

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公 開 特 許 公 報(A)

(11) 特許出願公開番号
特開2006-198162
(P2006-198162A)

(43) 公開日 平成18年8月3日(2006.8.3)

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

F I
A 6 1 B 8/12

テーマコード (参考)
4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 4 O L (全 8 頁)

(21) 出願番号	特願2005-12946 (P2005-12946)	(71) 出願人	000005201 富士写真フイルム株式会社 神奈川県南足柄市中沼2 1 0 番地
(22) 出願日	平成17年1月20日 (2005.1.20)	(71) 出願人	000005430 フジノン株式会社 埼玉県さいたま市北区植竹町 1 丁目 3 2 4 番地
		(74) 代理人	100075281 弁理士 小林 和憲
		(72) 発明者	国安 利明 神奈川県足柄上郡開成町宮台 7 9 8 番地 富士写真フイルム株式会社内
		(72) 発明者	平井 博幸 神奈川県南足柄市中沼2 1 0 番地 富士写真フイルム株式会社内
		最終頁に続く	

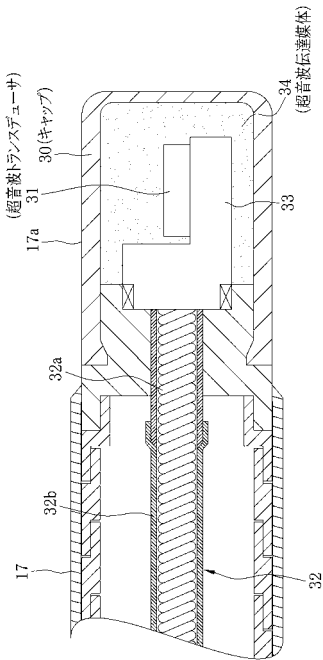
(54) 【発明の名称】 超音波プローブ

(57) 【要約】

【課題】 超音波の受信感度を向上させる。

【解決手段】 超音波プローブ 1 1 の先端のキャップ 3 0 により密閉された空間内に、超音波伝達媒体 3 4 を充填する。超音波伝達媒体 3 4 は、少なくとも融点が 2 0 以下で、且つ少なくとも沸点が 1 8 0 以上、より好ましくは、融点が 1 0 以下で、且つ沸点が 2 0 0 以上の 2 基以上の水酸基を有する鎖式炭化水素である多価アルコール、若しくはポリエーテル化合物からなる。超音波伝達媒体 3 4 とキャップ 3 0 との間の音響インピーダンスの差異が低減されるので、超音波伝達媒体 3 4 とキャップ 3 0 との間でエコー信号の反射が起こることが少なくなる。

【選択図】 図 2



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波伝達媒体を充填したキャップ内で、圧電素子、電極、および音響整合層からなる超音波トランスデューサを機械的に変位させ、前記キャップを介して生体に超音波を走査する超音波プローブにおいて、

前記超音波伝達媒体として、2基以上の水酸基を有する鎖式炭化水素である多価アルコール、若しくはポリエーテル化合物を用いたことを特徴とする超音波プローブ。

【請求項 2】

前記多価アルコール、若しくはポリエーテル化合物は、少なくとも融点が20以下で、且つ少なくとも沸点が180以上であることを特徴とする請求項1に記載の超音波プローブ。 10

【請求項 3】

前記多価アルコールは、エチレングリコール、ジエチレングリコール、トリエチレングリコール、テトラエチレングリコール、1、2-プロパンジオール、1、3-プロパンジオール、グリセリン、1、2-ブタンジオール、1、3-ブタンジオール、1、4-ブタンジオール、1、5-ペンタンジオールのうちのいずれかであることを特徴とする請求項1または2に記載の超音波プローブ。

【請求項 4】

前記ポリエーテル化合物は、平均分子量400までのポリエチレンオキシドまたはポリエチレングリコール、平均分子量700までのポリプロピレンオキシドまたはポリプロピレングリコール、あるいはこれらの誘導体のうちのいずれかであることを特徴とする請求項1または2に記載の超音波プローブ。 20

