

(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2012-125585

(P2012-125585A)

(43) 公開日 平成24年7月5日(2012.7.5)

(51) Int.Cl.
A61B 8/06 (2006.01)F I
A61B 8/06テーマコード (参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 7 O L (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願2011-274928 (P2011-274928)
 (22) 出願日 平成23年12月15日 (2011.12.15)
 (31) 優先権主張番号 10-2010-0128985
 (32) 優先日 平成22年12月16日 (2010.12.16)
 (33) 優先権主張国 韓国 (KR)

(71) 出願人 597096909
 三星メディソン株式会社
 SAMSUNG MEDISON CO., LTD.
 大韓民国 250-870 江原道 洪川郡 南面陽▲徳▼院里 114
 114 Yangdukwon-ri, Nam-myun, Hongchun-gun, Kangwon-do 250-870, Republic of Korea
 (74) 代理人 100137095
 弁理士 江部 武史
 (74) 代理人 100091627
 弁理士 朝比 一夫

最終頁に続く

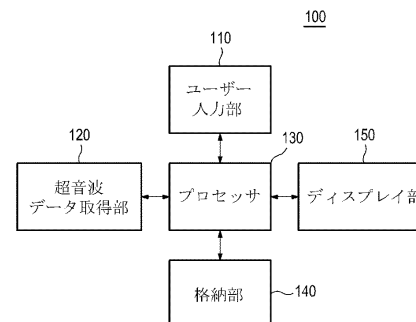
(54) 【発明の名称】 ミッドポイントアルゴリズムを用いて受信集束を行う超音波システムおよび方法

(57) 【要約】

【課題】ミッドポイントアルゴリズムを用いて受信集束を行う超音波システムおよび方法を提供すること。

【解決手段】本発明における超音波システムは、ミッドポイントアルゴリズムを用いてサンプルボリュームを基準に生体の深さによって一定の遅延値を算出し、超音波信号を前記生体に送信し前記生体から反射される超音波エコー信号を受信し、前記超音波エコー信号に基づいてデジタル信号を形成し、前記遅延値に基づいて前記デジタル信号を受信集束させて前記サンプルボリュームに対応するHPRF (high pulse rate frequency) ドップラ映像を得るための超音波データを取得する超音波データ取得部を備える。

【選択図】 図 1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

ミッドポイントアルゴリズムを用いてサンプルボリュームを基準に生体の深さによって一定の遅延値を算出し、超音波信号を前記生体に送信し前記生体から反射される超音波エコー信号を受信し、前記超音波エコー信号に基づいてデジタル信号を形成し、前記遅延値に基づいて前記デジタル信号を受信集束させて前記サンプルボリュームに対応する H P R F (h i g h p u l s e r a t e f r e q u e n c y) ドップラ映像を得るための超音波データを取得する超音波データ取得部

を備えることを特徴とする超音波システム。

【請求項 2】

前記超音波データ取得部は、

パルスレート周波数に基づいて前記 H P R F ドップラ映像を得るための第 i 送信信号と第 $(i + 1)$ (i は、1 以上の整数) 送信信号とを形成する送信部と、

前記パルスレート周波数によって前記第 $(i + 1)$ 送信信号を前記超音波信号に変換して前記生体に送信し、前記第 i 送信信号に対応する超音波信号が前記生体により反射されて受信される第 i 超音波エコー信号を受信して受信信号を形成する超音波プローブと、

前記受信信号をアナログデジタル変換してデジタル信号を形成し、前記ミッドポイントアルゴリズムに対する初期設定値を 0 より小さくするように設定し、前記初期設定値に基づいて前記サンプルボリュームを基準に前記深さによって前記遅延値を算出し、前記遅延値に基づいて前記デジタル信号を受信集束させて受信集束信号を形成する受信部と、

