

(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 6 1 B 8/12 (2006.01)

F I
A 6 1 B 8/12

請求項の数 4 (全 36 頁)

(21) 出願番号	特願2003-68453 (P2003-68453)	(73) 特許権者	000000376
(22) 出願日	平成15年3月13日 (2003. 3. 13)		オリンパス株式会社
(65) 公開番号	特開2004-136066 (P2004-136066A)		東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号
(43) 公開日	平成16年5月13日 (2004. 5. 13)	(74) 代理人	100076233
審査請求日	平成18年2月1日 (2006. 2. 1)		弁理士 伊藤 進
(31) 優先権主張番号	特願2002-84386 (P2002-84386)	(72) 発明者	植田 昌章
(32) 優先日	平成14年3月25日 (2002. 3. 25)		東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オ
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)		リンパス光学工業株式会社内
(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)	審査官	川上 則明
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)		

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】

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おり構成されている。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。

【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。

【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ブ

10

20

30

40

50

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。

【 0 0 1 1 】

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。

【 0 0 1 2 】

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

【 0 0 1 3 】

また、特開平 1 1 - 2 0 6 7 6 4 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 - 2 6 1 9 0 0 号公報に記載の先行例がある。

【 0 0 1 4 】

特開平 6 - 2 6 1 9 0 0 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

【 0 0 1 5 】

【 特許文献 1 】

特開 2 0 0 1 - 2 5 8 9 0 3 号公報

【 0 0 1 6 】

【 特許文献 2 】

特開 2 0 0 1 - 2 2 4 5 9 5 号公報

【 0 0 1 7 】

【 特許文献 3 】

30

特開平 1 1 - 2 0 6 7 6 4 号公報

【 0 0 1 8 】

【 特許文献 4 】

特開平 6 - 2 6 1 9 0 0 号公報

【 0 0 1 9 】

【 発明が解決しようとする課題 】

前記した従来の特開平 1 1 - 2 0 6 7 6 4 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

【 0 0 2 0 】

特開平 6 - 2 6 1 9 0 0 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 1 1 - 2 0 6 7 6 4 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

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、10 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。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0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。30

【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。40

【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】

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に係合する固定枠623を有している。固定枠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。

【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。

【 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（例えば脳腫瘍）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。

【 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 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 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。

【 0 0 4 2 】

更に、 $\theta = 90^\circ$ 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 $\theta = 360^\circ$ 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 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。

【 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 $\theta = 0^\circ$ 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 元的な状況を把握することができる。

【 0 0 4 4 】

(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れ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、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に電氣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に電氣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)情報に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 $\theta = 0^\circ$ 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 $\theta = 0^\circ$ 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641に表示する。

40

【0052】

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

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可能なので、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６６１及び画像処理装置６６５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。

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、センサアーム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にはセンサアーム６５５が取り付けられている。センサアーム６５５の外周には複数の発光ダイオード６５６が取り付けられている。複数の発光ダイオード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。

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 が回転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とを記憶する。

【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3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

40

50

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アーム676が取り付けられている。センサアーム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67

50

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。

【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。

【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。

【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

10

20

30

40

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。

10

【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。

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。

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 1 4 乃至図 1 9 は本発明の第 5 の実施の形態に係り、図 1 4 は内視鏡手術システムの全体構成を示す説明図、図 1 5 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 1 6 は超音波プローブの画像描出平面を示す説明図、図 1 7 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 1 8 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 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。

10

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。

20

【 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。

30

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。

40

【 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ト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 】

50

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ト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 】

一方、前記内視鏡 1 1 にはナビゲーション装置を構成するセンサアーム 3 2 が取り付けられている。センサアーム 3 2 は、赤外光を発する発光ダイオード（以下、LED と呼ぶ）3 3 が 3 個設けられている。これらの LED 3 3 は、前記内視鏡 1 1 の先端部 1 9 に対して決められた位置（内視鏡 1 1 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 1 2 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 3 3 によって、該内視鏡 1 1 の軸方向及び先端部 1 9 の位置を検出することができる。

