

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5159885号
(P5159885)

(45) 発行日 平成25年3月13日(2013.3.13)

(24) 登録日 平成24年12月21日(2012.12.21)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/06 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/06

請求項の数 7 (全 13 頁)

(21) 出願番号	特願2010-524675 (P2010-524675)	(73) 特許権者	000005108
(86) (22) 出願日	平成21年2月18日(2009.2.18)		株式会社日立製作所
(86) 国際出願番号	PCT/JP2009/052767		東京都千代田区丸の内一丁目6番6号
(87) 国際公開番号	W02010/018692	(74) 代理人	100091096
(87) 国際公開日	平成22年2月18日(2010.2.18)		弁理士 平木 祐輔
審査請求日	平成23年1月5日(2011.1.5)	(74) 代理人	100105463
(31) 優先権主張番号	特願2008-207599 (P2008-207599)		弁理士 関谷 三男
(32) 優先日	平成20年8月12日(2008.8.12)	(74) 代理人	100102576
(33) 優先権主張国	日本国(JP)		弁理士 渡辺 敏章
(出願人による申告)平成19年度、独立行政法人新エネルギー・産業技術総合開発機構、次世代DDS型悪性腫瘍治療システムの研究開発事業 委託事業、産業技術力強化法第19条の適用を受ける特許出願		(72) 発明者	浅見 玲衣
			東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目280番地
			株式会社日立製作所 中央研究所内
		(72) 発明者	川畑 健一
			東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目280番地
			株式会社日立製作所 中央研究所内
			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】

超音波造影剤を投与した被検体に探触子から超音波送信ビームを送信し、この送信による受信エコー信号を用いて当該被検体の断層像を得る超音波診断装置において、

異なる焦点距離を持つ送信ビームを焦点距離のより長いものを先に3回以上同じ部位に送信する送信シーケンス部と、

焦点距離が異なるため異なったビームプロファイルを持つ前記送信ビームにより得られる複数の受信エコー信号を、基準となるビームプロファイルを定め、全ての受信エコー信号がその基準ビームプロファイルを持つ送信ビームによって得られるのと実質的に同等の受信エコー信号となるように、各点の受信エコー信号強度を補正する補正処理部と、

前記補正された複数の受信エコー信号間の差分を得る差分演算部と、

一つのラスタを形成するのに必要な前記複数の受信エコー差分信号を記憶し、それを積算して造影剤分布画像データを生成する積算処理部と、

前記受信エコー信号から組織断層画像データを生成する組織断層像演算部と

前記組織断層画像データと前記造影剤分布画像データから表示部に表示するデータを合成する表示データ合成部と

を有することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項2】

請求項1に記載の超音波診断装置において、前記組織断層画像データの生成に使用される前記受信エコー信号は、一つのラスタを形成するのに必要な送信ビームの中で、最も

10

20

長い焦点距離をもつ送信ビームによるものであることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3】

請求項 1 に記載の超音波診断装置において、一つのラスターを形成するのに必要な送信ビームの焦点距離 $F(1)$ から $F(n)$ (n は送信ビームの照射順番であり、 $n > 3$) が $F(1) < F(2) < F(3) < F(4) < \dots < F(2n-1) < F(2n)$ の関係を満たすことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 4】

請求項 3 に記載の超音波診断装置において、 n 番目の送信ビームによる受信エコー信号のエコー信号取得範囲の終点は、焦点距離が $F(n)$ 、焦点深度が a 、焦点深度補正範囲が Δa で示されるとき、第一の受信エコー信号を除いて $F(n-1) + a/2 + \Delta a$ であることを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 5】

請求項 1 に記載の超音波診断装置において、表示データ合成部は、前記組織断層画像データと前記造影剤分布画像データの一方をグレースケールの図とし、他方をカラーマップ図として重畳することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 6】

請求項 1 に記載の超音波診断装置において、前記造影剤分布画像データを、造影剤濃度、あるいは濃度に換算しうる量に応じて異なる色もしくは強度を変えて表示することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 7】

20

請求項 6 に記載の超音波診断装置において、前記造影剤濃度、あるいは濃度に換算しうる量を、複数撮像時間中にわたって積算した積算値を表示することを特徴とする超音波診断装置。

【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、特に超音波造影剤を投与した被検体の診断部位に存在する超音波造影剤の分布を呈示することにより、より微細な疾患部位の描出を可能にする超音波診断装置に関する。

【背景技術】

30

【0002】

今日、わが国における 3 大疾患の一つに挙げられる癌疾患の罹患率は増加する一方であり、有用な早期診断・治療方法が強く望まれている。特に、癌の所在をごく初期のうちに見つけることが可能な医用画像診断装置においては研究開発が活発に進められており、PET、CT、MRI、超音波など複数のモダリティにおいての技術の進歩はめざましい。また、PET と CT のように複数のモダリティの組み合わせも進んでおり、CT などによって得られる組織形態イメージング画像に、PET によって得られる特定のたんぱく質及び代謝物質などの分子（機能）イメージングを重ねることにより、病変部位の特定のみならず、従来の画像診断法では得られなかった病変の進行にまで及ぶ知見を得ることも可能となってきた。

40

【0003】

その中で、超音波診断装置は、人体に及ぼす影響が低く安全性が高い、可搬性が高い、撮像時間が短くリアルタイムイメージングが可能である、小型で安価であり診療所等でも導入率が高い、などの点で優位であり、産婦人科での胎児の診断、腹部、乳腺、泌尿器、心臓の疾患の診断などに無くてはならないツールである。今日、超音波診断装置においては、探触子を体表に接触させるだけの簡単な操作で二次元画像データを得るパルスエコータイプが主流である。探触子が接した体表面から体内に発信された音響パルスは、体内の組織及び細胞など音響インピーダンスの異なる部位で反射する。反射エコーは超音波変換機により受信され、反射するまでにかかってきた時間を深さ方向に、反射強度を輝度として処理される。このパルスを体表方向に平行に走査することで、二次元の輝度像を得るも

