

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波を送受信して超音波走査を行う超音波振動子を有するプローブを備え、前記超音波走査で得られた超音波断層像を所定位置で切断した切断画像を形成し、該切断画像を順次配置し補間した縦断像を前記プローブの進行に応じて表示手段に表示する超音波診断装置において、

前記表示手段は、前記縦断像を表示する表示領域を備え、

最も新しく切断された前記切断画像が前記表示領域の所定位置に配置された前記縦断像を表示出力する表示処理手段を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記所定位置は、前記表示領域のほぼ中央であることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記表示処理手段は、前記縦断像の移動指示に応じて前記縦断像を移動させることを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

超音波を送受信して超音波走査を行う超音波振動子を有するプローブを備え、前記超音波走査で得られた超音波断層像を所定位置で切断した切断画像を形成し、該切断画像を順次配置し補間した縦断像を前記プローブの進行に応じて表示手段に表示する超音波診断装置において、

前記表示手段は、前記縦断像を表示する表示領域を備え、

前記縦断像の中央に位置する前記切断画像が前記表示領域の所定位置に配置された前記縦断像を表示出力する表示処理手段を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 5】

前記所定位置は、前記表示領域のほぼ中央であることを特徴とする請求項 4 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記表示処理手段は、前記プローブの進行方向に対する前記縦断像の幅が前記表示領域の幅を超えた場合、前記プローブの進行方向に対する前記縦断像の幅を縮小した前記縦断像を表示出力することを特徴とする請求項 4 または 5 に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記表示処理手段は、前記プローブの進行方向に対する前記縦断像の幅が前記表示領域の幅を超えた場合、前記切断画像を間引き処理することを特徴とする請求項 4 ~ 6 のいずれか一つに記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記表示処理手段は、前記プローブの進行方向に対する前記縦断像の幅が前記表示領域の幅を超えた場合、前記切断画像の幅と前記切断画像間の幅とを縮小した前記縦断像を表示出力することを特徴とする請求項 4 ~ 6 のいずれか一つに記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記表示処理手段は、拡大指示があった場合、拡大処理した前記縦断像を表示出力することを特徴とする請求項 4 ~ 8 のいずれか一つに記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記表示処理手段は、拡大指示があった場合、縮小された前記切断画像の幅と前記切断画像間の幅とを縮小前の幅とした前記縦断像を表示出力することを特徴とする請求項 8 に記載の超音波診断装置。

【請求項 11】

超音波を送受信して超音波走査を行う超音波振動子を有するプローブを備え、前記超音波走査で得られた超音波断層像を所定位置で切断した切断画像を形成し、該切断画像を順次配置し補間した縦断像を前記プローブの進行に応じて表示手段に表示する超音波診断装置において、

10

20

30

40

50

前記表示手段は、第 1 の表示領域および第 2 の表示領域を備え、

最も新しく切断された前記切断画像が前記第 1 の表示領域の所定位置に配置された前記縦断像と、前記縦断像の中央に位置する前記切断画像が前記第 2 の表示領域の所定位置に配置された前記縦断像とを表示出力する表示処理手段を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 1 2】

前記超音波振動子と所定の距離を隔てて設けられる送信コイルと、前記送信コイルから発振される磁場をもとに前記超音波振動子の位置を検出する位置検出手段とをさらに備え、前記位置検出手段が検出した前記超音波振動子の位置と前記超音波断層像を用いて前記縦断像を形成することを特徴とする請求項 1 ~ 1 1 のいずれか一つに記載の超音波診断装置。

10

【請求項 1 3】

前記超音波走査を手引き走査としたことを特徴とする請求項 1 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 1 4】

超音波走査を行う超音波振動子を有するプローブを備えた超音波診断装置において前記超音波走査で得られた超音波断層像を用いて縦断像を表示出力する画像処理プログラムであって、

前記超音波断層像を所定位置で切断した切断画像を形成し、該切断画像を順次配置し、該切断画像間を補間して前記縦断像を形成する縦断像形成手順と、

20

最も新しく形成された前記切断画像が表示領域の所定位置に配置された前記縦断像を表示出力する表示処理手順と、

をコンピュータに実行させることを特徴とする画像処理プログラム。

【請求項 1 5】

超音波走査を行う超音波振動子を有するプローブを備えた超音波診断装置において前記超音波走査で得られた超音波断層像を用いて縦断像を表示出力する画像処理プログラムであって、

前記超音波断層像を所定位置で切断した切断画像を形成し、該切断画像を順次配置し、該切断画像間を補間して縦断像を形成する縦断像形成手順と、

前記縦断像の中央に位置する前記切断画像が前記表示領域の所定位置に配置された前記縦断像を表示出力する表示処理手順と、

30

をコンピュータに実行させることを特徴とする画像処理プログラム。

【請求項 1 6】

前記縦断像形成手順で形成された前記縦断像の前記プローブの進行方向に対する幅が、前記表示領域の前記プローブの進行方向に対する幅を超えたことを判断する判断手順と、

前記判断手段の判断結果に応じて、前記縦断像の前記プローブの進行方向に対する幅を縮小した前記縦断像を表示出力する縮小手順と、

を含んだことを特徴とする請求項 1 5 に記載の画像処理プログラム。

【請求項 1 7】

前記縮小手順は、前記切断画像を間引き処理することを特徴とする請求項 1 6 に記載の画像処理プログラム。

40

【請求項 1 8】

前記縮小手順は、前記切断画像の幅と前記切断画像間の幅とを縮小することを特徴とする請求項 1 6 に記載の画像処理プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

この発明は、生体に超音波を照射し、その反射波を受信して超音波画像を得る超音波診断装置と超音波画像の表示状態を処理するための画像処理プログラムに関する。

【背景技術】

50

【 0 0 0 2 】

生体に超音波を照射し、その反射波から体内の状態を抽出して病変部の発見、診断を行う方法が広く普及している。中でも、超音波プローブを体内に挿入して体内で超音波を照射する超音波内視鏡型の超音波診断装置は、体外から超音波を照射する体外式に比べ、超音波の減衰がなく、分解能の高い高周波の超音波を利用することができる。

【 0 0 0 3 】

このような超音波内視鏡型の超音波診断装置は、通常、超音波プローブの先端に超音波振動子を設けており、この超音波振動子を機械的に回転させるメカニカルラジアル走査や、或いは、電子的にリニア走査を行うことによって対象部位を走査するようにしている。

【 0 0 0 4 】

このうち、ラジアル走査方式では、超音波振動子を放射状に回転させることによって放射方向に超音波を照射するようにしており、走査を行いながらプローブを挿入軸方向に移動させることで、複数の連続した二次元超音波画像である超音波断層像を得ている。そして、得られた超音波断層像を予め指定した位置で切断した切断画像を順に並べ所定の処理を行い、プローブの移動に応じて連続した縦断像を走査とほぼリアルタイムで形成している（特許文献 1 参照）。

【 0 0 0 5 】

【特許文献 1】特開平 7 - 1 5 5 3 2 8 号公報

【 発明の開示 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 6 】

しかしながら、従来の超音波診断装置では、図 1 7 に示すように、最初の走査に応じた切断画像 C_1 を基準とし、プローブの移動に応じて最初に形成された切断画像 C_1 のたとえば右方向に切断画像 C_2 以降の切断画像が順次並んだ縦断像 1 0 8 を表示していた。このため、プローブを移動させ走査を継続すると、実際に走査を行っている箇所の切断画像 C_n 周辺が表示装置の表示領域 1 0 7 a を越えてしまい、表示されない可能性があった。したがって、実際に走査を行っている領域周辺の縦断像を走査とほぼ同時に確認することができないという問題があった。この場合、実際に走査を行っている領域周辺の縦断像が正常に形成されているか否かを走査とほぼ同時に確認できなかった。さらに、実際に病変部が存在していても、実際の走査と同時に発見することができない可能性があり、円滑に診断を行うことができない場合があった。特に、特許文献 1 記載の超音波診断装置では、専用の駆動装置を使い、走査が直線状でその走査範囲も決まっていた。一方、近年、超音波断層像の位置と方向とを検出しながらプローブを体腔内で手動的に引き抜いて走査し、複数の連続した超音波断層像を得ることのできる超音波診断装置が周知である。このような走査方法では走査した場合には、実際に操作を行っている領域周辺の断層像が表示装置の表示領域からはみ出してしまうことが多かった。

【 0 0 0 7 】

この発明は、上記した従来技術の欠点に鑑みてなされたものであり、実際に走査を行っている領域周辺の縦断像を走査とほぼ同時に確認することができ、診断の円滑化を図った超音波診断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 】

【 0 0 0 8 】

請求項 1 にかかる超音波診断装置は、超音波を送受信して超音波走査を行う超音波振動子を有するプローブを備え、前記超音波走査で得られた超音波断層像を所定位置で切断した切断画像を形成し、該切断画像を順次配置し補間した縦断像を前記プローブの進行に応じて表示手段に表示する超音波診断装置において、前記表示手段は、前記縦断像を表示する表示領域を備え、最も新しく切断された前記切断画像が前記表示領域の所定位置に配置された前記縦断像を表示出力する表示処理手段を備えたことを特徴とする。

【 0 0 0 9 】

本発明にかかる超音波診断装置によれば、最も新しく切断された切断画像を表示領域の

10

20

30

40

50

所定位置に表示することによって、実際に走査を行っている領域周辺の縦断像を走査とほぼ同時に確認することが可能となる。

【 0 0 1 0 】

請求項 2 にかかる超音波診断装置は、前記所定位置は、前記表示領域のほぼ中央であることを特徴とする。

【 0 0 1 1 】

請求項 3 にかかる超音波診断装置は、前記表示処理手段は、前記縦断像の移動指示に応じて前記縦断像を移動させることを特徴とする。

【 0 0 1 2 】

請求項 4 にかかる超音波診断装置は、超音波を送受信して超音波走査を行う超音波振動子を有するプローブを備え、前記超音波走査で得られた超音波断層像を所定位置で切断した切断画像を形成し、該切断画像を順次配置し補間した縦断像を前記プローブの進行に応じて表示手段に表示する超音波診断装置において、前記表示手段は、前記縦断像を表示する表示領域を備え、前記縦断像の中央に位置する前記切断画像が前記表示領域の所定位置に配置された前記縦断像を表示出力する表示処理手段を備えたことを特徴とする。 10

