

(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2010-268852

(P2010-268852A)

(43) 公開日 平成22年12月2日(2010.12.2)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A61B 8/00 (2006.01)	A61B 8/00	4C601
B06B 1/06 (2006.01)	B06B 1/06 A	5D019
H04R 17/00 (2006.01)	H04R 17/00 332	5D107
H01L 41/08 (2006.01)	H01L 41/08 Z	
H01L 41/09 (2006.01)	H01L 41/08 C	

審査請求 未請求 請求項の数 19 O L (全 21 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2009-121156 (P2009-121156)  
 (22) 出願日 平成21年5月19日 (2009.5.19)

(71) 出願人 000003078  
 株式会社東芝  
 東京都港区芝浦一丁目1番1号  
 (71) 出願人 594164542  
 東芝メディカルシステムズ株式会社  
 栃木県大田原市下石上1385番地  
 (74) 代理人 100108855  
 弁理士 蔵田 昌俊  
 (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 100109830  
 弁理士 福原 淑弘

最終頁に続く

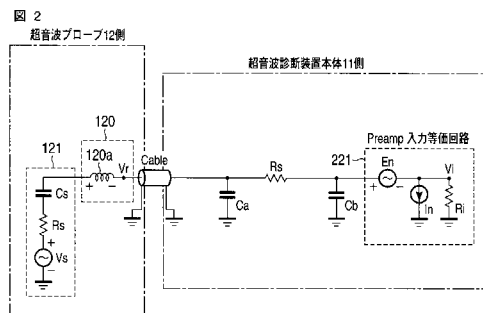
(54) 【発明の名称】 超音波プローブ及び超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】感度改善のために、共振コイルを挿入することにより信号の損失を軽減する超音波プローブ及びこれを具備する超音波診断装置を提供すること。

【解決手段】超音波診断装置の本体に電氣的に接続される超音波プローブ、及びこれを具備する超音波新案装置であって、前記超音波診断装置の本体から供給される駆動信号に従って超音波を送信し、受信する超音波に应答してエコー信号を発生する複数の超音波振動子と、前記複数の超音波振動子と前記超音波診断装置の本体との間に前記超音波振動子毎に直列接続され、前記超音波振動子内部のインピーダンスの虚数部と直列共振することにより、信号の損失を軽減するための第1の共振コイルを有する第1の共振手段と、を具備するものである。

【選択図】 図2



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

超音波診断装置の本体に電氣的に接続される超音波プローブであって、  
前記超音波診断装置の本体から供給される駆動信号に従って超音波を送信し、受信する超音波に应答してエコー信号を発生する複数の超音波振動子と、  
前記複数の超音波振動子と前記超音波診断装置の本体との間に前記超音波振動子毎に直列接続され、前記超音波振動子内部のインピーダンスの虚数部と直列共振することにより、信号の損失を軽減するための少なくとも一つの第 1 の共振コイルを有する共振手段と、  
を具備することを特徴とする超音波プローブ。

## 【請求項 2】

前記共振手段は、前記第 1 の共振コイルに対して並列接続され、前記超音波診断装置の本体からの制御信号に应答して、超音波送信時において前記駆動信号が前記共振手段を迂回するように動作し、且つ超音波受信時において前記共振手段と前記超音波振動子内部のインピーダンスの虚数部とが直列共振するように動作する第 1 の切替手段をさらに有す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】

前記第 1 の切替手段は、両極性に接続されたダイオードを有することを特徴とする請求項 2 記載の超音波プローブ。

## 【請求項 4】

前記共振手段は、当該共振手段のインダクタンスを制御する制御手段をさらに有す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】

前記制御手段は、  
前記第 1 の共振コイルに並列接続又は直列接続される少なくとも一つの第 2 の共振コイルと、  
前記少なくとも一つの第 2 の共振コイルのそれぞれに対して設けられ、前記第 2 の共振コイルの電氣的接続を選択的に切り替えるための第 2 の切替手段と、  
をさらに有することを特徴とする請求項 4 記載の超音波プローブ。

## 【請求項 6】

供給される駆動信号に従って超音波を送信し、受信する超音波に应答してエコー信号を発生する複数の超音波振動子と、前記複数の超音波振動子と前記超音波診断装置の本体との間に前記超音波振動子毎に直列接続され、前記超音波振動子内部のインピーダンスの虚数部と直列共振することにより、信号の損失を軽減するための少なくとも一つの第 1 の共振コイルを有する第 1 の共振手段と、を有する超音波プローブと、  
前記駆動信号を供給する信号供給手段と、  
前記エコー信号を増幅する増幅手段と、  
前記増幅されたエコー信号に基づいて超音波画像データを生成する画像生成手段と、  
を具備することを特徴とする超音波診断装置。

## 【請求項 7】

前記第 1 の共振手段は、前記第 1 の共振コイルに対して並列接続され、前記超音波診断装置の本体からの制御信号に应答して、超音波送信時において前記駆動信号が前記共振手段を迂回するように動作し、且つ超音波受信時において前記共振手段と前記超音波振動子内部のインピーダンスの虚数部とが直列共振するように動作する第 1 の切替手段をさらに有することを特徴とする請求項 6 記載の超音波診断装置。

## 【請求項 8】

前記第 1 の切替手段は、両極性に接続されたダイオードを有することを特徴とする請求項 7 記載の超音波診断装置。

## 【請求項 9】

前記第 1 の共振手段は、当該第 1 の共振手段のインダクタンスを制御する制御手段をさらに有することを特徴とする請求項 6 乃至 8 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

10

20

30

40

50

## 【請求項 10】

前記制御手段は、

前記第 1 の共振コイルに並列接続又は直列接続される少なくとも一つの第 2 の共振コイルと、

前記少なくとも一つの第 2 の共振コイルのそれぞれに対して設けられ、前記超音波診断装置の本体からの制御信号に 응답して、前記第 2 の共振コイルの電氣的接続を選択的に切り替えるための第 2 の切替手段と、

をさらに有することを特徴とする請求項 9 記載の超音波診断装置。

## 【請求項 11】

前記第 1 の共振手段と前記増幅手段との間に直列接続され、前記複数の超音波振動子と前記増幅手段との間の並列容量による信号損失を改善する少なくとも一つの第 3 の共振コイルを有する第 2 の共振手段をさらに具備する請求項 6 乃至 10 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

10

## 【請求項 12】

前記第 2 の共振手段は、送信波形の高電圧から前記増幅手段を保護する電圧制限回路に対して前記増幅手段側に配置されていることを特徴とする請求項 11 記載の超音波診断装置。

## 【請求項 13】

前記第 2 の共振手段は、

前記少なくとも一つの第 3 の共振コイルのそれぞれに対して設けられ、前記超音波診断装置の本体からの制御信号に 응답して、前記第 3 の共振コイルの電氣的接続を選択的に切り替えるための第 3 の切替手段と、

20

前記少なくとも一つの第 3 の共振コイルに対して並列接続され、前記超音波診断装置の本体からの制御信号に 응답して、超音波送信時において前記駆動信号が前記共振手段を迂回するように動作し、且つ超音波受信時において前記少なくとも一つの第 3 の共振手段と前記超音波振動子内部のインピーダンスの虚数部とが直列共振するように動作する第 4 の切替手段をさらに有することを特徴とする請求項 10 乃至 12 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

## 【請求項 14】

供給される駆動信号に従って超音波を送信し、受信する超音波に 응답してエコー信号を発生する複数の超音波振動子を有する超音波プローブと、

30

前記駆動信号を供給する信号供給手段と、

前記エコー信号を増幅する増幅手段と、

前記超音波プローブと前記増幅手段との間に直列接続され、前記複数の超音波振動子と前記増幅手段との間の並列容量による信号損失を改善する少なくとも一つの共振コイルを有する共振手段と、

を具備することを特徴とする超音波診断装置。

## 【請求項 15】

前記共振手段は、送信波形の高電圧から前記増幅手段を保護する電圧制限回路に対して前記増幅手段側に配置されていることを特徴とする請求項 14 記載の超音波診断装置。

40

## 【請求項 16】

前記共振手段は、当該共振手段のインダクタンスを制御する制御手段をさらに有することを特徴とする請求項 14 又は 15 記載の超音波診断装置。

## 【請求項 17】

前記共振手段は、前記少なくとも一つの共振コイルに対して並列接続され、制御信号に 응답して、超音波送信時において前記駆動信号が前記共振手段を迂回するように動作し、且つ超音波受信時において前記共振手段と前記超音波振動子内部のインピーダンスの虚数部とが直列共振するように動作する第 1 の切替手段をさらに有することを特徴とする請求項 14 乃至 16 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

