

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公表特許公報 (A) (11)特許出願公表番号

特表2002 - 541947

(P2002 - 541947A)

(43)公表日 平成14年12月10日(2002.12.10)

(51)Int.Cl. ⁷	識別記号	F I	テ-マコード [*] (参考)
A 6 1 B 8/00		A 6 1 B 8/00	4 C 3 0 1
19/00	502	19/00	5 J 0 8 3
G 0 1 S 15/88		G 0 1 S 15/88	

審査請求 未請求 予備審査請求 (全 29数)

(21)出願番号 特願2000 - 612711(P2000 - 612711)

(86)(22)出願日 平成12年4月16日(2000.4.16)

(85)翻訳文提出日 平成13年10月12日(2001.10.12)

(86)国際出願番号 PCT/IL00/00224

(87)国際公開番号 W000/63658

(87)国際公開日 平成12年10月26日(2000.10.26)

(31)優先権主張番号 60/129,358

(32)優先日 平成11年4月15日(1999.4.15)

(33)優先権主張国 米国(US)

(71)出願人 ウルトラガイド・リミテッド

U L T R A G U I D E L T D .

イスラエル国タイラットハイカーメルイン
ダストリアルパーク39032・エトガーストリ
ート 1

(72)発明者 パルティエリ・ヨアフ

イスラエル国ハイファ34602・アインシュタ
インストリート 75

(72)発明者 ウォルフ、スチュアート

イスラエル国ヨクニーム21692・ヘイヤーデ
ンストリート 9/2

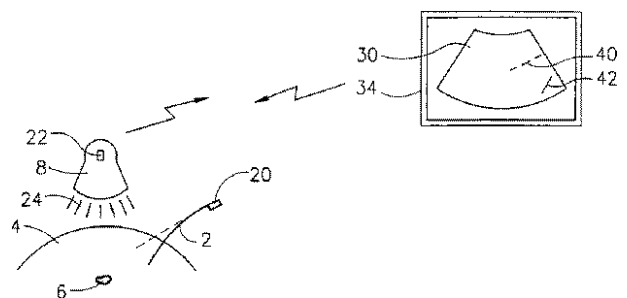
(74)代理人 弁理士 大島 陽一

最終頁に続く

(54)【発明の名称】 医療行為中の医療用侵襲器具の曲がり具合を検出する装置及びその方法

(57)【要約】

超音波変換器と、医療用侵襲器具の所定の位置に取着される位置測定要素及び／または関節アームを含む位置測定装置とを備える、身体に挿入された時の医療用侵襲器具の曲がり具合を検出する装置。医療用侵襲器具の推定位置が、位置測定装置によって生成された測定値に従って計算される。医療用侵襲器具のエコーの点及び／またはセグメントが、超音波画像上で確認される。確認されたエコーの位置と医療用侵襲器具の(曲がらないとして)計算した位置との比較に基づいて、医療用侵襲器具の曲がり具合を検出する。更に、医療用侵襲器具の実際の形状を推定するために確認されたエコーの点／セグメントを用いる。更に、医療用侵襲器具の推定位置及び／または推定速度が計算され、その計算値を表示装置に表示して利用者に示す。C T スキャナーやM R I スキャナーを用いる時に、本装置に類似した装置を利用することができる。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 身体に挿入された時の医療用侵襲器具 (medical invasive tool) の曲がり具合を検出する方法であって、

前記医療用侵襲器具の少なくとも一部を視認するために超音波変換器で前記身体をスキャンするステップと、

前記医療用侵襲器具及び前記超音波変換器の双方に対して所定の位置に設置された位置測定要素或いは関節アームの少なくとも1つを含む位置測定装置によって、前記超音波変換器に対する前記医療用侵襲器具の位置を計算するステップと、

前記超音波変換器によって生成された画像において、前記医療用侵襲器具のエコーの点或いはセグメントの少なくとも1つを確認するステップと、

前記確認された少なくとも1つの前記エコーの点或いはセグメントの位置と予想位置とを比較するステップと、

前記医療用侵襲器具に取着された位置測定要素に対する少なくとも1つの前記エコーの点或いはセグメントの位置を計算し、その計算に基づいて前記医療用侵襲器具の形状を求めるステップとを含むことを特徴とする医療用侵襲器具の曲がり具合を検出する方法。

【請求項2】 前記エコーの確認が1つの超音波画像において実行されることを特徴とする請求項1に記載の方法。

【請求項3】 前記エコーの確認が多数の超音波画像において実行されることを特徴とする請求項1に記載の方法。

【請求項4】 前記エコーの確認が、前記超音波変換器から受け取ったドップラー情報を利用することを含むことを特徴とする請求項1に記載の方法。

【請求項5】 前記超音波変換器によって生成されるように表示装置上に前記医療用侵襲器具のエコーを作成して、前記エコーの確認を行うことを特徴とする請求項1に記載の方法。

【請求項6】 前記エコーの確認が、前記超音波変換器によって生成された画像から自動的に実行されることを特徴とする請求項1に記載の方法。

【請求項7】 前記エコーの自動的な確認が、前記超音波変換器に対する

前記医療用侵襲器具の相対的な運動によって助けられることを特徴とする請求項6に記載の方法。

【請求項8】 前記医療用侵襲器具の予想される運動を計算し、前記エコーの自動的な確認を容易にするためにその値を用いることを特徴とする請求項7に記載の方法。

【請求項9】 前記医療用侵襲器具がバイオプシー針であることを特徴とする請求項1に記載の方法。

【請求項10】 前記超音波変換器によって生成された画像上に英数字情報或いはグラフィック情報の少なくとも1つの形態で前記医療用侵襲器具の形状の表示を重ねて表示するステップを更に含むことを特徴とする請求項1に記載の方法。

【請求項11】 前記医療用侵襲器具の曲がり具合に従ってその推定軌跡を投影して表示するステップを更に含むことを特徴とする請求項1に記載の方法。

【請求項12】 前記超音波変換器に対する前記医療用侵襲器具の位置を計算する前記ステップが、少なくとも1つの直接測定に基づいていることを特徴とする請求項1に記載の方法。

【請求項13】 前記超音波変換器に対する前記医療用侵襲器具の位置を計算する前記ステップが、基準位置に対する前記医療用侵襲器具及び前記超音波変換器の位置の初めの測定に基づいていることを特徴とする請求項1に記載の方法。

【請求項14】 利用者に表示される画像の前記医療用侵襲器具のエコーの画質を向上させるステップを更に含むことを特徴とする請求項1に記載の方法。

【請求項15】 前記画質の向上が、エコーの点或いはセグメントの前記確認に基づいていることを特徴とする請求項14に記載の方法。

【請求項16】 前記画質の向上が、前記超音波変換器に対する前記医療用侵襲器具の相対的な位置或いは速度の計算に基づき、前記超音波変換器によって生成された画像に一般的な局所画像プロセッシングツールを用い、前記確認され

たエコーの点或いはセグメントの何れも使用しないことを特徴とする請求項14に記載の方法。

【請求項17】 身体に挿入された時の医療用侵襲器具の曲がり具合を検出する装置であって、

前記医療用侵襲器具の少なくとも一部を視認するために身体をスキャンする超音波変換器と、

位置検出コントローラと、前記医療用侵襲器具の所定の位置に取着される少なくとも1つの位置測定要素或いは関節アームの少なくとも1つと、前記超音波変換器の所定の位置に取着される前記少なくとも1つの位置測定要素或いは前記間接アームの少なくとも1つとを含む位置測定装置と、

前記位置検出コントローラからのデータを受け取って、前記超音波変換器に対する前記医療用侵襲器具の相対的な位置を計算するデータプロセッサとを含み、

前記データプロセッサが、

前記医療用侵襲器具のエコーの点或いはセグメントを前記超音波変換器によって生成された画像上で確認し、

前記医療画像装置の前記確認されたエコーの点或いはセグメントの少なくとも1つの位置を前記計算された相対的な位置と比較し、

前記比較に基づいて、前記身体に挿入されている時の前記医療用侵襲器具の曲がり具合を求め、

前記医療用侵襲器具に取着された位置測定要素に対する前記エコーの点或いはセグメントの少なくとも1つの位置を計算し、

前記計算に基づいて前記医療用侵襲器具の形状を推定するようにプログラムされていることを特徴とする医療用侵襲器具の曲がり具合を検出する装置。

【請求項18】 前記データプロセッサが更に、英数字情報或いはグラフィック情報の少なくとも1つの形態で前記医療用侵襲器具の形状を、前記超音波変換器によって生成された画像上に重ねて表示するようにプログラムされていることを特徴とする請求項17に記載の装置。

