

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4209124号
(P4209124)

(45) 発行日 平成21年1月14日(2009.1.14)

(24) 登録日 平成20年10月31日(2008.10.31)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 8/12 (2006.01) A 6 1 B 8/12

請求項の数 4 (全 14 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2002-71538 (P2002-71538)</p> <p>(22) 出願日 平成14年3月15日(2002.3.15)</p> <p>(65) 公開番号 特開2002-330971 (P2002-330971A)</p> <p>(43) 公開日 平成14年11月19日(2002.11.19)</p> <p>審査請求日 平成17年3月11日(2005.3.11)</p> <p>(31) 優先権主張番号 09/681318</p> <p>(32) 優先日 平成13年3月16日(2001.3.16)</p> <p>(33) 優先権主張国 米国 (US)</p> <p>前置審査</p>	<p>(73) 特許権者 300019238 ジーイー・メディカル・システムズ・グローバル・テクノロジー・カンパニー・エルエルシー アメリカ合衆国・ウィスコンシン州・53188・ワウケシャ・ノース・グランドビュー・ブルバード・ダブリュー・710・3000</p> <p>(74) 代理人 100093908 弁理士 松本 研一</p> <p>(74) 代理人 100105588 弁理士 小倉 博</p> <p>(74) 代理人 100129779 弁理士 黒川 俊久</p> <p style="text-align: right;">最終頁に続く</p>
--	---

(54) 【発明の名称】 走査ヘッド内に撮像素子位置検出器を備えた食道越し超音波プローブ

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

体内撮像プローブの走査ヘッド(120)内に置かれたディスク状の超音波撮像素子(436)の位置を測定するための装置であって、
前記プローブの前記走査ヘッド(120)内に置かれ、前記撮像素子の中心に軸(510)を介して接続され、前記撮像素子よりも小さい半径を有する位置検出ディスク(435)と前記走査ヘッド(120)内に置かれた位置検出器とを含み、
前記位置検出器は、前記走査ヘッド(120)内において前記ディスク状の撮像素子(436)の外縁よりも半径方向内側に配置された複数の発光装置(524、528)及び複数の光検知装置(514、518)を含む光学センサであり、
前記位置検出ディスク(435)が、該位置検出ディスク(435)の周りに沿って放射方向に置かれた複数の開口(530)又は複数の反射体を有し、
該位置検出ディスク(435)が、光学的に前記複数の発光装置(524、528)と前記複数の光検知装置(514、518)との間に置かれており、
前記複数の開口(530)又は前記複数の反射体は、2つの発光装置及び光検知装置に対し、位置をずらしてある、ことを特徴とする装置。

【請求項 2】

前記撮像素子(436)が走査面を含み、前記撮像素子(436)が、前記走査面を変えるために回転することを特徴とする、請求項 1 に記載の装置。

【請求項 3】

前記位置検出ディスク(435)がコードディスクである、請求項1に記載の装置。

【請求項4】

処理装置を更に含み、該処理装置が、3次元画像を形成するために、前記撮像素子によって撮像された2次元画像を結合することを特徴とする、請求項1に記載の装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明の好ましい実施形態は、一般的に体内撮像プローブの改良に関し、より具体的には、走査ヘッド内に置かれた撮像素子の位置を検知するために、プローブの走査ヘッド内に置かれた撮像素子位置検出器を備えた食道越し超音波プローブに関する。

10

【0002】

【発明の背景】

様々な健康状態は、内臓や体内組織に影響を与える。これらの状態を効率的に診断及び治療するためには、一般的に医者が患者の内臓や体内組織を直接観察することが必要とされる。例えば、様々な心臓疾患を診断するために、心臓専門医は患者の心臓の患部を直接観察する必要がある場合が多い。患者に負担のかかる外科的手法の代わりに、患者の内臓や体内組織の画像を直接観察するために超音波撮像法がしばしば用いられている。

【0003】

食道越し超音波心臓検査(TEE)は、超音波変換器を使用して患者の心臓を観察するための1つの手法である。食道越し超音波心臓検査装置は、プローブと処理装置とモニタとを含むのが普通である。プローブは処理装置に接続され、処理装置はモニタに接続されている。作動時に、処理装置はトリガ信号をプローブへ送る。するとプローブは患者の心臓内へ超音波信号を放射する。次にプローブは、前に放射した超音波信号のエコーを検知する。次に、プローブは、検知した信号を処理装置へ送り、処理装置はその信号を画像に変換する。この画像はモニタ上に表示される。通常、プローブは、半可撓性の内視鏡を含み、該半可撓性の内視鏡は内視鏡の末端近くに置かれた変換器を含む。通常、変換器は、48個から96個の圧電素子を有する圧電変換器である。

20

【0004】

食道越し超音波心臓検査中に、内視鏡は患者の口内に挿入され、患者の食道内に置かれるのが普通である。次に内視鏡は、変換器が心臓を撮像可能な位置になるように位置決めされる。すなわち、内視鏡は、撮像しようとしている心臓又はその他の体内組織が変換器の視野の方向になるように、位置決めされる。一般的には、変換器は食道壁を通して超音波信号を送り、超音波信号は心臓又はその他の体内組織に当たる。次に変換器は、超音波信号が患者の体内組織内の様々な点から跳ね返って来るので、その超音波信号を受ける。次いで変換器は、受け取った信号を内視鏡内を通し普通は配線を介して、送り返す。内視鏡を通して信号が伝えられた後に、内視鏡を処理装置に接続する配線を介して、信号は処理装置に入力される。

30

【0005】

必要に応じて、変換器はその撮像面に垂直な軸の周りで回転させることができる。撮像作業中に撮像走査面を変えるために、変換器は回転可能である。すなわち変換器は、水平走査面あるいは垂直走査面から(そして水平走査面と垂直走査面の間のあらゆる位置に)体内組織を撮像するために回転させることができる。普通、変換器は、その正常位置からいづれの方へも90°回転させることができる。

40

【0006】

変換器の位置又は配向は、通常、プローブの制御ハンドル内に置かれたポテンショメータのような位置検出器によって測定される。機械的な伝達機構が、制御ハンドル内に置かれた位置検出器を、走査ヘッド内に置かれた変換器に接続する。例えば、変換器は、可撓性の軸又はシャフトを介して、位置検出器に接続することができる。従って、変換器と位置検出器とはかなりの距離だけ離れているのが普通である。変換器と位置検出器とが離れていることにより、位置測定における誤差が生じる恐れがある。例えば、走査ヘッド内の変