10

【 0 1 0 8 】

ナビゲーション装置を構成する 3 次元位置観測装置 3 1 は、赤外線受光部 3 4、3 5 によりセンサアーム 3 2 の 3 個の LED 3 3 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 3 1 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 3 2 の位置や向きを、即ち内視鏡 1 1 の先端位置及びその中心軸 1 2 を計測し、モニタ等に、患者頭部に対する内視鏡 1 1 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。

【 0 1 0 9 】

前記超音波プローブ 2 1 にはセンサアーム 3 6 が取り付けられている。センサアーム 3 6 は、赤外光を発する LED 3 7 が 3 個設けられている。これらの LED 3 7 は、前記超音波プローブ 2 1 の先端部 2 5 に対して決められた位置（超音波プローブ 2 1 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 2 2 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 3 7 によって、該超音波プローブ 2 1 の軸方向及びプローブ 2 1 の先端部 2 5 の位置を検出することができる。

20

【 0 1 1 0 】

3 次元位置観測装置 3 1 は、内視鏡 1 1 の場合と同様に、赤外線受光部 3 4、3 5 によりセンサアーム 3 6 の 3 個の LED 3 7 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 3 6 の位置や向きを、すなわち超音波プローブ 2 1 の先端位置及び中心軸 2 2 を計測する。

30

【 0 1 1 1 】

なお、本実施の形態では、前記接続部 1 8、2 8 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 3 3、3 7 からの赤外光を用いることで、前記内視鏡 1 1 及び超音波プローブ 2 1 の軸方向、内視鏡 1 1 の先端部 1 9 の位置及び超音波プローブ 2 1 の先端部 2 5 の位置の検出が可能である。

【 0 1 1 2 】

次に、図 1 5 及び図 1 6 を用いて超音波プローブ 2 1 と保持具 2 6 との接続状態について説明する。

【 0 1 1 3 】

図 1 5 に示すように、前記超音波プローブ 2 1 は、保持部 2 3 と、超音波観測部 2 4 から構成されている。超音波観測部 2 4 は、その先端部 2 5 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

【 0 1 1 4 】

図 1 6 に示すように、超音波観測部 2 4 により超音波観測される画像描出面 B 1 は角度 1 を有する 2 次元で、その向きは前記先端部 2 5 の長手方向と略一致している。

【 0 1 1 5 】

図 1 5 に示すように、超音波プローブ 2 1 の保持部 2 3 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。なお、この図 1 5 においては、超音波プローブ 2 1 に設けられた構成であるセンサアーム 3 6 及び LED 3 7 を省略している。

【 0 1 1 6 】

50

位置補正手段 4 1 は、把持部 4 2、軸受け 4 3、4 4、保持具 2 6 の先端部 4 5 によって構成されている。

【0117】

把持部 4 2 は前記保持部 2 3 を一体的に取り付け可能になっている。

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 回りに回転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 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。

【0119】

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。

【0120】

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。

【0121】

(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。

【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 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。

【0123】

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 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】

(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。

【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。

【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。

【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氣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 (

10

20

30

40

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に設けられている。

【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の画像描出面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、前記画像描出面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回りに回転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可能になる。

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、術部３近傍に画像描出面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。

【 0 1 4 8 】

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。

【 0 1 4 9 】

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。

10

【 0 1 5 0 】

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。

【 0 1 5 1 】

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。

20

【 0 1 5 2 】

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。

【 0 1 5 3 】

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しめるように構成しても良い。

30

【 0 1 5 4 】

(第 7 の実施の形態)

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。

【 0 1 5 5 】

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。

40

【 0 1 5 6 】

(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。

【 0 1 5 7 】

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。

【 0 1 5 8 】

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

50

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。

【0160】

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。

【0161】

(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。

【0162】

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。

【0163】

(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。

【0164】

(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。

【0165】

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。

【0166】

(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。

【0167】

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。

【0168】

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。

【0169】

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。

10

20

30

40

50

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。

【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 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。

10

【0171】

(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。

20

【0172】

(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。

【0173】

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。

【0174】

(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。

30

【0175】

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。

【0176】

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。

【0177】

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。

40

【0178】

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。

【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 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

