

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5348844号  
(P5348844)

(45) 発行日 平成25年11月20日(2013.11.20)

(24) 登録日 平成25年8月30日(2013.8.30)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 8/00 (2006.01)  
 G 0 1 N 29/24 (2006.01)  
 H 0 2 N 2/00 (2006.01)  
 H 0 4 R 3/00 (2006.01)  
 H 0 4 R 19/00 (2006.01)

A 6 1 B 8/00  
 G 0 1 N 29/24 5 0 2  
 H 0 2 N 2/00 C  
 H 0 4 R 3/00 3 3 0  
 H 0 4 R 19/00 3 3 0

請求項の数 8 (全 13 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2006-540961 (P2006-540961)  
 (86) (22) 出願日 平成17年10月13日(2005.10.13)  
 (86) 国際出願番号 PCT/JP2005/018836  
 (87) 国際公開番号 W02006/041114  
 (87) 国際公開日 平成18年4月20日(2006.4.20)  
 審査請求日 平成20年10月9日(2008.10.9)  
 (31) 優先権主張番号 特願2004-300900 (P2004-300900)  
 (32) 優先日 平成16年10月15日(2004.10.15)  
 (33) 優先権主張国 日本国(JP)

(73) 特許権者 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  
 (72) 発明者 神田 浩  
 埼玉県所沢市緑町4-15-4  
 (72) 発明者 押木 光博  
 東京都練馬区旭丘1-68-8-301  
 (72) 発明者 篠村 隆一  
 埼玉県東松山市沢口町9-12

審査官 五関 統一郎

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】

バイアス電圧を可変制御することで受信感度が制御可能な振動子を用いて構成され、生体に超音波を送信し、該生体から超音波を受信する超音波探触子と、

前記超音波探触子から出力されるエコー信号を増幅する前置増幅器と、

前記前置増幅器で増幅された前記エコー信号に基づいて画像を生成する画像処理手段と

、

前記画像処理手段で生成された画像を表示する表示手段と、を備えた超音波診断装置であって、

前記前置増幅器の入力範囲を超えるエコーの深度の第1の受信期間においては、前記超音波探触子の受信感度を、バイアス電圧を制御することにより、前記前置増幅器の入力範囲の上限の最大値より所定割合低く抑え、前記第1の受信期間に続く第2の受信期間においては、前記超音波探触子の受信感度を、バイアス電圧を制御することにより、前記前置増幅器の入力範囲の上限の最大値まで増大させる探触子ゲイン制御手段と、

を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項2】

前記探触子ゲイン制御手段は、前記エコー信号の受信時に、受信時間の経過に応じて前記バイアス電圧を漸増させる時間帯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】

10

20

前記探触子ゲイン制御手段は、受信開始時に前記バイアス電圧を送信時より下げた後、漸増させることを特徴とする請求項2に記載の超音波診断装置。

【請求項4】

前記前置増幅器で増幅された前記エコー信号の時間軸方向のゲインを可変して増幅する時間ゲイン可変増幅器と、

前記時間ゲイン可変増幅器で増幅された前記エコー信号をデジタル信号にAD変換器によりアナログデジタル変換するとともに整相加算して出力するデジタル整相手段と、

前記前置増幅器から出力される前記エコー信号を、前記生体の深度に応じて前記AD変換器の入力範囲に適合させるように前記時間ゲイン可変増幅器の前記ゲインを可変制御する時間ゲイン制御手段を備えたことを特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置。

10

【請求項5】

前記時間ゲイン可変増幅器のゲイン制御によって前記エコー信号の減衰が補償されない部分を前記デジタル整相手段を制御することによって補償するデジタルゲイン制御手段を更に備えたことを特徴とする請求項4に記載の超音波診断装置。

【請求項6】

前記探触子ゲイン制御手段と前記時間ゲイン制御手段と前記デジタルゲイン制御手段を協調して制御する統括制御手段を備えたことを特徴とする請求項4に記載の超音波診断装置。

【請求項7】

被検体の体格に対応して、前記探触子ゲイン制御手段の時間に応じたゲインの変化態様を可変する手段を備えたことを特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置。

20

【請求項8】

前記統括制御手段は、時間ゲイン制御手段のゲイン制御を前記探触子ゲイン制御手段のゲインが所定値に固定された後に開始することを特徴とする請求項6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、超音波診断装置に係り、具体的には、超音波探触子から出力されるダイナミックレンジの広いエコー信号をできるだけ忠実に画像として描画するのに好適な技術に関する。

30

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、超音波探触子により送波された超音波が生体内で反射されて形成される反射波(エコー)を同じ超音波探触子で受信し、この探触子から出力されたエコー信号に基づき生体内の断層画像を描出するものである。一般に、エコー信号は、広いダイナミックレンジ(例えば、100~120dB)を有している。例えば、生体の表在部などからの信号は1Vを超える一方で、深部の臓器からの信号は数 $\mu$ V程度と小さく、超音波探触子によって受信される信号レベルが広範囲にわたっている。このように、エコー信号のレベルが広範囲にわたることが、軟部組織の描画に優れるという超音波診断装置の特徴の源となっている。したがって、超音波診断装置では、広範囲な信号レベルのエコー信号を損なうことなく、如何にして描画するかということがシステム設計の要となっている。

40

【0003】

一般に、超音波探触子で受信されたエコーは電気信号に変換され前置増幅器で増幅されるが、通常、前置増幅器は入力可能な信号レベルの上下限の範囲(以下、入力範囲と略す。)が定められている。したがって、例えば、生体の脂肪層など浅部からのエコー信号のように、前置増幅器へその入力範囲を超えるエコー信号が入力することが想定される場合は、ダイオードクリップ回路やダイオード減衰器を用いてエコー信号を前置増幅器の入力範囲に抑えて、前置増幅器の飽和を回避するようにしている。

