

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A) (11)特許出願公開番号

特開2002 - 336255

(P2002 - 336255A)

(43)公開日 平成14年11月26日(2002.11.26)

(51)Int.Cl⁷

識別記号

F I

テ-マ-ト* (参考)

A 6 1 B 8/08

A 6 1 B 8/08

4 C 3 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 5 O L (全 9 数)

(21)出願番号 特願2001 - 142833(P2001 - 142833)

(71)出願人 000153498

株式会社日立メディコ

東京都千代田区内神田1丁目1番14号

(22)出願日 平成13年5月14日(2001.5.14)

(72)発明者 玉野 聡

東京都千代田区内神田1丁目1番14号 株式

会社日立メディコ内

F タ-ム (参考) 4C301 BB02 BB13 DD07 EE20 FF28

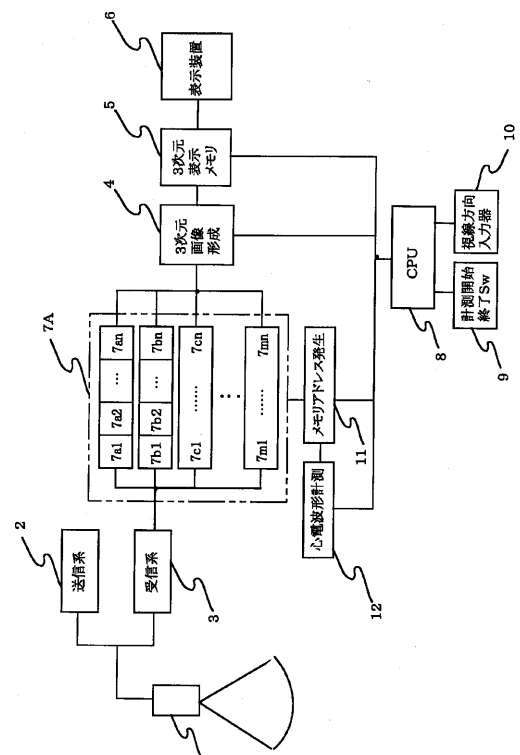
JB50 JC01 KK16 LL02

(54)【発明の名称】 超音波診断装置

(57)【要約】

【課題】 心臓のような動きの速い人体臓器の正常な拍動及び / 又は不整脈の拍動を3次元動画像で観察できるようにする。

【解決手段】 心電波形計測回路12の出力信号から R 波を検出すると CPU は送信系2及び受信系を制御して、探触子1によって超音波ビームを被検体の運動臓器をカバーする領域の複数の断面を走査する。1心拍期間にその複数の断面の一つについて拍動の進行と共に繰り返して超音波走査を行い、得られた断層像データは心電波形の位相情報を付与されて画像メモリ7Aへ記憶される。その後、心拍毎に断面を更新して同様な計測と画像データの記憶を行い、全断面について画像データが取得されると、画像データを画像メモリ7Aから読み出し、全断面の心電位相が同じ画像データを組として視線方向入力器10から入力された視線方向から見た3次元画像を3次元画像形成回路4で形成し、それらを3次元表示メモリ5を介して表示モニタ6へ表示することで、心臓の3次元動画像を観察できるようにする。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 被検体内に超音波を送受信する探触子と、この探触子を駆動して前記被検体内の複数の断面を超音波走査する送信系と、前記超音波走査によって取得された前記各断面からのエコー信号を画像データ化する受信系と、前記画像データを超音波画像化する画像形成回路と、この画像形成回路からの出力信号を超音波画像として表示する表示装置とを有する超音波診断装置において、前記被検体の心電波形を検出し、検出された心電波形の心拍毎に複数の時相を設定する心電設定手段と、前記心電計測手段によって1心拍中に設定された心電時相毎に前記送信系を制御して前記被検体内の同一断面を超音波走査させる手段と、前記心電計測手段が新たな心拍を計測する度に前記超音波走査する断面を更新する手段と、前記各断面から取得された画像データを前記心電波形の時相と対応させて記憶する手段と、この画像データ記憶手段から心電波形の同一位相の画像データを読み出し3次元動画像データを形成する3次元動画像形成手段と、前記形成された3次元動画像データを前記表示装置へ表示させる手段と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3次元画像形成手段は、1心拍期間における画像データの取得が終了する毎にその心拍期間に取得された取得された画像データとそれ以前に取得されていた画像データとを用いて3次元動画像を形成す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3次元画像形成手段は、1心拍当たり1断面の複数の位相の超音波撮像が終了した後に、各断面の同一位相画像データを組として3次元画像データを形成す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4】 被検体内に超音波を送受信する探触子と、この探触子を駆動して前記被検体内の検査対象領域を含む複数の断面を超音波走査する送信系と、前記超音波走査によって取得された前記各断面からのエコー信号を画像データ化する受信系と、前記画像データを超音波画像化する画像形成回路と、この画像形成回路からの出力信号を超音波画像として表示する表示装置とを有する超音波診断装置において、前記被検体の心電波形を検出し、検出された心電波形の心拍毎に複数の位相を設定する心電設定手段と、前記心電計測手段によって1心拍中に設定された心電位相毎に前記送信系及び受信系を制御して前記被検体内の同一断面を繰返し超音波走査させる手段と、一つの断面に対する超音波の繰返し走査が正常な拍動に対して行われたか不整脈の拍動に対して行われたかを判定する手段と、前記超音波走査によって取得された画像データへ前記心電位相情報を付与するとともに前記判定手段の判定結果が不整脈であったもののみを記憶する記憶手段と、この記憶手段に記憶された画像データを読み出す手段と、この読み出された各断面の画像データ

