

(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2006-297102

(P2006-297102A)

(43) 公開日 平成18年11月2日(2006.11.2)

(51) Int.CI.

A 61 B 6/00 (2006.01)

F 1

A 61 B 6/00 350 C
A 61 B 6/00 331 A

テーマコード(参考)

4 C 0 9 3

審査請求 未請求 請求項の数 22 O L (全 17 頁)

(21) 出願番号 特願2006-115543 (P2006-115543)
 (22) 出願日 平成18年4月19日 (2006.4.19)
 (31) 優先権主張番号 102005018327.1
 (32) 優先日 平成17年4月20日 (2005.4.20)
 (33) 優先権主張国 ドイツ(DE)

(71) 出願人 390039413
 シーメンス アクチエンゲゼルシャフト
 S i e m e n s A k t i e n g e s e l l
 I s c h a f t
 ドイツ連邦共和国 D-80333 ミュ
 ンヘン ヴィッテルスバッハ-プラッツ
 2
 W i t t e l s b a c h e r p l a z t
 2, D-80333 M u e n c h e n
 , G e r m a n y
 (74) 代理人 100075166
 弁理士 山口 嶽

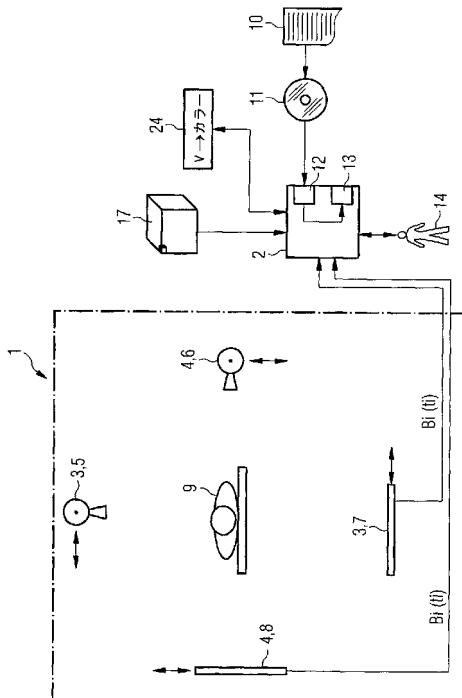
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】コンピュータの作動方法、医用画像化装置の作動方法、医用画像化装置およびデータ担体ならびにコンピュータ

(57) 【要約】

【課題】血管系の区間を正確に求めることができ、その区間を通流するのに要する時間間隔の検出を改善する。
 【解決手段】コンピュータ2に、血管系を空間内で記述するデータセット17が予め与えられる。血管系の区間が選択される。血管系を空間内で記述するデータセット17に基づいて、コンピュータ2が選択された区間の長さを算出する。コンピュータ2に、血管系の画像Biのシーケンスが予め与えられる。各画像Biに時点tiが割り付けられている。シーケンスのそれぞれ1つの画像Biが開始画像としておよび停止画像として規定される。選択された区間の長さと開始画像および停止画像に割り付けられた時点tiとに基づいて、コンピュータ2が速度を算出し、この速度を、選択された区間と一緒に使用者14に出力する。

【選択図】図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

コンピュータ(2)に、血管系を空間内で記述するデータセット(17)が予め与えられ、

血管系において始端(18)および終端(20)を有する1つの区間(19)が選択され、

コンピュータ(2)が、血管系を空間内で記述するデータセット(17)に基づいて、選択された区間(19)の長さ(1)を算出し、

コンピュータ(2)に、血管系の画像(Bi)のシーケンスが予め与えられ、

各画像(Bi)に時点(ti)が割り付けられ、

シーケンスのそれぞれ1つの画像(Bi)が開始画像としておよび停止画像として規定され、

コンピュータ(2)が、選択された区間(19)の長さ(1)と開始画像および停止画像に割り付けられた時点(ti)に基づいて速度(v)を求め、

コンピュータ(2)が、速度(v)を、選択された区間(19)と一緒に使用者(14)に出力する

ことを特徴とするコンピュータの作動方法。

【請求項 2】

少なくとも始端(18)がコンピュータ(2)に使用者(14)から予め与えられることを特徴とする請求項1記載の作動方法。

【請求項 3】

終端(20)がコンピュータ(2)によって自動的に決定されることを特徴とする請求項2記載の作動方法。

【請求項 4】

終端(20)がコンピュータ(2)に使用者(14)から同様に予め与えられることを特徴とする請求項1又は2記載の作動方法。

【請求項 5】

コンピュータ(2)が血管系の画像(Bi)を検出するための撮影装置(1)と協働し、コンピュータ(2)が、撮影装置(1)を区間(19)または区間(19)を含む血管領域(16)の選択に基づいて自動的に選択特有に駆動し、および/または撮影装置(1)を設定するための選択特有の指示を使用者(14)に予め与えることを特徴とする請求項1乃至4の1つに記載の作動方法。

【請求項 6】

コンピュータ(2)が、求められた速度(v)に割り当てられたカラーを求める、選択された区間(19)をこのカラーで表示装置(15)に表示することを特徴とする請求項1乃至5の1つに記載の作動方法。

【請求項 7】

画像(Bi)のシーケンスが、選択された区間(19)内への造影剤の流入および/または選択された区間(19)からの造影剤の流出を表示することを特徴とする請求項1乃至6の1つに記載の作動方法。

【請求項 8】

開始画像および停止画像が使用者(14)によって選択されることを特徴とする請求項1乃至7の1つに記載の作動方法。

【請求項 9】

開始画像および停止画像がコンピュータ(2)によって自動的に選択されることを特徴とする請求項1乃至8の1つに記載の作動方法。

【請求項 10】

コンピュータ(2)が、シーケンスの各画像(Bi)についてそれぞれの画像(Bi)に基づいて、選択された区間(19)の始端(18)で造影剤が占める始端断面積(A)を求め、

10

20

30

40

50

コンピュータ(2)が、シーケンスの各画像(B_i)についてそれぞれの画像(B_i)に基づいて、選択された区間(19)の終端(20)で造影剤が占める終端断面積(E)を求め、

コンピュータ(2)が画像(B_i)に始端断面積(A)および終端断面積(E)を割り付けることによって、開始画像が始端断面積(A)に基づいて決定可能になりかつ停止画像が終端断面積(E)に基づいて決定可能になることを特徴とする請求項7乃至9の1つに記載の作動方法。

【請求項11】

開始画像は、画像(B_i)のシーケンスにおいて或る画像(B_i)以降からは始端断面積(A)が更には増大しない当該画像(B_i)に基づいて決定され、

停止画像は、画像(B_i)のシーケンスにおいて或る画像(B_i)以降からは終端断面積(E)が更には増大しない当該画像(B_i)に基づいて決定されることを特徴とする請求項10記載の作動方法。

【請求項12】

開始画像は、画像(B_i)のシーケンスにおいて或る画像(B_i)以降からは始端断面積(A)が再び減少する当該画像(B_i)に基づいて決定され、

停止画像は、画像(B_i)のシーケンスにおいて或る画像(B_i)以降からは終端断面積(E)が再び減少する当該画像(B_i)に基づいて決定されることを特徴とする請求項10記載の作動方法。

