

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第3654309号  
(P3654309)

(45) 発行日 平成17年6月2日(2005.6.2)

(24) 登録日 平成17年3月11日(2005.3.11)

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

A 6 1 B 8/12

F I

A 6 1 B 8/12

請求項の数 9 (全 13 頁)

(21) 出願番号	特願平7-161960	(73) 特許権者	000153498
(22) 出願日	平成7年6月28日(1995.6.28)		株式会社日立メディコ
(65) 公開番号	特開平9-10213		東京都千代田区内神田1丁目1番14号
(43) 公開日	平成9年1月14日(1997.1.14)	(74) 代理人	100083552
審査請求日	平成14年5月31日(2002.5.31)		弁理士 秋田 収喜
		(72) 発明者	横澤 宏一
			東京都国分寺市東恋ヶ窪1丁目280番地
			株式会社日立製作所 中央研究所内
		(72) 発明者	石川 静夫
			東京都国分寺市東恋ヶ窪1丁目280番地
			株式会社日立製作所 中央研究所内
		(72) 発明者	篠村 隆一
			東京都国分寺市東恋ヶ窪1丁目280番地
			株式会社日立製作所 中央研究所内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 針状超音波探触子

(57) 【特許請求の範囲】

## 【請求項1】

生体内に挿入または刺入して周囲の生体組織を超音波により計測する針状超音波探触子であって、超音波を収束させる音響レンズを備え、軸に垂直な方向に超音波を送受波する超音波変換器を有する針状超音波探触子において、

液体の音響伝搬媒体を給排する給排管と、前記音響伝搬媒体の静水圧を調整する音響伝搬媒体給排器とを有し、前記音響レンズと計測対象である生体組織との間に前記給排管により液体の音響伝搬媒体を前記静水圧に基づいて給排し、前記静水圧に基づいて前記生体組織と前記液体の音響伝搬媒体の界面の位置を制御して、前記超音波変換器から送受波される超音波が前記音響レンズによって前記液体の音響伝搬媒体内で収束して結ぶ焦点の位置に対して前記界面の位置を可変させることを特徴とする針状超音波探触子。

10

## 【請求項2】

前記音響伝搬媒体を給排する給排管を、少なくとも2本有することを特徴とする請求項1に記載された針状超音波探触子。

## 【請求項3】

送波と受波の時間差を計測する手段を設け、また前記給排管の反対の端部に音響伝搬媒体の給排器と圧力調整器を設けて、送波と受波の時間差を参照して前記音響伝搬媒体の圧力を調整することを特徴とする請求項1又は請求項2に記載された針状超音波探触子。

## 【請求項4】

前記超音波変換器が、複数個設けられることを特徴とする請求項1乃至請求項3のいづ

20

れか 1 項に記載された針状超音波探触子。

【請求項 5】

前記超音波変換器を、軸の周囲に螺旋状に走査することにより、周辺の生体組織を画像化することを特徴とする請求項 1 乃至請求項 4 のいずれか 1 項に記載された針状超音波探触子。

【請求項 6】

軸に垂直な方向に超音波を送受波する超音波変換器を少なくとも 2 個有し、前記の超音波変換器が、軸周囲を廻る螺旋上に配置されることを特徴とする請求項 4 又は請求項 5 に記載された針状超音波探触子。

【請求項 7】

複数の超音波変換器の間隔が、針の回転方向については等しく、かつ、軸方向については必要な画像の走査線間隔の 2 倍、またはその整数倍であることを特徴とする請求項 6 に記載された針状超音波探触子。

【請求項 8】

複数の超音波変換器の間隔が、針の回転方向については等しく、かつ、軸方向については必要な画像の走査線間隔の倍数であることを特徴とする請求項 6 に記載された針状超音波探触子。

【請求項 9】

超音波変換器の数が  $m$ 、螺旋状走査における 1 回転あたりの軸方向の移動距離が  $p$ 、第 1 番目の超音波変換器の位置を基準として第  $s$  番目の超音波変換器の回転方向の位置が  $s$  度であるとき、その軸方向の位置が、 $n$  を整数、 $t$  を 1、あるいは、 $m$  未満かつ  $m$  と互いに素なる自然数として、

$$p \left[ \left( s / 360 \right) + \left( s - 1 \right) \left\{ n + \left( t / m \right) \right\} \right]$$

で与えられることを特徴とする請求項 6 に記載された針状超音波探触子。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【産業上の利用分野】

本発明は、超音波診断装置用の探触子に係わり、特に、被検体内深層部の組織性状診断及び高分解能撮像に好適な針状超音波探触子に関するものである。

【0002】

【従来の技術】

臓器に発生した病変を診断する方法として生体検査（バイオプシ）が知られている。

【0003】

これは、超音波撮像装置で体腔内の臓器を描出しながら、穿刺針を病変部まで刺入し、針の内部に病変部の生体組織を導入して採取し、これを鑑別して病名の診断を行うものである。

