

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5612823号  
(P5612823)

(45) 発行日 平成26年10月22日 (2014. 10. 22)

(24) 登録日 平成26年9月12日 (2014. 9. 12)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/00

請求項の数 6 (全 20 頁)

(21) 出願番号 特願2009-39780 (P2009-39780)  
 (22) 出願日 平成21年2月23日 (2009. 2. 23)  
 (65) 公開番号 特開2010-193973 (P2010-193973A)  
 (43) 公開日 平成22年9月9日 (2010. 9. 9)  
 審査請求日 平成24年2月17日 (2012. 2. 17)

前置審査

(73) 特許権者 000003078  
 株式会社東芝  
 東京都港区芝浦一丁目1番1号  
 (73) 特許権者 594164542  
 東芝メディカルシステムズ株式会社  
 栃木県大田原市下石上1385番地  
 (74) 代理人 100149803  
 弁理士 藤原 康高  
 (74) 代理人 100109900  
 弁理士 堀口 浩  
 (74) 代理人 100156579  
 弁理士 寺西 功一  
 (72) 発明者 尾名 康裕  
 栃木県大田原市下石上1385番地 東芝  
 メディカルシステムズ株式会社内  
 最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波プローブ及び超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

超音波の送受信を行う振動子が配置されたヘッド部と、  
 超音波診断装置本体に接続するためのコネクタ部と、  
 筒の形状を有し、一端に前記ヘッド部が設けられ、他端に前記コネクタ部が設けられ、  
 前記超音波診断装置本体と前記振動子との間の信号を伝送する信号線を収納するケーブル  
 部と、

内部に電界共役流体が充填され、前記筒の内部を通過し前記ヘッド部と前記コネクタ部  
 との間を一巡する循環経路と、

前記ケーブル部の前記循環経路内部に前記電界共役流体を循環させるための電界を発生  
 させるものであって、前記循環経路の径を略一周するように電界を形成する間隔で並列に  
 配列された正極と負極の一对の電極を有する電界発生手段と、

前記電解共役流体を冷却する冷却手段とを備え、

前記一对の電極は、前記負極と正極の二つの配線パターンが前記電界を形成する間隔で  
 前記循環経路の内周に沿って一部に切れ目を有して形成され、かつ前記循環経路に沿って  
 前記所定間隔で多段に設けられ、隣合う段の前記二つの配線パターンの同一の極性同士を  
 前記切れ目で連結する配線パターンを、前記電界を形成する間隔より広い間隔で設けたこ  
 とを特徴とする超音波プローブ。

【請求項2】

前記信号線は、前記循環経路内を通るように配置されており、

10

20

前記電界発生手段は、前記信号線の外側に、前記循環経路の長さ方向に並列に配列された正極と負極の一对の電極を、前記所定間隔で配置したパターンを有する、ことを特徴とする請求項1記載の超音波プローブ。

【請求項3】

前記ヘッド部には、前記振動子への送信パルスの制御や前記振動子からの受信エコーの増幅処理などを行う電子回路が配置されていることを特徴とする請求項1または請求項2のいずれか一つに記載の超音波プローブ。

【請求項4】

前記冷却手段は、前記コネクタ部に配置されることを特徴とする請求項1乃至請求項3のいずれか一つに記載の超音波プローブ。

【請求項5】

前記電解共役流体は、不活性であることを特徴とする請求項1乃至請求項4のいずれか一つに記載の超音波プローブ。

【請求項6】

超音波プローブと、前記超音波プローブを接続し、該超音波プローブを介して被検体に超音波を送受信しエコー信号を取得する送受信手段及び該エコー信号を基に超音波断層像を生成する画像生成手段とが配置された装置本体と、を備える超音波診断装置であって、

前記超音波プローブは、

超音波の送受信を行う振動子が配置されたヘッド部と、

前記装置本体に接続するためのコネクタ部と、

筒の形状を有し、一端に前記ヘッド部が設けられ、他端に前記コネクタ部が設けられ、前記超音波診断装置本体と前記振動子との間の信号を伝送する信号線を収納するケーブル部と、

内部に電界共役流体が充填され、前記筒内部を通過し前記ヘッド部と前記コネクタ部との間を一巡する循環経路と、

前記ケーブル部の前記循環経路内部に前記電界共役流体を循環させるための電界を発生させるものであって、前記循環経路の径を略一周するように電界を形成する間隔で並列に配列された正極と負極の一对の電極を有する電界発生手段と、

前記電解共役流体を冷却する冷却手段と、を備え、

前記一对の電極は、前記負極と正極の二つの配線パターンが前記電界を形成する間隔で前記循環経路の内周に沿って一部に切れ目を有して形成され、かつ前記循環経路に沿って前記所定間隔で多段に設けられ、隣合う段の前記二つの配線パターンの同一の極性同士を前記切れ目で連結する配線パターンを、前記電界を形成する間隔より広い間隔で設け、

前記送受信手段は、

前記超音波プローブにパルス信号を送信し前記振動子から前記被検体に向かう前記超音波を発生させ、前記被検体から反射した超音波エコーを受けた前記振動子からエコー信号を受信する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被検体に向けて超音波を送信しその反射波を受信し、臓器の形状、機能などを測定する超音波診断装置及びそれに使用される超音波プローブに関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置とは、超音波を送受信する超音波探触子を備えた超音波プローブが接続され、被検体に超音波を送波し、被検体内の各組織等で反射して戻ってきた超音波（以下では、「超音波エコー」という。）を受信し、その受信した超音波に基づく被検体の断層像を生成するものである。この超音波診断装置は、従来から、生体内部の疾患の診断に役立てられている。そして、超音波プローブにおける被検体と接触する部分及びその持ち手

10

20

30

40

50

を構成する部材をプローブヘッドという。

【 0 0 0 3 】

患者の体表又は臓器表面に積極的に接触させる超音波プローブは、その安全規格の1つとして発熱制限が設けられている。大きな信号強度を得ようとする、超音波の送信パワーを上げるなどの必要が生じる。これは結果的に患者に接触する超音波プローブの表面の温度を上昇させることになる。しかし、上述した発熱制限があるために、送信パワーを無制限に上げることができない。

【 0 0 0 4 】

また、最近ではプローブヘッド内に高度な電子回路を組み込んだ2Dアレイプローブ等が開発されている。この様な2Dアレイプローブでは1次元に振動子を配列した超音波プローブと比較して多数の振動子が配置されることになる。そして、この様な2Dアレイプローブにおいては、組み込まれた電子回路及び多数配置された振動子の双方から熱が発生するため、プローブヘッドにおける発熱が著しく増加している。

10

【 0 0 0 5 】

そこで従来、プローブヘッドにおける温度を下げるために、アルミや銅など熱抵抗の低い材質のブロックを振動子背面(プローブヘッド内)に組み込み、プローブヘッド内で発熱した熱をケーブル側へ引き出す構造(例えば、特許文献1参照)や、金属ブロックそのものによる熱容量の増加による温度上昇速度の緩和する技術が提案されている。また、プローブヘッド内に振動子からの熱を伝達するヒートパイプを配置し、超音波プローブと超音波診断装置本体とを接続するためのコネクタ部に配置したポンプにより、熱伝導構造としたケーブル部を介してプローブ部とコネクタ部の間で冷媒を循環させる冷却機構を備えた超音波プローブ(例えば、特許文献2参照。)が提案されている。

20

【先行技術文献】

【特許文献】

【 0 0 0 6 】

【特許文献1】登録実用新案第3061292号公報

【特許文献2】特開平9-294744号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 7 】

30

しかし、2Dアレイプローブなどといった電子回路がプローブヘッドに組み込まれた超音波プローブでは、振動子と電子回路との接触部及び電気回路自身が介在するため、特許文献1のように金属ブロックを振動子背面に入れることが困難である。また、ファンによる強制空冷を行う場合には、通気孔とフィンを設けなければならず、小型化が困難であったり薬品に対する耐性が低減したりといった点で問題が生じる。さらに、特許文献2のようにポンプで冷媒である流体を循環させる場合、ポンプを納める空間が必要であり小型化が困難である。また、ポンプを用いた冷媒の循環においては、冷媒を循環させるケーブル内を流れる該流体の圧力損失が大きくなるおそれがある。また、該ケーブルがねじれたときの該流体が停留するおそれもある。さらに、モーターやファンが回転する際に生じるノイズの問題やモーター自身の故障のおそれがある。

40

【 0 0 0 8 】

この発明は、このような事情に鑑みてなされたもので、プローブヘッド、コネクタ、及びそれらを結ぶケーブル内を一巡する循環経路の各所で冷媒を加速することで該冷媒を循環させる超音波プローブを提供することを目的としている。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 9 】

