

(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2006-51105

(P2006-51105A)

(43) 公開日 平成18年2月23日(2006.2.23)

(51) Int. Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/06 (2006.01)	A 6 1 B 8/06	4 C 0 1 7
A 6 1 B 8/00 (2006.01)	A 6 1 B 8/00	4 C 6 0 1
A 6 1 B 5/0245 (2006.01)	A 6 1 B 5/02 3 1 O Z	
A 6 1 B 5/0285 (2006.01)	A 6 1 B 5/02 3 4 O H	

審査請求 有 請求項の数 10 O L (全 17 頁)

(21) 出願番号	特願2004-233642 (P2004-233642)	(71) 出願人	000003078 株式会社東芝
(22) 出願日	平成16年8月10日 (2004.8.10)		東京都港区芝浦一丁目1番1号
		(74) 代理人	100058479 弁理士 鈴江 武彦
		(74) 代理人	100091351 弁理士 河野 哲
		(74) 代理人	100088683 弁理士 中村 誠
		(74) 代理人	100108855 弁理士 蔵田 昌俊
		(74) 代理人	100075672 弁理士 峰 隆司
		(74) 代理人	100109830 弁理士 福原 淑弘

最終頁に続く

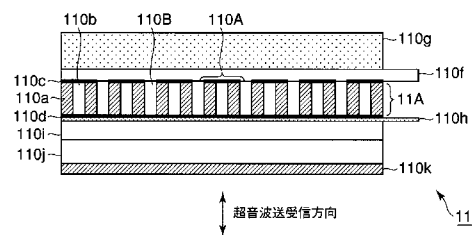
(54) 【発明の名称】 超音波プローブ及び生体情報計測システム

(57) 【要約】

【課題】 手首等の身体の所定部位に密着させて着用でき、計測対象部位へ容易に位置合わせ可能な超音波プローブ等を提供すること。

【解決手段】 送信超音波の波長を λ 、配列ピッチを d とした場合に、 $d < \lambda / 2$ を満たすように配列された複数の超音波送受信素子 110A と、隣り合う超音波送受信素子を固定し、デュロ硬度 A で 30 以下である複数の樹脂層 110B と、複数の超音波送受信素子の超音波照射面と反対側の面に設けられ、当該反対側の面から送信される超音波を減衰させるためのバッキング材 110g と、計測対象との接触面に設けられ、当該超音波プローブを計測対象近傍の体表面に接着するための粘着樹脂層 110k と、を具備するウェアラブルな超音波プローブである。

【選択図】 図5



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

計測対象近傍の体表面に設けられるウェアラブルな超音波プローブであって、送信超音波の波長を、配列ピッチを d とした場合に、当該配列ピッチ d が、
 $d < \lambda / 2$

を満たすように配列された複数の超音波送受信素子と、

前記超音波送受信素子間に設けられ、隣り合う前記超音波送受信素子を固定する複数の樹脂層と、

少なくとも前記複数の超音波送受信素子の超音波照射面と反対側の面に設けられ、当該反対側の面から送信される超音波を減衰させるための減衰手段と、

前記複数の超音波送受信素子、前記樹脂層、前記減衰手段を格納する格納手段と、

前記超音波照射面が前記計測対象近傍の体表面と対向するように、当該超音波プローブを前記体表面に固定する固定手段と、

を具備することを特徴とする超音波プローブ。

【請求項 2】

前記樹脂層のそれぞれは、デュロ硬度 A で 30 以下であ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】

前記複数の超音波送受信素子のそれぞれは、1 - 3 型複合圧電体と、当該 1 - 3 型複合圧電体に設けられた電極から構成されることを特徴とする請求項 1 又は 2 記載の超音波プローブ。

【請求項 4】

前記 1 - 3 型複合圧電体中の各圧電素子の幅 / 厚み比は、0.6 未満であることを特徴とする請求項 1 乃至 3 のうちいずれか一項記載の超音波プローブ。

【請求項 5】

前記減衰手段の前記法線方向に関する厚みは、前記超音波送受信素子の前記法線方向に関する厚みの 10 倍以下であることを特徴とする請求項 2 乃至 4 のうちいずれか一項記載の超音波プローブ。

【請求項 6】

前記格納手段は、デュロ硬度 A で 30 以下の樹脂からなることを特徴とする請求項 5 記載の超音波プローブ。

【請求項 7】

前記固定手段は、前記計測対象との接触面に設けられ、当該超音波プローブを前記計測対象近傍の体表面に接着するための接着層であることを特徴とする請求項 1 乃至 6 記載の超音波プローブ。

【請求項 8】

フレキシブルプリント基板上に設けられた、前記駆動信号を発生する駆動信号発生手段、前記エコー信号に対して信号処理を施す信号処理手段、前記信号処理後のエコー信号を装置本体又は他のシステムに送信する送信手段と、

前記駆動信号発生手段、前記信号処理手段、前記送信手段のそれぞれに電力を供給する電力供給手段と、

をさらに具備し、

前記格納手段は、前記フレキシブルプリント基板上に設けられた前記駆動信号発生手段、前記信号処理手段、前記送信手段と、前記電力供給手段とをさらに格納すること、

を特徴とする請求項 1 乃至 7 記載の超音波プローブ。

【請求項 9】

フレキシブルプリント基板上に設けられた、前記駆動信号を発生する駆動信号発生手段、前記エコー信号に対して信号処理を施す信号処理手段、前記信号処理後のエコー信号に基づいて超音波画像を生成する画像生成手段、生成された超音波画像を表示手段又は他のシステムに送信する送信手段と、

10

20

30

40

50

前記駆動信号発生手段、前記信号処理手段、前記画像生成手段、前記送信手段のそれぞれに電力を供給する電力供給手段と、

をさらに具備し、

前記格納手段は、前記フレキシブルプリント基板上に設けられた前記駆動信号発生手段、前記信号処理手段、前記画像生成手段、前記送信手段と、前記電力供給手段とをさらに格納すること、