【0004】

50

一方、生体の深部からのエコーは、生体内を伝播する過程で減衰して微弱になるので、浅部からのエコー信号よりも深部からのエコー信号ほど増幅度を増大させる特性を持たせられたTGC(Time Gain Control: 時間ゲイン可変)増幅器などにより、深部のエコー信号の強度を補償することが行われている。

【特許文献1】USP6246158B1号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

ところが、最近の超音波探触子の性能向上は著しく、超音波探触子からのエコー信号の出力レベルが改善されている。例えば、脂肪層など浅部近傍からのエコー信号は1.5Vを超え、前置増幅器の入力範囲(例えば、通常150mV~500mV)を大幅に超えるに至っている。また、前置増幅器は、入力範囲の全範囲において線形の増幅特性を有してはいないので、増幅器の非線形性が問題になるドブラ計測などに用いる場合には、さらにその入力範囲が狭まるのが実情である。したがって、超音波探触子の高感度化に伴って高くなるエコー信号と、前置増幅器の入力範囲とを整合させることが、超音波診断装置における重要な解決すべき課題となっている。

【0006】

このような課題を解決するために、例えば、トランスによりエコー信号のレベルを変換して前置増幅器の入力範囲に整合させることが考えられるが、トランスにより広帯域で信号レベルを変換するのは設計上困難であり、また、入力する様々なエコー信号の大きさに自動的に適応させることも困難である。

【0007】

他方、前置増幅器の入力側に設けられるダイオードクリップは、クリップ動作によってエコー信号の波形を損なう。すなわち、波形に含まれる生体音響情報が欠落するので好ましくない。同様に、前置増幅器の入力側に設けられるダイオード減衰器は、周知のごとく受信系のS/N(信号対雑音比)を損ねてしまうことになる。

【0008】

以上述べたように、従来技術は、ダイナミックレンジの広いエコー信号を、波形を損なわずに受信処理系へ取り込んだり、処理したりすることができない。このために、超音波探触子の感度向上によってエコー信号のダイナミックレンジが広がっても、その広いダイナミックレンジの信号を忠実に画像化することができないという課題が生じていた。

【0009】

他方、FDA規格によって生体内音響密度の限界が定められていることから、送波パワーを増加することには限界がある。したがって、送波パワーを増加して深部からのエコー信号の大きさを高めることにも限界がある。また、超音波探触子は、一般に、受信感度が一定であるため、深度に応じてエコー信号が減弱すると、汎用のTGC増幅器などではその出力信号を後段のAD変換器の入力範囲に整合させることが困難である。これを解消するには、特別なTGC増幅器が必要になり、装置価格の上昇をもたらすという課題が存在していた。

【0010】

本発明は、広いダイナミックレンジのエコー信号を忠実度の高い画像として描画させることを課題とする。

【課題を解決するための手段】

【0011】

本発明は、上記の課題を解決するため、バイアス電圧に応じて感度を制御可能な振動子で構成された超音波探触子を用い、その振動子のバイアス電圧を可変制御することにより、超音波探触子から出力されるエコー信号を前置増幅器の入力範囲に適合させることを基本的な特徴とする。

【0012】

言い換えれば、本発明は、バイアス電圧を可変制御することで受信感度が制御可能な振動

10

20

30

40

50

子を用いて構成され、生体に超音波を送信し、該生体から超音波を受信する超音波探触子と、前記超音波探触子から出力されるエコー信号を増幅する前置増幅器と、前記前置増幅器で増幅された前記エコー信号に基づいて画像を生成する画像処理手段と、前記画像処理手段で生成された画像を表示する表示手段と、を備えた超音波診断装置であって、前記前置増幅器の入力範囲を超えるエコーの深度の第1の受信期間においては、前記超音波探触子の受信感度を、バイアス電圧を制御することにより、前記前置増幅器の入力範囲の上限の最大値より所定割合低く抑え、前記第1の受信期間に続く第2の受信期間においては、前記超音波探触子の受信感度を、バイアス電圧を制御することにより、前記前置増幅器の入力範囲の上限の最大値まで増大させる探触子ゲイン制御手段と、を備えた超音波診断装置で実現する。

10

#### 【発明の効果】

#### 【0022】

本発明によれば、広いダイナミックレンジを有するエコー信号を忠実度の高い画像として描画させることができる。

#### 【図面の簡単な説明】

#### 【0023】

【図1】本発明の超音波診断装置の一実施形態の構成図である。

【図2】一定感度の超音波探触子を用いた超音波診断装置における各部のダイナミックレンジの一例を模式的に示す図である。

【図3】本発明に係る可変感度の超音波探触子を用いた場合における超音波診断装置の各部のダイナミックレンジを模式的に示す図である。

20

【図4】図1に示す超音波探触子の一実施の形態の構造を示す図である。

【図5】図4に示す超音波探触子の振動子の詳細図を示す平面図である。

【図6】図5に示す振動子内の微小ドラムの断面構造を示す図である。

【図7】図4に示す微小ドラムの受信感度のバイアス電圧依存性を示す図である。

#### 【符号の説明】

#### 【0024】

1 超音波診断装置、10 超音波探触子、40 前置増幅部、50 TGC増幅部、60 AD変換部、70 デジタル整相加算部、80 画像演算生成部、90 表示部、110 探触子ゲイン制御部、150 TGCゲイン制御部、170 デジタルゲイン制御部、200 システムゲイン制御部、300 システム制御部

