30

【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している。

【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。

40

【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、脳の一部を観察する。

【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

50

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、前方観察が可能ないわゆる電子走査型の超音波プローブが開示されており、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。

【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。

【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

【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。

【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

10

20

30

40

50

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できる。しかしながら、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る、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、確実にできる。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。

【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。

【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】

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】

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、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、その軸を中心に前記超音波プローブを回動操作可能な回

10

20

30

40

50

動操作部と、を有することを特徴とするものである。

【0029】

上記本発明の請求項1に記載の超音波観察システムによれば、回転操作部を用いて回転操作するだけで、観察対象物の術部に対する超音波プローブの位置合せを簡単に行うことができ、この術空間内における3次元的な状況を把握可能となる。

【0030】

請求項2に記載の超音波観察システムは、請求項1に記載の超音波観測システムにおいて、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ものである。

10

【0031】

上記本発明の請求項2に記載の超音波観察システムによれば、観察対象物が内視鏡の先端部であった場合でも、この内視鏡先端部の術空間内における3次元的な状況を把握可能となり、内視鏡先端部を確実に術部へと導くことができるので、手術の作業効率を向上させることができる。

【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。

20

【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。

30

【0034】

把持部613は前記保持部612と一体で構成されている。該把持部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うようになっている。

【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の把持部613に係合する固定棒623を有している。固定棒623は、固定ビス624によって前記把持部613を一体的に把持固定している。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。

40

【0036】

さらに、固定棒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、前記固定棒623、ベアリング625及び先端部622は、前記超音波プローブ611を中心軸S1回りに回動自在にするための回転手段を構成している。

【0037】

保持具621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621の一端は、前記先端部622に取付けられ

50

ている。

【0038】

つまり、保持具621は、前記回転手段である先端部622、固定枠623及びベアリング625により回転自在に把持された超音波プローブ611を所定位置に位置決めする保持手段である。

【0039】

また、保持具621は複数のアームを有し、更に、先端部622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611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626は、先端部622に複数の関節の内の1つの関節627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611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、電氣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

【0040】

（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（例えば脳腫瘍）の大きさや形状などを把握するために保持具621を操作して前記超音波プローブ611の接触部614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632と患部Pの長さL11の方向が一致した状態で術部表面631に接触させる。この時、図3に示すように、モニタ641の超音波観察画像642には患部Pの大きさがL11に相当する2次元平面の断層画像が表示される。

20

【0041】

次に、術者は、超音波プローブ611の保持部612を手で把持して、超音波プローブ611を中心軸S1回りの矢印633の方向に角度だけ回転させる。このとき、超音波プローブ611は固定枠623、ベアリング625を介して保持具621に把持されているので、接触部614、即ち、その中心軸S1は、3次的に位置ズレすることなく回転される。例えば、 $\theta = 45^\circ$ の場合、図2に示す前記超音波プローブ611の走査方向632と、患部Pの長さL12が一致した状態となる。この時、図4に示すように、モニタ641の超音波観察画像643には患部Pの大きさがL12に相当する2次元平面の断層画像が表示される。

30

【0042】

更に、 $\theta = 90^\circ$ の場合、図2に示す前記超音波プローブ611の走査方向632は患部Pの長さL13に一致する。この時、図5に示すように、モニタ641の超音波観察画像644には患部Pの大きさがL13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611をその中心軸S1の回りに $\theta = 360^\circ$ まで断続的に回転させることにより、各角度での走査方向632を含む2次元平面の断層画像が前記モニタ641に表示される。

40

【0043】

こうして、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 $\theta = 0^\circ$ 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次的な画像として理解し、すなわち、該被検体の3次的な状況を把握することができる。

【0044】

（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

50

保持具 6 2 1 の先端部 6 2 2 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。

【 0 0 4 5 】

また、前記超音波プローブ 6 1 1 は、保持具 6 2 1 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。

【 0 0 4 6 】

さらに、第 1 の実施の形態では、図 3 1 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。

【 0 0 4 7 】

具体的には、前記前記超音波プローブ 6 1 1 は、図 3 1 に示す超音波観測装置 6 6 1 に電氣的に接続されている。該超音波観測装置 6 6 1 は、画像処理装置 6 6 5 に電氣的に接続されており、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 6 6 5 に供給する。

【 0 0 4 8 】

なお、超音波プローブ 6 1 1 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 6 1 1 の位置情報は、図 6 に示された超音波プローブ 6 5 1、この超音波プローブ 6 5 1 に設けられた複数の発光ダイオード 6 5 6、この複数の発光ダイオード 6 5 6 の 3 次元的な位置を測定可能な 3 次元観測装置 6 6 2、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 6 5 6 の位置の変更（変化）情報に基づいて超音波プローブ 6 5 1（6 1 1）の位置情報を算出可能なワークステーション 6 6 4 により得ることができる。ワークステーション 6 6 4 からの超音波プローブ 6 5 1（6 1 1）の位置情報は、画像処理装置 6 6 5 に供給される。

【 0 0 4 9 】

画像処理装置 6 6 5 は、前記保持部 6 1 2 の回動操作に応じて超音波プローブ 6 1 1 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 6 6 5 a と 3 次元画像構築処理回路 6 6 5 b とを備えて構成されている。

【 0 0 5 0 】

メモリ 6 6 5 a は、ワークステーション 6 6 4 からの超音波プローブ 6 5 1（6 1 1）の位置情報及び前記保持部 6 1 2 の回転操作に応じて超音波プローブ 6 1 1 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 6 6 5 b は、該メモリ 6 6 5 a 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 6 4 1（図 3 乃至図 5 に示すモニタ）に出力する。

【 0 0 5 1 】

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 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 $\theta = 0^\circ$ 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することができるが、さらに、図 3 1 に示すブロック構成を付加することにより、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 $\theta = 0^\circ$ から 360° まで被検体の超音波情報（2 次元平面の断層画像や位置情報）を元に前記被検体の 3 次元画像を構築可能して前記モニタ 6 4 1 に表示する。

【 0 0 5 2 】

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

【 0 0 5 3 】

10

20

30

40

50

これに対し、本例によれば、超音波プローブ 6 1 1 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 S 1 とし、その中心軸 S 1 を中心に超音波プローブを回転させることが可能なので、被検体に対して超音波プローブ 6 1 1 を相対的に移動させるのではなく、一方向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 6 6 1 及び画像処理装置 6 6 5 を用いて前記任意の一方向の軸を中心にして 3 次元画像の構築を行うようにしている。

【 0 0 5 4 】

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。

【 0 0 5 5 】

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 6 0 1 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。

【 0 0 5 6 】

(第 2 の実施の形態)

図 6 乃至図 1 0 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 1 0 は超音波画像の第 3 の表示状態を示す説明図である。

【 0 0 5 7 】

但し、図 6 乃至図 1 0 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。

【 0 0 5 8 】

(構成)

図 6 に示すように、超音波観察システム 6 0 2 は、超音波プローブ 6 5 1 と、センサアーム 6 5 5 と、超音波観測装置 6 6 1 と、3 次元観測装置 6 6 2 と、ワークステーション 6 6 4 と、画像処理装置 6 6 5 と、モニタ 6 6 6 とを含んでいる。

【 0 0 5 9 】

超音波プローブ 6 5 1 は、中心軸 S 1 を中心に前記超音波プローブ 6 5 1 を回動操作可能な回動操作部としての保持部 6 5 2 を有している。

【 0 0 6 0 】

接触部 6 1 4 は、保持部 6 5 2 の先端に構成され、その内部に超音波振動子を有する。

【 0 0 6 1 】

また、前記超音波プローブ 6 5 1 の保持部 6 5 2 にはセンサアーム 6 5 5 が取り付けられている。センサアーム 6 5 5 の外周には複数個の発光ダイオード 6 5 6 が取り付けられている。複数個の発光ダイオード 6 5 6 は、前記超音波送受部としての接触部 6 1 4 に対して決められた位置 (接触部 6 1 4 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 6 5 6 が予め中心軸 S 1 及び接触部 6 1 4 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 6 5 6 、後述する 3 次元観測装置 6 6 2 、及びワークステーション 6 6 4 によって、前記超音波プローブ 6 5 1 の中心軸方向及び接触部 6 1 4 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。