【請求項19】 前記データプロセッサが更に、前記医療用侵襲器具の曲がり具合に従って、当該医療用侵襲器具の推定軌跡を計算して表示するようにプ

ログラムされていることを特徴とする請求項17に記載の装置。

【請求項20】 前記医療用侵襲器具が、ニードル及びバイオプシー針、切除器具からなる一群から選択されることを特徴とする請求項17に記載の装置。

【請求項21】 少なくとも1つの第1位置測定要素が、前記医療用侵襲器具の所定の位置に取り付けられることを特徴とする請求項17に記載の装置。

【請求項22】 前記関節アームが前記医療用侵襲器具の所定の位置に取り付けられることを特徴とする請求項17に記載の装置。

【請求項23】 少なくとも1つの第2位置測定要素が、前記超音波変換器の所定の位置に取り付けられることを特徴とする請求項17に記載の装置。

【請求項24】 前記少なくとも1つの第1位置測定要素が1つの位置測定要素を含み、少なくとも1つの第2位置測定要素が1つの位置測定要素を含むことを特徴とする請求項17に記載の装置。

【請求項25】 前記間接アームが前記超音波変換器の所定の位置に取り付けられることを特徴とする請求項18に記載の装置。

【請求項26】 前記位置測定装置が、磁気式及び光学式、音響式、機械式、慣性式からなる一群から、またはそれらの組み合わせから選択されることを特徴とする請求項17に記載の装置。

【請求項27】 前記位置測定装置が磁気式であることを特徴とする請求項17に記載の装置。

【請求項28】 前記データプロセッサが更に、表示される画像における前記医療用侵襲器具のエコーの画質を向上するようにプログラムされていることを特徴とする請求項17に記載の装置。

【請求項29】 前記データプロセッサが更に、前記エコーの点或いはセグメントの確認に基づいて、前記医療用侵襲器具のエコーの画質を向上するようにプログラムされていることを特徴とする請求項28に記載の装置。

【請求項30】 前記データプロセッサが更に、前記超音波変換器に対する前記医療用侵襲器具の相対的な位置或いは速度の前記計算に基づき、局所画像プロセッシングツールを用いて前記医療用侵襲器具のエコーの画質を向上させるす

るようにプログラムされていることを特徴とする請求項 2 8 に記載の装置。

【発明の詳細な説明】**【0001】****技術分野**

本発明は、身体に挿入された時の医療用侵襲器具 (medical invasive tool) の曲がり具合を検出してその形状を推定することに関連する。また、医療用侵襲器具の超音波エコーの画質を向上させることにも関連する。

【0002】**発明の背景**

超音波やCTなどの画像方法を用いて、診断や治療のために手術器具の挿入を誘導する。超音波画像は、例えば胎児のモニタリングや発達、乳房生検、他の生検、吸引生検、または他の医療器具の挿入において、日常的に利用されている。

【0003】

医療用侵襲器具を誘導する装置は、共に譲渡された米国特許第5,647,373号 (Patitelli)、名称「Free-Hand Aiming Of A Needle Guide」のPCT出願PCT/IL96/00050 (WO 97/03609)、及び名称「System And Method For Guiding Movements Of A Device To A Target Particularly For Medical Applications」のPCT/IL98/00578に開示されており、それらに言及することをもって本明細書の一部とする。

【0004】

これらの装置において、医療用侵襲器具が、超音波やCT、MRIなどの医療用画像装置によって視認できる身体内の標的に誘導される。この誘導は、位置測定装置によって生成された測定値に基づいている。この位置測定装置は、医療用侵襲器具及び医療器具の所定の位置に取り付けられた位置測定要素及び/または関節アームを含む。医療用侵襲器具が挿入された時に曲がると、計算した位置及び軌跡が異なってしまうことになる。これは、1 或いは複数の位置測定要素が医療用侵襲器具の先端部から比較的離れた位置に取り付けられた場合に生じる。位置センサを医療用侵襲器具の先端部に取り付けることによってこの問題を解決することができる。しかしながら、通常は専用の器具が必要であり、殆どの場合医療器具の推定軌跡に誤差が発生する。

【0005】

医療用侵襲器具の推定位置及び速度を利用し、初めに生成された画像に画像プロセスングツールを適用して、医療用侵襲器具の超音波エコーの画質を向上できることは明らかである。

【0006】

協働するニードルの先端部と皮膚に変換器要素を配置して、超音波でニードルの位置を検出する方法及び装置が、米国特許第4,429,539号(Vilkomerson)に記載されている。

【0007】

超音波ビームに近い時は視認可能なニードル上の2つの超音波検出器を含む超音波装置によって、ニードルの先端部の位置を検出する方法及び装置が米国特許第4,407,294号(Vilkomerson)に記載されている。ドップラー効果が生じるニードル先端部の可動部を含む超音波装置によって、ニードル先端部を検出する方法及び装置が米国特許第5,095,910号(Powers)に記載されている。

【0008】

これらの方法によって、オペレータが、超音波装置のスキャンング面によってニードル先端部を確認してニードルを操作することができる。しかしながら、これらの方法には専用の器具が必要であるという欠点がある。更に、これらの方法を実行するための装置及び方法は、ニードルの曲がり具合についての情報を含まない。Powers ('910)によって開示された方法はドップラー超音波にのみ有効である。

【0009】

発明の要約

本発明は、身体に挿入された時の医療用侵襲器具の曲がり具合を検出するコンピュータ制御の方法及び装置を提供し、現代の当分野における技術の進歩に貢献する。本発明はまた、医療用侵襲器具が曲がった時にそれを補正する方法及び装置を開示する。また本発明は、例えばCTやMRIなどの超音波装置において有用である。

【0010】

本発明はまた、医療用侵襲器具の超音波エコーの画質を向上させるさせ、超音波画像の質を高める方法及び装置を提供する。

【0011】

本明細書に用いる「ニードル」は、医療行為 (medical intervention) に用いられる任意の医療用の侵襲器具或いは侵襲機器を指す。「位置」は、場所及び／または方向を指す。

【0012】

「位置測定装置」は、基準位置或いは身体の所定の位置に対して身体の位置を求めるために用いることができる任意の装置 (磁気式、光学式、音響式、慣性式、機械式またはそれらの任意の組み合わせ) を指す。また、「位置測定要素」は、身体の所定の位置 / 空間の一組の座標に対する身体の位置 / 一組の座標の測定を可能とする、例えば、電子 - 磁気式 / 音響式 / 光学式の送信機或いは受信機、反射器或いは他の光学表示、ジャイロ、エンコーダ、またはその他の要素などの位置測定装置の要素である。

【0013】

本発明の装置の一実施例は、スキャニングヘッドが少なくともニードルの一部或いはその一点を投影できるように、オペレータがスキャニングヘッド及び／またはニードルを操作しなければならないという点で半自動式である。スキャニングヘッド及びスキャニングビームに対するニードルの推定位置の計算は完全に自動である。一方、医療用スキャニング装置によって表示された画像上のニードルの少なくとも一部の実際の位置の確認は、自動若しくは手動で行うことができる。

【0014】

本装置は、超音波装置などの医療用画像装置と、ニードル及び医療用画像装置のスキャニングヘッドに取り付けられた位置測定要素及び／または関節アームや位置コントローラを含む位置測定装置と、データプロセッサ、及び随意選択の画像プロセッサとを含む。更に本装置は、画像装置によって生成された画像、及び／またはニードルの位置や挿入時のニードルの曲がり具合についての情報をオペレータが視認できる表示装置を更に含む。

【0015】

第1位置測定要素がニードルの所定の位置に取り付けられ、第2位置測定要素が超音波変換器 (ultrasound transducer) に取り付けられる。第1測定要素と第2測定要素との相対的な位置が、位置測定装置によって測定される。第2位置測定要素が、超音波変換器のスキャニング面の位置が第2位置測定要素に対して既知となるように、超音波変換器に対して較正される。次に、医療用画像装置のスキャニング面 / 体積に対するニードルの推定位置が、上記した測定値及び較正に基づいて計算され得る。別法では、ニードル及び / または超音波変換器が関節アームに設置されるため、機械的手段 (エンコーダ) によって相対的な位置の測定が可能である。