50

換器と制御ハンドル内の位置検出器との間の長い機械的な距離が原因して、遊び、ばね張力、力学的ヒステリシス、あるいはデッドゾーンなどの機械的不整が生じる可能性がある。機械的不整は不正確な位置測定を招くことになる。位置測定の不正確さは、医者又は他のプローブオペレータに、医者が実際に見ている走査面とは異なる走査面から体内組織を見ていると信じさせることになる。例えば、位置検出器は、正しい測定が正常な配向から30°である場合に、変換器の位置をその正常な配向から33°の位置で測定することになるであろう。制御ハンドル内の位置検出器によって測定される変換器の位置は、次に撮像装置のモニタ上に表示されるのが普通である。その結果、もしそのずれが十分に大きければ、例えば10°のずれがあるならば、医者は今撮像されている患者を誤診及び/又は誤った治療を施すことになる。更に、3次元画像を形成するために2次元画像が結合される場合には、一般的に、3°から5°の間といった小さな誤差及びずれにより、不正確さが生じる。

10

【0007】

変換器は体内組織を2次元的に撮像するのが普通であるが、その2次元画像は3次元画像を作り出すために記録され結合されることができる。3次元画像を作り出すために、変換器は様々な半径方向の角度に回転させられ、それによって様々な走査面を撮像するのが普通である。様々な走査面からの画像は、それらに対応する記録された位置測定値を用いて、記録され結合される。しかしながら、位置測定値の不正確さは、作り出される3次元画像を歪ませることになる。また、所望の正確な3次元画像を作り出すために、正確な位置測定値が必要である。

20

【0008】

【発明が解決しようとする課題】

従って、撮像プローブ内の変換器のような撮像素子の位置を測定するための、より正確な装置と方法に対する必要性が存在する。特に、食道越し超音波プローブ内の変換器の位置のより正確な測定値を得られる撮像装置に対する必要性が存在する。これに加えて、正確な3次元画像を作り出すのに役立つために、撮像プローブ内の変換器位置のより正確な測定値を得られる撮像装置に対する必要性が存在する。

【0009】

【課題を解決するための手段】

本発明は、医療用撮像装置及び/又は3次元撮像装置内で使用するための、食道越し超音波プローブのような撮像プローブに関する。プローブは、走査ヘッドを有する折曲部を含む。走査ヘッドは、走査ヘッド内に置かれた変換器のような撮像素子と位置検出器とを含む。撮像素子は軸によって位置検出器に接続されるのが好ましい。従って、撮像素子と位置検出器とは、互いに同一方向へ、しかも同一速度で回転する。つまり、撮像素子と位置検出器との回転は同期している。走査ヘッド内の位置検出器の位置によって、撮像素子の位置の正確な測定値が得られる。

30

【0010】

位置検出器は好ましくは、開口を有するコードディスクと、発光装置と光検知装置とから成る装置とを含む。コードディスクは撮像素子と同期して回転するので、開口を通過する光の検知パターンは撮像素子の位置を測定する。ポテンシオメータのようなその他の様々な位置検出器を、撮像素子と共に使用することができる。プローブはまた、撮像及び折曲制御装置を有する制御ハンドルを含む。

40

【0011】

【発明の実施の形態】

図1は、本発明の好ましい実施形態による食道越し超音波プローブ100を示す。プローブ100は、プローブシャフト110と制御ハンドル130と装置ケーブル150とを含む。プローブシャフト110は折曲部115を含む。折曲部115は、折曲部分126と、撮像素子窓124を有する走査ヘッド120とを含む。制御ハンドル130は撮像制御装置134を含む。撮像制御装置134は、上側折曲制御ホイール136と、上側ブレーキ137と、下側折曲制御ホイール138と、下側ブレーキ139と、走査面押しボタン

50

140とを含む。

【0012】

プローブシャフト110は制御ハンドル130に固定され、制御ハンドル130は装置ケーブル150に接続されている。プローブシャフトの折曲部115は、プローブシャフト110の末端から制御ハンドル130に向かってほぼ3インチの位置までの範囲にある。折曲部115は、折曲部分126に接続された走査ヘッド120を含む。走査ヘッド120は音響撮像素子窓124を含む。撮像素子窓124によって、変換器(図示せず)のような撮像素子(図示せず)は、撮像のためにプローブ100の外部にある組織に接近することができる。

【0013】

プローブシャフト110は制御ハンドル130に接続されている。制御ハンドル130は、制御ハンドル130の上に置かれた撮像制御装置134を含む。制御ハンドル130の側面には、撮像素子の位置決めを制御するための走査面押しボタンが設けてある。制御ハンドル130の上面は、下側ブレーキ139と下側折曲制御ホイール138とを支持している。下側折曲制御ホイール138は上側折曲制御ホイール136と上側ブレーキ137の下に置かれている。

【0014】

制御ハンドル130の近位端は装置ケーブル150に接続されている。装置ケーブル150は配線(図示せず)を含む。配線は、装置ケーブル150の全長を貫いて制御ハンドル130内まで延び、そこで信号線(図示せず)を介してプローブ100の走査ヘッド120内の撮像素子に接続されている。装置ケーブル150は次に処理装置(図示せず)に接続されている。撮像素子は、走査ヘッド120を貫き、かつプローブ100の本体部の全長を貫いて延びる配線を介して、処理装置に接続されている。その時、プローブ100内の配線は、装置ケーブル150を介して処理装置に接続されている。次いで処理装置は、配線を介して画像を表示するためのモニタ(図示せず)に接続されている。

【0015】

図2は、本発明の好ましい実施形態による、図1の食道越し超音波プローブ100の折曲を示す側面図200である。折曲を示す側面図200は、プローブシャフト110と制御ハンドル130と装置ケーブル150とを含む。プローブシャフト110は折曲部115を含む。折曲部115は、撮像素子窓124を有する走査ヘッド120と折曲部分126とを含む。折曲部115は、非折曲位置205と、上方折曲位置210と、下方折曲位置220にある場合が図に示されている。制御ハンドル130は、撮像制御装置134を含む。撮像制御装置134は、上側折曲制御ホイール136と、上側ブレーキ137と、下側折曲制御ホイール138と、下側ブレーキ139と、走査面押しボタン140(図2には図示せず)とを含む。

【0016】

図3は、本発明の好ましい実施形態による、図1の食道越し超音波プローブ100の折曲を示す平面図300である。折曲を示す平面図300は、プローブシャフト110と制御ハンドル130と装置ケーブル150とを含む。プローブシャフト110は折曲部115を含む。折曲部115は、走査ヘッド120を有する撮像素子窓124と折曲部分126とを含む。折曲部115は、非折曲位置305と、第1の側方折曲位置310と、第2の側方折曲位置320にある場合が図に示されている。制御ハンドル130は撮像制御装置134を含む。撮像制御装置134は、上側折曲制御ホイール136と、上側ブレーキ137と、下側折曲制御ホイール138と、下側ブレーキ139と、走査面押しボタン140とを含む。

