

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

(43) 国際公開日
2014 年 10 月 16 日(16.10.2014)



(10) 国際公開番号
WO 2014/168148 A1

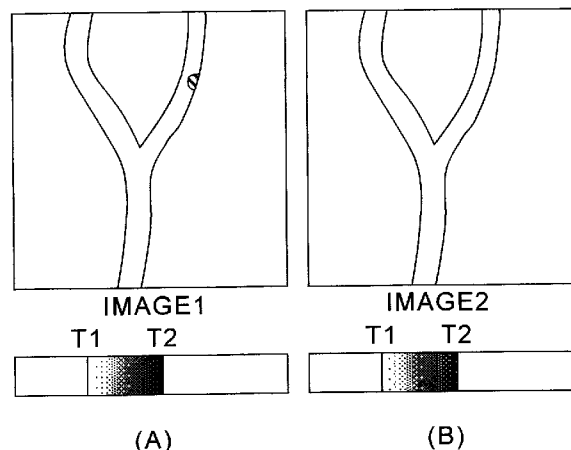
- (51) 国際特許分類:
A61B 6/00 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2014/060203
- (22) 国際出願日: 2014 年 4 月 8 日(08.04.2014)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
特願 2013-081571 2013 年 4 月 9 日(09.04.2013) JP
- (71) 出願人: 株式会社 東芝(KABUSHIKI KAISHA TOSHIBA) [JP/JP]; 〒1058001 東京都港区芝浦一丁目 1 番 1 号 Tokyo (JP). 東芝メディカルシステムズ株式会社(TOSHIBA MEDICAL SYSTEMS CORPORATION) [JP/JP]; 〒3248550 栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 Tochigi (JP).
- (72) 発明者: 大石 悟(OHISHI, Satoru); 〒3248550 栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社 知的財産部 気付 Tochigi (JP).
- (74) 代理人: 山田 毅彦(YAMADA, Takehiko); 〒3210132 栃木県宇都宮市雀の宮 4 - 1 - 1 1 雀宮レジデンス 2 0 1 Tochigi (JP).
- (81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.
- (84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:

— 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

(54) Title: MEDICAL IMAGE PROCESSING DEVICE AND X-RAY DIAGNOSTIC DEVICE

(54) 発明の名称: 医用画像処理装置及び X 線診断装置



(57) **Abstract:** A medical image processing device according to an embodiment comprises a blood vessel image generation unit and a pixel value determination unit. The blood vessel image generation unit acquires time phase change in the concentration of a contrast medium on the basis of X-ray contrast image data, and acquires first and second blood vessel image data by repeatedly executing an image generation process that generates time phase image data that has a pixel value that corresponds to the time phase in which the concentration of the contrast medium achieves a certain condition according to a color scale, on the basis of X-ray contrast image data collected at different times with each other. The pixel value determination unit determines or corrects the pixel value or the time phase of the first and/or second blood vessel image data such that the pixel value of the corresponding time phase between the first and second blood vessel image data match.

(57) 要約:

[続葉有]

WO 2014/168148 A1



実施形態に係る医用画像処理装置は、血管画像生成部と画素値決定部を備える。血管画像生成部は、X線造影画像データに基づいて造影剤の濃度の時相変化を取得し、カラースケールに従って造影剤の濃度が特定の条件となる時相に対応する画素値を有する時相画像データを生成する画像生成処理を、互いに異なる時期に収集されたX線造影画像データに基づいて複数回実行することによって第1及び第2の血管画像データを取得する。画素値決定部は、第1の血管画像データと第2の血管画像データとの間において対応する時相の画素値が一致するように、第1及び第2の血管画像データの少なくとも一方の画素値又は時相を決定又は補正する。

明 細 書

発明の名称： 医用画像処理装置及びX線診断装置

技術分野

[0001] 本発明の実施形態は、医用画像処理装置及びX線診断装置に関する。

背景技術

[0002] X線診断装置における血管撮像法の1つとしてデジタルサブトラクションアンギオグラフィ(DSA: Digital Subtraction Angiography)が知られている。DSAは、被検体への造影剤注入前後におけるX線画像データの差分(subtraction)画像データを診断用に収集する技術である。すなわち、造影剤の注入前においてX線画像データが差分画像データを生成するためのマスク(mask)画像データとして収集される。一方、造影剤を投与することによってX線造影(contrast)画像データが収集される。そして、X線造影画像データとマスク画像データとの間における差分処理によってDSA画像データが診断用に生成される。

[0003] このようなDSA画像データを生成すれば、血管の観察に不要な陰影が除去された画像データを取得することができる。すなわち、造影剤によって染影された血管が選択的に描出された診断画像データを得ることができる。このため、血管の診断に有用な画像を表示させることができる。

先行技術文献

特許文献

[0004] 特許文献1：米国特許第8050474号明細書

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0005] 本発明は、治療前後等の異なる時期にX線造影撮影を繰返し実行した場合に、収集された各X線画像を有効活用することが可能な医用画像処理装置及びX線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

[0006] 本発明の実施形態に係る医用画像処理装置は、血管画像生成部と画素値決定部を備える。血管画像生成部は、少なくともX線造影画像データに基づいて造影剤の濃度の時相変化を取得し、グレースケール又はカラースケールに従って前記造影剤の濃度が特定の条件となる時相に対応する画素値を有する時相画像データを生成する画像生成処理を、互いに異なる時期に収集されたX線造影画像データに基づいて複数回実行することによって第1の血管画像データ及び第2の血管画像データを取得する。画素値決定部は、前記第1の血管画像データと前記第2の血管画像データとの間において対応する時相の画素値が一致するように、前記第1の血管画像データ及び前記第2の血管画像データの少なくとも一方の画素値又は時相を決定又は補正する。

また、本発明の実施形態に係る医用画像処理装置は、血管画像生成部と差分画像生成部を備える。血管画像生成部は、少なくともX線造影画像データに基づいて造影剤の濃度の時相変化を取得し、グレースケール又はカラースケールに従って前記造影剤の濃度が特定の条件となる時相に対応する画素値を有する時相画像データを生成する画像生成処理を、互いに異なる時期に収集されたX線造影画像データに基づいて複数回実行することによって第1の血管画像データ及び第2の血管画像データを取得する。差分画像生成部は、前記第1の血管画像データと前記第2の血管画像データとの間における、前記造影剤の濃度が特定の条件となる時相の差に対応する画素値を有する差分画像データを生成する。

また、本発明の実施形態に係るX線診断装置は、画像収集系、血管画像生成部及び画素値決定部を備える。画像収集系は、被検体から少なくともX線造影画像データを収集する。血管画像生成部は、前記X線造影画像データに基づいて造影剤の濃度の時相変化を取得し、グレースケール又はカラースケールに従って前記造影剤の濃度が特定の条件となる時相に対応する画素値を有する時相画像データを生成する画像生成処理を、互いに異なる時期に収集されたX線造影画像データに基づいて複数回実行することによって第1の血管画像データ及び第2の血管画像データを取得する。画素値決定部は、前記

第1の血管画像データと前記第2の血管画像データとの間において対応する時相の画素値が一致するように、前記第1の血管画像データ及び前記第2の血管画像データの少なくとも一方の画素値又は時相を決定又は補正する。

図面の簡単な説明

- [0007] [図1]本発明の実施形態に係るX線診断装置及び医用画像処理装置の構成図。
- [図2]造影剤の濃度プロファイルに基づいて血管への造影剤の流入時刻又は到達時刻を同定する方法を示す図。
- [図3]造影剤の濃度プロファイルの最大値に対応する時相に割り当てられるカラースケールの第1の例を示す図。
- [図4]図3(C)に示すカラースケールの配色例を示す図。
- [図5]造影剤の濃度プロファイルの最大値に対応する時相に割り当てられるカラースケールの第2の例を示す図。
- [図6]図5(C)に示すカラースケールの配色例を示す図。
- [図7]図1に示すパラメトリック画像生成部において生成されるパラメトリック画像の例を示す図。
- [図8]過去の第1の血管画像データに生成に用いられたカラースケールに従って、第2の血管画像データの画素値を決定又は補正する例を示す図。
- [図9]指定された位置又は領域におけるカラーを第1の血管画像データと第2の血管画像データとの間において一致させる例を示す図。
- [図10]第1の血管画像データの第1の位置及び第2の血管画像データの第2の位置にそれぞれ対応する造影剤の濃度プロファイルの一部を用いて濃度プロファイル間における時相差を求める例を示す図。
- [図11]指定された2つの位置又は領域におけるカラーを第1の血管画像データと第2の血管画像データとの間において一致させる例を示す図。
- [図12]第1の血管画像データと第2の血管画像データとの間においてそれぞれ指定された時相区間におけるカラーを一致させる例を示す図。
- [図13]図1に示すX線診断装置の動作及び医用画像処理装置における処理を示すフローチャート。

実施形態

- [0008] 本発明の実施形態に係る医用画像処理装置及びX線診断装置について添付図面を参照して説明する。
- [0009] 図1は本発明の実施形態に係るX線診断装置及び医用画像処理装置の構成図である。
- [0010] X線診断装置1は、撮影系2、制御系3、データ処理系4及びコンソール5を備えている。撮影系2は、X線管6、X線検出器7、C型アーム8、土台9及び寝台10を有する。また、データ処理系4は、A/D (analog to digital)変換器11、医用画像処理装置12、D/A (digital to analog)変換器13及び表示装置14を有する。尚、A/D変換器11は、X線検出器7と一体化される場合もある。
- [0011] X線管6及びX線検出器7は、寝台10を挟んで対向配置するようにC型アーム8の両端に固定される。C型アーム8は、土台9によって保持される。土台9は、モータ9A及び回転機構9Bを備え、モータ9A及び回転機構9Bの駆動により、C型アーム8とともにX線管6及びX線検出器7を所望の位置にプロペラのように高速に回転させることができる。
- [0012] X線検出器7としては、平面検出器(FPD: flat panel detector)やイメージンテンシファイアテレビ(I.I.-TV: image intensifier TV)を用いることができる。また、X線検出器7の出力側は、データ処理系4のA/D変換器11と接続される。
- [0013] 制御系3は、撮影系2を構成する各構成要素に制御信号を出力することによって撮影系2を駆動制御する装置である。制御系3は入力装置としてのコンソール5と接続され、制御系3への撮像条件等の指示情報は、コンソール5から入力することができる。
- [0014] そして、撮影系2は、制御系3による制御下において回転可能なX線管6から寝台10にセットされた被検体Oに向けて互いに異なる角度でX線を順次曝射し、複数の方向から被検体Oを透過したX線をX線検出器7によりX線投影データとして順次収集できるように構成される。X線検出器7により

収集されたX線投影データは、X線画像データとしてA/D変換器11に出力される。

[0015] また、寝台10にセットされた被検体Oの近傍には、被検体Oに造影剤を注入するための造影剤注入装置15が設けられる。そして、造影剤注入装置15から被検体Oに造影剤を注入することによって、被検体OのX線造影撮影を行うことができる。造影剤注入装置15についても、制御系3により制御することができる。

[0016] 次に医用画像処理装置12の構成及び機能について説明する。

[0017] 医用画像処理装置12の入力側には、A/D変換器11の出力側に接続される。また、医用画像処理装置12の出力側には、D/A変換器13を介して表示装置14が接続される。また、医用画像処理装置12は、コンソール5と接続される。そして、医用画像処理装置12には、コンソール5の操作によってデータ処理に必要な指示情報を入力することができる。

[0018] 尚、図1に例示されるようなX線診断装置1に内蔵された医用画像処理装置12とは別に、独立したシステムとして同様な医用画像処理装置をネットワークを介してX線診断装置1と接続してもよい。

[0019] 医用画像処理装置12は、画像メモリ16、サブトラクション部17、フィルタリング部18、アフィン変換部19、階調変換部20及びパラメトリック画像生成部21を有する。パラメトリック画像生成部21は、更に、時相特定部22、カラーコーディング部23、カラースケール調整部24、カラー同期表示処理部25及び時相差画像作成部26を有する。

[0020] このような機能を有する医用画像処理装置12は、コンピュータに医用画像処理プログラムを読込ませることによって構築することができる。但し、医用画像処理装置12を構成するために回路を用いてもよい。

[0021] 画像メモリ16は、撮影系2によって収集されたX線画像データを保存するための記憶装置である。従って、非造影でX線撮影を行えば、非造影のX線画像データが画像メモリ16に保存され、造影剤を被検体Oに注入してX線撮影を行えば、X線造影画像データが画像メモリ16に保存される。

- [0022] サブトラクション部 17 は、画像メモリ 16 から読み込んだ非造影の X 線画像データと、時系列の X 線造影画像データとの差分（サブトラクション）処理によって造影血管が描出された時系列の DSA 画像データを生成する機能を有する。
- [0023] フィルタリング部 18 は、高周波強調フィルタ、ローパスフィルタ及び平滑化フィルタ等の所望のフィルタ処理を任意のデータに対して実行する機能を有する。
- [0024] アフィン変換部 19 は、コンソール 5 から入力される指示情報に従って X 線画像データの拡大、縮小、回転移動及び平行移動等のアフィン変換処理を実行する機能を有する。
- [0025] 階調変換部 20 は、LUT（Look Up Table）を参照して、X 線画像データの階調変換を行う機能を有する。
- [0026] パラメトリック画像生成部 21 は、時系列の DSA 画像データ又は X 線造影画像データに基づいて造影剤の濃度の時間変化を取得する機能と、造影剤の濃度が特定の条件となる時間に対応する画素値を有するパラメトリック画像データを血管画像データとして生成する機能を有する。パラメトリック画像データは、造影剤の濃度が最大値等の特定の条件となるとき各画素位置における時相に、時相に応じたカラーの画素値を割り当てた時相画像データである。
- [0027] そのために、時相特定部 22 は、造影剤の濃度の時間変化を表すプロファイルに基づいて、造影剤の濃度が特定の条件となる時相を特定する機能を有している。また、カラーコーディング部 23 は、時相特定部 22 により特定された時相に対応するカラーを割り当てる機能を有している。カラースケール調整部 24 は、カラーコーディング部 23 におけるカラーコーディングに用いられるカラースケールを決定する機能を有する。
- [0028] カラーを割り当てるための特定の条件は、着目する血管に造影剤が流入又は到達した時点に対応する造影剤の濃度や逆に着目する血管から造影剤が流出した時点に対応する造影剤の濃度など、診断目的に応じて決定することが

できる。例えば、特定の条件となる時相は、造影剤の濃度が最大値、最大値の所定の割合又は閾値となる時間とすることができる。

[0029] 図2は、造影剤の濃度プロファイルに基づいて血管への造影剤の流入時刻又は到達時刻を同定する方法を示す図である。

[0030] 図2において横軸は、時相方向を示し、縦軸は、造影剤の濃度を表すDSA画像データ又は造影画像データの画像信号の強度を示す。図2に示すように時系列のDSA画像データ又は造影画像データの血管領域に対応するピクセル（画素）に着目すると、時間的に信号強度が変化するカーブとして造影剤の濃度変化プロファイルを取得することができる。

[0031] 典型的な濃度変化プロファイルは、造影剤の流入に伴って値が次第に増加し、造影剤の流出に伴って値が次第に減少するカーブとなる。従って、濃度変化プロファイルの値に対してカーブの立ち上がりを検出するための閾値THを設定すれば、造影剤の濃度が閾値THに達した時相T_{th}として、着目する血管への造影剤の流入開始時相を同定することが可能となる。

[0032] 但し、ノイズが大きい場合には、造影剤の流入開始時相が誤って同定される恐れがある。そこで、ノイズの影響が抑制されるように、造影剤の濃度プロファイルの最大値の5パーセントから10パーセントの範囲の所定の割合を閾値としてもよい。或いは、造影剤が血管に到達した時相として、図2に示すように造影剤の濃度が最大値MAXとなった時相T_{max}や最大値MAXの50パーセントに達した時相T_{max/2}を濃度プロファイルから検出するようにしてもよい。以降では、主として造影剤の到達時相を同定する場合を例に説明する。

