

(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 7 月 3 日(03.07.2014)



(10) 国際公開番号
WO 2014/103501 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 3/10 (2006.01) G06T 1/00 (2006.01)
A61B 3/14 (2006.01) G06T 5/50 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2013/079447
- (22) 国際出願日: 2013 年 10 月 30 日(30.10.2013)
- (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 2012-287403 2012 年 12 月 28 日(28.12.2012) JP
- (71) 出願人: 興和株式会社(KOWA COMPANY, LTD.)
[JP/JP]; 〒4608625 愛知県名古屋市中区錦 3 丁目
6 番 2 9 号 Aichi (JP).
- (72) 発明者: 中川 俊明(NAKAGAWA Toshiaki); 〒
1890022 東京都東村山市野口町 2-17-43
興和株式会社 東京創薬研究所内 Tokyo (JP). 鈴木
孝佳(SUZUKI Takayoshi); 〒1820021 東京都調
布市調布ヶ丘 3-3-1 興和株式会社 ライ
フサイエンス事業部内 Tokyo (JP). 小林 直樹
(KOBAYASHI Naoki); 〒1890022 東京都東村山市
野口町 2-17-43 興和株式会社 東京創
薬研究所内 Tokyo (JP). 豊田 伸次(Toyoda

Shinji); 〒1820021 東京都調布市調布ヶ丘 3-3-
1 興和株式会社 ライフサイエンス事業部
内 Tokyo (JP).

(74) 代理人: 加藤 卓(KATO Takashi); 〒1070052 東京
都港区赤坂六丁目 6 番 1 5 号 赤坂ウイングビ
ル 4 階 特許業務法人 S A N S U I 国際特許事
務所 Tokyo (JP).

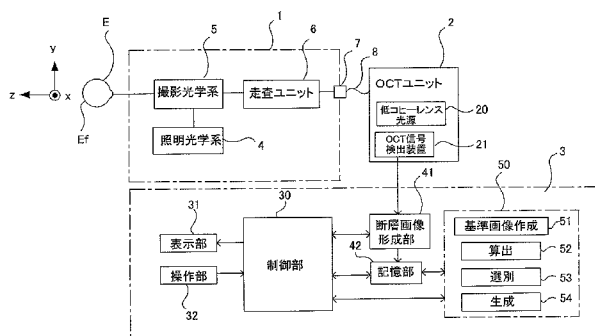
(81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保
護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA,
BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN,
CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES,
FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN,
IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR,
LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, 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,

[続葉有]

(54) Title: IMAGE PROCESSING DEVICE, IMAGE PROCESSING METHOD, IMAGE PROCESSING PROGRAM, AND RE-
CORDING MEDIUM STORING SAID PROGRAM

(54) 発明の名称: 画像処理装置、画像処理方法、画像処理プログラム及びそのプログラムを格納した記録媒
体



- | | | | |
|----|-----------------------------|----|----------------------------------|
| 2 | OCT unit | 41 | Tomographic image formation unit |
| 4 | Illumination optical system | 42 | Storage unit |
| 5 | Imaging optical system | 51 | Reference image creation |
| 6 | Scanning unit | 52 | Calculation |
| 20 | Low-coherence light source | 53 | Selection |
| 21 | OCT signal detection device | 54 | Generation |
| 30 | Control unit | | |
| 31 | Display unit | | |
| 32 | Operating unit | | |

(57) Abstract: In the present invention, all or a predeter-
mined number (M) of images (Ti) of a plurality of images
taken of the same place are selected. A selected image (Ti) is
divided into a plurality of regions of a scan line width (A). An
image corresponding to the image of the divided region is
searched from among reference images for each divided re-
gion, and positional offset amounts (Δx , Δz) between the im-
age of the divided region and the image in the reference im-
age that corresponds to the image are detected. On the basis
of the detected positional offset amounts, an image (Si) of the
divided region is averaged with the corresponding image in
the reference image for each divided region, and an image is
generated in which the positional offset is corrected. By such
a configuration, positional offset can be corrected for each di-
vided region of a selected image, and a high-quality image
can be generated.

(57) 要約: 同一箇所を撮影した複数の画像の全部
あるいはその内の所定枚数Mの画像Tiが選択さ
れる。選択画像TiはAスキャン線幅の複数の領
域に分割される。分割された領域毎に、分割領域
の画像に対応する画像が基準画像の中から探索さ
れ、分割領域の画像と該画像に対応する基準画像
内の画像との位置ずれ量 Δx 、 Δz が検出され
る。この検出された位置ずれ量に基づいて分割領
域毎に、分割領域の画像Siが基準画像内の対応
する画像に加算平均され、位置ずれの補正された
画像が生成される。このような構成では、選択画

像の分割領域毎に位置ずれが補正され、高品質の画像を生成することができる。



NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI 添付公開書類:
(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, — 国際調査報告 (条約第 21 条(3))
MR, NE, SN, TD, TG).

規則 4.17 に規定する申立て:

- 不利にならない開示又は新規性喪失の例外に
関する申立て (規則 4.17(v))

明 細 書

発明の名称：

画像処理装置、画像処理方法、画像処理プログラム及びそのプログラムを格納した記録媒体

技術分野

[0001] 本発明は、断層像撮影装置などで撮影した医用画像を処理して読影用画像に適した高品質の画像を生成するための画像処理装置、画像処理方法、画像処理プログラム及びそのプログラムを格納した記録媒体に関する。

背景技術

[0002] 眼科診断機の一つで、網膜の断層像を撮影するOCT (Optical Coherence Tomography) という断層像撮影装置がある。一般的なOCTの撮影を行えば、得られる断層像は、例えば40枚/秒の速度で撮影され、一度の検査（網膜中のある一部分での撮影）で100枚以上画像が取得され、撮影済画像群が作成される。

[0003] しかしこれらの撮影済画像は、ノイズ等が多く含まれているので、そのままの画像、一枚一枚では読影に適していないので、撮影済画像群の画像に対して加算平均処理をして、読影用画像を作成するという処理が行われる。

[0004] この時に問題となるのは、撮影中のわずかな数秒の間であっても、被検眼は固視微動を起こすので、検者が同一箇所を撮影しているつもりであっても、実際には、それぞれの画像では、微妙に異なる位置を撮影する結果となる。

[0005] そのため、わずかな（非常に小さい）病変部などは、撮影済画像のうち、一部の画像にしか、例えば100枚中10枚ぐらいにしか、写っていないという事態が起こりうる。

[0006] そうなると、撮影された画像のうち大きく位置ずれを起こした明らかな撮影エラー画像を除いて、残りの有用と思われる画像に対して、すべて単純に加算平均処理をすると、そのわずかな病変部の情報が、平均処理により消さ

れてしまう可能性がある。

[0007] 特許文献 1 には、同一患者の過去の撮影画像の中から、最新のものを、あるいはサムネイル表示してその一つを参照画像として読み出し、現在の撮影画像とを同時に表示させ、病変の経時変化を観察する構成が開示されている。

[0008] 特許文献 2 には、C T 画像の中で観察個所の画像の重み係数を、他の個所の重み係数より大きくして C T 画像を加算処理し、観察個所を強調して加算画像を作成する構成が開示されている。

[0009] 特許文献 3 には、2 次元断層像において特徴部を検出し、その特徴部が検出された 2 次元断層像を基準断層像として複数の 2 次元断層間の位置ずれを補正する技術が開示されている。

[0010] 特許文献 4 には、撮影した 2 次元断層像の全体を加算平均してノイズの少ない断層画像を生成する技術が開示されている。

[0011] 特許文献 5 には、基準となる 2 次元断層画像に対して他の 2 次元断層画像の位置合わせを行った後、断層画像間の類似度を判定し、類似度の高い 2 次元断層画像を抽出して重ね合わせ処理を行い、位置ずれが補正された高品質の断層画像を生成する技術が開示されている。

[0012] 特許文献 6 には、複数の断層画像から一枚を基準画像として取り出すとともに、所定枚数の断層画像を選択し、基準画像と選択画像をそれぞれ同数の複数の領域に分割して、基準画像と選択画像間の位置ずれを分割領域毎に補正する技術が開示されている。

[0013] 非特許文献 1 には、一連の B スキャンの対応する網膜部位からの個々の A スキャンを位置合わせして、補正された B スキャンを作成しそれを平均する技術が開示されている。

先行技術文献

特許文献

[0014] 特許文献 1：特開 2006-55326 号公報

特許文献 2：特開 2001-95765 号公報

特許文献3：特開2011-19576号公報

特許文献4：特開2008-237238号公報

特許文献5：特開2011-254959号公報

特許文献6：特開2010-110392号公報

非特許文献

- [0015] 非特許文献1：「Enhanced optical coherence tomography imaging by multiple scan averaging」 British Journal of Ophthalmology, 2005 February; 89(2): 207-212

発明の概要

発明が解決しようとする課題

- [0016] 特許文献1～3に示された技術は、参照画像として挙げられた画像と撮影画像とを比較しながら診断するときに使用されるもので、ノイズを含むあるいは位置ずれを起こした画像を除去して読影用の高品質の画像を作成するものではない。
- [0017] また、特許文献4では、複数の画像を加算平均してノイズを低減した画像を生成しているだけなので、複数の画像にノイズが多い場合、あるいは位置ずれを起こした画像が多数含まれる場合には高品質の画像を生成することができない。
- [0018] これに対して、特許文献5に開示された技術では、基準画像と類似度が高い画像が抽出されて加算処理が行われるので、ノイズが多いあるいは位置ずれを起こした画像が排除されることから、特許文献4の技術で生成された画像よりは画質は高品質になるが、画像の品質が基準画像の選択に依存する、という欠点がある。
- [0019] また、特許文献6に開示された技術では、選択画像だけでなく、基準画像も選択画像と同数の領域に分割され、基準画像と選択画像の対応する分割領域毎に位置ずれが検出されるので、被検眼の固視微動が顕著であると、選択画像の分割領域の画像が対応する基準画像の分割領域内に存在しなくなる場合があり、良好に位置ずれが検出できなくなる、という欠点がある。

[0020] また、非特許文献 1 に開示された技術では、個々の A スキャン信号差で相関を見ているので、位置合わせを行う領域が狭く、B スキャンの位置ずれを精度よく補正できない、という問題がある。

[0021] 本発明は、このような点に鑑みてなされたもので、同一箇所を複数枚撮影した画像からノイズが少なくしかも撮影対象物の読影に適した高品質の画像を生成することが可能な画像処理装置、画像処理方法、画像処理プログラム及びそのプログラムを格納した記録媒体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

[0022] 本発明（請求項 1、6）は、

同一箇所を撮影した複数の画像を基準画像と比較して基準画像との位置ずれを検出し、位置ずれが補正された画像を生成する画像処理装置及び方法であって、

前記複数の画像の全部あるいはその内の所定枚数の画像を選択すること、

前記選択された画像を複数の領域に分割すること、

分割された領域毎に、分割された領域の画像に対応する画像を基準画像の中から探索し、該探索された画像に分割された領域の画像を加算すること、

前記加算された画像を平均して位置ずれが補正された画像を生成すること

、

を特徴とする。

[0023] 本発明（請求項 2、7）は、

同一箇所を撮影した複数の画像を基準画像と比較して基準画像との位置ずれを検出し、位置ずれが補正された画像を生成する画像処理装置及び方法であって、

前記複数の画像の全部あるいはその内の所定枚数の画像を選択すること、

前記基準画像を複数の領域に分割すること、

分割された領域毎に、分割された領域の画像に対応する画像を選択画像の中から探索し、該探索された画像を分割された領域の画像に加算すること、

前記加算された画像を平均して位置ずれが補正された画像を生成すること

、
を特徴とする。

[0024] また、本発明（請求項 8、18）は、
同一箇所を撮影した複数枚の画像の中から基準画像を選択あるいは作成すること、
前記選択あるいは作成された基準画像と他の画像との類似度を算出すること、
算出した類似度が設定値を満たす画像を選別すること、
選別された画像を加算平均して読影用画像を生成すること、
を特徴としている。

[0025] 具体的には、同一箇所を撮影した複数の画像（例えば 100 枚）の中から基準画像を定めるために、ある一枚または複数の画像が選択される。基準画像として一枚が選択された場合はその画像をそのまま基準画像とする。複数の画像が選択された場合は、選択された画像同士で位置合わせ、および加算平均処理を行い、基準画像を作成する。選択される画像は、その画像内に注目領域や特徴部が撮影されている画像が好ましく、画像が例えば、被検眼網膜の断層画像である場合には、病変部が撮影されている画像あるいは網膜上皮の位置が平均的なものである画像が基準画像を定めるための画像に選択される。

[0026] 請求項 1、6 の発明では、選択された画像が複数の領域に分割され、分割領域毎に、分割領域の画像が基準画像のどの部分の画像に対応するかが探索される。選択画像の分割領域の画像が探索された基準画像の画像部分に加算され、位置ずれが補正された画像が生成される。

[0027] 請求項 2、7 の発明では、基準画像が複数の領域に分割され、分割領域毎に、分割領域の画像が選択画像のどの部分の画像に対応するかが探索される。探索された選択画像の画像部分が基準画像の分割領域の画像に加算され、位置ずれが補正された画像が生成される。

[0028] 好ましくは、分割領域の画像を含み該分割領域より大きな評価領域が設定

される。この評価領域を用いて、分割領域の画像に対応する画像の探索が行われる。また、評価領域より大きな探索領域が設定され、該探索領域内で分割領域の画像に対応する画像の探索が行われる。

[0029] 請求項 8、18 の発明では、基準画像が作成されたら、他の撮影画像一枚一枚との類似度を算出し、類似度が設定値を満たす画像を選別する。そして、選別された画像を加算平均して読影用画像を生成する。

発明の効果

[0030] 本発明（請求項 1、2、6、7）では、選択画像あるいは基準画像が複数の領域に分割され、分割された領域毎に、分割領域の画像に対応する画像が基準画像あるいは選択画像の中から探索されるので、広い範囲で探索を行い位置ずれ量を検出することができる。従って、被写体に顕著な動きがあっても、良好に位置ずれを検出して位置ずれが補正された画像を生成することができる。