【請求項13】

コンピュータ(2)が画像(B_i)内に始端線(22)および終端線(23)を決定し、始端線(22)が選択された区間(19)の始端(18)で血管系を垂直に切断し、終端線(23)が選択された区間(19)の終端(20)で血管系を垂直に切断し、始端断面積(A)が始端線(22)を利用して決定され、終端断面積(E)が終端線(23)を利用して決定されることを特徴とする請求項10乃至12の1つに記載の作動方法。

【請求項14】

血管系を空間内で記述するデータセットが、血管系の同一時相で検出された血管系の複数の投影からなることを特徴とする請求項1乃至13の1つに記載の作動方法。

【請求項15】

血管系を空間内で記述するデータセット(17)がボリュームデータセット(17)であることを特徴とする請求項1乃至13の1つに記載の作動方法。

【請求項16】

撮影装置(1)および制御装置(2)を備えた医用画像化装置の作動方法において、

制御装置(2)が、使用者(14)から画像評価法の選択を受取り、その選択に従って自動的に選択特有に撮影装置(1)の位置決めに関係しない動作パラメータを設定し、

制御装置(2)が、血管系の区間(19)または区間(19)を含む領域(16)の選択を受取り、その選択に従って撮影装置(1)を自動的に選択特有に位置決めし、および/または使用者(14)に撮影装置(1)を位置決めするための選択特有の指示を予め与え、

制御装置(2)が、撮影装置(1)の設定および位置決めの後に、撮影装置(19)から血管系の予備画像を受取り、表示装置(15)を介して使用者(14)に出力し、

制御装置(2)が使用者(14)による数値の入力を持ち、

数値が予め定められた値範囲内にある場合に制御装置(2)がその数値および予備画像を保存し、

数値が予め定められた値範囲外にある場合に制御装置(2)が相前後する画像(B_i)のシーケンスおよびそれらの検出時点(t_i)を検出し、画像(B_i)が選択された区間(19)を通る流体の通流を示し、画像(B_i)のシーケンスが保存されることを特徴とする医用画像化装置の作動方法。

【請求項17】

複数の画像(B_i)のうちの2つの画像(B_i)の検出時点(t_i)に基づいて、選択

10

20

30

40

50

された区間(19)内の流体の流速(v)に関する情報が得られ、使用者(14)が画像評価法の選択の範囲内で、2つの画像の選択を使用者(14)によって行なうか又は制御装置(2)によって行なうかを決定し、位置決めに関係しない動作パラメータの設定がその決定に特有であることを特徴とする請求項16記載の作動方法。

【請求項18】

制御装置(2)が、流体の流速(v)に関する情報に基づいて、選択された区間(19)に新たな数値を割り付け、数値を画像(Bi)のシーケンスと一緒に保存することを特徴とする請求項17記載の作動方法。

【請求項19】

制御装置(2)が、選択された区間(19)の長さ(l)を自動的に求め、この長さ(l)から、2つの画像(Bi)の検出時点(ti)の差と関連して流体の流速(v)を求める特徴とする請求項17又は18記載の作動方法。

【請求項20】

請求項1乃至19の1つに記載の作動方法を実施するためのコンピュータプログラム(10)を記憶しているデータ担体。

【請求項21】

請求項20記載のデータ担体を備えているコンピュータ。

【請求項22】

撮影装置(1)およびコンピュータ(2)を備え、コンピュータ(2)にコンピュータプログラム(10)が格納され、コンピュータプログラム(10)の呼び出し時に医用画像化装置が請求項1乃至19の1つに記載の作動方法に従って動作可能であることを特徴とする医用画像化装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、コンピュータに血管系を空間内で記述するデータセットが予め与えられるコンピュータの作動方法に関する。

【0002】

更に、本発明は医用画像化装置の作動方法に関する。

【0003】

更に、本発明は、この種の作動方法を実施するためのコンピュータプログラムを記憶しているデータ担体およびこのようなデータ担体を有するコンピュータに関する。更に、本発明は、なおも、医用画像化装置がこのような作動方法により動作可能であるように撮影装置およびこの種のコンピュータを有する医用画像化装置に関する。

【背景技術】

【0004】

コンピュータに、血管系を空間内で記述するデータセットが予め与えられるコンピュータの作動方法は既に知られている。この作動方法では、血管系において始端および終端を有する1つの区間が選択され、コンピュータがこの選択された区間の長さを、血管系を空間内で記述するデータセットに基づいて算出する。この作動方法は例えば心臓の冠状血管または脳血管において狭窄の長さを求めるために使用される。

【0005】

本発明の対象は、大部分は医用技術分野、特に血管撮影法において使用される。この血管撮影では患者に造影剤が注入される。造影剤の分布に基づいて医師によって心臓の冠状血管の血流およびその直径が求められる。この場合に心臓の冠状血管は本発明の意味において血管系である。

【0006】

実際の医療においては、診断のために心臓の冠状血管の内径(内腔)が重要であるのみならず、特に心臓の冠状血管内の血液の流速も重要である。

【0007】

10

20

30

40

50

流速を算出することができるようにするためには、ありきたりではあるが、進んだ行程およびこのために要した時間間隔が既知でなければならない。血液が心臓の冠状血管の定められた区間を通流するのに要する時間間隔を検出するために、心臓の冠状血管内への造影剤の流入もしくは心臓の冠状血管からの造影剤の流出を示す画像のシーケンスを検出して評価することは知られている。このために、定められた区間の始端から終端まで造影剤を必要とする多数の画像が算出されることは公知である（例えば、非特許文献1参照）。最初の画像および最後の画像が、画像速度（毎秒当たりに検出された画像の個数）に関連して、求めようとする時間間隔がもたらされる。

【非特許文献1】C. M. Gibson et al., "Coronary and Myocardial Angiography; Angiographic Assessment of Both Epicardial and Myocardial Perfusion", Circulation 2004, Volume 109, Issu25; June 29, 2004, pp. 3096 - 3105 10

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

しかしながら、この検出された時間に基づいて、更に血液の流速を測定することはできない。なぜならば、定められた区間の長さも正しく検出しなければならないからである。この区間を正確に求めることができる作動方法および関連する対象物を提供することが本発明の課題である。 20

【0009】

本発明の他の課題は、必要な時間間隔の検出を改善し、本発明による作動方法を臨床上の作業過程に組み込むことにある。

【課題を解決するための手段】

【0010】

最初の課題は請求項1による作動方法によって解決される。本発明による方法によって、画像に基づいて求めるのとは異なり、区間の実際の長さを正しく求めることができる。これに対して、常に投影を表示する画像の場合、これは原理的に不可能である。なぜならば、画像が較正されている場合ですら、画像においては、3次元空間から2次元画像への投影によって幾何学的短縮が生じるからである。 30

【0011】

少なくとも始端がコンピュータに使用者から予め与えられると好ましい。なぜならば、この場合に本発明による作動方法を柔軟に取り扱うことができるからである。これに対する代替として、選択された区間の終端はコンピュータによって自動的に決定することができるが、しかし使用者からコンピュータに予め与えてよい。

【0012】

コンピュータはどんな制御機能も実行しない純粋な評価コンピュータであってよい。しかし、コンピュータは血管系を検出するための撮影装置と協働するように接続されていると好ましい。なぜならば、コンピュータが撮影装置を区間または区間を含む血管領域の選択に基づいて自動的に駆動し、および／または使用者に撮影装置を設定するための選択特有の指示を予め与えることが可能であるからである。 40

