

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4228088号
(P4228088)

(45) 発行日 平成21年2月25日 (2009. 2. 25)

(24) 登録日 平成20年12月12日 (2008. 12. 12)

(51) Int. Cl.	F I
A 6 1 B 8/00 (2006. 01)	A 6 1 B 8/00
G 0 1 S 7/521 (2006. 01)	G 0 1 S 7/52 A
G 0 1 S 15/89 (2006. 01)	G 0 1 S 15/89 B
G 1 O K 11/30 (2006. 01)	G 1 O K 11/30 A
H 0 4 R 17/00 (2006. 01)	H 0 4 R 17/00 3 3 2 Y

請求項の数 4 (全 7 頁)

(21) 出願番号	特願平10-548795	(73) 特許権者	コンピュメディクス・ジャーマニー・ゲー エムペーハー
(86) (22) 出願日	平成10年5月12日 (1998. 5. 12)		ドイツ国, 7 8 2 2 4 ジンゲン, ヨセフ ーシュトラーストラーセ 2
(65) 公表番号	特表2001-524856 (P2001-524856A)	(74) 代理人	弁理士 杉本 修司
(43) 公表日	平成13年12月4日 (2001. 12. 4)	(74) 代理人	弁理士 野田 雅士
(86) 国際出願番号	PCT/EP1998/002771	(74) 代理人	弁理士 堤 健郎
(87) 国際公開番号	W01998/052068	(72) 発明者	ブルーヒアー・ライナー
(87) 国際公開日	平成10年11月19日 (1998. 11. 19)		ドイツ国, ディ 8 9 1 7 3 ロンゼー, ネゲレスベルク 8
審査請求日	平成17年2月10日 (2005. 2. 10)		
(31) 優先権主張番号	29708338. 4		
(32) 優先日	平成9年5月12日 (1997. 5. 12)		
(33) 優先権主張国	ドイツ (DE)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 多周波超音波プローブ

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波検査による医療診断用途の超音波プローブであって、
電氣的な刺激に反応して超音波伝送信号を発生し、観察媒体で反射された受信信号を受け
る超音波センサを備え、
前記超音波センサが、搬送装置（12）内に保持されており、前記観察媒体に前記伝送信
号を結合させる結合および伝送手段（14）を有し、
前記伝送信号が、周波数範囲で互いに分離した少なくとも2つの別個の信号を含む多周波
信号であり、
前記反射された受信信号を前記別個の信号と比較して評価する手段を備え、
前記超音波センサが、信号を発生する単一の単結晶（10）を有し、その単結晶には、そ
の共振周波数あたりで多周波信号が複数の搬送周波と同時にかつ同期して作用し、
前記単結晶が、前記観察媒体から離れた背面に、所定の方法で帯域幅および／または前記
共振周波数に作用する金属またはガラス製の適合部材（20）を有し、その適合部材が中
央に前記単結晶の表面へ通じる穴を有している超音波プローブ。

【請求項 2】

請求項 1 において、
前記多重周波信号が、互いに倍音関係にない2つの搬送周波を有している超音波プローブ
。

【請求項 3】

請求項 2 において、

前記多重周波信号が、2 MHz および 2.5 MHz の搬送周波、または、1.7 MHz および 2.4 MHz の搬送周波を有している超音波プローブ。

【請求項 4】

請求項 1 ないし 3 のいずれか一項において、

前記適合部材の穴を通り信号回路が前記単結晶を増幅ユニットに電氣的に接続している超音波プローブ。

【発明の詳細な説明】

発明の背景

本発明は、請求項 1 に記載の超音波プローブに関するものである。

10

医療診断、特に超音波検査では、この種の装置には多くの用途が考えられる。超音波プローブは、ドップラー原理に基づいてそれぞれの診断目的に適した約 1 ～約 20 MHz の範囲の超音波信号を発生する医療用超音波装置に、特に関連して用いられる。また、超音波プローブは、このような（独立した）周波数にも同様に適合することができる。

公知の超音波プローブは、通常ピエゾ電気結晶からなり、これが適切な方法で電氣的に励振されることにより、例えば 2、4、8 または 16 MHz の超音波信号を発生する。この場合に、結晶は、その時に用いられる周波数に特定の幾何学的小および電氣的パラメータをもつ。