[0033] 図2に示すような造影剤の濃度プロファイルに基づく時相の特定を全ての画素に対して実行し、特定された時相に応じたカラーを割り当てると、造影剤の到達時刻等に応じたカラーで各血管が描出されたパラメトリック画像データを生成することができる。

[0034] 但し、移動平均化処理によって複数の画素を代表する画素について造影剤の濃度の時間変化を求めるようにしてもよい。つまり、平滑化処理を伴って、造影剤の濃度変化を求める対象となる画像データのマトリクスサイズを縮

小することができる。また、ローパスフィルタ処理によってノイズを除去した画像データに基づいて造影剤の濃度変化を求めるようにしてもよい。これは、空間方向における造影剤の濃度プロファイルに対する移動平均化処理及びローパスフィルタ処理ということもできる。

[0035] 移動平均化処理及びローパスフィルタ処理は、空間方向に限らず、時間方向に実行することもできる。移動平均化処理及びローパスフィルタ処理を時間方向に実行する場合には、時間方向における造影剤の濃度プロファイルに対して処理が実行されることとなる。

[0036] 従って、時間方向及び空間方向の少なくとも一方における移動平均処理後の造影剤の濃度の時間変化に基づいて、パラメトリック画像データを生成することができる。また、時間方向及び空間方向の少なくとも一方におけるローパスフィルタ処理後の造影剤の濃度の時間変化に基づいて、パラメトリック画像データを生成することができる。これにより、ノイズが除去された平滑なパラメトリック画像データを生成することが可能となる。

[0037] また、X線造影画像データの撮影間隔に相当する造影剤の濃度のサンプリング間隔よりも短いデータ間隔を有する造影剤の濃度の時間変化に基づいて、パラメトリック画像データを生成することもできる。造影剤の濃度のサンプリング間隔よりも短いデータ間隔を有する造影剤の濃度の時間変化は、補間処理、特定の関数を用いたカーブフィッティング処理又は重心算出処理等の任意の処理によって取得することができる。これにより、より高精度に各画素における造影剤の到達時刻等を同定することが可能となる。特に、移動平均化処理及びローパスフィルタ処理の少なくとも一方を行う場合は一層効果的である。

[0038] 図3は、造影剤の濃度プロファイルの最大値に対応する時相に割り当てられるカラースケールの第1の例を示す図である。

[0039] 図3(A)は2次元の各位置 (x_i, y_j) ($i=1, 2, 3, \dots, m; j=1, 2, 3, \dots, n$)における造影剤の濃度プロファイル及び濃度プロファイルの最大値MAXに基づいて特定された造影剤の到達時相 $T_{\max}(x_i, y_j)$ を示している。造影剤の注入

位置に近い位置では相対的に早く造影剤が到達する。従って、特定される時相も相対的に早い時相となる。一方、造影剤の注入位置から離れた位置では、造影剤の到達時刻が相対的に遅くなる。従って、特定される時相も相対的に遅い時相となる。

[0040] 図3(B)は、図3(A)に示すように特定された時相に割り当てられるカラースケールの例を示す。図3(B)に示すように、濃度プロファイルとして取得された造影剤の濃度の時間変化の初期時刻から終了時刻までの期間Tallに、R値、B値及びG値で構成されるカラーの画素値の変化を割り当てることによって、カラースケールを作成することができる。すなわち、色相の連続的な変化を、造影剤の濃度の時間変化の初期時刻から終了時刻までの期間Tallに割り当てることによって、カラースケールを作成することができる。

[0041] そして、図3(B)に示すようなカラースケールに従って、造影剤の到達時相を表す2次元の時相マップをカラーコーディングすることができる。そうすると、造影剤の到達時相に応じて異なる色で血管が描出されたパラメトリック画像データを生成することができる。

[0042] 但し、図3(A)に示すように、画素位置(x_i, y_j)間において造影剤の到達時相 $T_{\max}(x_i, y_j)$ の相違がカラースケールの範囲に対して相対的に小さい場合には、画素位置(x_i, y_j)間における色の变化も僅かとなる。このため、色の相違によって血管を区別することが困難となる場合がある。

[0043] 特に、硬膜動静脈瘻や脳動静脈奇形の診断を目的としてX線撮影を行う場合には、動脈と静脈との間における血液の流れを観察することが重要となる。従って、造影剤の到達時刻の差が小さい複数の血管を区別することが必要となる場合が多い。

[0044] そこで、複数の血管において造影剤の到達時刻の差が小さい場合であっても、色の相違として血管を区別できるように、カラースケール調整部24においてカラースケールを変更することができる。図3(C)は、造影剤の濃度の時間変化の初期時刻から終了時刻までの期間Tallに、画素値の変化として色相の連続的な変化を複数回割り当てることによってカラースケールを作成し

た例を示す。つまり、色相の連続的な変化が周期的に繰返されるカラースケールを作成することができる。

[0045] 図3(C)に示すようなカラースケールは、コンソール5の操作によって濃度プロファイルの初期時相に対応する画素値、画素値の変化の周期Tscale及び周期Tscale内における初期の画素値を指定することによって作成することができる。これにより、指定された初期の画素値及び指定された周期Tscaleで画素値の変化が繰返されるカラースケールを作成することができる。そして、同じ周期Tscale内において図3(B)に示すような配色を行うことができる。具体的には、1周期Tscale内において最大値を呈する色相が赤、緑及び青の間で変化するカラースケールを作成することができる。

[0046] 図4は、図3(C)に示すカラースケールの配色例を示す図である。

[0047] 図4において直交する3軸は、それぞれR値、G値及びB値を示す。図4に示すようなR値の最大値、G値の最大値及びB値の最大値を頂点とする色三角形の辺に沿って、周期Tscale内の各時相に対応するR値、G値及びB値を決定することができる。すなわち、相対時刻がゼロ及びTscaleの時には、G値及びB値がいずれもゼロでR値が最大値、相対時刻がTscale/3の時には、R値及びB値がいずれもゼロでG値が最大値、相対時刻が2Tscale/3の時には、R値及びG値がいずれもゼロでB値が最大値となるように配色を行うことができる。

[0048] このような配色を行うと、時相が遅くなるにつれて、色が赤から緑を経由して青に変化し、再び赤に戻るパラメトリック画像データを生成することができる。尚、赤、緑及び青の間の色については、例えば、R値、G値及びB値が線形に変化するように時相に割り当てることができる。或いは、色三角形の中心と辺上の点を結ぶ線分の角度が線形に変化するようにR値、G値及びB値を時相に割り当てることができる。

[0049] このような配色によって作成されたカラースケールに従ってパラメトリック画像データを生成すると、造影剤の到達時刻の差が僅かであっても、色の相違として血管を区別することが可能となる。すなわち、造影剤の到達時刻を詳細に把握することができる。

- [0050] 尚、人間が注意を引く色は赤である。従って、図4に例示されるように、造影剤の到達時刻が最も早い初期時相の色を赤に設定することが視認性の向上に繋がる。すなわち、カラースケールの初期時相に対応するカラー値をR値の最大値とすることが効果的である。また、別の例として、注目する時相が赤になるように初期時相を調整することも有用である。
- [0051] 図5は、造影剤の濃度プロファイルの最大値に対応する時相に割り当てられるカラースケールの第2の例を示す図である。
- [0052] 図5(A)は図3(A)と同様に、2次元の各位置 (x_i, y_j) ($i=1, 2, 3, \dots, m$; $j=1, 2, 3, \dots, n$)における造影剤の濃度プロファイル及び濃度プロファイルの最大値MAXに基づいて特定された造影剤の到達時相 $T_{\max}(x_i, y_j)$ を示している。
- [0053] そして、造影剤の濃度の時間変化の初期時刻から終了時刻までの期間 T_{all} にカラーの画素値の変化を割り当てた図5(B)に示すようなカラースケールを図5(C)に示すカラースケールに変更することができる。図5(C)に示すカラースケールは、指定された期間に画素値の変化として色相の連続的な変化を割り当てることによって作成されたものである。画素値の変化を割り当てる期間は、開始時相 T_1 及び終了時相 T_2 を指定することによって決定することができる。開始時相 T_1 及び終了時相 T_2 の指定は、時系列のX線造影画像又はDSA画像から選択することによって行うことができる。
- [0054] 図6は、図5(C)に示すカラースケールの配色例を示す図である。
- [0055] 図6において直交する3軸は、それぞれR値、G値及びB値を示す。図4と同様に色三角形の辺に沿って指定された期間内の各時相に対応するR値、G値及びB値を決定することができる。すなわち、図4に例示されるように、開始時相 T_1 ではG値及びB値がいずれもゼロでR値が最大値、開始時相 T_1 と終了時相 T_2 との間における中間時相ではR値及びB値がいずれもゼロでG値が最大値、終了時相 T_2 ではR値及びG値がいずれもゼロでB値が最大値となるように配色を行うことができる。
- [0056] 図6に示すような配色を行うと、開始時相 T_1 と終了時相 T_2 との間において

最大値を呈する色相が赤、緑及び青の間で変化するカラースケールを作成することができる。つまり、指定された期間内において色から赤から緑を経て青に変化するカラースケールを作成することができる。

[0057] 指定された期間以外の期間には、指定された期間における画素値の変化と異なる画素値を割り当てることができる。例えば、指定された期間の内外において色相が変わるようにすることができる。より具体的な例としては、開始時相T1以前の時相では、白から赤へと変化し、終了時相T2以降の時相では、青から白へと変化するようにカラースケールを作成することができる。

[0058] また、指定された期間以外の期間には、指定された期間における透過度と異なる透過度を割り当てることができる。具体例として、開始時相T1以前の時相では、透過度が最大値からゼロに変化し、終了時相T2以降の時相では、透過度がゼロから最大値に変化するようにカラースケールを作成することができる。つまり、指定された期間外の時相において透過度を所定の範囲で変化させることができる。この場合、R値及びB値等のカラー値については、指定された期間外において変化させなくてもよい。

[0059] このように、指定された期間外の時相範囲については、R値、G値及びB値を含む画素値及び透過度の少なくとも一方を、指定された期間内と変えることができる。

[0060] 図3(C)及び図5(C)に示すような変更後のカラースケールは、動的に変化させることもできる。具体的には、図3(C)又は図5(C)に示すようなカラースケールの画素値の変化の位相及び周期の少なくとも一方を変化させることによって複数のカラースケールを作成することができる。画素値の変化の位相を変化させることは、カラースケールを時相方向にシフトさせることに相当する。一方、画素値に変化の周期を変化させることは、カラースケールを時相方向に伸縮させることに相当する。

[0061] このように配色が異なる複数のカラースケールを用いてパラメトリック画像データのカラーコーディングを行うと、複数のカラースケールに対応する複数のパラメトリック画像データが生成される。そして、生成された複数の

パラメトリック画像データをカラースケール方向に動画として表示させることが可能となる。つまり、画素値の変化の位相及び周期の少なくとも一方を変化させることによって作成された複数のカラースケールに従って動画として血管画像データを生成することができる。これにより、造影剤及び血流の流れを一層容易に把握することが可能となる。特に、人間の目は赤に対する視認性が高いので、注目する開始時相T1から終了時相T2まで赤が移動するような動画像を作成すると注目領域の血流動態が理解し易い。

[0062] 具体例として、図5(C)に示すように指定された期間において色を変化させる場合であれば、各時相に対応する色を時間的に変化させることができる。この場合、同一の時相であっても、色が赤、緑及び青の間で変化することとなる。尚、指定された期間外については、開始時相T1及び終了時相T2の各色からそれぞれ徐々に白に変化させたり、透過度を変化させることができる。

[0063] 一方、周期的にカラー値を変化させたカラースケールの場合には、周期内における初期のカラー値を徐々に変化させることによって、複数のカラースケールを作成することができる。

[0064] R値、G値及びB値を含むカラー値は、最大値以外の値に変更することもできる。すなわち、上述したカラースケールによってパラメトリック画像データを生成すると、ローパスフィルタ処理等によって造影剤の濃度プロファイルの値がゼロとならなかった画素の輝度値は最大となる。つまり、造影剤の濃度に依らず、造影剤が到達した画素については、輝度値が最大となる。

[0065] そこで、造影剤の濃度が把握できるように、パラメトリック画像データの輝度値を変更することができる。換言すれば、造影剤の濃度が最大値等の特定の条件となるときに造影剤の濃度に応じた輝度値を有するパラメトリック画像データを血管画像データとして生成することができる。

[0066] 具体的には、輝度値の変更前における最大のR値、G値及びB値をそれぞれ R_0 、 G_0 、 B_0 とすると、式(1)に示すように係数 k を乗じることによって輝度値の変更後におけるR値、G値及びB値を決定することができる。

$$(R, G, B) = (kR_0, kG_0, kB_0) \quad (1)$$

[0067] 式(1)において係数 k は、造影剤の濃度に対応するゼロ以上1以下の値に設定される。係数 k は、例えば、式(2)により決定することができる。

$$k=P(x, y)/P_0 \quad (2)$$

但し、式(2)において $P(x, y)$ は、X線造影画像データ又はDSA画像データの画像信号値として取得される位置 (x, y) における造影剤の濃度プロファイルの最大値等の特定の条件に対応する値であり、 P_0 は、定数である。

[0068] 式(2)により係数 k を設定すると、係数 k は、造影剤の濃度プロファイルの値 $P(x, y)$ に比例する値となる。従って、パラメトリック画像データの輝度値(R, G, B)についても、造影剤の濃度プロファイルの値 $P(x, y)$ に比例する輝度値にすることができる。また、造影剤の濃度がノイズレベルである画素や、実際にノイズが生じている画素における輝度値を十分に小さくすることができる。

[0069] 尚、定数 P_0 は、造影剤の濃度プロファイルの値 $P(x, y)$ の空間方向における最大値或いは経験的に決定した任意の値とすることができる。但し、定数 P_0 を、造影剤の濃度プロファイルの値 $P(x, y)$ の最大値よりも小さい値に設定すると、式(2)の計算によって係数 k が1よりも大きい値となる場合がある。そのような場合には、係数 k を1に設定すればよい。

[0070] そして、式(1)によって値が調整された画素値を各画素位置 (x, y) に割り当てると、造影剤の到達時相及び濃度に応じたカラー及び輝度で血管が描出されたパラメトリック画像データを生成することができる。尚、式(1)に示す輝度値の調整は、カラーコーディング部23におけるカラーコーディングの際に実行することができる。

[0071] このように、パラメトリック画像生成部21において生成されたパラメトリック画像データは、X線造影画像データやDSA画像データと同様に、表示装置14に表示させることができる。また、必要に応じて、画像メモリ16にパラメトリック画像データを保存することができる。

[0072] 図7は、図1に示すパラメトリック画像生成部21において生成されるパラメトリック画像の例を示す図である。

- [0073] 図7に示すように、パラメトリック画像は、造影剤が注入された血管がカラーで表示され、造影剤が存在しない領域では輝度値がゼロの画像となる。また、血管は、造影剤の到達時刻に応じて色が変化する領域として描出される。このため、色によって造影剤とともに血液が流れる様子を観察することができる。
- [0074] 図7に示すようなパラメトリック画像は、被検体Oの経時変化を観察するために異なる日時において繰返し撮影することができる。例えば、被検体Oの治療前と治療後においてパラメトリック画像を生成すれば、被検体Oの治療経過を観察することができる。
- [0075] つまり、時相画像データであるパラメトリック画像データを生成する画像生成処理を、互いに異なる時期に収集されたX線造影画像データに基づいて複数回実行することによって第1の血管画像データ及び第2の血管画像データを取得することができる。そして、第1の血管画像及び第2の血管画像を表示させ、互いに比較読影することができる。
- [0076] 但し、第1の血管画像データと第2の血管画像データとが互いに異なる条件でカラーコーディングされていると、対応する時相が異なるカラーで表示されることとなる。このため、血管画像の比較読影が困難となる恐れがある。
- [0077] そこで、パラメトリック画像生成部21のカラー同期表示処理部25は、カラーコーディング部23及びカラースケール調整部24に指示情報を与えることによって、第1の血管画像データと第2の血管画像データとの間において対応する時相の画素値が一致するように、第1の血管画像データ及び第2の血管画像データの少なくとも一方の画素値を決定又は補正するように構成される。
- [0078] 例えば、第1の血管画像データが過去に取得されており、第2の血管画像データを新たに生成する場合には、第2の血管画像データの時相に対応する画素値を、第1の血管画像データの時相に対応する画素値に合わせて決定することができる。また、第1の血管画像データ及び第2の血管画像データの