をそれぞれ同一位相毎に3次元画像化し3次元動画像データを形成する手段と、3次元動画像化された画像データを前記表示装置へ動画像表示させる手段とを備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項5】 被検体内に超音波を送受信する探触子と、この探触子を駆動して前記被検体内の複数の断面を超音波走査する送信系と、前記超音波走査によって取得された前記各断面からのエコー信号を画像データ化する受信系と、前記画像データを超音波画像化する画像形成回路と、この画像形成回路からの出力信号を超音波画像として表示する表示装置とを有する超音波診断装置において、前記被検体の心電波形を検出し、検出された心電波形の心拍毎に複数の位相を設定する心電設定手段と、前記心電計測手段によって1心拍中に設定された心電位相毎に前記送信系及び受信系を制御して前記被検体内の同一断面を繰返し超音波走査させる手段と、一つの断面に対する超音波の繰返し走査が正常な拍動に対して行われたか不整脈の拍動に対して行われたかを判定する手段と、前記超音波走査によって取得された画像データへ前記心電位相情報を付与するとともに前記判定手段の判定結果によって別個に記憶する記憶手段と、この記憶手段に記憶された正常な拍動と不整脈の拍動との画像データを区分して読み出す手段と、この区分して読み出された各画像データをそれぞれ同一位相毎に3次元画像化し3次元動画像データを形成する手段と、3次元動画像化された正常な拍動と不整脈の拍動とのそれぞれの3次元動画像を繋げて前記表示装置へ表示させる手段とを備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、超音波を用いて生体内の運動臓器を3次元画像表示することができる超音波診断装置に係り、特に生体内の運動臓器の運動状態を超音波3次元画像で観察することができるようにした超音波診断装置に関するものである。

【0002】

【従来の技術】従来の超音波診断装置は、被検体内に超音波を送信し、体内から反射したエコー信号を受信し、その受信信号に基づいて診断部位における超音波画像を再構成して表示装置に表示することにより、生体の様々な診断に資するものである。

【0003】ところで、近年、例えばIEEE 1998 Ultrasonics Symposium P.1877 Micromachined capacitive transducer arrays for medical ultrasound imaging, X.C.Jin et al.等に記載されているように、探触子に2次元状に配置された振動子群を備え、長軸方向あるいは短軸方向に被検体の断面を順次超音波走査して複数の断層像を取得し、この複数の断層像を用いて生体内観察部位の3次元超音波画像を得るものが研究開発されつつある。

【0004】

【発明が解決しようとしている課題】このような超音波診断装置においては、例えば、超音波送受信周期を4KHz、長軸方向走査線数を134、短軸方向走査断面数を60とすると、被検体内を3次元走査するために要する時間は、

$$1 / 4000(\text{秒}) \times 134(\text{走査線}) \times 60(\text{断面}) = 2.01(\text{秒})$$

となる。健康成人では心拍数は毎分60程度なので前記60断面を超音波ビームで走査する間に2心拍の拍動が成されることになる。検査対象臓器が動きの速い心臓においては、前記走査時間内に心臓の収縮期と拡張期が複数含まれることとなる。したがって、拍動の進行とともに順次断面を変更しながら取得した複数の断層像には心臓の収縮期と拡張期の混入しているため、それらの複数の断層像を3次元再構成しても心壁の運動を観察できる画像は得られなかった。また、超音波によって心臓の検査を受けようとする人には不整脈を伴っていることが多いが、被検体の心臓の不整脈動作を3次元動画像で観察することは従来技術によってでは不可能であった。

【0005】本発明の目的は、上記に鑑みて、被検体内の運動する臓器を超音波3次元動画像で観察することができるようにすることにある。本発明の他の目的は、被検体内の心臓の不整脈時における拍動を超音波3次元動画像によって観察することができるようにすることにある。更に本発明の他の目的は、被検体内の心臓の正常な拍動と不整脈時の拍動とを超音波3次元動画像によって比較観察することができるようにすることにある。

【0006】

【課題を解決するための手段】上記第1の目的を達成するために本発明は、被検体内に超音波を送受信する探触子と、この探触子を駆動して前記被検体内の複数の断面を超音波走査する送信系と、前記超音波走査によって取得された前記各断面からのエコー信号を画像データ化する受信系と、前記画像データを超音波画像化する画像形成回路と、この画像形成回路からの出力信号を超音波画像として表示する表示装置とを有する超音波診断装置において、前記被検体の心電波形を検出し、検出された心電波形の心拍毎に複数の時相を設定する心電設定手段と、前記心電計測手段によって1心拍中に設定された心電時相毎に前記送信系を制御して前記被検体内の同一断面を超音波走査させる手段と、前記心電計測手段が新たな心拍を計測する度に前記超音波走査する断面を更新する手段と、前記各断面から取得された画像データを前記心電波形の時相と対応させて記憶する手段と、この画像データ記憶手段から心電波形の同一位相の画像データを読み出し3次元動画像データを形成する3次元動画像形成手段と、前記形成された3次元動画像データを前記表示装置へ表示させる手段とを備えたことを特徴としている。そして、前記3次元動画像形成手段は、1心拍期間における画像データの取得が終了する毎にその心拍期間に

取得された画像データとそれ以前に取得されていた画像データとを用いて3次元動画像データを形成することを特徴としている。また、前記3次元画像形成手段は、1心拍当たり1断面の複数位相の超音波撮像が終了した後に、各断面の同一位相画像データを組として3次元画像データを形成するようにしても良い。