上記目的を達成するために、請求項1に記載の超音波プローブは、超音波の送受信を行う振動子が配置されたヘッド部と、超音波診断装置本体に接続するためのコネクタ部と、筒の形状を有し、一端に前記ヘッド部が設けられ、他端に前記コネクタ部が設けられ、前記超音波診断装置本体と前記振動子との間の信号を伝送する信号線を収納するケーブル部

50

と、内部に電界共役流体が充填され、前記筒の内部を通過し前記ヘッド部と前記コネクタ部との間を一巡する循環経路と、前記ケーブル部の前記循環経路内部に前記電界共役流体を循環させるための電界を発生させるものであって、前記循環経路の径を略一周するように電界を形成する間隔で並列に配列された正極と負極の一对の電極を有する電界発生手段と、前記電解共役流体を冷却する冷却手段とを備え、前記一对の電極は、前記負極と正極の二つの配線パターンが前記電界を形成する間隔で前記循環経路の内周に沿って一部に切れ目を有して形成され、かつ前記循環経路に沿って前記所定間隔で多段に設けられ、隣合う段の前記二つの配線パターンの同一の極性同士を前記切れ目で連結する配線パターンを、前記電界を形成する間隔より広い間隔で設けたことを特徴とするものである。

【 0 0 1 0 】

10

請求項 6 に記載の超音波診断装置は、超音波プローブと、前記超音波プローブを接続し、該超音波プローブを介して被検体に超音波を送受信しエコー信号を取得する送受信手段及び該エコー信号を基に超音波断層像を生成する画像生成手段とが配置された装置本体と、を備える超音波診断装置であって、前記超音波プローブは、超音波の送受信を行う振動子が配置されたヘッド部と、前記装置本体に接続するためのコネクタ部と、筒の形状を有し、一端に前記ヘッド部が設けられ、他端に前記コネクタ部が設けられ、前記超音波診断装置本体と前記振動子との間の信号を伝送する信号線を収納するケーブル部と、内部に電界共役流体が充填され、前記筒内部を通過し前記ヘッド部と前記コネクタ部との間を一巡する循環経路と、前記ケーブル部の前記循環経路内部に前記電界共役流体を循環させるための電界を発生させるものであって、前記循環経路の径を略一周するように電界を形成する間隔で並列に配列された正極と負極の一对の電極を有する電界発生手段と、前記電解共役流体を冷却する冷却手段と、を備え、前記一对の電極は、前記負極と正極の二つの配線パターンが前記電界を形成する間隔で前記循環経路の内周に沿って一部に切れ目を有して形成され、かつ前記循環経路に沿って前記所定間隔で多段に設けられ、隣合う段の前記二つの配線パターンの同一の極性同士を前記切れ目で連結する配線パターンを、前記電界を形成する間隔より広い間隔で設け、前記送受信手段は、前記超音波プローブにパルス信号を送信し前記振動子から前記被検体に向かう前記超音波を発生させ、前記被検体から反射した超音波エコーを受けた前記振動子からエコー信号を受信する、ことを特徴とするものである。

20

【発明の効果】

30

【 0 0 1 1 】

請求項 1 に記載の超音波プローブ及び請求項 8 に記載の超音波診断装置によると、電界共役流体の循環経路に所定間隔で配置された電界の作用により電界共役流体が加速される構成である。これにより、循環経路全域にわたって冷媒の加速が可能となり、安定した冷媒の循環によりヘッド部の発熱を防止することが可能となる。また、冷媒を循環するためのポンプが不要なため、超音波プローブをより小型化することが可能となる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 2 】

【図 1】本発明に係る超音波プローブにおける電界共役流体の流れを説明するための模式的な断面図

40

【図 2】本発明に係る超音波診断装置のブロック図

【図 3】(A) 第 1 の実施形態に係る管の中心線と直交する方向(電界共役流体の流路の軸に直交する方向)の断面を模式的に表す図、(B) 第 1 の実施形態に係る管に設けられた電極パターンを説明するための図

【図 4】管の中心線に沿った方向(電界共役流体の流路の軸に沿った方向)の断面図

【図 5】変形例 1 に係る電極パターンを説明するための模式的な図

【図 6】変形例 4 に係る電極パターンを説明するための模式的な図

【図 7】(A) 第 2 の実施形態に係る管の中心線と直交する方向(電界共役流体の流路の軸に直交する方向)の断面を模式的に表す図、(B) 第 2 の実施形態に係る管の内部に配置された電極パターン及び信号線を説明するための図

50

【図 8】第 2 の実施形態に係る管の中心軸に沿った断面図

【図 9】(A)変形例 5 に係る管の中心線と直交する方向(電界共役流体の流路の軸に直交する方向)の断面を模式的に表す図、(B)変形例 5 に係る信号線を説明するための図、(C)変形例 5 に係る管の内部に配置された電極パターン及び信号線を説明するための図

【図 10】冷却部を装置本体の内部に配置した構成を説明するための図

【発明を実施するための形態】

【0013】

〔第 1 の実施形態〕

以下、この発明の第 1 の実施形態に係る超音波プローブ及びそれを用いた超音波診断装置について説明する。図 1 は本発明に係る超音波プローブにおける電界共役流体の流れを説明するための模式的な断面図である。また、図 2 は本発明に係る超音波診断装置の機能を表すブロック図である。

【0014】

まず、以下の説明で使用する「電界共役流体」について説明する。電界共役流体とは、電極間の狭い領域に生じる電界を駆動源として流動する物質である。この、電界共役流体とは、ジブチルアジベート、トリアセチレン等に代表される、導電率  $= 4 \times 10^{-10} \text{ S/m}$ 、粘度  $= 1 \times 10^0 \text{ Pa} \cdot \text{S}$  で表わされる点 P、導電率  $= 4 \times 10^{-10} \text{ S/m}$ 、粘度  $= 1 \times 10^{-4} \text{ Pa} \cdot \text{S}$  で表わされる点 Q、及び導電率  $= 5 \times 10^{-6} \text{ S/m}$ 、粘度  $= 1 \times 10^{-4} \text{ Pa} \cdot \text{S}$  で表わされる点 R を頂点とする直角三角形の内部に位置する導電率及び粘度を有する化合物、又は、該三角形の内部に位置する導電率及び粘度を有するように調整された 2 種類以上の化合物の混合物を指す(特許第 3 1 7 9 0 3 5 号参照)。この電界共役流体の例としては、ハロゲン化炭化水素化合物として、ベンゾトリフルオライド、エチルパーフルオロブチルエーテル(難燃性洗浄剤)、エチルパーフルオロイソブチルエチルエーテル、メチルパーフルオロブチルエーテル、メチルパーフルオロイソブチルエーテル、ヘキサフルオロプロパンの 2 量体あるいは 3 量体等のオリゴマー成分などがある。本実施形態では、電界共役流体として導電率が  $4 \times 10^{-10} \text{ S/m} \sim 5 \times 10^{-6} \text{ S/m}$  の範囲内にあり、表面張力が  $22 \text{ dyn/cm}$  以下のフッ素系流体 - 1 E H A 2 (F F - 1 E H A 2) (ペルフルオロノネニルオキシベンゼンを主成分とした電界共役流体) を使用している。ここで、使用する電界共役流体としては、使用する条件にあう物質であればどのような電界共役流体を使用してもよい。ただし、超音波プローブに使用される他の部材への影響を軽減するために、電界共役流体は不活性であることが好ましい。

【0015】

次に超音波診断装置 001 について説明する。図 2 に示すように、本実施形態に係る超音波診断装置 001 は、超音波プローブ 100 と装置本体 200 で構成されている。そこでまず、超音波プローブ 100 の構成について説明する。装置本体 200 を含む超音波診断装置 001 の全体の構成については後に説明する。

【0016】

図 1 に示すように、超音波プローブ 100 は、プローブヘッド 110、ケーブル 120、及びコネクタ部 130 で構成されている。超音波プローブ 100 は、コネクタ部 130 によって装置本体 200 に接続される。このコネクタ部 130 によって、超音波プローブ 100 は本体に対し着脱可能に構成されている。

【0017】

図 1 に示すように超音波プローブ 100 は、コネクタ部 130 がケーブル 120 の一端に配置されており、そのケーブル 120 の他端にプローブヘッド 110 が配置されている。

【0018】

本実施形態のプローブヘッド 110 内には、振動子 111 と電子回路 112 が設けられている。この様に電子回路 112 がプローブヘッド 110 に組み込まれている超音波プローブ 100 としては例えば 2D アレイプローブ等がある。そして、プローブヘッド 110