【0017】

作動時に、プローブ100のプローブシャフト110は、患者の口を通して食道内へ挿入される。次に、プローブシャフト110は、撮像される体内組織が撮像素子窓124を通して撮像素子により撮像できるように、制御ハンドル130によって位置決めされる。撮像している間に、プローブシャフト110の折曲部115は、撮像接近をより容易にする

10

20

30

40

50

ために、あるいは体内組織を異なる角度及び距離から撮像するために、折曲させることができる。折曲部 1 1 5 は、下側折曲制御ホイール 1 3 8 を回すことにより、上方折曲位置 2 1 0 又は下方折曲位置 2 2 0 に位置決めされることができる。折曲部 1 1 5 は、下側折曲制御ホイール 1 3 8 により、上向き 1 2 0 ° から下向き 4 0 ° までの範囲で、それらの間のあらゆる位置に折曲させることができる。下側ブレーキ 1 3 9 は、折曲部 1 1 5 に係合して、これを上方及び下方折曲位置においてロックすることができる。

【 0 0 1 8 】

同様に、折曲部 1 1 5 は側方の範囲全体にわたって位置決めすることができる。折曲部は、上側折曲制御ホイール 1 3 6 を回すことにより、第 1 の側方折曲位置 3 1 0 又は第 2 の側方折曲位置 3 2 0 に位置決めすることができる。折曲部 1 1 5 は、上側折曲制御ホイール 1 3 6 により、例えば左方の 4 0 ° の第 1 の側方折曲位置から例えば右方の 4 0 ° の第 2 の側方折曲位置までの範囲で、それらの間のあらゆる位置に折曲させることができる。上側ブレーキ 1 3 7 は、折曲部 1 1 5 に係合して、これを側方折曲位置においてロックすることができる。

【 0 0 1 9 】

これに加えて、折曲部 1 1 5 は、上方向と側方へ同時に折曲させることができる。また、折曲部 1 1 5 は、下方向と側方へ同時に折曲させることができる。若しくは、プローブ 1 0 0 は側方への折曲能力を含まなくてもよい。

【 0 0 2 0 】

撮像の間に、走査ヘッド 1 2 0 内の撮像素子は、撮像素子窓 1 2 4 に対して垂直な軸の周りで回転させることができる。撮像素子は、4 9 個から 9 6 個の圧電素子を含む圧電変換器であるのが好ましい。撮像素子が回転する時、撮像素子の走査面は変化する。例えば、撮像素子をはじめ垂直走査面を撮像するように設定されている場合には、撮像素子は水平走査面を撮像するために 9 0 ° 回転させることが可能である。走査ヘッド 1 2 0 内に置かれ、好ましくは撮像素子に接続されるか、あるいは撮像素子に取り付けられた別の構造体に接続された位置検出器（図示せず）は、撮像素子の位置又は配向を測定する。次に位置検出器は、プローブ 1 0 0 内の配線を介して、処理装置へ位置測定値を中継する。次に処理装置はモニタ上に位置測定値を表示する。モニタ上に表示された位置測定値は、プローブを操作している医者に、モニタ上に表示された画像の配向に関して教える。つまり、医者は自分が見ている患者の体内組織の走査面を判定することができる。例えば医者は、自分が水平走査面から患者の体内組織を見ているのか、あるいは垂直走査面から見ているのかを判定することが可能である。また、位置測定値は処理装置によって記録されることができる。

【 0 0 2 1 】

更に後述するように、本発明の好ましい実施形態においては、位置検出器は制御ハンドル 1 3 0 内ではなく、走査ヘッド 1 2 0 内に置かれる。位置検出器を走査ヘッド 1 2 0 内に置くことにより、より正確な位置測定値が得られる。すなわち、位置検出器は撮像素子に取り付けられるから、撮像素子と位置検出器との間のかなり大きな距離に関連した不整は減少される。従って、不正確な位置測定値の原因となる、遊び、デッドゾーン、ばね張力、力学的ヒステリシス、及び機械的な諸現象は減少されるから、位置測定値はより正確になる。正確な位置測定値は 2 次元画像の正確な位置解像度をもたらす。

【 0 0 2 2 】

正確な 3 次元画像を形成するために、2 次元画像を結合することができる。記録された 2 次元画像によって正確な 3 次元画像を形成するためには、それら 2 次元画像の正確な位置測定値が必要である。位置検出器は走査ヘッド 1 2 0 内に置かれているから、2 次元画像の位置測定値の精度は向上する。2 次元画像は処理装置内に記録することができる。次に、処理装置は、3 次元画像を形成するために、2 次元画像位置測定値を参照することにより、記録された 2 次元画像を結合することができる。これらの 2 次元画像の記録された位置は正確であるから、記録された 2 次元画像から形成され、得られた 3 次元画像はより正確である。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 3 】

撮像の完了後、折曲部 1 1 5 は非折曲位置 2 0 5、3 0 5 へと戻される。次に、プローブシャフト 1 1 0 は患者の食道から除去される。

【 0 0 2 4 】

図 4 は、本発明の好ましい実施形態による、図 1 の食道越し超音波プローブ 1 0 0 の走査ヘッド 1 2 0 の内部を示す図 4 0 0 である。この内部を示す図 4 0 0 は、走査ヘッドフレーム 4 2 0 と、下方部フレーム 4 0 6 と、機械支持フレーム 4 1 6 と、可撓性駆動シャフト 4 1 2 と、ウォームねじ頭部 4 2 2 を有するウォームねじシャフト 4 1 9 と、信号線 4 4 5 とを含む。走査ヘッドフレーム 4 2 0 は、ウォームねじシャフト 4 1 9 の末端部分とウォームねじシャフト 4 1 9 に接続されたウォームねじ頭部 4 2 2 とを含む。走査ヘッドフレーム 4 2 0 はまた、回転歯車 4 2 6 と、撮像素子 4 3 6 と、撮像素子を駆動するはめ歯車 4 3 8 と、双方向装着部材 4 4 0 と、信号線通路 4 4 6 と、位置検出ディスク 4 3 5 とを含む。回転歯車 4 2 6 は、側方はめ歯 4 2 8 と縦方向はめ歯 4 3 0 とを含む。下方部フレーム 4 0 6 は、可撓性駆動シャフト 4 1 2 と信号線 4 4 5 の近位部分 4 0 5 とを含む。