【 0 0 1 3 】

本発明にかかる超音波診断装置によれば、縦断像の中央に位置する切断画像を表示領域の所定位置に表示することによって縦断像全体の画像を表示し、走査とほぼ同時に実際に走査を行っている領域周辺の縦断像を確認することが可能となる。

【 0 0 1 4 】

請求項 5 にかかる超音波診断装置は、前記所定位置は、前記表示領域のほぼ中央であることを特徴とする。 20

【 0 0 1 5 】

請求項 6 にかかる超音波診断装置は、前記表示処理手段は、前記プローブの進行方向に対する前記縦断像の幅が前記表示領域の幅を超えた場合、前記プローブの進行方向に対する前記縦断像の幅を縮小した前記縦断像を表示出力することを特徴とする。

【 0 0 1 6 】

本発明にかかる超音波診断装置によれば、プローブの進行方向に対する縦断像の幅が表示領域の幅を超えた場合には、プローブの進行方向に対する縦断像の幅を縮小させて、縦断像全体を表示領域に表示させており、走査とほぼ同時に実際に走査を行っている領域周辺を含む縦断像全体を確認することが可能となる。 30

【 0 0 1 7 】

請求項 7 にかかる超音波診断装置は、前記表示処理手段は、前記プローブの進行方向に対する前記縦断像の幅が前記表示領域の幅を超えた場合、前記切断画像を間引き処理することを特徴とする。

【 0 0 1 8 】

請求項 8 にかかる超音波診断装置は、前記表示処理手段は、前記プローブの進行方向に対する前記縦断像の幅が前記表示領域の幅を超えた場合、前記切断画像の幅と前記切断画像間の幅とを縮小した前記縦断像を表示出力することを特徴とする。

【 0 0 1 9 】

請求項 9 にかかる超音波診断装置は、前記表示処理手段は、拡大指示があった場合、拡大処理した前記縦断像を表示出力することを特徴とする。 40

【 0 0 2 0 】

請求項 10 にかかる超音波診断装置は、前記表示処理手段は、拡大指示があった場合、縮小された前記切断画像の幅と前記切断画像間の幅とを縮小前の幅とした前記縦断像を表示出力することを特徴とする。

【 0 0 2 1 】

請求項 11 にかかる超音波診断装置は、超音波を送受信して超音波走査を行う超音波振動子を有するプローブを備え、前記超音波走査で得られた超音波断層像を所定位置で切断した切断画像を形成し、該切断画像を順次配置し補間した縦断像を前記プローブの進行に 50

応じて表示手段に表示する超音波診断装置において、前記表示手段は、第１の表示領域および第２の表示領域を備え、最も新しく切断された前記切断画像が前記第１の表示領域の所定位置に配置された前記縦断像と、前記縦断像の中央に位置する前記切断画像が前記第２の表示領域の所定位置に配置された前記縦断像とを表示出力する表示処理手段を備えたことを特徴とする。

【００２２】

請求項１２にかかる超音波診断装置は、前記超音波振動子と所定の距離を隔てて設けられる送信コイルと、前記送信コイルから発振される磁場をもとに前記超音波振動子の位置を検出する位置検出手段とをさらに備え、前記位置検出手段が検出した前記超音波振動子の位置と前記超音波断層像を用いて前記縦断像を形成することを特徴とする。

10

【００２３】

請求項１３にかかる超音波診断装置は、使用者がプローブの操作部を握って体腔内を手動でプローブを引き抜く場合であり、前記超音波走査を手引き走査としたことを特徴とする。

【００２４】

請求項１４にかかる画像処理プログラムは、超音波走査を行う超音波振動子を有するプローブを備えた超音波診断装置において前記超音波走査で得られた超音波断層像を用いて縦断像を表示出力する画像処理プログラムであって、前記超音波断層像を所定位置で切断した切断画像を形成し、該切断画像を順次配置し、該切断画像間を補間して前記縦断像を形成する縦断像形成手順と、最も新しく形成された前記切断画像が表示領域の所定位置に配置された前記縦断像を表示出力する表示処理手順と、をコンピュータに実行させることを特徴とする。

20

【００２５】

請求項１５にかかる画像処理プログラムは、超音波走査を行う超音波振動子を有するプローブを備えた超音波診断装置において前記超音波走査で得られた超音波断層像を用いて縦断像を表示出力する画像処理プログラムであって、前記超音波断層像を所定位置で切断した切断画像を形成し、該切断画像を順次配置し、該切断画像間を補間して縦断像を形成する縦断像形成手順と、前記縦断像の中央に位置する前記切断画像が前記表示領域の所定位置に配置された前記縦断像を表示出力する表示処理手順と、をコンピュータに実行させることを特徴とする。

30

【００２６】

請求項１６にかかる画像処理プログラムは、前記縦断像形成手順で形成された前記縦断像の前記プローブの進行方向に対する幅が、前記表示領域の前記プローブの進行方向に対する幅を超えたことを判断する判断手順と、前記判断手段の判断結果に応じて、前記縦断像の前記プローブの進行方向に対する幅を縮小した前記縦断像を表示出力する縮小手順と、を含んだことを特徴とする。

【００２７】

請求項１７にかかる画像処理プログラムは、前記縮小手順は、前記切断画像を間引き処理することを特徴とする。

【００２８】

請求項１８にかかる画像処理プログラムは、前記縮小手順は、前記切断画像の幅と前記切断画像間の幅とを縮小することを特徴とする。

40

【発明の効果】

【００２９】

本発明にかかる超音波診断装置は、最も新しく切断された切断画像を所定位置、たとえば表示領域のほぼ中央に配置した縦断像を表示することによって、実際に走査を行っている領域周辺の縦断像を走査とほぼ同時に確認することができ、診断の円滑化を図ることができるという効果を奏する。

【発明を実施するための最良の形態】

【００３０】

50

以下、図面を参照して、この発明の実施の形態である超音波診断装置と画像処理プログラムとについて、超音波内視鏡型の超音波診断装置を一例として説明する。なお、この実施の形態によりこの発明が限定されるものではない。図面の記載において、同一部分には同一の符号を付している。

【0031】

(実施の形態1)

まず、実施の形態1にかかる超音波診断装置について説明する。本実施の形態1にかかる超音波診断装置は、最も新しく形成された切断画像を表示領域の所定位置に表示することによって、実際に走査を行っている領域周辺の縦断像を表示する。図1は、本実施の形態1にかかる超音波診断装置の概要構成図である。

10

【0032】

図1に示すように、実施の形態1にかかる超音波診断装置1は、プローブ2と、超音波観測装置3と、位置データ算出部4と、画像形成装置5と、入力装置6と、表示装置7とを備える。

【0033】

手引きされるプローブ2は体腔内に挿入され、先端には超音波振動子13と送信コイル14とを備えた可撓性のある材質で構成される挿入部11と、操作部12とを有する。超音波振動子13は挿入部11の挿入軸とは垂直な方向に放射状に超音波を送受信し、受信した反射波を電気的なエコー信号に変換する。送信コイル14は、プローブ2に対して所定の位置および向きに設定されており、周囲の空間に磁場を発振している。

20

【0034】

超音波観測装置3は、超音波振動子13が発する超音波を制御するとともに、超音波振動子13が変換したエコー信号を一時記憶し、超音波振動子13の1回転分のエコー信号すなわち1走査分のエコー信号に対し1枚の二次元超音波画像である断層像の画像データを形成し、画像形成装置5に出力する。

【0035】

また、受信コイル15は、送信コイル14からの磁場を受信し、受信した磁場に対応した電気信号を位置データ算出部4に出力する。位置データ算出部4は、送信コイル14を励振するとともに、受信コイル15から入力された電気信号を演算処理し、超音波振動子13の体腔内での位置と方位を検出後、検出した位置配向データを画像形成装置5に出力する。送信コイル14と受信コイル15とを1対のコイルで構成することによって、超音波振動子13の位置に加えて、プローブ2の挿入部11の軸方向と軸に対し垂直な二次元超音波画像である断層像の方位(配向)が得られる。

30

【0036】

そして、画像形成装置5は、入力装置6から入力された指示にしたがって、超音波観測装置3から入力された断層像の画像データと位置データ算出部4から入力された位置配向データとを演算処理し、表示装置7に超音波画像の表示データを出力している。そして、入力装置6は、使用者から入力された指示内容を画像形成装置5に出力し、表示装置7は画像形成装置5から出力される超音波画像を表示する。

【0037】

以下、画像形成装置5が有する機能のうち、主に縦断像の表示データを形成する機能について説明する。なお、縦断像とは、指定した切断線で断層像を切断した切断画像を走査方向に応じて連続して配置して各切断画像の間を補間した超音波画像をいう。縦断像は生成の際に画像形成装置5内の回路への負荷がかからないため、リアルタイムで体腔内を観察して診断する場合に適する。また、切断画像は断層像を予め指定した2点を通る線分である切断線でカットしてつくられる、幅を1画素とした1列画像であり、切断画像をつないで縦断像を構築する。

40

【0038】

まず、画像形成装置5の構成について説明する。画像形成装置5は、制御部21と画像処理部22と表示制御部23とを備える。制御部21は入力装置6からの指示にしたがっ

50

て、画像処理部 22 と表示制御部 23 とを制御する。画像処理部 22 は、各種の処理手順等を規定したプログラムを有し、これらのプログラムを動作し、超音波観測装置 3 から入力された断層像の画像データと位置データ算出部 4 から入力された位置配向データとを用いて縦断像を形成し、表示装置 7 に表示する縦断像の表示データを出力する。また、縦断像の表示データ処理は、後述する手順により行われる。そして、表示制御部 23 は、入力された表示データを表示可能なデータに変換し表示装置 7 に出力する。

【0039】

つぎに、縦断像を形成し、縦断像の表示データを出力する画像処理部 22 について説明する。画像処理部 22 は、縦断像形成部 24 と表示処理部 25 とメモリ 26 とを備える。縦断像形成部 24 は、断層像の画像データと位置配向データとを用いて、切断画像を形成し、この切断画像を用いて縦断像の画像データを演算し、メモリ 26 に出力する。また、表示処理部 25 は、メモリ 26 から切断画像データおよび補間データを含む縦断像の画像データを抽出し、表示装置 7 の表示領域のどの位置にこれらの画像を配置するかを演算し、演算処理した結果を表示データとして出力する。そして、メモリ 26 は形成された縦断像の画像データを記憶するとともに、入力された断層像の画像データおよび位置配向データなどの入力データも記憶する。