【0013】

例えば、心臓の冠状血管を検出される患者は、典型的には背中側を下に向けて撮影装置の患者用寝台上に寝る。選択された区間がどの主枝（RCA, LAD, LCX）に存在するか、あるいはこれらの主枝のうちどれが選択されるかに応じて、撮影装置の特有の設定がそれぞれの主枝にとって最適である。これらの設定は、コンピュータによって自動的に行なわれる、及び／又は使用者へ相応の指示を出力される。この方法により、特に、本発明による作動方法は臨床上の作業過程に組み込む第2の課題が解決される。

【0014】

請求項16による方法によって、臨床上の作業過程への組み込みが更に良好に達成され 50

る。

【0015】

コンピュータが、求められた速度に割り当てられたカラーを求める、選択された区間をこのカラーで表示装置上に表示すると、表示の情報内容は使用者によって知的に特に簡単かつ直観的に理解可能となる。

【0016】

最も簡単には、開始画像および停止画像が使用者によって選択されることである。例えば、コンピュータは表示装置を介してまずシーケンスの1つの画像を使用者に出力し、その後使用者は、前進／後進入力によって時間的に後続の画像もしくは時間的に先行の画像を、表示装置を介して出力するために選択し、選択入力によって現在選択された画像を開始画像もしくは停止画像として選択することができる。しかし、代替として開始画像および停止画像をコンピュータによって自動的に選択することもできる。

【0017】

使用者による開始画像および停止画像の選択のためにも、コンピュータによる開始画像および停止画像の選択のためにも、コンピュータが、シーケンスの各画像についてそれぞれの画像に基づいて、選択された区間の始端で造影剤が占める始端断面積を求め、選択された区間の終端で造影剤が占める終端断面積を求め、画像に始端断面積および終端断面積を割り付けることは有利である。なぜならば、開始画像が始端断面積に基づいて決定可能になりかつ停止画像が終端断面積に基づいて決定可能になるからである。

【0018】

例えば、開始画像として、始端断面積が最初に最大に達するシーケンスの画像を選択することができる。従って、開始画像は、画像のシーケンスにおいて或る画像以降からは始端断面積が更には増大しない当該画像に基づいて決定される。代替として、開始画像として、画像のシーケンスにおいて或る画像以降から始端断面積が再び減少する当該画像を選択することもできる。これらの両画像の平均値も利用することができる。更に、他の求め方も可能である。終端断面積に基づいて停止画像を求ることは始端断面積に基づいて開始画像を求ることと同様に行なわれる。

【0019】

始端断面積および終端断面積を決定するために、コンピュータが画像内に始端線および終端線を決定すると好ましい。始端線は選択された区間の始端で血管系を垂直に切断し、終端線は選択された区間の終端で血管系を垂直に切断する。この方法によって、始端断面積および終端断面積を求めることが特に簡単になる。

【0020】

血管系を空間内で記述するデータセットは、最も簡単な場合、血管系の同一時相で検出された血管系の複数の投影からなる。拍動する心臓の場合、これは例えばECG（心電図）同期法により行なうことができる。しかし、代替として、血管系を空間内で記述するデータセットがボリュームデータセットであってもよい。

【発明を実施するための最良の形態】

【0021】

他の利点および詳細は、残りの請求項および以下における図面を参照した実施例の説明からもたらされる。図面においては、原理図で、

図1は医用画像化装置のブロック図を示し、

図2A, 2Bはフローチャートを示し、

図3は血管領域を示し、

図4乃至6はフローチャートを示し、

図7は始端断面積および終端断面積の曲線を示し、

図8A, 8Bは他のフローチャートを示す。

【0022】

図1によれば、医用画像化装置は例えばX線装置として構成されている。このX線装置は撮影装置1およびコンピュータ2を有する。コンピュータ2は撮影装置1と作用的に接

10

20

30

40

50

続されている。

【0023】

撮影装置1は図1によれば複数の部分装置3,4を有する。各部分装置3,4はX線源5,6およびX線検出器7,8を有する。各部分装置3,4により、対象9の画像が検出可能であり、かつコンピュータ2に伝達可能である。部分装置3,4のX線検出器7,8は互いに異なる投影方向から対象9の画像を検出する。

【0024】

多くの場合に対象9は人間であり、部分装置3,4により人間9の血管系、例えば人間9の脳内の血管または人間9の心臓の冠状血管が検出される。本発明は、以下において心臓の冠状血管を基にして説明するが、しかしもちろん心臓の冠状血管における用途に限定されない。

【0025】

コンピュータ2のためのコンピュータプログラム10は携帯可能なデータ担体11に記憶されている。携帯可能なデータ担体11は例えばCD-ROMである。コンピュータプログラムを記憶しているデータ担体11はコンピュータ2の構成部分である読み取り装置12に挿入される。従って、コンピュータ2はコンピュータプログラム10を読み取ることができ、そしてこれを、同様にコンピュータ2の構成部分である他のデータ担体13に記憶させることができる。他のデータ担体13は例えばハードディスクである。

【0026】

コンピュータプログラム10が呼び出されると、コンピュータ2は、コンピュータプログラム10によるプログラミングに基づいて、以下に図2~7を参照して詳しく説明する作動方法を実行する。

【0027】

専門家に一般的に知られているように、人間9の心臓の冠状血管は、一般に略称RCA、LADおよびLCXと呼ばれる3つの主枝を有する。従って、図2によれば、コンピュータ2はステップS1でまず所望の主枝、例えば主枝RCAの選択を受取る。

【0028】

選択された主枝に応じて、部分装置3,4による画像検出のための撮影装置1の種々の位置決めが最適になる。これらの位置決めは既知であり、コンピュータ2に格納されている。従って、主枝の選択に基づいて、コンピュータ2は、好ましくはステップS2で撮影装置1を、部分装置3,4が選択された主枝の検出のために最適な位置決めで動作するよう自動的に駆動する。これは図1に矢印によって相応に示されている。

【0029】

自動的な駆動の代替として、コンピュータ2は撮影装置1を設定するための相応の指示を使用者14に出力することもできる。この場合には、使用者14が相応の位置決めを行なわなければならない。

【0030】

その後、ステップS3で、選択された主枝が表示装置15に表示され、このようにして使用者14に出力される。図3はこの種の表示の例を示す。選択された主枝は図3においては符号16を付されている。

【0031】

主枝16の表示が例えば少なくとも1つの部分装置3,4の現在の透視画像に基づいて求められる。コンピュータ2には、(図1を参照するに)血管系を記述するボリュームデータセット17を供給することもできる。この場合に、主枝16の表示はボリュームデータセット17に基づいて発生させることができる。

【0032】

選択された主枝16の表示に基づいて、(補足的に再び図3を参照するに)まずステップS4で、選択された主枝16の区間19の始端18が決定される。これは、一般に使用者14の相応の設定によって行なわれる。その後ステップS5で区間19の終端20が決定される。最も簡単な場合、終端20の決定も使用者14によって行なわれる。しかし、

10

20

30

40

50

代替として終端 20 がコンピュータ 2 によって自動的に決定されることも可能である。例えばコンピュータ 2 は、選択された主枝 16 を分岐 21 に向かって入念に探し、終端 20 として例えば血流方向を見て最初または最後の分岐 21 を選択する。