を特徴とする請求項 1 乃至 7 記載の超音波プローブ。

【請求項 10】

計測対象近傍の体表面に設けられるウェアラブルな超音波プローブと、前記超音波プローブと共に使用される生体情報計測装置とからなる生体情報計測システムであって、

10

前記超音波プローブは、

送信超音波の波長を λ 、配列ピッチを d とした場合に、当該配列ピッチ d が、

$$d < \lambda / 2$$

を満たすように配列された複数の超音波送受信素子と、

前記超音波送受信素子間に設けられ、隣り合う前記超音波送受信素子を固定する複数の樹脂層と、

少なくとも前記複数の超音波送受信素子の超音波照射面と反対側の面に設けられ、当該反対側の面から送信される超音波を減衰させるための減衰手段と、

前記複数の超音波送受信素子、前記樹脂層、前記減衰手段を格納する格納手段と、

前記超音波照射面が前記計測対象近傍の体表面と対向するように、当該超音波プローブを前記体表面に固定する固定手段と、

20

前記エコー信号を有線又は無線によって前記生体情報計測装置に送信する送信手段と、を有し、

前記生体情報計測装置は、

前記送信手段によって送信された前記エコー信号を受信する受信手段と、

前記受信手段によって受信された前記エコー信号を記憶する記憶手段と、を有すること

を特徴とする生体情報計測システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

30

【0001】

本発明は、超音波ドプラ効果を用いて例えば血流速や脈波形を計測するためのウェアラブルな（着用可能な）超音波プローブ、及びこれを用いて生体情報を計測するための生体情報計測システムに関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は超音波パルス反射法により、体表から生体内の軟組織の断層像を無侵襲に得る医療用画像機器である。この超音波診断装置は、他の医療用画像機器に比べ、小型で安価、X線などの被爆がなく安全性が高い、血流イメージングが可能等の特長を有し、心臓、腹部、泌尿器、および産婦人科などで広く利用されている。

40

【0003】

この超音波画像診断装置においては、被検体に対して超音波送受信を実行するために、超音波プローブが用いられる。近年では、多数の幅の狭い振動子が幅方向に配列されたアレイ振動子（配列型振動子）を有するアレイ型超音波プローブが主流となっている。

【0004】

図 12 は、典型的なアレイ型超音波プローブ 40 の構成を説明するための図である。同図に示すように、圧電セラミクスを用いた振動子 41 がその幅方向に配列されている。振動子 41 の背面はパッキング材 44 により機械的にダンピングを行う。前面には 1 乃至 3 層の音響整合層 42 があり、被検体の音響インピーダンスと振動子の音響インピーダンスの整合を行う。最前面にはビームを集束させるための音響レンズ 43 が設置されている。

50

各振動子 4 1 には、フレキシブルプリント基板 4 5、ケーブル 4 6 を介して装置本体側からの駆動信号が供給される。また、各振動子 4 1 によって受信された超音波に基づくエコー信号は、フレキシブルプリント基板 4 5、ケーブル 4 6 を介して装置本体側に送り出される。

【 0 0 0 5 】

ところで、最近、健康管理モニタとして身体に常時装着して、脈拍、脈波形、血圧等の生体情報を計測・管理するシステムが開発・製品化されている（例えば、特許文献 1 参照）。このようなシステムにおいては、脈波形を計測するために前述の超音波プローブを使用することは物理的に不可能であり、通常は 1 ~ 数個の超音波トランスデューサを用いて測定を行っている。

10

【 0 0 0 6 】

しかしながら、このような簡単な素子を用いて生体情報を取得する場合、超音波トランスデューサが 1 ~ 数個であるため、超音波の電子走査を行う等の高度な処理は出来ず、従って計測対象部位への位置合せが困難という問題がある。

【 0 0 0 7 】

一方、図 1 2 に示した様な、通常の超音波診断装置に用いられる超音波プローブ 4 0 は、検査者によって把持された状態で使用されるものである。そのため、当該超音波プローブ 4 0 は、持ち易くするためのケース 4 7 に格納され、ある程度の大きさが確保される。従って、図 1 2 に代表される超音波プローブ 4 0 は、健康管理モニタとしての用途は想定されておらず、そのままの大きさでは身体に常時装着することは困難である。

20

【 0 0 0 8 】

また、一般に超音波プローブは、測定時において身体に密着させる必要がある。そのため、通常の超音波診断装置に用いられる超音波プローブは、測定部位毎にプローブ形状は異なっており、各々の部位に密着し易い構造（形状）となっている。この部位毎の構造を確保するため、従来の超音波プローブは、変形しにくい材料により所定の硬度を持つ構成となっている。しかしながら、超音波プローブの身体への常時装着を想定した場合は、身体の凹凸や動きに合わせて破損しない程度の柔軟性が必要とされる。従って、柔軟性の観点からも、従来の超音波プローブをそのまま健康管理モニタとしての利用することは不可能である。

【特許文献 1】特開 2 0 0 3 - 2 0 4 9 6 4 号公報

30

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 9 】

本発明は、上記事情を鑑みてなされたもので、手首等の身体の所定部位に密着させて着用でき、計測対象部位へ容易に位置合わせ可能な超音波プローブ、これを用いて生体情報を計測するための生体情報計測システム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 1 0 】

本発明は、上記目的を達成するため、次のような手段を講じている。

【 0 0 1 1 】

40

本発明の第 1 の視点は、計測対象近傍の体表面に設けられるウェアラブルな超音波プローブであって、送信超音波の波長を λ 、配列ピッチを d とした場合に、当該配列ピッチ d が、 $\lambda/2$ を満たすように配列された複数の超音波送受信素子と、前記超音波送受信素子間に設けられ、隣り合う前記超音波送受信素子を固定する複数の樹脂層と、少なくとも前記複数の超音波送受信素子の前記超音波照射面と反対側の面に設けられ、当該反対側の面から送信される超音波を減衰させるための減衰手段と、前記複数の超音波送受信素子、前記樹脂層、前記減衰手段を格納する格納手段と、前記超音波照射面が前記計測対象近傍の体表面と対向するように、当該超音波プローブを前記体表面に固定する固定手段と、を具備することを特徴とする超音波プローブである。

【 0 0 1 2 】

50

本発明の第2の視点は、計測対象近傍の体表面に設けられるウェアラブルな超音波プローブと、前記超音波プローブと共に使用される生体情報計測装置とからなる生体情報計測システムであって、前記超音波プローブは、送信超音波の波長を、配列ピッチを d とした場合に、当該配列ピッチ d が、 $d < \lambda / 2$ を満たすように配列された複数の超音波送受信素子と、前記超音波送受信素子間に設けられ、隣り合う前記超音波送受信素子を固定する複数の樹脂層と、少なくとも前記複数の超音波送受信素子の前記超音波照射面と反対側の面に設けられ、当該反対側の面から送信される超音波を減衰させるための減衰手段と、前記複数の超音波送受信素子、前記樹脂層、前記減衰手段を格納する格納手段と、前記超音波照射面が前記計測対象近傍の体表面と対向するように、当該超音波プローブを前記体表面に固定する固定手段と、前記エコー信号を有線又は無線によって前記生体情報計測装置に送信する送信手段と、を有し、前記生体情報計測装置は、前記送信手段によって送信された前記エコー信号を受信する受信手段と、前記受信手段によって受信された前記エコー信号を記憶する記憶手段と、を有すること、を特徴とする生体情報計測システムである。