の内部には、振動子 1 1 1 及び電子回路 1 1 2 の周りに電界共役流体が流れるための空間が設けられている。

【 0 0 1 9 】

振動子 1 1 1 は、超音波を送受波する。例えば、振動子 1 1 1 は、バッキング材などの上に形成され、配線などを介して電子回路 1 1 2 に電氣的に接続される。電子回路 1 1 2 は、後述するケーブル 1 2 0 内を通る配線である信号線 1 2 1 ( 図 3 参照 ) を介して装置本体 2 0 0 に電氣的に接続される。そして、電子回路 1 1 2 が後述する装置本体 2 0 0 の送受信部 2 0 1 によって適宜制御されて振動子 1 1 1 にパルス電圧が送信され、振動子 1 1 1 によって超音波に変換され、該変換された超音波が被検体に送信される。そして、被検体で反射した超音波 ( 以下では、「超音波エコー」という。 ) が振動子 1 1 1 で受信される。振動子 1 1 1 は、受信した超音波エコーを電気信号 ( 以下では、「エコー信号」という。 ) に変換し、電子回路 1 1 2 へ出力する。そして、電子回路 1 1 2 によって、エコー信号は増幅等の処理が行われ、送受信部 2 0 1 へ出力される。このプローブヘッド 1 1 0 が本発明における「ヘッド部」にあたる。

10

【 0 0 2 0 】

さらに、本実施形態では、振動子 1 1 1 及び電子回路 1 1 2 の周りに、後述するケーブル 1 2 0 内を通過している電界共役流体の流路となる管 1 2 2 ( 図 3 ( A ) 参照 ) が延長され敷設されている。ただし、管 1 2 2 を延長した構成である必要はなく、振動子 1 1 1 や電子回路 1 1 2 を浸してもよい。これにより、プローブヘッド 1 1 0 へ送る側の管 1 2 2 を通って送られてきた電界共役流体が振動子 1 1 1 及び電子回路 1 1 2 の周りを通り、コネクタ部 1 3 0 へ送る側の管 1 2 2 を通ってコネクタ部 1 3 0 へ送られることになる。これにより、電界共役流体は振動子 1 1 1 及び電子回路 1 1 2 の熱を吸収する。

20

【 0 0 2 1 】

本実施形態のコネクタ部 1 3 0 には、ファン 1 3 1、ペルチェ素子 1 3 2、及び高圧電源部 1 0 2 が設けられている。さらに、コネクタ部 1 3 0 には電界共役流体が流れるための空間が設けられている。このコネクタ部 1 3 0 が本発明における「コネクタ部」にあたる。

【 0 0 2 2 】

高圧電源部 1 0 2 は、高電圧を発生する電源であり、この場合は装置本体 2 0 0 から給電している。そして、高圧電源部 1 0 2 の負極は、後述する負極パターン 1 0 3 に、高圧電源部 1 0 2 の正極側が正極パターン 1 0 4 に接続されている。ここで、本実施形態では高圧電源部 1 0 2 を装置本体 2 0 0 の内部に配置したが、負極パターン 1 0 3 及び正極パターン 1 0 4 に高電圧をかけることができる構成であれば他の構成でもよい。例えば、昇圧器をコネクタ部 1 3 0 内に配置し、装置本体 2 0 0 から電源の供給を受けて、受けた電源を昇圧し、該昇圧した電圧によって負極パターン 1 0 3 及び正極パターン 1 0 4 に電圧をかける構成でもよい。以下の説明では、負極パターン 1 0 3 及び正極パターン 1 0 4 をまとめて単に「電極パターン」ということがある。

30

【 0 0 2 3 】

本実施形態では、ファン 1 3 1 はコネクタ部 1 3 0 の外側に設けられている。このファン 1 3 1 は発熱したコネクタ部 1 3 0 を冷却する。これにより、ファン 1 3 1 は、コネクタ部 1 3 0 に設けられた空間を流れる電界共役流体を冷却することになる。

40

【 0 0 2 4 】

さらに、本実施形態では、電界共役流体が流れる空間の外側にペルチェ素子 1 3 2 が設けられている。具体的にはペルチェ素子 1 3 2 の吸熱側の面が電界共役流体が流れる空間側になるようにペルチェ素子 1 3 2 は配置される。これにより、電界が印加されたペルチェ素子 1 3 2 によって電界共役流体からの熱が奪われ、電界共役流体を冷却する。

【 0 0 2 5 】

さらに、本実施形態ではコネクタ部 1 3 0 内に設けられた空間の中に、後述するケーブル 1 2 0 内を通過している電界共役流体とペルチェ素子 1 3 2 との間に熱の受け渡しを行う熱変換機構が敷設されている。これにより、コネクタ部 1 3 0 へ送る側の管 1 2 2 を通

50

って送られてきた電界共役流体がペルチェ素子 1 3 2 へ熱を放出し、プローブヘッド 1 1 0 へ送る側の管 1 2 2 を通ってプローブヘッド 1 1 0 へ送られることになる。これにより、電界共役流体はコネクタ部 1 3 0 内で熱を奪われ冷却される。

#### 【 0 0 2 6 】

ケーブル 1 2 0 は、内部に空間を有する筒型の形状を有している。そして、該空間にコネクタ部 1 3 0 と電子回路 1 1 2 とを繋ぐ信号線 1 2 1 を有している。この信号線 1 2 1 には、制御信号を送る線のほかに電源線も含まれる。この信号線 1 2 1 は、前述のように送受信部 2 0 1 からの制御信号を電子回路 1 1 2 へ送信するとともに、電子回路 1 1 2 から出力されたエコー信号を送受信部 2 0 1 に送信する。また、ケーブル 1 2 0 の内部の空間は、信号線を配置した状態でも電界共役流体が流れるだけの十分なスペースが設けられている。このケーブル 1 2 0 が本発明における「ケーブル部」にあたる。

10

#### 【 0 0 2 7 】

図 3 ( A ) は、本実施形態に係る管 1 2 2 の中心線と直交する方向（電界共役流体の流路の軸に直交する方向）の断面を模式的に表す図である。図 3 ( A ) に示すように、ケーブル 1 2 0 が有する空間には信号線 1 2 1 が配置されている。さらに、ケーブル 1 2 0 が有する空間には、信号線 1 2 1 とは別のチューブ状の管 1 2 2 を複数敷設している。この管 1 2 2 が電界共役流体の流路となる。そして、管 1 2 2 のうち半数がコネクタ部 1 3 0 からプローブヘッド 1 1 0 への電界共役流体の流路であり、残りの半数がプローブヘッド 1 1 0 からコネクタ部 1 3 0 への電界共役流体の流路である。この管 1 2 2 は前述のプローブヘッド 1 1 0 の空間とコネクタ部 1 3 0 の空間とをつないでいる。そして、管 1 2 2 、前述したプローブヘッド 1 1 0 の空間、及びコネクタ部 1 3 0 の空間によって、コネクタ部 1 3 0 、ケーブル 1 2 0 、及びプローブヘッド 1 1 0 を巡回する電界共役流体の流路である循環経路 1 0 1 （図 1 参照）が形成されている。この循環経路 1 0 1 は内部が電界共役流体で充たされ、且つ電界共役流体が漏れないように密閉されている。この循環経路 1 0 1 が本発明における「循環経路」にあたる。

20

#### 【 0 0 2 8 】

図 3 ( B ) は、本実施形態に係る管 1 2 2 に設けられた電極パターンを説明するための図である。図 3 ( B ) は管 1 2 2 を拡大した図である。管 1 2 2 の内壁には、負極パターン 1 0 3 と正極パターン 1 0 4 とを帯状の平行パターンとして形成した F P C ( F l e x i b l e P r i n t e d C i r c u i t s ) をらせん状に巻いてできあがる電界共役流体の駆動用の電極が設けられている。この負極パターン 1 0 3 及び正極パターン 1 0 4 が作らせんはなるべく管 1 2 2 の中心線（電界共役流体の流路の軸）と直交するように設けられることが好ましい。この負極パターン 1 0 3 及び正極パターン 1 0 4 は、必要に応じて電界共役流体に接触させたり逆にカバーレイなどで絶縁したりする。そして、負極パターン 1 0 3 は前述した高圧電源部 1 0 2 の負極側、正極パターン 1 0 4 は高圧電源部 1 0 2 の正極側にそれぞれ接続されている。ここで、図 3 では説明の都合上、管 1 2 2 の一部を取り出して説明しているが、実際には管 1 2 2 の内壁全体に亘って負極パターン 1 0 3 及び正極パターン 1 0 4 が敷設されている。