そして、診断目的から周波数を、2 MHz から 4 MHz に、または 2 MHz から 2.5 MHz に、切替えることが必要な場合には、従来では用いられている超音波プローブが新しい周波数帯域に適したものに交換される。

20

特に超音波による塞栓探査の技術分野、すなわち新しく医療上重要な意味をもつ頭部横断ドップラー音波検査の分野では、超音波により探査される血管内に高い信頼性と識別能力をもって塞栓の出現を知るための技術的な挑戦が行われていて、特にこの場合の塞栓は、入射超音波信号に対し、周囲の血液に比較して、特徴的な反射特性を示す。だが、本来の塞栓と、例えばプローブの移動により生じる人為的な妨害効果との識別は、依然として困難を伴う。

特に塞栓は、さらに一つ以上の入射超音波信号の特徴的で周波数に依存する反射特性を追加すると、認識、識別が可能であることが判明しており、この場合、例えば、第 1 の超音波周波数での反射信号は、第 2 の周波数での対応する反射信号レベルよりも、著しく高くなるか、低くなる。

30

この種の用途、または、複数の超音波周波を一つの観察媒体もしくは観察対象物に同時に伝達することが必須とされる他の診断用超音波の用途に対しては、従来適切なプローブ装置は事実上存在しない。それどころか、通常採用される手法には、一つの共通のキャリアーまたは支持装置に固定された複数の別個のプローブを用いることが含まれている。ここで、機械的な面での困難または結合手法上の困難は別としても、特に、別個のプローブからの各信号を共通の観察点、例えば血管内のある一点に集中させるための、調整と正確さに関する問題が、生じることは明白である。

発明の概要

したがって、本発明の目的は、簡単で操作の容易な多重周波数動作に適した、すなわち、2 つ以上の超音波周波数（またはコヒーレント超音波帯域）について同時に観察媒体の焦点に照射し、それから反射する信号を受信できる前記種の超音波プローブを提供することである。

40

前記目的は、請求項 1 に記載の超音波プローブにより達成される。

この場合、単一の結晶により、狭帯域の搬送信号は、必ず、最適に、範囲が一致して集束し、同時に照射され、特に、オペレータによる調整作業や設定作業は、もはや不要となる利点が生じる。

さらに、本発明によれば、製造上および実際の取扱い上、持ち運びおよび操作に関し、顕著に有利で、きわめてコンパクトなプローブが実現できる。

他の公知の方法では、受信された反射ドップラー信号は、次に、評価段階に、好ましくは

50

多チャンネルモードで、送られ、そこでは、特に、周波数（パターン）依存の塞栓探査を行える。

この点において、基本的に、本発明の超音波プローブは、任意の監視すべき媒体（血管に限定されない）に適合している。

また、発明の重要な特徴は、超音波センサ用の多周波信号が、同時のかつ同期した多周波信号であり、好ましくは別個の搬送周波数が互いに倍音関係にないことである。

本発明の有利な改変内容は、従属請求項に記載されている。

本発明のこの実施形態のみならず、本発明の別の構成においても、共振周波数には、直列共振も並列共振も当てはまる。

本発明のその他の長所、特徴および詳細は、この出願書類の全体から、特に示された組合せに限定されることなく、その考えられる任意の組合せを含め、またさらに添付図面から、知ることができる。

【図面の簡単な説明】

図１は、本発明の第１の好ましい実施形態による超音波プローブの側面断面図である。

図２は、本発明の第２の実施形態による超音波プローブの側面図である。

図３は、本発明の第３の実施形態による超音波プローブの結合または導入面の平面図である。

図４は、この開示の範囲において独自に特許による保護が求められる本発明の別の実施形態による多周波超音波プローブのブロック線図である。

図５は、この別の実施形態による多周波超音波プローブの側面断面図である。

実施形態の詳細な説明

図１は、本発明の超音波プローブの第１の実施形態を示す（ベストモード（best mode））。

その共振周波数（直列および並列共振周波数）が２MHz以上２．５MHz以下の範囲に設定されている piezoelectric crystal １０は、カップ状のプラスチックケーシング（housing）６の底面の開口を覆っている。この底面の開口は、さらに、円柱状の結晶１０に応じた円形で適切なプラスチック製のレンズ部材１４により閉じられ、このレンズ部材１４は、piezoelectric crystal １０の超音波振動の被検査体への集束性または非集束性の結合（coupling）に用いられる。この場合、特に強度分布に関し、塞栓（embolism）探知のために、２つの周波数についての焦点をできる限り合致させることに留意せねばならない。