10

【0040】

つぎに、図 2 を参照し、画像処理部 22 の動作を説明する。図 2 は、縦断像の表示データの処理手順を示すフローチャートである。以下例示として、プローブ 2 は、左方向から右方向に移動し、このプローブ 2 の移動に応じて縦断像が表示されるものとして説明する。

20

【0041】

図 2 に示すように、画像処理部 22 では、縦断像形成部 24 が、縦断像の画像データを形成する（ステップ S101）。次いで、縦断像の形成が終了すると、表示処理部 25 が、メモリ 26 に保存される縦断像の画像データを抽出し、表示装置の表示領域の中央に最新の切断画像を中央に配置し、他の切断画像を順次左方向に移動し配置するよう演算し、表示装置 7 に表示する縦断像の表示データを形成する（ステップ S102）。そして、画像取得は終了したか否かを判断し（ステップ S103）、画像取得が継続している場合には（ステップ S103：No）、ステップ S101 に進み、画像取得が終了した場合には（ステップ S103：Yes）、縦断像の表示データ処理は終了する。以下、各ステップの処理手順について説明する。なお、ここでいう画像取得とは、使用者がプローブ 2 を手引き走査した場合に断層像を得ることを指し、画像取得が終了するとは全ての断層像を取り終えたことをいう。

30

【0042】

まず、ステップ S101 の縦断像形成部 24 が縦断像の画像データを形成する縦断像形成処理について説明する。たとえば、図 3 - 1 に示すように、断層像 B_0 の P_1 、 P_2 を通る切断線 l_1 で切断した縦断像を形成する場合について説明する。なお、プローブ 2 の移動の前に入力装置 6 により予め P_1 および P_2 を指定し、切断線 l_1 を設定して縦断像を構成する切断画像 C_0 をつくる段取りを行う。切断線 l_1 は観察対象をうまく捉えることができる位置に設定する。図 3 - 2 に示すように、切断線 l_1 を断層像の中心 T を通る線分とし、入力装置 6 から回転角度を指定して中心 T の周りに切断線 l_1 を回転させて切断画像 C_0 を決めてもよい。予め縦断像で観察したい回転角度が分かっている場合、たとえば、患者の体位と十二指腸中での超音波走査経路と、それに対する膵臓の方位がわかっている場合には、最適な回転角度に設定しておくことにより有益な情報が得られやすい。つぎに、図 3 - 3 に示すように、手引き走査に対応して、切断線 l_1 で断層像を切断した切断画像 $C_1 \sim C_n$ が順次形成される様子を説明する。縦断像形成部 24 は、超音波振動子 13 の最初の走査に対する断層像 B_1 が入力されると、断層像 B_1 を P_1 、 P_2 を通る切断線 l_1 に沿って切断し、切断画像 C_1 を形成する。そして、位置データ算出部 4 から入力された最初の走査における超音波振動子 13 の位置配向データにしたがって、切断画像 C_1 の配置位置や向きなどを演算した画像データを形成する。そして、形成された切断画像 C_1 の画

40

50

像データは、断層像 B_1 の画像データとともにメモリ 26 に記憶される。

【0043】

そして、2 回目の走査に対する断層像 B_2 が入力されると、断層像 B_2 を切断線 l_1 に沿って切断した切断画像 C_2 を形成し、対応する位置配向データにしたがって切断画像 C_2 を配置する。そして、切断画像 C_1 と切断画像 C_2 との間を補間し、切断画像をつないだ縦断像の画像データを形成する。具体的には、切断画像 C_1 の 1 列画像の上から第 1 点は切断画像 C_2 の 1 列画像の上から第 1 点に対応させ、切断画像 C_1 の 1 列画像の第 2 点は切断画像 C_2 の 1 列画像の第 2 点に対応させるように、切断画像 C_1 の 1 列画像の各点は切断画像 C_2 の 1 列画像の各点に順番に飛び越すことなく対応させる。そして、切断画像 C_1 と切断画像 C_2 との間に位置する縦断像の各画素の輝度を、切断画像 C_1 の 1 列画像と切断画像 C_2 の 1 列画像との対応点どうしの輝度を内挿して求める。そして、3 回目以降は、2 回目と同様に切断画像を形成し、各々の切断画像を位置配向データにしたがって配置後、切断画像間を補間し、縦断像の画像データを形成する。順次形成された縦断像の画像データはメモリ 26 に記憶される。切断画像 $C_1 \sim C_n$ の間を補間して形成した縦断像は、使用者が手引きにより湾曲に走査しても、各々の断層像の位置と配向を反映して図 3 - 3 に示すような配置となる。

【0044】

つぎに、ステップ S 102 における表示処理部 25 の処理手順を説明する。以下では、説明を簡単にするために、手引きを直線状とした場合について述べる。表示処理部 25 は、超音波振動子 13 の最初の走査が終了した後、最初の走査に対応する縦断像の画像データをメモリ 26 から抽出する。この場合、縦断像は切断画像 C_1 となるため、表示処理部 25 は切断画像 C_1 を抽出し、図 4 - 1 に示すように表示装置 7 の表示領域 7a の中心線 Fc に沿って切断画像 C_1 が配置された縦断像の表示データを演算し、出力する。このとき、切断画像 C_1 以外の切断画像はないため、次の処理に進む。切断画像 C_1 は所望の大きさにしたがって表示領域 7a に表示される。

【0045】

また、2 回目の走査以降に縦断像を表示する場合には、表示処理部 25 は、表示領域 7a の中心線 Fc に沿って最新の切断画像を表示領域 7a の中央に配置し、他の切断画像を順次左方向に移動して表示装置 7 に配置する縦断像の表示データを演算する。たとえば、表示処理部 25 は、k 回目の走査が終了した場合、図 4 - 2 に示すように、最新の切断画像である切断画像 C_k を表示領域 7a の中心線 Fc に沿って配置し、それ以前に形成された切断画像 $C_1 \sim C_{k-1}$ を左方向に切断画像 C_k 分に C_{k-1} と C_k とから補間して作られた C_{k-1} と C_k との間に位置するデータ分を加えた分だけ移動させて配置する縦断像 28b の表示データを演算する。なお、表示処理部 25 は、各切断画像間には縦断像形成部 24 が補間したデータに応じた画像が表示されるよう演算処理を行っている。プローブ 2 の移動にしたがい、図 4 - 3 に示すように、表示処理部 25 は、最新の切断画像を常に表示領域 7a の中心線 Fc に沿って配置し、それ以前の切断画像は順次表示領域 7a の左方向に移動した縦断像 28c の表示データを順次演算する。

【0046】

そして、走査回数が多くなり、表示される縦断像の左端部が表示領域 7a の左端部を越えた場合について説明する。表示処理部 25 は、図 4 - 4 に示すように、最新の切断画像 C_n を表示領域 7a の中心線 Fc に沿って配置し、他の切断画像を左に移動し、表示領域 7a の左端部を越えた切断画像については表示を行わない縦断像 28d の表示データを演算する。すなわち、表示領域 7a には $C_n \sim C_{k-1}$ を含む縦断像 28d が表示され、 C_{k-1} 以前の切断画像 $C_1 \sim C_{k-2}$ は表示されない。このように、表示処理部 25 は、常に最新の切断画像を表示領域の中心線 Fc に沿って配置し、それ以前の切断画像を順次左方向に移動し配置した縦断像の表示データを演算する。そして、超音波診断装置 1 は、縦断像が表示領域 7a の左端部を越える場合には、表示領域 7a の左端部を越えた切断画像については表示しない。したがって、表示領域 7a 上では、表示領域 7a の中心に常に最新の切断画像が表示されており、プローブ 2 の移動に応じて最新の切断画像を中心として縦断像が

左方向に順次移動するよう表示される。

【 0 0 4 7 】

そして、画像取得は終了したか否かを判断し（ステップ S 1 0 3）、画像取得が終了した場合には（ステップ S 1 0 3 : Y e s）、縦断像の表示データ処理は終了する。また、画像取得が終了していない場合には（ステップ S 1 0 3 : N o）、ステップ S 1 0 1 に進み、画像処理を繰り返す。

【 0 0 4 8 】

また、縦断像の左端部が表示領域 7 a の左端を越えた場合に表示領域 7 a に表示されていない縦断像の左側を表示させる場合について説明する。図 5 - 1 に示すように、使用者は入力装置 6 を介して表示領域 7 a の下端に設けられたスクロールバー 7 b に左方向への移動指示を行う。この指示を制御部 2 1 から入力された表示処理部 2 5 は、メモリ 2 6 から指示に対応する縦断像 2 8 e を取り出して、スクロールバー 7 b の移動指示に対応した表示データを演算する。また、図 5 - 2 に示すように、全体縦断像 2 9 の任意の箇所を表示させる場合には、使用者はスクロールバー 7 b に右、または、左への移動指示を行う。この指示を入力された表示処理部 2 5 は、メモリ 2 6 から全体縦断像 2 9 を取り出して、スクロールバー 7 b の移動指示に対応した表示データを演算する。この結果、表示領域 7 a 上では、使用者の移動指示に対応した縦断像 2 8 f が表示領域 7 a に表される。

10

【 0 0 4 9 】

このように、本実施の形態 1 では、表示処理部 2 5 は、常に最も新しく形成した切断画像を表示領域 7 a の中心線 F c に沿って配置し、それ以前に形成された切断画像を左方向に順次移動し配置した縦断像の表示データを演算する。この結果、実際に走査している箇所の切断画像が常に表示領域 7 a の中央に表示され、使用者は最新の切断画像周辺の縦断像を走査とほぼ同時に確認することができる。また、使用者は、走査とほぼ同時に最新の切断画像周辺の縦断像が正常に形成されているか否かを認識することが可能となる。さらに、実際に病変部が存在していた場合、走査とほぼ同時に発見できる可能性が高くなり、円滑な診断を図ることが可能となる。また、使用者はスクロールバー 7 b に対して縦断像の移動指示を行うことによって縦断像の任意の箇所を表示することもでき、縦断像の観察を円滑に行うことが可能となる。

20

【 0 0 5 0 】

なお、実施の形態 1 では、表示処理部 2 5 は、最も新しく形成される切断画像 C_n を表示領域 7 a の中心線に沿って配置するよう演算処理を行うとして説明したが、これに限らず、たとえば図 6 - 1 に示すように、表示領域 7 a の右領域の任意の線 F r に沿って配置するとして演算処理を行ってもよい。このような場合であっても、最も新しく形成される切断画像 C_n は表示領域 7 a 内に表示されているため、最新の切断画像周辺の縦断像 2 8 1 を走査とほぼ同時に確認することができる。