前記受信集束信号を用いて前記超音波データを形成する超音波データ形成部と

を備えることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波システム。

【請求項 3】

前記初期設定値は、初期遅延値を含むことを特徴とする請求項 2 に記載の超音波システム。

【請求項 4】

前記遅延値は、前記サンプルボリュームに対応する遅延値である請求項 1 ないし 3 のいずれかに記載の超音波システム。

【請求項 5】

a) ミッドポイントアルゴリズムを用いてサンプルボリュームを基準に生体の深さによって一定の遅延値を算出する段階と、

b) 超音波信号を前記生体に送信し前記生体から反射される超音波エコー信号を受信してデジタル信号を形成する段階と、

c) 前記遅延値に基づいて前記デジタル信号を受信集束させて前記サンプルボリュームに対応する H P R F ドップラ映像を得るための超音波データを取得する段階と

を備えることを特徴とする受信集束方法。

【請求項 6】

前記段階 a) は、

前記ミッドポイントアルゴリズムに対する初期設定値を 0 より小さくするように設定する段階と、

前記初期設定値に基づいて前記サンプルボリュームを基準に前記深さによって前記遅延値を算出する段階と

を備えることを特徴とする請求項 5 に記載の受信集束方法。

【請求項 7】

前記段階 b) は、

パルスレート周波数に基づいて前記 H P R F ドップラ映像を得るための第 i 送信信号と第 $(i + 1)$ (i は、1 以上の整数) 送信信号とを形成する段階と、

前記パルスレート周波数によって前記第 $(i + 1)$ 送信信号を前記超音波信号に変換して前記生体に送信する段階と、

前記パルスレート周波数によって前記生体から反射される、前記第 i 送信信号に対応す

10

20

30

40

50

る第 i 超音波エコー信号を受信して受信信号を形成する段階と、

前記受信信号をアナログデジタル変換して前記デジタル信号を形成する段階と
を備えることを特徴とする請求項 5 または 6 に記載の受信集束方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波システムに関し、特に、ミッドポイントアルゴリズム (mid-point algorithm) を用いて受信集束を行う超音波システムおよび方法に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波システムは、無侵襲および非破壊特性を有しており、生体内部の情報を得るために医療分野で広く用いられている。超音波システムは、対象体を直接切開して観察する外科手術の必要がなく、対象体の内部組織を高解像度の映像で医師に提供することができるため、医療分野で非常に重要なものとして用いられている。

【0003】

超音波システムは、超音波プローブを用いて超音波信号を生体に送信し、生体から反射される超音波信号 (即ち、超音波エコー信号) を受信する。超音波システムは、その超音波エコー信号に多様な信号処理を行って超音波映像を形成する。

【0004】

一方、超音波システムは、ダイナミック受信集束遅延 (dynamic Rx focusing delay) を計算するために用いられる集束遅延アルゴリズム (focusing delay algorithm) に該当するミッドポイントアルゴリズム (mid-point algorithm) を用いて受信集束を行う。また、超音波システムは、特定の深さの深部で最大検出可能な流速より速い血流を検出するために、一般に可能なパルスレート周波数 (pulse rate frequency) より高いパルスレート周波数を用いてドップラ映像を提供している。このようなドップラ映像を HPRF (high pulse rate frequency) ドップラ映像という。

【0005】

従来は、HPRF ドップラ映像を取得するために超音波信号を生体に送信し、生体から反射される超音波エコー信号を受信し、ミッドポイントアルゴリズムを用いてその超音波エコー信号に受信集束を行う場合、サンプルボリューム (sample volume) とファントムサンプルボリューム (phantom sample volume) との間のタイミングの問題によって、ファントムサンプルボリュームに対応する深さでの受信集束遅延カーブ (Rx focusing delay curve) を用いている。このため、実際の超音波エコー信号が反射される深さに対応する正確な受信集束遅延カーブを適用できず、ドップラ信号の感度が低下するといった問題がある。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献 1】特開平 11-221217 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

本発明の課題は、ミッドポイントアルゴリズムに適用される初期値を変更し、サンプルボリュームを基準に深さによって一定の遅延値を算出し、その遅延値に基づいて受信集束を行う超音波システムおよび方法を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0008】

本発明における超音波システムは、ミッドポイントアルゴリズムを用いてサンプルボリ

10

20

30

40

50

ュームを基準に生体の深さによって一定の遅延値を算出し、超音波信号を前記生体に送信し前記生体から反射される超音波エコー信号を受信し、前記超音波エコー信号に基づいてデジタル信号を形成し、前記遅延値に基づいて前記デジタル信号を受信集束させて前記サンプルボリュームに対応するHPRF (high pulse rate frequency) ドップラ映像を得るための超音波データを取得する超音波データ取得部を備える。