10

【 0 0 2 5 】

走査ヘッドフレーム 4 2 0 は、機械支持フレーム 4 1 6 を介して下方部フレーム 4 0 6 に接続されている。信号線 4 4 5 は、撮像素子 4 3 6 と処理装置の間の電力及び信号通路を提供する。信号線 4 4 5 の近位部分 4 0 5 は、小形同軸ケーブル（図示せず）を介して処理装置に接続されている。信号線 4 4 5 は、撮像素子 4 3 6 と処理装置との間を電氣的に接続して、信号通路を提供する。信号線 4 4 5 は、信号線通路 4 4 6 を通して、機械支持フレーム 4 1 6 内に入る。信号線 4 4 5 は、機械支持フレーム 4 1 6 の開口（図示せず）を通して、機械支持フレーム 4 1 6 を貫通する。

20

【 0 0 2 6 】

可撓性駆動シャフト 4 1 2 は、制御ハンドル 1 3 0 から延び、プローブシャフト 1 1 0 を貫通して、機械支持フレーム 4 1 6 内へと延びている。ウォームねじシャフト 4 1 9 は、機械支持フレーム 4 1 6 において、可撓性駆動シャフト 4 1 2 に接続されている。ウォームねじシャフト 4 1 9 は走査ヘッドフレーム 4 2 0 内へと延びている。機械支持フレーム 4 1 6 は、開口（図示せず）を通してウォームねじシャフト 4 1 9 がその内部を貫通することができるようになっている。ウォームねじ頭部 4 2 2 は、回転歯車 4 2 6 の側方はめ歯 4 2 8 と作動的に噛合している。回転歯車 4 2 6 の縦方向はめ歯 4 3 0 は、撮像素子を駆動するはめ歯車 4 3 8 と作動的に噛合している。撮像素子を駆動するはめ歯車 4 3 8 は、撮像素子 4 3 6 の周囲に取り付けたリング歯車であってもよいし、あるいは撮像素子を駆動するはめ歯車 4 3 8 は、撮像素子 4 3 6 の本体の一部として設けてもよい。

30

【 0 0 2 7 】

撮像素子 4 3 6 は双方向装着部材 4 4 0 上に置かれる。双方向装着部材 4 4 0 は、双方向装着部材 4 4 0 の内部に形成された開口（図示せず）を含み、この開口により、図 5 を参照して更に後述するように、撮像素子 4 3 6 を位置検出ディスク 4 3 5 に接続する軸を通過させることができる。

【 0 0 2 8 】

位置検出ディスク 4 3 5 は、様々な方式で撮像素子に接続することができるが、撮像素子 4 3 6 は、軸によって位置検出ディスク 4 3 5 に取り付けるのが好ましい。すなわち、撮像素子 4 3 6 を位置検出ディスク 4 3 5 に接続するために、軸は撮像素子を駆動するはめ歯車 4 3 8 を貫通して延びる。位置検出ディスク 4 3 5 は、撮像素子 4 3 6 に直接固定されるのが好ましい。これに代えて、軸を撮像素子を駆動するはめ歯車 4 3 8 に固定してもよい。

40

【 0 0 2 9 】

図 5 は、本発明の好ましい実施形態による、位置検出ディスク 4 3 5 の撮像素子 4 3 6 に対する位置検出器結合 5 0 0 を示している。この位置検出器結合は、撮像素子 4 3 6 と、撮像素子を駆動するはめ歯車 4 3 8 と、位置検出ディスク 4 3 5 と、第 1 の発光装置 5

50

24と、第2の発光装置528と、第1の光検知装置514と、第2の光検知装置518と、位置検出ディスク435の周りに沿って放射方向に置かれた多数の開口530と、軸510とを含む。軸510は、撮像素子436の中心を位置検出器435の中心に接続する。

【0030】

再び図4を参照すると、作動時に、図1から図3に示す走査面押しボタン140は、撮像素子436に係合して、これを回転させる。走査面押しボタン140は、制御ハンドル130内、プローブシャフト110内、又は折曲部115内の或る位置に置かれたモータ(図示せず)と接続されている。このモータは、可撓性駆動シャフト412の近位部分に接続されており、可撓性駆動シャフト412はウォームねじシャフト419に接続されている。モータが作動すると、このモータは可撓性駆動シャフト412を軸周りに回転させる。可撓性駆動シャフト412の回転は、ウォームねじシャフト419を回転させる。ウォームねじ頭部422はウォームねじシャフト419に接続されているから、ウォームねじシャフト419の回転はウォームねじ頭部422を同じように回転させる。

10

【0031】

ウォームねじ頭部422が回転すると、このウォームねじ頭部422は回転歯車426の側方はめ歯428と作動的に噛合しているため、ウォームねじ頭部422の回転に応じて、回転歯車426を回転させる。側方はめ歯428と縦方向はめ歯430とは回転歯車426上に置かれているから、側方はめ歯428の回転は縦方向はめ歯430に作動的に伝達されて、縦方向はめ歯430を回転させる。縦方向はめ歯430の回転は、撮像素子を駆動するはめ歯歯車438と作動的に噛合しているため、撮像素子を駆動するはめ歯歯車438を回転歯車426の回転方向とは反対方向へ回転させる。次いで撮像素子を駆動するはめ歯歯車438の回転は、撮像素子を駆動するはめ歯歯車438の回転方向と同じ方向へ撮像素子436を回転させる。位置検出ディスク435は軸510によって撮像素子436と軸方向で接続されているから、位置検出ディスク435は撮像素子436と同一方向へ同一速度で軸の周りで回転する。すなわち、撮像素子436の回転は、位置検出ディスク435の回転と同期される。更に後述するように、位置検出ディスク435を含む位置検出器は、撮像素子436の位置を正確に測定する。位置検出ディスク435を含む位置検出器は、撮像素子の位置を、配線を介して又は信号線445を通じて、処理装置へ中継する。

20

30

【0032】

これに代えて、撮像素子436を回転させるために、様々な形式の係合部材が使用できる。例えば、可撓性駆動シャフト412に代えて半可撓性の回転軸を使用することも可能である。また、撮像素子436の回転を制御するために、一連の押し/引きワイヤを使用してもよい。

