

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5477889号
(P5477889)

(45) 発行日 平成26年4月23日(2014.4.23)

(24) 登録日 平成26年2月21日(2014.2.21)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 19/00 (2006.01) A 6 1 B 19/00 5 0 2

請求項の数 14 (全 17 頁)

| | |
|--|--|
| <p>(21) 出願番号 特願2009-90193 (P2009-90193) (22) 出願日 平成21年4月2日(2009.4.2) (65) 公開番号 特開2010-240067 (P2010-240067A) (43) 公開日 平成22年10月28日(2010.10.28) 審査請求日 平成24年3月9日(2012.3.9)</p> <p>(出願人による申告)平成20年度独立行政法人新エネルギー・産業技術総合開発機構「インテリジェント手術機器研究開発プロジェクト(研究連携型機器開発)」に係る委託研究、産業技術力強化法第19条の適用を受ける特許出願</p> | <p>(73) 特許権者 390029791 日立アロカメディカル株式会社 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 (73) 特許権者 510136312 独立行政法人国立成育医療研究センター 東京都世田谷区大蔵2-10-1 (73) 特許権者 508219438 株式会社イノベンチャー・シー 東京都多摩市中沢2-11-3-401 (73) 特許権者 304021831 国立大学法人 千葉大学 千葉県千葉市稲毛区弥生町1番33号 (74) 代理人 100075258 弁理士 吉田 研二</p> |
|--|--|

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 医療用ナビゲーションシステム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

体内に挿入された器具の操作を支援する医療用ナビゲーションシステムにおいて、前記器具における特定部位を含んだ体内三次元領域に対して超音波の送受波を行い、これにより、複数のエコーデータからなる超音波ボリュームデータを取得する送受波手段と

前記超音波ボリュームデータが存在する三次元データ処理空間内において、前記特定部位についての三次元座標を基準として、前記特定部位が組織へ接近した近接状態を判定するための近傍面を設定する設定手段と、

前記超音波ボリュームデータにおける前記近傍面上の各エコーデータを参照し、前記近傍面上に組織データが存在するか否か判定する判定手段と、

前記近傍面上に組織データが存在すると判定されたことに基づいて前記近接状態を器具操作者に報知する報知手段と、

を含み、

前記体内での前記器具の移動に伴って、前記近傍面がリアルタイムで運動し且つ前記近傍面上に前記組織データが存在するか否かがリアルタイムで判定される、

ことを特徴とする医療用ナビゲーションシステム。

【請求項2】

請求項1記載のシステムにおいて、

前記近傍面は前記特定部位の三次元座標を基準として設定された立体的な面であり、

10

20

前記近傍面上において前記組織データの有無が判定される、ことを特徴とする医療用ナビゲーションシステム。

【請求項 3】

請求項 1 又は 2 記載のシステムにおいて、

前記近傍面は、球面の全部又は一部であり、少なくとも前記特定部位の前方に設定される、ことを特徴とする医療用ナビゲーションシステム。

【請求項 4】

請求項 1 又は 2 記載のシステムにおいて、

前記近傍面は前記器具を含まない領域であり、あるいは、前記判定手段は前記近傍面上に存在する器具データを除外しつつ前記組織データの有無を判定し、これにより前記器具データを前記組織データであると誤認してしまうことが防止されることを特徴とする医療用ナビゲーションシステム。

10

【請求項 5】

請求項 1 乃至 4 のいずれか 1 項に記載のシステムにおいて、

前記設定手段は、前記近傍面として、前記基準点からの距離が互いに異なる複数の近傍面を多重的に設定し、

前記判定手段は、前記各近傍面上で組織データの有無を判定し、

前記報知手段は、前記組織データがあるとの判定がなされた近傍面に応じて報知態様を変化させる、ことを特徴とする医療用ナビゲーションシステム。

【請求項 6】

20

請求項 1 乃至 5 のいずれか 1 項に記載のシステムにおいて、

前記近傍面のサイズを変更する手段を含む、ことを特徴とする医療用ナビゲーション装置。

【請求項 7】

請求項 1 乃至 6 のいずれか 1 項に記載のシステムにおいて、

前記判定手段は、前記近傍面上に探索経路を設定し、前記探索経路に沿って前記組織データの有無の判定処理を順次進行させる、ことを特徴とする医療用ナビゲーションシステム。

【請求項 8】

請求項 7 記載のシステムにおいて、

前記探索経路は、前記特定部位の前方に相当する地点を出発点として、そこから前記特定部位の側方へ広がる形態を有する、ことを特徴とする医療用ナビゲーションシステム。

30

【請求項 9】

請求項 8 記載のシステムにおいて、

前記探索経路は、前記出発点を中心とした多重リング状の形態を有する、ことを特徴とする医療用ナビゲーションシステム。

【請求項 10】

請求項 1 乃至 9 のいずれか 1 項に記載のシステムにおいて、

前記超音波ボリュームデータに対して前記特定部位の三次元座標を基準として複数の切断面を設定し、前記超音波ボリュームデータに基づいて前記複数の切断面に対応する複数の断層画像を形成する表示処理手段を含む、ことを特徴とする医療用ナビゲーションシステム。

40

【請求項 11】

請求項 10 記載のシステムにおいて、

前記複数の断層画像の中で少なくとも 1 つの断層画像には前記特定部位を表すマークが表示される、ことを特徴とする医療用ナビゲーション装置。

【請求項 12】

請求項 10 又は 11 記載のシステムにおいて、

前記複数の断層画像の中で少なくとも 1 つの断層画像には前記近傍面を表す図形が表示される、ことを特徴とする医療用ナビゲーション装置。

50

【請求項 13】

体内に挿入された器具の操作を支援する医療用ナビゲーションシステムにおいて、
 前記器具の三次元座標を計測する第1座標計測手段と、
 前記器具における先端部を含んだ体内三次元領域に対して超音波の送受波を行い、これにより超音波ボリュームデータを取得するプローブと、
 前記プローブの三次元座標を計測する第2座標計測手段と、
 前記器具の三次元座標及び前記プローブの三次元座標に基づいてデータ演算を行う手段であって、前記超音波ボリュームデータが存在する三次元データ処理空間内において前記先端部についての三次元座標を基準点として演算し、前記三次元データ処理空間内に前記基準点を中心として少なくともその前方に前記先端部が組織へ近接した接近状態を判定するための立体形状を有する近傍面を設定する設定手段と、
 前記超音波ボリュームデータにおける前記近傍面上の各エコーデータを参照し、前記近傍面上における組織データの有無を判定する判定手段と、
 前記近傍面上に組織データがあると判定されたことに基づいて前記近接状態を器具操作者にリアルタイムで報知する報知手段と、
を含み、
前記体内での前記器具の移動に伴って、前記近傍面がリアルタイムで運動し且つ前記近傍面に前記組織データが存在するか否かがリアルタイムで判定される、
ことを特徴とする医療用ナビゲーションシステム。

10

【請求項 14】

体内に挿入された器具の操作を支援する医療用ナビゲーションシステムにおいて実行されるプログラムであって、
 前記器具における特定部位を含んだ体内三次元領域に対して超音波を送受波することにより得られた超音波ボリュームデータを入力する機能と、
 前記超音波ボリュームデータが存在する三次元データ処理空間内において、前記特定部位についての三次元座標を基準点として、前記特定部位が組織へ近接した接近状態を判定するための近傍面を設定する機能と、
 前記超音波ボリュームデータにおける前記近傍面上の各エコーデータを参照し、前記近傍面上に組織データが存在するか否かを判定する機能と、
 前記近傍面上に前記組織データが存在すると判定されたことに基づいて前記特定部位による組織への近接状態を器具操作者に報知する機能と、
を含み、
前記体内での前記器具の移動に伴って、前記近傍面がリアルタイムで運動し且つ前記近傍面上に前記組織データが存在するか否かがリアルタイムで判定される、
ことを特徴とするプログラム。