30

#### 【 0 0 2 9 】

さらに、図 4 は、管 1 2 2 の中心線に沿った方向（電界共役流体の流路の軸に沿った方向）の断面図である。図 4 のように負極パターン 1 0 3 及び正極パターン 1 0 4 は、管 1 2 2 の内壁に略等間隔で並んでいる。本実施形態では、隣り合う正極パターン 1 0 4 同士の距離であるピッチ  $P_e$  は  $900\ \mu\text{m}$  である。このピッチ  $P_e$  は隣り合う負極パターン 1 0 3 同士の距離も同じである。また負極パターン 1 0 3 及び正極パターン 1 0 4 の管 1 2 2 の中心軸と直交する方向の厚さ  $T_e$  は  $35\ \mu\text{m}$ 、負極パターン 1 0 3 及び正極パターン 1 0 4 の管 1 2 2 の中心軸と平行な方向の厚さ  $W_e$  は  $100\ \mu\text{m}$ 、負極パターン 1 0 3 と正極パターン 1 0 4 との電極間隔  $D_e$  は  $200\ \mu\text{m}$ 、負極パターン 1 0 3 及び正極パターン 1 0 4 の螺旋径  $D_f$  は  $3\ \text{mm}\phi$  である。

40

#### 【 0 0 3 0 】

そして、負極パターン 1 0 3 及び正極パターン 1 0 4 に対して高圧電源部 1 0 2 から電

50

圧が掛けられると、負極パターン１０３及び正極パターン１０４の間に電界１０６（図４では点線矢印で表わしている。）が発生する。この、高圧電源部１０２、負極パターン１０３、及び正極パターン１０４が本発明における「電界発生手段」にあたる。この電界１０６を駆動源として、電界共役流体の流動が発生する。矢印１０５がこの電界共役流体の流れを示す。この流動により、図１の矢印１０５で示すように、コネクタ部１３０、ケーブル１２０、及びプローブヘッド１１０で形成される循環経路１０１の中を電界共役流体が循環する。

#### 【００３１】

ここで、上述したピッチ $P_e$ は狭いほど多くの負極パターン１０３及び正極パターン１０４で構成される電極ペアを設置でき駆動力を向上することができるが、ピッチ $P_e$ は流動駆動用の電界１０６が中和されない程度に広くとる必要がある。そしてピッチ $P_e$ が本発明における「所定間隔」にあたる。また、コネクタ部１３０からプローブヘッド１１０への電界共役流体の流路となる管１２２と、プローブヘッド１１０からコネクタ部１３０への電界共役流体の流路となる管１２２とでは、負極パターン１０３及び正極パターン１０４の配置が逆になる。配置が逆とは、言い換えれば、電界１０６が発生する１組の負極パターン１０３及び正極パターン１０４において、コネクタ部１３０側に負極パターン１０３が配置されるか、プローブヘッド１１０側に負極パターン１０３が配置されるかである。

#### 【００３２】

電界共役流体は、プローブヘッド１１０内を流れることで、振動子１１１及び電子回路１１２で発生した熱を奪い、振動子１１１及び電子回路１１２を冷却する。そして、振動子１１１及び電子回路１１２で発生した熱を奪うことで暖められた電界共役流体はケーブル１２０の管１２２を経由してコネクタ部１３０へ送られる。暖められた電界共役流体はコネクタ部１３０に設けられたペルチェ素子１３２によって熱が奪われ冷却される。ファン１３１は、ペルチェ素子１３２に吸収された熱を外部に逃がすためのものである。また、電界共役流体はコネクタ部１３０の金属部分からの装置本体２００への熱伝導等によっても冷却される。そして、冷却された電界共役流体はケーブル１２０の管１２２を経由してプローブヘッド１１０に送られ再度振動子１１１及び電子回路１１２で発生した熱を奪う。この電界共役流体による吸熱及び発熱が繰り返されることで、振動子１１１及び電子回路１１２の発熱が抑えられる。ここで、ファン１３１、ペルチェ素子１３２、及び装置本体２００への熱伝導が発生する部分が本発明における「冷却手段」にあたる。ここで、冷却手段の配置としては、図１０のように、ペルチェ素子１３２などを含む冷却部２１０を装置本体２００の内部に配置し、コネクタ部１３０の金属部２１１を介して電界共役流体を冷却する構成でもよい。図１０は、冷却部２１０を装置本体２００の内部に配置した構成を説明するための図である。

#### 【００３３】

次に、超音波診断装置全体の動作について簡単に説明する。装置本体２００は、送受信部２０１、信号処理部２０２、画像生成部２０３、表示制御部２０４、及び表示部２０５で構成されている。この装置本体２００が本発明にかかる「超音波診断装置本体」及び「装置本体」にあたる。

#### 【００３４】

送受信部２０１は、超音波プローブ１００を介して超音波を被検体に送信する。さらに、送受信部２０１は、被検体で反射した超音波（以下では「超音波エコー」という。）を超音波プローブ１００を介して受信（以下では、「エコー信号」という。）する。そして、送受信部２０１は、受信した電気信号を信号処理部２０２に出力する。この送受信部２０１が本発明における「送受信手段」にあたる。

#### 【００３５】

信号処理部２０２は、送受信部２０１からの出力信号に対し包絡線検波や対数圧縮などを施すことで超音波エコーの振幅情報の映像化を行い、エコー信号からＢモード画像データやドプラ画像データなどを生成する。そして、信号処理部２０２は、画像生成部２０３

へ生成した画像データを出力する。

【 0 0 3 6 】

画像生成部 2 0 3 は、信号処理部 2 0 2 から入力された画像データに対し、走査線座標からモニタの座標への座標変換などを行い、Bモード画像やドプラ画像などを生成する。画像生成部 2 0 3 は、生成した画像を表示制御部 2 0 4 へ出力する。

【 0 0 3 7 】

表示制御部 2 0 4 は、画像生成部 2 0 3 から入力された画像を表示部 2 0 5 へ表示させる。

【 0 0 3 8 】

( 変形例 1 )

次に、負極パターン 1 0 3 及び正極パターン 1 0 4 のパターンの他の例を説明する。負極パターン 1 0 3 及び正極パターン 1 0 4 は前述したように管 1 2 2 の中心軸（電界共役流体の流路の軸）の方向となるべく垂直になるように配置した方が、電界共役流体の駆動力を大きくできる。そのため、各電極のパターンをなるべく管 1 2 2 の中心軸の方向に垂直になるように配置することが望ましい。そこで、本変形例では管 1 2 2 の中心軸とほぼ垂直になるようにパターンを形成した。このとき、図 5 に示すように流れの方向と平行に走るパターンの間隔 P 2 は垂直のパターンの間隔 P 1 に比して十分広くとる。

【 0 0 3 9 】

図 5 は本変形例に係る電極パターンを説明するための模式的な図である。この図では説明のため内部を透視できるよう管 1 2 2 を透明に表しているが、実際には管 1 2 2 は透明である必要はない。

【 0 0 4 0 】

図 5 に示すように本実施形態に係る負極パターン 1 0 3 及び正極パターン 1 0 4 は、帯状の F P C を用いて管 1 2 2 の中心軸（電界共役流体の流路の軸）にほぼ直交する円筒の一部に切れ目を設けたパターンを作成し、そのパターンを中心軸方向に並べて配置し、それらの円筒を前述の切れ目でそれぞれ連結していった構成である。

【 0 0 4 1 】

この様に円筒のパターンを並べていくことで、らせん状の場合よりもより管 1 2 2 の中心軸に垂直になる方向に電極を配置でき、電界共役流体の駆動力を大きくすることができる。これにより、電界共役流体の循環量が多くなり、より効率的に発熱を抑えることが可能となる。

【 0 0 4 2 】

( 変形例 2 )

本実施形態では、循環経路 1 0 1 は、プローブヘッド 1 1 0 内の振動子 1 1 1 や電子回路 1 1 2 の周りに管 1 2 2 を延長した管を敷設し、コネクタ部 1 3 0 では熱変換機構を設置する構成となっている。ただし、循環経路 1 0 1 は振動子 1 1 1 及び電子回路 1 1 2 の熱を奪い、コネクタ部 1 3 0 に配置されているファン 1 3 1 などにより熱を奪われる構成であれば他の構成でもよい。