【0016】

ニードルは、超音波画像装置で視認できる身体内の目的位置にねらいが定められる。ニードルが細い場合は挿入時に曲がる可能性がある。次に、超音波変換器を操作して、ニードルの少なくとも一部或いは一点が視認できるようにする。ニードルの超音波エコーを基に、ニードルの点及び部分を自動或いは半自動的に確認することができる。位置測定装置から受け取った情報 (位置及び動きのパラメータ) と超音波エコーから検出した実際の点から、ニードルの形状特にニードルの曲がり具合を推定することができる。

【0017】

ニードルの位置や速度を用いて、1 或いは複数の超音波画像におけるニードルのエコーの画質を向上できることは明らかである。ニードル上の点が、ニードルの推定位置及び速度に従って、1 或いは複数の超音波画像のそれぞれにおいて探索される。補間動作や局所シャープニングフィルタ等の標準的な画像プロセッシングツールを用いることによって、確認した点 (一点或いは複数の点) に基づいて完全なニードルのエコーの画質を向上させることが可能となる。

【0018】

本発明によって、医療行為のための医療用誘導装置の性能を改善することができる。このような医療誘導装置には、既存の誘導装置や、共に譲渡された米国特許第No. 5,647,373 (Paltieli)、PCT/IL96/00050 (WO 97/03609)、名称「Free-

Hand Aiming Of A Needle Guide」、PCT/IL98/00578、名称「System And Method For Guiding Movements Of A Device To A Target Particularly For Medical Applications」に開示された誘導装置が含まれる。また、これらに言及することをもってこれら全てを本明細書の一部とする。本発明は、侵襲性医療用器具が細い場合や位置測定要素がニードルの先端部から離れた位置に取り付けられている場合に特に有用である。

【0019】

図面の詳細な説明

添付の図面を用いて本発明を以下に説明するが、類似の参照符合や記号は対応する要素或いは同様の要素を示す。

【0020】

本発明の第一実施例を例示する図1について説明する。第一実施例は、標的6を含む身体4（身体体積部）に挿入されたバイオプシー針2を例示する。標的6は、超音波装置本体10に接続された超音波変換器8によってスキャンされる。第1位置測定要素20（以下に示す式のp.m.c.若しくはp.m.c._20）がバイオプシー針2の既知の位置に取り付けられる。第2の位置測定要素22（以下に示す式のp.m.c.若しくはp.m.c._22）が、超音波変換器8に対して既知の位置に取り付けられる。第2位置測定要素22を超音波面/体積24に対して調整し、超音波面/体積部24の位置が第2位置測定要素22に対して既知となるようにする。共に譲渡されたPCT出願PCT/IL98/00631、名称「Calibration Method And Apparatus For Calibrating Position Sensors On Scanning Transducers」に従って操作し、このようなキャリブレーションを実行する。また、このPCT出願を言及することをもって本明細書の一部とする。

【0021】

第1位置測定要素20及び第2位置測定要素22は、位置測定装置の一部であって、この位置測定装置は、更に、両要素間の相対位置を測定し、その値をデータプロセッサ28に転送する位置検出コントローラ26を含む。この位置検出コントローラ26をデータプロセッサ28の一部とすることもできる。

【0022】

データプロセッサ28は、超音波スキャンング面/体積24に対するニードル2の予想位置を計算する。この計算は、ニードル2の形状及びニードル2の第1位置測定要素20の位置を基に位置測定装置によって生成される値に基づく。更に、この計算は、第2位置測定要素22に対する超音波スキャンング面/体積24の位置に関連して較正された値に基づく。本明細書に用いるこのような誘導装置は、共に譲渡されたPCT出願PCT/IL96/00050 (WO 97/03609)、名称「Free-Hand Aiming Of A Needle Guide」、及びPCT/IL98/00578、名称「System And Method For Guiding Movements Of A Device To A Target Particularly For Medical Applications」、米国特許第5,647,373 (Paltieli)号に従っている。またこれらのPCT出願及び特許に言及することをもって本明細書の一部とする。

【0023】

また、図1に例示するようにニードル2が身体4の中に挿入され、このニードル2が曲がった場合、特に位置測定要素20がニードルの先から離れている場合には、この計算方法を変更しなければならない。従って、このような場合には、ニードルの曲がり具合を確認してそれに従って計算を補正し、かつ/またはオペレータにその曲がり具合についての情報を伝える。

【0024】

本発明の一実施例に従った図2Aを参照すると、超音波画像30が画像プロセッサ32に転送され、オペレータがその画像を表示装置34で見ることができる。図2Aを参照すると、共に譲渡されたPCT特許出願、PCT/IL96/00050及びPCT/IL98/00578、米国特許第5,647,373号に従って、ニードル2の予想位置を超音波画像30の上に重ねることが可能である。随意選択で画像プロセッサ32をデータプロセッサ28の一部とすることもできる。

【0025】

ニードル2がその形状を維持しているか否かを検査するために、超音波変換器8が、少なくともニードル2の一部或いは一点を含む身体4の少なくとも一部をスキャンする。表示装置34に表示されたニードル2と超音波面24の相対的な予想位置についての情報によって、オペレータが、ニードル2の少なくとも一部が見えるように超音波の位置を調整することが容易になる。

【0026】

従って、オペレータは、表示装置34でニードルのエコーの点及び/またはニードルのエコーのセグメントを見ることができる。本発明の一実施例に従えば、オペレータが、例えばカーソルをニードルのエコーの点の上に置き、マウスや標準的なソフトウェアを使ってボタンをクリックすることによって、ニードルのエコー42の実際の位置を超音波画像30上に表示することが可能である。オペレータは、1或いは複数の超音波画像においてこの動作を実行する。

【0027】

次に、画像プロセッサ32が、超音波画像30に対するその画像のマークした点の二次元の位置を計算することが可能である。第2位置測定要素22が超音波面/体積24に対して較正されているため、マークされた点の位置を、第2の位置測定要素22に対して計算することができる。次に、マークした点の位置を、以下に示す式に従って第1の測定要素20に対して計算することができる。

【0028】

【数1】

$$P_{point}^{p.m.c.20} = P_{p.m.c.22}^{p.m.c.20} + [M_{p.m.c.20}^{p.m.c.22}] * P_{point}^{p.m.c.22}$$

【0029】

ここで、Pは変位ベクトルであり、[M]はオイラーの方向行列(Euler orientation matrix)であり、下側の指数は測定された点であり、上側の指数はそれが測定された座標の組である。

【0030】

従って、データプロセッサ28は、位置測定要素20に対するニードル2上の点の実際の位置に関する情報 $\{P_{points_i}^{p.m.c.-20}\}_{i \in \{1, K\}}$ を有する。ここで、Kは超音波画像30に従ってマークされた点の数である。次に、データプロセッサ28は、ニードル2の形状を予想するために、この点の組に曲線を当てはめる。

【0031】

超音波変換器8とニードル2の相対的な位置によって、超音波スキャン面24

にニードルの少なくとも一部を位置させることができる場合は、図2Bに例示するように、1つの画像のそのエコーからニードル2上の幾つかの点が検出され得る。検出された各点を好適なクラスタにまとめ、クラスタに当てはまらない点は排除する。しかしながら、ニードル2が超音波スキャン面24と交差する場合は、1つの位置から1つの交点が検出され得る。このような場合には、ニードル2上の幾つかの点が見れるように、幾つかの位置で超音波変換器8を操作することが好ましい。随意選択であるが、オペレータがニードルの先端を確認してマークすることが極めて望ましい。実際のニードル先端部の位置が分かると、以下に詳述する選択された曲線当てはめモデル/アルゴリズムの実行が簡便なり、かつ改善され得る。

【0032】

随意選択であるが、以下に記載し、更に図2Cに関連して説明する、追加の値をこのようなアルゴリズムに用いることが極めて望ましい。第1の値は、位置測定要素20に対する位置がニードルの曲がりによって変化しない所定の点 P_0 に関連する。第2の値は、ニードルの先端部 P_t に対する位置がニードルの曲がりによって変化しない予め指定された点 P_f に関連する。これらの予め指定された値は、ニードル2の大きさ及び特性、並びにニードル2への位置測定要素20の取り付け特性に関する情報に従って予め決定することが可能である。

