

(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2013-58956
(P2013-58956A)

(43) 公開日 平成25年3月28日(2013.3.28)

(51) Int.Cl.

HO4N 13/02 (2006.01)

F 1

HO4N 13/02

テーマコード(参考)

5C061

審査請求 未請求 請求項の数 12 O L (全 46 頁)

(21) 出願番号

特願2011-196749 (P2011-196749)

(22) 出願日

平成23年9月9日(2011.9.9)

(71) 出願人 000002185

ソニー株式会社

東京都港区港南1丁目7番1号

(74) 代理人 100095957

弁理士 龟谷 美明

(74) 代理人 100096389

弁理士 金本 哲男

(74) 代理人 100101557

弁理士 萩原 康司

(74) 代理人 100128587

弁理士 松本 一騎

(72) 発明者 原 雅明

東京都港区港南1丁目7番1号 ソニー株式会社内

最終頁に続く

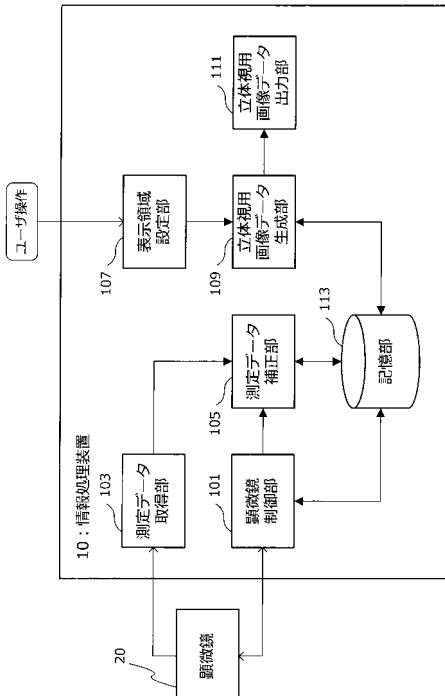
(54) 【発明の名称】情報処理装置、情報処理方法、プログラム及び情報処理システム

(57) 【要約】

【課題】顕微鏡で用いられている走査方式によらず、正確な両眼立体視画像を生成することが可能な、情報処理装置、情報処理方法、プログラム及び情報処理システムを提案すること。

【解決手段】本開示に係る情報処理装置は、サンプルを縦方向、横方向及び奥行き方向に走査して、当該サンプルの拡大画像群に対応する画像データ群を生成する顕微鏡の走査方式に応じて、生成された前記拡大画像群の位置を特定するための位置座標を少なくとも補正する補正部と、補正後の前記画像データ群に対して視差を付与することで、前記拡大画像群の立体視画像を生成する立体視画像生成部と、を備える。

【選択図】図16



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

サンプルを縦方向、横方向及び奥行き方向に走査して、当該サンプルの拡大画像群に対応する画像データ群を生成する顕微鏡の走査方式に応じて、生成された前記拡大画像群の位置を特定するための位置座標を少なくとも補正する補正部と、

補正後の前記画像データ群に対して視差を付与することで、前記拡大画像群の立体視画像を生成する立体視画像生成部と、
を備える、情報処理装置。

【請求項 2】

前記補正部は、前記位置座標の所定の座標軸の格子点間隔が一定となるように前記拡大画像群に対して補正を行う、請求項 1 に記載の情報処理装置。 10

【請求項 3】

前記補正部は、前記拡大画像群を構成する画素の取得時間が同一となるように、前記顕微鏡の走査方式に応じて生成された前記拡大画像群に対応する時間を更に補正する、請求項 2 に記載の情報処理装置。

【請求項 4】

ユーザ操作に応じて、表示画面に表示される前記拡大画像群の表示領域を決定する表示領域決定部を更に備え、

前記立体視画像生成部は、決定された前記表示領域に関する前記立体視画像を生成する、請求項 3 に記載の情報処理装置。 20

【請求項 5】

前記拡大画像群は、ナイキストのサンプリング定理を満たすサンプリング間隔で前記サンプルがサンプリングされることで生成されたものである、請求項 1 に記載の情報処理装置。

【請求項 6】

前記顕微鏡による前記サンプルの走査を制御する顕微鏡制御部を更に備え、

前記顕微鏡制御部は、ナイキストのサンプリング定理を満たすサンプリング間隔で前記サンプルをサンプリングするように前記顕微鏡を制御する、請求項 1 に記載の情報処理装置。 30

【請求項 7】

前記立体視画像生成部により生成された前記拡大画像群の立体視画像を出力する立体視画像出力部を更に備え、

前記立体視画像出力部は、前記立体視画像を当該立体視画像に対応する時間順に出力する、請求項 1 に記載の情報処理装置。

【請求項 8】

前記顕微鏡による前記サンプルの走査方式は、サンプルの縦方向、横方向及び奥行き方向の少なくとも何れか 2 つを連続的に変化させながら前記サンプルを走査する方式である、請求項 1 に記載の情報処理装置。

【請求項 9】

前記補正部による補正後の前記拡大画像群に対応する画像データが格納される記憶部を更に備え、 40

前記立体視画像生成部は、前記記憶部から取得した前記補正後の拡大画像群に対応する画像データを利用して、前記立体視画像を生成する、請求項 1 に記載の情報処理装置。

【請求項 10】

サンプルを縦方向、横方向及び奥行き方向に走査して、当該サンプルの拡大画像群に対応する画像データ群を生成する顕微鏡の走査方式に応じて、生成された前記拡大画像群の位置を特定するための位置座標を少なくとも補正することと、

補正後の前記画像データ群に対して視差を付与することで、前記拡大画像群の立体視画像を生成することと、
を含む、情報処理方法。 50

【請求項 1 1】

サンプルを縦方向、横方向及び奥行き方向に走査して、当該サンプルの拡大画像群に対応する画像データ群を生成する顕微鏡からデータを取得可能なコンピュータに、

前記顕微鏡の走査方式に応じて、生成された前記拡大画像群の位置を特定するための位置座標を少なくとも補正する補正機能と、

補正後の前記画像データ群に対して視差を付与することで、前記拡大画像群の立体視画像を生成する立体視画像生成機能と、
を実現させるためのプログラム。

【請求項 1 2】

サンプルを縦方向、横方向及び奥行き方向に走査して、当該サンプルの拡大画像群に対応する画像データを生成する顕微鏡と、 10

前記顕微鏡の走査方式に応じて、前記顕微鏡により生成された前記拡大画像群の位置を特定するための位置座標を少なくとも補正する補正部、及び、補正後の前記画像データ群に対して視差を付与することで、前記拡大画像群の立体視画像を生成する立体視画像生成部を有する情報処理装置と、
を含む、情報処理システム。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】**

20

【0 0 0 1】

本開示は、情報処理装置、情報処理方法、プログラム及び情報処理システムに関する。

【背景技術】**【0 0 0 2】**

生物やバイオテクノロジー等の分野において、生きた細胞の生理反応や形態を観察するために、共焦点顕微鏡等といった各種の顕微鏡が使用される（例えば、以下の特許文献1を参照。）。特に、顕微鏡として共焦点顕微鏡を用いた場合には、測定試料を薄切片にすることなくスライス画像を得ることができる。得られたスライス画像に基づいて演算処理装置内に仮想的な3次元画像を構成し、この仮想的な3次元画像に基づいて任意の視点から測定試料を片目で見た場合の2次元画像を生成することで、ユーザに測定試料に関する画像情報を容易にわかりやすく提示することが可能となる。 30

【0 0 0 3】

一方、情報処理技術や情報通信技術の発達に伴い、両眼視差を利用した立体画像に関する画像データをユーザへ提供することで、ユーザが表示装置に両眼立体視画像を表示させることが可能となってきている（例えば、以下の特許文献2を参照。）。

【先行技術文献】**【特許文献】****【0 0 0 4】**

【特許文献1】特開2006-84960号公報

【特許文献2】特開2005-6114号公報

40

【発明の概要】**【発明が解決しようとする課題】****【0 0 0 5】**

本発明者らは、顕微鏡により得られた顕微鏡画像（拡大画像）について鋭意検討を行った結果、両眼立体視画像を生成する技術を顕微鏡画像群に対して適用することで、測定試料の3次元的な構造を正確にユーザに提供することが可能となると考えた。

【0 0 0 6】

ここで、顕微鏡が測定試料を走査する際の走査方式には、ラスター・スキャン方式やいわゆるジグザグ・スキャン方式等といった各種の方式が存在する。本発明者らは、上記のような技術を実現するために鋭意検討を行った結果、測定試料の位置を特定するために利

50

用される位置座標の格子点の間隔が、走査方式によっては一定にならない場合があることに想到した。座標系の格子点の間隔が一定となっていないにも関わらず両眼立体視画像を生成しようとすると、測定試料の正確な3次元画像を生成することが困難となってしまう。

【0007】

そこで、本開示では、上記事情に鑑みて、顕微鏡で用いられている走査方式によらず、正確な両眼立体視画像を生成することが可能な、情報処理装置、情報処理方法、プログラム及び情報処理システムを提案する。

【課題を解決するための手段】

【0008】

本開示によれば、サンプルを縦方向、横方向及び奥行き方向に走査して、当該サンプルの拡大画像群に対応する画像データ群を生成する顕微鏡の走査方式に応じて、生成された前記拡大画像群の位置を特定するための位置座標を少なくとも補正する補正部と、補正後の前記画像データ群に対して視差を付与することで、前記拡大画像群の立体視画像を生成する立体視画像生成部と、を備える情報処理装置が提供される。

【0009】

また、本開示によれば、サンプルを縦方向、横方向及び奥行き方向に走査して、当該サンプルの拡大画像群に対応する画像データ群を生成する顕微鏡の走査方式に応じて、生成された前記拡大画像群の位置を特定するための位置座標を少なくとも補正することと、補正後の前記画像データ群に対して視差を付与することで、前記拡大画像群の立体視画像を生成することと、を含む情報処理方法が提供される。

【0010】

また、本開示によれば、サンプルを縦方向、横方向及び奥行き方向に走査して、当該サンプルの拡大画像群に対応する画像データ群を生成する顕微鏡からデータを取得可能なコンピュータに、前記顕微鏡の走査方式に応じて、生成された前記拡大画像群の位置を特定するための位置座標を少なくとも補正する補正機能と、補正後の前記画像データ群に対して視差を付与することで、前記拡大画像群の立体視画像を生成する立体視画像生成機能と、を実現させるためのプログラムが提供される。

【0011】

また、本開示によれば、サンプルを縦方向、横方向及び奥行き方向に走査して、当該サンプルの拡大画像群に対応する画像データを生成する顕微鏡と、前記顕微鏡の走査方式に応じて、前記顕微鏡により生成された前記拡大画像群の位置を特定するための位置座標を少なくとも補正する補正部、及び、補正後の前記画像データ群に対して視差を付与することで、前記拡大画像群の立体視画像を生成する立体視画像生成部を有する情報処理装置と、を含む情報処理システムが提供される。

【0012】

本開示によれば、顕微鏡の走査方式に応じて、生成された拡大画像群の位置を特定するための位置座標が少なくとも補正され、補正された画像データ群に対して視差が付与されることで、拡大画像の立体視画像が生成される。

【発明の効果】

【0013】

以上説明したように本開示によれば、顕微鏡で用いられている走査方式によらず、正確な両眼立体視画像を生成することが可能となる。

【図面の簡単な説明】

【0014】

【図1】本開示の第1の実施形態に係る顕微鏡システムの構成の一例を示した説明図である。

【図2】蛍光について説明するための説明図である。

【図3】共焦点顕微鏡の原理について説明するための説明図である。

【図4】共焦点顕微鏡の原理について説明するための説明図である。

10

20

30

40

50

【図5】1光子励起による蛍光と2光子励起による蛍光との違いについて説明するための説明図である。

【図6】生体の光吸收特性について説明するためのグラフ図である。

【図7】2光子励起蛍光顕微鏡について説明するための説明図である。

【図8】顕微鏡のサンプル走査方式について説明するための説明図である。

【図9】顕微鏡のサンプル走査方式について説明するための説明図である。

【図10】顕微鏡のサンプル走査方式について説明するための説明図である。

【図11】顕微鏡のサンプル走査方式について説明するための説明図である。

【図12】顕微鏡のサンプル走査方式について説明するための説明図である。

【図13】顕微鏡のサンプル走査方式について説明するための説明図である。

【図14】3次元画像の生成方法について説明するための説明図である。

【図15】同実施形態に係る情報処理装置での3次元画像の生成方法について説明するための説明図である。

【図16】同実施形態に係る情報処理装置の構成の一例を示したブロック図である。

【図17】同実施形態に係る情報処理装置が備える測定データ補正部の構成を示したブロック図である。

【図18】同実施形態に係る時間補正処理について説明するための説明図である。

【図19】データのインターポレーションについて説明するための説明図である。

【図20】同実施形態に係る座標補正処理について説明するための説明図である。

【図21】同実施形態に係る立体視用画像データの生成処理について説明するための説明図である。

【図22】同実施形態に係る情報処理装置が備える立体視用画像データ生成部の構成を示したブロック図である。

【図23A】画像の奥行き位置と視差との関係の一例を示したグラフ図である。

【図23B】画像の奥行き位置と視差との関係の一例を示したグラフ図である。

【図24】生成される立体視用画像データについて説明するための説明図である。

【図25】立体視用画像の表示領域変更処理について説明するための説明図である。

【図26】立体視用画像の表示領域変更処理について説明するための説明図である。

【図27】同実施形態に係る顕微鏡システムの第1変形例を示した説明図である。

【図28】同実施形態に係る情報処理方法の流れの一例を示した流れ図である。

【図29】本開示の実施形態に係る情報処理装置のハードウェア構成の一例を示したブロック図である。

【発明を実施するための形態】

【0015】

以下に添付図面を参照しながら、本開示の好適な実施の形態について詳細に説明する。なお、本明細書及び図面において、実質的に同一の機能構成を有する構成要素については、同一の符号を付することにより重複説明を省略する。

【0016】

なお、説明は、以下の順序で行うものとする。

(1) 第1の実施形態

(1-1) 顕微鏡システムについて

(1-2) 顕微鏡について

(1-3) 顕微鏡画像の両眼立体視表示について

(1-4) 情報処理装置の構成について

(1-5) 情報処理方法について

(1-6) 第1変形例

(2) 本開示の実施形態に係る情報処理装置のハードウェア構成について

(3) まとめ

【0017】

(第1の実施形態)

10

20

30

40

50

<顕微鏡システムについて>

まず、図1を参照しながら、本開示の第1の実施形態に係る顕微鏡システムについて説明する。図1は、本実施形態に係る顕微鏡システムの一例を示した説明図である。

【0018】

本実施形態に係る顕微鏡システム1は、図1に例示したように、情報処理装置10と、顕微鏡20と、を主に含む。

【0019】

情報処理装置10は、後述する顕微鏡20により生成された測定サンプルSの拡大画像群を利用して、これら拡大画像群に対して所定の補正処理を実施するとともに、補正処理後の拡大画像群を利用して、測定サンプルSの両眼立体視画像を生成する。また、情報処理装置10が生成する両眼立体視画像は、静止画像であってもよく、動画像であってもよい。

10

【0020】

情報処理装置10により生成された両眼立体視画像の実体データ（以下、単に「立体視用画像データ」とも称する。）は、立体画像を表示することが可能な3D表示装置30に出力され、3D表示装置30を介してユーザに表示される。