## 【請求項 18】

50

前記第1の切替手段は、両極性に接続されたダイオードを有することを特徴とする請求項17記載の超音波診断装置。

【請求項19】

前記第共振手段は、

前記少なくとも一つの共振コイルのそれぞれに対して設けられ、前記超音波診断装置の本体からの制御信号に応答して、前記共振コイルの電気的接続を選択的に切り替えるための第2の切替手段と、

前記少なくとも一つの共振コイルに対して並列接続され、前記超音波診断装置の本体からの制御信号に応答して、超音波送信時において前記駆動信号が前記共振手段を迂回するように動作し、且つ超音波受信時において前記少なくとも一つの第3の共振手段と前記超音波振動子内部のインピーダンスの虚数部とが直列共振するように動作する第3の切替手段をさらに有することを特徴とする請求項14記載の超音波診断装置。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、感度改善のために、共振コイルを挿入することにより信号の損失を軽減する超音波プローブ及びこれを具備する超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断は、超音波プローブを体表から当てるだけの簡単な操作で心臓の拍動や胎児の動きの様子がリアルタイム表示で得られ、かつ安全性が高いため繰り返して検査を行うことができる。この他、システムの規模がX線、CT、MRIなど他の診断機器に比べて小さく、ベッドサイドへ移動していったの検査も容易に行えるなど簡便な診断手法であると言える。この超音波診断において用いられる超音波診断装置は、それが具備する機能の種類によって様々に異なるが、小型なものは片手で持ち運べる程度のものが開発されており、超音波診断はX線などのように被曝の影響がなく、産科や在宅医療等においても使用することができる。

20

【0003】

この様な超音波診断に用いられる超音波診断装置において、超音波プローブの超音波振動子内部の虚数部による損失を軽減させるための技術が従来からいくつか提案されている。例えば、第1の手法として、超音波振動子にインピーダンス変換器を接続し、高入力インピーダンスで受信する場合に、超音波振動子とインピーダンス変換器の間に並列共振コイルを設けることにより振動子内部の虚数部による損失を軽減するものがある（例えば、特許文献1参照）。また、第2の手法として、受信時において有効になる並列共振コイルを設けるものがある（特許文献2参照）。

30

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特開2004-57524号公報

【特許文献2】特開平7-327992号公報

【特許文献3】特開2006-51239号公報

【特許文献4】特開2004-57524号公報

40

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

しかしながら、従来手法により超音波プローブの超音波振動子内部の虚数部による損失を軽減させようとする、例えば次の様な問題がある。第1の手法では、超音波振動子に近接して電力を消費する回路を設ける。このため、超音波プローブの発熱の制約で送信パワーが制限される場合がある。また、超音波プローブ先端部分のサイズがコイルだけの場合より大きくなる。このとき、インピーダンス変換器をケーブルより本体側に移動する

50

と、並列共振コイルの損失低減効果が劣化することになる。また、第2の手法では、複数の共振コイルを持ち、切り替える手段が提供されていないので、超音波の送受信周波数により使用できない場合がある。また、主にケーブル、回路の並列容量と並列共振コイルによる並列共振で虚数部のインピーダンスを高めることで損失を軽減する狙いで、振動子内部の虚数部による信号源インピーダンスが高くなることに依存する損失は改善できない。

すなわち、従来の技術では、信号源の超音波振動子、プリアンプまでの受信信号の伝送系の損失を十分に軽減できず、プリアンプ入力端でプリアンプのNF（ノイズフィギュア）を劣化させていた。また、超音波診断装置に要求される周波数帯域で十分な、損失軽減効果が得られなかった。

【0006】

また、第1、第2の手法に代表される従来技術を感度改善するための技術も開示されている。

【0007】

図20は、感度改善の第1の例である。超音波プローブと超音波診断装置内部のプリアンプとの間に直列又は並列に共振コイルを設けている。同図に示すように、超音波振動子からプリアンプまでの伝送系の損失の主要因であるケーブルやパターンの容量と共振コイルとで共振回路を構成することにより、インピーダンスをコントロールして、伝送系の損失を改善する。この例は、感度改善を比較的容易に実現でき、操作者が持つ超音波プローブヘッド部分に新規構成部品を追加する必要が無いので操作性を阻害する要素はない。しかしながら、感度改善効果に限界がある。

【0008】

図21は、感度改善の第2の例である（特許文献3参照）。第1例と同じく、超音波プローブと超音波診断装置内部のプリアンプとの間に共振コイルを設けている。この例では、超音波振動子からプリアンプまでの伝送系の損失の主要因であるケーブルやパターンの容量と共振コイルとで共振回路を構成することにより、インピーダンスをコントロールして、伝送系の損失を改善する。上記第1例と比較した場合、共振コイルの値を可変にすることで、感度改善の効果を広帯域の周波数範囲で有効にできる。

図22は、感度改善の第3例を示している（特許文献4参照）。この例では、超音波振動子から見た負荷と超音波振動子の信号減インピーダンスによる分圧の損失を軽減するために、超音波振動子出力にバッファアンプ等の入力インピーダンスが高く、出力インピーダンスの低いインピーダンス変換器を設けている。また、バッファアンプの前段に並列共振コイルを設けることにより、超音波振動子の虚数部を共振により低減して、損失低減が可能となる。さらに、操作者が手に持つ、プローブ先端部分にアクティブ回路を設ける、振動子から見た負荷インピーダンスが高くなる、という点で以下の問題点が考えられる。第1に、回路の発熱が振動子に伝播されるだけ、振動子表面の発熱が増加し、結果的に送信パワーを下げなければならない。これは送信の感度低下につながる。第2に、回路の発熱により操作者が持つグリップ部分の温度が上がる。例えば温度の制約、安全性を守ったとしても、不快感が残る。第3に、プローブ先端にアクティブ素子を追加する分だけ、先端の体積が増加し、持ち易さを阻害し、重量増加により疲れやすくなり、操作性が低下する。第4に、振動子から見た負荷のインピーダンスが高くなると、振動子面で音響エネルギーの吸収量が下がるために、電気的に取り出す振動子の音響エネルギー量が減少する方向になる。これは、相対的に振動子表面で受信エコーを反射しやすくなる。これは、例えば、体表から超音波を送受信したときに、振動子表面と体表の筋肉、脂肪、表皮の層構造により多重反射が発生しやすくなる。

【0009】

本発明は、上記事情を鑑みてなされたもので、従来に比して信号の損失を軽減することができる超音波プローブ及びこれを具備する超音波診断装置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】

10

20

30

40

50

## 【0010】

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。

## 【0011】

請求項1に記載の発明は、超音波診断装置の本体に電氣的に接続される超音波プローブであって、前記超音波診断装置の本体から供給される駆動信号に従って超音波を送信し、受信する超音波に应答してエコー信号を発生する複数の超音波振動子と、前記複数の超音波振動子と前記超音波診断装置の本体との間に前記超音波振動子毎に直列接続され、前記超音波振動子内部のインピーダンスの虚数部と直列共振することにより、信号の損失を軽減するための少なくとも一つの第1の共振コイルを有する共振手段と、を具備することを特徴とする超音波プローブである。

10

## 【0012】

請求項6に記載の発明は、供給される駆動信号に従って超音波を送信し、受信する超音波に应答してエコー信号を発生する複数の超音波振動子と、前記複数の超音波振動子と前記超音波診断装置の本体との間に前記超音波振動子毎に直列接続され、前記超音波振動子内部のインピーダンスの虚数部と直列共振することにより、信号の損失を軽減するための少なくとも一つの第1の共振コイルを有する第1の共振手段と、を有する超音波プローブと、前記駆動信号を供給する信号供給手段と、前記エコー信号を増幅する増幅手段と、前記増幅されたエコー信号に基づいて超音波画像データを生成する画像生成手段と、を具備することを特徴とする超音波診断装置である。

20

## 【0013】

請求項14に記載の発明は、供給される駆動信号に従って超音波を送信し、受信する超音波に应答してエコー信号を発生する複数の超音波振動子を有する超音波プローブと、前記駆動信号を供給する信号供給手段と、前記エコー信号を増幅する増幅手段と、前記超音波プローブと前記増幅手段との間に直列接続され、前記複数の超音波振動子と段と前記増幅手段との間の並列容量による信号損失を改善する少なくとも一つの共振コイルを有する共振手段と、を具備することを特徴とする超音波診断装置である。

