

(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2013-208413

(P2013-208413A)

(43) 公開日 平成25年10月10日(2013.10.10)

(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 10 O L (全 45 頁)

(21) 出願番号 特願2012-82538 (P2012-82538)
(22) 出願日 平成24年3月30日 (2012.3.30)

(71) 出願人 000002185
ソニー株式会社
東京都港区港南1丁目7番1号
(74) 代理人 100082131
弁理士 稲本 義雄
(74) 代理人 100121131
弁理士 西川 孝
(72) 発明者 坂口 竜己
東京都港区港南1丁目7番1号 ソニー株式会社内
Fターム(参考) 4C601 BB03 BB14 BB27 DD30 GA11
GA29 JC25 KK10 KK21 KK25

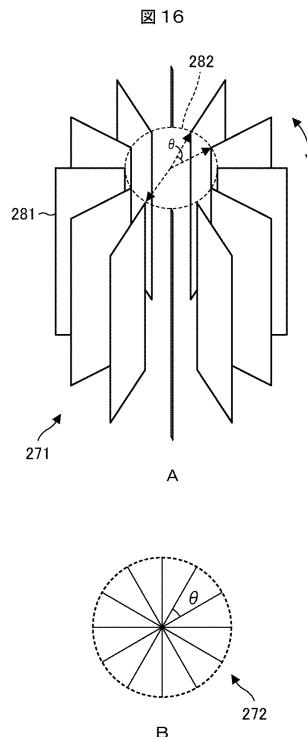
(54) 【発明の名称】 画像処理装置および方法

(57) 【要約】

【課題】 診断位置を直観的に確認することができるようにする。

【解決手段】 複数の簡易表示画像は、診断対象物を表す円を囲むように、3次元に歪曲させて表示される。簡易表示画像の位置は、超音波プローブの角度センサから検出される角度情報を基に求められる。すなわち、複数の簡易表示画像は、超音波プローブの回転操作(角度センサから得られる角度)と連動して(連動した位置に)、生成されて表示される。本開示は、例えば、超音波画像を撮影するプローブからの信号から、超音波画像を生成し、表示する画像処理システムに適用することができる。

【選択図】 図16



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

プローブから入力される複数の超音波画像に対応する複数の簡易表示画像を生成する画像生成部と、

前記画像生成部により生成された複数の簡易表示画像を、前記プローブの回転操作と連動した位置に配置して表示画面に表示させる表示制御部と

を備える画像処理装置。

【請求項 2】

前記表示制御部は、前記画像生成部により生成された複数の簡易表示画像を、超音波診断の診断対象を囲む位置に配置して表示させる

請求項 1 に記載の画像処理装置。

10

【請求項 3】

前記表示制御部は、前記画像生成部により生成された複数の簡易表示画像が前記超音波診断の診断対象を囲む円周を、前記超音波診断の診断対象の大きさと連動させて表示させる

請求項 2 に記載の画像処理装置。

【請求項 4】

前記表示制御部は、前記超音波診断の診断対象の画像と、前記プローブの回転操作と連動した位置に配置される複数の簡易表示画像とを重畳して表示させる

請求項 3 に記載の画像処理装置。

20

【請求項 5】

前記表示制御部は、前記画像生成部により生成された複数の簡易表示画像を、3次元に歪曲させた位置に配置して表示させる

請求項 2 に記載の画像処理装置。

【請求項 6】

前記画像生成部は、前記プローブが備えるセンサからの回転角度または回転角速度に基づいて、複数の簡易表示画像を生成する

請求項 1 に記載の画像処理装置。

【請求項 7】

前記表示制御部は、前記プローブが備えるセンサからの回転角度または回転角速度が大きい場合、前記複数の簡易表示画像の配置間隔を広く表示させる

請求項 6 に記載の画像処理装置。

30

【請求項 8】

前記表示制御部は、前記プローブが備えるセンサからの回転角度または回転角速度が小さい場合、前記複数の簡易表示画像の配置間隔を狭く表示させる

請求項 6 に記載の画像処理装置。

【請求項 9】

前記プローブは、ビーム方向と直交する角度で設けられた支持部と、

前記プローブと前記支持部の間に設けられた回転機構と、

前記回転機構による前記プローブの回転操作をサポートするガイドと

をさらに備える請求項 1 に記載の画像処理装置。

40

【請求項 10】

画像処理装置が、

プローブから入力される複数の超音波画像に対応する複数の簡易表示画像を生成し、生成された複数の簡易表示画像を、前記プローブの回転操作と連動した位置に配置して表示画面に表示させる

画像処理方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

50

本開示は、画像処理装置および方法に関し、特に、診断位置を直観的に確認することができる画像処理装置および方法に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波画像の撮影を行う超音波装置においては、診断（観察）対象物の画像と超音波画像とを並べて表示して、超音波画像が診断対象物のどこにあたるかをおおまかに表示することは、従来から存在していた。

【0003】

例えば、特許文献1には、超音波プローブの位置もしくは移動を検出し、検出した超音波プローブの位置もしくは移動に基づき、被検体の検査部位における超音波プローブの軌跡を表現することが記載されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特開2008-86742号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

しかしながら、超音波装置において、実際に、診断対象物との位置関係を操作と連動させて、診断対象物との位置関係を正確にとりながら表示させるものがなかった。

【0006】

本開示は、このような状況に鑑みてなされたものであり、診断位置を直観的に確認することができるものである。

【課題を解決するための手段】

【0007】

本開示の一側面の画像処理装置は、プローブから入力される複数の超音波画像に対応する複数の簡易表示画像を生成する画像生成部と、前記画像生成部により生成された複数の簡易表示画像を、前記プローブの回転操作と連動した位置に配置して表示画面に表示させる表示制御部とを備える。

【0008】

前記表示制御部は、前記画像生成部により生成された複数の簡易表示画像を、超音波診断の診断対象を囲む位置に配置して表示させることができる。

【0009】

前記表示制御部は、前記画像生成部により生成された複数の簡易表示画像が前記超音波診断の診断対象を囲む円周を、前記超音波診断の診断対象の大きさと連動させて表示させることができる。

【0010】

前記表示制御部は、前記超音波診断の診断対象の画像と、前記プローブの回転操作と連動した位置に配置される複数の簡易表示画像とを重畳して表示させる。

【0011】

前記表示制御部は、前記画像生成部により生成された複数の簡易表示画像を、3次元に歪曲させた位置に配置して表示させることができる。

【0012】

前記画像生成部は、前記プローブが備えるセンサからの回転角度または回転角速度に基づいて、複数の簡易表示画像を生成することができる。

【0013】

前記表示制御部は、前記プローブが備えるセンサからの回転角度または回転角速度が大きい場合、前記複数の簡易表示画像の配置間隔を広く表示させることができる。

【0014】

前記表示制御部は、前記プローブが備えるセンサからの回転角度または回転角速度が小

10

20

30

40

50

さい場合、前記複数の簡易表示画像の配置間隔を狭く表示させることができる。

【0015】

前記プローブは、ビーム方向と直交する角度で設けられた支持部と、前記プローブと前記支持部の間に設けられた回転機構と、前記回転機構による前記プローブの回転操作をサポートするガイドとをさらに備えることができる。

【0016】

本開示の一側面の画像処理方法は、画像処理装置が、プローブから入力される複数の超音波画像に対応する複数の簡易表示画像を生成し、生成された複数の簡易表示画像を、前記プローブの回転操作と連動した位置に配置して表示画面に表示させる。

【0017】

本開示の一側面においては、プローブから入力される複数の超音波画像に対応する複数の簡易表示画像が生成される。そして、生成された複数の簡易表示画像が、前記プローブの回転操作と連動した位置に配置して表示画面に表示される。

【発明の効果】

【0018】

本開示によれば、診断位置を直観的に確認することができる。

【図面の簡単な説明】

【0019】

【図1】本技術を適用した超音波プローブの外観の構成例を示す図である。

【図2】超音波プローブの動作について説明する図である。

【図3】超音波プローブの動作について説明する図である。

【図4】超音波プローブの動作について説明する図である。

【図5】超音波プローブの動作について説明する図である。

【図6】本技術を適用した超音波プローブの他の外観の構成例を示す図である。

【図7】本技術を適用した超音波プローブのさらに他の外観の構成例を示す図である。

【図8】本技術を適用した超音波プローブの他の外観の構成例を示す図である。

【図9】本技術を適用した超音波プローブのさらに他の外観の構成例を示す図である。

【図10】ボールジョイントの回転方向について説明する図である。

【図11】プローブにおける治具の有用性を示す図である。

【図12】本技術を適用した画像処理システムの構成例を示すブロック図である。

【図13】画像処理システムの撮影処理を説明するフローチャートである。

【図14】画像処理システムの簡易表示画像群生成処理の例を説明するフローチャートである。

【図15】画像処理システムの簡易表示画像群生成処理の他の例を説明するフローチャートである。

【図16】簡易表示画像群およびその仮想空間配置の例を示す図である。

【図17】簡易表示画像群の例を示す図である。

【図18】簡易表示画像群の例を示す図である。

【図19】簡易表示画像群の例を示す図である。

【図20】仮想空間配置の例を示す図である。

【図21】本技術を適用した超音波プローブの他の構成例を示す図である。

【図22】アレイ振動子の画像面を説明する図である。

【図23】超音波プローブ内の音響レンズについて説明する図である。

【図24】音響レンズのx軸方向への影響を説明する図である。

【図25】音響レンズのz軸方向への影響を説明する図である。

【図26】画像処理システムにおけるプローブの移動量の算出を説明する図である。

【図27】本技術の2次元アレイプローブへの適用を説明する図である。

【図28】本技術を適用した画像処理システムの他の構成例を示すブロック図である。

【図29】受信側処理を行う場合のプローブユニットの構成例を示すブロック図である。

【図30】送信側処理を行う場合のプローブユニットの構成例を示すブロック図である。

10

20

30

40

50

【図 3 1】プローブユニットの超音波受信処理の例を説明するフローチャートである。

【図 3 2】受信表示装置の受信表示処理の例を説明するフローチャートである。

【図 3 3】プローブユニットの超音波送信処理の例を説明するフローチャートである。

【図 3 4】画像処理システムの撮影の前処理の例を説明するフローチャートである。

【図 3 5】画像処理システムの撮影処理の例を説明するフローチャートである。

【図 3 6】コンピュータの構成例を示すブロック図である。

【発明を実施するための形態】

【0020】

以下、本開示を実施するための形態（以下実施の形態とする）について説明する。なお、説明は以下の順序で行う。

1. 第 1 の実施の形態（超音波プローブ）
2. 第 2 の実施の形態（画像処理システム）
3. 第 3 の実施の形態（ユーザインターフェイス）
4. 第 4 の実施の形態（超音波プローブの他の構成）
5. 第 5 の実施の形態（画像処理システムの他の構成）
6. 第 6 の実施の形態（コンピュータ）

【0021】

< 第 1 の実施の形態 >

〔超音波プローブの外観の構成例〕

図 1 は、本技術を適用した超音波プローブの外観の構成例を示す図である。図 1 の A は、超音波プローブの側面図であり、図 1 の B は、図 1 の A に示される超音波プローブを上側から見た超音波プローブの上面図であり、図 1 の C は、図 1 の A に示される超音波プローブを左側から見た超音波プローブの正面図である。

【0022】

図 1 の例において、超音波プローブ 1 1 は、プローブ（本体）2 1、台座 2 2、回転軸 2 3、持ち手 2 4、ガイド 2 5、および接合部 2 6 を含むように構成されている。なお、図 1 の例の超音波プローブ 1 1 は、診断対象である指などの比較的細いものの周囲を回すために都合のよい構造とされる。

【0023】

プローブ 2 1 は、例えば、セクタプローブで構成されるが、他の構造のプローブであってもよい。プローブ 2 1 は、センサ面上に、診断対象物と接触する柔軟な部材で形成される接触部 2 1 a を有している。プローブ 2 1 は、例えば、図 1 の C における接触部 2 1 a の上下方向に振動子が並んで構成されている。

【0024】

プローブ 2 1 の下には、角度センサ（後述する図 1 2 の角度センサ 2 4 1）を内蔵した台座 2 2 と、その角度センサに取り付けられた回転機構である回転軸 2 3、および持ち手 2 4 が設けられている。回転軸 2 3 とプローブ 2 1 は、例えば、接合部 2 6 で固定されているが、この固定方法は限定されない。

【0025】

角度センサの代わりに地軸センサや加速度センサを付けることも可能であるが、この角度センサを取り付けることで、プローブ 2 1 の回転の角度情報を、地軸センサや加速度センサよりも正確に取得することができる。

【0026】

回転軸 2 3 は、超音波プローブ 1 1 が、例えば、指の周りを回転する際に、回転軸 2 3（ビーム方向に対して直交する軸）を中心に超音波プローブ 1 1 が、図 1 の C における接触部 2 1 a の左右方向に回転するようにプローブ 2 1 と持ち手 2 4 の間に設けられている。持ち手は、被撮影者が操作するための支持部である。回転軸 2 3 と持ち手 2 4 は、プローブ 2 1 のセンサ面の中心軸の先が指すビーム方向に対して直交する角度で設けられている。これにより、プローブ 2 1 を、人の手を介さずに安定して診断対象物のまわりを回転させることができる。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 7 】

なお、本明細書において、この直交する角度という定義は、厳密な 90 度だけではなくて、この操作機能を持つ角度であれば、それも含む。ただ、現実的には、90 度で行うのが好適である。

【 0 0 2 8 】

また、プローブ 2 1 の側面 (図 1 の C における接触部 2 1 a の左側) には、超音波プローブ 1 1 の回転時に、プローブ 2 1 の超音波ビームが常に診断対象物に対して鉛直方向から送出されるように回転操作をサポートするガイド 2 5 が設けられている。ガイド 2 5 は、パネルなどで構成され、ガイド 2 5 とプローブ 2 1 のセンサ面と同じ平面 とが直角をなすようにプローブ 2 1 および接合部 2 6 に設けられている。なお、本明細書において、この直角という定義は、中心軸をずらさず、しっかり当る機能で、かつ、操作感を損ねるものでなければ、90 度である必要はない。

10

【 0 0 2 9 】

例えば、点線に示される指などの診断対象物を、センサ面上の接触部 2 1 a とガイド 2 5 とに当てて、白い矢印に示される方向に、すなわち、センサ面とは逆方向に回転させる。このようにすることで、センサ面上の接触部 2 1 a とガイド 2 5 とが診断対象物を固定するので、常に超音波ビームがほぼ垂直に診断対象物にあたるように、点線で示されるような円筒形の診断対象物の周囲を安定的に回転させることができる。

【 0 0 3 0 】

なお、ガイド 2 5 を白い矢印に示される方向と逆方向に回すことも可能であるが、診断対象物がセンサ面上の接触部 2 1 a とガイド 2 5 とに対して浮く可能性が生じるため、白い矢印に示される方向に回すことが好適である。

20

【 0 0 3 1 】

なお、図 1 の例においては、センサ面 (と同じ平面) が診断対象物に接触していないように示されているが、実際には、接触部 2 1 a と診断対象物に弾力があり、さらに、診断時にはジェルを塗布して撮影を行うので、センサ面と診断対象物とが密着状態となる。このことは、以降の図においても同様である。

【 0 0 3 2 】

[超音波プローブの動作]

次に、図 2 乃至図 5 を参照して、超音波プローブ 1 1 の回転動作について説明する。なお、図 2 乃至図 5 の例においては、持ち手 2 4 を持つ被撮影者の手は省略されている。

30

【 0 0 3 3 】

以下、回転動作として説明するが、回転しながら撮影も行われる。超音波プローブ 1 1 の回転動作については、その開始位置は、診断対象物の所定位置 (例えば、図 2 に示される指の背など) に予め設定されている。

【 0 0 3 4 】

被撮影者は、図 2 に示されるように、開始位置である指の背にプローブ 2 1 のセンサ面上の接触部 2 1 a とガイド 2 5 を当てて、撮影を開始し、図中、奥行き方向に、超音波プローブ 1 1 を回転させ、指の周りを一周させる。

【 0 0 3 5 】

すなわち、プローブ 2 1 は、図 2 に示される指の背、図 3 に示される指の左側面、図 4 に示される指の腹、および図 5 に示される指の右側面の順に通過しながら、その超音波画像を撮影する。

40

【 0 0 3 6 】

この指の周りの回転操作の間、ガイド 2 5 とプローブ 2 1 のセンサ面上の接触部 2 1 a が指の表面を離れることなく、位置がずれることがない。したがって、超音波ビームを指に対して鉛直方向に送出させながら、安定して、超音波プローブ 1 1 を回転させることができる。

【 0 0 3 7 】

[超音波プローブの他の外観の構成例]

50

図6は、本技術を適用した超音波プローブの他の外観の構成例を示す図である。図6のAは、超音波プローブの側面図であり、図6のBは、図6のAに示される超音波プローブを上側から見た超音波プローブの上面図であり、図6のCは、図6のAに示される超音波プローブを左側から見た超音波プローブの正面図である。

【0038】

図6の例において、超音波プローブ51は、プローブ(本体)21、台座22、回転軸23、持ち手24、およびガイド25を含む点が、図1の超音波プローブ11と共通している。超音波プローブ51は、接合部26が接合部61に入れ替わった点が、図1の超音波プローブ11と異なっている。

【0039】

すなわち、図1に示される接合部26は、プローブ21に固定されていたが、図6に示される接合部61は、ガイド25とプローブ21との間に隙間を空けることができるように、その長さが調整可能(可変)に形成されている。

【0040】

この接合部61により、ガイド25とプローブ21のセンサ面の中心軸との距離が、診断対象物の半径と等しくなるようにガイド25をプローブ21に設けることができる。すなわち、プローブ21のセンサ面の中心軸と、診断対象物の中心位置とが等しくなるように、ガイド25をプローブ21に設けることができる。

【0041】

これにより、点線で示すような太めの円筒形の診断対象物にも対応可能となる。

【0042】

すなわち、図1の場合と同様に、点線に示される肘関節などの診断対象物を、センサ面上の接触部21aとガイド25とに当てて、白い矢印に示される方向、すなわち、センサ面とは逆方向に回転させる。このようにすることで、太めの円筒形であっても、センサ面上の接触部21aとガイド25とが診断対象物を固定することができる。したがって、常に超音波ビームがほぼ垂直に診断対象物にあたるように、点線で示されるような円筒形の診断対象物の周囲を安定的に回転させることができる。