【0007】そして上記第2の目的を達成するために本発明は、被検体内に超音波を送受信する探触子と、この探触子を駆動して前記被検体内の検査対象領域を含む複数の断面を超音波走査する送信系と、前記超音波走査によって取得された前記各断面からのエコー信号を画像データ化する受信系と、前記画像データを超音波画像化する画像形成回路と、この画像形成回路からの出力信号を超音波画像として表示する表示装置とを有する超音波診断装置において、前記被検体の心電波形を検出し、検出された心電波形の心拍毎に複数の位相を設定する心電設定手段と、前記心電計測手段によって1心拍中に設定された心電位相毎に前記送信系及び受信系を制御して前記被検体内の同一断面を繰返し超音波走査させる手段と、一つの断面に対する超音波の繰返し走査が正常な拍動に対して行われたか不整脈の拍動に対して行われたかを判定する手段と、前記超音波走査によって取得された画像データへ前記心電位相情報を付与するとともに前記判定手段の判定結果が不整脈であったもののみを記憶する記憶手段と、この記憶手段に記憶された画像データを読み出す手段と、この読み出された各断面の画像データをそれぞれ同一位相毎に3次元画像化し3次元動画像データを形成する手段と、3次元動画像化された画像データを前記表示装置へ動画表示させる手段とを備えたことを特徴としている。

【0008】さらに上記第3の目的を達成するために本発明は、被検体内に超音波を送受信する探触子と、この探触子を駆動して前記被検体内の複数の断面を超音波走査する送信系と、前記超音波走査によって取得された前記各断面からのエコー信号を画像データ化する受信系と、前記画像データを超音波画像化する画像形成回路と、この画像形成回路からの出力信号を超音波画像として表示する表示装置とを有する超音波診断装置において、前記被検体の心電波形を検出し、検出された心電波形の心拍毎に複数の位相を設定する心電設定手段と、前記心電計測手段によって1心拍中に設定された心電位相毎に前記送信系及び受信系を制御して前記被検体内の同一断面を繰返し超音波走査させる手段と、一つの断面に対する超音波の繰返し走査が正常な拍動に対して行われたか不整脈の拍動に対して行われたかを判定する手段と、前記超音波走査によって取得された画像データへ前記心電位相情報を付与するとともに前記判定手段の判定結果によって別個に記憶する記憶手段と、この記憶手段に記憶された正常な拍動と不整脈の拍動との画像データを区分して読み出す手段と、この区分して読み出された

各画像データをそれぞれ同一位相毎に3次元画像化し3次元動画データを形成する手段と、3次元動画化された正常な拍動と不整脈の拍動とのそれぞれの3次元動画を繋げて前記表示装置へ表示させる手段とを備えたことを特徴としている。

【0009】

【発明の実施の形態】以下、本発明に係る超音波診断装置の一実施形態を、図面を用いて説明する。図1は、本発明の超音波診断装置の一実施形態を示すブロック構成図である。図示のように、本発明の超音波診断装置は、被検体の計測対象の部位に超音波を送受信する超音波探触子1と、この超音波探触子1に送信波の送信フォーカス処理をして送信する送信手段である送信系2と、超音波探触子1で受信される受信波の受信フォーカス処理をした後に画像化前処理を行う受信系3と、さらに、後述する画像メモリ7Aの出力を用いて超音波3次元像を再構成する3次元画像形成回路4と、この3次元画像形成回路4にて形成された3次元画像データを表示するための3次元画像表示メモリ5と、超音波3次元画像を表示する表示モニタ6と、以上の各ユニットを制御する中央演算装置(CPU)8を備えている。

【0010】そして、本実施形態の超音波診断装置には、更に、被検体の心電波形の各位相に応じて受信系3から出力される超音波受信ビーム信号を画像データ化するとともに、超音波の各走査断面毎に心電位相情報とを併せて保持するための画像メモリ7Aと、被検体の心電波形を計測する心電波形計測回路12と、被検体の心電波形の位相に応じて画像メモリ7Aへの画像データの書き込み、および、画像メモリ7Aからの画像データの読み出しアドレスを生成するメモリアドレス生成回路11と、CPU8に対して計測の開始及び終了の指令を入力する計測開始終了スイッチ9と、3次元画像形成回路4が3次元画像を再構成する際の視線方向を入力する視線方向入力器10とを有している。

【0011】このように構成された超音波診断装置の更なる詳細構成と動作について、次に説明する。超音波探触子1は、被検体内に超音波を送信するとともに、被検体内からの超音波の反射波を受信するもので、超音波を打ち出すとともに反射波を受信する2次元状に配列された複数の振動子を有して構成されている。この2次元配列の振動子を備えた探触子としては、例えば特開平11-299779号公報に開示されたものを用いることができる。送信系2は、超音波探触子1に対して超音波の送信信号を供給するパルス発生回路と、送波遅延回路と、増幅回路等を有し、パルス発生回路から出力された送信信号は送波遅延回路によって複数チャンネルの振動子へチャンネル毎に異なった遅延時間を与えられて被検体内に設定された送信フォーカスへ各チャンネルから送波された超音波が同位相で到達するように遅延処理をされ、増幅回路によって送信信号が振動子を駆動できるレベルの信号ま

で増幅されて出力される。

【0012】受信系3は、超音波探触子1の複数の振動子により受信された複数チャンネルの反射波を並列的に取り込み、チャンネル毎に異なった遅延時間を与えて受信フォーカス処理、つまり整相処理を行うための整相回路を含み、更にこの整相回路から出力された受信ビーム信号を対数圧縮、検波、フィルタリング等の画像化前処理を行う処理回路を有している。