【0009】

また、本発明における受信集束方法は、a) ミッドポイントアルゴリズムを用いてサンプルボリュームを基準に生体の深さによって一定の遅延値を算出する段階と、b) 超音波信号を前記生体に送信し前記生体から反射される超音波エコー信号を受信してデジタル信号を形成する段階と、c) 前記遅延値に基づいて前記デジタル信号を受信集束させて前記サンプルボリュームに対応するHPRF ドップラ映像を得るための超音波データを取得する段階とを備える。

【発明の効果】

【0010】

本発明は、従来のミッドポイントアルゴリズムを用いてサンプルボリュームを基準に深さによって一定の遅延値を算出でき、その遅延値を用いてファントムサンプルボリュームから受信されるドップラ信号の感度を向上させることができる。

【図面の簡単な説明】

【0011】

【図1】本発明の実施例における超音波システムの構成を示すブロック図である。

【図2】Bモード映像およびサンプルボリュームを示す例示図である。

【図3】本発明の実施例における超音波データ取得部の構成を示すブロック図である。

【図4】ミッドポイントアルゴリズムに対応する数式を説明する説明図である。

【図5】本発明の実施例におけるパルスレート周波数、超音波信号の送信および超音波信号の受信を示すタイミング図である。

【図6】本発明の実施例におけるパルスレート周波数に基づいて超音波信号の送信および受信を示す例示図である。

【図7】本発明の実施例における受信集束遅延カーブを示す例示図である。

【発明を実施するための最良の形態】

【0012】

以下、添付した図面を参照して本発明の実施例を説明する。

【0013】

図1は、本発明の実施例における超音波システムの構成を示すブロック図である。図1を参照すると、超音波システム100は、ユーザー入力部110を備える。

【0014】

ユーザ入力部110は、ユーザの入力情報を受信する。本実施例において、入力情報は、図2に示すように、Bモード映像BIにサンプルボリュームSVを設定するための第1入力情報およびHPRF (high pulse rate frequency) ドップラモードを選択するための第2入力情報を含む。しかし、入力情報は、必ずしもこれに限定されない。

【0015】

ここで、HPRF ドップラモードは、特定深さで最大検出可能な血流速度より速い血流を測定しようとする場合に、一般的なPRF (pulse rate frequency) より高いPRFを用いてドップラスペクトル映像を得るための診断モードである。図2において、図面符号BVは、血管(blood vessel)を示す。ユーザ入力部110は、コントロールパネル(control panel)、トラックボール(track ball)、マウス(mouse)、キーボード(keyboard)などを含む。

【0016】

超音波システム１００は、超音波データ取得部１２０をさらに備える。超音波データ取得部１２０は、超音波信号を生体に送信し、生体から反射される超音波信号(即ち、超音波エコー信号)を受信して超音波データを取得する。生体は、対象体(例えば、血流、心臓、肝等)を含む。

【００１７】

図３は、本発明の実施例における超音波データ取得部の構成を示すブロック図である。図３を参照すると、超音波データ取得部１２０は、超音波プローブ３１０を備える。

【００１８】

超音波プローブ３１０は、電氣的信号と超音波信号を相互変換する複数の電気音響変換素子(transducer element:以下単に変換素子と呼ぶ)(図示せず)を備える。超音波プローブ３１０は、超音波信号を生体に送信し、生体から反射される超音波エコー信号を受信して受信信号を形成する。受信信号は、アナログ信号である。超音波プローブ３１０は、コンベックスプローブ(convex probe)、リニアプローブ(linear probe)などを含む。

【００１９】

超音波データ取得部１２０は、送信部３２０をさらに備える。送信部３２０は、超音波信号の送信を制御する。また、送信部３２０は、変換素子および集束点を考慮して、超音波映像を得るための電氣的信号(「送信信号」)を形成する。送信部３２０は、送信信号形成部(図示せず)、送信遅延時間情報メモリ(図示せず)、送信ビームフォーマ(図示せず)などを備える。

【００２０】

超音波データ取得部１２０は、受信部３３０をさらに備える。受信部３３０は、超音波プローブ３１０から提供される受信信号をアナログデジタルに変換してデジタル信号を形成する。また、受信部３３０は、変換素子および集束点を考慮して、デジタル信号を受信集束させて受信集束信号を形成する。受信部３３０は、受信信号増幅部(図示せず)、アナログデジタル変換部(図示せず)、受信遅延時間情報メモリ(図示せず)、受信ビームフォーマ(図示せず)などを備える。

