

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

WO2009/069281

発行日 平成23年4月7日(2011.4.7)

(43) 国際公開日 平成21年6月4日(2009.6.4)

(51) Int. Cl.	F I	テーマコード (参考)
H04R 19/00 (2006.01)	H04R 19/00 330	4C601
A61B 8/00 (2006.01)	A61B 8/00	5D019
H04R 1/30 (2006.01)	H04R 1/30 330	
H04R 1/34 (2006.01)	H04R 1/34 330A	
H04R 3/00 (2006.01)	H04R 3/00 330	

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 18 頁)

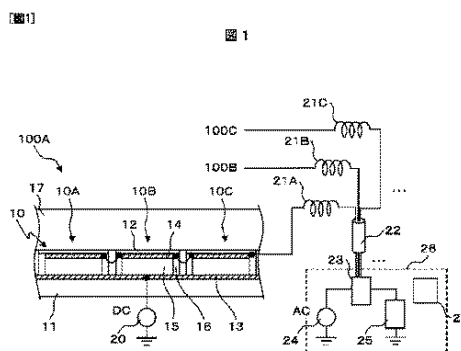
出願番号 特願2009-543657 (P2009-543657)	(71) 出願人 000005108 株式会社日立製作所 東京都千代田区丸の内一丁目6番6号
(21) 国際出願番号 PCT/JP2008/003454	
(22) 国際出願日 平成20年11月25日(2008.11.25)	
(31) 優先権主張番号 特願2007-306747 (P2007-306747)	(71) 出願人 000153498 株式会社日立メディコ 東京都千代田区外神田四丁目14番1号
(32) 優先日 平成19年11月28日(2007.11.28)	
(33) 優先権主張国 日本国(JP)	(74) 代理人 110000350 ポレール特許業務法人
	(72) 発明者 橋場 邦夫 日本国東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目28 0番地 株式会社日立製作所 中央研究所 内
	(72) 発明者 泉美 喜雄 日本国東京都千代田区外神田四丁目14番 1号 株式会社日立メディコ内 最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波探触子、超音波撮影装置

(57) 【要約】

高画質化が可能なパルス特性を維持しながら、多重反射を低減する静電型トランスデューサを備えた超音波探触子及びそれを用いた超音波診断装置を提供する。

静電型トランスデューサを備えた超音波探触子プローブについて、音響レンズの吸収係数を α [dB/mm/MHz]、音響レンズの最大厚さを d [mm]、静電型トランスデューサの中心周波数を f [MHz]としたときに、 $6.5/f \cdot \alpha d$ の条件を満たし、静電型トランスデューサの1チャンネル当たりのインダクタンス値を L [H]、静電型トランスデューサの1チャンネル当たりの静電容量を C [pF]、静電型トランスデューサの中心周波数を f [MHz]として、 $L < 1 / ((3\pi f \cdot C)^2 \times C)$ の条件を満たすように構成する。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

基板上に設けられた少なくとも1つのチャンネルを備える静電型トランスデューサと、前記静電型トランスデューサの一の面上に設けられた音響レンズと、前記静電型トランスデューサの前記各チャンネルに直列に接続される直列インダクターとを有し、

前記音響レンズは、前記音響レンズの吸収係数及び前記音響レンズの最大厚さを前記静電型トランスデューサの共振周波数に基づき形成するとともに、

前記直列インダクターのインダクタンス値は、前記静電型トランスデューサの1のチャンネル当たりのインダクタンス値を、前記静電型トランスデューサの1チャンネル当たりの静電容量と前記静電型トランスデューサの中心周波数に基づき規定することを特徴とする超音波探触子。 10

【請求項 2】

前記音響レンズは、前記音響レンズの吸収係数を α [dB/mm/MHz]、前記音響レンズの最大厚さを d [mm]、前記静電型トランスデューサの共振周波数を f [MHz] とするときに、 $6.5/f < \alpha d$ の関係を満たすことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波探触子。

【請求項 3】

前記直列インダクターのインダクタンス値は、前記静電型トランスデューサの1のチャンネル当たりのインダクタンス値を L [H]、前記静電型トランスデューサの1チャンネル当たりの静電容量を C [pF]、前記静電型トランスデューサの中心周波数を f [MHz] とするときに、 $L < 1 / ((3\pi f)^2 \times C)$ の関係を満たすことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波探触子。 20

【請求項 4】

前記基板上に設けられた複数の静電型トランスデューサアレイのチャンネルを備え、前記各直列インダクターは、前記各静電型トランスデューサアレイのチャンネルと夫々直列接続されることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波探触子。

【請求項 5】

超音波信号を引き出すケーブルをさらに有し、前記直列インダクターは一方の端子が前記静電型トランスデューサのチャンネルと接続され、他方の端子が前記ケーブルと接続されることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波探触子。 30

【請求項 6】

前記音響レンズの材質はシリコンゴムであることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波探触子。

【請求項 7】

前記音響レンズの吸収係数は、 0.7 dB/mm/MHz 以上、 1 dB/mm/MHz 以下程度であることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波探触子。

【請求項 8】

前記音響レンズの最大厚さは 0.73 mm 以上であることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波探触子。 40

【請求項 9】

基板上に設けられた複数のチャンネルを備える静電型トランスデューサと、前記静電型トランスデューサの一の面上に設けられた音響レンズと、前記静電型トランスデューサに接続されるインダクターとを備える超音波探触子と、

前記超音波探触子に交流電圧を印加する交流電源と、

前記超音波探触子の受信信号を処理する受信回路とを有し、

前記超音波探触子は、請求項 1 に記載の超音波探触子であることを特徴とする超音波撮影装置。

【請求項 10】

送受分離回路と、制御部とをさらに有し、前記制御部は、超音波送信のときには前記送 50

受分離回路を前記交流電源と前記インダクターとに連結し、超音波受信のときには前記送受分離回路を前記受信回路と前記インダクターとに連結するように制御することを特徴とする請求項9に記載の超音波撮影装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、静電型トランスデューサを備えた、高画質な画像を得るための超音波探触子及びそれを用いた超音波撮影装置に関する。

【背景技術】

【0002】

静電型トランスデューサは、従来の圧電型トランスデューサより高効率かつ広帯域のトランスデューサアレイとして提案されている。

【0003】

この静電型トランスデューサは、例えば非特許文献1に記載されているように、シリコン基板上に多数のダイアフラムを形成させた構造となっている。静電型トランスデューサは、ダイアフラム側とシリコン基板側にそれぞれ設けられた電極間にDCバイアス電圧を印加した状態で使用される。この電圧印加状態で、さらにAC電圧を印加して音波を送信し、同様にDCバイアス電圧を印加した状態で、到来音波を受信する。

