

(51) Int.Cl. ⁷	識別記号	F I	テ-マコ-ド* (参 考)
A 6 1 B 8/00		A 6 1 B 8/00	2 G 0 4 7
G 0 1 N 29/24		G 0 1 N 29/24	4 C 3 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 3 O L (全 7 数)

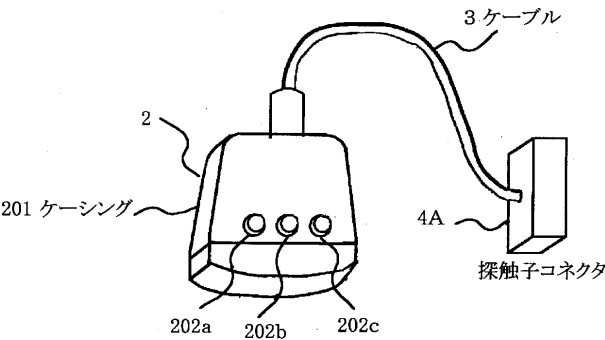
(21)出願番号	特願2001 - 108517(P2001 - 108517)	(71)出願人	000153498 株式会社日立メディコ 東京都千代田区内神田1丁目1番14号
(22)出願日	平成13年4月6日(2001.4.6)	(72)発明者	松村 剛 東京都千代田区内神田1丁目1番14号 株式 会社日立メディコ内
		F タ-ム (参 考)	2G047 AC13 BA03 BB04 BC13 CA01 DA02 EA10 EA12 GA01 GF06 4C301 AA02 BB23 CC02 DD11 EE01 EE07 EE13 GA01 GA20

(54)【発明の名称】 超音波探触子及びそれを用いた超音波装置

(57)【要約】

【課題】 Bモードによる画像で探触子の位置決めを行った後に、超音波造影剤を被検体へ投与してハーモニクイメージングへ移行する際の操作において、位置決めされた探触子の位置を保ったまま移行できるようにする。

【解決手段】 探触子1のケーシング201へBモード設定器202a、ハーモニクイメージングモード設定器202b、造影剤破壊モード設定器202cを操作者が探触子を握ったまま操作できるように設け、これらのスイッチの出力を伝送する制御線を探触子ケーブル3へ設け、この制御線を探触子コネクタ4A、及び超音波診断装置本体側コネクタを介して、本体10内の中央演算装置（CPU）19へ接続するとともに、CPU19が各設定器の出力を受け取ると、CPUが送波部11へ操作された設定器に応じた送波信号を出力するように指令を送るよう装置を構成する。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 超音波送信信号を受けると超音波を送信し、エコーを受波するとそれをエコー信号に変換する超音波振動子部と、この超音波振動子部への前記送信信号の供給と前記超音波振動子部からエコー信号の取出しを行うケーブルと、前記超音波振動子部を収納するケーシングとを備えた超音波探触子において、前記超音波探触子の送受信モードを切換設定する信号を超音波装置本体へ伝送する制御線を前記ケーブルへ設けるとともに、前記制御線へ接続され前記切換設定信号を発生させるスイッチを前記ケーシングへその外部から操作可能に設けたことを特徴とする超音波探触子。

【請求項2】 前記スイッチにはハーモニックイメージングモードを設定するもの、及び／または超音波造影剤破壊モードを設定するものが含ま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3】 生体へ超音波を送信しそのエコーを受信する超音波振動子をケーシングへ内蔵した探触子と、前記探触子へ送信信号を出力する超音波送信手段と、前記探触子により受信したエコー信号から高調波成分を抽出し画像表示するための処理を行う受信信号処理手段と、この受信信号処理手段により処理された画像データを画像として表示する画像表示手段とを有する超音波装置において、前記探触子の送受信モードを切換設定する信号を超音波装置本体へ伝送する制御線を前記探触子と超音波装置本体とを接続するケーブルへ設け、かつ前記制御線へ接続され前記切換設定信号を発生させるスイッチを前記探触子の超音波振動子を収納するケーシングへその外部から操作可能に設けるとともに、前記スイッチから入力された切換信号に基いて前記超音波送信手段へ送信信号の切換指令を出力する制御手段を備えたことを特徴とする超音波装置。

