

(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2012-220
(P2012-220A)

(43) 公開日 平成24年1月5日(2012.1.5)

(51) Int.Cl.
A 6 1 B 8/00 (2006.01)

F I
A 6 1 B 8/00

テーマコード (参考)
4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 7 O L (全 16 頁)

(21) 出願番号	特願2010-136987 (P2010-136987)	(71) 出願人	303000420
(22) 出願日	平成22年6月16日 (2010. 6. 16)		コニカミノルタエムジー株式会社
			東京都日野市さくら町1番地
		(72) 発明者	上野 健一
			東京都日野市さくら町1番地コニカミノル タエムジー株式会社内
		Fターム(参考)	4C601 EE02 EE15 EE19 GB15 GB19 GB20 GB22 GB25 GB28 GB29 GB31 GB34 GB44 GB45

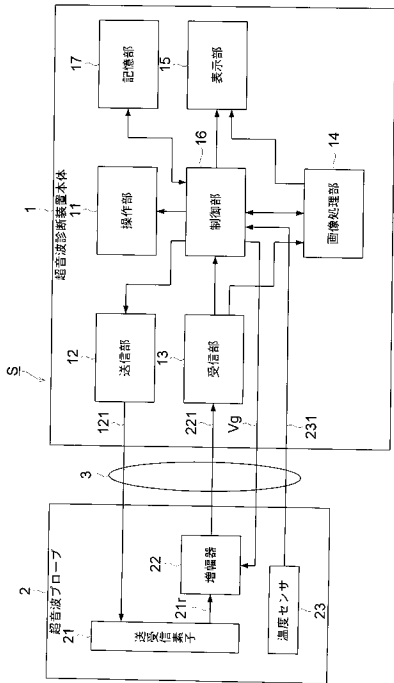
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】超音波プローブ内の温度上昇を防止し、超音波プローブの使用を制限することなく、内蔵される増幅器の増幅率の変動や熱雑音の変動等による高調波画像の劣化のない超音波診断装置を提供すること。

【解決手段】超音波の送受信素子と、送受信素子で受信された受信信号を増幅する増幅器とを備えた超音波プローブに温度センサを内蔵し、温度センサによって検出された超音波プローブ内の温度に応じて増幅器の増幅量を制御することで、超音波プローブ内の温度上昇を防止し、超音波プローブの使用を制限することなく、内蔵される増幅器の増幅率の変動や熱雑音の変動等による高調波画像の劣化のない超音波診断装置を提供することができる。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波を送受信する送受信素子と、
前記送受信素子により受信された受信信号を増幅する増幅器とを有する超音波プローブを備えた超音波診断装置において、
前記超音波プローブは、温度センサを有し、
前記温度センサによって検出された前記超音波プローブ内の温度に基づいて、前記増幅器の増幅量を制御する制御部を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記制御部は、
前記超音波プローブ内の温度に応じて前記増幅器の増幅量を決定する増幅量決定電圧テーブルと、
前記超音波プローブ内の温度と、前記増幅量決定電圧テーブルとに基づいて、出力電圧が変化する電圧制御部とを有することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記超音波プローブは、複数の温度センサを有することを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記増幅量決定電圧テーブルは、前記温度センサによって検出された前記超音波プローブ内の温度履歴と現在の温度とから決定されることを特徴とする請求項 2 または 3 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記電圧制御部の前記出力電圧を、前記増幅器の電源電圧として供給することを特徴とする請求項 1 から 4 の何れか 1 項に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記増幅器は、入力される電圧によって増幅量が決定される増幅量決定端子を有する可変ゲイン増幅器であり、
前記電圧制御部の前記出力電圧を、前記可変ゲイン増幅器の増幅量決定端子に入力することを特徴とする請求項 1 から 4 の何れか 1 項に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

超音波を送受信する前記送受信素子は、有機圧電素子薄膜であることを特徴とする請求項 1 から 6 の何れか 1 項に記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、超音波診断装置に関し、特に、超音波プローブから被検体へ送信された超音波の反射波を受信して被検体内部の超音波画像を生成する超音波診断装置に関する。

【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、体表から被検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 線等の被爆がなく安全性が高い、ドップラー効果を応用して血流イメージングが可能等、多くの特長を有し、循環器系（心臓の冠動脈）、消化器系（胃腸）、内科系（肝臓、膵臓、脾臓）、泌尿器科系（腎臓、膀胱）、および産婦人科系等で広く利用されている。

【0003】

このような医療用超音波診断装置に使用される超音波プローブは、高感度、高解像度の超音波の送受信を行うために、圧電素子の圧電効果が一般的に利用される。

【0004】

一方、高調波信号を用いた組織ハーモニックイメージング（THI）診断は、従来の B

10

20

30

40

50

モード診断では得られない鮮明な診断像が得られることから、標準的な診断モダリティとなりつつある。

【0005】

THI診断は、基本波に比較して、サイドローレベルが小さいことで、S/Nが良く、コントラスト分解能が良くなること、周波数が高くなることでビーム幅が細くなり横方向分解能が良くなること、近距離では音圧が小さく、さらに音圧の変動が少ないので多重反射が起こらないこと、焦点以遠の減衰は基本波並みであり、高調波の超音波は基本波の超音波に比べ深速度を大きく取れること、という多くの利点を有している。

【0006】

そこで、例えば特許文献1には、ポリフッ化ビニリデン(PVDF)やポリフッ化ビニリデン/3フッ化エチレン(P(VDF/3FE))等の有機圧電素子を利用することで、広帯域で高感度の受信用圧電素子を構成する方法が提案されている。これによって、THI診断が容易になる。

【0007】

ところで、超音波プローブを継続使用することで、プローブ内の温度が上昇し、被検者への当接面の温度の上限値を超えてしまったり、超音波を送受信する素子の特性が劣化する等の問題がある。

【0008】

さらに、近年、受信した信号を確実に伝送するために、超音波プローブ内に増幅器を内蔵したプローブが提供されている。しかし、増幅器を内蔵したことで、増幅器の消費電力により、密閉された超音波プローブ内の温度がさらに上昇する問題が発生している。

【0009】

これらを解決するために、例えば特許文献2では、超音波プローブ内に設けられた温度センサによって検知された温度から送受信面の温度を推定し、推定された送受信面の温度に基づいて送信制限を行う方法が開示されている。

【0010】

また、特許文献3では、周囲環境の温度を検知する温度センサを備え、使用環境温度内でのみ超音波プローブを使用可能とする制御方法が開示されている。

【0011】

さらに、特許文献4では、超音波プローブの温度上昇を小さく抑えるために、所定期間において受信回路の動作を停止するように制御する方法が開示されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0012】