【 0 0 6 2 】

3 次元観測装置 6 6 2 には、前記発光ダイオード 6 5 6 によって発せられる赤外光を受光する受光カメラ 6 6 3 a , 6 6 3 b が取り付けられている。これにより、3 次元観測装置 6 6 2 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。

【 0 0 6 3 】

前記 3 次元観測装置 6 6 2 はワークステーション 6 6 4 に接続されている。ワークステー

10

20

30

40

50

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、前記センサアーム 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。

【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。 10

【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 が回転操作され超音波観測により得られる患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。

【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とを記憶する。 20

【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。

【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。 30

【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、センサアーム 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 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。 40 50

【 0 0 7 2 】

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 6 6 5 により、そのズレ量 L 2 1 が補正され、図 1 0 に示すように、モニタ 6 6 6 の超音波観察画像 6 6 9 には、点 A 1 0 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 6 6 6 上での基準位置がズれることなく、超音波プローブ 6 5 1 の回転に応じてその走査方向 6 3 2 を含む 2 次元平面の断層画像としてモニタ 6 6 6 に表示される。

【 0 0 7 3 】

(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 6 5 1 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 6 5 1 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 6 5 1 の操作感を損なうことがない。

【 0 0 7 4 】

(第 3 の実施の形態)

図 1 1 及び図 1 2 は本発明の第 3 の実施の形態に係り、図 1 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全体構成を示す構成図、図 1 2 は超音波画像の表示状態を示す説明図である。

【 0 0 7 5 】

但し、図 1 1 及び図 1 2 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。

【 0 0 7 6 】

(構成)

超音波観察システム 6 0 3 は、超音波プローブ 6 7 1 と、外套管 6 7 5 と、超音波観測装置 6 6 1 と、3次元観測装置 6 6 2 と、ワークステーション 6 6 4 と、画像処理装置 6 8 5 と、モニタ 6 8 6 とを含んでいる。

【 0 0 7 7 】

外套管 6 7 5 は、前記超音波プローブ 6 7 1 が挿入され、その中心軸 S 1 回りに超音波プローブ 6 7 1 を回転自在に保持している。外套管 6 7 5 の外周の一部にはセンサアーム 6 7 6 が取り付けられている。センサアーム 6 7 6 には少なくとも 3 つの発光ダイオード 6 7 7 が取り付けられている。これらの発光ダイオード 6 7 7 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 6 1 4 に対して決められた位置 (接触部 6 1 4 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 S 1 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 6 7 7 によって、該超音波プローブ 6 7 1 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 6 7 7 を用いることにより、超音波プローブ 6 7 1 全体の中心軸 S 1 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。

【 0 0 7 8 】

また、前記超音波プローブ 6 7 1 の保持部 6 7 2 には、超音波観測装置 6 6 1 を介して画像処理装置 6 8 5 へ、接触部 6 1 4 による走査方向 6 3 2 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 6 7 8 が設けられている。なお、前記入力スイッチ 6 7 8 は、前記保持部 6 7 2 上ではなく、前記外套管 6 7 5 上の操作し易い位置に設けても良い。

【 0 0 7 9 】

また、第 2 の実施の形態と同様に、前記画像処理装置 6 8 5 には前記超音波プローブ 6 7 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 6 6 4 が接続されている。

【 0 0 8 0 】

また、前記画像処理装置 6 8 5 は、前記第 1 の実施の形態と略同様に、図 3 2 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 2 次元超音波観察画像に処理を施して 3 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】

(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、センサアーム 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。

10

【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。

【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、センサアーム 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可能となり、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。

30

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

50

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の把持部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。

【0089】

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

【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。

【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を回転操作可能な回転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。

【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。

【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を基準に位置がズれることなく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)

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

10

20

30

40

50

音波画像の第 1 の説明図、図 1 9 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。

【 0 0 9 7 】

(構成)

まず、図 1 4 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。

図 1 4 に示すように、内視鏡手術システム 1 は、内視鏡 1 1 と、超音波プローブ 2 1 と、保持具 1 6 , 2 6 と、3次元位置観測装置 3 1 と、位置補正手段 4 1 とを有して構成されている。

【 0 0 9 8 】

内視鏡 1 1 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 2 1 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 3 1 は、後述するセンサアーム 3 2 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 1 1 及び前記超音波プローブ 2 1 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 3 1、センサアーム 3 2 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。

【 0 0 9 9 】

位置補正手段 4 1 は、前記超音波プローブ 2 1 の中心軸 2 2 を中心にして前記超音波プローブ 2 1 を回転可能な状態で保持し、前記超音波プローブ 2 1 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 2 1 の中心軸 2 2 を中心にして回転させることで、前記内視鏡 1 1 の中心軸 1 2 と前記術部 3 を含む平面と、前記超音波プローブ 2 1 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。

【 0 1 0 0 】

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。

内視鏡 1 1 は、細径の挿入部 1 3 と接眼レンズ部 1 4 と TV カメラ 1 5 とから構成されている。

【 0 1 0 1 】

内視鏡観察像は、挿入部 1 3 の先端部 1 9 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 1 4 に導かれ、接眼レンズ部 1 4 により拡大される。

【 0 1 0 2 】

内視鏡 1 1 の接眼レンズ部 1 4 には TV カメラ 1 5 が光学的に接続されている。

【 0 1 0 3 】

TV カメラ 1 5 は、接眼レンズ部 1 4 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。

【 0 1 0 4 】

保持具 1 6 は、該内視鏡 1 1 を3次元的に自由に把持固定する。また、保持具 1 6 は図示しない手術ベッドに設けられたフレーム 1 7 に接続部 1 8 によって取り付けられている。

【 0 1 0 5 】

超音波プローブ 2 1 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 2 4 の先端部 2 5 の前方を走査して超音波画像を描写する。

【 0 1 0 6 】

超音波プローブ 2 1 は、保持具 2 6 の一端に設けられた位置補正手段 4 1 によって把持固定されている。保持具 2 6 の他端は図示しない手術ベッドに設けられたフレーム 2 7 に接続部 2 8 によって取り付けられている。

【 0 1 0 7 】

10

20

30

40

50

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アーム 32 が取り付けられている。センサアーム 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 LED 33 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 LED 33 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。

【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 によりセンサアーム 32 の 3 個の LED 33 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アーム 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。

10

【0109】

前記超音波プローブ 21 にはセンサアーム 36 が取り付けられている。センサアーム 36 は、赤外光を発する LED 37 が 3 個設けられている。これらの LED 37 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 LED 37 によって、該超音波プローブ 21 の軸方向及び

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 によりセンサアーム 36 の 3 個の LED 37 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アーム 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。

【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、このため、それぞれ位置決めされた前記 LED 33、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。

30

【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。

【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。

40

【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アーム 36 及び LED 37 を省略している。

【0116】

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。

50

先端部 4 5 は、リング状に形成され、このリング形状の内側に軸受 4 3 , 4 4 を介して把持部 4 2 を中心軸 2 2 回りに回動自在に取り付けている。

【 0 1 1 8 】

(作用)

このような第 5 の実施の形態において、術者は、図 1 4 に示す 3 次元位置観測装置 3 1 により内視鏡 1 1 の先端部 1 9 の位置を確認しながら、保持具 1 6 を操作し、内視鏡 1 1 の中心軸 1 2 を術部 3 の方向に合わせる。同様に 3 次元位置観測装置 3 1 により超音波プローブ 2 1 の中心軸 2 2 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 2 2 に沿って、超音波プローブ 2 1 の超音波観測部 2 4 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