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波トランスデューサを機械的に変位させ、生体に超音波を走査する超音波プローブに関する。

【背景技術】

【0002】

近年、医療分野において、超音波画像を利用した医療診断が実用化されている。超音波画像は、超音波プローブから生体の所要部に超音波を照射し、そのエコー信号を電氣的に検出することによって得られる。また、超音波を走査しながら照射することにより、超音波断層画像を得ることも可能で、超音波を送受信する超音波トランスデューサを機械的に回転あるいは揺動、もしくはスライドさせるメカニカルスキャン機構を備えた超音波プローブも知られている。このような超音波プローブで生体内の超音波画像を取得する際には、超音波プローブを内視鏡の鉗子孔に挿通して、内視鏡の先端に設けられたカメラで超音波プローブの先端が生体内のどの箇所にあるかを観測しながら行う。 30

【0003】

超音波トランスデューサは、圧電素子、電極、および音響整合層からなり、超音波プローブ先端のキャップ内に内蔵されている。メカニカルスキャン機構を備えた超音波プローブでは、超音波の伝達効率を向上させるとともに、超音波トランスデューサの変位運動が円滑となるように、キャップに超音波伝達媒体が充填されている。 40

【0004】

超音波伝達媒体は、揮発性が無く、流動性を有することが必要とされており、例えば水、カルボキシメチルセルロース(CMC)水溶液、生理食塩水、ひまし油、流動パラフィンなどが用いられている。また、10MHz以上の高周波帯域における使用時の超音波減衰を防止するために、脂肪酸グリセライドを主成分とするオイルを超音波伝達媒体として用いた超音波プローブも提案されている(特許文献1参照)。

【特許文献1】特開2002-345819号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

ここで、超音波伝達媒体として主に用いられている流動パラフィンの音響インピーダンス(=1.2 Mrayl)は、ポリエチレンを材質とするキャップの音響インピーダンス(=2.3 Mrayl)よりも低いため、流動パラフィンとキャップとの間で生体から戻ってくるエコー信号の反射が起こり、感度が低下するという問題があった。

【0006】

特許文献1に記載の超音波プローブでは、超音波伝達媒体として脂肪酸グリセライドを主成分とするオイルを用いることにより、超音波減衰を防止することはできるが、脂肪酸グリセライドの音響インピーダンスは1.29 Mraylであるため、流動パラフィンの場合と同様に感度が低下する。

【0007】

本発明は、上記課題を鑑みてなされたものであり、超音波の受信感度を向上させることのできる超音波プローブを提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0008】

上記目的を達成するために、本発明は、超音波伝達媒体を充填したキャップ内で、圧電素子、電極、および音響整合層からなる超音波トランスデューサを機械的に変位させ、前記キャップを介して生体に超音波を走査する超音波プローブにおいて、前記超音波伝達媒体として、2基以上の水酸基を有する鎖式炭化水素である多価アルコール、若しくはポリエーテル化合物を用いたことを特徴とする。

【0009】

なお、前記多価アルコール、若しくはポリエーテル化合物は、少なくとも融点が20以下で、且つ少なくとも沸点が180以上であることが好ましい。

【0010】

また、前記多価アルコールは、エチレングリコール、ジエチレングリコール、トリエチレングリコール、テトラエチレングリコール、1、2-プロパンジオール、1、3-プロパンジオール、グリセリン、1、2-ブタンジオール、1、3-ブタンジオール、1、4-ブタンジオール、1、5-ペンタンジオールのうちのいずれかであることが好ましい。

【0011】

また、前記ポリエーテル化合物は、平均分子量400までのポリエチレンオキシドまたはポリエチレングリコール、平均分子量700までのポリプロピレンオキシドまたはポリプロピレングリコール、あるいはこれらの誘導体のうちのいずれかであることが好ましい。

【発明の効果】

【0012】

本発明の超音波プローブによれば、超音波伝達媒体として、超音波伝達媒体として、2基以上の水酸基を有する鎖式炭化水素である多価アルコール、若しくはポリエーテル化合物を用いたので、超音波伝達媒体とキャップとの間の音響インピーダンスの差異が低減され、超音波の受信感度を向上させることができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0013】