10

【発明の効果】

【0013】

以上本発明によれば、手首等の身体の所定部位に密着させて着用でき、計測対象部位へ容易に位置合わせ可能な超音波プローブ、これを用いて生体情報を計測するための生体情報計測システムを実現できる。

【発明を実施するための最良の形態】

20

【0014】

以下、本発明の第1実施形態及び第2実施形態を図面に従って説明する。なお、以下の説明において、略同一の機能及び構成を有する構成要素については、同一符号を付し、重複説明は必要な場合にのみ行う。

【0015】

(第1実施形態)

図1は、本実施形態に係る生体情報計測システム10のブロック構成図を示している。同図に示すように、生体情報計測システム10は、超音波プローブ11、受信部13、増幅回路15、A/D変換器17、周波数・流速演算部19、最大値検出部21、脈波形生成部23、表示部25を具備している。超音波プローブ11以外は、生体情報計測システム本体10Aに格納されており、超音波プローブ11と生体情報計測システム本体10Aとの間のデータのやりとりは、無線通信を介して行われる。以下、各構成要素について説明する。

30

【0016】

超音波プローブ11は、被検体Pの所定部位(例えば、手首、足首、下腹部、頸動脈近傍部位等)に設けられるウェアラブルなデバイスである。所定部位に設けられた超音波プローブ11は、図1には図示していない圧電素子によって、血管9に向けて超音波を照射し当該被検体Pからの反射波を受信する。この超音波プローブ11の構成については、後で詳しく説明する。

【0017】

受信部13は、超音波プローブ11から無線通信によって送り出される生体計測情報(ここでは、ドプラ走査によって得られたエコー信号)を受信する。

40

【0018】

増幅回路15は、受信部13が受け取ったエコー信号を増幅し、A/D変換器17に送り出す。

【0019】

A/D変換器17は、増幅回路15から受け取ったアナログ信号を、デジタル信号に変換する。

【0020】

周波数・流速演算部19は、A/D変換器17から受け取ったエコー信号(デジタル

50

信号)を周波数解析することにより、チャンネル毎のドップラーシフト周波数 f を計算する。より具体的には、周波数・流速演算部 19 は、送信超音波を参照波とし、この参照波の周波数からの受信したエコー信号の周波数変位を計算し解析することで、チャンネル毎のドップラーシフト周波数 f を計算する。また、周波数・流速演算部 19 は、エコー信号の波形を FFT (Fast Fourier Transformation: 高速フーリエ変換) 処理し、当該エコー信号の中心周波数を計算することで、チャンネル毎のドップラーシフト周波数 f を計算する。さらに、周波数・流速演算部 19 は、計算されたドップラーシフト周波数 f に基づいて、チャンネル毎の血流速度を計算する。

【0021】

最大値検出部 21 は、一走査分の各チャンネルに対応する複数の血流速度の中から最大値を検出する。この最大値検出は、超音波走査毎に実行される。ここで、超音波走査とは、圧電素子の配列方向に沿って各超音波プローブ 11 から超音波送受信を実行することを言う。一回の超音波走査によって取得されるチャンネル毎の各血流速度は、ある特定の時相での、各超音波プローブ 11 による超音波照射部位(血管内)の血流速度を表すものである。従って、最大値検出部 21 により検出される最大値は、ある特定の時相における血管内の最大血流速度に対応することになる。

10

【0022】

脈波形生成部 23 は、最大値検出部 21 によって検出された各時相における最大値を時系列にプロットすることにより脈波形を生成し、所定の形態にて表示する。従って、脈波形生成部 23 によって生成される脈波形は、各時相における最大値を振幅とし、これを時系列につなぎ合わせて作られる波形である。なお、必要に応じて、脈波形生成部 23 は、各時相間の振幅(最大値)を補間する構成であってもよい。

20

【0023】

表示部 25 は、脈波形生成部 23 によって生成された脈波形を所定の形態にて表示する。

【0024】

本生体情報計測システム 10 は、必要に応じて、脈波形生成部 23 が生成した脈波形を記憶する記憶装置、又ネットワークを介して他の装置に送信する送信装置を有する構成であってもよい。

【0025】

また、本実施形態においては、超音波プローブ 11 と生体情報計測システム本体との間のデータのやりとりは、無線通信によって行われることとした。これは、超音波プローブ 11 が、ウェアラブルであり、装着時の快適性を考慮したものであるが、これに限定する趣旨ではなく、例えば超音波プローブ 11 の装着部位に応じて、両者の間をケーブルで接続した有線通信によるものとする構成であってもよい。

30

【0026】

(超音波プローブ)

本超音波プローブ 11 は、身体の所定部位に装着可能なものである。本実施形態においては、手首に装着する超音波プローブ 11 を例として、以下説明する。

【0027】

図 2 は、本超音波プローブ 11 の外観を示した図であり、図 3 は、本超音波プローブ 11 を手首に装着した様子を示した図である。各図に示すように、超音波プローブ 11 は、手首に沿った形状を有しており、且つ柔軟性を具備している。また、超音波プローブ 11 の人体接触側は、人間の皮膚と適合性が高く粘着性のあるシリコン樹脂(図 5 粘着樹脂層 110k 参照)によってコーティングされており、これによって手首に装着することができる。

40

【0028】

図 4 は、超音波プローブ 11 の断面を示した図である。同図に示すように、超音波プローブ 11 は、超音波トランスデューサユニット 110、駆動回路・処理ユニット 111、通信回路・アンテナ 112、薄型フィルムバッテリー 113、格納部 114 を具備してい

50

る。

【0029】

図5は、超音波トランスデューサユニット110の概略構成を説明するための断面図である。図6は、超音波トランスデューサユニット110の一部を構成する複合圧電体11Aの構成説明するための斜視図である。図5に示すように、超音波トランスデューサユニット110は、スキャン方向に沿ってアレイ状に配列された超音波送受信素子110A、樹脂層110B、パッキング材110g、フレキシブルプリント基板110f、アース金属板110h、第1音響整合層110i、第2音響整合層110j、粘着樹脂層110kを具備している。