50

のである。

【 0 0 0 4 】

近年、特に肝臓癌などに代表される癌の診断においてより詳細な撮像を要する際、超音波造影剤を被検体に投与してから撮像することもあり、造影剤の撮像に適した撮像法をコントラストエコー法と称する。このとき用いられる超音波造影剤としては界面活性剤、高分子などで安定化した、1 - 5 ミクロン程度のサイズを持つ微小気泡（マイクロバブル）が一般的である。マイクロバブル造影剤は、気液界面での音響インピーダンスの違いによって超音波信号を反射し、特に毛細血管などを造影するのに適している。コントラストエコー法にはさまざまな手法があり、あえて気泡を崩壊させてから造影剤の再かん流を撮像するフラッシュエコー法（非特許文献 1 など）、特定の周波数で超音波を照射して気泡を共振させ、それによる特徴的な音響反応を画像化するハーモニックイメージング法（特許文献 1 など）が代表的な例である。

10

【 0 0 0 5 】

マイクロバブル造影剤を使用した超音波撮像法では、マイクロバブルが血管に滞留し、組織内に浸透しない性質があるため、組織そのものが撮像できないという欠点がある。そのため、新規超音波造影剤として、特許文献 2 及び非特許文献 2 のように、造影剤のサイズをサブミクロンサイズにすることにより、新生血管などからの漏出を狙い、より深部組織の造影を狙った造影法の開発が行なわれている。特に、特許文献 2 で報告されている気泡化造影剤は、診断用に認可された超音波撮像システム、及び Mechanical Index (M I) 値によって規定された超音波撮像強度内で造影しようとのことから早期の実用化が期待されている。

20

【 0 0 0 6 】

非特許文献 3 によれば、気泡化造影剤は、予め低沸点の難水溶性液体を過熱状態でカプセル化し、目的部位において過熱を超音波エネルギーにより解消させ該液体本来の沸点を回復させることで気化させ、気泡とするタイプの造影剤であり、2 点の特徴を持つ。第一に、粒子の直径を 0 . 5 ミクロン以下にすることにより、従来のマイクロバブル造影剤では困難な、血管以外の組織への到達を実現可能とする。第二に、狙った部位にのみ超音波を照射することで、マイクロバブルを局在させることが可能である。これらのことから、特に病変組織などを詳細に画像化する超音波の造影剤、マイクロバブルを用いた局所的治療用増感剤として適している。

30

【特許文献 1】特開 2 0 0 2 - 1 7 7 2 6 8 号公報

【特許文献 2】特開 2 0 0 8 - 2 4 6 0 4 号公報

【非特許文献 1】Japanese Journal of Medical Ultrasonics, Vol.23, Supplement 1; 1996; 67-195

【非特許文献 2】Circulation, Vol.94; 1996; 3334

【非特許文献 3】Japanese Journal of Applied Physics, Vol.44, 2005; 44: 4548

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 7 】

気泡化造影剤を用いて組織超音波造影を行う場合、超音波の音圧を用いて液滴から気泡への相変化を起こすために、ある一定の負圧を持つ超音波が必要とされる。さらに、一般的な超音波診断装置に具備された超音波探触子は、焦点に収束した送信ビームを走査して組織断層像を得るものであり、気泡化造影剤を造影しようとした場合、音圧が局所的に高くなる焦点部位のみでしか気泡化が起こらない（造影剤として可視化されない）という特性を持つ。

40

【 0 0 0 8 】

すなわち、適正な濃度で投与すれば、超音波組織断層像中に存在する全ての造影剤が音響的に光るマイクロバブル造影剤とは異なり、たとえ断層像中他の部位に存在していたとしても、超音波ビームの焦点でのみ造影剤は音響的に可視化されるということである。この特性のためにマイクロバブルを局在させることが可能になるわけだが、病巣部の診断を

50

的確に行なうためには、広範囲で造影剤を可視化し、より多くの情報を得ることが望ましい。

【 0 0 0 9 】

また、気泡化造影剤の撮像は診断用超音波の中でも比較的高音圧の領域で撮像するため、組織境界など強いエコー源からの信号レベルと、気泡化による信号レベルとの峻別が難しいという問題もある。気泡化によるエコー信号は時間方向に積算すれば組織由来成分を押さえ造影由来信号を強調することも考えられるが、トレードオフとしてリアルタイム性は著しく低下する。

【 0 0 1 0 】

これら問題点を踏まえ、本発明は、リアルタイム性を保持した状態で、組織断層画面中において存在する気泡化造影剤を全て可視化させ、それによって発生した造影剤由来信号のみを確実に区別して画像化する手法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】