【0004】

DCバイアス電圧を大きくしていくと、クーロン力によりダイアフラムがシリコン基板側に接触してしまう。このときのDCバイアス電圧をコラプス電圧と呼び、通常コラプス電圧以下のDCバイアス電圧を印加して使用する。

【0005】

また、静電型トランスデューサでは、例えば非特許文献2に記載されているように、電気エネルギーと機械エネルギーの変換効率（電気機械結合係数）が、DCバイアス電圧に依存することが知られている。

【0006】

【非特許文献1】 "A Surface Micromachined Electrostatic Ultrasonic Air Transducer", Proceedings of 1994 IEEE Ultrasonics Symposium, pp.1241-1244

【非特許文献2】 "A Simple Distributed Model for cMUT", Proceedings of 2004 IEEE Ultrasonics Symposium, pp.248-251

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

静電型トランスデューサは、容量性のトランスデューサである上、大きな寄生容量が存在する。コラプス電圧以下のDCバイアス電圧では、電気機械結合係数は音響負荷と受信回路との整合を妨げるほど小さな値となってしまう、受信エコーの一部がトランスデューサで反射することになる。反射された波は、さらに音響負荷側のターゲットに反射して受信エコーとなり、画像化をする場合には、多重反射によるアーチファクトとなって画質を劣化させるおそれがある。

【0008】

一方、音響負荷とトランスデューサの整合を取るために、音響整合層を設けた場合にも、音響整合層の材質（密度及び音速）と厚さから決まる特定の周波数で整合を取るようになるため、狭帯域な受信信号となる他、位相直線性を乱すことによってパルスに尾引きが出るので、高分解能を得るためのパルス特性を劣化させるおそれもある。

【0009】

つまり、上記静電型トランスデューサでは、この画質劣化やパルス特性劣化への対応が未解決の問題であった。以上のように、静電型トランスデューサを備えた超音波探触子及びそれを用いた超音波診断装置においては、高分解能性を得るためのパルス特性を維持しつつ、多重反射によるアーチファクトを低減することができないという課題があった。

10

20

40

50

【課題を解決するための手段】**【0010】**

本発明による超音波探触子は一例として、基板上に設けられた少なくとも1つのチャンネルを備える静電型トランスデューサと、前記静電型トランスデューサの一の面上に設けられた音響レンズと、前記静電型トランスデューサの前記各チャンネルに直列に接続される直列インダクターとを有し、前記音響レンズは、前記音響レンズの吸収係数及び前記音響レンズの最大厚さを前記静電型トランスデューサの共振周波数に基づき形成するとともに、前記直列インダクターのインダクタンス値は、前記静電型トランスデューサの1のチャンネル当たりのインダクタンス値を、前記静電型トランスデューサの1チャンネル当たりの静電容量と前記静電型トランスデューサの中心周波数に基づき規定するように構成される。

10

【0011】

また、本発明による超音波診断装置は一例として、基板上に設けられた複数のチャンネルを備える静電型トランスデューサと、前記静電型トランスデューサの一の面上に設けられた音響レンズと、前記静電型トランスデューサに接続されるインダクターとを備える上記の超音波探触子と、前記超音波探触子にDCバイアスを印加するDC電源と、交流電圧を印加する交流電源と、前記超音波探触子の受信信号を処理する受信回路とを有する超音波診断装置であるように構成される。

【発明の効果】**【0012】**

高分解能性を得るためのパルス特性を維持しつつ、多重反射によるアーチファクトを低減することが可能な静電型トランスデューサを備えた超音波探触子及びそれを用いた超音波診断装置を提供することができる。

20

【発明を実施するための最良の形態】**【0013】**

以下、図面を用いて本発明の超音波探触子(プローブ)の実施形態について詳細に述べる。

【0014】

図1は、本発明の超音波探触子プローブの一実施例を示した構成図である。本実施例の超音波探触子プローブは、複数の静電型トランスデューサアレイのチャンネル100(100A、100B、100C・・・)を有しており、各アレイチャンネル毎に夫々1つのインダクター21A、21B、21C・・・が直列に接続されている。

30

【0015】

各チャンネル、例えばチャンネル100Aの機械構成部は、シリコン基板11の上にシリコンプロセスによって形成された複数のダイアフラム構造10A、10B、10C、・・・によって構成される静電型トランスデューサ10と、静電型トランスデューサ10の一の面上に設けられた音響レンズ17から成っている。

【0016】

静電型トランスデューサ10を構成する1つのダイアフラム構造10A(あるいは10B、10C)は、リブ16を介してダイアフラム12が構成されるようになっており、ダイアフラム12とシリコン基板11との間に空乏層15が形成されている。

40

【0017】

ダイアフラム12には上層電極14が、シリコン基板11には下層電極13が含まれており、下層電極13にはDC電源20によってDCバイアス電圧が印加されて、使用時にはダイアフラム12がクーロン力により、シリコン基板側に変形した状態になっている。DCバイアス電圧は、前記クーロン力により、ダイアフラム12がシリコン基板11に接触してしまう電圧(コラプス電圧)に対して、通常、80%~90%程度の電圧値で設定される。

【0018】

一般に、2次元断面像を取得するための超音波探触子プローブ内のトランスデューサは

50

、短冊状に配置された複数のチャンネルによる一次元アレイ構造をなしているが、本実施形態の超音波探触子プローブも、複数チャンネルのアレイ構造をなしており、1チャンネルは、複数のダイアフラム構造10A、10B、10C、・・・が並列に接続されて連結された構成である。すなわち、各ダイアフラム構造10A、10B、10C、・・・のダイアフラム12に設けられた上部電極14は、チャンネル内で並列に接続されている。1つチャンネルには1つのインダクター21が直列接続されており、本実施例では、DC電圧が下部電極にかかっているため、インダクター21は上部電極14の側に接続されている。各直列インダクター21の静電型トランスデューサと反対側の端子は、通常2m程度の長さの探触子ケーブル22を介して、各々超音波撮像装置内に設けられた制御回路26の送受分離回路23に接続されている。なお、超音波探触子は医療用であれば通常複数チャンネル、例えばアレイが100チャンネルでインダクターも100個備えている。したがって、図1の探触子ケーブルはその中に複数の線が束ねられており、送受分離回路23内もアレイのチャンネル数分の送受分離部があるが、ここでは説明を簡単にするために、1つの送受分離回路として表示する。送受分離回路23は、超音波送信時には、送信のためのAC電源24と直列インダクター21が連結され、超音波受信時には、受信回路25と直列インダクター21が連結されるように動作する。この動作は、ダイオードスイッチなどで構成してもよいし、マルチプレクサーを用いて制御部27によって接続状態を制御してもよい。

