

(19)日本国特許庁 ( J P )

(12) 公 開 特 許 公 報 ( A ) (11)特許出願公開番号

特開2002 - 248102

(P2002 - 248102A)

(43)公開日 平成14年9月3日(2002.9.3)

(51)Int.Cl<sup>7</sup>

識別記号

F I

テマコード ( 参考 )

A 6 1 B 8/12

A 6 1 B 8/12

4 C 3 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 34 O L ( 全 34数 )

(21)出願番号 特願2001 - 383856(P2001 - 383856)

(22)出願日 平成13年12月18日(2001.12.18)

(31)優先権主張番号 09/741255

(32)優先日 平成12年12月19日(2000.12.19)

(33)優先権主張国 米国(US)

(71)出願人 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・5318  
8・ワウケシャ・ノース・グランドヴュー・  
ブルバード・ダブリュー・710・3000

(72)発明者 ステファン・ドッジ・エドワードセン

ノルウェー、エヌ - 3233・サンネフヨル、  
クヨーエルハルベイエン・51番

(74)代理人 100093908

弁理士 松本 研一

最終頁に続く

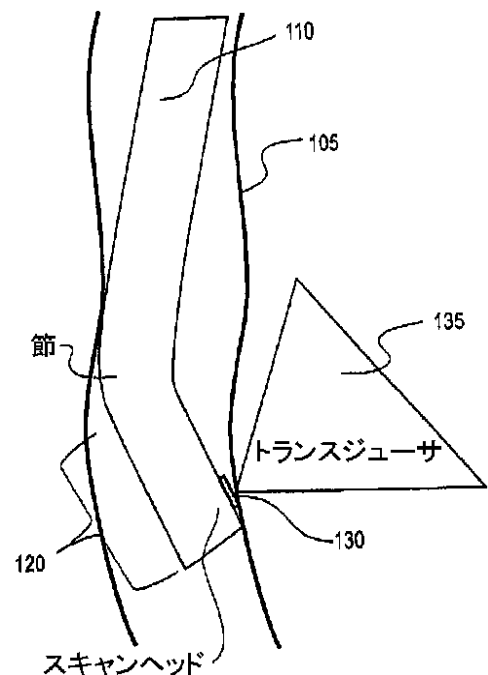
(54)【発明の名称】 拡張式スキャンヘッドを有する経食道超音波プローブ

(57)【要約】

【課題】 食道壁の傷めることなく、内部構造を安全で効率よくかつ正確に画像化するような経食道プローブを提供する。

【解決手段】 内式イメージング・プローブは、スキャンヘッド(220)上に装着されたイメージング素子の位置決めを改良するための拡張式スキャンヘッド(220)を含んでいる。このイメージング・プローブは患者の口腔を介して患者の食道内に導入される。イメージング・プローブは、患者の内部構造がスキャンヘッド(220)上のトランスジューサ(230)などのイメージング素子のビュー方向(235)内に来るような点に位置決めされる。位置決め後、スキャンヘッド(220)は、伸展器等を用いて、イメージング素子が患者の食道壁(205)に密着し、内部構造が正確に画像化できるまで拡張させられる。イメージング処理が完了した後、イメージング・プローブを元の大きさに戻し、患者の食道から除去する。

100



## 【特許請求の範囲】

【請求項 1】その上に装着したイメージング素子の位置決めを改良するための拡張式スキャンヘッド(220)を含んでいる内式イメージング・プローブ。

【請求項 2】さらに、前記スキャンヘッド(220)をその遠位端に配置させているような、患者の食道内に導入される内視鏡(210)を含む請求項 1 に記載のプローブ。

【請求項 3】前記スキャンヘッド(220)が、流体の通過を許容する膨張用ダクト(320)と、前記流体を受け取っている可撓性パウチ(240)であって、該可撓性パウチ(240)が前記流体を受け取ったときに前記スキャンヘッド(220)が拡張するような可撓性パウチ(240)と、を含んでいる、請求項 1 に記載のプローブ。

【請求項 4】前記流体が水である、請求項 3 に記載のプローブ。

【請求項 5】前記流体が空気である、請求項 3 に記載のプローブ。

【請求項 6】前記スキャンヘッド(220)が前記スキャンヘッド(220)を拡張させるように動作する伸展器を含む、請求項 1 に記載のプローブ。

【請求項 7】前記スキャンヘッド(220)が、前記スキャンヘッド(220)を拡張させるように動作する伸展器と、前記伸展器を回転させるためのヒンジ(530)とを含む、請求項 1 に記載のプローブ。

【請求項 8】さらに、前記伸展器を覆う可撓性カバー(510)を含む請求項 7 に記載のプローブ。

【請求項 9】前記伸展器がピストン駆動式伸展器である、請求項 6 に記載のプローブ。

【請求項 10】さらに、前記スキャンヘッド(220)の拡張を制御できるような制御ハンドルを含む請求項 1 に記載のプローブ。

【請求項 11】さらに、患者の内部構造の超音波イメージングのためのトランスジューサ(230)を含む請求項 1 に記載のプローブ。

【請求項 12】前記スキャンヘッド(220)を拡張させるに従って前記トランスジューサ(230)が患者の食道壁(205)と接触する、請求項 2 に記載のプローブ。

【請求項 13】前記イメージング素子が、患者の食道壁(205)と実質的に直角なビュー方向(235)を含んでいる、請求項 1 に記載のプローブ。

【請求項 14】その上に装着したイメージング素子の位置決めを改良するための拡張式スキャンヘッド(220)を含んでいる、患者の内部構造を画像化するためのプローブを含む医用イメージング・システム。

【請求項 15】前記プローブが、前記スキャンヘッド(220)をその遠位端に配置させているような患者の食道内に導入される内視鏡(210)上に装着されてい

る、請求項 14 に記載のシステム。

【請求項 16】前記スキャンヘッド(220)が、流体の通過を許容する膨張用ダクト(320)と、前記流体を受け取っている可撓性パウチ(240)であって、該可撓性パウチ(240)が前記流体を受け取ったときに該可撓性パウチ(240)が拡張するような可撓性パウチ(240)と、を含んでいる請求項 14 に記載のプローブ。

【請求項 17】前記流体が水である、請求項 16 に記載のプローブ。

【請求項 18】前記流体が空気である、請求項 16 に記載のプローブ。

【請求項 19】前記スキャンヘッド(220)が前記スキャンヘッド(220)を拡張させるように動作する伸展器を含む、請求項 14 に記載のプローブ。

【請求項 20】前記スキャンヘッド(220)が前記スキャンヘッド(220)を拡張させるように動作する伸展器と、前記伸展器を回転させるためのヒンジ(530)とを含む、請求項 14 に記載のプローブ。

【請求項 21】さらに、前記伸展器を覆う可撓性カバー(510)を含む請求項 20 に記載のプローブ。

【請求項 22】前記伸展器が前記スキャンヘッド(220)を拡張させるために前記スキャンヘッド(220)から離れるように移動するピストンである、請求項 14 に記載のプローブ。

【請求項 23】さらに、前記スキャンヘッド(220)の拡張を制御できるような制御ハンドルを含む請求項 14 に記載のプローブ。

【請求項 24】さらに、患者の内部構造の超音波イメージングのためのトランスジューサ(230)を含む請求項 14 に記載のプローブ。

【請求項 25】前記スキャンヘッド(220)を拡張させるに従って前記トランスジューサ(230)が患者の食道壁(205)と接触する、請求項 15 に記載のプローブ。

【請求項 26】前記イメージング素子が、患者の食道壁(205)と直角なビュー方向(235)を含んでいる、請求項 14 に記載のプローブ。

【請求項 27】スキャンヘッド(220)を有するイメージング・プローブを用いて患者の内部構造を画像化する方法であって、

前記患者内に導入されているイメージング・プローブのスキャンヘッド(220)を拡張させて、前記スキャンヘッド(235)上に装着されビュー方向(235)を含んでいるイメージング素子の位置決めを改良するステップを含む方法。

【請求項 28】前記拡張のステップが、前記イメージング・プローブが拡張していない間に前記患者の食道内に前記イメージング・プローブを導入するステップを含む、請求項 27 に記載の方法。

【請求項 29】 前記イメージング素子を前記個人の食道壁(205)と実質的に平行になるように位置決めするステップを含む請求項 27 に記載の方法。

【請求項 30】 さらに、前記イメージング・プローブを前記内部構造が画像化されるように位置決めした後に前記スキャンヘッド(220)を拡張させるステップを含む請求項 29 に記載の方法。

【請求項 31】 さらに、前記内部構造が前記イメージング素子のビュー方向(235)となるように前記イメージング素子を位置決めするステップを含む請求項 29 10 に記載の方法。

【請求項 32】 前記拡張のステップが前記スキャンヘッド(220)を膨張させること(inflation)を含む、請求項 30 に記載の方法。

【請求項 33】 前記拡張のステップが前記スキャンヘッド(220)内に配置した伸展器を動かすことを含む、請求項 30 に記載の方法。

【請求項 34】 前記画像化のステップが前記スキャンヘッド(220)上に装着したトランスジューサ(230)を位置決めすることを含む、請求項 27 に記載の方 20 法。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の背景】本発明は、全般的には、経食道超音波プローブの改良に関し、さらに詳細には、拡張式スキャンヘッドを含む経食道超音波プローブに関する。

【0002】様々な医学的状態により内部臓器や内部構造が影響を受ける。こうした状態を効率よく診断し治療するには、典型的には、医師が患者の内部臓器や内部構造を直接観察することが必要となる。例えば、様々な心 30 臓疾患の診断では、心臓病専門医が患者の心臓の患部を直接観察することが必要となることが多い。多くの場合、より侵襲的な外科技法ではなく超音波イメージングを利用して患者の内部臓器や内部構造の画像が直接観察される。

【0003】経食道心エコー図(TEE)は、超音波トランスジューサを使用することにより患者の心臓を観察するための一方法である。TEEは典型的には、プローブ、処理ユニット、及びモニタを含む。このプローブは処理ユニットに接続し、処理ユニットはさらにモニタと 40 接続させている。動作時には、処理ユニットはトリガ信号をプローブに送っている。次いでプローブは、患者の心臓に超音波信号を放出する。次いでプローブは直前に放出した超音波信号のエコーを検出する。次いでプローブは、この検出信号を処理ユニットに送り、処理ユニットにより信号が画像に変換される。この画像は次いでモニタ上に表示される。このプローブは、典型的には、その端部の近傍にトランスジューサを配置させて含む半可撓性の内視鏡を含んでいる。

【0004】典型的には、TEEの間に、内視鏡が患者 50

の口腔内に導入され患者の食道に位置決めされる。次いで、この内視鏡は、そのトランスジューサが心臓イメージングを容易にするような位置に来るようにして位置決めされる。すなわち、内視鏡は、心臓その他の撮影しようとする内部構造がトランスジューサのビュー方向に向くようにして位置決めされる。典型的には、トランスジューサは心臓その他の内部構造と接触する食道壁を通して超音波信号を送信する。次いでトランスジューサは、超音波信号が患者の内部構造内の様々な点から反射されるのに伴い、その超音波信号を受信する。次いでトランスジューサは、典型的には配線を介して、この受信信号を内視鏡を通して返送している。この信号は、内視鏡を通過した後、典型的には内視鏡を処理ユニットに接続させている配線を介して処理ユニットに入力される。