双方が既に生成されている場合には、対応する時相の画素値が一致するように、第1の血管画像データ及び第2の血管画像データの少なくとも一方の画素値を補正することができる。以降では、第1の血管画像データが過去の画像データとして第2の血管画像データよりも前に生成されているものとして説明する。

[0079] 第2の血管画像データの生成時又は生成後において、過去の第1の血管画像データは、コンソール5の操作によってマニュアルで選択することができる。具体的には、コンソール5の操作によって画像メモリ16を検索し、過去に同一の方向から略同一の条件で撮影されたパラメトリック画像データを第1の血管画像データとして選択することができる。或いは、過去の時系列のX線造影画像データ又はDSA画像データをパラメトリック画像データの元データとして選択するようにしてもよい。

[0080] もちろん、カラー同期表示処理部25に、過去の第1の血管画像データを自動的に選択する機能を設けることもできる。例えば、同一の被検体Oに対する過去の検査情報を検索し、同一の撮影プロトコルや同一の撮影角度及び撮影位置で撮影されたパラメトリック画像データ、時系列のDSA画像データ又は時系列のX線造影画像データを自動的に取得することができる。

[0081] 第1の血管画像データと第2の血管画像データとの間において、時相とカラーの画素値との関係を一致させる方法としては、様々な方法が挙げられる。異なる複数の方法で時相と画素値との関係を一致させることができるようにする場合には、方法に応じた複数のカラー同期モードを設定することができる。

[0082] 図8は、過去の第1の血管画像データに生成に用いられたカラースケールに従って、第2の血管画像データの画素値を決定又は補正する例を示す図である。

[0083] 図8(A)は、過去に撮影された第1の血管画像データ及び第1の血管画像データの生成に用いられたカラースケールの一例を示している。また、図8(B)は、新たに撮影された第2の血管画像データ及び第2の血管画像データの生

成に用いられたカラースケールの一例を示している。

[0084] 図8に示すように、過去の第1の血管画像データに生成に用いられたカラースケールと同一のカラースケールに従って第2の血管画像データのカラーコーディングを行うことができる。図8に示す例では、図5(C)に示すような開始時相T1から終了時相T2までの指定された期間に色相の連続的な変化を割り当てたカラースケールが用いられている。もちろん、図3(C)に示すような周期的な色相の変化を有するカラースケールや図3(B)及び図5(B)に示すような単調なカラースケールが第1の血管画像データに生成に用いられた場合には、同一の色相の変化を有するカラースケールを用いて第2の血管画像データを生成又は補正することができる。

[0085] つまり、カラー同期表示処理部25は、第1の血管画像データに生成に用いられたカラースケールを特定する情報を取得し、取得した情報に基づいて第1の血管画像データに生成に用いられたカラースケールと同一のカラースケールに従って第2の血管画像データの画素値を決定又は補正することができる。尚、第1の血管画像データに生成に用いられたカラースケールを特定する情報は、第1の血管画像データの付帯情報から取得することができる。逆に言えば、第1の血管画像データに生成に用いられたカラースケールを特定する情報を第1の血管画像データの付帯情報として第1の血管画像データとともに画像メモリ16に保存することができる。これにより、第2の血管画像データの生成の際に、第1の血管画像データに生成に用いられたカラースケールを特定することができる。

[0086] このように共通のカラースケールを用いて生成された第1の血管画像データ及び第2の血管画像データを表示装置14に並列表示させると、非常に簡易な表示処理で、対応する時相を同一のカラーで表示させることができる。尚、3つ以上の血管画像データが存在する場合においても、選択された1つの血管画像データにおける時相とカラーとの関係に一致するように、他の血管画像データにおける時相とカラーとの関係を調整することができる。

[0087] 但し、治療前後等の異なる日時にX線撮影を行う場合、造影剤の注入開始

時刻を基準とする時系列のX線造影画像データが同一の時期に収集されるとは限らない。また、造影剤を注入するためのカテーテルの位置の相違が撮影日時間において大きい場合においても、同一の位置への造影剤の到達時刻が変化する。従って、同一の位置であっても造影剤の到達時相が、第1の血管画像データと第2の血管画像データとの間において治療以外の原因によって変化する可能性がある。この場合、同一のカラースケールを用いても、第1の血管画像データと第2の血管画像データとの間において同一の位置が異なる色で表示される。

[0088] そこで、第1の血管画像データと第2の血管画像データとの間において時相を対応させる補正を行うこともできる。これにより、第1の血管画像データと第2の血管画像データとの間において同一の位置を同一のカラーで表示させることが可能となる。

[0089] 尚、同一の位置にけるカラーを一致させるために時相を補正することは、時相を変えずにカラースケールの配色を補正することと等価である。従って、時相及びカラースケールの画素値の少なくとも一方を補正することにより、変化のない位置におけるカラーを第1の血管画像データと第2の血管画像データとの間において一致させることができる。時相の補正は、カラーコーディング部23において行うことができる。また、カラースケール上のカラーの画素値の補正は、カラースケール調整部24において行うことができる。

[0090] 図9は、指定された位置又は領域におけるカラーを第1の血管画像データと第2の血管画像データとの間において一致させる例を示す図である。

[0091] 図9(A)は、血栓が描出された治療前の第1の血管画像と血栓が除去された治療後の第2の血管画像とを並列表示させた例を示す。図9(A)に示すように、例えば、過去に撮影された治療前の第1の血管画像データ上において、コンソール5の操作によって第1の位置P1を指定することができる。第1の位置P1が治療前後において変化のない位置であれば、第1の血管画像の第1の位置P1と、第1の位置P1に対応する第2の血管画像の第2の位置P2を同一の

カラーで表示させることが望ましい。

[0092] そこで、第1の血管画像データ上において指定された第1の位置P1における第1の時相T(P1)と、第2の血管画像データ上において第1の位置P1に対応する第2の位置P2における第2の時相T(P2)とが、互いに同一の画素値とするべき対応する時相となるように、第1の血管画像データ及び第2の血管画像データの少なくとも一方の画素値を補正することができる。

[0093] 具体的には、上述したように、時相及び時相に対応するカラースケールの配色の一方又は双方を補正することができる。時相のみを補正する場合には、第1の位置P1における時相が第2の位置P2における時相と一致するように、第1の時相T(P1)及び第2の時相T(P2)の少なくとも一方が補正される。一方、カラースケールのみを変更する場合には、第1の時相T(P1)に対応するカラーが第2の時相T(P2)に対応するカラーと一致するようにカラースケールが調整される。

[0094] 図9(B)は、第1の血管画像データと第2の血管画像データとの間においてカラースケールを共通とし、第2の血管画像データの第2の位置P2における第2の時相T(P2)を、第1の血管画像データの第1の位置P1における第1の時相T(P1)と一致させる補正を行った場合における造影剤の濃度プロファイル及び対応するカラースケールを示している。図9(B)の点線で示される第2の血管画像データの第2の位置P2における造影剤濃度プロファイルを、実線で示される造影剤濃度プロファイルに補正することができる。図9(B)に示すように、ある位置における時相の補正は視覚的には造影剤濃度プロファイルの平行移動に相当する。このため、第2の位置P2におけるカラーを第1の位置P1におけるカラーと一致させることができる。

[0095] 一方、図9(C)は、時相を補正する代わりにカラースケールのみを補正した場合の例を示している。この場合、第2の時相T(P2)に対応する画素値が、第1の時相T(P1)に対応する画素値と一致するように、第2の血管画像データに対応するカラースケールを補正すればよい。カラースケールの補正は、視覚的には図9(C)に示すように、カラースケールの色相が連続的に変化する部分

の平行移動に相当する。

[0096] 尚、位置の代わりに領域を指定するようにしてもよい。その場合には、領域を代表する画素値が一致するように時相又はカラースケールの配色を変更すればよい。また、指定された第1の位置P1又は第1の領域に対応する第2の位置P2又は第2の領域は、座標情報に基づいて自動的に検出することもできるし、コンソール5の操作によってマニュアルで指定することもできる。

[0097] マニュアルで指定された第1の位置P1又は第1の領域に対応する第2の位置P2又は第2の領域を自動的に同定する方法としては、カラーで描出された血管の輪郭を抽出することによる方法が挙げられる。具体的には、第1の血管画像データにおいて第1の位置P1を中心とする一片の長さが Δ の矩形領域内における血管の輪郭をエッジ抽出処理等の画像処理によって抽出し、抽出された血管の輪郭を含む矩形領域を第2の血管画像データにおいて探索することができる。そして、第2の血管画像データにおいて検出された1辺の長さが Δ の矩形領域の中心位置を第2の位置P2として同定することができる。第1の領域に対応する第2の領域を自動的に同定する場合についても第1の領域が小さければ同様な方法で第2の領域を同定することができる。また、第1の領域が広い場合には、複数の単位領域に分割し、単位領域ごとに同様な方法を適用することができる。

[0098] また、図9の(B)及び(C)に示す例では、造影剤の濃度を示す信号強度が最大値となる時の時相に対応する画素値を第1の血管画像データと第2の血管画像データとの間において一致させているが、他の方法で濃度プロファイル間の時相シフト量を求めることができる。すなわち、造影剤の濃度プロファイルの最大値間の時相差を補正すべき時相シフト量とせずに、濃度プロファイル間の時相差を補正すべき時相シフト量とすることができる。

[0099] 図10は、第1の血管画像データの第1の位置P1及び第2の血管画像データの第2の位置P2にそれぞれ対応する造影剤の濃度プロファイルの一部を用いて濃度プロファイル間における時相差を求める例を示す図である。

[0100] 図10(A)は、図9(A)と同様に、第1の位置P1が指定された第1の血管画

像データと、第1の位置P1に対応する第2の位置P2が特定された第2の血管画像データとを並列表示させた図である。

[0101] 図10(B)は、第1の血管画像データの第1の位置P1における造影剤の濃度プロファイルと、第2の血管画像データの第2の位置P2における造影剤の濃度プロファイルとを比較した第1の例を示す図である。図10(B)に示すように、第1の位置P1における造影剤の濃度プロファイルの信号強度に閾値を設定することによって任意の時相範囲 ΔT の濃度プロファイルを抽出することができる。

[0102] 例えば、濃度プロファイルの信号強度が閾値を超えた時相を中心とする所定の範囲を時相範囲 ΔT として決定することができる。閾値は、例えば、造影剤が到達したとみなせる値として予め決定することができる。

[0103] 一方、第2の位置P2における造影剤の濃度プロファイルを、シフト量をパラメータとして時相方向にシフトさせ、抽出された時相範囲 ΔT における相互相関係数が最大となる時のシフト量を求めることができる。このような最適化演算を行うと、第2の位置P2における造影剤の濃度プロファイルのシフト量 T_{shift} を、2つの濃度プロファイル間における時相差として算出することができる。

[0104] 尚、相互相関係数の代わりに、最小2乗誤差等の乖離量を表す指標を用いた最適化演算を行うようにしてもよい。従って、指標によっては、指標を最小化する最適化演算によって2つの濃度プロファイル間における時相差が算出される場合もある。

[0105] 図10(C)は、第1の位置P1における造影剤の濃度プロファイルと、第2の位置P2における造影剤の濃度プロファイルとを比較した第2の例を示す図である。単位時間当たりの造影剤の注入量に対して血流が速い場合には、造影剤が心拍の影響を受けて往復する可能性がある。そのような場合には、図10(C)に示すように造影剤の濃度プロファイルが複数の極大値を有する波型のカーブとなることがある。

[0106] 図10(C)に示すような波型の濃度プロファイルに対して相互相関係数を最

大化する最適化演算を実行すると、濃度プロファイルのシフト量に応じて相互相関係数が増減することとなる。このため、不適切な時相のシフト量が最適解として得られる恐れがある。

[0107] そこで、第1の位置P1における造影剤の濃度プロファイルの信号強度が最初に閾値を超えた時相に基づいて時相範囲 ΔT を決定し、かつ相互相関係数の最初のピークに対応する時相方向のシフト量 T_{shift} を最適解とすることにより、2つの濃度プロファイル間における適切な時相差を算出することができる。

[0108] このような最適化演算を伴う時相差の算出方法によって、より正確な時相差の算出及び時相の補正を行うことができる。もちろん、求めた時相差に従って、図9(C)に示すようなカラースケール側の補正を行うようにしてもよい。

[0109] そして、上述のような時相及びカラースケールの一方又は双方の補正を、全ての画素位置に対して実行することができる。これにより、第1の血管画像データと第2の血管画像データとの間におけるカラーを対応させることができる。すなわち、造影剤を注入するためのカテーテルの位置が異なる場合やX線造影撮影のタイミングが異なる場合であっても、変化のない同一の部位であれば同一のカラーで第1の血管画像及び第2の血管画像を表示させることが可能となる。このため、第1の血管画像と第2の血管画像との比較読影が容易となる。

[0110] 但し、第1の血管画像データの撮影時と第2の血管画像データの撮影時との間において被検体Oの心拍数が異なる等の理由で血流の速度が異なる場合には、造影剤の流速が変化する。その場合、造影剤の注入位置から離れた位置では、造影剤の流速の相異によって造影剤の到達時相が変化する。従って、図9に示すような補正を行っても、変化のない同一の部位におけるカラーが第1の血管画像と第2の血管画像との間において同一とならない恐れがある。そのような場合には、カラーを一致させる対象として複数の位置又は領域を指定することができる。

[0111] 図 1 1 は、指定された 2 つの位置又は領域におけるカラーを第 1 の血管画像データと第 2 の血管画像データとの間において一致させる例を示す図である。

[0112] 図 1 1 (A) は、血栓が描出された治療前の第 1 の血管画像と血栓が除去された治療後の第 2 の血管画像とを並列表示させた例を示す。図 1 1 (A) に示すように、例えば、過去に撮影された治療前の第 1 の血管画像データ上において、コンソール 5 の操作によって第 1 の位置 P1 に加えて別の第 3 の位置 P3 を指定することができる。

[0113] 第 1 の位置 P1 及び第 3 の位置 P3 がいずれも治療前後において変化のない位置であれば、第 1 の血管画像の第 1 の位置 P1 と、第 1 の位置 P1 に対応する第 2 の血管画像の第 2 の位置 P2 のみならず、第 1 の血管画像の第 3 の位置 P3 と、第 3 の位置 P3 に対応する第 2 の血管画像の第 4 の位置 P4 についても同一のカラーで表示させることが望ましい。

[0114] しかしながら、第 1 の血管画像の撮影時と第 2 の血管画像の撮影時において血流速度が異なると、第 1 の位置 P1 に造影剤が到達した時相と、第 2 の位置 P2 に造影剤が到達した時相が一致しても、第 3 の位置 P3 に造影剤が到達した時相と、第 4 の位置 P4 に造影剤が到達した時相が一致しない。