図1において、超音波診断装置2は、内視鏡10と、超音波プローブ11と、超音波観測器12とからなる。内視鏡10は、軟性部材からなり、生体内に挿入される挿入部13と、挿入部13の基端部分に連設された操作部14と、内視鏡用モニタ(図示せず)に接続されるコード15とを備えている。挿入部13の先端13aには、生体内撮影用のカメラ(図示せず)が内蔵されており、このカメラで撮影した画像を内視鏡用モニタを介して観測することが可能となっている。

【0014】

10

20

30

40

50

超音波プローブ 11 は、内視鏡 10 の鉗子孔 16 に挿通され、挿入部 13 と同様に軟性部材からなるシース 17 と、後述するモータ 49 など（図 3 参照）が内蔵されたトランスレータ 18 と、超音波観測器 12 に接続されるコード 19 とを備えている。一方、超音波観測器 12 は、超音波画像を表示するモニタ 20 を備えている。なお、内視鏡用モニタとモニタ 20 とを兼用してもよい。

【0015】

図 2 において、シース 17 の先端 17a には、ポリエチレンを材質とするキャップ 30 が取り付けられており、このキャップ 30 内には、超音波トランスデューサ 31 が内蔵されている。超音波トランスデューサ 31 は、コントロールケーブル 32 が連結された台座 33 に載置されている。コントロールケーブル 32 は、フレキシブルシャフト 32a と、フレキシブルシャフト 32a を被覆する可撓チューブ 32b とからなる。フレキシブルシャフト 32a の先端は台座 33 に連結され、その基端はトランスレータ 18 内に延長されており、トランスレータ 18 に内蔵されたモータ 49（図 3 参照）により、所定の回転速度（例えば 10 ～ 40 回転 / 秒）で回転駆動される。これにより、超音波トランスデューサ 31 は、フレキシブルシャフト 32a を回転軸として所定の回転速度で回転される。

10

【0016】

キャップ 30 により密閉された空間内には、超音波伝達媒体 34 が充填されている。この超音波伝達媒体 34 は、超音波の伝達効率を向上させるとともに、超音波トランスデューサ 31 の回転を円滑にする潤滑油として機能し、少なくとも融点が 20 以下で、且つ少なくとも沸点が 180 以上、より好ましくは、融点が 10 以下で、且つ沸点が 200 以上の 2 基以上の水酸基を有する鎖式炭化水素である多価アルコール、若しくはポリエーテル化合物からなる。なお、必要に応じて、特開 2002 - 345819 号公報に記載される脂肪酸グリセライドを主成分とするオイルを併用してもよい。

20

【0017】

多価アルコールとしては、エチレングリコール、ジエチレングリコール、トリエチレングリコール、テトラエチレングリコール、1、2 - プロパンジオール、1、3 - プロパンジオール、グリセリン、1、2 - ブタンジオール、1、3 - ブタンジオール、1、4 - ブタンジオール、1、5 - ペンタンジオールのうちのいずれかが用いられる。中でも、比重が 1（水）よりも大きく、経口毒性 LD₅₀ の値が 2000 mg / kg 以上のテトラエチレングリコール、グリセリンなどが特に好ましく用いられる。

30

【0018】

一例として、テトラエチレングリコールを超音波伝達媒体 34 として用いた場合、テトラエチレングリコールの音響インピーダンスは 1.85 Mrayl であるので、超音波伝達媒体として従来用いられていた流動パラフィン（1.2 Mrayl）と比べて、キャップ 30 の音響インピーダンス（2.3 Mrayl）との差異が低減され、超音波伝達媒体 34 とキャップ 30 との間でエコー信号の反射が起こることが少なくなる。これにより、エコー信号の受信感度が 10 dB 向上する。

