

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5556471号
(P5556471)

(45) 発行日 平成26年7月23日(2014.7.23)

(24) 登録日 平成26年6月13日(2014.6.13)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

A 6 1 B 8/00

請求項の数 3 (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願2010-163687 (P2010-163687)
 (22) 出願日 平成22年7月21日(2010.7.21)
 (65) 公開番号 特開2012-24178 (P2012-24178A)
 (43) 公開日 平成24年2月9日(2012.2.9)
 審査請求日 平成25年7月1日(2013.7.1)

(73) 特許権者 000001270
 コニカミノルタ株式会社
 東京都千代田区丸の内二丁目7番2号
 (74) 代理人 110001254
 特許業務法人光陽国際特許事務所
 (72) 発明者 中山 雄太
 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

審査官 後藤 順也

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【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、
 前記超音波診断装置は、前記超音波の基本周波数を用いて診断を行う基本診断モードと
 、前記超音波の高調波を用いて診断を行う高調波診断モードとを含む複数の診断モードを
 有し、
 前記複数の診断モードから、診断に用いる診断モードを選択するための診断モード選択
 部と、
 前記診断モード選択部によって選択された診断モードに基づいて、前記増幅器に供給す
 るバイアス電流を制御する制御部とを備え、
前記制御部は、前記基本診断モードにおける前記バイアス電流を、前記高調波診断モ
 ードにおける前記バイアス電流よりも小さい値に設定することを特徴とする超音波診断装置
 。

【請求項 2】

前記増幅器は、トータムポール回路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】

前記超音波診断装置は、超音波診断装置本体を備え、

前記超音波プローブは、電源を内蔵し、

前記超音波診断装置本体と前記超音波プローブとは、無線で接続され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。

【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、被検体へ超音波を送信し反射波を受信する超音波プローブ内に受信した超音波を増幅する増幅器を内蔵した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線など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）、および産婦人科系など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クイメージング（THI）診断は、従来のB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、サイドローブ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、通常のパルス送受信モードではN×M個の送受信素子の全てを用いて送受信を行い、連続ドプラーモードでは送受信素子を2分割して、送信側の送受信素子に接続されているプリアンプのバイアス電流をゼロにし、その分を受信側の送受信素子に接続されているプリアンプに加算して供給することで、バイアス電流を増やすことなく、受信側のプリアンプのノイズレベルを低減しダイナミックレンジを拡大する方法が開示されている。

【0010】

10

20

30

40

50

また、特許文献3では、受信した超音波信号の中心周波数に基づいて、浅い部分からの反射波のように高周波成分を多く含む場合はバッファアンプのバイアス電流を大きくし、深い部分からの反射波のように低周波成分を多く含む場合はバイアス電流を小さくするようにする制御方法が開示されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0011】

【特許文献1】特開2008-188415号公報

【特許文献2】特開2008-018087号公報

【特許文献3】特開2000-126175号公報

10

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0012】

しかしながら、特許文献2に示された方法では、消費電力の増大は防止できても、低減はできず、連続して超音波プローブを使用することによる発熱の問題を解決することにはならない。また、特許文献3に示された方法では、特にTHI診断の場合には消費電流が増大し、発熱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が発生する。

【0013】

20

さらに、超音波プローブの操作性の向上を目的として、超音波プローブにバッテリーを内蔵し、超音波プローブと超音波診断装置本体とを無線通信で接続することが行われているが、この場合、消費電力を削減しないと、超音波プローブのバッテリーによる駆動時間が極めて短いものとなり、実用に耐えない。

【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変動等による超音波画像の劣化の少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】

30

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、

前記超音波診断装置は、前記超音波の基本周波数を用いて診断を行う基本診断モードと、前記超音波の高調波を用いて診断を行う高調波診断モードとを含む複数の診断モードを有し、