[0031] 本発明（請求項 8、18）では、基準画像を選択あるいは作成できるので、注目領域（例えば病変部）が撮影されている画像を選択して基準画像としたり、あるいは注目領域が撮影されている各画像から基準画像を作成したりすることにより、注目領域が写った画像を選別して画像処理を行うことができるので、高品質の読影用画像を生成できる、という優れた効果が得られる。

図面の簡単な説明

[0032] [図1]被検眼眼底の断層画像を取得して画像処理するシステム全体を示すブロック図である。

[図2]眼底を信号光で走査する状態を示した説明図である。

[図3]複数枚の断層画像を取得する状態を示した説明図である。

[図4]本発明の画像処理の流れを示したフローチャート図である。

[図5a]複数の断層画像から平均画像を作成する過程を説明する説明図である。

[図5b]基準画像を作成する過程を説明する説明図である。

[図6]基準画像と類似度のある画像を選別する過程を説明する説明図である。

[図7a]選別された画像を加算処理する過程を説明する説明図である。

[図7b]選別された画像を加算処理する過程を説明する説明図である。

[図8]リアルタイムで画像処理する流れを示したフローチャート図である。

[図9]動画表示を行う流れを示したフローチャート図である。

[図10a]動画表示を説明する説明図である。

[図10b]動画表示を説明する説明図である。

[図11]被検眼眼底の断層画像を取得して画像処理する他の実施例のシステム全体を示すブロック図である。

[図12]図 1 1 のシステムで行われる複数の断層画像から平均画像を作成する方法を説明する説明図である。

[図13]図 1 1 のシステムで行われる工程を説明するフローチャートである。

[図14]図 1 1 のシステムで行われる複数の断層画像から平均画像を作成する他の方法を説明する説明図である。

発明を実施するための形態

[0033] 以下、図面を参照しながら実施例に基づいて本発明を詳細に説明する。ここでは、処理の対象となる画像は、被検眼眼底の断層画像を例にして説明するが、本発明における処理の対象となる画像は、眼底の断層画像に限定されるものでなく、他の画像にも適用されるものである。

実施例 1

[0034] 図 1 は、被検眼眼底の断層画像を取得して画像処理するシステム全体を示すブロック図である。符号 1 で示すものは、被検眼 E の眼底（網膜）E f を観察及び撮像する眼底カメラユニット 1 であり、照明光学系 4、撮影光学系 5、走査ユニット 6 を備えている。

[0035] 照明光学系 4 は、ハロゲンランプ等の観察光源とキセノンランプ等の撮影光源を備え、これらの光源からの光は照明光学系を介して眼底 E f に導かれて眼底を照明する。撮影光学系 5 は、対物レンズ、撮影レンズなどの光学系、CCD等の撮像装置を備え、眼底 E f により反射された撮影光を撮影光路

に沿って撮像装置に導き、眼底E fの画像を撮影する。また、撮影光学系5は後述する眼底E fにより反射されたOCTユニット2から信号光をOCTユニット2に導く。走査ユニット6は、OCTユニット2からの信号光を図1のX方向及びY方向に走査するためのガルバノミラーなどを備えた機構である。

[0036] 眼底カメラユニット1は、コネクタ7及び接続線8を介して眼底E fの断層画像を撮像するOCTユニット2と光学的に接続されている。

[0037] OCTユニット2は、例えばタイムドメイン方式あるいはフーリエドメイン方式で動作する公知のもので、波長が700nm～1100nmで数 μ m～数十 μ m程度の時間的コヒーレンス長の光を発光する低コヒーレンス光源20を有する。低コヒーレンス光源20からの光は、参照光と信号光に分割され、参照光は参照光路をたどって参照ミラーで反射される。一方、信号光は、接続線7、コネクタ8を介して眼底カメラユニット1に導かれ、走査ユニット6により眼底E f上でX、Y方向に走査される。眼底E fで反射してOCTユニット2に戻ってきた信号光は、参照ミラーで反射した参照光と重畳され干渉光を発生する。干渉光はOCT信号検出装置21内で分光されて眼底の深度方向（Z方向）の情報を示すOCT信号が発生する。

[0038] 画像処理装置3は、例えば、眼底カメラユニット1に内蔵されたマイクロコンピュータ、あるいは眼底カメラユニット1と接続されたパーソナルコンピュータ等によって構成される。画像処理装置3には、CPU、RAM、ROMなどで構成された制御部30が設けられ、制御部30は画像処理プログラムを実行することにより全体の画像処理を制御する。

[0039] 表示部31は、例えば、LCDなどのディスプレイ装置によって構成され、画像処理装置3で生成あるいは処理された画像や、被検者に関する情報などの付随する情報を表示する。

[0040] 操作部32は、例えば、マウスやキーボード、操作パネル等を有し、操作者が画像処理装置3などに指示を与えるために用いられる。

[0041] 断層画像形成部41は、フーリエドメイン法（スペクトラルドメイン法）

などの公知の解析方法を実行する専用の電子回路、または、前述のCPUが実行する画像処理プログラムにより実現され、OCT信号検出装置21が検出したOCT信号に基づいて、眼底Efの断層画像を形成する。断層画像形成部41で形成された断層画像は、例えば半導体メモリ、ハードディスク装置等により構成された記憶部42に格納される。記憶部42は、さらに上述した画像処理プログラムなども格納する。

[0042] 画像処理部50は、基準画像作成手段51、算出手段52、選別手段53、生成手段54を有し、基準画像作成手段51は撮影された複数枚の断層画像から基準画像を選択ないし作成し、算出手段52は、基準画像と他の画像との類似度あるいは位置ずれ量を算出する。選別手段53は、算出された類似度あるいは位置ずれ量が設定値を満たす画像を判別ないし選別し、生成手段54は判別ないし選別された画像を加算平均して読撮用画像を生成する。画像処理部50における各手段あるいは各画像処理は、専用の電子回路を用いることにより、あるいは画像処理プログラムを実行することにより実現される。

[0043] 次に、本実施例での画像処理を図4に示すフローチャートを参照しながら説明する。この画像処理は、制御部30が記憶部42に格納された画像処理プログラムを読み出して実行することにより行われる。

[0044] まず、ステップS1において、被検眼の眼底の撮影を行う。被検眼Eと眼底カメラユニット1の位置合わせ（アライメント）を行ったあと、低コヒーレンス光源20をオンにして、OCTユニット2からの信号光を走査ユニット6でX、Y方向に掃引し、眼底Efを走査する。この状態が図2に図示されており、網膜の黄斑部が存在する領域Rが、X軸と平行な方向に、それぞれn本の走査線 y_1 、 y_2 、 $\dots$ 、 y_n で走査される。

[0045] 眼底Efで反射された信号光は、OCTユニット2で参照ミラーで反射された参照光と重畳される。それにより干渉光が発生し、OCT信号検出装置21からOCT信号が発生する。断層画像形成部41はOCT信号をフーリエ変換して眼底Efの断層画像を生成する。断層画像形成部41で生成され

た断層画像は記憶部42に格納される。

[0046] 走査ユニット6による走査は、各走査線 y_i ($i = 1 \sim n$) 毎に断層画像を形成するスライススキャンと、一つの走査線 y_j ($i = j$) による断層画像を形成するシングルスキャンがあり、スライススキャンの場合は、走査線 y_n による走査が終わった後走査線 y_1 による走査に戻り、これを繰り返す。一方シングルスキャンの場合は、一つの走査線 y_j ($i = j$) に沿った走査だけなので、 y 方向に信号光を掃引する走査ユニット6のガルバノミラーは固定され、 x 方向に信号光を掃引するガルバノミラーは、 x 方向に終端まで信号光を走査したら、開始端に戻って再び同じ x 方向に走査を開始しこれを繰り返す。

[0047] 本実施例では、シングルスキャンで得られた断層画像の処理が行われるが、スライススキャンで行われた各断層画像は、異なる走査線でのシングルスキャンの断層画像の集合であるので、シングルスキャンで得られた断層画像の処理を、それぞれのスライススキャンで得られた断層画像に適用して同様の処理を行うことができる。

[0048] 図3には、網膜の黄斑部のほぼ中心を通過する走査線 y_j で得られた $x-z$ 断層画像（B-スキャン像）の異なる時間 t_i ($i = 1 \sim N$) での断層画像 T_i ($i = 1 \sim N$) が図示されている。 t_i と t_{i+1} の時間間隔は走査線 y_j での x 方向の走査に要する時間に相当する。これらの断層画像 T_i ($i = 1 \sim N$) は、断層画像形成部41で時間 t_i ($i = 1 \sim N$) 毎に形成され、記憶部42に順次格納される。

[0049] 被検眼は固視微動を起こすので、検者が同一箇所を撮影しているつもりであっても、実際には、それぞれの画像では、微妙に異なる位置を撮影する結果となる。従って、上記格納された同じ箇所の各断層画像は、 $x-z$ 方向に位置ずれを起こしている場合があり、構築される3次元断層画像の品質が劣化する。

[0050] そこで、本実施例では、 N を100から300として異なる時間での同一箇所の N 枚の断層画像 T_i ($i = 1 \sim N$) から基準画像を作成し、その基準画

像に基づいて読影用の断層画像を生成する。なお、断層画像 T_i ($i = 1 \sim N$) は、以下では、単に画像 T_i ($i = 1 \sim N$) という。

[0051] 基準画像を作成するために、ステップ S 2 において、図 5 a に示したように N 枚の画像 T_i を記憶部 4 2 から読み出し、その平均画像 T_A を作成する。平均画像 T_A は、例えば、画素ごとの画素値の平均値、中央値、あるいは最頻出値により作成する。なお、平均画像 T_A は N 枚の画像全部を用いるのではなく、その内の所定枚数の画像を選択し、その選択された画像を用いて平均画像を作成することもできる。なお、平均画像作成のために選択される画像は、病変部が撮影されている画像あるいは網膜上皮の位置が所定の範囲内にある画像とするのが好ましい。

[0052] 続いて、ステップ S 3 で、各画像 T_i ($i = 1 \sim N$) と平均画像 T_A の類似度を算出手段 5 2 で算出する。この類似度を示す評価関数として例えば数 1 に示した相関係数を用いることができる。

[0053] [数1]

$$r = \frac{\sum_{k=1}^n \{T_A(k) - \overline{T_A}\} \{T_i(k) - \overline{T_i}\}}{\sqrt{\sum_{k=1}^n \{T_A(k) - \overline{T_A}\}^2} \sqrt{\sum_{k=1}^n \{T_i(k) - \overline{T_i}\}^2}}$$

[0054] ここで、 $T(k)$ は画素値の集合（画素数 n ）、 $\overline{T}$ （上に横線）は画素値の平均である。なお、各画像 T_i との類似度は、各画像を平行移動、回転、拡大縮小して平均画像 T_A との位置合わせを行って相関係数を求めることにより行われるが、位置合わせを行わず相関係数を求めるようにしてもよい。また、類似度は相関係数でなく、各画像 T_i と平均画像 T_A の対応する画素値の差（位置ずれ量）を用いて算出することもできる。また、相関係数あるいは位置ずれ量は画像全体で求めてもよいし、その一部領域（例えば病変部、特徴部のある領域）で求めるようにしてもよい。

- [0055] ステップS 4 では、最大類似度を算出した画像を基準画像とする。このようにして作成された基準画像が図 5 b で符号 T_R で示されている。
- [0056] なお、基準画像 T_R は、平均画像 T_A との類似度が最大の画像ではなく、平均画像 T_A そのものを基準画像 T_R としてもよく、あるいはステップ S 3 で所定のしきい値を超える類似度を有する複数枚の画像を抽出し、その加算平均画像を基準画像とするようにしてもよい。
- [0057] あるいは、全画像 T_i ($i = 1 \sim N$) あるいはそのうち選択された画像を表示部 3 1 に表示し、操作者が基準画像を選択するようにしてもよい。操作者が一つだけ選択した場合にはその画像を、また複数選択した場合にはその加算平均画像を基準画像 T_R とする。この場合、病変部が撮影されている画像あるいは網膜上皮の位置が所定の範囲内にある画像を選択するようにする。
- [0058] あるいは、撮影開始直後では固視微動は少ないので、最初の画像 T_1 を基準画像としたり、最初の複数枚の画像 T_i (例えば、 $i = 1 \sim 10$) の加算平均画像を基準画像としたりするようにしてもよい。
- [0059] なお、上述したように平均画像に基づいて基準画像を作成するか、あるいは操作者が画像を指定することにより基準画像を作成するかを、操作部 3 2 で選択できるようにしてもよい。
- [0060] このようにして基準画像 T_R が選択あるいは作成されたら、それを記憶部 4 2 に記憶するとともに、図 5 b に示したように、基準画像 T_R の特徴領域 C を決定する (ステップ S 5)。特徴領域 C としては、合計輝度値が大きくなるか、輝度値のコントラスト (最大値、最小値) が大きいのか、あるいはエッジ強度の合計値が大きくなる網膜層の領域あるいは病変のある領域を選択する。
- [0061] 続いて、ステップ S 6 において、基準画像 T_R の特徴領域 C で各画像 T_i ($i = 1 \sim N$) との全体の位置ずれ量、類似度を算出手段 5 2 で算出する。この状態が図 6 に図示されている。位置ずれ量は各画像を x 、 z 方向に移動させて基準画像 T_R の特徴領域 C との類似度が最大になる x 、 z 方向の移動量を求めることにより、また類似度は数 1 で相関係数を求めることにより算出する。

る。なお、ステップS 6 の処理は特徴領域Cにおいて位置ずれ量、類似度を算出するのではなく、画像全体に基づいて位置ずれ量、類似度を算出するようにしてもよい。

[0062] 次に、ステップS 7 において、設定値を満たす類似度を算出した画像を複数枚（M枚、Mは例えば30）を選別する。設定値は類似度しきい値として、所定の類似度しきい値を超える類似度を有する画像を選別手段53で判別ないし選別する。選別された各画像は記憶部42に格納しておく。なお、選別された画像枚数が少ない場合には、類似度しきい値を小さくして、Mが30近くなるようにする。図6には、ステップS 7 で行われる処理が図示されている。また、選別する画像を類似度でなく、基準画像 T_R が得られる時間の前後の所定時間帯内の画像としてもよい。例えば基準画像 T_R が時間 t_R で得られた場合、時間 $t_{(R-k)}$ から $t_{(R+k)}$ 内の画像を選別するようにしてもよい。

