

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第3896059号
(P3896059)

(45) 発行日 平成19年3月22日(2007.3.22)

(24) 登録日 平成18年12月22日(2006.12.22)

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

請求項の数 1 (全 11 頁)

(21) 出願番号	特願2002-283392 (P2002-283392)	(73) 特許権者	300019238
(22) 出願日	平成14年9月27日(2002.9.27)		ジーイー・メディカル・システムズ・グロ
(65) 公開番号	特開2004-113608 (P2004-113608A)		ーバル・テクノロジー・カンパニー・エル
(43) 公開日	平成16年4月15日(2004.4.15)		エルシー
審査請求日	平成16年12月16日(2004.12.16)		アメリカ合衆国・ウィスコンシン州・53
			188・ワウケシャ・ノース・グランドヴ
			ュー・ブルバード・ダブリュー・710
			・3000
		(74) 代理人	100097087
			弁理士 ▲高▼須 宏
		(72) 発明者	橋本 浩
			東京都日野市旭が丘4丁目7番地の127
			ジーイー横河メディカルシステム株式会
			社内

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】

超音波探触子と、

該超音波探触子を駆動して被検体に対して超音波を送受信する送受信手段であって、超音波走査領域の方位分解能を可変にすると共に所定の方位分解能が得られる超音波進行方向の幅を可変にするように構成されている送受信手段と、

前記送受信手段により受信された超音波のデータに基づきBモード画像を生成するBモード処理手段と、

撮影開始から所定時間経過までは、相対的に高い方位分解能が得られるよう超音波進行方向の幅を狭くするように前記送受信手段を制御し、前記所定時間経過後は、相対的に低い方位分解能が得られるよう超音波進行方向の幅を広くするように前記送受信手段を制御する制御手段とを備えた超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は超音波診断装置に関し、更に詳しくは血管を含む臓器等の超音波造影診断に適用して好適なる超音波診断装置に関する。

【0002】

【従来の技術】

従来より、超音波診断装置を用い、かつ超音波造影剤(マイクロバブル)を併用すること

10

20

で、血管を含む各種臓器の超音波断層映像を観測することが行われる。一例の臓器として肝臓の機能を説明すると、胃や小腸、大腸等から吸収された養分は門脈を通過して肝臓に入る。門脈は肝細胞の間をぬって細かく（細い血管に）枝分れしており、養分を含む血液を肝臓の隅々に送り込む。養分は肝細胞の中に取り込まれ、そこで生体に必要な物質に再合成される。再合成された物質は再び血中に戻され、更に肝静脈、大静脈に入って心臓に戻り、体の各部に運ばれる。

【0003】

このような肝臓の超音波断層映像を観測する場合は、通常は、腕から静脈に造影剤を投与すると共に、肝門脈への血流の流れ及び肝組織への血液の浸透状態を継続的に観測する。この場合に、検者（医師等）の立場で考えると、観測の初期相では、細い血管の血流を詳細に観測するため、解像度は高いほうがよい。一方、観測の後期相では、血液が広く肝組織に貯留された状態をまんべんなく観測するため、多少解像度が落ちて、より広い領域をくまなく観測したい。

10

【0004】

このような状況の下、従来は、関心部位を探るためのスクリーニングモードと、関心部位の詳細検査を行うための詳細検査モードとを備え、スクリーニングモードの場合はフォーカス点を少なくすると共に、フレームレートを上げ、かつ超音波ビームを厚くし、また詳細検査モードの場合はフォーカス点を多くすると共に、フレームレートを下げ、かつ超音波ビームを薄くするものが知られている（例えば特許文献1）。

【0005】

【特許文献1】

特開2000-279410号公報（要約、図2）。

20

【0006】

【発明が解決しようとする課題】

しかし、上記従来の超音波診断装置では、一回の撮影を通して何れか一つの撮影モードしか選択できないため、診断の目的に応じた多様な観測を行えなかった。即ち、例えば上記肝臓の撮影に際して、もし詳細検査モードを選択すると、観測の早期相では、門脈及びその末端の細い血管に流れる血流を詳細に観測できるが、観測の後期相では、観測領域が狭いため、血液が肝臓の全体に貯留される状態を広く観測できない。また、もしスクリーニングモードを選択すると、上記とは逆に観測の早期相では細い血管を流れる血流の状態を詳細には観測できない。