10

【0019】

一方、非破壊検査用など用途によっては、1チャンネルの超音波探触子で機械走査するものもある。この場合、超音波探触子プローブを構成する1個の静電型トランスデューサアレイのチャンネル100に対して、1個の直列インダクター21が接続される。

20

【0020】

次に、図1に示した静電型トランスデューサの電気的等価回路を用いて、受信時における反射の影響について詳細に説明する。図2は、図1に示した静電型トランスデューサ10の1チャンネルに相当する、受信時の電気的等価回路図である。受信エコーとして到来してきた音波による起振力41(F)によって、生体などの音響負荷インピーダンス40(z_w)を抵抗として、静電型トランスデューサ10が励振される。

【0021】

静電型トランスデューサ10の電気的等価回路30は、ダイアフラム12の機械インピーダンス32(z_m)と、容量Cのコンデンサ31とを、力係数 ϕ で電気機械変換した形になり、力係数 ϕ は、次元が[N/V]の係数で、電気機械結合係数とも関連し、この値が大きいと電気エネルギーと機械エネルギーの変換効率が高いといえ、電気的には巻き線比 $\phi:1$ のトランス33として書ける。したがって、音響負荷インピーダンス40とダイアフラム12の機械インピーダンス32は、電気的インピーダンスとしては、それぞれ z_w/ϕ^2 および z_m/ϕ^2 と書くことができる。コンデンサ31側の端子には、受信インピーダンス42が連結され、電気信号として受信される。本発明の特徴である直列インダクター43(インダクタンス値L)は、図2のB端、すなわちコンデンサ31と受信インピーダンス42の間に挿入される。通常、BB'端から見た探触子の電気インピーダンス(図2のBB'端から左側)が受信インピーダンス42と一致したときにエネルギーの伝達効率が最大になるが、本発明では、静電型トランスデューサの広帯域で位相直線性のよい特徴を損ねず、且つエネルギー伝達効率が上がるようなチューニングを直列インダクター43で取るように構成されている。

30

40

【0022】

図2において、まず、従来の、直列インダクターが接続されていない(電気整合が取れていない)超音波探触子プローブの課題について説明する。音響負荷インピーダンス40は、1チャンネルあたりで見ると、純抵抗とインダクタンスから近似的に $z_w = r_w + j\omega l_w$ と表せる。ここで ω は、各周波数、 j は虚数単位を表す。インダクタンス成分 l_w は、静電型トランスデューサ10のアレイを構成する1チャンネルの幅が、通常、使用周波数における波長の1/2程度であるため、平面波の負荷とみなせないことに起因して発

50

生ずる。一方、ダイアフラム 1 2 の 1 チャンネル相当分の機械的な振動膜としての性質は、機械インピーダンス 3 2 (z_m) で表せ、機械的な損失を表す純抵抗 r_m と、ダイアフラム 1 2 の質量効果を表すインダクタンス l_m と、ダイアフラム 1 2 のばね性を表すコンデンサ c_m の直列回路で表すことができ、式 (1) と表せる。

【0023】

$$z_m = r_m + j(\omega l_m - 1/\omega c_m) \quad (1)$$

$\omega l_m - 1/\omega c_m = 0$ となるときの ω は、ダイアフラム 1 2 の機械共振角周波数を表す。

【0024】

次に、到来音波による起振力 4 1 によって生じるエネルギーが、静電型トランスデューサでどの程度反射されるかを検討するために、散乱パラメータ S について述べる。図 2 の電氣的等価回路図において、電氣的等価回路部 3 0 の AA' 端での反射を論じればよい。音響負荷インピーダンス 4 0 側から静電型トランスデューサの電氣的等価回路 3 0 への入射波を a 、反射波を b とすると、この場合の散乱パラメータ S は、 AA' 端から静電型トランスデューサの電氣的等価回路 3 0 側の全体を見たときのインピーダンスを Z_{in} とし、式 (2) となる。

$$S = b/a = (Z_{in} - Z_w^*) / (Z_{in} + Z_w) \quad (2)$$

ここで、 $Z_w = z_w / \phi^2$ で、上述したように音響負荷インピーダンス z_w を電氣的なインピーダンスとして表したものである。また、 $*$ は共役複素数を表す。

【0025】

ダイアフラム 1 2 の機械共振周波数が約 8 MHz の静電型トランスデューサを有限要素法による計算などによって検討し、直列インダクターが接続されていない従来方式の超音波探触子プローブについて、図 2 の各等価回路定数を求めた結果、図 3 に示す電氣的等価回路定数が得られた。図 3 の値をもとに、上式の散乱パラメータ S を周波数に対して示した特性図を図 4 に示す。なお、図 4 では受信インピーダンス R_{in} が音響負荷インピーダンス Z_w の実部と等しいと仮定している。

【0026】

図 4 から明らかなように、容量 $C = 66$ pF の場合、散乱パラメータ S の値は非常に大きく、共振周波数付近においても 90% 程度 (入射波 0 dB として反射波約 -1 dB) の反射波が存在する。これはコンデンサ 3 1 の容量 C のインピーダンスが、音響負荷インピーダンスに対して大きいためである。図 4 には、模擬的に容量 C が 66 pF よりも小さくなった場合の結果も合わせて示してあるが、容量 C は相当に小さくしないと効果がなく、また、容量 C が 0 になったとしても、ダイアフラム 1 2 の機械インピーダンス z_m のリアクタンス成分を打ち消すことができないため、狭帯域な効果に留まってしまうことがわかる。

【0027】

一方、音響負荷インピーダンスとトランスデューサの音響整合を取るために、PZT を用いた探触子においては一般的に整合層が用いられる。しかし、整合層の材質と厚さによって決まってしまう特定周波数で効果はあるものの、広い帯域に対しては、上記特定周波数付近での位相直線性を乱す原因となり、パルス特性を劣化させてしまう。すなわち、通常、尾引きのあるパルス特性となって、画像のかぶりなどの原因となることが多い。

【0028】

以上のように、静電型トランスデューサを含む超音波探触子プローブにおいては、その電気音響変換効率の低さのため、大きな多重反射が存在し、従来、静電型トランスデューサ特有の広帯域で尾引きのないパルス特性を維持しつつ、多重反射を低減することが困難であった。