[0063] 続いて、ステップS 6 で算出した位置ずれ量に基づき各画像 T_i （ $i = 1 \sim M$ ）の位置合わせを行い（ステップS 8）、基準画像 T_R と各画像 T_i （ $i = 1 \sim M$ ）との局所領域毎の類似度と位置ずれ量を算出手段52で算出する（ステップS 9）。局所領域は、x方向に所定画素数の幅を、z方向に定められた画素数の長さを有する領域であり、例えば図7aで示したようにz方向に延びるライン（幅が1画素分の幅）でAスキャン線 A_i （ $i = 1 \sim k$ ）と呼ばれるラインである。図7aに示したように、基準画像 T_R と各画像 T_i （ $i = 1 \sim M$ ）との類似度と位置ずれ量を、各Aスキャン線 A_i （ $i = 1 \sim k$ ）毎に算出する。類似度の計算には、数1に示したような相関係数を用いることができる。

[0064] このようにして基準画像 T_R と各画像 T_i （ $i = 1 \sim M$ ）とのAスキャン線 A_i （ $i = 1 \sim k$ ）ごとの類似度と位置ずれ量を算出したら、生成手段54でAスキャン線 A_i 毎にその位置ずれ量を補正して各画像 T_i を基準画像に加算し（ステップS 10）、加算枚数（M）+1で除算してその平均を求めることにより図7bに示したような読影用画像 T_D を生成する。

[0065] また、Aスキャン線 A_i は x 方向に全体に設定されているが、その本数を限定して一部の領域、例えば特徴領域 C だけに設定するようにしてもよい。また、Aスキャン線は、 z 方向に延びるラインであるが、そのラインを中心にして x 方向に幅を有する矩形状（短冊状）の領域とし、その領域に基づいて類似度、位置ずれ量を算出することもできる。

[0066] また、ステップS10で補正、加算する画像を、基準画像との局所領域毎の類似度あるいは位置ずれ量が所定の設定値を満たす画像に制限するようにしてもよい。たとえば、局所領域毎の類似度が所定の類似度しきい値より大きな画像、あるいは局所領域毎の位置ずれ量が所定の位置ずれ量しきい値より小さな画像に対してステップS10で補正、加算を行い、その他の画像は加算しないようにすることができる。また、制限しすぎて最低加算枚数が得られない場合には、類似度しきい値を小さく、また位置ずれ量しきい値を大きくして加算枚数を増加させることができる。

[0067] 本実施例では、基準画像を選択ないし作成し（ステップS2～S4）、その基準画像と類似度の大きい画像を選別することにより（ステップS7）、固視微動などに基づく位置ずれ量が大きな画像が除去され、更に選別された画像に対しては、Aスキャン線ごとの位置ずれ量を補正して加算し（ステップS10）、最終的に一枚の画像を生成するようにしているので、高品質の読影用画像を生成することができる。

[0068] 図7a、図7bに示した実施例では、基準画像 T_R と各画像 T_i （ $i = 1 \sim M$ ）との位置ずれ量を、各Aスキャン線 A_i （ $i = 1 \sim k$ ）毎に算出し、各画像 T_i をAスキャン線毎に位置ずれ量を補正しているので、Aスキャン線毎に補正された画像 T_i が作成される。これに対して、画像 T_i の各Aスキャン線毎にAスキャン線の画像に類似する、あるいは該画像と同一の画像を基準画像の中から探索し、各Aスキャン線の画像を基準画像内の探し出した画像に加算平均して各画像の位置ずれを補正するようにすることができる。この例が図11から図13に図示されている。

[0069] 図11は、画像処理部60を除き図1と同様な構成であるので、図1と同

じあるいは同様な構成についてはその説明を省略する。

[0070] 画像処理部60は、基準画像作成手段61、画像選択手段62、画像分割手段63、領域設定手段64、位置ずれ量検出手段65、加算平均手段66を有する。基準画像作成手段61は、基準画像作成手段51と同様に、同一箇所を撮影した複数枚の断層画像から基準画像を選択ないし作成する。画像選択手段62は、同一箇所を撮影した複数の画像からその全部あるいはその内の所定枚数の画像を選択する。画像分割手段63は、画像選択手段62により選択された断層画像を複数の領域に分割し、領域設定手段64は、後述するように選択画像内に評価領域Aを設定し、基準画像内に探索領域Bを設定する。位置ずれ量検出手段65は、画像分割手段63により分割された領域毎に、分割領域の画像に対応する画像を基準画像の中から探索し、分割領域の画像と該画像に対応する基準画像内の画像との位置ずれ量を検出する。加算平均手段66は、検出された位置ずれ量に基づいて分割領域毎に、分割領域の画像を基準画像内の対応する画像に加算平均して位置ずれが補正された画像を生成する。画像処理部60における各手段あるいは各画像処理は、専用の電子回路を用いることにより、あるいは画像処理プログラムを実行することにより実現される。

[0071] 図12には、基準画像作成手段61により選択ないし作成された基準画像 T_R と、画像選択手段62により選択された複数の画像 T_i ($i = 1 \sim M$ 、以下選択画像という) が図示されている。好ましくは、選択画像 T_i は、同一箇所を撮影した多数の画像のうち基準画像 T_R との類似度が大きなM枚の画像が選択される。基準画像 T_R と選択画像 T_i はそれぞれ $n \times k$ (例えば $n = 1000$ 、 $k = 2048$) の画素からなる画像として描かれている。

[0072] 本実施例では、画像分割手段63により各選択画像 T_i はAスキャン線に沿ってx方向がAスキャン線の幅(1画素)、z方向がk画素の長さのn個の領域に分割される。位置ずれ量検出手段65は、このn個の分割領域のそれぞれに対して、分割領域の画像に対応する画像を位置ずれ補正の基準となる基準画像 T_R の中から探索し、探し出した画像と該分割領域の画像との位置ず

れ量を検出する。1 × k 画素の分割領域の画像を以下では A スキャン画像という。以下、この位置ずれ量の検出を図 13 のフローチャートを用いて説明する。

- [0073] 図 13 のステップ S 5 1、S 5 3 では変数が初期化され ($i = 1$ 、 $j = 1$)、ステップ S 5 2 で選択画像 T_i に対する処理が行われているものとする。ステップ S 5 4 で選択画像 T_i の j 番目の A スキャン画像 S_j が取得される。選択画像 T_i の分割並びに j 番目の A スキャン像 S_j が図 12 の下段中央に図示されている。
- [0074] 図 12 の下段右に示したように、選択画像 T_i には、その j 番目の A スキャン画像 S_j (幅 1 画素) を中心に x 方向左右にそれぞれ所定画素付加した、例えば幅 21 画素 × 高さ 300 画素の相関を評価する評価領域 A が設定される。この評価領域 A は、眼底の深さ方向の網膜組織が撮影されている領域を含むように設定される。一方、基準画像 T_R には、選択画像の評価領域 A に対応する評価領域 A' が設定される。選択画像 T_i の評価領域 A にある 4 隅の画素の座標値は分かるので、その 4 つの座標値をもつ画素の位置を基準画像 T_R に求めれば、基準画像 T_R 内に評価領域 A' を設定することができる。また、基準画像 T_R には、評価領域 A' を含みそれより大きな、例えば幅 31 画素 × 高さ 400 画素の相関を評価する探索領域 B が設定される。
- [0075] 選択画像 T_i の評価領域 A の画像を基準画像 T_R の探索領域 B 内で、相関値が最大になるように x 、 z 方向にずらして評価領域 A の画像に対応する画像を基準画像 T_R の中から探索する。相関値が最大となるようなずれ量を求めることにより A スキャン画像 S_j の基準画像 T_R に対する x 、 z 方向の位置ずれ量 Δx 、 Δz が検出される。この工程が図 12 のステップ S 5 5、S 5 6 に図示されている。相関値の計算は、例えば数 1 の式と同様な式を用いることができる。
- [0076] このように、 x 、 z 方向の位置ずれ量 Δx 、 Δz を求めたら、選択画像 T_i の (j 、 z_a) 座標の画素値を基準画像 T_R の { ($j + \Delta x$)、($z_a + \Delta z$) } 座標 ($a = 1 \sim k$) の画素値に加算する (ステップ S 5 7)。この加算処

理は、選択画像 T_i の j 番目の A スキャン画像 S_j を、その A スキャン画像に類似する、又はほぼ同一の基準画像部分に加算する（重ね合わせる）処理であり、これにより、選択画像内に被検眼の固視微動による画像のずれがあっても、そのずれを良好に補正することが可能になる。また、評価領域 A を A スキャン画像 S_j を中心に x 方向左右にそれぞれ所定画素付加した大きな領域とすることにより、 x 方向の位置ずれも精度よく検出でき、さらに、基準画像 T_R の探索領域 B を選択画像 T_i の評価領域 A より大きくすることにより大きな位置ずれも良好に補正することができる。

[0077] j 番目の A スキャン画像 S_j の基準画像への加算が終了すると、 j が +1 増分され（ステップ S 5 8）、次の $(j + 1)$ 番目の A スキャン画像 S_{j+1} が取得され、同様な処理で評価領域 A 、探索領域 B が設定されるとともに、基準画像 T_R に対するずれ量 Δx 、 Δz が検出され、基準画像 T_R への加算処理が行われる（ステップ S 5 4 ~ S 5 7）。

[0078] このような処理が n 番目の最終 A スキャン画像 S_n まで終了すると、選択画像 T_i のすべての分割画像に対する位置ずれ検出並びにその補正が終了するので、 i が +1 増分され（ステップ S 5 9、S 6 0）、次の選択画像 T_{i+1} に対して、ステップ S 5 3 ~ S 5 9 の処理が行われる。

[0079] 最後の選択画像 T_M まで処理が終了すると（ステップ S 6 1 の肯定）、全ての選択画像に対して上記加算処理が終了するので、加算平均手段 6 6 は基準画像 T_R の各画素の画素値の加算合計値を（加算回数 + 1）で除算して平均値を求める（ステップ S 6 2）。各選択画像の A スキャン画像のずれ次第で、複数の選択画像の異なる位置の A スキャン画像の画素値が、基準画像の同じ A スキャン画像の画素値に加算される場合があるので、選択画像が M 枚であっても、全ての画素に対して $(M + 1)$ で除算が行われるわけではない。

[0080] このように、各選択画像 T_i の分割領域の画像（A スキャン画像）毎に位置ずれ検出と補正が行われ、選択画像内に被検眼の固視微動による画像のずれがあっても、そのずれを良好に補正することが可能になる。また、A スキャン画像を中心に x 方向左右にそれぞれ所定画素付加した大きな領域を評価

領域Aとし、評価領域Aの画像に対応する画像を基準画像の中から探索することにより、各方向の位置ずれも精度よく検出でき、さらに、基準画像に設定される探索領域Bを評価領域Aに対応する領域A'より大きくすることにより大きな位置ずれにも対処できるようになる。また、探索領域Bは限定した領域であるので、探索領域を超えては位置ずれ検出は行われず、検出できないような大きなずれを不必要に検出すること防止して画像処理速度が低下することを防止できる。

[0081] なお、選択画像 T_i の各Aスキャン画像に設定される評価領域Aは、眼底の深さ方向の網膜組織が撮影されている領域を含むように設定されるが、深さ方向の組織領域はx方向で異なるので、x方向の走査に従って変化させると好ましい。図12に示した例では、網膜組織は右に行くにしたがい下方に延びているので、評価領域Aも下方に設定される。

[0082] 上述した例では、選択された画像が複数の領域に分割され、選択画像の分割領域毎に、分割領域の画像が基準画像のどの部分の画像に対応するかが探索され、選択画像の分割領域の画像が探索された基準画像の画像部分に加算され、位置ずれが補正された画像が生成されている。

[0083] これに対して、基準画像のある画像が選択画像のどの部分の画像に対応するかを探索して位置ずれを検出し、補正を行うようにしてもよい。この場合には、図14に示したように、基準画像が複数の領域に分割され、基準画像の分割領域毎に、分割領域の画像が選択画像のどの部分の画像に対応するかが探索される。

[0084] 図14に示す実施例では、画像分割手段63は、断層画像の基準となる基準画像 T_R を複数の領域に分割し、領域設定手段64は、基準画像内に評価領域Aを設定し、選択画像 T_i 内に評価領域Aより大きな探索領域Bを設定する。位置ずれ量検出手段65は、基準画像 T_R の分割された領域毎に、分割領域の画像に対応する画像を選択画像 T_i の中から探索し、分割領域の画像と該画像に対応する選択画像 T_i 内の画像との位置ずれ量を検出する。加算平均手段66は、検出された位置ずれ量に基づいて分割領域毎に、基準画像 T_R の分割

領域の画像に選択画像 T_i 内の対応する画像を加算平均して位置ずれが補正された画像を生成する。平均画像の形成は、図 13 に示す流れと同様な流れで行われる。選択画像 T_i ($i = 1 \sim M$) に対して、基準画像の各分割領域の画像に対応する画像が選択画像内でそれぞれ探索され、探索された選択画像の各画像が基準画像の対応する分割領域の画像にそれぞれ加算され、平均化が行われる。

[0085] また、上述した実施例では、選択画像あるいは基準画像は 1 画素幅の A スキャン画像に細分されたが、A スキャン線を中心にして x 方向に幅を有する矩形状（短冊状）の領域、つまり x 方向に 2 画素以上の幅を有し、長さが k 画素の領域に細分するようにしてもよい。その場合も、評価領域 A は x 方向に細分した領域より大きな幅を有する領域に設定し、基準画像あるいは選択画像に設定される探索領域 B は、その領域を含む更に大きな領域に設定することはもちろんである。

[0086] 上述した処理は、時間が異なる走査線 y_j での同じ断層画像 N 枚から高品質の断層画像を生成するものであったが、他の走査線 y_i ($i = j$ を除く $i = 1 \sim n$) での断層画像でも同様な処理を行って該走査線での高品質の断層画像を生成することもできる。従って、全ての走査線 y_i ($i = 1 \sim n$) での断層画像に対して高品質の断層画像が生成され、最終的に高品質の 3 次元断層画像を生成することができる。