前記複数の診断モードから、診断に用いる診断モードを選択するための診断モード選択部と、

40

前記診断モード選択部によって選択された診断モードに基づいて、前記増幅器に供給するバイアス電流を制御する制御部とを備え、

前記制御部は、前記基本診断モードにおける前記バイアス電流を、前記高調波診断モードにおける前記バイアス電流よりも小さい値に設定することを特徴とする超音波診断装置

【0018】

2. 前記増幅器は、トータムポール回路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。

【0019】

3. 前記超音波診断装置は、超音波診断装置本体を備え、

50

前記超音波プローブは、電源を内蔵し、

前記超音波診断装置本体と前記超音波プローブとは、無線で接続され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。

【発明の効果】

【0020】

本発明によれば、超音波を送受信する送受信素子と、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、超音波の基本周波数を用いて診断を行う基本診断モードと、超音波の高調波を用いて診断を行う高調波診断モードとを含む複数の診断モードを選択し、選択された診断モードに基づいて、増幅器に供給するバイアス電流を制御することで、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超音波画像の劣化の少ない超音波診断装置を提供することができる。

10

【図面の簡単な説明】

【0021】

【図1】本発明の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。

【図4】本発明の実施の形態における増幅器のバイアス電流値の制御動作を示すフローチャートである。

20

【図5】本発明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6】本発明の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。

【発明を実施するための形態】

【0022】

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できる。

【0023】

最初に、本発明の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。

30

【0024】

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および超音波プローブ2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。

【0025】

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。

40

【0026】

本実施の形態では、超音波診断装置本体1と超音波プローブ2との接続は、後述するように、ワイヤレスの無線接続である。もちろん、赤外線通信等によるワイヤレス接続であってもよい。

【0027】

図2は、本発明の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。

【0028】

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および超

50

音波プローブ２等で構成される。超音波診断装置本体１は、無線送受信部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。

【００２９】

超音波プローブ２は、送受信素子２１、増幅器２２、無線送受信部２３、プローブ制御部２４、電源部２８および電池２９等で構成される。

【００３０】

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。また、操作部１１は、例えば検査技師等が超音波の基本周波数を用いて診断を行う基本診断モードや高調波を用いて診断を行う高調波診断モードを含む複数の診断モードを選択する診断モード選択部としても機能する。なお、診断モード選択部は、超音波プローブ２に設けてもよい。

10

【００３１】

無線送受信部１３は、超音波プローブ２の無線送受信部２３との間で、超音波プローブ２の制御のための信号や送受信素子２１で受信された超音波の反射波の信号２１１を増幅器２２で増幅した受信信号２２１等の無線による送受信を行う。

【００３２】

画像処理部１４は、無線送受信部１３で受信した受信信号２２１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。

20

【００３３】

制御部１６は、操作部１１、無線送受信部１３、画像処理部１４、表示部１５、および記憶部１７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。また、制御部１６は、無線送受信部１３と無線送受信部２３とを介して、プローブ制御部２４との間で超音波プローブ２の制御のための信号の授受を行う。

【００３４】

送受信素子２１は、圧電素子、好ましくは有機圧電素子のアレイで構成され、プローブ制御部２４の制御下で超音波を送信し、超音波の反射波を受信して超音波信号２１１を出力する。増幅器２２は、送受信素子２１からの超音波信号２１１を増幅して、受信信号２２１を出力する。

30

【００３５】

無線送受信部２３は、無線送受信部１３との間で、超音波プローブ２の制御のための信号や、増幅器２２で増幅された受信信号２２１等の無線による送受信を行う。プローブ制御部２４は、制御部１６の制御下で、超音波の送受信や増幅器２２のバイアス電流値の制御等を行う。

【００３６】

電源部２８は、超音波プローブ２内の各部への電源電圧の供給を行う。電池２９は、超音波プローブ２をワイヤレスで使用するための内蔵電池である。電池２９は、超音波プローブ２の不使用时に、超音波診断装置本体１に設けられたワイヤレス充電器によって充電される充電電池であることが好ましい。