【0043】

[超音波プローブの他の外観の構成例]

図7は、本技術を適用した超音波プローブの他の外観の構成例を示す図である。図7のAは、超音波プローブの側面図であり、図7のBは、図7のAに示される超音波プローブを上側から見た超音波プローブの上面図であり、図7のCは、図7のAに示される超音波プローブを左側から見た超音波プローブの正面図である。

【0044】

図7の例において、超音波プローブ81は、プローブ(本体)21、台座22、回転軸23、持ち手24、および接合部26を含む点が、図1の超音波プローブ11と共通している。超音波プローブ81は、ガイド25がガイド91に入れ替わった点が、図1の超音波プローブ11と異なっている。

【0045】

すなわち、ガイド91は、プローブ21のセンサ面と同じ面のプローブ21の移動方向(回転方向)側に、プローブ21のセンサ面の中心軸の先が指すビーム方向と直交する角度で設けられる。なお、進む方向1面のガイドであってもよいが、図7のBに示されるように、進む方向(図中上方向)だけでなく、逆方向(図中下方向)にも伸びた構成が、より回転が安定化しやすい。また、本明細書において、この直交する角度という定義は、厳密な90度だけではなくて、超音波ビームがほぼ垂直に診断対象物にあたるような可能な角度であれば、それも含む。ただ、現実的には、90度が好ましい。

【0046】

なお、図7の例においては、ガイド91は、進む方向と逆方向との長さが等しく示されているが、進む方向のガイドの方が、逆方向のガイドよりも長くしてもよい。

【0047】

10

20

30

40

50

ここで、上述した図 1 の超音波プローブ 1 1 および図 6 の超音波プローブ 5 1 の構成では、実際には、診断対象物の断面が真円に近い場合に効果が高いが、手首や肘などのように、診断対象物の断面が楕円形状の場合には、適用が困難である。したがって、診断対象物の断面が楕円形状の場合には、図 7 の超音波プローブ 8 1 の構成が適している。

【 0 0 4 8 】

図 7 の例の場合、点線に示される肘関節などの診断対象物を、ガイド 9 1 (センサ面上の接触部 2 1 a を含む) に当てて、白い矢印に示される方向に回転させる。このようにすることで、楕円形状の円筒形であっても、ガイド 9 1 が診断対象物を固定するので、常に超音波ビームがほぼ垂直に診断対象物にあたるように、点線で示されるような楕円筒形の診断対象物の周囲を安定的に回転させることができる。

10

【 0 0 4 9 】

なお、図 7 の例においては、ガイド 9 1 (センサ面) と診断対象物が接触していないように示されているが、実際には、接触部 2 1 a と診断対象物に弾力があり、さらに、診断時にはジェルを塗布して撮影を行うので、ガイド 9 1 と診断対象物とは密着状態となる。

【 0 0 5 0 】

[超音波プローブの他の外観の構成例]

図 8 は、本技術を適用した超音波プローブの他の外観の構成例を示す図である。図 8 の A は、超音波プローブの側面図であり、図 8 の B は、図 8 の A に示される超音波プローブを上側から見た超音波プローブの上面図であり、図 8 の C は、図 8 の A に示される超音波プローブを左側から見た超音波プローブの正面図である。

20

【 0 0 5 1 】

図 8 の例において、超音波プローブ 1 1 1 は、プローブ (本体) 2 1、台座 2 2、回転軸 2 3、持ち手 2 4、接合部 2 6、およびガイド 9 1 を含む点が、図 7 の超音波プローブ 8 1 と共通している。超音波プローブ 1 1 1 は、プローブ 2 1 に移動量センサ 1 2 1 が追加された点が、図 7 の超音波プローブ 8 1 と異なっている。

【 0 0 5 2 】

すなわち、図 8 の例において、プローブ 2 1 の下、ガイド 9 1 上に、移動量センサ 1 2 1 が設けられている。なお、移動量センサ 1 2 1 の設置位置は、この位置に限定されない。移動量センサ 1 2 1 は、例えば、光学式のマウスなどに用いられる光学式の移動量センサで構成され、超音波プローブ 1 1 1 の回転以外の横滑りなど、体表面上の移動量を検出する。

30

【 0 0 5 3 】

超音波プローブ 1 1 1 において、診断対象物が楕円筒形などの場合には、回転以外にも横滑りなどの動作が行われる。上述した超音波プローブ 1 1、5 1、および 8 1 においては、角度センサのみが備えられていたが、この条件で、3次元ボリュームを再構成するためには、円周上を等速度で動かすという制約が必要となる。

【 0 0 5 4 】

超音波プローブ 1 1 1 の場合、移動量センサ 1 2 1 を設けることにより、この制約をなくすることができる。

【 0 0 5 5 】

なお、図 8 の例においては、図 7 の超音波プローブ 8 1 に移動量センサ 1 2 1 を設けた例を説明したが、もちろん、図 1 の超音波プローブ 1 1 または図 6 の超音波プローブ 5 1 などの他の構成の超音波プローブに設けることも可能である。

40

【 0 0 5 6 】

[超音波プローブの他の外観の構成例]

図 9 は、本技術を適用した超音波プローブの他の外観の構成例を示す図である。図 9 の A および図 9 の B は、超音波プローブの接合部 2 6 より下の側面図である。なお、図 9 の例においては、持ち手部分にフォーカスするため、接合部 2 6 より上の各部の図示は省略されている。

【 0 0 5 7 】

50

図9の例において、超音波プローブ141は、プローブ(本体)21、台座22、回転軸23、ガイド25、および接合部26を含む点が、図1の超音波プローブ11と共通している。超音波プローブ141は、持ち手24が持ち手151に入れ替わった点が、図1の超音波プローブ11と異なっている。

【0058】

図9の例においては、持ち手151は、ボールジョイント152を有する補助操作部153を含むように構成されている。図9のAに示されるように、持ち手151は、図1の持ち手24と同様に、プローブ21の超音波ビーム方向に対してほぼ垂直に設けられる。さらに、持ち手151は、図9のBに示されるように、ボールジョイント152により、プローブ21の超音波ビーム方向に対して、補助操作部153に角度を持たせることができる。

10

【0059】

なお、持ち手151を、図1の持ち手24に、ボールジョイント152を有する補助操作部153を追加するように構成してもよい。また、この場合、ボールジョイント152を有する補助操作部153を着脱可能に構成してもよい。

【0060】

図1の超音波プローブ11が有する持ち手24の操作性は、回転軸23により柔軟になるが、角度センサで取得されるデータは、常にプローブ21の回転角度であるため、持ちかえたりしてしまうと、おかしな動きになりやすい。そこで、ボールジョイント152を備えることで、例えば、肘や膝といった部位を測定する場合に、それらの部位の円周上にプローブ21を回す手技を容易にすることができる。

20

【0061】

なお、図10に示されるように、既にある回転軸23で、ビーム方向に対して直交する軸に示されるY軸中心の回転角度を取得するため、超音波プローブ111の接合部26より下にあるボールジョイント152においては、Y軸回転は禁止される。したがって、ボールジョイント152においては、X軸回転とZ軸回転のみの自由度のみが有されている。

【0062】

また、図9および図10の例においては、ボールジョイント152を用いるようにしたが、軸に対して、補助操作部153に角度を持たせるものであれば、他のものでもよく、ボールジョイントに限定されない。

30

【0063】

以上のように、プローブ21に、上述したような複数の治具を少なくとも1つ後付けするだけで、関節周囲の画像を安定して撮影することができる。

【0064】

図11は、診断対象の部位別にまとめた、上述した構成の要素(治具)の有用性を示している。二重丸は、有用であることを示している。

【0065】

回転角度センサは、手の指、手首、肘、肩、膝、胴周りに有用である。細関節用ガイド(例えば、図1のガイド25)を有する構成は、手の指に有用である。すなわち、細関節用ガイドは、手の指に特化したガイドである。

40

【0066】

太い関節用ガイド(例えば、図7のガイド91)を有する構成は、手の指、手首、肘、膝、胴回りに有用である。なお、手の指に示された丸は、手の指に使えないこともないが、細関節用ガイドの方が有用であることを示している。

【0067】

移動量センサは、手首、肘、膝、胴回りに有用である。ボールジョイントは、手首、肘、膝、胴回りに有用である。なお、手首には有用であるが、なくてもよい。

【0068】

なお、リウマチの診断においては、足の指や肩、足首なども診断対象であるが、本技術

50

において、これらの部位は対象外である。

【0069】

以上のように、既存のプローブに、例えば、プローブ支持装置として、治具を取り付けるだけで実現することができる。

【0070】

特に、治具として、角度センサが内蔵された回転軸を持った持ち手をプローブに直交させて付ける場合、円筒形の被写体の周囲を回るプローブの正確な角度を検出することができる。

【0071】

さらに、治具として、ガイドを付ける場合、常に被写体に対して鉛直方向から超音波ビームの送受信を行うことができるとともに、被写体周囲を回しやすくなる。したがって、対象部位の3次元構造を取得するための超音波画像を正確に、かつ、容易に取得することができる。

【0072】

また、治具として、回転軸とは別にボールジョイントを設ける場合、操作感を向上させることができる。

【0073】

次に、上述した超音波プローブを含む超音波処理装置としての画像処理システムの構成について、以下に説明する。上述したどの構成の超音波プローブを用いてもよいが、例として、図8の超音波プローブ111を用いて説明する。

【0074】

<第2の実施の形態>

[画像処理システムの構成例]

図12は、本技術を適用した画像処理システム201の構成例を示すブロック図である。

【0075】

画像処理システム201は、超音波を用いて被写体の断面の少なくとも一部を示す断面画像を生成し、表示するシステムである。画像処理システム201は、例えば、超音波診断装置として、人の腹部等の各部位の断面の画像を撮影し、検査する場合に用いられる。

【0076】

画像処理システム201は、図8の超音波プローブ111、画像処理装置212、記録装置213a乃至213d、および、ディスプレイ214を含むように構成される。

【0077】

超音波プローブ111は、超音波送受信部221および検出部222を含むように構成される。

【0078】

超音波送受信部221は、例えば、超音波プローブ111の先端に設けられ、画像処理装置212の超音波制御部251の制御の下に超音波の送受信を行う。超音波送受信部221は、超音波発生装置231および超音波受信装置232を含むように構成される。

【0079】

超音波発生装置231は、超音波制御部251の制御の下に、超音波を発生させる。より具体的には、超音波発生装置231は、例えば、所定の間隔でパルス状の超音波を発振するとともに、超音波の走査を行う。

【0080】

なお、超音波の走査方法には、任意の方法を採用することができる。例えば、放射状に走査するようにしてもよいし、平行に走査するようにしてもよい。放射状に走査した場合、扇形の超音波画像を取得することができ、平行に走査した場合、矩形の超音波画像を取得することができる。

【0081】

超音波受信装置232は、超音波制御部251の制御の下に、超音波発生装置231が

10

20

30

40

50

発生させた超音波の反射波を受信する。そして、超音波受信装置 2 3 2 は、受信した反射波の強度を測定し、例えば反射波の強度の時系列の測定結果を示すデータ（以下、超音波測定データと称する）を画像処理装置 2 1 2 の超音波画像生成部 2 5 2 に供給する。

【0082】

検出部 2 2 2 は、超音波プローブ 1 1 1 の状態（例えば、角度や位置など）の検出を行う。検出部 2 2 2 は、角度センサ 2 4 1、および図 8 の移動量センサ 1 2 1 を含むように構成される。角度センサ 2 4 1 は、例えば、超音波プローブ 1 1 1 の回転角度を検出する。移動量センサ 1 2 1 は、超音波プローブ 1 1 1 の移動量を検出する。なお、図示されているように、ジャイロなどで構成される角速度センサ 2 4 2 を含むように構成してもよい。

10

【0083】

そして、検出部 2 2 2 の各センサは、検出結果を示すセンサデータを画像処理装置 2 1 2 のセンサ情報取得部 2 5 3 に供給する。

【0084】

画像処理装置 2 1 2 は、被写体の断面の画像を生成し、ディスプレイ 2 1 4 に表示させる処理を行う。画像処理装置 2 1 2 は、超音波制御部 2 5 1、超音波画像生成部 2 5 2、センサ情報取得部 2 5 3、プローブ状態検出部 2 5 4、断面画像生成部 2 5 5、表示制御部 2 5 6、および簡易表示画像生成部 2 5 7 を含むように構成される。

【0085】

超音波制御部 2 5 1 は、超音波発生装置 2 3 1 および超音波受信装置 2 3 2 を制御し、超音波プローブ 1 1 1 の超音波の送受信を制御する。

20

【0086】

超音波画像生成部 2 5 2 は、超音波受信装置 2 3 2 から供給される超音波測定データに基づいて、超音波画像を生成する。

【0087】

従って、超音波発生装置 2 3 1、超音波受信装置 2 3 2、超音波制御部 2 5 1、および、超音波画像生成部 2 5 2 により、超音波を発生させ、その反射波を受信し、受信した反射波に基づいて超音波画像を生成する処理、すなわち、超音波画像の撮影が行われる。

【0088】

超音波画像生成部 2 5 2 は、生成した超音波画像を示す超音波画像データを記録装置 2 1 3 a に保存する。

30

【0089】

センサ情報取得部 2 5 3 は、超音波プローブ 1 1 1 の角度や位置などの状態を示す情報を取得する。具体的には、センサ情報取得部 2 5 3 は、超音波プローブ 1 1 1 の各センサから供給されるセンサデータに基づいて、所定の間隔で各センサの検出値のサンプリングを行う。そして、センサ情報取得部 2 5 3 は、各センサの検出値をサンプリングした時刻とともにセンサ情報として記録装置 2 1 3 b に保存する。

【0090】

プローブ状態検出部 2 5 4 は、記録装置 2 1 3 b に保存されているセンサ情報に基づいて、超音波画像を撮影中の超音波プローブ 1 1 1 の状態を検出し、検出結果を断面画像生成部 2 5 5 に供給する。なお、プローブ状態検出部 2 5 4 は、記録装置 2 1 3 b に保存されているセンサ情報の中から、超音波プローブ 1 1 1 の状態を検出に用いる情報を選択して用いる。

40

【0091】

断面画像生成部 2 5 5 は、記録装置 2 1 3 a に保存されている超音波画像、および、超音波画像を撮影中の超音波プローブ 1 1 1 の状態に基づいて、超音波画像を表示領域における 3 次元上への配置を行ってボリューム補間を行い、被写体の断面画像（3 次元ボリュームデータ）を生成する。断面画像生成部 2 5 5 は、生成した断面画像を示す断面画像データを記録装置 2 1 3 c に保存する。

【0092】

50

表示制御部 2 5 6 は、記録装置 2 1 3 c に保存されている断面画像データに基づいて、被写体の断面画像をディスプレイ 2 1 4 に表示させる。表示制御部 2 5 6 は、記録装置 2 1 3 d に保存されている簡易表示画像群データに基づいて、複数の簡易表示画像（プレビュー画像）が 3 次元上に配置され、3 次元に湾曲されたような簡易表示画像群をディスプレイ 2 1 4 に表示させる。

【0093】

また、表示制御部 2 5 6 は、表示された簡易表示画像群における複数の簡易表示画像の 1 つが選択された場合、その簡易表示画像に対応する超音波画像と、超音波画像に関する情報とを、それぞれ、記録装置 2 1 3 a および記録装置 2 1 3 b から読み出して、同じ画面に表示させる。

10

【0094】

すなわち、簡易表示画像群は、超音波画像を見るためのインデックスとしてディスプレイ 2 1 4 に表示される。

【0095】

簡易表示画像生成部 2 5 7 は、超音波プローブ 1 1 1 の回転操作と連動させて、記録装置 2 1 3 a に保存されている複数の超音波画像データを用いて、複数の超音波画像に対応する複数の簡易表示画像が 3 次元に湾曲されたように配置される簡易表示画像群を生成する。簡易表示画像生成部 2 5 7 は、生成した簡易表示画像群を示す簡易表示画像群データを、記録装置 2 1 3 d に保存する。

20

【0096】

例えば、簡易表示画像生成部 2 5 7 は、超音波プローブ 1 1 1 の回転操作と連動させて、記録装置 2 1 3 a に保存されている超音波画像データを、表示領域に配置させる。その際、超音波画像データは、3 次元上に配置して表示されるように、また、3 次元に湾曲させて表示されるように、表示領域に配置される。

【0097】

そして、簡易表示画像生成部 2 5 7 は、そのようにして表示領域に超音波プローブ 1 1 1 の回転操作と連動して配置される、複数の超音波画像に対応する複数の簡易表示画像を生成することで、簡易表示画像群を生成する。これにより、表示制御部 2 5 6 は、簡易表示画像生成部 2 5 7 により生成された複数の簡易表示画像を、プローブの回転操作と連動した位置に配置して表示画面に表示させることができる。

30

【0098】

なお、超音波画像（簡易表示画像）を、表示領域において 3 次元上に配置して表示させ、また、3 次元に湾曲させて表示させるなど、空間状態でユーザに超音波画像を認知させることを考慮して、表示領域を空間（または、仮想空間）とも定義することもできる。

【0099】

記録装置 2 1 3 a は、例えば、シネメモリで構成され、超音波画像生成部 2 5 2 により生成された超音波画像を示す超音波画像データを保存する。記録装置 2 1 3 b は、各センサの検出値をサンプリングした時刻とともにセンサ情報として保存する。

【0100】

記録装置 2 1 3 c は、断面画像生成部 2 5 5 により生成された断面画像を示す断面画像データを保存する。記録装置 2 1 3 d は、簡易表示画像生成部 2 5 7 により生成された簡易表示画像群を示す簡易表示画像群データを保存する。

40

【0101】

ディスプレイ 2 1 4 は、表示制御部 2 5 6 による制御のもと、画像を表示する。

【0102】

なお、図 1 2 の例においては、記録装置 2 1 3 a 乃至 2 1 3 d を、画像処理装置 2 1 2 とは別に構成する例が示されているが、記録装置 2 1 3 a 乃至 2 1 3 d を、画像処理装置 2 1 2 内に構成するようにしてもよい。

【0103】

[撮影処理]

50

次に、図13のフローチャートを参照して、画像処理システム201により実行される撮影処理について説明する。なお、この処理は、例えば、画像処理システム201の図示せぬ操作部を介して、撮影の開始の指令が入力されたとき開始される。