【 0 0 1 1 】

上記目的を達成するために、本発明の超音波診断装置は、超音波造影剤を投与した被検体の体表から複数の超音波照射源より構成される探触子を用いて各超音波照射源に印加する電圧を時間的に制御することで送信ビームを形成し、この送信ビームに対応して得られる受信エコー信号を用いて組織断層像を形成する際に、各超音波照射源への印加電圧の時間的制御を変化させることで得られる異なる焦点距離を持った複数の送信ビームを、より焦点距離が長い送信ビームが先になるよう時系列的に照射し、焦点距離が異なるため異なったビームプロファイルを持つ各送信ビームに対応して得られる各々の受信エコー信号の中から基準とする受信エコー信号ビームプロファイルを定め、全ての受信エコー信号がその基準ビームプロファイルを持つ送信ビームによって得られるのと実質的に同等の受信エコー信号となるように、各点の受信エコー信号強度を補正したうえで、一つのラスタを形成するのに必要な複数の受信エコー信号 $W(n)$ と受信エコー信号 $W(n-1)$ 、 $(n \neq 1)$ 、の差分エコー信号を得ることで、対象部位に存在する気泡化造影剤全てを可視化させ、かつその造影剤成分のみを抽出し画像化する。

【 0 0 1 2 】

このように、同じ波形を持つ送信ビームを焦点距離の長いものから順に照射することで、超音波走査線上に存在する気泡化造影剤を全て気泡化させることが可能である。このとき、焦点距離、及び隣接する焦点距離の間隔は、局所的に存在する造影剤の濃度、送信ビームの特性、及び関心領域によって規定されるべきである。造影剤の濃度は、定められた生体に安全な投与量を仮定し、一定のレンジを規定できる。本発明では、送信ビームの焦点距離、印加電圧、周波数などの特性によって影響される焦点距離の条件を演算する処理部を有する。さらに、この焦点距離及び造影範囲は可変であり、造影剤濃度、関心領域など被検体の個体差を反映させることができる。

【 0 0 1 3 】

ところで、気泡は超音波を反射するという性質を持つゆえに超音波造影剤として広く使われているわけだが、それゆえに、高濃度で存在するときは超音波を遮蔽するという特性をも持つ。本発明は、生成した気泡による超音波の遮蔽を避けるために、焦点距離が最も長い送信ビームを一番先に照射し、順に焦点距離を短くしていく。

【 0 0 1 4 】

本発明は、複数の送信ビームによる複数の受信エコー信号のうち最低一つの信号が、組織断層像取得に必要な撮像視野を持ち、それ以外の送信ビームにおいては焦点周辺の受信エコー信号のみを取得するという特性を持つ。これはすなわちパルス繰り返し周波数 (PRF) を高く保つということであり、被検体の同じ部位に複数のビームを照射することにより起こる撮像フレームレートの低下を最低限に抑え、リアルタイム性の保持を可能にする。

【 0 0 1 5 】

次に、複数の送信ビームによる複数の受信エコー信号の処理について述べる。本発明で

10

20

30

40

50

は、同じ部位に照射され、直近に得られた二つの受信エコー信号の差分を取る演算部を有する。直近の二つのパルスの時間間隔は数kHzオーダーであり、被検体の体動に由来する成分より少なくとも3桁早い動きであるため、原理的に組織成分は全く同じ応答を示す。よって、この差分処理により、造影剤成分のみを抽出し、詳細な造影剤分布を表示することが可能となる。

【0016】

上記差分演算をするとき、2つの受信エコー信号が異なる焦点距離の送信ビームによった場合、受信エコー信号差分を得るためにはこの焦点距離の違いによる音圧分布の差を補正しなくてはならない。本発明に係る超音波診断装置は、被検体の同じ部位に照射された異なった焦点距離を有する複数送信ビームによって得られた受信エコー信号のうち、第一の受信エコー信号を除いて直前に受信したエコー信号と同じ焦点距離を仮定した受信エコー信号に換算する演算部、及びその換算処理に必要な数値を格納した記憶部を有する。

10

【0017】

このとき、差分処理とそれに伴う換算計算処理を、受信エコー信号の中でも特に気泡化が起こりうる焦点距離周辺にのみに限定し、演算処理を行ってもよい。さらに、上記演算処理によって得られた個々の差分情報は、それぞれの焦点での造影剤情報を有しており、これを積算処理することにより、断層像中の関心領域における造影剤の分布情報を提示することが出来る。

【0018】

本発明では、組織断層像取得に必要な深度までの受信エコー信号を順に方位方向にマップすることで得る組織断層画像データ、及び造影剤分布情報から演算した造影剤分布画像データを、おのおの独立して表示することも、並べて表示することも、また一方を他方に重畳して表示することも可能である。重畳するときは、一方をグレースケールで、他方を異なる色を持つカラースケールで表示することが可能である。特に、造影剤分布画像データの表示には、造影剤濃度、あるいは濃度に換算しうる量に応じて異なる色もしくは強度を変えて表示することができる。さらに、低濃度で造影剤が存在する部位も鮮明に表示するために、造影剤分布画像データとして、上述の方法によって複数回の撮影で得られる複数フレームの濃度情報を一度の画面表示で積算表示することも可能である。

20

【発明の効果】

【0019】

本発明によれば、被検体の組織断層画面中において存在する気泡化造影剤を全て可視化して、更にそれによって発生した造影剤由来信号のみを確実に区別して、組織断層像に重畳して表示することができ、より詳細な造影剤分布情報を把握することが可能となる。このため、病巣部の状態に関するより詳細な情報を提供でき、小さい病変や多数にわたる病変が検知しやすくなり、病変の早期診断、及び的確で安全な治療行為を補助できる。

