

(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2009-261520

(P2009-261520A)

(43) 公開日 平成21年11月12日(2009.11.12)

(51) Int.Cl.
A61B 8/00 (2006.01)

F1
A61B 8/00

テーマコード(参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 12 頁)

(21) 出願番号 特願2008-112952 (P2008-112952)
(22) 出願日 平成20年4月23日 (2008.4.23)

(71) 出願人 300019238
ジーイー・メディカル・システムズ・グローバル・テクノロジー・カンパニー・エルエルシー
アメリカ合衆国・ウィスコンシン州・53188・ワウケシャ・ノース・グランドビュー・ブルバード・ダブリュー・710・3000

(74) 代理人 100106541
弁理士 伊藤 信和

(72) 発明者 早坂 一純
東京都日野市旭が丘四丁目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

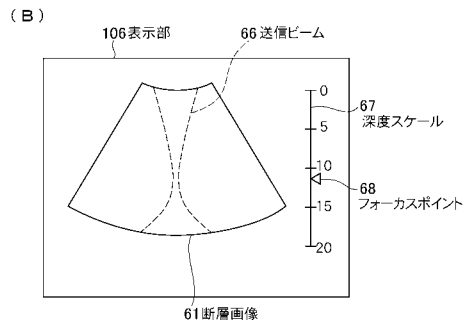
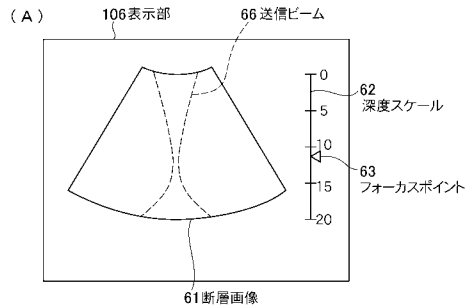
(54) 【発明の名称】 超音波撮像装置

(57) 【要約】

【課題】フォーカスポイント等の体内位置情報と、断層画像が示す実際の体内位置とを、簡易に一致させることができる超音波撮像装置を実現する。

【解決手段】深度スケール62の長さおよびフォーカスポイント63の位置を、局所音速情報入力手段49から入力された撮像領域の局所音速情報に基づいて補正し、断層画像61の体内位置を正確に反映する新たな深度スケール67の長さおよびフォーカスポイント68の位置を示し、オペレータは、断層画像61の深さ方向の位置および焦点深度を正確に知ることができ、的確で容易な焦点深度の設定等を行うことを実現させる。

【選択図】 図6



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体の断層画像および前記被検体内の標準音速情報を用いて求められた、前記断層画像の前記被検体内での位置を示す体内位置情報を表示する表示部と、前記断層画像の撮像領域における局所音速情報を入力する局所音速情報入力手段と、前記局所音速情報に基づいて、前記体内位置情報の表示位置を補正する体内位置情報補正手段とを備える超音波撮像装置。

【請求項 2】

前記体内位置情報は、前記断層画像の断層画像情報を取得する際に行われる電子フォーカスの焦点深度位置を示すフォーカスポイントを含むことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波撮像装置。

10

【請求項 3】

前記体内位置情報補正手段は、前記フォーカスポイントの深度方向の位置を、前記断層画像が有する電子フォーカスの深度方向の焦点位置に一致させることを特徴とする請求項 2 に記載の超音波撮像装置。

【請求項 4】

前記体内位置情報は、前記断層画像の深度方向の深さを示す深度スケールを含むことを特徴とする請求項 1 から 3 のいずれか 1 項に記載の超音波撮像装置。

【請求項 5】

前記体内位置情報補正手段は、前記深度スケールの深度方向の位置および長さを、前記断層画像が有する深度方向の位置および長さ一致させることを特徴とする請求項 4 に記載の超音波撮像装置。

20

【請求項 6】

前記局所音速情報入力手段は、前記局所音速情報を数値で入力するボリュームを備えることを特徴とする請求項 1 から 5 のいずれか 1 項に記載の超音波撮像装置。

【請求項 7】

前記局所音速情報入力手段は、前記被検体の撮像部位情報を入力する撮像部位入力手段を備えることを特徴とする請求項 1 から 5 のいずれか 1 項に記載の超音波撮像装置。