## 【発明の効果】

## 【0014】

以上本発明によれば、従来に比して信号の損失を軽減することができる超音波プローブ及びこれを具備する超音波診断装置を実現することを目的としている。

30

## 【図面の簡単な説明】

## 【0015】

【図1】図1は、本実施形態に係る超音波診断装置1のブロック構成図を示している。

【図2】図2は、各超音波振動子毎に設けられる共振ユニット120を説明するための図である。

【図3】図3は、本実施形態の変形例1を説明するための図である。

【図4】図4は、本実施形態の変形例2を説明するための図である。

【図5】図5は、本実施形態の変形例3を説明するための図である。

【図6】図6は、本実施形態の変形例4を説明するための図である。

【図7】図7は、本実施形態の変形例5を説明するための図である。

40

【図8】図8は、本実施形態の変形例6を説明するための図である。

【図9】図9は、本実施形態の変形例7を説明するための図である。

【図10】図10は、本実施形態の変形例8を説明するための図である。

【図11】図11は、本実施形態の変形例9を説明するための図である。

【図12】図12は、本実施形態の変形例9を説明するための図である。

【図13】図13は、本実施形態の変形例10を説明するための図である。

【図14】図14は、本実施形態の変形例10を説明するための図である。

【図15】図15は、本実施形態の変形例11を説明するための図である。

【図16】図16は、本実施形態の変形例11を説明するための図である。

【図17】図17は、本実施形態の変形例12を説明するための図である。

50

【図 18】図 18 は、本実施形態に係る超音波診断装置の効果を説明するための図である。

【図 19】図 19 は、本実施形態に係る超音波診断装置の効果を説明するための図である。

【図 20】図 20 は、従来技術を説明するための図である。

【図 21】図 21 は、従来技術を説明するための図である。

【図 22】図 22 は、従来技術を説明するための図である。

【発明を実施するための形態】

【0016】

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。

10

【0017】

以下、本発明の第 1 実施形態乃至第 3 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、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。

【0018】

(第 1 実施形態)

図 1 は、本実施形態に係る超音波診断装置 1 のブロック構成図を示している。同図に示すように、本超音波診断装置 1 は、超音波プローブ 12、入力装置 13、モニター 14、超音波送信ユニット 21、超音波受信ユニット 22、B モード処理ユニット 23、ドプラ処理ユニット 24、画像生成ユニット 25、ボリュームデータ生成ユニット 26、画像合成ユニット 27、制御プロセッサ (CPU) 28、揺動走査条件決定ユニット 29、内部記憶部 29、インターフェース部 30 を具備している。また、超音波診断装置 1 には、被検体の心電波形 (ECG 波形) を取得する ECG 波形取得ユニット 40 が接続されている。以下、超音波診断装置 1 の個々の構成要素の機能について説明する。

20

【0019】

超音波プローブ 12 は、超音波送受信ユニット 21 からの駆動信号に基づき超音波を発生し、被検体からの反射波を電気信号に変換する複数の圧電振動子、当該圧電振動子に設けられる整合層、当該圧電振動子から後方への超音波の伝播を防止するバック材等を有している。当該超音波プローブ 12 から被検体 P に超音波が送信されると、当該送信超音波は、体内組織の音響インピーダンスの不連続面で次々と反射され、エコー信号として超音波プローブ 12 に受信される。このエコー信号の振幅は、反射することになった反射することになった不連続面における音響インピーダンスの差に依存する。また、送信された超音波パルスが、移動している血流や心臓壁等の表面で反射された場合のエコーは、ドプラ効果により移動体の超音波送信方向の速度成分を依存して、周波数偏移を受ける。

30

【0020】

また、本超音波装置が具備する超音波プローブ 12 には、共振により受信信号の損失を軽減させるための第 1 の共振ユニット 120 を必要に応じて設けられる。当該第 1 の共振ユニット 120 の構成については、後で詳しく説明する。

40

【0021】

入力装置 13 は、装置本体 11 に接続され、オペレータからの各種指示、条件、関心領域 (ROI) の設定指示、種々の画質条件設定指示等を装置本体 11 にとりこむための各種スイッチ、ボタン、トラックボール、マウス、キーボード等を有している。例えば、操作者が入力装置 13 の終了ボタンや FREEZE ボタンを操作すると、超音波の送受信は終了し、当該超音波診断装置は一時停止状態となる。

【0022】

モニター 14 は、画像生成ユニット 25 からのビデオ信号に基づいて、生体内の形態学的情報 (通常の B モード画像)、血流情報 (平均速度画像、分散画像、パワー画像等) を所定の形態で表示する。

50

## 【 0 0 2 3 】

超音波送信ユニット 2 1 は、図示しないトリガ発生回路、遅延回路およびパルサ回路等を有している。パルサ回路では、所定のレート周波数  $f_r$  Hz (周期;  $1/f_r$  秒) で、送信超音波を形成するためのレートパルスが繰り返し発生される。また、遅延回路では、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が、各レートパルスに与えられる。トリガ発生回路は、このレートパルスに基づくタイミングで、プローブ 1 2 に駆動パルスを印加する。

## 【 0 0 2 4 】

超音波受信ユニット 2 2 は、図示していないアンプ回路、A/D変換器、加算器等を有している。アンプ回路では、プローブ 1 2 を介して取り込まれたエコー信号をチャンネル毎に増幅する。A/D変換器では、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。

10

## 【 0 0 2 5 】

また、超音波受信ユニット 2 2 には、共振により受信信号の損失を軽減させるための第 2 の共振ユニット 1 3 0 を必要に応じて設けられる。当該第 2 の共振ユニット 1 3 0 の構成については、後で詳しく説明する。

## 【 0 0 2 6 】

Bモード処理ユニット 2 3 は、送受信ユニット 2 1 からエコー信号を受け取り、対数増幅、包絡線検波処理などを施し、信号強度が輝度の明るさで表現されるデータを生成する。このデータは、画像生成ユニット 2 5 に送信され、反射波の強度を輝度にて表した Bモード画像としてモニター 1 4 に表示される。

20

## 【 0 0 2 7 】

ドプラ処理ユニット 2 4 は、送受信ユニット 2 1 から受け取ったエコー信号から速度情報を周波数解析し、ドプラ効果による血流や組織、造影剤エコー成分を抽出し、平均速度、分散、パワー等の血流情報を多点について求める。

## 【 0 0 2 8 】

画像生成ユニット 2 5 は、Bモード処理ユニット 2 3、ドプラ処理ユニット 2 4、ボリュームデータ生成ユニット 2 6 から受け取ったデータを用いて、超音波画像を生成する。

30

## 【 0 0 2 9 】

画像メモリ(シネメモリ) 2 6 は、例えばフリーズする直前の複数フレームに対応する超音波画像を保存するメモリである。この画像メモリ 2 6 に記憶されている画像を連続表示(シネ表示)することで、超音波動画像を表示することも可能である。

## 【 0 0 3 0 】

画像合成ユニット 2 7 は、画像生成ユニット 2 5 から受け取った画像を種々のパラメータの文字情報や目盛等と共に合成し、ビデオ信号としてモニター 1 4 に出力する。

## 【 0 0 3 1 】

制御プロセッサ 2 8 は、情報処理装置(計算機)としての機能を持ち、本超音波診断装置本体の動作を制御する。また、制御プロセッサ 2 8 は、所定のスキャンシーケンスを実行するための制御プログラムを読み出して自身が有するメモリ上に展開し、各種処理に関する演算・制御等を実行する。さらに、制御プロセッサ 2 8 は、後述する第 1 の共振ユニット 1 2 0、第 2 の共振ユニット 1 3 0 が有するスイッチの ON/OFF 制御を必要に応じて実行する。

40

## 【 0 0 3 2 】

内部記憶部 2 9 は、画像生成、表示処理を実行するための制御プログラム、診断情報(患者 ID、医師の所見等)、診断プロトコル、送受信条件、ボディマーク生成プログラムその他のデータ群が保管されている。また、必要に応じて、画像生成ユニット 2 5、画像合成ユニット 2 7 中の画像の保管などにも使用される。内部記憶部 2 9 のデータは、インターフェース部 3 0 を経由して外部周辺装置へ転送することも可能となっている。