【００２１】

超音波データ取得部１２０は、超音波データ形成部３４０をさらに備える。超音波データ形成部３４０は、受信部３３０から提供される受信集束信号を用いて超音波データを形成する。超音波データは、RF(radio frequency)データ、または、IQ(in-phase/quadrature)データを含む。しかし、超音波データは、必ずしもこれに限定されない。また、超音波データ形成部３４０は、超音波データを形成するのに必要な様々な信号処理(例えば、利得(gain)調節等)を受信集束信号に行うこともできる。

【００２２】

以下、添付した図面を参照して本発明における超音波データ取得部１２０をより具体的に説明する。説明の便宜上、サンプルボリュームSVがBモード映像BIの深さ方向に略20cmの深さに設定され、これに対応するファントムサンプルボリューム(phantom sample volume)がサンプルボリュームの設定深さ(20cm)の略半分深さ(10cm)に設定されることと仮定する。

【００２３】

送信部３２０は、変換素子および集束点を考慮して、Bモード映像BIを得るための第1送信信号を形成する。

【００２４】

超音波プローブ３１０は、送信部３２０から提供される第1送信信号を超音波信号に変換して生体に送信し、生体から反射される超音波エコー信号を受信して第1受信信号を形成する。

【００２５】

受信部３３０は、超音波プローブ３１０から提供される第1受信信号をアナログデジタ

10

20

30

40

50

ル変換して第 1 デジタル信号を形成する。また、受信部 330 は、ミッドポイントアルゴリズムを用いて第 1 デジタル信号を受信集束させて第 1 受信集束信号を形成する。

【0026】

一般に、ミッドポイントアルゴリズム (mid-point algorithm) は、ダイナミック受信集束遅延を計算するために用いられる集束遅延アルゴリズムである。ミッドポイントアルゴリズムの式を展開して整理すると、下記の式のような条件式として定義される。

【0027】

【数 1】

if $d_n \leq 0$

10

$$d_{n+1} = d_n + 8l_n + C_n$$

$$r_{n+1} = r_n + 1$$

$$l_{n+1} = l_n$$

else $d_n > 0$

$$d_{n+1} = d_n - 8r_n + C_p$$

$$r_{n+1} = r_n + 1$$

$$l_{n+1} = l_n - 1$$

・・・式 1

20

【0028】

式 1 において、 d_n は決定変数 (decision function) を示し、 r_n は初期深さを示し、 l_n は初期遅延値、即ち図 4 に示すように集束点から N 番目変換素子までの距離の中から初期深さ r_n を差し引いた残りを示し、 α は図 4 に示すように $2 \times \sin \theta$ を示し、 C_n は $-4(\alpha + 1)$ を示し、 C_p は $-12 - 4\alpha$ を示し、 n は 1 以上の整数を示す。

【0029】

従って、ミッドポイントアルゴリズムは、 C_n および C_p が変換素子および集束点の位置により決定される一方、初期に設定される特定変数、即ち d_n および r_n により受信集束遅延カーブの遅延データが生成される。

30

【0030】

超音波データ形成部 340 は、受信部 330 から提供される第 1 受信集束信号を用いて B モード映像 B I に対応する第 1 超音波データを形成する。第 1 超音波データは、RF データを含む。しかし、第 1 超音波データは、必ずしもこれに限定されない。

【0031】

送信部 320 は、入力情報 (即ち、第 1 入力情報および第 2 入力情報) および PRF に基づいてサンプルボリューム SV、即ち HRPF ドップラモードに対応する HRPF ドップラ映像を得るための第 2 送信信号を形成する。従って、超音波プローブ 310 は、送信部 320 から提供される第 2 送信信号を超音波信号に変換して生体に送信し、生体から反射される超音波エコー信号を受信して第 2 受信信号を形成する。

40

【0032】

一例として、送信部 320 は、第 1 パルスレート周波数 PRF_1 によって第 2 送信信号を形成する。超音波プローブ 310 は、図 5 および図 6 に示すように、第 1 パルスレート周波数 PRF_1 によって送信部 320 から提供される第 2 送信信号を超音波信号に変換して生体に送信 ($T \times 1$) する。図 6 において、図面符号 PSV は、ファントムサンプルボリュームを示す。即ち、図 5 および図 6 に示すように、 T_1 時間後には、第 1 パルスレート周波数 PRF_1 によって超音波プローブ 310 から送信された超音波信号が 10 cm の位置に到達するようになり、 T_2 時間後には、超音波信号の一部が 10 cm の位置で反射されて生成された超音波エコー信号が超音波プローブ 310 を通じて受信される。そして、超音波信号の一部が 20 cm の位置に到達するようになる。この時、第 1 パルスレート