【 0 1 1 9 】

次に術者は、内視鏡 1 1 を術部 3 に目掛けてその中心軸 1 2 方向に挿入するが、この時、図 1 6 及び図 1 7 に示すように、前記超音波プローブ 2 1 の画像描出面 B 1 と前記内視鏡 1 1 の中心軸 1 2 と超音波プローブ 2 1 の中心軸 2 2 を含む平面 A 1 に角度 1 のズレがある場合、内視鏡 1 1 の先端部 1 9 が超音波プローブ 2 1 の画像描出面 B 1 と交差しない限り、図 1 8 に示すように、モニタの画面 4 に表示される超音波画像 4 6 上には、術部 3 の映像 4 7 が表示されるが、内視鏡 1 1 の先端部 1 9 は描出されない。そこで、術者は、前記超音波プローブ 2 1 を把持部 4 2 ごと、軸受 4 3 , 4 4 により保持具 2 6 に対して、図 1 7 に示す中心軸 2 2 回りの矢印 3 0 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 2 1 の画像描出面 B 1 上で、且つ、超音波プローブ 2 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、図 1 9 に示すように、超音波画像 4 6 上には内視鏡 1 1 の先端部 1 9 が輝点 4 8 として描出される。よって、術者は超音波画像 4 6 を確認しながら、内視鏡 1 1 を術部 3 へ挿入する。

20

【 0 1 2 0 】

また、内視鏡 1 1 の先端部 1 9 が、超音波プローブ 2 1 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 2 1 を中心軸 2 2 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。

【 0 1 2 1 】

(効果)

このような第 5 の実施の形態によれば、内視鏡 1 1 及び超音波プローブ 2 1 をそれぞれ保持具 1 6 , 2 6 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 1 1 の中心軸 1 2 と超音波プローブ 2 1 の中心軸 2 2 を術部 3 に合わせることが可能となる。

30

【 0 1 2 2 】

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 2 1 は、軸受け 4 3 , 4 4 を介して保持具 2 6 に取り付けられているため、超音波プローブ 2 1 の中心軸 2 2 方向へのズレを無くすることができるようになり、超音波プローブ 2 1 を容易にその中心軸 2 2 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 2 1 による超音波画像 4 6 上には内視鏡 1 1 の先端部 1 9 を確実に表示できるようになり、内視鏡 1 1 の先端部 1 9 の動きの観察をより確実に行うことができ、内視鏡 1 1 の先端部 1 9 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

【 0 1 2 3 】

なお、本実施の形態では、前記 3 次元位置観測装置 3 1 を利用することで超音波プローブ 2 1 及び内視鏡 1 1 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 3 1 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 2 1 を中心軸 2 2 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、図 1 9 に示すように超音波画像 4 6 上に内視鏡 1 1 の先端部 1 9 が輝点 4 8 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 2 0 乃至図 2 2 は本発明の第 6 の実施の形態に係り、図 2 0 は本実施の形態における内

50

視鏡手術システムの全体構成を示す説明図、図 2 1 は超音波プローブの斜視図、図 2 2 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 2 0 乃至図 2 2 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】

(構成)

まず、図 2 0 を用いて内視鏡手術システムの全体構成を説明する。

図 2 0 に示すように、内視鏡手術システム 5 は、内視鏡 1 1 と、超音波プローブ 8 1 と、保持具 5 1 と、制御部 5 2 とから構成されている。

10

【0126】

保持具 5 1 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 1 1 及び超音波プローブ 8 1 を保持する。

【0127】

さらに詳細に説明すると、保持具 5 1 は、内視鏡 1 1 を取り付ける内視鏡用アーム部 5 3 と、超音波プローブ 8 1 を取り付ける超音波プローブ用アーム部 5 4 と、内視鏡用アーム部 5 3 と超音波プローブ用アーム部 5 4 を支持する支持アーム部 5 5 とから構成されている。

【0128】

支持アーム部 5 5 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 5 3 と超音波プローブ用アーム部 5 4 を取り付ける取付部 5 6 を有している。支持アーム部 5 5 は、取付部 5 6 を 3 次元的に位置調整可能にしている。

20

【0129】

内視鏡用アーム部 5 3 は、アーム 6 1 , 6 2 , 6 3 から構成されている。アーム 6 1 , 6 2 , 6 3 は、それぞれ回転軸 7 1 , 7 2 , 7 3 回りに回転可能になっている。アーム 6 1 , 6 2 , 6 3 の回転軸 7 1 , 7 2 , 7 3 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。

【0130】

内視鏡保持部 6 4 は一端が前記アーム 6 3 に対して軸 7 4 回りに回転可能に取り付けられている。内視鏡保持部 6 4 の他端側には前記内視鏡 1 1 が一体的に取り付けられている。また、その回転軸 7 4 上には前記アーム 6 3 に対する内視鏡保持部 6 4 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

【0131】

超音波プローブ用アーム部 5 4 は、アーム 6 5 , 6 6 , 6 7 から構成されている。アーム 6 5 , 6 6 , 6 7 は、それぞれ回転軸 7 1 , 7 5 , 7 6 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 6 8 は、一端が前記アーム 6 7 に対して軸 7 7 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 6 8 の他端側には前記超音波プローブ 8 1 が一体的に取り付けられている。超音波プローブ保持部 6 8 の回転軸 7 7 上には前記アーム 6 7 に対する超音波プローブ 8 1 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 5 2 は、保持具 5 1 の回転軸 7 1 , 7 2 , 7 3 , 7 4 , 7 5 , 7 6 , 7 7 に取り付けられたエンコーダと電氣的に接続されている。制御部 5 2 は、前記各エンコーダからの出力値により、内視鏡保持部 6 4 及び超音波プローブ保持部 6 8 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 1 1 及び超音波プローブ 8 1 の前記術部 3 に対する 3 次元位置(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 5 1 に設けられてる。

【0133】

また、図 2 1 に示すように、超音波プローブ 8 1 の把持部 8 3 には、その中心軸 8 6 が超

50

音波プローブ 8 1 の画像描出面 B 1 内に配置されるように設けられた位置決め部 8 7 (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 8 7 の中心線と前記中心軸 8 6 とを結んで形成される平面は、前記画像描出面 B 1 と一致することが好ましい。

【0134】

図 2 2 を用いて、超音波プローブ 8 1 の超音波プローブ保持部 6 8 への取り付け構造について説明する。

【0135】

図 2 2 に示すように、固定部 9 2 上には、位置決め部 8 7 と係合もしくは嵌合する係合部 (嵌合部) 1 0 0 が設けられている。係合部 (嵌合部) 1 0 0 は前記位置決め部 8 7 と係合、もしくは、嵌合して超音波プローブ 8 1 を一体的に固定する。なお、位置決め部 8 7 は、超音波プローブ 8 1 の先端部 2 5 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 8 7 は、固定部 9 2 と係合もしくは嵌合して超音波プローブ保持部 6 8 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 8 1 の先端部 2 5 は、超音波プローブ保持部 6 8 に対して所定の距離に固定される。

10

【0136】

超音波プローブ保持部 6 8 は、開孔部 9 5 を有しており、この開孔部 9 5 の内側に軸受 9 3, 9 4 を介して固定部 9 2 を中心軸 2 2 回りに回転自在に取り付けている。

【0137】

固定部 9 2 の外周にはギヤ 9 6 が一体的に取り付けられている。モータ 9 7 は前記超音波プローブ保持部 6 8 内に固定されている。モータ 9 7 の出力軸にはギヤ 9 8 が、前記ギヤ 9 6 とかみ合うべく取り付けられている。また、該モータ 9 7 の出力軸上にはエンコーダ 9 9 が取り付けられている。このエンコーダ 9 9 は、例えば、組み付けの初期設定時点で係合部 (嵌合部) 1 0 0 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 8 7 が係合部 (嵌合部) 1 0 0 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 8 1 の先端部 2 5 から送出される超音波の走査方向は、エンコーダ 9 9 の出力に基づいて常に把握することが可能になる。