50

## 【 0 0 3 3 】

インターフェース部 30 は、入力装置 13、ネットワーク、新たな外部記憶装置（図示せず）に関するインターフェースである。当該装置によって得られた超音波画像等のデータや解析結果等は、インターフェース部 30 によって、ネットワークを介して他の装置に転送可能である。

## 【 0 0 3 4 】

（共振ユニット）

次に、本超音波診断装置 1 が有する共振ユニットの構成について、詳しく説明する。

## 【 0 0 3 5 】

図 2 は、本超音波プローブ 12 の各超音波振動子毎に設けられる第 1 の共振ユニット 120 を説明するための図である。なお、同図においては、超音波プローブ 12 の各超音波振動子 121 を等価回路 121 により、超音波受信ユニット 22 のプリアンプを等価回路 221 により、それぞれ模式的に示してある。

10

## 【 0 0 3 6 】

図 2 において、共振ユニット 120 は、対応する超音波振動子（すなわち、等価回路 121）に直列接続された共振コイル 120a を有している。この共振コイル 120a は、超音波振動子内部のインピーダンスの虚数部と直列共振する（超音波振動子内部の合成インピーダンスの複素成分が 0（ゼロ）になる）ものである。すなわち、共振コイル 120a は、超音波振動子の内部抵抗  $R_s$ 、内部容量  $C_s$ 、供給される電流の周波数  $f$  から、超音波振動子内部の合成インピーダンスの複素成分が 0 になるようなインダクタンス  $L_{sh}$  を有するものである。

20

## 【 0 0 3 7 】

この様な構成によれば、超音波プローブ 12 のヘッド部分にアクティブ素子がないので、無駄な発熱による送信パワーの制約が発生しない。また、共振コイル 120a と、超音波振動子の内部容量  $C_s$  とが直列共振することで低インピーダンスになり、超音波振動子の内部抵抗  $R_s$  を信号源として、少ない損失で反射波を受信し或いは超音波を送信することができる。

## 【 0 0 3 8 】

（変形例 1）

図 3 は、本実施形態の変形例を説明するための図である。同図に示すように、本変形例に係る超音波プローブ 12 の共振ユニット 120 は、共振コイル 120a と並列接続されたスイッチ  $S_a$  をさらに具備している。スイッチ  $S_a$  は、反射波の受信時に OFF 状態となつて、共振コイル 120a を動作（直列共振）させると共に、超音波送信時に ON 状態となつて送信高圧信号をバイパスさせ、送信パルスに対して共振コイル 120a が共振しないように、制御ユニット 28 からの制御信号によってされる。この様なスイッチ制御により、受信時のみ共振コイルによる直列共振を発生させることができる。

30

## 【 0 0 3 9 】

（変形例 2）

図 4 は、本実施形態の他の変形例を説明するための図であり、スイッチ  $S_1$  の他の例を示している。同図に示すように、送信高圧信号を共振コイル 120a に対してバイパスさせるスイッチ  $S_a$  を、両極性に接続したダイオードで構成したものである。この様なスイッチ  $S_a$  によれば、大振幅となる送信高圧信号に対して、ダイオード  $D_1$ 、 $D_2$  が ON する。このため、共振コイル 120a の両端はショートされ、共振コイル 120a は動作しない。

40

## 【 0 0 4 0 】

また、受信時においては、供給される信号がダイオード  $D_1$ 、 $D_2$  の  $V_f$  より小さい振幅であれば、ダイオードは OFF 状態となるため、共振コイル 120a は動作することになる。このとき、コイルは受信信号に対してだけ、動作すればよいので、小型コイルを使用することで、超音波プローブ 12 を小型化することができる。

## 【 0 0 4 1 】

50

## (変形例 3)

図 5 は、本実施形態の他の変形例を説明するための図である。同図に示すように、共振ユニット 120 は、超音波振動子 121 に対して直列に接続された共振コイル 120 a と、共振コイル 120 a に対して並列接続された共振コイル 120 b 及び共振コイル 120 c と、共振コイル 120 b に直列接続されたスイッチ S b と、共振コイル 120 c に直列接続されたスイッチ S c とを有している。

## 【0042】

制御ユニット 28 は、スイッチ S b、スイッチ S c を必要に応じて制御する。このスイッチ S b、スイッチ S c の開閉の組み合わせにより、共振コイル 120 a の単独、共振コイル 120 a と共振コイル 120 b との並列接続、共振コイル 120 a に対して並列接続された共振コイル 120 c との並列接続、共振コイル 120 a と共振コイル 120 b と共振コイル 120 c との並列接続による合計 4 種類の可変インダクタンスを実現することができる。

10

## 【0043】

## (変形例 4)

図 6 は、本実施形態の他の変形例を説明するための図である。同図に示すように、共振ユニット 120 は、変形例 1 - 3 に示した構成に加えて、共振コイル 120 a (及び共振コイル 120 b、共振コイル 120 c) に対して並列接続され、両極性に接続したダイオードで形成されたスイッチ S d をさらに具備するものである。このようなスイッチ S d によれば、大振幅となる送信高圧信号に対して、ダイオード D1、D2 が ON する。このため、スイッチ S b、S c を ON 状態にすれば、共振コイル 120 a の両端はショートされ、共振コイル 120 a は動作しない。

20

## 【0044】

また、受信時においては、供給される信号がダイオード D1、D2 の V<sub>f</sub> より小さい振幅であれば、ダイオードは OFF 状態となる。このため、共振コイル 120 a、或いはスイッチ S b、S c を適切に制御することで、共振コイル 120 b、共振コイル 120 c はそれぞれ動作することになる。

## 【0045】

## (変形例 5)

次に、本実施形態の変形例 5 について説明する。本変形例に係る超音波診断装置は、超音波プローブ 12 から超音波診断装置本体の受信ユニット 22 内部にもつプリアンプ入力までの間の信号損失を改善するための共振コイル 130 (以下、第 2 の共振ユニット 130 と呼ぶ) を具備するものである。なお、当該第 2 の共振ユニット 130 は、単独で、或いは、第 1 の実施形態に示した、超音波振動子内部のインピーダンスの虚数部と直列共振する共振ユニット (以下、「第 1 の共振ユニット」と呼ぶ) と共に使用することができる。

30

## 【0046】

図 7 は、本超音波診断装置 1 のチャンネル毎に設けられる第 2 の共振ユニット 130 を説明するための図である。同図に示すように、本超音波診断装置 1 は、プリアンプ 221 の超音波プローブ 12 接続側において、第 2 の共振ユニット 130 を具備している。この第 2 の共振ユニット 130 は、プリアンプ 221 に対して並列接続された第 1 の共振コイル 130 a、第 2 の共振コイル 130 b、第 3 の共振コイル 130 c と、第 2 の共振コイル 130 b に直列接続されたスイッチ S b、第 3 の共振コイル 130 c に直列接続されたスイッチ S c を有している。

40

## 【0047】

第 1、第 2、第 3 の共振コイル 130 a、130 b、130 c は、超音波診断装置本体の内部にもつプリアンプ 221 入力までの間の並列容量による信号損失を、プリアンプ 221 内の部のインピーダンスの虚数部と直列共振する (プリアンプ 221 内部の合成インピーダンスの複素成分が 0 (ゼロ) になる) ものである。

## 【0048】

50

また、制御ユニット 28 は、スイッチ S b、スイッチ S c を必要に応じて制御する。このスイッチ S b、スイッチ S c の開閉の組み合わせにより、第 1 の共振コイル 130 a 1 の単独、第 1 の共振コイル 130 b と第 2 の共振コイル 130 b との並列接続、第 1 の共振コイル 130 a に対して並列接続された第 3 の共振コイル 130 c 3 との並列接続、第 1 の共振コイル 130 a と第 2 の共振コイル 130 b と第 3 の共振コイル 130 c との並列接続による合計 4 種類の可変インダクタンスを実現することができる。

【0049】

(変形例 6)

次に、本実施形態の変形例について説明する。本変形例では、プリアンプ 221 の入力インピーダンスが非常に小さい場合への適用例である。

10

【0050】

一般に、プリアンプ 221 の入力インピーダンスが非常に小さい電流急力アンプの場合、並列容量の影響は小さくなる。しかし、伝送系の損失は完全に無視できないため、共振により損失低減は有効である。今の場合、並列共振は、両端をプリアンプの入力インピーダンスで短絡されるので効果が無い。そこで、本変形例では、第 2 の共振ユニット 130 を、低入力インピーダンスのプリアンプ 221 のエコー信号入力側（すなわち、超音波プローブ 12 との接続側）に接続することにより、超音波振動子 121 からプリアンプ入力までの並列容量による信号の減衰を改善するものである。

