

(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2006-167450  
(P2006-167450A)

(43) 公開日 平成18年6月29日(2006.6.29)

(51) Int. Cl. F I テーマコード (参考)  
**A 6 1 B 8/00 (2006.01)** A 6 1 B 8/00 4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 12 O L (全 10 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2005-348168 (P2005-348168)                  (22) 出願日 平成17年12月1日 (2005.12.1)                  (31) 優先権主張番号 04106451.0                  (32) 優先日 平成16年12月10日 (2004.12.10)                  (33) 優先権主張国 欧州特許庁 (EP)</p>	<p>(71) 出願人 593194476                  アグフアーゲヴェルト, ナームローゼ・フ                  エンノートシヤツプ                  ベルギー・ビー2640モルトセル・セブ                  テストラート27                  (74) 代理人 100060782                  弁理士 小田島 平吉                  (72) 発明者 ヘルマン・バン・グーベルゲン                  ベルギー・ビー2640モルトセル・セブ                  テストラート27・アグフアーゲヴェルト                  内                  Fターム(参考) 4C601 DD15 EE09 EE11 FF08 JC21                  KK36 KK37 LL10</p>
--	--

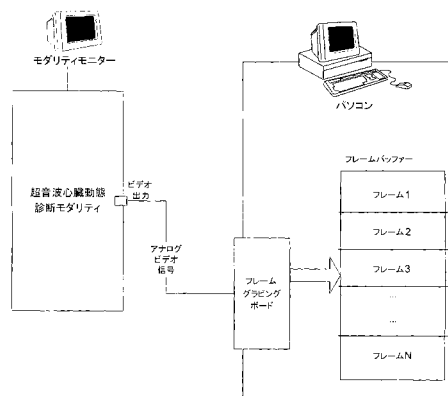
(54) 【発明の名称】 超音波心臓動態画像のランの部分の選定方法

(57) 【要約】

【課題】 超音波心臓動態診断画像のランの部分を選定する。

【解決手段】 超音波心臓動態診断画像のランに相当する心電図が獲得されかつ超音波心臓動態診断画像の前記ランと同時に表示されるシステムにおいて、表示された心電図のデジタル信号表現からデータが導き出され、そしてこれらデータが画像のランの前記部分を同定するために使用される。

【選択図】 図1



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

超音波心臓動態診断画像のランに相当する心電図が獲得されかつ超音波心臓動態診断画像の前記ランと同時に表示されるシステムにおいて超音波心臓動態診断画像のランの部分を選定する方法であって、

表示された心電図のデジタル信号表現からデータが導き出され、前記データが画像のランの前記部分を同定するために使用されることを特徴とする方法。

## 【請求項 2】

与えられた獲得モードに対して、超音波心臓動態診断画像のランの前記部分の始点が、対応した心電図から導かれた前記データ的手段により決定される請求項 1 による方法。 10

## 【請求項 3】

超音波心臓動態診断画像獲得装置のビデオ出力が、超音波心臓動態診断画像及び相当する心電図 ( E C G ) 画像のプロットよりなる多数のフレーム画像を生むフレームグラビング演算を受け、更に

E C G 画像の前記デジタル信号表現が少なくとも 1 個の前記フレーム画像から抽出される請求項 1 による方法。

## 【請求項 4】

E C G 画像の前記信号表現が、少なくとも 1 個のフレーム画像におけるカラークラスター演算の実行により及び前記フレーム画像の各画素についてこれが前記 E C G の画像に属するカラークラスターの部分であるか否を決定することにより抽出される請求項 3 による方法。 20

## 【請求項 5】

基線が前記 E C G 画像の前記信号表現から除かれる請求項 3 による方法。

## 【請求項 6】

E C G 画像のスクロール速度が前記フレーム画像の連鎖から導かれる請求項 3 による方法。

## 【請求項 7】

静的な E C G プロットが、前記スクロール速度を考慮して取られた少なくとも 2 個の画像フレームから抽出された E C G 画像のデジタル信号表現から再構成される請求項 3 による方法。 30

