

(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2020-39646
(P2020-39646A)

(43) 公開日 令和2年3月19日(2020.3.19)

(51) Int.Cl.
A61B 8/14 (2006.01)

F I
A61B 8/14

テーマコード(参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 10 O L (全 14 頁)

(21) 出願番号 特願2018-170021 (P2018-170021)
(22) 出願日 平成30年9月11日(2018.9.11)

(71) 出願人 000005108
株式会社日立製作所
東京都千代田区丸の内一丁目6番6号
(74) 代理人 110001210
特許業務法人Y K I 国際特許事務所
(72) 発明者 平井 孝則
東京都千代田区丸の内一丁目6番6号 株
式会社日立製作所内
Fターム(参考) 4C601 BB03 BB17 EE11 FF02 GA18
GA25 GB04 JC16 JC26 JC32
KK31

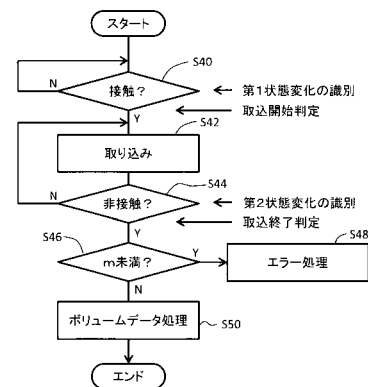
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及びボリュームデータ取込方法

(57) 【要約】

【課題】超音波プローブのマニュアル走査において、必要なフレームデータ列が自然に取り込まれるようにする。

【解決手段】S40では、非接触状態から接触状態への変化が判定される。S44において、接触状態から非接触状態への変化が判定されるまで、S42において、フレームデータが順次取り込まれる。取り込まれた複数のフレームデータによりボリュームデータが構成される。取り込まれたフレームデータの枚数が少ない場合にはS48においてエラー処理が実行される。取込終了の判定後、S50においてボリュームデータ処理が自動的に実行される。

【選択図】図7



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波を送受波する超音波プローブと、
前記超音波の送受波により順次得られるフレームデータに基づいて、前記超音波プローブが生体から離れている非接触状態及び前記超音波プローブが前記生体に当接されている接触状態を識別する状態識別手段と、
前記非接触状態から前記接触状態への第 1 状態変化に基づいて前記超音波プローブのマニュアル走査により得られるフレームデータ列の取込開始を判定する制御手段と、
を含むことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

請求項 1 記載の超音波診断装置において、
前記制御手段は、更に、前記接触状態から前記非接触状態への第 2 状態変化に基づいて前記フレームデータ列の取込終了を判定する、
ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3】

請求項 2 記載の超音波診断装置において、
前記制御手段は、前記第 2 状態変化に基づいて、更に、前記フレームデータ列としてのボリュームデータに対する処理の開始を判定する、
ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 4】

請求項 3 記載の超音波診断装置において、
前記ボリュームデータに対する処理は、前記ボリュームデータの座標系を他のボリュームデータの座標系に一致させるキャリブレーション処理である、
ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 5】

請求項 2 記載の超音波診断装置において、
前記制御手段は、前記取込開始の判定後のマニュアル走査の途中で前記第 2 状態変化が生じた場合にエラー処理を実行する、
ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 6】

請求項 1 記載の超音波診断装置において、
前記状態識別手段は、
前記フレームデータごとに複数の深さに対応する複数の輝度値列をサンプリングするサンプリング手段と、
前記輝度値列ごとに規格化を行う規格化手段と、
前記規格化後の複数の輝度値列に基づいて前記非接触状態及び前記接触状態を判定する判定手段と、
を含むことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 7】

請求項 6 記載の超音波診断装置において、
前記規格化手段は、
前記輝度値列ごとに、当該輝度値列に基づいて基準値を演算する手段と、
前記輝度値列ごとに、当該輝度値列を構成する複数の輝度値を前記基準値により規格化する手段と、
を含むことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 8】

請求項 1 記載の超音波診断装置において、
前記状態識別手段は、空間的に並ぶ少なくとも 2 つのフレームデータに基づいて前記非接触状態及び前記接触状態を識別する、
ことを特徴とする超音波診断装置。

10

20

30

40

50

【請求項 9】

請求項 1 記載の超音波診断装置において、
前記状態識別手段によって識別された非接触状態及び接触状態の内少なくとも一方の状態を示すインジケータを表示する手段を含む、
ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 10】

超音波プローブにより順次取得されるフレームデータに基づいて、前記超音波プローブが生体から離れている非接触状態及び前記超音波プローブが前記生体に当接されている接触状態を識別する工程と、

前記非接触状態から前記接触状態への第 1 状態変化に基づいて、前記超音波プローブのマニュアル走査により得られるフレームデータ列により構成されるボリュームデータの取込開始を判定する工程と、

前記接触状態から前記非接触状態への第 2 状態変化に基づいて、前記ボリュームデータの取込終了を判定すると共に前記ボリュームデータの処理開始を判定する工程と、
を含むことを特徴とするボリュームデータ取込方法。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は超音波診断装置及びボリュームデータ取込方法に関し、特に、ボリュームデータの取り込みの制御に関する。

20

【背景技術】

【0002】

医療の分野において超音波診断装置が活用されている。超音波診断装置は、生体への超音波の送受波により得られたデータに基づいて超音波画像を形成する装置である。超音波診断装置は外科手術においても使用される。例えば、開腹後に露出した肝臓表面に対して術中プローブが当接され、その状態で肝臓に対する超音波診断が行われる。特許文献 1 には術中プローブが開示されている。