30

#### 【発明を実施するための最良の形態】

#### 【0025】

以下、本発明を実施形態に基づいて説明する。

(超音波診断装置の実施形態)

図1は、本発明を適用してなる超音波診断装置の一実施形態の構成を示すブロック図である。本実施形態は、DCバイアス電圧(以下、単にバイアス電圧と記す。)の値に応じて感度が制御可能な複数の振動子を配列して構成された超音波探触子を用い、そのバイアス電圧の値を送受信中に時間的に変化させることによって、従来に比べ大幅にダイナミックレンジの広いエコー信号を取り扱うことのできる超音波診断装置である。

40

#### 【0026】

図1において、超音波探触子10はバイアス電圧に応じて感度が制御可能な複数の振動子(素子数M)を配列して構成されている。超音波探触子10の複数の振動子をそれぞれ駆動する超音波の送信パルスは、送信部20から供給される。また、超音波探触子10の複数の振動子でそれぞれ受信されたエコーは電気信号(エコー信号)に変換され、入力保護部30を介して前置増幅部40に入力されている。前置増幅部40から出力されたエコー信号は、TGC増幅部50、AD変換部60、デジタル整相加算部70を介して画像演算生成部80に入力される。画像演算生成部80へ入力されたエコー信号は、演算により、Bモード、Mモード、ドプラ、カラードプラ(CFM)などの超音波画像へ変換される。そして、生成された前記各種画像が表示部90に表示される。ここで、送信部20、入力保護部30、前置増幅部40、TGC増幅部50、および

50

AD変換部60は、周知のように、超音波探触子の送受信口径を形成するN個の振動子に対応させて、N個の信号処理系を有して構成されている。すなわち、1個の振動子に1個の受信系が設けられている。なお、入力保護部30は、前置増幅部40の入力範囲に信号レベルを整合させるためのダイオードクリップ回路やダイオード減衰器ではなく、前置増幅器を破壊するような過大入力に対して好適な保護回路であり、本発明にとっては必須の構成要件ではないから、省略することができる。

【0027】

また、超音波探触子10は、探触子ゲイン制御部110から供給されるバイアス電圧によって感度が制御される。TGC増幅部50は、TGCゲイン制御部150から供給されるゲインによって増幅率が制御される。デジタル整相加算部70は、デジタルゲイン制御部170から供給されるゲインによって増幅率が制御される。これらの探触子ゲイン制御部110、TGCゲイン制御部150およびデジタルゲイン制御部170は、システムゲイン制御部200によって協調させて最適に制御される。さらに、システムゲイン制御部200は、装置全体を制御するシステム制御部300によって制御される。

【0028】

次に、本発明の特徴部の構成および動作について説明する。一般的な圧電セラミックスの振動子を用いた超音波探触子は、圧電セラミックスの電気機械結合係数と振動子の幾何学的形状とに基づいて一種類の固定の送受信感度が定まっているが、本実施形態の超音波探触子10に用いるバイアス電圧に応じてその感度が制御可能な振動子は、圧電セラミックスではなく、例えば電歪材料で形成された振動子を適用できる。この電歪材料を用いた振動子は、印加したバイアス電圧によって生ずる電歪効果が、電気-機械変換を呈し、その大きさはバイアス電圧の大きさで制御され得る。また、バイアス電圧で感度を制御できる好適な他の振動子の例としては、cmUT(Capacitive Micromachined Ultrasonic Transducer:容量型マイクロマシン超音波変換器)を挙げることができる。これらの電歪材料またはcmUTを用いた超音波探触子は、印加されたバイアス電圧によってその感度が定まるから、バイアス電圧を時間的に変化させれば、探触子感度を時間的に変化させることができる。しかし、本発明の超音波探触子は、これらに限られるものではなく、要は、バイアス電圧で感度を制御できる振動子であればよい。

【0029】

ここで、超音波診断装置における各部のダイナミックレンジを説明する。図2に、一定感度の超音波探触子を用いた各部のダイナミックレンジの一例を模式的に示し、図3に、本発明に係る可変感度の超音波探触子を用いた場合の各部のダイナミックレンジを模式的に示す。それらの図において、縦軸は信号レベルまたは探触子感度を示し、横軸は生体内の深度を表している。また、図示例では、超音波探触子を駆動する送波信号は100V(ボルト)とし、超音波探触子の感度を-40dBとしている。また、図2、図3の線1aに示すように、標準体型の被検体を例とする場合ではあるが、送波直後の深度0cmでは1Vのエコー信号が得られ、深さ20cmからは100 $\mu$ V程度のエコー信号が得られると仮定する。また、使用する超音波の周波数を4MHzとして、生体内減衰は肝臓などの値0.5dB/MHz/cm、深度20cmからのエコー信号は0.5dB \* 4(MHz) \* 40(cm:往復) = 80dB減衰するとする。

【0030】

従来の圧電セラミックスを用いた振動子を有する超音波探触子の場合、図2の線1tに示すように、超音波探触子の感度は全受信期間にわたり一定である。そして、従来の装置構成における前置増幅器に入力されるエコー信号は、図2の1aに示すように、生体内深度0cmから5cmまでの受信時に、前置増幅器の入力範囲の100mVを超えている。この場合は、前置増幅器の飽和を防止するために、前置増幅器の入力部にクリップ回路などを設け、入力信号レベルを100mV(ミリボルト)に制限する。その結果、深度0~5cmまでの間の前置増幅器の入力信号レベルは、図2の線1bに示すように、100mV(ミリボルト)に抑えられる。また、深度5cm以遠の深部では、前置増幅器の入力範囲内となるが、この信号を標準化するAD変換器の入力範囲(例えば、100mV~100 $\mu$ V:60dB、10ビットとしている。)に整合させるために、深度方向にゲインが増加するTGC増幅器が適用される。例えば、このTGC増幅器は、