【特許文献1】特開2008-188415号公報

【特許文献2】特開2003-052693号公報

【特許文献3】特開2010-000137号公報

【特許文献4】特開2009-148424号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0013】

しかしながら、特許文献2、3および4に示された方法では、いずれの方法においても超音波プローブの使用が制限されてしまうために診断が中断されてしまい、使用者および被検者に温度が低下するまで待たせるといった不便を強いることになる。また、超音波プローブ内の温度変化によって、内蔵される増幅器の動作が不安定となり、増幅率の変動や熱雑音の変動等によって、高調波信号に変動ノイズが多く含まれてしまい、高調波画像が劣化してしまう不具合も発生することが分かってきた。

【0014】

本発明は、上記事情に鑑みてなされたもので、超音波プローブ内の温度上昇を防止し、超音波プローブの使用を制限することなく、内蔵される増幅器の増幅率の変動や熱雑音の

10

20

30

40

50

変動等による高調波画像の劣化のない超音波診断装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0015】

本発明の目的は、下記構成により達成することができる。

【0016】

1. 超音波を送受信する送受信素子と、
前記送受信素子により受信された受信信号を増幅する増幅器とを有する超音波プローブ
を備えた超音波診断装置において、
前記超音波プローブは、温度センサを有し、
前記温度センサによって検出された前記超音波プローブ内の温度に基づいて、前記増幅
器の増幅量を制御する制御部を備えたことを特徴とする超音波診断装置。 10

【0017】

2. 前記制御部は、
前記超音波プローブ内の温度に応じて前記増幅器の増幅量を決定する増幅量決定電圧テ
ーブルと、
前記超音波プローブ内の温度と、前記増幅量決定電圧テーブルとに基づいて、出力電圧
が変化する電圧制御部とを有することを特徴とする前記1に記載の超音波診断装置。

【0018】

3. 前記超音波プローブは、複数の温度センサを有することを特徴とする前記1または
2に記載の超音波診断装置。 20

【0019】

4. 前記増幅量決定電圧テーブルは、前記温度センサによって検出された前記超音波プ
ローブ内の温度履歴と現在の温度とから決定されることを特徴とする前記2または3に記
載の超音波診断装置。

【0020】

5. 前記電圧制御部の前記出力電圧を、前記増幅器の電源電圧として供給することを特
徴とする前記1から4の何れか1項に記載の超音波診断装置。

【0021】

6. 前記増幅器は、入力される電圧によって増幅量が決定される増幅量決定端子を有す
る可変ゲイン増幅器であり、
前記電圧制御部の前記出力電圧を、前記可変ゲイン増幅器の増幅量決定端子に入力す
ることを特徴とする前記1から4の何れか1項に記載の超音波診断装置。 30

【0022】

7. 超音波を送受信する前記送受信素子は、有機圧電素子薄膜であることを特徴とする
前記1から6の何れか1項に記載の超音波診断装置。

【発明の効果】

【0023】

本発明によれば、超音波の送受信素子と、送受信素子で受信された受信信号を増幅する
増幅器とを備えた超音波プローブに温度センサを内蔵し、温度センサによって検出された
超音波プローブ内の温度に応じて増幅器の増幅量を制御することで、超音波プローブ内の
温度上昇を防止し、超音波プローブの使用を制限することなく、内蔵される増幅器の増幅
率の変動や熱雑音の変動等による高調波画像の劣化のない超音波診断装置を提供すること
ができる。 40

【図面の簡単な説明】

【0024】

【図1】本発明の各実施の形態における超音波診断装置の外観構成を示す模式図である。

【図2】本発明の各実施の形態における超音波診断装置の内部構成を示すブロック図であ
る。

【図3】本発明の各実施の形態における送受信素子の一例を示す断面模式図である。

【図4】本発明の各実施の形態における超音波プローブの構成の一例を示す模式図である 50

。

【図 5】第 1 の実施の形態における制御部の増幅量決定電圧を供給する部分の構成を示す模式図である。

【図 6】第 1 の実施の形態における増幅器の構成を示す模式図である。

【図 7】第 2 の実施の形態における制御部の増幅量決定電圧を供給する部分の構成を示す模式図である。

【図 8】第 2 の実施の形態における増幅器の構成を示す模式図である。

【発明を実施するための形態】

【0025】

以下、本発明を図示の実施の形態に基づいて説明するが、本発明は該実施の形態に限らない。なお、図中、同一あるいは同等の部分には同一の番号を付与し、重複する説明は省略することがある。

【0026】

最初に、本発明の各実施の形態における超音波診断装置の構成について、図 1 および図 2 を用いて説明する、図 1 は、本発明の各実施の形態における超音波診断装置の外観構成を示す模式図である。

【0027】

図 1 において、超音波診断装置 S は、超音波診断装置本体 1、超音波プローブ 2 およびケーブル 3 等で構成される。超音波診断装置本体 1 は、例えば診断開始を指示するコマンドや被検体の個人情報等のデータを入力する操作部 11、および、操作部 11 で入力された各種情報や、超音波プローブ 2 で受信した受信信号に基づいて生成された被検体内の内部状態の画像（超音波画像）等を表示する表示部 15 等を備えている。

【0028】

超音波プローブ 2 は、図示しない人体等の被検体に対して超音波（超音波信号）を送信するとともに、被検体内で反射した超音波の反射波（エコー、超音波信号）を受信し、受信信号を生成する。

【0029】

ケーブル 3 は、超音波診断装置本体 1 と超音波プローブ 2 とを接続し、超音波診断装置本体 1 からの送信信号を超音波プローブ 2 へ伝達するとともに、超音波プローブ 2 で生成された受信信号を超音波診断装置本体 1 に伝達する。

【0030】

図 2 は、本発明の各実施の形態における超音波診断装置の内部構成を示すブロック図である。

【0031】

図 2 において、上述したように、超音波診断装置 S は、超音波診断装置本体 1、超音波プローブ 2 およびケーブル 3 等で構成される。超音波診断装置本体 1 は、送信部 12、受信部 13、画像処理部 14、制御部 16、記憶部 17、および上述した操作部 11、表示部 15 等で構成される。超音波プローブ 2 は、送受信素子 21、増幅器 22、および温度センサ 23 等で構成される。

【0032】

操作部 11 は、上述したように、診断開始を指示するコマンドや被検体の個人情報等のデータを入力する。送信部 12 は、ケーブル 3 を介して、超音波プローブ 2 の送受信素子 21 へ送信信号 121 を供給することで、送受信素子 21 に超音波を発生させるように駆動する。受信部 13 は、ケーブル 3 を介して、超音波プローブ 2 の送受信素子 21 で受信した超音波の反射波の信号 21r を、増幅器 22 で増幅した受信信号 221 を受信する。

【0033】

画像処理部 14 は、受信部 13 で受信した受信信号に基づいて、被検体内の内部状態の画像、即ち超音波画像を生成する。表示部 15 は、上述した操作部 11 で入力された各種情報や、画像処理部 14 で生成された被検体内の超音波画像を表示する。記憶部 17 は、画像処理部 14 で生成された被検体内の超音波画像を記憶する。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 4 】