【 0 0 4 3 】

そこで例えば、プローブヘッド 1 1 0 内において、振動子 1 1 1 や電子回路 1 1 2 にカバーを設けて、そのカバーをつけた振動子 1 1 1 や電子回路 1 1 2 を電界共役流体に浸した構成にしてもよい。ここで、電界共役流体が不活性であればカバーも不要となる。また、コネクタ部 1 3 0 内において、内部に配置された部材をカバーで覆い、内部の空間すべてに電界共役流体が充填される構成でもよい。このような構成することにより、より吸熱効率や、発熱効率を向上させることができる。

【 0 0 4 4 】

( 変形例 3 )

また、本実施形態では、製造のし易さ及び十分な駆動力を得ることを考慮して循環経路 1 0 1 における管 1 2 2 の全体の部分に電極パターンを配置した構成で説明したが、この配置部分は循環経路 1 0 1 内であれば他の部分に設けてもよいし、十分な駆動力が得られ

10

20

30

40

50

るのであれば管 1 2 2 の一部に電極パターンを配置してもよい。

【 0 0 4 5 】

例えば、管 1 2 2 以外の部分に電極パターンを設ける例としては、プローブヘッド 1 1 0 に設けられた空間の内壁や、コネクタ部 1 3 0 に設けられた空間の内壁に、電界共役流体の流路と略垂直になるように電極パターンを設ければよい。

【 0 0 4 6 】

このように、管 1 2 2 以外の部分にも電極パターンを設けた場合には、循環経路 1 0 1 のより多くの部分で駆動力を得られることとなり、より安定した電界共役流体の流れを作ることが可能となる。

【 0 0 4 7 】

( 変形例 4 )

さらに、本実施形態での正極パターン 1 0 4 に図 6 に示すような突起 6 0 0 を設けた構成である。ここで、図 6 は本変形例に係る電極パターンを説明するための模式的な図である。本変形例のように突起 6 0 0 を設けた場合、電場が突起 6 0 0 の部分に集中し、流体を駆動するための強い電界 1 0 6 を発生することができる。これにより、より多くの量の電界共役流体を循環させることができ、より振動子 1 1 1 や電子回路 1 1 2 の発熱を抑えることが可能となる。

【 0 0 4 8 】

以上で説明したように、本実施形態に係る超音波プローブ及びそれを用いた超音波診断装置は、プローブヘッドとコネクタ部とを循環する循環経路を設け、該経路に電界共役流体を充填し、その循環経路の一部であるケーブル内の管の内壁に負極パターン及び正極パターンを敷設した構成である。そして、本実施形態に係る超音波プローブでは、ケーブル内の管の中で電界が発生し、それにより電界共役流体が駆動力を受けて循環経路内を循環することになる。そして、循環する電界共役流体はプローブヘッド内で発生した熱を吸収し、コネクタ部に設けられたファンやペルチェ素子などの冷却部によって冷却され熱を放出することを繰り返す。これにより、プローブヘッドの内部に配置された振動子や電子回路を冷却するための電界共役流体は循環経路の多くの部分で駆動力を受けることになり、ケーブルのキンク等による流体の停留も軽減でき、安定した流れを維持することが可能となる。また、ポンプなどを用いる必要がないため、超音波プローブ（主にコネクタ部）の小型化が可能となる。さらに、電極パターンを管内に配置することで駆動力が得られるため、製造方法もポンプを使用した場合に比べ容易となる。

【 0 0 4 9 】

さらに、以上で説明した電極パターンの製造方法としては、負極パターン 1 0 3 及び正極パターン 1 0 4 を管 1 2 2 の中心軸の方向と略直交する方向に配置できればどのような方法でもよい。例えば、F P C でパターンを作成し管 1 2 2 の中に配置する方法でもよいし、パイプの材料に電極パターンをパターンニングしておきそれを丸めて筒状にするといった方法でもよい。

【 0 0 5 0 】

〔 第 2 の実施形態 〕

以下、この発明の第 2 の実施形態に係る超音波プローブについて説明する。本実施形態に係る超音波プローブは電解共役流体の循環経路の中に信号線を組み込んだ構成であることが第 1 の実施形態と異なるものである。以下の説明では、第 1 の実施形態と同一の符号を付された機能部は特に説明のない限り同じ機能を有するものとする。

【 0 0 5 1 】

図 7 ( A ) は本実施形態に係る管 1 2 2 の中心線と直交する方向（電界共役流体の流路の軸に直交する方向）の断面を模式的に表す図である。また、図 7 ( B ) は、本実施形態に係る管 1 2 2 の内部に配置された電極パターン及び信号線 1 2 1 を説明するための図である。図 8 は、本実施形態に係る管 1 2 2 の中心軸に沿った断面図である。

【 0 0 5 2 】

図 7 ( A ) に示される小さな丸が信号線 1 2 1 である。そして、複数の信号線 1 2 1 を

10

20

30

40

50

覆っている膜が管 1 2 2 である。すなわち、ケーブル 1 2 0 に通された管 1 2 2 の中に信号線 1 2 1 が配置されている構成である。そして、管 1 2 2 の中は電界共役流体で充たされているので、本実施形態では信号線 1 2 1 が電界共役流体の中に浸けられている構成である。本実施形態に係る管 1 2 2 も半数がコネクタ部 1 3 0 からプローブヘッド 1 1 0 へ電界共役流体を送る管であり、残り半数がプローブヘッド 1 1 0 からコネクタ部 1 3 0 へ電界共役流体を送る管である。ここで、本実施形態に係る電界共役流体は、信号線 1 2 1 の外皮を侵食しないものである必要がある。この場合電界共役流体は不活性であることがこのましい。ただし、図 7 ( A ) のように全ての信号線 1 2 1 を管 1 2 2 の中に配置する必要はなく、数本入れるだけでもキंकの軽減を図ることが可能である。

#### 【 0 0 5 3 】

管 1 2 2 の内部は図 7 ( B ) 及び図 8 で示すように、信号線 1 2 1 が複数本配置されている。そして、管 1 2 2 の内壁に、負極パターン 1 0 3 及び正極パターン 1 0 4 が敷設されている。そして、かく負極パターン 1 0 3 及び正極パターン 1 0 4 は高圧電源部 1 0 2 に接続されている。本実施形態では、隣り合う正極パターン 1 0 4 同士の距離であるピッチ  $P_e$  は  $900\text{ }\mu\text{m}$  である。このピッチ  $P_e$  は隣り合う負極パターン 1 0 3 同士の距離も同じである。また負極パターン 1 0 3 及び正極パターン 1 0 4 の管 1 2 2 の中心軸と直交する方向の厚さ  $T_e$  は  $35\text{ }\mu\text{m}$ 、負極パターン 1 0 3 及び正極パターン 1 0 4 の管 1 2 2 の中心軸と平行な方向の厚さ  $W_e$  は  $100\text{ }\mu\text{m}$ 、負極パターン 1 0 3 と正極パターン 1 0 4 との電極間隔  $D_e$  は  $200\text{ }\mu\text{m}$ 、負極パターン 1 0 3 及び正極パターン 1 0 4 の螺旋径  $D_f$  は  $5\text{ mm}\phi$  である。ここで、第 1 の実施形態と同様に、ピッチ  $P_e$  は狭いほど多くの負極パターン 1 0 3 及び正極パターン 1 0 4 を敷設でき、駆動力の増強が見込まれるが、ピッチ  $P_e$  は流動駆動用電場が中和されない程度に広くとる必要がある。また、コネクタ部 1 3 0 からプローブヘッド 1 1 0 への電界共役流体の流路となる管 1 2 2 と、プローブヘッド 1 1 0 からコネクタ部 1 3 0 への電界共役流体の流路となる管 1 2 2 とでは、負極パターン 1 0 3 及び正極パターン 1 0 4 の配置が逆になる。

#### 【 0 0 5 4 】

そして、高圧電源部 1 0 2 から高電圧がかけられると、負極パターン 1 0 3 及び正極パターン 1 0 4 の間に点線矢印で表わされる電界 1 0 6 が発生する。この発生した電界 1 0 6 の影響により、電界共役流体は駆動力を得て矢印 1 0 5 のように流れ出す。これにより、信号線 1 2 1 を内包する循環経路 1 0 1 内を電界共役流体が循環する。そして、循環経路 1 0 1 を循環する電界共役流体により、プローブヘッド 1 1 0 内の熱が吸収され、コネクタ部 1 3 0 に配置されたファン 1 3 1 などで構成される冷却部により熱を放出することにより、プローブヘッド 1 1 0 内の冷却が行われる。