【請求項 8】

前記体内位置情報補正手段は、前記撮像部位情報に基づいて、前記局所音速情報を求めることを特徴とする請求項 7 に記載の超音波撮像装置。

30

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

この発明は、断層画像情報と共にこの断層画像情報の被検体内の位置を示す体内位置情報を表示する超音波撮像装置に関する。

【背景技術】**【0002】**

近年、超音波撮像装置は、被検体内の様々な部位の撮像に用いられている。例えば、脳に関しては神経外科、心臓に関しては循環器、腹部では消化器等の分野で、有用な診断情報が取得されている。

40

【0003】

超音波撮像装置により取得された断層画像情報は、表示部にリアルタイム (real time) に表示される。オペレータ (operator) は、表示された断層画像を、例えば被検体が横臥するベッドサイド (bed side) で観察する。

【0004】

超音波撮像装置は、断層画像情報を表示する際に、断層画像情報の被検体内での位置を示すフォーカスポイント (focus point) あるいは深度スケール (scale) といった体内位置情報も同時に表示する。これにより、オペレータは、断層画像が示す被検体内の位置を、正確に把握し、的確な焦点深度の設定等を行うことができる (例えば

50

、特許文献1参照)。

【特許文献1】特開2004-195091号公報、(第1頁、第1図)

【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、上記背景技術によれば、撮像部位により、フォーカスポイント等の体内位置情報は、実際とは異なったものとなる。すなわち、被検体中の音速は、撮像部位により若干異なったものとなっており、この影響により実際に所定深度まで超音波が往復する時間は、被検体内の標準音速情報を用いた場合の往復する時間とは、異なったものとなる。

10

【0006】

特に、フォーカスポイントは、オペレータが実際に観察する断層画像の電子フォーカス位置とは異なった位置を指し示す場合があり、また深度スケールも、オペレータが実際に観察する断層画像の深さ方向の位置と異なる場合がある。これらのことは、オペレータによる焦点深度の設定を、手間がかかり確度の低いものにする要因となっている。

【0007】

なお、超音波撮像装置は、装置に記憶され、深度スケールおよびフォーカスポイントを算出する際の基になる標準音速情報を、被検体の撮像部位ごとに異なる局所音速情報に置き換えることもできる。これにより、上述した不一致は、解消されるものの、標準音速情報は、同時に様々な安全指数の算出の基礎になるものでもあるので、標準音速情報の値の変更は、品質および安全上好ましいことではない。

20

【0008】

この発明は、上述した背景技術による課題を解決するためになされたものであり、フォーカスポイント等の体内位置情報と、断層画像が示す実際の体内位置とを、簡易に一致させることができる超音波撮像装置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】

【0009】

上述した課題を解決し、目的を達成するために、第1の観点の発明にかかる超音波撮像装置は、被検体の断層画像および前記被検体内の標準音速情報を用いて求められた、前記断層画像の前記被検体内での位置を示す体内位置情報を表示する表示部と、前記断層画像の撮像領域における局所音速情報を入力する局所音速情報入力手段と、前記局所音速情報に基づいて、前記体内位置情報の表示位置を補正する体内位置情報補正手段とを備える。

30

【0010】

この第1の観点による発明では、局所音速情報入力手段により、被検体の撮像領域の局所音速情報を入力し、この局所音速情報に基づいて、体内位置情報の表示位置を補正する。

【0011】

また、第2の観点の発明にかかる超音波撮像装置は、第1の観点到に記載の超音波撮像装置において、前記体内位置情報が、前記断層画像の断層画像情報を取得する際に行われる電子フォーカスの焦点深度位置を示すフォーカスポイントを含むことを特徴とする。

40

【0012】

この第2の観点の発明では、フォーカスポイントの表示位置を補正する。

【0013】

また、第3の観点の発明にかかる超音波撮像装置は、第2の観点到に記載の超音波撮像装置において、前記体内位置情報補正手段が、前記フォーカスポイントの深度方向の位置を、前記断層画像が有する電子フォーカスの深度方向の焦点位置に一致させることを特徴とする。

【0014】

この第3の観点の発明では、フォーカスポイントを、実際の断層画像の焦点位置に一致させる。

50

【 0 0 1 5 】

また、第 4 の観点の発明にかかる超音波撮像装置は、第 1 から 3 の観点のいずれか 1 つに記載の超音波撮像装置において、前記体内位置情報が、前記断層画像の深度方向の深さを示す深度スケールを含むことを特徴とする。