【0033】

図6は、本発明の好ましい実施形態による位置検出器を近くから見た図600である。位置検出器は好ましくは、位置検出ディスク435と、第1の光検知装置514と、第2の光検知装置518と、第1の発光装置524と、第2の発光装置528とを含む。位置検出ディスク435はコードディスクであるのが好ましい。位置検出ディスク435は、位置検出ディスク435の周りに沿って放射方向に置かれた多数の開口530を含む。第1と第2の発光装置524、528、及び第1と第2の第1の光検知装置514、518は、1つの統合された構造体(図示せず)に形成されるのが好ましい。この構造体は好ましくは、プローブ100の内部に取り付けられる。この構造体は、図示するように、位置検出ディスク435が、第1と第2の発光装置524、528と第1と第2の光検知装置514、518との間を通過することができるような形状にするのが好ましい。

40

【0034】

第1の光検知装置514は、第1の発光装置524と整合させてある。第1の発光装置524は連続的に光を発生し、この光は第1の光検知装置514によって検知される。第2の光検知装置518は、第2の発光装置528と整合させてある。第2の発光装置528は

50

連続的に光を発生し、この光は第2の光検知装置518によって検知される。位置検出ディスク435は不透明であり、従って、光を遮断する。例えば、位置検出ディスク435の開口530が第1の光検知装置514と第1の発光装置524との間に位置する時は、光は開口530を通過し、この光を第1の光検知装置514が検知する。しかしながら、位置検出ディスク435が回転して、第1の発光装置524と第1の光検知装置514との間に開口530が全く位置しない場合には、位置検出ディスク435は第1の発光装置524から発生された光を遮断し、従って、第1の光検知装置514は光を検知しない。

【0035】

第1と第2の発光装置524、528及び第1と第2の光検知装置514、518に対し、開口530は位置をずらしてある。すなわち、第1の光検知装置514が光を検知する時、第2の光検知装置518は第2の発光装置528から発生された光の一部分のみを検知するか、あるいは全く検知しない。また、第2の光検知装置518が光を検知する時、第1の光検知装置514は第1の発光装置524から発生された光の一部分のみを検知するか、あるいは全く検知しない。かくして、図8に関して後述するように、位置検出ディスク435が回転する時、第1と第2の光検知装置514、518の信号を比較して、位置検出ディスク435の回転方向と速度とを判定することができる。

10

【0036】

コードディスクのような位置検出ディスク435の回転方向は、第1と第2の光検知装置514、518からの信号の配列によって判定することができる。位置検出ディスク435の回転速度は、第1と第2の光検知装置514、518によって検知される遷移の頻度によって判定することができる。従って、位置検出ディスク435が回転する時、位置検出ディスク435の移動の大きさと方向とは、第1と第2の光検知装置514、518が受ける光信号によって測定することができる。位置検出ディスク435は撮像素子436と同一速度で同一方向へ回転するから、位置検出ディスク435の回転は撮像素子436の回転と一致、つまり同期している。従って、撮像素子436の回転は、位置検出ディスク435の回転によって測定することができる。

20

【0037】

図8は、本発明の好ましい実施形態による位置検知方法のタイミング図800である。このタイミング図800は、回転ダイアグラム805と遷移パルスダイアグラム806とを含む。回転ダイアグラム805は、コードディスクのような位置検出ディスク435と、第1の発光装置524と、第1の光検知装置514と、第2の発光装置528と、第2の光検知装置518と、開口530と、位置検出ディスク435の回転方向を示す矢印810とを含む。遷移パルスダイアグラム806は、第1の光検知装置514に対応する第1の遷移パルス配列820と、第2の光検知装置518に対応する第2の遷移パルス配列830と、基準時間線840と、進行する時間に対応する矢印850とを含む。

30

【0038】

第1の遷移パルス配列820は、例えば論理高パルス822のような論理高パルスと、例えば高から低への遷移部823のような高から低への遷移と、例えば低から高への遷移部825のような低から高への遷移と、例えば論理低パルス824のような論理低パルスとを含む。第2の遷移パルス配列830は、例えば論理低パルス832のような論理低パルスと、例えば低から高への遷移部833のような低から高への遷移と、例えば高から低への遷移部835のような高から低への遷移と、例えば論理高パルス834のような論理高パルスとを含む。回転ダイアグラム805中に示した時間内の特定の瞬間は、遷移パルスダイアグラム806中に基準時間線840により表されている。

40

【0039】

第1の光検知装置514が光を検知する時、第1の光検知装置514は論理高パルスを発生する。第1の光検知装置514が光を検知しない時、第1の光検知装置514は論理低パルスを発生する。第1の発光装置524によって発生される光の最大光度の50%といったような論理カットオフにおいて遷移が起こる。例えば、第1の光検知装置514が論理低パルスを発生していて、次いで第1の発光装置524によって発生される光の最大光

50

度の50%又はそれ以上を検知する時、低から高への遷移が起こる。第1の光検知装置514が論理高パルスが発生していて、次いで第1の発光装置524によって発せられる光の最大光度の50%未満を検知する時、高から低への遷移が起こる。

【0040】

同様に、第2の光検知装置518が光を検知する時、第2の光検知装置518は論理高パルスが発生する。第2の光検知装置518が光を検知しない時、第2の光検知装置518は論理低パルスが発生する。第2の発光装置528によって発せられる光の最大光度の50%といったような論理カットオフにおいて遷移が起こる。例えば、第2の光検知装置518が論理低パルスが発生していて、次いで第2の発光装置528によって発せられる光の最大光度の50%又はそれ以上を検知する時、低から高への遷移が起こる。第2の光検知装置518が論理高パルスが発生していて、次いで第2の発光装置528によって発せられる光の最大光度の50%未満を検知する時、高から低への遷移が起こる。

10

【0041】

位置検出ディスク435の移動方向は、第1と第2の光検知装置514、518の遷移の配列を決定する。位置検出ディスク435は矢印810で示した方向へ移動するので、第2の遷移パルス配列830の低から高への遷移パルスが、第1の遷移パルス配列820の高から低への遷移パルスに先行する。位置検出ディスク435の回転方向を判定するために、遷移の配列が位置検出器によって登録される。逆に、位置検出ディスク435が矢印810と反対の方向へ回転すると、第1の遷移パルス配列820の低から高への遷移パルスが、第2の遷移パルス配列830の高から低への遷移パルスに先行する。従って、遷移の配列が登録されているので、位置検出ディスク435の回転方向を判定することができる。