実施例 2

[0087] 上述した図 1 に示す実施例では、時間が異なる N 枚の画像 T_i ($i = 1 \sim N$) を取得し、これらの画像 T_i を一旦記憶部 42 に格納し、格納された画像から基準画像を作成しているので、撮影を行いながら画像処理を行うことができない。

[0088] これに対して、撮影を行いながらリアルタイムで画像処理を行う実施例が図 8 にフローチャートの形で図示されている。以下、図 8 を参照してこの実施例を説明する。

[0089] まず、ステップ S20 で変数 i が 1 に設定される。図 4 のステップ S1 で

説明したように、一つの走査線 y_j でシングルスキャンが行われ、被検眼眼底が撮影されて（ステップ S 2 1）、時間 t_1 の画像 T_1 が断層画像形成部 4 1 で形成される。時間 t_1 での撮影は、固視が安定した状態で行うようにする。

[0090] 実施例 2 では、この 1 枚目の画像 T_1 が基準画像 T_R に定められ（ステップ S 2 2）、記憶部 4 2 に記憶される。続いて、基準画像 T_R の特徴領域 C が設定される（ステップ S 2 3）。特徴領域 C としては、ステップ S 5 で説明したように、合計輝度値が大きくなるか、輝度値のコントラスト（最大値、最小値）が大きいか、あるいはエッジ強度の合計値が大きくなる網膜層の領域あるいは病変のある領域が選択される。

[0091] ステップ S 2 4 で i が + 1 され、 i が N （例えば $N = 100$ ）を超えたかが判断される（ステップ S 2 5）。 $i = 2$ なので、判断が否定され、2 回目の撮影（シングルスキャン）が行われ（ステップ S 2 7）、画像 T_2 が形成される。

[0092] 続いて、ステップ S 2 8 で基準画像 T_R と画像 T_i （ $i = 2$ ）の特徴領域 C での全体の位置ずれ量、類似度が算出される。この処理は図 4 のステップ S 6 と同様に行われる。

[0093] 続くステップ S 2 9 で、画像 T_i （ $i = 2$ ）の基準画像 T_R に対する類似度が設定値を満たすかが判断される。設定値を満たす場合（例えば類似度が所定の類似度しきい値を超えている場合）には、ステップ S 8 ～ S 1 0 と同様なステップ S 3 0 ～ S 3 2 の処理が行われる。

[0094] そのあと、ステップ S 2 4 に戻り、 i が増分される。ステップ S 2 9 において画像 T_i の類似度が設定値を満たさない場合も、その画像が不採用となり、ステップ S 2 4 に戻る。

[0095] 以下、 n が増分される毎に同様な処理が画像 T_N まで行われ、その後ステップ S 2 5 の判断が満たされ、処理が終了する（ステップ S 2 6）。その段階で、ステップ S 2 9 で採用された全ての画像が補正されて基準画像に加算されているので、その平均を求めることにより高品質の読影用画像を生成することができる。

[0096] この実施例では、ステップS 2 8からステップS 3 2までの処理に要する時間が一回のx方向のスキャンに要する時間より短い場合はそのまま、一方、長い場合にはx方向のスキャンに要する時間を長くすることにより、つまり走査ユニット6のx方向走査用のガルバノミラーの走査速度を遅くすることにより、撮影を行いながらリアルタイムで画像処理を行うことができ、短時間で高品質の画像を生成することができる。

実施例 3

[0097] 上記実施例1における異なる時間 t_i ($i = 1 \sim N$)での各画像 T_i ($i = 1 \sim N$) (図3)、あるいは基準画像との類似度が大きいM枚の画像 T_i ($i = 1 \sim M$) (図6)は、それぞれ群をなした静止画像の集まりであり、個々の画像を表示して読影することは、N、Mの数が大きくなるほど困難になる。

[0098] そこで、各画像 T_i をコマ撮りした静止画像（フレーム画像）として扱いアニメーション化して動画表示させるようにする。

[0099] その流れが図9にフローチャートの形で図示されており、記憶部42に格納されている動画表示プログラムを制御部30のCPUが実行することにより動画表示が行われる。

[0100] 図10aに示したように、表示部31のモニタに現れる「開始」ボタン31aをクリックすると、変数 i が初期化され（ステップS 40）、画像 T_1 が記憶部42から読み出され（ステップS 41）、画像 T_1 が表示部31のモニタ画面に表示される（ステップS 42）。この表示は時間 T_{time} が所定の時間 T_0 を超えるまで継続され、時間 T_0 経過後（ステップS 43のYES）、変数 i が+1増分されて $i = 2$ となり（ステップS 44）、ステップS 45の判断が否定されて、次の画像 T_2 が読み出されて表示される（ステップS 41、S 42）。以後、同様なループを繰り返し、 $i > N$ となった時点（ステップS 45のYES）で処理が終了する。

[0101] 制御部30は、所定時間 T_0 毎に順次表示される画像が疑似的に動画として表示されるように、所定時間 T_0 を短い時間（例えば、 $1/10 \sim 1/6$

0sec)に設定し、また順次表示される画像の表示位置を図10a、図10bに示した位置に制御する。図10aに示した例では、前の画像 T_{i-1} が消去され、同じ位置に次の画像 T_i が表示される。図10bに示した例では、前の画像 T_{i-1} に対してx方向及び／又はz方向に所定量（例えば10画素程度）ずらした位置に次の画像 T_i が表示される。いずれの表示を行うかは、操作部32により選択できるようにしておく。

[0102] このような制御部30の制御により、一連の画像 T_i ($i = 1 \sim N$) が所定時間 T_0 毎に順次読み出されアニメーション化されて動画として表示される。

[0103] このような動画表示において、画像 T_i に時間的な変化があれば、その変化が疑似的に動きとして表示されるので、例えば、固視微動があったときには、その固視微動が動画表示されることになる。従って、検者は、固視微動のあった画像（動きが現れた画像）を視認した場合には、「停止」ボタン31cをクリックして動画表示を一時停止させることができる。何番目の画像が表示されているかは、右上のボタン31fに時間 T_0 ごとに表示されるので、検者は、固視微動のあった画像を特定することができ、図4のステップS2の平均画像作成時に除外するなどして、より高品質の基準画像を作成することができる。

[0104] また、動画として表示される画像は、断層画像形成部41で形成された生の画像 T_i ($i = 1 \sim N$) だけでなく、各画像 T_i ($i = 1 \sim N$) に対してノイズ除去、位置ずれ補正などの画像処理を行った一連の画像でもよく、その場合には、動画表示を行うことにより、目的とする画像処理が行われたかを確認することができる。

[0105] また、基準画像との類似度が大きいM枚の画像 T_i ($i = 1 \sim M$) を、図9のフローチャートに従って動画表示すると、理想的には、各画像間 T_i と T_{i-1} には殆ど変化が現れないので、動画表示を行っても、動きは検出されず、検者は、基準画像との類似度が大きい画像が選別されたこと（ステップS7）を確認することができ、高品質の読影画像の生成に役立てることができる。

また、動きが視認された場合には、「停止」ボタン 31c を操作し、その画像を特定して、排除するようにすることもできる。

[0106] 以上は、「開始」ボタン 31a を操作した時の例であったが、「繰返」ボタン 31b を操作すると、ステップ S45 の判断が肯定された場合、再びステップ S40 に戻る無限ループが実行され、画像 T_i ($i = 1 \sim N$) が繰返し動画表示される。この繰返し表示を一時停止する場合には、「停止」ボタン 31c を、終了させる場合は「終了」ボタン 31e を操作する。「再開」ボタン 31d は、一時停止した動画表示を再開する場合に用いられる。

[0107] なお、動画表示させる画像は、すべての画像 T_i ($i = 1 \sim M$ 、 $1 \sim N$) ではなく、飛び飛びの画像、つまり画像 i の次に画像 T_{i+k} ($k = 2, 3, \dots$) の画像を順次表示するようにしてもよい。

符号の説明

- [0108]
- 1 眼底カメラユニット
 - 2 OCT ユニット
 - 3 画像処理装置
 - 4 照明光学系
 - 5 撮影光学系
 - 6 走査ユニット
 - 7 コネクタ
 - 8 接続線
 - 20 低コヒーレンス光源
 - 21 OCT 信号検出装置
 - 30 制御部
 - 31 表示部
 - 32 操作部
 - 41 断層画像形成部
 - 42 記憶部
 - 50、60 画像処理部

5 1、6 1 基準画像作成手段

5 2 算出手段

5 3 選別手段

5 4 生成手段

6 2 画像選択手段

6 3 画像分割手段

6 4 領域設定手段

6 5 位置ずれ量検出手段

6 6 加算平均手段

請求の範囲

- [請求項1] 同一箇所を撮影した複数の画像を基準画像と比較して基準画像との位置ずれを検出し、位置ずれが補正された画像を生成する画像処理装置であって、
- 前記複数の画像の全部あるいはその内の所定枚数の画像を選択する画像選択手段と、
- 前記選択された画像を複数の領域に分割する画像分割手段と、
- 分割された領域毎に、分割された領域の画像に対応する画像を基準画像の中から探索し、該探索された画像に分割された領域の画像を加算する加算手段と、を備え、
- 前記加算された画像を平均して位置ずれが補正された画像を生成することを特徴とする画像処理装置。
- [請求項2] 同一箇所を撮影した複数の画像を基準画像と比較して基準画像との位置ずれを検出し、位置ずれが補正された画像を生成する画像処理装置であって、
- 前記複数の画像の全部あるいはその内の所定枚数の画像を選択する画像選択手段と、
- 前記基準画像を複数の領域に分割する画像分割手段と、
- 分割された領域毎に、分割された領域の画像に対応する画像を選択画像の中から探索し、該探索された画像を分割された領域の画像に加算する加算手段と、を有し、
- 前記加算された画像を平均して位置ずれが補正された画像を生成することを特徴とする画像処理装置。
- [請求項3] 前記分割された領域を含み該領域より大きな評価領域が設定され、分割された領域の画像に対応する画像の探索が行われることを特徴とする請求項1又は2に記載の画像処理装置。
- [請求項4] 前記評価領域を含み該領域より大きな探索領域が設定され、該探索領域内で分割された領域の画像に対応する画像の探索が行われること

を特徴とする請求項3に記載の画像処理装置。

[請求項5] 前記画像はOCT装置により取得された被検眼網膜の断層画像であり、該断層画像がAスキャン画像に分割されて画像の探索が行われることを特徴とする請求項1から4のいずれか1項に記載の画像処理装置。

[請求項6] 同一箇所を撮影した複数の画像を基準画像と比較して基準画像との位置ずれを検出し、位置ずれが補正された画像を生成する画像処理方法であって、

前記複数の画像の全部あるいはその内の所定枚数の画像を選択する画像選択工程と、

前記選択された画像を複数の領域に分割する画像分割工程と、

分割された領域毎に、分割された領域の画像に対応する画像を基準画像の中から探索し、該探索された画像に分割された領域の画像を加算する加算工程と、を備え、

前記加算された画像を平均して位置ずれが補正された画像を生成することを特徴とする画像処理方法。

[請求項7] 同一箇所を撮影した複数の画像を基準画像と比較して基準画像との位置ずれを検出し、位置ずれが補正された画像を生成する画像処理方法であって、

前記複数の画像の全部あるいはその内の所定枚数の画像を選択する画像選択工程と、

前記基準画像を複数の領域に分割する画像分割工程と、

分割された領域毎に、分割された領域の画像に対応する画像を選択画像の中から探索し、該探索された画像を分割された領域の画像に加算する加算工程と、を有し、

前記加算された画像を平均して位置ずれが補正された画像を生成することを特徴とする画像処理方法。

[請求項8] 同一箇所を撮影した複数枚の画像の中から基準画像を選択あるいは

作成する基準画像作成手段と、

前記選択あるいは作成された基準画像と他の画像との類似度を算出する算出手段と、

算出した類似度が設定値を満たす画像を選別する選別手段と、

選別された画像を加算平均して読影用画像を生成する生成手段と、
を備えたことを特徴とする画像処理装置。

[請求項9] 前記基準画像作成手段は、複数枚の画像の全部あるいはその内の所定枚数の画像を選択し、その選択された画像の平均画像に基づいて基準画像を作成することを特徴とする請求項8に記載の画像処理装置。

[請求項10] 前記基準画像作成手段は、前記複数枚の画像のうち選択された一枚の画像を基準画像とすることを特徴とする請求項8に記載の画像処理装置。

[請求項11] 前記複数枚の画像の全部あるいはその内の所定枚数の画像を選択し、その選択された画像の平均画像に基づいて基準画像を作成するか、あるいは複数枚の画像のうち選択された一枚の画像を基準画像とすることを特徴とする請求項10に記載の画像処理装置。

[請求項12] 前記画像は被検眼網膜の断層画像であり、病変部が撮影されている画像あるいは網膜上皮の位置が所定の範囲内にある画像が基準画像を作成するための画像として選択されることを特徴とする請求項8から11のいずれか1項に記載の画像処理装置。

[請求項13] 前記類似度が画像全体あるいはその一部領域での相関係数あるいは位置ずれ量を算出することにより求められることを特徴とする請求項8から12のいずれか1項に記載の画像処理装置。

[請求項14] 前記生成手段は、設定された複数の局所領域毎に基準画像との位置ずれ量を算出し、算出された位置ずれ量を局所領域毎に補正して基準画像に加算しその平均を求めることにより読影用画像を生成することを特徴とする請求項8から13のいずれか1項に記載の画像処理装置。

