

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4847442号
(P4847442)

(45) 発行日 平成23年12月28日(2011.12.28)

(24) 登録日 平成23年10月21日(2011.10.21)

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

請求項の数 15 (全 7 頁)

(21) 出願番号	特願2007-505692 (P2007-505692)	(73) 特許権者	590000248
(86) (22) 出願日	平成17年3月22日 (2005. 3. 22)		コーニンクレッカ フィリップス エレク
(65) 公表番号	特表2007-530206 (P2007-530206A)		トロニクス エヌ ヴィ
(43) 公表日	平成19年11月1日 (2007. 11. 1)		オランダ国 5 6 2 1 ベーアー アイン
(86) 国際出願番号	PCT/IB2005/050984		ドーフエン フルーネヴァウツウェッハ
(87) 国際公開番号	W02005/094689		1
(87) 国際公開日	平成17年10月13日 (2005. 10. 13)	(74) 代理人	100070150
審査請求日	平成20年3月19日 (2008. 3. 19)		弁理士 伊東 忠彦
(31) 優先権主張番号	60/559, 321	(74) 代理人	100091214
(32) 優先日	平成16年4月2日 (2004. 4. 2)		弁理士 大貫 進介
(33) 優先権主張国	米国 (US)	(74) 代理人	100107766
			弁理士 伊東 忠重
		(74) 代理人	100133983
			弁理士 永坂 均

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 3D撮像のための超音波腔内プローブ

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

体内から容積領域を走査するための超音波腔内プローブであって、
当該超音波腔内プローブの使用中に把持されるべきハンドル区画と、
当該超音波腔内プローブの使用中に体腔内に挿入されるべき遠心端を有するシャフト区画と、

該シャフト区画の前記遠心端内に位置する旋回的に取り付けられた配列送受波器と、
前記ハンドル区画内に位置するモータと、

該モータ及び前記配列送受波器に結合された駆動機構と、

前記シャフト区画の前記遠心端内に位置する液体槽と、

前記シャフト区画の前記遠心端に位置する送受波器取付組立体とを含み、前記配列送受波器は、前記送受波器取付組立体に旋回的に取り付けられ、前記液体槽は、前記送受波器取付組立体内に位置し、

前記配列送受波器は、送受波器クレードルによって、前記送受波器取付組立体に旋回的に取り付けられ、前記送受波器クレードルは、ステンレス鋼よりも軽い材料から成り、前記送受波器クレードルは、前記液体槽をより容易に通過するよう、テーパ付きであり、

前記駆動機構は、走査中に前記配列送受波器を移動するよう作用し、

前記液体槽の一部は、走査中、前記配列送受波器と前記シャフト区画の前記遠心端との間に位置し、

当該超音波腔内プローブの重心は、前記ハンドル区画内に位置し、

前記液体槽の少なくとも90%は、前記送受波器取付組立体内に收容され、
前記液体槽の少なくとも90%は、前記シャフト区画の長さの最遠位25%内に位置する、

超音波腔内プローブ。

【請求項2】

前記送受波器取付組立体は、前記シャフト区画の前記遠心端の3インチ内に近位終端を有し、前記液体槽の75%が前記送受波器取付組立体内に收容される、請求項1に記載の超音波腔内プローブ。

【請求項3】

前記送受波器取付組立体は、前記シャフト区画の前記遠心端の1.5インチ内に近位終端を有する、請求項2に記載の超音波腔内プローブ。

10

【請求項4】

前記液体槽は、25cc未満の容積の液体を有する、請求項1に記載の超音波腔内プローブ。

【請求項5】

前記液体槽は、10cc未満の容積の液体を有する、請求項4に記載の超音波腔内プローブ。

【請求項6】

前記液体槽は、ほぼ6ccの容積の液体を有する、請求項5に記載の超音波腔内プローブ。

20

【請求項7】

前記液体槽は、液体の10cc未満の容積を有する、請求項1に記載の超音波腔内プローブ。

【請求項8】

前記送受波器取付組立体は、主要本体を有し、前記配列送受波器は、前記送受波器取付組立体に旋回的に取り付けられ、前記送受波器取付組立体の前記主要本体は、ステンレス鋼よりも軽い材料で形成される、請求項1に記載の超音波腔内プローブ。