#### 【 0 0 5 5 】

以上ではケーブル 1 2 0 内の信号線 1 2 1 を電界共役流体に浸す構成を説明したが、この場合、プローブヘッド 1 1 0 内の振動子 1 1 1 や電子回路 1 1 2 の周りには第 1 の実施形態と同様の熱変換機構を敷設してもよいし、振動子 1 1 1 や電子回路 1 1 2 にカバーを設けて、そのカバーをつけた振動子 1 1 1 や電子回路 1 1 2 を電界共役流体に浸してもよい。さらに、電界共役流体が不活性液体であれば振動子 1 1 1 や電子回路 1 1 2 を直接浸してもよい。

#### 【 0 0 5 6 】

##### ( 変形例 5 )

以上の説明では、電極パターンを管 1 2 2 の内壁に配置したが、この電極パターンの構成は、負極パターン 1 0 3 及び正極パターン 1 0 4 が交互に並んで、一定方向に電界 1 0 6 が発生する構成であれば他の方法でもよい。そこで、変形例として、電界共役流体の中に浸された信号線 1 2 1 の外側に電極を設ける構成を説明する。図 9 ( A ) は本変形例に係る管の中心線と直交する方向 ( 電界共役流体の流路の軸に直交する方向 ) の断面を模式的に表す図、図 9 ( B ) は本変形例に係る信号線を説明するための図、図 9 ( C ) は本変形例に係る管の内部に配置された電極パターン及び信号線を説明するための図である。

#### 【 0 0 5 7 】

信号線 1 2 1 は、図 9 ( B ) に示すように多重シールドとなっている。そして、信号線 1 2 1 の多重シールドの外皮部分に負極パターン 1 0 3 及び正極パターン 1 0 4 が交互に配置される。この負極パターン 1 0 3 及び正極パターン 1 0 4 が配置された信号線が図 9 ( A ) のように電界共役流体の中に浸されている。

【 0 0 5 8 】

そして、負極パターン 1 0 3 及び正極パターン 1 0 4 に高電圧がかかると、図 9 ( B ) のように負極パターン 1 0 3 及び正極パターン 1 0 4 の間に電界 1 0 6 が発生する。この電界は電界共役流体の中で発生するので、この電界により電界共役流体は駆動され循環経路 1 0 1 の中を流れる。

【 0 0 5 9 】

10

以上で説明したように、本実施形態に係る超音波プローブは、ケーブルの中の電界共役流体を送る管の中に信号線を配置し、電界共役流体の中に信号線を浸した構成である。これにより、ケーブル内部を流れる電界共役流体の量を増加させることができ、より多くの電界共役流体を循環させることが可能となるため、より振動子や電子回路の発熱を抑えることが可能となる。

【 符号の説明 】

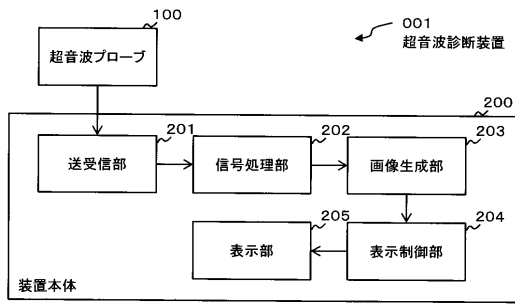
【 0 0 6 0 】

- 0 0 1 超音波診断装置
- 1 0 0 超音波プローブ
- 1 0 1 循環経路
- 1 0 2 高圧電源部
- 1 0 3 負極パターン
- 1 0 4 正極パターン
- 1 1 0 プローブヘッド
- 1 1 1 振動子
- 1 1 2 電子回路
- 1 2 0 ケーブル
- 1 2 1 信号線
- 1 2 2 管
- 1 3 0 コネクタ部
- 1 3 1 ファン
- 1 3 2 ペルチェ素子
- 2 0 0 装置本体
- 2 0 1 送受信部
- 2 0 2 信号処理部
- 2 0 3 画像生成部
- 2 0 4 表示制御部
- 2 0 5 表示部