50

周波数 PRF_1 によって送信された超音波信号に対応する血流情報（血流速度など）は、 10 cm の位置に血管がないため、存在しなくなる。

【0033】

送信部320は、第2パルスレート周波数 PRF_2 によって第2送信信号を形成する。超音波プローブ310は、図5および図6に示すように、第2パルスレート周波数 PRF_2 によって送信部320から提供される第2送信信号を超音波信号に変換して生体に送信 (Tx_2) する。続いて、超音波プローブ310は、図5および図6に示すように、生体から反射される超音波エコー信号を受信 Rx_1 して第2受信信号を形成する。この時、受信される超音波エコー信号 Rx_1 は、超音波プローブ310から送信された超音波信号 (Tx_1) が生体により反射されて超音波プローブ310に受信される超音波エコー信号である。図5および図6に示すように、第2パルスレート周波数 PRF_2 によって超音波プローブ310から超音波信号が送信される (Tx_2)。この時、 T_3 時間後には、第1パルスレート周波数 PRF_1 によって送信された超音波信号が 20 cm の位置で反射されて 10 cm の位置に到達するようになり、第2パルスレート周波数 PRF_2 によって送信された超音波信号も 10 cm の位置に到達するようになる。

10

【0034】

T_4 時間後には、第1パルスレート周波数 PRF_1 によって送信された超音波信号が 20 cm の位置で反射されて生成された超音波エコー信号が超音波プローブ310を通じて受信され (図5の Rx_1)、第2パルスレート周波数 PRF_2 によって送信された超音波信号が 10 cm の位置で反射され生成された超音波エコー信号が超音波プローブ310を通じて受信される。

20

【0035】

送信部320は、第3パルスレート周波数 PRF_3 によって第2送信信号を形成する。超音波プローブ310は、図5および図6に示すように、第3パルスレート周波数 PRF_3 によって送信部320から提供される第2送信信号を超音波信号に変換して生体に送信 (Tx_3) する。また、超音波プローブ310は、図5および図6に示すように、第3パルスレート周波数 PRF_3 によって生体から反射される超音波エコー信号を受信 (Rx_2) して第2受信信号を形成する。この時、受信された超音波エコー信号 (Rx_2) は、超音波プローブ310から送信された超音波信号 (Tx_2) が生体により反射されて超音波プローブ310に受信される音波エコー信号である。図5および図6を参照すると、 T_5 時間後には、第2パルスレート周波数 PRF_2 によって送信された超音波信号が 20 cm の位置で反射され 10 cm の位置に到達するようになり、 T_6 時間後には、第2パルスレート周波数 PRF_2 によって送信された超音波信号が 20 cm の位置で反射され生成された超音波エコー信号が超音波プローブ310を通じて受信される (図5の Rx_2)。

30

【0036】

受信部330は、超音波プローブ310から提供される第2受信信号をアナログデジタル変換して第2デジタル信号を形成する。受信部330は、本実施例におけるミッドポイントアルゴリズムを用いて第2デジタル信号を受信集束させて第2受信集束信号を形成する。

【0037】

ミッドポイントアルゴリズムは、全ての深さに対して遅延値を適用して受信集束遅延を計算する。しかし、 $PW(\text{pulse wave})$ ドップラモードまたは $HPRF$ ドップラモードは、特定スキャンラインの1つの集束点のみをフォーカシングして超音波データを取得するものであるため、全ての深さに対する遅延値は必要ない。従って、サンプルボリューム SV に対応する遅延値が有効の遅延値であり、この値を全ての深さについて適用すれば、ファントムサンプルボリューム PSV でもサンプルボリューム SV の遅延値を用いることができるようになる。

40

【0038】

このため、受信部330は、式1において、 d_n の初期値を0以下の値に設定し、 C_n を -81_n に設定する。このように初期値を設定するようになれば、遅延値 1_n は、図7

50

に示すように深さによって常に同一に維持される受信集束遅延カーブ I_{after} となる。図 7 において、図面符号 I_{before} は、従来のミッドポイントアルゴリズムによる受信集束遅延カーブを示す。