30

【 0 0 5 1 】

また、図 6 - 2 に示すように、超音波診断装置 1 は、プローブ 2 の進行方向によって、最も新しく形成された切断画像 C_n の右方向にそれ以前の切断画像が配置された縦断像 2 8 2 を表示する場合もある。たとえば、プローブの進行方向が、右方向から左方向に移動した場合には、最も新しく形成された切断画像 C_n が最も左側に形成されるためである。このように、本実施の形態 1 では、プローブ 2 の進行方向に対応して縦断像が表示される。また、プローブ 2 が表示領域 7 a に対して左右方向に移動する場合について説明したが、表示領域 7 a に対して上下方向に移動する場合、表示処理部 2 5 は最も新しく形成された切断画像 C_n を表示領域 7 a の中央の線 F d に沿って配置する縦断像 2 8 3 の表示データを演算する。この場合、スクロールバー 7 c に対して縦断像を表示領域 7 a の上下方向に移動させる指示を行い、この指示にしたがって表示処理部 2 5 は演算処理を行ってもよい。また、図 1 では、送信コイル 1 4 をプローブ 2 に設けたが、受信コイル 1 5 と送信コイル 1 4 との位置を逆にしても構わない。

40

【 0 0 5 2 】

本実施の形態 1 によれば、図 3 - 3 に示したように手引き走査により断層像の位置と配

50

向とにともない縦断像が移動して表示領域からはみ出しやすくなったとしても、最新の切断画像を観察することができる。

【0053】

(実施の形態2)

つぎに、この発明の実施の形態2について説明する。実施の形態1では、表示領域7aの所定位置に最も新しく形成された切断画像を配置した縦断像を表示していたが、実施の形態2にかかる超音波診断装置は、プローブの進行方向に対する切断画像と切断画像間の幅を調整することによって縦断像の全体を表示している。

【0054】

図7は、実施の形態2にかかる超音波診断装置の概要構成図である。図7に示すように、実施の形態2にかかる超音波診断装置31では、画像処理部32は、縦断像全体を表示領域7aに表示する表示データを演算する表示処理部35を備える。

【0055】

つぎに、図8を参照し、画像処理部32の動作を説明する。図8は、縦断像の表示データの処理手順を示すフローチャートである。以下例示として、プローブ2は、左方向から右方向に移動し、このプローブ2の移動に応じて縦断像が表示されるものとして説明する。このため、最も新しく形成される切断画像は、縦断像の右端に配置される。

【0056】

図8に示すように、画像処理部32では、縦断像形成部24が実施の形態1で説明した処理手順と同様の手順で縦断像の画像データを形成する(ステップS201)。次いで、縦断像の形成が終了すると、表示処理部35がメモリ26に保存される縦断像の画像データを抽出し、縦断像の中央の切断画像を表示装置7の表示領域の中央に配置するよう演算し、表示装置7に表示する縦断像全体の表示データを形成する(ステップS202)。そして、表示処理部35は、形成した縦断像全体の表示データの走査方向に対応する幅が、表示領域の走査方向に対応する幅を超えているか否かを、たとえば各々の表示画素数を比べて判断する(ステップS203)。そして、表示処理部35は、形成した縦断像全体の表示データの走査方向に対応する幅が、表示領域の走査方向に対応する幅を超えていると判断した場合には(ステップS203: Yes)、縦断像の幅を縮小した表示データを形成する縮小処理を行い(ステップS204)、形成した表示データを出力する。また、表示処理部35は、形成した縦断像全体の表示データの走査方向に対応する幅が表示領域の走査方向に対応する幅を超えていないと判断した場合(ステップS203: No)、および縮小処理(ステップS204)を行った後に、画像取得を終了したか否かを判断し(ステップS205)、画像取得が継続している場合には(ステップS205: No)ステップS201に進み、画像取得が終了した場合には(ステップS205: Yes)縦断像の表示データ処理は終了する。以下、ステップS202からステップS204の処理手順について説明する。

【0057】

まず、ステップS202について説明する。このステップS202は、表示処理部35が、縦断像の中央の切断画像を表示装置7の表示領域の中央に配置するよう演算し、表示装置7に表示する縦断像の表示データを形成する処理手順を示す。

【0058】

たとえば、超音波振動子13の最初の走査に対して実施の形態1と同様の手順にしたがって切断画像C₁が形成された場合、表示処理部35は、切断画像C₁をメモリ26から抽出し、図9-1に示すように、表示領域7aの中心である中心線Fc上に配置されるよう演算処理を行う。

【0059】

つぎに、2回目の走査に対する縦断像を表示する場合、表示処理部35は、図9-2に示すように、切断画像C₁、C₂を含む縦断像38aの中央を表示領域7aの中心線Fc上に配置した縦断像の表示データを演算する。同様に、2回目以降の走査に対する縦断像を表示する場合も、縦断像の中央を中心線Fc上に配置した縦断像の表示処理を演算する。

たとえば、 m 回目の走査後では、図 9 - 3 に示すように、表示領域 7 a には縦断像の中心を中心線 F c 上に配置した縦断像 3 8 b が表示される。図 9 - 1 ~ 図 9 - 3 に示すように、本実施の形態 2 では縦断像の中心が常に表示領域 7 a の中央に表示されており、プローブ 2 の移動に応じて縦断像が左右に伸長するよう表示される。そして、図 9 - 4 に示すように、たとえば、 n 回目の走査が終了するまでは、プローブ 2 の進行方向に対する縦断像 3 8 c の幅が表示領域 7 a の幅を超えないため（ステップ S 2 0 3 : N o）、ステップ S 2 0 2 で形成された縦断像の表示データが出力される。

【 0 0 6 0 】

つぎに、 $(n + 1)$ 回目の走査が終了すると、プローブ 2 の進行方向に対する縦断像 3 8 c の幅が表示領域 7 a の幅を超えるため（ステップ S 2 0 3 : Y e s）、表示処理部 3 5 は表示領域 7 a に縦断像全体を表示するために縮小処理を行う（ステップ S 2 0 4）。

10

【 0 0 6 1 】

この縮小処理の一例として間引き処理について説明する。この間引き処理は、表示処理部 3 5 が抽出する切断画像を間引きする処理であり、表示処理部 3 5 は、たとえばメモリ 2 6 から縦断像の画像データのうち 1 枚おきに切断画像を間引きして抽出し、この切断画像をもとに表示データを演算している。 $(n + 1)$ 回目以降の走査に対する縦断像の表示データは、プローブ 2 の進行方向に対する幅が表示領域 7 a の幅を超える状態となる。表示処理部 3 5 は、1 枚おきに切断画像をメモリ 2 6 から抽出し、1 枚おきに抽出した切断画像を用いて縦断像の表示データを演算する。

【 0 0 6 2 】

20

たとえば、 $(n + 2)$ 回の走査が終了した場合、表示処理部 3 5 は、メモリ 2 6 から、縦断像の画像データのうち一枚おきに切断画像 $C_1, C_3, C_5 \sim C_{n-2}, C_n, C_{n+2}$ を抽出する。抽出した切断画像の枚数は、 n を奇数として、 $\{(n + 1) / 2 + 1\}$ 枚となる。そして、図 1 0 - 1 に示すように、表示処理部 3 5 は、切断画像 $C_1, C_3, C_5 \sim C_{n-2}, C_n, C_{n+2}$ を用いて、これらの切断画像のうち、中央に位置する切断画像が表示領域 7 a の中心線 F c 上に配置される縦断像 4 7 a の表示データを演算する。この場合、図 1 0 - 1 に示すように、実際の表示される縦断像 4 7 a は、メモリ 2 6 から抽出される切断画像枚数が減ったため、縦断像 4 7 a のプローブ 2 の進行方向に対する幅は小さくなる。そして、この縮小処理では、表示処理部 3 5 は、2 枚のうち 1 枚の割合で 1 枚おきに切断画像をメモリ 2 6 から取り出し縦断像の表示データを演算するため、 $(n + 3)$ 回目の走査が終了後には縦断像の表示データを演算せず、 $(n + 4)$ 回目の走査後に縦断像の表示データを演算する。 $(n + 4)$ 回目の走査が終了した後、表示処理部 3 5 は、切断画像 $C_1, C_3, C_5 \sim C_{n-2}, C_n, C_{n+2}, C_{n+4}$ をメモリ 2 6 から抽出し、図 1 0 - 2 に示すように、これらの切断画像のうち中央に位置する切断画像が表示領域 7 a の中心線 F c 上に配置された縦断像 4 7 b の表示データを演算する。

30

【 0 0 6 3 】

このように、表示処理部 3 5 は、走査の進行にしたがって一枚おきに抽出した切断画像を用いて表示データを演算する縮小処理を行っている。なお、走査が進行し、1 枚おきに抽出した切断画像を用いて演算した縦断像の幅が表示領域 7 a の幅を超える場合には、たとえば、4 枚ごとに 4 枚に 1 枚の割合で切断画像を抽出する。そして、抽出した切断画像のうち中央に位置する切断画像が表示領域 7 a の中心線 F c 上に配置された縦断像の表示データを演算する。

40

【 0 0 6 4 】

また、縮小処理を行った縦断像に対して所定の箇所を詳細に確認する場合には拡大処理を行うことができる。たとえば、図 1 1 - 1 に示す縦断像 4 7 c の任意の箇所 P_3 を使用者が指定し、 P_3 の位置を変更せずにその周辺の縦断像を拡大する場合について説明する。

【 0 0 6 5 】

入力装置 6 で使用者から P_3 の指定が入力されると、制御部 2 1 の制御にしたがい表示処理部 3 5 は P_3 の位置を変更せずに縦断像の幅を拡大した縦断像の表示データを演算す

50

る。拡大処理前の縦断像 47c は、図 11-1 に示すように、1 枚おきに抽出された ($2n/2$) 枚の切断画像 $C_1, C_3 \sim C_{2n-2}, C_{2n}$ を用いて形成されている。拡大処理が指示されると、表示処理部 35 はメモリ 26 から、走査で得られた全体縦断像 39a を取り出す。すなわち、 $2n$ 枚の全体切断画像 $C_1, C_2, C_3, C_4 \sim C_{2n-2}, C_{2n-1}, C_{2n}$ の画像データを抽出することとなる。そして、図 11-2 に示すように、表示処理部 35 は、表示領域 7a の幅に応じた縦断像 47d の表示データを演算する。この場合、使用者が指定した P_3 の箇所を含む切断画像の表示位置は拡大処理前と同じ位置に配置され、この P_3 の位置に基づいて他の切断画像を配置した表示データが出力される。また、拡大処理後に表示された縦断像 47d 以外の箇所を表示させたい場合には、たとえば表示領域 7a の下端に設けられたスクロールバー 7b に移動指示を行い、表示処理部 35 はこの指示にしたがいメモリ 26 から全体縦断像 39a を取り出し、スクロールバー 7b の移動指示に対応した表示データを演算する。この結果、表示領域 7a 上には使用者の移動指示に対応した縦断像が表示される。