【0033】

区間 19 の選択がそのようにして行なわれた後に、コンピュータ 2 が撮影装置 1 をステップ S 6 で駆動する又は新たに駆動することが可能である。例えば、ステップ S 2 で行なわれた部分装置 3, 4 の位置決めの再修正が行なわれるようになることが可能である。ここでも、代替としてももちろん、コンピュータ 2 が撮影装置 1 を自動的に駆動することも可能であり、あるいは撮影装置 1 を設定するための相応の指示を使用者 14 に出力することも可能である。

10

【0034】

ステップ S 6 はオプションにすぎず、従って図 2においては破線で示されている。従って、ステップ S 6 は省略してもよい。しかし同様にステップ S 6 はステップ S 2 の代用として実行され、すなわちステップ S 2 は省略することもできる。従って、図 2において、ステップ S 2 も破線で示されている。この最後の事例、すなわち、代替としてのステップ S 6 の実行ともどもステップ S 2 の省略は、特に区間 19 の選択がステップ S 3 ~ S 5 でボリューム 17 に基づいて行なわれる場合に有意義である。

【0035】

その後ステップ S 7 でコンピュータ 2 は選択された区間 19 の長さを算出する。コンピュータ 2 にとってボリュームデータセット 17 が既知であるとき、この算出はボリュームデータセットに基づいて行なわれる。しかし、代替として他のデータセットを利用することもできる。例えば、撮影装置 1 の部分装置 3, 4 により、同時に血管系の画像(=投影)を検出してコンピュータ 2 によって評価することもできる。撮影装置 1 が単一の部分装置 3, 4 しか持たない場合には個々の画像を順次検出することができる。この場合に、画像検出の同時性は例えば相応の ECG 同期法によって保証することができる。データセットが全体として血管系を空間内で記述することが重要である。

20

【0036】

その後ステップ S 8 ~ S 14 で、コンピュータ 2 により制御されて、撮影装置 1 によって画像 B_i (i = 1, 2, 3, . . .) のシーケンスが検出され、コンピュータ 2 に導かれる。画像 B_i の検出は、一般に、例えば毎秒 25 ~ 30 画像の高い画像速度にて行なわれる。画像 B_i のシーケンスは、選択された区間 19 内への造影剤の流入および/または選択された区間 19 からの造影剤の流出を示すと好ましい。

30

【0037】

実施のためにステップ S 8 に従ってコンピュータ 2 がまず始動指令を待つ。コンピュータ 2 に好ましくは使用者 14 から始動指令が供給されると、部分装置 3, 4 の少なくとも 1 つがステップ S 9 で画像 B_i を検出し、それをコンピュータ 2 に供給する。コンピュータ 2 は、ステップ S 10 で、画像 B_i にそれぞれの検出時点 t_i (i = 1, 2, 3, . . .) を割り付け、ステップ S 11 で画像 B_i を記憶する。

【0038】

ステップ S 12 で、コンピュータ 2 は、造影剤が注入されるべきかどうかをチェックする。これが肯定の場合、ステップ S 13 で造影剤が注入される。ステップ S 14 で、コンピュータ 2 は、造影剤が洗い流されているどうかをチェックする。このチェックは、例えば時間経過または使用者 14 の相応の入力に基づいて行なわれる。造影剤がまだ洗い流されていない場合、ステップ S 9 へ戻される。造影剤が洗い流されている場合、ステップ S 15 ~ S 21 を有する本発明による作動方法が継続される。

40

【0039】

ステップ S 15 ~ S 21 で、コンピュータ 2 は、シーケンスの画像 B_i について、それぞれの画像 B_i に基づいて始端断面積 A および終端断面積 E を求める。始端断面積 A は、造影剤がそれぞれの画像 B_i の区間 19 の始端 18 で占める断面積である。終端断面積 E は、造影剤がそれぞれの画像 B_i の区間 19 の終端 20 で占める断面積である。断面積 A

50

, E の算出は次のとおり行なわれる。

【0040】

ステップ S 15 で、まずシーケンスの最初の画像 B_i が選択される。この画像 B_i について、まずステップ S 16 で、選択された区間 19 の始端 18 および終端 20 の位置が決定される。これは拍動する心臓の場合には必要である。なぜならば、心臓の冠状血管の位置は心拍動にともなって変化するからである。始端 18 および終端 20 の位置決定のために必要な方法（いわゆるトラッキング法）はそれそのものとして公知であり、従って以下に詳しく説明する必要のないものである。

【0041】

その後ステップ S 17 で、コンピュータ 2 は、選択された主枝 16 を選択された区間 19 の始端 18 で垂直に切断する始端線 22 を決定する（図 3 も参照）。始端線 22 を求めるために、例えば公知のように、現在選択された画像 B_i、ここでは画像 B₁において、選択された主枝 16 の方向が選択された区間 19 の始端 18 で決定され、この方向に対して垂直な始端線 22 が利用される。

【0042】

ステップ S 18 で、同様に、選択された主枝 16 を選択された区間 19 の終端 20 で垂直に切断する終端線 23 が決定される。

【0043】

ステップ S 19 で、コンピュータ 2 は、現在選択された画像 B_i、ここでは画像 B₁ の始端線 22 および終端線 23 について、現在選択された画像 B_i において定められた閾値を超えている長さ a, e を求める。この長さ a, e は造影剤を満たされているものとみなされる。長さ a, e の 2 乗は、コンピュータ 2 がそれぞれの画像 B_i に割り付ける始端断面積 A もしくは終端断面積 E に対応する。

【0044】

従って、現在選択された画像 B_i の始端断面積 A はそれぞれの始端線 22 を利用して決定され、終端断面積 E はそれぞれの終端線 23 を利用して決定される。

【0045】

閾値を上回るとそれぞれの血管が造影剤で満たされていると想定されるが、その閾値は原理的に自由に選択可能である。始端線 22 に対する閾値は終端線 23 に対する閾値とは独立して決定されると好ましい。例えば、シーケンスの全ての画像 B_i にわたって観察されて始端線 22 に到達するグレー値の最大値が求められ、この最大値の固定の百分率を始端線 22 に対する閾値として利用してもよい。同様のことは終端線 23 に対しても当てはまる。

【0046】

ステップ 20 で、コンピュータ 2 は、ステップ S 16 ~ S 19 を既にシーケンスの全ての画像 B_i について実行したかどうかをチェックする。これがまだそうでない場合、コンピュータ 2 はステップ S 21 で次の画像 B_i を選択し、その後ステップ S 16 に戻る。

【0047】

これに対して、断面積 A, E の算出がシーケンスの全ての画像 B_i について既に行なわれている場合、コンピュータ 2 はステップ S 22 に移行する。ステップ S 22 では、シーケンスの 1 つの画像 B_i が開始画像として定められ、シーケンスの他の 1 つの画像 B_i が停止画像として定められる。このステップ S 22 では後で図 4 乃至 6 に関連して更に詳細に立ち入る。