【0013】画像メモリ7Aは、被検者の心電波形の各位相に応じて受信回路系3の出力である超音波受信信号を超音波の各走査断面毎に保持するものである。先に示した例のように、超音波送受信間隔が4kHz、長軸方向1断面の超音波ビーム走査本数が134の超音波診断装置ならば1断面を超音波走査する時間は

$$1/4000(\text{秒}) \times 134(\text{走査線}) = 0.0335(\text{秒}) \quad 1/30(\text{秒})$$

となり、心拍数60の被検体ならば1心拍の間におよそ30枚の超音波画像を取得することが可能となる。したがって、画像メモリ7Aには、検査部位を30断面で画像化するのであれば900フレーム画像分のメモリ容量を必要とされる。また検査部位を60断面で画像化するのであれば1800フレーム画像を記憶する容量が要求されることになる。

【0014】次に、図1及び図2を用いて検査部位を3次元超音波走査する方法を説明する。ここに、図2は、本発明における検査対象部位100を3次元超音波走査する態様を示す概念図であり、図2(a)に示す1, 2, 3, ..., mは断面及びその断面から取得される断層像であり、図2(b)は1からmまでの断層像の形状を示している。図2に示すように、被検体の検査対象部位100を断面1から断面mまでのm個の断面像で撮影する場合には、先ず、操作者が計測開始終了スイッチ9を操作するとCPU8は、心電波形計測回路12から出力される複数の心電波形を入力して、被検体の標準の心周期Tを計測する。そして、CPU8はこの計測された標準心周期Tと1断面を超音波走査するに要する時間から幾つもの計測位相を設定できるかを計算によって求める。例えば、標準心周期Tが1秒で、超音波の1フレーム走査時間が1/30秒であれば約30位相を設定する。これらの設定は、操作者が計測された標準心周期Tに基づいて手動で設定できるようにしても良い。そして、CPU8は求めた計測位相数Nを記憶するとともに、1計測位相の時間を標準心周期Tから時間換算して記憶しておく。

【0015】上記の3次元画像計測準備が終了すると、CPU8は3次元画像の計測を開始する。3次元画像の計測は心電波形に同期して開始される。すなわち、心電波形の第1心拍のR波が心電波形計測回路12からCPU8へ入力されると、CPU8は探触子1、送信系2及び受信系3を制御して最初に計測すべき被検体内の断面1を超音波ビームで走査する。この超音波ビーム走査によって得られた断層像データ I_{10} は位相0におけるデータであるこ

とを識別するためのフラグを付与されて画像メモリ7Aのメモリ領域7a1へ記憶される。そして拍動の進行とともにCPU8は再び探触子1、送信系2及び受信系3を制御して前回の走査と同じく断面1の超音波走査を行う。そして得られた断層像データ $I_{1,1}$ は位相1を示すフラグを付与して画像メモリ7Aのメモリ領域7a2へ記憶される。以下同様に断面1に対して超音波走査が成される。すなわち、この第1心拍のR波から第2心拍のR波までの期間T1では、断面1について超音波撮像を行い、画像メモリ7Aにおける断面1の画像を記憶する画像メモリ群7aに順次位相0から位相nまでの画像 $I_{1,0}$ から $I_{1,n}$ までを記録してゆくとともに、これらの画像取得時の心電位相情報を画像と対応させて画像メモリのフラグに書き込んでゆく。

【0016】次いで第2心拍のR波から第3心拍のR波の期間T2では、断面2について超音波撮像を行い、画像メモリ7Aにおける断面2の画像を記憶する画像メモリ群7bに順次位相0から位相nまでの画像 $I_{2,0}$ から $I_{2,n}$ までを記録してゆく。このときも同時にこれらの画像取得時の心電位相情報を画像と対応させて画像メモリのフラグに書き込んでゆく。そして、第3心拍以降については、順次断面の番号を3からmまで順次変更して上記と同様に超音波撮像を行うとともに、それにより得られた画像データ及び心電位相情報を画像メモリへ書き込んでゆく。

【0017】次に、上記の如き画像データの取りこみとともに実行される3次元画像の形成手法を説明する。最初に、第1の3次元画像形成方法を説明する。この第1の3次元画像形成方法は計測とほぼ同時進行で3次元画像を形成して、その形成された3次元画像を形成される度に表示するものである。まず、第1心拍の期間T1において断面1についての画像 $I_{1,0}$ から $I_{1,n}$ までが画像メモリ7aへ取り込まれ、次の第2心拍に入って断面2の位相0における画像取得のための超音波走査が開始されるとともに断面1の位相0の画像 $I_{1,0}$ を読み出し、3次元画像形成回路4へ出力する。断面2の位相0の画像データ $I_{2,0}$ は画像メモリ7bへ記憶されるとともに3次元画像形成回路4へ出力される。そして、3次元画像形成回路4へ入力された第1心拍、第2心拍の位相0における断面1、断面2の画像データ $I_{1,0}$ 及び $I_{2,0}$ の画像データは、CPU8の制御によって3次元画像データへ再構成される。この3次元画像再構成に当たっては、探触子によって走査される各断面の幾何学的な位置関係が予め決まっているので、その関係と予め視線方向入力器10から入力された視線方向と従来から医療画像診断機器、例えばX線CT装置やMRI装置で用いられている3次元画像再構成アルゴリズムとを用いることができる。そして、3次元再構成された画像は3次元表示メモリ5を介して表示モニタ6の表示画面へ表示される。これによって、モニタ6の表示画面上で断面1と断面2との2つの断面領域における位相0から位相