20

30

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は医療用ナビゲーションシステムに関し、特に、体内に挿入される器具の操作を支援するシステムに関する。

40

【背景技術】

【0002】

従来から様々な医療用ナビゲーションシステムが提案されている。このナビゲーションシステムは、治療器具、診断器具、観察器具等の操作を支援するものである。例えば、脳外科の領域において、腫瘍の摘出を行う場合には、MRI装置やX線CT装置が予め利用されて、摘出対象としての腫瘍を含む三次元空間からボリュームデータが取得される。その後、ボリュームデータがデータ処理空間内において処理される。具体的には、摘出すべき腫瘍が及んでいる範囲（治療範囲）がマニュアル指定により又は自動的な画像処理により画定される。そのような準備段階を経て、実際に器具を体内に挿入してそれを操作する

50

ことによりその腫瘍が除去されるが、その際に予め画定した範囲から器具が逸脱しそうな場合には直ちに警告音や警告表示が発せられ、正常組織の損傷等が防止される。

【0003】

産科において胎児治療を行う場合にも、ナビゲーションシステムの利用が期待されている。例えば、胎盤上における疾患部に対してレーザー照射による治療を行う場合、腹腔鏡を通じて治療器具が子宮内に挿入されるが、その場合において腹腔鏡（特にその先端）が胎児、胎盤、子宮壁等に接触しないように、腹腔鏡先端の組織への近接がリアルタイムで監視され、そのような近接状態が生じたならばそれが直ちに使用者に報知される。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特開平10-5245号公報

【特許文献2】特開2008-18172号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

しかしながら、上記のような胎児治療においては、安全領域あるいは危険領域を事前に確定的に定めておくことができないという特有の問題がある。子宮内において胎児や胎盤は動いてしまうからである。すなわち、子宮内において胎児は羊水中に浮いているような状態にあり、胎児それ自身も体位を変える。また、胎盤は非常に軟弱性をもった組織であり、胎盤と羊水の境界の形状や位置は動的に変化し得る。このようなことから、器具を動かすことが可能な安全領域（あるいは器具を進入させてはならない危険領域）を事前に確定しておくことはできず、それ故リアルタイムでの領域設定及び進入判定が必要となる。

【0006】

その場合に演算量を如何に減らすかという点が問題となる。従来の典型的な手法では、ボリュームデータ全部を対象として閾値法によって組織の表面（境界）の全部が抽出され、組織の表面から一定距離だけ隔てられたところに、つまり組織に沿って判定面が設定される。そして、器具先端の三次元座標をモニタリングし、その三次元座標が判定面に到達した時点で、先端がそれ以上に組織に近付かないようにアラームが出力される。しかし、そのような従来法では、大量のデータを対象として複雑な演算を行う必要があるため、リアルタイム処理はかなり困難である。特に、複数の領域（注意領域、危険領域）を段階的に設定するような場合には更にその問題が顕著となる。この問題は胎児治療以外の医療分野においても指摘され得るものである。

【0007】

なお、上記特許文献1及び特許文献2には外科的治療を支援する装置が開示されているが、それらには動的に変化する組織に対する器具の近接をリアルタイムで判定する技術は開示されていない。

【0008】

本発明の目的は、体内に器具を挿入してそれを操作する過程において、その操作を支援する情報をリアルタイムに操作者に提供できるようにすることにある。あるいは、本発明の目的は、器具の組織への近接の判定における演算量を削減し、迅速な判定を行えるようにすることにある。

【課題を解決するための手段】

【0009】

本発明は、体内に挿入された器具の操作を支援する医療用ナビゲーションシステムにおいて、前記器具における特定部位を含んだ体内三次元領域に対して超音波の送受波を行い、これにより超音波ボリュームデータを取得する送受波手段と、前記超音波ボリュームデータが存在する三次元データ処理空間内において、前記特定部位についての三次元座標を基準として、前記特定部位が組織へ接近した近接状態を判定するための二次元又は三次元の近傍領域を設定する設定手段と、前記ボリュームデータに基づいて、前記近傍領域に組

10

20

30

40

50

織データが存在するか否か判定する判定手段と、前記近傍領域に組織データが存在すると判定された場合に前記近接状態を器具操作者に報知する報知手段と、を含むことを特徴とする。

【0010】

上記構成によれば、器具が体内に挿入されると、器具における特定部位の三次元座標を基準として近傍領域が設定される。この近傍領域はリアルタイムで設定されるものであり、器具が移動すると、それに即応して近傍領域も移動する。一方、特定部位を含む三次元領域に対して超音波の送受波が行われ、これにより超音波ボリュームデータが取得される。この超音波ボリュームデータを利用することにより、近傍領域に組織データがあるか否か、つまり、特定部位の近傍に組織があるか否かを判定することができる。組織への近接状態が判定されると、それが直ちに器具操作者に提供される。そのように提供される情報はナビゲーション情報と言えるものである。よって、そのようなナビゲーション情報により、器具を安全に操作することができ、器具によって組織を不必要に傷つけてしまう等の問題を未然に回避できる。これは診断、治療等における負担の軽減をもたらすものである。

10

【0011】

器具は内視鏡、鉗子、治療器等であり、特定部位は器具の先端であるのが望ましい。特定部位の三次元座標は、基準となる1点の三次元座標であるのが望ましく、そのように構成すれば近傍領域を迅速に設定でき、また演算量を大幅に削減できる。但し、複数点の三次元座標あるいはある程度広がりをもった多数点の三次元座標を基準として近傍領域が定義されてもよい。近傍領域は、少なくともこれから器具を移動させる方向に存在するのが望ましく、特に、器具の挿入操作についての安全性を高めるには器具の少なくとも前方が近傍領域に含まれるように当該近傍領域を定義するのが望ましい。近傍領域は二次元領域又は三次元領域である。前者は例えば球面であり、後者は例えば球体である。単純な形状にすれば演算が容易である。組織は通常連続しているため、ある立体の表面で組織データの有無を判定すれば当該立体の内部においてそのような判定を行わなくても組織データの判定漏れは生じないものと考えられる。演算量削減の観点からは二次元領域として近傍領域(判定領域)を定めるのが望ましい。組織データの有無の判定に際して器具データを組織データであると誤認しないように両者を旨く弁別するのが望ましい。例えば、器具それ自体を除外した領域として近傍領域を定義するのが望ましい。あるいは、近傍領域において器具データと組織データとを閾値により弁別して後者のみを判定できるように構成してもよい。器具は一般に高輝度反射体となるので、輝度を基準として器具データと組織データを弁別することは比較的容易である。対象となっている器具の他に、別の器具が差し込まれている場合もあるが、そのような別の器具が近傍領域に入ってきた場合に、それも判定の対象とするのか、それをその対象から除外するのかについては、ユーザーに選択させるようにしてもよい。生体安全性の観点から言えば一般に報知対象から別の器具を除外してもよいものと思われる。当該別の器具についても、その安全性が問題となる場合には、上記同様のナビゲーションを適用するのが望ましい。すなわち、複数の器具について個別的にナビゲーションを行うことが可能である。その場合にはどの器具についての近接状態の報知であるのかが識別できるようにするのが望ましい。近接状態の報知は例えば音、発光、振動、画像表示等によってなされる。近接度合いに応じて、音のレベル、音色、パターン等を変化させてもよい。