【0051】

図 8 は、本実施形態の変形例を説明するための図である。同図に示すように、本変形例に係る第 2 の共振ユニット 130 は、チャンネル毎にプリアンプ 221 に直列接続された共振コイル 130 a を有している。共振コイル 130 a は、超音波振動子 121 からプリアンプ入力までの並列容量、内部抵抗から、超音波振動子 121 からプリアンプ入力までのインピーダンスの複素成分が 0 になるようなインダクタンス  $L_{sp}$  を有する。このような共振コイル 130 a により直列共振を発生させ、超音波振動子 121 からプリアンプ入力までの並列容量による信号の減衰を改善する。

20

【0052】

(変形例 7)

図 9 は、本実施形態の他の変形例を説明するための図である。同図に示すように、本変形例に係る超音波プローブ 12 の第 2 の共振ユニット 130 は、プリアンプ 221 のエコー信号入力側に接続された共振コイル 130 a を、送信波形の高電圧からプリアンプを保護する電圧制限回路 220 よりもプリアンプ 221 側に配置している。この様に、電圧制限回路 220 とプリアンプ 221 との間に共振コイル 130 a を接続することで、所定の値以上の高圧信号に対して共振コイル 130 a が共振しないように制御することができる。

30

【0053】

(変形例 8)

図 10 は、本実施形態の他の変形例を説明するための図である。同図に示すように、本変形例に係る第 2 の共振ユニット 130 は、プリアンプ 221 の入力側に接続された共振コイルの値を可変する手段を有している。すなわち、第 2 の共振ユニット 130 は、プリアンプ 221 の入力側に直列接続された共振コイル 130 a、共振コイル 130 b、共振コイル 130 c と、共振コイル 130 a に並列接続されたスイッチ S s a と、共振コイル 130 b に並列接続されたスイッチ S s b と、共振コイル 130 c に並列接続されたスイッチ S s c とを有している。

40

【0054】

制御ユニット 28 は、スイッチ S s a、スイッチ S s b、スイッチ S s c を必要に応じて制御する。これらのスイッチの開閉の組み合わせにより、共振コイル 130 a、130 b、130 c のそれぞれの単独、共振コイル 120 a と共振コイル 130 b との直列接続、共振コイル 130 a と共振コイル 130 c との直列接続、共振コイル 130 b と共振コイル 130 c との直列接続、共振コイル 130 a、共振コイル 130 b、共振コイル 130

50

0 c 全ての直列接続による合計 7 種類の可変インダクタンスを実現することができる。

【 0 0 5 5 】

( 変形例 9 )

図 1 1 は、本実施形態の他の変形例を説明するための図である。同図に示すように、本変形例に係る超音波プローブ 1 2 の第 2 の共振ユニット 1 3 0 は、プリアンプ 2 2 1 のエコー信号入力側に接続された共振コイル 1 3 0 a、1 3 0 b、1 3 0 c を、送信波形の高電圧からプリアンプを保護する電圧制限回路 2 2 0 よりもプリアンプ 2 2 1 側に配置している。この様に、電圧制限回路 2 2 0 とプリアンプ 2 2 1 との間に共振コイル 1 3 0 a、1 3 0 b、1 3 0 c を接続することで、所定の値以上の高圧信号に対して各コイルが共振しないように制御することができる。

10

【 0 0 5 6 】

また、図 1 2 に示すように、スイッチ  $S_{s a}$ 、スイッチ  $S_{s b}$ 、スイッチ  $S_{s c}$  をスイッチ素子  $Q_1$ 、 $Q_2$ 、 $Q_3$  によって構成するようにしてもよい。プリアンプ 2 2 1 の入力側に直列接続されたコンデンサ  $C_{c c}$  は、スイッチ素子  $Q_1$ 、 $Q_2$ 、 $Q_3$  のバイアスによる DC 電圧がプリアンプ 2 2 1 の入力に印加されるのを阻止する AC 結合コンデンサである。このコンデンサは、プリアンプ 2 2 1 に直接 DC 電圧を印加することができる場合には、削除できる。また、結合コンデンサ  $C_{c c}$  と第 2 の共振ユニット 1 3 0 との間には、スイッチ素子  $Q_1$ 、 $Q_2$ 、 $Q_3$  のバイアス用抵抗  $R_{b i a s}$ 、バイアス用コイル  $L_{b i a s}$  が並列接続されている。バイアス用コイル  $L_{b i a s}$  は、信号ライン ( $C_{c c}$  端) に DC バイアス電圧が高ならない様に DC 付近で低インピーダンスに保つためのものである。バイアス用抵抗  $R_{b i a s}$  は、バイアス用コイル  $L_{b i a s}$  による共振のダンピング効果を持たせ、不要な共振を避けるためのものである。

20

【 0 0 5 7 】

なお、図 1 2 のスイッチ素子  $Q_1$ 、 $Q_2$ 、 $Q_3$  はあくまでも一例であり、FET スイッチ、メカニカルリレースイッチ等、各共振コイル 1 3 0 a、1 3 0 b、1 3 0 c の両端を短絡できる機能をもつものであれば使用することができる。

【 0 0 5 8 】

( 変形例 1 0 )

本変形例は、超音波プローブ 1 2 側において設けられる第 1 の共振ユニット 1 2 0 と、超音波診断装置本体 1 1 側において設けられる第 2 の共振ユニット 1 3 0 とを組み合わせるものである。

30

【 0 0 5 9 】

図 1 3 は、本実施形態の他の変形例を説明するための図である。同図に示すように、超音波プローブ 1 2 側においては、超音波振動子 1 2 1 に対して第 1 の共振ユニット 1 2 0 (例えば、共振コイル 1 2 0 a を有するもの) を直列接続し、装置本体 1 1 側においては、プリアンプ 2 2 1 の入力側に第 2 の共振ユニット 1 3 0 (例えば、直列接続された第 1 の共振コイル 1 3 0 a、第 2 の共振コイル 1 3 0 b、第 3 の共振コイル 1 3 0 c と、各コイルに並列接続されたスイッチ素子  $Q_1$ 、 $Q_2$ 、 $Q_3$  を持つもの) を直列接続する。これにより、超音波振動子 1 2 1 の内部容量  $C_s$  による損失と、ケーブルや回路の浮遊容量 (パターン容量、回路部品の容量) による損失を改善することができる。

40

【 0 0 6 0 】

また、図 1 4 に示すように、超音波プローブ 1 2 側においては、超音波振動子 1 2 1 に対して第 1 の共振ユニット 1 2 0 (例えば、共振コイル 1 2 0 a を有するもの) を直列接続し、装置本体 1 1 側においては、プリアンプ 2 2 1 の入力側に第 2 の共振ユニット 1 3 0 (例えば、並列接続された第 1 の共振コイル 1 3 0 a、第 2 の共振コイル 1 3 0 b、第 3 の共振コイル 1 3 0 c と、各コイルに直列接続されたスイッチ素子  $Q_1$ 、 $Q_2$ 、 $Q_3$  を持つもの) を接続する。これにより、超音波振動子 1 2 1 の内部容量  $C_s$  による損失と、ケーブルや回路の浮遊容量による損失を改善することができる。

【 0 0 6 1 】

( 変形例 1 1 )

50

図15は、本実施形態の変形例を説明するための図である。同図に示すように、本変形例に係る超音波プローブ12の第2の共振ユニット130は、プリアンプ221の入力側に直列接続された共振コイル130aを送信波形が通過する経路に設け、当該共振コイル130aの両端を短絡するスイッチSaを持つことにより、送信波形をバイパスさせる。このスイッチのON/OFFは、制御ユニット28からの制御信号に従って制御される。

【0062】

送信波形が通過する場合、コイルのサイズを大きくする必要がある。一方で、送信電圧は生体に安全な超音波パワーの上限で制約を受け、直列共振の効果は小さい。そこで、本変形例では、共振コイル130aと当該両端を短絡するスイッチSaとを設け、送信時にスイッチSaをONさせ受信時にOFFさせることにより、受信だけに有効な直列共振を実現する。