【0005】心臓などの内部臓器や内部構造の正確な画像を得るためには、トランスジューサが食道壁との均等かつ密接な接触を維持することが好ましい。食道壁とのこの密接かつ均等な接触は、典型的には、トランスジューサが最小限の歪みで信号を受信するのに役立つ。

【0006】図1は、従来技術の実施の一形態に従った従来型の経食道プローブ100を表している。従来型プローブ100は、内視鏡110及び制御ハンドル(図示せず)を含む。この内視鏡110は、その上にトランスジューサ130を装着させて含んでいるスキャンヘッド120を含む。このトランスジューサ130はビュー方向135を含んでいる。トランスジューサ130は患者の食道壁105と接触する。制御ハンドルとスキャンヘッド120は、内視鏡110の互いに反対側の端部に配置している。トランスジューサ130は、スキャンヘッド120を通過して内視鏡110の本体部の長さ全体に延びている配線(図示せず)を介して処理ユニットと接続している。次いで、従来型プローブ100の配線は、ケーブル(図示せず)を介して処理ユニット(図示せず)と接続させている。次いで処理ユニットは、超音波画像を表示させるためのモニタ(図示せず)と配線を介して接続させている。

【0007】動作時には、プローブ100のスキャンヘッド120は患者の食道内に導入される。次いでプローブ100は、制御ハンドルを介して、画像化しようとする内部構造がトランスジューサ130のビュー方向135内に入るようにして位置決めされる。スキャンヘッド120上に配置したトランスジューサ130が食道壁110との密接かつ均等な接触を達成できるようにてこ作用を得るために、プローブ100の内視鏡110は曲げられる。すなわち、内視鏡110は食道壁105内に食い込む。内視鏡110が患者の食道壁に食い込むことにより、患者に不快感を起こさせたり、及び/または患者の食道壁を傷つけることがある。トランスジューサ130と食道壁105の間の密接かつ均等な接触を維持するためには、内視鏡110のトランスジューサ130と反

対の側を食道壁 105 の一方の側に押しつけて食い込ませ、これにより内視鏡 110 のトランスジューサ 130 の側が、画像化している内部構造と最も密着するように食道壁 105 のこの側にしっかりと押しつけられる。次いで、トランスジューサ 130 は患者の内部構造に超音波信号を送信し、患者の内部構造から反射される超音波信号を受信している。次いでトランスジューサ 130 は、配線を介し内視鏡 110 を通して超音波信号を処理ユニットに送っている。次いで処理ユニットは、この信号を処理し、モニタ上に表示させる観察可能な画像に変換している。イメージングが完了した後、内視鏡 110 は患者の食道から除去される。

【0008】典型的には、内視鏡 110 を屈曲させ内視鏡 110 を食道壁 105 に食い込ませることは、幾つかの理由から好ましくない。内視鏡 110 の屈曲によりスキャンヘッド 120 が押され、トランスジューサ 130 の内部構造を画像化する能力に悪影響を及ぼすような角度で食道壁を捉えることになる。すなわち、スキャンヘッド 120 上のトランスジューサ 130 の動作表面が食道壁と平行でなくなる。トランスジューサ 130 は平行ではなく食道壁に対して角度を持つことになる。したがって、トランスジューサ 130 は、典型的には、食道壁の表面と平行に位置決めされていない。典型的には、内視鏡 110 は、トランスジューサ 130 のビュー方向 135 がその構造の下側に来るように傾くか、ある鋭角をなすように位置決めされる。すなわち、そのビュー方向 135 が画像化している構造に対して 90 度の角度とならない。トランスジューサ 130 のビュー方向 135 が画像化している構造に対して 90 度の角度でないときには、その画像はトランスジューサの記録が混乱することによる歪みを受けることがある。すなわち、トランスジューサ 130 は、そのビュー方向 135 が内部構造に対して 90 度であるとした場合のトランスジューサ 130 からの距離と違った距離にある内部構造からの反射信号を受信してしまう。したがって、トランスジューサ 130 が食道壁 105 に対して平行でなく接触しているため、トランスジューサ 130 は歪んだ画像を受信することがある。

【0009】すなわち、スキャンヘッド 120 が食道壁 105 に対して傾斜しているため、トランスジューサ 130 は、典型的には、食道壁と部分的に接触している。したがって、トランスジューサ 130 の食道壁 105 と接触するこの部分のみが画像化している内部構造に信号を送信し、またこの内部構造からの信号を受信することになる。トランスジューサ 130 と食道壁 105 の間の接触が部分的であるため、典型的には、トランスジューサ 130 が信号を送信及び受信する増幅度が小さくなる。この結果、受信した信号から作成する画像が、典型的には、不完全であり、減衰されており、及び/または歪んでいる。典型的には、不完全であり、減衰されて

おり、及び/または歪んでいる信号では、画像自体が画像化している内部構造を正確に描写していないため、正確な医学的診断のためには望ましくない。

【0010】さらに、直観に反した画像がモニタ上に表示されるため、トランスジューサ 130 のビュー方向 135 により内視鏡 110 が誤って位置決めされることがある。すなわち、内視鏡 110 はプローブ上に配置した制御ハンドルを介して位置決めされる。この制御ハンドルは内視鏡 110 のトランスジューサ 130 と反対側の端部に配置されている。内視鏡 110 はプローブの制御ハンドルを介して向きを変えたり屈曲させたりして、トランスジューサ 130 が上向きに傾くようにしている。トランスジューサ 130 は内視鏡 110 の遠位端に配置させているため、内視鏡 110 が食道壁 105 に食い込むに従ってトランスジューサ 130 は上向きに傾くことになる。トランスジューサ 130 は内部構造を下から画像化して行くため、モニタに送られる対応する画像は、典型的には、直観に反したものとなると共にこの画像を観察しているオペレータに混乱を起こさせる可能性がある。

【0011】トランスジューサ 130 が患者の食道壁 105 に押しつけられるように内視鏡 110 の端部を屈曲させることにより、同様に様々な生理学的問題も起こることがある。例えば、屈曲させた内視鏡 110 をさらに食道に沿って下に移動させることにより、食道壁を引掻いてしまうことがある。すなわち、内視鏡 110 が食道壁 105 内に食い込んでいるため、内視鏡 110 の遠位端も食道壁 105 内に食い込むことになる。内視鏡 110 の遠位端は食道壁 105 に引っ掛かって食道壁 105 に突き通り、これにより食道壁 135 を引掻いてしまうことがある。

【0012】さらに、トランスジューサ 130 と食道壁 105 の間での密接かつ均等な接触を維持するための力によって食道壁 105 が傷つけられることもある。すなわち、内視鏡 110 の向きを変えてトランスジューサ 130 を食道壁 105 に押しつけているため、食道壁 105 との密接な接触を維持するのに要する力は、食道壁 105 に裂傷 (lacerate)、挫傷 (bruise)、さもなくば傷 (injure) を起こさせる程に十分な大きさとなることがある。

【0013】したがって、内部臓器や内部構造を安全で、効率よく、かつ正確に画像化するような経食道プローブがあることが必要である。さらに、TEE などの処置中での食道壁に対する傷の受けやすさを最小限にするような経食道プローブがあることが必要である。さらにまた、トランスジューサと食道壁の間の密接かつ均等な接触を維持する力がより小さくて済むような経食道プローブがあることが必要である。

【0014】

【課題を解決するための手段】スキャンヘッド上に装着

されたイメージング素子の位置決めを改良するための拡張式スキャンヘッドを含む内式イメージング・プロープである。このイメージング・プロープは患者の口腔を介して患者の食道内に導入される。イメージング・プロープを導入した後、このイメージング・プロープは、患者の内部構造がスキャンヘッド上に装着したトランスジューサなどのイメージング素子のビュー方向範囲内に来るような点に位置決めする。位置決めした後、スキャンヘッドを拡張させる。スキャンヘッドは膨張 (inflation) を介したり、スキャンヘッド内に配置させた移動可能な伸展器を使用することにより拡張させることができる。膨張可能なスキャンヘッドは、空気や水などの流体を膨張用ダクトから受け取る可撓性パウチを含む。スキャンヘッドはイメージング・プロープの近位端にある制御ハンドルを作動させることにより拡張させる。別法として、スキャンヘッドは、スキャンヘッド内に配置させた移動する伸展器を介して拡張させることができる。この伸展器は回転式伸展器とすることやピストン駆動式伸展器とすることができる。

【0015】スキャンヘッドは、トランスジューサなどのイメージング素子の患者の食道壁に対する密接かつ均等な接触が達成されるまで拡張させる。イメージング素子と食道壁の間を密接かつ均等に接触させると、イメージング素子が受信する信号の正確度が高まる。さらに、スキャンヘッドが患者の食道内にある間にスキャンヘッドを拡張させると、従来技術のプロープに関するような食道壁を傷めるリスクが最小限となる。イメージング処理が完了した後、イメージング・プロープを元の拡張のない大きさまで戻し、患者の食道から除去する。このイメージング・プロープは、プロープ、処理ユニット、及び内部構造の画像を表示するためのモニタを含んだ医用イメージング・システム内に含ませることができる。

#### 【0016】

【発明の実施の形態】図2は、本発明の好ましい実施形態による経食道超音波プロープ200を表している。プロープ200は、半可撓性の内視鏡210及び制御ハンドル(図示せず)を含む。この内視鏡210は、トランスジューサ230と、制御ハンドルと接続させた膨張用ダクト(図示せず)と、可撓性パウチ240とを含んだスキャンヘッド220を含む。トランスジューサ230はビュー方向235を含んでいる。トランスジューサ230は患者の食道壁205と接触する。可撓性パウチ240とトランスジューサ230とはスキャンヘッド220の互いに反対側に配置している。可撓性パウチ240はスキャンヘッド220と恒久的に固定している。可撓性パウチは、熱可塑性エラストマ(TPE)など、摂取しても安全上の障害を起こさないような耐久性のある弾性材料により構成することが好ましい。

【0017】一般に、プロープ200は医用イメージング・システム内に含めることができる。こうした医用イ

メージング・システムは、プロープ200と、処理ユニット(図示せず)と、モニタ(図示せず)とを含むことがある。動作時には、プロープ200により内部構造を画像化し、処理及びモニタ上への表示のために得られた画像は処理ユニットに送られる。

【0018】動作時には、プロープ200は、図1の従来型プロープ100の場合と同様の方式により患者の口腔を介して患者の食道内に導入される。しかし、プロープ200の内視鏡210は、患者の食道内にあって位置決め及び観察の間で比較的真っ直ぐなままである。トランスジューサ230を患者の食道壁205に食い込ませるのではなく、可撓性パウチ240を膨張させてトランスジューサ230と食道壁205の間の密接かつ均等な接触を提供している。

【0019】まず、内視鏡210を患者の食道内に導入する。内視鏡210を導入する間はスキャンヘッド230をしぼませておく。次に、画像化しようとする構造がトランスジューサ230のビュー方向235の範囲内に来るように内視鏡210を位置決めする。内視鏡210は、トランスジューサのビュー方向235が画像化しようとする構造に対して望ましくない角度とならないようにして位置決めする。すなわち、トランスジューサのビュー方向235は、画像化しようとする内部構造に対して90度の角度になることが好ましい。しかし、オペレータは、様々な投射位置からこの構造を観察できるように、ある程度の角度変更を選択することができる。