結晶１０とレンズ１４の間には、数ミクロンの厚みの好ましくは銀導電性接着剤を用いた薄い接着層６が接合のために設けられている。

さらにケーシング１２の内部は、好ましくは銅を用いた遮蔽用の内部ケーシング１８により被覆されている。piezoelectric crystal １０のみならず、金属またはガラス製の適合または裏当て（backing）部材２０も、横方向において遮蔽ケーシング１８に固定され、この適合部材２０は、レンズ１４とは反対側で結晶に設けられ、外周が接着剤２２で遮蔽ケーシング１８に固定される。適合部材２０は、ほぼ中央に穴２４を有するが、この穴は図示された実施形態では円錐状であり、結晶１０の表面への中央での接続路を形成し、piezoelectric crystal １０の所望の共振周波数または帯域幅（品質）に応じて寸法を定められている。この中央での接続路を通りさらに信号回路２６が設けられ、結晶１０を回路ボードでシンボル化された増幅ユニット２８に電氣的に接続している。

図示された実施形態では、この増幅器２８は、互いに独立した（別個の）周波数（２MHzおよび２．５MHz）を処理して、次の評価段階に転送できるように、２つの並列チャンネルを有する２チャンネルの増幅ユニットとして形成されている。

結晶１０、適合部材２０の具体的な寸法の選択およびそれらの材料の選択（好ましくは金属またはガラスである）は、それぞれ所望の共振周波数または帯域幅によって決まるが、特に後者は、所望の方法で同期した伝送周波を照射（発生）するには十分に広くなければならない。

したがって、本発明においては、この実施形態により超音波piezoelectric crystalの品質は意識的に引下げられ、これにより（多周波のために）帯域幅が拡大される。技術的にいえば、

10

20

30

40

50

これは、特別な逆方向の適合（裏当て）により果たされるが、これにより単結晶（single crystal）プローブにもかかわらず多周波の機能が得られる。

次に、図2を参照しながら本発明の別の実施形態を説明する。ここで、部材または機能グループ（functional groups）に対しては、図1におけるこれらに対する記号と同じ記号が用いられる。

図1に示す単結晶構造と異なり、図2の実施形態においては、図示するようにラミネートまたはサンドイッチ構造の1対の結晶10a、10bを用い、照射方向において前側の結晶は共振周波数2MHz用であり、後側の結晶10bは周波数2.5MHz用である。両結晶は、全面にわたり銀電極30を用いることにより接合され、電極30は、接続回路26を介して増幅ユニット28への送受信を受けもつ。適合部材20は、図示された実施形態では全面を覆うように形成されて穴をもたず、図1と異なり、周縁で遮蔽カップ18と接着されていない。

10

したがって、図2に示されたプローブは、単結晶を上下に重ねることをその原理としており、単結晶は、適切な適合部材によって被検体へ2つの周波数について（2つの周波を）一体的に照射できる。また、図2に示されたプラスチックレンズ14は、具体的な適合（adaptation or matching）条件に基づく必要な基準として設計されている（集束性と非集束性の両方のために設計されている図1の実施形態とは異なる）。

図2の実施形態においても、共振体および適合部材の具体的な寸法は、それぞれ必要となる共振条件から得られる。

図3に示された実施形態は、いわゆる“モザイク原理”に基づく。レンズ14が被検体に接する導入面において、複数の独立した結晶が規則的または不規則的なパターンで設けられており、図示された結晶A、Bは、それぞれの伝送周波数（A：2MHz共振周波数をもつ結晶、B：2.5MHz共振周波数をもつ結晶）を共振周波数としてもつ。したがって、図示された実施形態においては、共振周波数ごとに2つの結晶が、正方形の形で（四角状に）設けられている。