20

【0042】

これに代えて、光学装置は開口を用いなくて、反射式であってもよい。つまり、位置検出ディスク435は、開口530の代わりに、位置検出ディスク435の周りに沿って放射方向に置かれ、非反射面で相互に隔てられた反射体を含むようにしてもよい。位置検出ディスク435が反射体を含む場合には、第1と第2の発光装置524、528と、第1と第2の光検知装置514、518とは、位置検出ディスク435の同じ側に置かれることになる。第1と第2の発光装置524、528が光を発し、この光が位置検出ディスク435上の反射体から反射されるように、第1と第2の発光装置524、528と、第1と第2の光検知装置514、518とは或る角度で配置される。しかしながら、第1と第2の発光装置524、528が光を発し、この光が非反射面に当たる時には、光は全く反射されない。例えば、第1と第2の発光装置524、528は、光を発し、その光が通過する反射体に入射角45°で当たるように配置することができる。従って、第1と第2の光検知装置514、518は、対応する45°の反射角で反射される光を検知するように配置することができる。

30

【0043】

図9は、本発明の別の好ましい実施形態による、磁気位置センサの撮像素子436に対する磁気センサ結合900を示している。磁気センサ結合900は、撮像素子436と、軸912と、磁石910と、第1の磁界検出装置920と、第2の磁界検出装置930とを含む。撮像素子436は、軸912によって磁石910に接続されている。第1の磁界検出装置920と第2の磁界検出装置930とはホール検出器であるのが好ましい。更に、第1の磁界検出装置920と第2の磁界検出装置930とは、互いに90°の角度で、磁石910の下に配置されるのが好ましい。第1の磁界検出装置920と第2の磁界検出装置930とは、走査ヘッド120の内部に取り付けられる。磁石910の磁界は、不平等磁界である。すなわち、磁石の一方側は、磁石の他方側とは異なる磁気極性を有する。

40

【0044】

作動時に、磁界検出装置920、930は、磁石910の磁界を感知する。磁界検出装置920、930からの出力は、磁界検出装置920、930の表面上での磁束に比例する。従って、磁界が第1の磁界検出装置920の表面に対して平行な時には、第1の磁界検

50

出装置 920 からの出力は最小となり、磁界が第 2 の磁界検出装置 930 の表面に対して平行な時には、第 2 の磁界検出装置 930 からの出力は最小となる。従って、撮像素子 436 が回転すると、磁界検出装置 920、930 によって感知される磁界は変化し、磁界検出装置 920、930 からの出力も変化する。第 1 の磁界検出装置 920 からの出力が最大値である時、第 2 の磁界検出装置 930 からの出力は最小値となり、また、この逆も成り立つ。若しくは、2 つの磁界検出装置を使用する代わりに、1 つの磁界検出装置を使用してもよい。しかしながら、2 つの磁界検出装置を用いた方がより良い解像度と精度が得られる。

【0045】

また、これに代えて、位置検出器はポテンシオメータとすることができる。一般にポテンシオメータは正常位置に対して較正されている。ポテンシオメータの位置が変わると、ポテンシオメータはその位置変化を電気抵抗値に置き換える。その結果、撮像素子の回転は、ポテンシオメータの抵抗値を変化させる。次に、この抵抗値は処理装置へと中継される。

10

【0046】

また、位置検出器は、誘導位置センサとすることができる。誘導位置センサは、固定コイルと、撮像素子 436 に取り付けられたコイルとを含む。例えば、固定コイルは、走査ヘッド 120 の内部部分に固定することができる。撮像素子に取り付けられたコイルが移動すると、両コイル間のインダクタンスが変化する。従って、予め設定されている較正されたインダクタンスからの偏差は、撮像素子の位置を測定するために、検出器によって使用

20

【0047】

更に、位置検出器は容量位置センサとすることができる。位置検出ディスク 435 は、走査ヘッド 120 内に固定された 1 つ又はそれ以上の導電性プレートと、位置検出ディスク 435 上に放射方向に置かれた多数の導電性プレートとを含む。位置検出ディスク 435 が回転すると、位置検出ディスク 435 上のプレートが回転する。固定されたプレートと位置検出ディスク 435 上のプレートとの間のキャパシタンスが変化する。従って、予め設定されている較正されたキャパシタンスからの偏差は、電圧検出装置によって検出され、撮像素子の位置を測定するために使用することができる。

30

【0048】

図 7 は、本発明の好ましい実施形態による撮像方法のフロー図 700 である。ステップ 710 において、プローブシャフト 110 の折曲部 115 上に置かれた走査ヘッド 120 を患者の食道内へ挿入することにより、医者は撮像作業を開始する。プローブ 100 の折曲部 115 は、撮像中に折曲させることができる。ステップ 720 において、医者は患者の体内組織を撮像するために、プローブ 100 を使用する。

30

【0049】

ステップ 730 において、撮像素子 436 の配向が、プローブ 100 の走査ヘッド 120 内の位置検出器 435 によって測定される。好ましくは、位置検出器 435 は軸 510 に接続され、この軸 510 は撮像素子 436 又は撮像素子を駆動するはめ歯歯車 438 に接続される。前述したように、撮像素子を駆動するはめ歯歯車 438 と、軸 510 と、位置

40

【0050】

ステップ 740 において、異なる走査面から体内組織を見るために、医者は撮像素子 436 を回転させることができる。ステップ 750 において、撮像素子 436 の配向が位置検出器 435 によって再び測定される。撮像が完了した後、ステップ 760 において、医者は、プローブシャフト 110 の走査ヘッド 120 とプローブシャフト 110 とを、患者の食道から除去する。

【0051】

このように本発明は、撮像プローブ内の変換器のような撮像素子の位置を測定するための改良された装置と方法とを提供する。特に本発明は、食道越し超音波プローブ内の圧電変

50

換器の位置を正確に測定するための改良された装置と方法とを提供する。撮像素子の位置の正確な測定は、プローブの走査ヘッド内に位置検出器を置くことによって達成され、これによって、先行技術によるプローブにあった機械的不整なしに撮像素子の測定値を測定することができる。

【0052】

撮像素子436の位置検出器435を走査ヘッド120内に置くことにより、撮像素子436の位置と配向のより正確な測定値が得られる。撮像素子436の位置の正確な測定は、より正確な診断と治療を可能にする。また、得られた画像は、正確な3次元画像及び/又は図解を形成するために、位置測定値を参照することにより、互いに結合させることができる。記録された幾つかの画像を1つの画像に結合させるためには、正確な位置測定値が要求されるから、撮像素子の位置の正確な測定は3次元撮像を可能にする。

10

【0053】

本発明の特定の要素、実施形態、及び応用について図示し説明してきたが、特に上記教示に照らして、当業者には種々の変更を行うことが可能であるから、本発明はそれら特定の要素、実施形態、及び応用に限定されるものではないことを理解されたい。従って、かかる変更を含み、また本発明の技術思想と技術的範囲内に含まれる諸特徴を組み込むことは、添付の特許請求の範囲によって保護されることを意図している。