図2の線1cに示すように、深度5～20cmの間で深度方向にゲインが直線的に増加するゲイン特性を有するものが用いられる。このようなゲイン特性を有するTGC増幅器を通すことにより、深度20cmまでのエコー信号1aは、図2の線1bに示すように、AD変換部の最大入力100mV(ミリボルト)に整合される。但し、TGC増幅器の最大ゲインは60dB程度であるため、深度20cm以遠ではTGC増幅器による補償はできない。したがって、TGC増幅器の出力は、図2の線1bに示すように、深度20cm以遠においてAD変換部の最大入力100mV以下に低下する。このTGC増幅器の出力に基づいて画像を生成して表示すると、深度20cm以遠の領域の画像が暗くなってしまう。そこで、AD変換部で標準化された信号を処理する後段のデジタル整相部などにおいてデジタル的に増幅するようにしている。しかし、デジタル整相部などにおける増幅は、信号の増加とともに前置増幅器の入力換算ノイズで定まるノイズレベルもまた増幅されることになる。

10

#### 【0031】

一方、バイアス電圧により感度を可変できる振動子を有する超音波探触子を用いる本発明の場合には、図3に示すように、例えば、深度0～10cmのエコー信号を受信する時には受信時間の経過に合わせてバイアス電圧を変化させる。すなわち、前置増幅器の入力範囲を超えてしまうエコーの深度0～5cmの受信期間においては、エコー信号の前置増幅器への入力信号レベルを、バイアス電圧を制御することにより、前置増幅器の入力範囲の上限100mVに抑える。そして、それに続く受信期間、すなわちエコーの深度5～10cmの受信期間においては、エコー信号の前置増幅器への入力信号レベルを、バイアス電圧を制御することにより、前置増幅器の入力範囲の上限100mVまで増大させる。このような受信感度の制御の一例を説明する。図3の線2tに示すように、受信開始と同時に、超音波探触子の受信感度を送波感度(例えば、図2と同様の0dB)から-20dBに一旦下げて、生体内0～10cmからのエコー信号の受信動作に合わせて、探触子の受波感度を-20dB～20dBまで40dBの範囲で深度方向に増加させる。図3の例では、深度10cm以遠のエコー信号に対する超音波探触子の受信感度を20dBのまま一定にしている。なお、図示していないが、次の送波時には、超音波探触子の感度を元の送信感度(例えば、0dB)に戻し、以後送受信サイクルで上記制御を繰り返す。なお、本実施形態を示す図3において、エコー深度が0～10cmの間において超音波探触子の感度を-20dBから20dBまで直線的に変更しているが、これは曲線であってもよい。

20

#### 【0032】

以上説明したように、従来装置のように探触子の受信感度が一定な0dBの場合は体表近傍では1Vの信号が前置増幅部に入力されるのに対し、本発明の実施形態では、受信開始とともに受信感度を-20dBから20dBへ上げるように制御しているので、前置増幅部への入力信号は、図2の一点鎖線2aに示すように、エコー深度0～5cmでは前置増幅部への入力信号レベルは前置増幅部の入力範囲に適合する上限100mVに低減される。また、エコー深度5～10cmにおいても、前置増幅部への入力信号レベルは前置増幅部の入力範囲に適合する上限100mVに増強される。このように、深度0～5cm間においては、探触子の受信感度によりエコー信号のレベルを低減することで信号強度が前置増幅器の入力範囲に抑えられるので、エコー信号の波形が損なわれることなく、生体音響情報を保持したエコー信号が前置増幅器により増幅される。

30

#### 【0033】

また、本発明の実施形態では、図3に示すように、深度5～10cmにおいて超音波探触子の受信感度を増強させて前置増幅器に入力されるエコー信号を増強させているから、従来装置のようにこの深度に対応する時間域のエコー信号をTGC増幅器によりゲイン補償する必要がない。その結果、TGC増幅器の有限の可変ゲイン幅(例えば、60dB)を、図3の線2cに示すように、深度10cm以遠の深部にずらして適用することができる。また、深度10cm以遠において増強された超音波探触子の受信感度が維持されるので、図2の線1aの信号レベルと、図3の線2aの信号レベルとを比べると、本実施形態の方が深度10cm以遠の信号レベルが20dB増強されることがわかる。したがって、図3の例によれば、図2に比べてAD変換器の入力範囲に適合させることができる深度方向の領域を5cmだけ拡大することができる。つまり、図2に比べて図3の場合は、深度20cmではなく深度25cmまでAD変換器の入力範囲に適合

40

50

させることができ、図示例によれば、20dBに及ぶ大幅にダイナミックレンジの広い超音波画像を描画させることができる。なお、図3の例では、深度25cm以遠ではAD変換器の入力範囲を下回るので、従来と同様に、デジタル整相部のゲイン制御により増幅度を制御する必要がある。

#### 【0034】

次に、図3に示すようなゲイン制御を実現する図1の探触子ゲイン制御部110、TGCゲイン制御部150、デジタルゲイン制御部170およびシステムゲイン制御部200の構成および動作について説明する。

#### 【0035】

探触子ゲイン制御部110は、超音波探触子10に時間的に変化するバイアス電圧を供給して、その送信、受信時の感度を図3の線2tに示すように変化させる。バイアス電圧と超音波探触子10の感度とは必ずしも直線的な関係ではないが、バイアス電圧と探触子感度との関係を規定した校正表ルックアップテーブルが探触子ゲイン制御部110に備えられている。