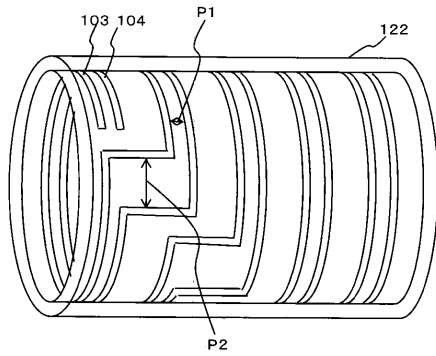
20

30

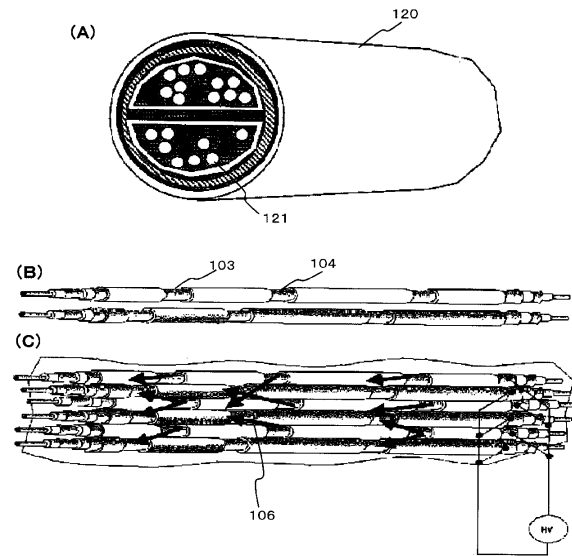
【図 2】



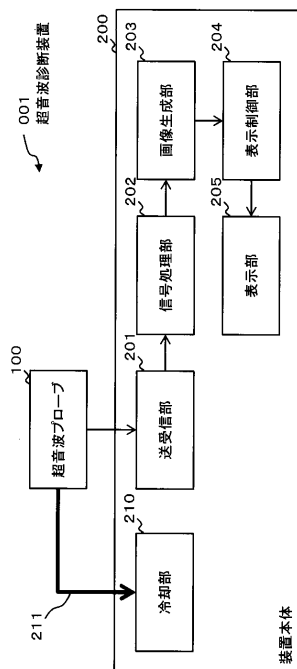
【図 5】



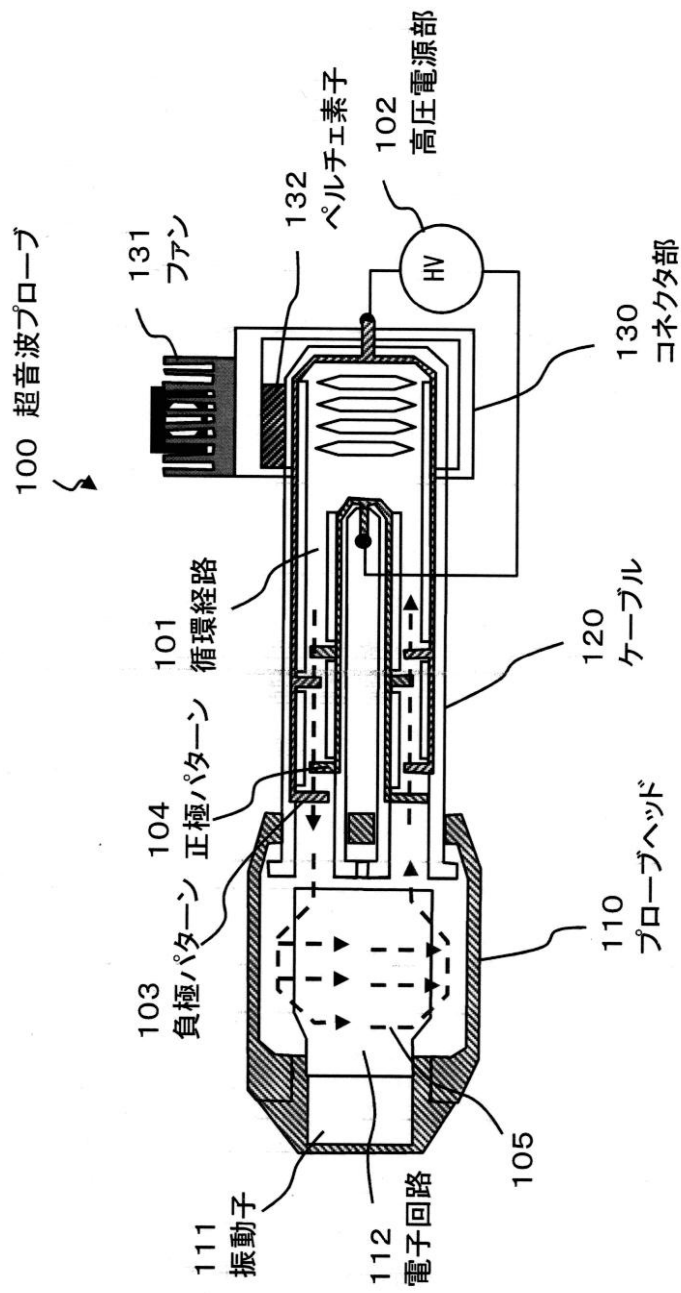
【図 9】



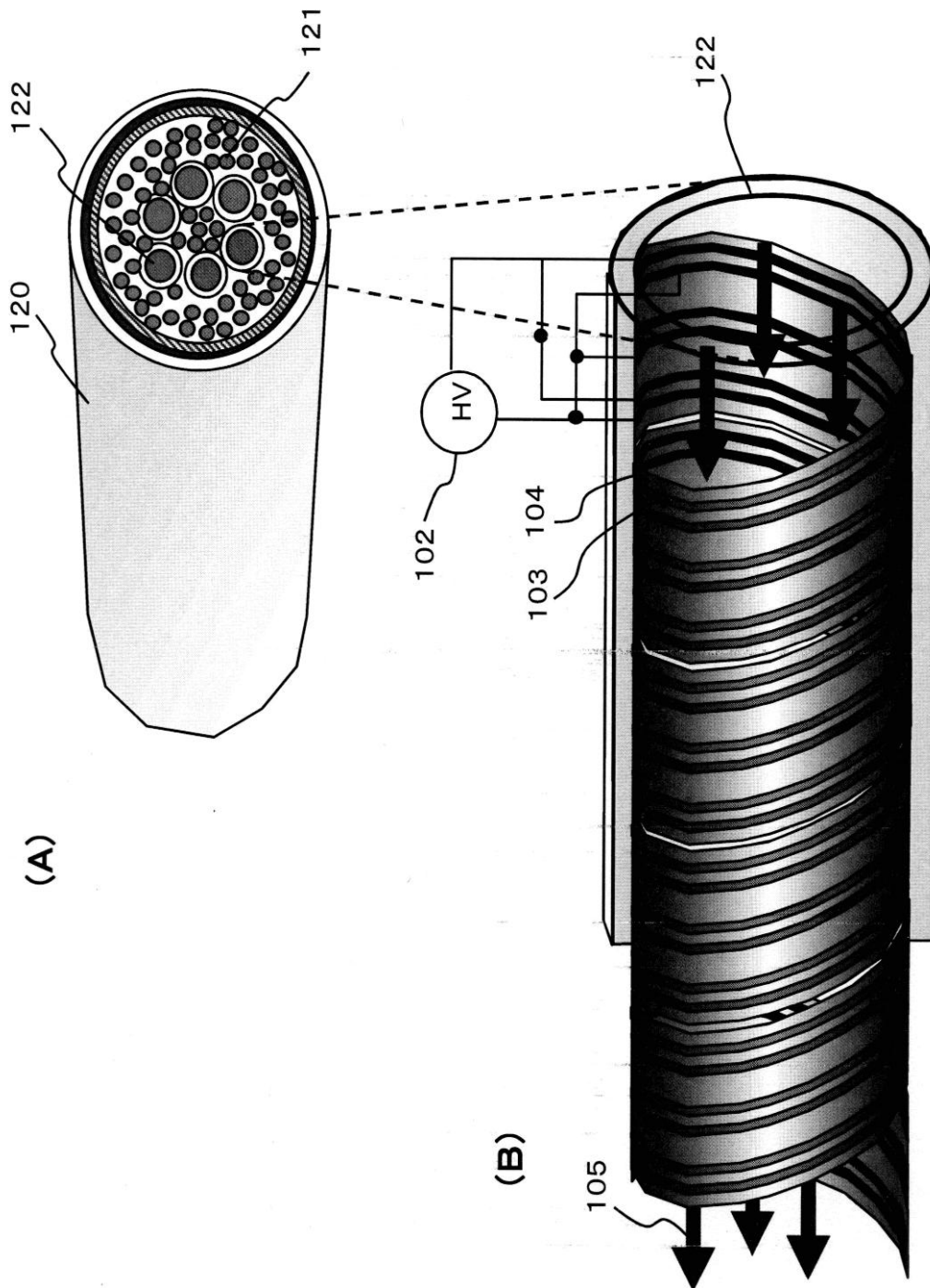
【図 10】



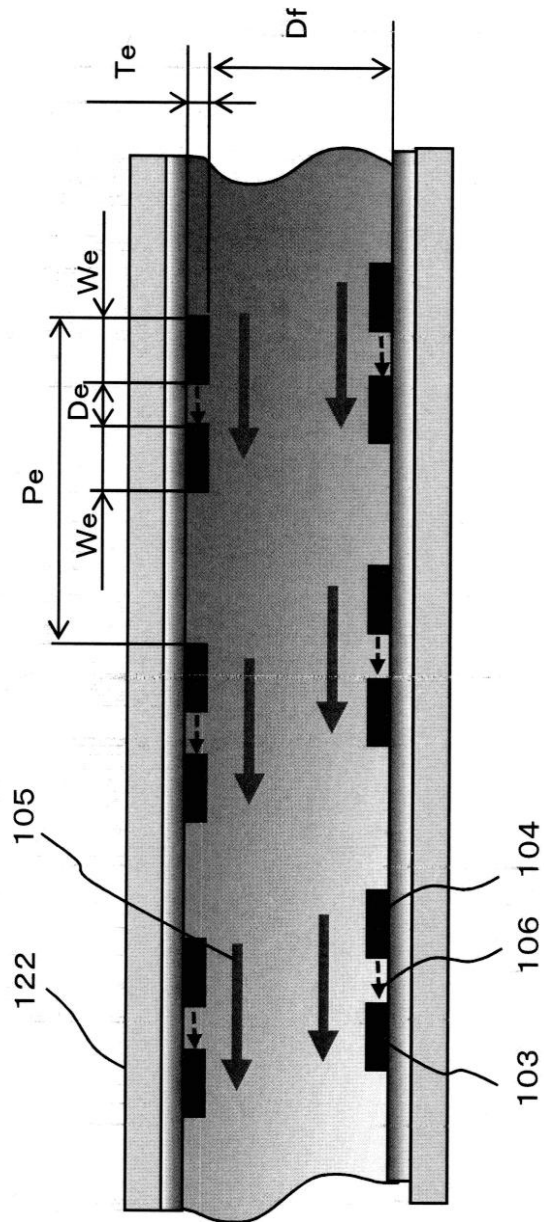
【図1】



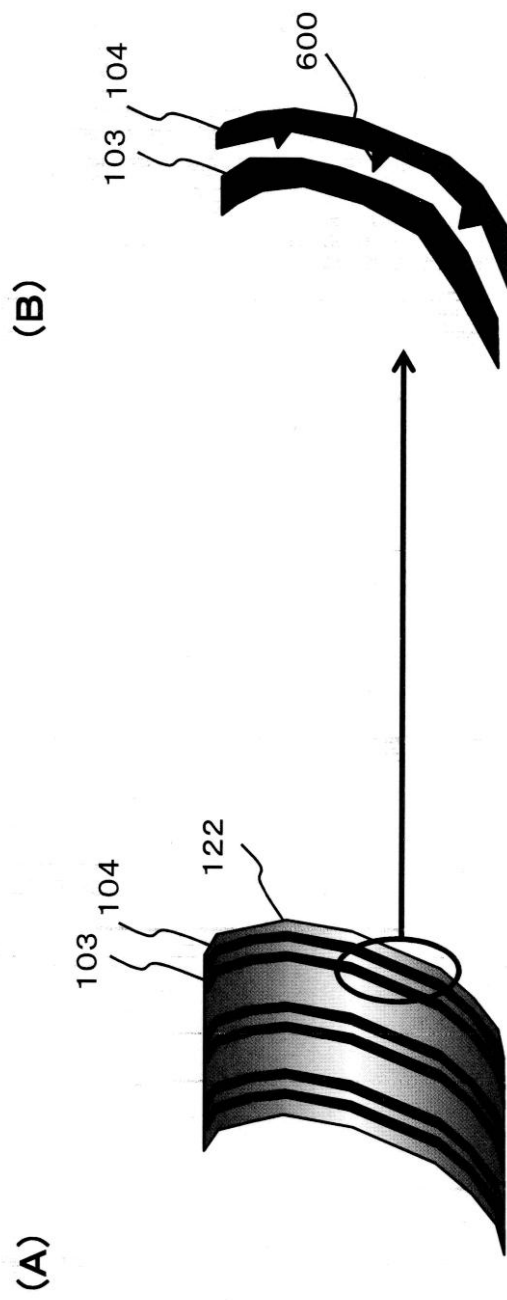
【図 3】



【図4】

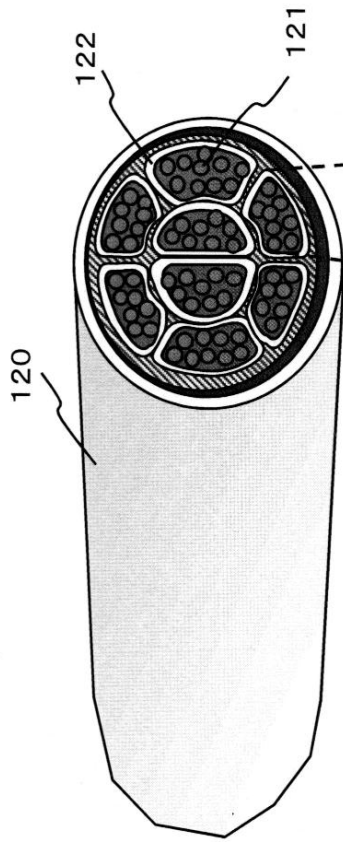


【図 6】

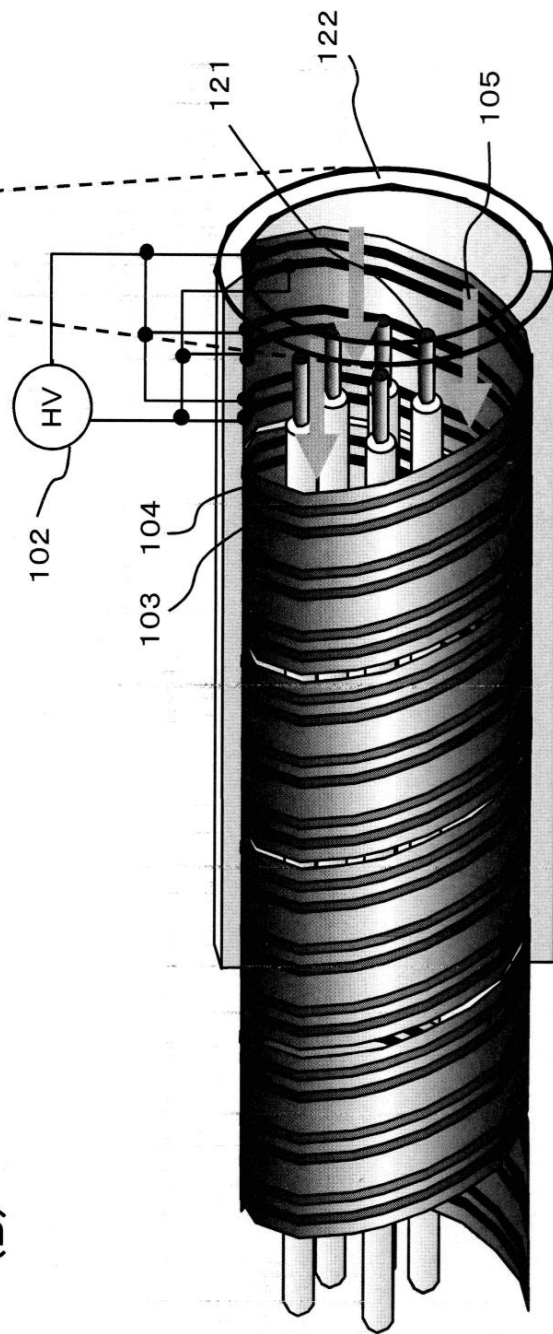


【図 7】

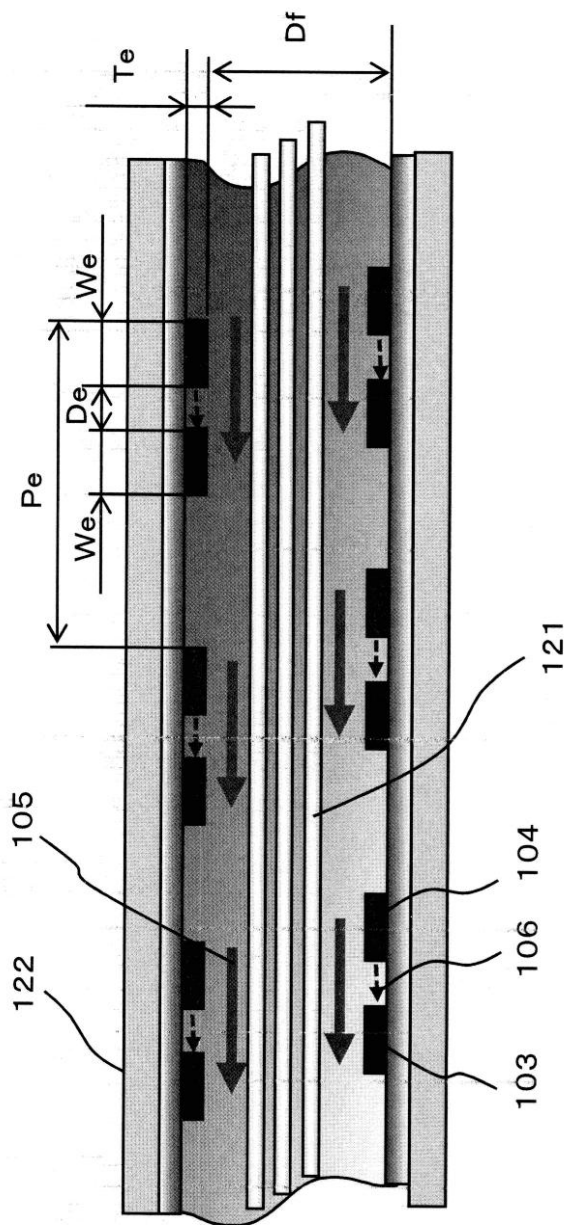
(A)



(B)



【図 8】



---

フロントページの続き

- (72)発明者 芝本 弘一  
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内
- (72)発明者 久保田 隆司  
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内
- (72)発明者 青木 稔  
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内

審査官 富永 昌彦

- (56)参考文献 特開2008-206821(JP,A)  
特開2000-222072(JP,A)  
国際公開第2007/048920(WO,A1)  
特開平11-125173(JP,A)  
特開昭64-076837(JP,A)  
特開昭61-268238(JP,A)  
特表2009-514203(JP,A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)  
A61B 8/00 - 8/15

|                |                                             |         |            |
|----------------|---------------------------------------------|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 超声波探头和超声波诊断仪                                |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">JP5612823B2</a>                 | 公开(公告)日 | 2014-10-22 |