【0104】

また、以下、画像処理システム201を用いて、人の関節の断面の撮影を行う場合を例に挙げて説明する。この場合、例えば、図2乃至図5に示されるように、被撮影者は、例えば、指や肘などの関節の断面を撮影するために、超音波プローブ111を関節に対してほぼ垂直に当て、関節の周りを一周させる。

【0105】

超音波プローブ111は、上述した治具により、関節に対して、容易に、ほぼ垂直に当てて、一周させることが可能になっている。

10

【0106】

なお、被撮影者以外の方が超音波プローブ111の操作を行うようにしてもよいし、あるいは、ロボットアームなどを用いて遠隔操作を行うようにしてもよい。

【0107】

ステップS11において、超音波発生装置231は、超音波制御部251の制御の下に、超音波の発生を開始する。例えば、超音波発生装置231は、所定の間隔でパルス状の超音波を発振するとともに、所定の方向に超音波を走査する。

【0108】

ステップS12において、超音波受信装置232は、超音波制御部251の制御の下に超音波発生装置231が発生させた超音波の反射波の受信を開始する。そして、超音波受信装置232は、受信した反射波の強度を測定し、測定結果を示す超音波測定データを超音波画像生成部252に供給する。

20

【0109】

ステップS13において、センサ情報取得部253は、センサ情報の取得を開始する。具体的には、センサ情報取得部253は、超音波プローブ111の各センサから供給されるセンサデータに基づいて、所定の間隔で各センサの検出値のサンプリングを行う。そして、センサ情報取得部253は、各センサの検出値をサンプリングした時刻とともにセンサ情報として記録装置213bに保存する。

【0110】

ステップS14において、超音波画像生成部252は、超音波受信装置232から供給される超音波測定データに基づいて、超音波画像を生成する。すなわち、超音波画像生成部252は、被撮影者の関節の超音波プローブ111が当てられた位置付近の内部の断面を示す2次元の超音波画像を生成する。超音波画像生成部252は、生成した超音波画像を示す超音波画像データを、撮影時刻とともに記録装置213aに保存する。

30

【0111】

なお、超音波画像の生成方法は、特定の方法に限定されるものではなく、任意の方法を採用することができる。

【0112】

ステップS15において、簡易表示画像生成部257は、簡易表示画像群生成処理を実行する。この簡易表示画像群生成処理の詳細は、図14を参照して後述するが、ステップS15の処理により、複数の超音波画像に対応する複数の簡易表示画像が3次元に湾曲されたように配置される簡易表示画像群が生成される。

40

【0113】

ステップS16において、簡易表示画像生成部257は、生成した簡易表示画像群を示す簡易表示画像群データを記録装置213dに保存する。

【0114】

ステップS17において、画像処理システム201は、簡易表示画像群を表示する。具体的には、表示制御部256は、簡易表示画像群データを記録装置213dから読み出す。そして、表示制御部256は、読み出した簡易表示画像群データに基づく簡易表示画像

50

群をディスプレイ 2 1 4 に表示させる。これにより、図 1 6 で後述される簡易表示画像群がディスプレイ 2 1 4 に表示される。

【 0 1 1 5 】

ステップ S 1 8 において、画像処理システム 2 0 1 は、撮影を継続するか否かを判定する。撮影を継続すると判定された場合、処理はステップ S 1 4 に戻る。

【 0 1 1 6 】

その後、ステップ S 1 8 において、撮影を継続しないと判定されるまで、ステップ S 1 4 乃至 S 1 8 の処理が繰り返し実行される。すなわち、超音波画像を撮影し、簡易表示画像を生成し、表示する処理が継続して行われる。

【 0 1 1 7 】

なお、超音波画像を撮影し、簡易表示画像や断面画像を生成する間隔は、例えば、システムの処理能力や、記録装置 2 1 3 a 乃至 2 1 3 d の容量等を考慮して決定される。また、画像処理システム 2 0 1 がバッテリーで駆動される場合、バッテリーの容量等を考慮するようにしてもよい。

【 0 1 1 8 】

一方、ステップ S 1 8 において、例えば、画像処理システム 2 0 1 の図示せぬ操作部を介して、撮影の終了の指令が入力されたとき、画像処理システム 2 0 1 は、撮影を継続しないと判定し、撮影処理は終了する。

【 0 1 1 9 】

[簡易表示画像群生成処理の詳細]

次に、図 1 4 のフローチャートを参照して、図 1 3 のステップ S 1 5 の簡易表示画像群生成処理の詳細について説明する。

【 0 1 2 0 】

ステップ S 3 1 において、プローブ状態検出部 2 5 4 は、記録装置 2 1 3 b に保存されているセンサ情報に基づいて、撮影時の超音波プローブ 1 1 1 の状態を検出する。

【 0 1 2 1 】

具体的には、プローブ状態検出部 2 5 4 は、角度センサ 2 4 1 および移動量センサ 1 2 1 の検出結果に基づいて、現在までの超音波プローブ 1 1 1 の位置と向き（角度）の変化（軌跡）を求める。

【 0 1 2 2 】

なお、上述したように、各センサの検出値は所定のサンプリング間隔で離散的に取得されている。そこで、プローブ状態検出部 2 5 4 は、必要に応じて各センサの検出値を補間することにより、超音波プローブ 1 1 1 の位置と角度の変化を求める。

【 0 1 2 3 】

なお、このとき用いられる補間方法は、特定の方法に限定されるものではなく、例えば、撮影中の超音波プローブ 1 1 1 の動きが滑らかであると仮定して、線形補間やスプライン補間等が行われる。

【 0 1 2 4 】

そして、プローブ状態検出部 2 5 4 は、超音波プローブ 1 1 1 の位置と角度の変化に基づいて、最新の超音波画像を撮影するために超音波の発生および反射波の受信を行ったときの超音波プローブ 1 1 1 の位置と角度を検出する。

【 0 1 2 5 】

そして、プローブ状態検出部 2 5 4 は、撮影時の超音波プローブ 1 1 1 の状態の検出結果を、簡易表示画像生成部 2 5 7 供給する。

【 0 1 2 6 】

ステップ S 3 2 において、簡易表示画像生成部 2 5 7 は、超音波画像を撮影した位置と向き（角度）を求める。具体的には、簡易表示画像生成部 2 5 7 は、最新の超音波画像の撮影時の超音波プローブ 1 1 1 の位置と角度に基づいて、最新の超音波画像を撮影した位置（撮影位置）と角度（撮影角度）を計算する。なお、超音波プローブ 1 1 1 の撮影開始位置と角度は、予め設定されており、超音波プローブ 1 1 1 の位置および角度と、超音波

10

20

30

40

50

画像の定位位置（撮影位置と撮影角度）との関係は、既知であるものとする。

【0127】

ステップS33において、簡易表示画像生成部257は、超音波画像を表示領域に配置する。具体的には、例えば、簡易表示画像生成部257は、最新の超音波画像を記録装置213aから読み出す。そして、簡易表示画像生成部257は、最新の超音波画像の撮影位置と撮影角度に基づいて、1フレーム前までの超音波画像が3次元上に配置されている表示領域（空間）に、最新の超音波画像を配置する。なお、各超音波画像の相対的な位置関係は、各超音波画像の撮影位置と撮影角度により求めることができる。

【0128】

また、簡易表示画像生成部257は、超音波画像の情報に基づいて、超音波画像を配置する位置を調整する。

10

【0129】

例えば、簡易表示画像生成部257は、最新の超音波画像の特徴点を検出する。そして、簡易表示画像生成部257は、これまでの超音波画像の特徴点の軌跡を追跡することにより、各超音波画像を配置する位置を調整する。この具体例については、例えば、図15を参照して後述する。

【0130】

例えば、一般的にセンサは並進方向の動きの検出が苦手であり、検出誤差が大きくなる傾向がある。従って、センサ情報だけを用いた場合、超音波画像の位置合わせの精度が悪くなる場合がある。そこで、センサ情報だけでなく、超音波画像の情報も用いることにより、超音波画像の位置合わせの精度が向上する。

20

【0131】

逆に、一般的に超音波画像はノイズが多いため、超音波画像の情報だけを用いて、精度よく超音波画像の位置合わせを行うのは難しい。そこで、超音波画像の情報だけでなく、センサ情報も用いることにより、超音波画像の位置合わせの精度が向上する。

【0132】

なお、指の関節を撮影した場合のように、表示領域における3次元上に配置したときにその配置を上から見ると真円形状（後述する図16のB）となる場合であれば、角度センサ241により検出される角度情報のみでも配置を行うことが可能である。これに対して、手首や肘、胴などを撮影した場合のように、表示領域における3次元上に配置したときにその配置を上から見ると楕円形状（後述する図20）となる場合には、移動量センサ121からの移動量の情報も必要になる。

30

【0133】

ただし、表示領域における3次元上に配置したときにその配置を上から見ると楕円形状となる場合であっても、等速運動を仮定すれば、角度センサ241により検出される角度情報のみでも配置を行うことが可能である。すなわち、この場合、ほぼ等速で、超音波プローブ111を診断対象物の周りを回転させることが必要となる。

【0134】

ステップS34において、簡易表示画像生成部257は、簡易表示画像群を生成する。すなわち、簡易表示画像生成部257は、表示領域に3次元上に配置した超音波画像から、その配置位置に応じた簡易表示画像を生成する。そして、簡易表示画像生成部257は、超音波画像が配置される位置に、対応する複数の簡易表示画像が3次元上に配置される、換言するに、3次元に湾曲されたように配置される簡易表示画像群を生成する。

40

【0135】

なお、このステップS34の処理では、まだ超音波プローブ111が関節の周りを一周していない場合、超音波画像を撮影した範囲までの途中経過を示す簡易表示画像群が生成されてもよい。あるいは、すべての撮影が終わってから簡易表示画像群が生成されるようにしてもよい。

【0136】

[簡易表示画像群生成処理の他の例]

50

さらに、図15のフローチャートを参照して、図13のステップS15の簡易表示画像群生成処理の変形例について具体的に説明する。

【0137】

例えば、上述した図2乃至図5に示されるように、超音波プローブ111のガイド91を関節に対して垂直に当て、超音波プローブ111を、回転軸23を軸に回転させることにより、関節の周りを水平に一周させて、超音波画像を撮影する場合について説明する。また、例えば、十分速いフレームレートに設定するか、超音波プローブ111をゆっくり動かすことにより、隣接するフレームの撮影範囲が重なるように超音波画像が撮影されるものとする。

【0138】

ステップS51において、プローブ状態検出部254は、記録装置213bに保存されている角度センサ241の検出結果に基づいて、撮影時の超音波プローブ111の角度を検出する。

【0139】

ステップS52において、プローブ状態検出部254は、超音波プローブ111の角度の検出結果に基づいて、前のフレームとの超音波プローブ111の角度の変化量を求める。

【0140】

プローブ状態検出部254は、求めた超音波プローブ111の角度の変化量を示す情報を表示が簡易表示画像生成部257に供給する。

【0141】

ステップS53において、簡易表示画像生成部257は、超音波プローブ111の角度の変化量に基づいて、前のフレームの超音波画像を回転させる。

【0142】

ステップS54において、簡易表示画像生成部257は、前のフレームと現フレームの超音波画像の局所特徴点を検出する。より正確には、簡易表示画像生成部257は、前のフレームの回転画像と現フレームの超音波画像の局所特徴点を検出する。

【0143】

なお、局所特徴点の種類や検出方法には、任意のものを採用することができる。例えば、撮影対象の変形に強く、柔軟な人体組織に適したHarris Cornerが局所特徴点として用いられる。

【0144】

ステップS55において、簡易表示画像生成部257は、前のフレームと現フレームとの間の局所特徴点の動きを追跡する。より正確には、簡易表示画像生成部257は、前のフレームの回転画像と現フレームの超音波画像との間の局所特徴点の動きを追跡する。

【0145】

なお、局所特徴点の動きの追跡方法には、任意のものを採用することができる。例えば、撮影対象の変形に強く、柔軟な人体組織に適したOptical Flow Lucas-Kanade法が用いられる。

【0146】

ステップS56において、簡易表示画像生成部257は、追跡結果に基づいて、フレーム間の並進ベクトルを求める。

【0147】

ステップS57において、簡易表示画像生成部257は、超音波プローブ111の並進ベクトルを求める。具体的には、簡易表示画像生成部257は、ステップS56の処理で求めた並進ベクトルTを反転した逆ベクトルを、超音波プローブ111の並進ベクトルとして求める。この並進ベクトルは、1つ前の超音波画像を撮影してから次の超音波画像UIを撮影するまでの間の超音波プローブ111の並進方向の動きを表している。

【0148】

ステップS58において、簡易表示画像生成部257は、超音波プローブ111の方位

10

20

30

40

50

と並進ベクトルに基づいて、描画位置を求める。具体的には、簡易表示画像生成部 2 5 7 は、角度センサ 2 4 1 により検出された超音波プローブ 1 1 1 の角度と検出した超音波プローブ 1 1 1 の並進ベクトルに基づいて、1 フレーム前までの超音波画像が配置されている 3 次元の仮想空間における現フレームの超音波画像の描画位置を求める。

【 0 1 4 9 】

例えば、簡易表示画像生成部 2 5 7 は、超音波プローブ 1 1 1 の角度と並進ベクトルに基づいて、1 フレーム前の超音波画像と現フレームの超音波画像との間の描画位置の相対的な変化量を求める。そして、簡易表示画像生成部 2 5 7 は、求めた変化量に基づいて、表示領域における現フレームの超音波画像の描画位置を求める。

【 0 1 5 0 】

ステップ S 5 9 において、簡易表示画像生成部 2 5 7 は、簡易表示画像群を生成する。すなわち、簡易表示画像生成部 2 5 7 は、求めた描画位置に現フレームの超音波画像に対応する簡易表示画像を配置し、現フレームまでの簡易表示画像群と合成することにより、簡易表示画像群を生成する。

【 0 1 5 1 】

その後、簡易表示画像群生成処理は終了する。

【 0 1 5 2 】

なお、上述した図 1 3 のステップ S 1 5 乃至 1 7、図 1 4 および図 1 5 においては、簡易表示画像群を生成し、保存し、表示する例を記載したが、プローブ状態検出部 2 5 4 からの情報は、断面画像生成部 2 5 5 にも供給されている。したがって、簡易表示画像群に代えて、断面画像を生成することも可能である。

【 0 1 5 3 】

断面画像の場合、断面画像生成部 2 5 5 は、表示領域における 3 次元上に配置した超音波画像を用いてボリューム補間することで、断面画像 (3 D ボリュームデータ) を生成することができる。

【 0 1 5 4 】

また、上記説明においては、超音波画像を用いて、簡易表示画像群を生成する例を説明したが、それに限定されない。例えば、上述したように表示領域における 3 次元上に配置した超音波画像を用いてボリューム補間することで、断面画像 (3 D ボリュームデータ) を生成してから、簡易表示画像群を生成することも可能である。これにより、任意の断面から閲覧することが可能になる。

【 0 1 5 5 】

さらに、簡易表示画像群と断面画像を両方生成して、画面に並べて表示するようにしてもよい。

【 0 1 5 6 】

また、得られたシーケンシャルな超音波画像を、シネメモリである記録装置 2 1 4 a 内に保存すると、メモリ内の位置が角度に対応するので、そのままメモリ内をスライダで動かしながらみたい方向の超音波画像を探ることができる。このような場合に、例えば、次に説明する簡易表示画像群がインデックスとして表示されると、より好適である。

【 0 1 5 7 】

なお、以上の説明では、超音波画像を撮影しながら、リアルタイムに断面画像を生成し、表示する例を示したが、先に全ての超音波画像を撮影した後に、断面画像を生成し、表示するようにしてもよい。

【 0 1 5 8 】

また、超音波画像の撮影とセンサ情報の取得は、同期させるようにしてもよいし、同期させないようにしてもよい。なお、同期させない場合には、後で対応関係が分かるように、超音波画像を撮影した時刻、および、センサ情報を取得した時刻を記録するのが望ましい。

【 0 1 5 9 】

さらに、上述した超音波プローブ 1 1 1 に設けるセンサの種類は、その一例であり、必

10

20

30

40

50

要に応じて、追加したり、別の種類のものを用いたりすることが可能である。

【0160】

また、本技術では、例えば、超音波画像の情報を用いずに、センサ情報のみを用いて超音波画像から、簡易表示画像群を生成するようにすることも可能である。

【0161】

<第3の実施の形態>

[簡易表示画像群の例]

図16は、上述した図13のステップS17で表示される簡易表示画像群の例を示している。図16のAは、ディスプレイ214に表示される簡易表示画像群271を示しており、図16のBは、簡易表示画像群271を上から見た配置を示す配置画像272、すなわち、図16のAの簡易表示画像群のもととなる超音波画像を表示領域に配置したものを、上から見た図を示している。なお、この配置画像272も、簡易表示画像群271とともに表示されるようにしてもよい。

10

【0162】

簡易表示画像群271は、複数の超音波画像に対応する複数の簡易表示画像281で構成されている。なお、図16の例においては、12枚の簡易表示画像281で構成されているが、構成枚数は、12枚に限定されない。

【0163】

複数の簡易表示画像281は、診断対象物を表す円282を囲むように、3次元に歪曲させて表示される。

20

【0164】

簡易表示画像281の位置は、超音波プローブ111の角度センサ241から検出される角度情報を基に求められる。すなわち、複数の簡易表示画像281は、超音波プローブ111の回転操作(角度センサ241から得られる角度)と連動して(連動した位置に)、生成されて表示される。

【0165】

図17は、超音波プローブ111の回転操作と簡易表示画像群271との連動を示す図である。

【0166】

図17の例において、簡易表示画像群271を構成する簡易表示画像281a乃至281lが示されている。ここで、矢印P1乃至P5は、超音波プローブ111の回転操作を表しており、簡易表示画像281a乃至281lのうち、ハッチングがなされている画像が、超音波プローブ111の回転操作に連動されて生成され表示されたことを表している。なお、図17の例においては、ハッチングしかなされていないが、実際には、簡易表示画像281a乃至281lが表示される場合、生成されたプレビュー画像が表示される。

30

【0167】

まず、被撮影者が、超音波プローブ111を矢印P1が示す位置まで回転操作させるので、その回転操作と連動して、連動した各位置に、簡易表示画像281aおよび281bが生成され表示される。次に、被撮影者が、超音波プローブ111を矢印P2が示す位置まで回転操作させるので、その回転操作と連動して、連動した各位置に、簡易表示画像281cおよび281dが生成され表示される。