【0004】

しかし、この方法では生体組織を体外に摘出した後固定、染色して検査するため、ただちに診断することができず、また組織が生体内の状態から変化するという問題があった。

【0005】

そのため、例えば、下記公報（イ）ないし（ハ）に記載されているように、穿刺針に超音波変換器を取り付けて直接病変部に刺入し、病変部の組織性状を測定したり、周囲の生体組織を画像化する針状超音波探触子が提案されている。

【0006】

（イ）特公平 4 - 078299 号公報

（ロ）特公平 5 - 000125 号公報

（ハ）特公平 5 - 009097 号公報

前記公報（特公平 4 - 078299 号）（イ）、および、前記公報（特公平 5 - 000125 号）（ロ）に記載された針状超音波探触子は、超音波を用いて、周囲の生体組織の音速や反射率などの音響特性を測定するものである。

## 【 0 0 0 7 】

前記公報（特公平 4 - 0 7 8 2 9 9 号）（イ）には、針に凹部を設けてその壁面に超音波変換器を設けた針状超音波探触子が記載されており、また、前記公報（特公平 5 - 0 0 0 1 2 5 号）（ロ）には、穿刺針の内針と超音波変換器を交換可能とした針状超音波探触子が記載されている。

## 【 0 0 0 8 】

これに対して、前記公報（特公平 5 - 0 0 9 0 9 7 号）（ハ）に記載された針状超音波探触子は、周囲の生体組織の音速や反射率などの音響特性により、周囲の組織を画像化し、当該画像を観察することにより病名の診断を行うものであり、前記公報（特公平 5 - 0 0 9 0 9 7 号）（ハ）には、外針の一部に開口部を設けて内針側面に実装した超音波変換器が露出させ、これを走査するようにした針状超音波探触子が記載されている。

10

## 【 0 0 0 9 】

## 【 発明が解決しようとする課題 】

一般に、超音波を測定対象に送波し、その反射波を受波する場合、反射率は媒質の音響インピーダンスの不連続性に依存し、界面での音響インピーダンスの差が大きいほど反射率も大きい。

## 【 0 0 1 0 】

しかし、比較的狭い視野を高い位置分解能で描出することを目的とする針状超音波探触子では、視野内の生体組織には音響インピーダンスの分布が乏しく、したがって反射率が小さいため、信号強度が小さいという問題があった。

20

## 【 0 0 1 1 】

また、被検者の負担を軽減するためには、超音波変換器を針状超音波探触子に複数実装して撮像時間を短縮することが望ましい。

## 【 0 0 1 2 】

しかしながら、細い針状の探触子に複数の超音波変換器を密に実装するのは困難であり、超音波変換器を分散させて実装密度を下げる必要があるが、撮像に最も適した超音波変換器の配列方法を決定する必要があった。

## 【 0 0 1 3 】

本発明は、前記従来技術の問題点を解決するためになされたものであり、本発明の目的は、針状超音波探触子において、信号強度を向上させることが可能となる技術を提供することにある。

30

## 【 0 0 1 4 】

また、本発明の他の目的は、針状超音波探触子において、撮像に最も適した配列方法で、複数の超音波変換器を分散させて実装することが可能となる技術を提供することにある。

## 【 0 0 1 5 】

本発明の前記目的並びにその他の目的及び新規な特徴は、本明細書の記載及び添付図面によって明らかにする。

## 【 0 0 1 6 】

## 【 課題を解決するための手段 】

本願において開示される発明のうち、代表的なものの概要を簡単に説明すれば、下記の通りである。

40

## 【 0 0 1 7 】

（１）生体内に挿入または刺入して周囲の生体組織を超音波により計測する針状超音波探触子であって、超音波を収束させる音響レンズを備え、軸に垂直な方向に超音波を送受波する超音波変換器を有する針状超音波探触子において、前記音響レンズと計測対象である生体組織との間に音響伝搬媒体を介在させ、前記超音波変換器から送受波される超音波が前記音響レンズによって前記音響伝搬媒体内で収束して結ぶ焦点の位置を、前記生体組織と前記音響伝搬媒体との界面の位置に、音響レンズの焦点深度の範囲で、少なくとも計測中は一致させる手段を有することを特徴とする。

## 【 0 0 1 8 】

50

(2) 生体内に挿入または刺入して周囲の生体組織を超音波により計測する針状超音波探触子であって、超音波を収束させる音響レンズを備え、軸に垂直な方向に超音波を送受波する超音波変換器を有する針状超音波探触子において、液体の音響伝搬媒体を給排する給排管を有し、前記音響レンズと計測対象である生体組織との間に前記給排管により液体の音響伝搬媒体を給排し、前記超音波変換器から送受波される超音波が前記音響レンズによって前記液体の音響伝搬媒体内で収束して結ぶ焦点の位置を、前記生体組織と前記音響伝搬媒体との界面の位置に、音響レンズの焦点深度の範囲で、少なくとも計測中は一致させることを特徴とする。