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 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 3 2 1 の中心軸 2 2 と内視鏡 1 1 1 の中心軸 1 1 2 の交差点 X が略一致するように、交差点 X を X 1 から X 2 の範囲内で内視鏡保持部 3 3 1 を矢印 3 3 3 回りに回転させながら、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。

10

【0181】

(効果)

第 9 の実施の形態においては、超音波プローブ 3 2 1 の中心軸 2 2 と内視鏡 1 1 1 の中心軸 1 1 2 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 3 2 1 の位置を固定した状態で、内視鏡 1 1 1 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になり、より、簡単に内視鏡 1 1 1 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 2 8 及び図 2 9 は本発明の第 10 の実施の形態に係り、図 2 8 は超音波プローブを、図 2 9 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 2 8 及び図 2 9 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 2 8 に示すように、保持具 4 1 1 は、その先端部に超音波プローブ保持部 4 1 2 が取り付けられ、該超音波プローブ 2 1 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 4 1 2 は前記超音波プローブ 2 1 をその中心軸 2 2 方向に進退可能に保持部 2 3 が挿入可能になっている。

【0185】

30

図 2 9 に示すように、内視鏡アダプタ 4 2 1 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 1 1 の挿入部 1 3 が同軸状態で挿入可能になっている。内視鏡アダプタ 4 2 1 の外径は、前記超音波プローブ保持部 4 1 2 に同軸状態で挿入可能になっている。内視鏡アダプタ 4 2 1 の基端側にはフランジ 4 2 2 が設けられている。このフランジ 4 2 2 に対する内視鏡 1 1 の先端部 1 9 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 4 2 1 は、前記内視鏡 1 1 の先端位置を前記超音波プローブ 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 1 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 4 1 2 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。

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 2 8 に示すごとく、超音波プローブ 2 1 を保持具 4 1 1 の超音波プローブ保持部 4 1 2 に挿入し、また、保持具 4 1 1 を 3 次元的に移動させ、超音波プローブ 2 1 の先端部 2 5 を術部 3 に近接させ、超音波プローブ保持部 4 1 2 に対して内視鏡 1 1 の中心軸 1 2 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 2 1 を超音波プローブ保持部 4 1 2 から抜き、代わりに内視鏡アダプタ 4 2 1 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

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】

20

（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。

【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、
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。

40

【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
。

【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

50

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。

【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。

【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。

【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。

【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。

【 0 2 1 7 】

(付記項 2 7) 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

【 0 2 1 8 】

(付記項 2 8) 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 2 4 乃至 2 7 のいずれか一つに記載の超音波観察システム。

【 0 2 1 9 】

(付記項 2 9) 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 2 6 に記載の超音波観察システム。

【 0 2 2 0 】

(付記項 3 0) 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 2 5 または 2 6 に記載の記載の超音波観察システム。

20

【 0 2 2 1 】

(付記項 3 1) 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 3 0 に記載の超音波観察システム。

【 0 2 2 2 】

(付記項 3 2) 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。

【 0 2 2 3 】

(付記項 3 3) 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

【 0 2 2 4 】

(付記項 3 4) 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 3 3 に記載の超音波観察システム。

【 0 2 2 5 】

(付記項 3 5) 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 3 2 または 3 3 に記載の超音波観察システム。

40

【 0 2 2 6 】

(付記項 3 6) 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。

【 0 2 2 7 】

(付記項 3 7) 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 3 6 に記載の超音波観察システム。

50

【 0 2 2 8 】

【 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。

【 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 １ ０ 】 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 １ １ 】 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 １ ２ 】 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 １ ３ 】 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 １ ４ 】 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 １ ５ 】 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 １ ６ 】 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 １ ７ 】 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 １ ８ 】 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 １ ９ 】 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 ２ ０ 】 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 ２ １ 】 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 ２ ２ 】 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 ２ ３ 】 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 ２ ４ 】 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 ２ ５ 】 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 ２ ６ 】 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ブロック図。