【0066】

このように、本実施の形態にかかる超音波診断装置 31 では、表示処理部 35 が、プローブ 2 の進行方向に対する縦断像の幅が表示領域 7a の幅を超えたと判断した場合には、縮小処理を行った表示データを出力する。この結果、縦断像の全体が常に表示領域 7a に表示されるため、使用者は走査とほぼ同時にこれまで得られた縦断像の全体を認識することができる。また、超音波診断装置 31 は、表示領域 7a に最も新しく形成された切断画像を含む縦断像の全体を表示するため、実施の形態 1 と同様に最新の切断画像を走査とほぼ同時に確認することができ、実施の形態 1 と同様の効果を奏する。また、任意の箇所を指定し、その周辺の縦断像を拡大することが可能であるため、縦断像の観察を円滑に行うことが可能となる。

【0067】

なお、本実施の形態 2 では、表示データの形成処理手順において、中央に位置する切断画像が表示領域 7a の中心線 Fc 上に配置される縦断像の表示データを演算した場合を説明しているが、抽出した切断画像の枚数によっては、中央に位置する切断画像間の補間データが中心線 Fc 上に配置されるよう演算処理を行う。このよう演算処理を行った場合も同様に、中心が表示領域 7a の中心線 Fc 上に配置された縦断像が表示される。

【0068】

また、本実施の形態 2 では、表示処理部 35 は、メモリ 26 から 1 枚おきに切断画像を抽出し間引きした縮小処理を行っていたが、抽出する切断画像の割合はこれに限らず、たとえば、3 枚ごとに 3 枚に 1 枚の割合で切断画像を抽出してもよく、3 枚ごとに 3 枚に 2 枚の割合で切断画像を抽出してもよい。また、たとえば、10 枚の切断画像から 2, 3, 7, 8 枚目の切断画像を抽出する処理を 10 枚の切断画像ごとに繰り返して、間引き処理を行ってもよい。このように、所定枚数ごとに所定の割合で切断画像を抽出し、連続した切断画像を間引きするように切断画像を抽出すれば足りる。また、表示処理部 35 は、メモリ 26 から切断画像を規則的に抽出するほか、メモリ 26 からランダムに切断画像を抽出するとしてもよい。表示処理部 35 は、画像表示に影響を与えない程度に抽出する切断画像を減らして縦断像の表示データを演算すれば足りる。このような場合も、連続した縦断像の表示データを形成することが可能となるためである。

【0069】

また、本実施の形態 2 では、縮小処理として間引き処理のほか、得られた切断画像および切断画像間の幅を縮小して、表示領域 7a 上に縦断像全体を表示する幅縮小処理を行うとしてもよい。以下、幅縮小処理について図 12-1 ~ 図 12-3 を用いて説明する。

【0070】

($n+1$) 回目の走査に応じた縦断像を表示する場合について説明する。図 12-1 に示すように、 n 回目の走査に対応する縦断像 38c のプローブ 2 の進行方向に対する幅が表示領域 7a の幅 d と等しくなる。つぎに、($n+1$) 回目の走査 n 回目の走査が終了すると、表示処理部 35 は、メモリ 26 から ($n+1$) 枚の切断画像 $C_1, C_2, C_3 \sim C_{n-2}$

、 C_{n-1} 、 C_n 、 C_{n+1} を抽出する。そして、表示処理部35は、プローブ2の進行方向に対する幅を $n/(n+1)$ 倍に縮小した縦断像48aの表示データを演算する。すなわち、表示処理部35は、 $(n+1)$ 枚の切断画像 C_1 、 C_2 、 $C_3 \sim C_{n-2}$ 、 C_{n-1} 、 C_n 、 C_{n+1} と各切断画像間とのプローブ2の進行方向に対する幅を $n/(n+1)$ 倍に縮小している。このため、図12-2に示すように、プローブ2の進行方向に対して表示領域7aの幅dと縦断像48aの幅とはほぼ等しくなり、表示領域7aに縦断像全体を表示することができる。次に、 $(n+2)$ 回目の走査が終了した場合、表示処理部35は、メモリ26から $(n+2)$ 枚の切断画像 C_1 、 C_2 、 $C_3 \sim C_{n-2}$ 、 C_{n-1} 、 C_n 、 C_{n+1} 、 C_{n+2} を抽出する。そして、図12-3に示すように、縦断像におけるプローブ2の進行方向に対する幅を $n/(n+2)$ 倍に縮小した縦断像48bの表示データを演算する。このように、 $(n+1)$ 回目の走査以降に縦断像を表示する場合には、切断画像の幅および切断画像間の幅を縮小し、表示領域7aに縦断像全体を表示していく。

10

【0071】

そして、幅縮小処理後に拡大処理を行う場合について説明する。たとえば、図13-1に示すように、 $2n$ 回の走査後に、使用者が入力装置6で任意の箇所 P_4 を指定し、 P_4 の位置を変更せずにその周辺の縦断像を拡大する場合について説明する。制御部21から拡大処理が指示されると、表示処理部35はメモリ26から、走査で得られた全体縦断像39bを取り出す。すなわち、 $2n$ 枚の全て切断画像 C_1 、 C_2 、 C_3 、 $C_4 \sim C_{2n-2}$ 、 C_{2n-1} 、 C_{2n} の画像データを抽出することとなる。取り出した全体縦断像39bには縮小処理が行われていないため、それぞれの切断画像の幅および切断画像間の幅は、図13-1に示す縦断像48cにおける切断画像の幅および切断画像間の幅の2倍となる。そして、図13-2に示すように、表示処理部35は、表示領域7aの幅dに応じた n 枚の切断画像の画像データを用いて縦断像48dの表示データを演算する。この場合、使用者が指定した P_4 位置は拡大処理前と同じ位置に配置され、この P_4 の位置に基づいて他の切断画像を表示した縦断像の表示データが出力される。また、拡大処理後に表示された縦断像48d以外の箇所を表示させたい場合には、たとえば表示領域7aの下端に設けられたスクロールバー7bに移動指示を行い、表示処理部35はこの指示にしたがいメモリ26から全体縦断像39bを取り出し、スクロールバー7bの移動指示に対応した表示データを演算する。この結果、表示領域7a上には使用者の移動指示に対応した縦断像が表示される。

20

【0072】

30

なお、表示処理部35は、間引き処理または幅縮小処理を縮小処理として行うほか、一般的な圧縮方法を用いて表示データを演算してもよい。この場合も、上述した縮小処理と同様に、縦断像の全体を表示領域7a上に表示することが可能である。また、図7では、送信コイル14をプローブ2に設けたが、送信コイル14と受信コイル15との位置を逆にしてもよい。

【0073】

(実施の形態3)

つぎに、この発明の実施の形態3について説明する。実施の形態1、2では表示処理部は一つの画像に対する表示処理を行っている場合について説明したが、実施の形態3では表示処理部が複数の画像に対する表示処理を行っている。

40

【0074】

本実施の形態3では、表示処理部は、複数の縦断像に対して表示処理を行い、それぞれの縦断像に対する表示データを出力している。本実施の形態3では、表示処理部は、たとえば、図14に示すように、実施の形態2で説明した処理手順を用いて表示部72に縦断像全体を表示する表示データを演算している。さらに、表示処理部は、実施の形態1で説明した処理手順を用いて表示部73に表示部72の領域aに対応した箇所の縦断像を表示する表示データを演算している。

【0075】

このように、複数の縦断像が表示領域7aに表示されるため、表示部72の表示を確認することによって、表示部73に表示された領域がこれまで走査した縦断像のどの程度の

50

割合になるかを認識することができる。また、実施の形態 1, 2 と同様に、最も新しく形成された切断画像が、表示部 72, 73 に表示されているため、実施の 1, 2 と同様の効果を奏する。

【0076】

また、図 15 に示すように、表示領域 7a にさらに表示部 74 を設け、走査ごとに二次元の超音波画像である断層像を表示するとしてもよい。この場合、縦断像とともに現在走査している断層像を確認することができるため、走査している臓器を総合的に確認することができる。

【0077】

なお、実施の形態 1 ~ 3 では、送信コイル 14 と受信コイル 15 と位置データ算出部 4 とを備え超音波振動子 13 の位置を検出する機能を備えた超音波診断装置について説明したが、これに限らず、たとえば図 16 に示す超音波診断装置 81 としてもよい。超音波診断装置 81 は、送信コイル 14 と受信コイル 15 と位置データ算出部 4 とを備えていないが、プローブ 2 の進行方向にしたがって予め切断面の間隔を設定し、順次切断画像を配置して縦断像を形成することができる。また、上述した縦断像の表示処理手段にしたがって表示データを形成することにより、最も新しく形成された切断面像を表示することが可能である。