【0020】そのビュー方向235が画像化しようとする内部構造に対して90度の角度となるようにトランスジューサ230を位置決めした後、可撓性パウチ240を膨張させる(これについては、図3及び4に関連して以下でさらに説明する)。可撓性パウチ240は、可撓性パウチ240が食道壁205の一方の側に接触するまで膨張させる(すなわち、拡張させる)。可撓性パウチ240を膨張させることにより、トランスジューサ230は食道壁205のもう一方の側と密接かつ均等に接触するように動かされる。可撓性パウチ240が膨張し終わった後、トランスジューサ230を利用して所望の内部構造を画像化する。画像化が完了した後、可撓性パウチ240を完全にしぼませる。可撓性パウチ240を完全にしぼませた後、内視鏡210を患者の食道から除去する。

【0021】可撓性パウチ240は内視鏡210と比較して相対的に柔らかいため、患者を傷つけるリスクは従来技術のプロープ100により引き起こされるリスクと比べてかなり低下する。すなわち、この好ましい実施形態では、スキャンヘッド220を位置決めするために内視鏡210を食道壁205に食い込ませる必要がなく、このため尖ったスキャンヘッド220を食道壁205に押し入れる必要がないため、スキャンヘッド220の外側エッジで食道壁205を引掻いてしまうリスクが低下

する。したがって、本発明の内視鏡 210 は、従来技術によるプローブ 100 の手動操作に関連するようなりスクを生じさせることなく、イメージングの間に移動させて位置決めし直すことができる。

【0022】さらに、スキャンヘッド 220 は患者の食道の内部にある間に膨張させているため、食道壁 205 との密接かつ均等な接触を維持するのに要する力が従来型のプローブ 100 と比べてより小さくてよい。すなわち、プローブ 200 は、内視鏡 210 を食道壁 205 内に食い込ませてスキャンヘッド 220 の遠位端を食道の反対の壁 205 に押し込ませる必要がない。むしろ、スキャンヘッド 220 は、スキャンヘッド 220 の端部が食道内で概ね垂直な向きで懸垂状態にある間に、スキャンヘッド 220 の両側が食道壁 205 と接触するまで膨張させている。内視鏡 210 の遠位端はイメージング処理の進行中は概ね垂直とすることができるため、内部構造を画像化している間はトランスジューサ 230 のビュー方向 235 を食道壁 205 と垂直にすることができる。プローブ 200 は膨張させて食道壁と均等かつ密接に接触させるようにするが、トランスジューサ 230 と食道壁の間での密接かつ均等な接触を維持するために、加える力を手動操作によって様々な程度に変更する必要がない。

【0023】さらに、トランスジューサは、トランスジューサ 230 の表面が食道壁 205 と平行になるように位置決めすることができるため、トランスジューサ 230 のより広い部分を食道壁 205 と直接接触させることができる。画像化している内部構造に対する完全かつ歪みのない画像を得るためには、トランスジューサ 230 と食道壁 205 の間の直接の接触が必要である。さらに、トランスジューサ 230 はそのビュー方向 235 が画像化している内部構造に対して 90 度の角度となるように位置決めすることができるため、内部構造を画像化する正確さを高めることができる。すなわち、トランスジューサ 230 は内部構造内の様々な点の位置をより正確に反映している信号を受信することができ、これにより内部構造に対する正確かつ直感に合った画像をモニタ上に提供することができる。さらに、トランスジューサ 230 と画像化している内部構造の間の伝搬距離が最小となるため干渉の影響が低下する。

【0024】図 3 は、可撓性パウチ 240 をしばませた状態とした本発明の好ましい実施形態によるプローブの動作端部の概要図 300 である。この概要図 300 には、図 2 の内視鏡 210 のスキャンヘッド 220 が含まれている。このスキャンヘッド 220 は、可撓性パウチ 240 と、トランスジューサ 230 と、膨張用ダクト 320 とを含む。この膨張用ダクト 320 により、液体や気体などの流体が、可撓性パウチ 240 と制御ハンドル（図示せず）の間を流れることができる。膨張用ダクト 320 はスキャンヘッド 220 の内部に配置することが

好ましい。図 2 に関連して上述したように、可撓性パウチ 240 はスキャンヘッド 220 に恒久的に固定している。可撓性パウチ 240 とトランスジューサ 230 は内視鏡 210 のスキャンヘッド 220 の互いに反対側に配置している。図 4 に関連して以下に図示することにするが、可撓性パウチ 240 は、膨張用ダクト 320 と可撓性パウチ 240 の間での流体の移動により膨張させたり、あるいは通常の大きさまで縮小させている。逆に、可撓性パウチ 240 から膨張用ダクト 320 内に流体を放出することにより可撓性パウチはしばむ。

【0025】図 4 は、可撓性パウチ 240 を膨張した状態とした本発明の代替的な実施形態によるプローブの動作端部の概要図 400 である。スキャンヘッド 220 を膨張させるためには、流体を内視鏡ハンドルのポンプ（図示せず）から膨張用ダクト 320 を介して可撓性パウチ 240 内に注入する。このポンプは血圧計のエアポンプなどの手動式ポンプとすることがあり、あるいはこのポンプは機械式エアコンプレッサなどのように全自動とすることもある。空気や水などの流体は制御ハンドルについているポンプから膨張用ダクト 320 内に伝達される。次いで、流体は膨張用ダクト 320 を通り、この流体を蓄積させる場所である可撓性パウチ 240 に到達するまで伝達される。流体が可撓性パウチ 240 内に導入されるのに伴い、可撓性パウチ 240 は膨張し、これにより拡張が起こる。

【0026】可撓性パウチ 240 をしばませるためには、ユーザは制御ハンドル（図示せず）上に配置した解放バルブを通じて流体を解放させることができる。解放バルブを作動させることにより流体は可撓性パウチ 240 から膨張用ダクト 320 内に逃がされる。

【0027】別法として、可撓性パウチ 240 を膨張させるのに使用する流体は、水、別の無毒性の液体、あるいは摂取しても安全を脅かすことがない気体とすることがある。さらに別法として、しばませている間に、流体をプローブの別の部分に転送することや、流体を患者の外部の環境に放出させることもある。さらに、流体は流体吸い上げ機構を使用して膨張用ダクト 320 や可撓性パウチから排除することができる。

【0028】さらに別法として、内視鏡 210 は可撓性パウチ 240 と接続させた密封式チャンバを含むことがある。流体を外部の供給源から受け取るのではなく、代替的な実施形態では、チャンバ内に蓄えた流体を可撓性パウチ 240 に移動させることにより可撓性パウチ 240 を膨張させている。次いで、可撓性パウチ 240 は、流体を可撓性パウチ 240 から密封式チャンバ内に戻すように移動させることにより収縮させる。したがって、膨張用ダクト 240 は必要でない。例えば、先ず初めに、内視鏡 210 内のチャンバ全体にわたって空気を一様に分布させておく。可撓性パウチ 240 を膨張させるために、制御ハンドルを作動させチャンバ全体にわたる

空気の分布を変更する。チャンバ内に移動させるためには、例えばピストンを使用し、これにより流体を圧縮し流体がスキャンヘッド 220 の方向に押し出されて可撓性パウチ 240 内に入るようにする。すなわち、ピストンが内視鏡 210 の遠位端の方に押し下げられるに従って、ピストンにより空気が内視鏡 210 の遠位端の方向に移動し可撓性パウチ 240 内に入る。すなわち、内視鏡 210 のチャンバ内に蓄えておいた空気（または、別の流体）をスキャンヘッド 220 の可撓性パウチ 240 まで伝達させることができる。可撓性パウチ 240 をし

ばませるには、プローブの制御ハンドルを動作させ、内視鏡 210 のチャンバ全体にわたって流体が概ね均等になるように分布し直させる。換言すると、ピストンにより内視鏡 210 の近位端の方に後退させ、これにより流体が再度チャンバに戻れるようにする。

【0029】別法として、プローブ 200 の内側チャンバの全体を使用して空気を可撓性パウチ 240 に転送する。空気を転送するためにピストンを使用することなく、プローブ 200 自体に圧力をかけ、ハンドルにかけた力によりプローブの内部チャンバ内に含まれている流

体を可撓性パウチ 240 に移動させることができる。

【0030】上記の図 2～4 で説明したように、本発明の好ましい実施形態は膨張可能な可撓性パウチ 240 を利用してスキャンヘッド 220 を拡張させている。別法として、内視鏡 210 のスキャンヘッド 220 は、スキャンヘッド 220 内に配置した回転式またはピストン駆動式の伸展器（図 5 及び 6 に関連して以下で示す）を使用することにより拡張させることができる。

【0031】図 5 は、スキャンヘッド 220 を拡張させていない状態とした本発明の代替的な実施形態によるプローブの動作端部の概要図 500 である。概要図 500 は、内視鏡 210 の端部位置に配置したスキャンヘッド 220 を含む。このスキャンヘッド 220 は、トランスジューサ 230 と、可撓性カバー 510 と、回転式伸展器 520 と、ヒンジ 530 と、係合シャフト 535 と、加力点 540 と、を含む。

【0032】回転式伸展器 520 はスキャンヘッド 220 内に配置させると共にヒンジ 530 の位置及び加力点 540 の位置で内視鏡 210 の本体部と接続している。加力点 540 の位置において、内視鏡は係合シャフト 535 によって回転式伸展器 520 と接続している。トランスジューサ 230 と可撓性カバー 510 は、スキャンヘッド 220 の互いに反対側に配置させている。可撓性カバー 510 は内視鏡 210 の本体部及びスキャンヘッド 220 の底部と接続させている。可撓性カバー 510 は、スキャンヘッド 220 内に封入される可能性があるような任意の角やエッジに対する保護を行う。さらに、可撓性カバー 510 は気密性としている。したがって、可撓性カバーは気密性があるため、可撓性カバーは流体を出入りさせるような貫通した穴をもたない。この結

果、スキャンヘッド 520 の内部にある構造物がスキャンヘッド 220 内に完全に封入されかつ保護されるため、スキャンヘッド 220 は迅速かつ容易に消毒することができる。

【0033】図 6 は、スキャンヘッド 220 を拡張した状態とした本発明の代替的な実施形態によるプローブの動作端部の概要図である。スキャンヘッド 220 を拡張させるためには、制御ハンドル（図示せず）を介して係合シャフト 535 を動作させる。この係合シャフト 535 は、プッシュレバーであることが好ましい。別法として、この係合シャフト 535 は係合用ナットにより回転式伸展器 520 に取り付けられたネジ切りしたシャフトとすることがある。シャフト 535 を動作させることにより加力点 540 が押し下げられ、回転式伸展器 520 は、ヒンジ 530 の周りに旋回し、トランスジューサ 230 から離れるように回転する。回転式伸展器 520 は可撓性カバー 510 の下に封入されているため、可撓性カバー 510 は回転式伸展器 520 の移動にตอบสนองしてトランスジューサ 230 から離れるように伸ばされる。回転式伸展器 520 がヒンジ 530 を軸としてトランスジューサ 230 から離れるように旋回するのに伴い、スキャンヘッド 220 が拡張する。