【請求項9】

前記送受波器クレードルは、さもなければ液体によって占められるであろう前記送受波器取付組立体内の容積を置換する前記配列送受波器の後方に位置する中実本体を含む、請求項1に記載の超音波腔内プローブ。

30

【請求項10】

前記送受波器取付組立体は、ステンレス鋼から成る摩耗面を含む、請求項8に記載の超音波腔内プローブ。

【請求項11】

前記摩耗面は、前記駆動機構の一部である、請求項10に記載の超音波腔内プローブ。

【請求項12】

当該超音波腔内プローブの重量は、400グラム未満である、請求項8に記載の超音波腔内プローブ。

【請求項13】

当該超音波腔内プローブの重量は、300グラム未満である、請求項12に記載の超音波腔内プローブ。

40

【請求項14】

当該超音波腔内プローブの重量は、ほぼ250グラムである、請求項13に記載の超音波腔内プローブ。

【請求項15】

ステンレス鋼の密度と少なくとも等しい材料から成る前記シャフトの唯一の構成部分は、前記駆動機構の構成部分である、請求項13に記載の超音波腔内プローブ。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

50

【 0 0 0 1 】

本発明は医療診断撮像システムに関し、より詳細には、超音波診断撮像システムのための三次元撮像のための腔内プローブに関する。

【 背景技術 】

【 0 0 0 2 】

腔内超音波プローブは、体内から体を撮像するために長年に亘って用いられている。体内から撮像することによって、介在組織及び身体構造を通じて超音波を発信せずに内蔵をより直接的に撮像し得る。例えば、経食道プローブは、食道又は胃から心臓及び腹部器官を撮像し、肋骨を通じて或いは肋骨の周りから超音波を送受信する必要を回避し得る。本発明は、頸部、子宮、又は、前立腺を撮像するために、腔内に挿入される腔内プローブ（**I V T**プローブ）又は直腸内に挿入される腔内プローブ（**I C T**プローブ）に関する。

10

【 0 0 0 3 】

従来、**I V T**プローブ及び**I C T**プローブは、体内から二次元画像領域を走査した。これは、体のセクタ形状領域を走査する、配列送受波器又は振動する単結晶送受波器を用いて行われ得る。配列送受波器の構成素子をプローブの遠心端領域の全周で湾曲させることによって、 180° に近似するセクタを走査し得る。典型的な**I V T**腔内プローブ10が図1に示されている。このプローブは約6.6インチ（16.7センチメートル）の長さ及び1インチの直径のシャフト部分12を含み、体腔内に挿入される。超音波送受波器は、シャフトの遠位端14内に配置される。プローブは、使用中、ハンドル16によって把持され且つ操作される。ハンドルの端部には、約3~7フィート延在し且つプローブを超音波システムに結合するコネクタ22で終端するケーブル20のためのひずみ解放18がある。典型的な**I V T**プローブは、シャフト及びハンドルを有し、ケーブル20及びコネクタ22を含めて12インチの長さ及び約48オンス（150グラム）の重量を有し得る。

20

【 0 0 0 4 】

近年、三次元（**3 D**）撮像能力を備える超音波システムが導入され、腔内プローブは**3 D**撮像を遂行するよう設計されている。一般的には、これは遠位端内に静的に取り付けられる配列送受波器を仰角方向に急速に振動し得る配列送受波器と置換することによって行われる。この振動は容積領域を通じて走査される画像平面を掃引し、三次元画像にされ得る複数の隣接する平面画像を獲得する。しかしながら、以前の振動単結晶又は環状配列送受波器を用いた場合のように、**3 D**プローブの振動する配列送受波器は、流体内に収容されなければならない、配列送受波器は流体を通じて振動することができ、それは超音波を極めて伝達可能である。一般的に、この流体は、鉱油のような水又は油基の溶液である。漏出の場合に患者の組織を損傷或いは刺激しないよう、流体は生体適合性を有することが好ましい。