20

【0138】

第 6 の実施の形態における位置補正手段 9 1 は、前記位置決め部 8 7、固定部 9 2、軸受 9 3, 9 4、ギヤ 9 6、モータ 9 7、ギヤ 9 8、エンコーダ 9 9 によって構成されている。

30

【0139】

このような構成により、位置補正手段 9 1 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 8 1 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】

(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 5 1 のアーム 6 5, 6 6, 6 7 及び超音波プローブ保持部 6 8 をそれぞれの回転軸 7 1, 7 5, 7 6, 7 7 回りに回転させ、超音波プローブ 8 1 の中心軸 2 2 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 5 1 のアーム 6 1, 6 2, 6 3 及び内視鏡保持部 6 4 をそれぞれの回転軸 7 1, 7 2, 7 3, 7 4 回りに回転させ、内視鏡 1 1 の中心軸 1 2 を、術部 3 近傍に画像描出面 B 1 を形成している超音波プローブ 8 1 の中心軸 2 2 の位置に合わせる。

40

【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 5 1 の制御部 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

50

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。

【0142】

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。

10

【0143】

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

20

【0144】

(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。

30

【0145】

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。

【0146】

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。

40

【0147】

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。

【0148】

モータ 7 1 a は、アーム 6 1 の回転軸 7 1 近傍に設けられ、該アーム 6 1 を回転軸 7 1 を軸にして回転駆動させる。モータ 7 2 a は、アーム 6 2 の回転軸 7 2 近傍に設けられ、該アーム 6 2 を回転軸 7 2 を軸にして回転駆動させる。モータ 7 3 a は、アーム 6 3 の回転

50

軸 7 3 近傍に設けられ、該アーム 6 3 を回転軸 7 3 を軸にして回転駆動させる。モータ 7 4 a は、内視鏡保持部 6 4 の軸 7 4 上に設けられ、該内視鏡保持部 6 4 を軸 7 4 を軸にして回転駆動させる。

【0149】

これら各モータ 7 1 a , 7 2 a , 7 3 a , 7 4 a は、前記制御部 5 2 と電氣的に接続されており、前記制御部 5 2 によって駆動制御される。

【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 1 1 の中心軸が超音波プローブ 8 1 の画像抽出面 B 1 に対し捻れ位置にある場合、制御部 5 2 は、超音波プローブ 8 1 の中心軸 2 2 と内視鏡 1 1 の中心軸とが交差するように、前記各モータ 7 1 a , 7 2 a , 7 3 a , 7 4 a を駆動制御して、各アーム 6 1 , 6 2 , 6 3 及び内視鏡保持部 6 4 を回転させる。こうして、制御部 5 2 による駆動制御によって、内視鏡 1 1 の中心軸と超音波プローブ 8 1 の中心軸 2 2 とが一致することになる。なお、この場合、前記内視鏡 1 1 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。

10

【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 8 1 の中心軸 2 2 と内視鏡 1 1 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。

【0152】

また、本例では、前記制御部 5 2 に、LED やブザー等を有する表示部 5 2 a が設けられており、制御部 5 2 は、前述したように内視鏡 1 1 の中心軸と超音波プローブ 8 1 の中心軸 2 2 とが一致したときに、この表示部 5 2 a 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 1 1 の中心軸と超音波プローブ 8 1 の中心軸 2 2 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。

20

【0153】

なお、前記表示部 5 2 a 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せるように構成しても良い。

【0154】

(第 7 の実施の形態)

30

図 2 3 乃至図 2 5 は本発明の第 7 の実施の形態に係り、図 2 3 は超音波プローブの斜視図、図 2 4 は超音波プローブを一部切り欠いて示す断面図、図 2 5 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 2 3 乃至図 2 5 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。

【0156】

(構成)

図 2 3 及び図 2 4 に示すように、内視鏡手術システム 1 0 1 は、内視鏡 1 1 1 と、超音波プローブ 1 2 1 とを有して構成されている。

40

【0157】

前記超音波プローブ 1 2 1 は、保持部 1 2 3 と、超音波観測部 2 4 から構成されている。

【0158】

前記超音波プローブ 1 2 1 の把持部 1 2 3 には、内視鏡挿入孔 1 3 1 が設けられている。内視鏡挿入孔 1 3 1 の中心軸 1 3 2 は、超音波プローブ 1 2 1 の中心軸 2 2 に略平行、かつ、超音波観測される画像抽出面 B 1 と同一平面内になるようになっている。また、該内視鏡挿入孔 1 3 1 の内径 1 3 3 と前記内視鏡 1 1 1 の挿入部 1 1 3 の外径 1 2 0 は、各々の中心軸 1 1 2 、 1 3 2 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 1 3 1 は、前記内視鏡 1 1 1 の先端位置を前記超音

50

波プローブ 1 2 1 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。

【0 1 6 0】

なお、図 2 3 及び図 2 4 においては、内視鏡挿入孔 1 3 1 は把持部 1 2 3 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 1 2 1 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 2 6 を用いても良い。

【0 1 6 1】

(作用)

図 2 4 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 1 2 1 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 2 5 に示す超音波画像 4 6 上に術部 3 の画像 4 7 が描出される。次に、術部 3 の位置を超音波画像 4 6 で確認しながら、内視鏡 1 1 1 の挿入部 1 1 3 を超音波プローブ 1 2 1 の内視鏡挿入孔 1 3 1 に挿入する。挿入部 1 1 3 が中心軸 1 3 2 に沿って術部 3 へ向かい挿入され、その先端 1 1 9 が超音波観察される画像描出面 B 1 に到達したとき、図 2 5 に示すように超音波画像 4 6 上に輝点 1 4 8 として描出される。

10

【0 1 6 2】

この後、術者は超音波画像 4 6 により術部 3 及び内視鏡 1 1 の先端部 1 9 を確認しながら、内視鏡 1 1 を術部 3 へと導く。

【0 1 6 3】

(効果)

第 7 の実施の形態によれば、超音波プローブ 1 2 1 の把持部 1 2 3 に画像描出面 B 1 と同一平面にその中心軸が配置される内視鏡挿入孔 1 3 1 を設けるといった簡単な構成で、内視鏡 1 1 1 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 1 1 1 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。

20

【0 1 6 4】

(第 8 の実施の形態)

図 2 6 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。

【0 1 6 5】

但し、図 2 6 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。

30

【0 1 6 6】

(構成)

図 2 6 に示すように、内視鏡手術システム 2 0 1 は、内視鏡 1 1 1 と、超音波プローブ 2 2 1 とを有して構成されている。

【0 1 6 7】

前記超音波プローブ 2 2 1 は、保持部 2 2 3 と、超音波観測部 2 4 から構成されている。

【0 1 6 8】

前記超音波プローブ 2 2 1 の把持部 2 2 3 の基端側には、外径方向に突出する突出部 2 3 0 が設けられている。突出部 2 3 0 には内視鏡 1 1 1 の挿入部 1 1 3 と嵌合を成す内視鏡挿入孔 2 3 1 が設けられている。

40

【0 1 6 9】

また、内視鏡挿入孔 2 3 1 の中心軸 2 3 2 及び内視鏡 1 1 1 の中心軸 1 1 2 は超音波画像の画像描出面 B 1 (図 2 4 参照) と同一平面内において超音波観測部 2 4 の中心軸 2 2 と一定の角度 θ を有している。中心軸 1 1 2 と中心軸 2 2 の交差点 X 1 は超音波プローブ 2 2 1 の画像描出が確実に行える距離 (いわゆる浸達度範囲) である先端部 2 5 からの距離 L 1 の位置となるようになっている。このような構造により、内視鏡挿入孔 2 3 1 は前記内視鏡 1 1 1 の先端位置を前記超音波プローブ 2 2 1 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 2 2 1 の略中心軸 2 2 上の点 X 1 に導く導入手段となっている。