【図面の簡単な説明】

【0078】

【図 1】実施の形態 1 にかかる超音波診断装置の概要構成図である。

【図 2】縦断像の表示データの処理手順を示すフローチャートである。

【図 3 - 1】断層像と切断画像とを説明した図である。

【図 3 - 2】断層像と切断画像とを説明した図である。

【図 3 - 3】切断画像を説明した図である。

【図 4 - 1】表示領域に表示される縦断像を説明した図である。

【図 4 - 2】表示領域に表示される縦断像を説明した図である。

【図 4 - 3】表示領域に表示される縦断像を説明した図である。

【図 4 - 4】表示領域に表示される縦断像を説明した図である。

【図 5 - 1】表示領域に表示される縦断像を説明した図である。

【図 5 - 2】表示領域に表示される縦断像を説明した図である。

【図 6 - 1】表示領域に表示される縦断像の他の例を説明した図である。

【図 6 - 2】表示領域に表示される縦断像の他の例を説明した図である。

【図 6 - 3】表示領域に表示される縦断像の他の例を説明した図である。

【図 7】実施の形態 2 にかかる超音波診断装置の概要構成図である。

【図 8】縦断像の表示データの処理手順を示すフローチャートである。

【図 9 - 1】表示領域に表示される縦断像を説明した図である。

【図 9 - 2】表示領域に表示される縦断像を説明した図である。

【図 9 - 3】表示領域に表示される縦断像を説明した図である。

【図 9 - 4】表示領域に表示される縦断像を説明した図である。

【図 10 - 1】表示領域に表示される縦断像を説明した図である。

【図 10 - 2】表示領域に表示される縦断像を説明した図である。

【図 11 - 1】表示領域に表示される縦断像を説明した図である。

【図 11 - 2】表示領域に表示される縦断像を説明した図である。

【図 12 - 1】表示領域に表示される縦断像を説明した図である。

【図 12 - 2】表示領域に表示される縦断像を説明した図である。

【図 12 - 3】表示領域に表示される縦断像を説明した図である。

【図 13 - 1】表示領域に表示される縦断像を説明した図である。

【図 13 - 2】表示領域に表示される縦断像を説明した図である。

【図 14】実施の形態 3 にかかる超音波診断装置の表示領域に表示される縦断像を説明した図である。

10

20

30

40

50

【図 15】実施の形態 3 にかかる超音波診断装置の表示領域に表示される縦断像を説明した図である。

【図 16】実施の形態 1 ~ 3 にかかる超音波診断装置の概要構成図の他の例である。

【図 17】従来の超音波診断装置の表示領域に表示される縦断像を説明した図である。

【符号の説明】

【0079】

1、31、81 超音波診断装置

2 プロープ

3 超音波観測装置

4 位置データ算出部

10

5 画像形成装置

6 入力装置

7 表示装置

7a、107a 表示領域

7b、7c スクロールバー

11 挿入部

12 操作部

13 超音波振動子

14 送信コイル

15 受信コイル

20

21 制御部