【0039】

従って、受信部 330 は、ミッドポイントアルゴリズムについて初期遅延値が 0 より小さくなるように特定変数 (即ち、 d_n および C_n) を設定して深さによって一定の遅延値を算出し、算出された遅延値を用いてデジタル信号を受信集束させて受信集束信号を形成する。

【0040】

超音波データ形成部 340 は、受信部 330 から提供される第 2 受信集束信号を用いて HPRF ドップラ映像に対応する第 2 超音波データを形成する。

10

【0041】

再び図 1 を参照すると、超音波システム 100 は、プロセッサ 130 をさらに備える。プロセッサ 130 は、ユーザ入力部 110 および超音波データ取得部 120 に連結される。プロセッサ 130 は、CPU、GPU、マイクロプロセッサなどを含む。

【0042】

本実施例において、プロセッサ 130 は、超音波データ取得部 120 から提供される第 1 超音波データを用いて B モード映像 BI を形成する。B モード映像 BI は、ディスプレイ部 150 に表示される。従って、ユーザは、ユーザ入力部 110 を用いて B モード映像 BI にサンプルボリューム SV を設定することができる。また、プロセッサ 130 は、ユーザ入力部 110 から提供される入力情報 (即ち、第 1 入力情報) に基づいて B モード映像 BI にサンプルボリューム SV を設定する。また、プロセッサ 130 は、ユーザ入力部 110 から提供される入力情報 (即ち、第 1 入力情報) に基づいて B モード映像 BI にファントムサンプルボリューム PSV を設定する。また、プロセッサ 130 は、超音波データ取得部 120 から提供される第 2 超音波データを用いてドップラ信号を形成し、形成されたドップラ信号を用いて HPRF ドップラ映像を形成する。

20

【0043】

超音波システム 100 は、格納部 140 をさらに備える。格納部 140 は、超音波データ取得部 120 で取得された超音波データ (即ち、第 1 超音波データおよび第 2 超音波データ) を格納する。また、格納部 140 は、ユーザ入力部 110 で受信された入力情報を格納することもできる。

30

【0044】

超音波システム 100 は、ディスプレイ部 150 をさらに備える。ディスプレイ部 150 は、プロセッサ 130 で形成された B モード映像を表示する。また、ディスプレイ部 150 は、プロセッサ 130 で形成された HPRF ドップラ映像を表示する。

【0045】

本発明は、望ましい実施例によって説明および例示をしたが、当業者であれば添付した特許請求の範囲の事項および範疇を逸脱することなく、様々な変形および変更が可能である。

【符号の説明】

40

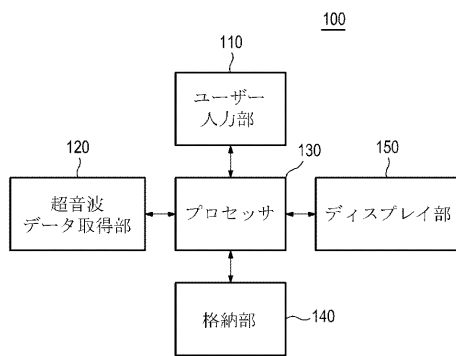
【0046】

- 100 超音波システム
- 110 ユーザー入力部
- 120 超音波データ取得部
- 130 プロセッサ
- 140 格納部
- 150 ディスプレイ部
- 310 超音波プローブ
- 320 送信部
- 330 受信部

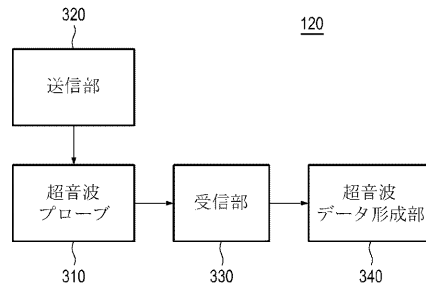
50

340 超音波データ形成部
 BI Bモード映像
 SV サンプルボリューム
 BV 血管
 PSV ファントムサンプルボリューム
 PRF₁ ~ PRF₄ パルスレート周波数
 Tx 送信
 Rx 受信
 T₁ ~ T₆ 時間