40

【0168】

さらに、被撮影者が、超音波プローブ111を矢印P3が示す位置まで回転操作させるので、その回転操作と連動して、連動した各位置に、簡易表示画像281e乃至281gが生成され表示される。次に、被撮影者が、超音波プローブ111を矢印P4が示す位置まで回転操作させるので、その回転操作と連動して、連動した各位置に、簡易表示画像281h乃至281jが生成され表示される。

【0169】

そして、最後に、被撮影者が、超音波プローブ111を矢印P5が示す位置まで回転操作させるので、その回転操作と連動して、連動した各位置に、簡易表示画像281kおよ

50

び 2 8 1 l が生成され表示される。

【 0 1 7 0 】

このように、簡易表示画像群 2 7 1 を構成する簡易表示画像 2 8 1 a 乃至 2 8 1 l は、超音波プローブ 1 1 1 の回転操作と連動して生成されて表示される。

【 0 1 7 1 】

なお、図 1 7 の例においては、ハッチングのなされていない画像（すなわち、生成されていない画像）も示されているが、これは、非表示にすることもできるし、予め表示しておいてもよい。

【 0 1 7 2 】

図 1 6 に戻って、また、簡易表示画像 2 8 1 間の角度 θ に示される、簡易表示画像 2 8 1 の間隔は、予め設定されていてもよいが、超音波プローブ 1 1 1 の回転操作と連動させることもできる。例えば、超音波プローブ 1 1 1 の角度センサ 2 4 1 から検出される角度の変化量である角速度が小さいと簡易表示画像 2 8 1 の間隔を狭くし、角速度が大きいと簡易表示画像 2 8 1 の間隔を広くすることが可能である。なお、この角速度情報は、超音波プローブ 1 1 1 の角度センサ 2 4 1 から検出される角度情報と、時間情報とから得ることができるが、角速度センサ 2 4 2 から得るようにしてもよい。

10

【 0 1 7 3 】

図 1 8 を参照して説明するに、例えば、矢印 H が示す範囲は、角速度が小さい、すなわち、超音波プローブ 1 1 1 がゆっくり回転操作されている。この場合、矢印 H が示す範囲においては、簡易表示画像 2 8 1 の間の角度 θ_1 に示されるように、簡易表示画像 2 8 1 の生成（表示）間隔が狭くされる。

20

【 0 1 7 4 】

一方、矢印 L が示す範囲は、角速度が大きい、すなわち、超音波プローブ 1 1 1 が速く回転操作されている。この場合、矢印 L が示す範囲においては、簡易表示画像 2 8 1 の間の角度 θ_2 に示されるように、簡易表示画像 2 8 1 の生成（表示）間隔が広くされる。

【 0 1 7 5 】

このようにすることで、簡易表示画像 2 8 1 の間隔に応じて、その位置が被撮影者の注目する位置か注目していない位置であるかがわかる。特に、簡易表示画像 2 8 1 の間隔が狭い（角速度が小さい）場合、被撮影者がその部分を注目しており、重要な位置であることがわかる。

30

【 0 1 7 6 】

なお、図 1 8 の例においては、超音波プローブ 1 1 1 の回転操作（角速度）に応じて簡易表示画像の間隔を変える例を説明したが、超音波プローブ 1 1 1 の回転操作（角速度）に応じて簡易表示画像の大きさを変えるようにすることも可能である。

【 0 1 7 7 】

例えば、矢印 H が示す角速度が小さい範囲の簡易表示画像 2 8 1 を大きく表示させ、これに対して、矢印 L が示す角速度が大きい範囲の簡易表示画像 2 8 1 を小さく表示させるようにしてもよい。

【 0 1 7 8 】

さらに、簡易表示画像 2 8 1 が囲む円 2 8 2 の大きさは、診断対象の大きさ（すなわち、関節などの周囲の長さ）と連動して表示される。

40

【 0 1 7 9 】

以上のように表示することで、診断対象位置を容易に直観的に確認することができる。

【 0 1 8 0 】

なお、図 1 6 乃至図 1 8 の例においては、簡易表示画像群のみが表示されているが、例えば、診断対象に対応する画像と、簡易表示画像群とを重ねて表示することも可能である。すなわち、図 1 9 の例においては、図 1 6 で示された円 2 8 2 の位置に、診断対象に対応する画像（例えば、指の画像）が表示され、その上に簡易表示画像群 2 7 1 が重ねて表示されている。このように表示することにより、診断対象位置をより直観的に確認することができる。

50

【0181】

また、例えば、1つの簡易表示画像281が選択された場合には、選択された簡易表示画像281が対応する超音波画像が、記録装置213aから読み出されて、同じ画面に表示される。この場合、さらに、選択された簡易表示画像281が対応する超音波画像の情報が、記録装置213bから読み出され、同時に表示されるようにしてもよい。

【0182】

このようにすることで、前回記録時に閲覧した角度と同じ角度で経過観察などを行うことができる。

【0183】

また、図16の例においては、図16のBの配置画像272に示されるように、診断対象物が、指の関節などの断面が、ほぼ真円である場合が示されている。

10

【0184】

例えば、肘や手首などの断面は、図20の配置画像291に示されるように、楕円となる。このような場合には、超音波プローブの角度センサ241から検出される角度だけでなく、移動量センサ121から検出される移動量に基づいて、簡易表示画像群および断面画像が生成される。

【0185】

すなわち、真円だけでなく、人体構造に即した正確な形状（例えば、楕円形状）を再現することが可能になる。

【0186】

なお、上述した超音波プローブ111においては、角度センサ241および移動量センサ121を用いて簡易表示画像群が生成される例を説明したが、少し精度は落ちるが、角度センサ241の代わりに、角速度センサ242を用いてもよい。また、次に説明する超音波プローブを用いることで、移動量センサ121なしに、移動量を得ることができる。

20

【0187】

< 第4の実施の形態 >

[超音波プローブの他の構成例]

図21は、本技術を適用したプローブの構成例を示す図である。

【0188】

図21に示される超音波プローブ301は、Aアレイ振動子311、Bアレイ振動子312、およびCアレイ振動子313を含むように構成される。なお、図21の例においては、超音波プローブ301を構成するアレイ振動子のみしか示されていないが、これらのアレイ振動子は、基本的に、上述した図1の超音波プローブ11のような筐体内に設けられる。

30

【0189】

Aアレイ振動子311は、例えば、図1のプローブ21が有する振動子と基本的に同じ1次元アレイ振動子である。Bアレイ振動子312およびCアレイ振動子313は、Aアレイ振動子311の各振動子の配列方向と、Bアレイ振動子312およびCアレイ振動子313の各振動子の配列方向とが直交するように、Aアレイ振動子311の短辺側の両端（図中左右両端）に接続されている。

40

【0190】

すなわち、Aアレイ振動子311の各振動子は、図1のプローブ21における振動子などと同様に、超音波プローブ301の長辺301Lに沿って配列している。これに対して、Bアレイ振動子312およびCアレイ振動子313の各振動子は、超音波プローブ301の短辺301Sに沿って配列している。

【0191】

このように、Bアレイ振動子312およびCアレイ振動子313が、超音波プローブ301の回転の接線方向に配向するように設けられるので、後述する動き検出と回転検出とを容易行うことができる。

【0192】

50

ここで、超音波プローブ 301 の長辺 301L の長さは、(B アレイ振動子 312 の各振動子の長辺の長さ) + (A アレイ振動子 311 の配列方向の長さ) + (C アレイ振動子 313 の各振動子の長辺の長さ) を含む長さとなる。超音波プローブ 301 の短辺 301S の長さは、(A アレイ振動子 311 の各振動子の長辺の長さ)、並びに (B アレイ振動子 312 および C アレイ振動子 313 の配列方向の長さ) を含む長さとなる。

【 0193 】

また、B アレイ振動子 312 および C アレイ振動子 313 の配列方向の長さは、A アレイ振動子 311 の配列方向の長さよりも短い。各アレイ振動子を構成する振動子の形状は基本的に同じとされる。すなわち、B アレイ振動子 312 および C アレイ振動子 313 に配列される振動子数 (n) は、A アレイ振動子 311 に配列される振動子数 (m) よりも少ない。

10

【 0194 】

このように、B アレイ振動子 312 と C アレイ振動子 313 は、配列数および超音波プローブ 301 に設置される向きが異なるだけであり、その他の構成は、A アレイ振動子 311 と基本的に同様である。

【 0195 】

なお、図 21 の例において、B アレイ振動子 312 と C アレイ振動子 313 に配列される振動子数が同じ n である場合が示されている。ただし、B アレイ振動子 312 と C アレイ振動子 313 に配列される振動子数は、A アレイ振動子 311 の数より少なければ、異なる数であってもよい。

20

【 0196 】

また、超音波プローブ 301 を構成する振動子の種類、物性、目止材など物理的な構成や特性に関しては、限定されない。

【 0197 】

以上のように構成される超音波プローブ 301 においては、図 22 に示されるように、3 つの走査面において画像を再構成することが可能である。

【 0198 】

[アレイ振動子の画像面の例]

図 22 は、各アレイ振動子の画像面を示す図である。

【 0199 】

図 22 の例においては、図中、右方向が、x 軸の正方向であり、上方向が z 軸の正方向であり、左下手前方向が、y 軸の正方向である。そして、超音波プローブ 301 の長辺 301L に沿った方向 (A アレイ振動子 311 の配列方向) の x 軸と、超音波プローブ 301 の短辺 301S に沿った方向 (B アレイ振動子 312、C アレイ振動子 313 の配列方向) の z 軸とからなる z x 平面に垂直に、A 平面 321、B 平面 322、および C 平面 323 が示されている。

30

【 0200 】

すなわち、A 平面 321 は、A アレイ振動子 311 に配列される振動子の長辺の中心に位置し、x y 平面に対して平行な走査面であって、z x 平面に対して垂直な走査面に再構成される画像面である。

40

【 0201 】

B 平面 322 は、B アレイ振動子 312 に配列される振動子の長辺の中心に位置し、y z 平面に対して平行な走査面であって、z x 平面に対して垂直な走査面に再構成される画像面である。

【 0202 】

C 平面 323 は、C アレイ振動子 313 に配列される振動子の長辺の中心に位置し、y z 平面に対して平行な走査面であって、x z 平面に対して垂直な走査面に再構成される画像面である。

【 0203 】

すなわち、B 平面 322 および C 平面 323 は、互いに平行な平面であり、A 平面 32

50

1 に対してそれぞれ垂直な平面である。

【0204】

以上のように、超音波プローブ301においては、B平面322およびC平面323が、互いに平行な平面となり、A平面321に対してそれぞれ垂直な平面となるように、Aアレイ振動子311、Bアレイ振動子312、およびCアレイ振動子313が設けられている。

【0205】

なお、このように3つの走査面ができるように構成される超音波プローブ301を、以下、3プレーンプローブとも称する。

【0206】

[プローブ内の音響レンズ]

図23は、超音波プローブ301内におけるAアレイ振動子311の被写体に接触する側の内部構造を示している。なお、図23の例においては、図中、上方向がy軸の正方向であり、超音波プローブ301が被写体に接触する側である。また、図中、右方向がx軸の正方向であり、斜め左方向がz軸の正方向である。

【0207】

図23に示されるAアレイ振動子311の上側、すなわち、被写体に接触する側には、音響整合層351が積層され、音響整合層351上には、音響レンズ352が積層されている。また、Aアレイ振動子311の下には、パッキング材353が設けられている。すなわち、Aアレイ振動子311は、パッキング材353上に積層されている。

【0208】

音響レンズ352は、超音波プローブ301の短辺301Sに沿って、光を集約するようなレンズ形状となっており、その形状により、Aアレイ振動子311における、超音波プローブ301の短辺301Sに沿った方向(z軸方向)のビームフォーカスを実現している。そして、音響レンズは、超音波プローブ301において、Aアレイ振動子311の左右両端に設けられるBアレイ振動子312およびCアレイ振動子313(点線)に対しても、このレンズ形状をそのままx軸の正負の方向に延長するように形成されている。

【0209】

例えば、図23に示される超音波プローブ301の短辺301Sの中心において、図中上から下に(x-y平面で)切った断面における音響レンズ352の形状は、図24に示されるように、平坦な長方形で表わされる。

【0210】

このため、Aアレイ振動子311のx軸方向のビームフォーミングにおいては、Aアレイ振動子311から放たれた合成波面361Aは、図24に示される合成波面361Bとして、形を変えずに音響レンズ352から出力される。したがって、このような場合、音響レンズ352の効果は、無視することが可能である。

【0211】

これに対して、例えば、図24に示される超音波プローブ301の長辺301Lのいずれかの位置において、図中上から下に(y-z平面で)切った断面における音響レンズ352は、図25に示されるように、レンズ形状になっている。このため、Bアレイ振動子312およびCアレイ振動子313のz軸方向のビームフォーミングにおいて、Bアレイ振動子312およびCアレイ振動子313から放たれた合成波面363Aは、図25に示される合成波面363Bのように、音響レンズ352の影響を受けてしまう。すなわち、合成波面363Bは、音響レンズ352のレンズ効果でRがきつくなるほうへ変化し、図24の合成波面361Bの場合の焦点362より近傍で焦点364を結んでしまう。

【0212】

したがって、Bアレイ振動子312およびCアレイ振動子313からのビーム送出的際には、音響レンズ352の効果を抑えた上で、ビームフォーミングのための遅延量計算などを行う必要がある。とは言い、ビームフォーミングのための遅延量計算において、この違いを加味しておくことが必要なだけであり、実際の遅延量計算の処理量の増大や処理

10

20

30

40

50

速度の低下につながることはない。

【0213】

以上のように構成される超音波プローブ301は、例えば、図12を参照して上述した画像処理システム201において、超音波プローブ111の代わりに備えられる。この場合、例えば、超音波プローブ301からの超音波信号は、超音波受信装置232により受信されて、超音波画像生成部252だけでなく、センサ情報取得部253にも供給される。そして、センサ情報取得部253により、次のような超音波プローブ301の移動量算出処理が行われるものとする。

【0214】

[プローブの移動量算出処理の例]

一般的にある平面の平面上の座標変換を考えた場合、平行移動(x方向、y方向、スケーリング、および回転(y軸中心)の自由度がある。人体の体表上を動く超音波プローブ301の接地面と、人体の体表上を平面と捉えた場合、スケーリングは考える必要がないため、実際には、平行移動(x方向、z方向)と回転(y軸中心)のみがわかればよい。

【0215】

平行移動のパラメータを算出する場合、最低1点の動き(x、z)を知っていればよいが、回転角を算出する場合、最低2点の動きを知る必要がある。上述したように、特許文献2に記載の直交する2平面をもとにした検出方法では、対応点1つの移動量しか求めることができなかった。

【0216】

これに対して、超音波プローブ301においては、図26に示されるように、A平面321、B平面322、およびC平面323が、体表上に2つの交点(交点ABおよび交点AC)ができるように配置されている。

【0217】

図26は、例えば、図22のA平面321、B平面322、およびC平面323をy軸方向から見たときの配置例を表している。図26の例においては、A平面321に対して、B平面322およびC平面323が直交し、zx平面上に、A平面321およびB平面322の交点AB、並びに、A平面321およびC平面323の交点ACができるように配置されている。

【0218】

したがって、超音波プローブ301からの超音波信号を受けたセンサ情報取得部253は、zx平面上における交点ABおよび交点ACの移動量を算出することができ、これにより、y軸中心の回転角を算出することができる。

【0219】

なお、図26の例においては、望ましくは、A平面321と、B平面322およびC平面323とが直交している例が示されているが、直交が必須ではなく、A平面321と、B平面322およびC平面323とが交差していれば(平行でさえなければ)よい。また、B平面322とC平面323とが平行であるが、平行でなくてもよい。

【0220】

センサ情報取得部253は、各走査面で再構成された画像(Bモード画像ともいう)を用いて、超音波プローブ301の移動量を推定する。この超音波プローブ301の移動量の推定方法は、画像の動き検出方法と基本的に同様である。すなわち、ある時間tと、次のフレームt+ Δt とにおいて、それぞれ再構成された画像間で、特徴点のマッチングやブロックマッチングなどの手法を用いて画像面全体の画像面上での交点ABおよび交点ACの移動量が算出される。

【0221】

超音波画像は、超音波プローブ301の物理的特徴量(振動子ピッチ、開口径など)、超音波の物理的特徴量(周波数、音速など)、受信後の信号処理(AD変換の周波数など)によって定義される。したがって、画像上の移動量(ピクセル数)を実際の体内の移動量(mmなどの距離単位)に容易に変換が可能である。

10

20

30

40

50

【0222】

再構成画像は、A平面321の場合、xy平面となり、B平面322およびC平面323の場合、yz平面となるが、得られた移動量のうち、y方向の移動量は、その後の座標変換パラメータ算出においては使用されない。すなわち、図26に示される交点ABについて (x_t, z_{bt}) および $(x_{t+ \Delta t}, z_{bt+ \Delta t})$ 、交点ACについて (x_t, z_{ct}) および $(x_{t+ \Delta t}, z_{ct+ \Delta t})$ がそれぞれ求められる。

【0223】

これらの関係を、ヘルマート変換式に当てはめ、展開していくことで、超音波プローブ301の移動量 (x_0, z_0) および回転角 θ を求めることができる。ヘルマート変換式は、次の式(1)で表わされる。

$$\begin{aligned} x' &= x \cos \theta - z \sin \theta + x_0 \\ z' &= x \sin \theta + z \cos \theta + z_0 \end{aligned} \quad \dots (1)$$

【0224】

なお、上述した移動量の算出方法は、図27に示されるような2次元配列された振動子からなる2次元アレイプローブを使用している場合にも適用することができる。図27に示される各格子が振動子を表している。

【0225】

2次元アレイプローブに適用する場合には、本開示の3つの走査平面を有する超音波プローブ301のように、A平面321、B平面322、C平面323を、それぞれ配置する方法でもよいし、B平面322とC平面323との間に、点線で示されるD平面371を追加してもよい。

【0226】

また、B平面322、C平面323、D平面371は、それぞれA平面321とxz平面で直交していることが望ましいが、A平面321と平行でさえなければ、上述した移動量の算出方法を適用することができる。また、図27の例において、B平面322、C平面323、D平面371の位置関係は、一例であり、図27の通りである必要はない。例えば、B平面322、C平面323が検出範囲の両端にあることが望ましいが、必須ではない。