10

【0063】

なお、スイッチSaは、例えば図16に示すように両極性に接続したダイオードを用いるようにしてもよい。

【0064】

(変形例12)

図17は、本実施形態の変形例を説明するための図である。同図に示すように、本変形例に係る第2の共振ユニット130は、直列接続される第1の共振コイル130a、第2の共振コイル130b、第3の共振コイル130cと、各共振コイルに並列接続されたスイッチ素子Q1、Q2、Q3と、第1、第2、第3の共振コイル130a、130b、130cの両端を短絡するスイッチ素子S0と、高圧送信パルスからスイッチ素子Q1、Q2、Q3のトランジスタを保護するために各スイッチ素子Q1、Q2、Q3に対応して設けられたダイオードDb1、Db2、Db3と、を有している。

20

【0065】

このような構成において、送信ユニット21から高圧の送信パルスが印加されると、スイッチ素子Q1、Q2、Q3のベース、エミッタ間に高圧が印加され、ダイオードDb1、Db2、Db3はON状態となる。これにより、送信時に発生する高電圧は抵抗Rb1、Rb2、Rb3に印加され、トランジスタは保護される。また、逆極性の波形に対しては、スイッチ素子Q1、Q2、Q3のベース、エミッタ間のダイオード特性で電圧が制限され、同様に送信時の高電圧は抵抗Rb1、Rb2、Rb3に印加されることになる。従って、高圧の送信パルスによるスイッチ素子Q1、Q2、Q3の破壊を防ぐことができる。

30

【0066】

(効果)

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。

【0067】

本超音波診断装置によれば、超音波受信時においてのみ共振する共振コイルを超音波振動子端に設けているので、超音波振動子内部の虚数部による信号の損失を含む、伝送系の損失を共振の組合せにより軽減することができる。さらに、この共振コイルを、超音波振動子とプリアンプとの間に設けることで、主にケーブルや回路の並列容量による損失も軽減することができる。

40

【0068】

また、受信系の損失を軽減することで、同じ受信感度を得るために、プリアンプのNF(ノイズフィギュア)を大きく改善する必要が無く、プリアンプの性能を無理に高める必要がなくなる。さらに、受信系にのみ適用し送信エネルギーを考慮しないため、小型のコイルを使用でき、装置を大型化することなく信号損失を実現することができる。

【0069】

図18は、本超音波診断装置の効果を確認するための、共振ユニット120を具備するシミュレーション回路の一例である。また、図19は、図18に示した回路を用いたシミュレーション結果を示すグラフである。図19の縦軸は、図18の回路における入力換算のノイズを示している。従って、ノイズレベルが小さいほど受信感度がよいことになる。

50

第1の共振ユニット120（すなわち、共振コイルL1）が存在しない（ $L1 = 0 \mu H$ ）の場合に対して、L1とC×1の直列共振により、共振点付近でC×1、L1のインピーダンスが下がり、信号源のインピーダンスはR×1に近づく。この様に、超音波振動子端に共振コイルを挿入すると、特定の周波数で入力換算のノイズレベルを小さくすることができるため、不要な直列のインピーダンスが減少し、損失を軽減させることができる。一方、L2の位置に共振コイルを置くと、ケーブル等の並列容量と共振してしまうので、C×1の損失軽減は困難になる。

【0070】

また、共振コイルL1の共振で、ケーブルの並列容量、回路の並列容量  $C_{trace}$  による損失を軽減することは難しいので、共振コイルL1、L2の複数の共振を組み合わせることにより伝送系の損失を軽減することが可能になる。この際、受信系の入力インピーダンスにより、プリアンプ221入力の共振コイルを直列、或いは並列共振させることで、適切な損失軽減が可能になる。

10

【0071】

なお、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。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。

【産業上の利用可能性】

20

【0072】

以上本発明によれば、感度改善のために、共振コイルを挿入することにより信号の損失を軽減する超音波プローブ及びこれを具備する超音波診断装置を実現することができる。

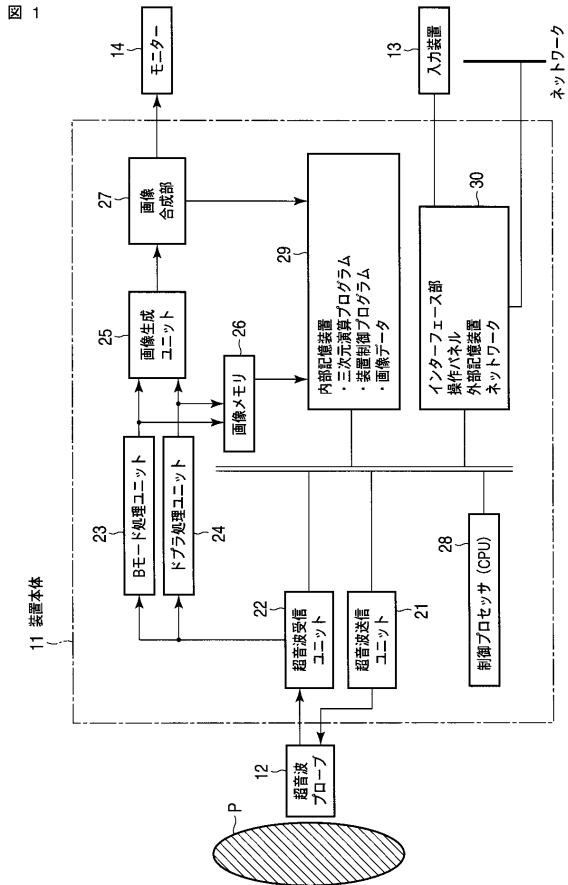
【符号の説明】

【0073】

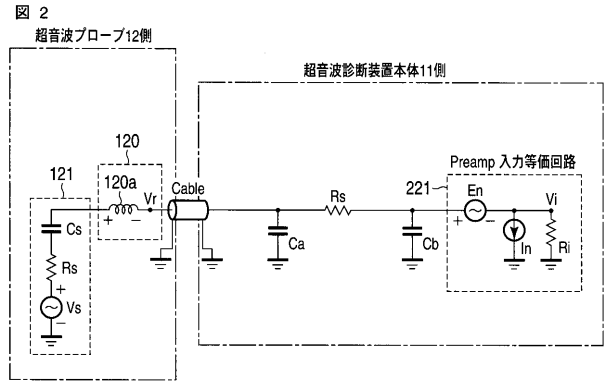
1...超音波診断装置、12...超音波プローブ、13...入力装置、14...モニター、21...超音波送信ユニット、22...超音波受信ユニット、23...Bモード処理ユニット、24...ドプラ処理ユニット、25...画像生成ユニット、26...画像メモリ、27...画像合成ユニット、28...制御プロセッサ(CPU)、29...内部記憶装置、30...インターフェース部