20

30

40

【0012】

望ましくは、前記近傍領域は前記特定部位の三次元座標を基準として設定された二次元の近傍面であり、前記近傍面上において前記組織データの有無が判定される。この構成によれば、近傍面上において組織データの二次元探索を行えば足りるので、三次元探索に比べて演算量を削減でき迅速な演算が可能となる。組織ではなく器具を基準として安全領域(あるいは危険領域)を画定する点において、組織表面を基準として安全領域(あるいは危険領域)を画定する従来法とはその考え方が根本的に相違する。

【0013】

50

望ましくは、前記近傍面は、球面の全部又は一部であり、少なくとも前記特定部位の前方に設定される。器具の前方は通常、挿入方向つまり主な移動方向となるからである。例えば、硬質棒状の器具であれば主軸を延長した方向が前方である。当該方向において、追突による前進時の組織損傷を防止すべき必要性が高いため、特に前方について組織探索を行う必要性は高い。但し、器具（具体的には特定部位）の移動方向を自動的に判断し、当該移動方向の前方に近傍面を適応的に設定することも可能である。器具の移動速度に応じて近傍領域のサイズや設定位置を適応的に可変設定するようにしてもよい。

【0014】

望ましくは、前記近傍面は前記器具を含まない領域であり、あるいは、前記判定手段は前記近傍面上に存在する器具データを除外しつつ前記組織データの有無を判定する。この構成によれば、器具それ自身を組織であると誤認してしまう問題を防止できる。上記のように他の器具についてもそれを判定対象から除外してもよい。

10

【0015】

望ましくは、前記設定手段は、前記基準点からの距離が互いに異なる複数の近傍面を多重的に設定し、前記判定手段は、前記各近傍面上で組織データの有無を判定し、前記報知手段は、前記組織データがあるとの判定がなされた近傍面に応じて報知態様を変化させる。この構成によれば、安全度あるいは危険度を段階的に評価できる。なお、複数の近傍面に代えて各方位について距離計測を行って距離に基づいて近接度を評価することも可能である。但し、その場合には組織表面の抽出等、複雑な演算が必要となるので、迅速な演算の観点から1個又は数個の近傍面を利用するのが望ましい。

20

【0016】

望ましくは、前記近傍領域のサイズを変更する手段を含む。ユーザーによってサイズを変更できるようにしてもよいし、操作速度によってサイズを変更できるようにしてもよい。組織への接触を防止すべき必要性や要求される安全度に応じてサイズを変更するのが望ましい。なお、筒状の挿入ガイドから器具の先端が出た時点から自動的にナビゲーションが開始されるようにしてもよい。逆に、筒状の挿入ガイドに器具の先端が収容された時点であるいは器具の引き抜き動作が検知された時点で自動的にナビゲーションを終了させるようにしてもよい。

【0017】

望ましくは、前記判定手段は、前記近傍面上に探索経路を設定し、前記探索経路に沿って前記組織データの有無の判定処理を順次進行させる。この構成によれば、より重要な方位（より迅速に組織を検知すべき方位）を時間的に優先して組織探索を行えるので、重要な方位ほど報知のタイミングを早めることが可能である。但し、近傍面上での組織データの探索が極短時間に終了するならば、探索経路の形態はあまり問題とならない。

30

【0018】

望ましくは、前記探索経路は、前記特定部位の前方に相当する地点を出発点として、そこから前記特定部位の側方へ（あるいは後方へ）広がる形態を有する。望ましくは、前記探索経路は、前記出発点を中心とした多重リング状の形態を有する。この構成によれば前方から側方、更には後方にかけて、時間的な優先度を設定できる。

【0019】

望ましくは、前記超音波ボリュームデータに対して前記特定部位の三次元座標を基準として複数の切断面を設定し、前記超音波ボリュームデータに基づいて前記複数の切断面に対応する複数の断層画像を形成する表示処理手段を含む。この構成によれば複数の断層画像の観察により特定部位と組織との位置的关系を把握することが容易となる。

40

【0020】

望ましくは、前記複数の断層画像の中で少なくとも1つの断層画像には前記特定部位を表すマークが表示される。この構成によればナビゲーションを行う基準部位あるいは基準点を画像上で容易に確認できる。ナビゲーションが的確に実行されていることを確認することも可能である。あるいは、どの方位において組織の近接が生じたのかを画像を通じて確認できる。

50

【0021】

望ましくは、前記複数の断層画像の中で少なくとも1つの断層画像には前記近傍領域を表す図形が表示される。この構成によれば判定が及び領域を認識できるので、操作上の混乱を防止できる。

【0022】

本発明は、体内に挿入された器具の操作を支援する医療用ナビゲーションシステムにおいて、前記器具の三次元座標を計測する第1座標計測手段と、前記器具における先端部を含んだ体内三次元領域に対して超音波の送受波を行い、これにより超音波ボリュームデータを取得するプローブと、前記プローブの三次元座標を計測する第2座標計測手段と、前記器具の三次元座標及び前記プローブの三次元座標に基づいてデータ演算を行う手段であって、前記超音波ボリュームデータが存在する三次元データ処理空間内において前記先端部についての三次元座標を基準点として演算し、前記三次元データ処理空間内に前記基準点を中心として少なくともその前方に前記先端部が組織へ近接した接近状態を判定するための立体形状を有する近傍面を設定する設定手段と、前記超音波ボリュームデータに基づいて、前記近傍面上における組織データの有無を判定する判定手段と、前記判定面上に組織データがあると判定された場合に前記近接状態を器具操作者にリアルタイムで報知する報知手段と、を含むことを特徴とする。

10

【0023】

本発明に係るプログラムは、体内に挿入された器具の操作を支援する医療用ナビゲーションシステムにおいて実行されるプログラムであって、前記器具における特定部位を含んだ体内三次元領域に対して超音波を送受波することにより得られた超音波ボリュームデータを入力する機能と、前記超音波ボリュームデータが存在する三次元データ処理空間内において、前記特定部位についての三次元座標を基準点として、前記特定部位が組織へ近接した接近状態を判定するための二次元又は三次元の近傍領域を設定する機能と、前記超音波ボリュームデータに基づいて、前記近傍領域に組織データが存在するか否かを判定する機能と、前記近傍領域に前記組織データが存在すると判定された場合に前記特定部位による組織への近接状態を器具操作者に報知する機能と、を含むことを特徴とするものである。

20

【0024】

このプログラムは通常のコンピュータ等において実行されてもよく、あるいは、超音波診断装置において実行されてもよい。

30

【発明の効果】

【0025】

本発明によれば、体内に器具を挿入してそれを操作する過程において、その操作を支援する情報をリアルタイムに操作者に提供できる。あるいは、本発明によれば、器具の組織への近接の判定における演算量を削減し、迅速な判定を行える。

【図面の簡単な説明】

【0026】

【図1】本発明に係る医療システムの好適な実施形態を示す概念図である。

【図2】内視鏡の先端を基準として設定される2つの球面(2つの近傍面)を示す説明図である。

40

【図3】直交座標系を示す説明図である。

【図4】極座標系を示す説明図である。

【図5】探索経路を説明するための説明図である。

【図6】探索経路に沿った組織データの探索方法を示すフローチャートである。

【図7】表示例を示す図である。

【図8】ナビゲーションのための他の方法を説明するための概念図である。

【発明を実施するための形態】

【0027】

以下、本発明の好適な実施形態を図面に基づいて説明する。

50

【 0 0 2 8 】

図 1 には、本発明に係る医療システムが概念的に示されている。この医療システムは、体内における疾患部位に対して腹腔鏡つまり内視鏡を用いて治療を行うためのシステムであり、以下に詳述するナビゲーションシステムを含んでいる。