【図面の簡単な説明】

【図1】 本発明の好ましい実施形態による食道越し超音波プローブを示す図。

【図2】 本発明の好ましい実施形態による、図1の食道越し超音波プローブの折曲を示す側面図。

20

【図3】 本発明の好ましい実施形態による、図1の食道越し超音波プローブの折曲を示す平面図。

【図4】 本発明の好ましい実施形態による、図1の食道越し超音波プローブの走査ヘッド内部を示す図。

【図5】 本発明の好ましい実施形態による、位置検出ディスクの撮像素子に対する位置検出器結合を示す図。

【図6】 本発明の好ましい実施形態による、図4の位置検出器を近くから見た図。

【図7】 本発明の好ましい実施形態によるフロー図。

【図8】 本発明の好ましい実施形態による位置検知方法のタイミング図。

30

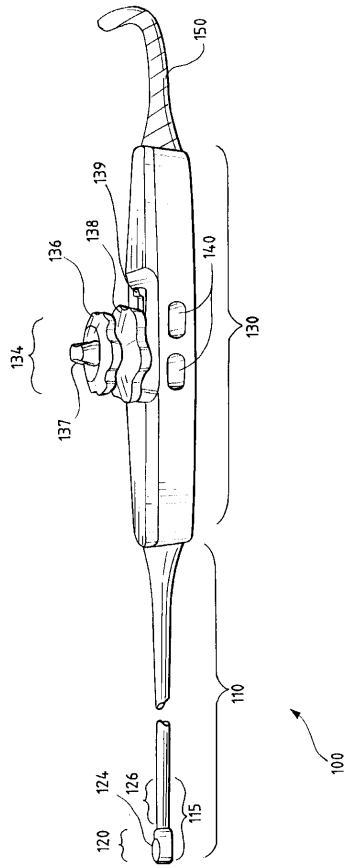
【図9】 本発明の別の好ましい実施形態による、磁気位置センサの撮像素子に対する磁気センサ結合を示す図。

【符号の説明】

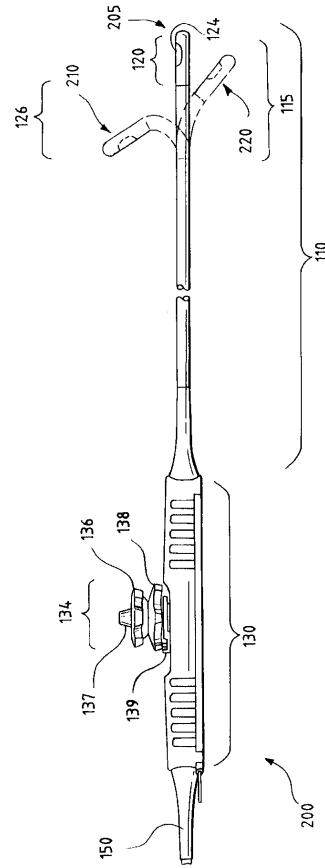
- 100 食道越し超音波プローブ
- 110 プローブシャフト
- 115 折曲部
- 120 走査ヘッド
- 124 撮像素子窓
- 126 折曲部分
- 130 制御ハンドル
- 134 撮像制御装置
- 136 上側折曲制御ホイール
- 137 上側ブレーキ
- 138 下側折曲制御ホイール
- 139 下側ブレーキ
- 140 走査面押しボタン
- 150 装置ケーブル