【0033】

アルゴリズムによって用いられる曲線当てはめ方式は、曲線が必ず各点を通る補間法であるか、或いは曲線が必ずしも全ての点を通る必要がない近似法の何れかである。後者の場合、最大誤差や積分二乗誤差などの誤差基準を、測定値と近似値の差を自動的に決定するために用いることができる。

【0034】

ニードルの形状の予想は、当分野で周知の任意の様々な可能な曲線当てはめモデルに従って実行することができる。補間多項式やBezier多項式、またはBスプライン(B-spline)(補間或いは近似)を用いた曲線の当てはめは従来のアルゴリズムであり、これらを用いて、ニードル2のエコー及び位置測定装置による情報に基づき、ニードル2の形状を求めることができる。

【0035】

随意選択であるが、ニードルを幾つかのセグメントに分け、曲線当てはめアルゴリズムモデルを、別のニードルのセグメントでは曲がり具合が異なっていると仮定に従って実行するのが好ましい。随意選択であるが、曲線当てはめアルゴリズムを容易に実行できるように、近似がなめらかになる予想を用いることが好ましい。このような予想は経験的なデータに従って実行すべきである。随意選択であるが、様々な曲がり具合のモデルを、様々なニードルのサイズや特性、及び経験的なデータに従って、様々なタイプの侵襲医療器具に適合することが可能である。

【0036】

本発明の別の実施例に従えば、ニードルのエコーを自動的に検出することが可能であるため、オペレータはニードルのエコー42を表示装置34にマークする作業から開放される。図2Cを参照すると、オペレータは、例えばニードル2を前後に振動50させ、一方では超音波変換器8を静止或いは殆ど静止した状態に保持する協働的な方法でニードル2を動かす。この協働的な動きによって、画像プロセッサ32が、ニードルのエコー54の動きに基づいて、超音波画像30上に実際のニードルのエコー42を自動的に検出することが可能となる。この自動検出は、以下に示す方法に従ったニードル2の位置及び動き（周波数、振幅）についての情報に基づいている。

【0037】

第1位置測定要素20によって、ニードル2の位置の測定が可能となる。オペレータによってニードル2が協働的に動かされる場合、動きの周波数や方向、または振幅を、位置測定値に従って計算することが可能である。ニードル2が曲がる場合は、測定されるその運動方向は、ニードル2の第1位置測定要素20の位置によって決まる。

【0038】

画像プロセッサ32は、画像の移動点を推定し、連続的な超音波画像30を分析する。この推定過程は、データプロセッサ28から受け取るニードル2の動きを特徴づける測定されたパラメータ、即ちニードル2の周波数及び/または振幅

及び／または方向についての情報によって助けられる。ニードルのエコー54の動きの方向は、ニードルが挿入時に曲がると、計算した動きの方向50とは異なってしまうため、計算した振幅及び周波数が探索の好適なパラメータである。次に、画像プロセッサ32が、測定したパラメータに従って点の動きを求めるために連続した画像をフィルタにかける。

【0039】

更に、ドップラ補償機能付き超音波装置では、実際のニードルのエコーの自動的な確認が、超音波装置によって生成された画像の移動物体についての追加情報によって助けられ得る。

【0040】

ニードルの点をその協働的な動きに基づいて自動的に検出するために必要な連続的な超音波画像の数は、表示装置34上のニードル2の移動特性及びニードル2の視認可能な範囲の程度による。ニードルのエコーの各点の自動探索を予想（曲がらない）ニードル軌跡40の付近に限定することによって、確認プロセスが効率的になり、また高速化にもつながる。

【0041】

随意選択であるが、オペレータは、自動標的確認プロセスを効率的にするために、ニードルの先端部を見るのが好ましい。

【0042】

図2Dは、ニードル2の曲がり具合に関する情報をオペレータに示す幾つかの点を表示装置34上に例示する。随意選択で、ニードルの予想エコー40に対する実際のニードルのエコー42を超音波画像30上に表示する。更に、実際のニードルのエコーに続く部分42'及びニードルの予想エコーに続く部分40'を表示することもできる。更に、ニードルの曲がり具合の予想に基づく予想軌跡を超音波画像30上に表示することも可能である。更に、真っ直ぐなニードルに対する曲がったニードルの二次元正面画像50及び二次元側面画像52を、例えば実際のニードル先端部と予想（曲がらない）ニードル先端部との距離に関する英数字情報などの数値情報と共に表示することも可能である。

【0043】

例えば、PCT/IL96/00050及びPCT/IL98/00578、米国特許第5,647,373号などに開示された医療用誘導装置において、誘導される侵襲器具の方向及び位置は、侵襲器具の推定される形状に従って更新することが可能である。このように近似した後、オペレータが侵襲器具を進めるか戻すかによってその近似を修正することができる。更に、予想されるニードルの曲がり具合によって、所定の範囲を超えて目的の点から変位すると予想される場合は、オペレータに警告を発することも可能である。更に、例えば、PCT/IL96/00050及びPCT/IL98/00578、米国特許第5,647,373号に記載されている方法によって、身体4内に標的6が表示されている場合は、データプロセッサ28が、ニードルが曲がることによって起こる誤差を推定し、オペレータにこの情報を提示し、かつ/または警告を発する(この誤差が所定の閾値を超える場合)こともできる。

【0044】

図3を参照すると、ブロック60は、位置測定装置によって生成された測定値を示す。ブロック62は、超音波変換器8に対する位置測定要素22の較正の結果を示す。ブロック62はオフラインで実行される。ブロック64は、超音波スキニング面24に対するニードル2の相対的な位置の計算を示す。ブロック66は、随意選択で超音波変換器8によって生成された画像に従ってニードル2の各点の実際の位置を表示されたその画像上へのマークを示す。ブロック68は、ニードル2の動きを示す。ブロック69は、ステップ60で生成された測定値に基づいて動きのパラメータ(周波数、振幅、方向)を測定する随意選択のステップを示す。

【0045】

ブロック70は、超音波変換器からドップラー情報を受け取る随意選択のステップを示す。ブロック72は、ステップ70のドップラー情報(随意選択)、ステップ69の動きのパラメータ、及び/またはステップ60で生成された測定値、ステップ62で較正された値に基づいて、スキャンされた情報においてニードル2の各点を自動的に検出する随意選択のステップを示す。ブロック73は、ステップ66或いはステップ72の何れか一方に基づき、ステップ60の測定値及びステップ62の較正值を利用し、スキニング面/体積24に対する侵襲器具

の各点の位置を計算するステップを示す。ブロック74は、ステップ73の計算及びステップ64の計算（随意選択）に基づいて、侵襲器具の形状を推定するステップを示す。ブロック75は、ステップ74への推定に基づいて、ニードルの曲がり具合が所定値を越える場合に警告を発するステップを示す。ブロック76は、侵襲器具の推定形状を表示するステップを示す。ブロック77は、ステップ74の推定形状に基づいて侵襲器具の予想軌跡を表示するステップを示す。

【0046】

図4Aを参照すると、本発明の典型的な実施例に従った磁気式位置測定装置が例示されている。既に説明した図面と類似の要素には類似の番号を付し、その説明は省略する。

【0047】

この典型的な実施例では、第1位置測定要素20はニードル2に取り付けられた受信機20'であり、位置測定要素22は超音波変換器8に取り付けられた送信機22'である。送信機22'は、AC若しくはDC磁気信号/電磁気信号を受信機20'に送信する。受信機20'の出力が、位置検出コントローラ26に接続された有線或いは無線によって送信されるため、送信機22'に対する受信機20'の相対的な位置を計算することができる。また、位置検出要素20を送信機とし、位置測定要素22を受信機としてもよい。

【0048】

図4Bを参照すると、本発明の別の典型的な実施例に従った光学式位置測定装置が例示されている。既に説明した図面と類似の要素には類似の番号を付し、その説明は省略する。

【0049】

立体視CCD80'が、第1基準位置のアーム82'に設置されている。第1位置測定要素20はニードル2に取り付けられたLED20'のクラスターを含み、第2位置測定要素22は超音波変換器8に取り付けられたLED22'のクラスターを含む。LED20'のクラスターの相対的な位置は、第1基準位置（ステレオCCDカメラ80'）に対して測定され、LED22'のクラスターの相対的な位置もまた、第1基準位置（ステレオCCDカメラ80'）に

対して測定される。従って、上記した測定値から、LED 22' のクラスターに対する LED 20' のクラスターの相対的な位置、即ち超音波スキャンビーム 24 に対するニードル 2 の相対的な位置を測定することが可能である。