10

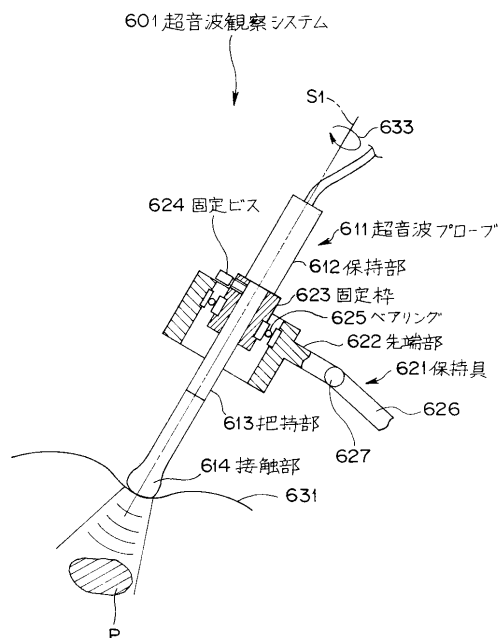
【図 33】本発明の第 6 の実施の形態の変形例を示し、該内視鏡手術システム全体構成を示す説明図。

【符号の説明】

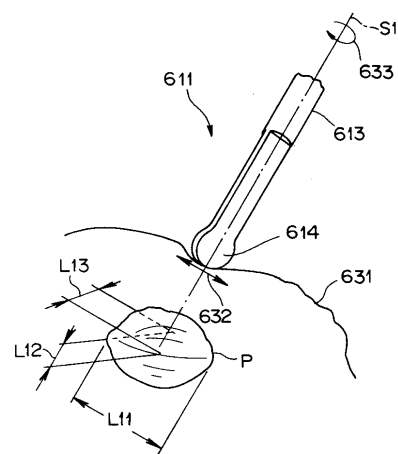
- 601 ... 超音波観察システム
- 611 ... 超音波プローブ
- 612 ... 保持部
- 613 ... 把持部
- 614 ... 接触部
- 621 ... 保持具
- 622 ... 先端部
- 623 ... 固定枠
- 624 ... 固定ビス
- 625 ... 固定ビス
- 626 ... 固定ビス
- 627 ... 固定ビス
- 631 ... 手術部
- 632 ... 手術部
- 633 ... 手術部