10

#### 【0036】

TGCゲイン制御部150は、図3の線2cに対応するように、TGC増幅部ゲインコントロールアナログ信号を、各振動子に対応したTGC増幅部50のゲイン制御端子に供給するようになっている。

#### 【0037】

デジタルゲイン制御部170は、図2中の線2bに示す深度25cm以降の信号レベルの減弱を補償するデジタル増幅部のゲインを制御する。このデジタル増幅部は、周知のようにデジタル整相加算部70の機能に含まれている。

20

#### 【0038】

これらの3つのゲイン制御部は、システム制御部300によって制御されるシステムゲイン制御部200から供給されるデジタル信号の指令に基づいて、超音波探触子10の各振動子、各振動子に対応する前置増幅部40および各振動子に対応するTGC増幅部50にアナログの制御信号を出力するとともに、デジタル整相加算部70に増幅制御指令を出力するようになっている。したがって、探触子ゲイン制御部110は、システムゲイン制御部200から供給されるM個の振動子に対するデジタル信号の指令を、それぞれDA変換してアナログ信号のバイアス電圧をM個の各振動子のバイアス回路に出力するようになっている。また、TGCゲイン制御部150は、システムゲイン制御部200から供給されるN個の振動子のエコー信号に対する深度方向(時間軸方向)のデジタル信号の増幅指令を、それぞれDA変換してアナログ信号の増幅指令をN個のTGC増幅部50にそれぞれ出力するようになっている。また、デジタルゲイン制御部170は、N個の振動子のエコー信号に対する増幅指令をシステムゲイン制御部200から受けて、設定深度以降のエコー信号を増幅するようになっている。このようにして、システムゲイン制御部200は、3個のゲイン制御部に制御用デジタル信号を供給して、システムのダイナミックレンジを最適化する。

30

#### 【0039】

具体的なシステムゲイン制御部200の作用機序について次に説明する。まず、探触子ゲイン制御部110に対しては、(1)超音波探触子10の送信期間は基準感度を与えるバイアス電圧を印加するようにし、(2)受信期間に入ったら、超音波探触子10の振動子の種類で定まる最低受信感度(図3の例では、-20dB)を、脂肪層などの体表近傍からの大きなエコー信号が前置増幅部40の入力範囲(図3の例では、100mV)に整合するように設定し、(3)対象物と使用周波数で定まる体内減衰勾配に基づいて、超音波探触子10の最低受信感度から最大受信感度を与えるDCバイアス電圧の勾配(図3の例では、深度0~10cmにおける線2tの勾配)を設定し、(4)最大感度を与えるDCバイアス電圧を次の送信まで一定に保つよう制御する。ここで、体内減衰勾配は、例えば肝臓の場合、使用周波数が4MHzで、20dB/5cmの勾配で生体内減衰するので、受信感度は20dB/5cmの勾配で増大するように設定される。

40

#### 【0040】

次に、TGC増幅部50に対しては、(1)探触子の最大受信感度が与えられる時刻に達したら

50

、TGC増幅部50のゲインが対象物と使用周波数で定まる勾配(図3の例では、20dB/5cm)で、TGC増幅部50のゲインを時間的に増加させ、(2)TGC増幅部50の出力がAD変換部60の入力範囲に整合するか、TGC増幅部50の最大ゲインに達したら、TGC増幅部50の増幅度をその最大値で保持し、(3)次の送信期間に入ったらTGC増幅部50のゲインを最小に設定する。なお、図3の例では、TGC増幅部50の最大ゲインを60dBとしているから、AD変換部60の最大入力100mVまでには至っていない。

#### 【0041】

また、デジタルゲイン制御部170に対しては、(1)TGC増幅部50が最大ゲインに到達するか、信号レベルがAD変換部60の最大入力に到達するか、いずれかが発生する深度(図3の例では、深度25cm)まではデジタルゲインを1に設定し、(2)それ以遠の深度のエコー信号は、対象部位と使用周波数で決まる勾配(図3の例では、20dB/5cm)でデジタルゲインを増加させる。

10

#### 【0042】

また、システムゲイン制御部200は、システム制御部300から供給される使用超音波探触子、計測対象部位、使用周波数の情報に基づいて、上述した機序に従って探触子ゲイン制御部110、TGCゲイン制御部150、デジタルゲイン制御部170を制御する。これによって、超音波探触子10の感度を時間的に、つまり計測部位の深度に応じて制御することによって、TGCゲイン制御部150、デジタルゲイン制御部170との最適な組み合わせにより、前置増幅部40とAD変換部60の入力範囲に整合した信号の大きさに、エコー信号を制御する。その結果、本実施形態によれば、受信から画像処理に至る受信処理系のダイナミックレンジが大幅に改善されることから、エコー信号の広いダイナミックレンジに対応させて忠実度の高い画像を描画させることができる。

20

#### 【0043】

(超音波探触子の実施形態)

ここで、本発明の要の1つである超音波探触子10の一実施形態を説明する。超音波探触子10は、バイアス電圧によって送信および受信の感度が制御できる配列型の探触子であり、その一実施形態の模式的な構成を図4に示す。

#### 【0044】

図4に示す本実施の形態の超音波探触子10は、複数の振動子11-1から11-m(m:たとえば192などの自然数)が短冊状に配列された一次元アレイの構造を有している。振動子11-1~11-mのアレイの背面には、バッキング層12が設けられるとともに、図において複数の振動子11の上方の超音波送出側にマッチング層13が例えば2層配置され、さらにマッチング層13の上に音響レンズ14が配置されている。振動子11-1~11-mは、送信部20から供給される送波電気信号を超音波に変換して生体内に送出するとともに、生体内で反射された超音波を受信して電気信号のエコー信号に変換して出力する。バッキング層12は、振動子の背面側に送出される不要な超音波を吸収するとともに振動子の不要な振動を抑制するために配置される。また、マッチング層13は、振動子と生体との音響インピーダンスを整合させることによって超音波の生体内への伝播効率を向上させるものである。また、音響レンズ14は、振動子の配列方向と直交するいわゆる短軸方向にビームを収束させるためのものである。