【 0 0 2 9 】

図 1 において、本実施形態に係る医療システムは、超音波診断装置 1 0、内視装置 1 2、治療装置 1 4、座標計測装置 1 6、1 8、データ処理部(ナビゲーター) 2 0等を有している。各装置について具体的に説明すると、超音波診断装置 1 0は、プローブ 2 2と、それが接続された超音波診断装置本体 2 4と、で構成されている。内視装置 1 2は、内視鏡 2 6と、それが接続された内視装置本体 2 8と、で構成されている。治療装置 1 4は、内視鏡 2 6に挿通されるレーザー光伝達部材と、それに対してレーザー光を与える治療装置本体 3 0と、により構成されている。図 1 において、符号 3 2は治療用のレーザー光を示している。座標計測装置 1 6は、反射部材 3 4、光計測ユニット 3 6及び座標演算部 3 8により構成されている。同様に、座標計測装置 1 8は、反射部材 4 0、光計測ユニット 4 2及び座標演算部 4 4により構成されている。データ処理部 2 0は、本実施形態においてパーソナルコンピュータによって構成されており、各装置から入力されるデータの処理を実行する。ちなみに、上述した各座標演算部 3 8、4 4がパーソナルコンピュータの機能として実現されてもよい。また、データ処理部 2 0が有する機能を超音波診断装置本体 2 4等に搭載することも可能である。データ処理部 2 0にはスピーカ 4 6及びディスプレイ 4 8が接続されている。それらは報知手段を構成するものである。

10

20

【 0 0 3 0 】

図 1 において、生体 5 0の表面 5 0 A上にはプローブ 2 2が当接されている。プローブ 2 2は後に説明するボリュームデータを取得するためのものであり、そのボリュームデータは三次元空間 Vから取得される。プローブ 2 2は操作者によって保持され、あるいはロボットによって保持される。プローブ 2 2のケースには上述した反射部材 3 4が取り付けられている。この反射部材 3 4は複数の反射球からなり、それぞれの反射球は座標計測用の光を反射するものである。プローブ 2 2は 3 Dプローブであり、すなわち超音波ビームを二次元走査する機能を有している。本実施形態においては、プローブ 2 2は、1 Dアレイ振動子を備えた振動子ユニット、及び、それを機械的に走査する機構を備えている。もちろん、プローブ 2 2に 2 Dアレイ振動子を設けるようにしてもよい。

30

【 0 0 3 1 】

いずれにしても、プローブ 2 2により超音波ビーム Bが形成され、その超音波ビーム Bが二次元的に走査される。具体的には、第 1走査方向に超音波ビーム Bが走査されて走査面が構成され、その走査面が第 2走査方向に走査されることにより、三次元空間 Vが構成される。ちなみに、符号 6 2は深さ方向すなわちビーム方向を表しており、符号 6 4は第 1走査方向を表している。第 2走査方向は紙面奥行き方向である。三次元空間 Vは、診断及び治療の対象となる組織 5 4及び体内に挿入された内視鏡 2 6の先端部 6 0を含むように形成される。具体的には、そのような条件が満たされるようにプローブ 2 2の位置決めがなされる。

40

【 0 0 3 2 】

ちなみに、生体 5 0は例えば妊婦であり、組織 5 4は例えば子宮内に存在する胎盤である。すなわち、図 1は、胎盤 5 4の表面 5 4 A上を走行する血管に対してレーザー治療を行う場合の様子を模式的に表したものである。そのような治療にあたっては、内視鏡 2 6、特にその先端部 6 0が胎盤 5 4、子宮壁、胎児等に不必要に接触しないことが求められるのであり、そのような安全性の観点からナビゲーションが実行されている。

【 0 0 3 3 】

内視鏡 2 6は、体内に挿入される観察用の器具であり、それは一般にトラカールと称されるガイド筒 5 2を経由して体内に挿入される。内視鏡 2 6は、本実施形態において硬質の棒状部材であり、その生体側の基部 5 6には上述した反射部材 4 0が設けられている。反射部材 4 0は上記の反射部材 3 4と同様に複数の反射球からなるものであり、それぞれ

50

の反射球は座標計測用の光を反射するものである。内視鏡 26 の先端部 60 は図示のようにターゲット組織である胎盤 54 に向けてゆっくりと刺し込まれており、例えば胎盤 54 における疾患部位の直前 1 cm のところに先端部 60 が位置決められ、その状態において内視鏡 26 の先端面からレーザー光を出射することにより、疾患部位に対する治療が遂行される。但し、このような手技は一例であり、本発明に係るシステムは各種の観察、診断、治療等において用いることが可能である。

【0034】

本実施形態においては、体内に挿入される器具つまり内視鏡 26 における特定部位を基準として、ナビゲーションのための近傍領域が定義される。具体的には、本実施形態においては内視鏡 26 における先端面の中心（中央）が基準点とされ、その基準点を中心とした近傍球が定義されており、その近傍球の表面（球面）が判定面としての近傍面 66 とされている。そして、その判定面 66 上において組織の存在が検知された場合には、直ちにアラームが出力される。このように内視鏡 26 の先端を基準としてナビゲーション用の判定面が設けられ、それは内視鏡の動きとともに運動するものであるため、演算量を従来よりも大幅に少なくして、リアルタイムで組織近接を判断することが可能であり、しかも組織が運動したとしても組織の近接をリアルタイムで判定できるため、安全性を極めて高めることができるという利点が得られる。組織近接の判定に関しては後に詳述することにする。

【0035】

超音波診断装置本体 24 は、プローブ 22 から出力される受信信号を処理する各種のモジュールを有しており、本実施形態においてはボリュームデータに基づいて三次元画像を形成する機能も有している。本実施形態では、超音波診断装置本体 24 からデータ処理部 20 へボリュームデータが出力されており、そのボリュームデータがデータ処理部 20 においてナビゲーションのために利用されている。超音波診断装置本体 24 は、表示器及び入力器等を含むものである。

【0036】

内視装置本体 28 は、内視鏡 26 から出力される光学的な信号或いは画像信号を入力して、それが備えている表示器に内視画像を表示するものである。内視鏡 26 はそのような画像形成のための光源等を有している。ちなみに、本実施形態においては挿入器具が内視鏡 26 であるが、挿入器具が鉗子のようなものであっても、後述する本発明に係る手法をそのまま適用することが可能である。したがって、挿入される器具の種別を問わずそれぞれに対してナビゲーション機能を適用することが可能である。

【0037】

光計測ユニット 36 は、座標計測用の光ビームを出射し、反射した光を受光する機能を有している。光ビームの空間的走査を行うことにより、反射した光の方位から対象物であるプローブの三次元座標や各軸周りの傾き角度に関する情報を得ることができる。そのような座標演算は光計測ユニット 36 からの出力信号を受け入れる座標演算部 38 において実行されている。ちなみに光を利用した座標計測は公知技術である。磁場及び磁気センサを利用した座標計測、複数のポテンシオメータを利用した座標計測等の他の方式を使ってプローブ 22 の空間的な座標（位置及び姿勢）を計測するようにしてもよい。図 1 において符号 35 は走査される光ビームを表している。座標計測装置 18 は上記の座標計測装置 16 と同様の構成を有しており、その具体的な説明については省略するが、この座標計測装置 18 によれば内視鏡 26 の座標を演算することが可能である。符号 41 は光ビームを表している。

【0038】

以上のように、プローブ 22 の三次元座標を計測すれば、プローブ 22 と三次元空間 V との空間的關係が既知となるので、各エコーデータ或いは三次元空間 V における各位置の三次元座標が既知となる。同様に、内視鏡 26 についての三次元座標を上記のように演算できるので、しかも内視鏡 26 は硬質の棒状体として構成されており、先端面上の基準点の三次元座標も既知となる。つまり、ボリュームデータの座標系と内視鏡 26 の座標系の