【0029】

本発明の一実施例になる超音波探触子プローブは、上述の問題に鑑み、静電型トランスデューサの特徴である尾引きの少ないパルス特性を維持しつつ、多重反射を低減させるために、音響レンズによる多重反射の低減と、直列インダクターの挿入による感度向上を特

10

20

30

40

50

定の条件で組み合わせたものである。

【0030】

図5は、直列インダクターが接続されていない音響レンズによる多重反射低減の概要図である。静電型トランスデューサ10から放射された音波は、音響レンズ17を通過して、図示しない生体などの音響負荷に伝搬される。音響負荷内のあるターゲットで反射された第1反射エコー51は、音響レンズ17を通過して、静電型トランスデューサ10で受信される。ここで、図4を用いて説明したように、第1反射エコーのうち、静電型トランスデューサで第1受信エコー52として電気エネルギーに変換される分は、上述のように中心周波数でも10%程度である。より具体的には、パルスの振幅比が問題となるので、図3に示す電氣的等価回路定数を有する静電型トランスデューサ10に、中心周波数8MHz、波数2波、ハニング重みの第1反射エコー51が到来したとして、第1反射エコー51に対する第1受信エコー52の振幅比率を計算すると、

(第1受信エコー52の振幅) / (第1反射エコー51の振幅) = 0.55
が得られる。

【0031】

即ち、第1反射エコーの振幅を0dBとすると、-7dBの振幅を有するパルス成分が反射されて音響レンズ17を通過し、前記図示しない音響負荷に再放射される。再放射されたパルスは、さらに、前記音響負荷内のあるターゲットで反射され、その多重反射エコー53は、音響レンズ17を通過して、静電型トランスデューサで、やはり多重反射エコー53の振幅の0.55倍程度の振幅となった多重反射受信エコー54として受信される。

【0032】

これを数式で表せば、第1受信エコー52に対する多重反射受信エコー54の振幅の比率は、音響レンズ17及び前記図示しない音響負荷での片道の減衰率を、それぞれ α' 及び β' とすると、式(3)と表せる。

(多重反射受信エコー54の振幅) / (第1受信エコー52の振幅) = $0.45 \alpha'^2 \beta'^2$
(3)

一般に、生体の吸収係数は、0.7~1dB/cm/MHzと表せ、超音波診断で通常使われる使用周波数帯域内(1MHz~15MHz程度)においては、1cmの距離に完全反射体があったとして、最高30dB程度の減衰が生じることになる。また、パルスの尾引きがメインパルスの大きさに対して、-20dB程度より大きいと、画像にした際のかぶりが目立ち始めることが多い。これらのことから、音響レンズ17での減衰のみで-20dB程度の減衰が得られれば、多重反射によるアーチファクトが画質に影響を及ぼさないほどに抑制されると考えられる。すなわち、式(4)となればよい。

$20 \text{Log}_{10} (0.45 \alpha'^2) < -20$ (4)

したがって、音響レンズ17の吸収係数を α [dB/mm/MHz]、最大のレンズ厚を d [mm]としたときに、静電型トランスデューサの中心周波数を f_0 [MHz]とすると、音響レンズ17での片道の減衰率 α' のデシベル換算値 $20 \text{Log}_{10} (\alpha')$ は、 $-\alpha d f_0$ と一致する。ここで、上述した多重反射によるアーチファクトを抑制する条件式(4)を、式(5)のように、

$20 \text{Log}_{10} (0.45) + 2 \times 20 \text{Log}_{10} (\alpha') < -20$ (5)

変形し、この式に $20 \text{Log}_{10} (\alpha') = -\alpha d f_0$ を代入すると式(6)となり、

$20 \text{Log}_{10} (0.45) - 2 \alpha d f_0 < -20$ (6)

これを整理すると、式(7)となる。

$6.5 / f_0 < \alpha d$ (7)

したがって、式(7)を満たすようにすることによって、音響レンズ17により多重反射を抑制することができる。

【0033】

上述のような音響レンズの厚さによる多重反射低減は、多重反射受信エコー54と第1受信エコー52の音波伝搬路での音響レンズ通過回数が異なることによるものであるが、

画像化のために必要な第1受信エコーも音響レンズ17を厚くすることによって減衰の影響を受けてしまい、感度低下の問題が生じる。

【0034】

そこで、本実施例の超音波探触子プローブでは、図2の等価回路に示したように、直列インダクター43（インダクタンス値L）を挿入することによって、コンデンサ31の容量Cをキャンセルし、感度を向上させる。しかし、図4で説明したように、容量Cを完全にキャンセルしても、広帯域な信号が得られない。そこで本実施例の超音波探触子プローブでは、静電型トランスデューサの比帯域に対して、高周波側の上限周波数付近で直列インダクター21による整合をとる。

【0035】

10

ここで、抵抗RとインダクターLとコンデンサCの直列回路のインピーダンスZは式(8)と書ける。

【0036】

$$Z = R + j\omega L + (1/j\omega C) = R + j(\omega L - (1/\omega C)) \quad (8)$$

なお、 $\omega (= 2\pi f)$ は角周波数である。

【0037】

図3に用いた回路定数では、センサとしてインピーダンスが非常に高く、受信回路側との電気整合がとりにくい状態なので、感度を向上させるために、上式で、Zの絶対値を小さくすることを考える。Zの絶対値を最小にするには、虚数部分を0にすればよく、その条件は、 $\omega = 1/\sqrt{LC}$ 、すなわち、直列共振の条件である。このように、直列インダクター43を挿入することで、コンデンサCの容量をキャンセルできる。なお、この場合のCは実際にはBB'端から見た探触子側のインピーダンスの容量であるが、実用上、コンデンサ31の影響が大きい。コンデンサ31の容量が大きいとコンデンサ31のインピーダンスが小さくなり、電流がそちらに大きく流れてしまい、受信回路側で受信感度が得られない。このような場合には、このコンデンサ31のキャンセルを行うだけでも効果がある。一方、直列インダクター43の挿入によって得られるインピーダンスZの低下は、上記、直列共振の条件で最大となり、直列共振周波数での改善効果は顕著に現れるものの、他の周波数での改善効果はそれほど得られない。このため、直列共振周波数がセンサの周波数帯域内にあると、結果として、狭帯域化してしまう。そこで本発明では、以下に述べるように、角振動数 ω を変える（共振からずらす）ことで、広帯域に受信感度の改善効果を得る。