【発明の詳細な説明】**【0001】**

【発明の属する技術分野】本発明は、超音波探触子及び超音波装置に関し、特に、超音波造影剤を用いて被検体をコントラストの強調された画像で撮像するに適した超音波探触子及び超音波装置に関するものである。

【0002】

【従来の技術】超音波装置は、医療の分野において画像診断機器として広く普及しているとともに、近年は治療用機器としても研究が行われている。超音波診断の分野では、従来から超音波診断装置が用いられ、超音波探触子から被検体内へ超音波ビームを送信してそのエコーを受信し、そのエコー信号から断層像、Mモード像、ドプラ像及びカラーフローマッピング像を形成して、これらをモニタへ表示し、これらの画像を医師が読影して診断をすることが行われてきた。

【0003】ところが近年において、超音波診断においても、X線装置、X線CT装置やMRI装置等の医用画像診断

装置で行われているのと同様に、造影剤を用いた撮像手法が行われ始めている。造影剤を用いて被検体を超音波撮像することにより、画像のコントラストが強調されて微細な血管や、微細血管が凝集した部位が明瞭に描出可能となり、さらには従来の超音波撮像手法では描出が困難であった冠状動脈や肝臓等も診断に適した画像として描出され得ることが文献等により報告されている。

【0004】前記超音波造影剤を投与して被検体の関心部位を超音波撮像する場合には、造影剤を静脈から生体内へ注入し、注入された造影剤が体内を循環して関心部位へ到達したときに探触子から超音波を関心部位へ照射して撮像が行われる。

【0005】超音波造影剤は、照射された超音波に対し非線形の反応を示す。すなわち、造影剤はマイクロバブルと称される微細な気泡から成っており、超音波照射を受けるとその泡が収縮と膨張、すなわち振動し、照射を受けた超音波の周波数より高い周波数を含んだエコーを発生する。このエコーには探触子から照射した超音波の周波数の整数倍、例えば2倍の周波数成分（高調波成分）が強調されて含まれている。

【0006】この高調波成分のエコー信号を捕捉する撮像手法は、ハーモニックイメージングと称されている。ハーモニックイメージングには、生体内へ超音波造影剤を投与して行うものと、造影剤を投与せずに行うものがある。このハーモニックイメージングを実現する技術は各種の提案がされているが、例えば、米国特許第5,706,819号公報や日本特許第2677888号公報に開示されている。

【0007】このハーモニックイメージングは、通常の撮像、すなわち、探触子に内蔵された振動子固有の振動周波数の超音波（基本波）を生体内へ送信し、得られたエコー信号を画像化して表示する撮像方法とは異なる撮像方法であって、前記基本波とは異なる波形の超音波送信信号を送波部において複数形成して、それらを探触子へ時間をずらして供給し、複数回超音波を生体内の同一方向へ送信し、得られたエコー信号間で演算により高調波のエコー信号を抽出し、それを画像化するものである。

【0008】したがって、ハーモニックイメージングを行う場合には、先ず超音波診断装置を基本波によって関心部位を探索する撮像モードに設定して基本波によるBモード又はCFMモードによって断層像又はCFM像を得て組織や血管等の関心部位を特定し、次いで造影剤を生体内へ注入する。その後造影剤が関心部位へ到達する時刻が近付いたらハーモニックイメージングを行うように超音波診断装置の撮像モードを設定するという手順が行われる。

【0009】

【発明が解決しようとする課題】前述のように、ハーモニックイメージングを行うには、超音波診断装置におけ

る撮影モードをBモード又はCFMモードからハーモニックイメージングへ切り換える必要がある。そして、この切替が行われるまで探触子の生体への当接位置及び当接方向をBモードによる位置決めのまま保持している必要がある。撮影モードを切り換える切替スイッチは、従来装置ではBモード/Mモード/Dモード/CFMモードの切替を行うスイッチを兼用するか、またはその切替スイッチの近傍にハーモニックイメージング専用のスイッチを設けることが行われているため、操作者がハーモニックイメージングの撮影モードに切り換えるためには、探触子