【0030】

超音波送受信素子110Aは、電気信号(パルス波)を印加されると超音波を発生し、また、被検体Pからの反射波を受信し、これに応じた電気信号(エコー信号)を発生するものであり、複数の圧電素子110a、各圧電素子110a間に設けられた樹脂層110b、分割電極110c、全面電極110d(の一部)によって構成されている。各圧電素子110aは、PZTやチタン酸バリウムなどの圧電セラミクスあるいはPZNTやPMNTなどの圧電単結晶(圧電体)をその素材としている。圧電素子110a同士は樹脂層110bにより、超音波送受信素子110A同士は樹脂層110Bにより一体化されている。この樹脂層110b、110Bは、従来の超音波プローブ10に用いられるガラエポ樹脂の様に柔軟性のないものではなく、シリコンその他のデュロ硬度Aで30以下である樹脂をその材料としている。これにより、各超音波送受信素子110A及び樹脂層110b、110Bから構成される層に、柔軟性を持たせることができる。

【0031】

圧電素子110aと樹脂層110bとから構成される複合圧電体11Aは、その圧電素子の連結形態と樹脂層の連結形態とから1-3型複合圧電体と呼ばれる。この1-3型複合圧電体は、たとえばダイスフィル法と呼ばれる手法によって作成することができる。これは、所定の大きさの圧電体ブロックをx方向、y方向にダイサを用いて溝を形成し、この中に樹脂を充填し両主面を研磨するものである。こうして得られる1-3型複合圧電体の両主面に、スパッタリング又はメッキにより分割電極110c、全面電極110dを形成することで、スキャン方向に沿ってアレイ状に配列された複数の超音波送受信素子110Aを生成することができる。

【0032】

本実施形態においては、複合圧電体11Aが一体として振動することを保証するために、各圧電素子110aに幅/厚みの比が0.6未満となるような形状を持たせている。より具体的には、例えば中心周波数が10MHzのものを用いた場合には、各圧電素子110aは、厚さ約0.12mm、幅0.070mm、長さ5mm、配列ピッチ0.12mmの圧電素子110aを用いるものとする。

【0033】

なお、本実施形態においては、一チャンネルに対応する超音波送受信素子110Aを、アレイ状に配列された二列の圧電素子110aの群を樹脂層110bによって一体化し、これに分割電極110c、全面電極110d(の一部)を設ける構成にて形成した。ここで、一チャンネルとは、同一の電気信号にて駆動し、同一の電気信号として収集する単位をいう。しかしながら、これに限定する趣旨ではなく、圧電素子110a単体や、一列に配列された複数個の圧電素子110aと電極によって一チャンネルに対応する超音波送受信素子110Aを実現する構成であってもよい。

【0034】

超音波送受信素子110Aは、次の様なピッチでスキャン方向に沿ってアレイ状に配列される。すなわち、図6に示すように、超音波送受信素子の配列ピッチをdとし、送信超音波の波長をλとした場合、当該超音波送受信素子110Aは、配列ピッチdが次の式(1)を満たすように、スキャン方向に配列される。

【0035】

10

20

30

40

50

d / 2 (1)

このような配列とするのは、当該超音波プローブ 10 の柔軟性、携帯性を確保するためであり、次に述べる技術的背景による。

【0036】

すなわち、一般の画像診断に用いられるアレイ型超音波プローブでセクタスキャンによりビーム走査する場合、グレーティングローブが発生しない条件は以下の式(2)で表される。

【0037】

$d < \lambda / (1 + \sin \theta)$ (2)

走査角が90°とした場合でも、グレーティングローブが発生せずに最も幅が広がる条件は $d = \lambda / 2$ である。例えば中心周波数10MHzとすると、 $d = \lambda / 2$ は約0.0075mmとなる。これを満足するためには例えば0.0025mm厚のダイシングブレードを用いてピッチ0.0075mm、振動子幅0.0050なる微細な溝加工が必要となる。

10

【0038】

一方、本生体情報計測システムにおいて実行されるドップラー計測(後述)の場合は、画像診断ほどサイドローブの影響を考慮する必要がないため、走査素子(1チャンネルとして機能する素子)間隔を広くすることが可能である。従って、超音波送受信素子110Aの配列ピッチの上限は、上記式(2)の範囲にある必要はなく、上記式(1)の範囲のものにすることができる。その結果、図6に示す様に、超音波送受信素子110A同士の間隔については広くすることが可能であり、加工を容易にすることができる。しかしながら、上述の如く圧電体の幅/厚み比 < 0.6 を満足する必要があるため、一つの超音波送受信素子110A内での圧電体加工については、比較的狭ピッチで行う必要がある。

20

【0039】

フレキシブルプリント基板110fは、分割電極110bに対応した配線パターンを有し、駆動回路・処理ユニット111と各超音波送受信素子110Aとを電気的に接続する。

【0040】

バック材110gは、フレキシブルプリント基板110fの背面(超音波送受信面と反対の面)に配置され、当該背面から放射される不要な振動を減衰させる(吸収する)ためのダンパー材である。また、このバック材110gは、各超音波送受信素子110Aを構造的に支持し当該背面側に出力される超音波を減衰させる役割、及び各超音波送受信素子110Aが発生する熱を放射させる役割も果たす。

30

【0041】

また、バック材110Bの厚さは、当該超音波プローブ10に柔軟性を持たせるため、例えば超音波送受信素子110Aの超音波送受信方向の厚さの10倍程度となっている。

【0042】

アース金属板110hは、Au、Cuの金属箔、ポリイミド、PET樹脂薄膜に金属膜をコーティングしたものであり、全面電極110Bをアース接続するための、例えば厚さ0.5~50 μ m程度の薄板である。

40

【0043】

第1音響整合層110i及び第2音響整合層110jは、アース金属板110hを介して超音波送受信素子110Aの超音波送受信面に設けられる樹脂等であり、音響インピーダンスを段階的に変化させることで、照射超音波と生体との音響的な整合をとる。なお、本超音波トランスデューサ11は音響整合層を二層としたが、これに限定されず、例えば一層のみ又は3層以上持つ構成であってもよい。

【0044】

粘着樹脂層110kは、第2音響整合層110jの超音波送受信面に設けられ、本超音波プローブ11を手首に固定(接着)するための、シリコン樹脂等の減衰が少なく、柔軟

50

で人体適合性の高い材料（例えば、デュロ硬度 A で 30 以下である樹脂）からなる層である。また、粘着樹脂層 110E は、生体との間に空気等が介在しないようにする働きもある。さらに、粘着樹脂層 110E は、自由に剥がしたり再度接着することも可能となっている。なお、本粘着樹脂層 110E と第 2 音響整合層 110D との間には、超音波を集束させるための音響レンズが設けられる場合もある。