制御部 1 6 は、操作部 1 1、送信部 1 2、受信部 1 3、画像処理部 1 4、表示部 1 5、および記憶部 1 7 を各機能に応じて制御することによって、超音波診断装置 S の全体制御を行う。

【 0 0 3 5 】

また、制御部 1 6 は、ケーブル 3 を介して、超音波プローブ 2 の温度センサ 2 3 の温度信号 2 3 1 を受信し、温度信号 2 3 1 に基づいて、増幅器 2 2 に、増幅器 2 2 の増幅量を制御する増幅量決定電圧 V_g を供給する。増幅量決定電圧 V_g によって増幅器 2 2 の増幅量を制御することで、超音波プローブ 2 内の温度を所定の範囲に治めることができる。

【 0 0 3 6 】

制御部 1 6 による増幅器 2 2 の増幅量の制御、および増幅器 2 2 の構成については、図 5 以降の各実施の形態で詳述する。

【 0 0 3 7 】

送受信素子 2 1 としては、有機圧電素子や、無機圧電素子を用いることができる。また、上述した T H I 診断に適した送受信素子として、送信用素子と受信用素子とを分けて、送信用素子として無機圧電素子を用い、受信用素子として有機圧電素子を用いる方法もある。送受信素子 2 1 の一例を図 3 に示す。図 3 は、本発明の各実施の形態における送受信素子の一例を示す断面模式図である。

【 0 0 3 8 】

図 3 において、送受信素子 2 1 は、バッキング層 2 1 1、バッキング層 2 1 1 上に設けられた電極および圧電体を有する圧電部 2 1 2、圧電部 2 1 2 上に設けられた音響整合層 2 1 3 および音響整合層 2 1 3 上に設けられた音響レンズ 2 1 4 等で構成される。

【 0 0 3 9 】

圧電部 2 1 2 は、送信用素子 2 1 2 a、送信用素子 2 1 2 a 上に配された中間層 2 1 2 b、および中間層 2 1 2 b 上に配された受信用素子 2 1 2 c 等で構成される。送信用素子 2 1 2 a は、送信用圧電素子 2 1 8 に電極 2 1 7 が付されたものがフレキシブル基板（以下、F P C と言う）2 1 5 上に載置されて構成される。受信用素子 2 1 2 c も同様に、受信用圧電素子 2 1 9 に電極 2 1 7 が付されたものが F P C 2 1 6 上に載置されて構成される。

【 0 0 4 0 】

（バッキング層 2 1 1）

バッキング層 2 1 1 は、圧電部 2 1 2 を支持し、不要な超音波を吸収し得る超音波吸収体である。バッキング層 2 1 1 に用いられるバッキング材としては、天然ゴム、フェライトゴム、エポキシ樹脂に酸化タングステンや酸化チタン、フェライト等の粉末を入れてプレス成形した材料、塩化ビニル、ポリビニルブチラール（P V B）、A B S 樹脂、ポリウレタン（P U R）、ポリビニルアルコール（P V A L）、ポリエチレン（P E）、ポリプロピレン（P P）、ポリアセタール（P O M）、ポリエチレンテレフタレート（P E T P）、フッ素樹脂（P T F E）ポリエチレングリコール、ポリエチレンテレフタレート - ポリエチレングリコール共重合体等の熱可塑性樹脂等を用いることができる。

【 0 0 4 1 】

好ましいバッキング材としては、ゴム系複合材料およびまたはエポキシ樹脂複合材からなるものであり、その形状は送受信素子 2 1 や送受信素子 2 1 を含む超音波プローブ 2 の形状に応じて、適宜選択することができる。

【 0 0 4 2 】

ゴム系複合材としては、ゴム成分および充填剤を含有する物が好ましく、J I S K 6 2 5 3 に準拠したスプリング硬さ試験機（デュロメータ硬さ）におけるタイプ A デュロメータで A 7 0 からタイプ D デュロメータで D 7 0 までの硬さを有するものであり、さらに、必要に応じて各種の他の配合剤を添加することもできる。

【 0 0 4 3 】

ゴム成分としては、たとえば、エチレンプロピレンゴム（E P D M または E P M）、水

10

20

30

40

50

素化ニトリルゴム (HNBR)、クロロブレンゴム (CR)、シリコンゴム、EPDM と HNBR のブレンドゴム、EPDM と ニトリルゴム (NBR) のブレンドゴム、NBR および / または HNBR と 高スチレンゴム (HSR) のブレンドゴム、EPDM と HSR ブレンドゴム等が好ましい。

【0044】

より好ましくは、エチレンプロピレンゴム (EPDM または EPM)、水素化ニトリルゴム (HNBR)、EPDM と HNBR のブレンドゴム、EPDM と ニトリルゴム (NBR) のブレンドゴム、NBR および / または HNBR と 高スチレンゴム (HSR) のブレンドゴム、EPDM と HSR ブレンドゴム等が挙げられる。本実施の形態のゴム成分は、加硫ゴムおよび熱可塑性エラストマー等のゴム成分の1種を単独で使用してもよいが、ブレンドゴムのように2種以上のゴム成分をブレンドしたブレンドゴムを用いてもよい。

10

【0045】

ゴム成分に添加される充填剤としては、通常使用されているものから比重の大きいものに至るまでその配合量と共に様々な形で選ぶことが出来る。たとえば、亜鉛華、チタン白、ベンガラ、フェライト、アルミナ、三酸化タングステン、酸化イットリビウム等の金属酸化物、炭酸カルシウム、ハードクレイ、ケイソウ土等のクレイ類、炭酸カルシウム、硫酸バリウム等の金属塩類、ガラス粉末等やタングステン、モリブデン等の各種の金属系微粉末類、ガラスパルーン、ポリマーパルーン等の各種パルーン類が挙げられる。

【0046】

これらの充填剤は、種々の比率で添加することができるが、好ましくはゴム成分100質量部に対して50～3000質量部、より好ましくは100～2000質量部、または300～1500質量部程度が好ましい。また、これらの充填剤は1種または2種以上を組み合わせることで添加してもよい。

20

【0047】

ゴム系複合材料には、さらに他の配合剤を必要に応じて添加することができ、このような配合剤としては、加硫剤、架橋剤、硬化剤、それらの助剤類、劣化防止剤、酸化防止剤、着色剤等が挙げられる。たとえば、カーボンブラック、二酸化ケイ素、プロセスオイル、イオウ (加硫剤)、ジクミルパーオキサイド (Dicup、架橋剤)、ステアリン酸等を配合することができる。これらの配合剤は必要に応じて使用されるものであるが、その使用量は、一般にゴム成分100質量部に対しそれぞれ1～100質量部程度であるが全体的バランスや特性によって適宜変更することもできる。