を保持していない方の手を伸ばしてスイッチ操作をする必要があった。この操作を行う際に操作者は視線を探触子からずらすので探触子の位置や方向が変化してしまうことがあり、造影剤を注入後に再度探触子の位置決めを行わねばならなくなり、造影剤が関心部位へ到達しても直ぐにはハーモニックイメージングによる画像を観察できないことが生じる可能性を従来の装置は有していた。

【0010】また、超音波造影剤は、調剤してから時間経過によって自然消滅する性質を有しているが、生体の血管内へ注入された造影剤は、強い超音波を当てて破壊

してしまうことが望ましい。この造影剤破壊モードを設定するスイッチも従来は超音波診断装置本体に設けられていた。

【0011】本発明はハーモニックイメージングの設定を容易に行える超音波探触子並びに超音波診断装置を提供することを第1の目的とし、また造影剤破壊モードを容易に設定できる超音波探触子並びに超音波診断装置を提供することを第2の目的として成されたものである。

【0012】
【課題を解決するための手段】上記目的を達成するため

に本発明は、超音波送信信号を受けると超音波を送信し、エコーを受波するとそれをエコー信号に変換する超音波振動子部と、この超音波振動子部への前記送信信号の供給と前記超音波振動子部からエコー信号の取出しを行うケーブルと、前記超音波振動子部を収納するケーシングとを備えた超音波探触子において、前記超音波探触子の送受信モードを切替設定する信号を超音波装置本体へ伝送する制御線を前記ケーブルへ設けるとともに、前記制御線へ接続され前記切替設定信号を発生させるスイッチを前記ケーシングへその外部から操作可能に設けた

理手段により処理された画像データを画像として表示する画像表示手段とを有する超音波装置において、前記探触子の送受信モードを切替設定する信号を超音波装置本体へ伝送する制御線を前記探触子と超音波装置本体とを接続するケーブルへ設け、かつ前記制御線へ接続され前記切替設定信号を発生させるスイッチを前記探触子の超音波振動子を収納するケーシングへその外部から操作可能に設けるとともに、前記スイッチから入力された切替信号に基いて前記超音波送信手段へ送信信号の切替指令を出力する制御手段を備えたことを特徴としている。

【0014】

【発明の実施の形態】以下、図面を用いて本発明の実施の形態を説明する。図2は本発明の一実施形態になる超音波診断装置のブロック図である。図2において、1は探触子で、ケーシング内に複数個の振動子が配列状に設けられている。10は超音波診断装置の本体で、前記探触子1から伸びるケーブルとコネクタ接続される。超音波診断装置本体10は、送波部11、送受切替回路12、マルチプレクサから成る振動子切替回路13、受信増幅部14、受波整相部15、信号処理部16、デジタルスキャンコンバータ(DSC)17、表示装置(モニタ)18、制御部を成す中央演算ユニット(CPU)19、並びに装置を操作するための操作入力器を備えた操作部20とから成る。

【0015】送波部14は、送波信号発生回路(パルス発生回路)と送波遅延回路と送波増幅回路とから成り、送波信号発生回路から発生されたパルス信号を送波遅延回路へ出力し、送波遅延回路で探触子1から送波される超音波が送波フォーカス点へ集束するように、各振動子へ供給されるパルス信号を遅延させて出力し、送波増幅回路において入力したパルス信号を振動子駆動電圧まで増幅して出力するものである。送受切替回路12は、送波時には送波部11から出力され増幅された送波信号を探触子側へのみ通過させ、また受信時には探触子から出力されたエコー信号を受波整相部側へのみ通過させる切替回路である。振動子切替回路13は被検体内を超音波ビームでスキャンする時にビーム位置を変える毎に送受信動作する振動子を切替え選択するためのスイッチング回路である。

【0016】受信増幅部14は、探触子1から出力された微弱なエコー信号をその後の信号処理に備えて増幅するもの、受波整相部15は受信増幅部14から出力された振動子毎のエコー信号を個別に遅延制御または位相制御した後に加算処理し、受信ビーム信号を生成するもの、信号処理部16は受波整相部15から出力された受信ビーム信号に対し、検波処理、対数圧縮、フィルタリング、 γ 変換等の処理、すなわちその後の画像データ生成のための前処理を行うもの、DSC17は画像メモリを有し、超音波ビームが得られる度にその画像メモリの所定アドレスへその信号を画像データ化して書き込むとともに、書き込まれた画像データを表示装置の表示走査に対応して読み出