10

20

30

40

50

空間的關係を知ることが可能となる。本実施形態においては、プローブ 2 2 及び内視鏡 2 6 のそれぞれについての座標計測を行ったが、ボリュームデータに基づいて内視鏡先端の位置をデータ処理により特定できるならば、プローブ 2 2 及び内視鏡 2 6 の個別的な座標計測は不要である。座標演算部 3 8 から出力されるプローブ 2 2 についての三次元座標データ、及び、座標演算部 4 4 から出力される内視鏡 2 6 についての三次元座標データはデータ処理部 2 0 へ出力されている。

【 0 0 3 9 】

データ処理部 2 0 は本実施形態においてナビゲーターとして機能するものであり、内視鏡 2 6 の先端部 6 0 が組織に近接したことを速やかに検知し、近接情報をナビゲーション情報として器具操作者に提供するものである。近接情報すなわちアラームの出力形態としてはいくつか考えられ、本実施形態においてはスピーカ 4 6 を利用して音としてアラームが出力される。同時に、ディスプレイ 4 8 が利用されて画像或いは表示としてアラームが提供される。さらに、パイプリータや LED 発光等の方式が利用されてもよい。データ処理部 2 0 は、図 1 に示される各構成の動作制御を行う主制御部として機能してもよい。例えば、先端部 6 0 と組織との距離に応じて治療装置 1 4 の制御を行うようにしてもよい。

【 0 0 4 0 】

図 2 には、2 つの近傍面 6 6 A , 6 6 B が示されている。図 2 に示されるように、互いにサイズの異なる 2 つの近傍面 6 6 A , 6 6 B を設定すれば、組織近接の度合を段階的に評価することが可能である。すなわち、アラームとして黄色信号及び赤色信号を出すことが可能となる。具体的に説明すると、データ処理空間上において、内視鏡 2 6 の先端に設定される基準点 e を中心として半径 r_1 の近傍球が定義され、その表面である球面が組織近接判定用の近傍面 6 6 A であるとされている。同様に、基準点 e を中心として半径 r_2 を持った近傍球が定義され、その表面が近傍面 6 6 B であると定義されている。ここで組織 5 4 における表面が符号 5 4 A で表されている。本実施形態においては、各近傍面 6 6 A , 6 6 B 上においてそこに組織データがあるか否かの判断が実行される。すなわち、組織 5 4 の表面 5 4 A を抽出して、それを基準として危険領域等を定義するのではなく、内視鏡 2 6 を基準として判定領域が確定されている。組織の連続性から、球面である近傍面 6 6 A , 6 6 B 上に組織データがある場合には、内視鏡 2 6 が組織に近接したことを判断できるので、その場合にはアラームが出力される。もっとも、球体内に組織データが含まれた場合にアラームを出力することも可能である。但し、その場合には探索が三次元的な範囲に及ぶことになるからデータ演算量削減の観点から言えば二次元の平面上における探索が有利である。

【 0 0 4 1 】

近傍面の個数及び各近傍面のサイズはユーザーにより或いは自動的に可変設定されるのが望ましい。例えばより安全性が求められる場合にはより多くの近傍面を設定することが可能であり、或いは近傍面を定義する半径をより大きくして早期に組織の近接を判定できるようにしてもよい。本実施形態において、各近傍面 6 6 A , 6 6 B は上述したように球面であるが、それらには内視鏡 2 6 を避ける穴が設けられている。すなわち内視鏡 2 6 それ自体も超音波の反射体であり、そのような内視鏡それ自体から生じたエコーを組織データであると誤認しないように近傍面 6 6 A , 6 6 B の形状（組織探索範囲）が定められている。但し、組織データと器具データ（内視鏡からの反射エコー）は閾値処理によって容易に弁別可能であるため、各近傍面 6 6 A , 6 6 B を完全なる球面とするようにしてもよい。また、本実施形態においては、近傍面 6 6 A , 6 6 B が実質的に球体の面として構成されていたが、半球に相当する面であってもよく、或いは円錐の湾曲底面に相当する面であってもよい。少なくとも、内視鏡 2 6 の主軸を延長した前方方向に判定面としての近傍面が設けられるのが望ましい。

【 0 0 4 2 】

本実施形態においては、一点の基準点を中心として簡易な図形を生成し、その表面上において組織データの探索を行うようにしたので、その演算量は従来に比べて著しく少なく

10

20

30

40

50

、これによってリアルタイムで組織近接判定を行うことが可能である。しかも、図 2 に示されるように複数の近傍面 66A, 66B を段階的に設ければ、組織への近接度合いを表す情報を得ることができるので、器具の操作をより適切に行えるという利点がある。ちなみに、いずれの近傍面上において組織データの検知がなされたのかを区別できるようにそれぞれの報知態様を異ならせるのが望ましい。各近傍面 66A, 66B 上における組織データの探索にあたっては、孤立したノイズ等による誤検出を防止するため、組織の連続性或いは連結性を考慮した組織判別を行うのが望ましい。例えば複数の組織データの連結が認められる場合に限って組織近接を判定するようにしてもよい。或いは外側の近傍面の通過に続いて内側の近傍面の通過が判定された場合に組織への近接を判定するようにしてもよい。その場合において、内視鏡 26 の先端部から見ていずれの方位において組織への近接が生じたのかを表す方位情報を操作者に提供するようにしてもよい。そのような情報を操作者に提供すれば、例えば胎児が自ら動いて内視鏡 26 に近づいたような場合に、内視鏡 26 をどの方向へ退避させればよいのかを認識することが可能となる。本実施形態においては、ひとつの基準点に基づいて判定のための面が定義されていたが、複数の点に基づいてそのような面が定義されてもよい。或いは内視鏡 26 の外形に基づいてそれを包み込むように判定のための面が定義されてもよい。但し、演算をできる限り迅速に行うためには、本実施形態で示したように一点に基づいて単純図形を生成するのが望ましい。複数の器具が同時に挿入される場合において、いずれかの近傍面上の他の器具が入り込むことが予想されるが、そのような場合にはエコーレベルに基づいて組織か器具かを弁別し、組織であればアラームを出力するようにしてもよい。組織であるか器具であるのかを識別する情報を使用者に提供してもよい。

【0043】

次に、図 3 乃至図 6 を用いて近傍面上における組織探索の方法について説明する。図 3 には、直交座標系が示されている。図 3 において X - Y - Z で示される座標系は絶対的な直交座標系である。そのような座標系において上述したように内視鏡 26 の先端に相当する基準点 e を中心として半径 r をもった球が定義され、その表面が近傍面 66 とされる。ここではひとつの近傍面 66 のみが示されている。基準点 e を基準として相対的な直交座標系 x - y - z を定義することができ、図 3 にはそれが示されている。ここで基準点 e の座標は (x_e, y_e, z_e) で表される。

【0044】

このような前提の下、球面上の各点の座標は以下の (1) 式によって表される。なお、図 3 において球面上の一つの点が A で表されており、その座標が (x, y, z) で表されている。