【0019】

(3) 前記(2)の手段において、前記音響伝搬媒体を給排する給排管が、少なくとも2本有することを特徴とする。

【0020】

(4) 前記(2)または(4)の手段において、送波と受波の時間差を計測する手段を設け、また前記給排管の反対の端部に音響伝搬媒体の給排器と圧力調整器を設けて、送波と受波の時間差を参照して前記音響伝搬媒体の圧力を調整することを特徴とする。

【0021】

(5) 生体内に挿入または刺入して周囲の生体組織を超音波により計測する針状超音波探触子であって、超音波を収束させる音響レンズを備え、軸に垂直な方向に超音波を送受波する超音波変換器を有する針状超音波探触子において、前記音響レンズと計測対象である生体組織との間に固体の音響伝搬媒体を有し、前記超音波変換器から送受波される超音波が前記音響レンズによって前記固体の音響伝搬媒体内で収束して結ぶ焦点の位置を、前記生体組織と前記音響伝搬媒体との界面の位置に、音響レンズの焦点深度の範囲で、少なくとも計測中は一致させることを特徴とする。

【0022】

(6) 前記(1)ないし(5)の手段において、前記超音波変換器を、軸の周囲に螺旋状に走査することにより、周辺の生体組織を画像化することを特徴とする。

【0023】

(7) 軸に垂直な方向に超音波を送受波する超音波変換器を少なくとも2個有し、生体内に挿入または刺入して前記超音波変換器を針の軸の周囲に螺旋状に走査することにより周辺の生体組織を画像化する針状超音波探触子において、前記の超音波変換器が、軸周囲を廻る螺旋上に配置されることを特徴とする。

【0024】

(8) 前記(7)の手段において、複数の超音波変換器の間隔が、針の回転方向については等しく、かつ、軸方向については必要な画像の走査線間隔の2倍、またはその整数倍であることを特徴とする。

【0025】

(9) 前記(7)の手段において、複数の超音波変換器の間隔が、針の回転方向については等しく、かつ、軸方向については必要な画像の走査線間隔の倍数であることを特徴とする。

【0026】

(10) 前記(7)の手段において、超音波変換器の数が $m$ 、螺旋状走査における1回転あたりの軸方向の移動距離が $p$ 、第1番目の超音波変換器の位置を基準として第 $s$ 番目の超音波変換器の回転方向の位置が $s$ 度であるとき、その軸方向の位置が、 $n$ を整数、 $t$ を1、あるいは、 $m$ 未満かつ $m$ と互いに素なる自然数として、 $p[(s/360) + (s-1)\{n + (1/m)\}]$ で与えられることを特徴とする。

【0027】

【作用】

前記したように、超音波の反射率は媒質の音響インピーダンスの不連続性に依存し、音響インピーダンスの不連続が著しいほど反射率は大きくなる。

10

20

30

40

50

## 【0028】

前記(1)、(2)および(5)の手段によれば、針状超音波探触子において、超音波変換器の音響レンズと検査対象である生体組織と間に、例えば、液体または固体の音響伝搬媒体を介在させ、超音波変換器から送受波される超音波が音響レンズの作用により音響伝搬媒体内で結ぶ焦点の位置を、生体組織と音響伝搬媒体の界面の位置に、焦点深度の範囲で一致させるようにしたので、音響インピーダンスの不連続性が大きくなり、これにより、大きな反射信号を得ることが可能となる。

## 【0029】

前記(3)および(4)の手段によれば、針状超音波探触子の内部に音響伝搬媒体の給排水管を設けるようにしたので、外部から、音響レンズと計測対象である生体組織との間に液体の音響伝搬媒体を給排することが可能となる。

10

## 【0030】

また、音響伝搬媒体給排水管を、供給用および排出用に2本以上設けるようにしたので、音響レンズと計測対象である生体組織間に血液などが入り込んで超音波の視野を妨げる場合に、液体の音響伝搬媒体を流して洗浄することが可能となる。

## 【0031】

前記(6)の手段によれば、超音波変換器を螺旋状に走査するようにしたので、走査中超音波探触子は停止せず、走査時間が短縮することが可能となる。

## 【0032】

前記(7)ないし(10)の手段によれば、走査時間を短縮するために超音波変換器を2個以上実装する際に、超音波変換器を、軸周囲を廻る螺旋上に配置する。

20

## 【0033】

即ち、超音波変換器の数を $m$ 個とし、螺旋状走査における1回転あたりの軸方向の移動距離を $p$ とすると、第1番目の超音波変換器の位置を基準にして、第 $s$ 番目の超音波変換器の回転方向の位置が $s$ 度であれば、その軸方向の位置を、 $p[(s/360) + (s-1)\{n + (t/m)\}]$ で与える。