30

40

#### 【0045】

ここで、振動子11-1~11-mは、それぞれ多数個の振動要素の結合体から成り、各振動要素は、図5に示すように、微小ドラム18の構造を有している。微小ドラム18は、半導体プロセスの微細加工技術を用いて製造されるためにCapacitive Micro-fabricated Ultrasonic Transducer(cmUT)とも称される。各振動要素は平面視において六角形に形成されている。図5に、1個の微小ドラム18の断面構造の模式図を示す。図示のように、微小ドラム18は、半導体基板であるシリコン基板18cの上に形成された下部電極18bと、絶縁体からなる支持部18dを介して支持部18dの上部に形成された半導体薄膜18fと、更に半導体薄膜18fの上部に形成された上部電極18aを有して構成されている。半導体薄膜18fと下部電極18bの間には、エッチングによって真空の空孔(ギャップ)18eが形成されている。半導体薄膜18f

50



は、化合物半導体などで形成され、下部電極18bに対して支持部18dを介して太鼓の振動幕のように空中に浮いて張られた形状となっている。

【0046】

図6は上記cmUTの駆動回路の概念図を示している。図6に示す駆動回路によって、上部電極18aと下部電極18bと間に、DCバイアス電圧12を印加すると、上部電極18aの薄膜が電極間に生ずるクーロン力で下部電極18b側に引き付けられて適度な張力で張られる。そして、上部電極18aと下部電極18bと間に、駆動交流信号(送波パルス信号に相当する信号)13が印加されると、ちょうど、楽器のドラムが連打されて音を発するのと同様に、微小ドラム18から超音波が発生する。また、微小ドラム18に超音波が入射すると、その大きさと波形に比例して膜が振動する。その結果、上部電極18aと下部電極18bとにより形成されるコンデンサの容量値が、膜の振動に対応して変化するから、そのコンデンサの容量値の変化を電気信号として取り出すことにより、受波した超音波を電気信号に変換することができる。

10

【0047】

図4に示した各振動子11は、図5のように構成される微小ドラム18を並べて多数配置して構成されている。微小ドラム18を配列して成る振動子11のドラム群の上部電極18aと下部電極18bは、それぞれ共通に接続されている。したがって、各振動子は、微小ドラム18からなるコンデンサを多数個の並列に接続された並列コンデンサと電気的には同一の働きをする。

【0048】

20

ここで、微小ドラム18を用いて構成された振動子の動作について詳細に説明する。図5又は図6のように構成された微小ドラム18を有する振動子の電気機械変換効率を表す感度は、バイアス電圧の大きさに非線形に依存することが知られている(特許文献1)。超音波探触子に用いる振動子は、電気信号を音響信号に変換する送波機能と、音響信号を電気信号に変換する受波機能とを兼ね備えているから、それらの変換効率を表す送信感度および受信感度は、いずれもバイアス電圧の大きさに非線形に依存する。図7に受信感度とバイアス電圧との関係の一例を示す。同図の横軸はバイアス電圧の大きさを表し、縦軸は受信感度を表しており、典型的な受信感度のバイアス電圧依存性を示している。

【0049】

例えば、ギャップ18eが100nmの場合、1kPaの超音波入力に対して、バイアス電圧が10V(V1)、40V(V2)、80V(V3)のときに受信される電気信号は、代表的な値として1mV(S1)、10mV(S2)、100mV(S3)となる。したがって、バイアス電圧12を制御することによって、超音波探触子10の受信感度を40dB可変することが十分可能である。図7の曲線関係を、上記の3点以外については補間により求め、図1の探触子ゲイン制御部110のルックアップテーブルに格納しておけば、受信感度を精密に制御することができる。また、必要ならばバイアス電圧と受信信号の関係を実測してルックアップテーブル化することにより受信感度を精密に制御できる。

30

【0050】

なお、図5に示した微小ドラム18からなる振動子は、cmUT(Capacitive Micromachined Ultrasonic Transducer)として、文献(IEEE Trans. Ultrasonics. Ferroelectric. Freq. Contr. Vo145, pp. 678-690, May 1998)にて知られている。しかし、この文献では、本発明のように送受信の期間において、DCバイアス電圧を時間的に(エコーの深度に応じて)変化させること、換言すれば探触子TGCとして探触子感度を時間変化させることについては何ら記載されていない。

40

【0051】

ところで、DCバイアス電圧を急激に変化させることによって、不要な送信を行うことが危惧される。しかし、cmUTで用いられている微小ドラムの共振周波数は、ドラムの径が50ミクロン程度の場合、20MHz程度の周波数になるから、撮像に使用する1~15MHzの周波数帯の帯域外の高周波である。したがって、音響的な誤送信はほとんどなく、また電気的なスパイク波形も微弱でAD変換器の前のアンチエイリアシングフィルタで容易に削除すること

50

ができる。

【0052】

以上、本発明の一実施形態を説明したが、本発明は本発明の要旨を変更しない範囲で変形することが可能である。例えば、上記実施形態では標準体型の被検体を想定して、受信時の超音波探触子の感度を受信開始時に-20dBに設定し、エコー深度が10cmに達するまで漸増するように制御する例を説明したが、被検体には肥満体や痩身体など種々様々である。そこで、超音波探触子の受信感度は被検体に応じて変更できるようにしても良い。