【 0 0 1 6 】

この第 4 の観点の発明では、深度スケールの表示位置を補正する。

【 0 0 1 7 】

また、第 5 の観点の発明にかかる超音波撮像装置は、第 4 の観点に記載の超音波撮像装置において、前記体内位置情報補正手段が、前記深度スケールの深度方向の位置および長さを、前記断層画像が有する深度方向の位置および長さ一致させることを特徴とする。

10

【 0 0 1 8 】

この第 5 の観点の発明では、深度スケールを、実際の断層画像の位置および長さ一致させる。

【 0 0 1 9 】

また、第 6 の観点の発明にかかる超音波撮像装置は、第 1 から 5 の観点のいずれか 1 つに記載の超音波撮像装置において、前記局所音速情報入力手段が、前記局所音速情報を数値で入力するボリュームを備えることを特徴とする。

【 0 0 2 0 】

この第 6 の観点の発明では、ボリュームにより、音速情報が、容易に入力される。

【 0 0 2 1 】

20

また、第 7 の観点の発明にかかる超音波撮像装置は、第 1 から 5 の観点のいずれか 1 つに記載の超音波撮像装置において、前記局所音速情報入力手段が、前記被検体の撮像部位情報を入力する撮像部位入力手段を備えることを特徴とする。

【 0 0 2 2 】

また、第 8 の観点の発明にかかる超音波撮像装置は、第 7 の観点に記載の超音波撮像装置において、前記体内位置情報補正手段が、前記撮像部位情報に基づいて、前記局所音速情報を求めることを特徴とする。

【 0 0 2 3 】

この第 8 の観点の発明では、撮像部位情報により、簡易に局所音速情報を入力する。

【 発明の効果 】

30

【 0 0 2 4 】

本発明によれば、オペレータは、フォーカスポイント等の体内位置情報を、簡易に表示された断層画像が実際に示す位置と一致させ、目的とする位置を正確に把握し、ひいては容易に目的とする焦点深度の設定等を行うことができる。

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 2 5 】

以下に添付図面を参照して、この発明にかかる超音波撮像装置を実施するための最良の形態について説明する。なお、これにより本発明が限定されるものではない。

【 0 0 2 6 】

40

まず、本実施の形態にかかる超音波撮像装置の全体構成について説明する。図 1 は、本実施の形態にかかる超音波撮像装置 100 の全体構成を示すブロック (b l o c k) 図である。この超音波撮像装置は、超音波プローブ (p r o b e) 10、画像取得部 102、画像メモリ (m e m o r y) 部 104、画像表示制御部 105、表示部 106、入力部 107 および制御部 108 を含む。

【 0 0 2 7 】

超音波プローブ 10 は、超音波を送受信するための部分、つまり被検体 2 の撮像断面に超音波を照射し、被検体 2 の内部からその都度反射された超音波エコー (e c h o) を、時系列的な音線として受信する。一方、超音波プローブ 10 は、超音波の照射方向を順次切り替えながら電子走査を行う。

【 0 0 2 8 】

50

画像取得部102は、送受信部、Bモード(mode)処理部、ドップラ(doppler)処理部等を含む。送受信部は、超音波プローブ10と同軸ケーブル(cable)により接続されており、超音波プローブ10の圧電素子を駆動するための電気信号を発生する。送受信部は、受信した反射超音波エコー信号の初段増幅も行う。

【0029】

Bモード処理部は、送受信部で増幅された反射超音波エコー信号からBモード画像をリアルタイムで生成する処理を行う。ドップラ処理部は、送受信部で増幅された反射超音波エコー信号から位相変化情報を抽出し、リアルタイムで、周波数偏移の平均周波数値である平均速度、パワー(power)値および分散といった、血流情報を算出する。

【0030】

画像メモリ部104は、大容量メモリからなり、Bモード等の断層画像情報および時間変化する一連の断層画像情報であるシネ(cine)画像情報等を保存する。

【0031】

画像表示制御部105は、Bモード処理部で生成されたBモード画像情報およびドップラ処理部で生成された血流情報画像等の表示フレームレート(frame rate)変換、画像表示の形状や位置制御、並びに、断層画像の被検体2内における体内位置情報等の付帯情報の表示制御を行う。

【0032】

表示部106は、CRT(Cathode Ray Tube)あるいはLCD(Liquid Crystal Display)等からなり、Bモード画像あるいはドップラ画像等の断層画像情報の表示および付帯情報の表示を行う。

【0033】

入力部107は、キーボード(keyboard)等からなり、オペレータにより、操作情報が入力される。入力部107は、例えば、Bモードによる表示あるいはドップラ処理の表示を選択するための操作情報、ドップラ処理を行うドップラ撮像領域の設定を行う。入力部107は、撮像領域の局所音速情報の入力も行う。