30

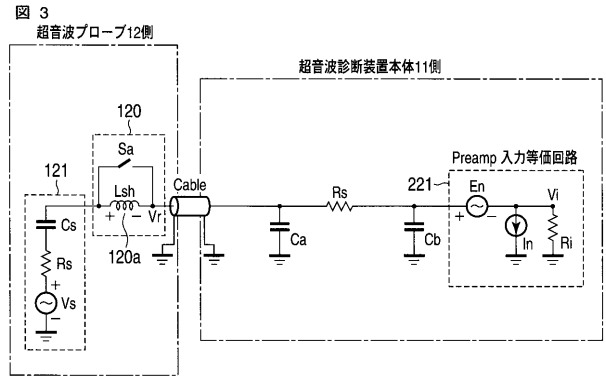
【 図 1 】



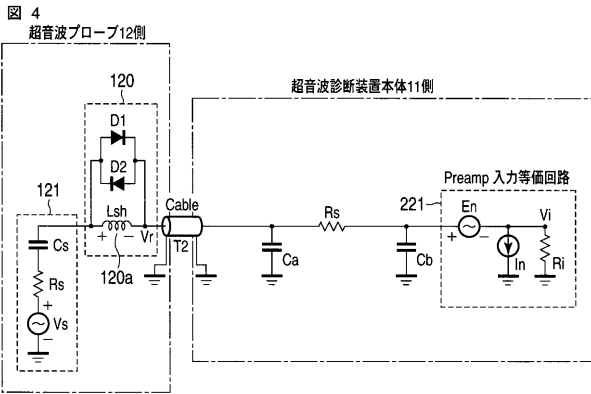
【 図 2 】



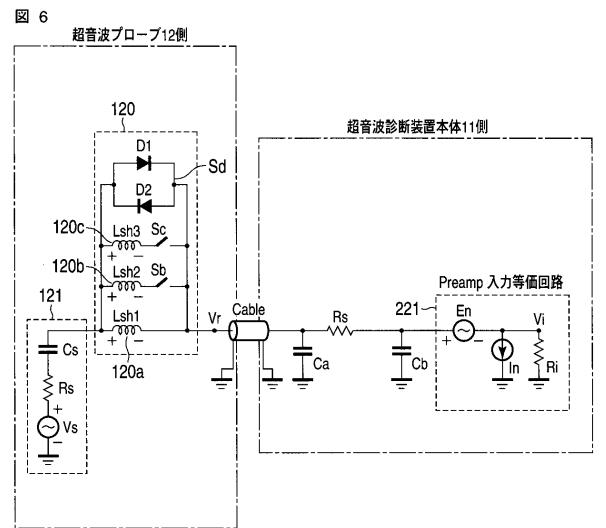
【 図 3 】



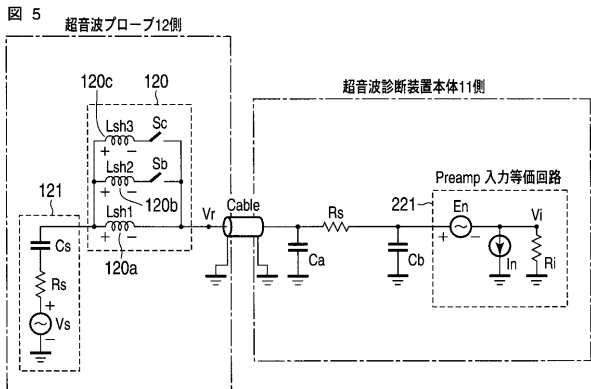
【 図 4 】



【 図 6 】

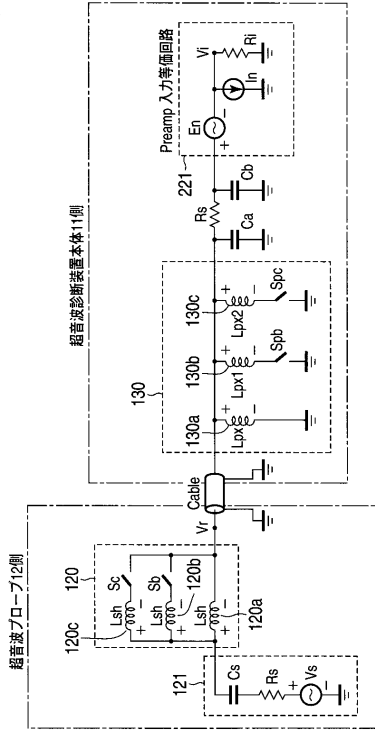


【 図 5 】



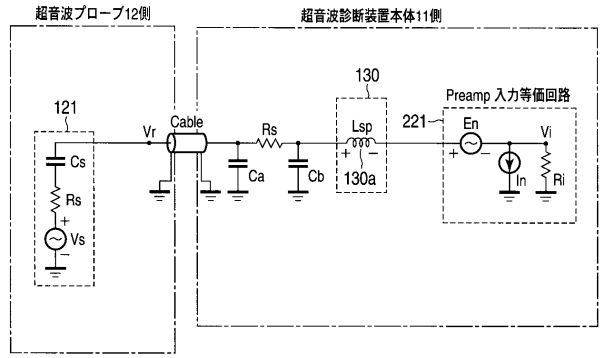
【 図 7 】

図 7



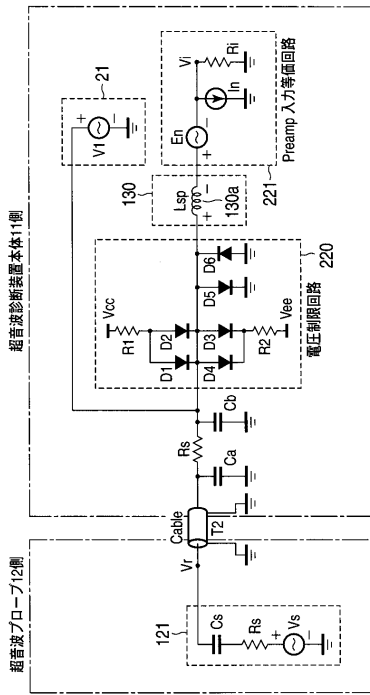
【 図 8 】

図 8



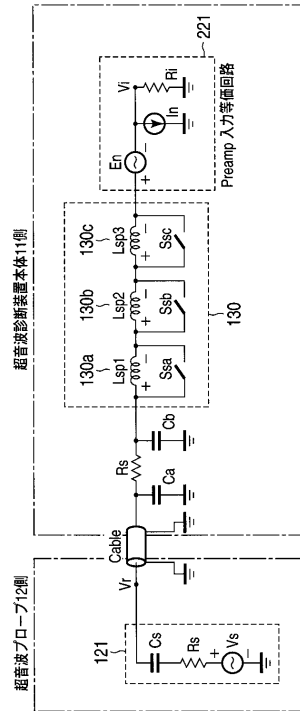
【 図 9 】

図 9



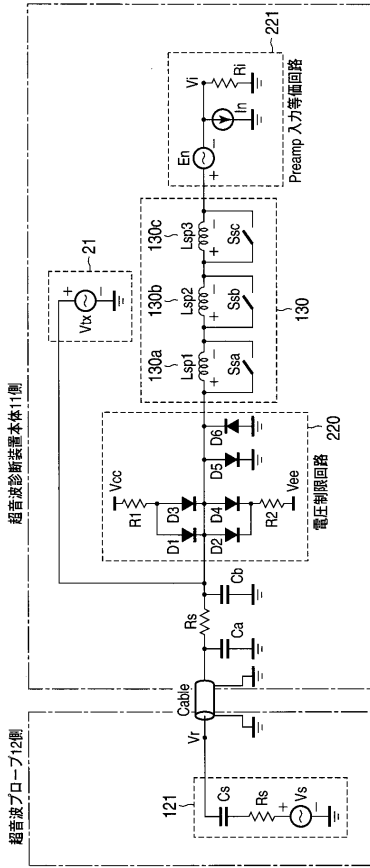
【 図 10 】

図 10



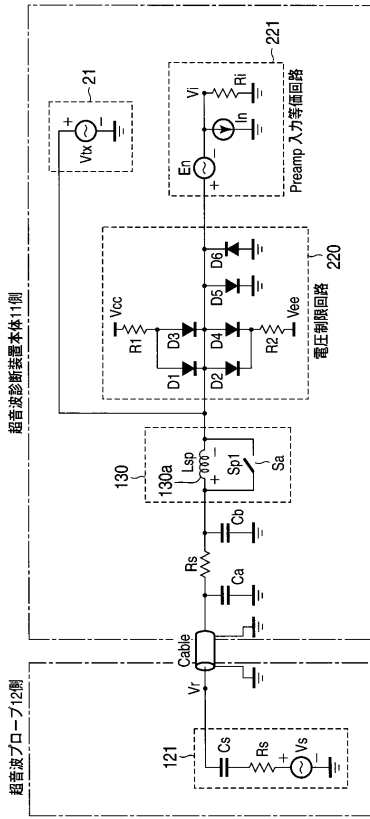
【 図 1 1 】

図 11



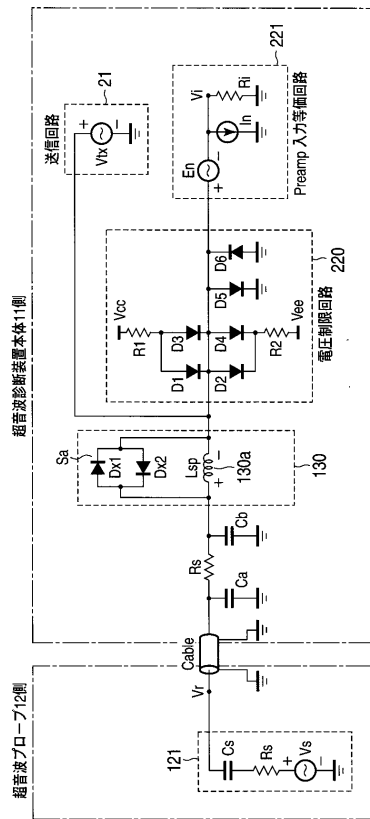
【図 15】

図 15



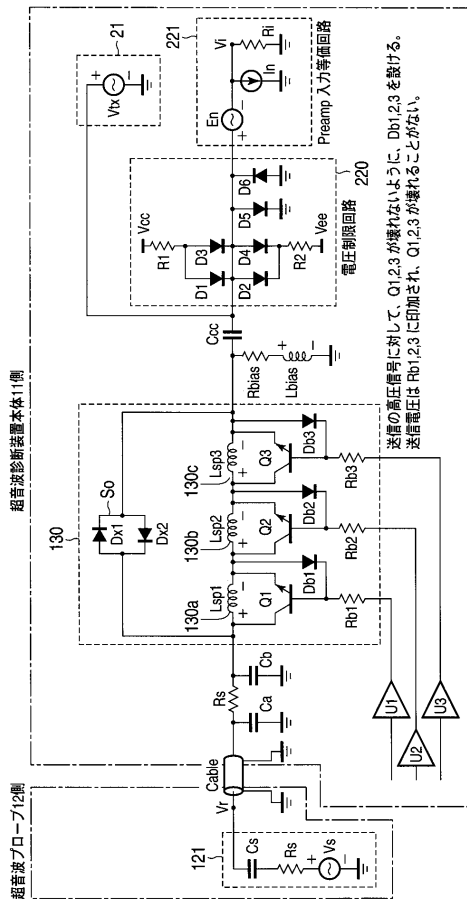
【図 16】

図 16



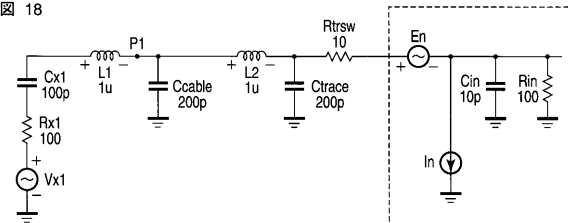
【図 17】

図 17



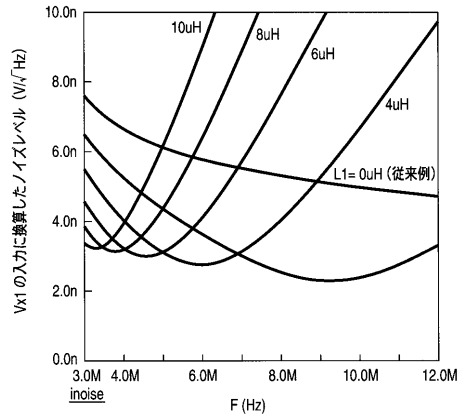
【図 18】

図 18



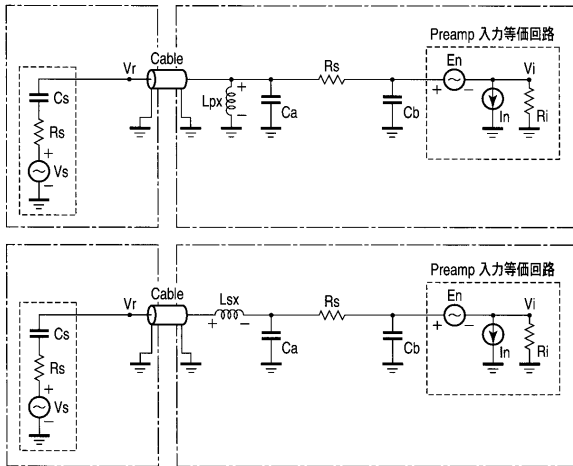
【図 19】

図 19



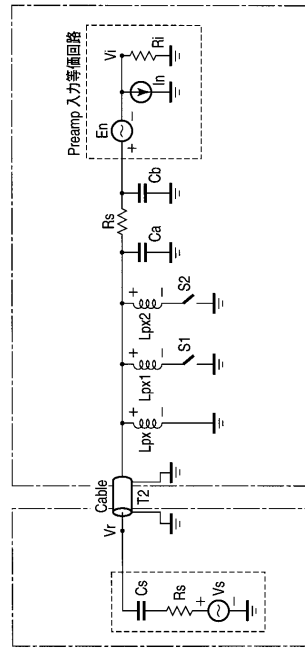
【 図 2 0 】

図 20



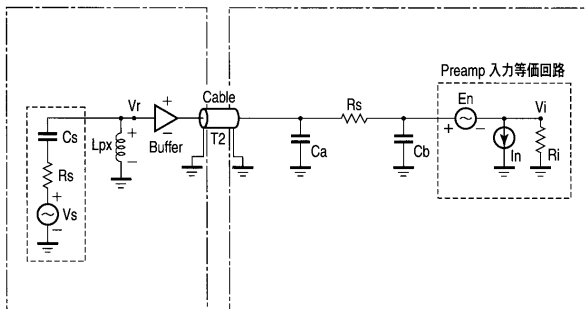
【 図 2 1 】

図 21



【 図 2 2 】

図 22



## フロントページの続き

(51)Int.Cl.	F I	テーマコード(参考)
	H 0 1 L 41/08	U
(74)代理人 100075672		
弁理士 峰 隆司		
(74)代理人 100095441		
弁理士 白根 俊郎		
(74)代理人 100084618		
弁理士 村松 貞男		
(74)代理人 100103034		
弁理士 野河 信久		
(74)代理人 100119976		
弁理士 幸長 保次郎		
(74)代理人 100153051		
弁理士 河野 直樹		
(74)代理人 100140176		
弁理士 砂川 克		
(74)代理人 100100952		
弁理士 風間 鉄也		
(74)代理人 100101812		
弁理士 勝村 紘		
(74)代理人 100070437		
弁理士 河井 将次		
(74)代理人 100124394		
弁理士 佐藤 立志		
(74)代理人 100112807		
弁理士 岡田 貴志		
(74)代理人 100111073		
弁理士 堀内 美保子		
(74)代理人 100134290		
弁理士 竹内 将訓		
(74)代理人 100127144		
弁理士 市原 卓三		
(74)代理人 100141933		