30

【図面の簡単な説明】

【0020】

【図1】本発明による超音波診断装置の実施形態を示すブロック図。

【図2】本発明による複数送信パルスの照射法の一例を表す概念図。

【図3】本発明による複数送信パルスの照射法の一例を表す概念図。

40

【図4】本発明による焦点間隔の算出法の模式図。

【図5】本発明による差分演算のための補正処理を表す概念図。

【図6】補正演算の具体的な例の簡略模式図。

【図7】補正演算の具体的な例の簡略模式図。

【図8】本発明によって得られた造影剤濃度情報の定量性の一例を表す図。

【図9】本発明を実施した場合の取得画像例の図。

【図10】本発明によって一度の画面表示で複数撮影時間に及ぶ造影剤分布情報を積算して表示したときの効果の一例を示す図。

【符号の説明】

【0021】

50

- 1 探触子
- 2 診断機本体
- 3 入力部
- 4 表示部
- 5 受信ビームフォーマ
- 6 送信ビームフォーマ
- 7 送受信シーケンス制御部
- 8 補正演算部
- 9 補正演算用メモリ
- 10 組織断層像演算部
- 11 積算処理部
- 12 表示データ合成部
- 13 受波処理部
- 14 差分演算部
- 15 切り替えスイッチ
- 16 送信遅延・重み選択部

10

【発明を実施するための最良の形態】

【0022】

以下に、この発明の1つの実施形態を、図を参照しながら説明する。

【0023】

20

図1は、本発明による超音波診断装置の実施形態を示すブロック図である。この超音波診断装置は、パルス超音波を利用して、予め造影剤を投与した被検体の診断部位について断層像を得て表示するもので、診断機本体2に探触子1、入力部3、表示部4を接続した形態をとる。診断機本体2は、送受信シーケンス制御部7、受信ビームフォーマ5、送信ビームフォーマ6、送信遅延・重み選択部16、切り替えスイッチ15、受波処理部13、組織断層像演算部10、差分演算部14、補正演算部8、補正演算用メモリ9、積算処理部11、表示データ合成部12を備える。

【0024】

探触子1は、被検体との間で超音波信号の送受信を担うデバイスである。本発明では、ビームの収束が可能であり、気泡化に必要な条件を満たす超音波を送受信できる探触子であればよい。

30

【0025】

入力部3は、各種指示を診断機本体2に与えるために必要なコンソールである。コンソールへの入力により、関心領域の設定、焦点距離の変更、超音波送信条件の変更が行なえるよう構成されている。さらに、表示部3での表示方法の切り替え、例えば組織断層像と造影剤分布情報の2画面表示や重畳表示など、を可能にする。

【0026】

送信ビームフォーマ6及び送信遅延・重み選択部16の駆動によって、送信ビームは適宜に設定された印加電圧などの条件の下で、探触子1を介して被検体に送信される。この送信ビームの送信条件は、送受信シーケンス制御部7によって後述するように規定される。なお送受信シーケンス制御部7は、本発明の特徴をなす構成要素の一つである。

40

【0027】

被検体内部から探触子1によって受信された受信エコー信号は、診断機本体2内の受信ビームフォーマ5によって受信指向性が与えられた受信エコー信号となる。受信ビームフォーマ5は図示しない受信遅延回路を有し、送受信シーケンス制御部7によって規定されるそれぞれの送信ビームによる受信エコー信号を取得する時間範囲に応じて受信遅延回路を形成する。

【0028】

診断機本体2中の受波処理部13では、受信ビームフォーマ5で得られた受信エコー信号を検波する。本受信エコー信号は、方位方向に要する走査線のn倍の数存在しうる。こ

50

れら受信エコー信号は、組織断層像演算部 10、差分演算部 14、補正演算部 8、及び積算処理部 11を経て最終的に表示データ合成部 12へと送られ、画像データとして提供されるものである。

【0029】

組織断層像演算部 10は、前記同じ部位に送信した送信ビームによる複数の受信エコー信号の内、撮像視野が一番長い受信エコー信号のみを使用し、超音波走査方向のラスタ信号列からビデオフォーマットのラスタ信号列に変更し、これを表示データ合成部 12に送る。

【0030】

補正計算部 8では、焦点距離が違うため異なったビームプロファイルを持つ送信ビームにより得られる複数の受信エコー信号を、基準となるビームプロファイルを定め、全ての受信エコー信号がその基準ビームプロファイルを持つ送信ビームによって得られるのと実質的に同等の受信エコー信号となるように、各点の受信エコー信号強度を補正計算する。さらに上記換算処理に必要な数値を格納したメモリ 9を有する。なお、本補正処理を行なう補正演算部 8及び補正演算用メモリ 9は、本発明の特徴をなす構成要素の一つである。差分演算部 14では、補正計算部 8にて補正された受信エコー信号の差分の演算をする。

【0031】

積分処理部 11は、被検体の同じ部位に照射され、前記演算処理によって得られた個々の差分エコー信号を、格納し、積算処理を行なうものであり、それぞれの焦点での差分エコー信号を統合することにより造影剤分布情報を生成する。さらに造影剤分布情報を、超音波走査方向のラスタ信号列からビデオフォーマットのラスタ信号列に変更し、これを表示データ合成部 12に送る。

【0032】

表示データ合成部 12では、組織断層画像データと造影剤分部画像データを、入力部 3によって指定される表示法に基づき画像データとして合成し、かつ所望の設定パラメータとともに表示部 4に送る。表示部 4はこれらのデータをブラウン管、液晶などのスクリーン上に表示する。