【0003】

近時、RVS (Real-time Virtual Sonography) 機能を備えた超音波診断装置が普及しつつあり、その益々の活用が期待されている。RVS 機能によれば、例えば、生体内のある断面を表すリアルタイム断層画像と、同じ断面を表す他の断層画像 (CT 画像、MRI 画像等) と、を同時に観察することが可能である。RVS 機能の利用に先立ってキャリブレーションが実施される。キャリブレーションは、超音波診断装置において取得されるボリュームデータ (又はフレームデータ) の座標系と、他の医療装置において取得されたボリュームデータの座標系と、を一致又は整合させるものである。

30

【0004】

なお、特許文献 2 が開示された超音波診断装置は、超音波プローブが生体に接触したこと及び生体から超音波プローブが離れたことを判定する機能を備えている。

【先行技術文献】

40

【特許文献】

【0005】

【特許文献 1】特開 2003 - 334190 号公報

【特許文献 2】国際公開 2017 / 038162 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

座標系のキャリブレーション、ボリュームレンダリング、その他の目的から、体表上において超音波プローブがマニュアルで走査される。そのマニュアル走査により、フレームデータ列つまりボリュームデータが取得される。その際、フレームデータ列の取得開始及

50

び取得終了の指示をユーザーに求めるならば、操作上の負担や混乱が生じ易い。例えば、外科手術においては、通常、超音波プローブの操作を行う者と超音波診断装置の操作を行う者とが別になる。よって、超音波プローブのマニュアル走査と超音波診断装置への入力（例えば、取込開始や取込終了の入力）との間でタイミングを合わせるの簡単ではない。超音波プローブのマニュアル走査を行う過程において、必要なフレームデータ列がユーザーの負担なく自然に取り込まれることが望まれる。なお、特許文献2には、超音波プローブのマニュアル走査あるいはボリュームデータの取り込みを支援する技術については記載されていない。

【0007】

本発明の目的は、超音波プローブのマニュアル走査の過程において必要なフレームデータ列を自然に取り込める技術を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0008】

本発明に係る超音波診断装置は、超音波を送受波する超音波プローブと、前記超音波の送受波により順次得られるフレームデータに基づいて、前記超音波プローブが生体から離れている非接触状態及び前記超音波プローブが前記生体に当接されている接触状態を識別する状態識別手段と、前記非接触状態から前記接触状態への第1状態変化に基づいて前記超音波プローブのマニュアル走査により得られるフレームデータ列の取込開始を判定する制御手段と、を含むことを特徴とするものである。

【0009】

本発明に係るボリュームデータ取込方法は、超音波プローブにより順次取得されるフレームデータに基づいて、前記超音波プローブが生体から離れている非接触状態及び前記超音波プローブが前記生体に当接されている接触状態を識別する工程と、前記非接触状態から前記接触状態への第1状態変化に基づいて、前記超音波プローブのマニュアル走査により得られるフレームデータ列により構成されるボリュームデータの取込開始を判定する工程と、前記接触状態から前記非接触状態への第2状態変化に基づいて、前記ボリュームデータの取込終了を判定すると共に前記ボリュームデータの処理開始を判定する工程と、を含むことを特徴とするものである。

【発明の効果】

【0010】

本発明によれば、超音波プローブのマニュアル走査の過程において、必要なフレームデータ列が自然に取り込まれるので、ユーザーの負担を軽減できる。

【図面の簡単な説明】

【0011】

【図1】実施形態に係る超音波診断装置を示すブロック図である。

【図2】サンプル点アレイの一例を示す図である。

【図3】サンプル点アレイの計算方法を説明するための図である。

【図4】輝度値列の処理方法を示すフローチャートである。

【図5】規格化処理を説明するための図である。

【図6】接触及び非接触の識別方法を説明するための図である。

【図7】実施形態に係るボリュームデータ取込方法を示すフローチャートである。

【図8】インジケータの一例を示す図である。

【図9】キャリブレーション処理を説明するための図である。

【発明を実施するための形態】

【0012】

以下、実施形態を図面に基づいて説明する。

【0013】

(1)実施形態の概要

実施形態に係る超音波診断装置は、超音波プローブ、状態識別手段、及び、制御手段を有する。超音波プローブは超音波を送受波するものである。状態識別手段は、超音波の送

10

20

30

40

50

受波により順次得られるフレームデータに基づいて、超音波プローブが生体から離れている非接触状態及び超音波プローブが生体に当接されている接触状態を識別する。制御手段は、非接触状態から接触状態への第1状態変化に基づいて、超音波プローブのマニュアル走査により得られるフレームデータ列の取込開始を判定する。

【0014】

フレームデータ列を取り込む際には、生体表面への超音波プローブの当接、当接状態を維持しながらの生体表面に沿った超音波プローブの走査、及び、生体表面からの超音波プローブの引き離し、といった一連の操作が実行される。上記構成によれば、そのような一連の操作において、少なくとも、フレームデータ列の取込開始が自動的に判定され、フレームデータ列が取り込まれる。よって、取込開始を指示する必要がなくなるので、ユーザーの負担を軽減できる。また、ユーザーにおいてマニュアル走査に専念することが可能となり、フレームデータ列の取り込みミスが減らせる。なお、フレームデータ列の取込開始は、フレームデータ列をデータ処理対象として管理し又はストアする処理の開始を意味する。