【0053】

被検体に応じて超音波探触子の受信感度を変えるには、幾つかの形態が考えられる。その第1の変形形態は、被検体から計測されたエコー信号から前置増幅器が飽和状態から開放されるエコー深度をシステム制御部300により求め、そのエコー深度において超音波探触子の受信感度を0dBとし、先に説明した受信開始時の受信感度-20dBと、最大受信感度20dBとからその被検体固有の超音波探触子の受信感度を設定するようにしても良い。この場合、TGC増幅部のゲイン制御は、前記探触子の受信感度が最大値になったエコー深度から開始されることになり、また、デジタル整相部のゲイン制御はTGC増幅部が最大値になったエコー深度から行われるように、システム制御部のソフトウェアを構成すればよい。

【0054】

第2の変形形態は、装置の操作者がモニタへ表示された超音波像を参照して、マニュアルで超音波探触子の受信感度を変えるものである。この例では、装置の操作盤に超音波探触子の受信感度を変更する操作器が設けられる。そして、モニタへ表示された超音波像を観察した操作者が、前置増幅部が飽和するエコー深度が標準設定よりも深いかまたは浅いと感じた場合には、操作することができるようになる。一例として、探触子の受信感度の0dB点の深度を増加する方向へ操作者によって操作器が操作されると、図3に示す探触子感度の傾斜部分の傾斜がゆるくなるように、つまり探触子感度の0dBの位置が深い点へ移動するように変化する。逆に、操作者が前置増幅部が飽和するエコー深度が標準設定よりも浅いと感じた場合には、操作者は操作器を前記方向とは逆方向へ操作する。これにより探触子感度の0dBの位置が浅い方へ移動するように変化する。この場合にも、TGC増幅部のゲイン制御は、前記探触子の受信感度が最大値になったエコー深度から開始されることになり、また、デジタル整相部のゲイン制御はTGC増幅部が最大値になったエコー深度から行われるように、システム制御部のソフトウェアを構成すればよい。

【0055】

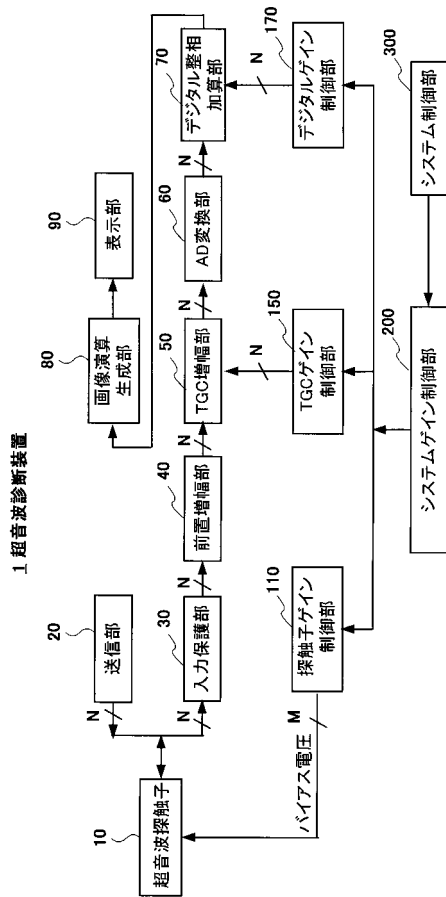
第2の変形形態は更に、図3に記載した超音波探触子感度2tの傾斜部分を前記操作器によって左右に平行移動するように変形することも可能である。この第3の変形形態は、例えば、皮下脂肪の厚い被検体を検査する場合に有効であると考えられる。すなわち、この変形形態では、探触子の受信感度はエコー信号の受信開始時に-20dBとされ、この値が脂肪層内からのエコー受信期間にわたって維持され、その後図3に示す傾斜に沿って受信感度が20dBまで漸増される。

なお、上記変形形態における探触子ゲインの変化態様は、上記実施形態においても適用が可能である。

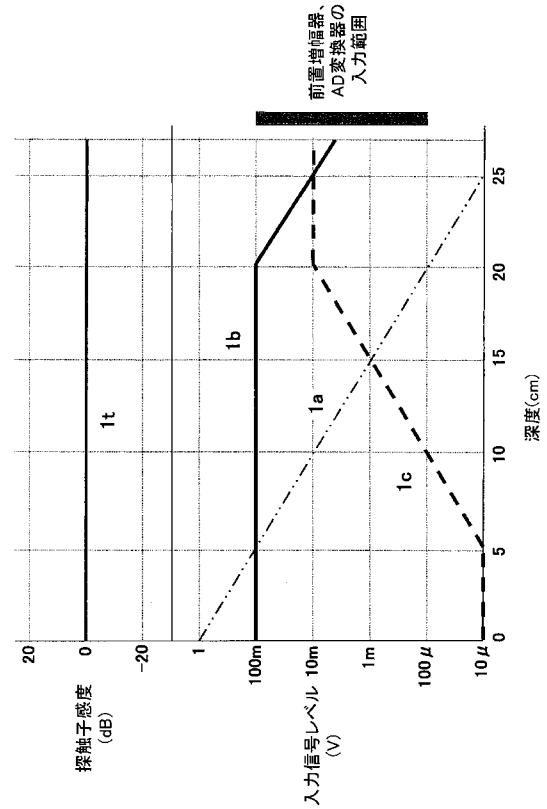
【0056】

上記変形例の場合には、エコー信号の生体浅部における減衰率を探触子による受信感度で完全に補償することは困難と考えられるが、前置増幅部へ入力するエコー信号のレベルが大幅に改善されるので、従来装置と比較して、生体浅部の診断がしやすい画像が得られる。