| 申请号            | JP2009039780                                | 申请日     | 2009-02-23 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 株式会社东芝<br>东芝医疗系统株式会社                        |         |            |
| 申请(专利权)人(译)    | 东芝公司<br>东芝医疗系统有限公司                          |         |            |
| 当前申请(专利权)人(译)  | 东芝公司<br>东芝医疗系统有限公司                          |         |            |
| [标]发明人         | 尾名康裕<br>芝本弘一<br>久保田隆司<br>青木稔                |         |            |
| 发明人            | 尾名 康裕<br>芝本 弘一<br>久保田 隆司<br>青木 稔            |         |            |
| IPC分类号         | A61B8/00                                    |         |            |
| FI分类号          | A61B8/00                                    |         |            |
| F-TERM分类号      | 4C601/EE19 4C601/GA02 4C601/GA07 4C601/GD12 |         |            |
| 代理人(译)         | 藤原 康高<br>堀口博                                |         |            |
| 其他公开文献         | JP2010193973A                               |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">Espacenet</a>                   |         |            |

# 摘要(译)

要解决的问题：通过在循环路径中的各个位置加速冷却剂来提供用于循环冷却剂的超声波探头，该循环路径在探头内部，连接器和连接它们的电缆内循环。解决方案：超声波探头包括：探头110，其中放置振动器111;连接器部分130，用于连接超声诊断设备主体200;具有圆柱形状的电

缆120在一端设置有探头110，在另一端设置有连接器部分130，并且容纳信号线和用于在超声诊断设备主体之间传输信号的电源线。振动器111;循环路径101，其中电共轭流体填充在内部并通过圆筒内部并在探头110和连接器部分130之间循环;电场产生装置，用于以规定的间隔在循环路径101内产生电场;和冷却装置，用于冷却电偶合液。

図 1 0 1