【0021】

図1では、本実施形態に係る情報処理装置10が、顕微鏡20とは別の装置として設けられる場合について図示しているが、本実施形態に係る情報処理装置10の機能は、顕微鏡20の動作を制御するコンピュータに実装されていてもよいし、顕微鏡20の筐体内に設けられた任意のコンピュータに実装されていてもよい。なお、情報処理装置10の詳細な構成については後段において詳述する。

20

【0022】

顕微鏡20は、測定サンプルSを、当該測定サンプルの縦方向、横方向奥行き方向の3次元に走査して、測定サンプルSの拡大画像群に対応する画像データ群を生成する。このような顕微鏡20として、例えば、実体顕微鏡、蛍光顕微鏡、共焦点顕微鏡等を含む光学顕微鏡を挙げることができる。本実施形態に係る顕微鏡システム1においてどのような顕微鏡20を使用するかについては、測定対象とするサンプルの種別に応じて、適宜決定すればよい。

30

【0023】

本実施形態に係る顕微鏡システム1では、顕微鏡20は、測定サンプルSの拡大画像を生成すると、生成した拡大画像に対応する実体データ（拡大画像データ）を情報処理装置10に出力する。

【0024】

以下では、測定サンプルSとして、蛍光を放出することが可能な物質（例えば、蛍光色素により染色された細胞等）を例にとり、顕微鏡20として、いわゆる蛍光顕微鏡を使用する場合を例に挙げて説明を行うものとする。また、本実施形態で用いられる蛍光顕微鏡については、以下で詳述する。

【0025】

3D表示装置30は、情報処理装置10により生成された測定サンプルの両眼立体視画像を表示画面に表示することで、ユーザに測定サンプルの顕微鏡画像を立体的に提示する表示装置である。本実施形態に係る3D表示装置30は、両眼立体視画像を表示可能なものであれば特に限定されるわけではなく、公知の表示装置を利用することが可能である。

40

【0026】

以上、図1を参照しながら、本実施形態に係る顕微鏡システム1について、簡単に説明した。

【0027】

<顕微鏡について>

続いて、本実施形態に係る情報処理装置10についての説明に先立ち、本実施形態に係る顕微鏡システム1で用いられる顕微鏡20について、図2～図13を参照しながら、詳

50

細に説明する。

【0028】

本実施形態で着目する測定サンプルSに生じている現象の一つとして、測定サンプルSから放出される蛍光を挙げることができる。以下では、まず、図2を参照しながら、蛍光について簡単に説明する。図2は、蛍光について説明するための説明図である。

【0029】

測定サンプルを構成する(又は、測定サンプルに付着する)ある分子に対して所定波長の光が照射されると、照射された光が有するエネルギーを利用して、分子中の電子が基底状態に対応するエネルギー準位から励起状態に対応するエネルギー準位に移動することがある。この際に照射された光のことを、励起光と呼ぶ。基底状態にある分子が励起されて一重項励起状態が生じると、励起された電子は、一重項励起状態に対応するエネルギー準位のいずれかへ移動することとなるが、この励起された電子は、内部転換によりエネルギーを放出しながらより低位のエネルギー準位へと移動していく。励起状態にある電子が基底状態へと戻る際にエネルギーが光として放出されることがあるが、この際に放出される光が、本実施形態で着目する蛍光である。

10

【0030】

[顕微鏡の種類について：共焦点顕微鏡]

このような蛍光を観測するために利用される光学顕微鏡の一つとして、図3及び図4に示したような共焦点顕微鏡がある。以下、図3及び図4を参照しながら、共焦点顕微鏡の原理について簡単に説明する。図3及び図4は、共焦点顕微鏡の原理について説明するための説明図である。

20

【0031】

図3に示した共焦点蛍光顕微鏡は、励起光としてレーザ光線を用いて、このレーザ光線を測定サンプル(蛍光標本)まで導光し、測定サンプルの焦点面で発生した蛍光を、検出器まで導光するような構成となっている。ここで、励起光として用いられるレーザ光線は、ピンホールAを通過することによって点光源とみなすことができ、レーザ光線は、ダイクロイックミラー及び対物レンズを透過して、蛍光標本に投影される。蛍光標本では、投影されたレーザ光線の有するエネルギーにより蛍光が生じ、射出された蛍光が対物レンズにより集光され、ダイクロイックミラーにより検出器の方向へと導光される。検出器の直前にはピンホールBが設置されており、ピンホールBを通過した蛍光が、光電子増倍管(PhotoMultiplier Tube:PMT)等の検出器で検出されることとなる。

30

【0032】

ここで、励起光として用いるレーザ光線の波長は、例えば測定サンプルを染色するために用いた蛍光色素の種別等に応じて、適宜選択することが可能であり、特定の波長に限定されるものではない。

40

【0033】

このような共焦点蛍光顕微鏡において、ピンホールAの設置位置と、点光源の投影位置(測定サンプルの焦点面)と、ピンホールBの設置位置とは、光学的に互いに共役な関係となっており、この3点の共役関係を共焦点関係にあるという。

【0034】

このとき、図4に示したように、対物レンズの焦点面(ピントのあった面)から射出された蛍光は、対物レンズによって集光されて共焦点ピンホール(図3のピンホールB)を通過することができるが、焦点の合っていない部分からの蛍光は、共焦点ピンホールを通過することができない。結果として、共焦点蛍光顕微鏡では、焦点の合った測定サンプルの部分のみの輝度情報を得ることができる。従って、測定サンプルの平面(試料面)を縦方向及び横方向に走査することで、焦点の合った部分のみの2次元像(光学断層像)を構築することができる。また、このような試料面の走査を、焦点位置を変えながら繰り返して異なる奥行き位置(深さ位置)にある測定サンプルからの蛍光を集積することで、奥行き位置毎の光学断層像の集合(3次元拡大画像群)を得ることができる。

50

【0035】

[顕微鏡の種類について：2光子励起顕微鏡]

3次元画像を得ることが可能な他の手法として、2光子励起顕微鏡がある。

図5は、2光子励起の原理を説明するための説明図である。図5の左側の図は、先だって説明した通常の蛍光の原理を示した説明図であり、ある波長の励起光（図では、波長350nmの励起光）によって分子が励起されることで、励起光よりも長波長の蛍光（図では、波長500nmの蛍光）が射出される。このような蛍光発生の仕組みは、いわば1つの光子と分子との相互作用により分子が励起状態となることで蛍光が発生する仕組みであるため、1光子励起による蛍光発生と呼ばれている。

【0036】

一方、図5の右側の図に示したように、1つの光子により分子が仮想準位に励起されている間に、もうひとつの光子によって更に分子が励起されることにより、分子がある励起状態へと励起され、励起状態にある分子が基底状態へと遷移することにより蛍光が発生することがある。このような蛍光発生の仕組みは、2つの光子と分子との相互作用により分子が励起状態となることで蛍光が発生する仕組みであるため、2光子励起による蛍光発生と呼ばれている。2光子励起による蛍光発生を利用して、励起光よりも短い波長の蛍光を発生させることが可能となる（図5の例では、波長700nmの赤外光を励起光として、波長500nmの蛍光が発生している。）。

【0037】

2光子励起が成立するためには、1つめの光子と衝突した分子が仮想準位に励起している 1.0×10^{-16} 秒程度の極めて短い時間内に、もう1つの光子と衝突して一重項励起状態まで遷移することが求められるため、高い光子密度が必要になり、高いピーク・パワーを出力可能なレーザ光源を用いることとなる。また、1光子励起過程と比べると放出される蛍光信号が極めて微弱であるため、損失の少ない光学系や感度の良い検出器を利用する求められる。

【0038】

このような点にも関わらず2光子励起蛍光顕微鏡が希求される大きな理由は、2光子励起で用いられる700nm～1000nm程度の赤外帯域の蛍光波長が、図6に示したように、水やヘモグロビンの吸収を受けることなく生体を透過しやすい「生体の窓」と呼ばれる波長域となっているためである。このような励起光の高い透過性のために、共焦点蛍光顕微鏡では100μm程度の深さまでしか観察できないのに対して、2光子励起蛍光顕微鏡では1000μm(1mm)の深さまで観察可能であると言われている。

【0039】

また、図7に示したように、1光子励起蛍光顕微鏡では、焦点面以外にも試料の厚み方向全体にわたって分子が励起され、厚み方向全体から蛍光が射出されるのに対し、2光子励起蛍光顕微鏡では、焦点面近傍のみが励起される。このため、試料のより深い部分を明るく観察することができるとともに、異なった焦点面で縦方向及び横方向の走査を繰り返し実施した場合であっても、蛍光の消退や光によるダメージを最小限に抑えることができる。また、同様の理由により光毒性を最小限に抑えることができるため、サンプルの深い位置に存在する生きた細胞を長時間に渡って観察することが可能になる。

【0040】

また、2光子励起蛍光顕微鏡では、励起により射出された蛍光は試料内の微小領域に由来するため、その光シグナルを全て検出すれば蛍光画像を得ることができる。これにより、2光子励起蛍光顕微鏡では、顕微鏡における検出光学系を簡易化できる。すなわち、2光子励起過程では、焦点位置近傍の試料のみから蛍光が射出されるため、共焦点蛍光顕微鏡のようにピンホールを用いて余計な信号をカットする必要は無く、サンプルの近傍に検出器を配置して、全方位に拡散する蛍光信号をできるだけ多く拾うようにすればよい。

【0041】

[顕微鏡の走査方式について]

以上説明したようなレーザ走査型の顕微鏡では、多くの場合、2種類のガルバノミラー

10

20

30

40

50

を用いて測定サンプルの X 方向及び Y 方向（縦方向及び横方向）の走査を行うことで、2 次元画像（光学断層像）を取得している。図 8 では、2 種類のガルバノミラーを用いた共焦点蛍光顕微鏡の構成例を示している。

【0042】

レーザ光源から射出された励起光は、レンズ等の光学系及び共役位置に設けられたピンホールを透過した後に、励起光を透過させるとともに蛍光を反射させるダイクロイックミラーを透過する。ダイクロイックミラーを透過した励起光は、レンズ等の光学系を透過し、測定サンプルの X 方向の走査を制御する X 方向ガルバノミラーにより X 座標が制御された後に、Y 方向の走査を制御する Y 方向ガルバノミラーにより Y 座標が制御され、対物レンズにより測定サンプル上の所望の XY 座標に集光される。

10

【0043】

測定サンプルから射出された蛍光は、Y 方向ガルバノミラー及び X 方向ガルバノミラーによって反射されて励起光と同じ経路をたどり、ダイクロイックミラーによって反射される。ダイクロイックミラーにより反射された蛍光は、共役位置に設けられたピンホールを透過した後、光電子増倍管等の検出器へと導光される。

【0044】

ここで、測定サンプル上の集光位置を制御するために用いられる 2 つのガルバノミラーは、図 8 に模式的に示したように、ミラーに回転軸が接続されたものである。ガルバノミラーは、入力された電圧の大きさによって回転軸の回転量が制御され、ミラー面が向いている角度を高速かつ高精度に変更することができる。

20

【0045】

図 8 に示したようなレーザ走査型の顕微鏡では、2 つのガルバノミラーの動作方法の組み合わせにより、測定サンプルの XY 平面を走査する際の励起光の移動の仕方が異なることとなる。この走査方法には、以下で説明するように、ラスター・スキャン方式と、いわゆるジグザグ・スキャン方式という、2 種類の方法が存在する。本実施形態に係る顕微鏡では、以下で説明するような走査方式を適宜利用することができる。

【0046】

ラスター・スキャン方式

まず、図 9 を参照しながら、ラスター・スキャン方式を利用した 2 次元画像の生成方法について説明する。

30

なお、以下の説明では、例えば図 9 に示した座標系が定義されたサンプル平面において、X 方向の走査を制御するガルバノミラーの動作速度が、Y 方向の走査を制御するガルバノミラーの動作速度よりも早いものとする。

【0047】

図 9 上段に示した図は、サンプル平面の左上部位を走査のスタート地点とした場合に、XY 方向にどのように励起光が移動するかを模式的に示したものである。

ラスター・スキャン方式では、図 9 上段に示したように、X 方向ガルバノミラーが回転して励起光がサンプル平面の左端から右端に向けて X 方向に移動している期間に、蛍光の検出（画像の取得）が行われる。ラスター・スキャン方式では、X 方向ガルバノミラーが動作している期間は、Y 方向ガルバノミラーは静止している。

40

【0048】

励起光がサンプル平面の右端まで到達すると、蛍光の検出は中断され、X 方向ガルバノミラーは左端に対応する位置まで回転軸の回転角を変更する。この期間、Y 方向ガルバノミラーは、1 ライン分だけ Y 軸正方向にステップ移動する。このような動作をライン数だけ繰り返し、励起光がサンプル平面の右下まで到達すると、X 方向ガルバノミラー及び Y 方向ガルバノミラーは、それぞれ回転軸を大きく回転させて走査のスタート地点に位置を戻すことで、1 枚の 2 次元画像（フレーム）が生成されることとなる。

【0049】

このようなラスター・スキャン方式では、X 方向ガルバノミラーが動作している間は Y 方向ガルバノミラーが静止しているため、生成される 2 次元画像を構成する単位（画像構

50

成単位)の形状は、図9に示したような長方形となる。

【0050】

図9下段に示したグラフ図は、時間経過とともにY座標がどのように変化するかを示したタイミング・チャートである。1フレームの画像を得るために必要な時間を T_{frame} とすると、この時間は、図9下段のタイミング・チャートからも明らかのように、以下の式11のように表される。ここで、下記式11において、 T_{scan} は、走査周期を表しており、 N_y は、Y方向のライン数を表しており、 T_{Y_a11} は、Y方向の戻り時間(戻り時間)を表している。

【0051】

$$T_{frame} = (T_{scan}) \times N_y + T_{Y_a11} \quad \dots \quad (\text{式11}) \quad 10$$

【0052】

ここで、走査周期 T_{scan} と、有効走査時間 T_{eff} 及び帰引時間 T_{back} との間には、以下の式12で表される関係がある。また、Y方向の戻り時間 T_{Y_a11} は、Y方向の1ライン移動時間を T_y と表すこととすると、以下の式13のように表される。ここで、下記式12における帰引時間 T_{back} は、有効走査区間(例えば図9上段のサンプル平面において、実線で示した区間)の終わりから次の周期の有効走査区間の始まりまでの移動に要する合計時間を表している。

【0053】

$$T_{eff} = T_{scan} - T_{back} \quad \dots \quad (\text{式12}) \quad 20$$

$$T_{Y_a11} = T_y \times N_y \quad \dots \quad (\text{式13})$$

【0054】

例えば、X方向ガルバノミラーの走査周波数 F_{scan} が、7.8kHzである場合を考える。この場合、走査周期 T_{scan} は、走査周波数 F_{scan} の逆数として表されるため、 $T_{scan} = 1 / F_{scan} = 1.28 \times 10^{-4}$ 秒となる。また、このガルバノミラーの有効走査時間 T_{eff} が、走査効率に基づいて{走査周期 $T_{scan} \times (1/3)$ }で表される場合、有効走査時間は、 4.27×10^{-5} 秒となり、帰引時間 T_{back} は、 $1.28 \times 10^{-4} - 4.27 \times 10^{-5} = 8.53 \times 10^{-5}$ 秒となる。

【0055】

また、Y方向ガルバノミラーにおけるY方向の戻り時間 T_y が 1×10^{-6} 秒であり、Y方向のライン数 N_y が512ラインであったとすると、上記式11より、1フレームの撮影のために必要な時間 T_{frame} は、 6.62×10^{-2} 秒となる。フレーム・レートは、 T_{frame} の逆数で表される値であるため、このような走査系では、 $Frame_rate = 15.1$ (frame/s)となる。