【0045】

図 5 を用いた説明に戻る。駆動回路・処理ユニット 111 は、クロック発生回路、高周波パルス発生器、増幅回路、切替スイッチ（それぞれ図示せず。）を有している。切替スイッチは、超音波送信時においては超音波トランスデューサユニット 110 と高周波パルス発生器とを、超音波受信時においては超音波トランスデューサユニット 110 と増幅回路とを接続するスイッチである。この切替は、予め設定されたプログラムに従って実行される。また、駆動回路・処理ユニット 111 は、図示していないメモリを有しており、当該メモリに増幅後の信号を逐次格納する。

10

【0046】

クロック発生回路は、送信時において送信超音波を形成するため、所定のレート周波数 f_r Hz（周期； $1/f_r$ 秒）でレートパルスを繰り返し発生し、これを高周波パルス発生器に供給する。高周波パルス発生器は、クロック発生回路から受け取ったレートパルスに基づいて、例えば中心周波数 10 MHz のインパルス信号を発生する。なお、本プローブ 11 の計測対象が脈波形であること、及び携帯性の観点から、高周波パルス発生器は、（一般の超音波診断装置に設けられる）超音波ビームに指向性を与えるための位相制御に関する機能を持たない。従って、本超音波プローブ 11 によって実現される超音波走査は、リニアスキャンである。また、増幅回路は、受信エコーに基づいて超音波トランスデューサユニット 110 が発生したエコー信号を増幅し、通信回路・アンテナ 112 に送り出す。

20

【0047】

通信回路・アンテナ 112 は、駆動回路・処理ユニット 111 において処理されたエコー信号を、アンテナを介して生体情報計測システム 10 の受信部 13 に送信する。この送信のタイミングには特に限定はないが、例えば通信回路・アンテナ 112 が図示していないメモリを有し、エコー信号が当該メモリに一定量蓄えられる毎に定期的に送信する構成であってもよい。

30

【0048】

薄型フィルムバッテリー 113 は、駆動回路・処理ユニット 111、通信回路・アンテナ 112 に電力を供給する電源である。なお、本実施形態に係る生体情報計測システム 10 では、ドップラー信号のみを利用し画像化を行わないことから、画像化を行う場合に比して、印加パルスをより低電圧にすることが可能である。

【0049】

格納部 114 は、超音波トランスデューサユニット 110、駆動回路・処理ユニット 111、通信回路・アンテナ 112、薄型フィルムバッテリー 113 を格納し保護する。この格納部 114 は、本超音波プローブ 11 の柔軟性を確保する観点から、例えばデュロ硬度 A で 30 以下の樹脂等を用いることが好ましい。

40

【0050】

次に、生体情報計測システム 10 の動作について説明する。本生体計測システム 10 は、既に説明した様に、例えば図 1 に示した構成によって実現される。同図の例では、特に超音波プローブ 11 を除いた生体情報計測システム 10 の本体について専用の装置として示した。しかしながら、必ずしも専用装置を必要とするものではなく、例えば、図 7 に示すように、パーソナルコンピュータ 30、携帯電話 31、PDA 32 等に生体情報計測システム 10 の本体と同様な機能を持たせることによっても、本生体情報計測システム 10 を実現することができる。

【0051】

図 8 は、生体情報計測システム 10 による生体情報計測（ここでは、脈波形計測）にお

50

いて実行される各処理の流れを示したフローチャートである。同図において、ステップ S 1 ~ S 4 の処理は超音波プローブ 11 の側での処理に、ステップ S 5 ~ S 9 の処理は生体情報計測システム 10 の本体側での処理に、それぞれ対応している。

【0052】

まず、粘着樹脂層 110E によって被検体の手首に超音波プローブ 11 を装着し（ステップ S 1）、超音波プローブ 11 及び生体情報計測システム 10 本体側のスイッチを ON にする（ステップ S 2）。次に、超音波プローブ 11 による超音波走査及びデータ記憶が実行される（ステップ S 3）。すなわち、各チャンネルに対応する超音波送受信素子 110A に、駆動回路・処理ユニット 111 によって順番に送信パルスが印加され、各超音波送受信素子 110A から被検体に対し超音波が送信される。また、駆動回路・処理ユニット 111 は、各超音波送信によって得られる超音波送信によって得られる被検体からの反射波を超音波送受信素子 110A によって受信し、増幅処理を実行し、自動的にメモリに記憶する。

10

【0053】

ここで、チャンネル 1 からチャンネル n（n は超音波送受信素子 110A の数）まで超音波送受信素子 110A による一連の超音波送受信を、当該プローブ 11 が実行する一回の超音波走査（送受信）として定義する。本生体情報計測システム 10 は、この超音波プローブ 11 による超音波走査を所定の時間間隔にて繰り返し実行することで、各時相に対応するエコー信号を取得する。

【0054】

次に、通信回路・アンテナ 112 は、メモリに記憶されたエコー信号を適宜読み出し、システムの本体側に転送する（ステップ S 4）。転送されたエコー信号は、生体情報計測システム 10 の本体の受信部 13 においてエコー信号が受信され（ステップ S 5）、増幅、A/D 変換を施した後（ステップ S 6）、周波数計算・血流計算が実行される（ステップ S 7）。

20

【0055】

次に、最大値計測部 21 は、各超音波走査（すなわち、各時相）において得られたチャンネル毎の血流速度から、最大値の血流速度を検出し、これに基づいて脈波形を生成する（ステップ S 8）。すなわち、複数回の超音波走査を実行した場合、各回（各時相）における血流速度の最大値を検出し、これらを時系列にプロットすることで、脈波形を生成する。生成された脈波形は、表示部 25 において所定の形式で表示される（ステップ S 9）。

30

【0056】

以上述べた構成によれば、以下の効果を得ることができる。

【0057】

本超音波プローブは、通常画像収集用超音波プローブ（従来の超音波プローブ）に比して、配列ピッチの大きな超音波送受信素子群を有している。そのため、全体の超音波送受信素子数を減少させることができ、従来の超音波プローブに比して高い柔軟性を確保することができる。従って、所望の部位の形状に合わせて変形させて計測部位に密着させて装着することができる。位置ずれの少ない常時装着型の超音波プローブを実現することができる。その結果、計測精度を向上させ信頼性の高い生体情報を提供でき、違和感なく装着可能な超音波プローブ、及びこれを有する生体情報計測システムを提供することができる。また、本超音波プローブは、全体の超音波送受信素子数が従来よりも少ないため、従来に比して薄型・小型にすることができ、省スペースでも装着可能な優れた携帯性を実現することができる。