弁理士 山下 元		
(72)発明者 内海 勲		
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内		
(72)発明者 平野 亨		
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内		
(72)発明者 藤原 周太		
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内		
(72)発明者 芝沼 浩幸		
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内		
(72)発明者 岩間 信行		
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内		
(72)発明者 石塚 正明		
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内		
(72)発明者 神山 聡		

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内

(72)発明者 深澤 雄志

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内

F ターム(参考) 4C601 EE03 GB18

5D019 AA21 BB17 EE06 FF04

5D107 AA03 BB07 CC01 CC12 CD03 DD11

专利名称(译)	超声波探头和超声波诊断仪		
公开(公告)号	<a href="#">JP2010268852A</a>	公开(公告)日	2010-12-02
申请号	JP2009121156	申请日	2009-05-19
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	内海勲 平野亨 藤原周太 芝沼浩幸 岩間信行 石塚正明 神山聡 深澤雄志		
发明人	内海 勲 平野 亨 藤原 周太 芝沼 浩幸 岩間 信行 石塚 正明 神山 聡 深澤 雄志		
IPC分类号	A61B8/00 B06B1/06 H04R17/00 H01L41/08 H01L41/09		
FI分类号	A61B8/00 B06B1/06.A H04R17/00.332 H01L41/08.Z H01L41/08.C H01L41/08.U		
F-TERM分类号	4C601/EE03 4C601/GB18 5D019/AA21 5D019/BB17 5D019/EE06 5D019/FF04 5D107/AA03 5D107/BB07 5D107/CC01 5D107/CC12 5D107/CD03 5D107/DD11		
代理人(译)	河野 哲 中村诚 河野直树 冈田隆 山下 元		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

解决的问题：提供一种通过插入谐振线圈以提高灵敏度来减少信号损失的超声探头，以及一种配备有该超声探头的超声诊断设备。电连接至超声诊断设备的主体的超声探头，以及包括该超声探头的超声新颖设备，该超声探头根据从超声诊断设备的主体提供的驱动信号来进行超声检测。响应于所发送和接收的超声波而产生回波信号的多个超声换能器，以及在多个超声换能器与超声诊断设备的主体之间的超声换能器。第一谐振装置具有第一谐振线圈，用于通过与超声换能器内部的阻抗的虚部串联谐振来减少信号损失。有。[选择图]图2

超音波診断装置本体11側