## 【0034】

ここで、 $n$ は整数、 $t$ は1、あるいは、 $m$ 未満かつ $m$ と互いに素なる自然数である。

## 【0035】

より具体的に典型例を挙げれば、超音波変換器を針の軸周囲を廻る螺旋上に配置し、その間隔は針の回転方向に対しては等しく、軸方向に対しては必要な画像の走査線の間隔の2倍に配置する。

30

## 【0036】

また、超音波変換器を軸線に沿った直線上に配置し、その間隔は必要な画像の走査線間隔またはその $t$ 倍に配置してもよい。

## 【0037】

これにより、走査時間を短縮する目的で複数の超音波変換器を1本の針状超音波探触子に実装するとき、各々の超音波変換器の走査線の軌跡は重なり合うことなく等間隔に配列され、最も効率的な配置となり、撮像時間の短い超音波探触子を実現することが可能となる。

40

## 【0038】

## 【実施例】

以下、図面を参照して本発明の実施例を詳細に説明する。

## 【0039】

なお、実施例を説明するための全図において、同一機能を有するものは同一符号を付け、その繰り返しの説明は省略する。

## 【0040】

さらに、文中に示した数値や素材は一例であり、必ずしもこの通りである必要はなく、また、説明を容易にするため図の寸法と説明文の寸法は必ずしも一致していない。

## 【0041】

50

## 【実施例１】

図１は、本発明の一実施例（実施例１）である針状超音波探触子を長さ方向に切断した断面を示す縦断面図である。

## 【００４２】

図２は、図１に示す針状超音波探触子の主要部を拡大して示す拡大図、図３は、図１に示す針状超音波探触子を同図に示すＡ－Ａ'の線で切断した断面を示す断面図である。

## 【００４３】

図４は、図１に示す針状超音波探触子の全体構成を示す全体図である。

## 【００４４】

図１ないし図４において、１は超音波変換器、２は音響レンズ、３は基板、４は振動子、  
５は信号線実装基板、６は信号線、１０は内針、２０は外針、３０は音響伝搬媒体給排管、  
３５は音響伝搬媒体給排管３０の開口部、４０は液体の音響伝搬媒体、５０は生体組織、  
６０は駆動部、７０は液体の音響伝搬媒体４０の給排器、８０は圧力調整器、９０は送  
受波装置、１００は信号処理装置、１１０は表示装置、１２０は駆動制御装置である。

## 【００４５】

超音波変換器１は、レンズ加工した基板３と、前記基板３に形成された薄膜の振動子４と  
から構成される。

## 【００４６】

振動子４から送波された超音波は、基板３内を伝搬した後音響レンズ２で収束され生体組  
織５０に入射され、また、生体組織５０から反射された超音波は、逆の経路をたどって振  
動子４に受波される。

## 【００４７】

なお、基板３は、例えば、サファイア、振動子４は、例えば、酸化亜鉛（ＺｎＯ）で製作  
する。

## 【００４８】

超音波変換器１は、針状超音波探触子の内針１０に実装されており、周囲の生体組織５０  
に対する超音波変換器１の走査は内針１０を動作することによって実現される。

## 【００４９】

このため、内針１０の逆端には、これを駆動するための駆動部６０が設けられており、前  
記駆動部６０は、駆動部制御装置１２０により制御される。

## 【００５０】

外針２０は、超音波変換器１を保護し、また、走査時の内針１０のブレを防ぐためのもの  
であり、刺入時には先端部のみを残して内針１０を収納し、計測時に図１に示すように、  
超音波変換器１を露出させる。

## 【００５１】

ここで、針は内針１０、外針２０ともに、例えば、ステンレスで製作する。

## 【００５２】

内針１０の直径は１．６ｍｍ～１ｍｍ程度、音響レンズの直径、焦点距離は２００μｍ程  
度、超音波の周波数は２００ＭＨｚ程度が適当である。

## 【００５３】

信号線６を介する振動子４への送波電圧の印加、受波電圧の検波は、送受波装置９０が行  
う。

## 【００５４】

信号処理装置１００は、駆動制御装置１２０に指示を与えて駆動部６０による針状超音波  
探触子の走査、送受波の制御、検出信号による画像化を行い表示装置１１０に表示する。

## 【００５５】

本実施例の針状超音波探触子は、内針１０を螺旋状に走査してＣモード像の画像を得る針  
状超音波探触子である。

## 【００５６】

音響レンズ２と生体組織５０との間には、音響伝搬媒体給排管３０によって供給される液

10

20

30

40

50

体の音響伝搬媒体 40 が介在される。

【0057】

また、音響伝搬媒体給排管 30 の逆端には、静水圧を調整可能な液体の音響伝搬媒体 40 の給排器 70 が設けられている。

【0058】

この静水圧を変えることによって、生体組織 50 と液体の音響伝搬媒体 40 の界面の位置を微調整し、音響レンズ 2 の焦点の位置に合わせる。

【0059】

音響レンズ 2 と生体組織 50 との間の距離は、振動子 4 が超音波を送波した時間と、これが生体組織 50 と液体の音響伝搬媒体 40 の界面で反射して受波される時間の時間差でモニターできる。