30

【0007】

本発明は上記従来技術の問題点に鑑みなされたもので、その目的とする所は、一回の撮影を通して診断の目的に応じた多様な観測が可能となる超音波診断装置を提供することにある。

【0011】

【課題を解決するための手段】

本発明の第1の態様による超音波診断装置は、超音波探触子と、該超音波探触子を駆動して被検体に対して超音波を送受信する送受信手段であって、超音波走査領域の方位分解能を可変にすると共に所定の方位分解能が得られる超音波進行方向の幅を可変にするように構成されている送受信手段と、前記送受信手段により受信された超音波のデータに基づきBモード画像を生成するBモード処理手段と、撮影開始から所定時間経過までは、相対的に高い方位分解能が得られるよう超音波進行方向の幅を狭くするように前記送受信手段を制御し、前記所定時間経過後は、相対的に低い方位分解能が得られるよう超音波進行方向の幅を広くするように前記送受信手段を制御する制御手段とを備えたものである。

40

【0012】

本発明によれば、一回の撮影を通して、その注目すべき観点が変化するような観測対象（例えば血管と臓器等）を異なる空間分解能で撮影することにより、診断の目的に応じた多様な観測が可能となる。なお、好ましくは、超音波撮影は、上記空間分解能以外にも、複数音線をバースト送信する際のフレームレート、複数音線を間欠送信する際の間欠間隔

50

、超音波信号の送信パワー、超音波信号の受信ゲイン、超音波信号の受信ダイナミックレンジ及び超音波診断影像のイメージングモードに関する制御情報のうちの何れか1又は2以上の組合せに従って行うことにより、多様な観測対象に容易に適應できる。

【0013】

また本発明によれば、送受信手段は、超音波走査領域の方位分解能を可変に構成されているため、1次元アレイ振動子を有するような超音波探触子1を用いて本発明を有効に実現できる。

【0014】

更に、送受信手段は、所定以上の方位分解能が得られる超音波進行方向の幅を可変に構成されているため、狭い領域を高分解能で詳細に観測し、かつ広い領域を低分解能で大まかに観測することが容易に可能となる。

10

【0015】

また、制御手段は、撮影開始から所定時間経過までを相対的に高分解能かつ超音波進行方向に狭い幅で撮影制御し、その後は相対的に低分解能かつ超音波進行方向に広い幅で撮影制御するため、これを例えば肝臓の造影診断に適用すると、造影開始後の早期相では、狭い走査領域の血流映像が高解像度で得られ、その後は、解像度が多少低下するが、血液が肝組織に浸透した状態を広い走査領域で全体的にもれなく観測できる。

【0016】

また本発明の他の態様による超音波診断装置は、超音波探触子と、前記超音波探触子を駆動して被検体に対して超音波を送受信する送受信手段と、前記送受信手段によりハーモニックBモード用の駆動信号を送信して受信した超音波のデータに基づきハーモニックBモード画像を生成して画面に表示するハーモニックBモード処理手段と、前記送受信手段によりドプラモード用の駆動信号を送信して受信した超音波のデータに基づきドプラモード画像を生成して画面に表示するドプラモード処理手段と、撮影開始からの時間経過に応じて前記ハーモニックBモードによる撮影制御と前記ドプラモードによる撮影制御とを切替える制御手段とを備えるものである。

20

【0017】

本発明によれば、一回の撮影を通して、その注目すべき観点が変化するような観測対象（例えば血管と臓器等）を異なるイメージングモードで撮影することにより、診断の目的に応じた多様な観測が可能となる。

30

【0018】

好ましくは、制御手段は、撮影開始から所定時間の経過までをハーモニックBモードにより撮影制御し、その後はドプラモードにより撮影制御するものである。従って、例えば造影開始後の比較的高速な血流状態をハーモニックBモードにより高感度、高解像度で観測でき、かつその後の、血液が周囲の組織に徐々に浸透してゆくような状態を、ドプラモードにより広い範囲に渡って高感度で観測できる。

【0019】

また好ましくは、制御手段は、撮影開始から所定時間の経過までを相対的に高フレームレートで撮影制御し、その後は相対的に低フレームレートで撮影制御する。従って、速い血流状態を高フレームレートでリアルタイムに観測できると共に、遅い血流状態を、破壊前の造影剤の浸透を待って、効率よく観測できる。