【0050】

図 4 C を参照すると、本発明の別の典型的な実施例に従った機械式位置測定装置が示されている。既に説明した図面と類似の要素には類似の番号を付し、その説明は省略する。

【0051】

関節アーム 90 がニードル 2 の所定の位置に取り付けられ、類似の関節アーム 92 が超音波変換器 8 の所定の位置に取り付けられている。間接アーム 90 及び 92 は、共通のベース部 94 に設置されている。このような装置は、米国特許第 5,647,373 号に記載されている。この機械式位置測定装置によって、超音波スキャンング面 34 に対するニードル 2 の相対的な位置の計算が可能となる。

【0052】

図 4 D を参照すると、本発明の別の典型的な実施例に従った磁気式と機械式を組み合わせた位置測定装置が例示されている。既に説明した図面と類似の要素には類似の番号を付し、その説明は省略する。

【0053】

間接アーム 92 がニードル 8 の所定の位置に取り付けられている。磁気送信機は、アーム 92 或いはベース部 94 の何れかに設置されて較正され、類似の関節アームが超音波変換器 8 の所定の位置に取り付けられている。関節アーム 90 及び 92 は、共通のベース部 94 に設置されている。このような装置は PCT/IL98/00578 に開示されている。この機械式位置測定装置によって、超音波スキャンング面 32 に対するニードル 2 の相対的な位置の計算が可能となる。

【0054】

位置測定要素 20、22 及び 80（装置に含まれている場合）は、次のグループの任意のものが可能である。このグループには、磁気或いは音響、または光学位置測定装置の一部として好適な送信機、受信機、反射器、トランシーバ、光学式インディケータ、或いはそれらの組み合わせが含まれる。このような位置測定

要素及び装置は、例えばPCT/IL96/00050、PCT/IL98/00578及びPCT/IL98/00631に詳述されている。位置検出コントローラは、有線或いは無線接続によって位置測定要素20、22及び80（装置に含まれる場合）の少なくとも1つ或いは全てと通信することが可能である。（詳細は例えばPCT/IL96/00050、PCT/IL98/00578及びPCT/IL98/00631に示されている）。

【0055】

本発明の別の実施態様では、ニードルの位置及び/または速度は上記したように測定される。これらの測定値を用いて、超音波変換器によって生成された画像或いは一連の画像のニードルのエコーの点或いはセグメントを自動的に確認する。次に、上記した確認に基づいて、データプロセッサ28が標準的な画像プロセッシングアルゴリズムを用いて超音波画像をフィルタにかけ、オペレータに示す画像におけるニードルのエコーの質を向上させる。特に、局所シャープニングフィルタ（local sharpening filter）及び上記した補間アルゴリズムを用いて、改善された超音波画像を生成し、オペレータに示すことが可能である。別法では、ニードルの位置や速度を測定し、超音波画像のニードルが存在すると予想される位置に局所フィルタをかけることができる。この実施例では、初めにニードルのエコーの点或いはセグメントを確認しないで、一般的なフィルタを用いて実行する。一般的なフィルタのパラメータは、超音波のタイプ及び画像におけるニードルの予想される方向に従ってデータプロセッサ28によって選択されるのが好ましい。一連の画像において反復型或いは適応型フィルタリングアルゴリズムを用いて、表示される画像のニードルのエコーを改善することが可能である。

【0056】

特にニードルが深くかつ急な角度で挿入される場合に、超音波画像の画質を向上させることが有用である。表示装置には超音波画像用の標準的なタイプを用いることができるが、カラーの表示方式を用いて、表示された画像におけるニードルのエコーの画質を向上させることもできる。このカラーの表示方式は、例えば、ドップラー超音波に用いられるドップラーカラー（Doppler color）に類似のものである。

【0057】

幾つかの実施例を用いて本発明を説明してきたが、これらの説明は単に例示目的であり、本発明の様々な改変が可能であることを理解されたい。従って本発明の範囲は請求の範囲によってのみ限定されるものである。