20

30

【0038】

静電型トランスデューサの周波数帯域は広く、比帯域100%程度のものも製作が可能であり、このような広帯域な周波数特性は振幅特性のみならず、位相直線性の良い、すなわち群遅延特性が平坦な長所も有している。図1において、静電型トランスデューサ10の中心周波数を f_0 とすると、比帯域100%の場合、帯域幅の上限周波数は $1.5f_0$ となる。この周波数で直列インダクター21により容量Cをキャンセルする条件は、直列インダクター21のインダクタンス値をLとして、LCの直列共振条件の式(9)で表され、これを変形すると、式(10)となる。

$$1.5f_0 = 1/(2\pi(LC)^{0.5}) \quad (9)$$

40

$$L = 1/((3\pi f_0)^2 \times C) \quad (10)$$

$1.5f_0$ 以下の周波数でLC共振となるような条件では、静電型トランスデューサの周波数帯域内に、このLC共振が表れて、平坦な群遅延特性を乱す恐れがあるため、LCの共振周波数は $1.5f_0$ より大きくしたほうがよい。すなわち、直列インダクター21のインダクタンス値はLを、式(11)の条件にすればよい。

$$L < 1/((3\pi f_0)^2 \times C) \quad (11)$$

但し、上式において、中心周波数 f_0 及び容量Cの次元は、それぞれ[MHz]及び[pF]である。

【0039】

なお、上述のように、直列インダクター21により容量Cのキャンセルを行うことで、

50

周波数 $1.5f$ 付近での位相直線性が劣化し、また振幅特性に対してはピーキングを起こして、パルス特性に尾引きを発生させる原因になる。しかし、音響レンズ 17 の減衰によって、高周波数側の成分は高い減衰効果を受けるため、比帯域は多少狭くなるものの、群遅延特性が平坦なパルス特性を維持しつつ、感度を改善することができる。

【0040】

なお、PZTなどの圧電セラミックを用いた超音波探触子プローブでは、多層の整合層によって、帯域幅を広げる工夫をしておき、比帯域 100% 以上で群遅延特性が平坦なものを製作することは困難である。

【0041】

また、音響レンズ 17 の材料としては、生体などの音響負荷に対しては、音響レンズ 17 と音響負荷との境界での反射が生じないように、固有音響インピーダンスが音響レンズ 17 と生体などの音響負荷とで一致していることが望ましい。例えば、シリコンゴムは音速が $900 \sim 1000 \text{ m/s}$ 程度であり、生体の音速に対して $2/3$ 程度の音速であって、さらに、密度が生体のその $1.3 \sim 1.4$ 倍程度であるので、固有音響インピーダンスが生体とほぼ等しく、適当な材料である。

【0042】

以下、本実施例による超音波探触子プローブの実験結果について述べ、本発明の効果について説明する。

【0043】

図 6 に本発明の実施例によらない超音波探触子プローブ、図 7 に本発明の実施例を適用した超音波探触子プローブの、パルス特性図及び周波数特性図をそれぞれ示す。ここでパルス特性図は、得られた受信信号をヒルベルト変換し、その絶対値を表したものであり、パルスの包絡線を表す。

【0044】

なお、図 6、図 7 の (a)、(b) は、同じ特性を別の表現にしたものであり、各図の (a) のパルス特性は、探触子のインパルス応答、(b) の周波数特性は、(a) のパルス特性を周波数空間で表したものである。共振周波数は、図 2 の機械インピーダンス 32 が直列共振になる周波数である。

【0045】

図 6 に示した本実施例によらない超音波探触子プローブは、短軸幅が 7.9 mm で、音軸上の距離が 35 mm のところで短軸フォーカスされるように設計されたシリコンゴム製の音響レンズが取り付けられており、その最大厚さ d は 0.65 mm となっている。このシリコンゴムの吸収係数 α は $0.7 \sim 1 \text{ dB/mm/MHz}$ 程度、静電型トランスデューサ単体の共振周波数及び中心周波数 f_c は 9 MHz 程度であり、したがって、 $6.5/f_c > \alpha d$ となって、この超音波探触子プローブは明らかに式 (7) で示した本実施例の範囲外の構成となっている。図 6 を見れば明らかのように、 0.65 mm のシリコンゴム製音響レンズを取り付けたときの中心周波数は約 8 MHz 付近にある。すなわち、音響レンズ 17 が付くと、実際に送受信される音波はレンズを通過する際に減衰を受ける。この減衰は周波数が高いほど大きく、周波数特性のパワースペクトルで見ると、高域側がより顕著に影響を受けることになり、静電型トランスデューサ単体の中心周波数が 9 MHz にあ

【0046】

ったとしても、音響レンズを含めたプローブとしての中心周波数は若干下がり、図 6 の例の場合、中心周波数約 8 MHz になっている。音響レンズ 17 の厚さをさらに厚くすれば、プローブとしての中心周波数は下がり、それを薄くすれば、トランスデューサ単体の中心周波数に近づく。図 7 の例は、図 6 の例よりもさらに音響レンズ厚が厚いため、中心周波数は 7 MHz 程度になっている。

短軸フォーカス位置にアルミニウム製ブロックを設置し、水中での送受ゲイン及び多重反射レベルを計測した結果を図 8 に示す。図 8 より、本実施例の構成によらない超音波探触子プローブ (図 6 の例) は、第 1 受信エコーの振幅に対する多重反射信号の振幅レベルが -16.3 dB であり、画像化する場合にはアーチファクトの原因となる可能性が高い

。

【0047】

これに対して、本実施例の構成を適用すると、音響レンズ材料であるシリコンゴムの吸収係数が0.7~1dB/mm/MHz程度、静電型トランスデューサ単体の中心周波数が9MHz程度にあることから、 $6.5/f_0 < \alpha d$ の条件より、音響レンズの最大厚さを少なくとも0.73mm程度以上、望ましくは1.1mm程度より大きくすればよい。ここで程度とは製造誤差の程度を指すものとする。

【0048】

一方、音響レンズの厚さを増加することによって、音響レンズ減衰に伴う送受ゲインの低下が問題となる。そこで、本実施例により、静電型トランスデューサに直列に接続する直列インダクターのインダクタンス値を求めると、次式(12)のようになる。

【0049】

$$L < 1 / ((3\pi f_0)^2 \times C) = 2.1 \mu H \quad (12)$$

但し、上式において、中心周波数 f_0 の次元は[MHz]で、容量 C の次元は[pF]であり、 $f_0 = 9 \text{ MHz}$ 、 $C = 66 \text{ pF}$ とした。