40

【0020】

また好ましくは、制御手段は、撮影開始から所定時間経過までを所定のフレームレートで撮影制御し、続く所定時間経過までは超音波送信を停止し、その後に撮影制御を再開する。従って、この停止時間を利用して、破壊前の造影剤が組織に万遍無く貯留され、その後の映像を高感度で取得できる。

【0021】

【発明の実施の形態】

以下、添付図面に従って本発明に好適なる複数の実施の形態を詳細に説明する。なお、全図を通して同一符号は同一又は相当部分を示すものとする。図2は実施の形態による超音

50

波診断装置のブロック図であり、図において、100は超音波探触子、200は本体部、300は超音波診断映像等の表示部(CRT)、400はキーボードや各種操作ボタン等を備えるコンソール(CSL)である。

【0022】

本体部200において、10は超音波駆動信号の送信制御部(T)、20は超音波反射信号の受信部(R)、40は受信信号の信号処理部、51は処理信号の画像メモリ、52は超音波診断映像の表示制御部、61は装置の主制御・処理を行うCPU、61AはCPU内蔵のタイマ、62はCPUが使用するRAM、ROM等からなる主メモリ(MM)、62Aは超音波撮影制御に関する所定のパラメータ情報(超音波探触子の送受信開口、複数音線をバースト送信する際のフレームレート、複数音線を間欠送信する際の間欠間隔、超音波信号の送信パワー、超音波信号の受信ゲイン、超音波信号の受信ダイナミックレンジ及び超音波診断映像のイメージングモード等に関する制御情報のうちの1又は2以上の組合せ)を時系列に記憶したテーブル、63はハードディスク装置等からなる二次記憶装置(DSK)、64はCPUの共通バスである。

10

【0023】

信号処理部40には、公知の各種撮影モードに従う信号処理部(通常のBモード処理部41、パルスインバージョン方式によるハーモニックBモード処理部42、パワードプラモード処理部43等)が含まれる。また、コンソール400を介して、予め診断の目的に応じた超音波撮影制御に関する所定のパラメータ情報を時系列に設定可能である。又は、予め時系列に設定され、かつテーブル62Aに記憶されている複数種のパラメータ情報を、診断の目的に応じて選択可能である。更に、コンソール400は、不図示の造影開始キーを備えており、医師等が造影剤の投与を契機に該キーを押すと、これをCPU61が検知して、タイマ61Aが起動される。CPU61は、測定開始からの時間経過(タイマ61Aの進行)に応じて、テーブル62Aのパラメータ情報を時系列に読み出し、該パラメータ情報に基づいて超音波撮影制御を行う。

20

【0024】

図3は超音波探触子の空間分解能を説明する図であり、1次元アレイ振動子を有する超音波探触子への適用例を説明する。図3(A)に超音波探触子の斜視図を示す。この超音波探触子100は、多数の超音波振動子(圧電素子)101が1列に配列された構造を有しており、その空間分解能は、方位分解能と、スライス方向分解能と、距離分解能とで表される。方位分解能は、超音波走査(SCAN)方向の分解能を表し、超音波の波面が一点(焦点)に収束するようにパルス駆動時間を遅延制御する所謂電子フォーカス法により実現される。スライス方向分解能は、超音波断層像の厚み方向の分解能を表し、音響レンズにより固定的に実現される。そして、距離分解能は、超音波進行方向の分解能を表し、超音波駆動パルスによって決まる。

30

【0025】

図3(B)に超音波探触子100のにより形成される音場と送受信開口の関係を示す。計測に利用する遠距離音場では、開口D1が広いと、ビーム幅(方位分解能)d1は細くなるが、所要以上の解像度を維持できる焦点深度f1は短くなる。一方、開口D2が狭いと、焦点深度f2は長くなるが、ビーム幅(方位分解能)d2は太くなる。このような構成により、以下に肝臓(liver)の造影診断を行う場合の動作を具体的に説明する。

40

【0026】

図4は第1の実施の形態による撮影制御方法を説明する図であり、撮影の進行に伴い超音波探触子100の開口D(方位分解能)を変更する場合を示している。図4(A)に開口制御処理のフローチャートを示す。コンソール400の造影開始キーが入力されたとき、及びその後の定期的(タイマ61Aの各タイムアウト時)にこの処理に割込入力する。ステップS11では造影開始後の経過時間tを取得する。ステップS12では時間tでテーブル62Aを参照し、経過時間t対応する開口制御量Dを取得する。ステップS13では送受信部10Aに開口制御量Dを設定し、この処理を抜ける。