【0056】

図9に示したようなラスター・スキャン方式は基本的な走査方式であるが、Y方向ガルバノミラーに求められる帰引時間 T_{back} の制約や、X方向ガルバノミラーが周期的にその位置を変化させているような機種である場合などには、Y方向のステップ移動が完了するまで動作を待機していることが出来ない場合がある。そこで、図9に示したラスター・スキャン方式を改良した、図10に示したようなラスター・スキャン方式を採用することも可能である。

【0057】

図10上段に示した図は、サンプル平面の左上部位を走査のスタート地点とした場合に、XY方向にどのように励起光が移動するかを模式的に示したものである。

図10に示したラスター・スキャン方式では、X方向ガルバノミラーが回転して励起光がサンプル平面の左端から右端に向けてX方向に移動している期間に、蛍光の検出(画像の取得)が行われる。励起光がサンプル平面の右端まで到達すると、蛍光の検出は中断され、X方向ガルバノミラーは左端に対応する位置まで回転軸の回転角を変更する。また、このラスター・スキャン方式では、図10下段に示したタイミング・チャートのように、X方向ガルバノミラーが動作している期間であっても、Y方向ガルバノミラーは一定速度で動作している。

【0058】

このような動作をライン数だけ繰り返し、励起光がサンプル平面の右下まで到達する、X方向ガルバノミラー及びY方向ガルバノミラーは、それぞれ回転軸を大きく回転させて走査のスタート地点に位置を戻すことで、1枚の2次元画像（フレーム）が生成されることとなる。

【0059】

このようなラスター・スキャン方式では、X方向ガルバノミラーが動作している間にもY方向ガルバノミラーが動作している。そのため、生成される2次元画像を構成する単位（画像構成単位）の形状は、図10に示したように、画像構成単位の縦方向と横方向とが直交しないような形状となる。

10

【0060】

この場合におけるフレーム・レートは、図9に示したラスター・スキャン方式と同様にして計算することが可能である。図9に示した例と同様の性能を有するガルバノミラーを用いることとすると、 T_{Y_a11} が200μsであった場合のフレーム・レートは、15.2(frame/s)となる。

【0061】

ジグザグ・スキャン方式

また、図10に示したラスター・スキャン方式のフレーム・レートを向上させるために、図11に示したようなジグザグ・スキャン方式を採用することも可能である。

20

図11上段の図に示したように、ジグザグ・スキャン方式では、X方向ガルバノミラーが左端から右端に励起光を移動させている時だけでなく、右端から左端に励起光を移動させている時にも蛍光の検知を行う点で、図10に示したラスター・スキャン方式とは異なっている。

【0062】

このジグザグ・スキャン方式では、励起光が右端又は左端に到達するたびに、励起光の方向転換が完了するまで蛍光の検知を中断する。この場合においても、図11下段に示したタイミング・チャートのように、Y方向のガルバノミラーは一定速度で移動している。このような動作をライン数だけ繰り返して左下までビームが到達すると、Y方向ガルバノミラーは、回転軸を大きく回転させて走査のスタート地点に位置を戻すことで、1枚の2次元画像（フレーム）が生成されることとなる。

30

【0063】

このようなジグザグ・スキャン方式では、帰引時間 T_{back} は、以下の式14のよう に表すことができる。従って、1フレームの画像を得るために必要な時間 T_{frame} は、以下の式15のよう に表される。

【0064】

$$T_{back} = (T_{scan}/2) - T_{eff} \quad \dots \quad (\text{式14})$$

$$T_{frame} = (T_{eff} + T_{back}) \times N_y + T_{Y_a11} \quad \dots \quad (\text{式15})$$

【0065】

ここで、図9に示した例と同様の性能を有するガルバノミラーを用いることとすると、 T_{Y_a11} が200μsであった場合の T_{frame} は、 3.30×10^{-2} 秒となり、フレーム・レートは、30.3(frame/s)となる。

40

【0066】

奥行き方向の走査方式について

また、本実施形態に係る顕微鏡20として利用可能な共焦点蛍光顕微鏡や2光子励起蛍光顕微鏡は、先だって説明したように、焦点位置を変えることによって異なる奥行き方向（Z方向）の画像を取得することができる。このような顕微鏡において、焦点位置の移動は、例えばステップ・モータ等のアクチュエータにより対物レンズの位置を変更することで実現することができる。

【0067】

図12に、焦点位置を間欠的に変えつつ蛍光を検知する方法を示す。図12上段に示し

50

た図が、取得される2次元画像及び3次元画像のスタックを示したものである。また、図12下段左側に示した図は、例えば図9に示したような、1フレーム分の画像を生成する際のタイミング・チャートである。

【0068】

図12下段に示したタイミング・チャートにおいて、右側に示したものが1スタック分に対応するタイミング・チャートである。この間欠移動方式では、1フレームの画像を生成する間は焦点位置が固定となっており、1フレームの画像の生成が終了すると、 T_z の時間を掛けて焦点位置が移動する。また、この間欠移動方式では、 N_z フレームの撮影が終了すると、アクチュエータは、元の焦点位置に戻ることを繰り返す。

【0069】

ここで、深さ単位の移動時間 $T_z = 0.1$ 秒、深さ方向の枚数 $N_z = 20$ 枚、1フレームの画像の生成時間 $T_{frame} = 3.30 \times 10^{-2}$ 秒であるとすると、図12下段右側に示したタイミング・チャートに示したように、1スタック画像の生成に要する時間 T_{XYZ} は、以下の式21で表すことができる。上記値を式21に代入すると、本例の場合の T_{XYZ} は、4.67秒となる。また、3Dスタック・レートは、 T_{XYZ} の逆数として求めることが可能であり、本例の場合、0.21(stack/s)となる。

【0070】

$$T_{XYZ} = (T_z + T_{frame}) \times N_z + T_z \times N_z \quad \dots \quad (\text{式21})$$

【0071】

また、3Dスタック・レートの高速化を図るために、例えば図13に示したように、Z方向の焦点位置を連続的に移動するように制御することも可能である。この場合、図13下段右側の図に示したように、2次元画像を生成している間もZ方向に連続的に焦点位置が変化し続けている点で、図12に示した間欠移動方式とは異なっている。

【0072】

このような連続移動方式では、X方向ガルバノミラー及びY方向ガルバノミラーが動作している間にも、アクチュエータが動作してZ方向への移動が実施されている。そのため、生成される2次元画像を構成する単位（画像構成単位）のZ座標は一定ではなく、図13に示したように、Z軸方向に傾斜したものとなる。

【0073】

このような連続移動方式において、1スタック画像の生成に要する時間 T_{XYZ} は、図13のタイミング・チャートに示したように、以下の式22で表すことができる。図12の場合と同様のパラメータ（性能特性）が実現されているとすると、本例の場合の T_{XYZ} は、2.67秒となる。また、3Dスタック・レートは、 T_{XYZ} の逆数として求めることができあり、本例の場合、0.37(stack/s)となる。この結果から明らかなように、連続移動方式による焦点位置の制御を実施することによって、間欠移動方式を用いた場合に比べ、約75%の速度向上を図ることが可能となる。

【0074】

$$T_{XYZ} = T_{frame} \times N_z + T_z \times N_z \quad \dots \quad (\text{式22})$$

【0075】

以上、図2～図13を参照しながら、本実施形態に係る顕微鏡について具体的に説明した。

【0076】

<顕微鏡画像の両眼立体視表示について>

続いて、本実施形態に係る情報処理装置10について説明するに先立ち、顕微鏡によって生成された拡大画像群（顕微鏡画像）を両眼立体視表示させるための方法について本発明者らが行った検討について、その内容を簡単に説明する。

【0077】

両眼立体視を可能にしたテレビ等の3D表示装置が実現される以前には、蛍光顕微鏡により生成された3次元画像は、図14に示すように、同じXY座標を持ちZ座標が異なる画素の輝度を単純に加算することにより生成されていた。この際、加算した輝度値がオ-

10

20

30

40

50

バーフローしないように、ダイナミック・レンジを補正する処理が実施されていた。このような処理を実施した後、図14の右側の図に示したように、手前側から奥側まで順番に重ね合わせて仮想的な3次元構造を構成した後、任意の視点から片目で見たときの2次元画像が生成されて表示画面に表示されていた。

【0078】

しかしながら、図14に示したような表示方法では、静止した3次元画像の視点を変えながら3次元位置情報を把握することはできても、蛍光顕微鏡で取得できる3次元の動画像の位置関係の変化を、時間を追って把握することは困難であった。

【0079】

一方で、近年になって、右眼用の画像と左眼用の画像を交互に表示し、液晶シャッター・メガネなどを用いて両眼立体視を可能にしたテレビが一般的になった。そこで、蛍光顕微鏡の持つ3次元情報を有効利用して、両眼立体視が可能な画像（静止画や動画）を生成するための方法について本発明者らが検討を行った結果、図15に模式的に示したように、顕微鏡画像を利用して右眼用画像及び左眼用画像を生成する方法について想到することとなった。

【0080】

図14に示したような顕微鏡画像の2次元表示では、表示された画像は深さ方向の情報を失っており、測定サンプル（例えば、細胞等）の実際の距離を理解することが困難となる。また、仮想的な3次元構造を構築し、視点を変えて表示を行う場合であっても、時間とともに別の角度から見ることによって視野内に存在する細胞間の実際の距離を知ることはできるが、時間情報と深さ情報を同時に知ることはできない。これに対して、図15に示したように、顕微鏡画像に基づいて両眼立体視用の右眼用画像及び左眼用画像を生成することで、3D表示装置に顕微鏡画像を立体的に表示させることが可能となり、視野内に存在する細胞間の3次元的な距離の変化を把握することが可能となる。これにより、視野内で細胞が重なって表示されている際に、細胞が近くにあるのか遠くにあるのかを容易に判別できるようになる。

【0081】

しかしながら、以上のような検討を行っている際に、本発明者らは、このような両眼立体視用の画像データを生成するにあたっては、以下のような問題点も存在することにも想到した。

すなわち、先だって説明したような3次元画像スタックは、同時刻に取得された画素の集合ではなく、画素毎に取得時間が異なるものである。特に、Z方向の焦点位置移動には時間が掛かるため、任意の視点からの3D表示用画像を作成しようとした場合、画面の上下で取得時間が異なることになってしまう。

【0082】

また、2次元画像の取得速度を速くするために、例えば図11に示したようにY方向を連続移動させながらジグザク・スキャンを実施すると、隣接するピクセルのY座標の差が周期的に増減するため、測定対象の形状を正しく表示できない可能性がある。

【0083】

更に、3次元画像スタックの取得速度を速くするために、図13に示したようにZ方向を連続移動させると、先だって説明したように、一枚の2次元画像内のZ座標が一定ではなくくなってしまう。このような画像を用いて両眼立体視用の画像を生成した場合には、何を見ているのかわからない画像になる可能性がある。

【0084】

本発明者らは、このような問題を解決するために更なる検討を行った結果、顕微鏡により生成された拡大画像群の時間軸や空間座標を補正することで、上記のような問題点を解消可能であることに想到した。その結果、以下で説明するように、計算誤差を抑制して正確な画像の観察を実現可能となり、演算負荷を大きくすることなく、画像を拡大縮小したり視点位置を変えたりする処理をインタラクティブに行うことが可能となる。

【0085】

10

20

30

40

50

<情報処理装置の構成について>

続いて、図16～図26を参照しながら、本実施形態に係る情報処理装置の構成について、詳細に説明する。

【0086】

本実施形態に係る情報処理装置10は、顕微鏡制御部101と、測定データ取得部103と、測定データ補正部105と、表示領域設定部107と、立体視用画像データ生成部109と、立体視用画像データ出力部111と、記憶部113と、を主に備える。

【0087】

顕微鏡制御部101は、例えば、CPU(Central Processing Unit)、ROM(Read Only Memory)、RAM(Random Access Memory)、通信装置等により実現される。顕微鏡制御部101は、顕微鏡20に設けられているX方向ガルバノミラー、Y方向ガルバノミラー、焦点位置移動用アクチュエータ等といった駆動機器や、励起光用のレーザ光源や、光電子増倍管等の検出器などを制御して、顕微鏡20にセットされた測定サンプルの蛍光拡大画像を顕微鏡20に測定させる。

【0088】

この際、顕微鏡制御部101は、蛍光拡大画像のX方向、Y方向及びZ方向の画素の空間的な取得間隔、並びに、画素の時間に関する取得間隔のそれぞれが、ナイキストのサンプリング定理を満足するような取得間隔となるように顕微鏡20の制御を行い、顕微鏡20に各画素の輝度値を取得させる。

【0089】

ナイキストのサンプリング定理は、標本化定理とも呼ばれる。この定理の内容は、「あるアナログ信号をAD変換器によってデジタルデータにサンプリングする場合、元のアナログ信号に含まれる最大周波数の2倍以上の周波数でサンプリングして離散的なデジタルデータとすれば、DA変換器によってアナログ信号に変換した後に最大周波数以下しか通さないフィルタによって高周波数域成分を除去することで、元のアナログ信号を完全に復元することができる。」というものである。

【0090】

従って、顕微鏡制御部101が、X方向、Y方向、Z方向及び時間軸により規定される4次元空間全ての取得間隔がサンプリング定理を満たすように顕微鏡20を制御することで、顕微鏡20により得られた蛍光拡大画像の画像スタックから任意の空間座標及び時間における画素の値を正しく算出することが可能となる。

【0091】

顕微鏡制御部101は、上記4次元空間全ての取得間隔がサンプリング定理を満たすように顕微鏡20を制御するために、例えば、後述する記憶部113に格納されている各種の設定値やプログラムやデータベース等を参照してもよい。

【0092】

また、顕微鏡制御部101は、後述する測定データ補正部105に対し、顕微鏡制御部101が制御対象としている顕微鏡で採用されている走査方式等に関する情報を通知する。これにより、後述する測定データ補正部105は、顕微鏡20の走査方式に応じたデータの補正処理を実施することが可能となる。

【0093】

[取得間隔の設定方法の具体例]

以下では、サンプリング定理を満たすように画素の取得間隔を設定するための制御方法について、具体的な数値を挙げながら説明する。

【0094】

XY方向の取得間隔について

まず、取得間隔を設定するにあたって考慮すべきパラメータについて説明する。以下では、説明を解り易くするために、以下に示すパラメータ(機器のスペック)に関して、以下のような値を仮定する。なお、以下の具体的な数値はあくまでも一例であり、パラメー

10

20

30

40

50

タの値が以下に示す値に限定されるわけではない。

【0095】

- ・X方向ガルバノミラー：スキャン周波数 $s_f = 7.80$ (kHz)
走査効率 $e_f = 0.33333$
- ・X方向のピクセル数 $N_x = 512$ (pixel)
- ・対物レンズの開口数 $N_A = 0.9$
- ・レーザ光源の波長 $= 500$ (nm)

【0096】

また、以下に示したパラメータ（機器のスペック）については、十分に余裕があるものと仮定して、値を設定しない。本実施形態では、測定サンプルの移動速度のみが十分に小さく、それ以外は十分に大きいものとする。