40

【００３７】

次に、本発明の実施の形態における超音波プローブの構成の一例を、図３を用いて説明する。図３は、本発明の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３（ａ）は超音波プローブの外観模式図、図３（ｂ）は超音波プローブの内部構成図である。

【００３８】

図３（ａ）において、超音波プローブ２の外観は、筐体２０と、筐体２０の先端に配置された送受信素子２１の音響レンズ２１４等とで構成される。超音波プローブ２の使用者は、筐体２０を把持し、音響レンズ２１４を被検者に押し当てて使用する。

50

【 0 0 3 9 】

図 3 (b) において、超音波プローブ 2 の筐体 2 0 の内部には、音響レンズ 2 1 4 を含む送受信素子 2 1、基板 2 5 および電池 2 9 等が配置されている。

【 0 0 4 0 】

送受信素子 2 1 には、フレキシブル基板 (以下、F P C とする) 2 6 が接続され、送受信素子 2 1 は F P C 2 6 によって基板 2 5 と接続されている。基板 2 5 上には複数のアンプ素子等で構成される増幅器 2 2、無線送受信部 2 3、プローブ制御部 2 4 および電源部 2 8 等が実装されている。基板 2 5 と電池 2 9 とは、F P C 2 7 で接続されている。

【 0 0 4 1 】

次に、本発明の実施の形態における増幅器のバイアス電流値の制御動作を、図 4 および図 5 を用いて説明する。図 4 は、本発明の実施の形態における増幅器のバイアス電流値の制御動作を示すフローチャートである。

10

【 0 0 4 2 】

図 4 において、ステップ S 1 1 で、例えば検査技師等によって操作部 1 1 が操作されて、超音波診断装置 S が有する複数の診断モードから、診断に用いる診断モードが選択される。ここでは、説明を簡単にするために、超音波診断装置 S の診断モードは、超音波の基本周波数を用いて診断を行う基本診断モードと、超音波の高調波を用いて診断を行う高調波診断モードの何れかであるとするが、その他複数のモードを含んでもよい。

【 0 0 4 3 】

ステップ S 2 1 で、選択された診断モードが高周波診断モードであるか否かが確認される。高周波診断モードである場合 (ステップ S 2 1 ; Y e s)、ステップ S 2 2 で、増幅器 2 2 のバイアス電流値が大電流値 (H) に設定され、ステップ S 3 1 に進む。高周波診断モードでない場合 (ステップ S 2 1 ; N o)、即ち基本診断モードの場合、ステップ S 2 3 で、増幅器 2 2 のバイアス電流値が低電流値 (L) に設定され、ステップ S 3 1 に進む。

20

【 0 0 4 4 】

ステップ S 3 1 で、ステップ S 1 1 で選択された診断モードに従って、超音波診断が行われる。ステップ S 4 1 で、操作部 1 1 が操作されて、超音波診断装置 S の診断モードが再選択されたか否かが確認される。

【 0 0 4 5 】

再選択された場合 (ステップ S 4 1 ; Y e s)、ステップ S 2 1 に戻って、再選択された診断モードが高周波診断モードであるか否かが確認され、以降、上述した動作が繰り返される。

30

【 0 0 4 6 】

再選択されなかった場合 (ステップ S 4 1 ; N o)、ステップ S 5 1 で、例えば診断終了操作がなされた、あるいは超音波診断装置 S の電源オフ操作がなされた等により、診断が終了されたか否かが確認される。終了された場合 (ステップ S 5 1 ; Y e s)、そのまま、動作が終了される。終了されなかった場合 (ステップ S 5 1 ; N o)、ステップ S 3 1 に戻って、診断が継続され、以降、上述した動作が繰り返される。

【 0 0 4 7 】

図 5 は、本発明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。

40

【 0 0 4 8 】

図 5 において、増幅器 2 2 は、オペアンプ O P を用いた反転増幅器で、抵抗 R 1 と R 2 とで構成されるトランジスタ Q 1 と Q 2 とで構成されるトータムポール回路 C t p を含む。トータムポール回路 C t p を含むことで、入力信号に対する追従性が確保され、後述する高周波診断モードにおいても高速応答性が得られる。