【0227】

以上のように、超音波プローブ301と、センサ情報取得部253による超音波プローブ301についての信号処理方法によって、超音波プローブ301の動き(移動パラメータ)を算出することが可能となる。したがって、この場合、図12の移動量センサ121を設ける必要がなくなる。

【0228】

なお、上記説明においては、画像を再構成した後、画像マッチングで移動量を求める方法を説明したが、画像を再構成する前のRF信号の段階で、RF信号の信号処理により移動量を求め、それを基に超音波プローブ301の移動量(この場合、位相変化量)を算出することも可能である。

【0229】

以上のように超音波プローブ301を構成することにより、移動量を算出することができるので、超音波プローブ301の動きが精度よく検出される。これにより、位置提示やパノラマなどのアプリケーションの精度を向上させることができる。

【0230】

すなわち、プローブの位置情報を正確に把握する主な目的の1つは、画像のスイッチングによるパノラマ化(広視野角化)や、ボリュームデータ化である。

【0231】

従来は1次元プローブを使った方法では、長軸方向(x方向)の移動に対するスイッチングには、精度を出すことができたが、短軸方向(z方向)への拡張は困難であった。ま

10

20

30

40

50

た、ポリウムデータ作成のためのプローブ接地面を軸に傾けるような手法も実用化されているが、このときの角度は固定（ある秒数でどの程度振ってくださいと指示がある）であったり、角度センサを取り付けた特殊システムを利用していた。

【0232】

角度センサを使った方式では、ある程度正確にポリウム再現が可能であるが、プローブの接地面は動かないため、表皮近くのポリウムは作成することができなかった。

【0233】

したがって、超音波プローブ301を用いることにより、プローブの動きが精度よく検出されるので、画像のスイッチングによるパノラマ化（広視野角化）や、ポリウムデータ化を、より正確に行うことができる。

10

【0234】

また、本技術の超音波プローブは、次のような画像処理システムにも適用することができる。上述したどの構成の超音波プローブを用いてもよいが、例として、図8の超音波プローブ111を用いて説明する。

【0235】

< 第5の実施の形態 >

[画像処理システムの構成例]

図28は、本技術を適用した画像処理システム401の構成例を示すブロック図である。

【0236】

図28に示される画像処理システム401は、超音波を用いて被写体の内部の画像（すなわち、超音波画像）を撮影し、表示する装置である。画像処理システム401は、例えば、医療用として患者の身体の内蔵臓器や胎児などの撮影に用いられったり、工業用として製品の内部の断面などの撮影に用いられったりする。

20

【0237】

画像処理システム401は、プローブユニット411と受信表示装置412を含むように構成されている。プローブユニット411と受信表示装置412は、例えば、無線通信によりデータの送受を行う。なお、無線の方式は、データを送受信するのに十分な帯域が確保できれば、特に限定されない。また、通信の方式は、無線に限らず、有線であってもよい。

30

【0238】

プローブユニット411は、例えば、図8の超音波プローブ111および信号処理ブロック422により構成される。超音波プローブ111は、被写体の皮膚などに押しつけられる部位であり、内部に、超音波のトランスデューサと呼ばれる複数の振動子421を含むように構成される。超音波プローブ111は、例えば、64chや128chの振動子421で構成される。なお、超音波プローブ111に含まれる振動子421の数は限定されない。

【0239】

振動子421は、信号処理ブロック422からの信号に基づいて、被写体に対して超音波ビーム（以下、送信波とも称する）を送信する。振動子421は、被写体からの反射波（以下、受信波とも称する）を受信し、受信した信号を信号処理ブロック422に供給する。

40

【0240】

信号処理ブロック422は、振動子421からの信号または振動子421への信号を処理するブロックである。信号処理ブロック422は、変換部431、フロントエンド信号処理部432、および無線IF（インタフェース）433を含むように構成される。

【0241】

変換部431は、後述する図29のAD(Analog/Digital)変換部462および図30のDA(Digital /Analog)変換部482を含むように構成されている。変換部431は、振動子421からの反射波をデジタルデータに変換し、変換したデジタルデータをフロントエン

50

ド信号処理部 4 3 2 に供給する。変換部 4 3 1 は、フロントエンド信号処理部 4 3 2 からのデジタルデータをアナログ信号に変換し、変換したアナログ信号を振動子 4 2 1 に供給する。

【 0 2 4 2 】

フロントエンド信号処理部 4 3 2 は、変換部 4 3 1 からのデジタルデータに対して、ビームフォーミング処理、信号圧縮処理、およびエラー訂正処理などの信号処理を行い、処理後のデータを、無線 IF 4 3 3 に供給する。フロントエンド信号処理部 4 3 2 は、振動子 4 2 1 が送信する送信波のもとになるデジタルデータを生成し、生成したデジタルデータを、変換部 4 3 1 に供給する。

【 0 2 4 3 】

無線 IF 4 3 3 は、フロントエンド信号処理部 4 3 2 からのデータを、無線通信により、受信表示装置 4 1 2 に送信する。

【 0 2 4 4 】

受信表示装置 4 1 2 は、無線 IF 4 4 1、バックエンド信号処理部 4 4 2、および表示部 4 4 3 を含むように構成される。

【 0 2 4 5 】

無線 IF 4 4 1 は、プローブユニット 4 1 1 からのデータを受信し、バックエンド信号処理部 4 4 2 に供給する。

【 0 2 4 6 】

バックエンド信号処理部 4 4 2 は、無線 IF 4 4 1 からの送信された圧縮データを復号する。バックエンド信号処理部 4 4 2 は、復号したデータに基づいて、被写体の内部を示す超音波画像を生成する。バックエンド信号処理部 4 4 2 は、生成した超音波画像を、表示部 4 4 3 に供給する。

【 0 2 4 7 】

表示部 4 4 3 は、バックエンド信号処理部 4 4 2 により生成された超音波画像を表示する。

【 0 2 4 8 】

なお、図 2 8 の例において、プローブユニット 4 1 1 の構成は、単純化して示されたものであり、本技術と関連が薄い処理部や機械部などに関しては省略されている。

【 0 2 4 9 】

[受信側処理の場合のプローブユニットの構成例]

図 2 9 は、超音波の受信側処理を行う場合のプローブユニットの構成例を示す図である。

【 0 2 5 0 】

図 2 9 の例においては、プローブユニット 4 1 1 は、振動子 4 2 1、信号処理ブロック 4 2 2、超音波プローブ 1 1 1 に含まれる角度センサ 2 4 1 および移動量センサ 1 2 1、入力部 4 5 1、制御部 4 5 3、並びに電池ユニット 4 5 4 を含むように構成されている。

【 0 2 5 1 】

超音波の受信側処理を行う場合の信号処理ブロック 4 2 2 は、スイッチ部 4 6 1、AD変換部 4 6 2、信号処理部 4 6 3、信号圧縮部 4 6 4、および送信部 4 6 5 を含むように構成されている。図 2 9 の信号処理ブロック 4 2 2 のうち、信号処理部 4 6 3、信号圧縮部 4 6 4、および送信部 4 6 5 は、図 2 8 のフロントエンド信号処理部 4 3 2 に対応している。

【 0 2 5 2 】

振動子 4 2 1 は、被写体からの反射波を受信し、受信した信号を、信号処理ブロック 4 2 2 のスイッチ部 4 6 1 に供給する。

【 0 2 5 3 】

スイッチ部 4 6 1 は、制御部 4 5 3 の制御のもと、振動子 4 2 1 の各振動子で受信された信号のうち、どの信号を読み出すかを選択する。振動子 4 2 1 が、例えば、1 2 8 ch の振動子からなり、そのうち、例えば、3 2 ch の信号を読み出す場合、スイッチ部 4 6 1 は

10

20

30

40

50

、128chのうち、どの32chの信号を読み出すかを選択する。スイッチ部461は、選択した信号を読み出して、読み出した信号をAD変換部462に供給する。

【0254】

AD変換部462は、制御部453の制御のもと、スイッチ部461からの信号に対して、AD変換を行う。AD変換部462は、AD変換後のデジタルデータを、信号処理部463に供給する。

【0255】

信号処理部463は、制御部453の制御のもと、AD変換部462からのデジタルデータに対して、ビームフォーミング処理を行う。信号処理部463は、必要に応じて、ビームフォーミング後のデータ(以下、RFデータとも称する)に対し、画像強調およびノイズリダクションなどの信号処理も行う。信号処理部463は、処理後のデータを、信号圧縮部464に供給する。

10

【0256】

信号圧縮部464は、制御部453の制御のもと、信号処理部463からのデジタルデータを所定の圧縮形式で圧縮する。信号圧縮部464は、圧縮後のデータを、送信部465に供給する。なお、圧縮形式は限定されない。

【0257】

送信部465は、制御部453の制御のもと、信号圧縮部464からのデータに対して、伝送エラー補償のための冗長なエラー訂正符号の追加などを行い、図28の無線IF433を介して、受信表示装置412に対して送信する。送信部465は、伝送エラーを補償するために、送信するデータを再送する。

20

【0258】

角度センサ241および移動量センサ121は、上述したように、超音波プローブ111内に設けられる。角度センサ241は、ユーザによる超音波プローブ111の回転操作を検出し、検出した超音波プローブ111の回転角度という動きの特徴を示す情報である動きパラメータを、制御部453に供給する。移動量センサ121は、ユーザによる超音波プローブ111の移動量を検出し、検出した超音波プローブ111の移動量という動きの特徴を示す情報である動きパラメータを、制御部453に供給する。

【0259】

入力部451は、ユーザ操作に対応する指示信号などを制御部453に入力する。

30

【0260】

制御部453は、角度センサ241および移動量センサ121により検出された情報に応じて、信号処理ブロック422を構成する各部の動作を制御する。その結果、電池ユニット454に蓄積される電力の消費を抑えることができたり、あるいは、得られる画像の画質を変更することができる。

【0261】

例えば、制御部453は、例えば、スイッチ部461を制御し、受信に利用する振動子421の数を変更させる。受信信号のSNを上げるため、複数の振動子421からの情報を用いるのは一般的である。例えば、その受信に利用する振動子421のチャンネル数を減らすことによって、後段の信号処理部463における演算処理量を減らすことができる。その結果、消費電力を削減することができる。

40

【0262】

制御部453は、例えば、AD変換部462を制御し、受信された各チャンネルのアナログ信号を、デジタルデータに変換するときのサンプリング周波数またはデジタルデータのビット長を変更させる。

【0263】

なお、画像処理システム401は、医用画像の診断支援システムCAD(Computer Aided Diagnosis)に用いられることがある。サンプリング周波数を高くサンプリングすれば、得られる信号の情報量が上がり、より高精度なビームフォーミングが行えるようになり、結果、画質が向上する。したがって、サンプリング周波数を高くサンプリングすることは、

50

CADでの診断能力の向上につながる。

【0264】

しかしながら、AD変換の周波数が高いことは、データの増大を招き、その後の信号処理の量にも影響してしまう。CADに用いられない場合、すなわち、通常の診断などの場合、それほどの画質は必要ない。したがって、通常の診断などの際に、サンプリング周波数を落とすことは、AD変換部462そのものの消費電力を削減するとともに、信号処理の演算処理量を減らすことができる。その結果、消費電力を削減することができる。AD変換部462において、デジタルデータのビット長を短くすることも、サンプリング周波数を落とすことと同様の効果を得ることができる。

【0265】

また、例えば、腹部や胸部上において、超音波プローブ111の位置が詳細を見たいポイントに近づいている場合、ユーザは、プローブユニット411を狭い範囲で小さく、遅く動かす傾向がある。すなわち、超音波プローブ111の動きが小さい、速度が遅い、または、移動量が少ない場合、超音波プローブ111の位置は詳細を見たいポイントに近づいている可能性が高い。したがって、このような場合、画像品質はできるだけ高いことが望まれる。

【0266】

一方、詳細を見たいポイントを広い範囲で探している場合、ユーザは、プローブユニット411を広い範囲で大きく、速く動かす傾向がある。すなわち、超音波プローブ111の動きが大きい、速度が速い、または、移動量が多い場合、ユーザは詳細を見たいポイントを探している可能性が高い。したがって、このような場合、画像品質は、上述の場合よりも低くてもよい。

【0267】

このことは、腹部や胸部でなくとも、関節部分にも言える。したがって、超音波プローブ111を、関節の周囲のうち、ゆっくり回転させる箇所については、入念に観察したい箇所である。したがって、角度センサ241からの角度の変化(すなわち、角速度)がゆっくりである場合、制御部453は、その箇所の超音波画像の画質が高くなるようにサンプリング周波数を高くする。一方、関節の周囲のうち、速く回転させる箇所については、手早く観察したい箇所である。したがって、角度センサ241からの角度の変化(すなわち、角速度)が速い場合、制御部453は、その箇所の超音波画像の画質がそれほど高く

【0268】

制御部453は、例えば、信号処理部463を制御し、ビームフォーミングを行う際のパラメータのうち、電力に関係するパラメータである、受信フォーカスの点数、またはRFデータのサンプリング周波数などを変更させる。

【0269】

受信フォーカス点数を減らしたり、RFデータのサンプリング周波数を下げたりすることにより、処理自体の削減、後段に渡るデータ量の削減ができ、その結果、消費電力を削減することができる。

【0270】

なお、信号処理部463における画像強調およびノイズリダクションなどの信号処理のON/OFFや、アルゴリズムの複雑さの制御なども、電力に影響する。制御部453は、これらも制御するようにしてもよい。

【0271】

制御部453は、例えば、信号圧縮部464を制御し、圧縮率を変更させる。データの圧縮率を高くすることにより、プローブユニット411から受信表示装置412に対して送信すべきデータ量が削減され、その結果、送信電力を抑制することができる。

【0272】

制御部453は、例えば、送信部465を制御し、エラー訂正符号の付加の強度やその有無を変更させる。エラー訂正の強度を下げたり、または、エラー訂正機能そのものを使

10

20

30

40

50

用しないことにより、送出に要する電力量を削減することができる。また、送信部 4 6 5 に対して、受信表示装置 4 1 2 との協調動作で生じるデータの再送要求の受諾を拒否に変更させることも、電力量の削減につながる。

【0273】

電池ユニット 4 5 4 は、充電式の電池などからなり、プローブユニット 4 1 1 の各部に電力を供給している。

【0274】

[送信側処理の場合のプローブユニットの構成例]

図 3 0 は、送信側処理を行う場合のプローブユニットの構成例を示す図である。

【0275】

図 3 0 の例においては、プローブユニット 4 1 1 は、図 2 9 のプローブユニット 4 1 1 と同様に、振動子 4 2 1、信号処理ブロック 4 2 2、角度センサ 2 4 1、移動量センサ 1 2 1、入力部 4 5 1、制御部 4 5 3、並びに電池ユニット 4 5 4 を含むように構成されている。なお、対応する部には、対応する符号が付してあり、その説明は繰り返しのなるので適宜省略される。

10

【0276】

超音波の送信側処理を行う場合の信号処理ブロック 4 2 2 は、図 2 9 の信号処理ブロック 4 2 2 と異なり、スイッチ部 4 8 1、DA変換部 4 8 2、および信号処理部 4 8 3 を含むように構成されている。図 3 0 の信号処理ブロック 4 2 2 のうち、信号処理部 4 8 3 は、図 2 8 のフロントエンド信号処理部 4 3 2 に対応している。

20

【0277】

スイッチ部 4 8 1 は、DA変換部 4 8 2 からのアナログ信号に基づいて、振動子 4 2 1 を選択する。すなわち、スイッチ部 4 8 1 は、振動子 4 2 1 を構成する複数の振動子のうち、動作させる振動子の組み合わせを選択する。スイッチ部 4 8 1 は、選択した振動子 4 2 1 を接続し、信号を送出することで、選択した振動子 4 2 1 を振動させる。これにより、振動子 4 2 1 から、被写体に対して超音波ビームが送信される。

【0278】

DA変換部 4 8 2 は、信号処理部 4 8 3 からデジタルデータを、アナログ信号に変換し、スイッチ部 4 8 1 に供給する。

【0279】

信号処理部 4 8 3 は、振動子 4 2 1 が被写体に対して送信する超音波ビームのもととなるデジタルデータを生成する。信号処理部 4 8 3 は、生成したデジタルデータを、DA変換部 4 8 2 に供給する。

30

【0280】

図 3 0 の例においても、制御部 4 5 3 は、角度センサ 2 4 1 および移動量センサ 1 2 1 により検出された情報に応じて、信号処理ブロック 4 2 2 を構成する各部の動作を制御する。その結果、電池ユニット 4 5 4 に蓄積される電力の消費を抑えることができたり、あるいは、得られる画像の画質を変更することができる。

【0281】

ただし、図 2 9 の受信側処理の場合と異なり、図 3 0 の送信側処理の場合、スイッチ部 4 8 1、DA変換部 4 8 2、および信号処理部 4 8 3 は、基本的に協調動作を行う。

40

【0282】

信号処理部 4 8 3 で生成されるデジタルデータは、DA変換部 4 8 2 を通るデジタルデータのビット長、サンプリング周波数、ライン数（動作させる振動子数）を一意に決め、スイッチ部 4 8 1 で接続する（振動させる）振動子 4 2 1 の組み合わせをも決定する。

【0283】

換言するに、信号処理部 4 8 3 は、DA変換部 4 8 2 を通るデジタルデータのビット長、サンプリング周波数、ライン数、並びに、スイッチ部 4 8 1 で接続する振動子 4 2 1 の組み合わせを一意に決め、決めたパラメータの組み合わせで、デジタルデータを生成する。

【0284】

50

したがって、送信側処理の場合、制御部 4 5 3 は、信号処理部 4 8 3 を制御し、DA変換部 4 8 2 を通るデジタルデータのビット長、サンプリング周波数、ライン数、並びに、スイッチ部 4 8 1 で接続する振動子 4 2 1 の組み合わせなどを変更させる。

【0285】

信号処理部 4 8 3 において、デジタルデータのビット長を短く、または、サンプリング周波数を低く変更することにより、DA変換処理を減らすことができる。また、ライン数を減らすことにより、超音波送出に係る電力を減らすことができる。

【0286】

一方、信号処理部 4 8 3 において、デジタルデータのビット長を長く、サンプリング周波数を高く変更する、または、ライン数を増やすことにより、得られる画像の画質を向上させることができる。