【0 1 7 0】

50

(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 2 2 1 を術部 3 (図 2 4 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 1 1 の挿入部 1 1 3 を超音波プローブ 2 2 1 の内視鏡挿入孔 2 3 1 に挿入する。これにより挿入部 1 1 3 は中心軸 1 1 2 に沿って術部 3 へ向かって挿入され、その先端部 1 1 9 が超音波観察される画像描出面 B 1 (図 2 4 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 2 2 1 と内視鏡 1 1 と中心軸 2 2 , 1 1 2 の交差点 X 1 が略一致するように、超音波プローブ 2 2 1 の位置を微調整しながらゆっくりと内視鏡 1 1 1 の挿入を進める。これにより、内視鏡 1 1 1 の先端部は確実に術部 3 の中心へと導かれる。

【0 1 7 1】

(効果)

第 8 の実施の形態においては、超音波プローブ 2 2 1 の中心軸 2 2 と内視鏡 1 1 1 の中心軸 1 1 2 を、その浸達度範囲 L 1 で交差するようにしたため、内視鏡 1 1 1 の先端部 1 1 9 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。

【0 1 7 2】

(第 9 の実施の形態)

図 2 7 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。

【0 1 7 3】

但し、図 2 7 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。

【0 1 7 4】

(構成)

図 2 7 に示すように、内視鏡手術システム 3 0 1 の超音波プローブ 3 2 1 は、保持部 3 2 3 と、超音波観測部 2 4 から構成されている。

【0 1 7 5】

前記超音波プローブ 3 2 1 の把持部 3 2 3 の基端側には、外径方向に突出する取付座 3 3 0 が設けられている。取付座 3 3 0 には内視鏡保持部 3 3 1 が軸 3 3 2 を中心に、矢印 3 3 3 方向に回転可能に取り付けられている。

【0 1 7 6】

内視鏡保持部 3 3 1 には、図 2 6 に示した内視鏡 1 1 1 の挿入部 1 1 3 と嵌合を成す内視鏡挿入孔 2 3 1 が設けられている。

【0 1 7 7】

また、内視鏡 1 1 1 の中心軸 1 1 2 と、超音波プローブ 3 2 1 の中心軸 2 2 の交差点 X 1 は該内視鏡保持部 3 3 1 の矢印 3 3 3 方向の回転により移動先 X 2 に移動される。超音波プローブ 3 2 1 の先端 2 5 から移動先 X 2 までの距離 L 2 も、超音波プローブ 3 2 1 の浸達度範囲内となっている。

【0 1 7 8】

このような構造により、取付座 3 3 0、内視鏡保持部 3 3 1 及び軸 3 3 2 は前記中心軸 2 2 上の交差点の位置を可変する可変機構となっている。

【0 1 7 9】

(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 3 2 1 を図 2 4 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 1 1 の挿入部 1 1 3 を超音波プローブ 3 2 1 の内視鏡挿入孔 2 3 1 に挿入する。挿入部 1 1 3 は図 2 4 に示した中心軸 1 3 2 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 B 1 に到達したとき、第 8 の実施の形態と同様に、図 2 5 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。

【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ること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。

10

【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。

【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】

20

(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】

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11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の外径は、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11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。

30

【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11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となっており、該導入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。前記導入手段は前記保持手段に対して着脱自在になっている。

【0187】

(作用)

40

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11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

50

。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っ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。

【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。 10

【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、その軸を中心に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 2 次元超音波観察画像に処理を施して 3 次元画像を構築可能な 3 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 3 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 2 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。

【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。 40

【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 2 次元超音波観察画像に処理を施して 3 次元画像を構築可能な 3 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、 50

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。

【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。 10

【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。

【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。 20

【０２０２】

（付記項１２） 更に、前記超音波プローブが回転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。

【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。 30

【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、
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 40
。

【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 50

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。

【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。 10

【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。

【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。 20

【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。

【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。 30

【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。 40

【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、 50

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。

【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。 10

【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に記載の超音波観察システム。

【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。 20

【0223】

(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。 30

【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。

【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。 40

【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。

【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。

【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。

10

【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。

【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。

【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。

20

【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。

【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。

30

【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。

【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。

40

【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。

50

【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 3 1】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 3 2】本発明の第 3 の実施の形態の図 1 1 に示す画像処理装置の構成例を示すブロック図。