【0033】

本実施例における超音波診断装置による、診断、治療支援用画像データの生成手順につき、以下に例を挙げて説明する。

【0034】

図 2 は本発明による、一つのラスタを形成するための複数送信ビームの照射法の一例を表した概念図である。図中の矢印 1 本が送信ビーム $S(n)$ 一回分であり、各々の矢印の右側に図示された点線 R が、各々の送信ビームによる受信エコー信号を取得する時間範囲を表している。同じ部位に対して最低 3 回の送信ビームを照射する。同一部位に照射する送信ビームが $S(n)$ (n : 同一部位に照射される順番)、焦点が $F(m)$ (m : 焦点距離の長さの順番、 $1 =$ 最長焦点距離) で表されるとき、送信ビーム $S(n)$ の焦点は $F(m)$ である。すなわち焦点距離が最長の送信ビームを一番先に照射し、順に送信ビームの焦点距離を短くする。全ての造影剤を気泡化するとき、 $F(m)$ と $F(m+1)$ の間の距離は一回の送信ビームによって気泡化される深さ方向の範囲と同等である必要があり、後述するように算出される。

【0035】

受信エコー信号 R の取得範囲の終点は、 $n = 1$ の場合は必要とされる超音波撮像領域によって規定される。図 2 中では送信ビーム $S1$ と受信エコー信号 $R1$ は同等の長さに図示されているが、必要とされる超音波撮像領域によっては必ずしも $S1 = R1$ である必要はない。さらに、 $n \neq 1$ の受信エコー信号 $R(n)$ の信号取得範囲の終点は一回の送信ビームによって気泡化される深さ方向の範囲までであり、後述されるように算出される。

【0036】

図 3 は本発明における、一つのラスタを形成するための複数送信ビームの照射法のもう一例を表した概念図である。同一部位に照射する送信ビームが $S(n)$ (n : 同一部位に

10

20

30

40

50

照射される順番)、焦点が $F(m)$ (m : 焦点距離の長さの順番、 1 = 最長焦点距離) で表されるとき、送信ビーム $S(2n)$ 及び $S(2n-1)$ の焦点は $F(m)$ である。すなわち、 $S(2n)$ と $S(2n-1)$ は同じ焦点距離を有し、焦点距離が最長の送信ビームを一番先に照射し、送信ビーム 2 本ごとに順にビームの焦点距離を短くする。このとき、 $F(m)$ と $F(m+1)$ の間の距離、受信エコー信号 R の取得時間範囲の終点の算出法は図 2 に図示された照射法の場合と同様である。本照射法は、図 2 に示した照射法に比べ撮像時間がほぼ 2 倍かかるが、図 5 に図示したような補正演算がいらないため、構造の単純化につながるというメリットがある。

【0037】

本照射法の制御は、送受信シーケンス制御部 7 において規定されるものである。

10

【0038】

図 4 に、焦点距離の間隔の算出法の一例を模式的に示す。被検体の健康に影響を及ぼさない一定量の造影剤を投与したとき、気泡化に足る超音波照射条件とは焦点で得られる音圧の半分の音圧で気泡化が得られる条件と定義すると、気泡化が起こる深さ方向の範囲は焦点を中心とした範囲 $F \pm (a/2)$ である。

【0039】

このとき、送信ビーム形成に探触子 1 上の同じ数の素子が用いられた場合においては、焦点距離 $F(x)$ に応じて F 数が変化する。 F 数が高いほど深さ方向での焦点深度が高くなるため、 a もそれに応じて範囲が広がる。図 4 の例で言えば、 $a(1) > a(2)$ となる。

【0040】

20

焦点 $F(x)$ に応じて生体内での減衰 (正常肝組織では $0.5 \text{ dB / MHz / cm}$) を考慮した補正を行うことも可能である。例えば、減衰による補正を行なった場合、範囲 $a(2) > a(1)$ となる。また、造影剤局所的濃度を反映し、焦点間隔を変更することも可能であり、それは図 4 中 Δa によって表される。たとえば、肝臓などにおいてはクーパー細胞による造影剤の取り込みなどにより局所的な濃度が高くなることが考えられる。即ち、他の正常組織の濃度を仮定して想定された気泡化に必要な超音波条件よりも低い音圧で気泡化が起こることが予想され、 a よりもより広い範囲で気泡化が起こるため、気泡化が起こる範囲は $a + \Delta a$ ($\Delta a > 0$) で表される。このとき Δa は、高濃度のときに必要とされる気泡化に必要な音圧条件を元に設定される。特に補正を行なう必要が無い場合は、 $\Delta a = 0$ になるように $F(m)$ と $F(m+1)$ の間の距離を設定する。

30

【0041】

パルス繰り返し周波数は、図 2, 3 中点線で表される受信エコー信号 $R(n)$ を取得する時間範囲の逆数と同意義であり、点線の長さが長いほど周波数は低い。 $n = 1$ の場合、取得する取得する時間範囲の終点は、前記の通り必要な撮像視野によって規定される。 $n \neq 1$ の場合、取得する範囲の終点は気泡化に十分な強度以上の音圧が得られる深度の一番深い点であり、図 4 中、 $F(m) + a/2 + \Delta a$ である。本処理によってパルス繰り返し周波数は高くなり、よって撮像に要する時間を短縮することが可能になる。これは受信ビームフォーマ 6 及び送受信シーケンス制御部 7 によって制御される。

【0042】

同一部位に照射する送信パルスの本数は、基本的に組織断層図の範囲と $F(m)$ と $F(m+1)$ の間の距離によって算出されるが、例えば、関心領域を定めて、新たに算出することも出来る。これは特に、組織断層図中において予め造影剤が存在するであろう部位の予測がついているときに有効である。また特にリアルタイム性を重要視するイメージングにおいては、関心領域を定めることによって、同一部位に照射する送信パルスの本数のみならず、方位方向に要する走査線の本数を減らすことが出来、フレームレートの向上につながるという効果もある。