【 0 0 4 9 】

オペアンプ O P およびトータムポール回路 C t p の電源は、正電源が V d d で負電源が V s s であり、どちらも少なくとも高い電圧と低い電圧の 2 値に可変である。また、トランジスタ Q 1 のゲートバイアス電圧は V p b i a s で、トランジスタ Q 2 のゲートバイア

50

ス電圧は V_{nbias} であり、どちらも少なくとも高い電圧と低い電圧の 2 値に可変である。

【0050】

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 211 は、抵抗 R_1 を介してオペアンプ OP 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、トータムポール回路によってインピーダンス変換されて、受信信号 221 として出力される。

【0051】

ここで、図 4 のステップ S 21 で選択された診断モードが高周波診断モードであった場合には、ステップ S 22 で、増幅器 22 のバイアス電流値が大電流値 (H) に設定される。

10

【0052】

具体的には、オペアンプ OP およびトータムポール回路 Ctp の電源である V_{dd} および V_{ss} が、それぞれ高い電圧に設定されるとともに、トランジスタ Q1 および Q2 のゲートバイアス電圧である V_{pbias} および V_{nbias} も、それぞれ高い電圧に設定される。これによって、増幅器 22 のバイアス電流値が大電流値 (H) に設定される。

【0053】

一方、図 4 のステップ S 21 で選択された診断モードが高周波診断モードでなかった場合、即ち基本診断モードの場合には、ステップ S 23 で、増幅器 22 のバイアス電流値が低電流値 (L) に設定される。

20

【0054】

具体的には、オペアンプ OP およびトータムポール回路 Ctp の電源である V_{dd} および V_{ss} が、それぞれ低い電圧に設定されるとともに、トランジスタ Q1 および Q2 のゲートバイアス電圧である V_{pbias} および V_{nbias} も、それぞれ低い電圧に設定される。これによって、増幅器 22 のバイアス電流値が低電流値 (L) に設定される。これによって、オペアンプ OP およびトータムポール回路 Ctp の消費電流およびバイアス電流を低減することができる。

【0055】

上述したように、本実施の形態によれば、超音波を送受信する送受信素子と、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、超音波の基本周波数を用いて診断を行う基本診断モードと、超音波の高調波を用いて診断を行う高調波診断モードとの何れかの診断モードを選択し、選択された診断モードに基づいて、増幅器に供給するバイアス電流を制御することで、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超音波画像の劣化の少ない超音波診断装置を提供することができる。

30

【0056】

ここで、超音波プローブに用いられる送受信素子について、図 6 を用いて説明する。図 6 は、本発明の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。ここでは、送信用素子と受信用素子とを分けて設ける方法について説明する。

40

【0057】

図 6 において、送受信素子 21 は、バッキング層 211、バッキング層 211 上に設けられた電極および圧電体を有する圧電部 212、圧電部 212 上に設けられた音響整合層 213、および音響整合層 213 上に設けられた音響レンズ 214 等で構成される。

【0058】

圧電部 212 は、送信用素子 212a、送信用素子 212a 上に配された中間層 212b、および中間層 212b 上に配された受信用素子 212c 等で構成される。送信用素子 212a は、送信用圧電素子 218 と、送信用圧電素子 218 の両面に電極 217 が付されたものがフレキシブル基板 (以下、FPC とする) 215 上に載置されて構成される。受信用素子 212c も同様に、受信用圧電素子 219 と、受信用圧電素子 219 の両面に電

50

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 5 9 】

(バックینگ層 2 1 1)

バックینگ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。バックینگ層 2 1 1 に用いられるバックینگ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ゲ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などの熱可塑性樹脂などを用いることができる。

10

【 0 0 6 0 】

好ましいバックینگ材としては、ゴム系複合材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 6 1 】