【0048】

開始画像および停止画像の規定によって対応する時間も決まる。従って、コンピュータ 2 は、ステップ S 23 で時間間隔 t としてこれらの時間差を求め、選択された区間 19 に割り付けることができる。ステップ S 24 で、コンピュータ 2 は、選択された区間 19 のステップ S 7 で求めた長さ l と、ステップ S 23 で求めた時間間隔 t とに基づいて、選択された区間 19 内を流れる血液の速度 v を求めることができる。

【0049】

10

20

30

40

50

その後ステップ S 2 5 で、コンピュータ 2 は、ルックアップテーブル 2 4 等に基づいて、求められた速度 v に割り当てられているカラーを求める。これを選択された区間 1 9 に割り付ける。この割り付けは、代替として 2 次元画像 B_i において、または 3 次元ボリュームデータセット、例えばボリュームデータセット 1 7 において行なうことができる。ボリュームデータセットにおける心臓の時相位置および 2 次元画像 B_i における心臓の時相位置は互いに対応すべきである。

【 0 0 5 0 】

ステップ S 2 6 で、コンピュータ 2 は最後に血管系または選択された主枝 1 6 を表示する。選択された区間 1 9 は、コンピュータ 2 によって事前にステップ S 2 5 で求められたカラーで表示される。従って、結果において、コンピュータ 2 は、区間 1 9 と求められた速度 v と一緒に使用者 1 4 に出力する。10

【 0 0 5 1 】

ステップ S 1 5 ~ S 2 1 に関連して説明した始端断面積 A および終端断面積 E の画像 B_i への割り付けの意義および目的は、正しい開始画像および正しい停止画像を決定することができるにある。従って、開始画像が始端断面積 A に基づいて決定され、停止画像が終端断面積 E に基づいて決定されるべきである。これは、開始画像および停止画像が使用者 1 4 によって選択されるか、それともコンピュータ 2 によって自動的に選択されるかどうかに關係なく当てはまる。

【 0 0 5 2 】

開始画像および停止画像が使用者 1 4 によって選択される場合、これは図 4 に従って好ましくは次のとおり行なわれる。20

【 0 0 5 3 】

まず、コンピュータ 2 はステップ S 2 7 で論理変数 $ready$ に値「偽」をセットする。その後ステップ S 2 8 で、コンピュータ 2 は、シーケンスの任意の画像 B_i を取り出し、この画像 B_i ならびにその始端断面積 A および終端断面積 E を表示装置 1 5 により表示する。例えばシーケンスの第 1 の画像 B_1 を使用者 1 4 に出力することができる。その後ステップ S 2 9 でコンピュータ 2 は使用者 1 4 の入力を待つ。

【 0 0 5 4 】

使用者 1 4 の入力が行なわれたとき、ステップ S 3 0 でコンピュータ 2 は、入力が選択指令であったかどうかをチェックする。これがそうでない場合、ステップ S 3 1 でコンピュータ 2 は、入力が画像 B_i のシーケンスのページ前進指令であるかどうかをチェックする。入力が画像 B_i のシーケンスのページ前進指令である場合、コンピュータ 2 はステップ S 3 2 で時間的に次の画像 B_i を選択し、この画像 B_i を付属の断面積 A, E と一緒に表示装置 1 5 を介して使用者 1 4 に出力する。入力が画像 B_i のシーケンスのページ前進指令でない場合、コンピュータ 2 はステップ S 3 3 で時間的に先行する画像 B_i を選択し、それを付属の断面積 A, E と一緒に表示装置 1 5 を介して使用者 1 4 に出力する。その後、両ステップ S 3 2, S 3 3 のどれが実行されたかどうかには關係なく、コンピュータ 2 はステップ S 2 9 に戻る。30

【 0 0 5 5 】

これに対して、ステップ S 2 9 で使用者 1 4 の入力が選択指令である場合、コンピュータ 2 はステップ S 3 0 からステップ S 3 4 へ分岐する。そこでコンピュータ 2 は、論理変数 $ready$ が値「真」を有するかどうかをチェックする。使用者 1 4 の入力が選択指令でない場合、コンピュータ 2 によってステップ S 3 5 で現在表示された画像 B_i が標識を備えさせられ、論理変数 $ready$ を値「真」にセットされる。その後、再びステップ S 2 9 へ戻される。40

【 0 0 5 6 】

これに対して、ステップ S 3 4 でのチェックで、論理変数 $ready$ が既に値「真」を有することが生じた場合、画像 B_i の現在の選択は、既に、使用者 1 4 が行なった第 2 の「最終」の選択である。従って、コンピュータ 2 はステップ S 3 6 に分岐する。ステップ S 3 6 で、コンピュータ 2 は、標識を備えた画像 B_i または今使用者 1 4 によって選択さ50

れた画像 B_i が前に検出された画像 B_i であるかどうかをチェックする。コンピュータ 2 は、前に検出された画像 B_i を開始画像として決定し、他方の画像 B_i を停止画像として決定する。

【0057】

コンピュータ 2 が自動的に開始画像および停止画像を決定する場合、これは図 5 に関連して後で説明するようにして行なわれる。

【0058】

図 5 によれば、コンピュータ 2 は、ステップ S37 でまずシーケンスの最初の画像 B_1 を選択する。その後、コンピュータ 2 は、ステップ S38 で次の m ($i = 1, 2, \dots$) 番目の画像 B_i を引き入れる。
10

【0059】

ステップ S39 で、コンピュータ 2 は 2 つの補助変数 x, y をも求める。補助変数 x は現在選択された画像 B_i の始端断面積 A に等しくセットされる。補助変数 y は引き入れられた m 番目の選択画像 B_i の始端断面積 A に等しくセットされる。

【0060】

ステップ S40 で、コンピュータ 2 は、補助変数 x が補助変数 y よりも大きいかまたは等しいかどうかをチェックする。補助変数 x が補助変数 y よりも大きいかまたは等しくない場合、コンピュータ 2 は、ステップ S41 で次の画像 B_i を選択し、ステップ S38 に戻る。補助変数 x が補助変数 y よりも大きいかまたは等しい場合、コンピュータ 2 は開始画像を発見したために、ステップ S42 で開始画像として現在選択された画像 B_i を決定する。
20

【0061】

ステップ S43 ~ S48 では、終端断面積 E に関して同様の手順が行なわれる。この手順により、結果として停止画像が求められる。従って、結果において、図 5 の手順により、開始画像は、画像 B_i のシーケンスにおいて或る画像 B_i 以降からは始端断面積が更には増大しない当該画像 B_i に基づいて決定される。停止画像として、画像 B_i のシーケンスにおいて或る画像 B_i 以降からは終端断面積 E がさらには増大しない当該画像 B_i が決定される。

【0062】

ステップ S49 ~ S60 を有する図 6 の手順は図 5 の手順の逆である。なぜならば、図 5 と違って図 6 において、開始画像は、画像 B_i のシーケンスにおいて或る画像 B_i 以降からは始端断面積 A が再び減少する当該画像 B_i に基づいて決定されるからである。同様に、停止画像は、画像 B_i のシーケンスにおいて或る画像 B_i 以降からは終端断面積 E が再び減少する当該画像 B_i に基づいて決定される。その他の点では図 6 の表示は明白であるので、以下においてステップ S49 ~ S60 の詳細な説明は省略する。
30