30

【0048】

エポキシ樹脂複合剤としては、エポキシ樹脂成分および充填剤を含有するのが好ましく、さらに必要に応じて各種の配合剤を添加することもできる。エポキシ樹脂成分としては、たとえばビスフェノールAタイプ、ビスフェノールFタイプ、レゾールノボラックタイプ、フェノール変性ノボラックタイプ等のノボラック型エポキシ樹脂、ナフタレン構造含有タイプ、アントラセン構造含有タイプ、フルオレン構造含有タイプ等の多環芳香族型エポキシ樹脂、水添脂環型エポキシ樹脂、液晶性エポキシ樹脂等が挙げられる。本発明のエポキシ樹脂成分は単独で用いてもよいが、ブレンド樹脂のように2種類以上のエポキシ樹脂成分を混合して用いてもよい。

40

【0049】

エポキシ成分に添加される充填剤としては、上記ゴム成分に混合する充填剤と同様のものから、上記ゴム系複合剤を粉砕し小さく作製した複合粒子までいずれも好ましく使用することができる。複合粒子としては、たとえばシリコンゴム中にフェライトを充填したものを、粉砕器にて粉砕し200μm程度の粒径にしたものが挙げることができる。

【0050】

エポキシ樹脂複合剤を使用する際にはさらに架橋剤を添加する必要がある、たとえばジエチレントリアミン、トリエチレントトラミン、ジプロピレンジアミン、ジエチルアミノプロピルアミン等の鎖状脂肪族ポリアミン、N-アミノエチルピペラジン、メンセンジアミン、イソフォロンジアミン等の環状脂肪族ポリアミン、m-キシレンジアミン、メタフ

50

エニレンジアミン、ジアミノジフェニルメタン、ジアミノジフェニルスルホン等の芳香族アミン、ポリアミド樹脂、ピペリジン、NN-ジメチルピペラジン、トリエチレンジアミン、2,4,6-トリス(ジメチルアミノメチル)フェノール、ベンジルジメチルアミン、2-(ジメチルアミノメチル)フェノール等の2級および3級アミン等、2-メチルイミダゾール、2-エチルイミダゾール、1-シアノエチル-2-ウンデシルイミダゾリウム・トリメリテート等のイミダゾール類、液状ポリメルカプタン、ポリスルフィド、無水フタル酸、無視トリメリット酸、メチルテトラヒドロ無水フタル酸、メチルエンドメチレンテトラヒドロ無水フタル酸、メチルプテニルテトラヒドロ無水フタル酸、メチルヘキサヒドロフタル酸等の酸無水物を挙げることができる。

【0051】

バックング材の厚さは、概ね1~10mmが好ましく、特に1~5mmであることが好ましい。

【0052】

(送信用素子212aおよび受信用素子212c)

本実施の形態における送信用素子212aおよび受信用素子212cは、電極および圧電素子を有し、電気信号を機械的な振動に、また機械的な振動を電気信号に変換可能で超音波の送受信が可能な素子である。圧電素子は、電気信号を機械的な振動に、また機械的な振動を電気信号に変換可能な圧電材料を含有する電気機械変換素子である。圧電材料としては、チタン酸ジルコン酸鉛(PZT)系セラミクス、PbTiO₃系セラミック等の無機圧電セラミクス、ポリフッ化ビニリデン(PVDF)等の有機高分子圧電材料、水晶、ロッシェル塩等を用いることができる。圧電材料の厚さとしては、概ね100μm~500μmの範囲で用いられる。圧電材料は、その両面に電極が付された状態で、圧電素子として用いられる。

【0053】

(電極217)

圧電材料に付される電極217に用いられる材料としては、金(Au)、白金(Pt)、銀(Ag)、パラジウム(Pd)、銅(Cu)、アルミニウム(Al)、ニッケル(Ni)、スズ(Sn)等が挙げられる。

【0054】

圧電材料に電極217を付す方法としては、たとえば、チタン(Ti)やクロム(Cr)等の下地金属をスパッタ法により0.02~1.0μmの厚さに形成した後、上記金属元素を主体とする金属およびそれらの合金からなる金属材料、さらには必要に応じ一部絶縁材料をスパッタ法、その他の適当な方法で1~10μmの厚さに形成する方法が挙げられる。

【0055】

電極形成はスパッタ法以外でも、微粉末の金属粉末と低融点ガラスとを混合した導電ペーストをスクリーン印刷やディッピング法、溶射法で形成することもできる。電極は、圧電材料上に、送受信素子21の形状に応じて、圧電体面の全面あるいは圧電体面の一部に、設けられる。

【0056】

圧電部212とバックング層211とは、接着層を介して積層されていることが好ましい態様である。接着層を形成するための接着剤としては、エポキシ系の接着剤を用いることができる。

【0057】

圧電部212の、バックング層211側の表面の一部と、音響整合層213側の表面の一部には電極が接触されており、バックング層211と電極217とが接着層を介して積層されている部分を含む場合もある。

【0058】

(音響整合層213)

本実施の形態における音響整合層213は、圧電部212と被検体との間の音響インピ

10

20

30

40

50

ーダンスを整合させるもので、圧電部 2 1 2 と被検体との中間の音響インピーダンスを有する材料で構成される。

【 0 0 5 9 】

音響整合層 2 1 3 に用いられる材料としては、アルミ、アルミ合金（たとえば A L - M g 合金）、マグネシウム合金、マコールガラス、ガラス、熔融石英、コッパ－グラファイト、ポリエチレン（ P E ）やポリプロピレン（ P P ）、ポリカーボネート（ P C ）、A B C 樹脂、ポリフェニレンエーテル（ P P E ）、A B S 樹脂、A A S 樹脂、A E S 樹脂、ナイロン（ P A 6、P A 6 - 6 ）、P P O（ポリフェニレンオキシド）、P P S（ポリフェニレンスルフィド：ガラス繊維入りも可）、P P E（ポリフェニレンエーテル）、P E E K（ポリエーテルエーテルケトン）、P A I（ポリアミドイミド）、P E T P（ポリエチレンテレフタレート）、P C（ポリカーボネート）、エポキシ樹脂、ウレタン樹脂等を用いることができる。

10

【 0 0 6 0 】

好ましくはエポキシ樹脂等の熱硬化性樹脂に充填剤として亜鉛華、酸化チタン、シリカやアルミナ、ベンガラ、フェライト、酸化タングステン、酸化イットリビウム、硫酸バリウム、タングステン、モリブデン等を入れて成形したものを用いることができる。

【 0 0 6 1 】

音響整合層 2 1 3 は、単層でもよいし複数層から構成されてもよいが、好ましくは 2 層以上である。音響整合層 2 1 3 の層厚は、超音波の波長を λ とすると、 $\lambda / 4$ となるように定める必要がある。これを満たさない場合、本来の共振周波数とは異なる周波数ポイントに複数の不要スプリアスが出現し、基本音響特性が大きく変動してしまう。結果、残響時間の増加、反射エコーの波形歪みによる感度や S / N の低下を引き起こしてしまい好ましくない。このような音響整合層 2 1 3 の厚さとしては、概ね $30 \mu m \sim 500 \mu m$ の範囲で用いられる。