10

【0097】

- ・LD：レーザ光源のピーク・パワー
- ・PMT：検出器の感度
- ・ADC変換器：サンプリング周波数 f_s _adc (MHz)
- ・測定サンプル：移動速度 v_s ($\mu\text{m}/\text{s}$)
蛍光体効率 f_1 _eff
- ・Y方向ガルバノミラー：移動速度 v_y ($\mu\text{m}/\text{s}$)
- ・Z方向焦点調整：移動速度 v_z ($\mu\text{m}/\text{s}$)

【0098】

最初に、X方向ガルバノミラーによるビーム速度（励起光の速度）を計算する。ビームのスキャン幅を s_w (m) とすると、 e_f / s_f (s) の時間にスキャン幅 s_w (m) だけビームが移動するので、平均ビーム速度 v_g _ave は、以下の式101のように表される。

20

【0099】

$$\begin{aligned} v_g \text{ _ave } &= s_w / (e_f / s_f) \\ &= (s_w \times s_f) / e_f (\text{m/s}) \quad \dots \text{ (式101)} \end{aligned}$$

【0100】

ここで、X方向ガルバノミラーの速度や回転角度が三角関数に従っていると仮定する。この場合、有効走査範囲である「 $\pm (e_f / 2) \times 2$ 」間のビームの平均速度は、 \cos を $(-e_f \times)$ から $(+e_f \times)$ まで積分した「 $2 \times \sin(e_f \times)$ 」を範囲 $(e_f \times 2)$ で割ったものと比例する。また、ビームの最大速度は、 $\cos(2)$ = 1 に比例するため、平均速度と最大速度の比 $(ave2max)$ は、以下の式102で表される値となる。

30

【0101】

$$\begin{aligned} ave2max &= 2 \times \sin(e_f \times) / (e_f \times 2) \\ &= \sin(e_f \times) / (e_f \times) \\ &= 0.8270 \quad \dots \text{ (式102)} \end{aligned}$$

【0102】

一方、ビームの最小速度は、 $\cos(2 / 3) = 1 / 2$ に比例するため、平均速度と最小速度の比 $(ave2min)$ は、以下の式103で表される値となる。

40

【0103】

$$\begin{aligned} ave2min &= 4 \times \sin(e_f \times) / (e_f \times 2) \\ &= 2 \times \sin(e_f \times) / (e_f \times) \\ &= 1.654 \quad \dots \text{ (式103)} \end{aligned}$$

【0104】

これらを使って、最大ビーム速度 (v_g _max) は、以下の式104により算出することができ、最小ビーム速度 (v_g _min) は、以下の式105により算出することができる。

【0105】

50

$$v_g_{\max} = v_g_{ave} / ave_2 \max (m/s) \cdots \text{ (式 104)}$$

$$v_g_{\min} = v_g_{ave} / ave_2 \min (m/s) \cdots \text{ (式 105)}$$

【0106】

次に、周波数に関して検討する。光学的な空間分解能 (r_o) は、以下の式 111 で算出されるものとする。空間分解能及び速度から決まる最大繰り返し周波数に関して計算すると、最大繰り返し周波数の最大値 (f_o_{\max}) は、以下の式 112 のようになる。また、最もビーム速度が遅いところでの最大繰り返し周波数 (f_o_{\min}) は、以下の式 113 のようになる。

【0107】

$$r_o = 0.61 \times / NA \cdots \text{ (式 111)}$$

$$f_o_{\max} = v_g_{\max} / r_o \cdots \text{ (式 112)}$$

$$f_o_{\min} = v_g_{\min} / r_o \cdots \text{ (式 113)}$$

10

【0108】

従って、検出器 PMT の帯域幅 (pmt_{bw}) は、以下の式 114 で表される不等式を満足しなくてはならない。

【0109】

$$pmt_{bw} < f_o_{\max} \cdots \text{ (式 114)}$$

【0110】

一方、X 方向サンプリング位置の間隔を等間隔とした場合、(ef/sf) 時間に $N \times$ 個のサンプルが生成されることとなるため、平均サンプリング周波数 (fs_{ave}) は、以下の式 115 のようになる。従って、最大サンプリング周波数 (fs_{\max}) は、平均サンプリング周波数を平均速度と最大速度の比 ($ave_2 \max$) で除した、以下の式 116 のようになる。同様にして、最小サンプリング周波数 (fs_{\min}) は、平均サンプリング周波数を平均速度と最小速度の比 ($ave_2 \min$) で除した、以下の式 117 のようになる。

20

【0111】

$$fs_{ave} = N \times / (ef/sf) (sample/s) \cdots \text{ (式 115)}$$

$$fs_{\max} = N \times / (ef/sf) / ave_2 \max \cdots \text{ (式 116)}$$

$$fs_{\min} = N \times / (ef/sf) / ave_2 \min \cdots \text{ (式 117)}$$

30

【0112】

従って、サンプリング定理を考慮すると、最小サンプリング周波数 (fs_{\min}) は、以下の式 118 で表される関係を満たせばよい。

【0113】

$$fs_{\min} > 2 \times pmt_{bw} \cdots \text{ (式 118)}$$

【0114】

以上の検討に基づき、式 111 で表される光学的分解能 r_o を実現するために求められるスペックについて考える。

まず、サンプリング定理に基づいて、光学的分解能の 2 倍以上の空間周波数でサンプリングすることが求められる。簡単のために、光学的分解能の 4 倍でサンプリングすると仮定すると、スキャン幅 sw は、以下の式 121 で表される値となる。

40

【0115】

$$\begin{aligned} sw &= N \times \times (r_o / 4) \\ &= 512 \times 0.61 \times (500 \times 10^{-9} / 0.9 / 4) \\ &= 43.4 (\mu m) \cdots \text{ (式 121)} \end{aligned}$$

【0116】

また、検出器 PMT の帯域幅 (pmt_{bw}) は、上記式 114 より、以下の式 122 で表される値となる。

【0117】

$$\begin{aligned} pmt_{bw} &< f_o_{\max} = v_g_{\max} / r_o \\ &= v_g_{ave} / ave_2 \max / r_o \end{aligned}$$

50

$$= s_w \times s_f / e_f / a_v e 2 m a x / r_o \\ = 3.62 (\text{MHz}) \quad \dots \text{(式122)}$$

【0118】

ここで、最大サンプリング周波数 (f_s_max) は、上記式102及び式116より、以下の式123で表される値となり、最小サンプリング周波数 (f_s_min) は、上記式117より、以下の式124で表される値となる。

【0119】

$$f_s_max = 512 \times 3 \times 7.8 \times 10^3 / 0.8270 \\ = 14.5 (\text{MHz}) \quad \dots \text{(式123)}$$

10

$$f_s_min = 512 \times 3 \times 7.8 \times 10^3 / 1.6540 \\ = 7.24 (\text{MHz}) \quad \dots \text{(式124)}$$

【0120】

従って、算出したこれらの値を、上記式118に代入すると、式118で表されるサンプリング定理に関する条件が満たされていることがわかる。

【0121】

上記具体例により得られた結果について着目する。

上記算出結果に基づく制御を実現しようとした場合、3.62 MHz 以下の周波数は 100% 通過し、3.62 MHz 以上の周波数は全く通過しないようなローパスフィルタ (LPF) を利用することが必要となる。ここで、より確実な制御を行うために、以下に示した 2 つの対策のいずれかを行うことが可能である。

20

【0122】

[対策1] 信号の帯域幅を少し小さくすることを目的として、検出器の帯域幅を低くするか、又は、LPF で高域をカットするなどして、3.0 MHz の帯域を使用する。また、スキャン幅をその分だけ狭くした $43.4 \times 3 / 3.62 = 36 (\mu\text{m})$ の範囲を光学的分解能で観察する。

【0123】

[対策2] ピクセル数 $N_x = 512$ を少し大きく設定する。例えば、 $N_x = 600 (\text{pixel})$ と設定した場合、最小サンプリング周波数 (f_s_min) = 8.49 (MHz) となる。この場合には、3.62 MHz の帯域幅を持つ検出器と、カットオフ周波数 4 MHz の LPF を組み合わせることで、43.4 (μm) の範囲を光学的分解能で観察可能な顕微鏡システムを実現することができる。

30

【0124】

以上説明した具体例では、スキャン周波数が 7.80 (kHz) と高速であり、速度や回転角度が三角関数に従って変動するガルバノミラーを用いた場合を例に挙げて、詳細に検討を行った。しかしながら、高速画像取得を考慮しなくともよい場合には、以下に示すような一般的なガルバノミラーを用いてもよい。以下に示すような一般的なガルバノミラーは、追従速度に限界はあるが入力電圧通りに角度が追従するデバイスであるため、有効走査範囲で速度が一定になるように制御を行うことが可能である。

40

【0125】

- ・ X 方向ガルバノミラー : スキャン周波数 $s_f = 780 (\text{Hz})$
走査効率 $e_f = 0.33333$
- ・ X 方向のピクセル数 $N_x = 512 (\text{pixel})$
- ・ 対物レンズの開口数 $N_A = 0.9$
- ・ レーザ光源の波長 $= 500 (\text{nm})$

【0126】

この場合、ビームのスキャン幅を $s_w (\text{m})$ とすると、ビーム速度 (v_g) は一定であり、以下の式131のように表すことができる。

【0127】

$$v_g = s_w / (e_f / s_f)$$

50

$$= (s_w \times s_f) / e_f \quad (\text{m/s}) \quad \dots \quad (\text{式131})$$

【0128】

また、光学的な空間分解能 r_o は、上記式111で表されるため、最大繰り返し周波数 (f_o) は、以下の式132で表されることとなる。従って、検出器PMTの帯域幅 (pmt_bw) は、以下の式133で表される条件を満たすことが求められる。

【0129】

$$f_o = v_g / r_o \quad \dots \quad (\text{式132})$$

$$pmt_bw \quad f_o \quad \dots \quad (\text{式133})$$

【0130】

ここで、X方向サンプリング位置の間隔を等間隔とした場合、(e_f / s_f)時間にN個のサンプルが生成されることとなるため、サンプリング周波数 (f_s) は、以下の式134で表される値となる。

【0131】

$$f_s = N \times (e_f / s_f) \quad (\text{sample/s}) \quad \dots \quad (\text{式134})$$

【0132】

従って、サンプリング定理を満たすためには、サンプリング周波数 (f_s) は、以下の式135で表される条件を満たせばよい。

【0133】

$$f_s \geq 2 \times pmt_bw \quad \dots \quad (\text{式135})$$

【0134】

一般的なガルバノミラーを用いて、上記式111で表される光学的分解能 r_o を実現するために求められるスペックについて考える。

まず、サンプリング定理に基づいて、光学的分解能の2倍以上の空間周波数でサンプリングすることが求められる。簡単のために、光学的分解能の4倍でサンプリングすると仮定すると、スキャン幅 s_w は、上記式121と同様にして、 $s_w = 43.4 \mu\text{m}$ となる。

【0135】

また、検出器PMTの帯域幅 (pmt_bw) は、上記式114より、以下の式136で表される値となる。

【0136】

$$\begin{aligned} pmt_bw \quad f_o &= v_g / r_o \\ &= s_w \times s_f / e_f / r_o \\ &= 0.3 \text{ (MHz)} \quad \dots \quad (\text{式136}) \end{aligned}$$

【0137】

このとき、サンプリング周波数 f_s は、上記式134より、 $f_s = 512 \times 3 \times 7.8 \times 10^2 = 1.2 \text{ (MHz)}$ となり、一定値となる。この値は、検出器PMTの帯域幅の4倍であるため、例えば検出器の帯域幅の1.5倍に相当する0.45 MHzのカットオフ周波数を持つLPFを用いることで、43.4 (μm) の範囲を光学的分解能で観察可能な顕微鏡システムを実現することが可能となる。

【0138】

以上のように、サンプリング定理を満たすかどうかを判断基準にすることで、使用するガルバノミラーの特性に応じて、光学系の分解能を最大限に生かし、かつ、広範囲を観察するために求められる検出器PMTの帯域幅とLPFのカットオフ周波数を特定することができる。

【0139】

また、上記説明では、X方向のスキャンについて例を挙げて詳細に説明したが、Y方向のサンプリングについても同様に、スキャン幅 s_w でピクセル数 N_y として特定することができる。

【0140】

Z方向の取得間隔について

10

20

30

40

50

Z方向の取得間隔については、用いる顕微鏡（例えば、共焦点顕微鏡や2光子励起顕微鏡）におけるXY方向の分解能と、Z方向の分解能との関係に着目することで、具体的に検討することが可能である。

【0141】

例えば、共焦点顕微鏡において、共焦点ピンホール半径と横方向分解能（すなわち、XY方向の分解能）との関係、及び、共焦点ピンホール半径と光軸方向分解能（すなわち、Z方向の分解能）との関係を、具体的に測定することができる。このような測定結果から得られた知見によれば、着目した共焦点顕微鏡では、Z方向の分解能は、XY方向の分解能に対して約2倍の大きさとなることが明らかとなった。従って、XY方向の2倍のサンプリング間隔となるようにZ方向の位置を変更すれば良いことがわかる。

10

【0142】

同様に、2光子励起顕微鏡についても、XY方向の分解能と、Z方向の分解能との関係について着目したところ、XY方向の分解能は、Z方向の分解能の約1/3となることが明らかになった。従って、着目した2光子励起顕微鏡では、XY方向の3倍のサンプリング間隔となるようにZ方向の位置を変更すれば良いことがわかる。

【0143】

時間軸に関する取得間隔について

続いて、時間的な分解能及び時間軸に関する取得間隔について、考える。

測定対象の最高移動速度が v_s (m/s)であるとする。光学的分解能は、上記式11
1で表されるように r_o (m)であるため、最高繰り返し周波数 (f_t_{max})は、以下
の式141で表される値となる。

20

【0144】

$$f_t_{max} = v_s / r_o \quad (\text{Hz}) \quad \dots \quad (\text{式141})$$

【0145】

例えば図12に示したように、XY方向にビーム（励起光）を走査して1枚の2次元画像を取得した後、焦点位置を移動させることで、Z座標の異なる画像を生成するものとする。3次元の画像スタックを取得するのに要する時間を T_{XYZ} (秒)とすると、XYZそれぞれの方向に関し3次元的に同じ座標の画像を取得する時間間隔が、 T_{XYZ} となる。サンプリング周波数が最高繰り返し周波数の2倍以上である場合にサンプリング定理を満たすことができるため、以下の式142が成立すればよいこととなる。

30

【0146】

$$1 / T_{XYZ} = 2 \times (v_s / r_o) \quad (\text{Hz}) \quad \dots \quad (\text{式142})$$

【0147】

ここで、具体的な数値として、NA = 0.9、 $= 500$ (nm)、 $r_o = 339$ (nm)を用い、 T_{XYZ} として、図12を例に算出した4.67 (秒)という値を用いると、測定対象の最高移動速度 v_s が、以下の式143で表される値であるものまでは、サンプリング定理を満たしながら測定を行うことが可能であることがわかる。

30

【0148】

$$v_s < r_o / (2 \times T_{XYZ}) = 36.2 \quad (\text{nm/s}) \quad \dots \quad (\text{式143})$$

【0149】

また、 T_{XYZ} として、図13を例に算出した2.67 (秒)という値を用いると、測定対象の最高移動速度 v_s が、以下の式144で表される値であるものまでは、サンプリング定理を満たしながら測定を行うことが可能であることがわかる。

40

【0150】

$$v_s < r_o / (2 \times T_{XYZ}) = 63.4 \quad (\text{nm/s}) \quad \dots \quad (\text{式144})$$