- [請求項15] 前記生成手段は、算出された局所領域毎の類似度が所定の類似度しきい値より大きな画像あるいは局所領域毎の位置ずれ量が所定の位置ずれ量しきい値より小さい画像に対して前記補正、加算を行うことを特徴とする請求項14に記載の画像処理装置。
- [請求項16] 最低加算枚数が得られない場合には、前記類似度しきい値あるいは位置ずれ量しきい値を調整することを特徴とする請求項15に記載の画像処理装置。
- [請求項17] 同一箇所を撮影した一連の画像あるいは該一連の画像に対してそれぞれ画像処理された一連の画像を格納する記憶部と、
前記記憶部に格納された一連の画像を所定時間毎に順次読み出して表示部に表示させる制御部と、を備え、
前記制御部は、所定時間毎に順次表示される画像が動画として表示されるように、前記所定時間の長さと順次表示される画像の表示位置を制御することを特徴とする画像処理装置。
- [請求項18] 同一箇所を撮影した複数枚の画像の中から基準画像を選択あるいは作成する基準画像作成工程と、
前記選択あるいは作成された基準画像と他の画像との類似度を算出する算出工程と、
算出した類似度が設定値を満たす画像を選別する選別工程と、
選別された画像を加算平均して読影用画像を生成する生成工程と、
を有することを特徴とする画像処理方法。
- [請求項19] 複数枚の画像の全部あるいはその内の所定枚数の画像を選択し、その選択された画像の平均画像に基づいて基準画像を作成することを特徴とする請求項18に記載の画像処理方法。
- [請求項20] 前記複数枚の画像のうち一枚の画像を選択し、その選択された画像を基準画像とすることを特徴とする請求項18に記載の画像処理方法。
- [請求項21] 撮影した最初の画像を基準画像に定める第1工程と、

次に同一箇所を撮影する第2工程と、

第2工程で撮影された画像と定めた基準画像との類似度が設定値を満たす画像を採用し、それ以外の画像を不採用とする第3工程と、

採用画像を基準画像に加算する第4工程と、

を有し、

撮影枚数が所定枚数になるまで第2から第4工程を繰り返し、採用画像を順次基準画像に加算して平均することにより読影用画像を生成することを特徴とする画像処理方法。

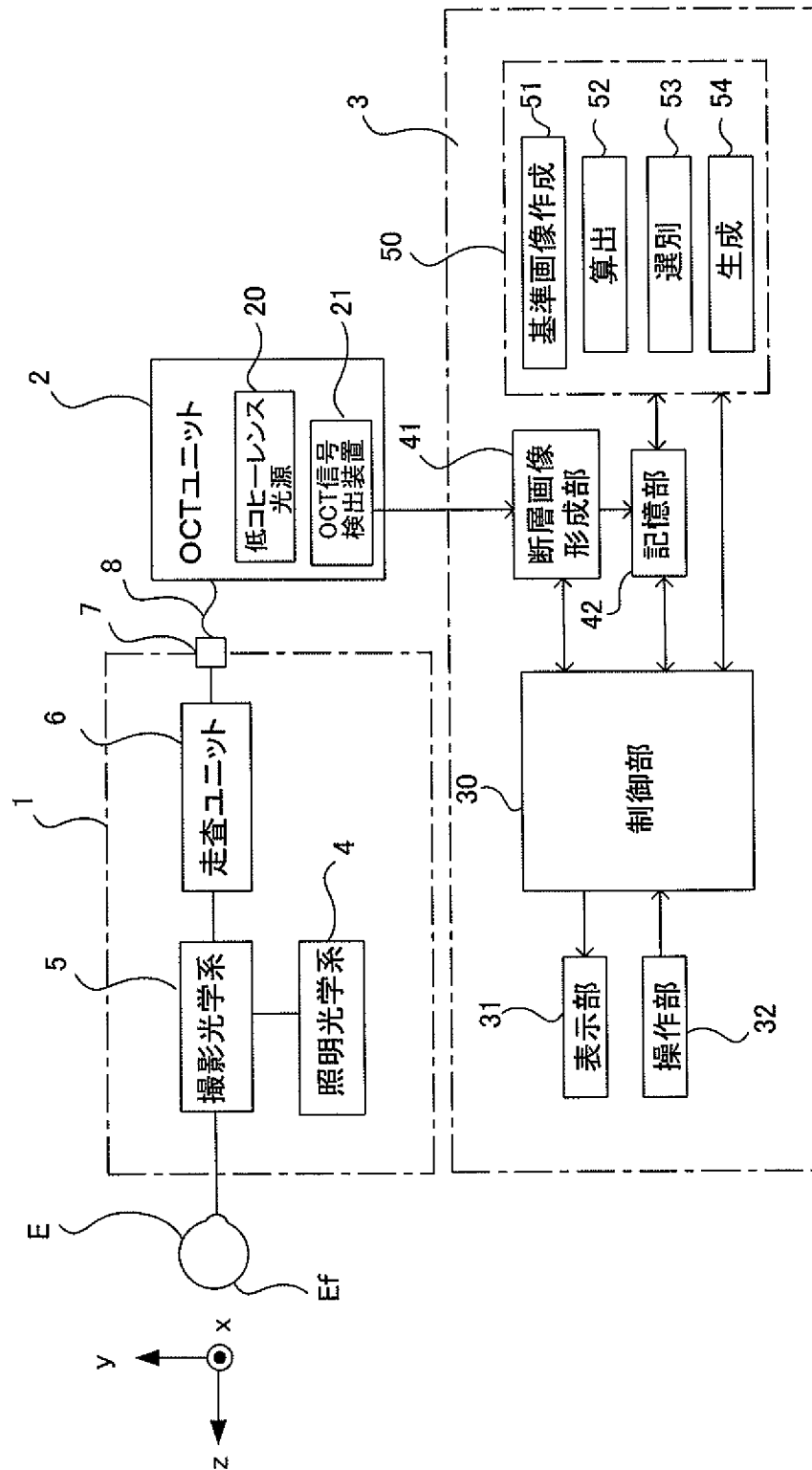
[請求項22] 同一箇所を撮影した一連の画像あるいは該一連の画像に対してそれぞれ画像処理された一連の画像を所定時間毎に順次記憶部から読み出して表示部に表示する工程を有し、

所定時間毎に順次表示される画像が動画として表示されるように、前記所定時間の長さと順次表示される画像の表示位置が制御されることを特徴とする画像処理方法。

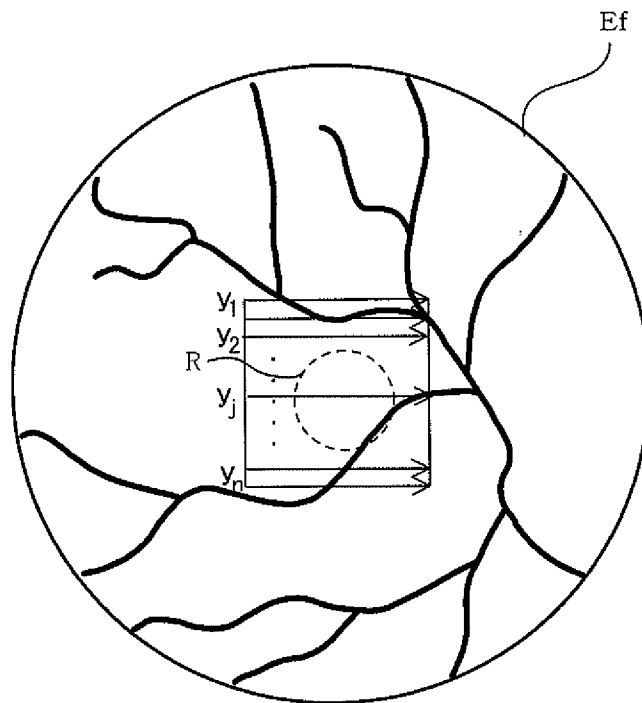
[請求項23] 請求項6、7、18から22のいずれか1項に記載の画像処理方法をコンピュータに実行させることを特徴とする画像処理プログラム。

[請求項24] 請求項23に記載の画像処理プログラムを格納したコンピュータにより読み取り可能な記録媒体。

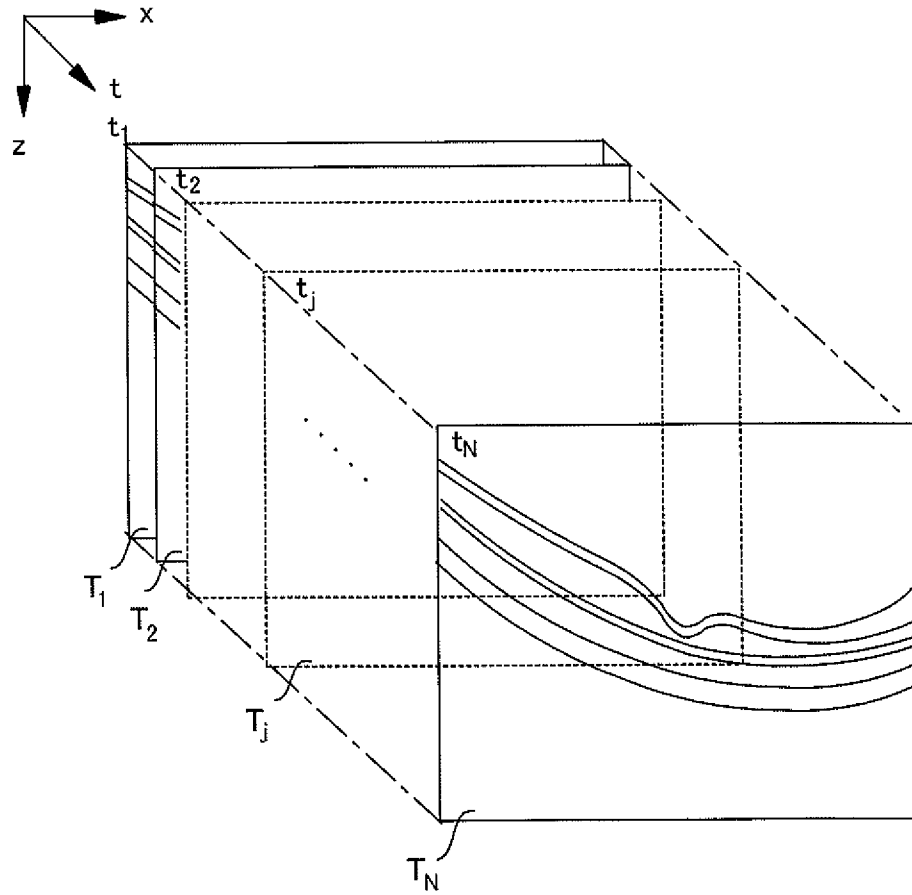
[図1]



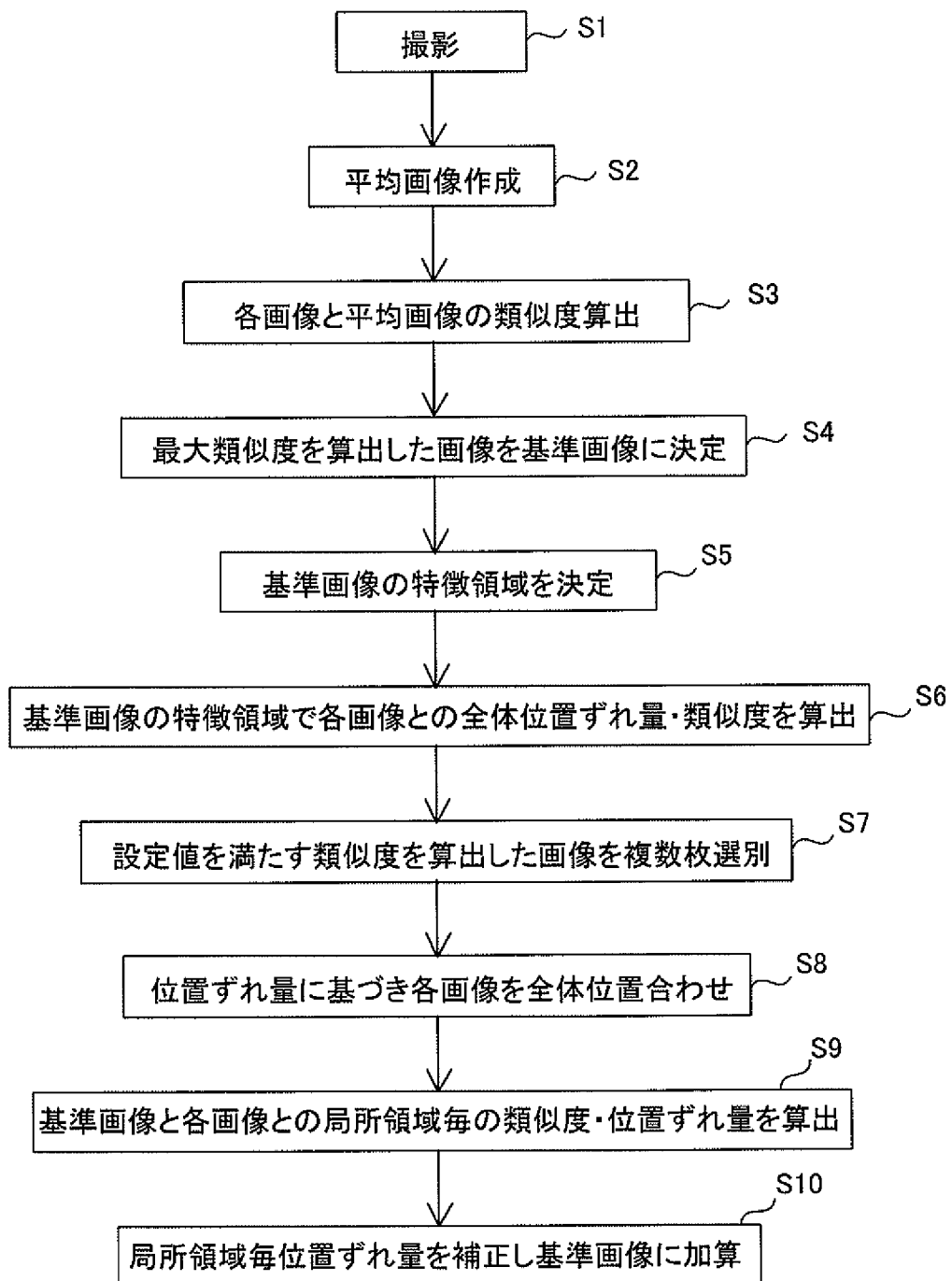
[図2]