30

【 0 0 0 5 】

これらの機械的に振動する**3 D**配列プローブは、一般的に、プローブの本体内の振動駆動のためのモータを収容し、それによって、それを患者の体の外部に保つ。このモータの場所は、プローブのシャフト及び遠位端の殆ど又は全てを通じて延在する、振動機構及び送受波器のための流体区画を指令する。流体は、プローブのシャフト内に位置するプローブの重量の大部分を構成し、プローブの重心をプローブのシャフト内でハンドルの前方にする。

40

【 発明の開示 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 6 】

3 D腔内プローブが診断手続き中に容易に操作されるよう、プローブの前方重量及び均衡を減少することが望ましい。

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 0 7 】

本発明の原理によれば、**3 D**腔内プローブは、容積領域を走査するよう掃引される遠位

50

端に配列送受波器を含む。配列送受波器は、プローブのハンドル内に位置するモータによって掃引される。配列送受波器は、プローブの遠位端に位置する流体室内に收容され、10cc未満の流体を必要とする。その結果、シャフト及びハンドルの重心は、シャフト内ではなく、ハンドル内に位置し、使用中、プローブの把持及び操作をより容易且つより快適にする。

【0008】

本発明のさらなる特徴によれば、配列送受波器は、低質量材料から成る配列取付部に取り付けられ、さもなければ流体によって占められるであろう室内の空間を置換し、それによって、室の流体容積を削減する。シャフト及びシャフト構成部材も、配列駆動機構の重要な摩擦面を除き、プラスチック又はアルミニウムのような低質量材料から成る。従って、プローブの重量は、従来技術の3D腔内プローブの重量の3分の2未満である。

10

【発明を実施するための最良の形態】**【0009】**

図2を今や参照すると、本発明の腔内超音波プローブ30が示されている。プローブ30は、使用者が使用中に操作のためにハンドルを把持するハンドル区画36を含む。ハンドルの後部には、プローブケーブル(図示せず)のためのひずみ解放18がある。ハンドル36の前方端から延在するのは、プローブのシャフト32であり、シャフトは遠心端にあるドーム形状の音響窓34で終端し、撮像中、超音波は音響窓を通じて送受波される。シャフトの遠心端内に收容されるのは、送受波器取付組立体40であり、それは図3のシャフトの断面図及び図4の取り外された図面中にも示されている。凸状に湾曲した配列送受波器46が、送受波器取付組立体40の遠心端で、送受波器クレードル48に取り付けられている。送受波器クレードル48は、その回転軸49によって、プローブの遠心端で前後に揺動されるよう旋回に取り付けられ、それによって、プローブの前の容積領域を通じて画像平面を掃引する。送受波器クレードル48は、ハンドル36内のモータ及び位置センサ60から送受波器取付組立体40に延在する、振動する駆動シャフト50によって揺動される。駆動シャフト50は、移動する駆動シャフトを、導電体及び送受波器取付組立体40近傍でシャフト内に位置する容積補償バルーン44から絶縁するシャフト内の絶縁管52を通じて延在している。駆動シャフト50は、2つの適合するかさ歯車54を用いてクレードルを揺動し、かさ歯車の一方は駆動シャフト50の端部にあり、他方は送受波器クレードル48上にある。モータは、駆動シャフト50を回転の1つの方向に、次に、他の方向に交互に駆動し、それは送受波器クレードル48を1つの方向に、次に、他の方向に交互に揺動し、それは送受波器配列46の画像平面をプローブの遠心端の前の容積領域を通じて前後に掃引する。送受波器配列46によって得られるエコー信号はビーム形成され、検出され、且つ、超音波システムによって、プローブによって走査される容積領域の三次元画像を形成するようにされる。