## 【請求項 8】

E C G の信号表現において失われた値が、近傍の E C G 信号値間の内挿により得られた値で満たされる請求項 7 による方法。

## 【請求項 9】

超音波心臓動態診断の応用において評価される心臓の心拍周期が、  
 - E C G 画像のデジタル信号表現をデルタアレイに変換しこれにより  $\Delta [ i ] = E C G [ i ] - E C G [ i - 1 ]$ 、これにより E C G [ ] が E C G 信号値を表し、  
 - 心拍周期の近似値に等しい距離だけ間隔を空けて前記デルタアレイに続けて入るブロック間の適合を評価し、  
 - 最適適合を生む周期を選択することにより得られる請求項 3 による方法。 40

## 【請求項 10】

心拍周期に相当する E C G 信号表現内の特定の相の位置が決定される請求項 3 による方法。

## 【請求項 11】

特定の相の前記位置が、E C G 信号における R ピークの位置である請求項 10 による方法。

## 【請求項 12】

特定の相の前記位置が、フレームのランの前記部分の始点を決定する請求項 10 による 50

方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波心臓動態診断の応用における一連の画像（「ラン」とも呼ばれる）の部分を選定する方法に関する。この方法は、対応した心電図が画像のランと同時に表示される超音波心臓動態診断の応用に適用することができる。

【0002】

ランの選定された部分は、これをDICOM書式に変換し、保管し、表示するなどができる。

【背景技術】

【0003】

超音波振動動態診断は、心臓及び潜在的な診断上の問題を検査するために使用される非侵襲性処置である。

【0004】

診断用の超音波はパルス化された高周波（ $> 20,000$  Hz）の音波であり、これは身体組織から反射されて戻り、超音波器械により特性画像を作るように処理される。定められた集中した超音波が変換器から放射され、この変換器は受信器としても作用する。超音波はある特定の方向を狙うことができ、そして反射、伝達及び屈折に関しては幾何光学の諸法則に従う。超音波がエコー発生性の異なる界面に遭遇すると、超音波は反射され、屈折され、及び吸収される。反射された音波（エコー）のみが変換器により検知され、処理される。変換器は、99%以上の時間、受信器として作動する。

【0005】

通常、超音波心臓動態診断モダリティ（modality）のスクリーン上に表示された動いている超音波心臓動態画像は患者の検査中にデジタル化される。このランの部分をDICOM書式に変換すること及びDICOM画像を保管することは通常の処理である。

【0006】

作業の流れに応じて、多くの異なった画像のランの獲得方法を定めることができ。これらのモードは、ビデオデータの獲得の開始時及び停止時を特定する。例えば、ボタンを作動させた後に幾つか（例えば3個）の心拍を獲得し、或いはボタンが作動されるまで継続して獲得し、次いで少なくとも完全な2心拍を記憶するなどである。

【0007】

これらの作業の流れにおいて、画像の記憶されたラン又はランの部分（例えば2心拍）をループ状で繰り返し再生し、これによりディスプレイスクリーン上に連続して脈打っている心臓の錯覚像を作ることがしばしば要求される。再生中の表示された画像の流れ中の急激な飛越は避けるべきである。

【0008】

通常、患者の心拍サイクルのある特定の相において電気パルスを作る超音波心臓動態診断モダリティにより提供される外部トリガが、ビデオの流れのデジタル化を開始し又は停止させるため或いはデジタル化されたランの部分を記憶させることを決定するための信号として使用される。