す、いわゆる走査変換を行うもの、表示装置18はDSC17から出力された画像データを画像として表示するもの、そして、CPU19は以上の構成要件を制御するものである。

【0017】図3は送波部11の概略構成を示すブロック図である。送波部11はパルス発生回路111と送波遅延回路112と増幅回路113とから成り、これらの各回路は制御部19から出力される制御信号によって、Bモード用、CFM用、更にはハーモニクイメージング用、造影剤破壊用の送波信号を出力する。これらの送波信号の波形並びに周波数に関するデータはメモリ114に記憶されている。このメモリ114に記憶されたデータは、モード設定器が操作されると、そのモード設定信号がCPU19へ入力され、CPU19からそれに応じた波形、振幅並びに周波数のデータを選択する信号がメモリ114へ出力され、選択された波形、振幅並びに周波数のデータがパルス発生回路111へ出力されることで、設定されたモード用の送波信号がパルス発生回路111から出力される。

【0018】次に、ハーモニクイメージング用の高調波信号抽出部の概略構成の一例を図4によって説明する。超音波造影剤から反射されたエコー信号は高調波成分を含むが、同一方向へ2回送波して得られる2つのエコー信号における基本波の位相が π (rad) ずれるようにして各送波のエコー信号を計測し、それらを加算処理することで基本波成分を相殺し高調波成分を抽出することができる。このために、受波整相部15の後段に高調波検出部21が設けられている。高調波検出部21は入力部211とバッファメモリ212と加算回路213とから成り、受波整相部15から出力された1回目のエコー信号をバッファメモリ212へ一時的に保持し、次いで2回目のエコー信号がこの高調波検出部21へ入力されると、バッファメモリ212から1回目のエコー信号が加算回路213へ出力され、加算回路213において1回目のエコー信号と2回目のエコー信号との加算処理または減算処理が行われる。これによってエコー信号から基本波成分を除いた信号を取出し、その基本波成分を除かれたエコー信号をバンドパスフィルタまたはハイパスフィルタ等のフィルタにより基本波成分の整数倍の周波数を持ったエコー信号を抽出する。

【0019】図1は超音波探触子の外観を示している。探触子1は探触子本体2とケーブル3とコネクタ4から成る。探触子本体2は、操作者が検査時に握るケーシング201と、このケーシング201内に収容された配列振動子とこの配列振動子の超音波送受信方向に積層された音響整合層、音響レンズ並びに配列振動子の背面に設けられた吸音材とを備えるとともに、ケーシング201の側面に設けられたモード切換器202とから成る。ここに、ケーシング201内に設けられた配列振動子、音響整合層、音響レンズ並びに吸音材は公知のものであるので説明は省略する。

【0020】モード切換器202は、操作者がこれを操作

することにより超音波探触子から送波される超音波の振幅、周波数を含む波形を操作されたスイッチに応じたもののへ切り換える信号を超音波診断装置本体へ出力させるもので、本実施形態では複数のスイッチ202a, 202b, 202cが並んで設けられている。これらのスイッチのうち、スイッチ202aは送波モード(走査モードを含む)をBモードへ、スイッチ202bは送波モード(走査モードを含む)をハーモニクイメージングへ、スイッチ202cは送波モード(走査モードを含む)を造影剤破壊モードへ設定するもので、これらのスイッチは択一的に回路を開路することができる。

【0021】ケーブル3は探触子1と超音波診断装置本体10とを接続し、本体10から探触子1へ駆動信号を供給し、探触子1から本体10へエコー信号を供給するものである。このケーブル3には探触子内の超音波振動子の信号電極へ駆動信号を供給する複数の同軸ケーブルと、超音波振動子のグランド電極へ接続される同軸ケーブルと、前記モード切換器202へ接続される信号線等を含んで望ましくは1本の被覆ケーブルに形成されている。このケーブル3の探触子側とは逆の端部に本体10との接続用コネクタ4Aが取り付けられている。前記接続用コネクタ4Aのコネクタピンへ接続された信号線のうち、超音波振動子の信号電極への信号伝送ラインは本体側コネクタ4Bを介して振動子切換回路へ接続され、また振動子のグランド電極からのラインは本体側コネクタ4Bを介して本体のアースへ接続される。そして、モード切換器202へ接続された信号線は、本体側コネクタ4Bを介して制御部19へ接続される。