【0151】

なお、例えば高速で変化する細胞組織等といった上記以上の移動速度を持つ対象を測定したい場合には、Z座標を変えて取得する2次元画像の枚数を減らすことで対応することも可能である。例えば、 $v_s = 100$ (nm/s)である対象を測定したい場合、 T_{XYZ} が約2/3になればよいので、Z座標を変えて撮影する2次元画像の枚数を、図12に

50

おける具体例で設定した 20 枚から 13 枚に減らせば良いことになる。

【0152】

以上、サンプリング定理を満たすように画素の取得間隔を設定するための制御方法について、具体的な数値を挙げながら説明した。

なお、以上の具体例で挙げた設定値や各種の仮定はあくまでも一例であって、上記設定値や各種の仮定の内容が以上で例示したものに限定されるわけではない。従って、上記設定値や各種の仮定等については、本実施形態を実施する時々の技術レベルに応じて、適宜、利用する構成を変更することが可能である。

【0153】

測定データ取得部 103 は、例えば、CPU、ROM、RAM、通信装置等により実現される。測定データ取得部 103 は、顕微鏡 20 により測定された拡大画像群の実体データ（画像データ）を、顕微鏡 20（より具体的には、顕微鏡 20 に設けられた光電子増倍管等の検出器等）から取得する。顕微鏡 20 から取得した拡大画像群の実体データは、例えば、以上説明したようなナイキストのサンプリング定理を満たす走査間隔で測定サンプルが走査されることで生成されたものである。

【0154】

測定データ取得部 103 は、顕微鏡 20 から拡大画像群の実体データを取得すると、取得した画像データを、後述する測定データ補正部 105 に出力する。また、測定データ取得部 103 は、取得した画像データに、当該データを取得した日時等に関する時刻情報を関連付けて、履歴情報として後述する記憶部 113 に格納してもよい。

【0155】

測定データ補正部 105 は、CPU、GPU (Graphics Processing Unit)、ROM、RAM 等により実現される。測定データ補正部 105 は、測定データ取得部 103 から出力された拡大画像群の画像データについて、顕微鏡の走査方式に応じて、拡大画像群の位置を特定するための位置座標、及び、拡大画像群の取得時間の少なくとも何れかを補正する。

【0156】

より詳細には、測定データ補正部 105 は、X 方向、Y 方向及び Z 方向に関する位置座標を補正する際には、これらの座標軸の格子点間隔が一定となるように、顕微鏡の走査方式に応じて拡大画像群に対して補正を行う。また、測定データ補正部 105 は、拡大画像群の取得時間について補正を行う際には、拡大画像群を構成する画素の取得時間が同一となるように、顕微鏡の走査方式に応じて拡大画像群に対応する時間を補正する。

【0157】

測定データ補正部 105 がこのような補正を行うことにより、拡大画像群は、画像取得時間が一致するとともに、画像を構成する各画素が XYZ の 3 つの座標軸からなる直交座標系にマッピングされた 3 次元の画像スタックとなる。また、このような 3 次元の画像スタックは、 $N_x \times N_y \times N_z$ 個の仮想的な超並列光電子増倍管によって一定の時間間隔で取得された「4 次元同期画像スタック」と一致することとなる。

【0158】

測定データ補正部 105 は、測定データに対して上記のような補正処理を行った後に、補正後の測定データ（補正後の拡大画像群の画像データ）を、後述する記憶部 113 や、情報処理装置 10 の外部に存在する各種機器に設けられた記憶部等に格納する。以下で詳述するような画像の取得時間に関する補正処理や位置座標に関する補正処理は、測定データ取得部 103 が取得した測定データに対して、一度行われれば良い処理である。従って、測定データ補正部 105 が補正後の測定データを上記のような記憶部に格納することで、後述する立体視用画像データ生成部 109 が立体視用画像データを生成しようとするたびに、測定データに対して補正処理を行う手間を省くことが可能となり、演算負荷の軽減や処理の効率化を図ることが可能となる。

【0159】

この測定データ補正部 105 は、図 17 に示したように、測定時間補正部 121 及び位

10

20

30

40

50

置座標補正部 123 を更に備える。

【0160】

測定時間補正部 121 は、例えば、CPU、GPU、ROM、RAM 等により実現される。測定時間補正部 121 は、拡大画像群を構成する画素の取得時間が同一となるよう、顕微鏡の走査方式に応じて拡大画像群に対応する時間を補正する。

【0161】

Z 方向の走査方式が、図 12 に示したような間欠移動方式であっても、図 13 に示したような連続移動方式であったとしても、同一の XY 座標を持ち Z 座標のみが異なる画素は、同一の 3 次元スタックに含まれていたとしても、輝度を取得した時間が異なっている。例として図 12 に示した間欠移動方式を考えると、隣接する Z 座標を持つ画素の取得時間は、 $T_{eff} + T_{back}$ だけ異なっている。そのため、1 番目のラインと Ny 番目のラインとでは、 $(T_{eff} + T_{back}) \times Ny$ だけ取得時間が異なることとなる。

10

【0162】

そこで、測定時間補正部 121 は、この画素の輝度情報の取得時間を一致させる、以下で説明するような処理を実施する。一具体例として、同じ 3 次元スタックに含まれている全ての画素の取得時間を、最後に取得された画素の取得時間に補正する場合を考える。

【0163】

まず、XYZ それぞれの方向のピクセル数を、Nx、Ny、Nz とする。これらのピクセル数に関し、Nx は X 方向のサンプリング数に対応しており、Ny は Y 方向のライン数に対応しており、Nz は Z 方向の取得枚数に対応している。ここで、それぞれの方向におけるピクセルの位置を特定するために、以下に示したようなパラメータを設定する。

20

【0164】

N_i : X 方向のピクセル座標 ($i = 1 \sim N_x$)

N_j : Y 方向のピクセル座標 ($j = 1 \sim N_y$)

N_k : Z 方向のピクセル座標 ($k = 1 \sim N_z$)

【0165】

次に、全てのピクセルに対して、取得順に強度取得番号 n が付与されているものとする。この際に、t(n) が n 番目のサンプリング時間を表しており、I(n) が n 番目に取得された画素の強度(輝度値)を表している。また、X-Y 画像のピクセル数を N2D と表し、X-Y-Z 画像のピクセル数を N3D と表すこととする。

30

【0166】

n : 強度取得番号

t(n) : n 番目のサンプリング時間

I(n) : n 番目に取得された画素の強度

N_{2D} : X-Y 画像ピクセル数 ($N_x \times N_y$)

N_{3D} : X-Y-Z 画像ピクセル数 ($N_{2D} \times N_z$)

【0167】

ここで、X-Y-Z 座標のサンプリング位置は一定であると仮定する。すなわち、各座標のサンプリング位置について、以下の式 151 ~ 式 153 が成立しているものとする。

40

【0168】

$$X_i = x(n + N_{2D}) = x(n) \quad \dots \quad (\text{式 } 151)$$

$$Y_j = y(n + N_{2D}) = y(n) \quad \dots \quad (\text{式 } 152)$$

$$Z_k = z(n + N_{3D}) = z(n) \quad \dots \quad (\text{式 } 153)$$

【0169】

ここで、図 18 に示したように、m 枚目の 2 次元画像の所得時間を T(m) とし、座標 (X_i, Y_j, Z_k) の強度を取得した T(m) の近傍に位置する 2 つの時間 t(n) と $t(n + N_{3D})$ とが、 $t(n) < T(m) < t(n + N_{3D})$ という関係を満たしているものとする。このとき、測定時間補正部 121 は、I(n) と $I(n + N_{3D})$ とを利用して、以下の式 154 に基づく線形補間による演算を実施することで、簡易的に I(T(m)) を算出し、測定時間の補正を行うことができる。

50

【0170】

$$I(X_i, Y_j, Z_k, T(m)) = I(n) + (I(n + N_{3D}) - I(n)) \times (T(m) - t(n)) / (t(n + N_{3D}) - t(n)) \quad \dots \quad (\text{式154})$$

【0171】

また、上記のような簡易的な方法ではなく、ナイキストのサンプリング定理に基づいて補間を行うために、求められる時間分解能までアップコンバートした後、L P Fを通してインターポレーション（内挿）し、適切なサンプリング点を選択することも可能である。

【0172】

上記手順を具体的に説明するための図を、図19に示す。図19において、左側に示したグラフ図が時間軸上の波形を表しており、右側に示した図が、左側に示した時間軸上の波形に対応した周波数軸上のスペクトルを表している。

10

【0173】

図19において、サンプリング周波数 F_s でサンプリングされた離散的な信号（a）のサンプリング点とサンプリング点との間に、振幅0のサンプリング点を挿入したものが、（b）に示したものである。このようなサンプリング点の補間処理を、アップコンバートという。

【0174】

この際、ナイキストのサンプリング定理を満たすように元のアナログ信号において $F_s / 2$ 以上の周波数成分が抑圧されているので、（a）の周波数スペクトルにおいて $F_s / 2$ における値はゼロになっている。

20

【0175】

アップコンバートされた状態を示している（b）の周波数スペクトルでは、（a）の周波数スペクトルと比べて横軸の周波数のスケールが2倍に拡がっており、（a）と同じスペクトルが2回繰り返されていることがわかる。

【0176】

ここで、 $F_s / 2$ 以上の周波数成分をカットする L P F を通すと、（c）の時間軸上の波形に示したように、振幅0であったサンプリング点に対し、隣接するサンプリング点の中間的な振幅が与えられることとなる。このような一連の処理が行われることで、インターポレーションが完了する。

30

【0177】

図19に示した例では、説明を解り易くするために、2倍にアップコンバートする場合について説明したが、測定時間補正部121は、実際の補間処理においては、 $(T(m) - t(n)) / (t(n + N_{3D}) - t(n))$ に近い有理数 m/n を選択し、n倍にアップコンバートした上でインターポレーションした後、m番目のサンプリング点を選択して $I(X_i, Y_j, Z_k, T(m))$ として出力すればよい。

【0178】

測定時間補正部121は、以上説明したような処理を実施することで、測定された画像データに対して、測定時間の補正を行うことができる。また、上記説明では、最後に取得された画素の取得時間に補正する場合について説明を行ったが、以上のような補正処理は、任意の取得時間に補正する場合についても行うことが可能である。従って、測定時間補正部121は、ある一つの時間に着目して補正処理を実施してもよく、3次元画像スタックに N_z 枚の2次元画像が存在している場合に、 N_z 枚の2次元画像が全て同一の取得時間における画素値を有するように補正処理を実施してもよい。

40

【0179】

再び図17に戻って、位置座標補正部123について説明する。

位置座標補正部123は、例えば、C P U、G P U、R O M、R A M等により実現される。位置座標補正部123は、X方向、Y方向及びZ方向に関する位置座標の格子点間隔が一定となるように、顕微鏡の走査方式に応じて拡大画像群に対して補正を行う。

【0180】

以下の説明において、 $\text{mod}(i, j)$ という表記を、整数 i を整数 j で割ったときの

50

余りを表すものとし、`floor(f)`という表記を、有理数 f の小数点以下を切り捨てたものを表すものとする。このような表記を利用し、画像取得番号 n と、 X_i 、 Y_j 、 Z_k の各座標の添え字 i 、 j 、 k の関係を表すと、以下の式 161～式 163 のように表すことができる。

【0181】

$$i = \text{mod}(n, N_x) \quad \dots \quad (\text{式 } 161)$$

$$j = \text{floor}(\text{mod}(n, (N_x \times N_y)) / N_x) \quad \dots \quad (\text{式 } 162)$$

$$k = \text{floor}(n / (N_x \times N_y \times N_z)) \quad \dots \quad (\text{式 } 163)$$

【0182】

ここで、1ピクセル分の X 座標の差を x と表記することとすると、 X 座標 X_i は i のみによって決まり、以下の式 164 のように表すことができる。

10

【0183】

$$X_i = x \times i \quad \dots \quad (\text{式 } 164)$$

【0184】

図 9 に示したような基本的なラスター・スキャン方式の場合、 X 方向に励起光が動いて画像を取得している間は、 Y 方向ガルバノミラーは Y 方向には動いていないため、 Y 座標 Y_j は j のみによって決まることとなる。この場合、1ライン分の Y 座標の差を y と表記することとすると、 Y 座標 Y_j は、以下の式 165 のように表すことができる。

20

【0185】

$$Y_j = y \times j \quad \dots \quad (\text{式 } 165)$$

【0186】

また、図 12 に示したように、 Z 方向に間欠移動するような走査方式を顕微鏡が採用している場合には、 $X Y$ 方向に励起光が動いて画像を取得している間は Z 方向の位置が変化しないため、 Z 座標 Z_k は k のみによって決まることとなる。1フレーム分の Z 座標の差を z と表記することとすると、 Z 座標 Z_k は、以下の式 166 のように表すことができる。

20

【0187】

$$Z_k = z \times k \quad \dots \quad (\text{式 } 166)$$

【0188】

このように、図 9 の基本的なラスター・スキャン方式と、図 12 の Z 方向間欠移動方式を組み合わせた走査方式となるように顕微鏡が制御されている場合には、 X_i 、 Y_j 、 Z_k の各座標は、それぞれ対応する i 、 j 、 k のみによって決定する。従って、このような走査方式により測定を行っている顕微鏡 20 により取得された全ての画素は、 $X Y Z$ の直交座標空間に存在していることとなる。

30

【0189】

しかしながら、顕微鏡 20 が、図 10 に示したようなラスター・スキャン方式や、図 11 に示したようなジグザグ・スキャン方式により制御されていたり、図 13 に示したような Z 方向連続移動方式により制御されていたりした場合、画像を構成する各画素は、直交座標空間に乗らなくなってしまい、その後の画像表示処理に影響が出てしまう。

30

【0190】

従って、本実施形態に係る位置座標補正部 123 は、以上のようなサンプルの縦方向、横方向及び奥行き方向の少なくとも何れか 2 つを連続的に変化させながらサンプルを走査する方式により顕微鏡が制御されている場合であっても、取得された各画素を直交座標空間に乗せるように位置座標を補正する。

40

【0191】

以下の説明は、図 20 を参照しながら行うものとし、直交座標系での座標を X_i 、 Y_j 、 Z_k と表記し、直交していない座標系での座標を X'_{i} 、 Y'_{j} 、 Z'_{k} と表記することとする。

【0192】

図 10 に示したラスター・スキャン方式と、図 12 に示した Z 方向間欠移動方式を組み

50

合わせた走査方式である場合、 X 座標及び Z 座標は、それぞれ i 及び k のみによって決まるため、上記 X_i 及び Z_k のように表記することができる。しかしながら、 Y 座標は、 j だけでなく i にも依存しているため、1 ライン分の Y 座標の差を y と表記することとすると、 Y 座標 $Y'_{j'}$ は、以下の式 171 のように表すことができる。

【0193】

$$Y'_{j'} = y \times j + \times (i / N_x) \dots \text{ (式 171)}$$

【0194】

ここで、上記式 171において、 y は $j = 0$ における $Y'_{j'}$ と $j = N_y - 1$ における $Y'_{j'}$ の差である。このとき、 X 軸と Y 軸とは直交していないため、 X 軸と直交している Y 軸上の座標を Y_j と表記することとすると、図 20 に示したように、 $Y'_{j-1} < Y_j < Y'_{j'}$ という関係が成立する。従って、以下の式 172 に示したような演算を行って補間処理を行うことで、着目している画素を直交座標系に乗せることができる。10