【0009】

これまで以下の出版物が知られている。

【0010】

特許文献1（SKYBA DANNY M ほか）；各が生理的周期波形における同一の点を表している一連の超音波画像を自動的に作るためのシステム及び方法。

【0011】

特許文献2（SELZER ROBERT H ほか）；超音波画像の獲得及び多フレームデータ処理のための分割スクリーン表示方法及び標準化された方法。

【0012】

10

20

30

40

50

特許文献 3 (KRISHNAMURTHY SURESE B 外) : 医療診断用超音波ストリーミング応用に対する超音波データの実時間ストリーミングのためのシステム及び方法。

【0013】

特許文献 4 (CRITON ALINE LAURE ほか) : 超音波診断画像における歪み率の解析。

【0014】

特許文献 5 (WOOD ANDRW J ほか) : 医療診断用超音波システム及び方法。

【0015】

特許文献 6 (STROMMER GEAR M ほか) : 動いている器官及び体内ナビゲーションの実時間による量的 3次元画像再構成のための方法及び装置。

【特許文献 1】米国特願第 2004/066389 A1号 明細書

10

【特許文献 2】米国特願第 2004/116813 A1号 明細書

【特許文献 3】米国特許第 6733449 B1号 明細書

【特許文献 4】米国特願第 2002/072674 A1号 明細書

【特許文献 5】米国特許第 6561979 B1号 明細書

【特許文献 6】米国特願第 2002/049375 A1号 明細書

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0016】

この通常の方法には以下の欠点がある :

- デジタル化用の設備と超音波心臓動態診断モダリティとの間の物理的接続が必要である。かかる要求は設置を複雑にしかつ電気遮蔽及び安全問題を生ずることがある。

20

【0017】

- 更に、全てではないがモダリティがかかる同期信号を提供し又はこれを外部に提供せず、このため装置部品を外すことが要求されることがある。

【0018】

モダリティ外の同期信号が利用できる場合でも、コネクタの形式及び信号レベルが特定形式のモダリティに専用とされるため、同様に、異なった形式に対する異なった接続用キットが必要である。

【0019】

従来技術のこの欠点を克服する超音波心臓動態診断画像のランの部分を選定する方法を提供することが本発明の一態様である。

30

【課題を解決するための手段】

【0020】

上述の態様は、請求項 1 に説明された特別の特徴を有する方法により具体化される。本発明の好ましい実施例についての特別な特徴は従属請求項において述べられる。

【0021】

本発明の更なる特徴及び実施例が、以下の説明及び図面より明らかになるであろう。

【0022】

本発明により、画像のランの一部を同定するために使用されるデータは、動いている超音波心臓動態診断画像と同時に表示された患者の心電図データのデジタル化された画像から導かれる。

40

【発明を実施するための最良の形態】

【0023】

本発明及びその好ましい実施例が付属図面を参照し以下説明されるであろう。

【0024】

図 1 は、超音波心臓動態診断モダリティ及び心電図を表示し得る組み合わせられたモニターを示す。本発明は、患者の実際の超音波心臓動態画像に加えて患者の心電図を表示できる超音波心臓動態診断モダリティに応用することができる。

【0025】

超音波心臓動態診断モダリティはビデオ出力コネクタを有し、これはパソコンに結合

50

されたフレームグラバースタックの入力に接続することができる。フレームグラバースタックが超音波心臓動態診断モダリティのアナログビデオ出力信号から連続したフレームを獲得しかつデジタル化する。デジタル化されたフレーム画像の番号であるフレーム 1 ... フレーム N で示されるフレームグラバースタックの出力は、フレームバッファ内にビットマップとして記憶することができる。

【0026】

本発明の文脈においては、これらフレーム画像の各は、少なくとも超音波心臓動態画像のある 1 ランの画像及び検査される心臓の心電図プロットの対応部分よりなる。

【0027】

本発明により、超音波心臓動態画像と同時に表示される対応した心電図に属する信号が、複合画像信号（エコーデータと心電図データ）から分離されそして解析される。 10

【0028】

心電図信号又は少なくともこの信号から導き出されたデータが、次いで超音波心臓動態画像の画像フレームのランの部分を選ぶ過程で同期用信号として使用される。

【0029】

通常、超音波心臓動態画像はディスプレイスクリーンの中央にあり、そして心電図プロットは、これが超音波画像の詳細を多く隠すことの無いようにスクリーンの頂部又は底部にある。