【0022】次に、上記の如く構成された本発明の超音波探触子及び超音波診断装置の動作説明を行う。操作者は、まず検査部位を超音波画像としてモニタ18の画面へ表示させるために、走査モードをBモードに設定して被検体に対し探触子1を当てて超音波送受信を行う。このときのモード設定は探触子1に設けられたモード切換器202aを操作するか、またはこのBモードの設定については従来から装置本体10の操作部20に設けられた操作器を操作しても良い。この操作により、モード設定信号がCPU19へ入力される。そしてこのモード設定信号を受け取ると、CPU19は送波部11、高調波抽出部21、信号処理部16へBモード用の送受信処理指令を発する。次に操作者は、検査部位の深さに対応する送波フォーカス深度を経験的な数値で設定し、その後、超音波走査開始指令を操作部20から入力する。

【0023】この指令が入力すると、CPU19は送波部11へ送波信号の出力指令を発する。すると、送波部11内のパルス発生器111がパルス信号を発生する。このパルス信号は、Bモード像を取得するための波形(周波数、振幅)を有したものである。このパルス信号は送波遅延回路112へ入力される。この時には、送波遅延回路112には前記送波フォーカス深度設定信号がCPU19から供給され

ており、探触子1において駆動される振動子毎に遅延時間が設定されている。このため、前記パルス信号は個々の振動子対応でそれらの遅延時間だけ遅れさせられてこの送波遅延回路112から出力される。そして、各振動子を駆動するための送波信号は、増幅回路113で増幅され、送受切換器12、振動子切換回路13、コネクタ4及び探触子ケーブル3を介して、探触子1内の最初の超音波ビームを形成するために駆動される振動子へ振動子切換回路13によって選択的に供給される。

【0024】選択された各振動子へ前記遅延時間をもって送波信号が供給されると、各振動子が時間差をもって振動し、超音波パルスが生体内へ送信される。生体内へ伝播した超音波は臓器や組織の異なる境界で反射し、探触子の方向へ反射したエコーが振動子で受信される。受信されたエコーは、振動子で電気信号（エコー信号）に変換され、送受切換器12を介して受信増幅器14で増幅され、受波整相回路15で整相加算処理され超音波ビーム信号とされる。この超音波ビーム信号は高調波抽出部21を迂回して信号処理回路16へ入力され、対数圧縮、検波、フィルタリング処理等の画像化前処理を施され、DSC17へ入力される。DSC17へ入力されたエコー信号はビーム信号単位でメモリの所定アドレス領域へ記憶される。以上で1本の超音波ビームの取り込みが終わる。

【0025】次に、CPU19は振動子切換回路13へ前回の超音波ビームの隣に位置するビーム上の信号を計測するための信号を出力する。この信号は、例えばリアルタイム走査の場合には、振動子の切換信号であり振動子群が1個ずつ選択接続される。そして前回と同様に送受信が行われる。そして取り込まれたエコー信号はDSC17のメモリ内における前記1回目の受信ビームの隣接アドレスへ記憶される。

【0026】それ以後も送受信方向を変えて繰り返して送受信動作が行われ、DSC17へ超音波画像データが形成される。この超音波画像データはモニタ18の表示走査に同期してDSC17から読み出され、モニタ18の画面へ超音波像として表示される。超音波画像の取り込みはそれ以後も継続して30フレーム／秒程度で行われるので、操作者はほぼリアルタイムで画像を継続して観察することができる。操作者は表示された画像を観察しながら、探触子1の位置を変えて検査部位を探り当て、そして検査部位が表示された位置で探触子の位置を止めて保持する。

【0027】この状態で、被検体へ超音波造影剤が注入される。造影剤は血流とともに体内を循環して、ある時間経過後に検査部位へ到達することとなる。操作者はこの造影剤が研さ部位へ到達する時間を経験的に推定し、造影剤が検査部位へ到達する少し前に、ハーモニクイメーシングモード設定器202bを操作して、超音波走査モードをハーモニクイメーシングモードに設定する。このBモードからハーモニクイメーシングモードへのモード切換えは、超音波探触子1に設けられたハーモニク