20

この場合、各種の超音波照射特性は、約40mmから約80mmまでの深さ範囲において、できる限り合致していなければならない。すなわち、できる限り良質の集束効果を心掛けねばならない。単結晶を用いたこのような結晶アレーは、照射効果を所望の（深さの）範囲に合致させるべく、レンズ上の各結晶が個別に傾斜角をもつように設計されている。また、各単結晶は、接続手段をもち、共振周波数を調整するための個別の適合部材を設けることができるように配慮されている。

30

示されたアレーを可変にし、示された正方形に何ら限定されずに設計することもまた可能である。

このように、示された実施形態によれば、2つの異なった中心周波数（この場合には例えば2MHzと2.5MHzである）の伝送と受信を唯一つのプローブを用いて行うことが可能であり、また、このようなプローブは、血液中の塞栓または他の物体において反射したドップラー超音波信号の周波数弁別分析に、特に好適に利用できる。プローブ内でそれぞれの共振を作り出す発振体を固定的に対応させることにより、オペレータによるコストのかかる手動での設定が必要でなくなり、公知の技術において短所となっていた例えば集束条件に伴う精度不良の恐れもなくなる。

40

図4は、この開示の中で独立した特許権がそれに対して要求される、血流測定器のための多周波超音波プローブのブロック線図を示す。図5に側面断面図も示されているプローブは、超音波の連続（CW）およびパルス（pulsating）（PW）の超音波作動に使用することが可能であり、また同時に複数の周波数について用いることができる。図示した実施形態は、4および8MHz用のバージョンを示している。例として示されたこれらの周波数の場合、プローブは、0mmから約4～6mmまでの深さでの血管中の測定に特に適しており、測定は、頭骨を横切りまたは末梢血管（例えば頸部、腕、脚の）について行うこともできる。

図4には1対の前置増幅器（プリアンプ）32、34が示され、これらはそれぞれ周波数範囲8または4MHzに対応しており、より正確には、前置増幅器32は、8MHz受信

50

10
 ピエゾ電気結晶 36 およびこの周波数範囲に対応する伝送ピエゾ電気結晶 38 に接続されているのに対し、前置増幅器 34 は（4 MHz の）伝送および受信ピエゾ電気結晶 40、42 に接続されている。図 5 は、プローブのヘッドの中のピエゾ電気結晶 36 から 42 の配置を示す。プローブケーシング 46 の被検体への接触（intervention）端におけるプローブカプセル 44 は、ほぼ円筒状のスリーブを形成している。その端面において、（プラスチック製の）超音波レンズの下に 4 つのピエゾ部材 36 から 42 が、それぞれ 1/4 円の扇形をなし、表面全体ではほぼ完全な円形にまとめられる。個々の扇形結晶は薄い隔壁（bars or webs）で互いに区切られている。この装置は、外（上）側遮断チューブ 48 により被覆され、このチューブ 48 は、内（下）側の遮断チューブ 50 と同様に、電線接続部を介して接地されている。

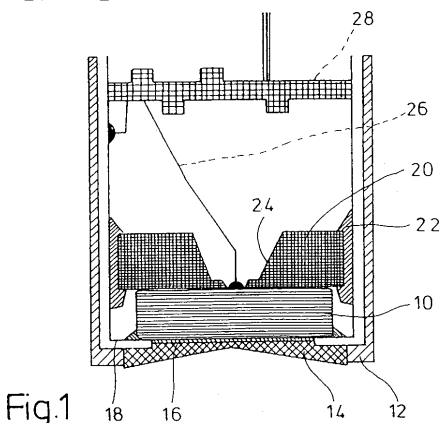
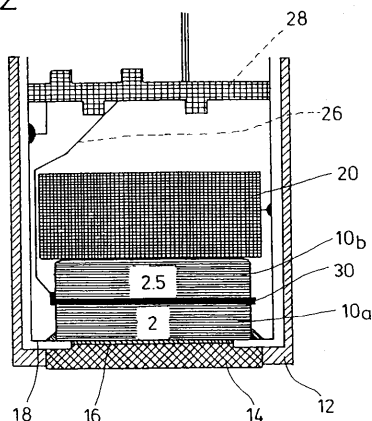
図 4 に示されている増幅器エレクトロニクスは、ケーシング 46 の中央部の細長い増幅器ケーシング 52 の中に収められ、給電ケーブル 54 を介して給電される。