1までの時間経過における3次元像が観察できる。

【0018】次いで、第2心拍の位相1になると断面2が再度超音波走査され、これと同時に画像メモリ7aから断面1の位相1の画像データが読み出され、3次元画像形成回路4へ出力される。断面2から計測される位相1の画像データも画像メモリ7bへ記憶されるとともに3次元画像形成回路4へ出力され、断面1、断面2の位相1における3次元画像として再構成される。この再構成された3次元像も表示モニタ6の表示画面へ表示される。これによって、モニタ5の表示画面上で断面1と断面2との2つの断面領域における位相1から位相2までの時間経過における3次元像が観察できる。

【0019】以後、第2心拍の位相3から位相nまで同様のことが行われると、モニタ6の表示画面上で断面1と断面2との2つの断面領域における位相2から位相nまでの時間経過における3次元像が順次観察できる。以上述べたことから第2心拍において断面1と断面2との2つの小さな断面領域における位相0から位相nまでの3次元像が順次観察され得るようになる。したがって、その小さな領域に心臓が含まれると、その動きが3次的に観察できる。

【0020】次に第3心拍を迎えると、断面3の位相0における超音波走査が開始され、これと同時に画像メモリ7a、7bから断面1、断面2の位相0の画像データが3次元画像形成回路4へ読み出される。断面3の計測された画像データは画像メモリ7cへ書き込まれるとともに、3次元画像形成回路4へ出力される。そして、断面1、断面2、断面3の3つの断面における同位相の画像データを受け取った3次元画像形成回路4は、それらを用いて3次元再構成を行う。その後、時間の経過とともに位相1、位相2、...、位相nまで、3つの断面について画像データの読み出しと超音波走査による画像データの計測とを行い、順次3次元画像を構成してゆく。これによって、モニタ6の表示画面へは2心拍目よりも拡大された断面1、断面2、断面3から成る領域が3次元の動画像として表示される。

【0021】その後、第m心拍目に入ると、断面mの位相0における超音波走査が開始され、これと同時に画像メモリ7a、7b、...、7(m-1)から断面1、断面2、...、断面(m-1)の位相0の画像データが3次元画像形成回路4へ読み出される。断面mの計測された画像データは画像メモリ7mへ書き込まれるとともに、3次元画像形成回路4へ出力される。そして、断面1、断面2、...断面mのm個の断面における同位相0の画像データを受け取った3次元画像形成回路4は、それらを用いて3次元再構成を行う。その後、時間の経過とともに位相1、位相2、...、位相nまで、m個の断面について画像データの読み出しと超音波走査による画像データの計測とを行い、順次3次元画像を構成してゆく。これによって、モニタ6の表示画面へは超音波の3次元計測領域全体が3次

元画像として1心拍の期間にわたり順次表示される。この最終の第m心拍目の3次元画像を繰り返しモニタ6へ表示することで、被検体の心臓の動きを詳細に観察することができる。このために、操作盤上に3次元画像を繰り返し表示させる操作器を設けると良い。

【0022】なお、上記実施形態では、超音波走査の順番を断面1, 断面2, ..., 断面(m-1), 断面mのように端から端へ向けて順番に行う例を説明したが、本発明はこれに限定されるものではなく、断面1と断面mとの中央部の断面、例えば断面(m/2)から両端の断面へ向

かって領域が拡大されるように、超音波走査の順番を設定しても良い。したがって、CPU8へこの2つの走査プログラムを格納しておいて、操作者が走査方法を選択できるようにしておくとも良い。断面1と断面mの中央部から超音波走査を開始することは、通常は関心領域を超音波撮像視野の中心に置くことを考慮すれば前述の3次元画像再構成の手順との組合せの効果がより顕著になる。

【0023】また、上記実施形態では、心拍番号が進行する毎に各断面の画像データを各画像メモリから読み出して3次元画像形成回路4へ出力するようにした例を説明したが、各心拍において形成された各位相の3次元画像をメモリへ記憶しておいて、その心拍において計測した断面の画像データのみを3次元画像形成回路4へ出力して、記憶されていた3次元画像へそれを付加することで3次元画像が次第に拡大されていくように形成することもできる。

【0024】次に、3次元画像再構成の第2の実施形態を説明する。第1心拍の開始を示す心電波形の特定位相、例えばR波が心電計によって検出されると、送信系2がCPU8の制御によって作動させられ、前記第1の実施形態と同様に断面1の位相0における超音波走査が行われる。そして、断面1から計測された位相0の画像データは画像メモリ7aへ記憶される。心拍動の進行とともに、位相1、位相2、..., 位相(n-1), 位相nまで断面1の画像データが順次計測され、それらは画像メモリ7aへ順次記憶される。

【0025】そして、心電計が第2心拍の開始を検出すると、今度は断面2について順次、位相0、位相1、位相2、..., 位相(n-1), 位相nまで超音波走査が行われる。そして、それらの計測された画像データは画像メモリ7bへ記憶される。以後、断面3、..., 断面(m-1)、断面mまで断面を更新しながら各断面について順次位相0、位相1、位相2、..., 位相(n-1), 位相nまで超音波走査が行われる。そして、それらの計測された画像データも画像メモリ7c, 7d, ..., 7(m-1), 7mへ記憶される。

【0026】断面mまでの超音波走査が終了すると、画像メモリ7Aへ記憶された画像データは読み出され、3次元画像形成回路4へ出力される。この3次元画像形成回路4への画像データの出力は、断面1~断面mまでについて