10

【0060】

そこで、図 4 に示すように、送受波装置 90 でこの時間差を検出し、これを参照しつつ圧力調整を行えば正確な位置合わせができる。

【0061】

ここで、音響伝搬媒体給排管が 2 本あるのはその一方を供給専用、他方を排出専用を用いるためである。

【0062】

これにより、生体組織 50 から血液などが滲み出して音響レンズ 2 と生体組織 50 の間に入り、超音波の視野の妨げになる場合などに液体の音響伝搬媒体 40 を流して洗浄できる。

20

【0063】

生体組織 50 の音響インピーダンスは臓器の細胞の場合、一般に  $1.35$  から  $1.8 \times 10^6$  ( $\text{kg} / \text{m}^2 \text{s}$ ) 程度であり、水は  $1.5 \times 10^6$  ( $\text{kg} / \text{m}^2 \text{s}$ ) 程度であるから、液体の音響伝搬媒体 40 としてはグリセリンなど音響インピーダンスの大きいものを用いたほうが信号強度は大きくなる。

【0064】

しかし、この液体の音響伝搬媒体 40 は検査後も生体組織 50 に残存するため、生理食塩水など無害なものを用いるものとする。

【0065】

30

液体の音響伝搬媒体 40 として生理食塩水を用いた場合、生体組織内の音響インピーダンスの分布による反射率と比較して、生体組織と音響伝搬媒体の界面における反射率は少なくとも 10 倍以上である。

【0066】

なお、肝臓などの臓器の組織を計測する場合に、臓器から滲みだす血液の基体などが音響伝搬媒体として作用すれば、音響伝搬媒体を外部から給排する必要はない。

【0067】

[実施例 2]

図 5 は、本発明の他の実施例（実施例 2）である針状超音波探触子の主要部を拡大して示す拡大図である。

40

【0068】

図 5 において、2 は音響レンズ、3 は基板、4 は振動子、8 は固体の音響伝搬媒体、10 は内針、50 は生体組織である。

【0069】

本実施例 2 の針状超音波探触子は、音響伝搬媒体として、例えば、ポリスチレンからなる固体の音響伝搬媒体 8 を用いるようにした点で、前記実施例 1 の針状超音波探触子と相違している。

【0070】

本実施例 2 の構成により、内針 10 の断面を完全に円形にすることができ、これを回転走査する際に周囲組織を傷つけることがない。

50

## 【 0 0 7 1 】

周囲組織から滲み出る体液により円滑に走査できる場合は、液体の音響伝搬媒体 4 0 を供給する必要はなく、給排管 3 0 は不要である。

## 【 0 0 7 2 】

もちろん円滑な走査に必要な場合や、血液などを洗浄する必要があるときは、前記実施例 1 と同じく音響レンズ 2 と生体組織 5 0 の間に液体の音響伝達媒体 4 0 を給排することも可能である。

## 【 0 0 7 3 】

前記したように、固体の音響伝搬媒体 8 の音響インピーダンスは、生体組織 5 0 と異なっているほうがよく、 $2.0 \times 10^6 \text{ (kg/m}^2\text{s)}$  を超えることが望ましい。

10

## 【 0 0 7 4 】

音響伝搬媒体が、固体の音響伝搬媒体 8 であれば、検査後に生体内に残存することはなく、液体の場合に比べてその材料の選択枝は多い。

## 【 0 0 7 5 】

しかし、例えば、レンズ材がサファイアの場合、音響伝搬媒体の音響インピーダンスがサファイアの値（約  $4.4 \times 10^6 \text{ (kg/m}^2\text{s)}$ ）に近過ぎては音響レンズ 2 で超音波が屈折しにくくなる。

## 【 0 0 7 6 】

ポリスチレンは、超音波の減衰も少なく、音響インピーダンスもこれに適した材料である。

20

## 【 0 0 7 7 】

図 6 は、従来の針状超音波探触子の主要部を拡大して示す拡大図である。

## 【 0 0 7 8 】

図 6 において、2 は音響レンズ、3 は基板、4 は振動子、1 0 は内針、5 0 は生体組織である。

## 【 0 0 7 9 】

図 6 に示すように、従来の針状超音波探触子では、音響レンズ 2 は生体組織 5 0 にほぼ密着しており、音響レンズ 2 の焦点は周囲の生体組織 5 0 の内部に位置する。

## 【 0 0 8 0 】

この構成では、生体組織 5 0 内部の音響特性を計測することができるが、生体組織 5 0 内の微妙な音響インピーダンス分布による超音波の反射を計測するため、超音波の反射率が低く、信号強度が小さくなる。