このように、図示された構造により、きわめて取扱いやすい多周波装置が得られ、しかもこの装置は、複数のピエゾ電気結晶を、互いに分離して、コンパクトに器具の検出（engagement）端側に設けることにより、同時に照射される超音波のための具体的な侵入深さをできる限り短縮し、それに応じて集束を正確にすることができる。

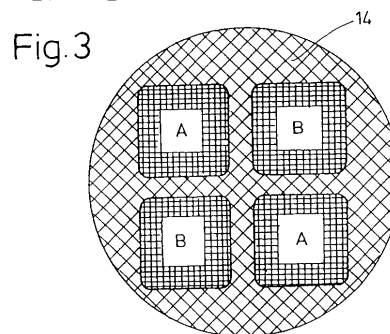
さらに、プローブカプセル 44 に、末端に超音波の集束のためのレンズを、例えば図 5 に示されたようにわずかに（頂角がほぼ 180 度の）円錐形状にして設けることにより、超音波を観察媒体（被検体）の中央の焦点に集束させることが可能になる点で有利である。また、この実施形態も、例えば図 1 から 3 に関連して考察される他の特徴に基づいて、改変されることが可能である。

20

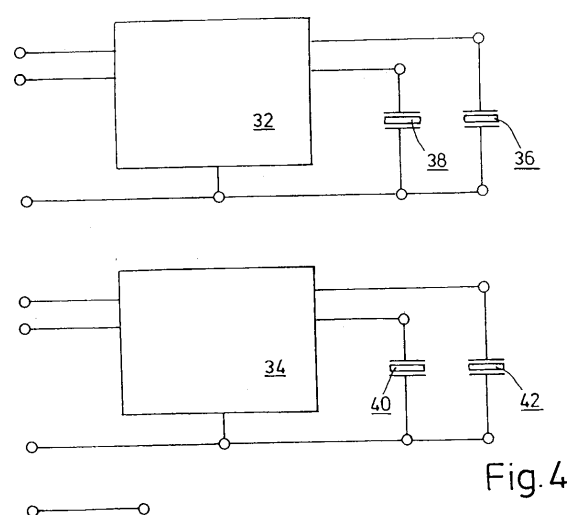
【図 1】

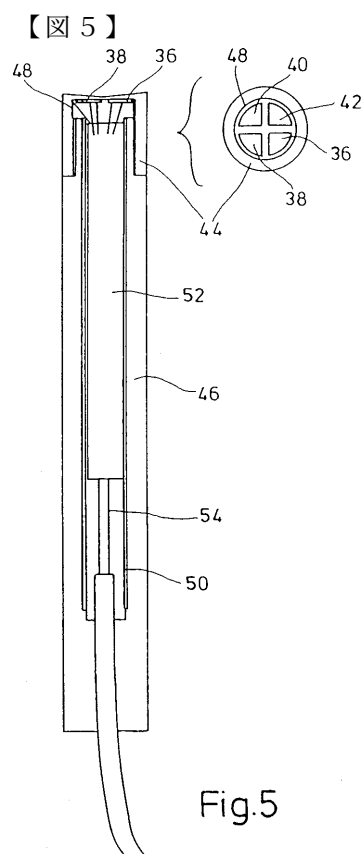
【図 2】
Fig. 2

【図 3】



【図 4】





フロントページの続き

- (72)発明者 ヴィースト・アヒム
ドイツ国, デイ 8 8 6 6 2 イーベアリンゲン, シュライベアスビルトストラーセ 1
- (72)発明者 ヴィーデンホーン・ゲロルト
ドイツ国, デイ 8 8 6 6 2 イーベアリンゲン, アウフ インベア 2

審査官 宮川 哲伸

- (56)参考文献 特開平05-277102 (JP, A)
特開平02-305560 (JP, A)
特開昭60-113598 (JP, A)
特開昭58-041348 (JP, A)
特開昭61-008033 (JP, A)
特開昭56-060532 (JP, A)
特開平05-123320 (JP, A)
特開平04-211599 (JP, A)
実開昭54-115182 (JP, U)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00
G01S 7/521
G01S 15/89
G10K 11/30
H04R 17/00