【0063】

他の手順も可能である。例えば、図 5 および図 6 の手順に組み合わされ、結果として開始画像もしくは停止画像のためにそれぞれの平均値が利用されるよい。

【0064】

更に、始端断面積 A および終端断面積 E の時間 t にわたる曲線を作成して表示することもできる(図 7 参照)。これは、特に使用者 14 が開始画像および停止画像自体を決定する場合に有意義である。
40

【0065】

画像 B_i のシーケンスの評価の信頼性、すなわち開始画像および停止画像を決定する際の精度は、図 5 ~ 7 による手順が断面積 A, E の平滑化を行なうならば、更に改善される。例えば重み付け平均値形成が行なわれるとい。

【0066】

従って、画像 B_i のシーケンスの検出および画像 B_i のシーケンスの処理は互いに切り離し可能である。撮影装置 1 と協働して画像 B_i を検出するコンピュータ 2 は、検出された画像 B_i と血管系を空間的に記述するデータセット、例えばボリュームデータセット 1
50

7とを評価するコンピュータ2と同一である必要はない。しかし一般に、画像Biを検出するコンピュータ2は検出された画像Biと血管系を空間的に記述するデータセット、例えばボリュームデータセット17とを評価するコンピュータ2と同一である。更に、本発明による作動方法は、単一の選択区間19の評価に限定されない。場合によっては、むしろ複数のこの種の区間19を規定することが有意義である。この場合に区間19は互いに接していても、あるいは互い分離されていてもよい。

【0067】

画像Biのシーケンスを取得するために、医用画像化装置の動作を本発明による画像評価法に十分に自動的に整合させることさえも可能である。これを次に図8を参照しながら詳しく説明する。図8の構成は、もちろん、コンピュータ2が医用画像化装置の制御装置2として構成されている場合にのみ可能である。これに対して、検出された画像Biの評価は、もちろんコンピュータ2によって可能ではあるが、このコンピュータ2によって行なわれなければならないわけではないわけではない。従って、図8との関連で取得された画像Biの評価も扱われる場合に限り、この評価は任意選択事項にすぎない。

【0068】

図8によれば、制御装置2はステップS61で、まず使用者14から画像評価法の選択を受ける。その後ステップS62で、制御装置2は、図1～7を参照して既に説明した本発明による方法が実行されるべきかどうかをチェックする。本発明による方法が実行されるべきでない場合、制御装置2はステップS63で他の活動、例えば、(原理的に任意の)対象の後での3D再構成のためのライブ透視または画像取得を実行する。

【0069】

これに対して、ステップS61で本発明による方法が選択された場合、ステップS64で制御装置2は付設のメモリから動作パラメータを呼び出し、呼び出した動作パラメータに応じて撮影装置1を自動的に設定する。その動作パラメータは撮影装置1の位置決めに関係しない。

【0070】

例えば、動作パラメータは、X線源5,6が動作させられるべき電流強さおよび/または電圧、および/またはX線検出器7,8が画像を検出すべき画像速度を含み得る。例えば自動化された造影剤注入の際に総造影剤量および/または毎秒当たりの造影剤量が設定されてもよい。設定すべき動作パラメータの値は、代替として医用画像化装置つまり制御装置2の製造元によって、あるいは使用者14によって決定されていてもよい。

【0071】

その後ステップS65で、制御装置2は、開始画像および停止画像の決定のための選択方法の選択を受取り、ステップS66でこの選択をチェックする。ステップS65で使用者14による対話式決定が選択されたならば、通常実行される画像処理アルゴリズムが保たれステップS67により維持される。これに対して、制御装置2による開始画像および停止画像の自動決定が選ばれた場合、ステップS86で画像処理アルゴリズムが遮断される。場合によっては、画像処理アルゴリズムがステップS86の範囲内で部分的に維持されてもよい。従って、画像評価法の選択の範囲内で、使用者14は、開始画像および停止画像の選択が使用者14によって行なわれるか又は制御装置2によって行なわれるかも決定する。制御装置2は、撮影装置1の位置決めに依存する画像パラメータをこの選択に応じて変える。

【0072】

その後制御装置2はステップS69で使用者14から主枝16の選択を受取る。ステップS70で制御装置2は撮影装置1を自動的に位置決めする、及び/又は相応の指示を使用者14に自動的に出力する。ステップS71で、制御装置2は血管系のライブ画像を検出するように撮影装置1を駆動する。制御装置2はこの画像をなおもステップS71で表示装置15を介して使用者14に出力する。

【0073】

ステップS72で制御装置2は使用者14の操作を待つ。制御装置2がこの操作を得な

10

20

30

40

50

い場合、撮影装置 1 の位置決めがステップ S 7 3 で、使用者 1 4 による手動でまたは制御装置 2 によって、使用者 1 4 が操作を入力するまで修正される。

【 0 0 7 4 】

操作の入力後にステップ S 7 4 で、制御装置 2 によって自動的にまたは使用者 1 4 による手動で、造影剤が血管系に注入される。その後制御装置 2 がステップ S 7 5 で、数値 (T I M I grade ; T I M I = Thrombolysis in Myocardial Infarction Trial) の入力を待ち、ステップ S 7 6 でこの入力をチェックする。

【 0 0 7 5 】

入力された数値が予め定められた値範囲内 (例えば T I M I grade 1 以下) 10 にあるとき、制御装置 2 は入力された数値ならびに最後に検出された予備画像をステップ S 7 7 で保存する。

【 0 0 7 6 】

これに対して、入力された数値がこの値範囲外 (例えば T I M I grade 2 以上) にあるとき、制御装置 2 はステップ S 7 8 でまず区間 1 9 の選択を受取る。この選択は図 2 に関連して既に詳述したので、ここではその説明は繰り返えされない。

【 0 0 7 7 】

その後任意選択的なステップ S 7 9 で制御装置 2 は選択された区間 1 9 の長さ 1 を決定する。

【 0 0 7 8 】

この長さ決定は例えば図 2 に関連して同様に既に説明したように行なわれる。しかし、長さ決定のための他の方法も可能である。

【 0 0 7 9 】

次に、ステップ S 8 0 で画像 B_i のシーケンスの検出およびそれらの検出時点 t_i の検出が開始される。その後、ステップ S 8 1 で造影剤が注入され、ステップ S 8 2 で画像 B_i のシーケンスの検出およびそれらの検出時点 t_i の検出が終了される。ステップ S 8 0 ~ S 8 2 は図 2 の S 8 ~ S 1 4 と同様に互いに十分な時間間隔で実行される。

【 0 0 8 0 】

その後、図 2 のステップ S 1 5 ~ S 2 2 と同様に、ステップ S 8 3 で開始画像および停止画像が決定され、それから、場合によっては選択された区間 1 9 の長さ 1 に関連して、選択された区間 1 9 内の血液の流速 v に関する情報が得られる。この情報に基づいて制御装置 2 はステップ S 8 4 で新たな数値 (T I M I grade) を決定し、この数値を選択された区間 1 9 に割り付ける。ステップ S 8 5 で、制御装置 2 は検出された画像 B_i のシーケンスならびに制御装置 2 によって新たに求められた数値を保存する。

【 0 0 8 1 】

本発明による方法は、繰り返し実行され、各実行の結果が個々にまたは一緒に保存される場合に特に有利である。例えば本発明による方法は、対象 9 で実施された治療の前および後において一度実行されるとよい。このようにして特に治療結果が客観的な尺度で記録可能である。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 8 2 】