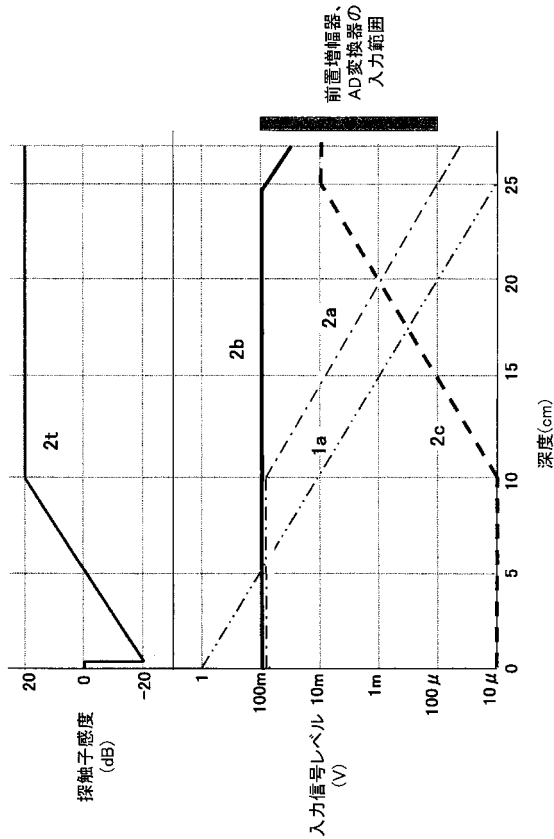
【図 1】



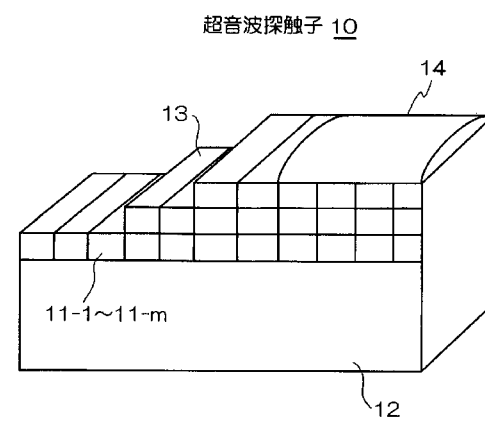
【図 2】



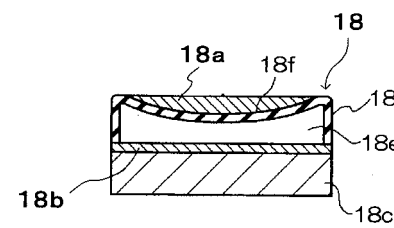
【図 3】



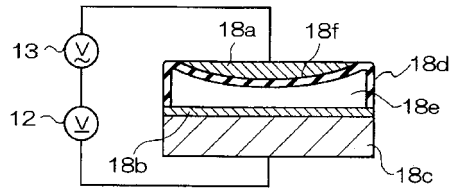
【図 4】



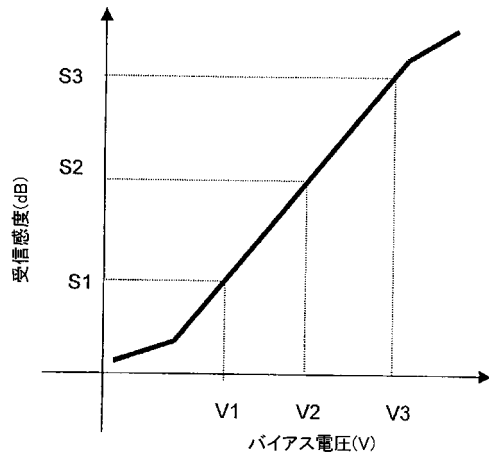
【図 5】



【図 6】



【図 7】



---

 フロントページの続き

(51)Int.Cl. F I  
**H 0 4 R 17/00 (2006.01)** H 0 4 R 17/00 3 3 2 A

(56)参考文献 特開昭56-148056(JP,A)  
 米国特許出願公開第2003/0048698(US,A1)  
 米国特許第03690153(US,A)  
 特開2004-174236(JP,A)  
 特開平6-281728(JP,A)  
 J.Johnson et.al., Medical imaging using capacitive micromachined ultrasonic transducer arrays, ultrasonics, 英国, IPC Science and Technology Press LTD. , 2002年 5月 1日, Vol.40, No.1-8, pp.471-476

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)  
 A 6 1 B 8 / 0 0  
 G 0 1 N 2 9 / 0 0  
 H 0 2 N 2 / 0 0  
 H 0 4 R 3 / 0 0  
 H 0 4 R 1 7 / 0 0  
 H 0 4 R 1 9 / 0 0

## 【图 2】

Figure 1 is a graph showing the frequency characteristics of the AD converter. The vertical axis represents Gain (dB) on a logarithmic scale from  $10\mu$  to  $100m$ . The horizontal axis represents Frequency (Hz) on a logarithmic scale from  $0.1$  to  $100$ . Three curves are plotted:   
 - Curve **1t** (solid line) is a flat line at  $0$  dB.   
 - Curve **1b** (solid line) is flat at  $0$  dB until  $10$  Hz, then rises with a slope of  $20$  dB/decade.   
 - Curve **1c** (dashed line) rises with a slope of  $20$  dB/decade from  $10\mu$  dB at  $0.1$  Hz to  $100m$  dB at  $100$  Hz.   
 A horizontal dashed line is drawn at  $100m$  dB, and a vertical dashed line is drawn at  $10$  Hz. A thick black bar is present at the top of the graph area.