位相0における画像データが最初に出力され、その次に断面1から断面mまでの位相1における画像データが出力され、以後、断面1から断面mまでの画像データが位相を同じくするもの同志が組として出力される。そして、3次元画像形成回路4は入力された位相を同じくする画像データの組と、視線方向入力器10を用いて順次3次元画像再構成を行う。これによって超音波3次元走査された領域全体の位相0から位相nまでの複数の3次元画像データが形成される。形成された各3次元画像データは3次元画像メモリへ記憶されるとともに、読み出され、3次元画像表示メモリを介してモニタ5の表示画面へ順次表示される。これによって、医師は1心拍期間の心臓の動きを動画として観察することができる。

【0027】次に、心臓の検査を受ける被検者に起こりがちな不整脈への対応を可能とした本発明の第3の実施形態を説明する。生体に見られる不整脈は、同一の被検体において心電の周期が一定しないという現象となつて現れることが多い。上記第1、第2の実施形態では心拍が一定の周期を持っている場合には有効であるが、心拍周期が一定しないと、全部の断面で位相が0からnまで全ての位相についての画像データが揃わないことがあり得る。したがってこの場合には、全断面について画像データが揃っている位相までの3次元画像しか形成し得ないこととなる。しかしながら、これでは医師は心臓の検査を受ける被検者に起こりがちな不整脈を観察することが困難で、診断に支障を来すことになる。

【0028】図3はこの第3の実施形態になる超音波診断装置の概略ブロック構成を示す。この実施形態では画像メモリが上記第1、第2の実施形態と比較し約2倍の容量をもって設けられていることと、1断面の位相0から位相nまでの画像データを記憶するバッファメモリ13が画像メモリの前段に設けられていることにある。すなわち、画像メモリは1断面について位相0から位相nまでの断層像を記憶できるメモリを2m個、すなわち断面1から断面mまでを2心拍分(位相0から位相nまでを2周期分)記憶できるように記憶容量を持たせられている。これらのうち1周期分の断層像を記憶する画像メモリ(A)7Aは正常な周期の3次元画像データを記憶するために、そしてもう1周期分分の断層像を記憶する画像メモリ(B)7Bは不整脈が起こった周期の3次元画像データを記憶するために用いられる。バッファメモリ13は計測された心周期が正常周期であるか不整脈の周期であるかをCPU8が判定する期間だけ複数の断層像を保持するためのものである。

【0029】次に、この第3の実施形態における超音波診断装置の動作を説明する。上記第1の実施形態と同様に心電波形計測回路12が心拍のR波を検出すると、CPU8は送信系2、受信系3を動作させ断面1の位相0の超音波走査を開始する。これによって取得された画像データはバッファメモリ13へ記憶される。このバッファメモリ

13へ記憶される画像データには、前記第1の実施形態と同様に位相情報を現わす情報が付与される。その後、拍動の進行とともに断面1について位相1、位相2、...の画像データが順次計測され、バッファメモリ13へ記憶される。ここで不整脈が現れず位相nまで画像データの計測が行われ、心電波形計測回路12が第2心拍を検出すると、CPU8は不整脈が生じなかったと判断し、バッファメモリ13に記憶された複数の画像データを画像メモリ(A)7Aへ出力し、記憶させる。これによって図1に示す画像メモリ7a1, 7a2, ..., 7anへ断面1の位相0から位相nまでの断層像が記憶される。第2心拍の検出とともにCPU8は超音波走査方向を断面2方向へ設定し、再度各位相毎に断層像を計測する。この第2心拍も不整脈を生じず位相nまで画像データの計測が行われ、第3心拍が心電波形計測回路12によって計測されると、第2心拍における断面2の位相0から位相nまでの画像データはバッファメモリ13から読み出され画像メモリ(A)7Aへ記憶される。以後も被検体から不整脈が検出されない場合には拍動の進行とともに心拍毎に断面3から断面mまで、各断面について位相0から位相nまでの断層像が取得され、画像メモリ(A)7Aへ記憶される。

【0030】ここで、例えば第3心拍において不整脈が検出されたとする。この不整脈によって第3心拍の心周期が前の第1、第2心周期よりも短かったと仮定する。すると断面3の超音波走査は位相0から位相nまで計測されず位相0から位相(n-p)までの画像が計測された時点で第4心拍のR波が心電波形計測回路12で計測される。このときCPU8は不整脈が検出されたと判定し、バッファメモリ13に記憶された画像データを断面番号に対応する画像メモリ(B)7B内のメモリ7c1, 7c2, ..., 7c(n-p)へ記憶させる。この不整脈が検出された次の心周期においては超音波走査する断面を更新して断面4について位相0, 位相1, 位相2, ..., 位相nまで順次断層像を計測するとともに、その心周期が正常な心拍であったか否かを判定する。以後、超音波走査を断面を更新しながら実行し断面mまで計測を行う。

【0031】断面mまでの計測が終了した時点で、画像メモリ(A)7A及び画像メモリ(B)7B内の画像データが書き込まれなかったメモリがどれであったかをCPU8に判定させ、それによってどの断面が計測されなかったか、そしてまた、それは正常心周期か不整脈の心周期であったかを判定させる。この判定結果に従って、CPU8は次の第(m+1)心拍以降に画像データが欠落した断面の計測を行うように各ユニットを制御する。例えば、第(m+1)心拍の開始とともに前記第3心拍で不整脈が生じたために計測できなかった断面3の正常な心周期の画像データを計測し、その心周期の各位相の画像データを画像メモリ(A)7A内のメモリ7c1, 7c2, ..., 7cnへ記憶させる。以後の心周期では第(m+1)心拍までに計測のできなかった断面の正常な心周期について画像