40

【0058】

本超音波プローブは、超音波送受信素子同士を柔軟性のある樹脂、例えばデュロ硬度 A で 30 以下の樹脂によって一体化している。また、本超音波プローブのバックング材は、その厚みが超音波送受信素子の厚みの 10 倍以下に抑えられている。さらに、超音波トランスデューサユニット等を格納し保護する格納部には、例えばデュロ硬度 A で 30 以下の

50

樹脂等を用いている。従って、より高い柔軟性を確保することができ、計測部位に直接且つ密着させて装着することができ、位置ずれの少ない常時装着型の超音波プローブを実現することができる。

【0059】

また、本超音波プローブは、人体の皮膚と親和性があり、且つ柔軟性を有する粘着樹脂層により、計測対象近傍の皮膚に固定することができる。従って、容易に位置合わせすることができ、また、常時装着していても位置ずれを起こさない。その結果、信頼性の高い生体情報を提供でき、違和感なく装着可能な超音波プローブ、及びこれを有する生体情報計測システムを提供することができる。

【0060】

さらに、本超音波プローブは、駆動回路・処理ユニット、通信回路・アンテナ、電源等を全てフィルム状等の薄いものを採用している。従って、従来に比して大幅なダウンサイジングを実現することができ、違和感なく装着可能な超音波プローブ、及びこれを有する生体情報計測システムを提供することができる。

【0061】

(第2実施形態)

次に、第2の実施形態について説明する。第2の実施形態に係る生体情報計測システムは、生体情報として超音波画像を収集(計測)するものである。

【0062】

図9は、第2の実施形態に係る生体情報計測システム30のブロック構成図を示している。同図に示すように、超音波トランスデューサユニット110、システム部30、通信回路・アンテナ32を具備している。

【0063】

超音波トランスデューサユニット110は、第1の実施形態にて示したものと同一の構成を有するものである。

【0064】

システム部30は、超音波走査に関する制御、及び超音波トランスデューサユニット110によって受信されたエコー信号の処理及び画像化のための処理を実行する。このシステム部30の構成については、後で詳しく説明する。

【0065】

通信回路・アンテナ32は、システム部30において生成された画像データを、無線通信により図示していないモニタに転送する。

【0066】

図10は、システム部30のブロック構成図を示している。同図に示すように、システム部30は、第1の遅延制御回路301、送信駆動回路303、高周波増幅回路305、第2の遅延制御回路307、対数増幅回路309、検波回路311、スキャンコンバータ313、システム制御回路315を具備している。

【0067】

第1の遅延制御回路303は、システム制御回路315から、送信超音波を形成するための所定のレートパルスを受け取り、チャンネル毎に超音波をビーム状に集束し且つ送信指向性を決定するのに必要な遅延時間を与える。

【0068】

送信駆動回路303は、このレートパルスに基づくタイミングで駆動パルスを発生し、超音波トランスデューサ110に印加する。

【0069】

高周波増幅回路305は、受信超音波に基づいて超音波トランスデューサ110が発生するチャンネル毎のエコー信号を増幅する。

【0070】

第2の遅延制御回路307は、増幅されたエコー信号に対し受信指向性を決定するのに必要な遅延時間を与え、その後加算器において加算処理を行う。この加算により、エコー

10

20

30

40

50

信号の受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調され、受信指向性と送信指向性により超音波送受信の総合的なビームが形成される。

【0071】

対数増幅回路309は、第2の遅延制御回路307から受け取ったエコー信号を、対数的に圧縮し増幅する。

【0072】

検波回路311は、対数増幅回路309から受け取った信号に90度位相のずれたリファレンス周波数を有する信号をそれぞれ乗じて直交検波を行い、I、Q信号を得る。このI、Q信号は、受信信号からリファレンス周波数を減じた周波数を有する信号となる。なお、リファレンス周波数は、一般に超音波画像を生成する帯域の中心周波数に設定される。

10

【0073】

また、検波回路311は、検波によって得られたエコー信号(I、Q信号)をレンジゲートにかけてある深さのドプラ信号を取りだし、高速フーリエ変換によって周波数分析する。分析された信号は、スキャンコンバータ313に送り出される。

【0074】

スキャンコンバータ313は、超音波スキャンの走査線信号列を、テレビなどに代表される一般的なビデオフォーマットの走査線信号列に変換し、表示画像としての超音波診断画像データを生成する。生成された超音波診断画像データは、通信回路・アンテナ32を介して、モニタに転送される。モニタは、受信したデータに基づいて、超音波診断画像を表示する。

20

【0075】

システム制御回路315は、情報処理装置(計算機)としての機能を持ち、本超音波プローブ11の動作を制御する。

【0076】

以上述べたシステム部30の各構成要素は、専用ICによって作成され、実装もベアチップ実装等にすることで、大幅な小型化を実現することができる。また、さらなる工夫として、薄いSi基板によるIC化を図ることもできる。

【0077】

次に、第2の実施形態に係る生体情報計測システム10の動作に付いて説明する。本生体計測システム10は、例えば図9、図10に示した超音波プローブ11と、当該超音波プローブ11から送信される超音波画像データを受信し、記憶または表示する専用の装置(又は、図7に示すようなパーソナルコンピュータ30、携帯電話31、PDA32等)から構成される。

30

【0078】

図11は、生体情報計測システム10による生体情報計測(ここでは、ドプラ画像撮影)において実行される各処理の流れを示したフローチャートである。同図において、ステップS11~S15の処理は超音波プローブ11の側での処理に、ステップS16、S17の処理は転送された画像データを受信する専用装置側での処理に、それぞれ対応している。

【0079】

まず、粘着樹脂層110Eによって被検体の手首に超音波プローブ11を装着し(ステップS11)、超音波プローブ11及び専用装置側のスイッチをONにする(ステップS12)。このとき、第1の実施形態の場合と同様に、図3に示した様に、例えば血管の走行方向と超音波プローブ11の長手方向とが実質的に垂直となるように位置合わせし、手首の形状に沿って粘着樹脂層110Eを皮膚に接着させることで、超音波プローブ11が装着される。

40

【0080】

次に、各チャンネルに対応する超音波送受信素子110Aに、送信駆動回路303によって順番に送信パルスが印加され、各超音波送受信素子110Aから被検体に対し超音波が送信される。また、各超音波送受信素子110Aは、送信された超音波に基づく反射波

50

を被検体から受信する（ステップS13）。

【0081】

次に、受信した反射波に基づくエコー信号に対して所定の処理を施し、超音波画像（今の場合、ドプラ画像）データを生成する（ステップS14）。生成された超音波画像データは、通信回路・アンテナ32によって専用の装置に自動的に転送される（ステップS15）。

【0082】

専用の装置は、超音波プローブ11から転送された画像データを受信し、モニタに所定の形態にて表示すると共に、当該画像データをメモリに自動的に記憶する（ステップS17）。