【0034】

制御部108は、入力部107から入力された操作情報および予め記憶したプログラム(program)やデータ(data)に基づいて、上述した超音波プローブを含む超音波撮像装置各部の動作を制御する。

【0035】

図2は、入力部107の操作パネル(panel)の一例を示す図である。入力部107は、キーボード40、TGC(Time Gain Controller)41およびニューパシエントキー(New Patient Key)等を含む患者指定部42、ポインティングデバイス(pointing device)であるトラックボール(track ball)、ROI設定等を含む計測入力部43、並びに、撮像領域の局所的な音速を入力する局所音速情報入力手段49を含む。

【0036】

キーボード40は、文字情報あるいは数値情報を入力する場合に用いられ、例えば被検体2の氏名、IDNo.(Identification No.)等の入力に用いられる。TGC41は、深さ方向の受信超音波信号の利得を調整する。患者指定部42は、新たな患者による撮像を行うごとに入力が行われる。この入力により、被検体2の氏名またはIDNo.と関連付けて、検査情報を格納するメモリ領域が確保される。計測入力部43は、ROIの設定、ROI面積の計測およびROI内画素値を用いた計測等を、トラックボール等を用いて行う。

【0037】

局所音速情報入力手段49は、被検体2内部の撮像領域における局所音速情報を入力する。局所音速情報入力手段49は、例えば、撮像部位入力手段であるボタン(button)45~47およびボリューム(volume)48を含む。ボタン45は、撮像領域の名称がAの場合に選択され、このボタンが押されることにより、この撮像領域の局所音

10

20

30

40

50

速情報が制御部 108 に入力される。また、ボタン 46 およびボタン 47 が選択される場合も同様である。ボリューム 48 は、撮像領域の局所音速情報を、手動により数値入力する回転式のボリュームである。

【0038】

図 3 は、画像表示制御部 105 および制御部 108 の詳細な構成を示すブロック図である。画像表示制御部 105 は、画像表示手段 31 および体内位置情報表示手段 32 を含み、制御部 108 は、画像取得制御手段 33 および体内位置情報補正手段 35 を含む。

【0039】

画像表示手段 31 は、画像取得部 102 または画像メモリ部 104 から出力された断層画像情報を、表示部 106 の表示画面上の所定位置に所定の大きさおよび形状で表示する。体内位置情報表示手段 32 は、表示画面上に表示された断層画像の横に、断層画像の被検体 2 内における位置を示す体内位置情報を表示する。

10

【0040】

図 4 は、表示部 106 に表示された断層画像 21、並びに、体内位置情報である深度スケール 22 およびフォーカスポイント 23 を示す説明図である。断層画像 21 は、概ね画面の中央部に配置され、その右横に深度スケール 22 およびフォーカスポイント 23 が配置される。断層画像 21 は、図面上部に深度の浅い領域が図示され、図面下部に深度の深い領域が図示されている。ここで、断層画像 21 は、超音波の送信時から時間 t だけ遅れて取得された反射超音波エコーを、超音波プローブ 10 の表面から、

20

【0041】

$$l = (v t) / 2 \quad (2)$$

の深度方向位置に表示する。ここで、 v は、JIS 規格で定められた被検体中の標準音速 (1530 m / s e c) の情報である。

【0042】

深度スケール 22 は、断層画像 21 の深度方向における深さを CM 単位で現したものであり、超音波プローブ 10 の被検体 2 との接触面、コンベックス (convex) 型の探触子では接触面の中央部分を、基点として深さ方向に伸びるスケールである。

【0043】

フォーカスポイント 23 は、断層画像 21 を取得する際に設定された電子フォーカスの焦点深度位置を示すポインタ (pointer) である。なお、断層画像 21 中に示された破線は、電子走査方向中央部の送信ビーム 26 を模式的に示している。この破線は、深度方向における所定強度の音場の分布を示している。送信ビーム 26 は、深度方向のフォーカスポイント 23 の位置において、横方向の音場分布が最も狭くなり、フォーカスの合った最も高い分解能を示すことを例示している。

30

【0044】

なお、被検体 2 の内部の音速は、場所により若干異なる。例えば、乳房は、標準音速よりも遅い音速を有する。この場合、断層画像 21 の焦点深度位置とフォーカスポイント 23 の深度方向の位置は、一致しなくなる。