10

【0015】

実施形態において、制御手段は、更に、接触状態から非接触状態への第2状態変化に基づいてフレームデータ列の取込終了を判定する。この構成によれば、フレームデータ列の取込終了が自動的に判定されるので、ユーザーが取込終了を指示する必要がなくなる。すなわち、生体表面を超音波プローブでなぞるだけで、必要なフレームデータ列の取り込みが完了する。特に外科手術において超音波診断を行う場合に上記構成は非常に有用なものである。フレームデータの取込終了は、フレームデータ列をデータ処理対象として管理し又はストアする処理の終了を意味する。

20

【0016】

なお、取り込まれたフレームデータの枚数、超音波プローブの走査距離、超音波プローブの走査時間、等に基づいて取込終了が判定されてもよい。複数の終了条件の内いずれかが満たされた場合、又は、複数の終了条件がすべて満たされた場合に、取込終了が判定されてもよい。

【0017】

実施形態において、制御手段は、第2状態変化に基づいて、更に、フレームデータ列としてのボリュームデータに対する処理の開始を判定する。実施形態において、ボリュームデータに対する処理は、ボリュームデータの座標系を他のボリュームデータの座標系に一致させるキャリブレーション処理である。上記のRVS機能等を利用する場合、複数の座標系を整合させるキャリブレーション処理が必要となるところ、上記構成によれば、超音波プローブで生体表面をなぞるだけで座標系キャリブレーションまで自動化される。キャリブレーション処理では、例えば、ボリュームデータ中の特定部位の位置及び向きが認識され、その特定部位を基準として座標系が定義される。それ以外の方法で座標系が定義されてもよい。取込終了が判定された時点で超音波診断装置の動作が自動的に変更されてもよい。例えば、フリーズ状態が自動的に形成されてもよい。

30

【0018】

実施形態において、制御手段は、取込開始の判定後のマニュアル走査の途中で第2状態変化が生じた場合にエラー処理を実行する。例えば、取込終了の時点で、取り込まれたフレームデータの数が一定値未満である場合、再度の取り込み等を促すためにエラー処理が実行される。走査距離等に基づいてエラーが判定されてもよい。

40

【0019】

実施形態において、状態識別手段は、フレームデータごとに複数の深さに対応する複数の輝度値列をサンプリングするサンプリング手段と、輝度値列ごとに規格化を行う規格化手段と、規格化後の複数の輝度値列に基づいて非接触状態及び接触状態を判定する判定手段と、を含む。一般に、深さに応じてゲイン、減衰量等が変化する。それを踏まえ、上記構成は、深さごとに規格化を行った上で、複数の輝度値から状態判定を行うものである。

【0020】

50

実施形態において、規格化手段は、輝度値列ごとに、当該輝度値列に基づいて基準値を演算する手段と、輝度値列ごとに、当該輝度値列を構成する複数の輝度値を基準値により規格化する手段と、を含む。基準値として、例えば、平均値、分散値等が利用され得る。

【0021】

実施形態において、状態識別手段は、空間的に並ぶ少なくとも2つのフレームデータに基づいて非接触状態及び接触状態を識別する。例えば、複数のフレームにわたって一定の輝度条件が満たされた場合に非接触状態又は接触状態が識別される。この構成によれば識別精度を高められる。

【0022】

実施形態においては、状態識別手段によって識別された非接触状態及び接触状態の内少なくとも一方の状態を示すインジケータを表示する手段が設けられる。インジケータの参照によって超音波プローブの状態を認識又は確認できる。

10

【0023】

実施形態に係るボリュームデータ取込方法は超音波診断装置において実行されるものであり、特に、制御手段又は制御部によって実行されるものである。具体的には、超音波プローブにより順次取得されるフレームデータに基づいて、超音波プローブが生体から離れている非接触状態及び前記超音波プローブが生体に当接されている接触状態が識別される。非接触状態から接触状態への第1状態変化に基づいて、超音波プローブのマニュアル走査により得られるフレームデータ列により構成されるボリュームデータの取込開始が判定される。その後、接触状態から非接触状態への第2状態変化に基づいて、ボリュームデータの取込終了が判定されると共に、ボリュームデータの処理開始が判定される。

20

【0024】

(2) 実施形態の詳細

図1には、実施形態に係る超音波診断装置が示されている。超音波診断装置は、病院等の医療機関に設置され、生体に対する超音波の送受波により得られた受信データに基づいて超音波画像を形成する装置である。

【0025】

図1において、超音波プローブ10は、外科手術中において使用されるいわゆる術中プローブである。すなわち、超音波プローブ10は、開腹状態において露出した臓器の表面に当接して使用されるものである。臓器は例えば肝臓である。他の超音波プローブが使用されてもよい。

30

【0026】

超音波プローブ10は、プローブヘッド、ケーブル及びコネクタによって構成される。プローブヘッドには振動素子アレイが設けられている。振動素子アレイは、実施形態において、円弧状に配列された複数の振動素子により構成される1D振動素子アレイである。振動素子アレイによって超音波が送受波され、その際において超音波ビームが形成される。超音波ビームの電子走査によって走査面12が形成される。電子走査方式として、電子リニア走査方式、電子セクタ走査方式等が知られている。実施形態においては、電子リニア走査方式の一態様をなす電子コンベックス走査方式が採用されている。プローブヘッドは、手術者における複数の指によって保持される。プローブヘッド内に、直線的に並んだ複数の振動素子からなる1D振動素子アレイが設けられてもよい。