20

【 0 0 6 2 】

（音響レンズ 2 1 4）

音響レンズ 2 1 4 は、送受信素子 2 1 の最先端にあり、超音波ビームを集束させるためのものである。音響レンズ 2 1 4 の音響インピーダンスは生体組織とほぼ同じであり、音響レンズ 2 1 4 の形状を凸形にすることで、スネルの法則に従って超音波ビームを集束させることができる。

30

【 0 0 6 3 】

上述した送受信素子 2 1 では、送信用素子 2 1 2 a と受信用素子 2 1 2 c とを別々に備える構成について説明した。送信用素子 2 1 2 a と受信用素子 2 1 2 c との配列は、各々を上下に配置する配列、および並列に配置する配列のどちらでもよいが、上下に配置して積層する構造が好ましい。積層する場合の送信用素子 2 1 2 a および受信用素子 2 1 2 c の厚さとしては、 $40 \sim 150 \mu m$ であることが好ましい。

【 0 0 6 4 】

なお、送受信素子 2 1 は、送信用素子 2 1 2 a と受信用素子 2 1 2 c とを別々に備える構成に限るものではなく、例えば図 3 において、受信用素子 2 1 2 c（受信用圧電素子 2 1 9 と電極 2 1 7）と F P C 2 1 6 とを無くして、送信用素子 2 1 2 a を送受信兼用の送受信素子としてもよい。

40

【 0 0 6 5 】

温度センサ 2 3 は、一般的に使用されているサーミスタや白金抵抗体等の測温抵抗体や、熱電対等が簡便性やコストの面で好ましい。また、例えば、特開 2 0 0 6 - 3 4 6 1 0 5 に開示されている、微細加工（M E M S）技術によって作製され、送受信素子 2 1 内に埋め込まれた温度センサデバイスでもよい。

【 0 0 6 6 】

また、温度センサ 2 3 は 1 つに限るものではなく、複数個設けてもよい。例えば超音波プローブ 2 内の主な熱源である送受信素子 2 1 と増幅器 2 2 との近傍の少なくとも 2 つの温度センサ 2 3 を設けることで、より高精度に超音波プローブ 2 内の温度を検出すること

50

ができる。さらには、外気温を検出する温度センサも設けてもよい。

【0067】

次に、本発明の各実施の形態における超音波プローブの構成の一例を、図4を用いて説明する。図4は、本発明の各実施の形態における超音波プローブの構成の一例を示す模式図で、図4(a)は超音波プローブの外観模式図、図4(b)は超音波プローブの内部構成図である。

【0068】

図4(a)において、超音波プローブ2の外観は、筐体29、筐体29の先端に配置された送受信素子21の音響レンズ214、および筐体29の後端に接続されたケーブル3等で構成される。

【0069】

図4(b)において、超音波プローブ2の筐体29の内部には、音響レンズ214を含む送受信素子21、基板25、コネクタ26およびケーブル3等が配置されている。

【0070】

送受信素子21には、FPC24が接続され、FPC24と基板25とは接続部24aで接続されている。基板25上には複数のアンプ素子で構成される増幅器22が実装されている。増幅器22を送受信素子21から離れた位置に実装することで、増幅器22の発熱が送受信素子21に悪影響を及ぼすことを防止することができる。基板25とケーブル3の各々の同軸ケーブル27とは、コネクタ26で接続されている。

【0071】

なお、基板25と同軸ケーブル27とは、基板25に直接ハンダ付け等で接続されてもよい。あるいは、同軸ケーブル27を、ハンダ付けあるいは同軸ケーブル用コネクタを用いて別基板に接続し、別基板に設けた基板用コネクタと基板25に設けたコネクタとで基板25と同軸ケーブル27とを接続する構成でもよい。

【0072】

図4の例では、温度センサ23を3個配置している。温度センサ23aは、増幅器22の配列の中心付近に配置されて、増幅器22の温度を検知する。温度センサ23bは、送受信素子21の音響レンズ214に近接する位置に配置され、被検者が肌に感じる音響レンズ214の温度を検知する。温度センサ23cは、例えば筐体29内の側面位置で、使用者が把持しない位置に配置され、外気温を検知する。

【0073】

制御部16は、これらの各温度センサ23によって検知された温度から、超音波プローブ2の内部の温度を取得する。詳細は後述する。

【0074】

次に、本発明の第1の実施の形態における超音波診断装置の内部構成を、図5および図6を用いて説明する。図5は、第1の実施の形態における制御部の増幅量決定電圧を供給する部分の構成を示す模式図であり、図5(a)は制御部の増幅量決定電圧を供給する部分の構成を示すブロック図で、図5(b)は増幅量決定電圧テーブルの構成を示す模式図である。

【0075】

図5(a)において、制御部16は、電圧制御部161と増幅量決定電圧テーブル162等とで構成され、超音波プローブ2内の温度を所定の範囲に治めるために、増幅器22の増幅量を制御する。電圧制御部161は、電圧決定制御部1611と増幅量決定電圧生成部1612等とで構成される。

【0076】

電圧決定制御部1611は、図2で示した温度センサ23の温度信号231を受信し、温度信号231に基づいて、超音波プローブ2内の主な熱源である送受信素子21や増幅器22の温度 T_p を取得する。次いで、取得された温度 T_p に基づいて、増幅量決定電圧テーブル162から増幅量決定電圧データ V_{gd} を決定し、増幅量決定電圧生成部1612に送信する。

10

20

30

40

50

【 0 0 7 7 】

増幅量決定電圧生成部 1 6 1 2 は、電圧決定制御部 1 6 1 1 から受信した増幅量決定電圧データ V_{gd} に基づいて、増幅量決定電圧 V_g を生成し、増幅器 2 2 に供給する。図 6 で後述するように、増幅量決定電圧 V_g は、増幅器 2 2 の正の電源電圧 V^+ および負の電源電圧 V^- であり、それぞれ、所定の電源電圧値 $+V_{cc}$ から増幅量決定電圧データ V_{gd} に所定の係数 k を乗算した値を減算した電圧、および所定の電源電圧値 $-V_{cc}$ に増幅量決定電圧データ V_{gd} に所定の係数 j を乗算した値を加算した電圧として生成される。ここに、

$$V^+ = +V_{cc} - k \times V_{gd}$$

$$V^- = -V_{cc} + j \times V_{gd}$$

10

である。所定の係数 k および j は、実測等により適宜決定されればよい。

【 0 0 7 8 】

図 5 (b) において、増幅量決定電圧テーブル 1 6 2 は、温度センサ 2 3 の温度信号 2 3 1 が示す超音波プローブ 2 の内部温度 T_p と、超音波プローブ 2 の内部温度 T_p に対応した増幅器 2 2 の増幅量決定電圧データ V_{gd} とで構成されるルックアップテーブル (LUT) である。増幅量決定電圧テーブル 1 6 2 は、記憶部 1 7 内に設けられてもよい。