【0045】

画像取得制御手段 33 は、入力部 107 から入力された走査モード、深度方向の撮像範囲、焦点深度等の情報に基づいて、画像取得部 102 に制御信号を送信し、断層画像情報の取得を制御する。例えば、画像取得制御手段 33 は、入力された焦点深度の情報を画像取得部 102 に送信し、画像取得部 102 は、送信された焦点深度の情報に基づいて、送信ビーム 26 を発生させる際の遅延時間を算出し、送受信信号を遅延させるビームフォーマー (beam former) に設定する。

40

【0046】

なお、画像取得部 102 で算出される遅延時間は、超音波プローブ 10 内部の圧電素子と被検体 2 との間にある、ゴムレンズ (gum lens)、また超音波プローブ 10 がコンベックス型の探触子である場合には、圧電素子の配列方向に生じる曲率半径等も考慮し、

50

【 0 0 4 7 】

$$= f (F、v、d、R、L T、L V、m、) \quad (1)$$

と言った関数 f の式 (1) で現せる。ここで、 F は焦点深度、 v は J I S 規格で定められた被検体中の標準音速、 d は圧電素子の配列方向のレイピッチ、 R はコンベックス型の探触子である場合のコンベックス部分の曲率半径、 $L T$ はゴムレンズの厚さ、 $L V$ はゴムレンズ中の音速、 m は開口幅内に存在する圧電素子の数である。

【 0 0 4 8 】

体内位置情報補正手段 3 5 は、入力部 1 0 7 から入力される撮像部位の局所音速情報に基づいて、深度スケール 2 2 およびフォーカスポイント 2 3 の表示位置を補正する。この補正では、局所音速情報入力手段 4 9 のボタン 4 5 ~ 4 7 あるいはボリューム 4 8 から入力される撮像部位情報または具体的な局所音速情報の音速を用いて、補正値を求める。

10

【 0 0 4 9 】

体内位置情報補正手段 3 5 は、撮像部位ごとの局所音速情報を有しており、ボタン 4 5 ~ 4 7 を用いて入力された撮像部位情報から、撮像部位の局所音速情報を求める。

【 0 0 5 0 】

体内位置情報補正手段 3 5 は、入力された局所音速を v_b とすると、深度スケール 2 2 の深さ l の位置は、

【 0 0 5 1 】

$$l_b = (v / v_b) \times l \quad (2)$$

の l_b の位置に移動する。

20

【 0 0 5 2 】

また、体内位置情報補正手段 3 5 は、フォーカスポイント 2 3 を、

【 0 0 5 3 】

$$F_b = (v / v_b) \times F \quad (3)$$

の式で求められる、補正された深度スケール 2 2 上の深さ F_b の位置に移動する。

【 0 0 5 4 】

次に、制御部 1 0 8 および画像表示制御部 1 0 5 の動作について、図 5 を用いて概要を説明する。図 5 は、制御部 1 0 8 および画像表示制御部 1 0 5 の動作を示すフローチャートである。まず、オペレータは、入力部 1 0 7 から撮像条件を入力する (ステップ S 5 0 1)。この撮像条件は、深さ方向の撮像範囲、電子フォーカスの焦点深度等を含む。

30

【 0 0 5 5 】

その後、オペレータは、超音波プローブ 1 0 を、例えば被検体 2 の乳房等に密着させて撮像を行い、取得した断層画像情報を表示部 1 0 6 に表示する (ステップ S 5 0 2)。図 6 (A) は、表示された乳房の断層画像情報の断層画像 6 1 を模式的に示した説明図である。断層画像 6 1 には、超音波プローブ 1 0 の中央部における送信ビーム 6 6 のビームパターン (beam pattern) が図示されている。乳房中の局所音速は、被検体 2 の標準音速よりも遅くなる。従って、送信ビーム 6 6 のビームパターンが走査方向に最も狭くなる深さ方向の位置は、フォーカスポイント 6 3 で示された位置よりも、深い位置となる。また、断層画像 6 1 に実際に示される体内位置は、深度スケール 6 2 で示される深さ方向の位置よりも浅い位置となる。