40

【0027】

実施形態においては、プローブヘッドの送受波面が肝臓表面に当接された状態が維持されつつ、プローブヘッドが肝臓表面に沿ってマニュアルで走査される。図1においては、そのマニュアル走査が符号13で示されている。移動後のプローブが符号10Aで示されている。マニュアル走査方向は、基本的に、走査面12に直交する方向である。このマニュアル走査により、空間的に異なる複数の位置において複数の走査面12が形成され、それらに対応する複数のフレームデータ(複数の受信フレームデータ)が取得される。それらのフレームデータは後述するボリュームデータに相当する。

【0028】

50

超音波プローブ10、具体的にはそのプローブヘッドには、磁気センサ14が設けられている。磁場発生器16により、測位用の磁場（三次元磁場）が生成されており、その磁場が磁気センサ14によって検出される。磁気センサ14から出力された検出信号が測位コントローラ18へ送られている。測位コントローラ18から磁場発生器へ駆動信号が送られている。測位コントローラ18は、磁気センサ14から出力された検出信号に基づいて、磁気センサ14が設けられているプローブヘッドの位置及び姿勢、換言すれば、走査面12の位置及び姿勢を演算するものである。すなわち、実施形態においては、フレームデータごとにその位置情報が演算されている。演算された位置情報は制御部34へ出力されている。なお、測位コントローラ18は電子回路として構成され得る。制御部34内に測位コントローラ18を組み込むようにしてもよい。磁気センサ14、磁場発生器16及び測位コントローラ18は測位システムを構成する。 10

【0029】

送信部20は、送信時において、振動素子アレイを構成する複数の振動素子に対して複数の送信信号を並列的に供給する送信ビームフォーマーであり、それは電子回路として構成される。受信部22は、受信時において、振動素子アレイを構成する複数の振動素子から並列的に出力される複数の受信信号を整相加算（遅延加算）する受信ビームフォーマーであり、それは電子回路として構成される。受信部22は、複数のA/D変換器、検波回路等を備えている。受信部22での複数の受信信号の整相加算によりビームデータが生成される。なお、個々のフレームデータは、電子走査方向に並ぶ複数のビームデータにより構成される。個々のビームデータは深さ方向に並ぶ複数のエコーデータにより構成される。受信部22の後段にはビームデータ処理部が設けられているが、その図示は省略されている。 20

【0030】

断層画像形成部24は、実施形態において、デジタルスキャンコンバータ（DSC）を備えたプロセッサ等によって構成される。DSCは、座標変換機能、画素補間機能、フレームレート変換機能等を有する。断層画像形成部24は、順次入力される複数のフレームデータに基づいて、複数の断層画像を順次形成する。個々の断層画像の実体は座標変換後のフレームデータ（表示フレームデータ）である。フレームデータは、x方向及びy方向に整列した複数の輝度データ（輝度値）により構成される。空間的に並ぶフレームデータによりボリュームデータが構成される。断層画像形成部24から順次出力される複数のフレームデータは、図1に示した構成例において、表示処理部28及び制御部34へ送られている。 30

【0031】

制御部34は、制御手段として機能するものであり、実施形態において、CPU及び動作プログラムにより構成される。制御部34は、図1に示されている各構成の動作を制御するものであり、実施形態においては、ボリュームデータ取込制御機能を有している。その機能が図1において取込制御部36として示されている。取込制御部36は、状態識別手段及び取込制御手段として機能し、更に、サンプリング手段、規格化手段及び判定手段として機能する。詳しくは、取込制御部36は、超音波プローブ10のマニュアル走査の過程において、断層画像形成部24から順次出力される複数のフレームデータに基づいて、臓器表面への超音波プローブの当接（接触）及び臓器表面からの超音波プローブの離脱（非接触）を識別し、その識別結果に基づいて、処理対象となるフレームデータ列の取込開始及び取込終了を自動判定する。 40

【0032】

メモリ30には、制御部34の制御の下、特定のフレームデータ列つまりボリュームデータが格納される。具体的には、断層画像形成部24から出力される一連のフレームデータの中で、取込制御部36が取込開始を判定した時点から取込制御部36が取込終了を判定した時点までの期間内において生成された複数のフレームデータがメモリ30に格納される。それらのフレームデータは、処理対象又は処理単位としてのボリュームデータを構成する。メモリ30は三次元記憶空間を有し、3Dメモリに相当する。メモリ30への各 50

フレームデータの格納に際して、各フレームデータに対応付けてその位置情報を格納してもよい。すなわち、取込開始から取込終了までの期間内において位置情報が取り込まれてもよい。格納された複数の位置情報は、複数のフレームデータ相互間の空間的な関係を示すものである。それらの位置情報は、画像処理に際して利用され、また座標系キャリブレーションに際して利用される。メモリ30において、各位置情報から特定される記憶領域に各フレームデータが書き込まれてもよい。

【0033】

三次元画像形成部38は、メモリ30に格納されたボリュームデータに基づいて三次元画像を形成するものである。三次元画像は、組織を立体的に表現した画像である。三次元画像の形成に際しては、ボリュームレンダリング法、サーフェスレンダリング法、等が利用される。

10

【0034】

メモリ40には、他の医療装置（例えば、X線CT装置、MRI装置、他の超音波診断装置）で取得されたボリュームデータが格納される。実施形態において、そのボリュームデータは、同一の被検者から取得されたものであり、具体的には、同人における、肝臓を含む三次元領域から取得されたものである。参照画像形成部42は、メモリ40内のボリュームデータに基づいて、参照画像として、断層画像、三次元画像等を形成する。RVS機能の実行時には、参照画像形成部42により、現在表示されている断層画像と同じ断面を表す断層画像が形成される。なお、三次元画像形成部38、参照画像形成部42及び表示処理部28は、それぞれ、例えばプロセッサにより構成される。それらが単一のプロセッサにより構成されてもよい。それらが制御部34の機能として実現されてもよい。