【0019】

また、ポリエーテル化合物としては、平均分子量 400 までのポリエチレンオキシドまたはポリエチレングリコール、平均分子量 700 までのポリプロピレンオキシドまたはポリプロピレングリコール、あるいはこれらの誘導体（例えば、ポリエーテルポリオールなど）のうちのいずれかが用いられる。ポリプロピレンオキシドまたはポリプロピレングリコールは、ジオール型、トリオール型のいずれでもよい。これらの中でも、比重が 1（水）よりも大きく、経口毒性 LD₅₀ の値が 2000 mg / kg 以上の平均分子量 200 ないし 400 のポリエチレングリコール、平均分子量 200 ないし 700 のポリプロピレングリコールが特に好ましく用いられる。

40

【0020】

一例として、平均分子量 200 のポリエチレングリコールを超音波伝達媒体 34 として用いた場合、平均分子量 200 のポリエチレングリコールの音響インピーダンスは 1.8 Mrayl であるので、流動パラフィンと比べて、キャップ 30 の音響インピーダンスと

50

の差異が低減され、超音波伝達媒体 34 とキャップ 30 との間でエコー信号の反射が起こることが少なくなる。これにより、エコー信号の受信感度が 10 dB 向上する。

【0021】

図 3 に示すように、超音波トランスデューサ 31 は、台座 33 側から順に、フェライトゴム製のバックング材 40、PZT（チタン酸ジルコン酸鉛）の薄膜からなる圧電素子 41、およびエポキシ樹脂製の音響整合層 42 からなり、圧電素子 41 を電極 43a、43b で挟み込んだ構成となっている。両電極 43a、43b には、配線 44a、44b がそれぞれ接続されている。電極 43b 側の配線 44b は、アースに接続されている。一方、電極 43a 側の配線 44a は、コントロールケーブル 32 内に挿通され、トランスレータ 18 内の送受信切替回路 45 に接続されている。

10

【0022】

送受信切替回路 45 は、超音波トランスデューサ 31 による超音波の送受信切り替えを所定の時間間隔で行う。この送受信切替回路 45 には、パルス発生回路 46 および電圧測定回路 47 が接続されている。パルス発生回路 46 は、超音波トランスデューサ 31 から超音波を発生させる際（超音波の送信時）に、パルス電圧を圧電素子 41 に印加する。これにより、超音波トランスデューサ 31 は、所定の周波数を有する超音波を発生する。

【0023】

電圧測定回路 47 は、生体からのエコー信号を超音波トランスデューサ 31 で受信した際（超音波の受信時）に、圧電素子 41 に発生する電圧を測定する。電圧測定回路 47 は、この測定結果をコントローラ 48 に送信する。コントローラ 48 は、電圧測定回路 47 から送信された測定結果を超音波画像に変換し、これを超音波観測器 12 に送信する。

20

【0024】

生体内の超音波画像を取得する際には、超音波プローブ 11 が鉗子孔 16 に挿通された内視鏡 10 の挿入部 13 が生体内に挿入され、内視鏡用モニタにより生体内が観測されながら生体内の所要部が探索される。そして、生体内の所要部にシース 17 の先端 17a が到達し、超音波画像を取得する指示がなされると、フレキシブルシャフト 32a を回転軸として、超音波トランスデューサ 31 が所定の回転速度で回転される。そして、送受信切替回路 45 により超音波トランスデューサ 31 の超音波の送受信が切り替えられながら、パルス発生回路 46 からのパルス電圧の印加により、超音波トランスデューサ 31 から超音波が発せられ、キャップ 30 を介して生体に超音波が走査される。また、生体からのエコー信号が超音波トランスデューサ 31 で受信され、電圧測定回路 47 により圧電素子 41 に発生した電圧が測定される。

30

【0025】

生体からのエコー信号は、キャップ 30、超音波伝達媒体 34、および音響整合層 42 を介して圧電素子 41 に到達するが、超音波伝達媒体 34 として、2 基以上の水酸基を有する鎖式炭化水素である多価アルコール、若しくはポリエーテル化合物を用い、超音波伝達媒体 34 とキャップ 30 との間の音響インピーダンスの差異が低減されているので、超音波伝達媒体 34 とキャップ 30 との間でエコー信号の反射が起こることが少なくなる。したがって、超音波の受信感度を向上させることができる。