【図 3 3】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】

6 0 1 ... 超音波観察システム

6 1 1 ... 超音波プローブ

6 1 2 ... 保持部

6 1 3 ... 把持部

6 1 4 ... 接触部

6 2 1 ... 保持具

6 2 2 ... 先端部

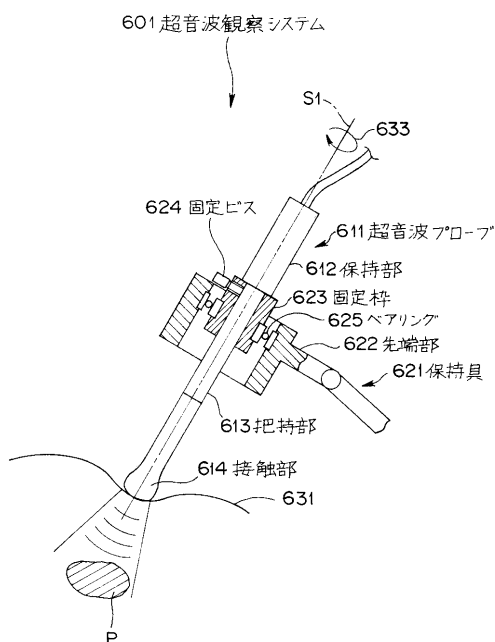
6 2 3 ... 固定樁

6 2 4 ... 固定ビス

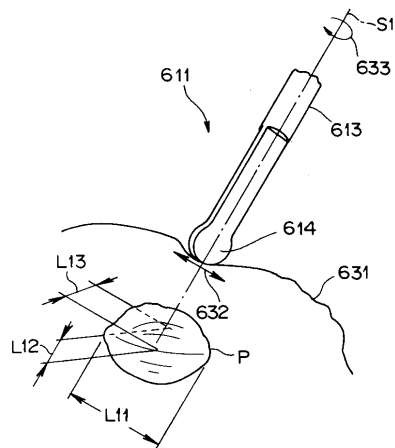
6 2 5 ...ベアリング

10

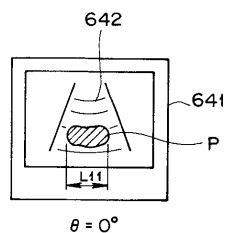
【 圖 1 】



【 圖 2 】

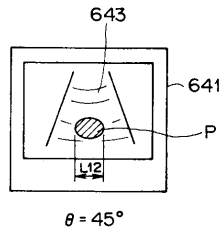


【 圖 3 】

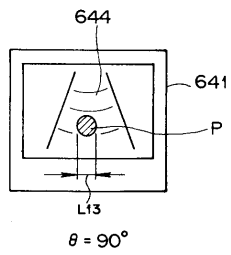


$\theta = 0^\circ$

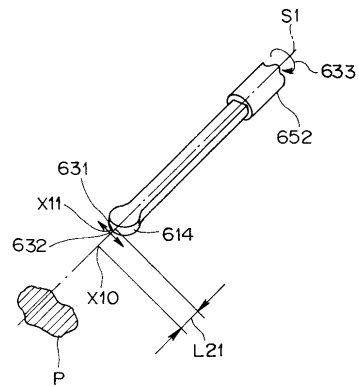
【 図 4 】



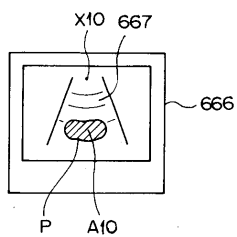
【 図 5 】



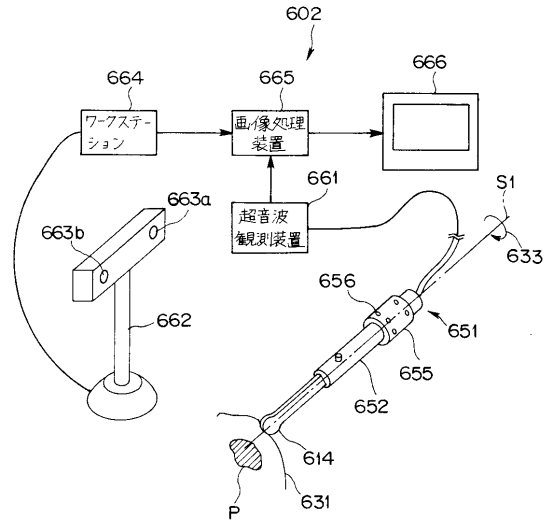
【圖 7】



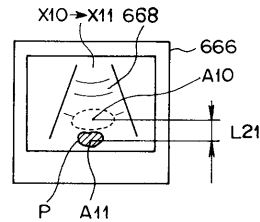
【 図 8 】



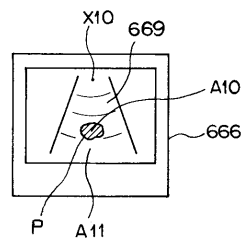
【 図 6 】



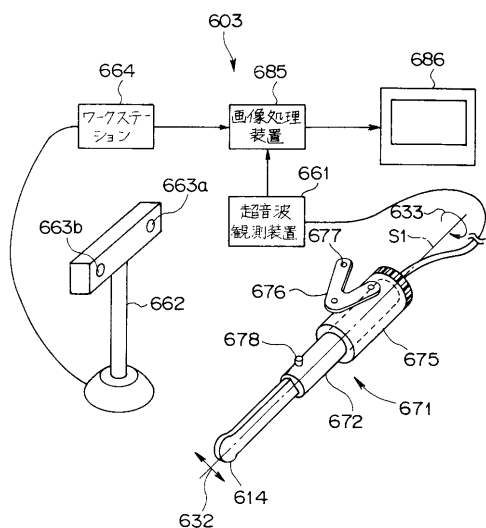
【圖 9】



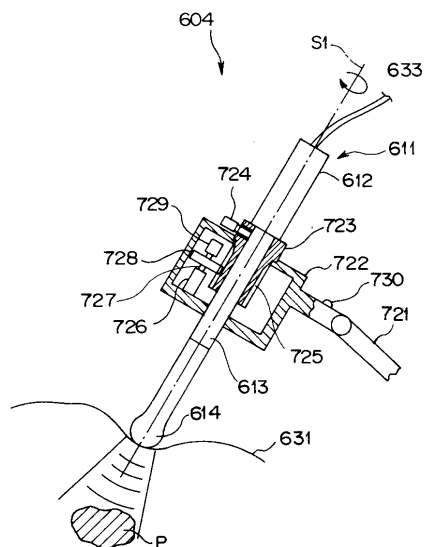
【 ㄨ 1 0 】



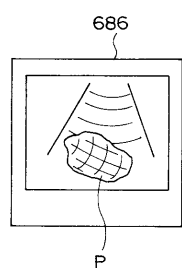
【 図 1 1 】



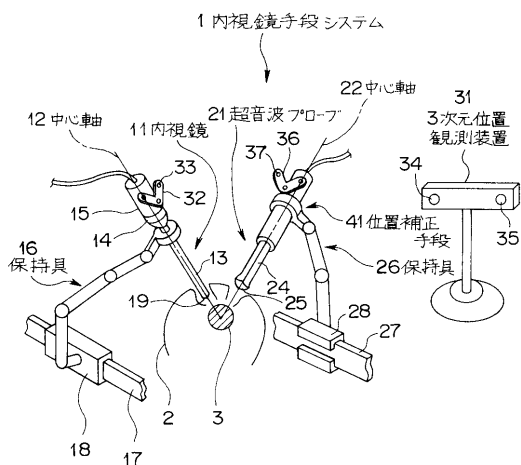
【 図 1 3 】



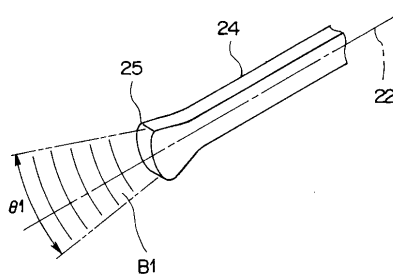