20

【0035】

制御部34は、本実施形態において、座標系キャリブレーション機能を有している。その機能を実行する際には、メモリ30に格納されたボリュームデータが制御部34に読み込まれる。制御部34は、ボリュームデータ中の所定のオブジェクト（所定部位の像）を自動的に認識し、その所定のオブジェクトを基準として座標系を定義する。所定のオブジェクトは、例えば、肝臓中の門脈に対応する門脈像である。そのオブジェクトを基準として定義された座標系がボリュームデータに適用される。メモリ40に格納されたボリュームデータに対しても上記同様の手法によって座標系が定義される。あるいは、既に座標系が定義されたボリュームデータがメモリ40に格納される。以上の処理により、2つのボリュームデータ間において座標系を合わせることが可能となる。オブジェクトの認識に際しては、例えば、機械学習型の識別器が利用されてもよい。それは、例えば、CNN（Convolutional Neural Network）によって構成される。

30

【0036】

表示処理部28には、断層画像データ、三次元画像データ、参照画像データ等が入力されている。表示処理部28は、画像合成機能、カラー処理機能、グラフィック画像生成機能等を有する。グラフィック画像形成機能により後述するインジケータが生成される。表示処理部28により、表示部46に表示する表示画像が形成される。表示部46は、LCD、有機EL表示デバイス等によって構成される。制御部34に接続された操作パネル48は、入力デバイスであり、それは複数のスイッチ、複数のボタン、トラックボール、キーボード等を有する。

40

【0037】

実施形態においては、座標変換後のフレームデータ列が取り込まれていたが、座標変換前のフレームデータ列が取り込まれてもよい。その場合には、例えばメモリ26に座標変換前のフレームデータ列が格納される。メモリ26内のフレームデータ列を利用する際には、メモリ26から読み出されたフレームデータ列が断層画像形成部24において上記同様に処理された上で、その処理後のフレームデータ列が制御部34等へ送られる。

【0038】

取込制御部36は、上記のように、接触状態及び非接触状態を識別する機能を備え、その機能を利用して、マニュアル走査の過程において、非接触状態から接触状態への第1状

50

態変化を判定し、接触状態から非接触状態への第2状態変化を判定する。取込制御部36は、第1状態変化が生じた場合に取込開始を判定し、第2状態変化が生じた場合に取込終了を判定する。以下に、取込制御部36による処理及び制御について詳述する。

【0039】

図2には、フレームデータ50が示されている。このフレームデータ50は、ある時刻において生成された座標変換後のフレームデータである。xy座標系は表示座標系である。r座標系は送受波座標系である。rは深さ方向を示しており、θは電子走査方向を示している。フレームデータ50の深さ範囲52は、設定された診断レンジに対応する。フレームデータ50のθ方向の範囲54は、電子走査の範囲に対応する。

【0040】

実施形態においては、個々のフレームデータ50に対してそれ全体に広がるサンプル点アレイが設定され、個々のサンプル点において輝度値が参照される。これにより輝度値アレイ56が取得される。個々の輝度値はエコー値に相当する。輝度値アレイ56は、複数の深さに対応する複数の画素値列からなり、個々の画素値列はθ方向に並ぶ複数の輝度値からなる。例えば、画素値列64は、円弧状に並んだ数十個の輝度値により構成される。

【0041】

サンプル点アレイの指定に際しては、例えば、開始深さ及び終了深さが指定される。それらの間の範囲60が深さ方向におけるサンプル点アレイの幅となる。同様に、θ方向において範囲58が指定され、その範囲58がサンプル点アレイの幅となる。ちなみに、プローブ近傍範囲62にまで、サンプル点アレイは及んでおらず、寧ろプローブ近傍範囲62を避けてそれよりも深い側にサンプル点アレイが設定されている。プローブ近傍範囲62においては多重反射の影響で縞模様が出やすく、それを参照しないように参照範囲が設定されている。

【0042】

例えば、図3に示されるように、サンプル点アレイ70は、走査方式又はプローブタイプ72、開始深さ74、終了深さ76、深さピッチ又は深さ方向のサンプル点数80、電子走査方向範囲82、角度ピッチ又は電子走査方向のサンプル点数84、等に従って定義され得る。その場合、診断レンジ等78に基づいて、開始深さ74及び終了深さ76が自動的に設定されてもよい。図3に示した情報以外の情報(例えば対象臓器、診療科目)が参照されてもよく、プリセットされた情報に基づいてサンプル点アレイ70が決定されてもよい。各フレームデータに対して基本的に同じサンプル点アレイ70が適用される。なお、矩形の走査面が形成される場合、矩形のサンプル点アレイが形成される。すなわち、走査面の形態に応じてサンプル点アレイの外形が定められる。

【0043】

図4には、代表値の演算方法がフローチャートとして示されている。実施形態においては、取り込まれたフレームデータごとに、それを代表する代表値が演算され、その代表値に基づいて接触又は非接触が識別される。以下、具体的に説明する。

【0044】

S10では、深さパラメータとしてのdが初期化され、図示の例ではdに1が代入されている。このdによって、深さ方向に並ぶ複数の輝度値列の中から特定の輝度値列が指定される。S12では、d番目の輝度値列が参照される。S14では、その輝度値列に基づいて、規格化用の基準値が演算される。実施形態において、基準値は平均値である。S16においては、輝度値列を構成する各輝度値から平均値が減算される。マイナス値が生じた場合にはその値は0に置換され又は無効化される。フレームデータにおいては、一般に、深さ方向に沿ってゲインや減衰量が変化する。上記の平均値の減算つまり規格化により、深さ方向に沿ったゲインや減衰量の変化の影響を除外又は軽減することが可能となる。