【0045】

$$(x - x_e)^2 + (y - y_e)^2 + (z - z_e)^2 = r^2 \quad \dots (1)$$

【0046】

以上のような近傍面上において組織の探索が行われるわけであるが、近傍面上において能率的な組織探索を行うために、本実施形態においては、以下に説明するような探索経路が設定されている。その際、極座標系を導入するのが便利であることから、図 4 に示されるような極座標系が利用される。ここにおいて、基準点 e を基準として直交座標系 $x' - y' - z'$ が定義されており、ここで軸 x' は内視鏡の主軸に一致している。その主軸 x' からの軸 z' 方向の回転角が θ で表されており、軸 y' 方向の回転角が ϕ で表されている。言い換えると、 z' 軸を中心とした回転による $x' - y'$ 平面上における x' からの開き角が θ であり、そこからさらに y' 軸を中心とした回転による $x' - y'$ 平面からの仰角が ϕ であるといえる。すなわち球面上のある一点 A の座標は半径 r と回転角 θ, ϕ によって特定される。

【0047】

このような前提の下で、図 5 に示されるような探索が実行される。ここで、n 及び k はそれぞれ θ 及び ϕ を決定するためのカウント値を表しており、 $n = 1, 2, 3, \dots$ であり、 $k = 1, 2, 3, \dots$ である。そして、以下の (2) 式及び (3) 式に基づいて

及び θ が求められる。ちなみに α は 方向のピッチを表しており、 β は 方向のピッチを表している。

【 0 0 4 8 】

$$= \dots \cdot n \dots (2)$$

【 0 0 4 9 】

$$= \dots \cdot k \dots (3)$$

【 0 0 5 0 】

上記の n 及び k の決定の仕方が図 5 に示されている。最初に n 及び k のいずれにも 0 が与えられ、次に、その原点を取り囲むように左回りのループが多重的に形成され、その際、各パスが定められるように n 及び k に値が順次与えられる。1つのループは5つのパスから成り、それが図 5 において S_1, S_2, S_3, S_4, S_5 で表されている。この図 5 に示される探索経路の設定方法について図 6 を用いて更に具体的に説明する。ちなみに図 4 及び図 5 において A_0 は出発点を表している。

10

【 0 0 5 1 】

図 6 において、 S_0 は出発点における判定を示しており、 $S_1 \sim S_5$ は各サブパスでの判定処理を表している。

【 0 0 5 2 】

S_{11} においては、 n 及び k に対して 0 が代入され、また S に対して 1 が代入されている。 S は開始点の周りにおける周回数に相当するカウント値である。 S_{12} においては、現在注目している座標のエコー値 $e(n, k)$ が閾値 t_h 以上であるか否かが判断される。当該エコー値が閾値 t_h 以上であれば組織データであると判定され、 S_{14} においてアラームが出力される。一方、 S_{12} においてエコー値 e が閾値 t_h 以上でなければ S_{13} において n が 1 つインクリメントされる。

20

【 0 0 5 3 】

S_{15} においては、前回よりも 1 つ外側のパスにおいて、最初にエコー値 $e(n, k)$ が閾値 t_h 以上であるか否かが判断され、閾値 t_h 以上であれば S_{33} においてアラームが出力される。一方、閾値 t_h 以上ではないと判断される場合には、 S_{16} において k が 1 つインクリメントされる。そして S_{17} において k が S よりも小さいか否かが判断される。すなわち k が S よりも小さい限りにおいて $S_{15} \sim S_{17}$ までの工程が繰り返される。 S_{17} において k が S と同じかそれ以上であると判断された場合には、 S_{18} 以後の各工程が実行される。

30

【 0 0 5 4 】

S_{18} においては、水平のパスで探索を行うために、エコー値 $e(n, k)$ が閾値 t_h 以上であるか否かが判断される。そして、閾値 t_h 以上であれば S_{33} においてアラームが出力され、そうでなければ S_{19} において n が 1 つ小さい数に変更される。そして S_{20} において n の絶対値が S よりも小さいか否かが判断され、その条件が満たされる限りにおいて $S_{18} \sim S_{20}$ の工程が繰り返し実行される。そして n の絶対値が S 以上となった場合には S_{21} が実行される。

【 0 0 5 5 】

S_{21} においては、エコー値 $e(n, k)$ が閾値 t_h 以上であるか否かが判断され、閾値 t_h 以上であれば S_{33} においてアラームが出力され、そうでなければ S_{22} において k が 1 つ小さな値に変更された上で、 S_{23} において k の絶対値が S よりも小さいか否かが判断される。 k の絶対値が S よりも小さければ $S_{21} \sim S_{23}$ の工程が繰り返し実行され、そうでない場合には S_{24} の工程が実行される。

40

【 0 0 5 6 】

S_{24} においてはエコー値 $e(n, k)$ が閾値 t_h 以上であるか否かが判断され、閾値 t_h 以上であれば S_{33} においてアラームが出力され、そうでなければ S_{25} において n が 1 つ大きな値に変更された上で、 S_{26} において n が S よりも小さいか否かが判断される。 n が S よりも小さい限りにおいて $S_{24} \sim S_{26}$ の工程が繰り返し実行され、そうでなければ S_{27} が実行される。

50

【 0 0 5 7 】

S 2 7においてはエコー値 $e(n, k)$ が閾値 t_h 以上であるか否かが判断され、閾値 t_h 以上であれば組織検知であるとして S 3 3 でアラームが出力される。そうでなければ S 2 8 において k が 1 つ大きな値に変更された上で、S 2 9 において k が 0 よりも小さい値であるか否かが判断され、 k が 0 よりも小さければ S 2 7 ~ S 2 9 の工程が繰り返し実行され、そうでなければ S 3 0 において n が 1 つ大きな値に変更され、かつ S 3 1 において S が 1 つ大きな値に変更される。

【 0 0 5 8 】

そして、S 3 2 において S が S_{max} よりも小さいか否かが判断され、 S が S_{max} よりも小さければ S 1 5 以降の工程が繰り返し実行され、そうでなければ本処理が終了する。

10

【 0 0 5 9 】

すなわち、 S_{max} として周回数を定めておけば、ユーザーが希望する個数分だけループ状の探索を順次行うことができ、その場合において θ 及び ϕ の値を適宜設定することにより探索の分解能すなわちピッチを可変設定することが可能である。ちなみに、上記のは通常 0 から θ_{max} の範囲内の値をとり、 ϕ も同様に 0 から ϕ_{max} の間の値をとる。但し、 S_{max} を適宜定めることにより例えば半球の探索を行うことも容易に設定可能である。

【 0 0 6 0 】

複数の近傍面 (図 2) を設定する場合には、図 6 に示した一連のプロセスを 2 つの近傍面のそれぞれに対して適用すればよい。図 6 に示したプロセスによれば、組織との衝突の危険性をより早期に検知すべき必要性が高い前方領域を時間的に優先して探索できるという利点が得られる。もちろん図 5 及び図 6 に示したプロセスは一例であって、探索経路については必要に応じて任意に定めることが可能である。いずれにしても、ボリュームデータが存在するデータ処理空間内において基準点を定め、その周囲に探索面を定義し、その探索面上において組織データの有無が確実に判断できるようなプロセスを採用するのが望ましい。

20

【 0 0 6 1 】

なお、極座標から直交座標への変換は例えば以下の (4) 式を用いればよい。

【 0 0 6 2 】

$$\begin{aligned} x' &= r \cos \theta \cos \phi \\ y' &= r \cos \theta \sin \phi \\ z' &= r \sin \theta \end{aligned} \quad \dots (4)$$

30

【 0 0 6 3 】

図 7 には、図 1 に示したデータ処理部 2 0 に接続されたディスプレイ 4 8 に表示される内容の一例が示されている。表示画面 7 4 は複数の画像を有しており、符号 7 6 は三次元画像或いはワイヤフレーム画像を示している。符号 7 8, 8 0, 8 2 はそれぞれ断層画像を示している。それらはいわゆるトリプレーンを構成するものである。画像 7 6 においては、3 つの切断面がグラフィックイメージによって表示されており、それが符号 7 8 A, 8 0 A, 8 2 A で表されている。符号 2 6 A はグラフィックイメージとして表された内視鏡である。その先端が基準点となり、その基準点を直交する 3 つの切断面が定義されている。ここで符号 7 8 A で示される切断面は内視鏡の主軸に対して直交する面であり、符号 8 0 A, 8 2 A で示される 2 つの切断面は、主軸に直交する切断面に対してさらに直交する切断面であり、3 つは互いに直交関係にある。