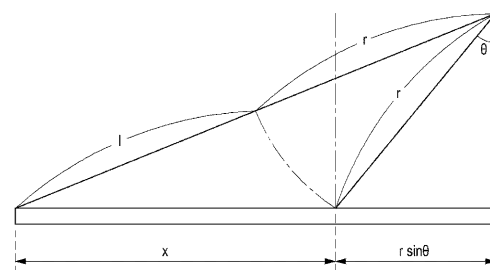
【図1】



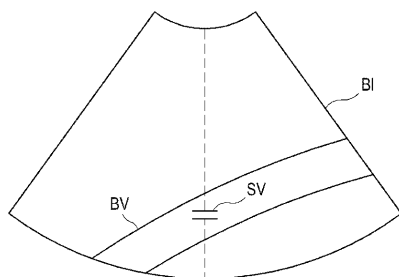
【図3】



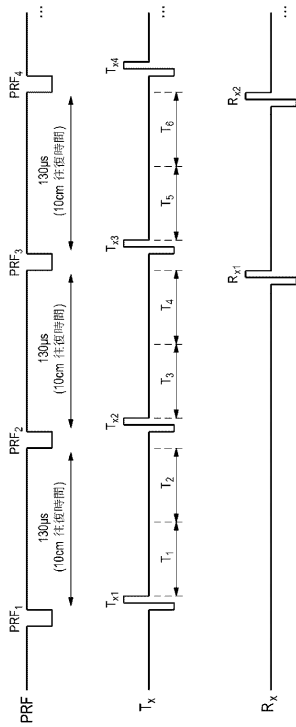
【図4】



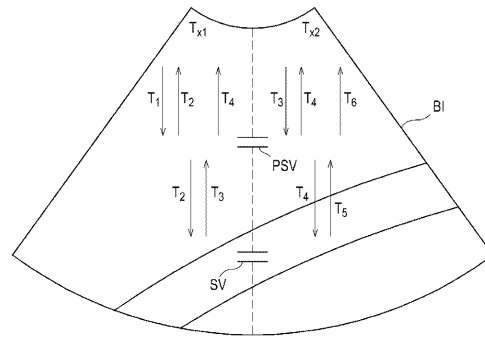
【図2】



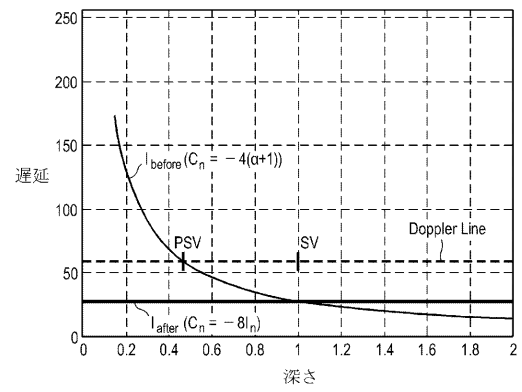
【図 5】



【図 6】



【図 7】



フロントページの続き

(72)発明者 キム, ボム ギュ

大韓民国, ソウル特別市江南区大峙洞 1 0 0 3, メディソンビル, 3階, 三星メディソン
株式会社 R & D センター

F ターム(参考) 4C601 BB02 DD03 DE03 EE03 EE22 HH13 HH30 JB05 JB19 KK12
KK17 KK43 KK44

专利名称(译)	超声系统和使用中点算法进行接收聚焦的方法		
公开(公告)号	JP2012125585A	公开(公告)日	2012-07-05
申请号	JP2011274928	申请日	2011-12-15
[标]申请(专利权)人(译)	三星麦迪森株式会社		
申请(专利权)人(译)	三星メディソン株式会社		
[标]发明人	キムボムギョ		
发明人	キム, ボム ギョ		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	G01S15/8979 G01S7/52025 G01S7/52085 G01S15/8915 G10K11/346		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/DD03 4C601/DE03 4C601/EE03 4C601/EE22 4C601/HH13 4C601/HH30 4C601/JB05 4C601/JB19 4C601/KK12 4C601/KK17 4C601/KK43 4C601/KK44		
优先权	1020100128985 2010-12-16 KR		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

一种用于利用中点算法接收聚焦的超声系统和方法。根据本发明的超声系统使用中点算法基于样本体积根据活体的深度计算恒定延迟值，将超声信号发送到活体，并从活体反射。接收超声回波信号，基于超声回波信号形成数字信号，基于延迟值接收和聚焦数字信号，并对应于与样本量对应的高脉冲率频率HPRF提供超声数据获取单元以获取用于获取多普勒图像的超声数据。[选图]图1