【0026】

電圧測定回路 47 の測定結果はコントローラ 48 に送信され、コントローラ 48 で超音波画像に変換される。変換された超音波画像は、コード 19 を介して超音波観測器 12 に送信され、超音波観測器 12 のモニタ 20 に表示される。

40

【0027】

以上説明したように、超音波伝達媒体 34 として、2 基以上の水酸基を有する鎖式炭化水素である多価アルコール、若しくはポリエーテル化合物を用いたので、超音波の受信感度を向上させることができる。また、超音波プローブ 2 の使用後には、挿入部 13 を例えば 160℃ 加熱で消毒する必要があるが、少なくとも融点が 20℃ 以下で、且つ少なくとも沸点が 180℃ 以上、より好ましくは、融点が 10℃ 以下で、且つ沸点が 200℃ 以上の多価アルコール、若しくはポリエーテル化合物を用いたので、消毒時に蒸発してしまう

50

おそれがない。さらに、経口毒性 LD_{50} の値が 2000 mg/kg 以上のものを用いれば、超音波プローブ 2 の使用時に、超音波伝達媒体 34 がキャップ 30 から漏れ出したとしても、生体機能に影響を及ぼすおそれがない。

【0028】

上記実施形態では、フレキシブルシャフト 32a を回転軸として超音波トランスデューサ 31 を回転させる超音波プローブ 11 を例に挙げて説明したが、本発明はこれに限定されず、超音波トランスデューサ 31 を揺動、あるいはスライドさせて生体に超音波を走査する超音波プローブについても適用することができる。