【図面の簡単な説明】

【図 1】

身体に挿入された時のニードルの曲がり具合を超音波を用いて検出する本発明の一実施例に従って構成された装置の一形態を例示する。

【図 2 A】

身体中の曲がったニードルと真直のニードルとの関係及び図 1 に関連した表示装置上のその関係を模式的に例示する。

【図 2 B】

本発明で開示した方法に従って、曲線当てはめを実行するために好適な曲がったニードルの可能な分割を模式的に例示する。

【図 2 C】

ニードルの超音波エコーの自動検出を可能とするニードルの協働的な動き（随意選択）を模式的に例示する。

【図 2 D】

図 1 に関連して、実際の曲がったニードルと推定される真直なニードルとの可能な関係の表示を模式的に例示する。

【図 3】

図 1 に関連して、ニードルの曲がり具合の計算に係わるステップを例示するブロック図である。

【図 4 A】

本発明の一実施例に従った 1 つの可能な位置測定装置を模式的に例示する。

【図 4 B】

本発明の一実施例に従った別の可能な位置測定装置を模式的に例示する。

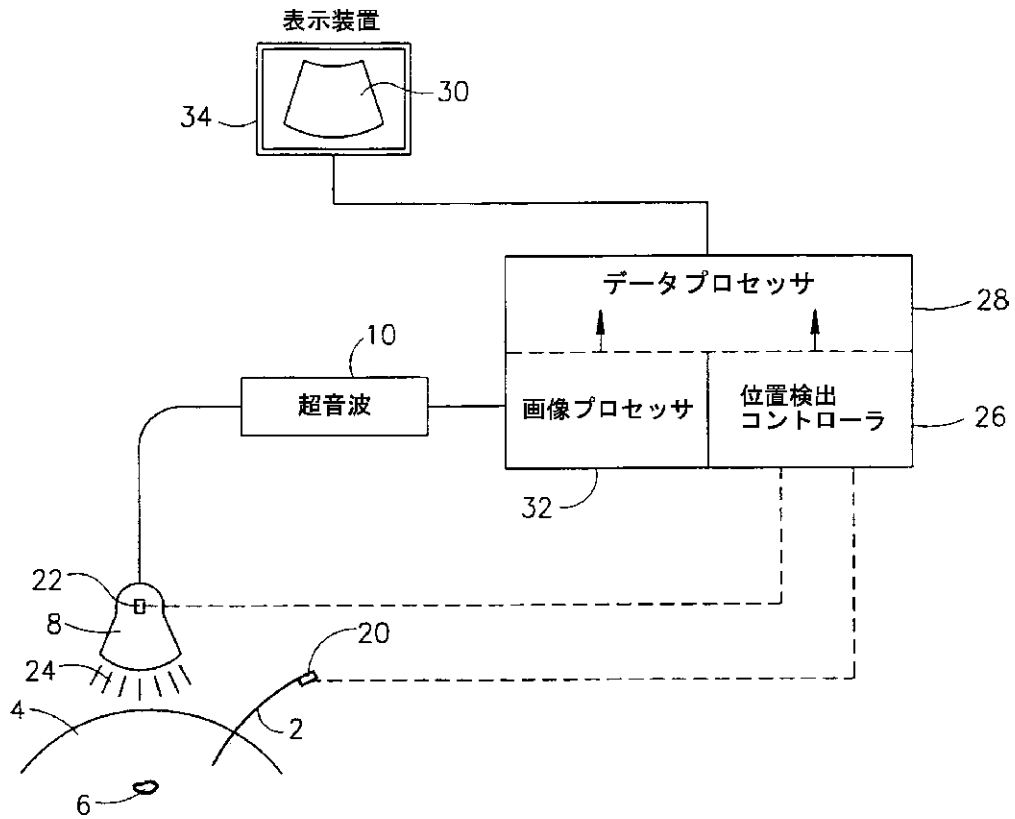
【図 4 C】

本発明の一実施例に従った 1 つの可能な位置測定装置を模式的に例示する。

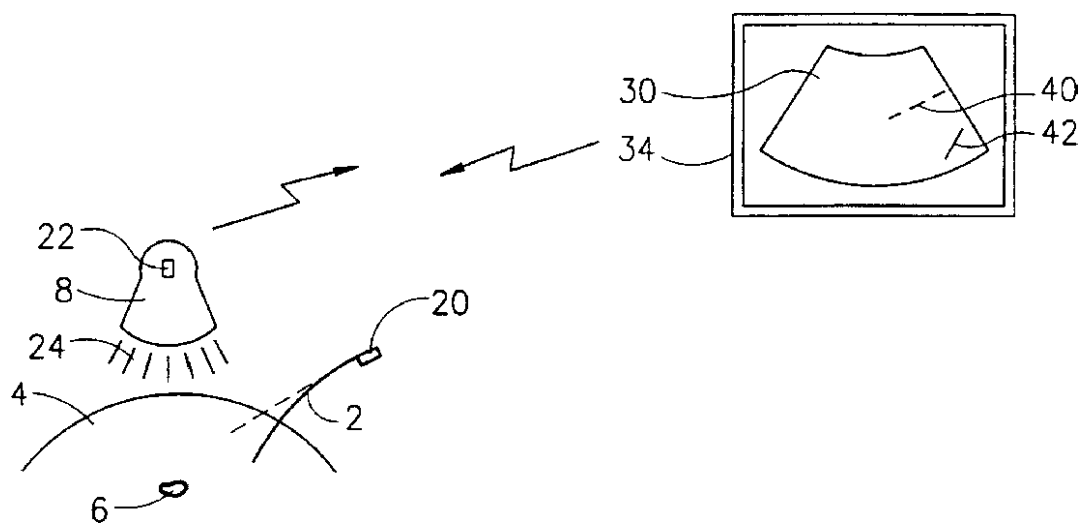
【図 4 D】

本発明の一実施例に従った別の可能な位置測定装置を模式的に例示する。

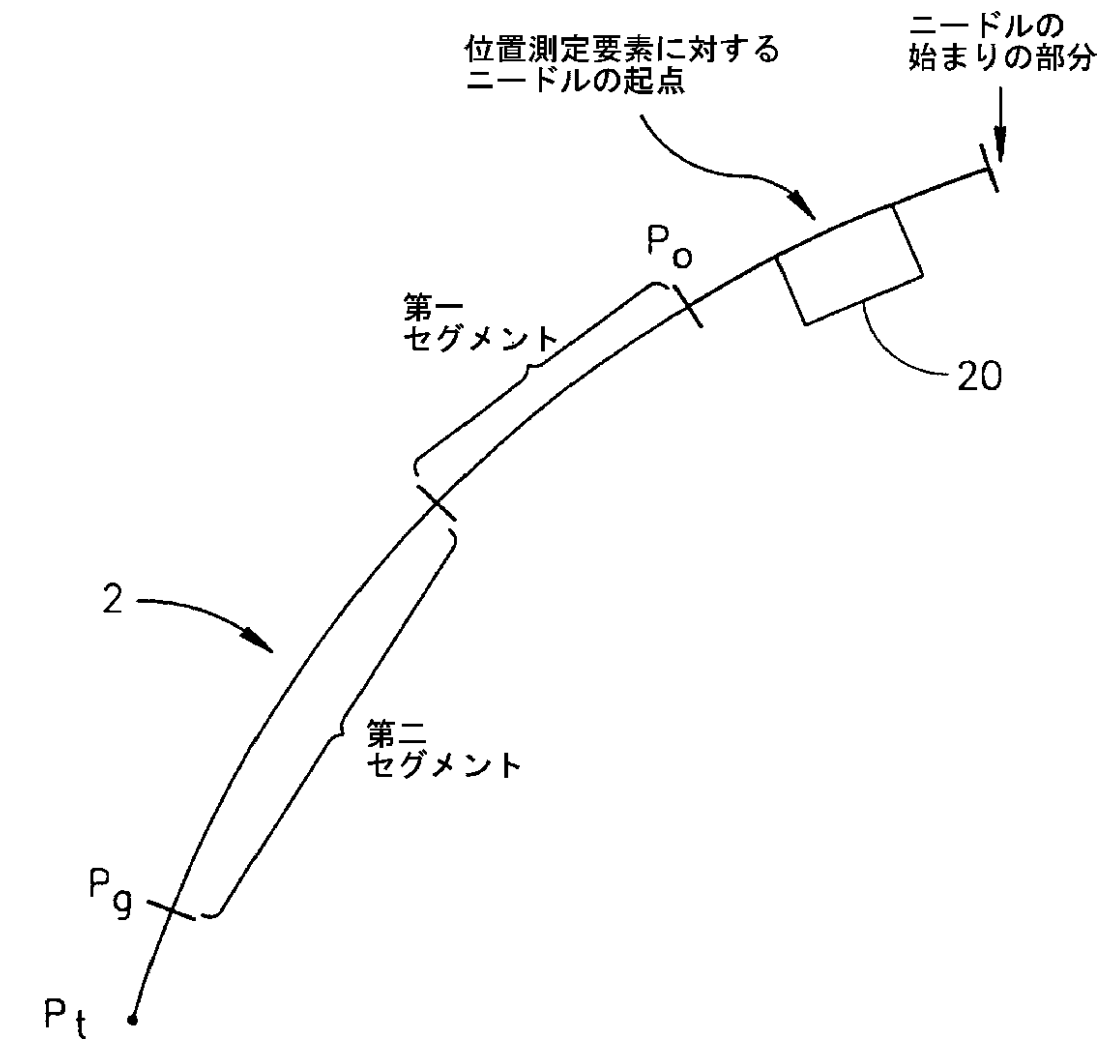
【図1】



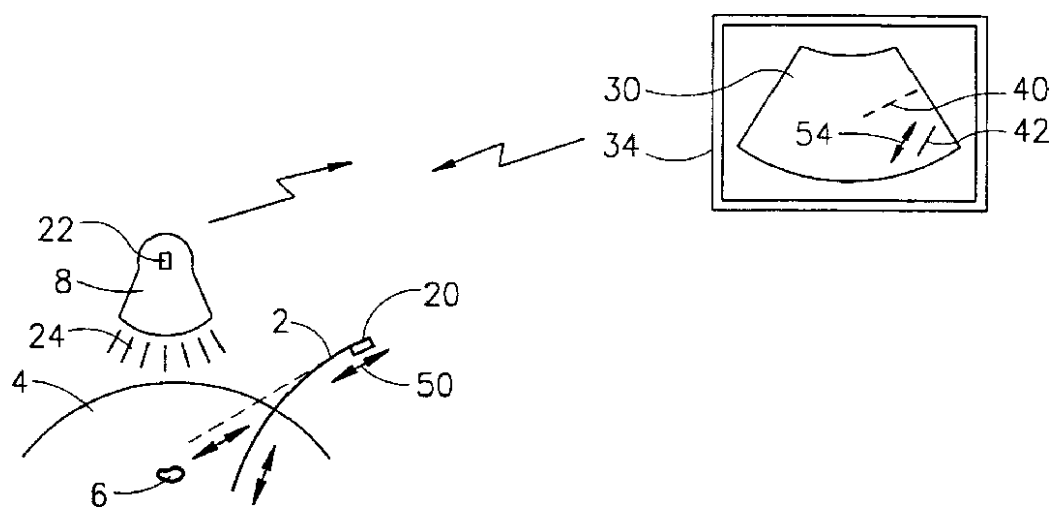
【図2A】



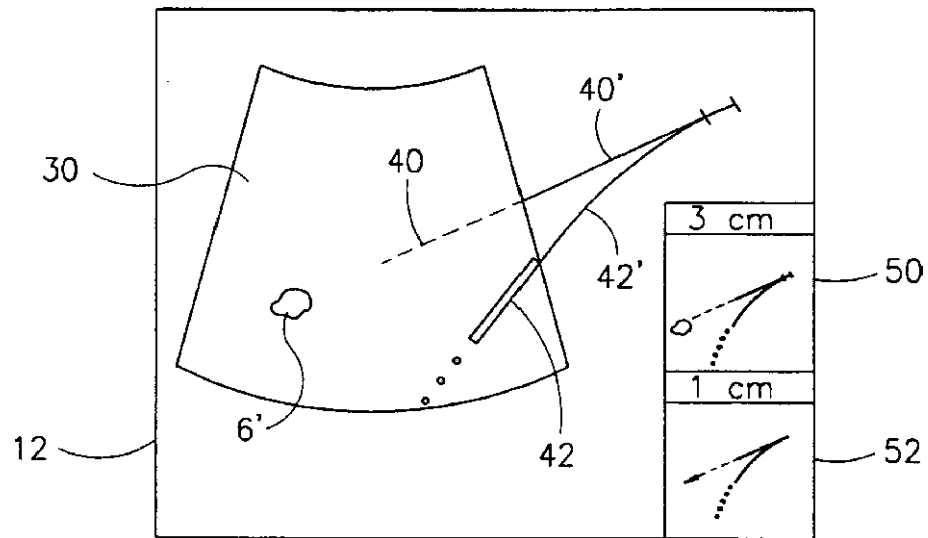
【図2B】



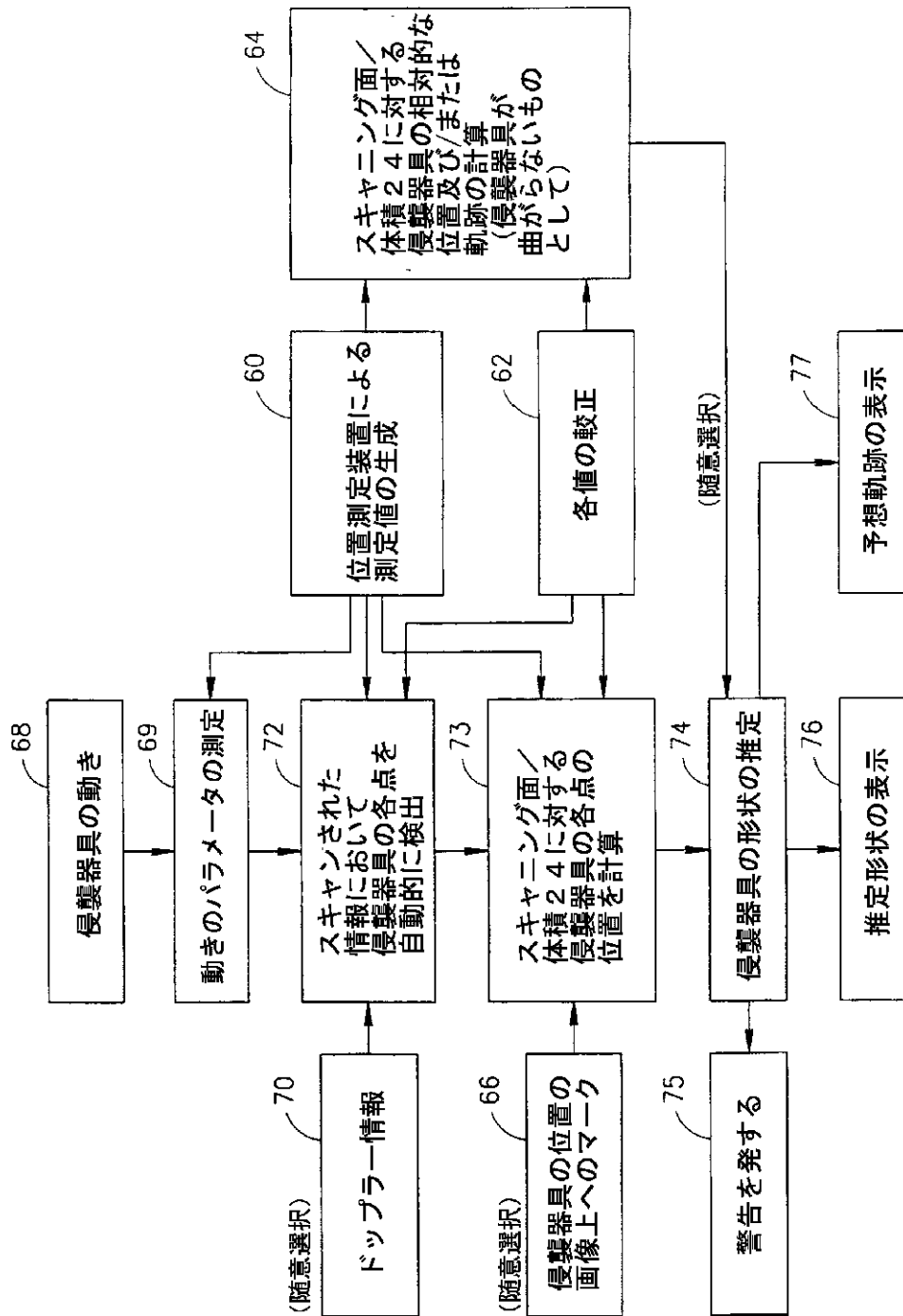
【図2C】



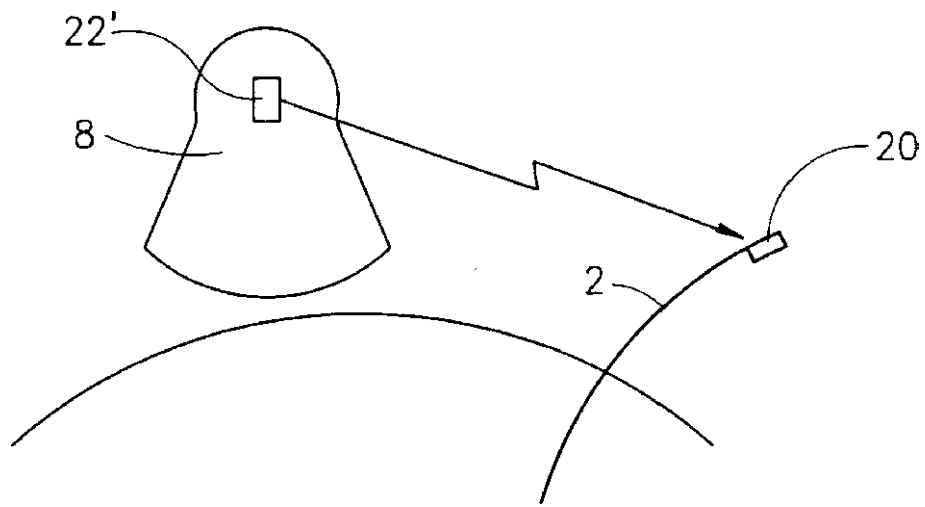
【図2D】



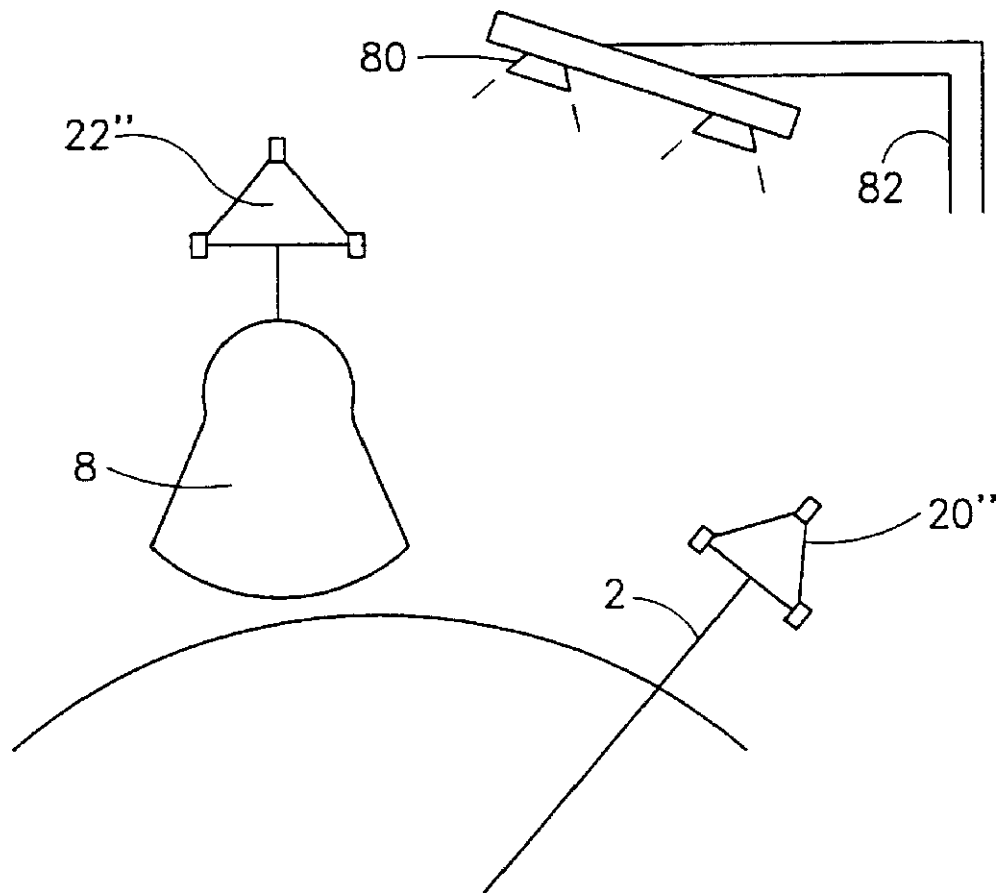
【図3】



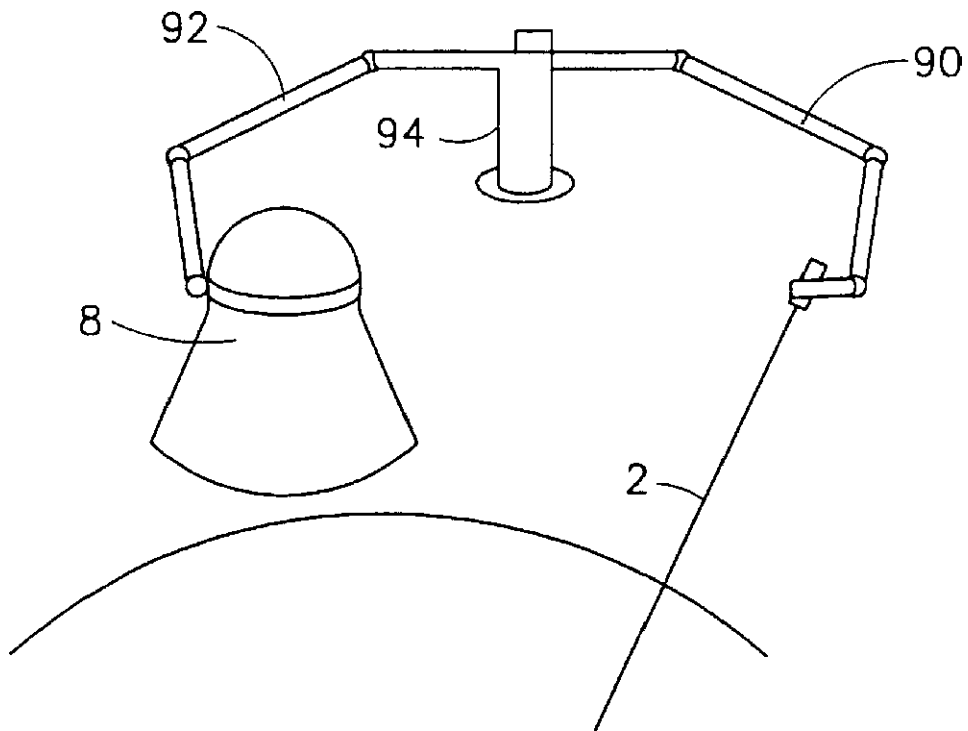
【図4A】



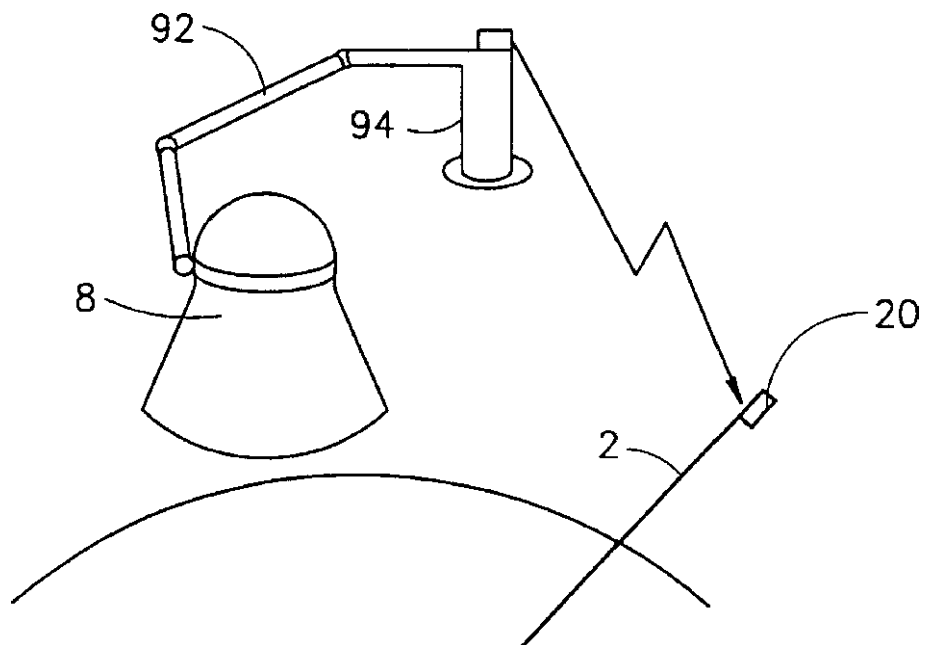
【図4B】



【図4C】



【図4D】



【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		international application No. PCT/IL00/00224