【0030】

心電図プロットは、通常、背景として心電図画像を使用している対比色（多くは緑色）で描かれる。心電図プロットは、通常は分離した専用の中立色のウィンドウには表示されない。これが、エコーデータから心電図データを分離することを容易にするであろう。 20

【0031】

心電図プロットは水平方向で右から左にスクロールし、従って最新の心電図データはプロットの右端に描かれ、より古いデータは左に移動される。

【0032】

モダリティは、オペレーターに以下を提供する：

- 心電図プロットの表示の可能 / 不可能、
- 心電図がプロットされるスクリーン上の位置の制御（頂部 / 底部）、
- 心電図プロットの垂直方向の尺度の変更（表示される振幅）
- （任意の時刻にスクリーン上で何秒間の心電図を見ることができるかを決定する時間尺度であり又はスクロール速度に影響する）心電図プロットの水平方向の尺度の変更。 30

【0033】

特定のモダリティにおける心電図プロットの表現についての幾つかの情報は設置時に与えることができるが、情報の大部分は、画像のランが獲得されたときに画像から抽出されるであろう。

【0034】

この目的で、心電図画像から同期情報を得るために、ビデオデータ（保管しようとするものより多数のデータ）の流れを獲得し、解析しなければならない。次に、使用者により選択された（例えば 2 心拍に相当する画像を記憶することを要する）獲得モードに従って、画像のランの捨てられるであろう部分と保持されて例えば DICOM に変換されそして例えば保管されるであろう部分とを決定しなければならない。 40

【0035】

患者の心電図についての情報を得る過程は次の諸段階で準備される。

【0036】

- (a) 心電図プロット画像の色及び一般的な位置の決定
- (b) 表示された画像内の心電図プロットの正確な位置の決定
- (c) 心電図プロットの基線の除去
- (d) 心電図プロットのスクロール速度の判定
- (e) 静的心電図プロットの再構成 50

( f ) 心電図データの処理

( g ) 心拍周期の決定

( h ) 心拍周期内の特定な位相の位置の決定。

( a ) まず、心電図プロットと心臓エコー図の画像との複合画像内の心電図プロットの位置が決定される。

【 0 0 3 7 】

スクリーン上の心電図プロットの色又は一般的な位置は与えられたモダリティにおいてしばしば変化するが、これと異なり、この第 1 の段階は、通常は、画像獲得システムの設置時又は構成時にのみ行われる。

【 0 0 3 8 】

設置者は、心電図プロットの色は ( 緑、青、黄... )、及び ( スクリーンの他の部分にこの色が使用された場合は心電図プロットは ( 上半分、下半分、... ) に置かれる、と大まかに示すであろう。

【 0 0 3 9 】

フレーム像のデジタル信号再現 ( ビットマップ ) が考慮され、そしてフレームの心電図の部分内で画像のカラークラスター化が行われる。これにより、多数の明瞭なカラークラスターができるであろう。設置者により指示された心電図プロットの色に最も近い平均色を有するクラスターが選定される。

【 0 0 4 0 】

次いで、このクラスターの平均色が心電図カラーとして採用され、そしてこのクラスターの ( R B G 空間におけるディメンジョン ( dimension ) が記憶される。このとき以降、ある画素が心電図プロットの部分であるか否かを試験するために、その画素の R G B 値がクラスター内にあるか否かが検証される。

【 0 0 4 1 】

これが、心電図プロットの色を決定するための最も基本的な方法である。より対話性の大きいユーザーインターフェースを利用できる場合は、設置者は指示装置を使用して心電図プロットを指示し、そしてこれを使用し、心電図の色を決定するために入力してデジタル化された画像を表示することが好ましいであろう。