計測を行い、ついで不整脈の心周期についての画像データを収集する。

【0032】このようにして、正常な心拍について断面1から断面mまで各断面について各位相の断層像データを画像メモリ(A)7Aへ収集し、また不整脈の心拍について断面1から断面mまで各断面について各位相の断層像データを画像メモリ(B)7Bへ収集する。

【0033】以上の画像データの収集が終了すると、CPU8は画像メモリ(A)7A及び画像メモリ(B)7Bから画像データを読み出し3次元画像形成回路4へ出力する。画像データを受け取った3次元画像形成回路4は、予め視線方向入力器10から視線方向を入力されたCPU8の制御に基いて画像メモリ(A)7Aから出力された画像データによって正常な心拍における心臓を視線方向から見た3次元画像を形成し、また画像メモリ(B)7Bから出力された画像データに基いて不整脈の心拍における心臓を視線方向から見た3次元画像を形成する。

【0034】これらの3次元画像が形成されると、CPU8は2つの3次元画像データを、3次元画像表示メモリ5を介して、2つの3次元画像を別個に、または時系列に連続的にモニタへ表示させるべく出力させる。これによって、2つの3次元画像を別個に、特に画像メモリ(B)7Bに記憶された画像データで形成された3次元画像のみを表示モニタ6へ表示すれば、心臓の不整脈の拍動を動画で観察することができるようになる。また、心臓を視線方向から見た3次元像を正常な心拍と不整脈の心拍との2つの心周期にわたって連続的にモニタ画面へ表示すれば、医師がそれらの2心周期の画像を観察することで正常な心拍と不整脈の心拍との比較が容易に行えるようになり、不整脈の原因追求が可能となる。

【0035】以上の説明では、不整脈の心拍はどれも時間の経過とともに同位相の波形が現れるものとの仮定で説明しているが、不整脈同志には位相の乱れが生ずることも当然にあり得る。したがって、断面毎に異なる心周期で計測した画像から3次元画像を形成すると、臓器の動きが断面毎にずれてスムーズな臓器の動きが表示されないことが想定される。そこで、本実施形態には不整脈の心拍における臓器の運動をあたかも1心拍内に計測したようにスムーズな動きで表示させるために、CPU8による心電波形の観測をより細かく行い、R波とR波間の特徴的波形、例えばS, T, U, Pの一つまたは複数を捕捉し、画像メモリ(B)7Bをそれに合わせて用いるようにするとともに、画像補間を行う補間部14が設けられている。この補間部14は図3に示すように、補間回路14aと補間制御回路14bとから構成される。これらのうち補間回路14aは画像メモリ(B)7Bから読み出された複数の画像データを用いて補間演算を行い補間画像データを生成するもの、また補間制御回路14bは画像メモリ(B)7Bに記憶された画像データのうち、他の断面の画像データ数に比較して特に画像データ数(断層像

の数)の異なる断面を特定し、その特定断面の画像データの欠落した位相を挟んだ2つの画像データを補間回路14aへ出力するものである。

【0036】ここで、断面*i*が他の断面と比較し画像データ数が少なく、かつ位相*k*の画像データが欠落していると補間制御回路14bが判定したとする。この場合、補間制御回路14bは、画像メモリ(B)7Bから断面*i*における位相(*k*-1)と位相(*k*+1)の画像データを読み出し補間回路14aへ出力する。これらの画像データを受け取った補間回路14aは、位相(*k*-1)と位相(*k*+1)の中間にある位相*k*の画像データを補間演算によって求める。この補間演算には2つの画像にそれぞれの重み係数0.5を掛けて加算する重み付け加算が用いられる。そして、求められた位相*k*における画像データは画像メモリ(B)7Bの位相*k*に対応するメモリ領域へ記憶され、不整脈の心拍における3次元画像の形成に供される。これによって、不整脈の心拍における心臓の動きが全断面でスムーズに3次元画像化され表示されるようになる。なお、画像の欠落が2つの位相間またはそれ以上に渡って生じたケースでは両隣の画像へ付与する重み係数を変えて対応することが可能である。

【0037】

【発明の効果】以上述べたように、本発明の超音波診断装置によれば、被検体内の運動する臓器を3次元超音波画像で観察することができるようになる。また、本発明*

*の超音波診断装置によれば、被検体内の心臓の正常な拍動と不整脈時の拍動とを3次元画像によって比較観察することができるようになる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の第1の実施形態による超音波診断装置のブロック図。