[0115] そこで、第 1 の位置 P1 及び第 2 の位置 P2 に加え、第 1 の血管画像データ上において更に指定された第 3 の位置 P3 における第 3 の時相 T(P3) と、第 2 の血管画像データ上において第 3 の位置 P3 に対応する第 4 の位置 P4 における第 4 の時相 T(P4) とが別の対応する時相となるように、第 1 の血管画像データ及び第 2 の血管画像データの少なくとも一方の画素値を補正することができる。尚、第 4 の位置 P4 についても、第 2 の位置 P2 と同様に、マニュアル指定及び自動検出が可能である。この場合、第 1 の位置 P1 と第 3 の位置 P3 との間における各位置の時相と、第 2 の位置 P2 と第 4 の位置 P4 との間における各位置の時相とが対応するように、補間処理を伴って画素値を補正することができる。

[0116] 補間処理の対象は、時相及びカラースケールにおいて連続的に変化する色

相の位相の少なくとも一方となる。補間処理は、線形補間とすることが処理の簡易化に繋がる。

[0117] 図 1 1 (B) , (C) , (D) , (E)において各縦軸は造影剤の濃度に対応する信号強度 S を示し、各横軸は時相 T を示す。また図 1 1 (F)は、第 1 の血管画像データ及び第 2 の血管画像データの表示に用いられるカラースケールを示している。

[0118] 図 1 1 (B)から(E)は、第 1 の血管画像データと第 2 の血管画像データとの間においてカラースケールを共通とし、時相の線形補間を伴って第 2 の血管画像データの時相を補正する場合における造影剤の濃度プロファイルの変化を示している。尚、左側の濃度プロファイル及び図 1 1 (F)の左側のカラースケールは第 1 の血管画像データに対応しており、右側の濃度プロファイル及び図 1 1 (F)の右側のカラースケールは第 2 の血管画像データに対応している。

[0119] まず、第 1 の補正として、第 2 の血管画像データの第 2 の位置 $P2$ における第 2 の時相 $T(P2)$ が第 1 の血管画像データの第 1 の位置 $P1$ における第 1 の時相 $T(P1)$ となるように、第 2 の血管画像データの全ての位置における各時相 T を時相方向にシフト量 $\Delta T(P2)$ だけシフトさせる補正が実行される。これは、視覚的には、第 2 の血管画像データの各位置における造影剤の濃度プロファイルを時相方向にシフト量 $\Delta T(P2)$ だけシフトさせることに相当する。

[0120] 図 1 1 (B)は第 1 の血管画像データの第 1 の位置 $P1$ におけるプロファイルを左に、第 2 の血管画像データの第 2 の位置 $P2$ におけるプロファイル及び第 1 の補正を行ったプロファイルを右にそれぞれ点線と実線で示している。同様に図 1 1 (C)は第 1 の血管画像データの第 3 の位置 $P3$ におけるプロファイルを左に、第 2 の血管画像データの第 4 の位置 $P4$ におけるプロファイル及び第 1 の補正を行ったプロファイルを右にそれぞれ点線と実線で示している。ここで $\Delta(P13)$ は $T(P3)$ と $T(P1)$ との時間差、 $\Delta(P24)$ は $T(P4)$ に第 1 の補正を適用した結果と $T(P1)$ との時間差を示している。

[0121] 次に、第 2 の補正として、 $\Delta(P13)$ と $\Delta(P24)$ とは狭窄など血管の状態に起

因する要因が無ければ一致するはずである。このような要因が無ければこの差異は血流の速度変化によって発生したと考えられるので、 $T(P4)' (=T(P4) - \Delta T(P2))$ に対し $T(P1)$ を基準として $\Delta T(P13) / \Delta T(P24)$ をかけることで伸縮補正される。第2の血管画像データの第4の位置P4におけるプロファイルに対し、第2の補正を適用した結果が図11(D)の右に示されている。

[0122] これらをまとめると、第2の血管画像データの任意の位置におけるプロファイルは式(3)で補正される。つまり、第2の血管画像データの時相データT2は、時相データT2'に補正される。

$$T2' = \{T2 - \Delta T(P2) - T(P1)\} \cdot \{T(P3) - T(P1)\} / \{T(P4) - T(P2)\} + T(P1) \quad (3)$$

[0123] このような時相の補間処理を行うと、第1の血管画像データの第1の位置P1における第1の時相T(P1)と第2の血管画像データの第2の位置P2における第2の時相T(P2)が一致し、且つ第1の血管画像データの第3の位置P3における第3の時相T(P3)と第2の血管画像データの第4の位置P4における第4の時相T(P4)が一致する。従って、仮に血流の変化の原因がカテーテルの位置の差異や血流速度に因るものであれば、時相データの補正処理により血流の変化が補正される。

[0124] しかし、血栓が除去されることによって血流の速度が治療前後において変化した場合は、血流の変化は補正されない。このため、図11(E)に示すように、結果として第1の血管画像データの第5の位置P5における第5の時相T(P5)と第2の血管画像データの第6の位置P6における第6の時相T(P6)の補正後の時相T'(P6)では大きな差異が血流改善の効果として表れる。

[0125] 尚、図9に示すようにカラースケールの色相が連続的に変化する部分を補正することによっても同様な表示カラーの補正を行うことができる。その場合、視覚的には、カラースケールの色相が連続的に変化する部分が、時相方向に平行移動及び伸縮変形されることとなる。

[0126] また、上述のように位置を指定する代わりに領域を指定するようにしてもよい。更に、図3(C)に示すような周期的な色相の変化を有するカラースケールや図3(B)及び図5(B)に示すような単調なカラースケールを用いて第1の

血管画像データ及び第2の血管画像データを生成する場合においても、同様に図9又は図11に示すようなカラースケール及び時相の同期処理を実行することができる。

[0127] 第1の血管画像データと第2の血管画像データとの間におけるカラースケール及び時相の同期処理は、第1の血管画像データ及び第2の血管画像データに対してそれぞれ同期させるべき時相区間をマニュアルで直接指定することによっても行うことができる。同期させるべき時相区間は、色相の連続的な変化の開始時相及び終了時相として指定することができる。

[0128] 図12は、第1の血管画像データと第2の血管画像データとの間においてそれぞれ指定された時相区間におけるカラーを一致させる例を示す図である。

[0129] 図12(A)は、時系列の第1のDSA画像データ又は第1のX線造影画像データの選択によってカラースケールの色相の連続的な変化の初期時相T11及び終了時相T12を第1の期間として指定した例を示している。一方、図12(B)は、時系列の第2のDSA画像データ又は第2のX線造影画像データの選択によってカラースケールの色相の連続的な変化の初期時相T21及び終了時相T22を第2の期間として指定した例を示している。

[0130] この場合、第1の血管画像データを生成するために指定された第1の期間に割り当てられる第1の画素値の連続的な変化が第2の血管画像データを生成するために指定された第2の期間に割り当てられる第2の画素値の連続的な変化と対応するように、第1の血管画像データ及び第2の血管画像データの少なくとも一方の画素値を決定又は補正することができる。具体的には、第1の期間の初期時相T11における画素値を第2の期間の初期時相T21における画素値と一致させ、かつ第1の画素値の変化の周期Tscale1を第2の画素値の変化の周期Tscale2と異なる周期に設定することによって、第1の画素値の変化を第2の画素値の変化と対応させることができる。第1の画素値の変化の周期Tscale1及び第2の画素値の変化の周期Tscale2は、第1の期間の終了時相T12における画素値が第2の期間の終了時相T22における画素値と一致す

るように調整される。

- [0131] つまり、マニュアルで時相を指定することにより、第1の血管画像データ用のカラースケールと、第2の血管画像データ用のカラースケールを、互いに時相と画素値との関係が対応するように決定することができる。従って、各初期時相T11, T21を造影剤の流入時相とし、各終了時相T12, T22を造影剤の濃度の最大値又は流出時相とすれば、比較対象となる時相区間に選択的にカラーコーディング処理を実行することが可能となる。しかも、時相区間の長さに対する画素値の変化率を一致させることができる。その結果、第1の血管画像データと第2の血管画像データとの間において変化がない同一の部位を同一のカラーで表示させることができる。
- [0132] 尚、別の方法として、時系列のDSA画像データ又は時系列のX線造影画像データの選択によって画素値の変化の各初期時相T11, T21のみをそれぞれ第1の血管画像データ及び第2の血管画像データに対して指定し、画素値の変化の周期Tscale1, Tscale2を第1の血管画像データと第2の血管画像データとの間で共通にするカラー同期処理を行うこともできる。
- [0133] 上述したような様々なカラー表示の同期処理は、コンソール5上に電子キー又はハードキーとして設けた同期スイッチのON/OFFによって切換えられるようにすることができる。また、カラー表示の同期処理の対象は、3フレーム以上の血管画像データとすることもできる。すなわち、コンソール5の操作によって、同期スイッチをON状態に切換える指示がカラー同期表示処理部25に入力された場合には、カラー同期表示処理部25が指定された処理方法で複数の血管画像データに対してカラー表示の同期処理を実行し、同期スイッチをOFF状態に切換える指示がカラー同期表示処理部25に入力された場合には、血管画像データ毎に独立したカラー表示を実行できるようにすることができる。
- [0134] また、同期スイッチがON状態となっている時に、カラーコーディングに影響のある条件が変更された場合には、カラー同期表示処理部25が変更された条件に追従してカラー表示の再同期処理を実行するようにすることができる。

る。例えば、図 1 1 (A)に示す第 4 の位置 P4 や図 1 2 に示す終了時相 T12 が変更された場合には、変更後の第 4 の位置 P4 や終了時相 T12 を条件として再度同期表示のためのカラーコーディング処理を実行することができる。そして、このようなカラーの同期表示によって、互いに異なる日時に撮影された複数の血管画像データを比較し、色の変化として視覚的に血流の変化を観察することができる。

[0135] パラメトリック画像生成部 2 1 の時相差画像作成部 2 6 は、パラメトリック画像データとして生成された第 1 の血管画像データと第 2 の血管画像データとの間における、造影剤の濃度が特定の条件となる時相の差に対応する画素値を有する差分画像データを生成する機能を有している。つまり、時相差画像作成部 2 6 では、第 1 の血管画像データをカラーコーディングするための第 1 の 2 次元の時相マップと、第 2 の血管画像データをカラーコーディングするための第 2 の 2 次元の時相マップとの間におけるサブトラクション処理によって 2 次元の時相差マップデータを取得することができる。そして、2 次元の時相差マップデータを所望のカラースケールに従ってカラーコーディングすることによって、カラーの時相差画像データを生成することができる。つまり、2 フレームのパラメトリック画像データの差分画像データとして時相差画像データを生成することができる。

[0136] 時相差画像データでは、第 1 の血管画像データと第 2 の血管画像データとの間において造影剤の到達時相に変化がない位置におけるデータがキャンセルされる。従って、第 1 の血管画像データと第 2 の血管画像データとの間において造影剤の到達時相に変化がある部分、つまり経時変化が生じた部分のみが変化の度合いに応じたカラーで表示されることとなる。このため、定量的に第 1 の血管画像データと第 2 の血管画像データとを比較することができる。

[0137] 尚、サブトラクション処理に先立って、カラー同期表示処理部 2 5 により、第 1 の血管画像データの時相と第 2 の血管画像データの時相を対応させるための時相の補正処理が実行されていることが望ましい。これにより、血流

速度の相違等に対応することができる。但し、カテーテルの位置のみが異なる場合など、時相区間の伸縮補正が不要な場合には、時相の補正処理をサブトラクション処理の前処理として実行しなくても、経時変化の度合いに応じた画素値を有する時相差画像データを生成することができる。

[0138] また、時相差画像データの生成処理についても、同期スイッチと同様に比較スイッチを準備して処理の要否を指示することができる。その場合においても、条件の変更によって時相が補正された場合には、時相の補正に追従して時相差画像データを更新させることができる。

[0139] 以上のような機能及び構成を有するX線診断装置1及び医用画像処理装置12では、撮影系2と制御系3が協働することによって、被検体Oから少なくともX線造影画像データを収集する画像収集系としての機能が備えられる。また、パラメトリック画像生成部21の時相特定部22及びカラーコーディング部23が協働して、少なくともX線造影画像データに基づいて造影剤の濃度の時相変化を取得し、グレースケール又はカラースケールに従って前記造影剤の濃度が特定の条件となる時相に対応する画素値を有する時相画像データを生成する画像生成処理を、互いに異なる時期に収集されたX線造影画像データに基づいて複数回実行することによって第1の血管画像データ及び第2の血管画像データを取得する血管画像生成部として機能している。第1の血管画像データは、例えば、被検体Oの治療前に収集されたX線造影画像データに基づいて取得することができる。一方、第2の血管画像データは、例えば、被検体Oの治療後に収集されたX線造影画像データに基づいて取得することができる。

[0140] 更に、カラーコーディング部23、カラースケール調整部24及びカラー同期表示処理部25が協働して、第1の血管画像データと第2の血管画像データとの間において対応する時相の画素値が一致するように、第1の血管画像データ及び第2の血管画像データの少なくとも一方の画素値を決定又は補正する画素値決定部として機能している。

[0141] 尚、画素値決定部において、血管画像データの画素値に代えて時相(時間)

を決定又は補正するようにしてもよい。また、画素値決定部において、血管画像データの画素値及び時相（時間）の双方を決定又は補正するようにしてもよい。つまり、画素値決定部では、血管画像データの画素値及び時相（時間）の少なくとも一方を決定又は補正することができる。

[0142] 一方、時相差画像作成部 26 は、第 1 の血管画像データと第 2 の血管画像データとの間における、造影剤の濃度が特定の条件となる時相の差に対応する画素値を有する差分画像データを生成する差分画像生成部として機能している。

[0143] 加えて、パラメトリック画像生成部 21 のカラースケール調整部 24 が造影剤の濃度の時間変化の初期時刻から終了時刻までの期間から指定された期間等に画素値の連続的な変化を割り当てることによってカラースケールを作成する画素値スケール生成部として機能している。

[0144] 但し、同様な画像収集系、血管画像生成部、画素値決定部及び画素値スケール生成部としての機能が X 線診断装置 1 及び医用画像処理装置 12 に備えられれば、他の構成要素によって X 線診断装置 1 及び医用画像処理装置 12 を構成することができる。例えば、コンピュータを血管画像生成部、画素値決定部及び画素値スケール生成部として機能させる医用画像処理プログラムをコンピュータに読み込ませることによって医用画像処理装置 12 を構成することができる。その場合、医用画像処理プログラムは、汎用コンピュータを医用画像処理装置 12 として利用できるように情報記録媒体に記録してプログラムプロダクトとして流通させることができる。

[0145] 次に X 線診断装置 1 及び医用画像処理装置 12 の動作および作用について説明する。ここでは、第 1 の血管画像データを撮影した後に、第 2 の血管画像データを撮影し、カラーの同期表示及び時相差画像データの生成を行う場合を例に説明する。

[0146] 図 13 は、図 1 に示す X 線診断装置 1 の動作及び医用画像処理装置 12 における処理を示すフローチャートである。

[0147] まずステップ S1 において、非造影で第 1 の X 線画像データが収集される

。具体的には、制御系 3 による制御下において撮影系 2 が所定の位置に移動し、寝台 10 にセットされた被検体 O に向けて X 線管 6 から X 線が曝射される。そして、被検体 O を透過した X 線が X 線検出器 7 により X 線投影データとして収集される。X 線検出器 7 により収集された X 線投影データは、第 1 の X 線画像データとして A/D 変換器 11 を通じて医用画像処理装置 12 に出力される。

[0148] 第 1 の X 線画像データは、1 フレーム分収集してもよいし、複数フレーム分収集してもよい。複数フレームの第 1 の X 線画像データを収集し、フィルタリング部 18 において複数フレームの第 1 の X 線画像データを加算平均すれば、ノイズが低減された 1 フレームの非造影 X 線画像データを生成することができる。そして、このように取得された第 1 の非造影 X 線画像データは、画像メモリ 16 に保存される。