【0195】

$$\begin{aligned} & I(X_i, Y_j, Z_k, T(m)) \\ &= I(X_i, Y'_{j-1}, Z_k, T(m)) + (I(X_i, Y'_{j'}, Z_k, T(m)) \\ &\quad - I(X_i, Y'_{j-1}, Z_k, T(m))) \times (Y_j - Y'_{j-1}) / (Y'_{j'} - Y'_{j-1}) \end{aligned} \dots \text{ (式 172)}$$

【0196】

ここで、上記式 172 において、 $I(X_i, Y'_{j'}, Z_k, T(m))$ は、測定時間補正部 121 により時間軸の補正が行われた後の画素の強度である。20

【0197】

X 軸と直交する Y 軸上の座標 Y_j は任意に定めることができるが、例えば、図 9 に示した走査方法で画像を取得した場合と同じ座標を Y_j として使用することが便利である。例えば $i = j = 0$ で $X_0 = 0$ となる左上端の Y 座標 $Y_0 = Y'_{j=0} = 0$ を基準にすれば、1 ライン分の Y 座標の差 y を使って、 Y 座標を上記式 165 のように表記することが可能となる。

【0198】

ここで、上記式 165 及び式 171 を用いると、以下の式 173 で表される関係が成立することがわかる。従って、下記式 173 を用いて上記式 172 を整理すると、以下の式 174 を得ることができる。30

【0199】

$$(Y_j - Y'_{j-1}) / (Y'_{j'} - Y'_{j-1}) = (y - y \times (i / N_x)) / y \dots \text{ (式 173)}$$

$$\begin{aligned} & I(X_i, Y_j, Z_k, T(m)) \\ &= I(X_i, Y'_{j-1}, Z_k, T(m)) \\ &\quad + (I(X_i, Y'_{j'}, Z_k, T(m)) - I(X_i, Y'_{j-1}, Z_k, T(m))) \\ &\quad \times (y - y \times (i / N_x)) / y \end{aligned} \dots \text{ (式 174)} \span style="float: right;">40$$

【0200】

なお、上記式 174 に示した演算式は線形補間を利用した演算式であるが、上記のような方法ではなく、ナイキストのサンプリング定理に基づいて補間を行うために、求められる分解能までアップコンバートした後、L P F を通してインターpolation (内挿) し、適切なサンプリング点を選択することも可能である。

【0201】

Y 方向のサンプリング間隔 y が、ナイキストのサンプリング定理を満たすように十分に小さければ、インターpolation による座標補正を行った結果は、図 9 に示した基本50

的なラスター・スキャン方式を使って得られるものと一致することとなる。

【0202】

図11に示したジグザク・スキャン方式と、図12に示したZ方向間欠移動方式を組み合わせた走査方式が用いられている場合であっても、上記場合と同様にして、簡易的には線形補間を利用し、厳密にはインターpolationを行うことで、Y座標を補正して直交座標上の画素の値を計算することができる。

【0203】

この場合においても、Y方向のサンプリング間隔 y が、ナイキストのサンプリング定理を満たすように十分に小さければ、インターpolationによる座標補正を行った結果は、図9に示した基本的なラスター・スキャン方式を使って得られるものと一致することとなる。

10

【0204】

一方、Z方向の移動方式として、図13に示したZ方向連続移動方式が用いられている場合には、先だって説明したように、Z座標が画素ごとに異なることになる。従って、Z方向連続移動方式が用いられている場合には、あるZ座標において切り出したX-Y平面の画像を算出することが求められる。

【0205】

Z方向の移動速度が一定であれば、以上説明したようなX-Y座標平面に関する処理により、XY座標が同じでY座標のみが異なる2つの画素 $I(X_i, Y_j, Z'_{k-1})$ と $I(X_i, Y_j, Z'_{k})$ のZ座標の間には、以下の式181で表される関係が成立する。

20

【0206】

$$Z'_{k} - Z'_{k-1} = z \quad \dots \quad (\text{式181})$$

【0207】

ここで、 Z'_{k} は、 i, j, k のいずれにも関係する値であるため、画像取得番号 n 又はインデックス i, j, k を用いて、以下の式182のように表すことができる。

【0208】

$$\begin{aligned} Z'_{k} &= z \times f\ l\ o\ o\ r (n / (N_x \times N_y \times N_z)) \\ &\quad + z \times m\ o\ d (n, N_x \times N_y) / (N_x \times N_y) \\ &= z \times k + z \times (i + j \times N_x) / (N_x \times N_y) \quad \dots \quad (\text{式182}) \end{aligned}$$

30

【0209】

この場合、線形補間を利用した演算式は、上記式172と同様にして、以下の式183のように表記することができる。

【0210】

$$\begin{aligned} I(X_i, Y_j, Z_k, T(m)) &= I(X_i, Y_j, Z'_{k}, T(m)) \\ &\quad + (I(X_i, Y_j, Z'_{k+1}, T(m)) - I(X_i, Y_j, Z'_{k}, T(m))) \\ &\quad \times (Z_k - Z'_{k-1}) / (Z'_{k} - Z'_{k-1}) \quad \dots \quad (\text{式183}) \end{aligned}$$

【0211】

上記式183に対して、上記式182を代入することで、線形補間に基づく座標補正演算式を算出することができる。この場合にも、Y座標の場合と同様に、更に厳密に補間を行うためには、図19で説明したようなアップコンバートしてからインターpolationを行う処理を実施する。

40

【0212】

この場合においても、Z方向のサンプリング間隔 z が、ナイキストのサンプリング定理を満たすように十分に小さければ、インターpolationによる座標補正を行った結果は、図12に示したZ方向間欠移動方式を使って得られるものと一致することとなる。

【0213】

再び図16に戻って、表示領域設定部107について説明する。

50

表示領域設定部 107 は、例えば、CPU、ROM、RAM、入力装置、通信装置等により実現される。表示領域設定部 107 は、ユーザがキーボード、マウス、タッチパネル等の入力装置に対して行った操作（ユーザ操作）に応じて、3D 表示装置 30 等の表示装置の表示画面に表示される測定データの表示領域を設定する。

【0214】

ユーザは、上記入力装置を介して、表示画面に表示される測定サンプルの測定データの視点を平面内で移動させたり、拡大又は縮小させたり、2 次元平面内で回転させたり、立体的に回転させたり、表示される測定サンプルの奥行き位置を変更させたりする。

【0215】

表示領域設定部 107 は、このようなユーザ操作が入力装置になされた場合に、入力されたユーザ操作に関する情報を特定し、対応するユーザ操作によって表示画面に表示されるべき 3 次元画像スタックがどの部分であるのかを判断する。表示領域設定部 107 は、表示画面に表示されるべき画像スタックの領域（表示領域）を特定すると、特定した表示領域に関する情報を後述する立体視用画像データ生成部 109 に出力する。これにより、後述する立体視用画像データ生成部 109 は、ユーザの所望する立体視用画像データを生成して、後述する立体視用画像データ出力部 111 に出力する。

10

【0216】

立体視画像生成部の一例である立体視用画像データ生成部 109 は、例えば、CPU、GPU、ROM、RAM 等により実現される。立体視用画像データ生成部 109 は、測定データ補正部 105 により生成された補正後の画像データ群に対して視差を付与することで、拡大画像群の立体視画像（両眼立体視用の画像である右眼用画像及び左眼用画像）を生成する。測定データ補正部 105 により生成された補正後の画像データ群は、上述のように例えば記憶部 113 等に格納されている。そこで、立体視用画像データ生成部 109 は、記憶部 113 等から補正後の画像データ群を取得して、拡大画像群の立体視画像を生成する。立体視用画像データ生成部 109 は、補正後の画像データ群を利用して立体視画像を静止画として生成することも可能であり、補正後の画像データ群の時間軸に関する情報をを利用して、立体視画像を動画像として生成することも可能である。

20

【0217】

本実施形態に係る立体視用画像データ生成部 109 は、図 21 に示したように、シフト量決定部 131 と、画像生成部 133 と、画質調整部 135 と、を更に備える。

30

【0218】

シフト量決定部 131 は、拡大画像群の生成条件や立体視用画像データの表示条件等に基づいて、図 22 に例示したような方法で立体視用画像データを生成する際に用いられるシフト量 d' を決定する。以下、シフト量決定部 131 におけるシフト量 d' の決定方法について、詳細に説明する。

【0219】

測定データ補正部 105 による補正後の拡大画像群のドットピッチを d_{ps} [m] とすると、画像上の奥行きの広がり Z_s [pixel] と、実際の奥行きの広がり Z [m] とは、 Z_s [pixel] = Z [m] / d_{ps} という関係にある。一方で、立体表示の際に再現される奥行き L_d [m] は、 $L_d = L_s \cdot d_e / (d_e + d)$ という関係式で表される。ここで、 L_s は視聴距離を表し、 d_e は両眼間隔を表し、 d は視差（手前側が正となるように定義される。）を表している。従って、撮像画像を表示したときの画角に合わせて、ステレオ画像を作成するためには、 Z_s と同等となるシフト量 d' を設定すればよい。

40

【0220】

ここで、一番手前の対象画像の視差を d_{max} 、最奥の対象画像の視差を d_{min} とすると、以下の式 201 が成立する。

【0221】

【数1】

$$\begin{aligned}
 Z_S \cdot dp_d &= L_{d_{\min}} - L_{d_{\max}} \\
 &= \frac{L_S \cdot d_e}{d_e + d_{\min}} - \frac{L_S \cdot d_e}{d_e + d_{\max}} \\
 &\approx \frac{L_S \cdot (d_{\max} - d_{\min})}{d_e + (d_{\max} - d_{\min})} \quad \cdots (\text{式201}) \\
 &= \frac{L_S \cdot \Delta d}{d_e + \Delta d}
 \end{aligned}$$

10

【0222】

ここで、上記式201において、 d_{p_d} は、立体視用画像データが表示される3D表示装置30のドットピッチを表している。上記式201より、 d_{\max} と d_{\min} との差分である d は、以下の式202で表され、 d をピクセル値で表記すると、以下の式203のようになる。

【0223】

【数2】

20

$$\begin{aligned}
 \Delta d &= d_{\max} - d_{\min} \\
 &= \frac{Z_S \cdot dp_d \cdot d_e}{L_S - Z_S \cdot dp_d} \quad \cdots (\text{式202})
 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
 \Delta d &= \frac{\Delta d}{dp_d} \\
 &= \frac{Z_S \cdot d_e}{L_S - Z_S \cdot dp_d} \quad \cdots (\text{式203})
 \end{aligned}$$

30

【0224】

上記式203から、シフト量 d' [pixel]は、以下の式204のように表すことができる。ここで、下記式204において、Nは拡大画像群の枚数を示している。

【0225】

【数3】

$$d' = \frac{\Delta d}{2 \cdot (N-1)} \quad \cdots (\text{式204})$$

40

【0226】

なお、以下に示した式205は、上記式204に式203を代入し、更にスケーリングパラメータs(通常は1とする。)を導入したものである。

【0227】

【数4】

$$s \cdot d' = s \cdot \frac{Z_s \cdot d_e}{2 \cdot (N-1) \cdot (L_s - Z_s \cdot dp_d)} \quad \dots \text{ (式205)}$$

【0228】

本実施形態に係るシフト量決定部131は、上記式204又は式205に基づいてシフト量d'を決定し、決定したシフト量d'を後述する画像生成部133に出力する。

10

【0229】

なお、シフト量決定部131は、上記式204又は式205に関係するパラメータうち、以下に示すパラメータについては、以下のようにパラメータの値を設定してもよい。

【0230】

- ・3D表示装置が46Vサイズ(1920ピクセル×1080ピクセル)のものである場合に、ドットピッチdpdは0.053[m]である。

- ・視聴距離Lsは、ディスプレイの高さHの3倍である。

- ・両眼間隔deは、6.5cmである。

【0231】

また、シフト量決定部131は、シフト量d'を適宜定数倍してもよい。この場合、シフト量決定部131は、上記式205に含まれるスケーリングパラメータsを適宜調整する。また、dが快適な視差レンジを超える場合、シフト量決定部131は、シフト量d'を縮小して、快適な視差範囲に収まるようにしてもよい。この場合についても、シフト量決定部131は、スケーリングパラメータsを適宜調整する。詳細な説明は省略するが、快適な視差範囲は、想定視聴距離、画面サイズ等から求めることが可能である。例えば、46V型TVで快適に視聴できる範囲は、視聴距離1.7mでは、奥行きが0.5m(手前)~1.5m(奥)であり、視差に置き換えると-56画素(手前)~55画素(奥)である。

20

【0232】

なお、上述の説明では、シフト量決定部131は、画像の奥行き位置とずらし量との関係を、図23Aに示したように線型に設定している。そのため、奥行き方向に等間隔で順次位置を変えて撮像された#1~#8の8枚の画像に対して、シフト量d'だけ順次ずらしていく処理を実施している。この場合、シフト量決定部131が各画像に付与する視差は、dを等分したものとなる。

30

【0233】

しかしながら、シフト量決定部131は、画像の奥行き位置とずらし量との関係を、図23Bに示すように、非線型に設定してもよい。この場合、シフト量決定部131が各画像に付与する視差は、dを非線型に分配したものとなる。本来、視差と奥行きの関係は非線型であるため、このように画像の奥行き位置とずらし量との関係が非線型に設定されることで、厳密に奥行きを再現することが可能となる。

40

【0234】

画像生成部133は、例えば、CPU、GPU、ROM、RAM等により実現される。画像生成部133は、補正後の拡大画像群に対して視差を付与する処理を行って、一組の両眼立体視用の画像(右眼用画像及び左眼用画像)を生成する。この際、画像生成部133は、例えば図22に示したように、基準位置の画像を中心とし、奥行き位置に応じて一組の画像スタックを左右逆方向にずらす処理を行うことで、3次元画像スタックに対して視差を付与する。その後、画像生成部133は、各画像群に対して画素位置毎に画素の加算平均処理を行って、右眼用画像SR及び左眼用画像SLを生成する。

【0235】

図22では、奥行き方向に等間隔に位置を変えて撮像された#1~#8の8枚の画像を取り扱う例を示しており、#4の画像を基準位置の画像としている。

50

【0236】

画像生成部133は、8枚の画像に対し、基準位置の画像（#4の画像）を中心として、奥行き位置に応じた水平方向へのずらし処理を行って、左眼用画像群を構成する複数枚の画像を生成する。すなわち、画像生成部133は、基準位置の画像より手前側の画像（#3～#1の画像）を奥行き位置に応じて水平方向の一の方向（例えば右方向）に順次ずらすと共に、基準位置の画像より奥側の画像（#5～#8の画像）を奥行き位置に応じて水平方向の他の方向（例えば左方向）にずらす。

【0237】

この際に、画像生成部133は、基準位置の画像（#4の画像）より手前側の画像を、順次、水平方向に、「+d」だけずらしていく。これにより、基準位置の画像（#4の画像）に対して、最も手前の画像（#1）の画像は、水平方向に「+3d」だけずれた状態となる。また、この場合、画像生成部133は、基準位置の画像（#4の画像）より奥側の画像を、順次、水平方向に、「-d」だけずらしていく。これにより、基準位置の画像（#4の画像）に対して、最も奥の画像（#8）の画像は、水平方向に「-4d」だけずれた状態となる。ここで、「d」は、シフト量決定部131において、拡大画像群の撮像条件や両眼立体視画像の表示条件等に基づいて決定されるシフト量を示している。

10

【0238】

その後、画像生成部133は、ずらし処理が行われた左眼用画像群を構成する複数枚の画像（#1～#8の画像）に対して、画素位置毎に画素（画素データ）の加算平均処理を行って、左眼用画像SL（#1～#8）を生成する。この場合、ずらし処理が行われていることから、画素位置によって、加算平均処理の対象となる画素の個数は1個～8個のいずれかとなる。