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC(7) : A61B 8/12 US CL : 600/439 According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) U.S. : 128/916; 600/439, 443, 462, 463, 471 Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used) EAST Search Terms: ultraso\$, tool\$, ending, measur\$, detect\$, compar\$, position\$		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y,P	US 5,957,844 A (DEKEL et al.) 28 September 1999, col. 8 lines 26-65.	1-5, 7-16
A	US 5,724,978 A (TENHOFF) 10 March 1998, col 5 line 3 to col. 6 line 39.	1
☐ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☐ See patent family annex.		
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier document published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 18 SEPTEMBER 2000		Date of mailing of the international search report 04 OCT 2000
Name and mailing address of the ISA/US Commissioner of Patents and Trademarks Box PCT Washington, D.C. 20231 Facsimile No. (703) 305-3230		Authorized officer FRANK JAWORSKI Telephone No. (703) 308-3061

フロントページの続き

(81)指定国 EP(AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AP(GH, GM, KE, LS, MW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BY, CA, CH, CN, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EE, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, NO, NZ, PL, PT, RO, RU, SD, SE, SG, SI, SK, SL, TJ, TM, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VN, YU, ZA, ZW

Fターム(参考) 4C301 CC02 EE07 EE13 FF17 FF21

KK12 KK40

5J083 AA02 AB17 AC29 AD01 AD13

AE10 BD02 CA12 DA01 DC01

EA14

专利名称(译)	用于检测医疗行动中医疗设备的装置和方法		
公开(公告)号	JP2002541947A	公开(公告)日	2002-12-10
申请号	JP2000612711	申请日	2000-04-16
[标]申请(专利权)人(译)	ULTRAGUIDE		
申请(专利权)人(译)	超引导有限公司		
[标]发明人	パルティエリヨアフ ウォルフスチュアート		
发明人	パルティエリ・ヨアフ ウォルフ、スチュアート		
IPC分类号	A61B5/06 A61B8/00 A61B8/08 A61B17/34 A61B19/00 G01S7/52 G01S15/88 G01S15/89		
CPC分类号	A61B8/463 A61B5/06 A61B8/0833 A61B8/0841 A61B8/4218 A61B8/4245 A61B17/3403 A61B34/20 A61B90/36 A61B2034/102 A61B2034/107 A61B2034/2051 A61B2034/2055 A61B2090/061 A61B2090 /067 A61B2090/378 G01S7/52073 G01S15/8979 G01S15/899		
FI分类号	A61B8/00 A61B19/00.502 G01S15/88		
F-TERM分类号	4C301/CC02 4C301/EE07 4C301/EE13 4C301/FF17 4C301/FF21 4C301/KK12 4C301/KK40 5J083 /AA02 5J083/AB17 5J083/AC29 5J083/AD01 5J083/AD13 5J083/AE10 5J083/BD02 5J083/CA12 5J083 /DA01 5J083/DC01 5J083/EA14		
优先权	60/129358 1999-04-15 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

当医用侵入装置插入体内时的弯曲状态，其包括超声换能器和位置测量装置，该位置测量装置包括在预定位置附接到医用侵入装置的位置测量元件和/或关节臂。一种检测设备。根据位置测量设备生成的测量值，计算出医用侵入设备的估计位置。在超声图像上识别医疗侵入设备的回波点和/或段。基于所确认的回波的位置与所计算的医疗侵入设备的位置之间的比较来检测医疗侵入设备的弯曲（假设没有弯曲）。另外，所识别的回波点/段被用于估计医疗侵入设备的实际形状。此外，计算医疗侵入设备的估计位置和/或估计速度，并且将计算值显示在显示设备上并显示给用户。使用CT扫描仪或MRI扫描仪时，可以使用与此设备类似的设备。