【 図 1 】 医用画像化装置を示すブロック図

【 図 2 A 】 本発明による作動方法の第 1 実施例を示すフローチャート

【 図 2 B 】 本発明による作動方法の第 1 実施例を示すフローチャート)

【 図 3 】 血管範囲の画像による説明図

【 図 4 】 本発明による作動方法の第 1 実施例を示すフローチャート

【 図 5 】 本発明による作動方法の第 2 実施例を示すフローチャート

【 図 6 】 本発明による作動方法の第 3 実施例を示すフローチャート

【 図 7 】 始端断面積および終端断面積の曲線を示すタイムチャート

【 図 8 A 】 本発明による作動方法の第 4 実施例を示すフローチャート

10

20

30

40

50

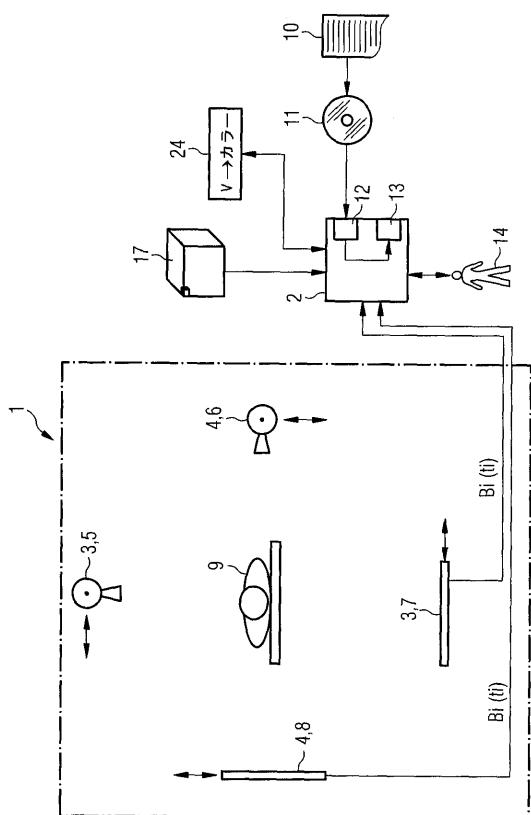
【図 8 B】本発明による作動方法の第 4 実施例を示すフローチャート

【符号の説明】

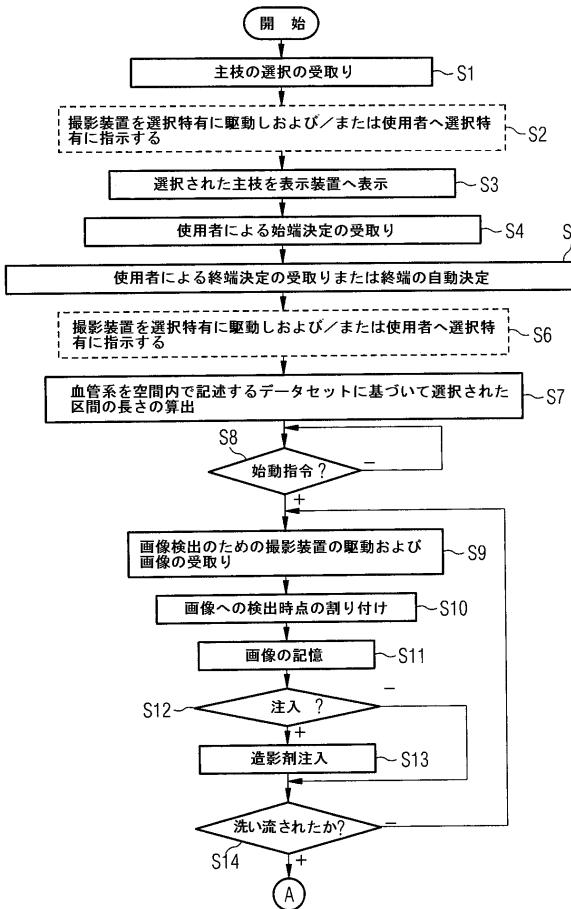
【0 0 8 3】

- 1 撮影装置
 2 コンピュータ
 3 部分装置
 4 部分装置
 5 X 線源
 6 X 線源
 7 X 線検出器
 8 X 線検出器
 9 対象
 10 コンピュータプログラム
 11 データ担体
 12 読取装置
 13 データ担体
 14 使用者
 15 表示装置
 16 選択された主枝
 17 ボリュームデータセット
 18 始端
 19 区間
 20 終端
 21 分岐
 22 分岐