バックینگ層 2 1 1 の厚さは、概ね 1 ~ 1 0 m m が好ましく、特に 1 ~ 5 m m であることが好ましい。

【 0 0 6 2 】

(送信用素子 2 1 2 a および受信素子 2 1 2 c)

20

本実施の形態における送信用素子 2 1 2 a および受信素子 2 1 2 c 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 (P Z T) 系セラミクス、P b T i O 3 系セラミックなどの無機圧電セラミクス、ポリフッ化ビニリデン (P V D F) などの有機高分子圧電材料、水晶、ロッシェル塩などを用いることができる。圧電材料の厚さとしては、概ね 1 0 0 μ m ~ 5 0 0 μ m 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。

【 0 0 6 3 】

30

(電極 2 1 7)

圧電材料に付される電極 2 1 7 に用いられる材料としては、金 (A u)、白金 (P t)、銀 (A g)、パラジウム (P d)、銅 (C u)、アルミニウム (A l)、ニッケル (N i)、スズ (S n) などが挙げられる。

【 0 0 6 4 】

圧電材料に電極 2 1 7 を付す方法としては、たとえば、チタン (T i) やクロム (C r) などの下地金属をスパッタ法により 0 . 0 2 ~ 1 . 0 μ m 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 ~ 1 0 μ m の厚さに形成する方法が挙げられる。

40

【 0 0 6 5 】

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 2 1 7 は、圧電材料上に、送受信素子 2 1 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。

【 0 0 6 6 】

圧電部 2 1 2 とバックینگ層 2 1 1 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。

【 0 0 6 7 】

50

圧電部 2 1 2 の、バッキング層 2 1 1 側の表面の一部と、音響整合層 2 1 3 側の表面の一部には電極 2 1 7 が接触されており、バッキング層 2 1 1 と電極 2 1 7 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。

【 0 0 6 8 】

(音響整合層 2 1 3)

本実施の形態における音響整合層 2 1 3 は、圧電部 2 1 2 と被検体との間の音響インピ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。音響整合層に用いられる材料としては、アルミ、アルミ合金（たとえば Al - Mg 合金）、マグネシウム合金、マコールガラス、ガラス、溶融石英、コッパグラファイト、ポリエチレン（PE）やポリプロピレン（PP）、ポリカーボネート（PC）、ABC樹脂、ポリフェニレンエーテル（PPE）、ABS樹脂、AAS樹脂、AES樹脂、ナイロン（PA6、PA6-6）、PPO（ポリフェニレンオキシド）、PPS（ポリフェニレンスルフィド：ガラス繊維入り可）、PPE（ポリフェニレンエーテル）、PEEK（ポリエーテルエーテルケトン）、PAI（ポリアミドイミド）、PET（ポリエチレンテレフタレート）、PC（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 9 】

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。

20

【 0 0 7 0 】

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 $30 \mu\text{m} \sim 500 \mu\text{m}$ の範囲で用いられる。

【 0 0 7 1 】

(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 7 2 】

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、 $40 \sim 150 \mu\text{m}$ であることが好ましい。

40

【 0 0 7 3 】

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 2 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 FPC 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。

【 0 0 7 4 】

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。

50

【 0 0 7 5 】

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。

【 0 0 7 6 】

以上に述べたように、本発明によれば、超音波を送受信する送受信素子と、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、超音波の基本周波数を用いて診断を行う基本診断モードと、超音波の高調波を用いて診断を行う高調波診断モードとを含む複数の診断モードを選択し、選択された診断モードに基づいて、増幅器に供給するバイアス電流を制御することで、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超音波画像の劣化の少ない超音波診断装置を提供することができる。