40

【 0 0 6 4 】

断層画像 7 8 は、符号 7 8 A で示した切断面に対応する断層画像である。断層画像 8 0 は符号 8 0 A で示した切断面に対応する断層画像である。断層画像 8 2 は符号 8 2 A で示した切断面に対応する断層画像である。断層画像 7 8, 8 0, 8 2 にはそれぞれ基準点を表すマーカー E が表されており、また他の断層画像の切断位置を示すラインも表されている。さらに、それらの断層画像 7 8, 8 0, 8 2 には近傍球或いは近傍面を表す円形のグラフィックイメージ C が表されている。そのようなグラフィックイメージ C を観察することにより、基準点に対してどのくらいの大きさを持って近傍球が定義されているのかを直

50

感的に認識することができ、また近傍面と組織との位置関係を認識することも可能である。ちなみに断層画像 8 2 に示されているように、この例では近傍球内に組織がくい込んでおり、危険信号としてのアラームが出力されている状態となっている。なお、断層画像 8 0, 8 2 には内視鏡を表すライン状あるいは棒状のグラフィックイメージ D も表されている。

【 0 0 6 5 】

以上のように三次元的な空間を表す画像とともにトリプレーン画像を表示すれば内視鏡の移動操作の便宜を図ることができ、ひいては操作の安全性を高めることが可能である。またこのような画像を表示すれば、危険信号が生じた場合に、内視鏡から見てどの方向に組織があるのか或いは内視鏡に対してどの程度組織が近接しているかの状況を容易に把握できるという利点がある。

10

【 0 0 6 6 】

次に、図 8 を用いて変形例について説明する。ボックス 8 4 は超音波の送受波によって得られたポリウムデータを示している。上述した座標計測装置によらずに、ボックス 8 6 で示されるようにポリウムデータ 8 4 を用いて器具を抽出するようにしてもよい。器具は高輝度反射体であるため閾値処理により器具の形状認識することが可能である。ボックス 9 0 で示されるように、抽出された器具における先端の座標すなわち基準点が次に演算される。基準点が特定されると、符号 9 2 に示されるようにその基準点に基づいて判定面すなわち近傍面が定義される。そのように設定される近傍面はボックス 9 4 で示される判定プロセスにおいて利用される。

20

【 0 0 6 7 】

すなわち、判定プロセスにおいては、データ処理空間内において仮想的に存在する近傍面上において、ポリウムデータ 8 4 を参照し、組織データが存在するか否かが判定される。もし組織データが存在すれば、組織に近接した状態であることが認識されるので、ボックス 9 6 で示されるようにアラームが出力される。なお、ポリウムデータ 8 4 に基づいてボックス 8 8 で示されるように組織表面を抽出した上で、近傍面上に組織表面があるか否かを判定するようにしてもよい。また組織表面を抽出できるならば、上記のように特定された基準点と組織表面までの距離を演算することも可能であり、そのように演算された結果を表示してもよい。これがボックス 9 8 で示されている。但し、組織表面抽出には一般に複雑な演算が必要となり、リアルタイムで組織近接を判断するためには、上述したように簡易な判定方法を採用するのが望ましい。

30

【 0 0 6 8 】

本実施形態においては、生体内において内視鏡を移動させると、それに伴って基準点の三次元座標も刻々と変化することになり、同時に、近傍面も内視鏡の動きに伴って移動する。すなわち組織近接の判定をリアルタイムで行える。この場合において、内視鏡が移動する方向にだけ判定面を適応的に設定することも可能である。また内視鏡が移動する速度に応じて判定球のサイズを変更したり判定面の個数を変えたりすることも可能である。そのような判定条件を動的に変化させる態様も本発明の範囲に含まれる。

【 0 0 6 9 】

図 1 に示した実施形態においては、プローブの三次元座標及び内視鏡の三次元座標が座標計測装置によって計測されていたが、図 8 に示したように、ポリウムデータそれ自身に基づいて基準点を特定し、それに基づいて近傍面を設定することが可能である。すなわち座標計測装置を不要にすることが可能である。上述した実施形態においては、二次元的な面上において組織の判定を行ったが、もちろん三次元領域を判定領域として定めるようにしてもよい。また上述した実施形態においては、内視鏡の先端部分を包み込むように判定球が定義され、そこにおいて組織の有無が判断されていたが、内視鏡全体を包み込むように判定領域を定めることももちろん可能である。

40

【 0 0 7 0 】

いずれにしても体内に挿入される器具を操作する者に対して、その器具における特定部位が組織に近接したことを表すナビゲーション情報を提供することにより、器具を操作す

50

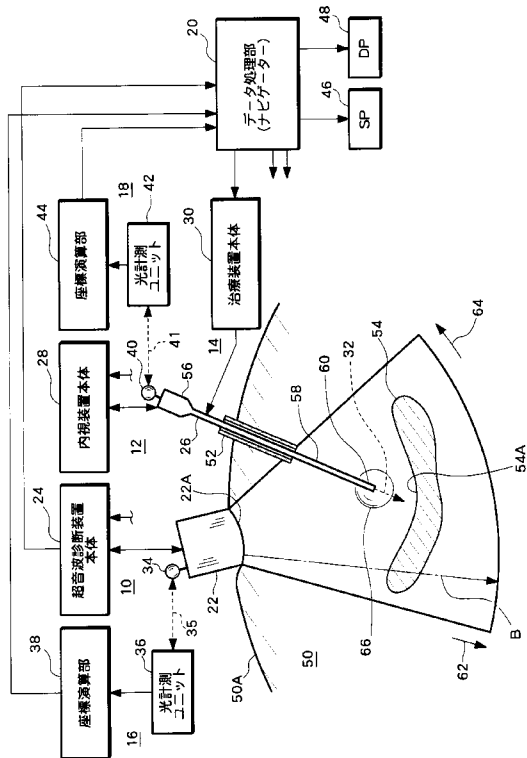
る上での負担を軽減でき、また安全性を飛躍的に高めることが可能である。本発明に係る医療システムは胎児治療以外の各種の治療において利用可能であり、また治療以外の診断や観察等においても利用可能である。

【符号の説明】

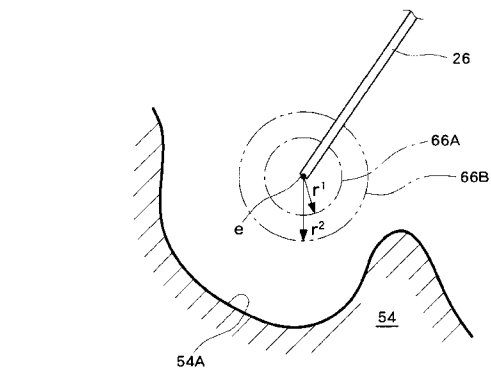
【0071】

10 超音波診断装置、12 内視装置、14 治療装置、16, 18 座標計測装置、20 データ処理部(ナビゲーター)、22 プローブ、26 内視鏡、54 対象組織、66 近傍面(球面)。