【0045】

上記S16での処理の具体例を図5に基づいて説明する。図5には、1つの輝度値列に対応するヒストグラム90が示されている。このヒストグラム90は説明のためのものであり、上記S16において作成されるものではない。横軸は輝度値を示しており、縦軸は

10

20

30

40

50

度数（画素数）を示している。平均値 92 の減算により、ヒストグラム 90 はヒストグラム 96 へ変化する。深さに応じてヒストグラムの中央位置が変化しても、規格化後においてはヒストグラムの中央位置を揃えることが可能となる。よって、他の手法によって個々の輝度値列が規格化されてもよい。例えば、中央値、標準偏差、等を利用して規格化を行うようにしてもよい。フレーム全体にわたる全平均値を利用して規格化を行ってもよい。

【0046】

図4に戻って、S18では、dが最大値 d_{max} を越えたか否かが判定される。dが d_{max} を越えていなければ、S28において、dが1つインクリメントされ、S12以降の各工程が繰り返し実行される。これにより、深さ方向に並ぶ複数の輝度値列が順次、規格化されることになる。S18において、dが d_{max} を越えたと判定された場合、S22において、規格化後の複数の輝度値列に基づいてヒストグラムが作成される。S24では、作成されたヒストグラムが修正される。具体的には、ヒストグラムにおいて、輝度値0から高輝度側へ、画素数が順次参照され、画素数として0が検出された以降においては、それ以降すべての画素数が0に置換される。すなわち、高輝度側の孤立部分が除去される。S26では、修正後のヒストグラムに基づいて代表値が演算される。実施形態において、その代表値は平均値（全体平均値）である。その代表値を閾値と比較することによって、接触又は非接触が識別される。

10

【0047】

S22～S26での処理を図6に基づいて具体的に説明する。ヒストグラム100は、接触状態に対応する規格化後のヒストグラムである。ヒストグラム108は、非接触状態に対応する規格化後のヒストグラムである。例えば、孤立部分102が生じた場合、それはS24において除去される。これにより、特定の高輝度ノイズに影響を受けずに接触及び非接触を判定することが可能となる。ヒストグラム100の平均値104は閾値以上であり、この場合には接触状態が判定される。一方、ヒストグラム108の平均値110は閾値未満であり、この場合には非接触状態が判定される。

20

【0048】

図4に示した方法によれば、フレームデータのほぼ全体から輝度値がサンプリングされているので、局所的な輝度値分布の影響を受けずに状態判定を行える。またサンプリング対象からプローブ近傍領域が除外されているので、多重反射の影響を受け難く、規格化を行っているため深さ依存性の影響を受け難いという利点が見られる。ヒストグラムの修正により、高輝度ノイズ（例えば骨からの反射波）が生じていても、それに影響を受け難いという利点も得られる。

30

【0049】

上記説明においては、代表値が閾値を超えた場合に接触が判定されていたが、複数フレームにわたって連続して代表値が閾値を超えた場合に接触が判定されるようにしてもよい。同様に、上記説明においては、代表値が閾値未満の場合に非接触が判定されていたが、複数フレームにわたって連続して代表値が閾値未満の場合に非接触が判定されるようにしてもよい。

【0050】

図7には、実施形態に係るボリュームデータ取得方法が示されている。最初に、ユーザー（外科医）によって行われる超音波プローブの操作の流れについて説明しておく。超音波ビームの電子走査が繰り返し実行されている状態において、超音波プローブがユーザーによって保持される。続いて、肝臓表面における走査開始位置に対して超音波プローブが当接され、その後、接触状態を維持しながら肝臓表面に沿って超音波プローブが平行移動方式で動かされ、一定の走査距離を経た後あるいは走査終了の目安位置において、超音波プローブが肝臓表面から離される。そのような一連の操作の過程において、以下の各工程が自動的に実行される。

40

【0051】

S40では、図4～図6に示した手法によって、接触状態が識別され、すなわち、非接触状態から接触状態への変化（第1状態変化）が識別される。すなわち、S40では、超

50

音波プローブが肝臓表面に接触した時点で、それが特定される。その際、ユーザーにおいて取込開始の指示を与える必要はない。S 4 2 はフレームデータの取込工程である。S 4 4 では、図 4 ~ 図 6 に示した手法によって、非接触様態が識別され、すなわち、接触状態から非接触状態への変化（第 2 状態変化）が識別される。接触状態が続く限り、つまり、超音波プローブのマニュアル走査の継続中において、S 4 2 の工程が繰り返し実行され、表示フレームレートで生成される複数のフレームデータが順次取り込まれる。

【 0 0 5 2 】

S 4 4 において、第 2 状態変化の識別に基づいて取込終了が判定される。つまり、超音波プローブが肝臓表面から離れた時点で取込終了が自動的に判定されることになる。取込終了の判定により、フレームデータの格納が終了する。その際において、ユーザーは取込終了の指示を与える必要はない。

10

【 0 0 5 3 】

S 4 6 では、格納されたフレームデータの枚数が m 未満であるか否かが判定され、枚数が m 未満であれば S 4 8 でエラー処理が実行される。例えば、表示画面上に再度のマニュアルスキャンを促す画像が表示される。このようなエラー処理により、必要なボリュームデータを得られなかった場合に、ユーザーにその事態を通知することが可能となる。結果として、後のボリュームデータ処理の適正を担保することが可能となる。m は例えば 2 0 又は 3 0 である。