【0034】回転式伸展器 520 を引っ込めるためには、制御ハンドル（図示せず）を介して係合シャフト 535 を動作させる。係合シャフト 535 が内視鏡 210 の近位端の方に後退するのに伴い、回転式伸展器 520 はヒンジ 530 を軸として旋回し、回転式伸展器 520 の移動にตอบสนองした追従をする。すなわち、回転式伸展器 520 はトランスジューサ 230 に向かって回転する。可撓性カバー 510 は回転式伸展器 520 と同形となる。したがって、回転式伸展器 520 がトランスジューサ 230 の方向に戻るよう移動するのに伴い、可撓性カバー 510 も同様に移動する。係合シャフト 535 を内視鏡 210 の本体部内に完全に引っ込めると、回転式伸展器 520 が内視鏡 210 の本体部と接触することになるため回転式伸展器 520 の移動は抑止される。このスキャンヘッド 220 は、回転式伸展器 520 の移動が内視鏡 210 の本体部により抑止された後には、完全に引っ込められている。

【0035】別法として、その伸展器をピストン駆動式とすることがある。このピストンは内視鏡 210 の本体部に対して直角に移動することができる。したがって、ピストンが内視鏡 210 の本体部から離れるよう移動するのに伴い、伸展器はピストンの移動にตอบสนองして内視鏡 210 の本体部から離れるよう移動する。別法として、その伸展器自体をピストンとすることがある。したがって、ピストンを延ばすとスキャンヘッド 220 が拡張され、一方ピストンを引っ込めるとスキャンヘッド 220 の大きさが縮小される。

【0036】本発明に関する具体的な要素、実施形態及

び用途を示しかつ説明してきたが、当業者であれば上述の教示に照らして具体的に修正をすることが可能であるから、本発明はこれらに限定されないことを理解されたい。したがって、添付の特許請求の範囲により、こうした修正を包含させると共に、本発明の精神及び範囲に属するような同様の特徴を組み込むことを企図している。

#### 【図面の簡単な説明】

【図 1】従来技術の実施の一形態による従来型の経食道プローブの図である。

【図 2】本発明の好ましい実施の一形態による経食道超音波プローブの図である。

【図 3】可撓性パウチをしぼませた状態とした本発明の好ましい実施の一形態によるプローブの動作端部の概要図である。

【図 4】可撓性パウチを膨張した状態とした本発明の好ましい実施の一形態によるプローブの動作端部の概要図である。

【図 5】スキャンヘッドを膨張させない状態とした本発明の代替的な実施形態によるプローブの動作端部の概要図である。

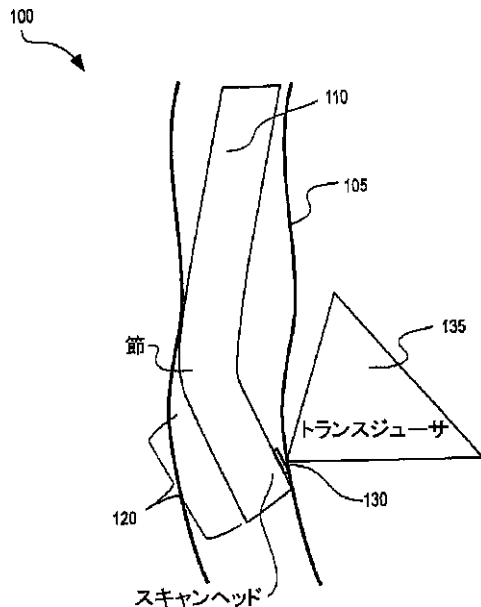
【図 6】スキャンヘッドを拡張した状態とした本発明の代替的な実施形態によるプローブの動作端部の概要図で\*

\*ある。

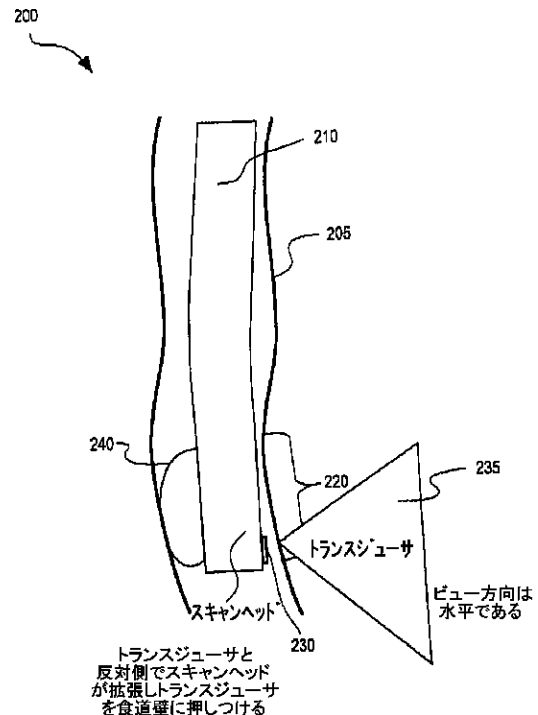
#### 【符号の説明】

- 100 従来型の経食道プローブ
- 105 食道壁
- 110 内視鏡
- 120 スキャンヘッド
- 130 トランスジューサ
- 135 ビュー方向
- 200 本発明による経食道超音波プローブ
- 205 食道壁
- 210 内視鏡
- 220 スキャンヘッド
- 230 トランスジューサ
- 235 ビュー方向
- 240 可撓性パウチ
- 320 膨張用ダクト
- 510 可撓性カバー
- 520 回転式伸展器
- 530 ヒンジ
- 535 係合シャフト
- 540 加力点

【図 1】

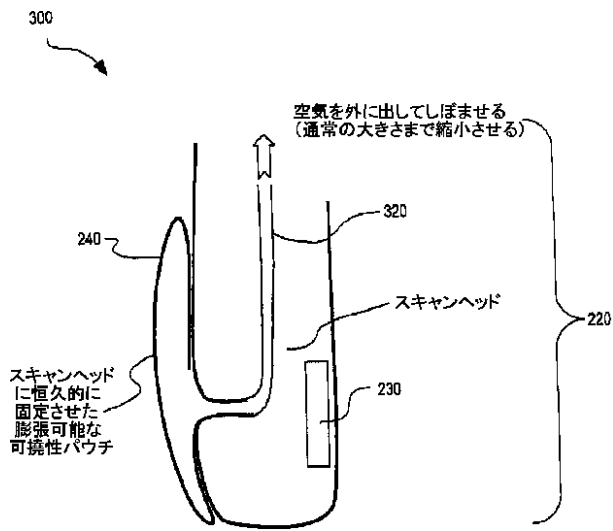


【図 2】

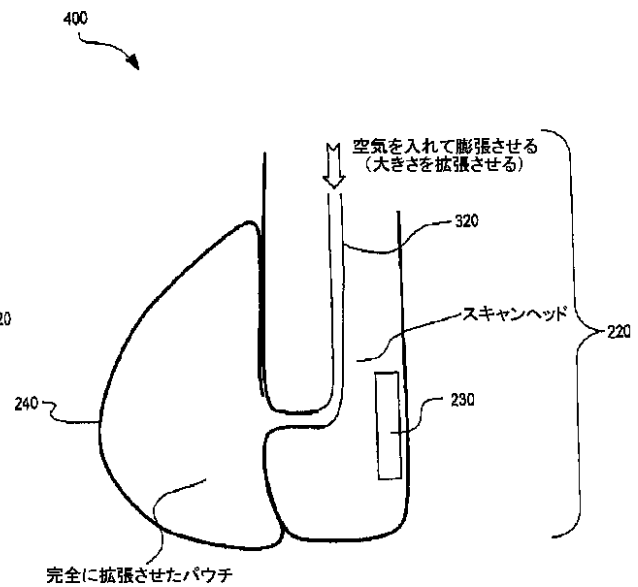




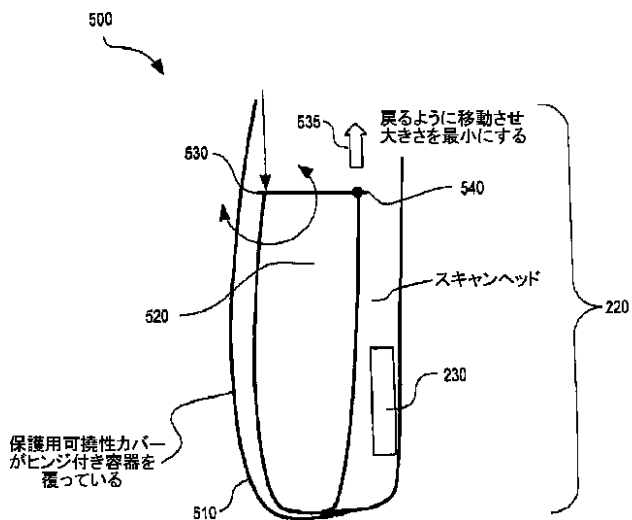
【図3】



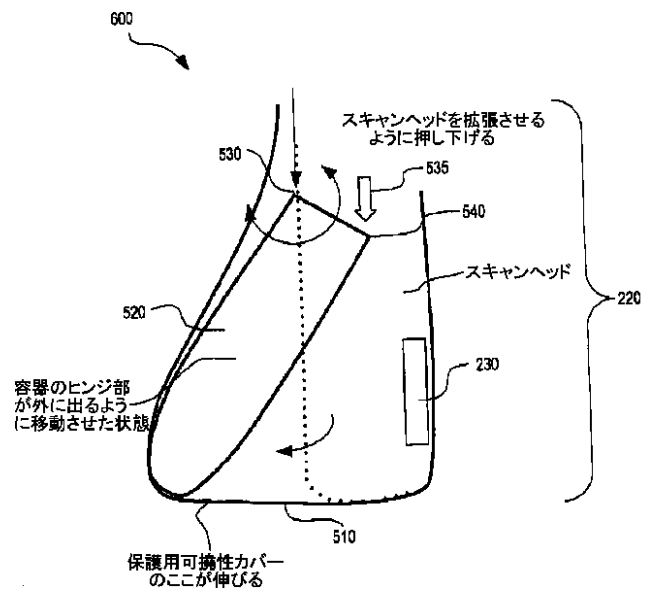
【図4】



【図5】



【図6】



フロントページの続き

(72)発明者 ジョン・ロナンダー  
ノルウェー、3113・トンスバーク、コメト  
バイエン・21番

Fターム(参考) 4C301 EE07 EE11 EE19 FF04 FF05  
FF13 GA01

【外国語明細書】

## 1. Title of Invention

TRANSESOPHAGEAL ULTRASOUND PROBE

WITH EXPANDABLE SCANHEAD

## 2. Claims

1. An internal imaging probe including:  
an expandable scanhead (220) for improving the positioning  
of an imaging element mounted on said scanhead (220).
2. The probe of claim 1 further including an endoscope (210) that is  
introduced into the esophagus of a patient wherein said scanhead (220) is located  
on the distal end of said endoscope (210).
3. The probe of claim 1 wherein said scanhead (220) includes:  
an inflation duct (320) that allows passage of a fluid; and  
a flexible pouch (240) that receives said fluid,  
said scanhead (220) expands when said flexible pouch (240)  
receives said fluid.
4. The probe of claim 3 wherein said fluid is water.
5. The probe of claim 3 wherein said fluid is air.
6. The probe of claim 1 wherein said scanhead (220) includes an  
extensor, said extensor operates to expand said scanhead (220).
7. The probe of claim 1 wherein said scanhead (220) includes:  
an extensor, said extensor operates to expand said scanhead  
(220); and a hinge (530) for rotating said extensor.
8. The probe of claim 7 further including a flexible cover (510) that  
covers said extensor.
9. The probe of claim 6 wherein said extensor is a piston-driven  
extensor.
10. The probe of claim 1 further including a control handle for  
allowing control of the expansion of said scanhead (220).