【0027】

50

図4(B)に開口制御用テーブル62Aのグラフィメージを示す。図において、横軸は造影開始後の経過時間 t (分)、縦軸は超音波探触子100の開口 D を表す。但し、最大開口時の開口 D を100%に正規化して示してある。今、一例の医療(撮影)目的が門脈への造影剤投与開始から肝組織への血液浸透過程を詳しく観察したいものとする、造影剤投与後の例えば30秒程度までは、映像範囲が狭くても良いから、細い血管における血流の詳細映像を高解像度で観察したい。また、それ以降は、多少分解能(解像度)が落ちて、血液が広く肝臓全体に浸透してゆく過程を、広範囲に観測したい。

【0028】

そこで、この例では $t = 0 \sim 30$ 秒を診断の早期相、30秒 \sim 1分を中期相、そして1分以降を後期相とし、各相で最適の方位分解能(空間分解能)を設定している。この場合に、例えば特性1は診断の早期相、中期相、後期相の各段階で開口 D が段階的に変化する例を示しており、これに伴い診断映像の解像度及び領域も段階的に変化する。一方、特性2は同区間に開口 D が滑らかに変化する例を示しており、これに伴い診断映像の解像度及び領域も滑らかに変化する。

10

【0029】

図5,図6は第1の実施の形態による超音波断層映像のイメージ図(1),(2)であり、造影開始後の超音波断層イメージが高解像度、狭領域の状態から低解像度、広領域の状態に移してゆく状態を示している。図5(A)に早期相の断層イメージを示す。早期相では超音波探触子100の開口 D が広く、空間分解能(解像度)が高いため、門脈に投与された造影剤が血流と共に末端の細い血管に運ばれていく様子を詳細に観測できる。

20

【0030】

図5(B)に中期相の断層イメージを示す。中期相では開口 D が上記の80%程度と域狭く、その空間分解能(解像度)は多少低くなるが、より広い範囲を比較的明瞭に観測できる。この状態では、門脈末端の細い血管からの血液が肝組織に貯留され始めて、その観測範囲が幾分広がると共に、一部の血流は門脈の末端から肝静脈の末端にバイパスされており、このような状態を引き続き比較的高解像度で観測できる。

【0031】

図6(A)に後期相前半(例えば $t = 1 \sim 2$ 分)の断層イメージを示す。後期相前半では開口 D が50%程度と狭く、その空間分解能(解像度)は低くなるが、その代わりに広範囲の観測をカバーできる。この状態では、門脈からの血液が肝組織(実質)の略全体に貯留されつつあり、そのような状態を引き続き広範囲で観測できる。

30

【0032】

図6(B)に後期相後半(例えば $t = 2$ 分以降)の断層イメージを示す。この状態では肝組織(実質)が十分に染まっている状態を観測できる反面、肝組織と門脈や静脈との間の区別は曖昧になっている。

【0033】

なお、上記第1の実施の形態では、超音波探触子100の方位分解能を変える場合を述べたが、これに限らない。他にもスライス方向分解能、距離分解能又はこれら3つの任意組み合わせを変えるように制御してもよい。

【0034】

図7,図8は第2の実施の形態による撮影制御方法を説明する図(1),(2)であり、観測の始めは高解像度が得られるハーモニックBモードで撮影し、次いで分解能は多少低下するが、広い範囲で高感度映像が得られるパワードブラモードで撮影する場合を示している。

40

【0035】

図7に撮影モード制御処理のフローチャートを示す。ステップS21では造影スタートキーの入力を待ち、やがて該キーが入力されると、ステップS22ではハーモニックBモードによる撮影を行う。このハーモニックBモードには、微強超音波の伝搬に伴い発生する高調波(歪み)成分を積極的に利用するところの公知の組織ハーモニックイメージング法や、媒質の非線形性を強調するところの公知のバブルハーモニックイメージング法が含ま

50

れる。次に組織ハーモニックイメージング法を概説する。

【0036】

図8(A)に1次元アレイ振動子を有する超音波探触子100で生成した超音波ビームの概形を示す。計測に利用する遠距離音場では、ビーム中央部の振幅が最強となるため、2次高調波が発生し易い領域となっている。このため、周囲の基本波通過領域に比べて、2次高調波の発生領域は格段に幅が狭くなっており、この2次高調波成分を積極的に画像化(非線形超音波イメージング)することにより、方位分解能(及びスライス方向分解能)が格段に向上する。