【 0 0 5 4 】

S 4 6 において、m 枚以上のフレームデータが取り込まれたと判断された場合、S 5 0 において、ボリュームデータ処理が実行される。その場合においてもユーザーがその処理の開始を指示する必要はない。S 5 0 でのボリュームデータ処理は、実施形態において、座標系キャリブレーション処理である。S 5 0 においてボリュームデータに基づく三次元画像処理が実行されてもよい。

20

【 0 0 5 5 】

図 8 には、表示例が示されている。表示画面 1 1 2 内には、リアルタイム断層画像 1 1 4 が表示されており、その近傍にはインジケータ 1 1 6 が表示されている。そのインジケータは接触状態を示すものであり、接触状態において表示され続けるものである。すなわち、マニュアル走査期間中、リアルタイム断層画像 1 1 4 と共にインジケータ 1 1 6 が表示される。これによりユーザーにおいて正しく接触状態が形成されていることを確認することが可能となる。非接触状態を示すインジケータが表示されてもよい。

30

【 0 0 5 6 】

図 9 には、座標系キャリブレーション処理が示されている。超音波プローブのマニュアル走査により、空間的に並ぶ # 1 ~ # N までのフレームデータ 1 2 0 が取得される。各フレームデータ 1 2 0 の位置、より具体的には、各フレームデータを構成する各エコーデータの位置は、測位システムによって得られた位置情報によって特定される。複数のフレームデータ 1 2 0 はボリュームデータ 1 1 8 を構成する。ボリュームデータ 1 1 8 が解析され、そこに含まれるオブジェクト 1 2 2 が識別される。オブジェクト 1 2 2 は例えば肝臓内の門脈に相当する門脈像である。オブジェクト 1 2 2 を基準として、ボリュームデータ 1 1 8 に対して、XYZ 座標系が定義される。図 9 においては、オブジェクト 1 2 2 における基準座標が (X 0 , Y 0 , Z 0) で示されている。他の医療装置において取得されたボリュームデータに対して上記同様の処理を適用して、2 つのボリュームデータ間において座標系を一致させてもよい。既に座標系が定義されたボリュームデータに対して、超音波診断装置で取得されたボリュームデータの座標系を適合させてもよい。

40

【 0 0 5 7 】

上記の実施形態によれば、ユーザーにおいて、臓器表面あるいは生体表面を超音波プローブで単になぞるだけで、必要なボリュームデータが自動的に取り込まれる。その際において、超音波診断装置の操作パネルの操作は不要であり、ユーザーにおいてフレームデータの取り込み自体を意識する必要がない。しかも、上記の実施形態によれば、マニュアル走査に続いて座標系キャリブレーションが自動的に実行されるので、ユーザーにおいてそ

50

れを意識する必要もない。

【0058】

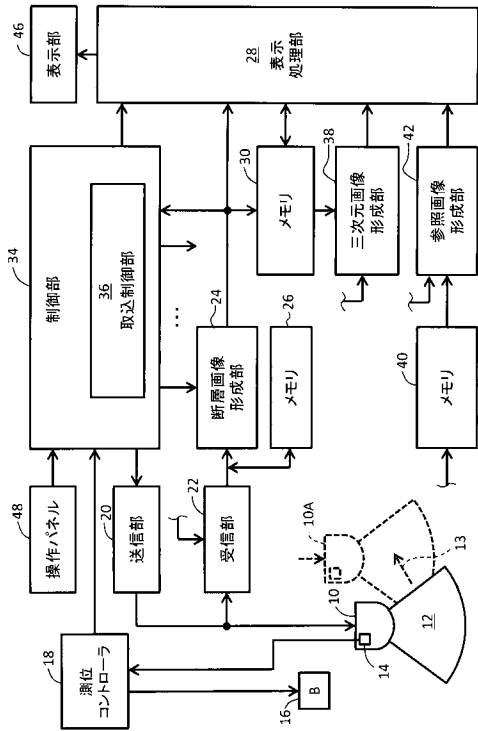
上記実施形態においては、フレームデータに基づいて取込終了が判定されていたが、フレームデータ数、走査距離、走査時間、等に基づいて取込終了が判定されてもよい。その場合には、取込終了条件の充足をユーザーに報知するようにしてもよい。また、複数の終了判定条件の内のいずれかが満たされた場合、あるいは、それらのすべて満たされた場合に取込終了が判定されてもよい。

【符号の説明】

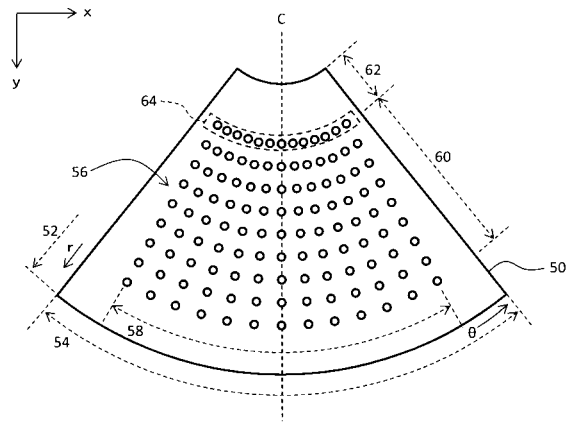
【0059】

10 超音波プローブ、12 走査面、14 磁気センサ、16 磁場発生器、18 測位コントローラ、24 断層画像形成部、28 表示処理部、34 制御部、36 取込制御部、38 三次元画像形成部、56 輝度値アレイ。