20

【0239】

また、画像生成部133は、8枚の画像に対し、基準位置の画像（#4の画像）を中心として、奥行き位置に応じた水平方向へのずらし処理を行って、右眼用画像群を構成する複数枚の画像を生成する。すなわち、画像生成部133は、基準位置の画像より手前側の画像（#3～#1の画像）を奥行き位置に応じて水平方向の他の方向（例えば左方向）に順次ずらすと共に、基準位置の画像より奥側の画像（#5～#8の画像）を奥行き位置に応じて水平方向の一の方向（例えば右方向）にずらす。このずらし処理は、上述の左眼用画像群を構成する複数枚の画像を生成する場合とは逆の方向への対称的なずらしを行う処理となる。

30

【0240】

この場合、画像生成部133は、基準位置の画像（#4の画像）より手前側の画像を、順次、水平方向に、「-d」だけずらしていく。これにより、基準位置の画像（#4の画像）に対して、最も手前の画像（#1）の画像は、水平方向に「-3d」だけずれた状態となる。また、この場合、画像生成部133は、基準位置の画像（#4の画像）より奥側の画像を、順次、水平方向に、「+d」だけずらしていく。これにより、基準位置の画像（#4の画像）に対して、最も奥の画像（#8）の画像は、水平方向に「+4d」だけずれた状態となる。

40

【0241】

そして、画像生成部133は、ずらし処理が行われた右眼用画像群を構成する複数枚の画像（#1～#8の画像）に対して、画素位置毎に画素（画素データ）の加算平均処理を行って、右眼用画像SR（#1～#8）を生成する。この場合、ずらし処理が行われていることから、画素位置によって、加算平均処理の対象となる画素の個数は1個～8個のいずれかとなる。

【0242】

以上のような処理により、図22に示した例では、基準位置（手前側から4枚目）よりも手前に位置する画像は3D表示装置30のモニタ表面から飛び出て見えるように設定されるとともに、奥にある画像はモニタ表面から引っ込んで見えるように設定される。

50

【0243】

なお、風景などの一般的な画像では、手前に物体が存在すると、この物体の奥に位置するものは陰になって見えない。そのため、一般的な画像を立体視表示する際には、上記のような物体間の奥行き位置関係を考慮して、陰になって見えないものを隠す処理（陰面処理）が実施される。しかしながら、蛍光顕微鏡によって取得された画像では、暗黒な3次元空間に蛍光体が浮かんでいるような画像となるため、陰になっているものをそのままユーザに見せてしまってもよい。つまり、蛍光顕微鏡により生成された拡大画像群の立体視用画像データを生成する際には、陰面処理を省略することが可能となる。

【0244】

以上のような処理が行われることにより、例えば図24に示したように、 $600\text{ }\mu\text{m} \times 600\text{ }\mu\text{m}$ の範囲を深さ $2.5\text{ }\mu\text{m}$ の間隔で取得した20枚の画像に基づいて、3D表示装置30に $600\text{ mm} \times 600\text{ mm} \times 372\text{ mm}$ の大きさで表示されるような立体視用画像データが生成されることとなる。

10

【0245】

以上のような処理で生成される立体視用画像データは、図25の左側の図に示したように、3次元画像スタックを一番上から見る場合の立体視等画像データに対応している。

ここで、表示領域設定部107により、奥行き位置を変えることなく、表示領域をXY平面内で平行移動させたり、XY平面内で回転させたり、XYZ空間内で回転させたりするようなユーザ操作が行われた旨が通知された場合を考える。このような場合には、画像生成部133は、以上のような処理で生成した3次元画像スタックが構成する直方体を、XY平面内で平行移動させたり、XY平面内で回転させたり、XYZ空間内で回転させたりして、ユーザ操作に対応する適切な立体視用画像データを生成することができる。

20

【0246】

また、奥行き位置を変更するためのユーザ操作（例えば、上から3枚目の深さに奥行き位置を変更する操作）が行われた旨が表示領域設定部107から通知された場合を考える。この場合、画像生成部133は、図25の右側の図に示したように、3次元画像スタックの一番上に位置する画像及び上から2番目に位置する画像を削除して、3枚目～8枚目の画像を用いた立体視用画像データを生成する。

【0247】

また、斜めから奥行き深さを変えて見るためのユーザ操作が行われた旨が表示領域設定部107から通知された場合を考える。この場合、画像生成部133は、図26に示したように、3次元画像スタックが構成する直方体の一部をユーザ操作により指定された視線に適合するように切り取って、新たに立体視用画像データを生成する。

30

【0248】

このように、画像生成部133は、表示領域を変更するようなユーザ操作がなされていない場合には、3次元画像スタックを一番上から見た場合の立体視用画像データを生成するとともに、表示領域を変更するようなユーザ操作がなされた場合には、ユーザ操作に応じた立体視用画像データを、演算負荷を抑えながらリアルタイムに生成することができる。

【0249】

画像生成部133は、このようにして生成した立体視用画像データを、画質調整部135に出力する。

40

【0250】

画質調整部135は、例えば、CPU、GPU、ROM、RAM等により実現される。画質調整部135は、画像生成部133により生成された右眼用画像及び左眼用画像に対して、コントラスト調整等の画質調整を実施する。その結果、右眼用画像及び左眼用画像からなる立体視用画像データは、画質調整部135によってダイナミック・レンジが広げられて、暗い画像が明るく調整されることとなる。これにより、画質調整部135は、立体画像の見やすさを向上させることができる。

【0251】

50

画質調整部 135 は、立体視用画像データの画質調整処理が終了すると、画質の調整された立体視用画像データを、立体視用画像データ出力部 111 に出力する。また、画質調整部 135 は、画質が調整された立体視用画像データを、後述する記憶部 113 や、情報処理装置 10 の外部に存在する各種機器に設けられた記憶部等に格納してもよい。

【0252】

再び図 16 に戻って、本実施形態に係る立体視用画像データ出力部 111 について説明する。

立体視画像出力部の一例である立体視用画像データ出力部 111 は、例えば、C P U、R O M、R A M、出力装置、通信装置等により実現される。立体視用画像データ出力部 111 は、立体視用画像データ生成部 109 により生成された立体視用画像データを、3 D 表示装置 30 に出力する。

10

【0253】

ここで、立体視用画像データ出力部 111 は、ある時間における立体視画像用データのみを出力して、3 D 表示装置 30 に静止画として立体視用画像データを表示させることが可能である。また、立体視用画像データ出力部 111 は、立体視用画像データにメタデータとして関連付けられている時間軸に関する情報を利用し、立体視用画像データを時間順に順次出力することで、3 D 表示装置 30 に立体視用画像データを動画として表示させることも可能である。

【0254】

立体視用画像データ出力部 111 は、立体視用画像データを 3 D 表示装置 30 に出力する際に、フレーム・シーケンシャル表示方式に適合するように、右眼用画像及び左眼用画像を出力することができる。これにより、3 D 表示装置 30 では、フル H D の高画質を維持したまま、左眼用の画像及び右眼用の画像を、正確にユーザの左右の眼に表示することができる。

20

【0255】

また、立体視用画像データ出力部 111 は、立体視用画像データを 3 D 表示装置 30 に出力する際に、左右分割方式や上下分割方式に適合するように、右眼用画像及び左眼用画像を出力することも可能である。

【0256】

立体視用画像データ出力部 111 が 3 D 表示装置 30 に対して立体視用画像データを出力することによって、3 D 表示装置 30 のユーザは、蛍光顕微鏡によって取得された 3 次元の静止画像や動画像を、両眼立体視することが可能となる。

30

【0257】

これにより、ユーザは、表示されている視野内に存在する物体（例えば、細胞等）の 3 次元的な距離の変化を把握することができるため、物体（細胞等）が重なって表示された際に、これらが近くにあるのか遠くにあるのかを容易に判別することができる。その結果、それぞれの細胞が近づいたり離れたりする時間的な変化の様子を直観的に把握できるようになるため、詳しい 3 次元解析に先立って、細胞間の相互作用や情報交換に関する知見を得ることができる。これにより、医学研究のスピードアップ等に大きく貢献することも可能となる。

40

【0258】

記憶部 113 は、例えば本実施形態に係る情報処理装置 10 が備える R A M やストレージ装置等により実現される。この記憶部 113 には、例えば測定データ補正部 105 により生成された補正後の測定データが格納される。また、この記憶部 113 には、立体視用画像データ生成部 109 により生成された立体視用画像データ等が必要に応じて格納されてもよい。また、この記憶部 113 には、顕微鏡制御部 101 が顕微鏡 20 を制御するために用いる各種のパラメータや制御プログラム等が格納されていてもよい。また、記憶部 113 には、情報処理装置 10 が何らかの処理を行う際に保存する必要が生じた様々なパラメータや処理の途中経過等、又は、各種のデータベース等が適宜格納される。この記憶部 113 は、本実施形態に係る情報処理装置 10 が備える各処理部が、自由に読み書きで

50

きるよう構成されている。

【0259】

なお、上記説明では、本実施形態に係る情報処理装置10が、データ取得間隔の制御処理、測定データの位置座標の補正処理及び測定データの時間軸の補正処理の全てを実施する場合について説明した。しかしながら、これらの処理のうちいずれかの処理が行われていない場合であっても、意味のある効果が奏される場合がある。

【0260】

例えば、顕微鏡20を制御するデバイスの性能が不足しており、XYZ空間と時間tの全てに対してナイキストのサンプリング定理を満たすことが困難な場合が生じうる。このような場合には、位置及び時間の補正処理を行った場合の計算誤差が大きくなり、画像にじみ等が発生してしまう可能性が高くなるが、顕微鏡システムとしては成立させることができ。また、観察したい対象の動きが十分に遅く、時間補正処理を省略してもほとんど誤差が生じない場合も生じうる。

10

【0261】

更に、デバイスの性能が向上した場合には、図9に示したような基本的なラスター・スキャン方式と図12に示したようなZ方向間欠移動方式を組み合わせた場合にも、特別な制御を行うことなくナイキストのサンプリング定理を満たす取得間隔でサンプルを撮影可能となることも期待できる。そのような場合には、データ取得間隔の制御、位置座標の補正処理、時間軸の補正処理のいずれかを省略して3次元画像スタックを簡易的に得ることにして、立体視用画像データを生成するようにしてもよい。

20

【0262】

以上、本実施形態に係る情報処理装置10の機能の一例を示した。上記の各構成要素は、汎用的な部材や回路を用いて構成されていてもよいし、各構成要素の機能に特化したハードウェアにより構成されていてもよい。また、各構成要素の機能を、CPU等が全て行ってもよい。従って、本実施形態を実施する時々の技術レベルに応じて、適宜、利用する構成を変更することが可能である。

20

【0263】

なお、上述のような本実施形態に係る情報処理装置の各機能を実現するためのコンピュータプログラムを作製し、パーソナルコンピュータ等に実装することが可能である。また、このようなコンピュータプログラムが格納された、コンピュータで読み取り可能な記録媒体も提供することができる。記録媒体は、例えば、磁気ディスク、光ディスク、光磁気ディスク、フラッシュメモリなどである。また、上記のコンピュータプログラムは、記録媒体を用いずに、例えばネットワークを介して配信してもよい。

30

【0264】

<第1変形例>

上記顕微鏡制御部101、測定データ取得部103、測定データ補正部105、表示領域設定部107、立体視用画像データ生成部109、立体視用画像データ出力部111及び記憶部113の機能は、それぞれのハードウェアがネットワークを介して互いに情報を送受信できるならば、いずれのハードウェアに実装されてもよい。また、ある処理部により実施される処理が、1つのハードウェアにより実現されてもよいし、複数のハードウェアによる分散処理により実現されてもよい。

40

【0265】

例えば図27は、本実施形態に係る情報処理装置10の機能が、顕微鏡20、データ補正サーバ40、画像管理サーバ50、ユーザ操作端末60及び画像生成サーバ70に分散して実現されている場合における顕微鏡システムを図示している。

【0266】

この顕微鏡システムでは、顕微鏡20により測定された測定データはデータ補正サーバ40へと出力され、データ補正サーバ40により補正処理が行われた後、インターネット等のネットワークを介して接続されている画像管理サーバ50の記憶部に補正後の測定データが格納される。ユーザ操作端末60から、ある測定サンプルについての拡大画像群を

50

取得したい旨の要請が画像生成サーバ70になされると、画像生成サーバ70は、対応する画像データを画像管理サーバ50から取得した後に、ユーザ操作に応じた立体視用画像データの生成処理を実施して、ユーザ操作端末60に提供する。ユーザ操作端末60は、画像生成サーバ70から提供された立体視用画像データを3D表示装置30に表示させることで、ユーザに測定サンプルの両眼立体視画像を提供する。

【0267】

このような顕微鏡システムにおいて、顕微鏡20には、顕微鏡制御部201が設けられる。顕微鏡20に実装されている顕微鏡制御部201は、顕微鏡20を制御して、サンプリング定理を満たすような取得間隔で測定サンプルの拡大画像群を生成させる。この顕微鏡制御部201は、本実施形態に係る情報処理装置10が備える顕微鏡制御部101と同様の構成を有し、同様の効果を奏するものであるため、詳細な説明は省略する。10

【0268】

データ補正サーバ40は、図27に示したように、測定データ補正部401を主に備える。データ補正サーバ40が備える測定データ補正部401は、補正後の画像データ群を画像管理サーバ50の記憶部501に格納する以外は、本実施形態に係る情報処理装置10が備える測定データ補正部105と同様の構成を有し、同様の効果を奏する。従って、以下では、詳細な説明は省略する。

【0269】

画像管理サーバ50は、図27に示したように、データ補正サーバ40により補正処理が実施された後の画像データ群を格納する記憶部501を主に備える。画像管理サーバ50は、インターネット等のネットワークを介して接続されている1又は複数の画像生成サーバ70から画像データ群の提供を要請された場合に、要請のあった画像データ群を要請のあった画像生成サーバ70に対して出力する。20

【0270】

ユーザ操作端末60は、図27に示したように、立体視用画像データ取得部601と、表示領域設定部603と、表示制御部605と、を主に備える。

【0271】

立体視用画像データ取得部601は、ユーザから、ある測定サンプルの拡大画像群を表示するための操作がなされた場合、ネットワークを介して接続されている画像生成サーバ70に対して、ユーザに指定されたサンプルの立体視用画像データの提供を要請する。画像生成サーバ70から立体視用画像データが提供されると、立体視用画像データ取得部601は、提供されたデータを表示制御部605に出力して、3D表示装置30に表示させる。30

【0272】

本変形例に係る表示領域設定部603は、本実施形態に係る情報処理装置10が備える表示領域設定部107と同様の構成を有し、同様の効果を奏するものであるため、以下では詳細な説明は省略する。

【0273】

表示制御部605は、ユーザ操作端末60が備える3Dディスプレイ等の表示装置や、ユーザ操作端末60の外部に設けられた3D表示装置30における表示画面の表示制御を行う。より詳細には、表示制御部605は、立体視用画像データ取得部601から出力された立体視用画像データに基づいて、表示画面の表示制御を実施する。表示制御部605が立体視用画像データの表示画面への表示制御を行うことで、ユーザ操作端末60のユーザは、測定サンプルの拡大画像群を立体画像として把握することが可能となる。40