【0037】

図8(B)に上記組織ハーモニックイメージング法の改良形であるパルスインバージョン法の2次高調波抽出原理を示す。図において、まず音圧が高から低に変化するような正相の基本波パルスaを送信してそのエコー信号bを保存し、次に音圧が低から高に変化するような逆相の基本波パルスcを送信してそのエコー信号dを保存する。この場合に、音圧(温度)が高い部分の音波は速く伝わり、また音圧(温度)が低い部分の音波は遅く伝わる性質があるため、図示の如く、エコー信号bの波形は外側に伸び、またエコー信号dの波形は内側に縮むけいこうにある。そこで、各エコー信号b、dを単に加算することにより、2次高調波成分eのみが強調されて抽出される。

10

【0038】

次に、図示しないが、バブルハーモニックイメージング法について概説する。体内に注入されたマイクロバブル(造影剤)は音響インピーダンスの相違を強調して強い基本波エコー信号を生成すると共に、入射超音波との共振やキャビテーションによる破壊に伴い高調波信号を発生し、この高調波信号を画像化に利用できる。

20

【0039】

上記のいずれにしても、微強超音波が収束する狭い領域のエコー信号を利用することで、高い方位分解能(及びスライス方向分解能)が得られる。そこで、本第2の実施の形態では、観測の早期相では高解像度及び高コントラストが得られるハーモニックBモード(バブルを併用してよい)により撮影する。

【0040】

上位図7に戻り、ステップS23では造影開示後の所定時間T1(例えば1分)を経過したか否かを判別し、経過しない間はステップS22に戻り、ハーモニックBモードによる撮影を繰り返す。そして、やがて時間T1を経過すると、ステップS24に進み、今度はパワードプラモードにより撮影を行う。

30

【0041】

パワードプラモードによる撮影では、その方位分解能及び時間分解能は多少低下するが、広い範囲で高感度(高パワー)の映像が得られる。また同時に血流速及び方向の情報が得られる。ステップS25では撮影終了か否かを判別し、終了でない間はステップS24に戻り、パワードプラモードによる撮影を繰り返す。そして、やがてステップS25の判別で撮影終了になると、処理終了する。

【0042】

図9、図10は第3の実施の形態による撮影制御方法を説明する図(1)。(2)で、単位時間当りの走査フレーム数等のタイミング情報を変える場合を示している。なお、この場合の撮影モードについては、診断の最初から最後まで一貫して通常のBモード等を採用してもよいし、又は上記第1又は第2の実施の形態に従って開口Dや撮影モードを変更してもよい。

40

【0043】

図9(A)に撮影タイミング制御処理1のフローチャート、図9(B)にその一例の動作タイミングチャートを示す。ステップS31では造影スタートキーの入力を待ち、やがて該キーが入力されると、ステップS32では毎秒N1(例えば10)フレームの割合で撮影を行う。ステップS33では造影開示後の所定時間T2(例えば1分)を経過したか否かを判別し、経過しない間はステップS32に戻り、上記N1フレーム/secによる

50

撮影を繰り返す。従って、診断の早期相では、門脈及びその末端に血流（造影剤）が流れ込む状態を時間方向に高密度で観測できる。

【0044】

そして、やがて時間T2を経過すると、ステップS34に進み、今度は毎秒N2（例えば1）フレームの割合で撮影を行う。この場合に、新たに取得した1フレーム映像は画像メモリ51に記憶され、次の1フレーム映像が取得されるまでの間繰り返し表示される。従って、診断の後期相では、組織（肝細胞）に血液（造影剤）が貯留される状態を時間方向に低密度、かつ高コントラストで観測できる。

【0045】

図10(A)に撮影タイミング制御処理 2 のフローチャート、図10(B)にその一例の動作タイミングチャートを示す。ステップS41では造影スタートキーの入力を待ち、やがて該キーが入力されると、ステップS42では毎秒N3（例えば10）フレームの割合で撮影を行う。ステップS43では造影開示後の所定時間T3（例えば1分）を経過したか否かを判別し、経過しない間はステップS42に戻り、上記N3フレーム/secによる撮影を繰り返す。従って、診断の早期相では、門脈及びその末端に血流（造影剤）が流れ込む状態を時間方向に高密度で観測できる。