40

【0043】

これら送信ビーム S は探触子 1 を介して被検体に送られ、反射して帰ってきた受信エコー信号 R も探触子 1 を介して受波ビームフォーマ 6、受波処理部 13 を介して差分演算部 14 に送られる。ここでは、造影剤由来の受信エコー信号のみを抽出するため、被検体の

50

同じ部位に照射され、直近に得られた二つの受信エコー信号 R の差分の絶対値を計算する。この演算は図 2 の例では、 $\{R(n) - R(n-1)\}$ の絶対値、但し $n \neq 1$ 、図 3 の例では $\{R(2n) - R(2n-1)\}$ の絶対値、で表される。図 2 に図示された照射法を適用する際、後述の補正演算を予め行なった後、差分演算を行なう。

【0044】

直近の二つのパルスの時間間隔は数 kHz オーダーであり、被検体の体動に由来する成分より少なくとも 3 桁早い動きであるため、原理的に組織成分は全く同じ応答を示す。よって、この差分処理により、造影剤成分のみを抽出し、詳細な造影剤分布を表示することが可能となる。

【0045】

10

図 5 は、本発明による差分演算のための補正処理を表した概念図である。超音波送信ビームは被検体内で焦点され、焦点 F にて最も狭い範囲に絞られる。同時に、ビーム幅に反比例してビーム中心軸上の音圧は高くなり、焦点 F にて最高音圧に達する。これは I を探触子 1 に内蔵された振動子前面での音圧で正規化した中心軸上の相対音圧、 Z を焦点距離で正規化した探触子からの距離、 D を音の焦点度合いを表すパラメータとしたとき、以下の式のように表すことができる。

【数 1】

$$I = \frac{2}{1-Z} \sin \left\{ \frac{\pi D}{2} \left(\frac{1}{Z} - 1 \right) \right\}$$

20

【0046】

本発明に係る超音波診断装置は、この数式、及び実装時のチューニングに基づき、想定しうるパラメータの範囲において、異なる焦点を持つ超音波ビームの音圧分布データを補正演算用メモリ部 9 に有する。例えば、図 5 中に図示されるように、補正演算用のスロット Δz (即ち、音源(探触子)からの距離)ごとの送信ビーム $S(n)$ の音圧の値の変化 ΔI_s 、及び均一な音場を仮定したときの受信エコー信号の信号強度分布値 ΔI_R を格納している。補正演算処理は、異なった $\Delta I_s / \Delta z$ 、つまり異なった $\Delta I_R / \Delta z$ が仮定される複数の受信エコー信号に対して行なわれ、複数の受信エコー信号が実質的に同等のエコー信号となるように、各 Δz ごとの受信エコー信号強度を補正する。

30

【0047】

図 6 に補正演算の具体的な例の模式図を示す。横軸は一つの補正演算用スロットを表す。均一な音場を仮定した場合に、異なったビームプロファイルを持つ送信ビーム $S(1)$ 、 $S(2)$ により得られる受信エコー信号 $R(1)$ 、 $R(2)$ は、実際には組織内のさまざまな散乱体の影響により網掛け部 dZ_1 から dZ_2 の範囲のような応答を示すことが考えられる。メモリ部 9 に格納された値から補正係数 ($\Delta I_{R1} / \Delta I_{R2}$) を使い ΔI_{R2} を補正することにより、このような非線形な散乱体の影響を受けた部位においても補正処理が可能である。この場合、組織を仮定した散乱部においては $R(1) =$ 補正した $R(2)$ となり、網掛け部の差分の絶対値はゼロである。図 7 に補正演算のもう一つの具体的な例として、実際に造影剤が存在する状態での受信エコー信号の簡略模式図を示す。 dZ_1 から dZ_2 の範囲において、造影剤成分が含まれる信号 $R(1) >$ 補正した $R(2)$ となり、差分の絶対値が生ずる。

40

【0048】

このとき、前記差分処理とそれに伴う補正処理を、図 4 中に示される $F \pm (a/2 + \Delta a)$ の範囲、即ち受信エコー信号の特に気泡化が起こりうる焦点周辺にのみに限定し演算処理を行なってもよい。

【0049】

差分処理は受信エコー信号が 2 つ蓄積されるごとにダイナミックに行なわれるものであるが、差分エコー信号はいったん積算処理部 11 に格納される。被検体の同じ部位に照射した複数の受信エコー信号による差分エコー信号が全て処理し終わった時点で、これらの信号は積算され、最終的な造影剤分布情報として処理される。

50

【 0 0 5 0 】

表示データ合成部 1 2 では、組織断層画像データと造影剤分布画像データを、入力部 3 によって指定される表示法に基づき画像データとして合成し、かつ所望の設定パラメータとともに表示部 4 に送る。このとき、組織断層画像データはグレースケール画像として、造影剤分布画像データは異なるカラースケール画像として表示することが出来、二つを重ねて表示することで、定常的信号成分である組織断層像と過渡的信号成分である造影剤の断層像を同時に表示して診断に供することも出来る。更に、造影剤分布画像データの表示には、造影剤濃度、もしくは濃度に換算しうる量に応じて色もしくは強度を変え、カラーマップ表示にすることが可能である。さらに、一度の画面表示で複数撮影時間に及ぶ造影剤分布情報を積算して表示し、特に低い濃度でしか造影剤が存在していないときに病巣部の情報をよりわかりやすく提示することも可能である。このとき、重畳する組織断層画像データは最初のフレームのものを使用し、造影剤情報画像データのみフレーム方向に積算していくため、動きの緩慢な部位により有効である。本手法によって得られるデータ濃度には例えばフレームレート 3 0 で撮像した場合、一秒間のデータを蓄積して表示すれば、単純に 3 0 倍の密度の造影剤情報データを得ることが可能である。