【0050】

以上の結果から、音響レンズの材質をシリコンゴム、厚さを1.2mm(但し、短軸フォーカス位置は25mm)とし、また、一般的に市販されているインダクターは1.0 μ H、1.2 μ H、1.5 μ H、1.8 μ H、2.2 μ Hといったラインアップになっているので、静電型トランスデューサに接続する直列インダクターのインダクタンス値は、2.1 μ Hより小さく最大の1.8 μ Hとして、上述と同様の方法でパルス特性及び周波数特性を計測した。

【0051】

計測結果を図7に示す。また、送受ゲインと多重反射レベルの計測値を図8に、本実施例によらない超音波探触子プローブ(図6の例)の結果と併記して示す。

【0052】

図8から、本実施例による超音波探触子プローブは、送受ゲインを落とさずに多重反射レベルが-20dB以下に抑えられている。

【0053】

また、図7から、比帯域は若干狭くなるものの、インダクタンス挿入による位相直線性の劣化を防ぎ、平坦な群遅延特性を保持しているため、尾引きの少ない良好なパルス特性が得られていることがわかる。すなわち、図7と図6の比較から明らかな通り、音響レンズの厚さを厚くすることによって、高周波側の帯域が削れるため、帯域幅は若干狭くなる。帯域幅が狭くなると、一般にパルス幅が広くなり、距離分解能が悪くなる。一方、インダクタンス21を挿入すると、1周波数の電気整合になるので、整合が取れる(直列共振になる)周波数ではゲインが高くなり、結果として狭帯域になり、また、位相直線性も失われる。位相直線性が失われるとパルスの形が変化し、結果として入射パルスがインパルスであったとしても、受信される波形には尾引きが発生することになり、距離分解能が悪くなったり、虚像が発生する原因となったりする。しかし、本実施例よれば、インダクタンス挿入による位相直線性の劣化を防ぎ、平坦な群遅延特性を保持できるため、さほど画質には影響しない。

【0054】

以上に実施形態として示したように、本発明の超音波探触子プローブは、かぶりや多重反射によるアーチファクトの少ない高画質な画像が取得できる。

【0055】

また、本来の画像データとなるべきメインの受信エコー強度に対して、多重反射による受信エコー強度が、音響レンズの減衰によって抑制し、多重反射によるアーチファクトを抑制した高画質な超音波画像を得ることができる。

【0056】

また、超音波探触子プローブ内に設けられた静電型トランスデューサの周波数帯域の上

限周波数付近で整合されるように直列インダクタンスが挿入して、高分解能な画質を得るための尾引きの少ないパルス特性を維持しつつ、上記音響レンズの減衰によるメインの受信エコーの感度を向上させることができる。

【0057】

なお、インダクタンスの条件を中心周波数から、帯域幅に拡張しても良い。

【0058】

前記音響レンズは、前記音響レンズの吸収係数を α [dB/mm/MHz]、前記音響レンズの最大厚さを d [mm]、前記静電型トランスデューサの中心周波数を f_0 [MHz] および、静電型トランスデューサの境界面での反射を R として、 $10 \log_{10} (R + 1) / f_0 < \alpha d$ の条件を満たす材質及び厚さで形成されている。また前記のとおり、静電型トランスデューサ単体のFBWはほぼ100%になっている。比帯域100%として、「帯域幅の上限周波数は $1.5 f_0$ 。」としている。FBW=100%、 $\delta = 0.5$ とすると、式(12)の $L < 1 / ((3\pi f_0)^2 \times C)$ は、次式(13)のように書き換えることができる。

【0059】

すなわち、前記直列インダクターは、前記静電型トランスデューサの1チャンネル当たりのインダクタンス値を L [H]、前記静電型トランスデューサの1チャンネル当たりの静電容量を C [pF]、前記静電型トランスデューサの中心周波数を f_0 [MHz]、比帯域をFBWおよび、 δ をストレキャパシタ C' と直列インダクタ L のLC共振周波数 ω_{LC} を決める係数として、式(13)の条件を満たすインダクタンス値を有するように構成される。

$$L = 1 / ((2\pi(1 + \delta \text{FBW}) f_0)^2 \times C') \quad (13)$$

なお、ストレキャパシタ C' は、コンデンサ C のセンサとして実効的な C デバイス自身の容量 C に、配線による寄生容量なども含めた容量である。

【0060】

δ は $0.3 \sim 1.0$ の値をとるが、特に $\delta \geq 0.5$ のときにパルス特性改善効果が大きい。 $\delta < 0.5$ になると感度域内に共振周波数が含まれるようになり、位相直線性が失われ、パルス特性がしだいに劣化する。一方、 δ が大きくなりすぎると感度域から大きく外れたところで共振条件を満たすようになるため、インダクタンスによる感度改善効果は徐々に失われる。

【図面の簡単な説明】

【0061】

【図1】 本発明の超音波探触子プローブの一実施例を示した構成図。

【図2】 静電型トランスデューサの1チャンネルに相当する受信時の電氣的等価回路図。

【図3】 静電型トランスデューサの電氣的等価回路定数の一覧表。

【図4】 散乱パラメータ S を周波数に対して示した特性図。

【図5】 音響レンズによる多重反射低減の概要図。

【図6】 本発明によらない超音波探触子プローブのパルス特性図及び周波数特性図。

【図7】 本発明による超音波探触子プローブのパルス特性図及び周波数特性図。

【図8】 送受ゲイン及び多重反射レベルの比較表。

【符号の説明】

【0062】

10…静電型トランスデューサ

10A、10B、10C…ダイアフラム構造

11…シリコン基板

12…ダイアフラム

13…下層電極

14…上層電極

15…空乏層

16…リブ

10

20

30

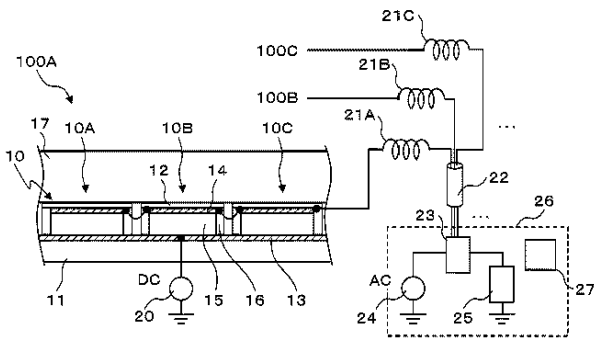
40

50

- 17…音響レンズ
- 20…DC電源
- 21…直列インダクター
- 22…探触子ケーブル
- 23…送受分離回路
- 24…AC電源
- 25…受信回路
- 30…静電型トランスデューサ電氣的等価回路部
- 31…コンデンサ
- 32…ダイアフラムの機械インピーダンス
- 40…音響負荷インピーダンス
- 41…到来音波による起振力
- 42…受信インピーダンス
- 51…第1反射エコー
- 52…第1受信エコー
- 53…多重反射エコー
- 54…多重反射受信エコー。