20

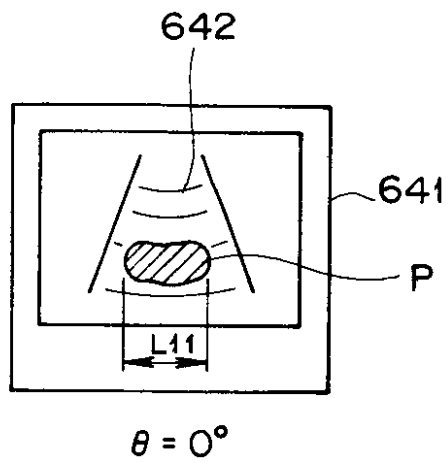
【図 1】



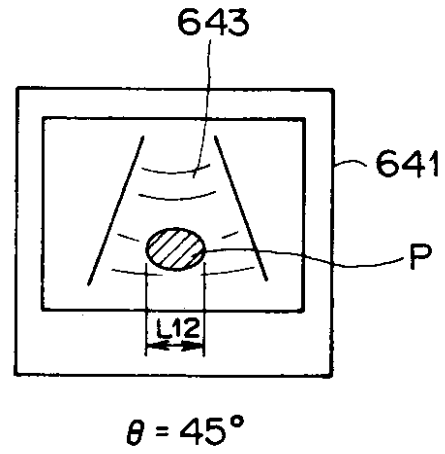
【図 2】



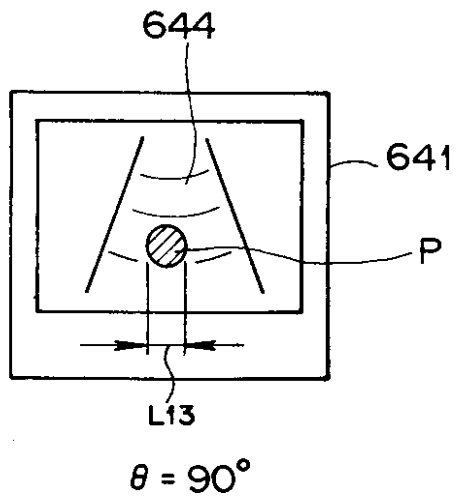
【図 3】



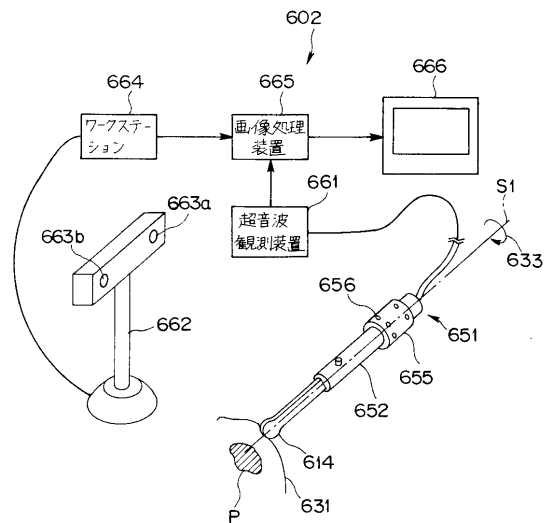
【図 4】



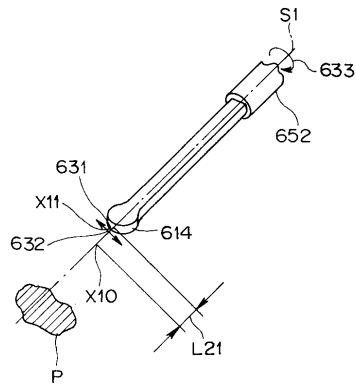
【図 5】



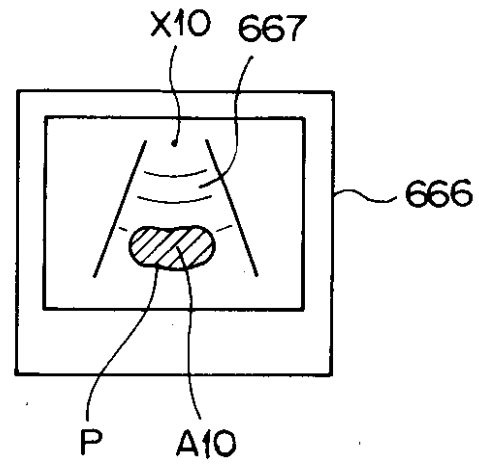
【図 6】



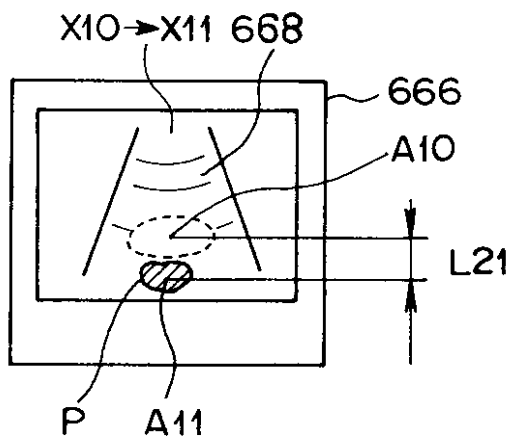
【図 7】



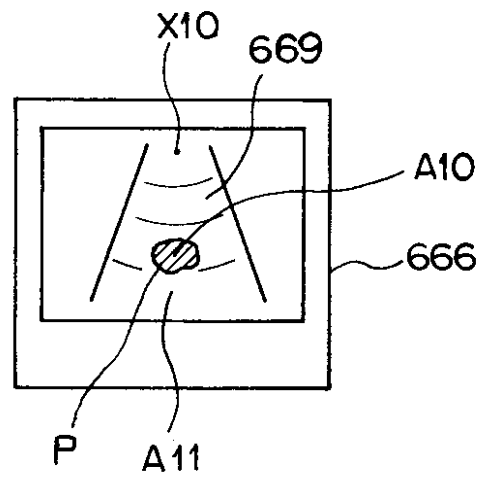