30

## 【 0 0 8 1 】

## [ 実施例 3 ]

前記各実施例では、簡単のため超音波変換器を 1 個としている。

## 【 0 0 8 2 】

本実施例 3 は、超音波変換器を複数個用いる場合の配列方法を決定する実施例である。

## 【 0 0 8 3 】

図 7、図 8、図 9 は、本実施例 3 において、針状超音波探触子上に複数個の超音波変換器を配置する場合の配置方法の一例を示す図である。

40

## 【 0 0 8 4 】

図 1 0 は、針状超音波探触子上に複数個の超音波変換器を配置する場合の、最も簡単な配置方法を示す図である。

## 【 0 0 8 5 】

なお、図 7 ないし図 1 0 では、説明を容易にするため、超音波変換器の位置を丸で示し、走査時の走査線の軌跡を同時に示している。

## 【 0 0 8 6 】

図 7 ないし図 1 0 の針状超音波探触子 7 は、図 1 に示す内針 1 0 に相当する。

## 【 0 0 8 7 】

図 1 1、図 1 2、図 1 3 は、針状超音波探触子 7 を螺旋状に走査して得られる画像の走査

50



線を模式的に示す図である。

【0088】

本実施例3の針状超音波探触子において、実装する超音波変換器の数を $m$ 個とし、螺旋状走査における1回転あたりの軸方向の移動距離を $p$ とすれば、第1番目の超音波変換器の位置を基準として、第 $s$ 番目の超音波変換器の回転方向の位置が $s$ 度であれば、その軸方向の位置を、下記(1)式により与える。

【0089】

【数1】

$$p \left[ \left( s / 360 \right) + \left( s - 1 \right) \left\{ n + \left( t / m \right) \right\} \right] \dots\dots\dots (1)$$

ここで、 $n$ は整数、 $t$ は1、あるいは、 $m$ 未満かつ $m$ と互いに素なる自然数である。

10

【0090】

なお、図7ないし図10に示す例では、超音波変換器の数 $m$ をすべて4としており、また、第1、2、3、4番目の超音波変換器を各々A、B、C、D、その走査線を各々a、b、c、dで示している。

【0091】

超音波変換器を複数個実装する場合、最も簡単な配列方法は図10に示す配列方法であり、4個の超音波変換器が、回転方向には等間隔、軸方向には同じ位置に配置されている。

【0092】

図10に示す配列方法は、前記(1)式において、 $n$ が-1、 $t$ が3の場合に相当する。

【0093】

図13は、図10に示す配列方法のように超音波変換器を配置した場合の走査線を示している。

20

【0094】

当然ながら、超音波変換器を4個実装すれば、超音波変換器が1個の場合と比較して同じ走査線密度を得るに必要な時間は4分の1に短縮できる。

【0095】

しかし、図3から理解できるように、細い内針10に複数の超音波変換器を図10に示す配列方法のように実装することは困難である。

【0096】

そこで、超音波変換器を、例えば、図7に示す配列方法で配置する。

30

【0097】

図7に配列方法において、第2番目の超音波変換器の回転方向の位置 $\theta_2$ は $90^\circ$ 、同じく第3番目、第4番目の超音波変換器に関しては、 $\theta_3 = 180^\circ$ 、 $\theta_4 = 270^\circ$ である。

【0098】

図7に示す配列方法は、前記(1)式において、 $n$ が0、 $t$ が1の場合に相当し、これは、内針10の回転方向に対しては等間隔に、軸方向に対しては得られる画像の走査線間隔の2倍に等しい間隔で配置した、といいかえてもよい。

【0099】

図11は、図7に示す配列方法のように超音波変換器を配置した場合の走査線を示しており、図13に示す走査線との差異は始点部分のみで、走査線密度は図13と同じになる。

40

【0100】

しかしながら、超音波変換器の位置を軸方向にずらすことにより、実装は容易となる。

【0101】

同様に、前記(1)式において、 $n$ を0、 $t$ を3とすると、図8に示す配列方法が得られる。

【0102】

$t$ の値として4の因数である2をとると、走査線が重なり合ってしまう。

【0103】

図8に示す配列方法ように、 $t$ の値には走査線が重ならないための条件があり、 $t$ は1、

50

あるいは、 $m$ 未満かつ $m$ と互いに素なる自然数でなければならない。

【0104】

ここで、超音波変換器の数が4個であれば、 $t$ の値は1または3である。

【0105】

図9に示す配列方法は、超音波変換器の回転方向の位置をすべて $0^\circ$ にとった例である。

【0106】

図9に示す配列方法は、前記(1)式において、 $n$ が0、 $t$ が3の場合に相当し、図12は、図9に示す配列方法のように超音波変換器を配置した場合の走査線を示している。