10

【0046】

そして、やがて時間T3を経過すると、ステップS44に進み、撮影を一時的に休止すると共に、ステップS45ではこの状態で所定時間T4（例えば造影開始から3分又は前記撮影休止から2分）の経過を待つ。この区間では、肝組織内に血液（造影剤）が十分に貯留される。そして、やがて時間T4を経過すると、ステップS46に進み、今度は毎秒N4（例えば10）フレームの割合で撮影（即ち、組織内に貯留されたバブルを一斉に破壊）する。従って、診断の後期相では、肝組織に十分に貯留された血液（造影剤）の状態を高感度で観測できる。

20

【0047】

なお、上記各実施の形態では肝臓診断への適用例を述べた、本発明の超音波診断装置は様々な部位の診断に適用可能である。

【0048】

また、上記各実施の形態では、超音波撮影の制御パラメータとして、超音波探触子の送受信開口、音線バースト送信のフレームレート、バースト送信の間欠制御、超音波診断映像のイメージングモードに関する制御パラメータを時系列に変更する場合を述べたが、これに限らない。他にも、診断の目的に応じて、超音波信号の送信パワー、超音波信号の受信ゲイン、超音波信号の受信ダイナミックレンジ等をと時系列に変更しても良い。

30

【0049】

また、上記本発明に好適なる複数の実施の形態を述べたが、本発明思想を逸脱しない範囲内で各部の構成、制御、処理及びこれらの組み合わせの様々な変更が行えることは言うまでも無い。

【0050】

【発明の効果】

以上述べた如く本発明によれば、一回の撮影を通して診断の目的に応じた多様な観測が可能となるため、超音波映像診断の利便性、信頼性向上に寄与するところが極めて大きい。

40

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の原理を説明する図である。

【図2】実施の形態による超音波診断装置のブロック図である。

【図3】一例の探触子の空間分解能を説明する図である。

【図4】第1の実施の形態による撮影制御方法を説明する図である。

【図5】第1の実施の形態による超音波断層映像のイメージ図(1)である。

【図6】第1の実施の形態による超音波断層映像のイメージ図(2)である。

【図7】第2の実施の形態による撮影制御方法を説明する図(1)である。

【図8】第2の実施の形態による撮影制御方法を説明する図(2)である。

50

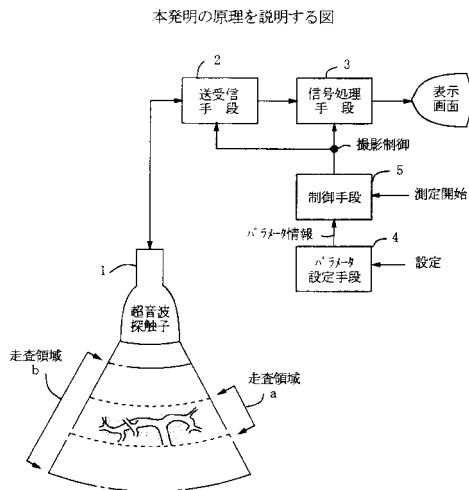
【図9】第3の実施の形態による撮影制御方法を説明する図(1)である。

【図10】第3の実施の形態による撮影制御方法を説明する図(2)である。

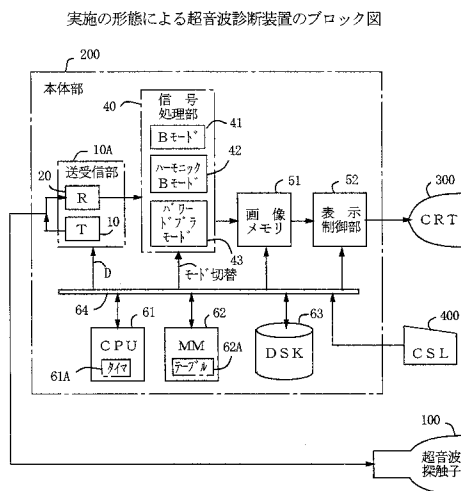
【符号の説明】

- 10 送信制御部(T)
- 20 受信部(R)
- 40 信号処理部
- 41 Bモード処理部
- 42 ハーモニックBモード処理部
- 43 パワードプラモード処理部
- 51 画像メモリ
- 52 表示制御部
- 61 CPU
- 62 主メモリ(MM)
- 63 二次記憶装置(DSK)
- 100 超音波探触子
- 200 装置本体
- 300 表示部(CRT)
- 400 コンソール(CSL)