【図 8】



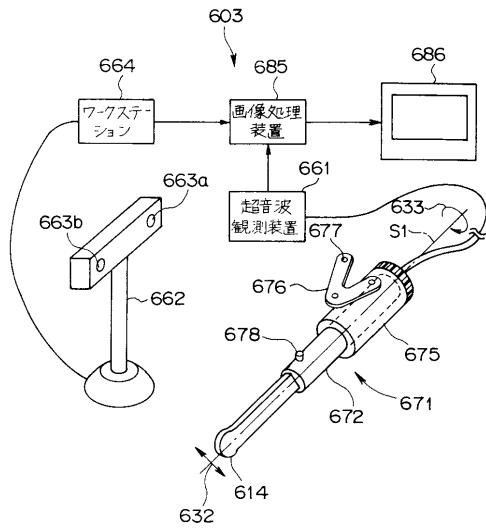
【図 9】



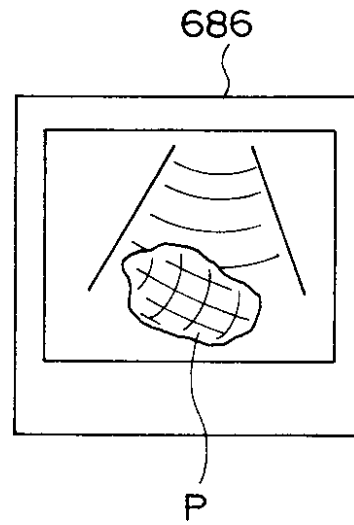
【図 10】



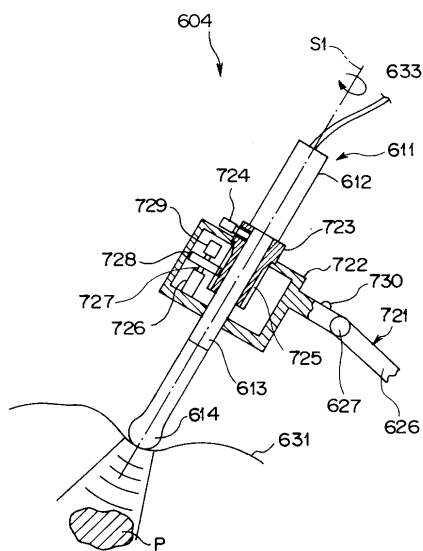
【図 1 1】



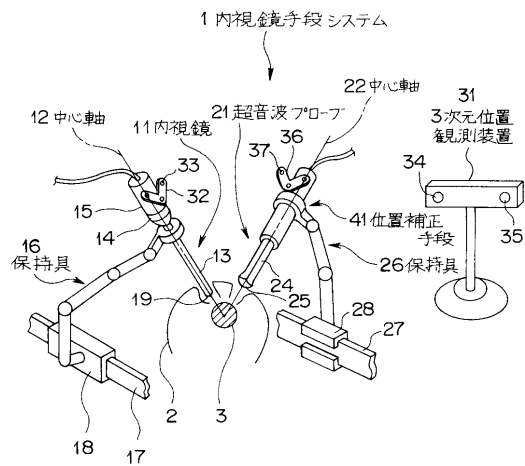
【図 1 2】



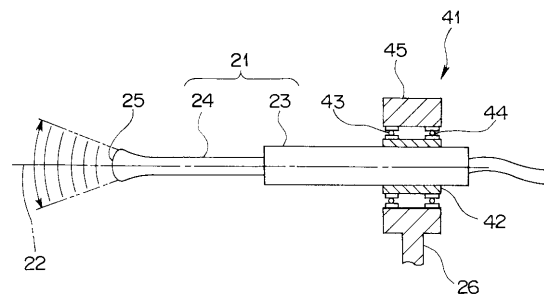
【図 1 3】



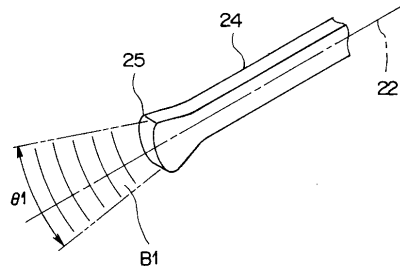
【図 1 4】



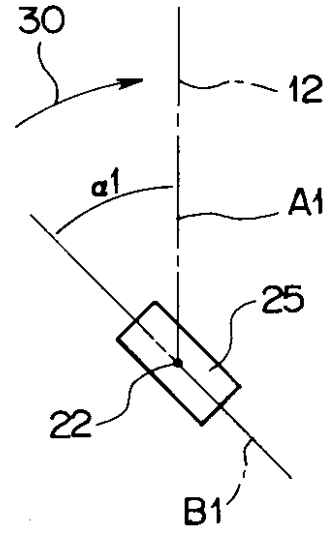
【図 1 5】