40

【 0 0 5 6 】

その後、オペレータは、目視により、フォーカスポイント 6 3 の位置と断層画像 6 1 の焦点深度が一致するかどうかを判定する (ステップ S 5 0 3)。そして、オペレータは、フォーカスポイント 6 3 の位置と断層画像 6 1 の焦点深度が一致しない場合には (ステップ S 5 0 3 否定)、フォーカスポイント 6 3 を用いて、目的とする部位と焦点深度を一致させることが容易でない。そこで、オペレータは、操作パネルの局所音速情報入力手段 4 9 から撮像領域、この例では乳房の局所音速情報を入力する (ステップ S 5 0 4)。そして、制御部 1 0 8 の体内位置情報補正手段 3 5 は、入力された局所音速情報および上述した式 (2) および (3) を用いて、表示部 1 0 6 の深度スケール 6 2 の長さおよびフォーカスポイント 6 3 の位置を補正し (ステップ S 5 0 5)、再度ステップ S 5 0 3 の判定を

50

行う。

【0057】

図6(B)は、補正された深度スケール67およびフォーカスポイント68を示す説明図である。図6(B)の断層画像61および送信ビーム66は、図6(A)に示したものと同様である。深度スケール67は、式(2)に基づいて図6(A)に示した深度スケール62を深さ方向に伸張したものである。また、フォーカスポイント68は、同様に式(3)に基づいて、深さ方向に移動したものである。ここで、断層画像61に示された画像の深さ方向の位置は、深度スケール67に示される深さと一致したものとなり、フォーカスポイント68の位置は、送信ビーム66の走査方向の幅が最も小さくなる、焦点深度の位置と一致したものとなる。なお、断層画像61の深度方向における実際の撮像範囲は、局所音速が標準音速より遅いので、設定値よりも小さいものとなる。

10

【0058】

また、オペレータは、目視により、フォーカスポイント63の位置と断層画像61の焦点深度が一致していると判断した場合には(ステップS503肯定)、フォーカスポイント63の位置を判断基準にして、見たい撮像部位と電子フォーカスの焦点深度を一致させる(ステップS506)。

【0059】

その後、オペレータは、この焦点深度位置で診断を行う断層画像情報の撮像を行い(ステップS507)、本処理を終了する。

【0060】

なお、局所音速情報入力手段49から入力された局所音速情報を、予め制御部108に読み込まれている標準音速情報の代わりに用いることにより、同様に、深度スケールおよびフォーカスポイントの位置を、断層画像が示す実際の位置と一致させることもできる。しかし、この場合には、被検体2中の音速が標準音速値であるとして決定された安全規格の基準値に、異なった値を用いる必要がある等のことが生じ、装置の品質および安全上好ましいものではない。

20

【0061】

上述してきたように、本実施の形態では、深度スケール62の長さおよびフォーカスポイント63の位置を、局所音速情報入力手段49から入力された撮像領域の局所音速に基づいて補正し、断層画像61の体内位置を正確に反映する新たな深度スケール67の長さおよびフォーカスポイント68の位置を示し、オペレータは、断層画像61の深さ方向の位置および焦点深度を正確に知ることができ、的確で容易な焦点深度の設定等を行うことができる。

30

【0062】

また、本実施の形態では、体内位置情報として、深度スケール62およびフォーカスポイント63の補正を行ったが、パルスドップラを行う際に、表示部106の画面上に設定されるデータのサンプルポジション(sample position)の位置情報等を、同様に補正し、正確なものとすることもできる。

【0063】

また、本実施の形態では、断層画像21および61は、撮像領域の実際の大きさに合わせたものとしたが、所定の倍率で拡大あるいは縮小される場合には、深度スケールおよびフォーカスポイントも同様に拡大あるいは縮小される。

40

【0064】

また、本実施の形態では、局所音速情報入力手段49から入力される局所音速情報は、被検体2内の撮像領域における局所音速であるとしたが、乳房等の撮像において、超音波プローブ10と被検体2の間に音響カップラ(coupler)が装着される場合には、音響カップラ内の音速を入力することもできる。