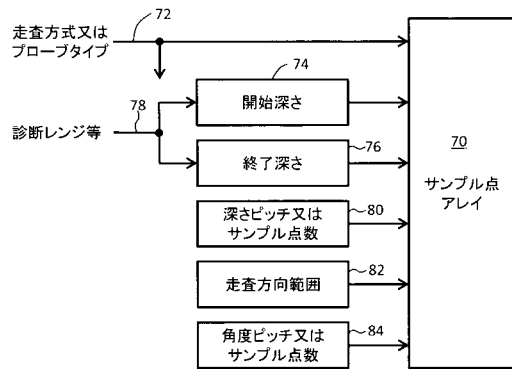
【図1】



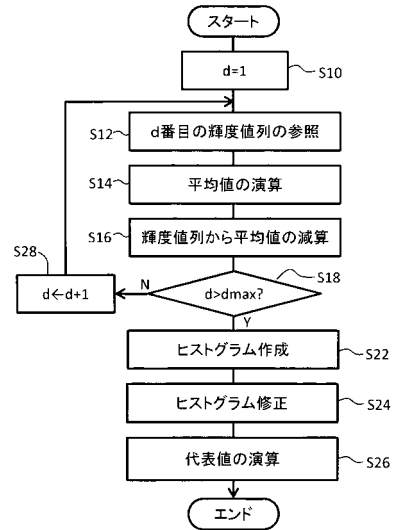
【図2】



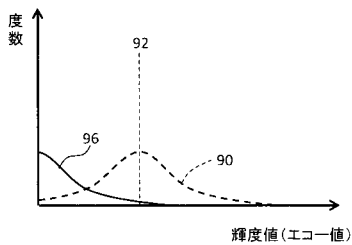
【 図 3 】



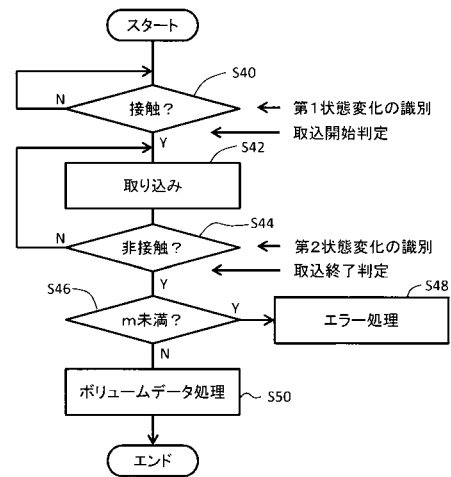
【 図 4 】



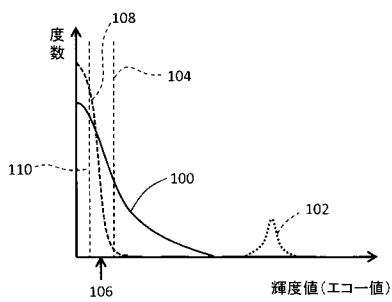
【 図 5 】



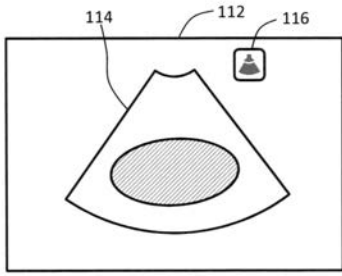
【 図 7 】



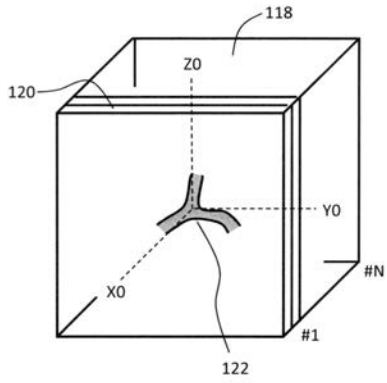
【 図 6 】



【 図 8 】



【 図 9 】



| | | | |
|----------------|--|---------|------------|
| 专利名称(译) | 超声波诊断装置及体数据采集方法 | | |
| 公开(公告)号 | JP2020039646A | 公开(公告)日 | 2020-03-19 |
| 申请号 | JP2018170021 | 申请日 | 2018-09-11 |
| [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 | | |
| [标]发明人 | 平井孝則 | | |
| 发明人 | 平井 孝則 | | |
| IPC分类号 | A61B8/14 | | |
| CPC分类号 | A61B8/5207 A61B8/4254 A61B8/4472 A61B8/483 A61B8/58 A61B8/14 | | |
| FI分类号 | A61B8/14 | | |
| F-TERM分类号 | 4C601/BB03 4C601/BB17 4C601/EE11 4C601/FF02 4C601/GA18 4C601/GA25 4C601/GB04 4C601/JC16 4C601/JC26 4C601/JC32 4C601/KK31 | | |
| 外部链接 | Espacenet | | |

摘要(译)

解决的问题:在手动扫描超声波探头时自然地吸收必要的帧数据序列。 解决方案:在S40中,确定从非接触状态到接触状态的变化。 在S42中顺序地捕获帧数据,直到在S44中确定从接触状态到非接触状态的改变为止。 体数据由多个捕获的帧数据组成。 如果捕获的帧数据的数量少,则在S48中执行错误处理。 在确定加载结束之后,在S50中自动执行体数据处理。

[选择图]图7