40

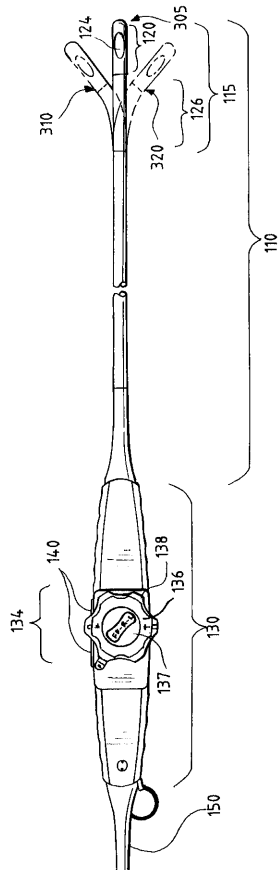
【 図 1 】



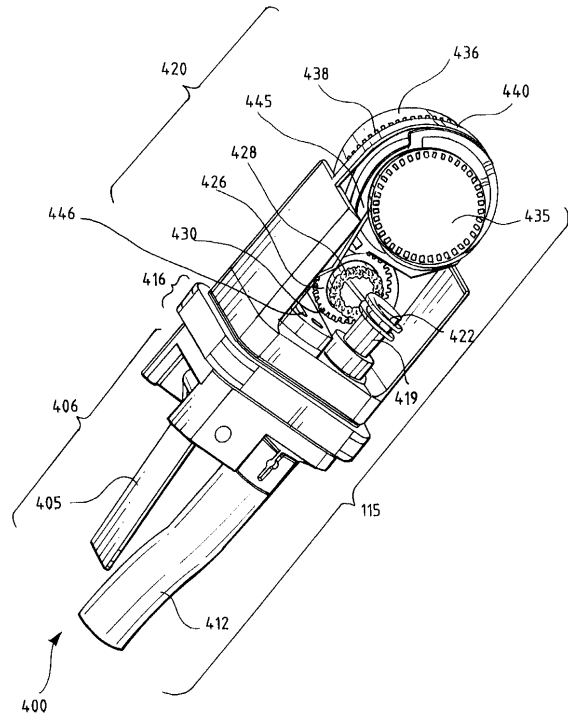
【 図 2 】



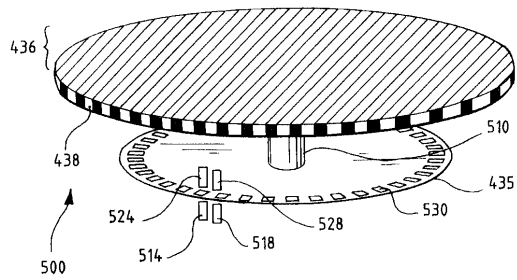
【 図 3 】



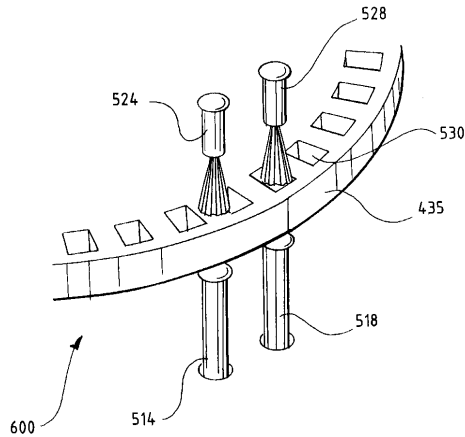
【 図 4 】



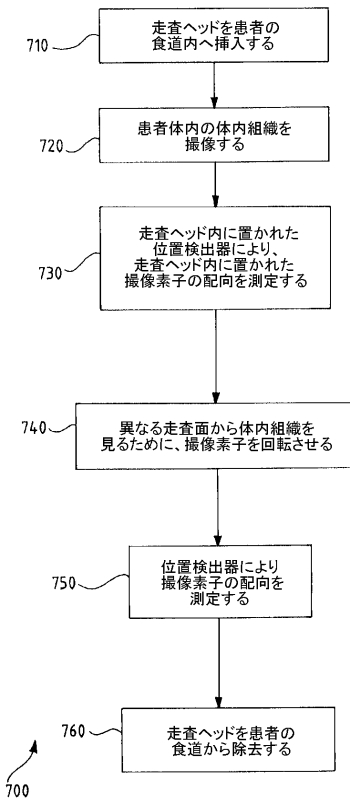
【図5】



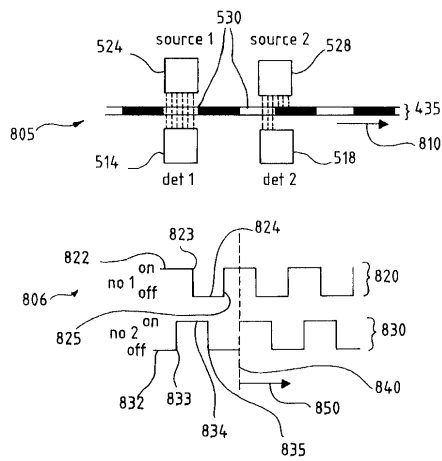
【図6】



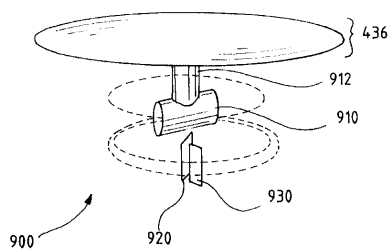
【図7】



【図8】



【図9】



フロントページの続き

- (72)発明者 ダグ・ジョルドファルド
ノルウェー、3185・ホルテン、トゥンベイエン・11番
- (72)発明者 チアヤ・チェン
アメリカ合衆国、カリフォルニア州、パロ・アルト、ドソト・ドライブ、761番
- (72)発明者 ジョン・ロナンダー
ノルウェー、3113・トンスバーグ、コメトベイエン・21番
- (72)発明者 ジョナサン・イー・スナイダー
アメリカ合衆国、ユタ州、パーク・シティー、ノース・ステージコート、7350番
- (72)発明者 ジョセフ・イー・ピール、ジュニア
アメリカ合衆国、ニューヨーク州、スコウシャ、パーク・レーン、8番
- (72)発明者 カール・ジョンズバーグ
ノルウェー、3112・トンスバーグ、メイリグト・7番

審査官 川上 則明

- (56)参考文献 特開平05-272989(JP,A)
特開平10-179588(JP,A)
実開平05-051313(JP,U)
特開平10-108867(JP,A)
特開2000-201935(JP,A)
特開平05-161653(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/12

专利名称(译)	食管超声探头在扫描头中带有成像元件位置检测器		
公开(公告)号	JP4209124B2	公开(公告)日	2009-01-14
申请号	JP2002071538	申请日	2002-03-15
申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术公司有限责任公司		
当前申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术公司有限责任公司		
[标]发明人	ダグジョルドファルド チアヤチェン ジョンロナンダー ジョナサンイー・スナイダー ジョセフィー・ピールジュニア カール・ジョン・スパーグ		
发明人	ダグ・ジョルドファルド チアヤ・チェン ジョン・ロナンダー ジョナサン・イー・スナイダー ジョセフ・イー・ピール,ジュニア カール・ジョン・スパーグ		
IPC分类号	A61B8/12 G01B7/30 G01B7/00 G01B11/00 G01B17/00 G01B17/06 G01B21/00		
CPC分类号	A61B8/12 A61B8/4254 A61B8/4461		
FI分类号	A61B8/12 A61B8/14 G01B11/00.H G01B17/00.C G01B17/06 G01B21/00.A G01B7/00.102.M G01B7/30.B		
F-TERM分类号	2F063/AA35 2F063/BA00 2F063/BA30 2F063/DA02 2F063/DA05 2F063/DA14 2F063/DA17 2F063/DB07 2F063/DC08 2F063/FA01 2F063/GA03 2F063/GA07 2F063/GA53 2F063/HA04 2F065/AA37 2F065/AA39 2F065/BB13 2F065/CC00 2F065/FF17 2F065/GG13 2F065/JJ01 2F065/JJ05 2F065/JJ15 2F065/MM04 2F065/PP13 2F068/AA03 2F068/AA04 2F068/AA39 2F068/CC07 2F068/FF13 2F068/KK01 2F068/KK04 2F068/KK07 2F068/KK18 2F069/AA83 2F069/AA93 2F069/BB40 2F069/GG06 2F069/GG07 2F069/HH15 4C301/BB13 4C301/BB22 4C301/BB26 4C301/BB30 4C301/CC02 4C301/EE11 4C301/FF04 4C301/GA01 4C301/GB03 4C301/GD12 4C301/GD13 4C301/GD15 4C301/GD16 4C301/KK16 4C601/BB03 4C601/BB05 4C601/BB06 4C601/BB09 4C601/BB12 4C601/BB14 4C601/BB16 4C601/EE09 4C601/FE01 4C601/GA01 4C601/GA17 4C601/GA21 4C601/GA29 4C601/GA30 4C601/GA31 4C601/GB01 4C601/GB03 4C601/GB04 4C601/JC25 4C601/KK12 4C601/KK21		
代理人(译)	松本健一 小仓 博		
审查员(译)	川上 則明		
优先权	09/681318 2001-03-16 US		
其他公开文献	JP2002330971A5 JP2002330971A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够在食道超声探头中获得更准确的换能器位置测量值的成像设备。位置检测器优选地包括具有开口(530)的代码盘和包括发光器件(524,528)和光传感器件(514,518)的器件。由于编码盘与成像元件(436)同步旋转，因此

通过开口 (530) 的光的检测图案测量成像元件 (436) 的位置。诸如电 【 图 4 】
位计的各种其他位置检测器可以用在探头的扫描头 (120) 内。探针还包括具有成像和折叠控制装置的控制手柄。