22、32 画像処理部

23 表示制御部

24 縦断像形成部

25、35 表示処理部

26 メモリ

28a ~ 28f、281 ~ 283、38a ~ 38c、47a ~ 47d、48a ~ 48d

、108 縦断像

29、39a、39b 全体縦断像

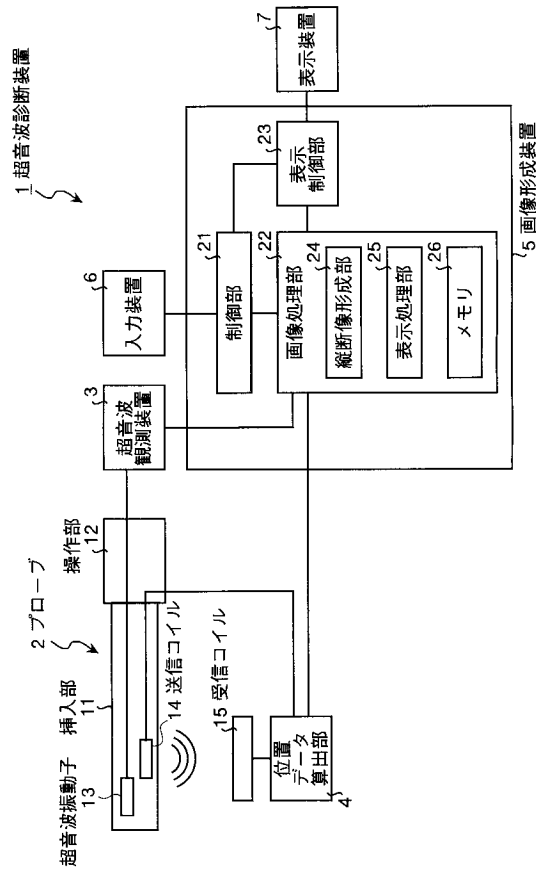
72、73、74 表示部

30

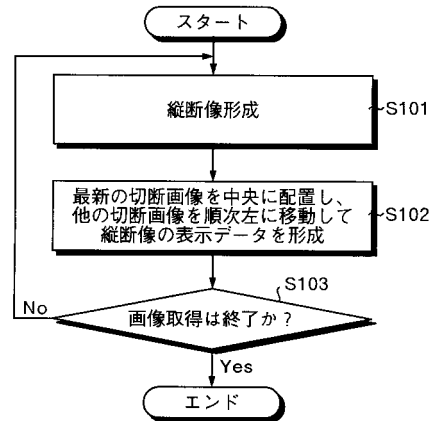
B₀ 断層像

C₀ ~ C_{2n} 切断画像

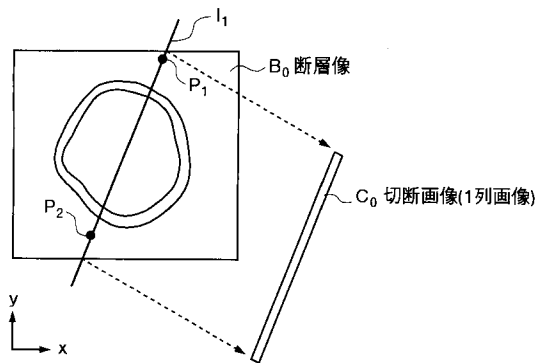
【図 1】



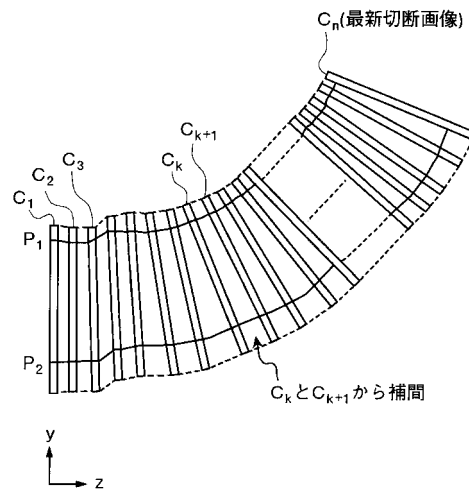
【図 2】



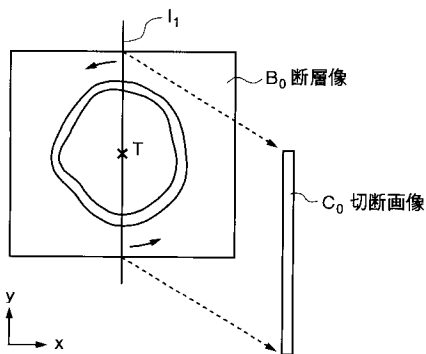
【図 3 - 1】



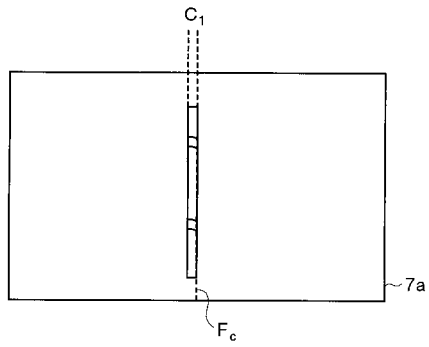
【図 3 - 3】



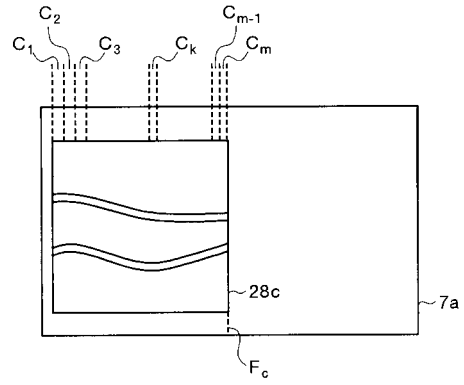
【図 3 - 2】



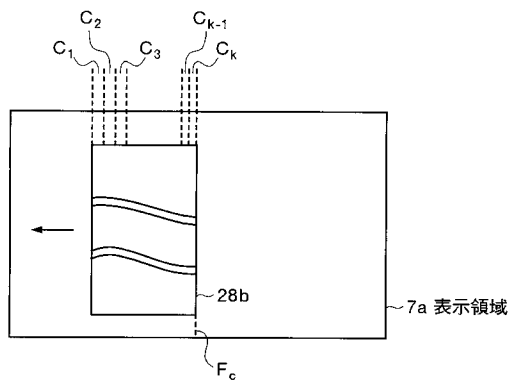
【図 4 - 1】



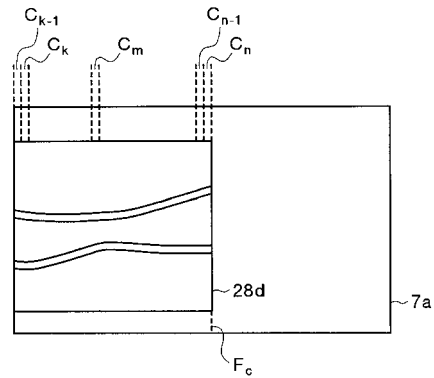
【図 4 - 3】



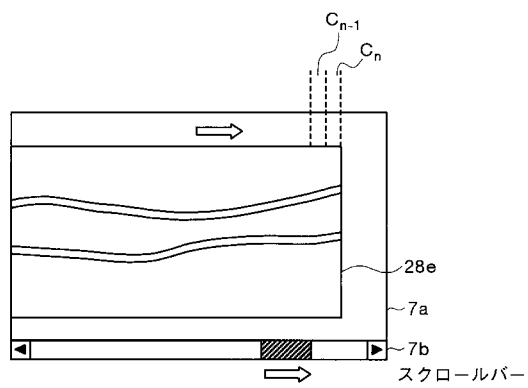
【図 4 - 2】



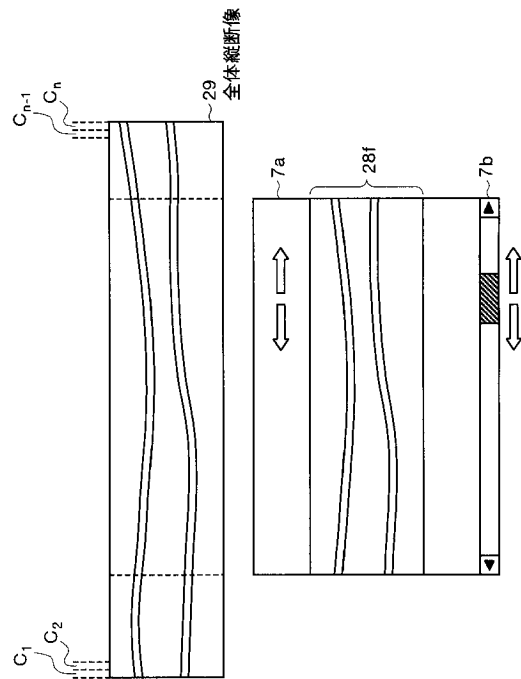
【図 4 - 4】



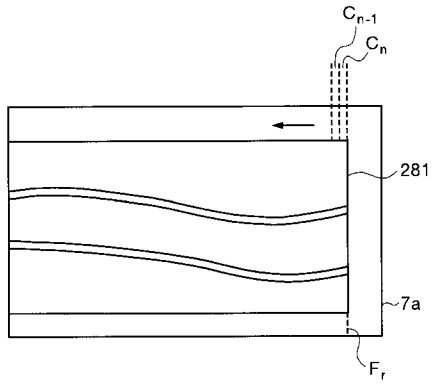
【図 5 - 1】



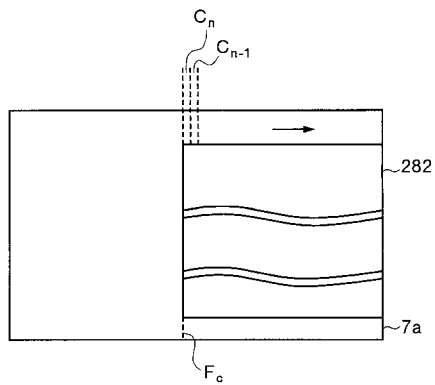
【図 5 - 2】



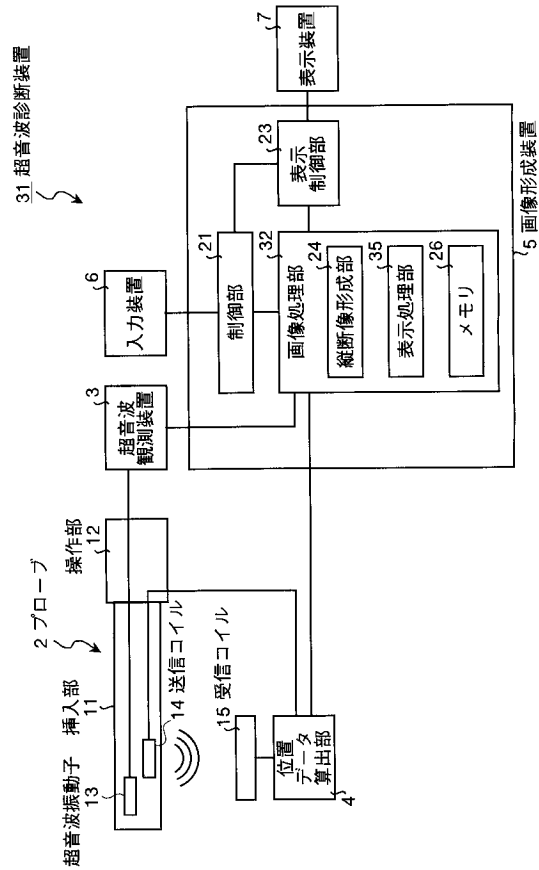
【図 6 - 1】



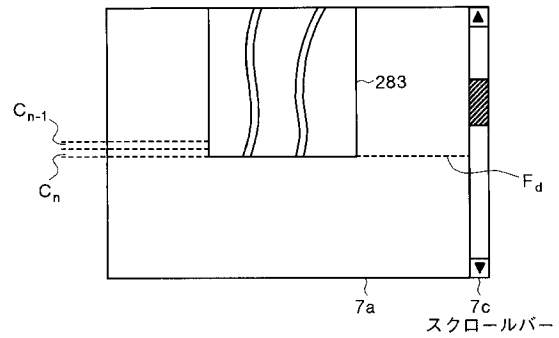
【図 6 - 2】



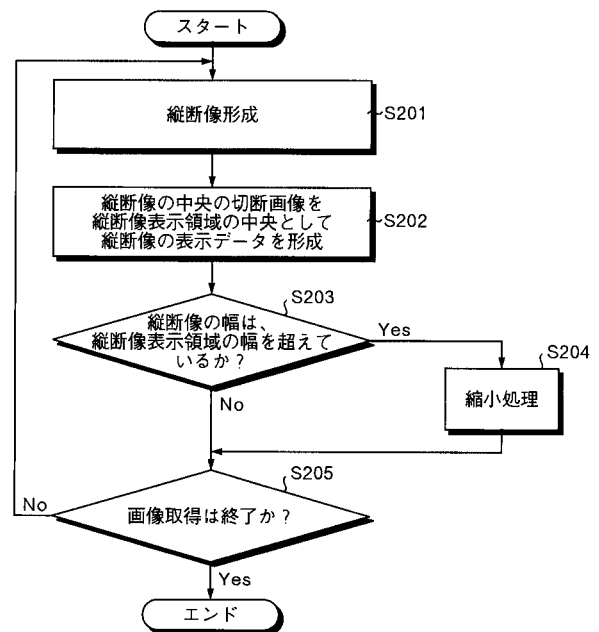
【図 7】



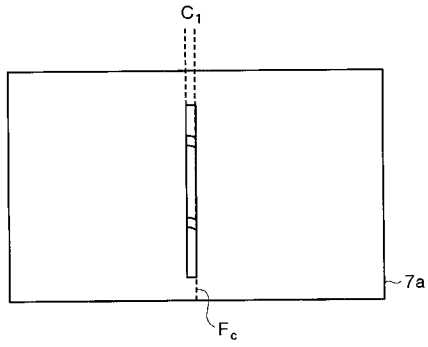
【図 6 - 3】



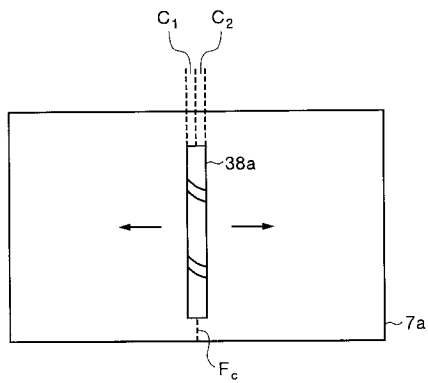
【図 8】



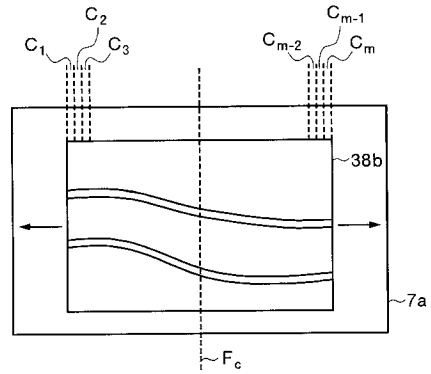
【図 9 - 1】



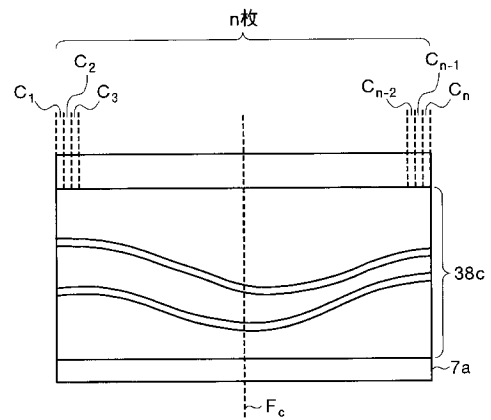
【図 9 - 2】



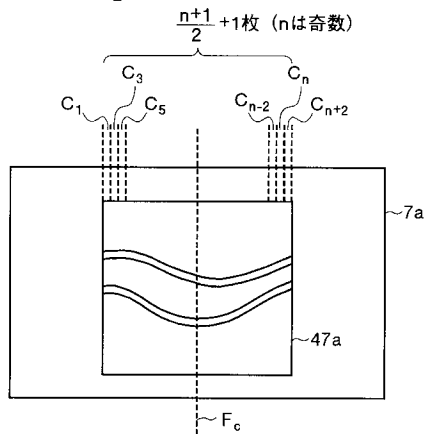
【図 9 - 3】



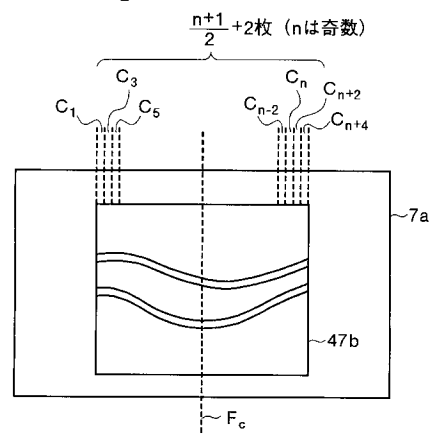
【図 9 - 4】



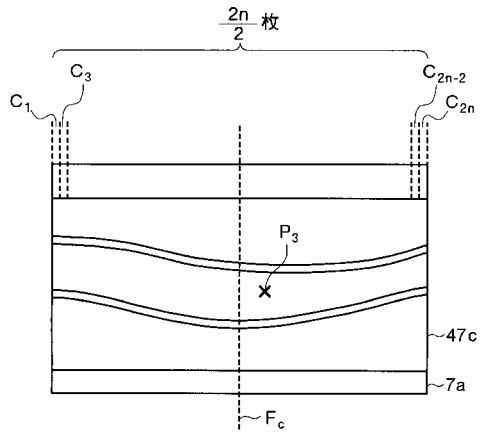
【図 10 - 1】



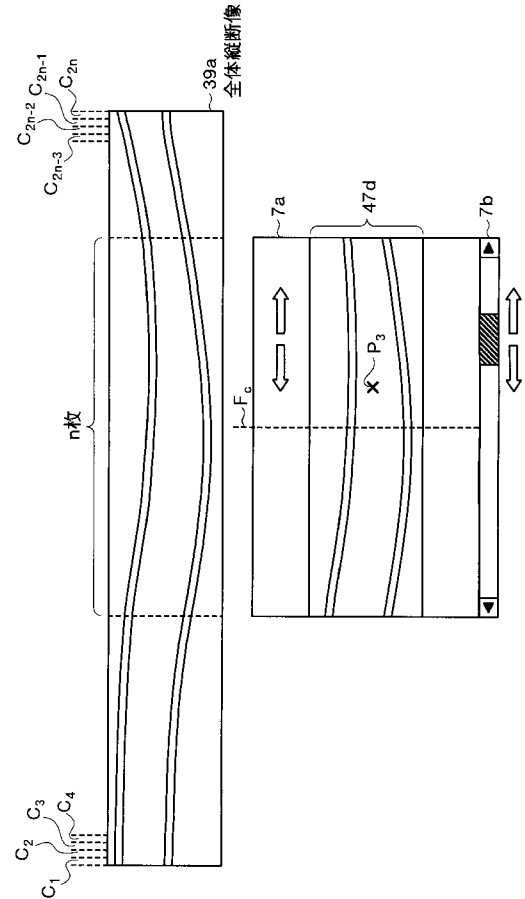