11. The probe of claim 1 further including a transducer (230) for ultrasonically imaging the internal structures of a patient.
12. The probe of claim 2 wherein said transducer (230) contacts an esophageal wall (205) of a patient as said scanhead (220) expands.
13. The probe of claim 1 wherein said imaging element includes a direction of view (235), said direction of view (235) is substantially perpendicular to the esophageal wall (205) of a patient.
14. A medical imaging system including:
  - a probe for imaging internal structures of a patient,
  - said probe including an expandable scanhead (220) for improving the positioning of an imaging element mounted on said scanhead (220).
15. The system of claim 14 wherein said probe is mounted on an endoscope (210) that is introduced into the esophagus of a patient wherein said scanhead (220) is located on the distal end of said endoscope (210).
16. The probe of claim 14 wherein said scanhead (220) includes:
  - an inflation duct (320) that allows passage of a fluid; and
  - a flexible pouch (240) that receives said fluid,said flexible pouch (240) expands when said flexible pouch (240) receives said fluid.
17. The probe of claim 16 wherein said fluid is water.
18. The probe of claim 16 wherein said fluid is air.
19. The probe of claim 14 wherein said scanhead (220) includes an extensor, said extensor operates to expand said scanhead (220).
20. The probe of claim 14 wherein said scanhead (220) includes:
  - an extensor, said extensor operates to expand said scanhead (220); and a hinge (530) for rotating said extensor.

21. The probe of claim 20 further including a flexible cover (510) that covers said extensor.

22. The probe of claim 14 wherein said extensor is a piston that moves away from said scanhead (220) in order to expand said scanhead (220).

23. The probe of claim 14 further including a control handle for allowing control of the expansion of said scanhead (220).

24. The probe of claim 14 further including a transducer (230) for ultrasonically imaging the internal structures of a patient.

25. The probe of claim 15 wherein said transducer (230) contacts an esophageal wall (205) of a patient as said scanhead (220) expands.

26. The probe of claim 14 wherein said imaging element includes a direction of view (235) , said direction of view (235) is perpendicular to the esophageal wall (205) of a patient.

27. A method of imaging an internal structure of a patient using an imaging probe having a scanhead (220) including the step of:

expanding the scanhead (220) of an imaging probe that has been introduced into said patient to improve the positioning of an imaging element, that includes a direction of view (235), mounted on said scanhead (235).

28. The method of claim 27 wherein said expanding step includes the step of introducing said imaging probe into the esophagus of said patient while said imaging probe is unexpanded.

29. The method of claim 27 including the step of positioning said imaging element substantially parallel to an esophageal wall (205) of said individual.

30. The method of claim 29 further including the step of expanding said scanhead (220) after said imaging probe has been positioned to image said internal structure.

31. The method of claim 29 further including the step of positioning said imaging element so that said internal structure is in the direction of view (235) of said imaging element.

32. The method of claim 30 wherein said expanding step includes inflating said scanhead (220).

33. The method of claim 30 wherein said expanding step includes moving an extensor located in said scanhead (220).

34. The method of claim 27 wherein said imaging step includes positioning a transducer (230) mounted on said scanhead (220).

### 3. Detailed Description of Invention

#### BACKGROUND OF THE INVENTION

The present invention generally relates to improvements in a transesophageal ultrasound probe, and more particularly to a transesophageal ultrasound probe including an expandable scanhead.

Various medical conditions affect internal organs and structures. Efficient diagnosis and treatment of these conditions typically require a physician to directly observe a patient's internal organs and structures. For example, diagnosis of various heart ailments often requires a cardiologist to directly observe affected areas of a patient's heart. Instead of more intrusive surgical techniques, ultrasound imaging is often utilized to directly observe images of a patient's internal organs and structures.

Transesophageal Echocardiography (TEE) is one approach to observing a patient's heart through the use of an ultrasound transducer. TEE typically includes a probe, a processing unit, and a monitor. The probe is connected to the processing unit which in turn is connected to the monitor. In operation, the processing unit sends a triggering signal to the probe. The probe then emits ultrasonic signals into the patient's heart. The probe then detects echoes of the previously emitted ultrasonic signals. Then, The probe sends the detected signals to the processing unit which converts the signals into images. The images are then displayed on the monitor. The probe typically includes a semi-flexible endoscope that includes a transducer located near the end of the endoscope.

Typically, during TEE, the endoscope is introduced into the mouth of a patient and positioned in the patient's esophagus. The endoscope is then positioned so that the transducer is in a position to facilitate heart imaging. That is, the endoscope is positioned so that the heart or other internal structure to be imaged is in the direction of view of the transducer. Typically, the transducer

sends ultrasonic signals through the esophageal wall that come into contact with the heart or other internal structures. The transducer then receives the ultrasonic signals as they bounce back from various points within the internal structures of the patient. The transducer then sends the received signals back through the endoscope typically via wiring. After the signals travel through the endoscope, the signals enter the processing unit typically via wires connecting the endoscope to the processing unit.

In order to obtain accurate images of internal organs and structures, such as the heart, it is preferable that the transducer maintain uniform and close contact with the esophageal wall. The close and uniform contact with the esophageal wall typically assists the transducer to receive signals that are minimally distorted.

Figure 1 illustrates a conventional transesophageal probe 100 according to one embodiment of the prior art. The conventional probe 100 includes an endoscope 110 and a control handle (not shown). The endoscope 110 includes a scanhead 120 that includes a transducer 130 mounted on the scanhead 120. The transducer 130 includes a direction of view 135. The transducer 130 comes into contact with an esophageal wall 105 of a patient. The control handle and the scanhead 120 are located at opposite ends of the endoscope 110. The transducer 130 is connected to the processing unit via wiring (not shown) that extends through the scanhead 120 and throughout the length of the body of the endoscope 110. The wiring in the conventional probe 100 is then connected via a cable (not shown) to a processing unit (not shown). The processing unit is then connected via wiring to a monitor (not shown) for display of the ultrasound image.

In operation, the scanhead 120 of the probe 100 is introduced into the esophagus of a patient. The probe 100 is then positioned via the control handle so that the internal structure to be imaged is within the direction of view 135 of the transducer 130. The endoscope 110 of the probe 100 is bent in order to gain leverage so that the transducer 130 located on the scanhead 120 may achieve close and uniform contact with the esophageal wall 110. That is, the endoscope 110 is

wedged into the esophageal wall 105. Wedging the endoscope 110 into the esophageal wall of the patient may cause discomfort to the patient and/or injure the patient's esophageal wall. In order to maintain close and uniform contact between the transducer 130 and the esophageal wall 105, the side of the endoscope 110 opposite of the transducer 130 is wedged against one side of the esophageal wall 105 thus pressing the transducer 130 side of the endoscope 110 firmly against the side of the esophageal wall 105 closest to the internal structure being imaged. The transducer 130 then sends ultrasonic signals into the internal structures of the patient and receives the ultrasonic signals that bounce back from the internal structures of the patient. The transducer 130 then sends the ultrasonic signals via wiring through the endoscope 110 to the processing unit. The processing unit then processes and converts the signals into viewable images which are then displayed on the monitor. Once imaging is complete, the endoscope 110 is removed from the patient's esophagus.

Typically, bending the endoscope 110 and wedging the endoscope 110 into the esophageal wall 105 may not be preferable for several reasons. The bending of the endoscope 110 forces the scanhead 120 to engage the esophageal wall at an angle which may negatively impact the transducer's 130 ability to image the internal structure. That is, the operative surface of the transducer 130 on the scanhead 120 is not parallel with the esophageal wall. Instead, the transducer 130 is angled into the esophageal wall. Therefore, the transducer 130 typically is not positioned parallel to the surface of the esophageal wall. Typically, the endoscope 110 is positioned so that the direction of view 135 of the transducer 130 is angled below the structure, or at an acute angle. That is, the direction of view 135 is not at a  $90^{\circ}$  angle with respect to the structure being imaged. When the direction of view 135 of the transducer 130 is not at a  $90^{\circ}$  angle with respect to the internal structure being imaged, the image may be distorted due to misleading transducer recordings. That is, the transducer 130 receives signals that bounce back off internal structures that may be at different distances from the transducer 130 if the direction of view 135 was at a  $90^{\circ}$  with



respect to the internal structure. Thus, because the transducer 130 is not parallel and in contact with the esophageal wall 105, the transducer 130 may receive a distorted image.

That is, because the scanhead 120 is angled into the esophageal wall 105, the transducer 130 is typically in partial contact with the esophageal wall. Thus, only the portion of transducer 130 contacting the esophageal wall 105 sends signals to, and receives signals from the internal structure being imaged. The partial contact between the transducer 130 and the esophageal wall 105 typically results in the transducer 130 sending and receiving signals with a low amplification. Consequently, the images generated from the received signals are typically incomplete, attenuated, and/or distorted. Typically, incomplete, attenuated, and/or distorted signals are undesirable for accurate medical diagnosis because the image itself is not an accurate portrayal of the internal structure being imaged.

Further, the direction of view 135 of the transducer 130 may cause the endoscope 110 to be mistakenly positioned due to counter-intuitive images displayed on the monitor. That is, the endoscope 110 is positioned via a control handle located on the probe. The control handle is located at the opposite end of the endoscope 110 as the transducer 130. The endoscope 110 is deflected and bent via the control handle of the probe so that the transducer 130 is tilted upward. Because the transducer 130 is located at the distal end of the endoscope 110, the transducer 130 is titled upward as the endoscope 110 wedges against the esophageal wall 105. Because the transducer 130 images the internal structure from below, the corresponding image sent to the monitor is typically counter-intuitive and can potentially cause confusion to an operator observing the image.

Bending the end of the endoscope 110 so that the transducer 130 is pressed against the esophageal wall 105 of a patient may present various physiological problems as well. For example, moving the bent endoscope 110 further down the esophagus may damage the esophageal wall. That is, because the endoscope 110

is wedged into the esophageal wall 105, the distal end of the endoscope 110 is also wedged into the esophageal wall 105. The distal end of the endoscope 110 may snag the esophageal wall 105 and dig into it thereby damaging the esophageal wall 135.

Further, the force to maintain close and uniform contact between the transducer 130 and the esophageal wall 105 may cause wounds to the esophageal wall 105. That is, because the endoscope 110 is deflected and the transducer 130 is pressed against the esophageal wall 105, the force required to maintain close contact with the esophageal wall 105 may be enough force to lacerate, bruise, or otherwise injure the esophageal wall 105.

Therefore, a need has existed for a transesophageal probe that safely, efficiently and accurately images internal organs and structures. Further, a need has existed for an a transesophageal probe that minimizes the susceptibility of injury to the esophageal wall during procedures such as TEE. A need has also existed for a transesophageal probe that requires less force to maintain a close and uniform contact between the transducer and the esophageal wall.