イメーシングモード設定器202bを指で操作することで行われる。したがって、操作者は従来装置における操作のように、体を捻って、探触子から視線を外して、超音波診断装置本体の操作部に設けられたモード切換えスイッチを操作する必要がない。このことから、操作者は探触子の位置を検査部位へ向けて保持したままモード切換えの操作ができる。

【0028】ハーモニクイメーシングモード設定器202bから出力されたモード切換え信号が探触子ケーブル3、コネクタ4を介してCPU19へ入力されると、CPU19は、送波部11へはパルス発生部111からハーモニクイメーシング用の送波信号を発生するように指令を発生し、また高調波抽出部21へは動作指令を発生する。CPU19から送波信号発生指令を受けた送波部11はハーモニクイメーシング用の第1のパルス波形を有したパルス信号（以下、THI用第1パルスと記す。）を出力する。このTHI用第1パルスはBモードのパルス波形とは周波数、振幅等が異なったハーモニクイメーシングに適した波形とされている。そして、このTHI用第1パルスはBモード走査時と同様に、送波遅延回路112、増幅回路113、送受切換器12、振動子切換回路13、コネクタ4を介して探触子1へ供給される。この際、必要に応じて、増幅回路113において入力したパルス信号を適度な利得で増幅し、探触子1から送信される超音波の強度をBモード走査時と比較し変更しても良い。なお、探触子1から超音波パルスが被検体内へ送信されるが、この送信はBモード走査時と同じフォーカス深度をもって行われる。

【0029】被検体内へ送信されたTHI用超音波パルスは生体内を伝播し、そのエコーが探触子1により受信される。探触子内の振動子でそのエコーが電気信号に変換されエコー信号として出力される。そのエコー信号は受波増幅器14、受波整相回路15で受信ビーム信号とされ、高調波抽出部21へ入力される。高調波抽出部へ入力されたエコー信号は信号処理回路16へ出力されるとともに入力部211を介してバッファメモリ202へ保持され、次のエコー信号が入力されるのを待つ。この時に信号処理回路16へ出力されたエコー信号は画像データ化されてDSC17のメモリ内へ記憶される。

【0030】CPU19は以上の第1回目の送受信に次いで超音波ビームを同一方向へ送信させる。第1回目と同一方向への第2回目の送信においては、送波部11から出力させる送信信号を第1回目の送信信号と π (rad) だけ位相がずれた、すなわち第1回目の送波信号に対し位相が反転した波形とされる。

【0031】この第2回目の受信ビーム信号が高調波抽出部21へ入力されると、第1回目の受信ビーム信号がバッファメモリ212から読み出され、第1回目と第2回目の各受信ビーム信号が加算回路213へ入力され、加算回路213においてこれら2つの信号の加算処理が行われる。2つの信号が加算されると、信号同志は位相が π (rad) ず

れた送波信号で計測されたものであるから、それらの信号中の基本波成分が相殺されて、信号中の基本波成分を除く高調波成分が抽出される。この抽出された高調波信号はバンドパスフィルタ214へ入力され、基本波の周波数の整数倍、例えば2倍や3倍の周波数を中心周波数として所定の帯域を有した信号のみが更に抽出される。この抽出された高調波信号は信号処理回路16へ出力され、画像化前処理が施され、DSC17のメモリの所定アドレス領域へ記憶される。以上の超音波送受信動作の送受信ビーム方向を順次変更しながら送受信を繰り返し行って探触子の撮像視野を超音波走査する。この超音波走査は繰り返し行われる。これによってDSC17のメモリ内にはハーモニクイメージング走査における基本波イメージと高調波イメージ（ハーモニクイメージ）が得られる。これらの基本波イメージと高調波イメージとのおおのの画像データはDSC17から読み出されて、モニタ18の画面へ、画面分割されて、または重畳されて表示される。