【 図 1 2 】



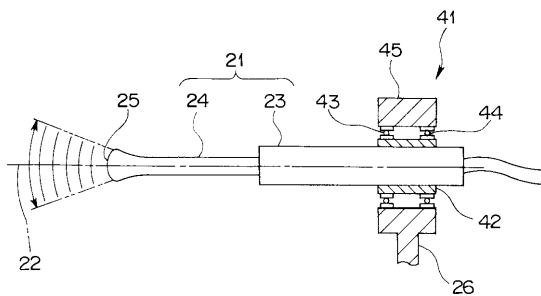
【 図 1 4 】



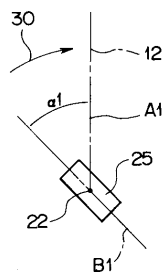
【 図 1 6 】



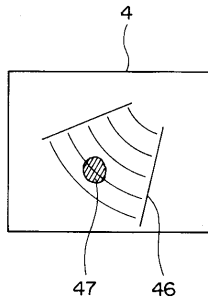
【 図 1 5 】



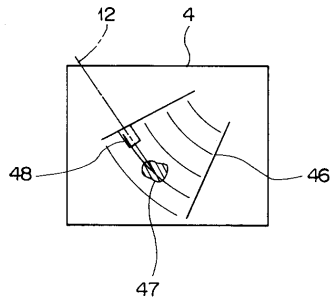
【 圖 1 7 】



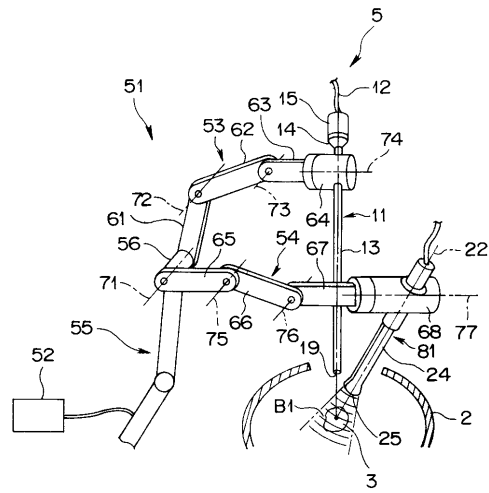
【図 18】



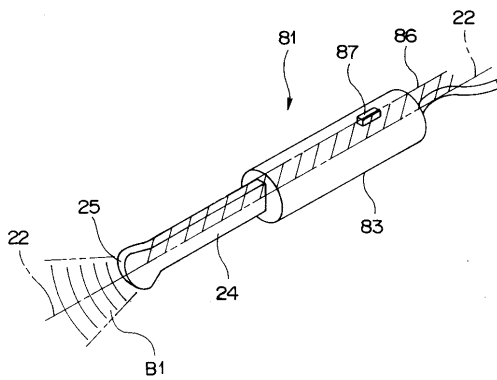
【図 19】



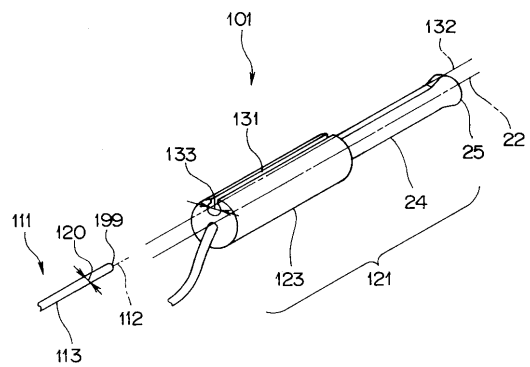
【図 20】



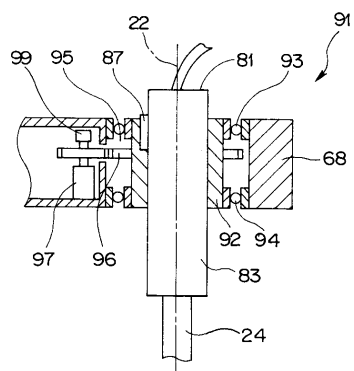
【図 21】



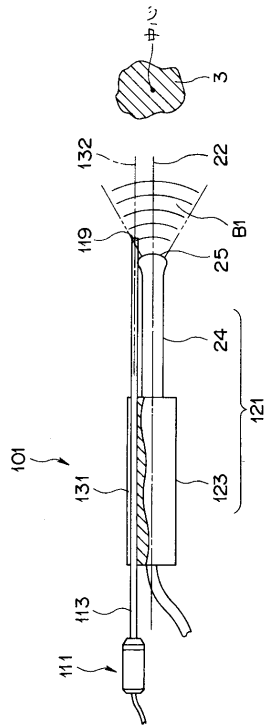
【図 23】



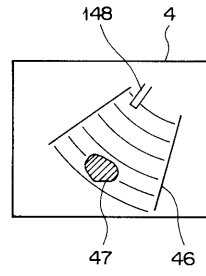
【図 22】



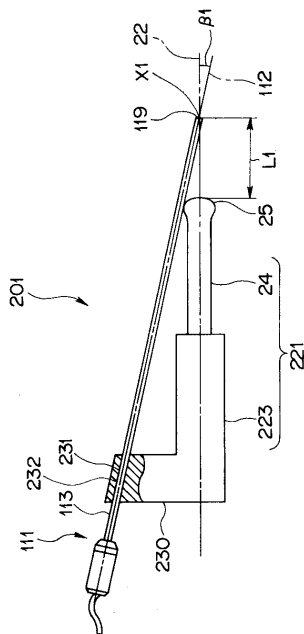
【図 2 4】



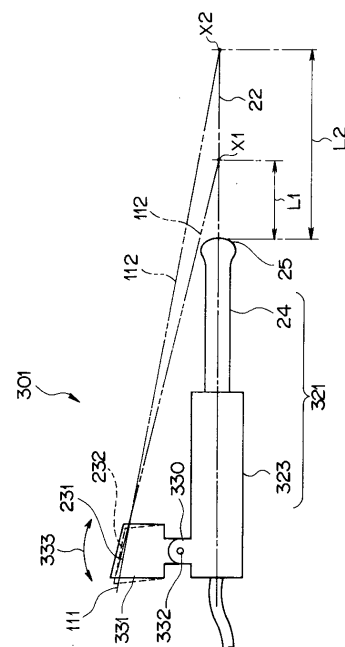
【図 2 5】



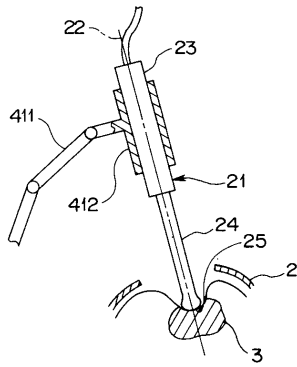
【図 2 6】



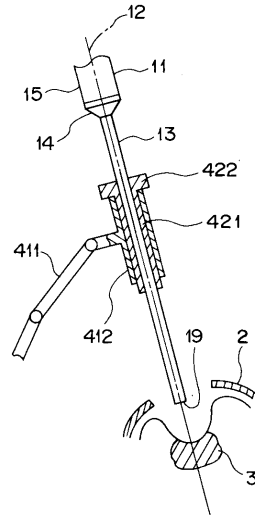
【図 2 7】



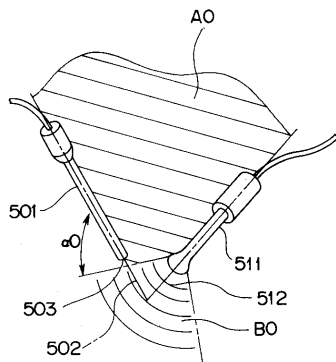
【図 28】



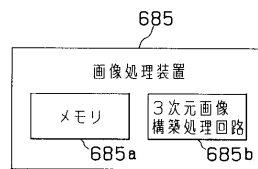
【図 29】



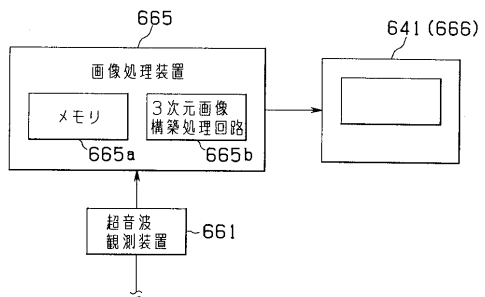
【図 30】



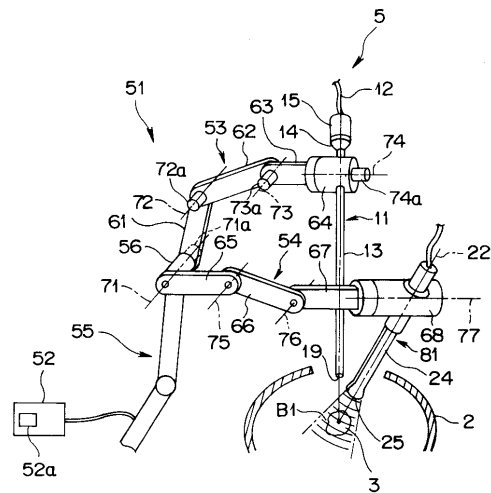
【図 32】



【図 31】



【図 33】



【手続補正書】

【提出日】平成15年3月17日(2003.3.17)