【0107】

図9に示す配列方法でも、走査線密度を図13とほとんど変えることなく超音波変換器の実装密度を低減することが可能となる。 10

【0108】

以上、本発明者によってなされた発明を、前記実施例に基づき具体的に説明したが、本発明は、前記実施例に限定されるものではなく、その要旨を逸脱しない範囲において種々変更可能であることは勿論である。

【0109】

【発明の効果】

本願において開示される発明のうち代表的なものによって得られる効果を簡単に説明すれば、下記の通りである。

【0110】

(1) 本発明によれば、軸に垂直な方向に超音波を送受波する超音波変換器を少なくとも1個有し、これを生体組織内に刺入して周囲の生体組織を計測する針状超音波探触子において、超音波変換器から送受波される超音波が音響レンズの作用により音響伝搬媒体内で結ぶ焦点の位置を、生体組織と音響伝搬媒体の界面の位置に、焦点深度の範囲で一致させるようにしたので、音響インピーダンスの差が大きくなり、反射信号の強度を10倍以上向上させることが可能となる。 20

【0111】

これにより、得られる画像の階調を増すことができ、針状超音波探触子による診断が容易になる。

【0112】

(2) 本発明によれば、針状超音波探触子に複数個の超音波変換器を実装する場合に実装密度を低減できるとともに、各々の超音波変換器の走査線の軌跡が重なり合うことなく等間隔に配列される最も効率的な配置とすることが可能となる。 30

【0113】

これにより、撮像時間を短縮することができ、被検者の負担を軽減することが可能となる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の一実施例(実施例1)である針状超音波探触子を長さ方向に切断した断面を示す縦断面図である。

【図2】図1に示す針状超音波探触子の主要部を拡大して示す拡大図である。 40

【図3】図1に示す針状超音波探触子を同図に示すA-A'の線で切断した断面を示す断面図である。

【図4】図1に示す針状超音波探触子の全体構成を示す全体図である。

【図5】本発明の他の実施例(実施例2)である針状超音波探触子の主要部を拡大して示す拡大図である。

【図6】従来の針状超音波探触子の主要部を拡大して示す拡大図である。

【図7】本実施例3において、針状超音波探触子上に複数個の超音波変換器を配置する場合の配置方法の一例を示す図である。

【図8】本実施例3において、針状超音波探触子上に複数個の超音波変換器を配置する場合の配置方法の一例を示す図である。 50

【図 9】本実施例 3 において、針状超音波探触子上に複数個の超音波変換器を配置する場合の配置方法の一例を示す図である。

【図 10】針状超音波探触子上に複数個の超音波変換器を配置する場合の、最も簡単な配置方法を示す図である。

【図 11】図 7 に示す配置方法の場合に、針状超音波探触子を螺旋状に走査して得られる画像の走査線を模式的に示す図である。

【図 12】図 9 に示す配置方法の場合に、針状超音波探触子を螺旋状に走査して得られる画像の走査線を模式的に示す図である。

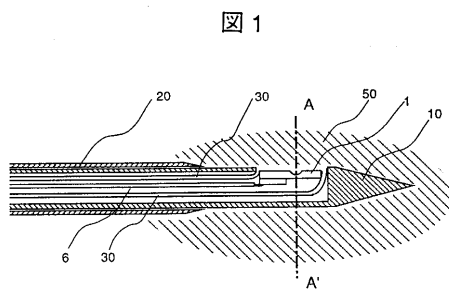
【図 13】図 10 に示す配置方法の場合に、針状超音波探触子を螺旋状に走査して得られる画像の走査線を模式的に示す図である。

10

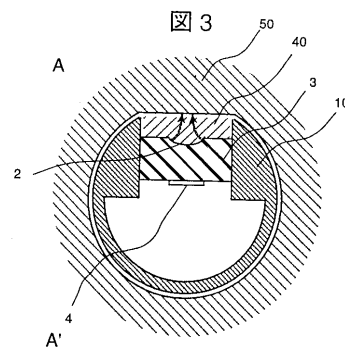
【符号の説明】

1 ... 超音波変換器、2 ... 音響レンズ、3 ... 基板、4 ... 振動子、5 ... 信号線実装基板、6 ... 信号線、7 ... 針状超音波探触子、8 ... 固体の音響伝搬媒体、10 ... 内針、20 ... 外針、30 ... 音響伝搬媒体給排管、35 ... 音響伝搬媒体給排管 30 の開口部、40 ... 液体の音響伝搬媒体、50 ... 生体組織、60 ... 駆動部、70 ... 液体の音響伝搬媒体 40 の給排器、80 ... 圧力調整器、90 ... 送受波装置、100 ... 信号処理装置、110 ... 表示装置、120 ... 駆動制御装置。