【0032】この走査中に造影剤が撮像視野内に入ってくる。すると、探触子1から送信された超音波パルスが造影剤へ照射される。造影剤はマイクロバブルと称され、微細な気泡の集合体であり、これに超音波が照射されると、気泡が収縮、膨張による振動をし、結果として送信された超音波の周波数とこの気泡の収縮、膨張の振動波（高調波）が加算されたエコーを発生する。通常の造影剤を用いない撮像においても高調波は生ずるが、通常の撮像ではフィルタリングによって高調波を除去した画像を得ている。造影剤はその収縮、膨張による高調波を強調する機能を持っているため、探触子で受信されたエコーは高調波が強調されている。したがって、造影剤が検査部位へ到達した後もハーモニクイメージングモードで検査部位を超音波走査すると、同一方向に対し2回の送受信により高調波抽出部21から所定帯域の周波数を有し強調された高調波が出力され、DSC17で造影剤の存在する部位が高輝度値のハーモニクイメージデータとして形成され、そしてそのイメージデータはDSC17から読み出され、前述の如くモニタ18の画面へ画像として表示される。

【0033】このハーモニクイメージング走査によって取得された高調波イメージによって、医師は従来のBモードやCFMモードでは観察がしにくい冠状動脈や肝臓の診断を行うことができる。

【0034】超音波造影剤は1回の撮影において使用する量に限りがあるので、注入された造影剤が検査部位を通過してしまうとハーモニクイメージングモードでの検査は終了することとなる。

【0035】ハーモニクイメージングのために生体内へ注入された超音波造影剤は時間が経過すれば自然に血液内に吸収されたり自然破壊して消滅すると言われているが、生体内へ注入された造影剤は生体への影響を考慮すると、なるべく速やかに強制的に破壊してしまうこと*

が望ましいという報告もある。そこで本発明の超音波診断装置では、探触子へ造影剤を破壊するための超音波送信モードを設定するモード設定器202cを設けている。この破壊モードが選択されると、CPU19から送波部11へ指令が送られて、探触子から送波される超音波のエネルギーを高めるようになっている。この高エネルギーの超音波を送信することは、送波パルス発生部111から出力されるパルス信号の周波数を変化させること、波形の振幅を大きくすること、またはノ及び増幅回路113における増幅率を更に高めることでなされる。これらの制御をCPU19からの指令信号で行う。そして、この高エネルギーの超音波ビームで生体内を走査することで造影剤が破壊される。

【0036】本発明では、図1で説明したように、この破壊モード設定器202cを探触子1のケーシングを握った操作者が指で操作できる位置へ設けた。こうすることによって、ハーモニクイメージングが終了した後、直ちに造影剤を破壊する位置へ探触子を移動する最中にも造影剤破壊モードへ切換えることができる。

【0037】

【発明の効果】以上のべたように、本発明によれば、超音波送受信モードをハーモニクイメージングモード及びノまたは造影剤破壊モードに設定するための切換器を探触子の操作者が握るケーシングへ設けたので、操作者が探触子を握ったまま超音波の送信モードをBモードからハーモニクイメージングモードへ切換えることができ、またハーモニクイメージングモードから造影剤破壊モードへ切換えることができる。したがって、ハーモニクイメージングモードの設定のために操作者が検査部位へ向けて探触子を位置決めしたまま、ハーモニクイメージングへ入ることができる。また、造影剤を破壊するための位置へ探触子を移動しながら破壊モードへ切換えることができるので、生体に対する造影剤の影響を最小限にすることができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明における一実施形態の超音波探触子の外観を示す斜視図。