10

【0083】

以上述べた構成によれば、本生体情報計測システム10により、生体情報計測として超音波画像を取得する場合においても、第1の実施形態と同様の効果を得ることができる。

【0084】

以上、各実施形態に従って本願に係る発明の内容を説明した。しかしながら、本発明は上記実施形態そのままに限定されるものではなく、実施段階ではその要旨を逸脱しない範囲で構成要素を変形して具体化できる。例えば、次の様な変形例を挙げることができる。

【0085】

（1）第1の実施形態においては、A/D変換前のエコー信号を通信により装置本体10aに送り出す構成であった。これは、超音波プローブ11に設ける信号処理系をなるべく軽減させ、コンパクト化を図るためである。しかしながら、これに限定する趣旨ではなく、必要に応じて超音波プローブ11にA/D変換部17、周波数・流速演算部19等の種々の信号処理系を設け、当該超音波プローブ11において得られる各種段階の信号を、通信により装置本体10aに送り出す構成であってもよい。

20

【0086】

（2）第2の実施形態においては、生体情報としてドプラ画像を取得する場合を例として説明した。しかしながら、対象とする画像をドプラ画像に限定する趣旨ではなく、Bモード画像、Mモード画像、パワードプラ画像その他の様な超音波画像を生体情報計測として取得する場合であっても、本発明を適用することができる。

【0087】

（3）上記各実施形態においては、得られた生体情報を超音波プローブ11等に内蔵されたメモリに格納する構成であった。これに対し、得られた生体情報をリムーバブルなメディアに格納する構成であってもよい。

30

【0088】

また、上記実施形態に開示されている複数の構成要素の適宜な組み合わせにより、種々の発明を形成できる。例えば、実施形態に示される全構成要素から幾つかの構成要素を削除してもよい。さらに、異なる実施形態にわたる構成要素を適宜組み合わせてもよい。

【図面の簡単な説明】

【0089】

【図1】図1は、本実施形態に係る生体情報計測システム10のブロック構成図を示している。

40

【図2】図2は、本超音波プローブ11の外観を示した図である。

【図3】図3は、本超音波プローブ11を手首に装着した様子を示した図である。

【図4】図4は、超音波プローブ11の断面を示した図である。

【図5】図5は、超音波トランスデューサユニット110の概略構成を説明するための断面図である。

【図6】図6は、超音波送受信素子110Aの構成説明するための斜視図である。

【図7】図7は、生体情報計測システムの幾つかの具体例を示した図である。

【図8】図8は、生体情報計測システム10による生体情報計測（脈波形計測）において実行される各処理の流れを示したフローチャートである。

50

【図9】図9は、第2の実施形態に係る生体情報計測システム30のブロック構成図を示している。

【図10】図10は、システム部30のブロック構成図を示している。

【図11】図11は、生体情報計測システム10による生体情報計測（ドプラ画像撮影）において実行される各処理の流れを示したフローチャートである。

【図12】図12は、従来の超音波プローブの構成を説明するための図である。

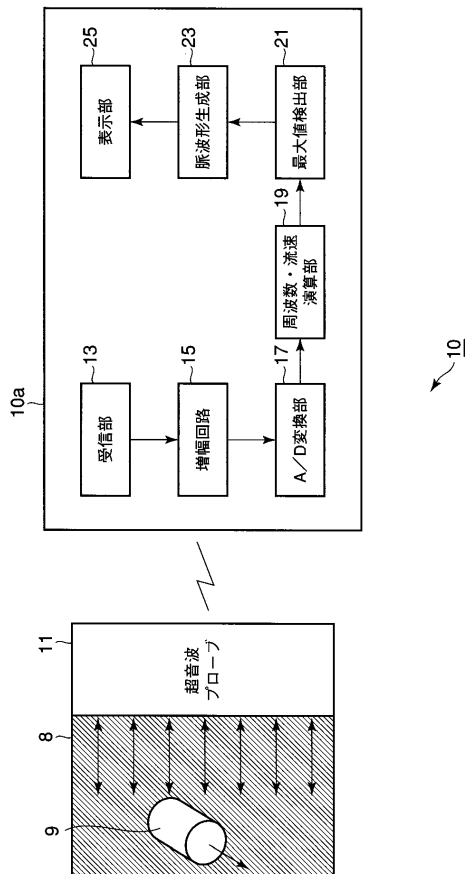
【符号の説明】

【0090】

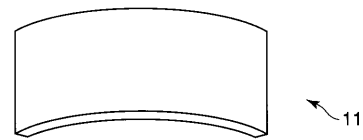
10...生体情報計測システム、11...超音波プローブ、13...受信部、15...増幅回路、17...A/D変換器、19...周波数・流速演算部、21...最大値検出部、23...脈波形成部、25...表示部、110A...超音波送受信素子、110B...バッキング材、110C...第1音響整合層、110D...第2音響整合層、110E...粘着樹脂層、110F...フレキシブルプリント基板、110f...アース金属板、110a...圧電素子