【図面の簡単な説明】

【0065】

【図1】超音波撮像装置の全体構成を示すブロック図である。

50

【図2】実施の形態にかかる入力部の操作パネルを示す外観図である。

【図3】実施の形態にかかる画像表示制御部および制御部の構成を示すブロック図である。

。

【図4】実施の形態にかかる表示部の一例を示す説明図である。

【図5】実施の形態にかかる制御部および画像表示制御部の動作を示すフローチャートである。

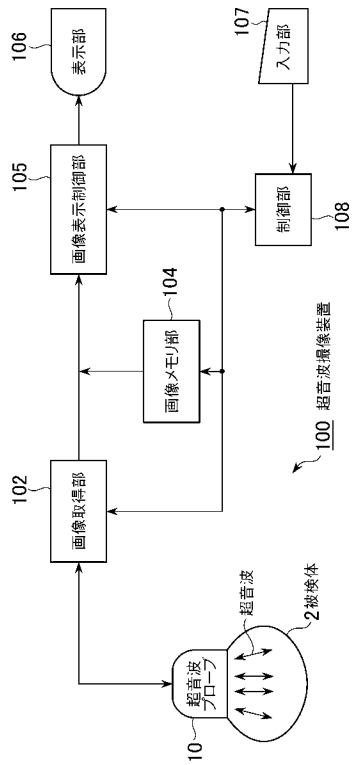
【図6】実施の形態にかかる表示部の変化を示す説明図である。

【符号の説明】

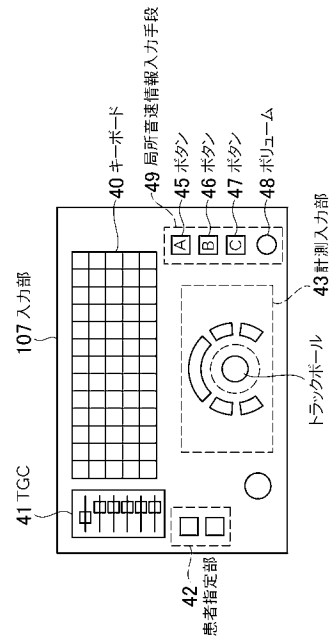
【0066】

2	被検体	10
10	超音波プローブ	
21、61	断層画像	
22、62、67	深度スケール	
23、63、68	フォーカスポイント	
26、66	送信ビーム	
31	画像表示手段	
32	体内位置情報表示手段	
33	画像取得制御手段	
35	体内位置情報補正手段	
40	キーボード	20
41	断層画像	
42	患者指定部	
43	計測入力部	
45～47	ボタン	
48	ボリューム	
49	局所音速情報入力手段	
100	超音波撮像装置	
102	画像取得部	
104	画像メモリ部	
105	画像表示制御部	30
106	表示部	
107	入力部	
108	制御部	