[0149] 次に、ステップ S2 において、第 1 の X 線造影画像データが連続収集される。そのために、制御系 3 による制御下において造影剤注入装置 15 が動作し、被検体 O に造影剤が注入される。そして、造影剤の注入開始から予め設定された時間が経過すると、第 1 の X 線造影画像データの撮影が開始される。そして、予め決められた期間において、継続的に第 1 の X 線造影画像データの撮影が行われる。これにより、画像メモリ 16 には、時系列の第 1 の X 線造影画像データが順次保存される。尚、第 1 の X 線造影画像データの収集の流れは、第 1 の非造影 X 線画像データの収集の流れと同様である。

[0150] 次に、ステップ S3 において、サブトラクション部 17 により第 1 の DSA 画像データが生成される。すなわち、第 1 の非造影 X 線画像データをマスク画像データとして時系列の第 1 の X 線造影画像データのサブトラクション処理を実行することによって、時系列の第 1 の DSA 画像データが順次生成される。生成された時系列の第 1 の DSA 画像データは、画像メモリ 16 に順次保存される。

[0151] また、表示装置 14 には、時系列の第 1 の X 線造影画像又は第 1 の DSA 画像をライブ像としてリアルタイム表示させることができる。更に、時系列の第

1のX線造影画像又は第1のDSA画像をX線撮影後に事後的に表示装置14に表示させることもできる。事後的に第1のDSA画像を表示させる場合には、コンソール5の操作によって指定された時相期間についてのみサブトラクション処理による第1のDSA画像データの生成を行うようにすることができる。

[0152] 次に、ステップS4において、時相特定部22により、第1の造影剤濃度の時間変化が取得される。具体的には、コンソール5の操作によって指定された時相期間における時系列の第1のX線造影画像データ又は第1のDSA画像データが時相特定部22に取り込まれる。そして、時相特定部22において図3(A)又は図5(A)に示すような第1の造影剤の濃度の時間変化を示す濃度プロファイルが画素位置ごとに生成される。

[0153] 尚、造影剤の濃度プロファイルの生成の前処理又は後処理として、フィルタリング部18において空間方向及び時間方向の一方又は双方にローパスフィルタ処理及び移動平均処理の一方又は双方を実行することができる。これにより、ノイズが低減された平滑な造影剤の濃度プロファイルを生成することができる。併せて、時相特定部22において、補間処理、重心の計算又はカーブフィッティングによってサンプリング間隔よりもデータ間隔が短い造影剤の濃度プロファイルを生成することもできる。

[0154] 次に、ステップS5において、時相特定部22により、造影剤の濃度プロファイルに基づいて第1の造影剤の到達時相が画素位置ごとに同定される。具体的には、造影剤の濃度プロファイルに対するピーク検出処理や閾値処理等のデータ処理によって第1の造影剤の到達時相を画素位置ごとに同定することができる。

[0155] 尚、ピーク検出処理や閾値処理等のデータ処理によって時相が特定された後に、特定された時相近傍の期間についてのみ補間処理、重心の計算又はカーブフィッティングによる連続的な濃度プロファイルの取得を実行するようにしてもよい。その場合には、取得された連続的な濃度プロファイルに対して再度、ピーク検出処理や閾値処理等のデータ処理によって、真の造影剤の到達時相が検出される。

- [0156] 次に、ステップS 6において、時相特定部22により求められた第1の造影剤の到達時相の2次元マップをカラーコーディングするための第1のカラーズケールがカラーズケール調整部24において作成される。カラーズケール調整部24では、図3(B)及び図5(B)に示すような一定の変化率で色相が初期時相から最終時相まで連続的に変化する一般的なカラーズケールに限らず、図3(C)及び図5(C)に示すように、通常のカラースケールの色相の変化率を増加させたカラーズケールを作成することができる。
- [0157] 図3(C)に示すような、色相が連続的かつ周期的に変化するカラーズケールを作成する場合には、コンソール5の操作によって色相が変化する周期Tscaleを特定し、1周期Tscale内における色相を変化させることによってカラーズケールを作成することができる。或いは、デフォルト値として、これらの必要な条件を予め設定してもよい。また、1周期Tscale内の開始時相における色相を任意に指定することができる。更に、造影剤の濃度変化の初期時相における色相を、1周期Tscale内の開始時相の色相から開始しない場合には、初期時相に対応する色相の指定が必要である。
- [0158] 一方、図5(C)に示すような、指定された時相期間内において、指定された時相期間外と異なる色相の連続的な変化を有するカラーズケールを作成する場合には、色相の連続的な変化が割り当てられる開始時相T1及び終了時相T2をコンソール5の操作によって指定することによって、カラーズケールを作成することができる。開始時相T1及び終了時相T2の指定は、時系列のX線造影画像又はDSA画像を表示装置14に表示させ、コンソール5の操作によって画像を選択することによって行うことができる。
- [0159] 次に、ステップS 7において、カラーズケール調整部24により作成された第1のカラーズケールに基づく第1の造影剤の到達時相の2次元マップのカラーコーディングがカラーコーディング部23において実行される。すなわち、カラーズケールに従って、第1の造影剤の到達時相に対応するR値、G値及びB値が各画素に画素値として割り当てられる。これにより、第1のパラメトリック画像データが生成される。

- [0160] このとき、第1の造影剤の到達時相における造影剤の濃度に対応する係数をR値、G値及びB値に乘じることが望ましい。これにより、第1の造影剤の到達時相における造影剤の濃度が相対的に高い画素については輝度値が相対的に大きく、逆に、造影剤の到達時相における造影剤の濃度が相対的に小さい画素については輝度値が相対的に小さい第1のパラメトリック画像データを生成することができる。
- [0161] そして、このようにして生成された第1のパラメトリック画像は表示装置14に表示させることができる。尚、第1のカラースケールを時相方向にシフト又は伸縮することによって第1のパラメトリック画像を動画として表示することもできる。このため、ユーザは、第1のパラメトリック画像を観察することによって、造影剤が流れ込む複数の血管を確認することができる。特に、第1のカラースケールの色相の変化が短い時相期間に割り当てられているため、造影剤の到達時相が近い複数の血管を色の違いによって容易に区別することができる。
- [0162] 第1のパラメトリック画像の撮影が終了すると、ステップS8において、治療等を実施することができる。その後、第1のパラメトリック画像の撮影日時と異なる日時において被検体Oの経過観察のために第2のパラメトリック画像の撮影を開始することができる。
- [0163] その場合には、ステップS9からステップS13において、第1のパラメトリック画像の撮影と同様な流れで第2の非造影X線画像データ、時系列の第2のX線造影画像データ、時系列の第2のDSA画像データ、第2の造影剤濃度の時間変化及び第2の造影剤の到達時相の2次元マップデータが取得される。
- [0164] そして、ステップS14において、カラーコーディング部23、カラースケール調整部24及びカラー同期表示処理部25により、第1のカラースケールに対応する第2のカラースケールの作成及び第1のパラメトリック画像と第2のパラメトリック画像との間における必要な時相合わせが実行される。具体的には、指定された条件設定方法に従って、図8、図9、図11又は

図 1 2 に例示されるように、第 1 のパラメトリック画像と第 2 のパラメトリック画像との間において対応する時相の画素値が一致するように、カラースケール及び時相の一方又は双方が調整される。そのために、予め準備されたカラースケールに従って一旦、第 2 のパラメトリック画像データを生成及び表示させることもできる。

[0165] 次に、ステップ S 1 5 において、時相調整後の第 2 の造影剤の到達時相の 2 次元マップデータがカラーコーディング部 2 3 に与えられる。そして、カラーコーディング部 2 3 では、第 1 のカラースケールに対応する第 2 のカラースケールに従って、時相調整後の第 2 の造影剤の到達時相の 2 次元マップデータのカラーコーディング処理が実行される。これにより、第 2 のパラメトリック画像データが生成される。

[0166] 生成された第 2 のパラメトリック画像データは、第 1 のパラメトリック画像データとともに表示装置 1 4 に出力される。これにより、第 1 のパラメトリック画像及び第 2 のパラメトリック画像が表示装置 1 4 に並列表示される。この時、第 1 のパラメトリック画像と第 2 のパラメトリック画像の間では、対応する時相の画素値が一致している。従って、第 1 のパラメトリック画像と第 2 のパラメトリック画像の間において変化のない血管は同一のカラーで表示され、変化のある血管は異なるカラーで表示される。このため、ユーザは、色の相違により経時変化を観察することができる。

[0167] 次に、ステップ S 1 6 において、時相差画像作成部 2 6 により、時相補正後における第 1 の造影剤の到達時相の 2 次元マップデータ及び第 2 の造影剤の到達時相の 2 次元マップデータのサブトラクション処理が実行される。この結果、造影剤の到達時相に実質的な変化が生じた部分にのみデータが存在する 2 次元の時相差マップデータが取得される。そして、2 次元の時相差マップデータは、カラーコーディング部 2 3 において所望のカラースケールに従ってカラーコーディングされる。これにより、カラーの時相差画像データが生成される。生成された時相差画像データは表示装置 1 4 に表示される。このため、ユーザは、時相差画像データの色によって視覚的に経時変化の定

量的な評価を行うことができる。

[0168] つまり以上のようなX線診断装置1及び医用画像処理装置12は、造影剤の到達時相等の特定の時相を、時相に応じたカラスケールでカラーコーディングすることによってカラーの血流画像データを生成し、かつ異なる日時に撮影された複数の血流画像データを互いに比較できるように、時相及びカラスケールを調整できるようにしたものである。加えて、X線診断装置1及び医用画像処理装置12は、カラスケールにおける色相の連続変化を時相方向に縮めることによってカラーによる時相識別能を向上させるようにしたものである。

[0169] このため、X線診断装置1及び医用画像処理装置12によれば、撮影日時が異なる複数のパラメトリック画像において、撮影タイミング、造影剤を注入するためのカテーテルの位置及び血流速度等の条件が異なる場合であっても、治療等による経時変化のない部位を同一のカラーで表示させることができる。すなわち、同一の色が実効的に同一の時相を表す複数のパラメトリック画像を並列表示させることができる。これにより、ユーザは、撮影日時が異なる複数のパラメトリック画像を互いに比較することが可能となる。更に、時相差画像データのカラー表示によって、治療等による経時変化の定量的な評価を行うこともできる。

[0170] しかも、X線診断装置1及び医用画像処理装置12によれば、隣接する血管の間において造影剤の流入時相、到達時相又は流出時相の差が僅かであっても、色相の違いとして血管を容易に区別することが可能となる。

[0171] 特に、脳動静脈奇形又は硬膜動静脈瘻の診断では、動脈と静脈との間における疾患部への血流の流れを観察することが重要である。従って、造影剤が流れ込む複数の血管を区別することが必要となる。しかしながら、DSA画像は、グレースケールで表示されるため、造影血管の区別が困難となる。

[0172] これに対して、X線診断装置1及び医用画像処理装置12では、カラスケールにおける色相変化の周期を識別すべき時相差に合わせて短く設定することができる。その結果、着目する複数の血管に殆ど同時に造影剤が流入し

ても血管ごとに色が変わるため、血管の区別を容易に行うことが可能となる。

[0173] 以上、特定の実施形態について記載したが、記載された実施形態は一例に過ぎず、発明の範囲を限定するものではない。ここに記載された新規な方法及び装置は、様々な他の様式で具現化することができる。また、ここに記載された方法及び装置の様式において、発明の要旨から逸脱しない範囲で、種々の省略、置換及び変更を行うことができる。添付された請求の範囲及びその均等物は、発明の範囲及び要旨に包含されているものとして、そのような種々の様式及び変形例を含んでいる。

[0174] 例えば、上述した実施形態では、カラースケールを用いてカラーのパラメトリック画像データとして血管画像データを生成する例について説明したが、グレースケールを用いて血管画像データを生成するようにしてもよい。すなわち、グレースケール又はカラースケールに従って造影剤の濃度が特定の条件となる時間に対応する画素値を有する時相画像データ及び時相差画像データを生成することができる。また、造影剤の濃度の時間変化の初期時刻から終了時刻までの期間よりも短い期間に画素値の変化を割り当てることによってグレースケール又はカラースケールを作成することができる。

[0175] グレースケールを用いて時相画像データ又は時相差画像データを生成する場合には、造影剤の濃度の時間変化の初期時刻から終了時刻までの期間よりも短い期間に画素値の変化として色相の変化の代わりに輝度値の連続的な変化が割り当てられることとなる。その場合であっても、造影剤の濃度に応じた係数 k を輝度値に乘じることによって輝度値を造影剤の濃度に応じた値にすることができる。

[0176] 同様に、カラースケールを用いて時相画像データ又は時相差画像データを生成する場合においても、画素値の変化として上述したように色相の連続的な変化に限らず、輝度値の連続的な変化を割り当てることもできる。その場合においても、造影剤の濃度に応じた係数 k を輝度値に乘じることによって輝度値を造影剤の濃度に応じた値にすることができる。

[0177] 以上のように、造影剤の濃度の時間変化の初期時刻から終了時刻までの期間よりも短い期間に割り当てられる画素値の変化を、色相の連続的な変化、カラーの輝度値の連続的な変化又はグレーの輝度値の連続的な変化とすることができる。

[0178] また、上述した実施形態では、X線管6及びX線検出器7をC型アーム8の両端に固定したX線診断装置1を例示したが、他の構造を有するX線診断装置においても同様にパラメトリック画像データを生成することができる。他の構造を有するX線診断装置の例としては、複数のアームを備えたX線診断装置や任意のアームを円弧軸や直線軸等の任意方向の軸に沿って移動させる移動機構を備えたX線診断装置の他、X線管6及びX線検出器7をそれぞれ独立したアームに固定するX線診断装置が挙げられる。尚、X線管6及びX線検出器7をそれぞれ独立したアームに固定する場合には、X線管6を保持する第1のアームと、X線検出器7を保持する第2のアームに、それぞれ伸縮機構、回転機構、関節機構、リンク機構等の駆動機構を設けることが実用的である。

請求の範囲

- [請求項1] 少なくともX線造影画像データに基づいて造影剤の濃度の時相変化を取得し、グレースケール又はカラースケールに従って前記造影剤の濃度が特定の条件となる時相に対応する画素値を有する時相画像データを生成する画像生成処理を、互いに異なる時期に収集されたX線造影画像データに基づいて複数回実行することによって第1の血管画像データ及び第2の血管画像データを取得する血管画像生成部と、
- 前記第1の血管画像データと前記第2の血管画像データとの間において対応する時相の画素値が一致するように、前記第1の血管画像データ及び前記第2の血管画像データの少なくとも一方の画素値又は時相を決定又は補正する画素値決定部と、
- を備える医用画像処理装置。
- [請求項2] 前記血管画像生成部は、前記第1の血管画像データを前記被検体の治療前に収集されたX線造影画像データに基づいて取得し、前記第2の血管画像データを前記被検体の治療後に収集されたX線造影画像データに基づいて取得するように構成される請求項1記載の医用画像処理装置。
- [請求項3] 前記画素値決定部は、前記第1の血管画像データに生成に用いられたグレースケール又はカラースケールを特定する情報を取得し、取得した前記情報に基づいて前記第1の血管画像データに生成に用いられた前記グレースケール又は前記カラースケールと同一のグレースケール又はカラースケールに従って、前記第2の血管画像データの画素値を決定又は補正するように構成される請求項1記載の医用画像処理装置。
- [請求項4] 前記画素値決定部は、前記第1の血管画像データ上において指定された第1の領域又は第1の位置における第1の時相と、前記第2の血管画像データ上において前記第1の領域又は前記第1の位置に対応する第2の領域又は第2の位置における第2の時相とが前記対応する時