【 0 0 7 9 】

図示の例では、超音波プローブ 2 の内部温度 T_p が上昇するにつれて、増幅量決定電圧データ V_{gd} も上昇するように設定されているが、これに限るものではない。また、増幅量決定電圧テーブル 1 6 2 は 1 つのテーブルである必要はなく、例えば上述した V^+ および V^- を決定するための増幅量決定電圧データ V_{gd} を、それぞれ別個のテーブルとして持ってもよい。

20

【 0 0 8 0 】

さらに、外気温や超音波プローブ 2 の動作モード (例えば、B - モード、パワードブラモード、カラードブラモード、M - モードやこれらの複合モード等) 毎に別個の増幅量決定電圧テーブル 1 6 2 を持ってもよい。

【 0 0 8 1 】

図 6 は、第 1 の実施の形態における増幅器の構成を示す模式図で、図 6 (a) は第 1 の実施の形態における増幅器の構成を示す回路図で、図 6 (b) および図 6 (c) は増幅器の消費電力を示す模式図である。

30

【 0 0 8 2 】

図 6 (a) において、第 1 の実施の形態では、増幅器 2 2 は、オペアンプ 2 2 2 を用いた反転増幅器である。超音波プローブ 2 の送受信素子 2 1 で受信された超音波の反射波の信号 2 1 r は、抵抗 R_1 を介してオペアンプ 2 2 2 の非反転入力 (-) に入力され、抵抗 R_2 と抵抗 R_1 との比によって決定される増幅率で増幅されて、受信信号 2 2 1 として出力される。オペアンプ 2 2 2 の電源には、上述した増幅量決定電圧 V_g (V^+ と V^-) が用いられる。

【 0 0 8 3 】

超音波プローブ 2 の送受信素子 2 1 で受信された超音波の反射波の信号 2 1 r は、通常は正負両方の電圧を持つ信号であることが多い。そのため、増幅器 2 2 の消費電力 P_T は、図 6 (b) および図 6 (c) に示すように、

40

$$P_T = I_{cc} \times (V^+ - V^-) + I_o \times (V^+ - V_o) \cdots (1 \text{ 式})$$

あるいは、

$$P_T = I_{cc} \times (V^+ - V^-) + I_o \times (V_o - V^-) \cdots (2 \text{ 式})$$

となる。

【 0 0 8 4 】

従って、(1 式) および (2 式) から、増幅器 2 2 の電源電圧の差 ($V^+ - V^-$) 、および、増幅器 2 2 の出力 V_o と電源電圧との差 ($V^+ - V_o$) あるいは ($V_o - V^-$) を小さくすることで、増幅器 2 2 の消費電力 P_T を小さく抑えることができ、増幅器 2 2 の発熱を抑えることができる。従って、増幅器 2 2 の電源電圧として図 5 に示した V^+ と V^-

50

を用いることで、増幅器 22 の発熱を抑えることができる。

【0085】

この場合でも、増幅器 22 の出力 V_o の振幅が小さい場合には、信号が歪むことはなく、出力 V_o の振幅が大きい場合にのみ、出力の線形性がなくなって飽和する状態となる。つまり、増幅量決定電圧 V_g (V^+ と V^-) によって、出力 V_o の振幅が大きい場合にのみ、増幅器 22 の増幅量が抑圧されるように決定されたことになる。

【0086】

上述したように、第 1 の実施の形態によれば、超音波の送受信素子と、送受信素子で受信された受信信号を増幅する増幅器とを備えた超音波プローブに温度センサを内蔵し、温度センサによって検出された超音波プローブ内の温度に応じて、増幅器の電源電圧を抑制することによって増幅器の増幅量を制御することで、超音波プローブ内の温度上昇を防止し、超音波プローブの使用を制限することなく、内蔵される増幅器の増幅率の変動や熱雑音の変動等による高調波画像の劣化のない超音波診断装置を提供することができる。

10

【0087】

次に、本発明の第 2 の実施の形態について、図 7 および図 8 を用いて説明する。図 7 は、第 2 の実施の形態における制御部の増幅量決定電圧を供給する部分の構成を示す模式図であり、図 7 (a) は制御部の増幅量決定電圧を供給する部分の構成を示すブロック図で、図 7 (b) は温度経時変化データの構成を示す模式図である。

【0088】

図 7 (a) において、制御部 16 は、電圧制御部 161 と温度経時変化データ 163 等とで構成され、超音波プローブ 2 内の温度を所定の範囲に治めるために、増幅器 22 の増幅量を制御する。電圧制御部 161 は、電圧決定制御部 1611 と増幅量決定電圧生成部 1612 等とで構成される。

20

【0089】

電圧決定制御部 1611 は、例えば超音波プローブ 2 の電源が投入されてから所定時間（例えば 10 秒）間隔毎に、図 2 で示した温度センサ 23 の温度信号 231 を受信し、温度信号 231 に基づいて、超音波プローブ 2 内の主な熱源である送受信素子 21 や増幅器 22 の温度 T_p を取得して、温度経時変化データ 163 に追記する。

【0090】

次いで、取得された現在の温度 T_p と過去に取得された温度 T_p の経時変化データとに基づいて、例えば PID 制御や PI 制御等の制御法を用いて、増幅量決定電圧データ $V_g d$ を決定し、温度経時変化データ 163 に追記するとともに、増幅量決定電圧生成部 1612 に送信する。

30

【0091】

この時の制御目標温度 T_o は、一意に決まる温度（例えば 40 ）としてもよい。さらに好ましくは、外気温との差分に基づいて、患者が外気温と超音波プローブ 2 の接触面とに大きな温度差を感じないような温度を制御目標温度 T_o としてもよい。

【0092】

増幅量決定電圧生成部 1612 は、電圧決定制御部 1611 から受信した増幅量決定電圧データ $V_g d$ に基づいて、増幅量決定電圧 V_g を生成し、増幅器 22 に供給する。図 8 で後述するように、増幅量決定電圧 V_g は、増幅器 22 の増幅量決定端子 223 に入力される電圧である。

40

【0093】

図 7 (b) において、温度経時変化データ 163 は、超音波プローブ 2 の電源が投入されてからの所定時間（例えば 10 秒）間隔毎の電圧決定制御部 1611 によって取得された超音波プローブ 2 内の温度 T_p と、その時の増幅量決定電圧データ $V_g d$ とのデータ表である。温度経時変化データ 163 は、記憶部 17 内に設けられてもよい。

【0094】

図示の例によれば、超音波プローブ 2 の電源が投入されてから時間が経過するにつれて、超音波プローブ 2 内の温度 T_p が徐々に上昇しており、それに対応して、増幅量決定電