10

【0287】

また、制御部 4 5 3 は、入力部 4 5 1 から入力される分割数に基づいて、関節の周りを撮影する際の撮影角度を算出し、角度センサ 2 4 1 からの角度が、算出した撮影角度になったときに、超音波ビームの送受信を行い、超音波画像を生成する。

【0288】

これにより、必要以上の超音波ビームの送受信を行うことがないので、超音波送出に係る電力を減らすことができる。

【0289】

以上のように、制御部 4 5 3 は、超音波の送信側処理においても、超音波の受信側処理においても、信号処理ブロック 4 2 2 を構成する各信号処理部を制御して、電池ユニット 4 5 4 の電池の消費を抑えたり、超音波画像の画質を向上させることができる。

20

【0290】

[超音波受信処理の流れ]

次に、図 3 1 のフローチャートを参照して、プローブユニット 4 1 1 の超音波受信処理について説明する。

【0291】

ステップ S 1 1 1 において、振動子 4 2 1 は、被写体からの反射波を受信する。振動子 4 2 1 は、受信した信号を、信号処理ブロック 4 2 2 のスイッチ部 4 6 1 に供給する。

【0292】

ステップ S 1 1 2 において、スイッチ部 4 6 1 は、信号を選択する。すなわち、スイッチ部 4 6 1 は、振動子 4 2 1 の各振動子で受信された信号のうち、どの信号を読み出すかを選択する。このときの受信振動子数は、制御部 4 5 3 により角度センサ 2 4 1 および移動量センサ 1 2 1 の少なくとも一方からの動きパラメータの大きさに応じて制御される。スイッチ部 4 6 1 は、選択した信号を読み出して、AD変換部 4 6 2 に供給する。

30

【0293】

ステップ S 1 1 3 において、AD変換部 4 6 2 は、スイッチ部 4 6 1 からの信号に対して、所定のサンプリングレートでAD変換を行う。このときのAD(デジタルデータ)ビット長およびADサンプリングレートは、制御部 4 5 3 により角度センサ 2 4 1 および移動量センサ 1 2 1 の少なくとも一方からの動きパラメータの大きさに応じて制御される。AD変換部 4 6 2 は、AD変換後のデジタルデータを、信号処理部 4 6 3 に供給する。

40

【0294】

ステップ S 1 1 4 において、信号処理部 4 6 3 は、AD変換部 4 6 2 からのデジタルデータに対して、ビームフォーミング処理を行う。信号処理部 4 6 3 は、制御部 4 5 3 の制御のもと、RFデータに対し、画像強調およびノイズリダクションなどの信号処理も行う。

【0295】

このときのフレームレートおよび解像度は、制御部 4 5 3 により角度センサ 2 4 1 および移動量センサ 1 2 1 の少なくとも一方からの動きパラメータの大きさに応じて制御される。画像強調およびノイズリダクションなどの処理も、制御部 4 5 3 により角度センサ 2 4 1 および移動量センサ 1 2 1 の少なくとも一方からの動きパラメータの大きさに応じて

50

制御される。信号処理部 4 6 3 は、処理後のデータを、信号圧縮部 4 6 4 に供給する。

【0296】

ステップ S 1 1 5 において、信号圧縮部 4 6 4 は、信号処理部 4 6 3 からのデジタルデータを所定の圧縮形式で圧縮する。このときのビットレートは、制御部 4 5 3 により角度センサ 2 4 1 および移動量センサ 1 2 1 の少なくとも一方からの動きパラメータの大きさに応じて制御される。信号圧縮部 4 6 4 は、圧縮後のデータを、送信部 4 6 5 に供給する。

【0297】

ステップ S 1 1 6 において、送信部 4 6 5 は、信号圧縮部 4 6 4 からのデータに対して、伝送エラー補償のための冗長なエラー訂正符号の追加などを行い、無線 IF 4 3 3 を介して、受信表示装置 4 1 2 に対して送信する。このときのエラー訂正の追加などは、制御部 4 5 3 により角度センサ 2 4 1 および移動量センサ 1 2 1 の少なくとも一方からの動きパラメータの大きさに応じて制御される。

10

【0298】

以上のようにして、プローブユニット 4 1 1 から、受信された超音波に対して信号処理が施されたデータが、無線通信を介して受信表示装置 4 1 2 に送信される。

【0299】

[受信表示処理の流れ]

次に、図 3 2 のフローチャートを参照して、受信表示装置 4 1 2 の受信表示処理について説明する。

20

【0300】

ステップ S 1 2 1 において、無線 IF 4 4 1 は、上述した図 3 1 のステップ S 1 1 6 において送信されたデータを受信する。無線 IF 4 4 1 は、受信したデータを、バックエンド信号処理部 4 4 2 に供給する。

【0301】

ステップ S 1 2 2 において、バックエンド信号処理部 4 4 2 は、無線 IF 4 4 1 からの圧縮されているデータを、信号圧縮部 4 6 4 の圧縮に対応する方法で復号し、被写体の内部を示す超音波画像を生成する。バックエンド信号処理部 4 4 2 は、生成した超音波画像を、表示部 4 4 3 に供給する。

【0302】

ステップ S 1 2 3 において、表示部 4 4 3 は、超音波画像を表示する。

30

【0303】

以上のようにして、受信表示装置 4 1 2 においては、プローブユニット 4 1 1 により超音波受信されたデータに対応する超音波画像が表示される。

【0304】

[超音波送信処理の流れ]

次に、図 3 3 のフローチャートを参照して、プローブユニット 4 1 1 の超音波送信処理について説明する。

【0305】

ステップ S 1 3 1 において、信号処理部 4 8 3 は、制御部 4 5 3 の制御のもと、振動子 4 2 1 が被写体に対して送信する超音波ビームのもととなるデジタルデータを生成する。

40

【0306】

すなわち、信号処理部 4 8 3 は、DA変換部 4 8 2 を通るデジタルデータのビット長、サンプリング周波数、ライン数、並びに、スイッチ部 4 8 1 で接続する振動子 4 2 1 の組み合わせを一意に決め、決めたパラメータの組み合わせで、デジタルデータを生成する。このときの各処理パラメータは、制御部 4 5 3 により角度センサ 2 4 1 および移動量センサ 1 2 1 の少なくとも一方からの動きパラメータの大きさに応じて制御される。

【0307】

信号処理部 4 8 3 は、生成したデジタルデータを、DA変換部 4 8 2 に供給する。

【0308】

50

ステップ S 1 3 2 において、DA変換部 4 8 2 は、DA変換を行う。すなわち、DA変換部 4 8 2 は、信号処理部 4 8 3 からのデジタルデータを、アナログ信号に変換し、スイッチ部 4 8 1 に供給する。

【 0 3 0 9 】

ステップ S 1 3 3 において、振動子 4 2 1 は、被写体に対して超音波ビームを送信する。すなわち、スイッチ部 4 8 1 は、DA変換部 4 8 2 からのアナログ信号に基づいて、振動子 4 2 1 を選択する。スイッチ部 4 8 1 は、選択した振動子 4 2 1 を接続し、信号を送出することで、選択した振動子 4 2 1 を振動させる。これにより、振動子 4 2 1 から、被写体に対して超音波ビームが送信される。

【 0 3 1 0 】

以上のようにして、プローブユニット 4 1 1 においては、被写体に対して超音波ビームが送信される。

【 0 3 1 1 】

以上のように、ユーザによるプローブユニット 4 1 1 (超音波プローブ 1 1 1) の動きによって、ユーザの必要とする超音波画像の画質がわかる。このことから、プローブユニット 4 1 1 は、超音波プローブ 1 1 1 の動きに応じて、信号処理ブロック 4 2 2 の各部の処理を制御する。特に、プローブユニット 4 1 1 は、超音波プローブ 1 1 1 の動きの特徴を示す動きパラメータが大きい場合、画質を下げ、信号処理のパフォーマンスを下げるように制御する。逆に、プローブユニット 4 1 1 は、超音波プローブ 1 1 1 の動きの特徴を示す動きパラメータが小さい場合、画質を上げ、信号処理のパフォーマンスを上げるように制御する。

【 0 3 1 2 】

したがって、ユーザが、プローブユニット 4 1 1 を用い、例えば、超音波画像を撮影する場所をより明確に見るため、ゆっくりまたは小さく動かしている場合には、電力消費の抑制よりも優先的に、画像の品質を向上させることができる。

【 0 3 1 3 】

一方、ユーザが、プローブユニット 4 1 1 を用い、例えば、身体上のおおまかな場所からポイントを探るため、速く、または大きく動かしている場合には、画像の品質よりも優先的に、消費電力を抑えることができる。この場合、プローブユニット 4 1 1 が診断に用いられている場合であっても、プローブユニット 4 1 1 における電池ユニット 4 5 4 の消費電力を抑えることができる。その結果、電池ユニット 4 5 4 の電力の持ちを長くすることができる。

【 0 3 1 4 】

なお、上述したプローブユニット 4 1 1 の処理においては、角度センサ 2 4 1 を用いた例を説明したが、角度センサ 2 4 1 の代わりに、角速度センサを用いるようにしてもよい。

【 0 3 1 5 】

[撮影前処理の流れ]

さらに、図 3 4 のフローチャートを参照して、プローブユニット 4 1 1 における撮影の前処理について説明する。

【 0 3 1 6 】

例えば、関節の周囲を撮影するにあたり、ユーザは、関節の周囲の分割数(撮影数)を、入力部 4 5 1 を介して入力する。これに対応して、ステップ S 2 0 1 において、入力部 4 5 1 は、分割数 N を、制御部 4 5 3 に入力する。

【 0 3 1 7 】

ステップ S 2 0 2 において、制御部 4 5 3 は、n を 0 とする。制御部 4 5 3 は、ステップ S 2 0 3 において、入力部 4 5 1 からの分割数 N を用いて、次の式(2)により、診断対象の関節の各撮影角度を計算する。

$$n = n * 360 / N \quad \cdot \cdot \cdot (2)$$

10

20

30

40

50

【0318】

制御部453は、ステップS204において、ステップS203で求めた各撮影角度 n を、内蔵するメモリなどに保存する。制御部453は、ステップS205において、 n を $n+1$ とし、ステップS206において、 $n > N$ であるか否かを判定する。

【0319】

ステップS206において、 $n > N$ ではない、すなわち、 $n \leq N$ であると判定された場合、処理は、ステップS203に戻り、それ以降の処理が繰り返される。

【0320】

ステップS206において、 $n > N$ であると判定された場合、撮影前処理は終了される。

10

【0321】

[撮影処理の流れ]

次に、図35のフローチャートを参照して、プローブユニット411における撮影処理について説明する。なお、この処理は、例えば、画像処理システム401の入力部451を介して、撮影の開始の指令が入力されたとき開始される。

【0322】

ステップS231において、制御部453は、 n を0とする。ステップS232において、制御部453は、内蔵するメモリに保存されている撮影角度 θ_n を取得する。なお、この撮影角度 θ_n は、図34の前処理により求められて保存されているか、あるいは、予めデフォルトとして設定されている。

20

【0323】

ステップS233において、制御部453は、 $\theta_n < \theta_{max}$ であるか否かを判定する。ステップS233において、 $\theta_n < \theta_{max}$ であると判定された場合、処理は、ステップS232に戻り、それ以降の処理が繰り返される。

【0324】

ステップS233において、 $\theta_n \geq \theta_{max}$ であると判定された場合、処理は、ステップS234に進む。

【0325】

ステップS234において、制御部453は、超音波ビームの送受信を行う。すなわち、制御部453は、角度センサ241により検出される角度情報が、ステップS232において取得した撮影角度 θ_n になったときに、超音波ビームの送受信を行うように、信号処理部483を制御する。これに対応して、図33を参照して上述した超音波送信処理が行われ、図32を参照して上述した超音波受信処理が行われ、さらに、図32を参照して上述した受信表示処理のステップS121が行われる。

30

【0326】

バックエンド信号処理部442は、ステップS235において、超音波画像 I_n を生成し、ステップS236において、生成した超音波画像 I_n を保存する。

【0327】

制御部453は、ステップS237において、 n を $n+1$ とし、ステップS238において、 $n > N$ であるか否かを判定する。

40

【0328】

ステップS238において、 $n > N$ ではない、すなわち、 $n \leq N$ であると判定された場合、処理は、ステップS232に戻り、それ以降の処理が繰り返される。

【0329】

ステップS238において、 $n > N$ であると判定された場合、撮影前処理は終了される。

【0330】

以上のように、画像処理システム401においては、角度情報に応じて、超音波ビームの送出タイミングを制御するようにしたので、必要以上の超音波ビームの送受信を行うことがなく、超音波送出に係る電力を減らすことができる。

50

【0331】

以上説明してきたように、本技術の超音波プローブは、既存のプローブに治具を取り付けるだけで実現することができる。

【0332】

また、本技術においては、角度センサが内蔵された回転軸を持った持ち手をプローブに直交させて付けるようにしたので、円筒形の被写体の周囲を回るプローブの正確な角度を検出することができる。

【0333】

さらに、本技術においては、ガイドを付けるようにしたので、常に被写体に対して鉛直方向から超音波ビームの送受信を行うことができるとともに、被写体周囲を回しやすくなる。

10

【0334】

また、本技術においては、回転軸とは別にボールジョイントを設けるようにしたので、操作感を向上させることができる。

【0335】

すなわち、円筒形に近似できる人体の関節部の周囲から超音波画像を撮影する場合、本技術を用いることで、容易に、かつ正確に3次元構造(ボリュームデータ)を作成するための、例えば、撮影角度および超音波画像のデータを取得することができる。これにより、撮影角度および正確な3次元構造(ボリュームデータ)を取得することができるので、術前術後の差異の観察や経過観察などでも定量的な評価が行えるようになる。

20

【0336】

なお、本技術は、医療用途および非医療用途のいずれにも用いることが可能である。なお、非医療用途に用いる場合、例えば、内臓等が写らないように、超音波の周波数と強度を適切に調整できるようにすることが望ましい。

【0337】

また、本技術は、人間だけでなく、例えば、動物や植物、人工物など、超音波により被写体の断面の撮影を行う様々な場面に用いることができる。

【0338】

上述した一連の処理は、ハードウェアにより実行することもできるし、ソフトウェアにより実行することもできる。一連の処理をソフトウェアにより実行する場合には、そのソフトウェアを構成するプログラムが、コンピュータにインストールされる。ここで、コンピュータには、専用のハードウェアに組み込まれているコンピュータや、各種のプログラムをインストールすることで、各種の機能を実行することが可能な汎用のパーソナルコンピュータなどが含まれる。

30

【0339】

<第6の実施の形態>

[コンピュータの構成例]

図36は、上述した一連の処理をプログラムにより実行するコンピュータのハードウェアの構成例を示すブロック図である。

【0340】

コンピュータにおいて、CPU(Central Processing Unit)501、ROM(Read Only Memory)502、RAM(Random Access Memory)503は、バス504により相互に接続されている。

40

【0341】

バス504には、さらに、入出力インタフェース505が接続されている。入出力インタフェース505には、入力部506、出力部507、記憶部508、通信部509、およびドライブ510が接続されている。

【0342】

入力部506は、キーボード、マウス、マイクロホンなどよりなる。出力部507は、ディスプレイ、スピーカなどよりなる。記憶部508は、ハードディスクや不揮発性のメ

50

モリなどよりなる。通信部 509 は、ネットワークインタフェースなどよりなる。ドライブ 510 は、磁気ディスク、光ディスク、光磁気ディスク、又は半導体メモリなどのリムーバブルメディア 511 を駆動する。

【0343】

以上のように構成されるコンピュータでは、CPU 501 が、例えば、記憶部 508 に記憶されているプログラムを入出力インタフェース 505 及びバス 504 を介して RAM 503 にロードして実行することにより、上述した一連の処理が行われる。

【0344】

コンピュータ (CPU 501) が実行するプログラムは、例えば、パッケージメディア等としてのリムーバブルメディア 511 に記録して提供することができる。また、プログラムは、ローカルエリアネットワーク、インターネット、デジタル放送といった、有線または無線の伝送媒体を介して提供することができる。

10

【0345】

コンピュータでは、プログラムは、リムーバブルメディア 511 をドライブ 510 に装着することにより、入出力インタフェース 505 を介して、記憶部 508 にインストールすることができる。また、プログラムは、有線または無線の伝送媒体を介して、通信部 509 で受信し、記憶部 508 にインストールすることができる。その他、プログラムは、ROM 502 や記憶部 508 に、あらかじめインストールしておくことができる。

【0346】

なお、コンピュータが実行するプログラムは、本明細書で説明する順序に沿って時系列に処理が行われるプログラムであっても良いし、並列に、あるいは呼び出しが行われたとき等の必要なタイミングで処理が行われるプログラムであっても良い。

20

【0347】

また、本明細書において、システムの用語は、複数の装置、ブロック、手段などにより構成される全体的な装置を意味するものである。

【0348】

なお、本開示における実施の形態は、上述した実施の形態に限定されるものではなく、本開示の要旨を逸脱しない範囲において種々の変更が可能である。

【0349】

以上、添付図面を参照しながら本開示の好適な実施形態について詳細に説明したが、開示はかかる例に限定されない。本開示の属する技術の分野における通常の知識を有するであれば、特許請求の範囲に記載された技術的思想の範疇内において、各種の変更例または修正例に想到し得ることは明らかであり、これらについても、当然に本開示の技術的範囲に属するものと了解される。

30

【0350】

なお、本技術は以下のような構成も取ることができる。

(1) プロープから入力される複数の超音波画像に対応する複数の簡易表示画像を生成する画像生成部と、

前記画像生成部により生成された複数の簡易表示画像を、前記プロープの回転操作と連動した位置に配置して表示画面に表示させる表示制御部と
を備える画像処理装置。

40

(2) 前記表示制御部は、前記画像生成部により生成された複数の簡易表示画像を、超音波診断の診断対象を囲む位置に配置して表示させる

前記(1)に記載の画像処理装置。

(3) 前記表示制御部は、前記画像生成部により生成された複数の簡易表示画像が前記超音波診断の診断対象を囲む円周を、前記超音波診断の診断対象の大きさと連動させて表示させる