10

【 0 0 5 1 】

図 8 に、本発明によって得られた造影剤濃度情報の定量性の一例を示す。これは、被検体の健康に影響を及ぼさない範囲での既知濃度の気泡化造影剤をアクリルアミドゲルに封入し、本発明による照射シーケンスをもとに、ゲル中に存在する全ての気泡化造影剤が気泡化する強度の超音波を照射したのち、関心領域からの受信エコー信号を解析し、最終的に差分エコー信号の積算値をグラフ化したものである。グラフから、気泡化造影剤濃度と、それによって生じた差分エコー信号の積算値は線形の関係にあるといえる。すなわち、差分エコー信号積算値は相対的造影剤濃度情報に相当するといえる。

20

【 0 0 5 2 】

次に、図 9 を参照して本発明を実施した場合の取得画像例を説明する。なおこの図では、全ての段階において仮想的に画像データを生成し示している。焦点距離の異なる送信ビームによる受信エコー信号（図示は第一の受信エコー信号を画像化したもの）は、組織由来信号、焦点における造影剤由来信号の両方を持つ。被検体の同じ部位に照射され直近に得られた二つのエコー信号を、同じ焦点距離を仮定した補正をしたうえで差分すると、焦点における造影剤由来信号が抽出される（図は 4 つの異なる焦点を持つと仮定）。これを積算処理することで、造影剤分布情報が形成され、更に表示データ合成部 1 2 において、それを組織断層像に重畳し、かつ色調を変えて表示部 4 に表示することで、病巣部を詳細に提示することが可能である。

30

【 0 0 5 3 】

図 1 0 に、一度の画面表示で複数撮影時間に及ぶ造影剤分布情報を積算して表示したときの効果の一例を表す。これは、積算開始 1 枚目のフレームでは、低い濃度の造影剤分布しか得られないため患部の輪郭がはっきりしないが、フレーム積算を重ねるにつれて、仮想的に画面上の造影剤濃度を高くすることで徐々に輪郭がはっきりしていく一例である。