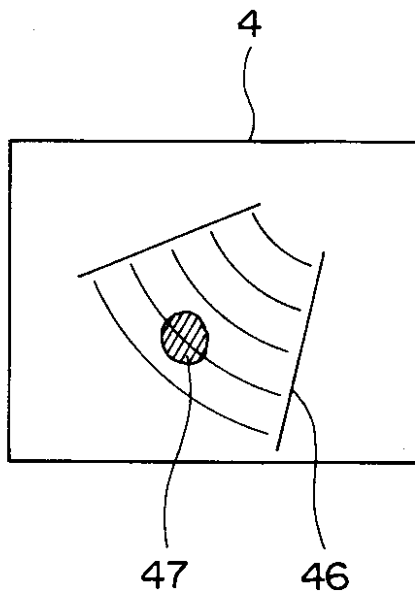
【図 16】



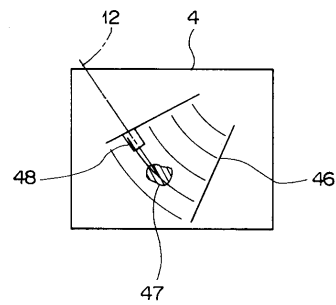
【図 17】



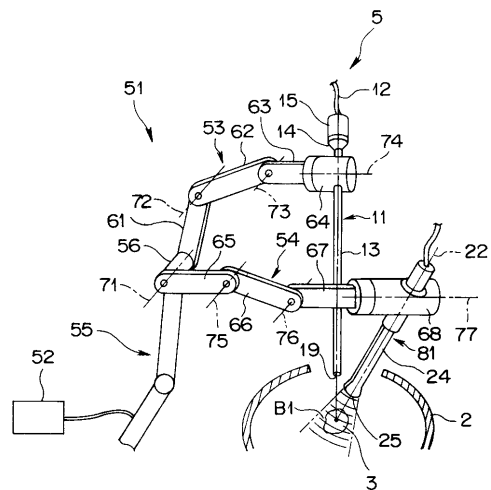
【図 18】



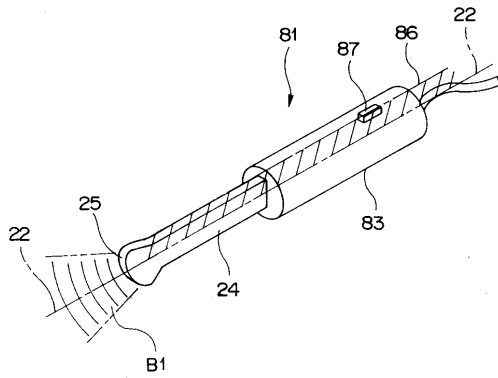
【図 19】



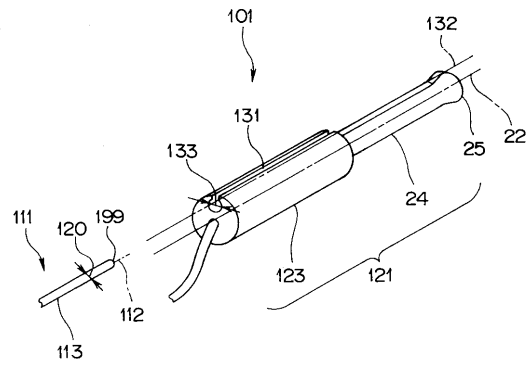
【図 20】



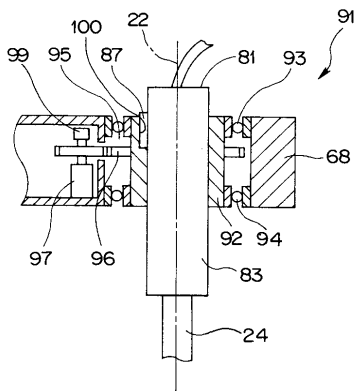
【図 2 1】



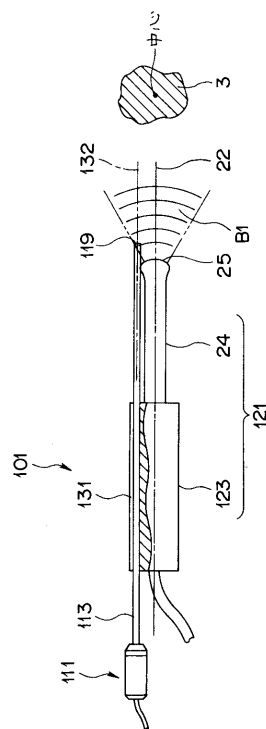
【図 2 3】