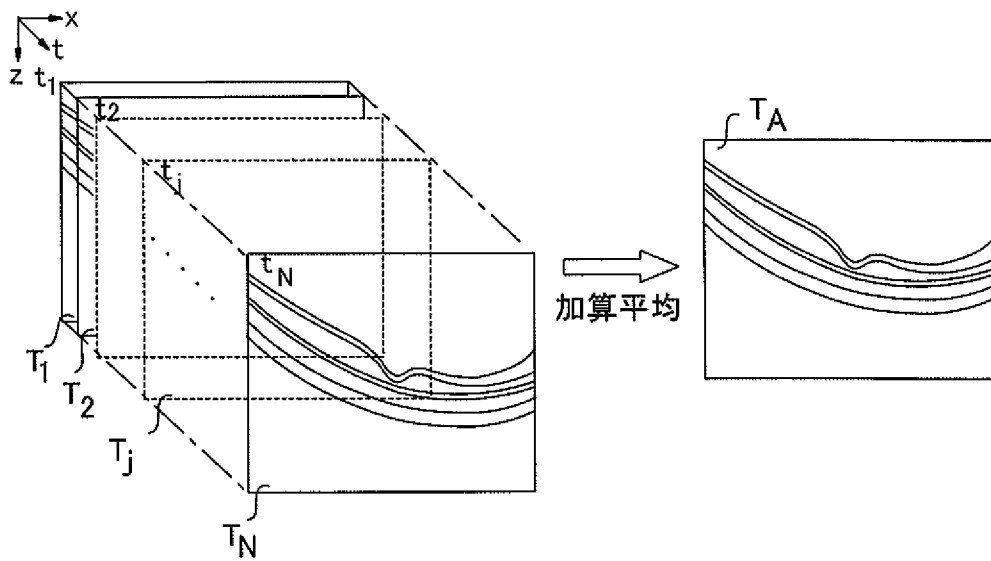
[図3]



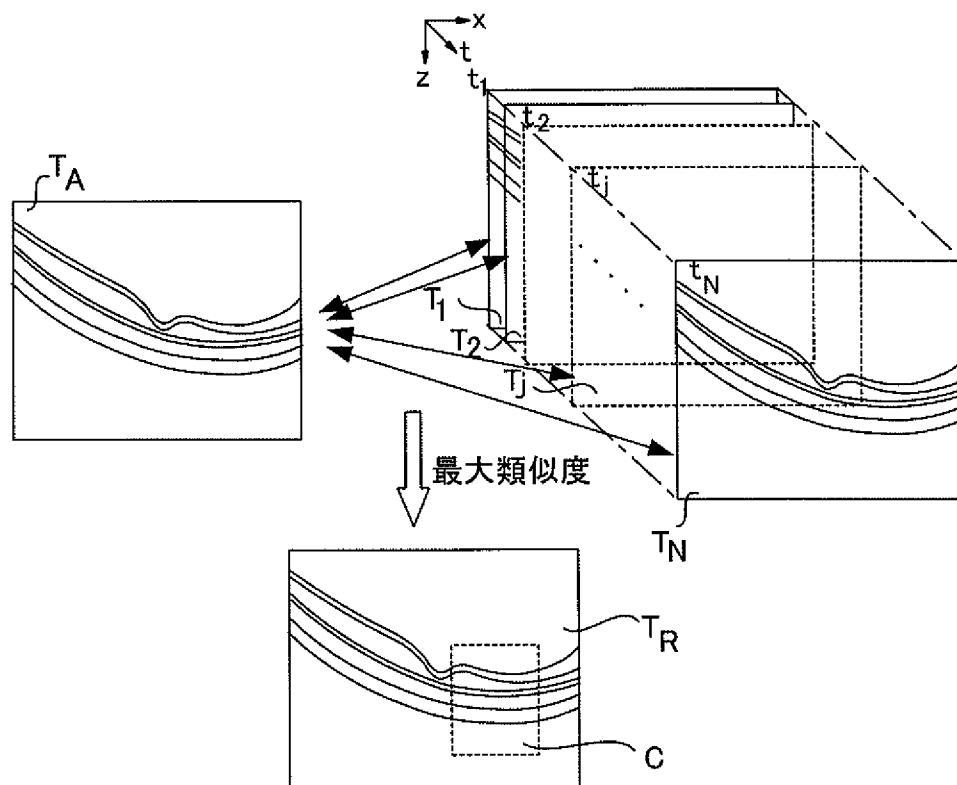
[図4]



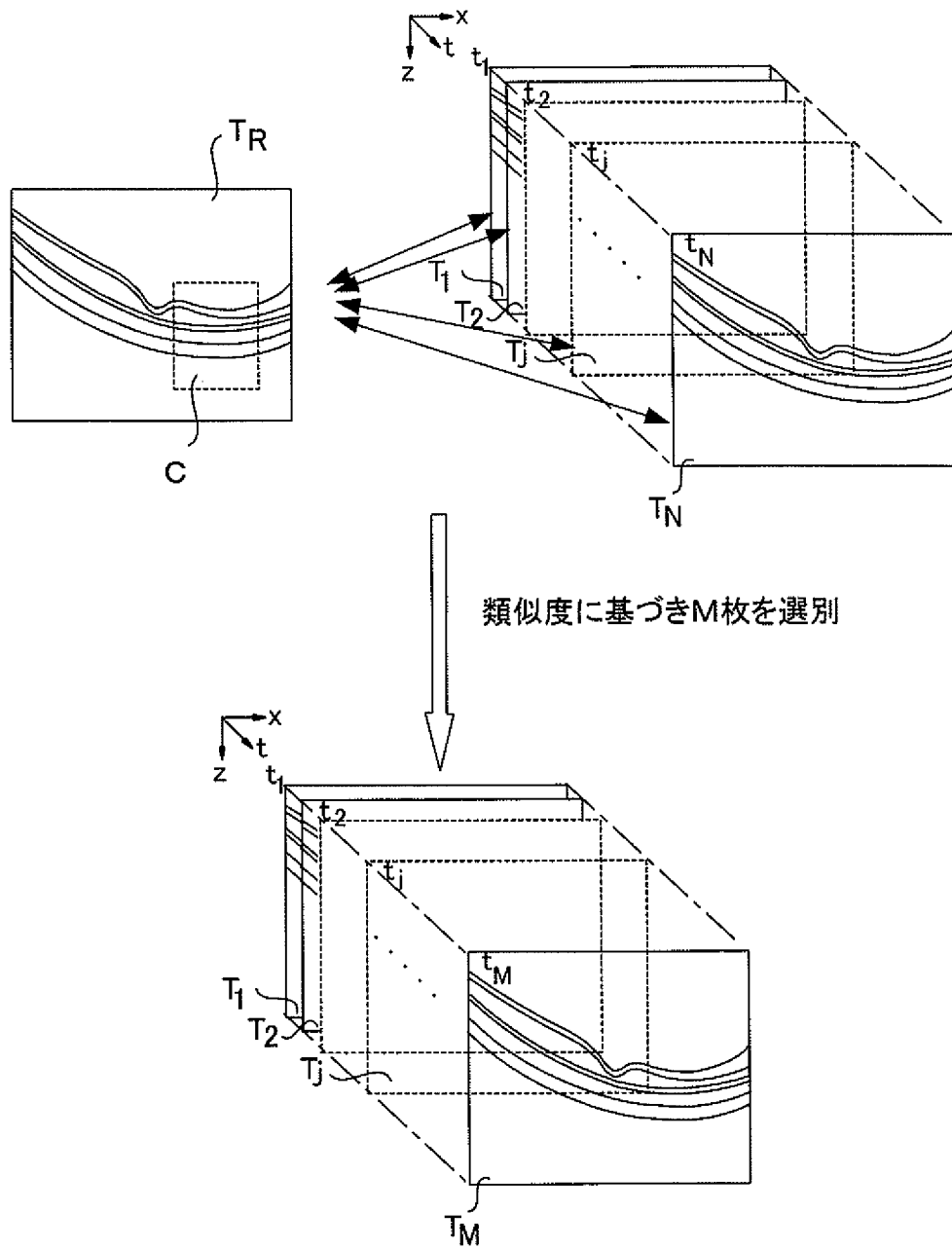
[図5a]



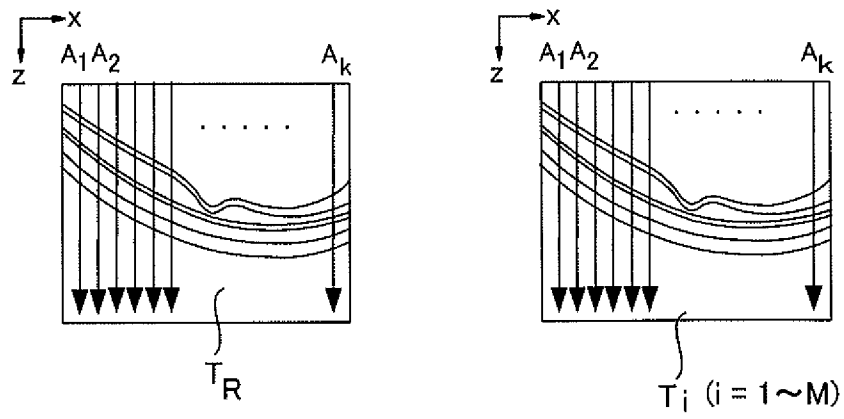
[図5b]



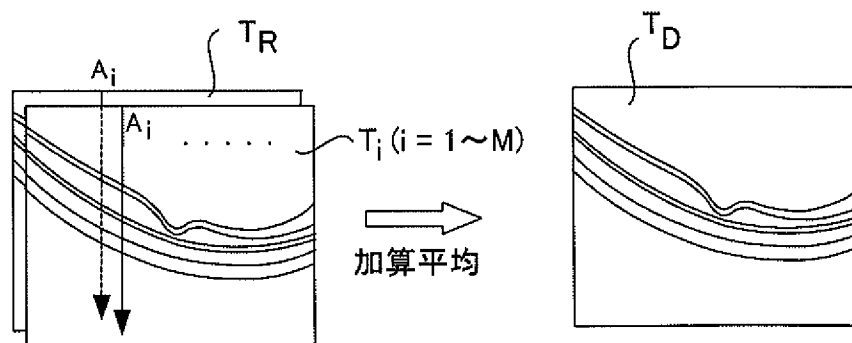
[図6]



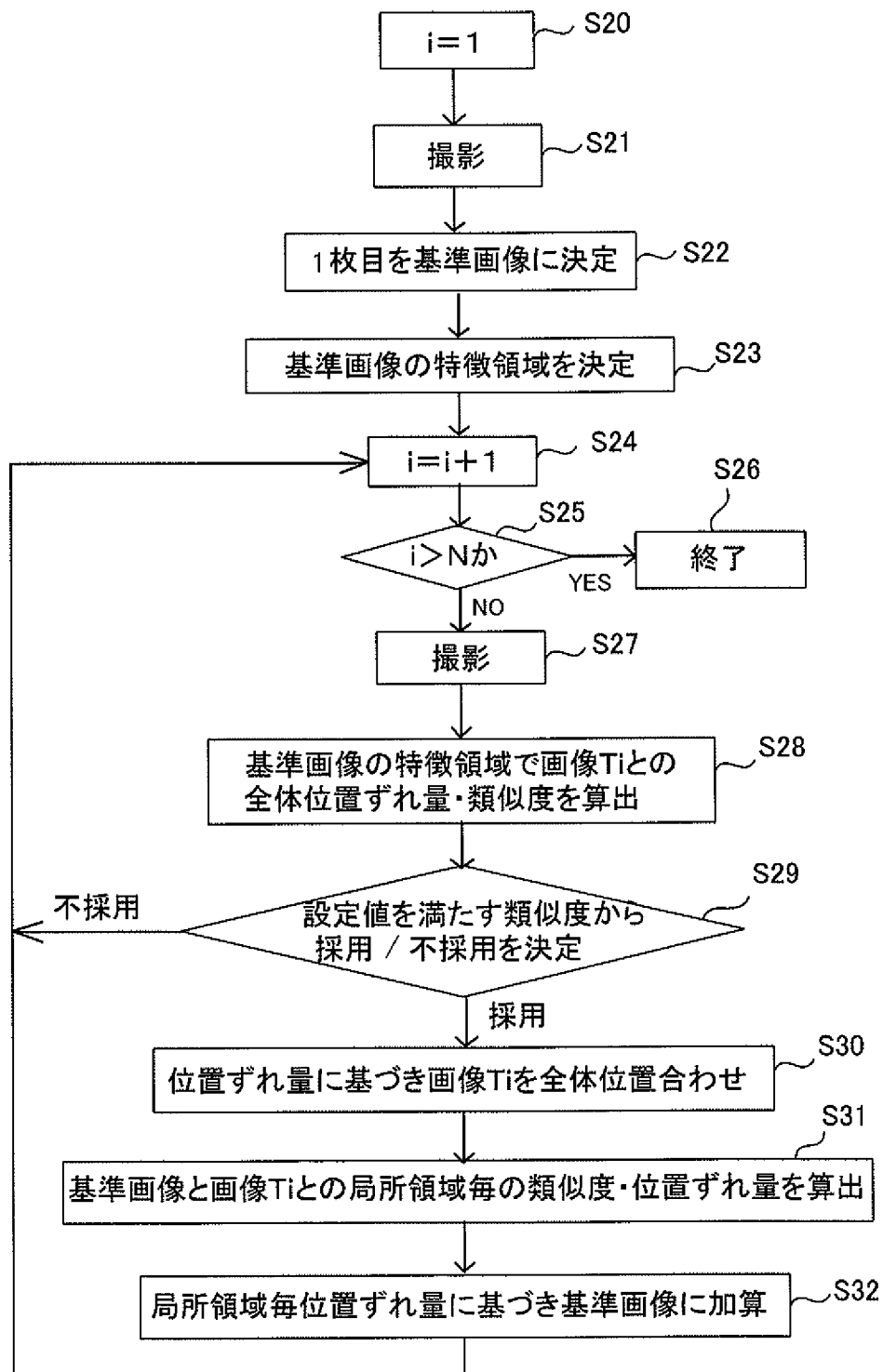
[図7a]