【手続補正1】

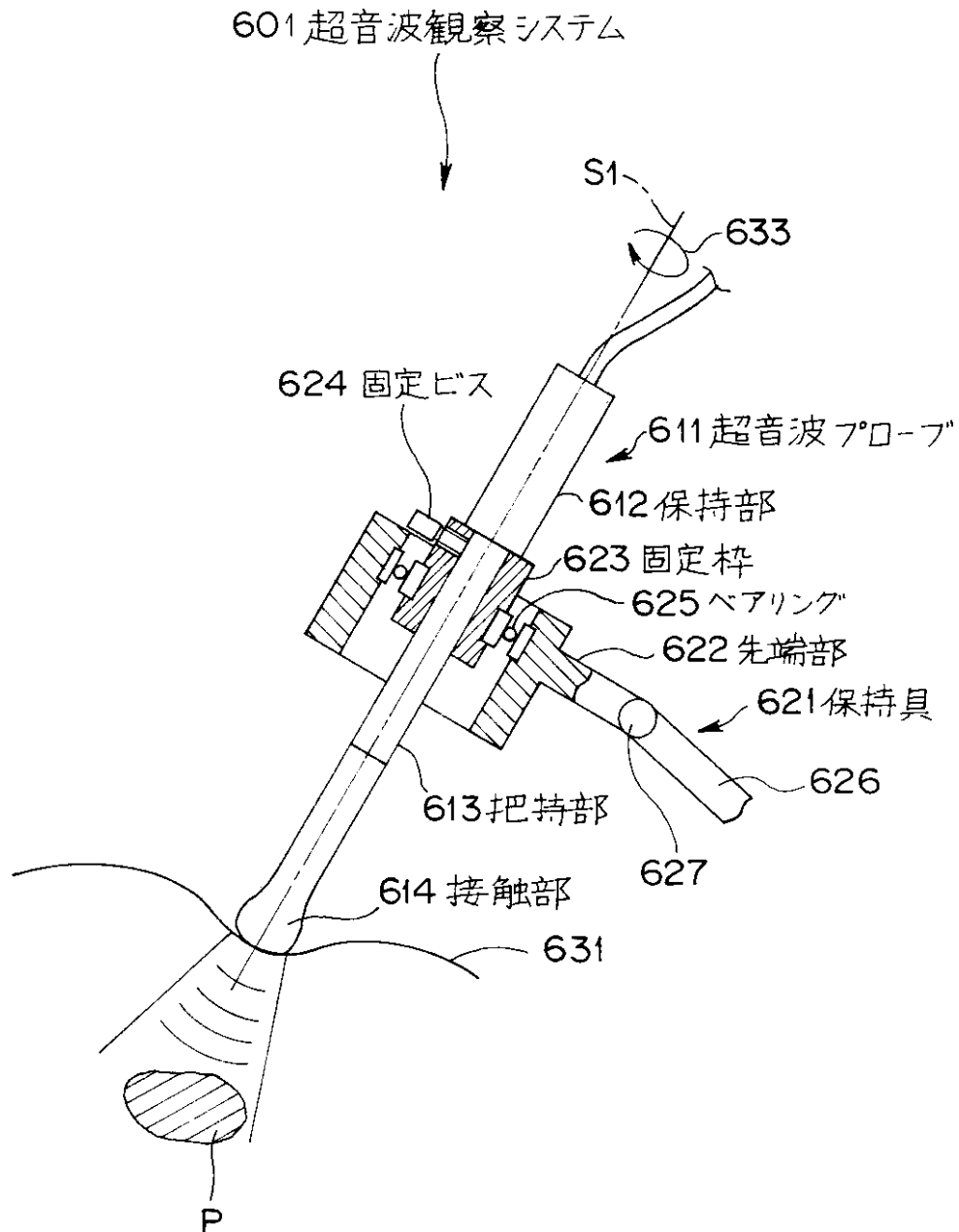
【補正対象書類名】図面

【補正対象項目名】図1

【補正方法】変更

【補正の内容】

【図1】



【手続補正2】

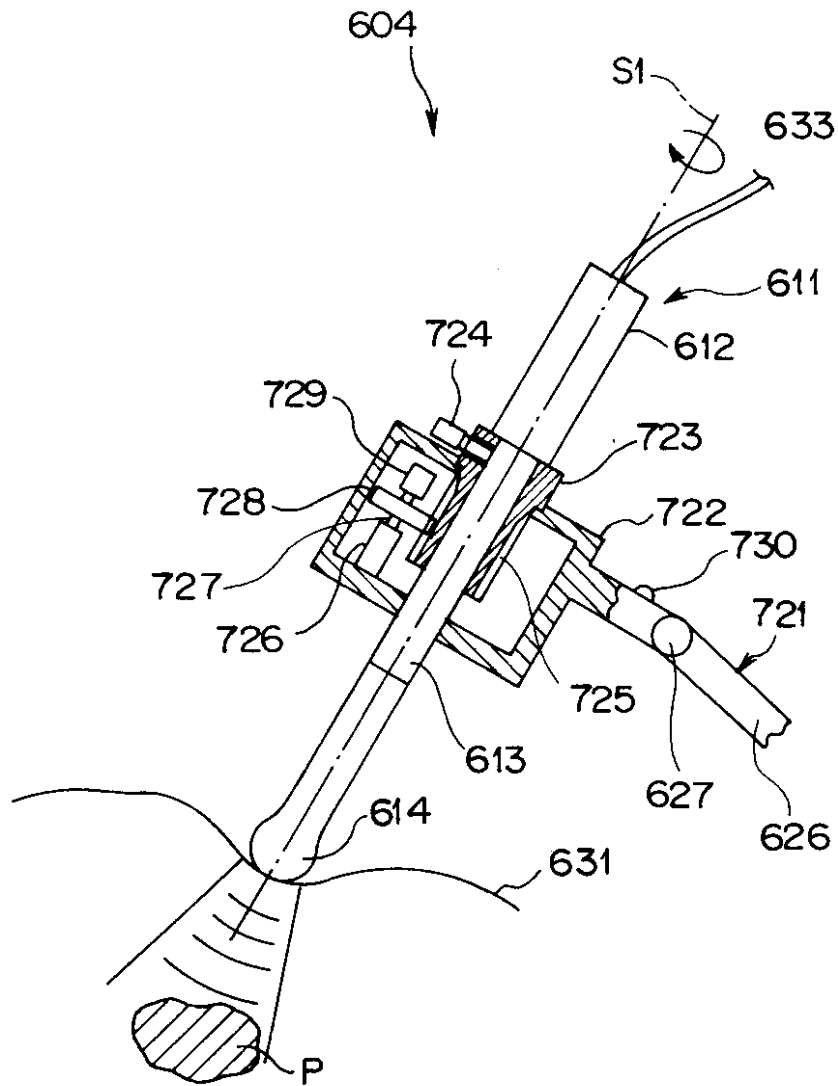
【補正対象書類名】図面

【補正対象項目名】図1 3

【補正方法】変更

【補正の内容】

【図 13】



【手続補正3】

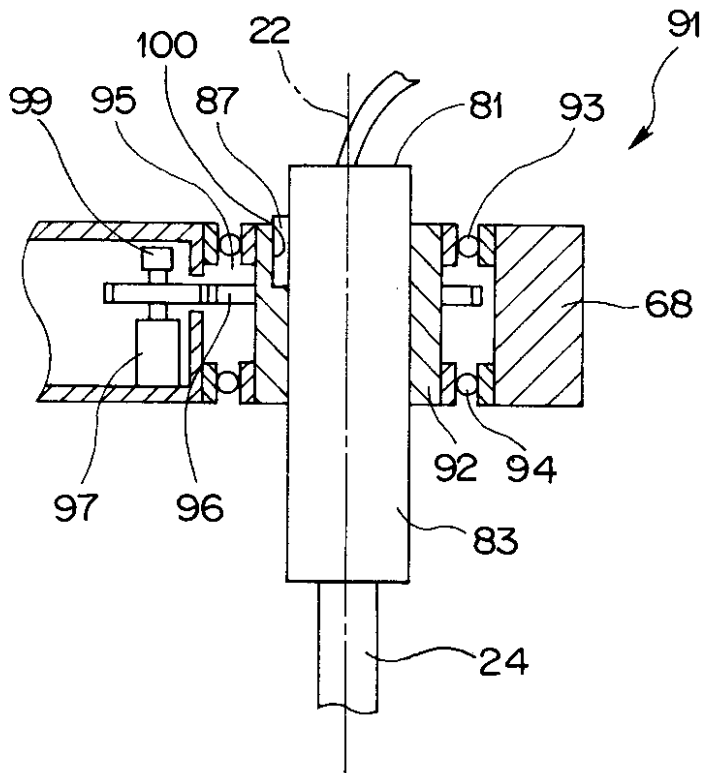
【補正対象書類名】図面

【補正対象項目名】図22

【補正方法】変更

【補正の内容】

【図 22】



专利名称(译)	<无法获取翻译>		
公开(公告)号	JP2004136066A5	公开(公告)日	2006-03-23
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		
[标]发明人	植田昌章		
发明人	植田 昌章		
IPC分类号	A61B8/12 A61B1/00		
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		
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 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 4C161/AA23 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD01 4C161/GG13 4C161/NN09 4C161/RR06 4C161/RR22 4C161/WW10 4C161/WW16 4C161/XX01 4C161/YY12		
代理人(译)	伊藤 进		
优先权	2002084386 2002-03-25 JP 2002240933 2002-08-21 JP		
其他公开文献	JP2004136066A JP4309683B2		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声观察系统，其能够掌握手术空间中观察对象的三维状况。 解决方案：超声波观察系统601具有长的超声波探头611，该超声波探头具有能够发送和接收超声波的超声波发送/接收部分，以及从超声波发送/接收部分产生的超声波的任意振荡方向。 它包括作为旋转操作部的保持部612，该保持部612能够使超声波探头以轴为中心旋转。 握持部613与保持部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的末端部分622，从而可绕超声探头611的中心轴线S1旋转。 [选型图]图1