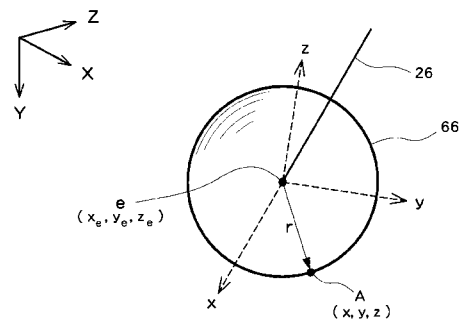
【図1】



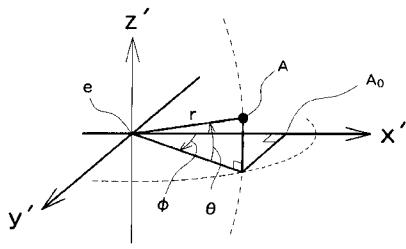
【図2】



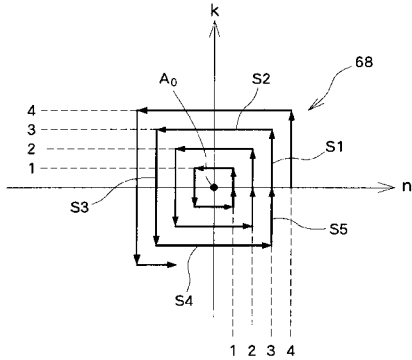
【図3】



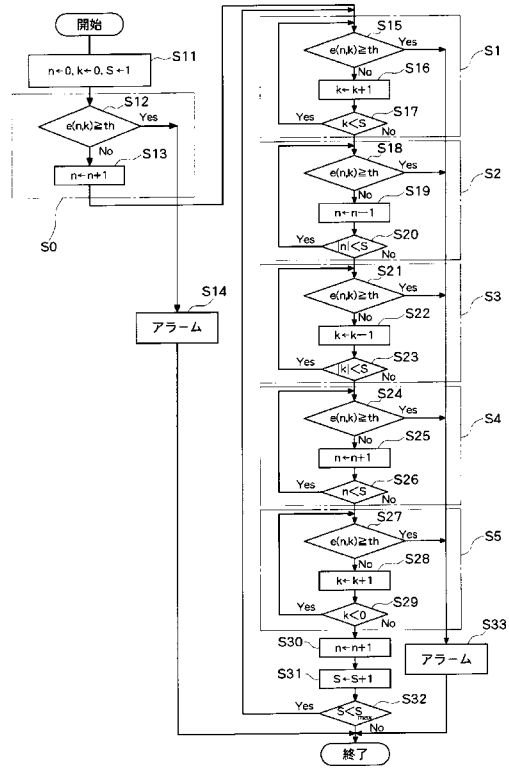
【図4】



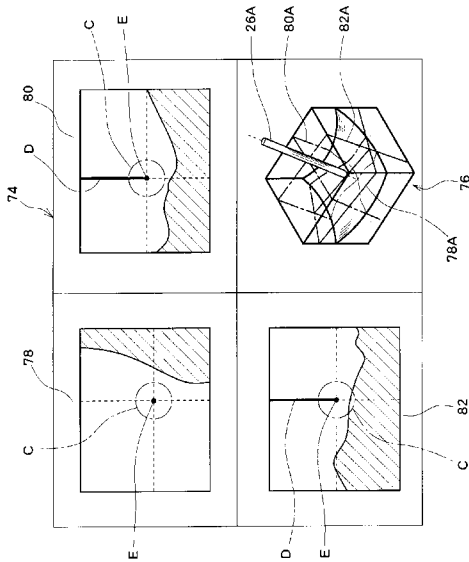
【図5】



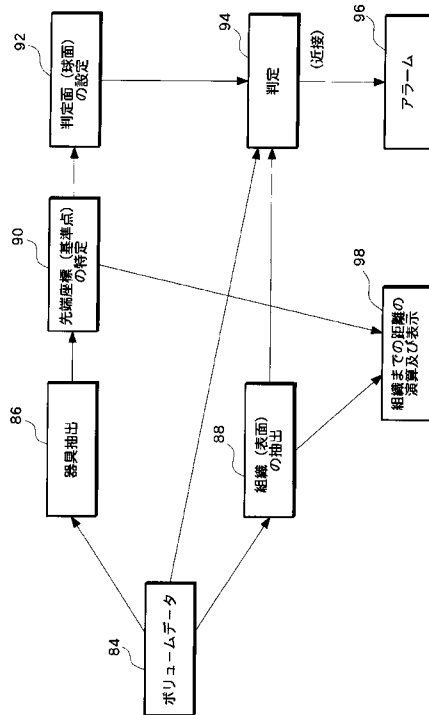
【図6】



【図7】



【図8】



フロントページの続き

- (74)代理人 100096976
弁理士 石田 純
- (72)発明者 望月 剛
東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 アロカ株式会社内
- (72)発明者 須藤 政光
東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 アロカ株式会社内
- (72)発明者 千葉 敏雄
東京都世田谷区大蔵2丁目10-1 国立成育医療センター内
- (72)発明者 勝池 康允
東京都多摩市中沢2-11-3-401 株式会社イノベンチャー・シー内
- (72)発明者 北角 権太郎
東京都多摩市中沢2-11-3-401 株式会社イノベンチャー・シー内
- (72)発明者 中村 亮一
千葉県千葉市稲毛区弥生町1番33号 国立大学法人千葉大学大学院工学研究科内

審査官 菅家 裕輔

- (56)参考文献 特開2008-061858(JP,A)
特開2007-029232(JP,A)
特開2001-061861(JP,A)
特開2000-185041(JP,A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 19/00
A61B 17/34

| | | | |
|----------------|--|---------|------------|
| 专利名称(译) | 医疗导航系统 | | |
| 公开(公告)号 | JP5477889B2 | 公开(公告)日 | 2014-04-23 |
| 申请号 | JP2009090193 | 申请日 | 2009-04-02 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 日立阿洛卡医疗株式会社 独立行政法人国立成育医疗研究中心 鲍海创业 | | |
| 申请(专利权)人(译) | 阿洛卡有限公司 国立儿童健康研究中心 国立大学法人千叶 伊诺有限公司海创业 | | |
| 当前申请(专利权)人(译) | 日立アロカメディカル株式会社 国立儿童健康研究中心 伊诺有限公司海创业 国立大学法人千叶 | | |
| [标]发明人 | 望月剛 須藤政光 千葉敏雄 勝池康允 北角権太郎 中村亮一 | | |
| 发明人 | 望月 剛 須藤 政光 千葉 敏雄 勝池 康允 北角 権太郎 中村 亮一 | | |
| IPC分类号 | A61B19/00 | | |
| FI分类号 | A61B19/00.502 A61B34/20 A61B8/00 A61B8/14 | | |
| F-TERM分类号 | 4C601/BB03 4C601/EE07 4C601/EE11 4C601/EE16 4C601/FF03 4C601/FF16 4C601/GA18 4C601/JC31 4C601/JC33 4C601/KK02 4C601/KK12 4C601/KK16 4C601/KK22 4C601/KK25 4C601/LL33 | | |
| 代理人(译) | 吉田健治 石田 纯 | | |
| 审查员(译) | 菅谷佑介 | | |
| 其他公开文献 | JP2010240067A | | |
| 外部链接 | Espacenet | | |

摘要(译)

在内脏组织治疗中使用仪器解决问题。解决方案：从探针22获取体数据。球体被限定为包围内窥镜26的远端部分，并且其表面被定义为近端表面66。基于体积数据，确定近端表面66上组织数据的存在或不存在。当存在组织数据时，输出表示与组织的接近度的导航信息（警报）。还可以参考内窥镜的尖端设置多个相邻面，并且在这种情况下，可以提供指示与组织的接近度的信息。点域1