( b ) 次の段階において、ディスプレイスクリーン上の心電図プロットの正確な位置が決定される。

【 0 0 4 2 】

スクリーン上の心電図プロットの位置は、獲得された画像のランの解析により決定される。

【 0 0 4 3 】

限定された数の心電図プロットを囲む長方形の位置と寸法とを見いだすために、限定数のフレーム画像が選定される。これらのフレーム画像は、獲得されたランを通じて等間隔に置かれることが好ましい。各フレーム画像について、内部に心電図カラーの画素がある長方形が計算される。次いで、これら長方形のすべてが、最終的にこれらすべてを囲む 1 個の長方形に組み合わせられる。この区域は心電図長方形と呼ばれる。

【 0 0 4 4 】

心電図プロットの高さを小さく見積もることのないように、ラン全体にわたる多数のフレーム画像が観察される。患者の心電図の振幅が小さい期間中の心電図データを含んだ 1 個の画像が使用された場合は、長方形は十分な高さを持たないであろう。これは多数の画像を評価することにより回避される。

( c ) この段階において心電図プロットの基線が除かれる。

【 0 0 4 5 】

表示された心電図プロットは、( 0 レベルにおいて ) これを通過して走っている水平線を有することがある。この線は心電図カラーで引かれるが、これは患者の心電図データの一部ではなく、これがあつた場合はこれを除去することが必要である。

【 0 0 4 6 】

10

20

30

40

50

(太さが1画素より大きいことがある)基線を検知するために、デジタル化されたランからフレーム画像が取られる。この画像の心電図長方形内で、長方形の幅の全部(又は少なくとも98%以上)を横切って走る心電図カラーで引かれた水平線を探す。かかる線の垂直方向位置が決定される。

【0047】

次いで、そのランの別のフレーム画像に対してこの手順が繰り返される。

【0048】

両方の画像について共通にマークされた水平線が、考えられたプロット基線でありそしてこれらの位置が記憶される。

【0049】

今や、心電図プロットの部分である画素を検出するために必要な要素のすべてが決定された。心電図プロットの画素が心電図長方形の中に置かれ、これらは設置時に指示された心電図カラーに近い色を有し、そして心電図基線上の画素は心電図プロットの部分ではない。

(d) 次の段階において心電図プロットのスクロール速度が決定される。

【0050】

スクロール速度は、表示された画像当たりの左にスクロールされる画素数で表すことができる。

【0051】

以下の説明においては、獲得された画像のランがN個の画像を含むとする。最後に獲得された画像をフレーム画像N、最後の前の画像をフレーム画像N-1と呼ぶこととする。

【0052】

手順は以下のとおりである。

【0053】

ランの最後のフレーム画像Nから開始する。この画像の心電図プロット画素を位置決める。

【0054】

画像N-4について繰り返す。

【0055】

双方の画像からの心電図データを重ね、例えば画素の相関により、これらの画像間の適合度を判定する。

【0056】

この手順を繰り返すがこのとき、N-4画像からの心電図データを左に1画素移動させる。画像間の適合度を判定する。

【0057】

2画素移動して再び繰り返す。以下同様である。

【0058】

最後に、最適を形成する画素移動を選定する。

【0059】

画像N-4とNとの間で心電図が何画素分だけ左に移動したかが知られる。

【0060】

測定値を確かめるために画像N及び画像N-8についてこの比較手順が繰り返される：この画素移動は約2倍に大きくすべきである。

【0061】

精度を改良するために、追加の段階が行われる。測定された画素の移動が、(心電図長方形の半分)以上の大距離を横切って心電図データを移動させるために、適時に何個の画像を戻すことが必要かを計算するために使用される。この画像数は、Dと呼ばれるであろう。比較手順が、画像N及び画像N-Dについて繰り返される。心電図長方形の幅の(約)半分の画素移動が見いだされるであろう。