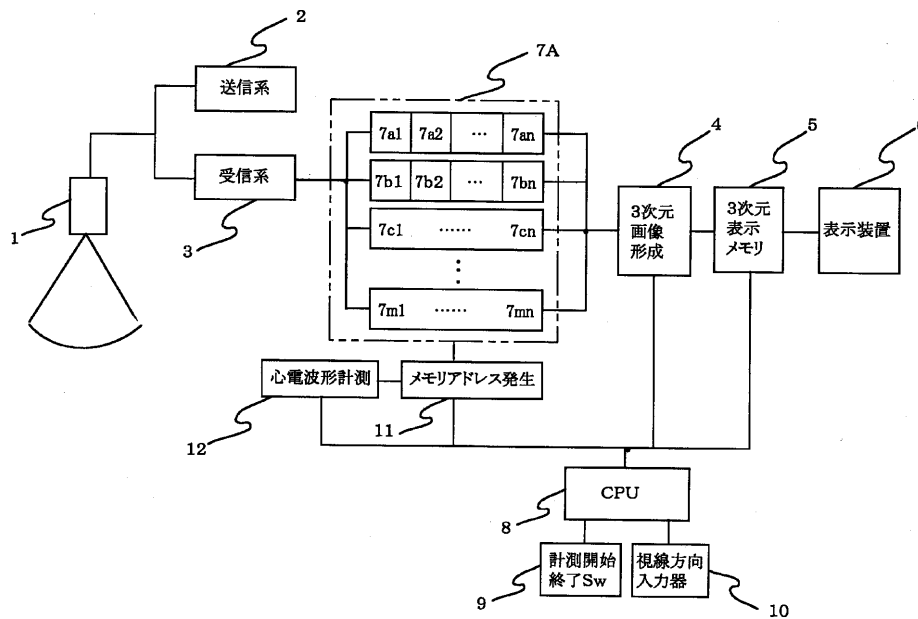
【図2】被検体の検査対象部位を3次元超音波走査する概念を示す図。

【図3】本発明の第2の実施形態による超音波診断装置のブロック図。

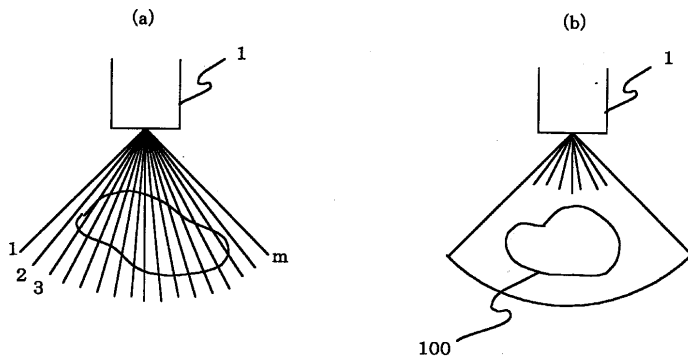
【符号の説明】

- 1...探触子
- 2...送信系
- 3...受信系
- 4...3次元画像形成回路
- 5...3次元表示メモリ
- 6...表示モニタ
- 7A, 7B...画像メモリ
- 8...CPU
- 9...計測開始終了スイッチ
- 10...視線方向入力器
- 11...メモリアドレス発生器
- 12...心電波形計測回路
- 13...バッファメモリ
- 100...検査対象部位

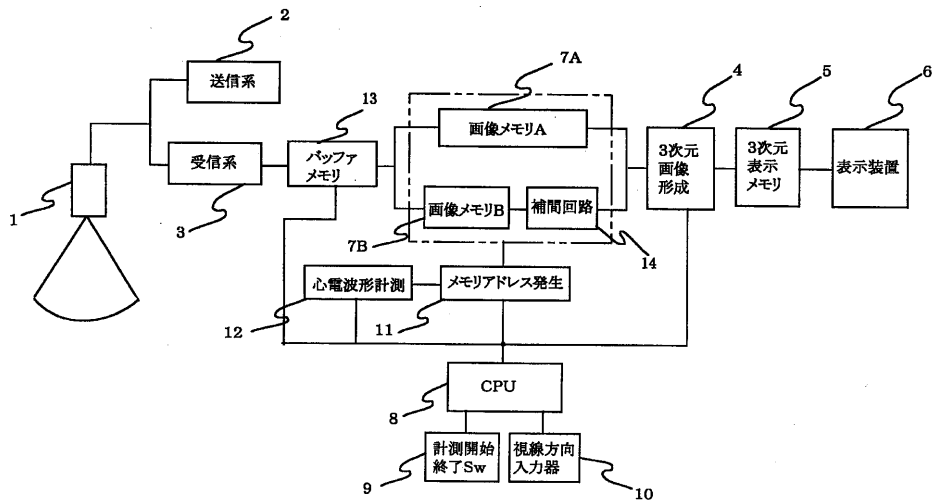
【図1】



【図2】



【図3】



专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2002336255A	公开(公告)日	2002-11-26
申请号	JP2001142833	申请日	2001-05-14
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立メディコ		
[标]发明人	玉野 聡		
发明人	玉野 聡		
IPC分类号	A61B8/08		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C301/BB02 4C301/BB13 4C301/DD07 4C301/EE20 4C301/FF28 4C301/JB50 4C301/JC01 4C301/KK16 4C301/LL02 4C601/BB03 4C601/BB23 4C601/DD05 4C601/DD15 4C601/EE30 4C601/FF08 4C601/JB60 4C601/JC01 4C601/JC25 4C601/KK21 4C601/KK39 4C601/LL01 4C601/LL02		
其他公开文献	JP4672176B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：为了能够在三维运动图像中观察快速移动的人体器官（例如心脏）的正常搏动和/或心律不齐。解决方案：当从心电图波形测量电路12的输出信号中检测到R波时，CPU 8控制发射系统2和接收系统，以使超声波束被探头1覆盖以覆盖对象的运动器官。扫描多个横截面。在一个心跳周期中，随着多个截面之一上的脉动的进行而重复地执行超声波扫描，并且将获得的断层图像数据与附加了心电波形的相位信息一起存储在图像存储器7A中。此后，针对每个心跳更新该部分，存储相同的测量值和图像数据，并且当针对所有部分获取图像数据时，从图像存储器7A读取图像数据，并且所有部分的心电图相位相同的图像通过用三维图像形成电路4形成从视线方向输入装置10输入的，从视线方向观察的三维图像，将它们经由三维显示存储器5显示在显示监视器6上，以便能够观察到心脏的三维运动图像。