前記(1)または(2)に記載の画像処理装置。

(4) 前記表示制御部は、前記超音波診断の診断対象の画像と、前記プロープの回転操作と連動した位置に配置される複数の簡易表示画像とを重畳して表示させる

50

前記(1)乃至(3)のいずれかに記載の画像処理装置。

(5) 前記表示制御部は、前記画像生成部により生成された複数の簡易表示画像を、3次元に歪曲させた位置に配置して表示させる

前記(1)乃至(4)のいずれかに記載の画像処理装置。

(6) 前記画像生成部は、前記プローブが備えるセンサからの回転角度または回転角速度に基づいて、複数の簡易表示画像を生成する

前記(1)乃至(5)のいずれかに記載の画像処理装置。

(7) 前記表示制御部は、前記プローブが備えるセンサからの回転角度または回転角速度が大きい場合、前記複数の簡易表示画像の配置間隔を広く表示させる

前記(6)に記載の画像処理装置。

(8) 前記表示制御部は、前記プローブが備えるセンサからの回転角度または回転角速度が小さい場合、前記複数の簡易表示画像の配置間隔を狭く表示させる

前記(6)に記載の画像処理装置。

(9) 前記プローブは、ビーム方向と直交する角度で設けられた支持部と、

前記プローブと前記支持部の間に設けられた回転機構と、

前記回転機構による前記プローブの回転操作をサポートするガイドと

をさらに備える前記(1)乃至(8)のいずれかに記載の画像処理装置。

(10) 画像処理装置が、

プローブから入力される複数の超音波画像に対応する複数の簡易表示画像を生成し、生成された複数の簡易表示画像を、前記プローブの回転操作と連動した位置に配置して表示画面に表示させる

画像処理方法。

【符号の説明】

【0351】

11 超音波プローブ, 21 プローブ, 21a センサ面, 22 台座, 23 回転軸, 24 持ち手, 25 ガイド, 26 接合部, 51 超音波プローブ, 61 接合部, 81 超音波プローブ, 91 ガイド, 111 超音波プローブ, 121 移動量センサ, 151 持ち手, 152 ボールジョイント, 153 補助操作部, 201 画像処理システム, 212 画像処理装置, 213a 乃至213d 記録装置, 214 ディスプレイ, 221 超音波送受信部, 222 検出部, 232 超音波受信装置, 233 超音波発生装置, 241 角度センサ, 242 角速度センサ, 251 超音波制御部, 252 超音波画像生成部, 253 センサ情報取得部, 254 プローブ状態検出部, 255 断面画像生成部, 256 表示制御部, 257 簡易表示画像生成部, 271 簡易表示画像群, 272 配置画像, 281 簡易表示画像, 282 円, 291 配置画像, 301 超音波プローブ, 311 Aアレイ振動子, 312 Bアレイ振動子, 313 Cアレイ振動子, 321 A平面, 322 B平面, 323 C平面, 371 D平面, 401 画像処理システム, 411 プローブユニット, 412 受信表示装置, 421 振動子, 422 信号処理ブロック, 431 変換部, 432 フロントエンド信号処理部, 433 無線IF, 451 入力部, 452 制御部, 454 電池ユニット

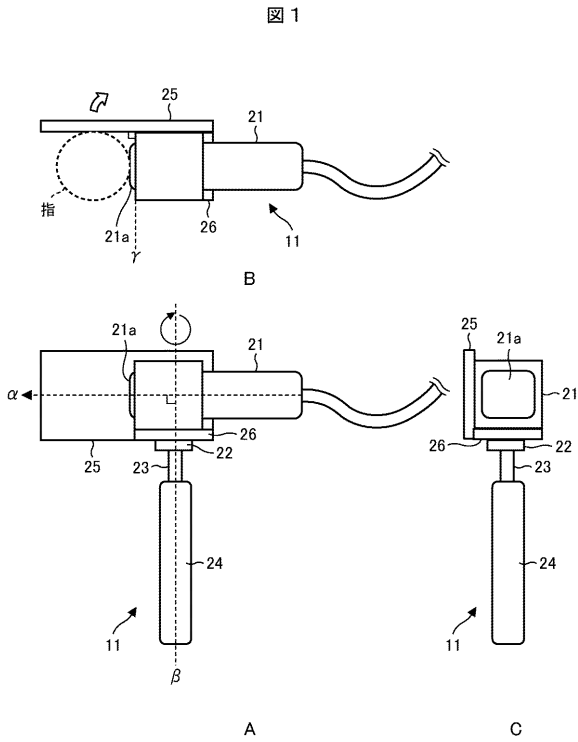
10

20

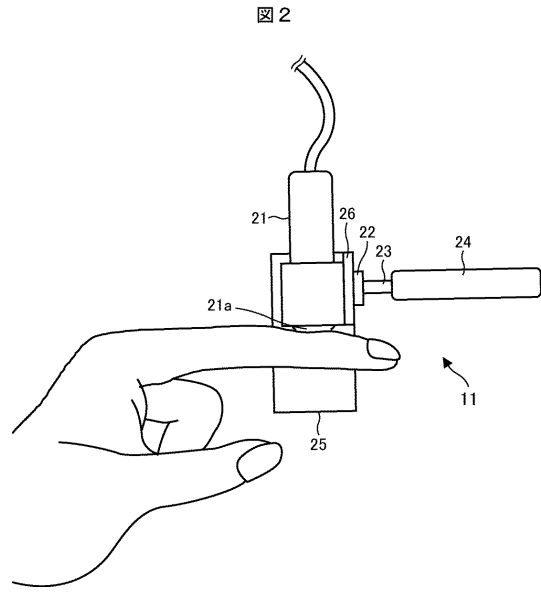
30

40

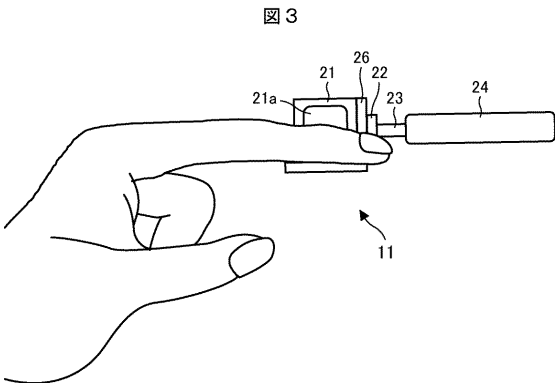
【 図 1 】



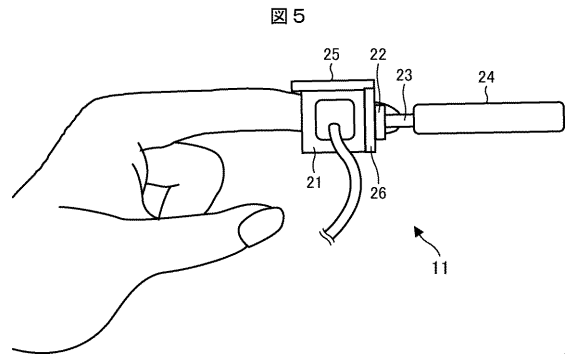
【 図 2 】



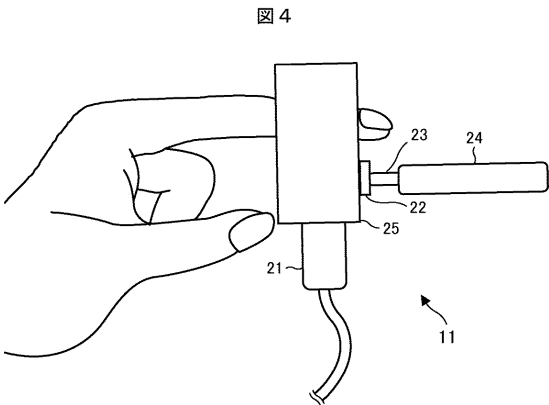
【 図 3 】



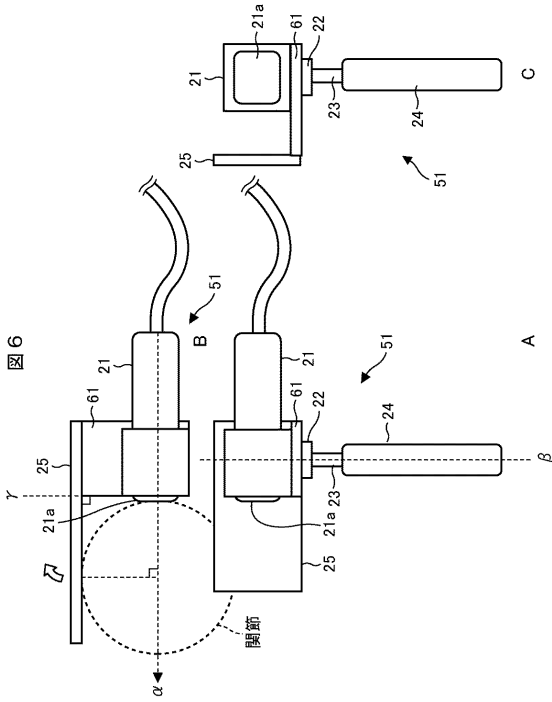
【 図 5 】



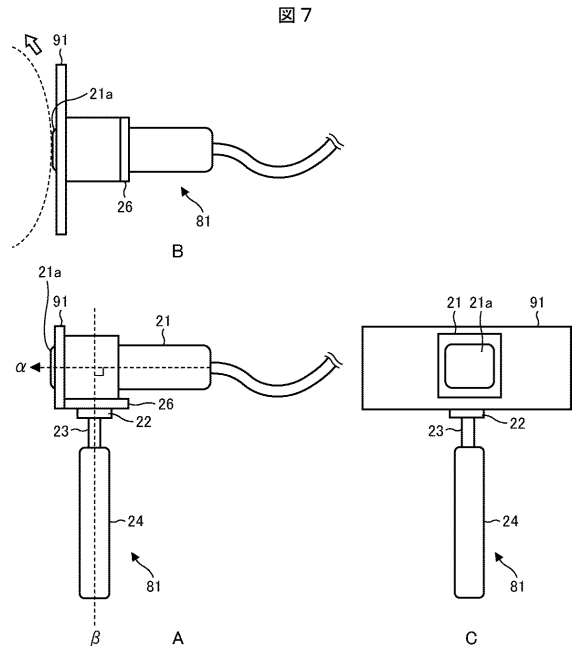
【 図 4 】



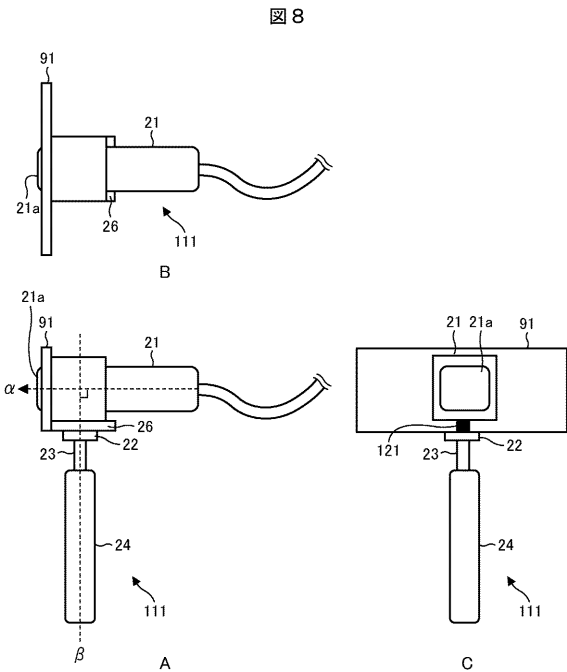
【 図 6 】



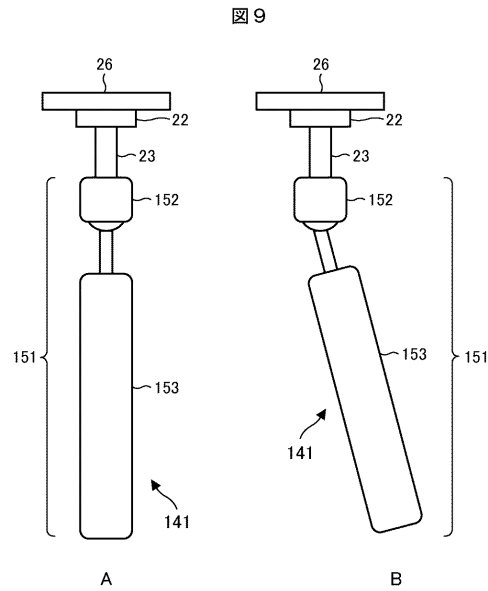
【 図 7 】



【 図 8 】



【 図 9 】



【図10】

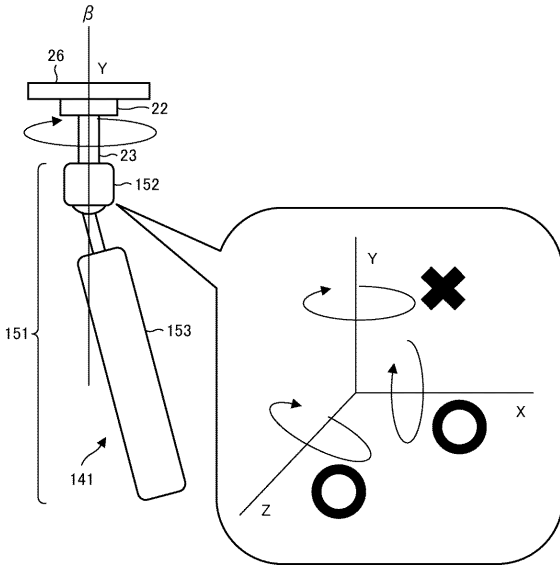


図10

【図11】

図11

	回転角度 センサ	細関節用 ガイド構成	太関節用 ガイド構成	移動量 センサ	ボール ジョイント
手の指	◎	◎	○		
手首	◎		◎	◎	○
肘	◎		◎	◎	◎
肩					
膝	◎		◎	◎	◎
足首					
足の指					
胴回りなど	◎		◎	◎	◎

【図12】

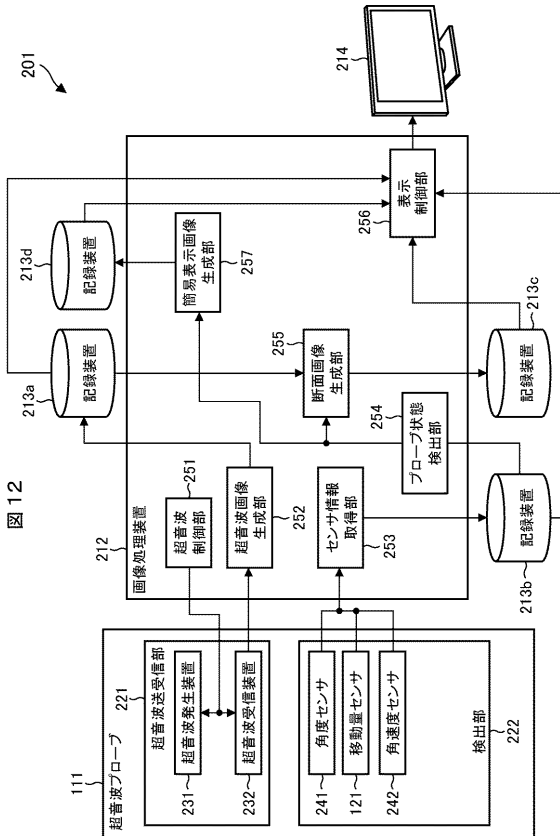
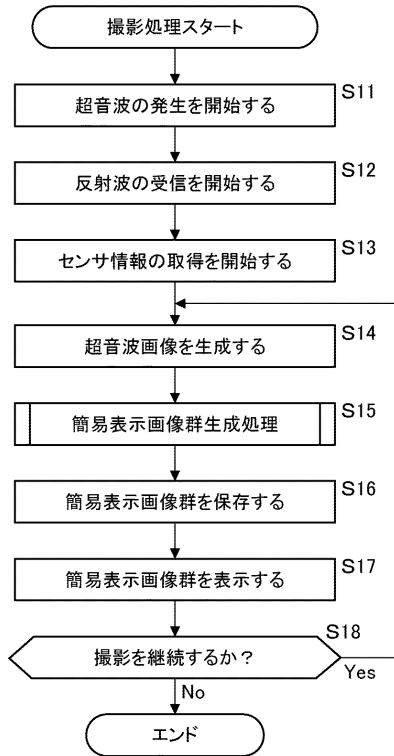