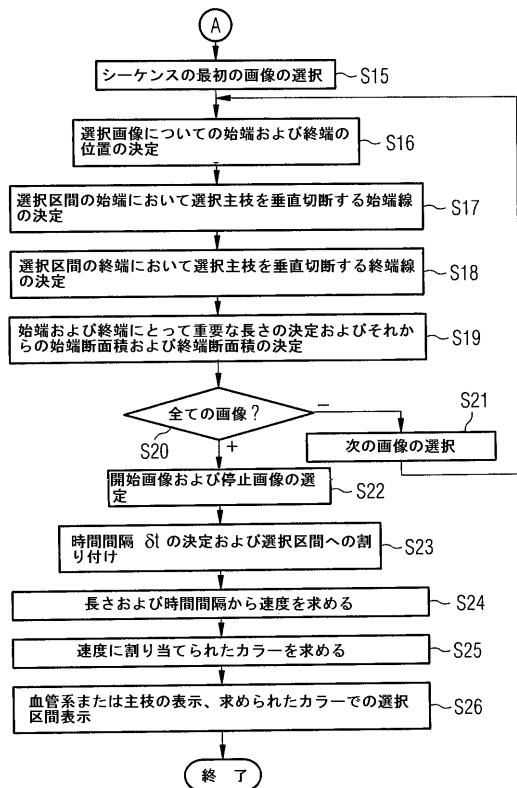
【図 1】



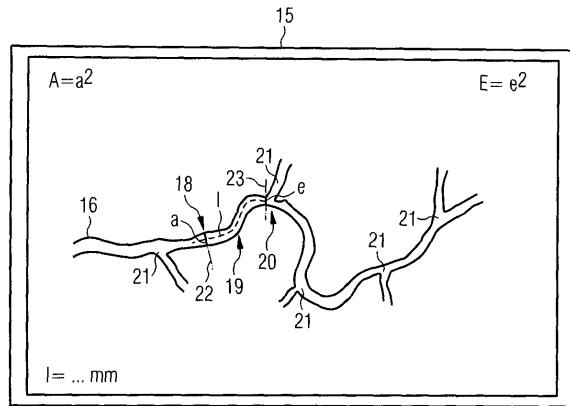
【図 2 A】



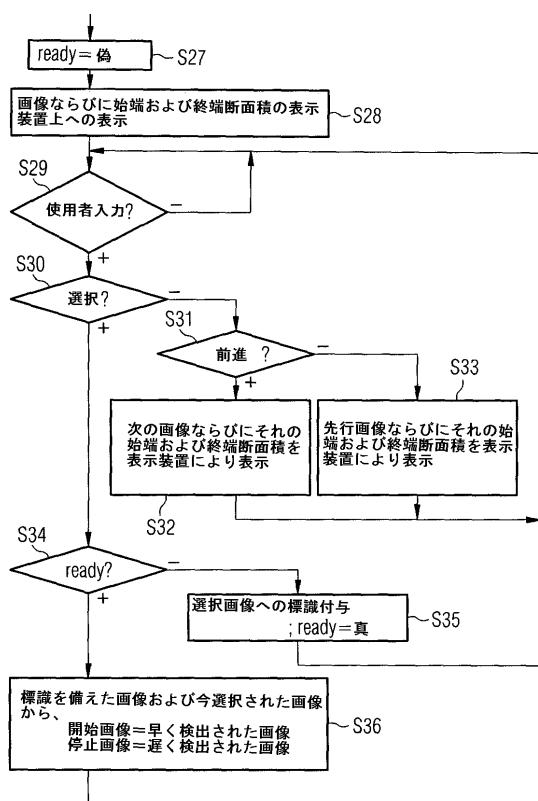
【図2B】



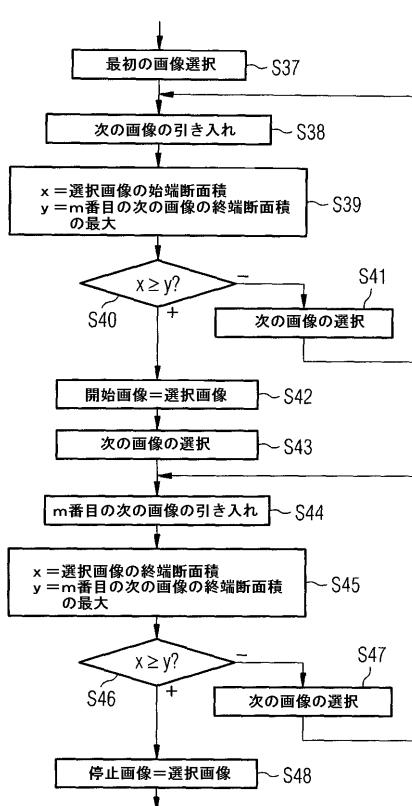
【図3】



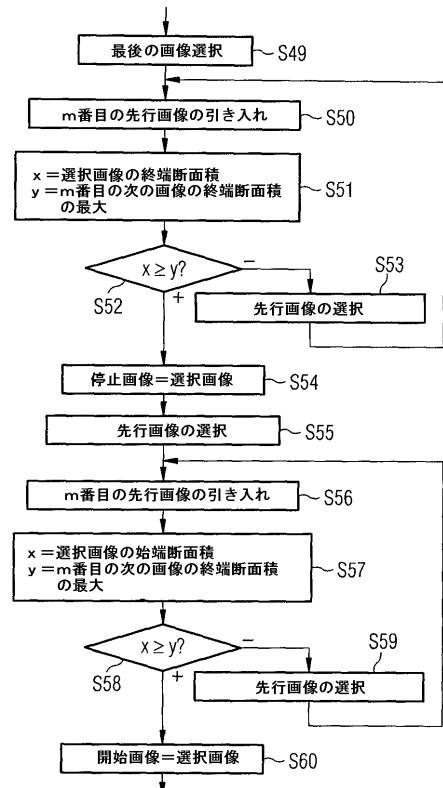
【図4】



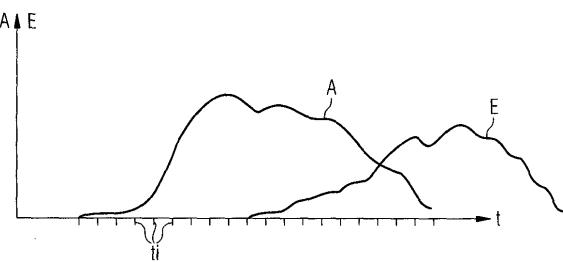
【図5】



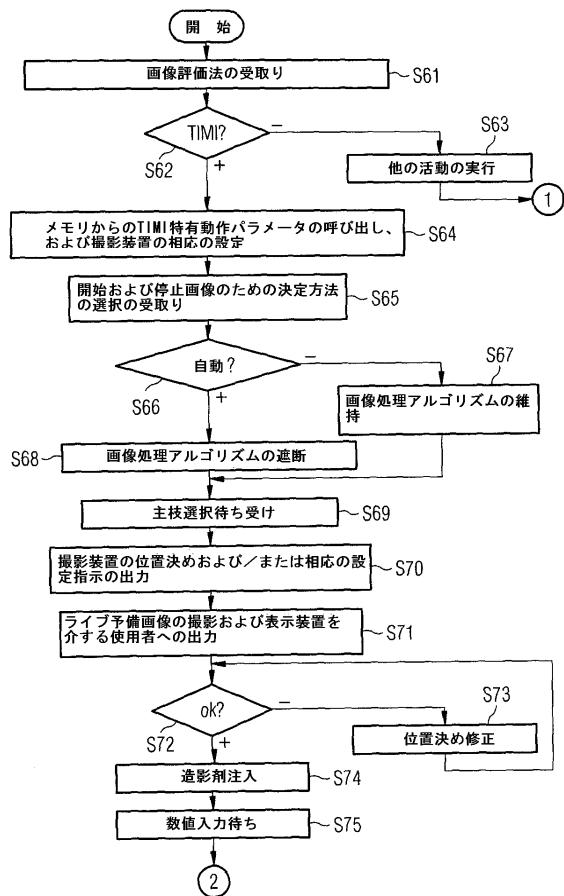
【図6】



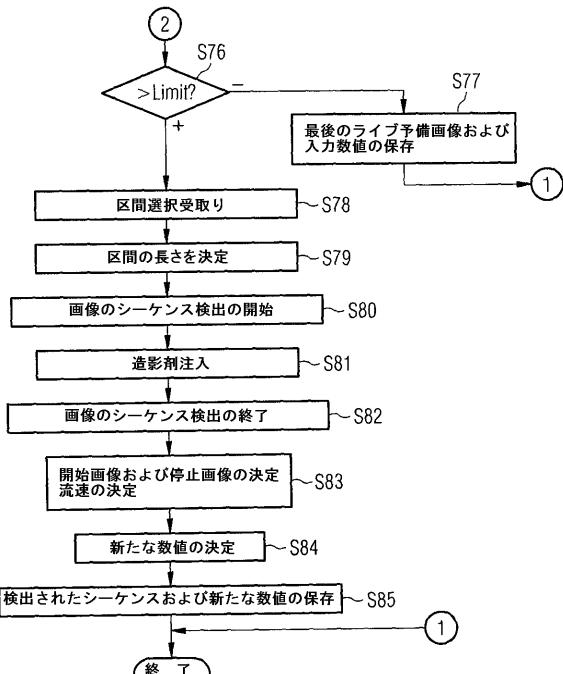
【図7】



【図8 A】



【図8 B】



フロントページの続き

(72)発明者 エステル カミュ
　　ドイツ連邦共和国 91052 エルランゲン ルイーゼ キーセルバッハシュトラーセ 70
(72)発明者 マルチン クレーン
　　ドイツ連邦共和国 84095 フルト ランズフーター シュトラーセ 8
(72)発明者 トーマス レーデル
　　ドイツ連邦共和国 91099 ポックスドルフ ロイトシュトラーセ 3ツェー
F ターム(参考) 4C093 AA24 DA02 FF22 FF24