#### BRIEF SUMMARY OF THE INVENTION

An internal imaging probe including an expandable scanhead for improving the positioning of an imaging element mounted on the scanhead. The imaging probe is introduced into the esophagus of a patient via the patient's mouth. Once, the imaging probe is introduced, the imaging probe is positioned to a point where an internal structure of the patient is within the direction of view of an imaging element, such as a transducer, located on the scanhead. Once positioned, the scanhead is expanded. The scanhead may be expanded via inflation, or through the use of a movable extensor located within the scanhead. The inflatable scanhead includes a flexible pouch that receives fluid, such as air or water, from an inflation duct. The scanhead is expanded via engaging a control handle at the proximal end of the imaging probe. Alternatively, the scanhead may

be expanded via a moving extensor located within the scanhead. The extensor may be a rotating extensor or a piston-driven extensor.

The scanhead is expanded until the imaging element, such as a transducer, achieves close and uniform contact with the esophageal wall of the patient. Close and uniform contact between the imaging element and the esophageal wall increases the accuracy of the signals received by the imaging element. Further, expanding the scanhead while the scanhead is within the esophagus of the patient minimizes the risks of damage to the esophageal wall that are associated with prior art probes. Once the imaging process is complete, the imaging probe is returned to its unexpanded size and removed from the esophagus of the patient. The imaging probe may be included within a medical imaging system that includes the probe, a processing unit, and a monitor for displaying images of the internal structure.

## DETAILED DESCRIPTION OF THE INVENTION

Figure 2 illustrates a transesophageal ultrasound probe 200 according to a preferred embodiment of the present invention. The probe 200 includes a semi-flexible endoscope 210 and a control handle (not shown). The endoscope 210 includes a scanhead 220 which includes a transducer 230, an inflation duct (not shown) connected to the control handle, and a flexible pouch 240. The transducer 230 includes a direction of view 235. The transducer 230 comes into contact with an esophageal wall 205 of a patient. The flexible pouch 240 and the transducer 230 are located on opposite sides of the scanhead 220. The flexible pouch 240 is fixed permanently to the scanhead 220. The flexible pouch is preferably composed of a durable and elastic material, such as Thermo Plastic Elastomer (TPE), that does not pose safety hazards if ingested.

In general, the probe 200 may be included in a medical imaging system. Such a medical imaging system may include the probe 200, a processing unit (not shown), and a monitor (not shown). In operation, an internal structure is imaged by the probe 200 and the resultant image is sent to the processing unit for processing and display on the monitor.

In operation, the probe 200 is introduced into the patient's esophagus via the patient's mouth in a similar fashion as that of the conventional probe 100 of Figure 1. However, the endoscope 210 of the probe 200 remains relatively straight during positioning and viewing while in the patient's esophagus. Instead of wedging the transducer 230 into the patient's esophageal wall 205, the flexible pouch 240 is inflated to provide close and uniform contact between the transducer 230 and the esophageal wall 205.

First, the endoscope 210 is introduced into the esophagus of a patient. The scanhead 230 is deflated while the endoscope 210 is introduced. Next, the endoscope 210 is positioned so that structure to be imaged is within the direction of view 235 of the transducer 230. The endoscope 210 is positioned so that the direction of view 235 of the transducer is not at an undesired angle with respect to the structure to be imaged. That is, the direction of view 235 of the transducer is preferably at a 90° angle with respect to the internal structure to be imaged. However, the operator may choose to vary the angle somewhat in order to view the structure from different perspectives.

Once the transducer 230 is positioned so that the direction of view 235 is at a 90° angle with respect to the internal structure to be imaged, the flexible pouch 240 is inflated as further described below with respect to Figures 3 and 4. The flexible pouch 240 is inflated, or expanded, until the flexible pouch 240 contacts one side of esophageal wall 205. Inflating the flexible pouch 240 moves the transducer 230 into close and uniform contact with the other side of the esophageal wall 205. Once the flexible pouch 240 has been inflated, the transducer 230 is employed to image the desired internal structure. After imaging is complete, the flexible pouch 240 is fully deflated. Once the flexible pouch 240 is fully deflated, the endoscope 210 is removed from the esophagus of the patient.

Because the flexible pouch 240 is relatively soft as compared to the endoscope 210, the risk of damage to the patient is considerably less than that posed by the prior art probe 100. That is, because the preferred embodiment does not require wedging the endoscope 210 into the esophageal wall 205 in order to position the scanhead 220 thereby pressing the angled scanhead 220 into the esophageal wall 205, the risk of an outer edge of the scanhead 220 snagging and damaging the esophageal wall 205 is diminished. Therefore, the endoscope 210 of the present invention may be moved and repositioned during imaging without posing the risks associated with the manual manipulation of the prior art probe 100.

Further, because the scanhead 220 inflates while inside the patient's esophagus, less force is needed to maintain close and uniform contact with the esophageal wall 205 than in the conventional probe 100. That is, the probe 200 does not require the endoscope 210 to wedge into the esophageal wall 205 thereby pressing the distal end of the scanhead 220 into the opposite esophageal wall 205. Rather, the scanhead 220 inflates until both sides of the scanhead 220 contact the esophageal wall 205 while the end of the scanhead 220 remains suspended in the esophagus in an approximately vertical orientation. Because the distal end of the endoscope 210 may be approximately vertical while the imaging process is proceeding, the direction of view 235 of the transducer 230 may be perpendicular to the esophageal wall 205 while imaging internal structures. The probe 200 inflates and provides uniform and close contact with the esophagus wall, but does not require the application of varying degrees of force via manual manipulation to maintain a close and uniform contact between the transducer 230 and the esophageal wall.

Also, because the transducer may be positioned so that the surface of the transducer 230 is parallel to the esophageal wall 205, a larger portion of the transducer 230 may be in direct contact with the esophageal wall 205. Direct contact between the transducer 230 and the esophageal wall 205 is necessary to obtain complete and undistorted images of the internal structure being imaged. Additionally, because the transducer 230 may be positioned so that the direction of view 235 is at a 90° angle with respect to the internal structure being imaged, the accuracy of the imaging of the internal structure may be increased. That is, the transducer 230 may receive signals that more accurately reflect the positions of various points within the internal structure thereby providing more accurate and intuitive images of the internal structure on the monitor. Further, minimal transmission distance between the transducer 230 and the internal structure being imaged decreases the effects of interference.

Figure 3 illustrates a schematic diagram 300 of the operative end of the probe with the flexible pouch 240 deflated according to a preferred embodiment

of the present invention. The schematic diagram 300 includes the scanhead 220 of the endoscope 210 of Figure 2. The scanhead 220 includes the flexible pouch 240, the transducer 230, and an inflation duct 320. The inflation duct 320 allows fluid, such as a liquid or gas, to flow between the flexible pouch 240 and the control handle (not shown). Preferably, the inflation duct 320 is located inside of the scanhead 220. As discussed above with respect to Figure 2, the flexible pouch 240 is fixed permanently to the scanhead 220. The flexible pouch 240 and the transducer 230 are located on opposite sides of the scanhead 220 of the endoscope 210. As will be illustrated below with respect to Figure 4, the flexible pouch 240 inflates or reduces to normal size via the transfer of fluid between the inflation duct 320 and the flexible pouch 240. Conversely, the flexible pouch deflates by releasing fluid from the flexible pouch 240 into the inflation duct 320.

Figure 4 illustrates a schematic diagram 400 of the operative end of the probe with the flexible pouch 240 inflated according to an alternative embodiment of the present invention. In order to inflate the scanhead 220, fluid is pumped into the flexible pouch 240 via the inflation duct 320 from a pump in the endoscope handle (not shown). The pump may be a manual pump, such as an air pump of a sphygmomanometer, or the pump may be fully automatic, such as a mechanical air compressor. Fluid, such as air or water, travels from the pump on the control handle into the inflation duct 320. The fluid then travels through the inflation duct 320 until it reaches the flexible pouch 240 where it is stored. The flexible pouch 240 inflates, thereby expanding, as fluid is introduced into the flexible pouch 240.

In order to deflate the flexible pouch 240, the user may release the fluid through a release valve located on the control handle (not shown). Activating the release valve allows fluid to escape from the flexible pouch 240 into the inflation duct 320.

Alternatively, the fluid used to inflate the flexible pouch 240 may be water, another non-toxic liquid, or a gas that poses no safety threats if ingested. Also, alternatively, during deflation, the fluid may be transferred to a different

portion of the probe or the fluid may be released into the environment outside of the patient. Also, the fluid may be evacuated from the inflation duct 320 and the flexible pouch through the use of a fluid suction mechanism.

Also alternatively, the endoscope 210 may include a sealed chamber connected to the flexible pouch 240. Instead of receiving fluid from an external source, the alternative embodiment inflates the flexible pouch 240 by moving fluid stored in the chamber into the flexible pouch 240. The flexible pouch 240 may then be deflated by moving fluid back into the sealed chamber from the flexible pouch 240. Thus, the inflation duct 240 may not be necessary. For example, air may initially be equally distributed throughout a chamber within the endoscope 210. In order to inflate the flexible pouch 240, the control handle may be engaged to alter the distribution of air throughout the chamber. A piston, for example, may be used to move within the chamber thereby compressing the fluid and pushing it toward the scanhead 220 and into the flexible pouch 240. That is, as the piston moves down toward the distal end of the endoscope 210, it pushes the air down toward the distal end of the endoscope 210 into the flexible pouch 240. That is, air, or another fluid, stored within the chamber of the endoscope 210 may be transferred to the flexible pouch 240 of the scanhead 220. In order to deflate the flexible pouch 240, control handle of the probe may be engaged to redistribute the fluid approximately evenly throughout the chamber of the endoscope 210. In other words, the piston may recede back toward the proximal end of the endoscope 210 thereby permitting the fluid to re-enter the chamber.

Alternatively, the entire inner chamber of the probe 200 may be used to transfer air to the flexible pouch 240. Instead of using a piston to transfer the air, the probe 200 itself may be pressurized so that force applied to the handle may cause fluid contained within the internal chamber of the probe to migrate to the flexible pouch 240.

The preferred embodiment of the present invention as described in Figures 2-4 above employs an inflatable flexible pouch 240 to expand the scanhead 220.



Alternatively, the scanhead 220 of the endoscope 210 may be expanded through the use of a rotating or piston driven extensor located within the scanhead 220 as shown below with respect to Figures 5 and 6.

Figure 5 illustrates a schematic diagram 500 of the operative end of the probe with the scanhead 220 unexpanded according to an alternative embodiment of the present invention. The schematic diagram 500 includes the scanhead 220 located at the end of the endoscope 210. The scanhead 220 includes the transducer 230, a flexible cover 510, a rotating extensor 520, a hinge 530, an engaging shaft 535, and a force application point 540.

The rotating extensor 520 is located within the scanhead 220 and is connected to the main body of the endoscope 210 at the hinge 530 and at the force application point 540. At the force application point 540, the endoscope is connected to the rotating 520 by the engaging shaft 535. The transducer 230 and the flexible cover 510 are located at opposite sides of the scanhead 220. The flexible cover 510 is connected to the main body of the endoscope 210 and the bottom of the scanhead 220. The flexible cover 510 protects against any possible corners or edges that may be contained within the scanhead 220. Additionally, the flexible cover 510 is airtight. Therefore, because the flexible cover is airtight, it has no holes through which fluids may enter or escape. Consequently, the scanhead 220 may be disinfected quickly and easily because the internal structures of the scanhead 520 are fully contained and protected within the scanhead 220.