相となるように、前記第1の血管画像データ及び前記第2の血管画像データの少なくとも一方の画素値又は時相を補正するように構成される請求項1記載の医用画像処理装置。

[請求項5] 前記画素値決定部は、前記第1の血管画像データ上において更に指定された第3の領域又は第3の位置における第3の時相と、前記第2の血管画像データ上において前記第3の領域又は前記第3の位置に対応する第4の領域又は第4の位置における第4の時相とが別の前記対応する時相となり、かつ前記第1の領域又は前記第1の位置と前記第3の領域又は前記第3の位置との間における時相と、前記第2の領域又は前記第2の位置と前記第4の領域又は前記第4の位置との間における時相とが対応するように、補間処理を伴って前記第1の血管画像データ及び前記第2の血管画像データの少なくとも一方の画素値又は時相を補正するように構成される請求項4記載の医用画像処理装置。

[請求項6] 前記造影剤の濃度の時相変化の初期時相から終了時相までの期間から指定された期間に画素値の連続的な変化を割り当てることによって前記グレースケール又は前記カラースケールを作成する画素値スケール生成部を更に備え、

前記画素値決定部は、前記第1の血管画像データを生成するために指定された第1の期間に割り当てられる第1の画素値の連続的な変化が、前記第2の血管画像データを生成するために指定された第2の期間に割り当てられる第2の画素値の連続的な変化と対応するように、前記第1の血管画像データ及び前記第2の血管画像データの少なくとも一方の、画素値又は時相の少なくとも一方を補正するように構成される請求項1記載の医用画像処理装置。

[請求項7] 前記画素値決定部は、前記第1の期間の初期時相における画素値を前記第2の期間の初期時相における画素値と一致させ、かつ前記第1の画素値の変化の周期を前記第2の画素値の変化の周期と異なる周期に設定することによって、前記第1の画素値の変化を前記第2の画素

値の変化と対応させるように構成される請求項 6 記載の医用画像処理装置。

[請求項 8] 前記第 1 の血管画像データと前記第 2 の血管画像データとの間における、前記造影剤の濃度が特定の条件となる時相の差に対応する画素値を有する差分画像データを生成する差分画像生成部を更に備える請求項 1 記載の医用画像処理装置。

[請求項 9] 少なくとも X 線造影画像データに基づいて造影剤の濃度の時相変化を取得し、グレースケール又はカラースケールに従って前記造影剤の濃度が特定の条件となる時相に対応する画素値を有する時相画像データを生成する画像生成処理を、互いに異なる時期に収集された X 線造影画像データに基づいて複数回実行することによって第 1 の血管画像データ及び第 2 の血管画像データを取得する血管画像生成部と、

前記第 1 の血管画像データと前記第 2 の血管画像データとの間における、前記造影剤の濃度が特定の条件となる時相の差に対応する画素値を有する差分画像データを生成する差分画像生成部と、
を備える医用画像処理装置。

[請求項 10] 前記血管画像生成部は、前記造影剤の濃度が前記特定の条件となる時の前記造影剤の濃度に応じた輝度値を有する時相画像データを生成するように構成される請求項 1 記載の医用画像処理装置。

[請求項 11] 前記血管画像生成部は、前記造影剤の濃度が最大値、前記最大値の所定の割合又は閾値となる時間を前記特定の条件となる時間として前記時相画像データを生成するように構成される請求項 1 記載の医用画像処理装置。

[請求項 12] 前記血管画像生成部は、前記造影剤の濃度のサンプリング間隔よりも短いデータ間隔を有する造影剤の濃度の時間変化に基づいて、前記造影剤の濃度が特定の条件となる時間に対応する前記画素値を有する前記時相画像データを生成するように構成される請求項 1 記載の医用画像処理装置。

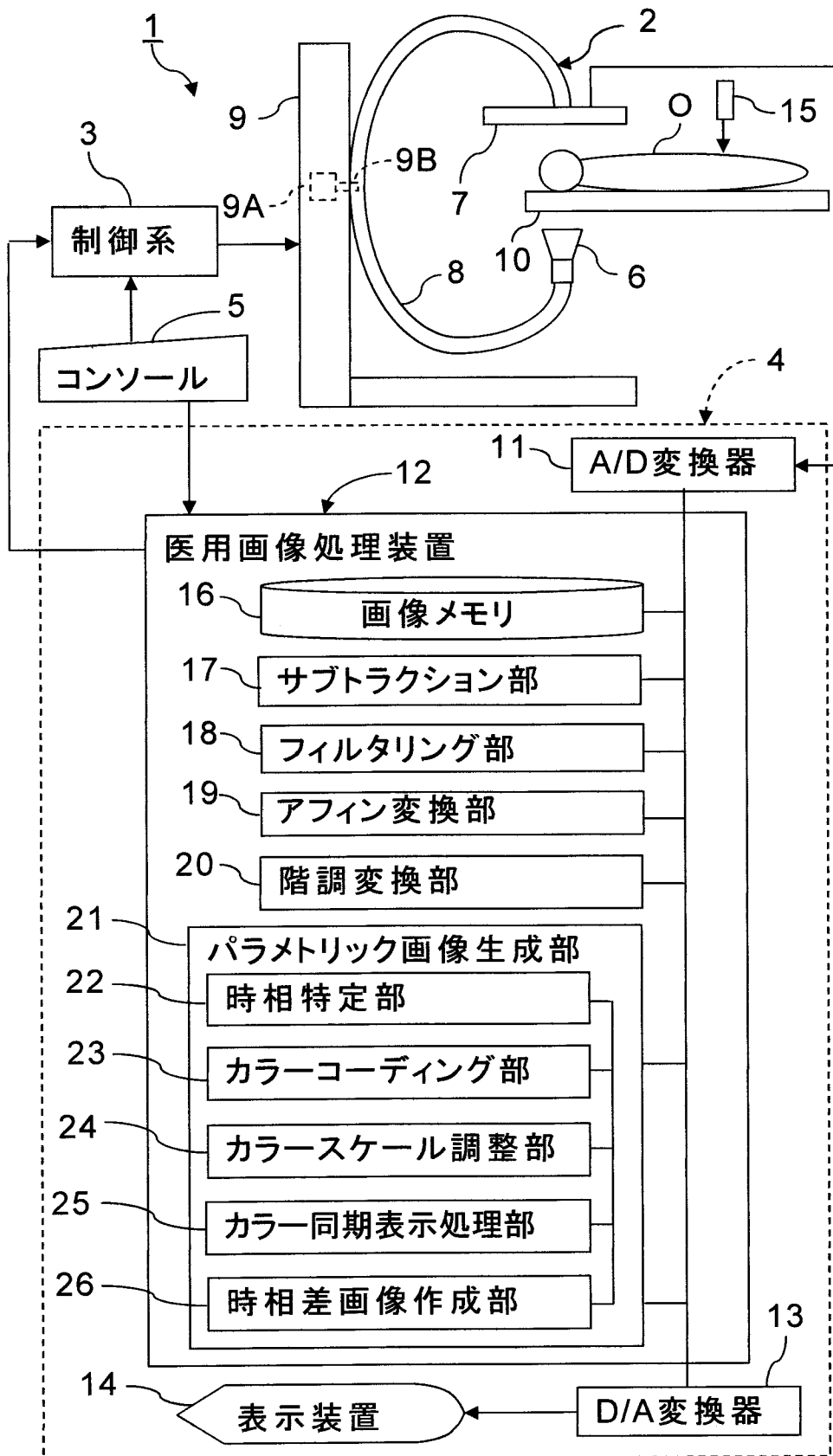
[請求項13] 前記画素値スケール生成部は、前記画素値の変化として、色相の連続的な変化、カラーの輝度値の連続的な変化又はグレーの輝度値の連続的な変化を割り当てることによって前記グレースケール又は前記カラースケールを作成するように構成される請求項6記載の医用画像処理装置。

[請求項14] 被検体から少なくともX線造影画像データを収集する画像収集系と、

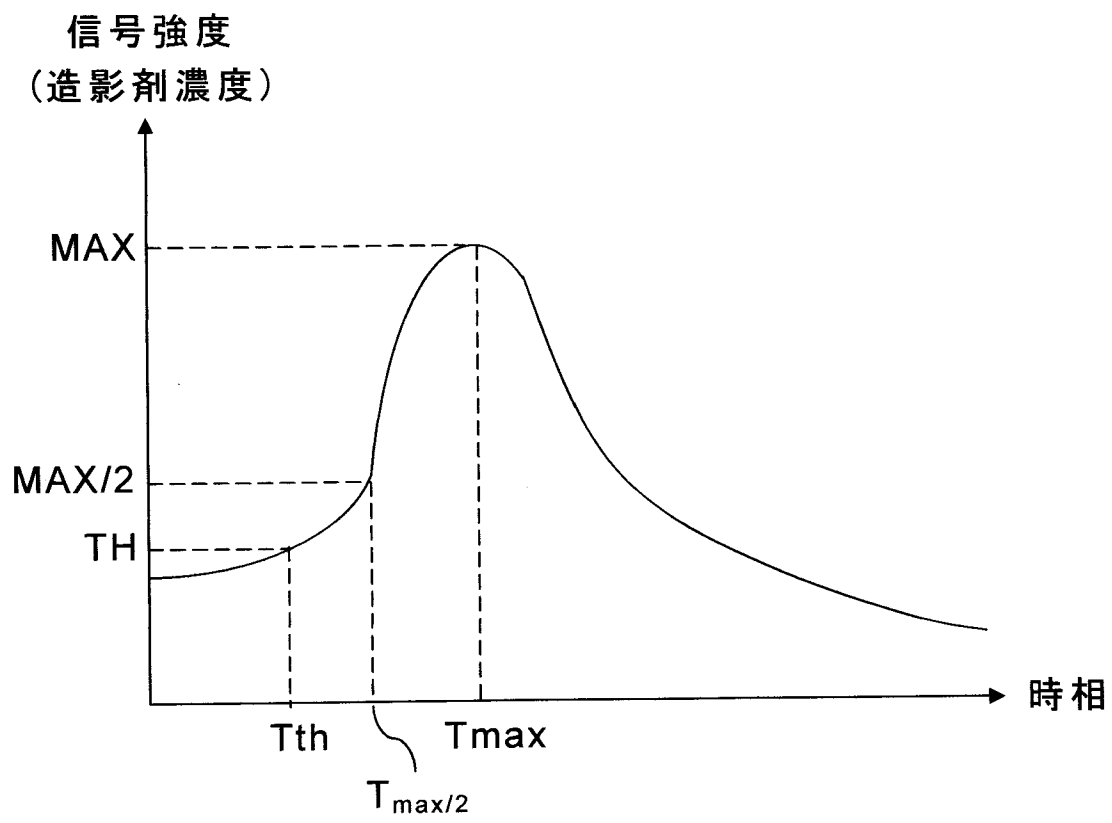
前記X線造影画像データに基づいて造影剤の濃度の時相変化を取得し、グレースケール又はカラースケールに従って前記造影剤の濃度が特定の条件となる時相に対応する画素値を有する時相画像データを生成する画像生成処理を、互いに異なる時期に収集されたX線造影画像データに基づいて複数回実行することによって第1の血管画像データ及び第2の血管画像データを取得する血管画像生成部と、

前記第1の血管画像データと前記第2の血管画像データとの間において対応する時相の画素値が一致するように、前記第1の血管画像データ及び前記第2の血管画像データの少なくとも一方の画素値又は時相を決定又は補正する画素値決定部と、
を備えるX線診断装置。

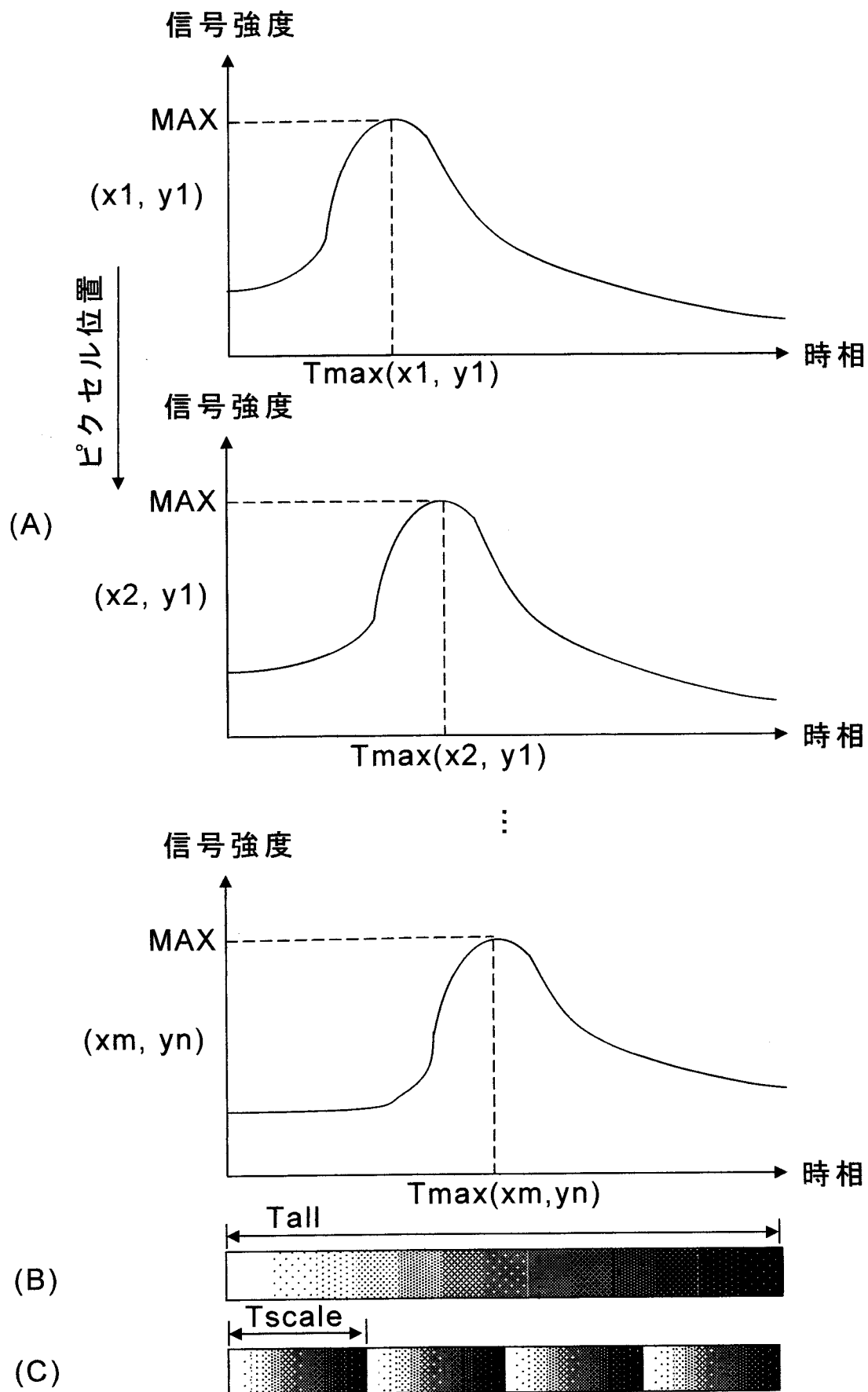
[図1]