【図1】

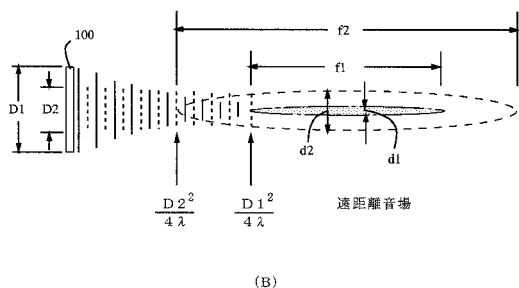
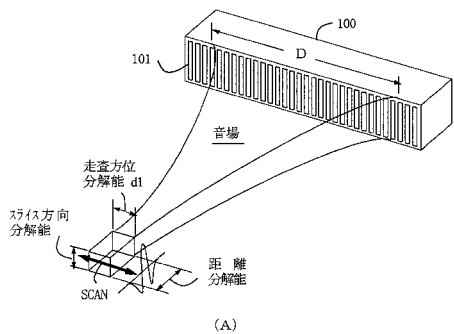


【図2】



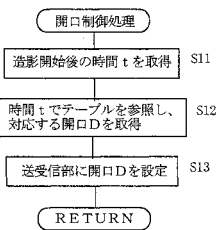
【 図 3 】

超音波探触子の空間分解能を説明する図

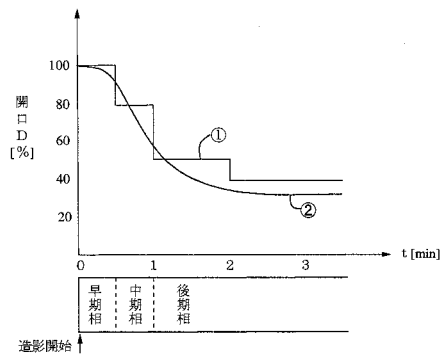


【 図 4 】

第1の実施の形態による撮影制御方法を説明する図



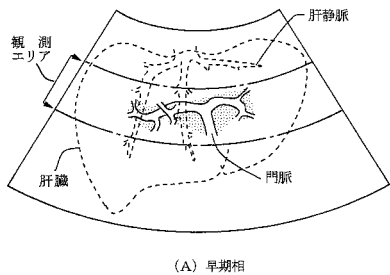
(A) フローチャート



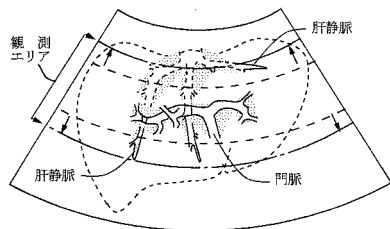
(B) 開口制御用テーブル

【 図 5 】

第1の実施の形態による超音波断層映像のイメージ図 (1)



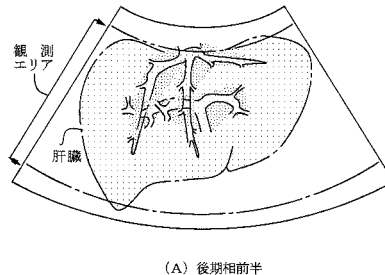
(A) 早期相



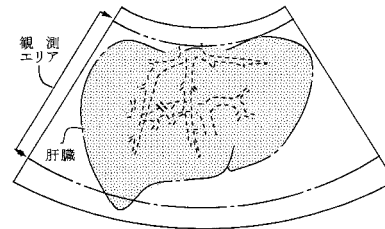
(B) 中期相

【 図 6 】

第1の実施の形態による超音波断層映像のイメージ図 (2)