【図1】

図1



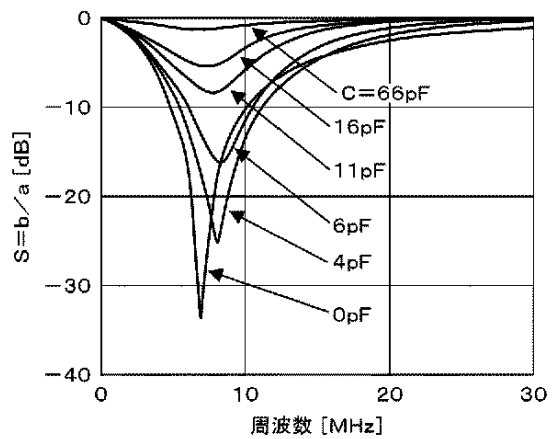
【図3】

図3

容量	C	66pF
力係数	ϕ	$1.31 \times 10^{-2} \text{N/V}$
ダイアフラムの機械インピーダンス	z_m / ϕ^2	$102.3 \Omega + j\omega(34.6 \mu\text{H}) + 1/j\omega(11.6 \text{pF})$
音響負荷インピーダンス	z_w / ϕ^2	$2190 \Omega + j\omega(13.2 \mu\text{H})$

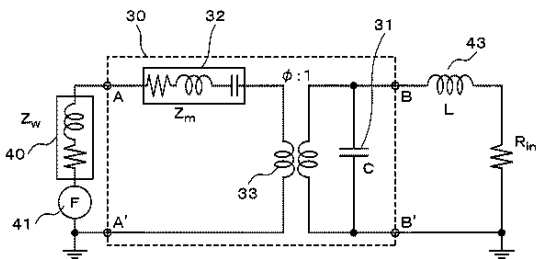
【図4】

図4



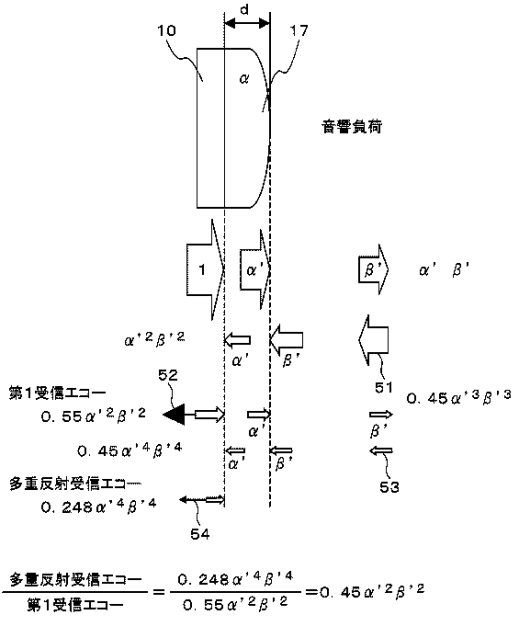
【図2】

図2



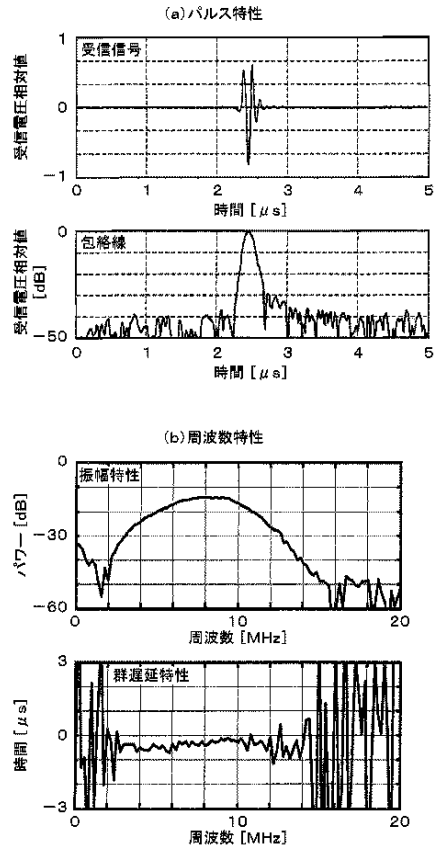
【図 5】

図 5



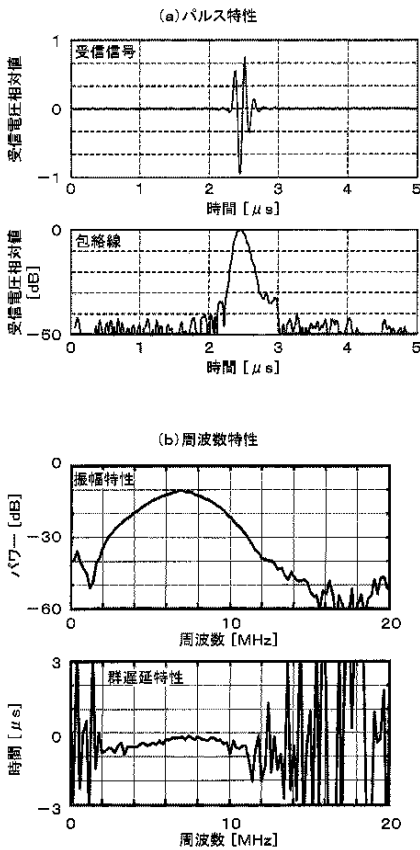
【図 6】

図 6



【図 7】

図 7



【図 8】

図 8

	音響レンズ 最大厚さ	直列 インダクタンス	送受ゲイン	多重反射振幅 レベル
実施例構成 に よらない例	0.65mm	0 μ H	-58.1dB	-16.3dB
実施例構成 による例	1.2mm	1.8 μ H	-56.8dB	-21.4dB

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2008/003454
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B8/00(2006.01)i, H04R19/00(2006.01)i		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED		
Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B8/00, H04R19/00		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2008 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2008 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2008		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	WO 2007/046180 A1 (Hitachi Medical Corp.), 26 April, 2007 (26.04.07), Par. Nos. [0074], [0078] (Family: none)	1, 4-10
Y	JP 2005-509466 A (Koninklijke Philips Electronics N.V.), 14 April, 2005 (14.04.05), Par. Nos. [0017] to [0019] & US 2003/0028103 A1 & EP 1440295 A & WO 2003/011481 A2 & CN 1531645 A	1, 4-10
A	JP 2007-301023 A (Hitachi Medical Corp.), 22 November, 2007 (22.11.07), Full text; all drawings (Family: none)	1-10
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents:		
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance	"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention	
"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date	"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone	
"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)	"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art	
"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means	"&" document member of the same patent family	
"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed		
Date of the actual completion of the international search 11 December, 2008 (11.12.08)	Date of mailing of the international search report 22 December, 2008 (22.12.08)	
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office	Authorized officer	
Facsimile No.	Telephone No.	