【 0 0 7 7 】

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。

【 符号の説明 】

【 0 0 7 8 】

1 超音波診断装置本体

1 1 操作部

1 3 無線送受信部

1 4 画像処理部

1 5 表示部

1 6 制御部

1 7 記憶部

2 超音波プローブ

2 1 送受信素子

2 1 1 超音波の反射波の信号

2 2 増幅器

2 2 1 受信信号

2 3 無線送受信部

2 4 プローブ制御部

2 8 電源部

2 9 電池

S 超音波診断装置

O P オペアンプ

C r g ループゲイン回路

C t p トータムポール回路

V d d オペアンプ O P およびトータムポール回路 C t p の正電源

V s s オペアンプ O P およびトータムポール回路 C t p の負電源

V p b i a s トランジスタ Q 1 のゲートバイアス電圧

V n b i a s トランジスタ Q 2 のゲートバイアス電圧

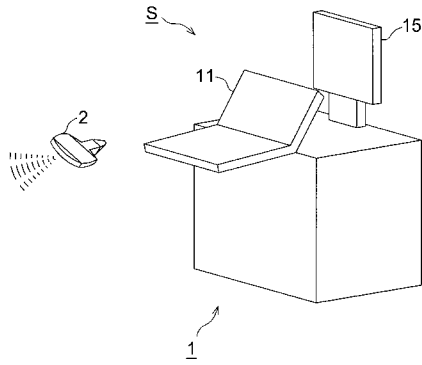
10

20

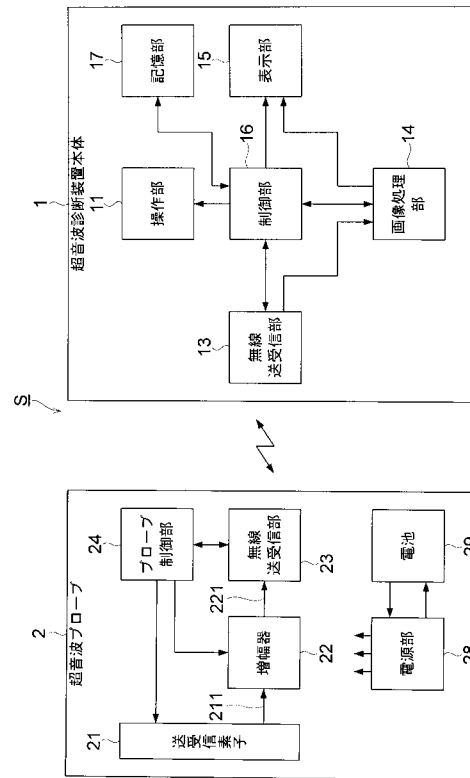
30

40

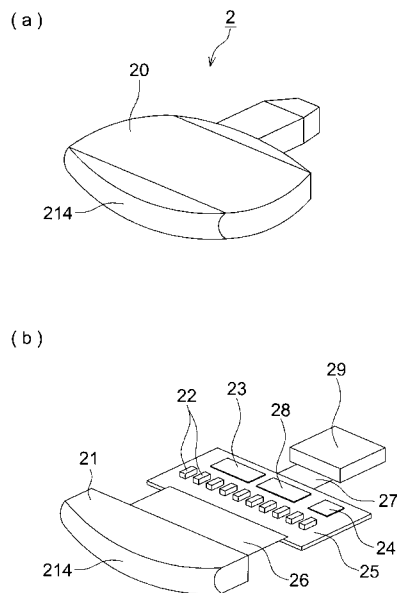
【図 1】



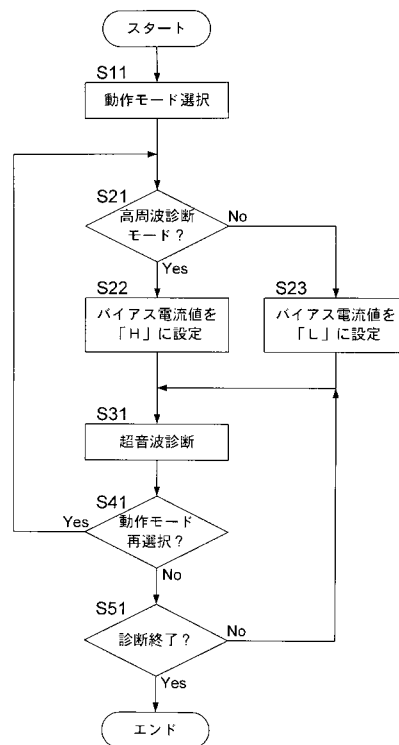
【図 2】



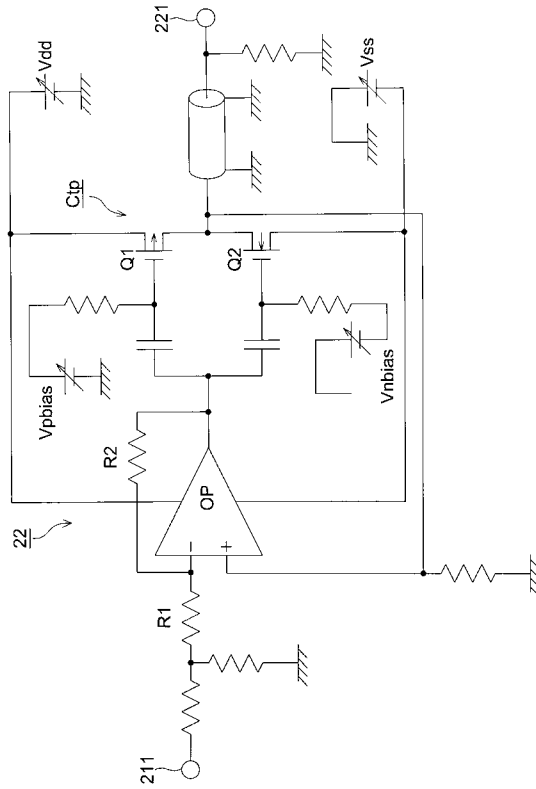
【図 3】



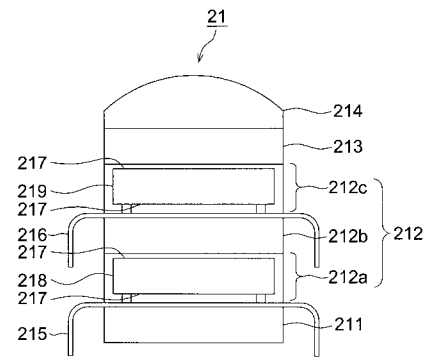
【図 4】



【図 5】



【図 6】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開 2 0 0 3 - 1 6 4 4 5 6 (J P , A)