20

30

【0010】

超音波エネルギーは空気を効率的に通過しないので、配列送受波器46は、超音波を伝達可能であり、水の音響インピーダンスと近似する体の音響インピーダンスと緊密に適合する液体によって取り囲まれている。水基、油基、及び、合成重合体の液体を用い得る。構成されている実施態様では、シリコン油が用いられている。本発明の原理によれば、少量の液体のみがシャフト32内に必要とされる。何故ならば、液体の重量は、シャフトの全体的な重量に著しく寄与し得るからである。一部の従来技術のプローブでは、シャフト全体が液体で充填され、かなりの重量をシャフトに加え、ハンドル及びシャフトの重心がシャフト内に位置付けさせている。他の従来技術のプローブは、送受波器配列の液体槽のために、かなり大きな液体の弾性バックを使用している。これらの実施態様も、プローブの重心をシャフト内に配置し、それはプローブを不格好にし且つ容易に操作することを困難にしている。そのような実施態様において用いられる液体は、例えば、50ccに達し、遠心端でプローブシャフトに重量を加えている。

40

【0011】

本発明の原理によれば、送受波器配列のための液体槽の大部分は、送受波器取付組立体

50

40内に收容される。送受波器取付組立体40の背面42の後方に位置する唯一の液体は(図2を参照)、少量の容積補償バルーン44である。構成されている実施態様において、プローブのシャフト内にある液体の総量は6.3ccであり、その95%は送受波器取付組立体40内に收容されている。0.3ccの液体のみが容積補償バルーン44内に收容され、液体の低い全容積の故に、それを液体の小さな容積に保ち得る。構成されている実施態様において、シャフト32の長さは、ハンドルから遠位端まで7.5インチであった(図2中の寸法A)。送受波器取付組立体40は、その長さの遠位1.5インチ内に收容されている(図2中の寸法B)。よって、6ccの液体のみがプローブシャフト32の前方半体内にあり、液体の6.3ccのみがシャフト全体内にある。液体の95%は、プローブシャフトの遠位20%内にあるよう配置された送受波器配列に近接近してある。シャフト内に極く少量の液体があり、プローブシャフトの前方半体内に極く少量の液体があり、且つ、モータはハンドル内に位置する状態で、プローブハンドル及びシャフトの重心62は、ハンドル/シャフト界面の全インチ後方でハンドル内に位置している(図2中の寸法C)。重心がハンドル内に位置する状態で、プローブは使用中に操作がより容易であり且つより快適である。

10

【0012】

シャフトの前方区画において必要な少量の流体に加えて、図3及び4の実施態様は、液体の量及びプローブシャフト32の重量を削減するための追加的な手段を用いている。駆動シャフト50、歯車54、及び、送受波器クレードルのための旋回地点のような、シャフト32内の重要な摩耗面のみが、ステンレス鋼で形成されている。選択的なファスナ及びフィッティングもステンレス鋼から成る。シャフト内の他の構成部品は、ステンレス鋼の密度よりも軽い密度を備えるより軽い材料で形成されている。送受波器クレードル48は、3つのピースのアルミニウムで形成され、クレードルが液体を通じて進行するときの前縁である側部にテーパが付けられている。両側のテーパは、クレードルを液体を通じてより少ない抵抗でより一層容易に移動させる。送受波器配列及びバックキングの後方の空間は中空ではなく、さもなければ液体によって占められるであろう容積を置換するよう充填され、プローブの遠心端において必要とされる液体をさらに削減している。送受波器取付組立体40の主要本体も、絶縁管52と同様に、アルミニウムから成る。容積補償バルーン44は、薄いプラスチックから成る。送受波器配列及びそのバックキングは、圧電セラミック及びエポキシのような目的に一般的に用いられる材料から成る。この軽量材料の使用は、プローブシャフト及びハンドルを含む本発明の構成された実施態様が、400グラムの重量の従来技術のプローブに比べ、250グラムの重量だけであることを可能にする。