【図 10 - 2】



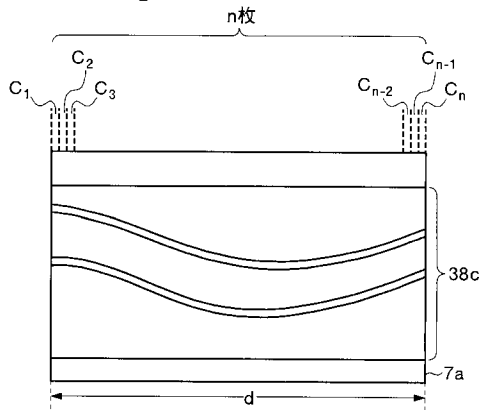
【図 1 1 - 1】



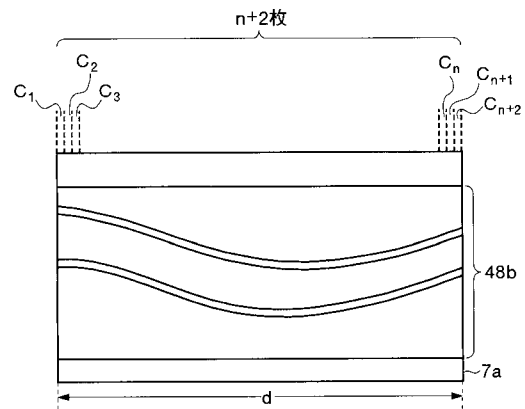
【図 1 1 - 2】



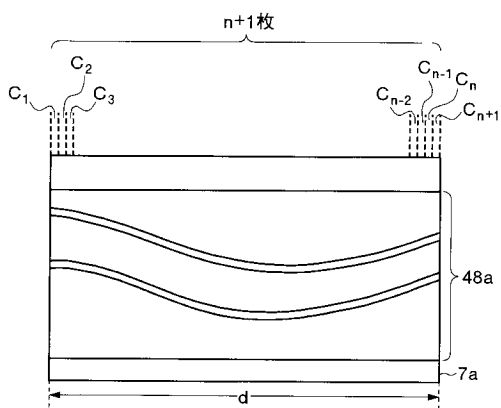
【図 1 2 - 1】



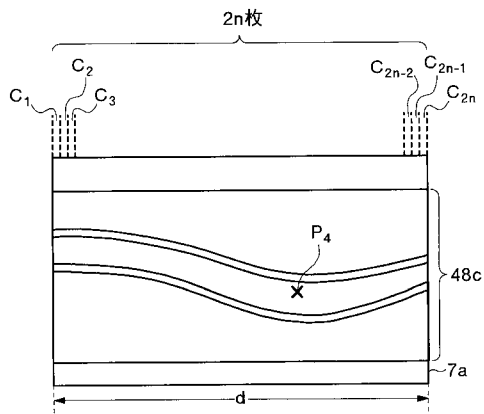
【図 1 2 - 3】



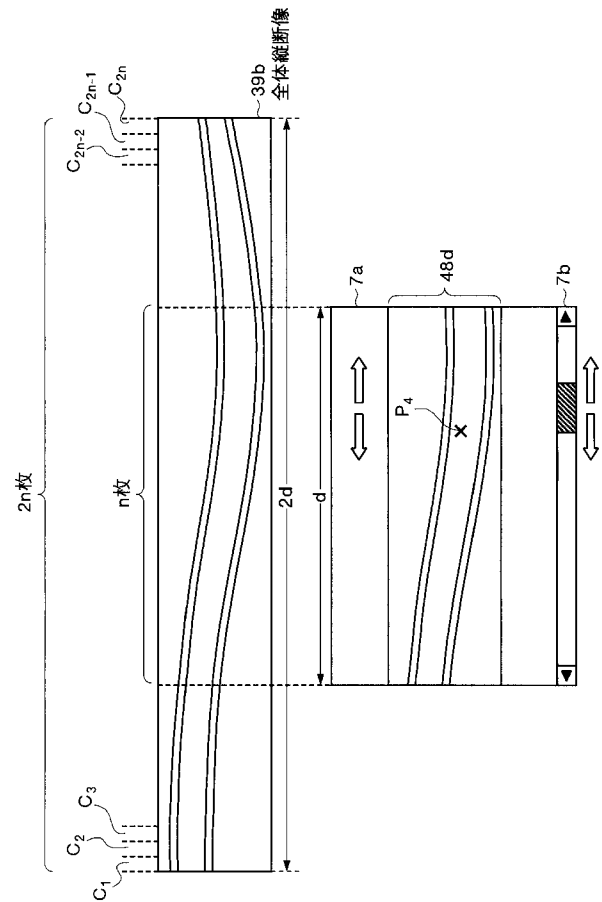
【図 1 2 - 2】



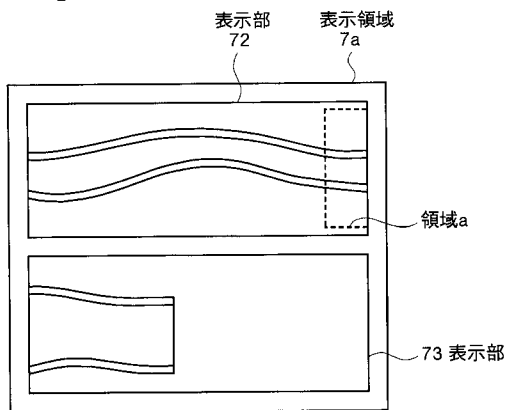
【図 13 - 1】



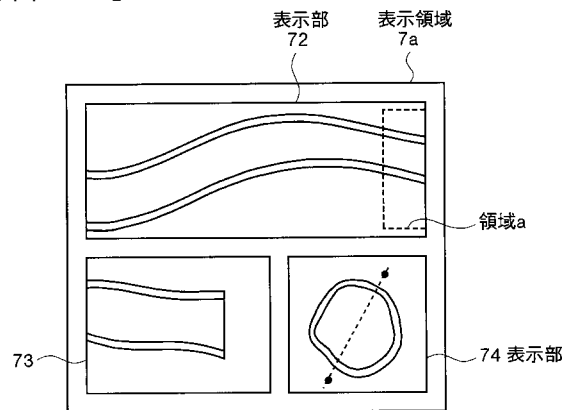
【図 13 - 2】



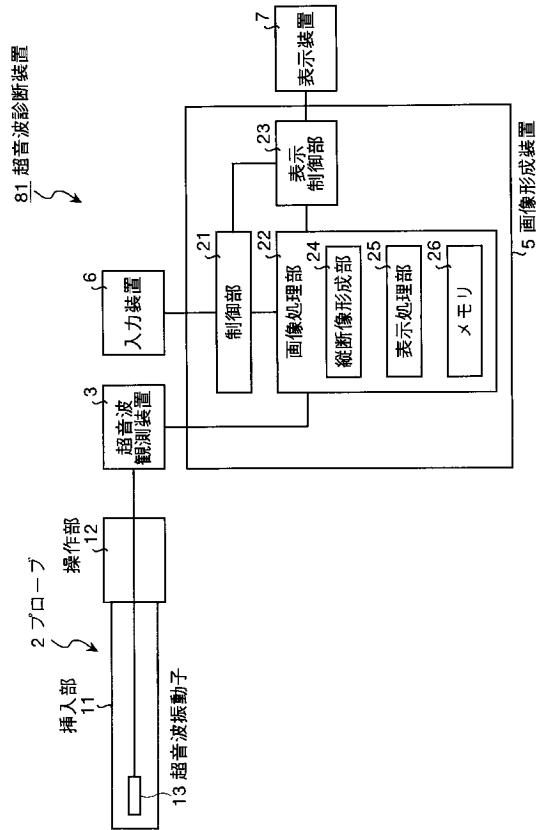
【図 14】



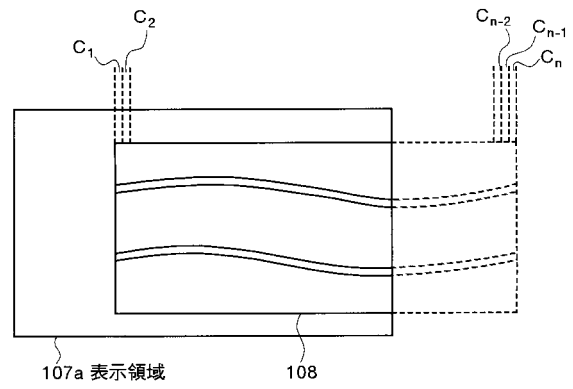
【図 15】



【図 16】



【図 17】



フロントページの続き

F ターム(参考) 4C601 BB03 BB14 BB17 EE07 EE09 EE11 FE01 GA19 GA25 JC02
JC31 JC33 KK09 KK10 KK25 KK31 KK44 LL38

专利名称(译)	超声诊断设备和图像处理程序		
公开(公告)号	JP2005118161A	公开(公告)日	2005-05-12
申请号	JP2003354315	申请日	2003-10-14
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	川島知直 小幡里織 横井俊		
发明人	川島 知直 小幡 里織 横井 俊		
IPC分类号	A61B8/12		
FI分类号	A61B8/12		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB14 4C601/BB17 4C601/EE07 4C601/EE09 4C601/EE11 4C601/FE01 4C601/GA19 4C601/GA25 4C601/JC02 4C601/JC31 4C601/JC33 4C601/KK09 4C601/KK10 4C601/KK25 4C601/KK31 4C601/KK44 4C601/LL38		
代理人(译)	酒井宏明		
其他公开文献	JP4493316B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：实现一种超声诊断设备，该超声诊断设备几乎在超声扫描的同时显示正在进行超声扫描的区域的纵向图像。 解决方案：根据本发明的超声设备1在显示设备7的显示区域的大致中心处显示最近形成的切割图像，并且其他切割图像与探头2的移动相对地顺序地向右移动。可替代地，提供了计算处理单元25，其计算向左移动的垂直图像的显示数据。因此，最近形成的切割图像显示在显示区域的大致中心处，并且变得几乎可以确认与超声波扫描同时进行超声波扫描的区域的纵向图像。 [选型图]图1