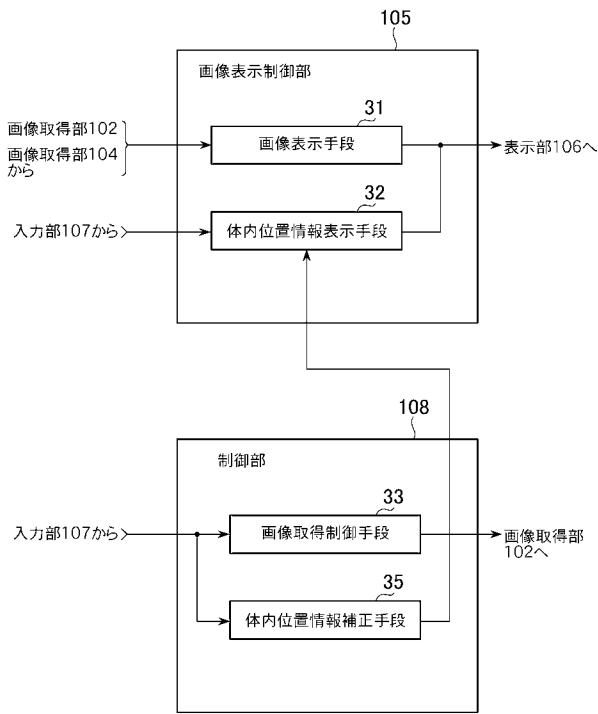
【 図 1 】



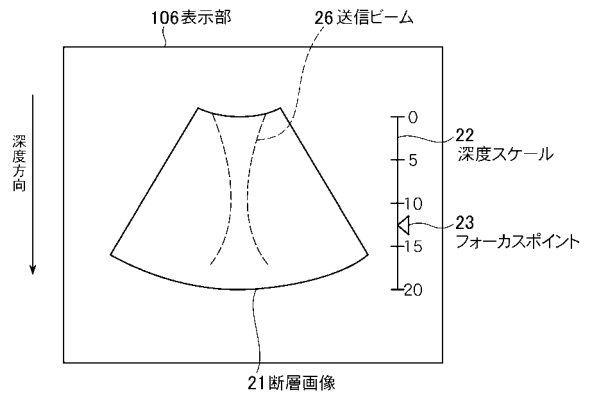
【 図 2 】



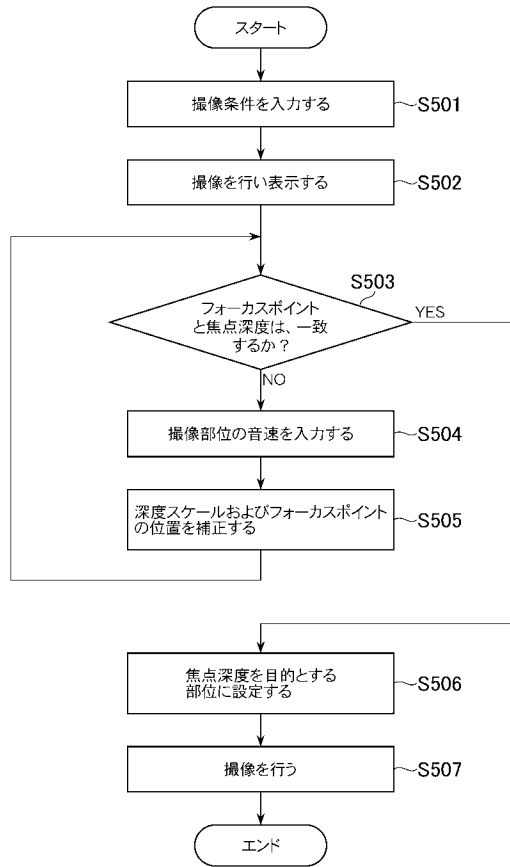
【 図 3 】



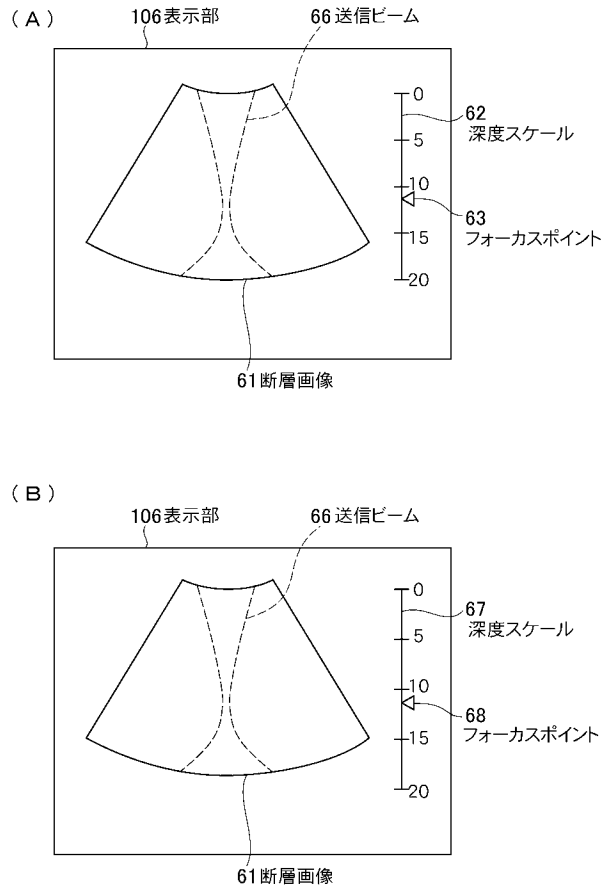
【 図 4 】



【 図 5 】



【 図 6 】



フロントページの続き

Fターム(参考) 4C601 BB02 BB06 EE09 EE10 HH29 HH33 JB51 KK12 KK29 KK31
KK42

专利名称(译)	超声成像设备		
公开(公告)号	JP2009261520A	公开(公告)日	2009-11-12
申请号	JP2008112952	申请日	2008-04-23
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	早坂一純		
发明人	早坂一純		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/BB06 4C601/EE09 4C601/EE10 4C601/HH29 4C601/HH33 4C601/JB51 4C601/KK12 4C601/KK29 4C601/KK31 4C601/KK42		
代理人(译)	伊藤亲		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：实现超声成像系统，简单地允许焦点等的体内位置数据与断层图像上显示的实际体内位置一致。解决方案：基于从局部声速数据输入装置49输入的局部声速数据和深度标尺67的新长度以及深度标尺67的新长度来校正深度标尺62的长度和焦点63的位置。示出了焦点68的新位置，两者都精确地反映了断层图像61的体内位置。操作者可以准确地识别断层图像61的深度方向上的位置和焦点的深度，以准确且容易地执行焦点深度的设置等。Z