図12

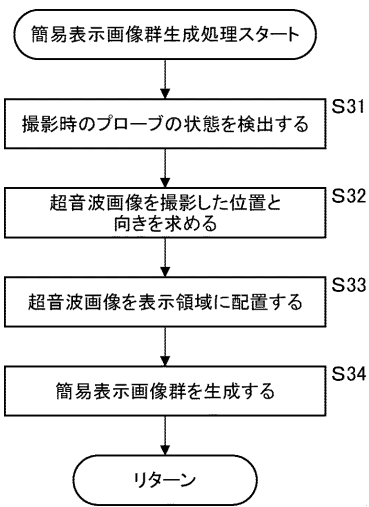
【図13】

図13



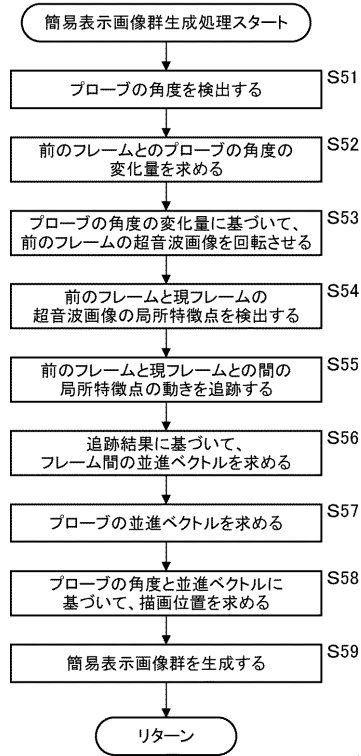
【図14】

図14



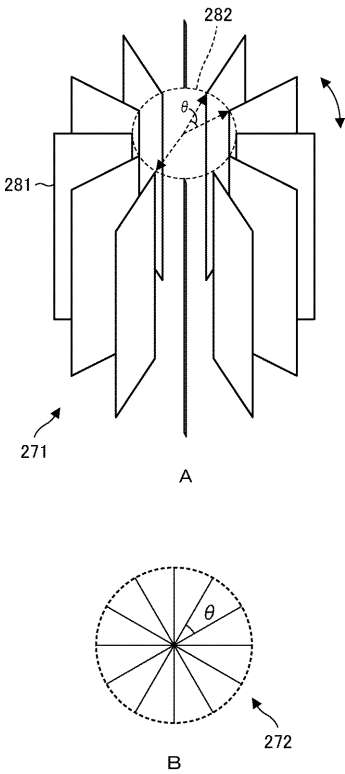
【図15】

図15



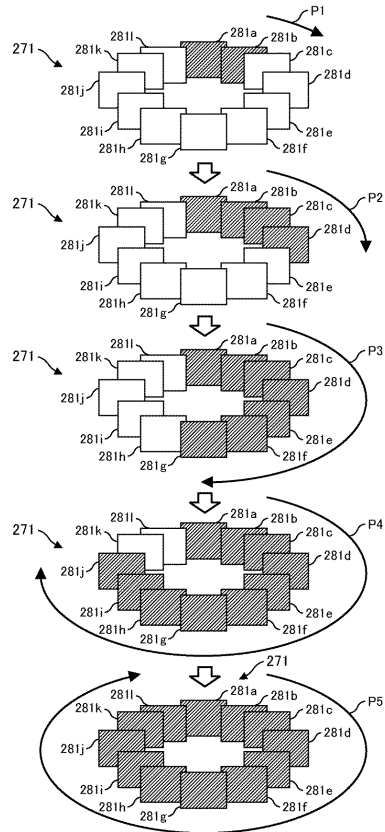
【図16】

図16



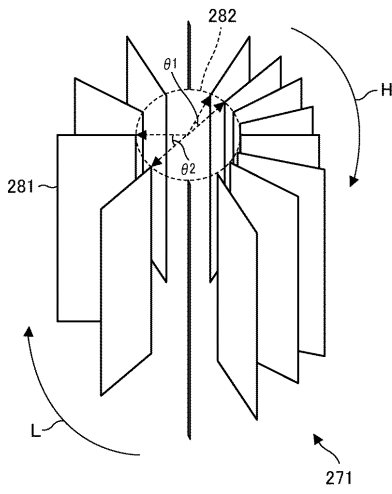
【図17】

図17



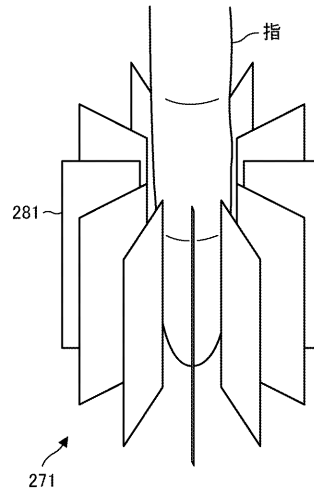
【 図 1 8 】

図 18



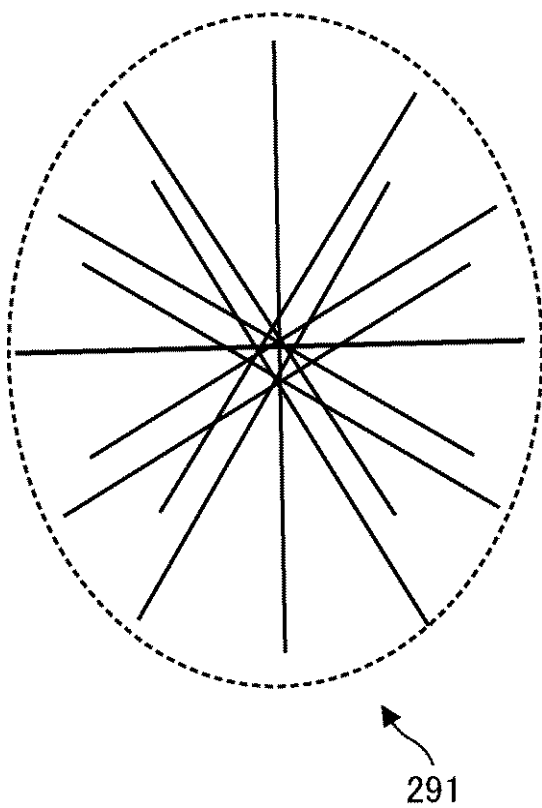
【 図 1 9 】

図 19



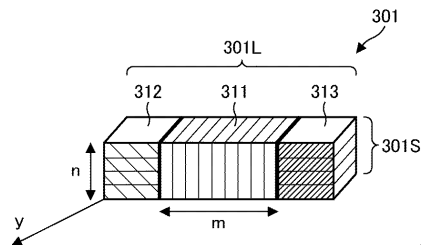
【 図 2 0 】

図 20



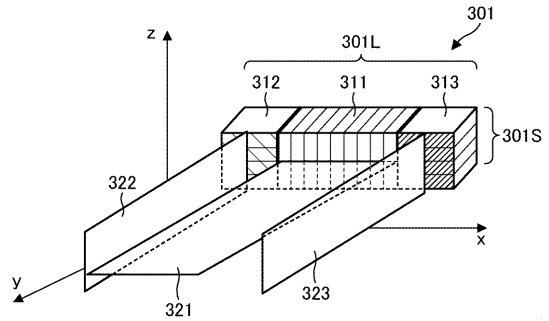
【 図 2 1 】

図 21



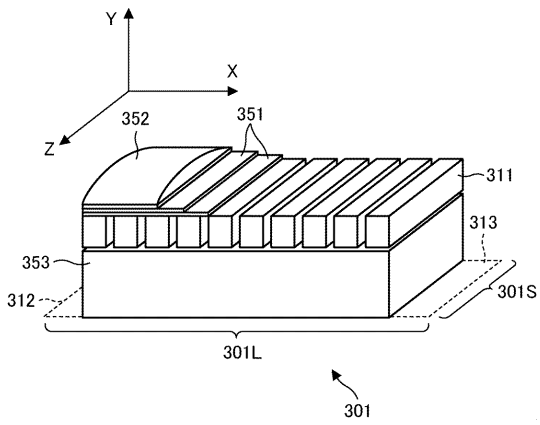
【 図 2 2 】

図 22



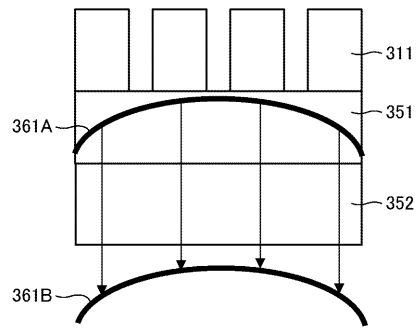
【 图 2 3 】

图 23



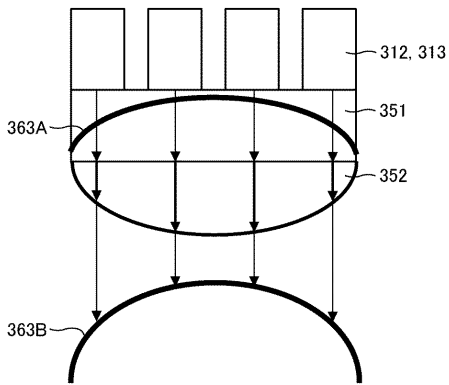
【 图 2 4 】

图 24



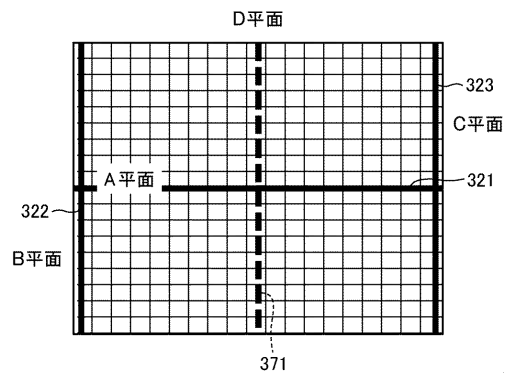
【 图 2 5 】

图 25



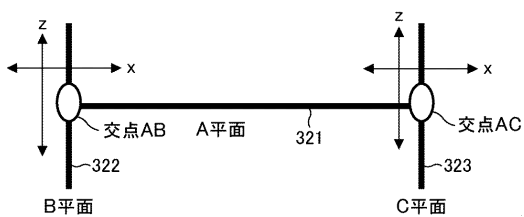
【 图 2 7 】

图 27



【 图 2 6 】

图 26



【図 28】

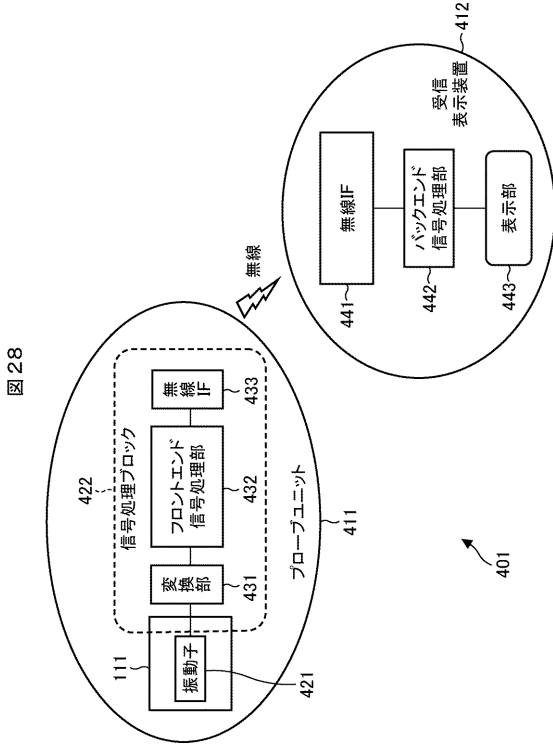


図 28

【図 29】

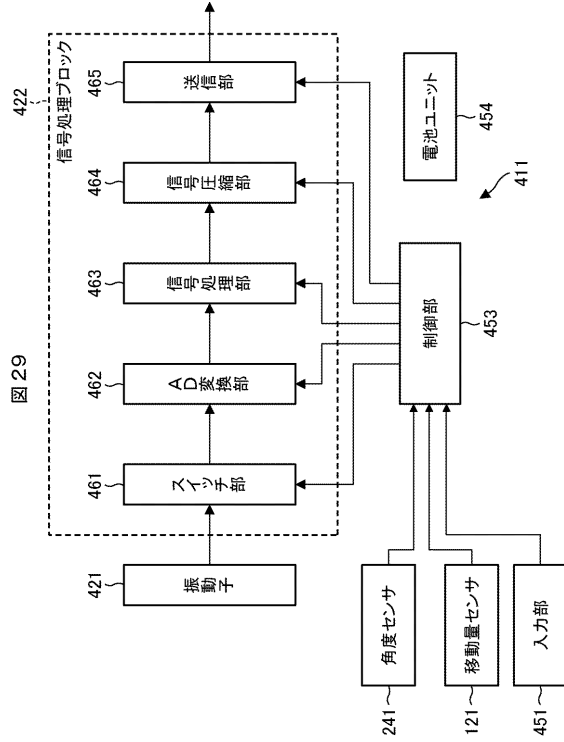


図 29

【図 30】

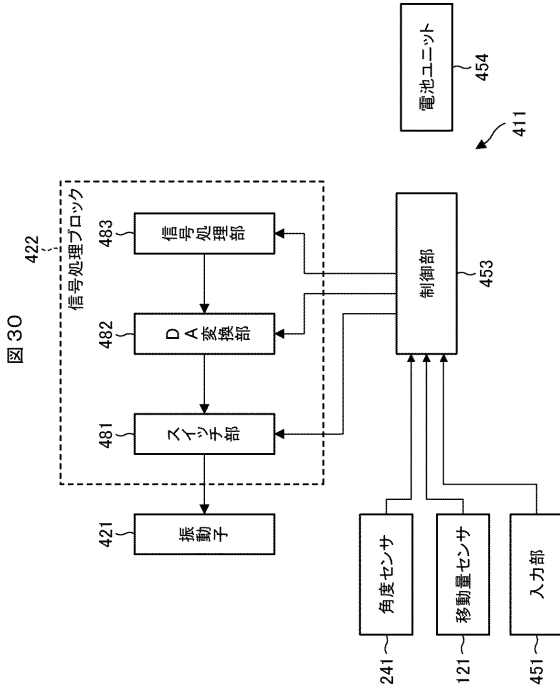
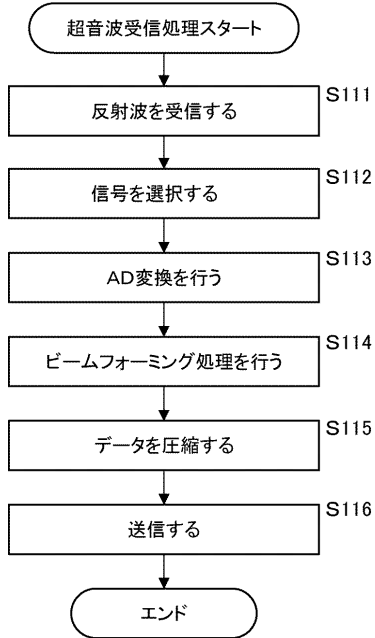


図 30

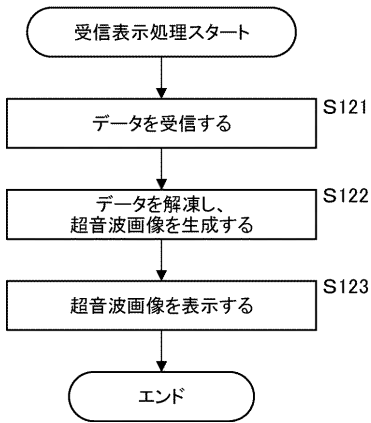
【図 31】

図 31



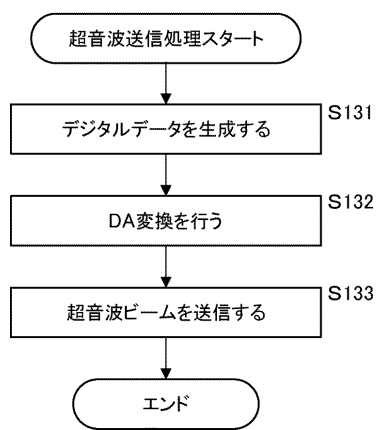
【 図 3 2 】

図 32



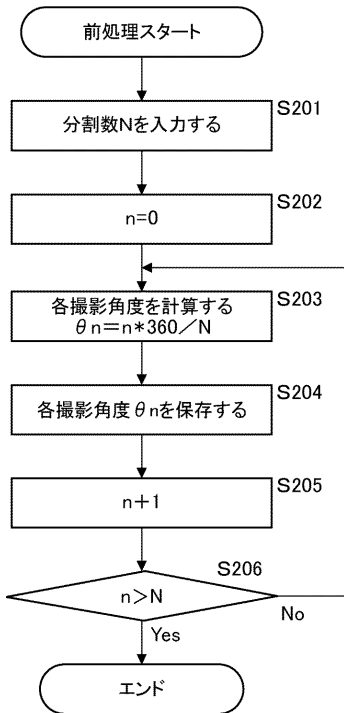
【 図 3 3 】

図 33



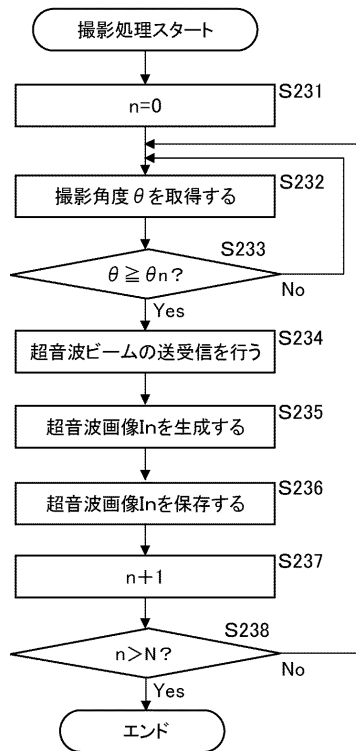
【 図 3 4 】

図 34



【 図 3 5 】

図 35



【 図 3 6 】

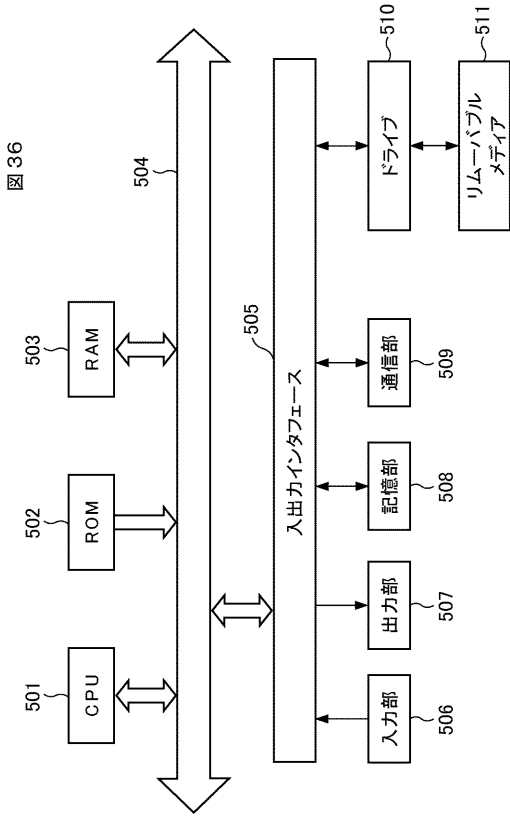


図 36

专利名称(译)	图像处理设备和方法		
公开(公告)号	JP2013208413A	公开(公告)日	2013-10-10
申请号	JP2012082538	申请日	2012-03-30
[标]申请(专利权)人(译)	索尼公司		
申请(专利权)人(译)	索尼公司		
[标]发明人	坂口 竜己		
发明人	坂口 竜己		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB14 4C601/BB27 4C601/DD30 4C601/GA11 4C601/GA29 4C601/JC25 4C601/KK10 4C601/KK21 4C601/KK25		
代理人(译)	西川 孝		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

摘要：要解决的问题：能够直观地检查诊断位置。解决方案：以围绕指示诊断对象的圆的方式以三维失真状态显示多个简单显示图像。基于从超声波探头的角度传感器检测到的角度信息确定简单显示图像的位置。换句话说，通过与超声波探头的旋转操作（从角度传感器获得的角度）互锁的方式生成（在互锁位置）来显示多个简单显示图像。例如，本公开可以应用于图像处理系统，该图像处理系统从拍摄超声图像的探头的信号生成超声图像并显示它。