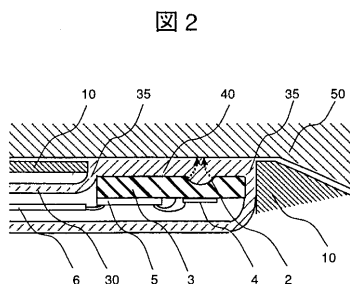
【図 1】



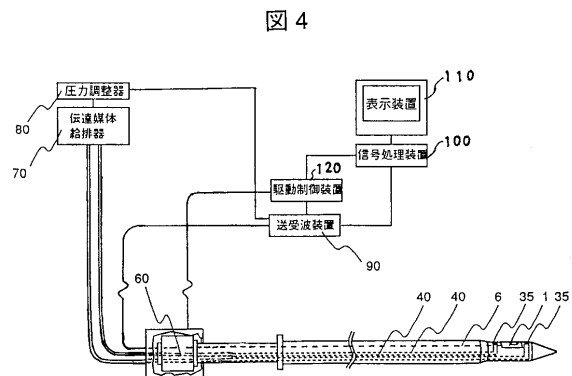
【図 3】



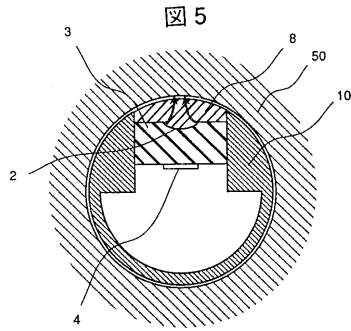
【図 2】



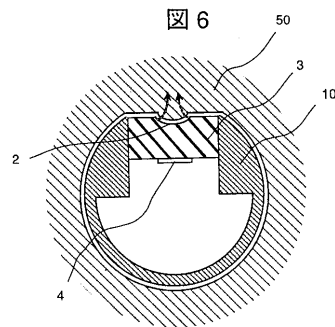
【図 4】



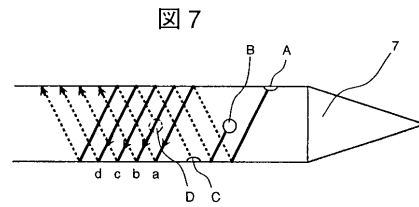
【図 5】



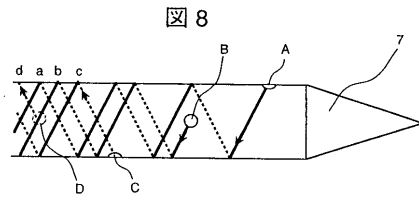
【図 6】



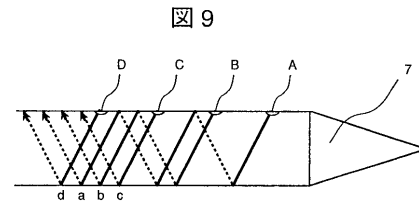
【図 7】



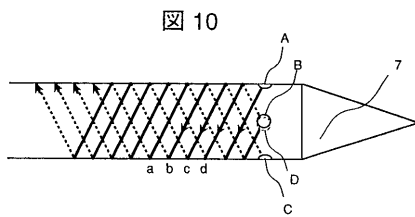
【図 8】



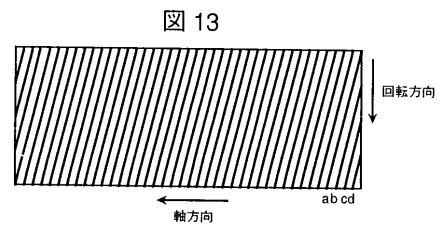
【図 9】



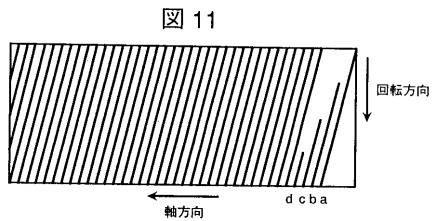
【図 10】



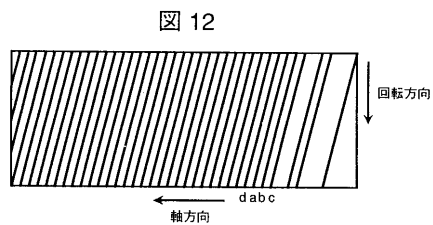
【図 13】



【図 11】



【図 12】



---

フロントページの続き

- (72)発明者 伊藤 由喜男  
東京都千代田区内神田一丁目1番14号 株式会社日立メディコ内
- (72)発明者 佐野 秀造  
東京都千代田区内神田一丁目1番14号 株式会社日立メディコ内
- (72)発明者 神田 浩  
東京都千代田区内神田一丁目1番14号 株式会社日立メディコ内

審査官 後藤 順也

- (56)参考文献 特開平03-045249(JP,A)  
特開平02-107238(JP,A)  
特開昭60-098356(JP,A)  
実開昭59-047863(JP,U)

- (58)調査した分野(Int.Cl.<sup>7</sup>, DB名)  
A61B 8/00-8/12