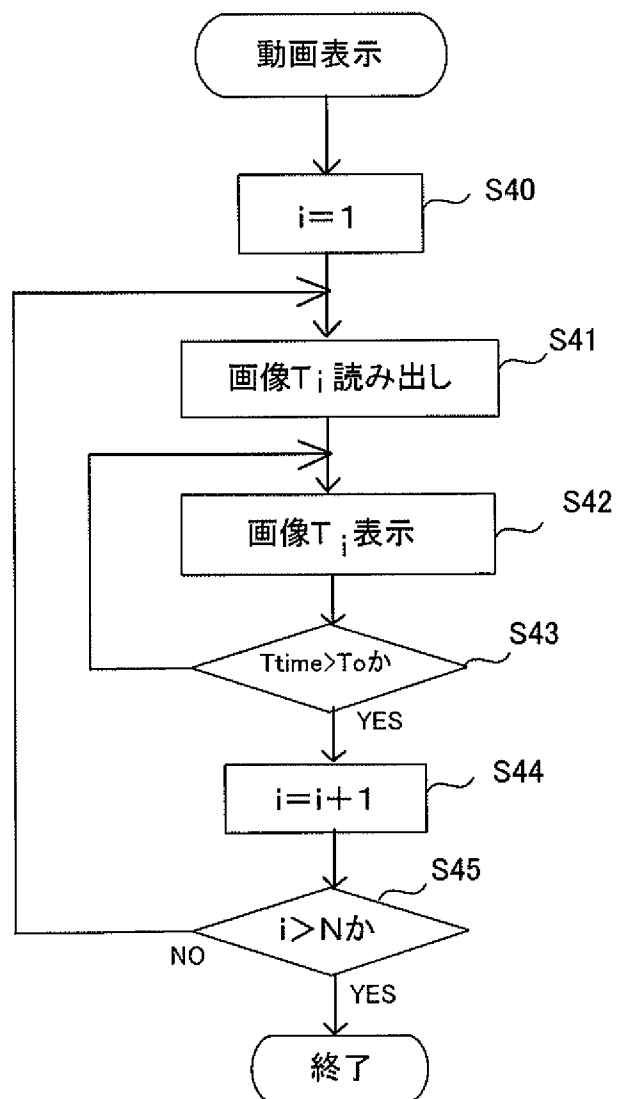
[図7b]



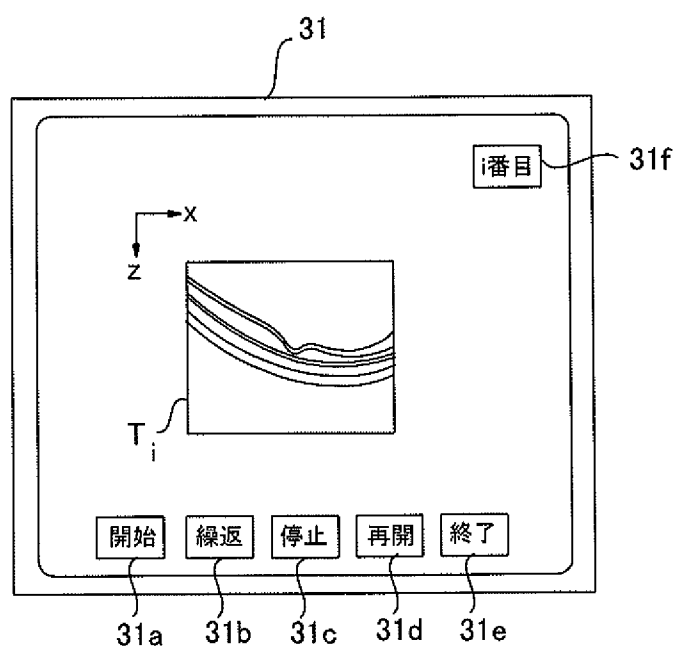
[図8]



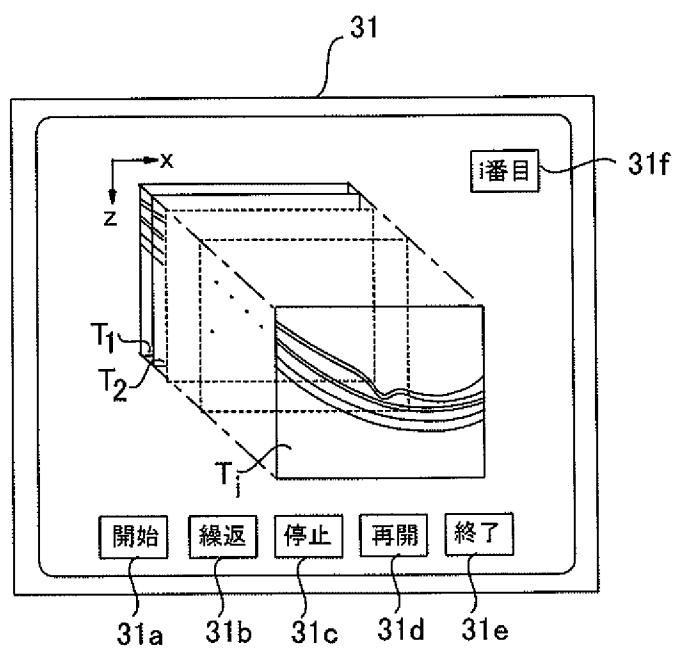
[図9]



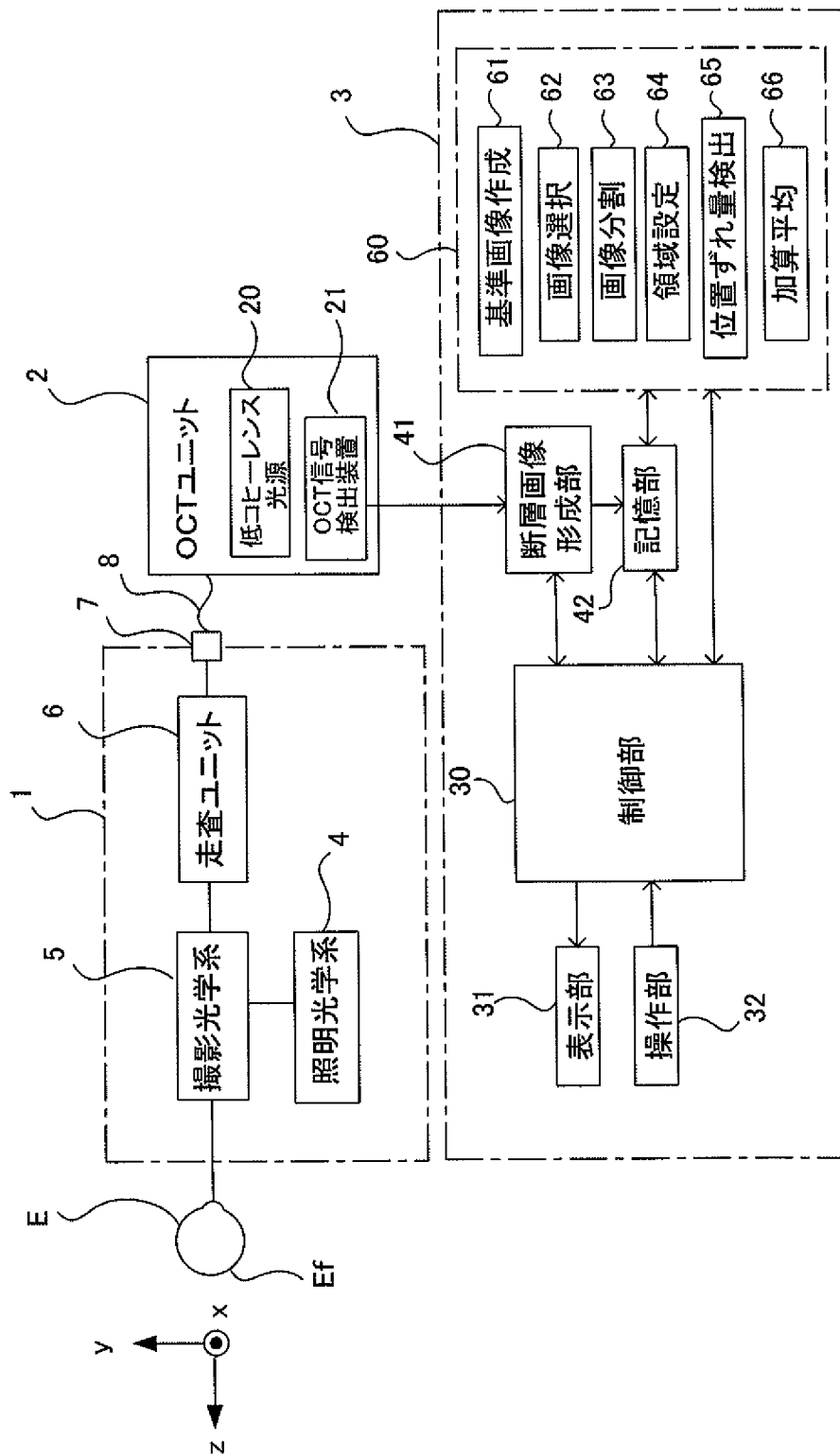
[図10a]



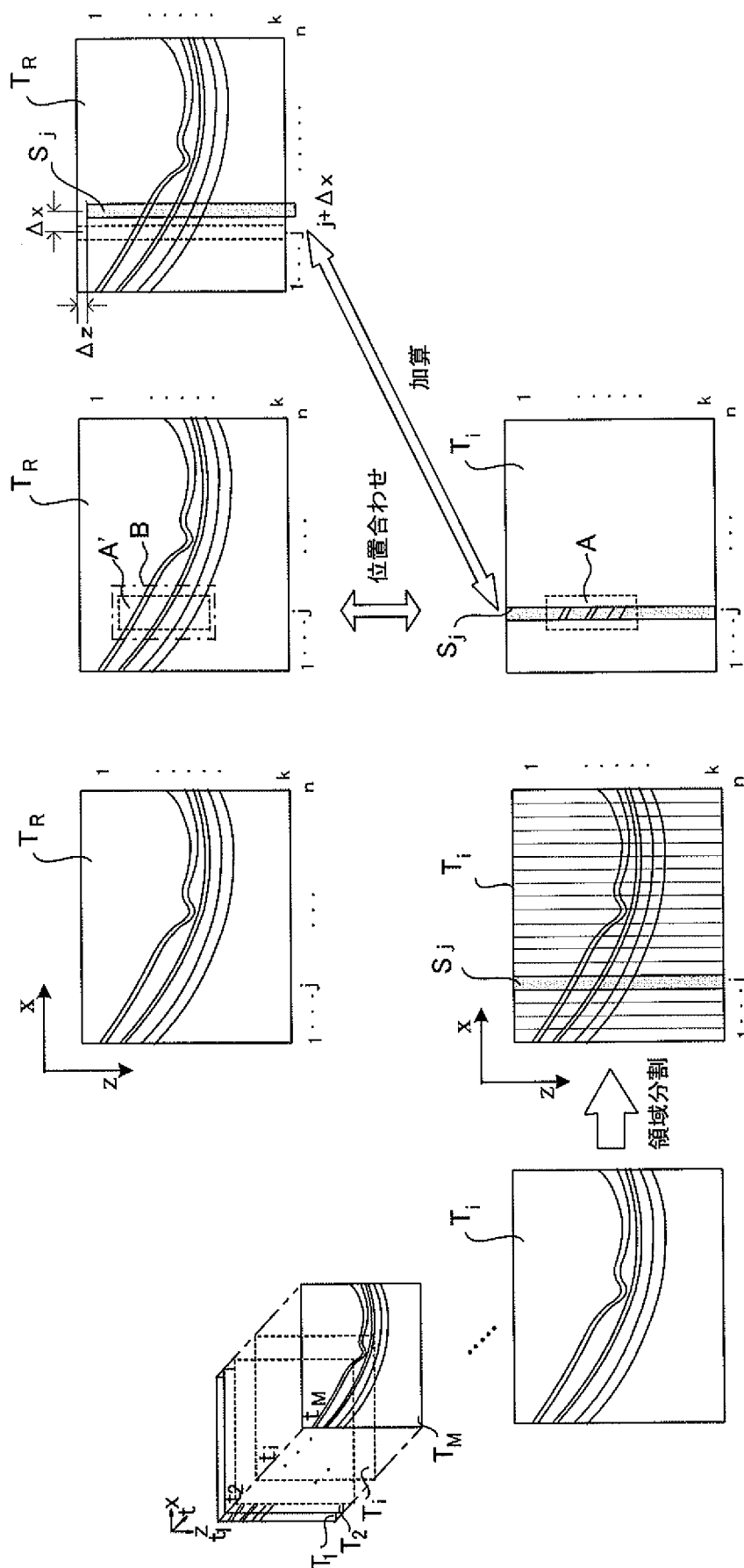
[図10b]