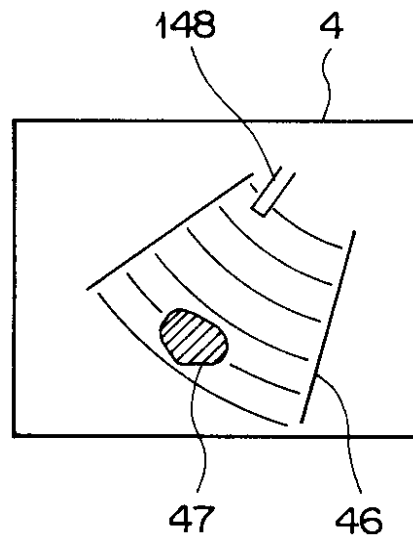
【図 2 2】



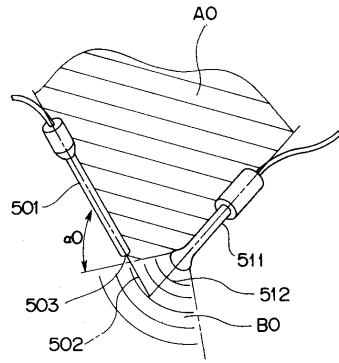
【図 2 4】



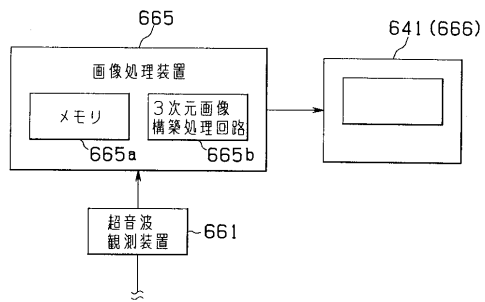
【図 2 5】



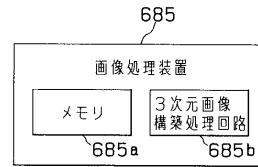
【図 30】



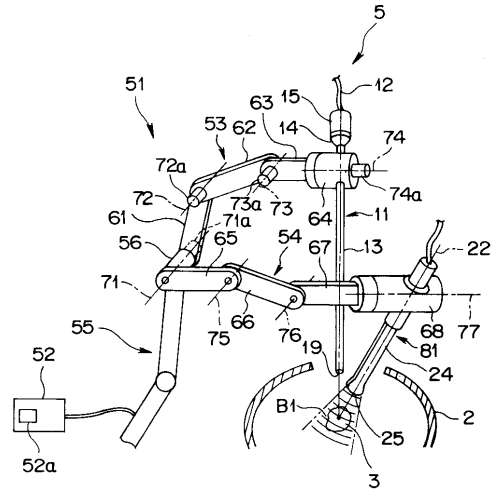
【図 31】



【図 32】



【図 33】



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)

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

【 図 2 】