【0062】

10

20

30

40

50

これが、初期の測定値を確認しかつ精度を改良するであろう：速度は画素の整数であることは必要なく、もしすべての計算が画像NとN-4との間の比較に基づいたものであったなら、大きな画像距離に対しては不正確が累積するであろう。

【0063】

以上の番号N-2、N-4などは、本発明を限定することを意味せず、その他の番号もまた適用可能である。

(e) この段階において静的な心電図プロットが再構成される。

【0064】

画像Nに属する心電図長方形内の心電図データと画像N-Dに属する心電図長方形内の心電図データとを一緒に張り付けることにより静的な心電図プロットが再構成される。これら2個の心電図長方形は、長方形の幅の半分の距離だけ重なる。この重なりは、画像が正確に整列されたことを検証するために使用される。

10

【0065】

スクロール速度が完全に正確でない場合に完全な適合を得るために一方の長方形を数画素分左に又は右に移動することが必要なことがある。

【0066】

次いで、完全かつ静的な再現が得られ、これが心電図の全スクリーンを横切ってスクロールされ同時に画像フレームが獲得されるまで、この手順が画像N-2Dなどについて繰り返される。これにより非常に広いビットマップが得られる。

【0067】

さて、このビットマップの各コラムについて最も上の心電図画素が探される。この方法において、ビットマップは増幅された心電図の値に変換される。

20

【0068】

これらの値は、オリジナルの心電図信号が採取されたときに得られた値と同様である。

【0069】

心電図の資料採取の頻度も計算することができる。

【0070】

新しい心電図資料が画像当たり何個スクリーン上にスクロールされたかが知られ(スクロール速度が計算され)更にこれはビデオ信号をデジタル化するために使用されたビデオパラメータからも知られるため、毎秒何個の画像が表示されるかが知られる。

30

【0071】

これが、心電図プロットの正確な時間スケールを提供する。

(f) 次の段階において、信号中の偶然のギャップの場合における心電図データが処理される。

心電図プロット内にギャップのあることがある。即ち、ある場所においてプロットが連続線ではなく一連の不連続ドットである。これらギャップは幾つかの起因を持つ：

- これらは、組み合わせになっているアーチファクトであり得る。
- これらは、診断モダリティによる心電図プロットの水平方向のスケーリングにより生ずる可能性がある。
- これらは、スケーリング高さ以上に伸びる心電図プロットの急な高いピーク又は谷により生ずる可能性がある(心電図長方形を計算するアルゴリズムにより心電図プロットの高さが過小評価されたときに同じ効果が発生する可能性がある)。
- これらは、心電図プロットが除去された基線と一致する区域において発生する可能性がある。

40

【0072】

構成された心電図-振幅アレイについては、これは、あるアレイ全部が空であろうことを意味する。これら未知の値は、既知の近傍の心電図振幅間の内挿により得られる値で満たされる。

【0073】

心電図におけるピークを検出するために、絶対振幅は重要では無いが、連続した振幅間

50

の差は重要である。このため、心電図アレイがデルタアレイ (delta array) に変換される。

$$\text{delta}[i] = \text{ECG}[i] - \text{ECG}[i - 1]$$

(g) 次の段階において心拍周期が決定される。

【0074】

一般に、一つの心拍の構造と次の心拍の構造とはかなり似ている。

【0075】

デルタアレイの終わりに連続して入ったブロックが取り上げられ、そしてデルタアレイのこれまでの平均的で正常なほぼ1心拍の同じ幅のブロックと比較され、更に例えば相関手順によりブロックがうまく適合するかが計算される。

10

【0076】

この手順は、2ブロック間の距離を最小から最大の可能な心拍周期の範囲を変動させつつ繰り返される。次いで、最良の適合を作るブロック距離が選ばれる。この距離は、患者の心拍の周期に相当する。(前の手順においては、ブロックの幅が可能な最大の心拍周期に相当する。)