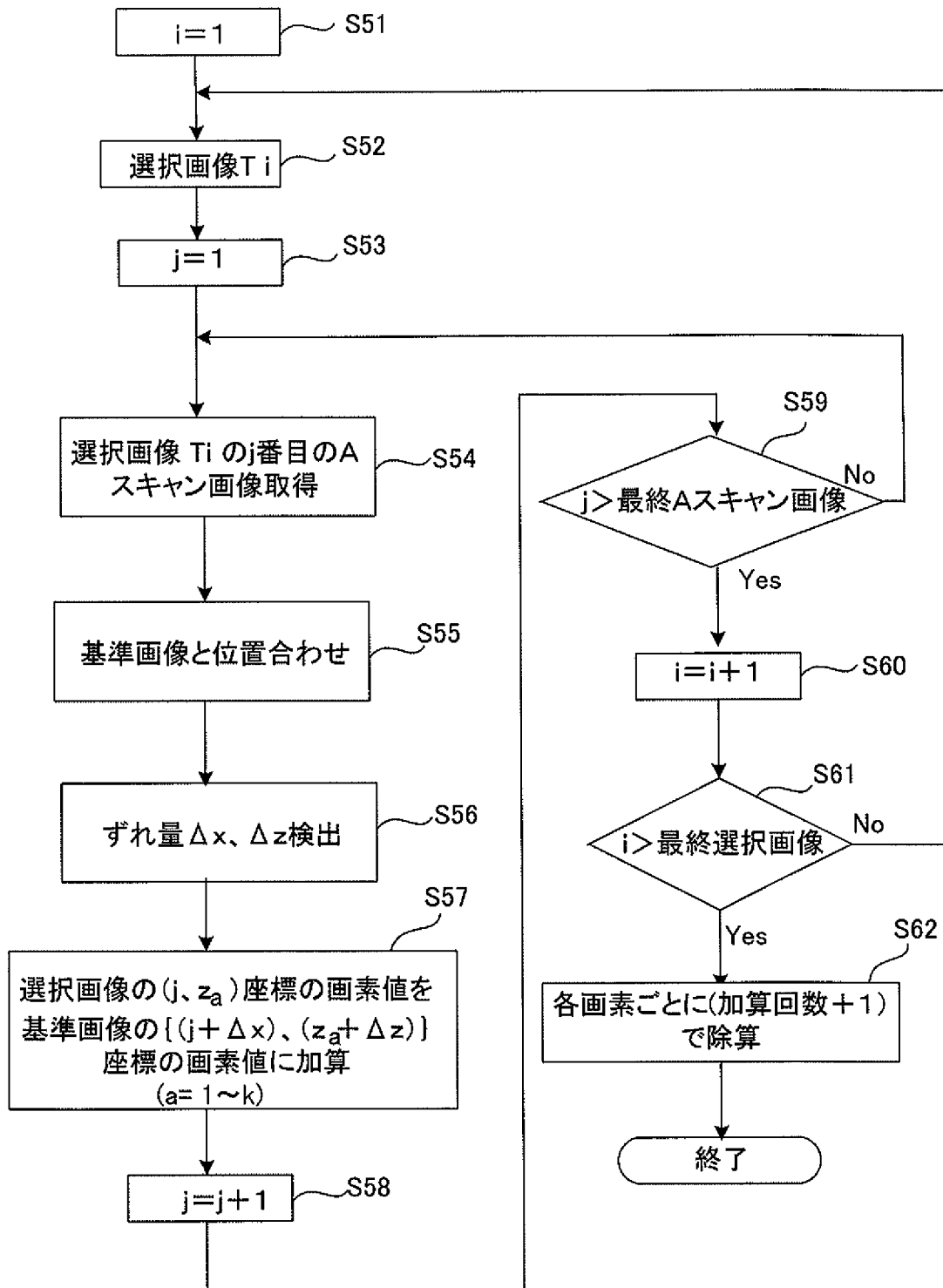
[図11]



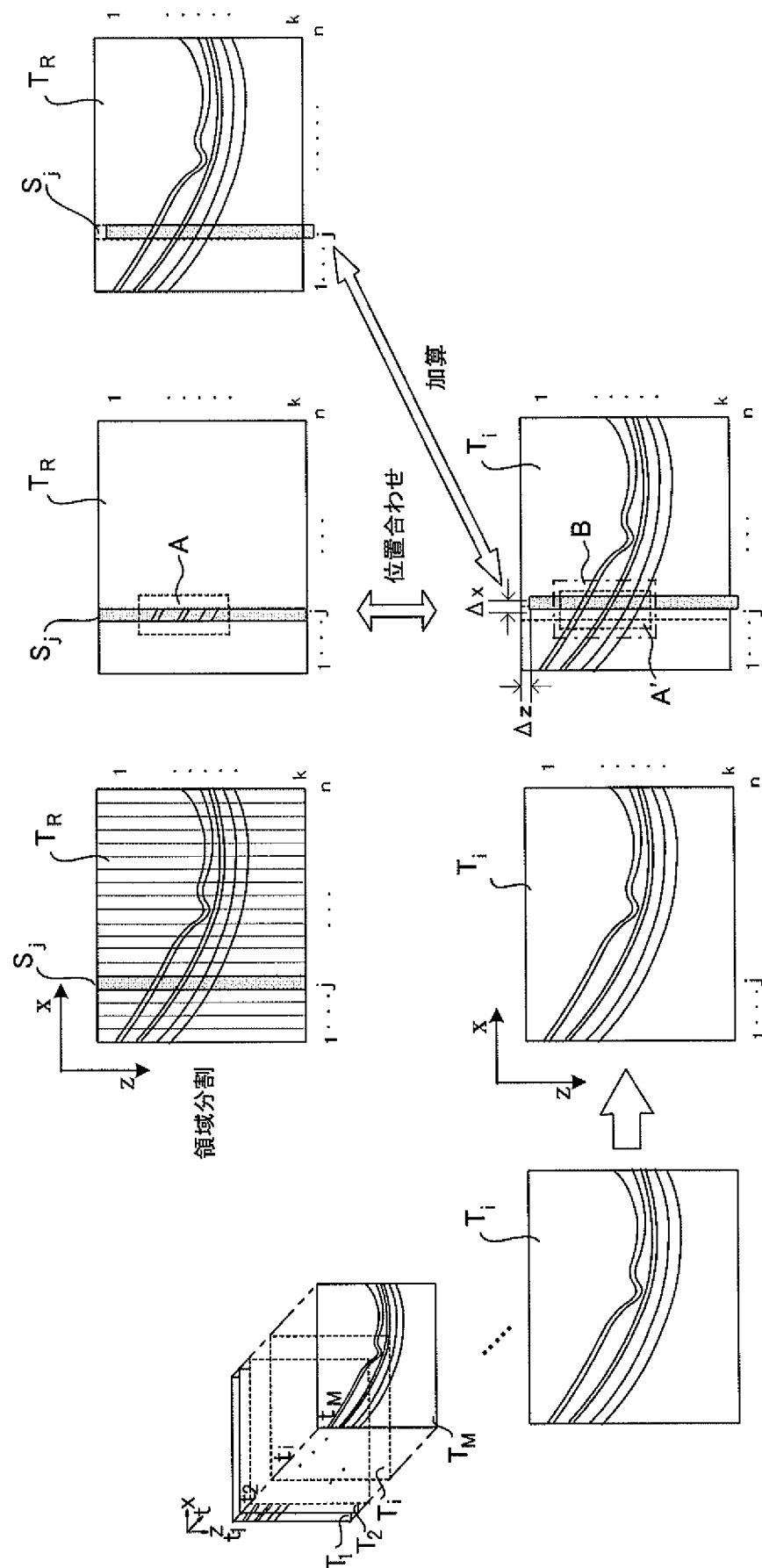
[図12]



[図13]



[図14]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2013/079447

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B3/10(2006.01)i, A61B3/14(2006.01)i, G06T1/00(2006.01)i, G06T5/50(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)

A61B3/10, A61B3/14, G06T1/00, G06T5/50

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	1996-2013
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2013	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2013

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.
X Y	JP 2012-249715 A (Nidek Co., Ltd.), 20 December 2012 (20.12.2012), claims 1 to 6; paragraphs [0041] to [0090]; particularly, paragraphs [0051] to [0060]; fig. 1 to 7 (Family: none)	1, 2, 5-24 3, 4
X Y	JP 2010-110393 A (Nidek Co., Ltd.), 20 May 2010 (20.05.2010), claims 1 to 7; paragraphs [0074] to [0107] & US 2010/0110172 A1 & EP 2184006 A1	1, 2, 5-16, 18-21, 23, 24 3, 4
X Y	JP 2010-110392 A (Nidek Co., Ltd.), 20 May 2010 (20.05.2010), claims 1 to 7; paragraphs [0001] to [0008], [0073] to [0106] & US 2010/0110171 A1 & EP 2184004 A1	1, 2, 5-16, 18-21, 23, 24 3, 4



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

20 November, 2013 (20.11.13)

Date of mailing of the international search report

03 December, 2013 (03.12.13)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2013/079447

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	JP 2010-110391 A (Nidek Co., Ltd.), 20 May 2010 (20.05.2010), claims 1 to 8; paragraphs [0074] to [0107] (Family: none)	1, 2, 5-16, 18-21, 23, 24 3, 4
Y	WO 2011/052602 A1 (Hitachi Medical Corp.), 05 May 2011 (05.05.2011), claims 1, 13, 14; fig. 4 & EP 2494924 A1 & WO 2011/052602 A1 & CN 102596050 A	3, 4
Y	JP 2005-228303 A (Matsushita Electric Industrial Co., Ltd.), 25 August 2005 (25.08.2005), paragraphs [0034] to [0046]; fig. 2 & US 2005/0163221 A1	3, 4
A	JP 2011-254959 A (Canon Inc.), 22 December 2011 (22.12.2011), entire text; all drawings & US 2013/0216115 A1 & WO 2011/155150 A1	1-24
A	JP 2011-165045 A (Tokyo Institute of Technology), 25 August 2011 (25.08.2011), paragraphs [0037] to [0042] & US 2013/0084027 A1 & WO 2011/099647 A1	1-24

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2013/079447

Box No. II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 2 of first sheet)

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. ☐ Claims Nos.:
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:

2. ☐ Claims Nos.:
because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:

3. ☐ Claims Nos.:
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

Box No. III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:
See extra sheet.

1. ☐ As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.
2. ☒ As all searchable claims could be searched without effort justifying additional fees, this Authority did not invite payment of additional fees.
3. ☐ As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:

4. ☐ No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:

Remark on Protest

- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest and, where applicable, the payment of a protest fee.
- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest but the applicable protest fee was not paid within the time limit specified in the invitation.
- ☐ No protest accompanied the payment of additional search fees.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2013/079447

Continuation of Box No.III of continuation of first sheet (2)

There is not a same or corresponding special technical feature between the inventions in Claims 1-16, 18-21, 23 and 24 and the inventions in Claims 17 and 22 that are set forth as independent claims. Moreover, the scope of the claims can be divided into two inventions having the respective special technical features below.

(Invention 1) The invention in Claims 1-16, 18-21, 23 and 24: An image-processing device and image-processing method for generating averaged images.

(Invention 2) The invention in Claims 17 and 22: An image-displaying device and image-processing method wherein the length and display position of a sequentially displayed video are controlled.

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（I P C）） Int.Cl. A61B3/10(2006.01)i, A61B3/14(2006.01)i, G06T1/00(2006.01)i, G06T5/50(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. A61B3/10, A61B3/14, G06T1/00, G06T5/50		
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 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2013年 日本国実用新案登録公報 1996-2013年 日本国登録実用新案公報 1994-2013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
X	JP 2012-249715 A（株式会社ニデック）2012.12.20, 請求項 1-6, 段落[0041]-[0090], 特に、段落[0051]-[0060], 第 1-7 図（ファミリーなし）	1, 2, 5-24 3, 4
Y		
X	JP 2010-110393 A（株式会社ニデック）2010.05.20, 請求項 1-7, 段落[0074]-[0107] & US 2010/0110172 A1 & EP 2184006 A1	1, 2, 5-16, 18-21, 23, 24
Y		3, 4
X	JP 2010-110392 A（株式会社ニデック）2010.05.20, 請求項 1-7, 段落[0001]-[0008], [0073]-[0106] & US 2010/0110171 A1 & EP 2184004 A1	1, 2, 5-16, 18-21, 23, 24
Y		3, 4
☒ 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 20. 11. 2013	国際調査報告の発送日 03. 12. 2013	
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 100-8915 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） 宮川 哲伸 電話番号 03-3581-1101 内線 3292	2Q 9208

C (続き) . 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
X	JP 2010-110391 A (株式会社ニデック) 2010.05.20, 請求項 1-8, 段落[0074]-[0107] (ファミリーなし)	1, 2, 5-16, 18-21, 23, 24
Y		3, 4
Y	WO 2011/052602 A1 (株式会社日立メディコ) 2011.05.05, 請求項 1, 13, 14, 第 4 図 & EP 2494924 A1 & WO 2011/052602 A1 & CN 102596050 A	3, 4
Y	JP 2005-228303 A (松下電器産業株式会社) 2005.08.25, 段落 [0034]-[0046], 図 2 & US 2005/0163221 A1	3, 4
A	JP 2011-254959 A (キヤノン株式会社) 2011.12.22, 全文, 全図 & US 2013/0216115 A1 & WO 2011/155150 A1	1-24
A	JP 2011-165045 A (国立大学法人東京工業大学) 2011.08.25, 段落 [0037]-[0042] & US 2013/0084027 A1 & WO 2011/099647 A1	1-24

第Ⅱ欄 請求の範囲の一部の調査ができないときの意見（第1ページの2の続き）

法第8条第3項（P C T 17条(2) (a)）の規定により、この国際調査報告は次の理由により請求の範囲の一部について作成しなかった。

1. ☐ 請求項 _____ は、この国際調査機関が調査をすることを要しない対象に係るものである。
つまり、
2. ☐ 請求項 _____ は、有意義な国際調査をすることができる程度まで所定の要件を満たしていない国際出願の部分に係るものである。つまり、
3. ☐ 請求項 _____ は、従属請求の範囲であってP C T 規則6.4(a)の第2文及び第3文の規定に従って記載されていない。

第Ⅲ欄 発明の単一性が欠如しているときの意見（第1ページの3の続き）

次に述べるようにこの国際出願に二以上の発明があるところの国際調査機関は認めた。

請求項1－16, 18-21, 23, 24に係る発明と、独立請求項として記載されている請求項17, 22に係る発明との間には、同一の又は対応する特別な技術的特徴は存在しない。そして、請求の範囲は、各々下記の特別な技術的特徴を有する2つの発明に区分される。

（発明1）請求項1－16, 18－21, 23, 24に係る発明：加算平均された画像を生成する画像処理装置および画像処理方法。

（発明2）請求項17, 22に係る発明：
順次表示される動画の長さと表示位置が制御される画像表示装置および画像処理方法。

1. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料をすべて期間内に納付したので、この国際調査報告は、すべての調査可能な請求項について作成した。
2. ☒ 追加調査手数料を要求するまでもなく、すべての調査可能な請求項について調査することができたので、追加調査手数料の納付を求めなかった。
3. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料を一部のみしか期間内に納付しなかったため、この国際調査報告は、手数料の納付のあった次の請求項のみについて作成した。
4. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料を期間内に納付しなかったため、この国際調査報告は、請求の範囲の最初に記載されている発明に係る次の請求項について作成した。

追加調査手数料の異議の申立てに関する注意

- ☐ 追加調査手数料及び、該当する場合には、異議申立手数料の納付と共に、出願人から異議申立てがあった。
- ☐ 追加調査手数料の納付と共に出願人から異議申立てがあったが、異議申立手数料が納付命令書に示した期間内に支払われなかった。
- ☐ 追加調査手数料の納付はあったが、異議申立てはなかった。