Figure 6 illustrates a schematic diagram of the operative end of the probe with the scanhead 220 expanded according to an alternative embodiment of the present invention. In order to expand the scanhead 220, the engaging shaft 535 is activated via the control handle (not shown). The engaging shaft 535 is preferably a push lever. Alternatively, the engaging shaft 535 may be a threaded shaft attached to the rotating extensor 520 by an engaging nut. As the activation shaft 535 presses down on the force application point 540, the rotating extensor 520 pivots about the hinge 530 and rotates away from the transducer 230. Because the

rotating extensor 520 is contained under the flexible cover 510, the flexible cover 510 stretches away from the transducer 230 in response to the movement of the rotating extensor 520. As the rotating extensor 520 pivots on the hinge 530 away from the transducer 230, the scanhead 220 expands.

In order to retract the rotating extensor 520, the engaging shaft 535 is activated via the control handle (not shown). As the engaging shaft 535 recedes toward the proximal end of the endoscope 210, the rotating extensor 520 pivots on the hinge 530 and follows in response to the movement of the rotating extensor 520. That is, the rotating extensor 520 rotates toward the transducer 230. The flexible cover 510 conforms to the rotating extensor 520. Therefore, as the rotating extensor 520 moves back toward the transducer 230, so to does the flexible cover 510. When the engaging shaft 535 fully retracts within the main body of the endoscope 210, the movement of the rotating extensor 520 is arrested because the rotating extensor 520 comes into contact with the main body of the endoscope 210. This scanhead 220 is fully retracted once the movement of the rotating extensor 520 is arrested by the main body of the endoscope 210.

Alternatively, the extensor may be piston driven. The piston may move in a perpendicular fashion with respect to the main body of the endoscope 210. Thus, as the piston moves away from the main body of the endoscope 210, the extensor moves away from the main body of the endoscope 210 in response to the movement of the piston. Alternatively, the extensor itself may be the piston. Thus, extending the piston expands the scanhead 220; retracting the piston reduces the size of the scanhead 220.

While particular elements, embodiments and applications of the present invention have been shown and described, it is understood that the invention is not limited thereto since modifications may be made by those skilled in the art, particularly in light of the foregoing teaching. It is therefore contemplated by the appended claims to cover such modifications and incorporate those features which come within the spirit and scope of the invention.

## **4. Brief Description of Drawings**

Figure 1 illustrates a conventional transesophageal probe according to one embodiment of the prior art.

Figure 2 illustrates a transesophageal ultrasound probe according to a preferred embodiment of the present invention.

Figure 3 illustrates a schematic diagram of the operative end of the probe with the flexible pouch deflated according to a preferred embodiment of the present invention.

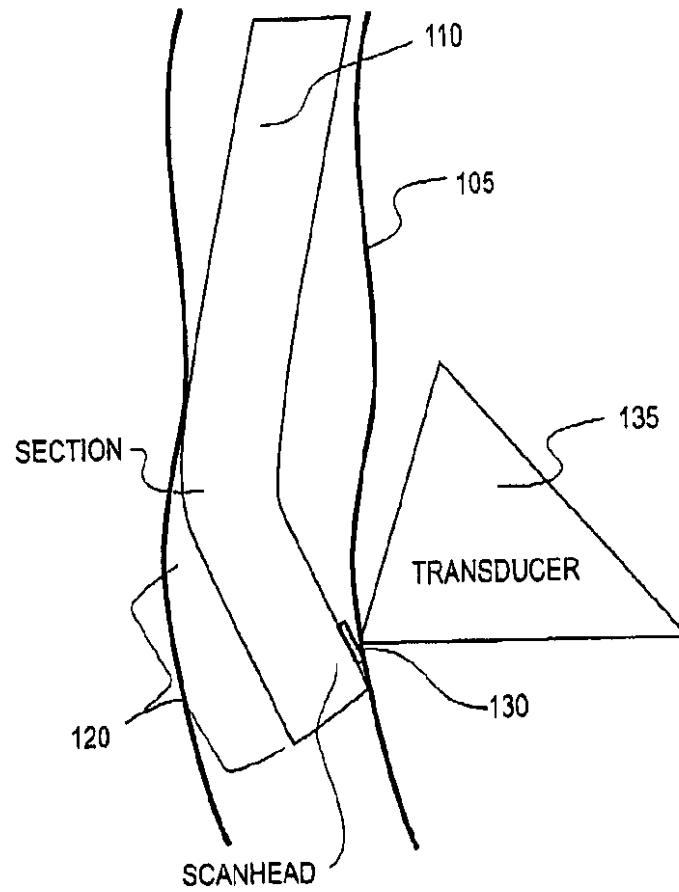
Figure 4 illustrates a schematic diagram of the operative end of the probe with the flexible pouch inflated according to a preferred embodiment of the present invention.

Figure 5 illustrates a schematic diagram of the operative end of the probe with the scanhead unexpanded according to an alternative embodiment of the present invention.

Figure 6 illustrates a schematic diagram of the operative end of the probe with the scanhead expanded according to an alternative embodiment of the present invention.