特開 2 0 0 4 - 0 8 9 6 9 4 (J P , A)
特開 2 0 0 1 - 0 8 7 2 6 3 (J P , A)
特開 2 0 0 9 - 2 9 7 4 4 4 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 8 / 0 0

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP5556471B2	公开(公告)日	2014-07-23
申请号	JP2010163687	申请日	2010-07-21
[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		
当前申请(专利权)人(译)	柯尼卡美能达有限公司		
[标]发明人	中山雄太		
发明人	中山 雄太		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/DE09 4C601/EE10 4C601/EE15 4C601/GB22		
其他公开文献	JP2012024178A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声波检查仪，通过防止超声波探头中的温度升高而不限使用，可防止由于内置放大器的放大系数的变化或热噪声的变化导致的超声波图像的劣化。超声波探头。超声波探头包括：超声波探头，具有用于发送和接收超声波的发送/接收元件；以及放大器，用于放大由发送接收元件接收的接收信号。超声波检查仪选择多种诊断模式，包括使用超声波的基本频率进行诊断的基本诊断模式，以及使用超声波的谐波进行诊断的谐波诊断模式，并控制提供给放大器的偏置电流。所选诊断模式的基础。因此，超声波检查防止超声波探头中的温度升高，并防止由于内置放大器的放大系数的变化或热噪声的变化导致的超声波图像的劣化，而不限制超声波探头的使用。

【 図 4 】