20

30

【図面の簡単な説明】**【0013】**

【図1】従来技術の典型的な腔内超音波プローブを示す概略図である。

【図2】本発明の三次元撮像のための腔内プローブを示す側面図である。

【図3】本発明の3D腔内プローブを示す側断面図である。

【図4】本発明の3D腔内プローブの先端組立体を示す斜視図である。

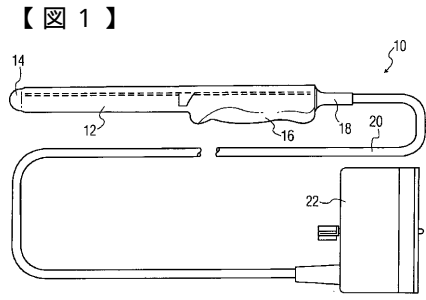


FIG. 1

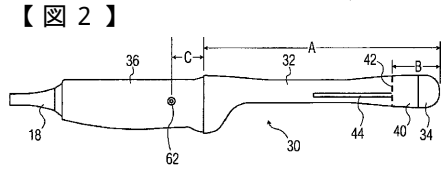


FIG. 2

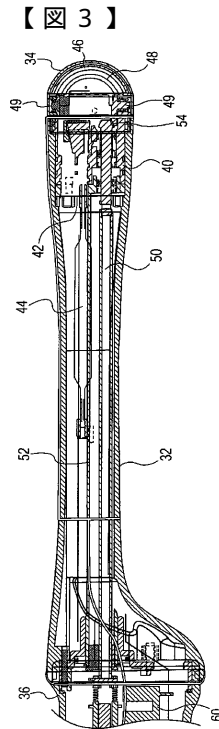


FIG. 3

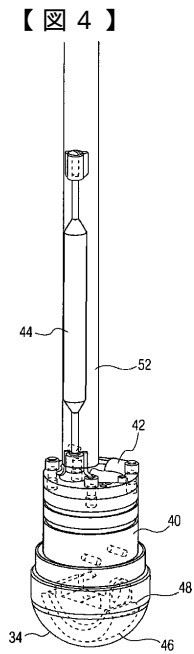


FIG. 4

フロントページの続き

- (72)発明者 ベッカー, デイヴィッド
アメリカ合衆国 ワシントン州 98041-3003 ボセル ピー・オー・ボックス 3003
- (72)発明者 レイ, テリー
アメリカ合衆国 ワシントン州 98041-3003 ボセル ピー・オー・ボックス 3003
- (72)発明者 ハート, ジェフリー
アメリカ合衆国 ワシントン州 98041-3003 ボセル ピー・オー・ボックス 3003

審査官 宮川 哲伸

- (56)参考文献 特開平03-289950(JP, A)
特開平01-135335(JP, A)
特表2002-516586(JP, A)
特開昭62-167545(JP, A)
特開平05-042151(JP, A)
特開平09-135908(JP, A)
特開平06-209937(JP, A)
特開平04-146733(JP, A)
特開2002-301081(JP, A)
特開昭63-115546(JP, A)
特開平11-206778(JP, A)
特開2001-224595(JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00 - 8/15
A61B 1/00

专利名称(译)	超声腔内探头用于三维成像		
公开(公告)号	JP4847442B2	公开(公告)日	2011-12-28
申请号	JP2007505692	申请日	2005-03-22
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司的Vie		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司的Vie		
[标]发明人	ベッカーデイヴィッド レイテリー ハートジェフリー		
发明人	ベッカー,デイヴィッド レイ,テリー ハート,ジェフリー		
IPC分类号	A61B8/12		
CPC分类号	A61B8/4461 A61B8/12 A61B8/4281 A61B8/445 A61B8/483		
FI分类号	A61B8/12		
代理人(译)	伊藤忠彦 永坂 均		
优先权	60/559321 2004-04-02 US		
其他公开文献	JP2007530206A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

腔内超声腔内探针包括枢转安装的布置换能器，其振动以从体内扫描体积区域。换能器由位于探头手柄中的电机振动。阵列换能器浸入液体中，在换能器元件和主体之间声学耦合超声能量。声耦合液体位于探针轴的远端，其中仅需要6cc的液体。由于少量液体减少了探针轴的重量，因此探针的重心位于手柄内，使得探针的操作容易且舒适。探头内的大部分探头由铝或其他低密度材料组成，并将探头的总重量保持在约250克。