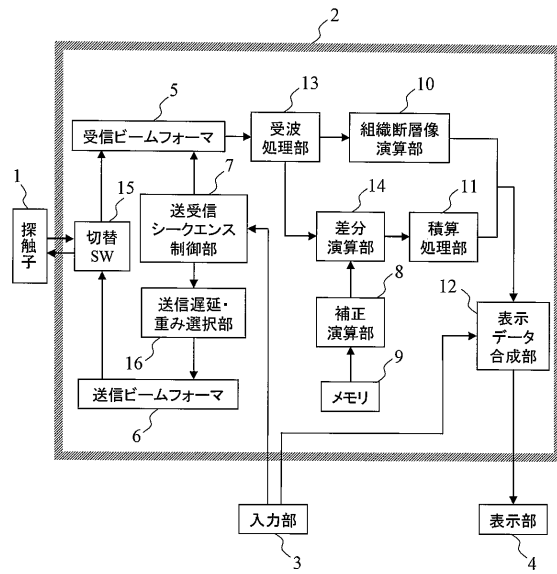
【 0 0 5 4 】

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形成される発明も、本発明の範囲に含まれる。

40

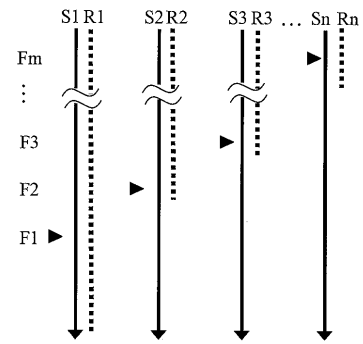
【図 1】

図 1



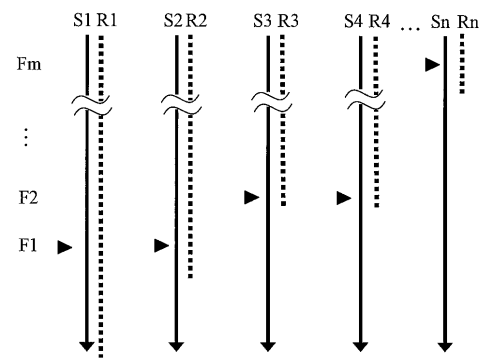
【図 2】

図 2



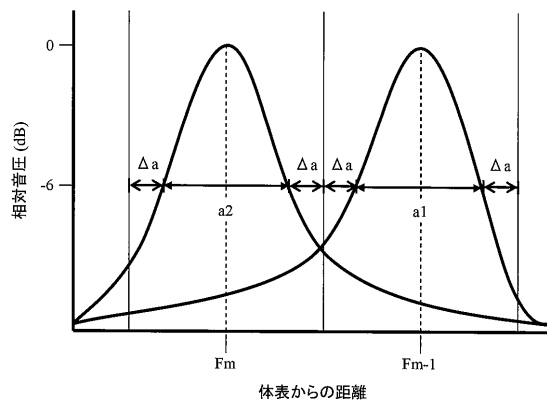
【図 3】

図 3



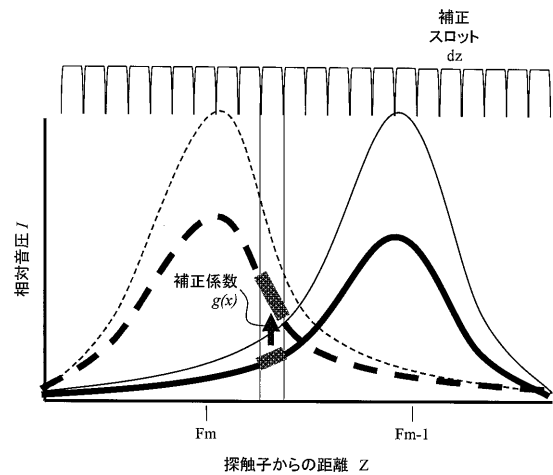
【図 4】

図 4



【図 5】

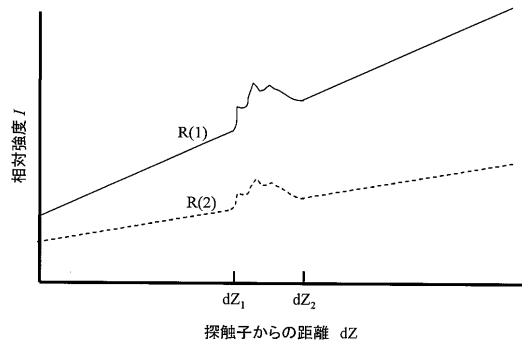
図 5



R_n -----
 S_n -----
 R_{n+1} -----
 S_{n+1} -----

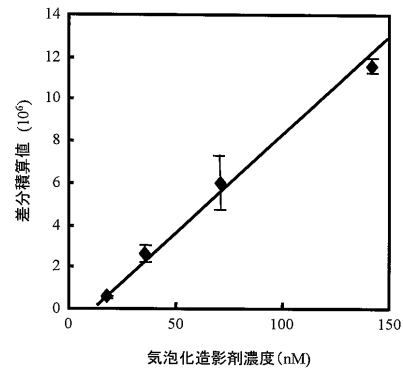
【図 6】

図 6



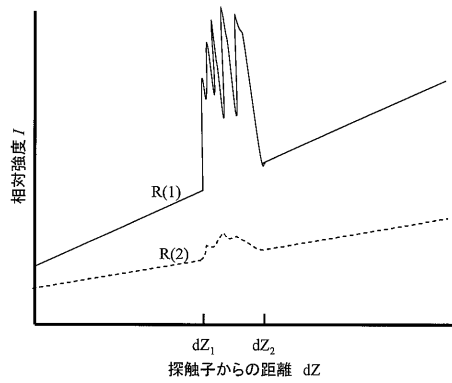
【図 8】

図 8



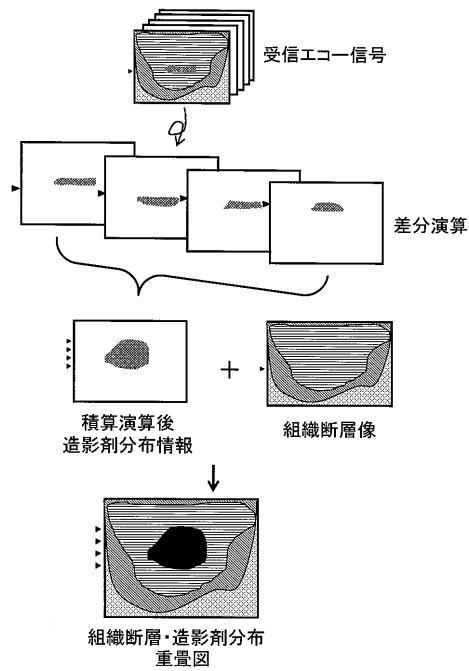
【図 7】

図 7



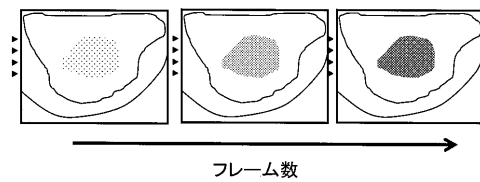
【図 9】

図 9



【図 10】

図 10



フロントページの続き

(72)発明者 東 隆

東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目 2 8 0 番地 株式会社日立製作所 中央研究所内

審査官 宮川 哲伸

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

国際公開第 2 0 0 6 / 0 4 3 3 5 9 (W O , A 1)

特開 2 0 0 8 - 2 0 6 7 2 4 (J P , A)

特開 2 0 0 8 - 2 7 2 3 6 7 (J P , A)

川畑健一，診断・治療用相変化型超音波造影剤に関する検討，超音波医学，日本，（社）日本超音波医学会，2 0 0 5 年 4 月 1 5 日，第32巻 増刊号，P.246

(58)調査した分野(Int.Cl.，D B 名)

A61B 8/00 - 8/15

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP5159885B2	公开(公告)日	2013-03-13
申请号	JP2010524675	申请日	2009-02-18
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
[标]发明人	浅見玲衣 川畑健一 東隆		
发明人	浅見 玲衣 川畑 健一 東 隆		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/481 A61B8/14		
FI分类号	A61B8/06		
代理人(译)	渡辺 敏章		
优先权	2008207599 2008-08-12 JP		
其他公开文献	JPWO2010018692A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

在保持实时特性的情况下，组织断层扫描屏幕中存在的所有起泡沫造影剂都被可视化，并且仅由此产生的造影剂衍生信号被可靠地区分和成像。当用来自探头1的发射光束照射超声造影剂施用的对象时，并且当使用与该发射相关联的接收回波获得组织断层图像时，聚焦具有不同焦距的多个发射光束。从最长的一个顺序照射，根据它校正接收回波信号，在差值计算单元14中计算与先前接收波束的差值，在积分处理单元11中积分，然后在目标部分中存在气泡所有造影剂都是可视化的，只有造影剂成分被提取和成像。

$$I = \frac{2}{1-Z} \sin \left\{ \frac{\pi D}{2} \left(\frac{1}{Z} - 1 \right) \right\}$$