測定値を確かめるために、デルタアレイの初期部分における手順が繰り返される。広く変化している測定値が得られた(連続した心拍間の差が1/10心拍より大きい)場合は、心電図の同期検出が失敗したと結論付けられる。これらが同様である場合は、平均周期を計算する。この平均周期が患者の心拍周期である。

(h) 最後に心拍周期内のある特定の相の位置が決定される。

20

【0077】

心拍周期内のある特定の相の位置を決定するために、Rピークが使用される。心電図の振幅は、Rピークの位置においてピーク値を示し、そしてこれに続く非常に急速な低下がある。

【0078】

Rピークの位置を見いだすために、1心拍の幅のデルタアレイの最後の部分が考えられ、そしてこの部分内で最大の落ちている縁が選ばれる。この落ちている縁の出発点がRピークに相当する。

【0079】

以前のRピークは、ダアレイ内の1心拍を逆に動かして、最後のRピークのまわりを中心とするデルタアレイのブロックと終わりから2番目のRピークの有り得る位置の近くのデルタ値とを比較し、そしてブロックが最良に適合する位置を選び再び微細に同調することにより見いだされた。(ここでは、1/8心拍のブロック幅を使用する)。これらの前に、Rピークを検出するために、この手順が繰り返される。

30

【0080】

心電図のスクロール速度は既知であるため、デルタアレイ内のRピークの位置から画像の番号に戻り計算することができりる。この場合、Rピークは心電図プロットの丁度右端に見ることができる。

【0081】

この情報を使用して、使用者により選ばれた獲得モードに依存した画像のランの放棄すべき部分及び記憶すべき部分を決定することができる。

40

【0082】

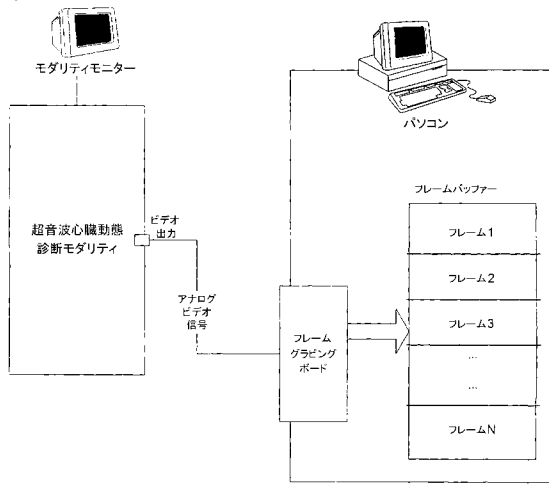
本発明の好ましい実施例が詳細に説明されたが、本技術熟練者には、特許請求の範囲に定められた本発明の限界から離れることなく多くの変更をなし得ることが明らかであろう。

【図面の簡単な説明】

【0083】

【図1】本発明を応用し得る応用例を示す。

【図1】



专利名称(译)	选择超声心脏动态图像部分运行的方法		
公开(公告)号	<a href="#">JP2006167450A</a>	公开(公告)日	2006-06-29
申请号	JP2005348168	申请日	2005-12-01
申请(专利权)人(译)	爱克发 - 吉华, Namuroze和非日元纸币施家伙翻牌		
[标]发明人	ヘルマンバンゲーベルゲン		
发明人	ヘルマン・バン・ゲーベルゲン		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/0883 A61B5/0456 A61B8/08 A61B8/14 A61B8/463		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/DD15 4C601/EE09 4C601/EE11 4C601/FF08 4C601/JC21 4C601/KK36 4C601/KK37 4C601/LL10		
优先权	2004106451 2004-12-10 EP		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

解决的问题：选择超声心动图图像的行程部分。在其中获取与一系列超声心动图图像相对应的心电图并与该系列超声心动图同时显示的系统中，从显示的心电图的数字信号表示中导出数据。并且这些数据用于标识图像运行的部分。[选型图]图1