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2008/003454

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2007-510450 A (Koninklijke Philips Electronics N.V.), 26 April, 2007 (26.04.07), Full text; all drawings & US 2007/0055160 A1 & EP 1682924 A & WO 2005/043188 A1 & CN 1875293 A	1-10
A	JP 2007-130357 A (Hitachi Medical Corp.), 31 May, 2007 (31.05.07), Full text; all drawings (Family: none)	1-10
A	JP 2003-339700 A (Toshiba Medical Systems Engineering Co., Ltd.), 02 December, 2003 (02.12.03), Full text; all drawings (Family: none)	1-10

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 0 8 / 0 0 3 4 5 4	
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B8/00(2006.01)i, H04R19/00(2006.01)i			
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B8/00, H04R19/00			
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの 日本国実用新案公報 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2008年 日本国実用新案登録公報 1996-2008年 日本国登録実用新案公報 1994-2008年			
国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)			
C. 関連すると認められる文献			
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号	
Y	WO 2007/046180 A1 (株式会社日立メディコ) 2007.04.26, 段落 [0074], [0078] (ファミリーなし)	1, 4-10	
Y	JP 2005-509466 A (コーニンクレッカ フィリップス エレクトロ ニクス エヌ ヴィ) 2005.04.14, 段落[0017]-[0019] & US 2003/0028103 A1 & EP 1440295 A & WO 2003/011481 A2 & CN 1531645 A	1, 4-10	
A	JP 2007-301023 A (株式会社日立メディコ) 2007.11.22, 全文, 全図 (ファミリーなし)	1-10	
<input checked="" type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input type="checkbox"/> パテントファミリーに関する別紙を参照。			
* 引用文献のカテゴリー 「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す) 「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願		の日に後に公表された文献 「T」 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」 同一パテントファミリー文献	
国際調査を完了した日 11.12.2008		国際調査報告の発送日 22.12.2008	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/J P) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官 (権限のある職員) 宮川 哲伸	2Q 9208
		電話番号 03-3581-1101 内線	3292

国際調査報告

国際出願番号 PCT/J P 2 0 0 8 / 0 0 3 4 5 4

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
A	JP 2007-510450 A (コーニンクレッカ フィリップス エレクトロ ニクス エヌ ヴィ) 2007. 04. 26, 全文, 全図 & US 2007/0055160 A1 & EP 1682924 A & WO 2005/043188 A1 & CN 1875293 A	1-10
A	JP 2007-130357 A (株式会社日立メディコ) 2007. 05. 31, 全文, 全図 (ファミリーなし)	1-10
A	JP 2003-339700 A (東芝医用システムエンジニアリング株式会社) 2003. 12. 02, 全文, 全図 (ファミリーなし)	1-10

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW,GH,GM,KE,LS,MW,MZ,NA,SD,SL,SZ,TZ,UG,ZM,ZW),EA(AM,AZ,BY,KG,KZ,MD,RU,TJ,TM),EP(AT,BE,BG,CH,CY,CZ,DE,DK,EE,ES,FI,FR,GB,GR,HR,HU,IE,IS,IT,LT,LU,LV,MC,MT,NL,NO,PL,PT,RO,SE,SI,SK,TR),OA(BF,BJ,CF,CG,CI,CM,GA,GN,GQ,GW,ML,MR,NE,SN,TD,TG),AE,AG,AL,AM,AO,AT,AU,AZ,BA,BB,BG,BH,BR,BW,BY,BZ,CA,CH,CN,CO,CR,CU,CZ,DE,DK,DM,DO,DZ,EC,EE,EG,ES,FI,GB,GD,GE,GH,GM,GT,HN,HR,HU,ID,IL,IN,IS,JP,KE,KG,KM,KN,KP,KR,KZ,LA,LC,LK,LR,LS,LT,LU,LY,MA,MD,ME,MG,MK,MN,MW,MX,MY,MZ,NA,NG,NI,NO,NZ,OM,PG,PH,PL,PT,RO,RS,RU,SC,SD,SE,SG,SK,SL,SM,ST,SV,SY,TJ,TM,TN,TR,TT,TZ,UA,UG,US,UZ,VC,VN,ZA,ZM,ZW

(72)発明者 浅房 勝徳

日本国東京都千代田区外神田四丁目14番1号 株式会社日立メディコ内

Fターム(参考) 4C601 EE03 EE04 GB03 GB33 GB41

5D019 AA13 AA22 DD01 FF04 GG03

(注) この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	超声波探头，超声波成像设备		
公开(公告)号	JPWO2009069281A1	公开(公告)日	2011-04-07
申请号	JP2009543657	申请日	2008-11-25
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所 株式会社日立医药		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所 株式会社日立メデイコ		
[标]发明人	橋場邦夫 泉美喜雄 浅房勝徳		
发明人	橋場 邦夫 泉美 喜雄 浅房 勝徳		
IPC分类号	H04R19/00 A61B8/00 H04R1/30 H04R1/34 H04R3/00		
CPC分类号	B06B1/0292		
FI分类号	H04R19/00.330 A61B8/00 H04R1/30.330 H04R1/34.330.A H04R3/00.330		
F-TERM分类号	4C601/EE03 4C601/EE04 4C601/GB03 4C601/GB33 4C601/GB41 5D019/AA13 5D019/AA22 5D019/DD01 5D019/FF04 5D019/GG03		
优先权	2007306747 2007-11-28 JP		
其他公开文献	JP5208126B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明提供一种超声波探头以及使用该超声波探头的超声波诊断装置，该超声波探头具有在维持能够实现高画质的脉冲特性的同时减少多次反射的静电换能器。对于装有静电换能器的超声探头，声透镜的吸收系数为 α [dB / mm / MHz]，声透镜的最大厚度为 d [mm]，静电换能器的中心频率为 f_c [MHz]时，满足 $6.5 / f_c \leq \alpha$ 为静电换能器的中心频率。配置。