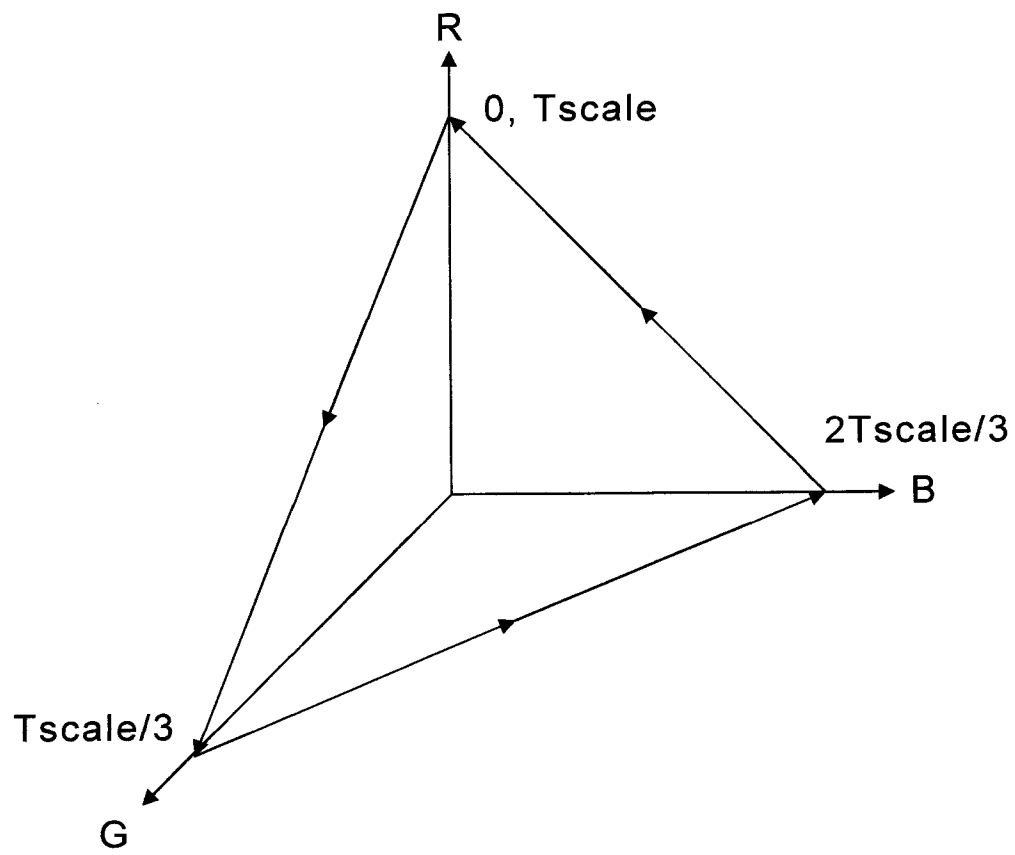
[図2]



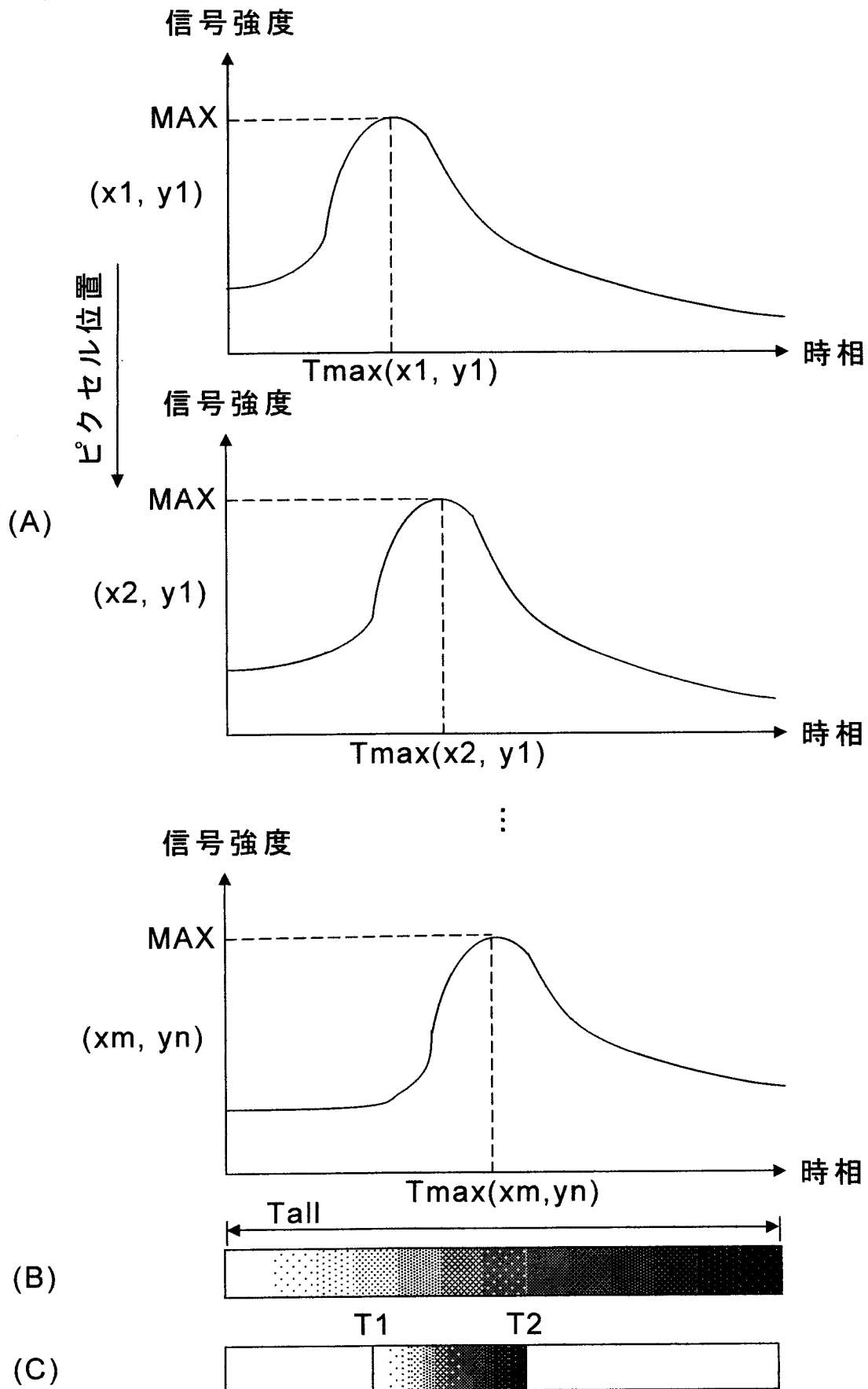
[図3]



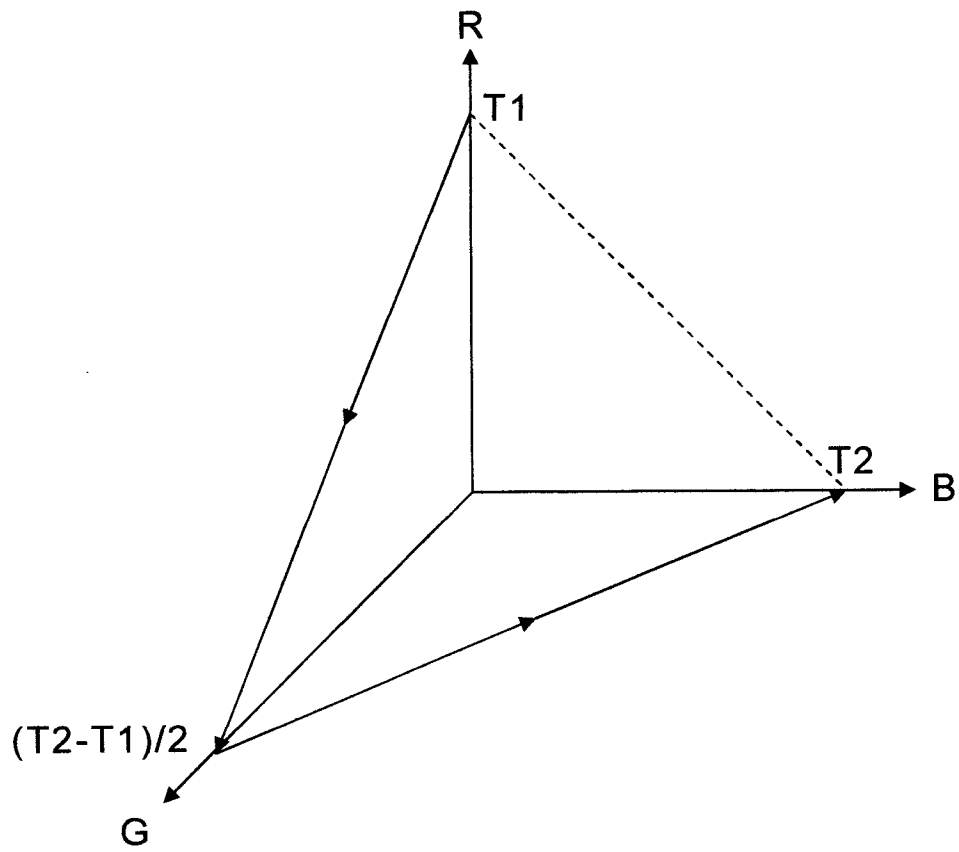
[図4]



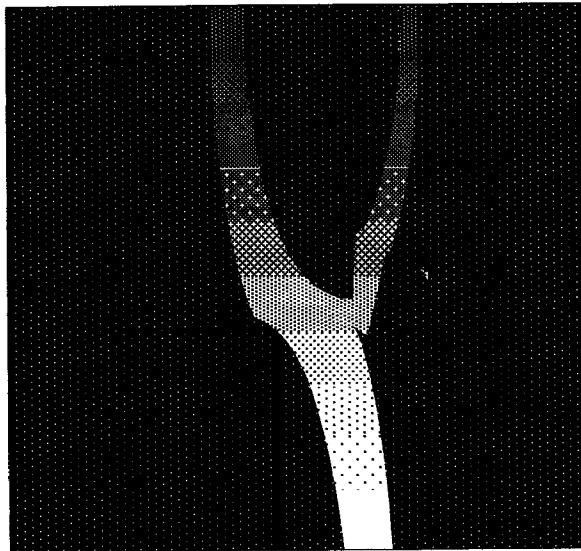
[図5]



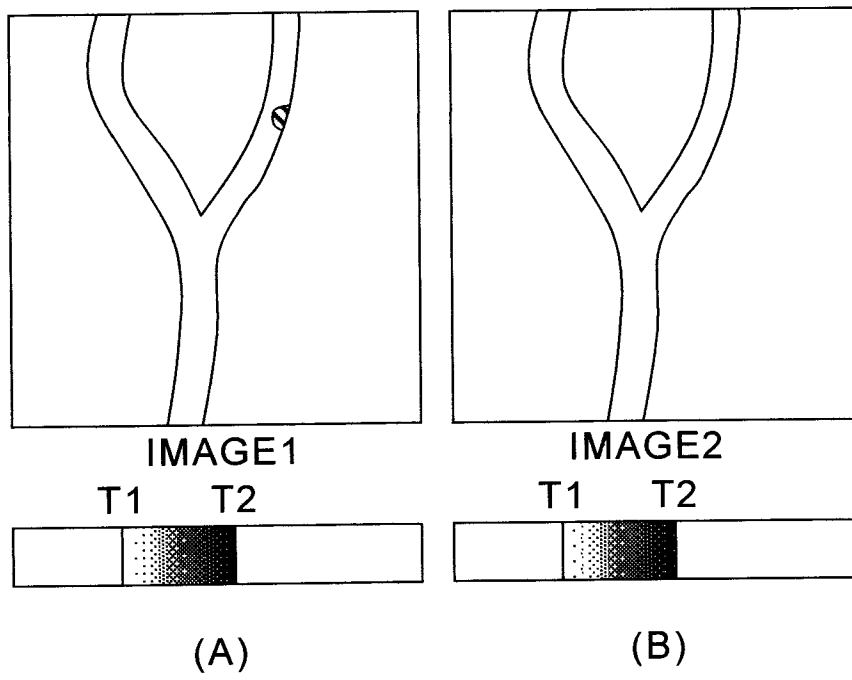
[図6]



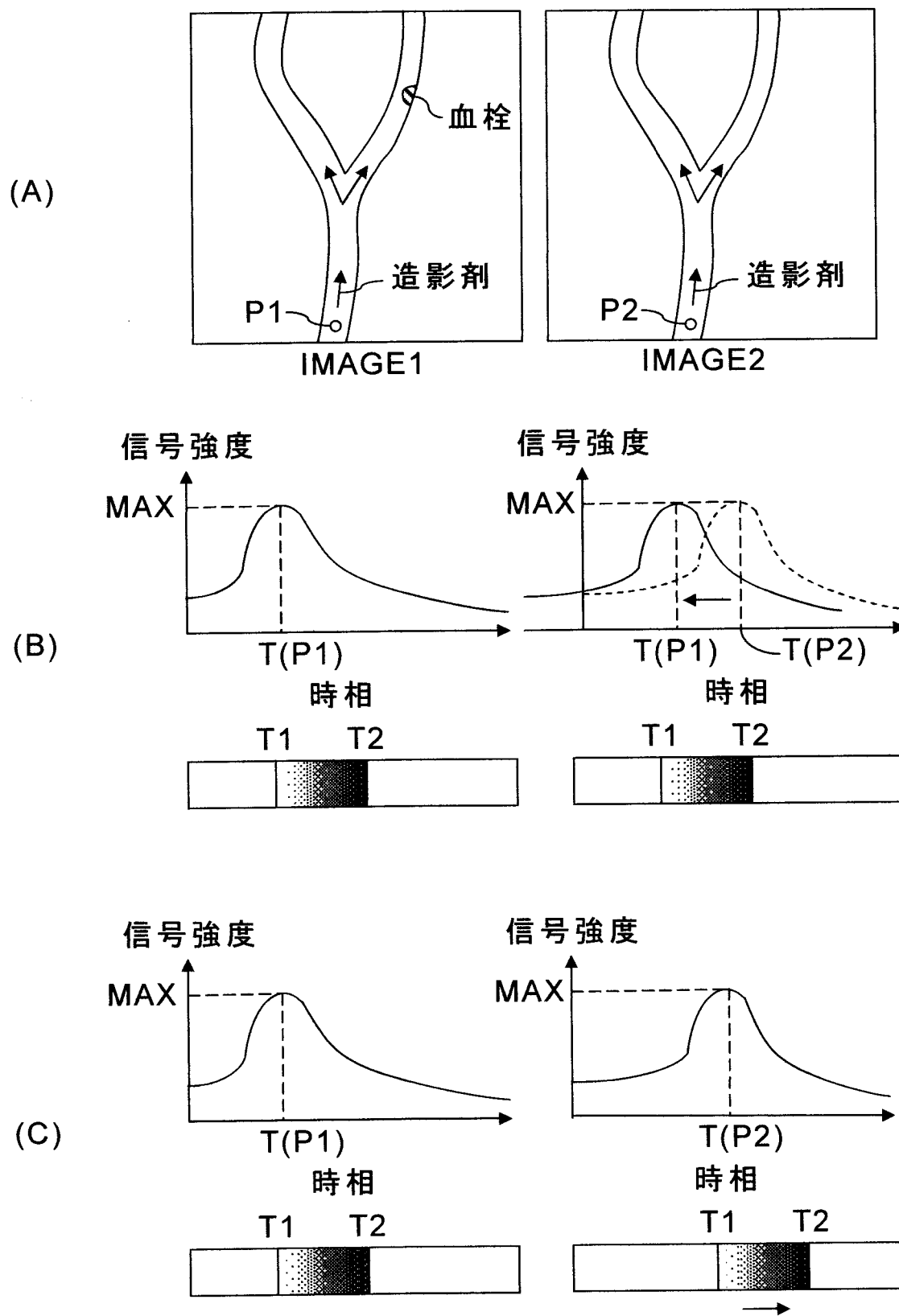
[図7]