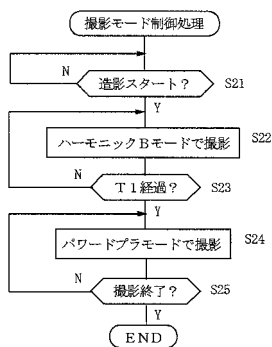
(A) 後期相前半



(B) 後期相後半

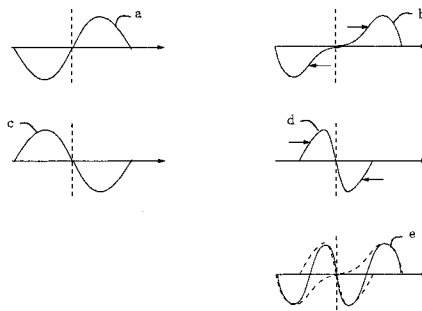
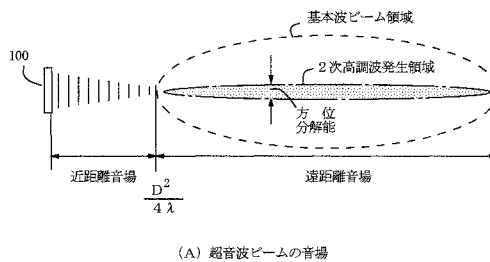
【 図 7 】

第2の実施の形態による撮影制御方法を説明する図(1)



【 図 8 】

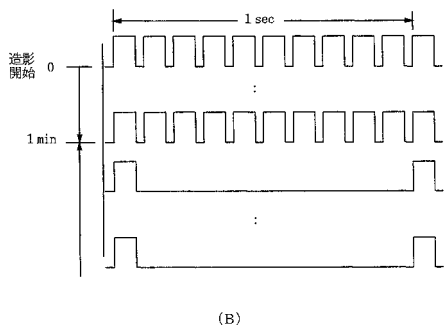
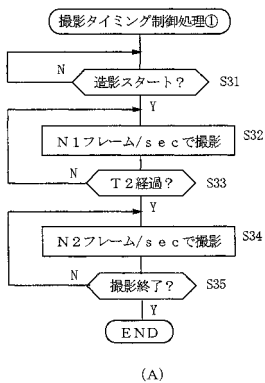
第2の実施の形態による撮影制御方法を説明する図(2)



(B) パルスインバージョン法

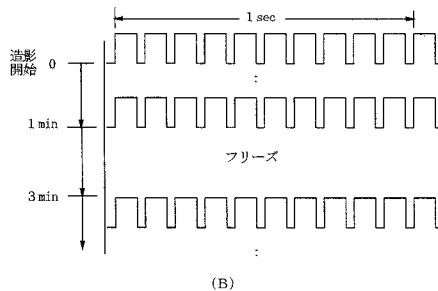
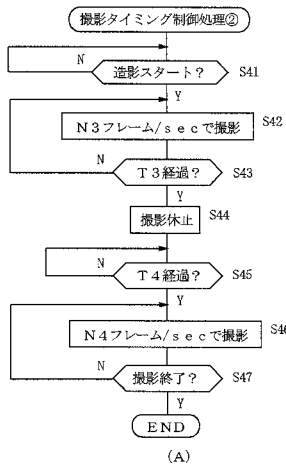
【 図 9 】

第3の実施の形態による撮影制御方法を説明する図(1)



【 図 10 】

第3の実施の形態による撮影制御方法を説明する図(2)



フロントページの続き

審査官 右 高 孝幸

- (56)参考文献 特開昭62 - 11437 (J P , A)
特開平4 - 152939 (J P , A)
特開平6 - 217981 (J P , A)
特開平8 - 336532 (J P , A)
特開2000 - 279410 (J P , A)
特開2001 - 269344 (J P , A)
特開2002 - 28160 (J P , A)
特開2002 - 95640 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B名)

A61B 8/00

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP3896059B2	公开(公告)日	2007-03-22
申请号	JP2002283392	申请日	2002-09-27
申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术公司有限责任公司		
当前申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术公司有限责任公司		
[标]发明人	橋本浩		
发明人	橋本 浩		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C301/EE14 4C301/HH02 4C301/HH03 4C301/HH13 4C301/JB11 4C601/HH04 4C601/HH05 4C601/HH14 4C601/HH22 4C601/JB11		
其他公开文献	JP2004113608A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：通过单一拍摄进行符合诊断目的的多样化观察。
 ŽSOLUTION：超声波诊断仪器包括：超声波探头1;发送/接收装置2，用于驱动超声波探头，以便向对象发送/接收超声波;信号处理装置3，用于根据接收的超声波的数据产生规定的超声波图像，并在屏幕上显示图像;参数设定装置4，用于按时间顺序设定有关超声波拍摄控制的规定参数信息;控制装置5用于响应于从测量开始起经过的时间和按照参数信息控制超声波拍摄，按时间顺序读取设定参数信息。Ž

【 图 2 】