【図面の簡単な説明】

【0029】

10

【図 1】超音波診断装置の構成を示す概略図である。

【図 2】超音波プローブの先端の構造を示す拡大断面図である。

【図 3】超音波トランスデューサの構成およびトランスレータの電氣的構成を示す説明図である。

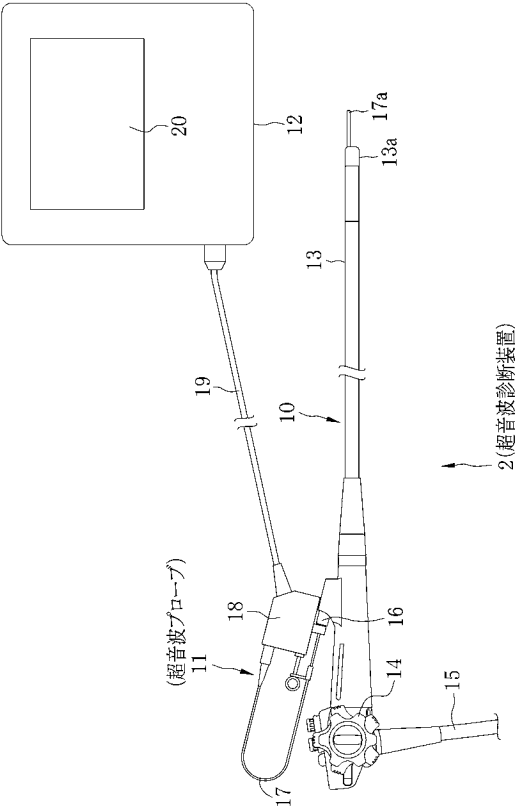
【符号の説明】

【0030】

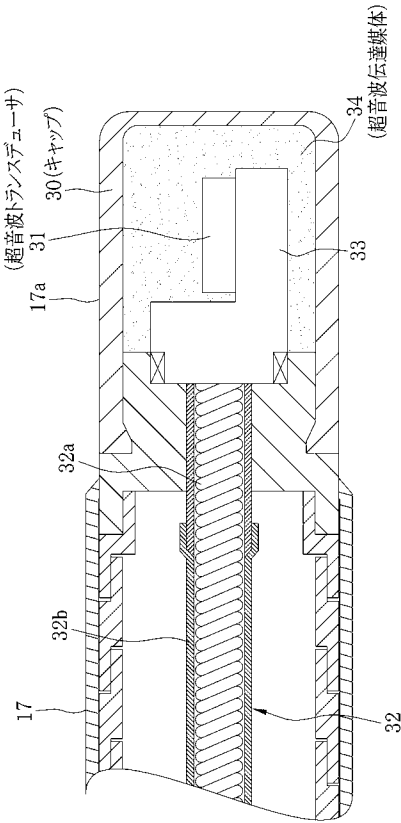
- 2 超音波診断装置
- 10 内視鏡
- 11 超音波プローブ
- 12 超音波観測器
- 30 キャップ
- 31 超音波トランスデューサ
- 34 超音波伝達媒体
- 41 圧電素子
- 42 音響整合層
- 43a、43b 電極
- 48 コントローラ

20

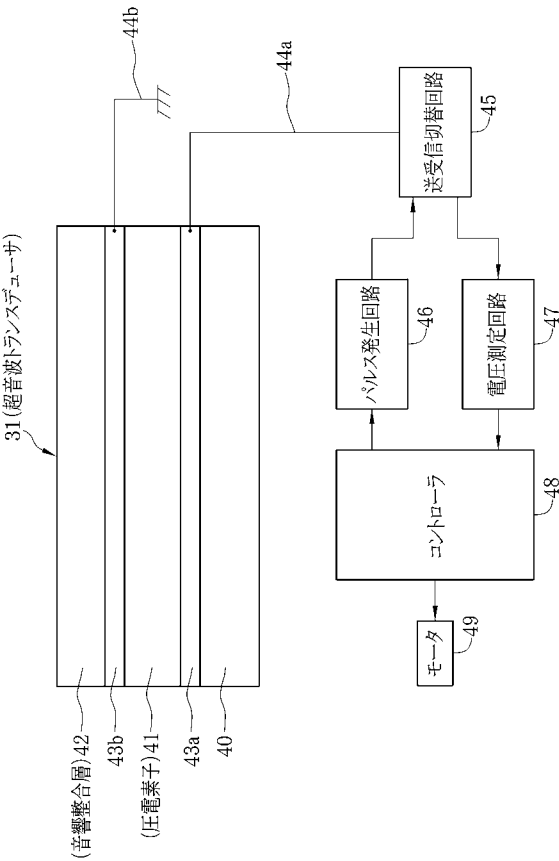
【 図 1 】



【 図 2 】



【 図 3 】



フロントページの続き

(72)発明者 田中 俊積

埼玉県さいたま市北区植竹町 1 丁目 3 2 4 番地 フジノン株式会社内

(72)発明者 糸井 啓友

埼玉県さいたま市北区植竹町 1 丁目 3 2 4 番地 フジノン株式会社内

F ターム(参考) 4C601 BB14 BB24 EE03 FE01 GC02 GC11

专利名称(译)	超声波探头		
公开(公告)号	JP2006198162A	公开(公告)日	2006-08-03
申请号	JP2005012946	申请日	2005-01-20
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社 富士写真光机株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片有限公司 富士公司		
[标]发明人	国安利明 平井博幸 田中俊穰 糸井啓友		
发明人	国安 利明 平井 博幸 田中 俊穰 糸井 啓友		
IPC分类号	A61B8/12		
FI分类号	A61B8/12		
F-TERM分类号	4C601/BB14 4C601/BB24 4C601/EE03 4C601/FE01 4C601/GC02 4C601/GC11		
代理人(译)	小林和典		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提高超声波接收灵敏度。 解决方案：超声波传输介质34填充在由超声波探头11尖端处的盖子30密封的空间中。 超声传输介质34具有至少20℃以下的熔点，至少180℃以上的沸点，更优选10℃以下的熔点，200℃以上的沸点以及具有两个以上羟基的链式。 它由作为烃或聚醚化合物的多元醇组成。 由于减小了超声传输介质34与盖30之间的声阻抗的差异，所以在超声传输介质34与盖30之间的回声信号的反射不太可能发生。 [选择图]图2