50

圧データ V_{gd} も徐々に変化していることが分かる。

【0095】

図8は、第2の実施の形態における増幅器の構成を示す模式図である。

【0096】

図8において、第2の実施の形態では、増幅器22は、増幅量決定端子223に増幅量決定電圧 V_g を印加することで、増幅量を制御可能な可変ゲイン増幅器である。増幅器22の電源は、通常の電源 $+V_{cc}$ と $-V_{cc}$ とに固定されている。

【0097】

超音波プローブ2の送受信素子21で受信された超音波の反射波の信号 $21r$ は、増幅器22に入力され、増幅量決定端子223に印加された増幅量決定電圧 V_g によって決定される増幅量で増幅されて、受信信号 $221 (V_o)$ として出力される。

10

【0098】

図7で示したように、現在の温度 T_p と過去に取得された温度 T_p の経時変化データとに基づいて決定された増幅量決定電圧 V_g によって、増幅器22の増幅量を決定することで、超音波プローブ2内の温度を所定の範囲に治めることができる。

【0099】

上述したように、第2の実施の形態によれば、超音波の送受信素子と、送受信素子で受信された受信信号を増幅する増幅器とを備えた超音波プローブに温度センサを内蔵し、温度センサによって検出された超音波プローブ内の現在の温度と過去に取得された温度 T_p の経時変化データとに基づいて、増幅量決定端子223に増幅量決定電圧 V_g を印加することによって増幅器の増幅量を制御することで、超音波プローブ内の温度上昇を防止し、超音波プローブの使用を制限することなく、内蔵される増幅器の増幅率の変動や熱雑音の変動等による高調波画像の劣化のない超音波診断装置を提供することができる。

20

【0100】

ここで、超音波プローブ2に用いられる有機圧電素子薄膜とその動作とについて、簡単に説明する。有機圧電素子薄膜は、被検体内部で反射された超音波の反射波を受信して電気信号に変換する電気機械変換素子として用いられるもので、例えば、フッ化ビニリデンの重合体や、フッ化ビニリデン (VDF) 系コポリマ、フッ化ビニリデンとトリフルオロエチレンの共重合体等の有機圧電材料の薄膜で構成される。

【0101】

被検体内部で反射された反射波は、送信された超音波の基本周波数成分の基本反射波だけでなく、基本周波数の整数倍の高調波の周波数成分、例えば、基本周波数の2倍、3倍および4倍等の第2高調波成分、第3高調波成分および第4高調波成分等の反射波も含まれる。

30

【0102】

つまり、基本波の高調波が受信されるので、上述したハーモニックイメージング技術によって超音波画像を形成することが可能となり、上述した第1および第2の実施の形態における超音波プローブ2および超音波診断装置Sは、より高精度な超音波画像の提供が可能となる。特に、比較的パワーの大きい第2高調波と第3高調波が受信されるので、より鮮明な超音波画像の提供が可能となる。

40

【0103】

以上に述べたように、本発明によれば、超音波の送受信素子と、送受信素子で受信された受信信号を増幅する増幅器とを備えた超音波プローブに温度センサを内蔵し、温度センサによって検出された超音波プローブ内の温度に応じて増幅器の増幅量を制御することで、超音波プローブ内の温度上昇を防止し、超音波プローブの使用を制限することなく、内蔵される増幅器の増幅率の変動や熱雑音の変動等による高調波画像の劣化のない超音波診断装置を提供することができる。

【0104】

なお、本発明に係る超音波診断装置を構成する各構成の細部構成および細部動作に関しては、本発明の趣旨を逸脱することのない範囲で適宜変更可能である。

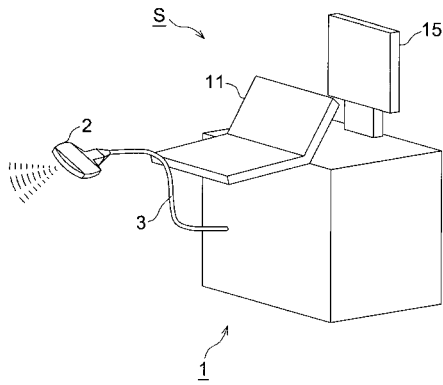
50

【符号の説明】

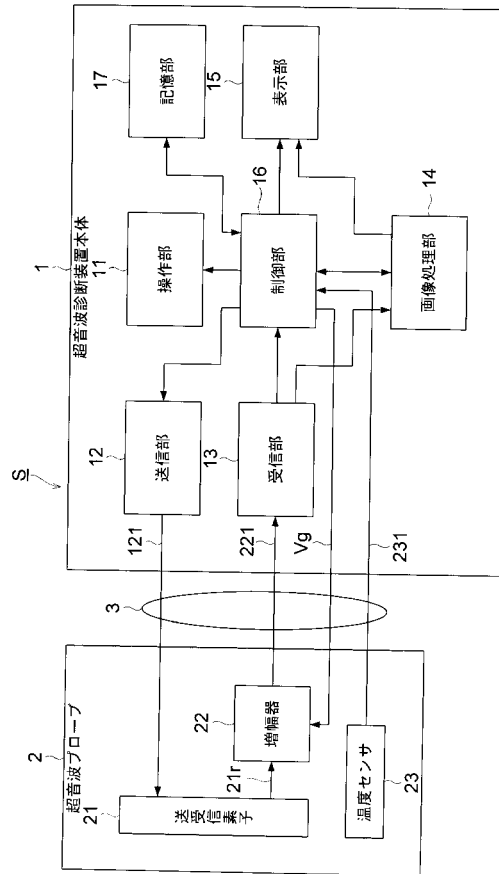
【0105】

1	超音波診断装置本体	
2	超音波プローブ	
3	ケーブル	
1 1	操作部	
1 2	送信部	
1 3	受信部	
1 4	画像処理部	
1 5	表示部	10
1 6	制御部	
1 6 1	電圧制御部	
1 6 1 1	電圧決定制御部	
1 6 1 2	増幅量決定電圧生成部	
1 6 2	増幅量決定電圧テーブル	
1 6 3	温度経時変化データ	
1 7	記憶部	
2 1	送受信素子	
2 1 r	(超音波の反射波の)信号	
2 1 1	バッキング層	20
2 1 2	圧電部	
2 1 2 a	送信用素子	
2 1 2 b	中間層	
2 1 2 c	受信用素子	
2 1 3	音響整合層	
2 1 4	音響レンズ	
2 2	増幅器	
2 2 1	受信信号	
2 2 3	増幅量決定端子	
2 3	温度センサ	30
2 3 1	温度信号	
2 4	フレキシブル基板 (F P C)	
2 5	基板	
2 6	コネクタ	
2 7	(ケーブル3の)同軸ケーブル	
2 9	筐体	
S	超音波診断装置	
V g	増幅量決定電圧	
V g d	増幅量決定電圧データ	
V ⁺	(増幅器22の)正の電源電圧	40
V ⁻	(増幅器22の)負の電源電圧	