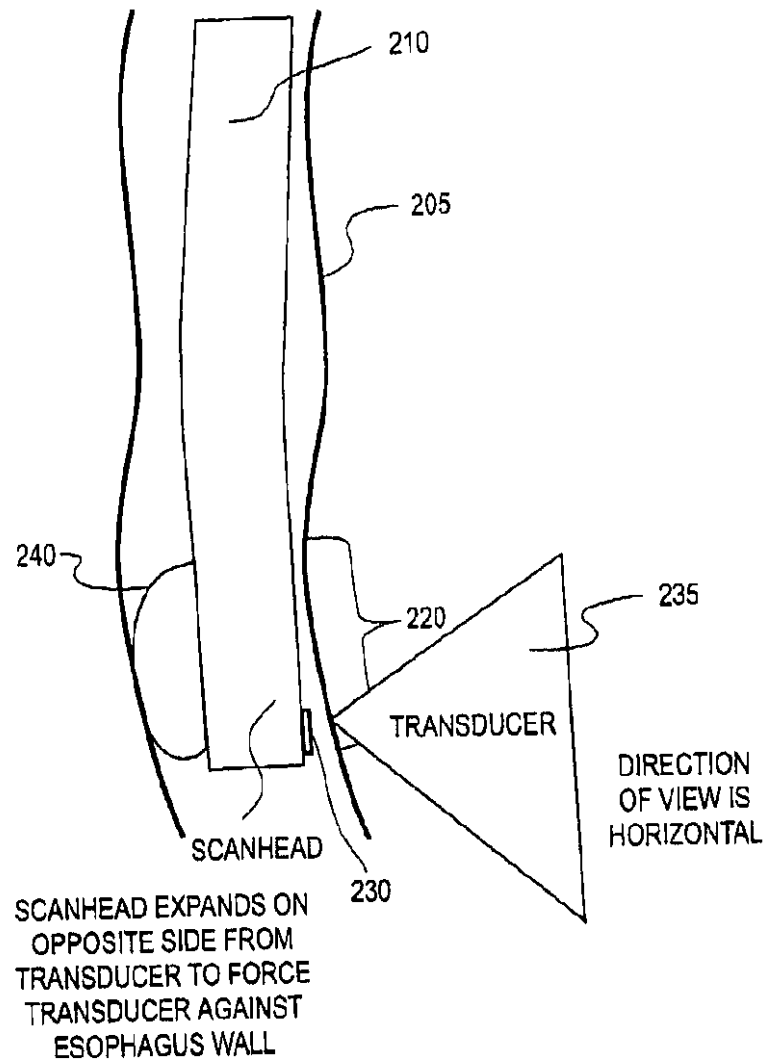
**FIG. 1**

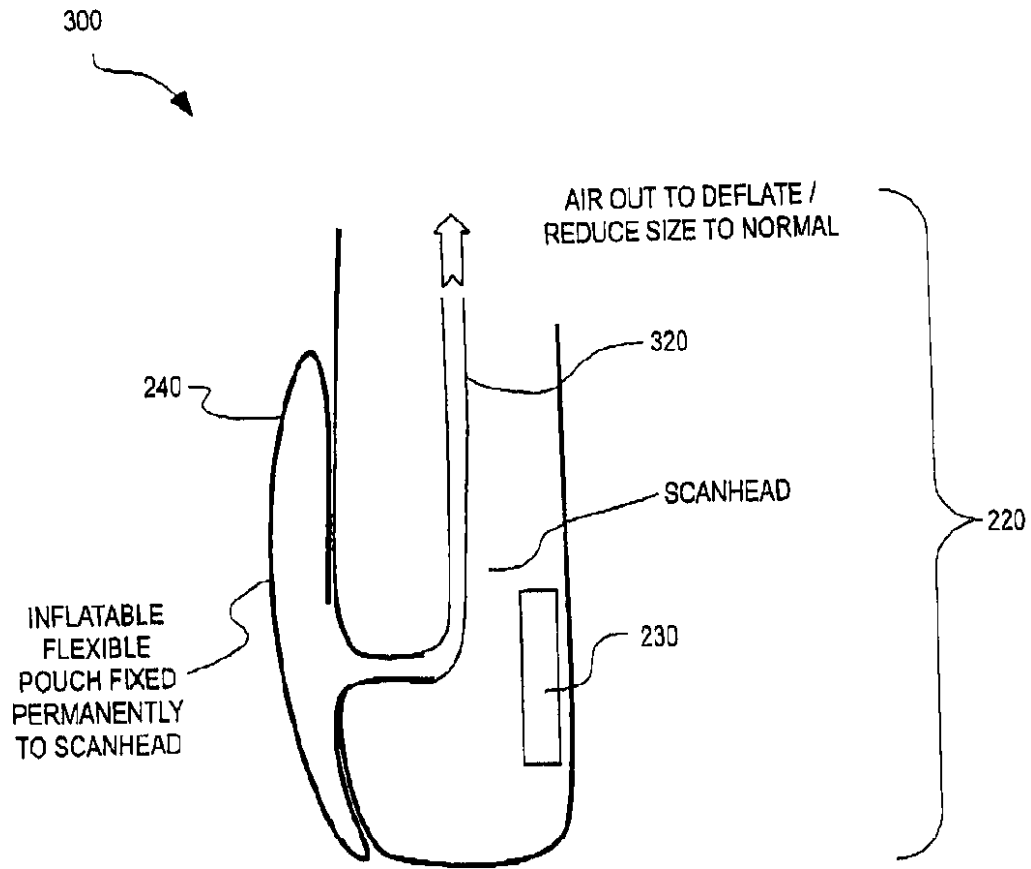
100

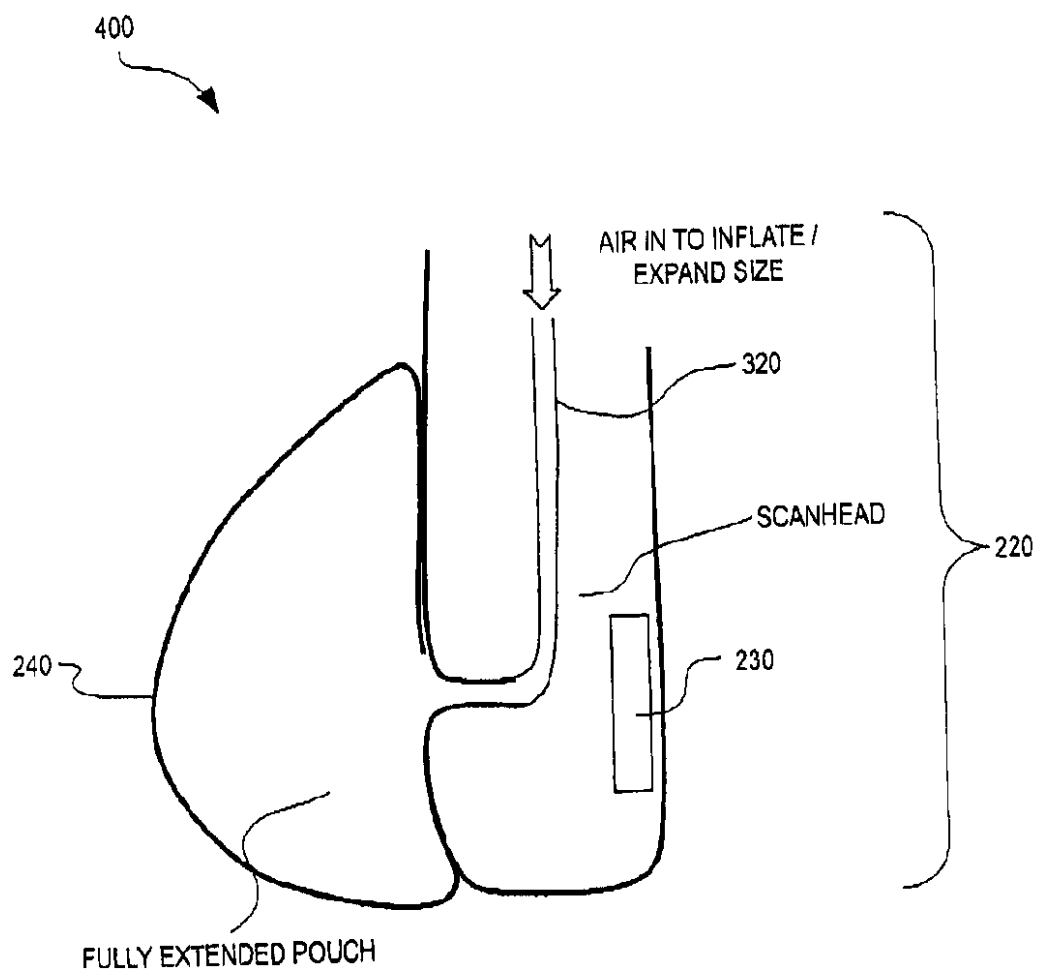


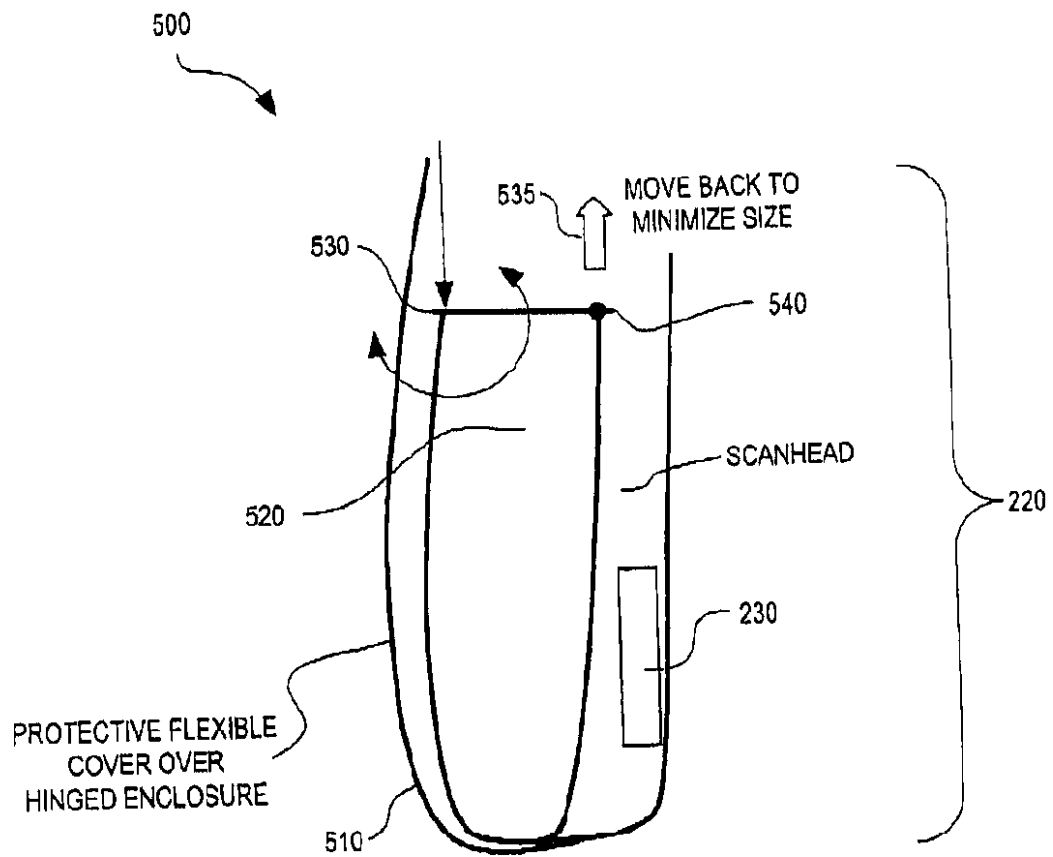
**FIG. 2**

200

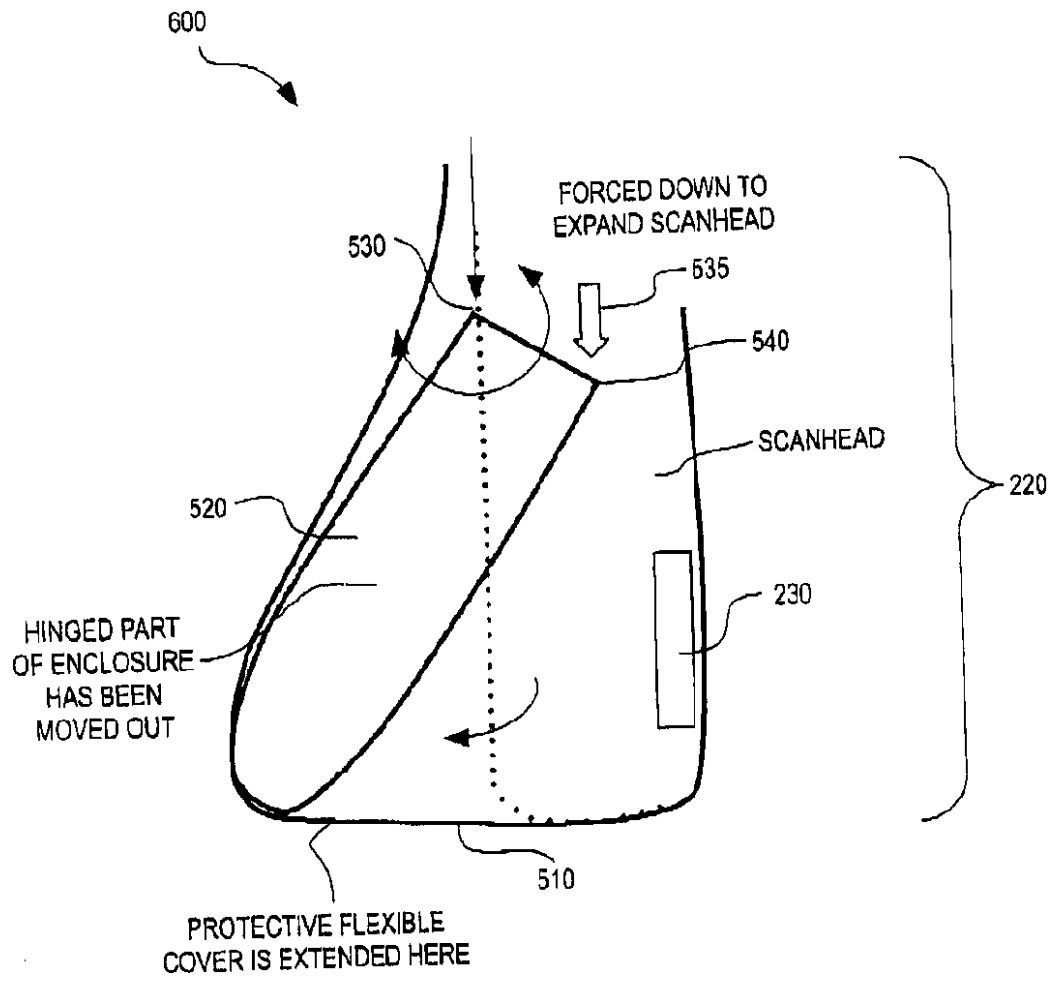


**FIG. 3**

**FIG. 4**

**FIG. 5**



**FIG. 6**

## 1. Abstract

An internal imaging probe including an expandable scanhead (220) for improving the positioning of an imaging element mounted on the scanhead (220). The imaging probe is introduced into the esophagus of a patient via the patient's mouth. Once, the imaging probe is introduced, the imaging probe is positioned to a point where an internal structure of the patient is within the direction of view (235) of an imaging element, such as a transducer (230), located on the scanhead (220). Once positioned, the scanhead (220) is expanded either by inflation, or via a moving extensor located within the scanhead (220). The scanhead (220) is then expanded until the imaging element, such as a transducer (230), achieves close and uniform contact with the esophageal wall (205) of the patient thereby providing accurate imaging of the internal structure. Further, expanding the scanhead (220) while the scanhead (220) is within the esophagus of the patient minimizes the risks of damage to the esophageal wall (205) that are associated with prior art probes. Once the imaging process is complete, the imaging probe is returned to its unexpanded size and removed from the esophagus of the patient. The imaging probe may be included within a medical imaging system that includes the probe, a processing unit, and a monitor for viewing images of the internal structure.

## 2. Representative Drawing: Figure 1

专利名称(译)	经食管超声探头，可扩展扫描头		
公开(公告)号	<a href="#">JP2002248102A</a>	公开(公告)日	2002-09-03
申请号	JP2001383856	申请日	2001-12-18
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	ステファン・ドッジ・エドワードセン ジョン・ロナンダー		
发明人	ステファン・ドッジ・エドワードセン ジョン・ロナンダー		
IPC分类号	A61B8/00 A61B8/12		
CPC分类号	A61B5/6885 A61B8/12 A61B8/4281 A61B8/445		
FI分类号	A61B8/12		
F-TERM分类号	4C301/EE07 4C301/EE11 4C301/EE19 4C301/FF04 4C301/FF05 4C301/FF13 4C301/GA01 4C601/EE04 4C601/EE09 4C601/EE16 4C601/FE01 4C601/FE02 4C601/GA01		
代理人(译)	松本健一		
优先权	09/741255 2000-12-19 US		
其他公开文献	JP4107839B2		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

#### 摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够安全，有效和准确地成像内部结构而不会损坏食道壁的经食道探头。内部成像探头包括可扩展的扫描头（220），用于改善安装在扫描头（220）上的成像元件的定位。成像探针通过患者的口腔被引入患者的食道。成像探头被定位在使得患者的内部结构在诸如扫描头（220）上的成像元件（诸如换能器（230））的观察方向（235）内的点。定位之后，使用担架等将扫描头（220）扩展，直到成像元件与患者的食道壁（205）紧密接触，并且可以精确地成像内部结构。成像过程完成后，成像探针将恢复其原始大小并从患者的食道中取出。