10

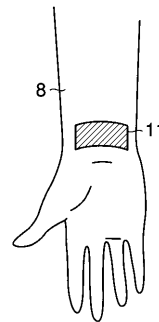
【図1】



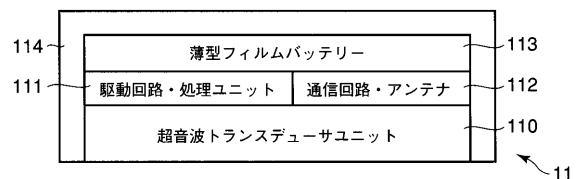
【図2】



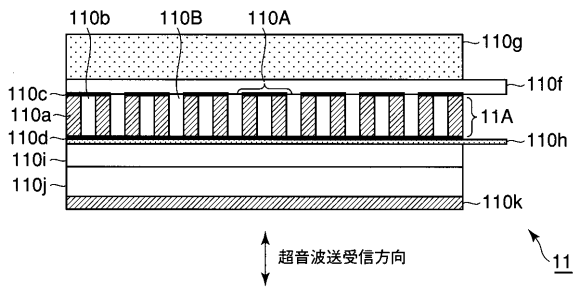
【図3】



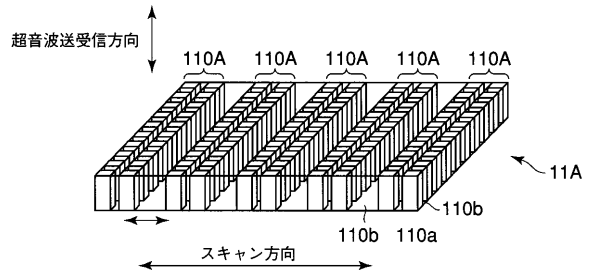
【図4】



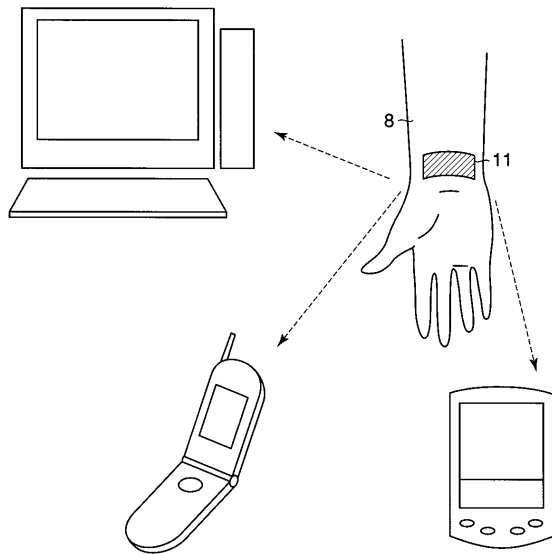
【 図 5 】



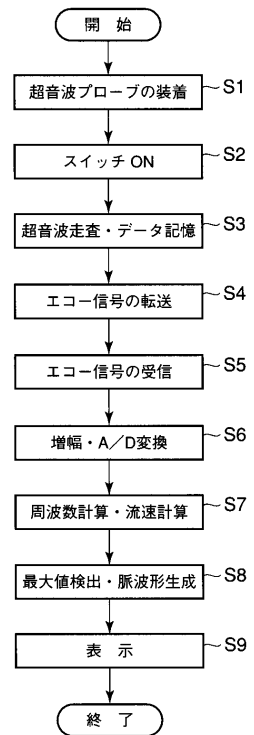
【 図 6 】



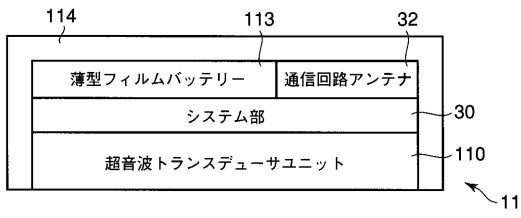
【 図 7 】



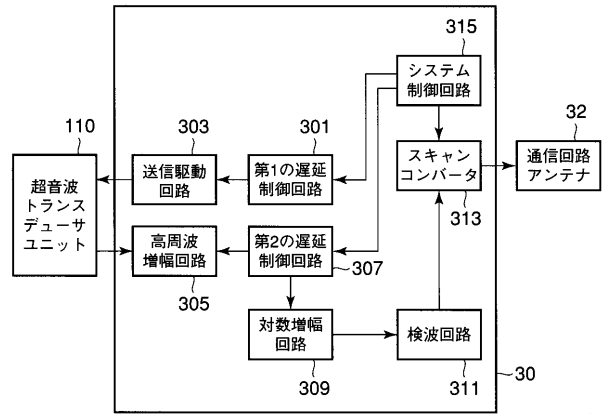
【 図 8 】



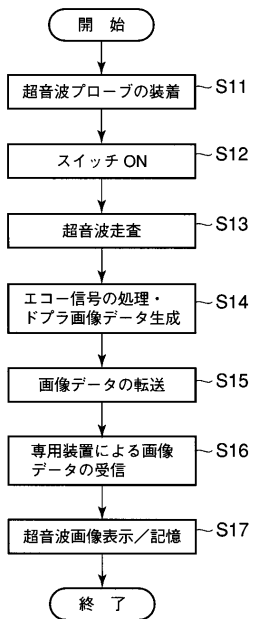
【 図 9 】



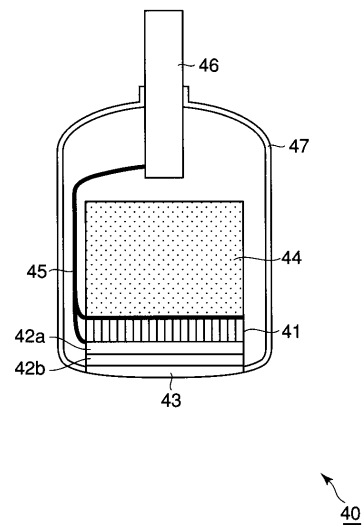
【 図 10 】



【 図 11 】



【 図 12 】



フロントページの続き

(74)代理人 100084618

弁理士 村松 貞男

(74)代理人 100092196

弁理士 橋本 良郎

(72)発明者 逸見 和弘

神奈川県川崎市幸区小向東芝町 1 番地 株式会社東芝研究開発センター内

(72)発明者 細野 靖晴

神奈川県川崎市幸区小向東芝町 1 番地 株式会社東芝研究開発センター内

F ターム(参考) 4C017 AA10 AA11 AB02 AC23

4C601 DD03 DD07 DE03 GB04 GB42 GC01

专利名称(译)	超声探头和生物信息测量系统		
公开(公告)号	JP2006051105A	公开(公告)日	2006-02-23
申请号	JP2004233642	申请日	2004-08-10
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝		
申请(专利权)人(译)	东芝公司		
[标]发明人	逸見和弘 細野靖晴		
发明人	逸見 和弘 細野 靖晴		
IPC分类号	A61B8/06 A61B8/00 A61B5/0245 A61B5/0285		
CPC分类号	A61B8/4236		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/00 A61B5/02.310.Z A61B5/02.340.H A61B5/02.840.H A61B5/0285.H		
F-TERM分类号	4C017/AA10 4C017/AA11 4C017/AB02 4C017/AC23 4C601/DD03 4C601/DD07 4C601/DE03 4C601/GB04 4C601/GB42 4C601/GC01		
代理人(译)	河野 哲 中村 诚		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种超声波探头等，其可以与身体的预定部位例如手腕紧密接触地佩戴并且可以容易地与测量目标部位对准。多个满足 $d \geq \lambda/2$ 的超声波发射/接收元件110A和相邻的超声波发射/接收元件被固定，其中 λ 是发射超声波的波长， d 是布置间距。杜罗硬度为30以下的多个树脂层110B设置在超声波收发元件的与超声波照射面相反的一侧的面上，使从该相反一侧的面透射的超声波衰减。背衬材料110g和可佩戴的超声探头，该背衬材料110g用于使粘合探针层110k设置在与测量目标的接触表面上并且用于将超声探针粘附至测量目标附近的身体表面。 [选择图] 图5