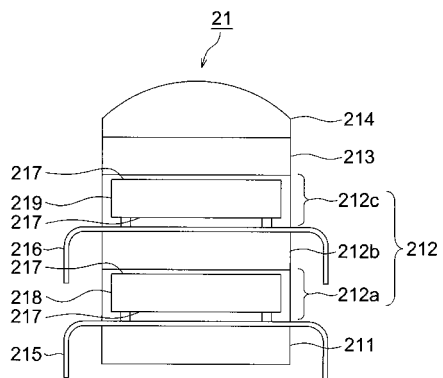
【図 1】



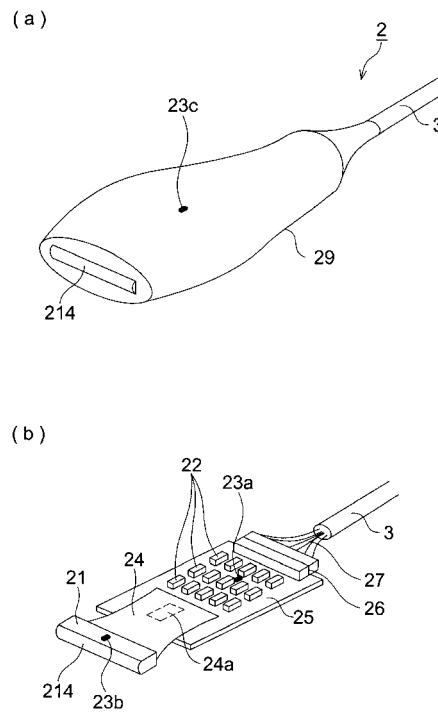
【図 2】



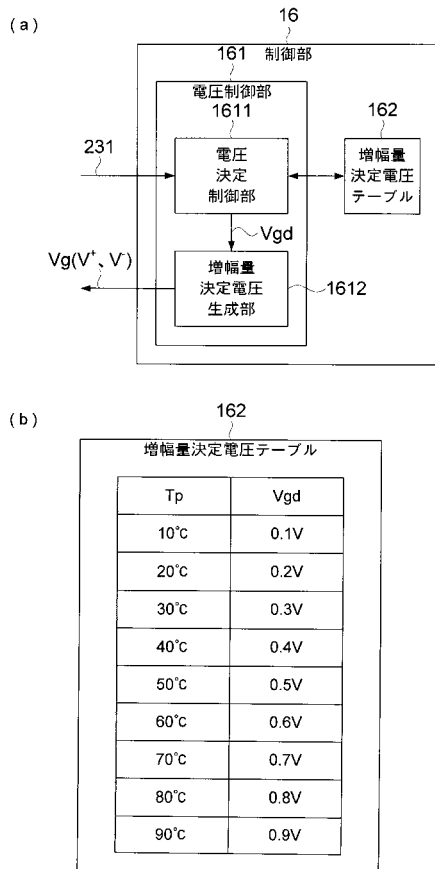
【図 3】



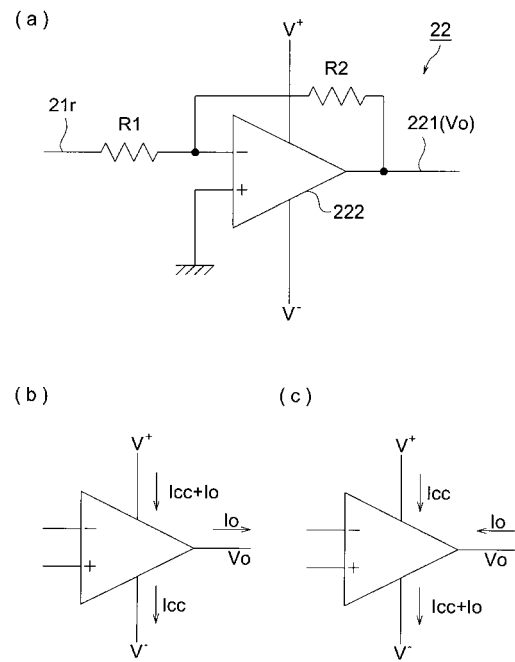
【図 4】



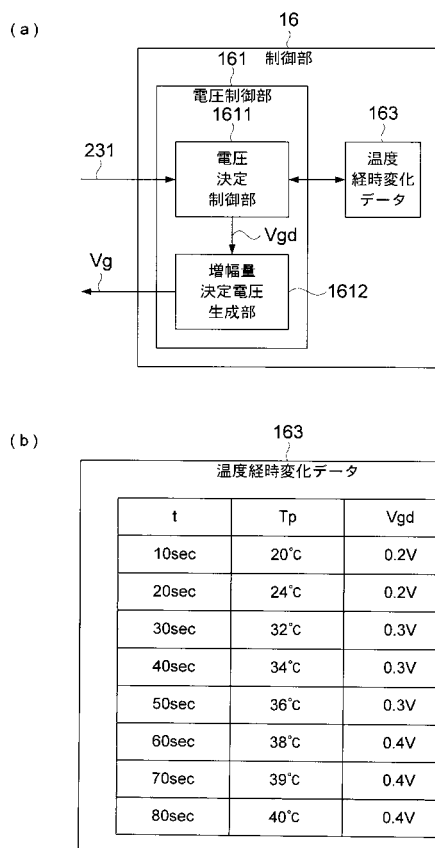
【図 5】



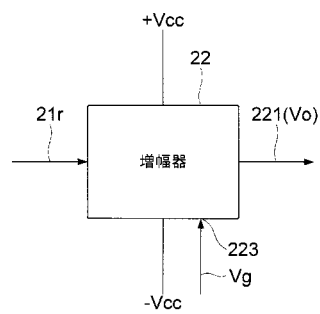
【図 6】



【図 7】



【図 8】



专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2012000220A	公开(公告)日	2012-01-05
申请号	JP2010136987	申请日	2010-06-16
[标]申请(专利权)人(译)	柯尼卡株式会社		
申请(专利权)人(译)	柯尼卡美能达医疗印刷器材有限公司		
[标]发明人	上野健一		
发明人	上野 健一		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/EE02 4C601/EE15 4C601/EE19 4C601/GB15 4C601/GB19 4C601/GB20 4C601/GB22 4C601/GB25 4C601/GB28 4C601/GB29 4C601/GB31 4C601/GB34 4C601/GB44 4C601/GB45		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：为了防止超声波探头的温度升高并限制超声波探头的使用，而不会由于内置放大器的放大倍数变化或热噪声变化而导致谐波图像变差。提供诊断设备。 解决方案：温度传感器内置在超声波探头中，该探头具有超声波发射/接收元件和放大器，用于放大发射/接收元件接收的接收信号，并检测由温度传感器检测到的超声波探头内部的温度。通过相应地控制放大器的放大量，防止了超声探头内部的温度升高，并且在不限制超声探头的使用的情况下，防止了内置放大器的放大系数的波动或热噪声的波动。可以提供一种超声波诊断装置，而不会使谐波图像劣化。[选择图]图2