【図2】本発明における一実施形態の超音波診断装置の概略構成を示すブロック図。

【図3】図2に示す送波部の一実施形態の詳細な構成を示すブロック図。

【図4】図2に示す高調波抽出部の一実施形態の詳細な構成を示すブロック図。

【符号の説明】

1 ...超音波探触子

2 ...探触子本体

3 ...ケーブル

4 ...コネクタ

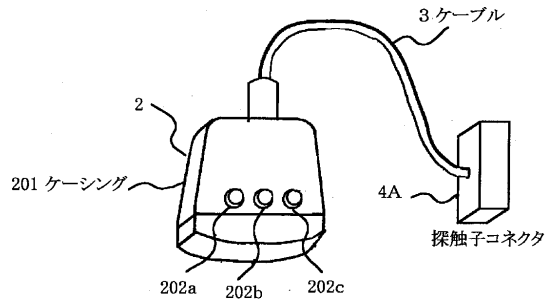
10 ...超音波診断装置本体

11 ...送波部

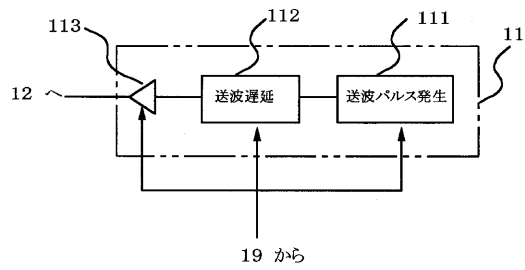
19...CPU
21...高調波抽出部
201...ケーシング

*202a...Bモード設定器
202b...ハーモニクイメーシングモード設定器
* 202c...造影剤破壊モード設定器

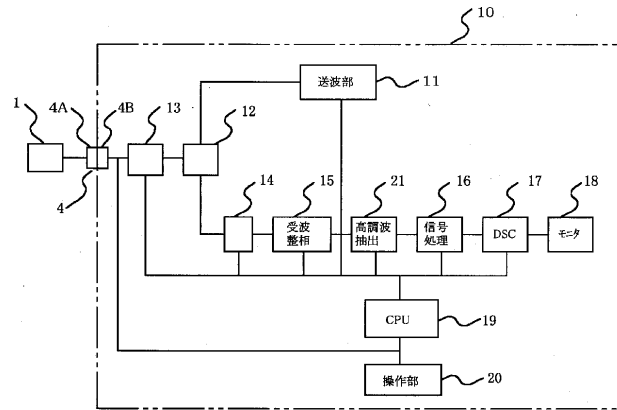
【図1】



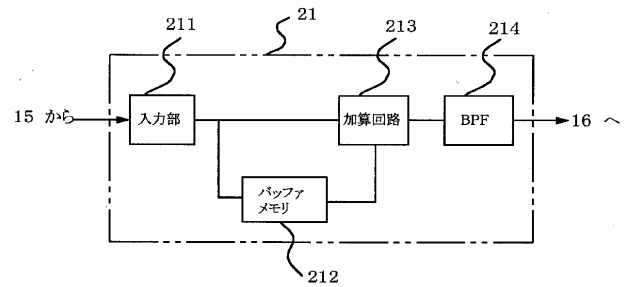
【図3】



【図2】



【図4】



专利名称(译)	超声波探头和使用它的超声波装置		
公开(公告)号	JP2002301075A	公开(公告)日	2002-10-15
申请号	JP2001108517	申请日	2001-04-06
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立メディコ		
[标]发明人	松村 剛		
发明人	松村 剛		
IPC分类号	G01N29/24 A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00 G01N29/24 A61B8/14		
F-TERM分类号	2G047/AC13 2G047/BA03 2G047/BB04 2G047/BC13 2G047/CA01 2G047/DA02 2G047/EA10 2G047/EA12 2G047/GA01 2G047/GF06 4C301/AA02 4C301/BB23 4C301/CC02 4C301/DD11 4C301/EE01 4C301/EE07 4C301/EE13 4C301/GA01 4C301/GA20 4C601/BB05 4C601/BB06 4C601/BB07 4C601/DE06 4C601/DE07 4C601/DE08 4C601/DE10 4C601/EE01 4C601/EE04 4C601/EE11 4C601/GA01 4C601/KK12		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：在将超声造影剂施用于受检者并且在B模式下将探头的位置定位在图像中之后，在操作中要保持已定位的探头的位置，并且将模式转换为谐波成像。我将能够进行过渡。解决方案：探头1的外壳201配备有B模式设置设备202a，谐波成像模式设置设备202b和造影剂破坏模式设置设备202c，以便操作人员可以在握住探头的同时进行操作。用于传输开关的输出的控制线被设置到探针电缆3，并且该控制线通过探针连接器4A和超声诊断设备主体侧连接器被设置到主体10中的中央处理单元（CPU）。当CPU 19接收到每个设置设备的输出时，CPU 19将命令发送到发送单元11，以根据操作的设置设备输出发送信号。