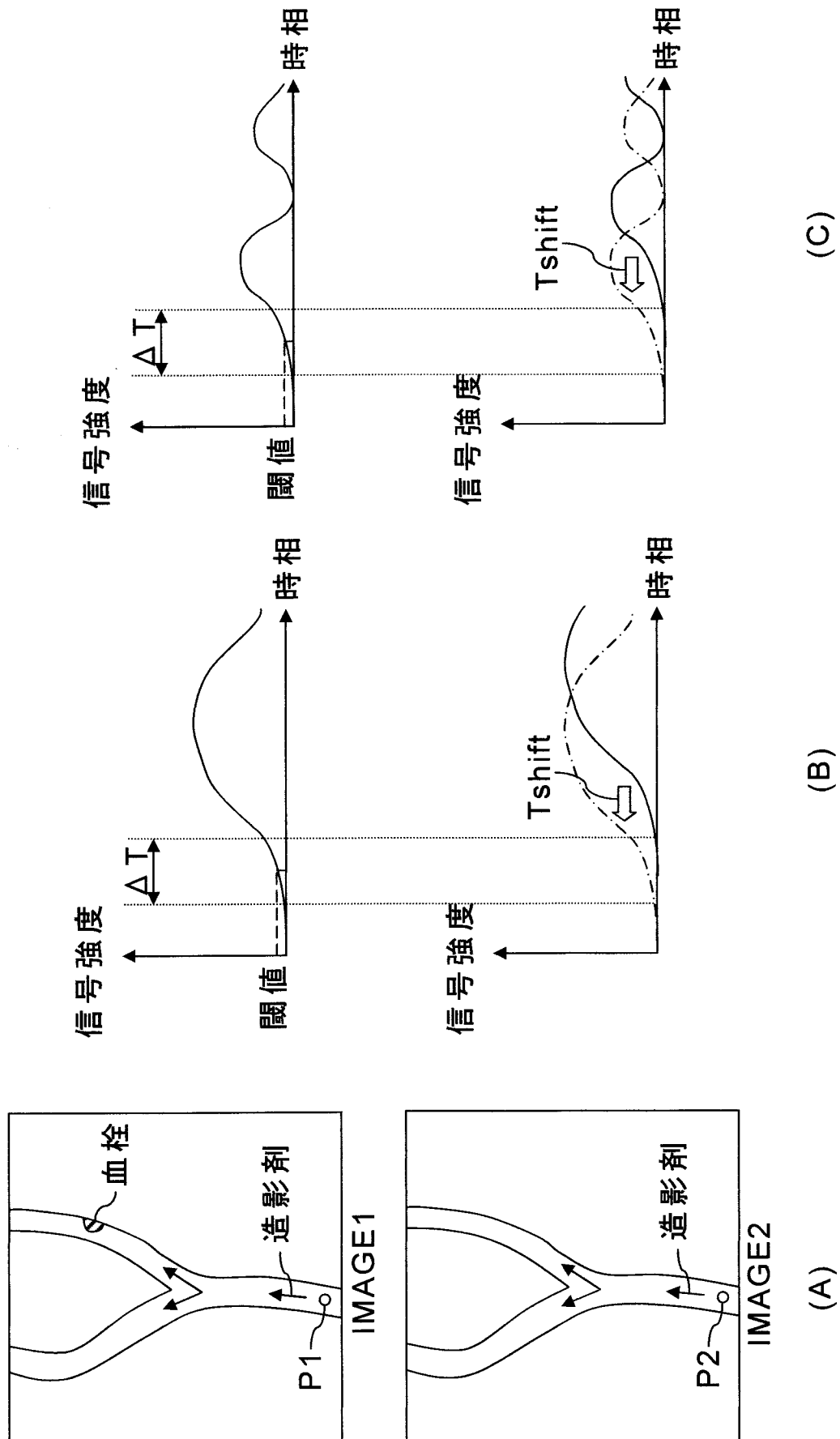
[図8]



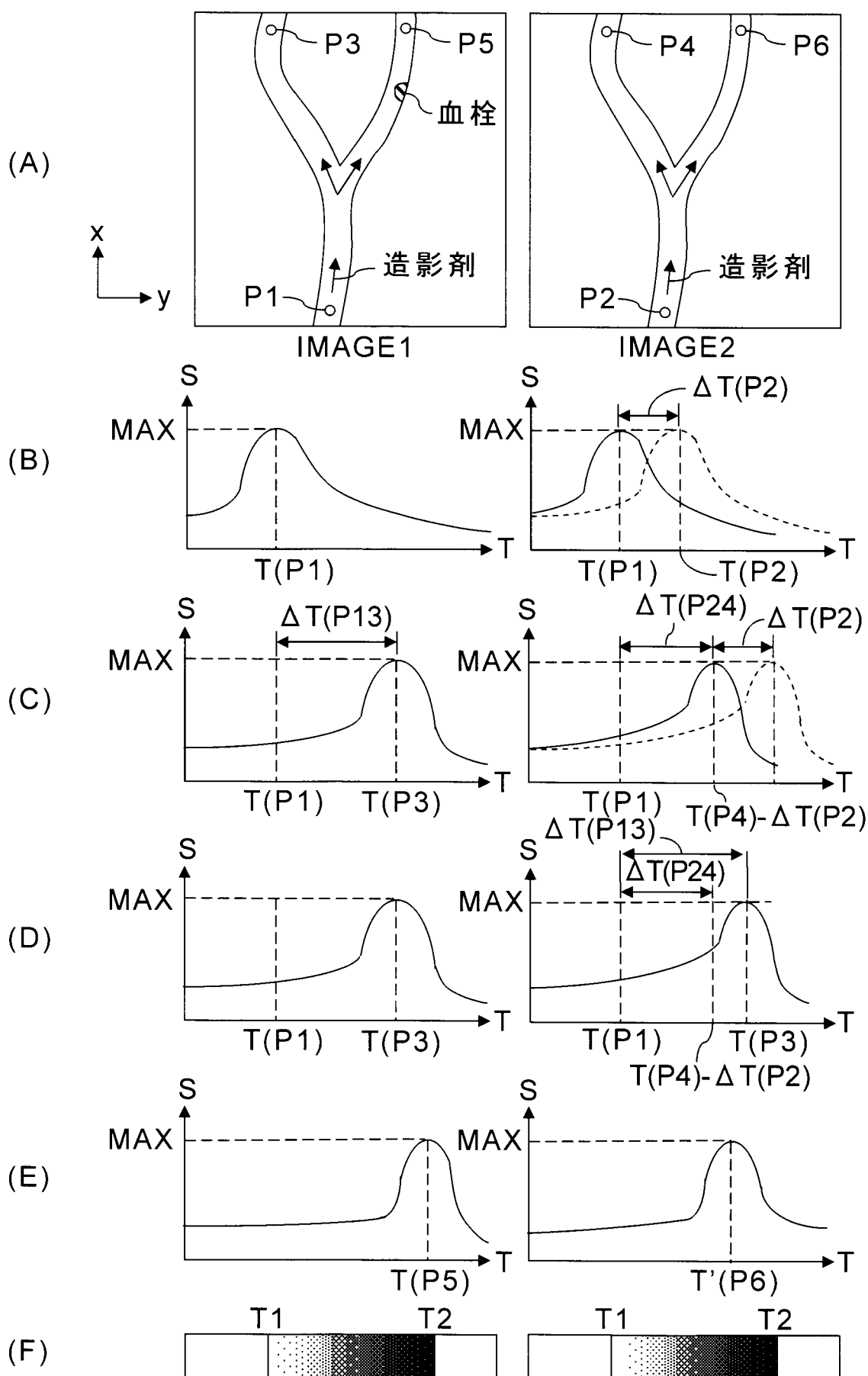
[図9]



[図10]



[図11]



[図12]



(A)

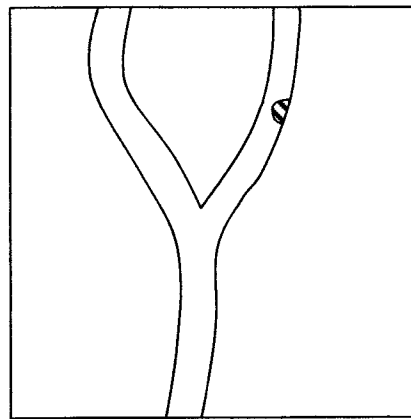
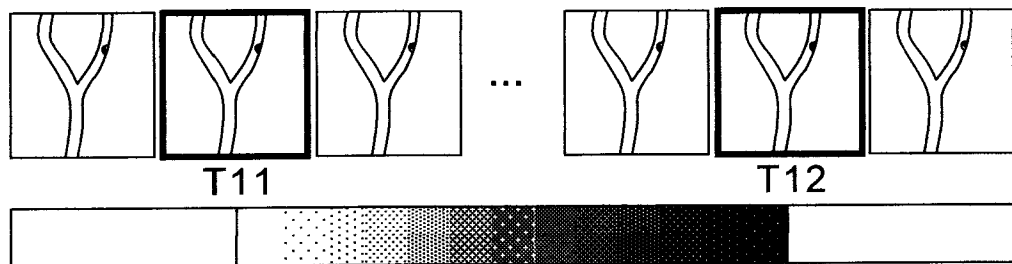


IMAGE1



→ 時相

(B)

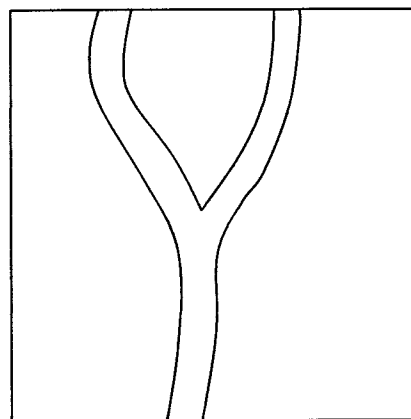
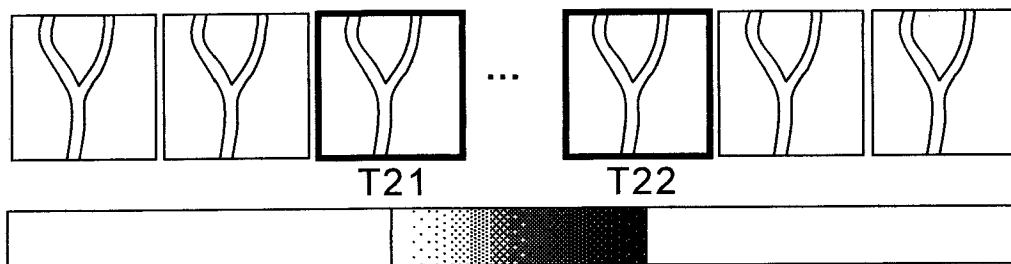
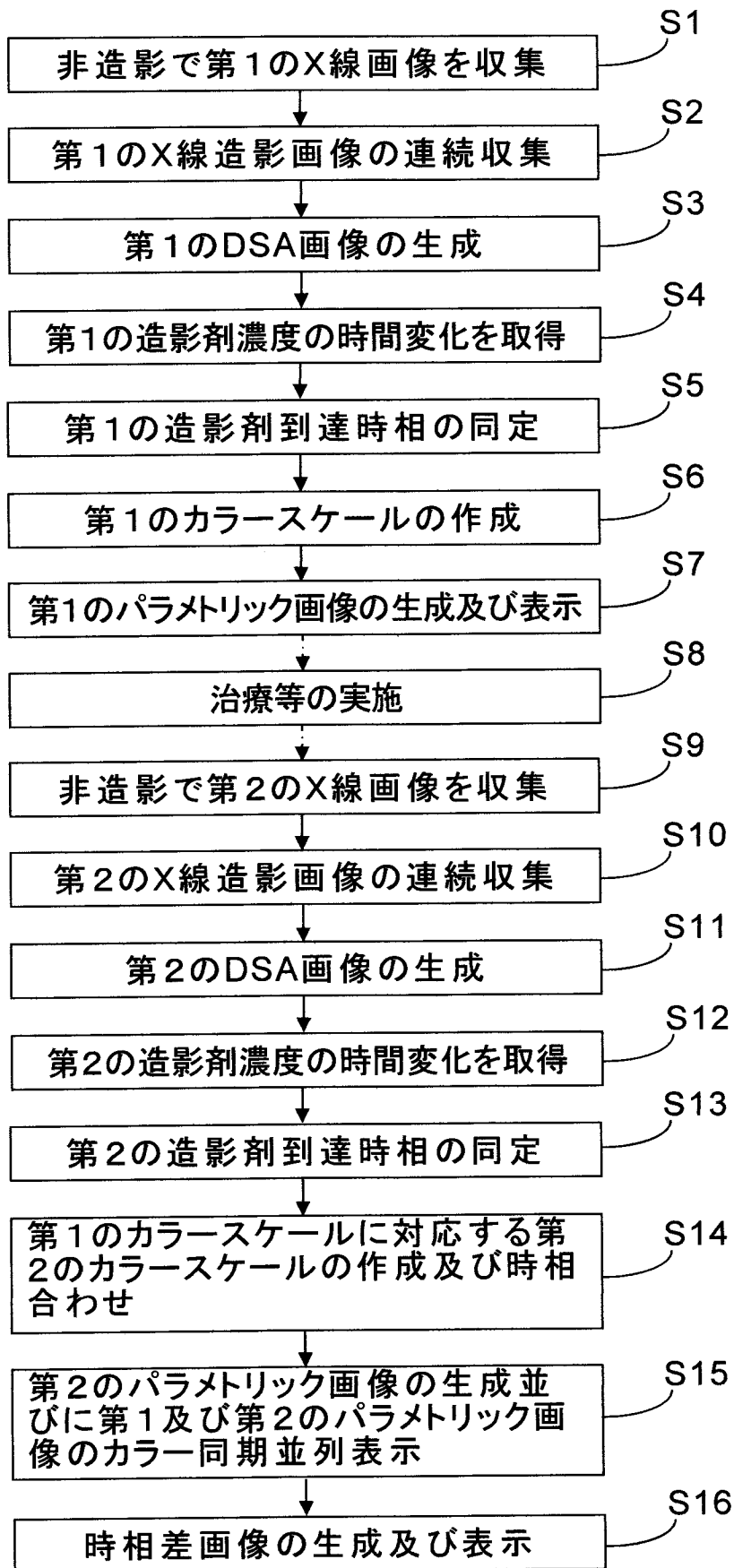


IMAGE2



→ 時相

[図13]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2014/060203

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B6/00(2006.01) i		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B6/00		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2014 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2014 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2014		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y A	US 2009/0297004 A1 (John BAUMGART), 03 December 2009 (03.12.2009), paragraphs [0015], [0016]; fig. 2 (Family: none)	1-4, 6, 10-14 5, 7-9
Y A	US 2009/0110252 A1 (John BAUMGART et al.), 30 April 2009 (30.04.2009), paragraphs [0015] to [0037]; fig. 1 to 6 (Family: none)	1-4, 6, 10-14 5, 7-9
☐ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☐ See patent family annex.		
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 28 May, 2014 (28.05.14)		Date of mailing of the international search report 10 June, 2014 (10.06.14)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office		Authorized officer
Facsimile No.		Telephone No.

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (I P C))

Int.Cl. A61B6/00(2006.01)i

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (I P C))

Int.Cl. A61B6/00

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1 9 2 2 - 1 9 9 6 年
日本国公開実用新案公報	1 9 7 1 - 2 0 1 4 年
日本国実用新案登録公報	1 9 9 6 - 2 0 1 4 年
日本国登録実用新案公報	1 9 9 4 - 2 0 1 4 年

国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
Y A	US 2009/0297004 A1 (John BAUMGART) 2009.12.03, [0015], [0016], FIGURE2 (ファミリーなし)	1-4, 6, 10-14 5, 7-9
Y A	US 2009/0110252 A1 (John BAUMGART et al.) 2009.04.30, [0015]-[0037], Fig1-6 (ファミリーなし)	1-4, 6, 10-14 5, 7-9

C 欄の続きにも文献が列挙されている。

パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの
「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの
「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)
「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献
「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献
「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの
「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの
「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの
「&」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

2 8 . 0 5 . 2 0 1 4

国際調査報告の発送日

1 0 . 0 6 . 2 0 1 4

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁 (I S A / J P)

郵便番号 1 0 0 - 8 9 1 5

東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官 (権限のある職員)

湯本 照基

電話番号 0 3 - 3 5 8 1 - 1 1 0 1 内線 3 2 9 2

2 Q

9 4 0 4