【0274】

画像生成サーバ70は、図27に示したように、立体視用画像データ生成部701を主に備える。画像生成サーバ70が備える立体視用画像データ生成部701は、ユーザ操作端末60からの要請に応じて画像管理サーバ50から補正後の画像データ群を取得し、生成した立体視用画像データをユーザ操作端末60に出力する以外は、本実施形態に係る情報処理装置10が備える立体視用画像データ生成部109と同様の構成を有し、同様の効50

果を奏するものである。従って、以下では、詳細な説明は省略する。

【0275】

図27に示したような構成とすることで、全てのオリジナル画像に対して1回だけ行われる定型的な補正処理と、何通りも行う可能性のある画像表示のための処理とを区別することが可能となり、処理の効率化を図ることが可能となる。

【0276】

<情報処理方法について>

続いて、図28を参照しながら、本実施形態に係る情報処理装置により実施される情報処理方法の流れについて、簡単に説明する。図28は、本実施形態に係る情報処理方法の流れの一例を示した流れ図である。

10

【0277】

本実施形態に係る情報処理方法では、まず、測定データ取得部103が、顕微鏡20が測定サンプルを撮像した測定データ群を顕微鏡20から取得し(ステップS101)、取得したデータ群を測定データ補正部105に出力する。

【0278】

測定データ補正部105は、顕微鏡20により測定された画像データ群に対して、顕微鏡の操作方式に応じた補正を実施して(ステップS103)、補正後の画像データ群を生成する。その後、測定データ補正部105は、補正後の画像データ群を、立体視用画像データ生成部109に出力する。

20

【0279】

立体視用画像データ生成部109は、測定データ補正部105により補正された画像データ群と、ユーザ操作に対応する表示領域設定情報とを利用して、立体視用画像データを生成する(ステップS105)。その後、立体視用画像データ生成部109は、生成した立体視用画像データを、立体視用画像データ出力部111に出力する。

【0280】

立体視用画像データ出力部111は、立体視用画像データ生成部109から出力された立体視用画像データを3D表示装置30に出力する(ステップS107)。3D表示装置30は、情報処理装置10から出力された立体視用画像データを表示画面に表示することで、ユーザに測定サンプルの立体画像を提供することができる。

30

【0281】

(ハードウェア構成について)

次に、図29を参照しながら、本開示の実施形態に係る情報処理装置10のハードウェア構成について、詳細に説明する。図29は、本開示の実施形態に係る情報処理装置10のハードウェア構成を説明するためのブロック図である。

【0282】

情報処理装置10は、主に、CPU901と、ROM903と、RAM905と、を備える。また、情報処理装置10は、更に、ホストバス907と、ブリッジ909と、外部バス911と、インターフェース913と、入力装置915と、出力装置917と、ストレージ装置919と、ドライブ921と、接続ポート923と、通信装置925とを備える。

40

【0283】

CPU901は、演算処理装置および制御装置として機能し、ROM903、RAM905、ストレージ装置919、またはリムーバブル記録媒体927に記録された各種プログラムに従って、情報処理装置10内の動作全般またはその一部を制御する。ROM903は、CPU901が使用するプログラムや演算パラメータ等を記憶する。RAM905は、CPU901が使用するプログラムや、プログラムの実行において適宜変化するパラメータ等を一次記憶する。これらはCPUバス等の内部バスにより構成されるホストバス907により相互に接続されている。

【0284】

ホストバス907は、ブリッジ909を介して、PCI(Peripheral Co

50

component Interconnect / Interface) バスなどの外部バス 911 に接続されている。

【0285】

10
入力装置 915 は、例えば、マウス、キーボード、タッチパネル、ボタン、スイッチおよびレバーなどユーザが操作する操作手段である。また、入力装置 915 は、例えば、赤外線やその他の電波を利用したリモートコントロール手段（いわゆる、リモコン）であってもよいし、情報処理装置 10 の操作に対応した携帯電話や PDA 等の外部接続機器 929 であってもよい。さらに、入力装置 915 は、例えば、上記の操作手段を用いてユーザにより入力された情報に基づいて入力信号を生成し、CPU901 に出力する入力制御回路などから構成されている。情報処理装置 10 のユーザは、この入力装置 915 を操作することにより、情報処理装置 10 に対して各種のデータを入力したり処理動作を指示したりすることができる。

【0286】

20
出力装置 917 は、取得した情報をユーザに対して視覚的または聴覚的に通知することが可能な装置で構成される。このような装置として、CRTディスプレイ装置、液晶ディスプレイ装置、プラズマディスプレイ装置、ELディスプレイ装置およびランプなどの表示装置や、スピーカおよびヘッドホンなどの音声出力装置や、プリンタ装置、携帯電話、ファクシミリなどがある。出力装置 917 は、例えば、情報処理装置 10 が行った各種処理により得られた結果を出力する。具体的には、表示装置は、情報処理装置 10 が行った各種処理により得られた結果を、テキストまたはイメージで表示する。他方、音声出力装置は、再生された音声データや音響データ等からなるオーディオ信号をアナログ信号に変換して出力する。

【0287】

ストレージ装置 919 は、情報処理装置 10 の記憶部の一例として構成されたデータ格納用の装置である。ストレージ装置 919 は、例えば、HDD (Hard Disk Drive) 等の磁気記憶部デバイス、半導体記憶デバイス、光記憶デバイス、または光磁気記憶デバイス等により構成される。このストレージ装置 919 は、CPU901 が実行するプログラムや各種データ、および外部から取得した音響信号データや画像信号データなどを格納する。

【0288】

30
ドライブ 921 は、記録媒体用リーダライタであり、情報処理装置 10 に内蔵、あるいは外付けされる。ドライブ 921 は、装着されている磁気ディスク、光ディスク、光磁気ディスク、または半導体メモリ等のリムーバブル記録媒体 927 に記録されている情報を読み出して、RAM905 に出力する。また、ドライブ 921 は、装着されている磁気ディスク、光ディスク、光磁気ディスク、または半導体メモリ等のリムーバブル記録媒体 927 に記録を書き込むことも可能である。リムーバブル記録媒体 927 は、例えば、DVD メディア、HD - DVD メディア、Blu-ray メディア等である。また、リムーバブル記録媒体 927 は、コンパクトフラッシュ（登録商標）（Compact Flash : CF）、フラッシュメモリ、または、SD メモリカード（Secure Digital memory card）等であってもよい。また、リムーバブル記録媒体 927 は、例えば、非接触型 IC チップを搭載した IC カード（Integrated Circuit card）または電子機器等であってもよい。

【0289】

接続ポート 923 は、機器を情報処理装置 10 に直接接続するためのポートである。接続ポート 923 の一例として、USB (Universal Serial Bus) ポート、IEEE1394 ポート、SCSI (Small Computer System Interface) ポート等がある。接続ポート 923 の別の例として、RS-232C ポート、光オーディオ端子、HDMI (High-Definition Multimedia Interface) ポート等がある。この接続ポート 923 に外部接続機器 929 を接続することで、情報処理装置 10 は、外部接続機器 929 から直接各種

のデータを取得したり、外部接続機器 929 に各種のデータを提供したりする。

【0290】

通信装置 925 は、例えば、通信網 931 に接続するための通信デバイス等で構成された通信インターフェースである。通信装置 925 は、例えば、有線または無線 LAN (Local Area Network)、Bluetooth (登録商標)、または WUSB (Wireless USB) 用の通信カード等である。また、通信装置 925 は、光通信用のルータ、ADSL (Asymmetric Digital Subscriber Line) 用のルータ、または、各種通信用のモデム等であってもよい。この通信装置 925 は、例えば、インターネットや他の通信機器との間で、例えば TCP/IP 等の所定のプロトコルに則して信号等を送受信することができる。また、通信装置 925 に接続される通信網 931 は、有線または無線によって接続されたネットワーク等により構成され、例えば、インターネット、家庭内 LAN、赤外線通信、ラジオ波通信または衛星通信等であってもよい。

10

【0291】

以上、本開示の実施形態に係る情報処理装置 10 の機能を実現可能なハードウェア構成の一例を示した。上記の各構成要素は、汎用的な部材を用いて構成されていてもよいし、各構成要素の機能に特化したハードウェアにより構成されていてもよい。従って、本実施形態を実施する時々の技術レベルに応じて、適宜、利用するハードウェア構成を変更することが可能である。

20

【0292】

(まとめ)

以上説明したように、本開示に係る情報処理装置では、ナイキストのサンプリング定理を満たすように画像取得間隔を設定することで、画素の位置座標や時間軸の補正処理を実施した場合に、仮想的な撮像素子が直交座標空間上に画素の数だけ配置されて同時に撮影した場合と全く同じ 4 次元同期画像スタックを得ることができる。

【0293】

また、本開示に係る情報処理装置では、所望の大きさ・角度・視点・深さから見たときの 3D 画像を、演算負荷を増加させることなく生成することが可能であり、このような 3D 画像を 3D 表示装置に表示させることができる。また、このような 3D 画像の表示処理は、リアルタイムに実施することも可能である。

30

【0294】

また、本開示に係る情報処理装置では、補正後の 4 次元同期画像スタックを、各種のストレージ装置やメモリ等に格納することで、情報処理装置の構成を、補正処理と立体視用画像の生成処理の 2 つに明確に分類することが可能となる。これにより、情報処理装置の設計が容易になるとともに、保存する画像データの容量を抑制することが可能となる。

【0295】

以上、添付図面を参照しながら本開示の好適な実施形態について詳細に説明したが、本開示の技術的範囲はかかる例に限定されない。本開示の技術分野における通常の知識を有する者であれば、特許請求の範囲に記載された技術的思想の範疇内において、各種の変更例または修正例に想到し得ることは明らかであり、これらについても、当然に本開示の技術的範囲に属するものと了解される。

40

【0296】

なお、以下のような構成も本開示の技術的範囲に属する。

【0297】

(1)

サンプルを縦方向、横方向及び奥行き方向に走査して、当該サンプルの拡大画像群に対応する画像データ群を生成する顕微鏡の走査方式に応じて、生成された前記拡大画像群の位置を特定するための位置座標を少なくとも補正する補正部と、

補正後の前記画像データ群に対して視差を付与することで、前記拡大画像群の立体視画像を生成する立体視画像生成部と、

50

を備える、情報処理装置。

(2)

前記補正部は、前記位置座標の所定の座標軸の格子点間隔が一定となるように前記拡大画像群に対して補正を行う、(1)に記載の情報処理装置。

(3)

前記補正部は、前記拡大画像群を構成する画素の取得時間が同一となるように、前記顕微鏡の走査方式に応じて生成された前記拡大画像群に対応する時間を更に補正する、(1)又は(2)に記載の情報処理装置。

(4)

ユーザ操作に応じて、表示画面に表示される前記拡大画像群の表示領域を決定する表示領域決定部を更に備え、10

前記立体視画像生成部は、決定された前記表示領域に関する前記立体視画像を生成する(1)～(3)の何れか1つに記載の情報処理装置。

(5)

前記拡大画像群は、ナイキストのサンプリング定理を満たすサンプリング間隔で前記サンプルがサンプリングされることで生成されたものである、(1)～(4)の何れか1つに記載の情報処理装置。

(6)

前記顕微鏡による前記サンプルの走査を制御する顕微鏡制御部を更に備え、20

前記顕微鏡制御部は、ナイキストのサンプリング定理を満たすサンプリング間隔で前記サンプルをサンプリングするように前記顕微鏡を制御する、(1)～(5)の何れか1つに記載の情報処理装置。

(7)

前記立体視画像生成部により生成された前記拡大画像群の立体視画像を出力する立体視画像出力部を更に備え、20

前記立体視画像出力部は、前記立体視画像を当該立体視画像に対応する時間順に出力する、(1)～(6)の何れか1つに記載の情報処理装置。

(8)

前記顕微鏡による前記サンプルの走査方式は、サンプルの縦方向、横方向及び奥行き方向の少なくとも何れか2つを連続的に変化させながら前記サンプルを走査する方式である、(1)～(7)の何れか1つに記載の情報処理装置。30

(9)

前記補正部による補正後の前記拡大画像群に対応する画像データが格納される記憶部を更に備え、30

前記立体視画像生成部は、前記記憶部から取得した前記補正後の拡大画像群に対応する画像データを利用して、前記立体視画像を生成する、(1)～(8)の何れか1つに記載の情報処理装置。

(10)

サンプルを縦方向、横方向及び奥行き方向に走査して、当該サンプルの拡大画像群に対応する画像データ群を生成する顕微鏡の走査方式に応じて、生成された前記拡大画像群の位置を特定するための位置座標を少なくとも補正することと、40

補正後の前記画像データ群に対して視差を付与することで、前記拡大画像群の立体視画像を生成することと、
を含む、情報処理方法。

(11)

サンプルを縦方向、横方向及び奥行き方向に走査して、当該サンプルの拡大画像群に対応する画像データ群を生成する顕微鏡からデータを取得可能なコンピュータに、40

前記顕微鏡の走査方式に応じて、生成された前記拡大画像群の位置を特定するための位置座標を少なくとも補正する補正機能と、50

補正後の前記画像データ群に対して視差を付与することで、前記拡大画像群の立体視画

像を生成する立体視画像生成機能と、
を実現させるためのプログラム。

(12)

サンプルを縦方向、横方向及び奥行き方向に走査して、当該サンプルの拡大画像群に対応する画像データを生成する顕微鏡と、

前記顕微鏡の走査方式に応じて、前記顕微鏡により生成された前記拡大画像群の位置を特定するための位置座標を少なくとも補正する補正部、及び、補正後の前記画像データ群に対して視差を付与することで、前記拡大画像群の立体視画像を生成する立体視画像生成部を有する情報処理装置と、
を含む、顕微鏡システム。

10

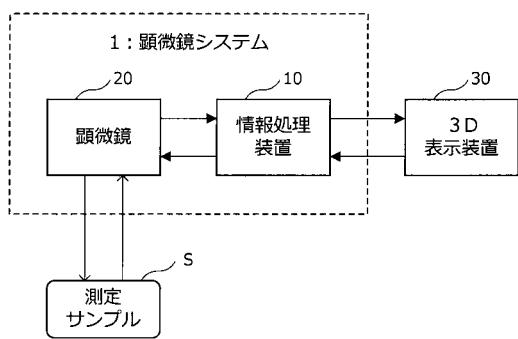
【符号の説明】

【0298】

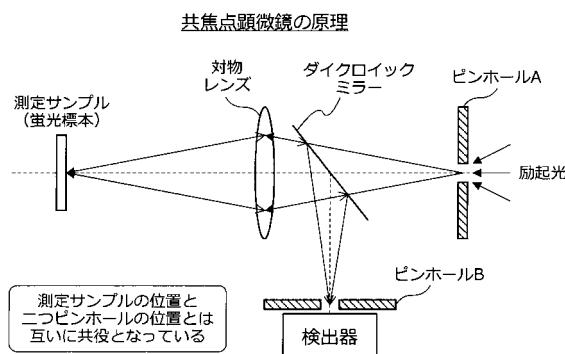
- | | |
|-------|--------------|
| 1 | 顕微鏡システム |
| 1 0 | 情報処理装置 |
| 2 0 | 顕微鏡 |
| 3 0 | 3D表示装置 |
| 1 0 1 | 顕微鏡制御部 |
| 1 0 3 | 測定データ取得部 |
| 1 0 5 | 測定データ補正部 |
| 1 0 7 | 表示領域設定部 |
| 1 0 9 | 立体視用画像データ生成部 |
| 1 1 1 | 立体視用画像データ出力部 |
| 1 1 3 | 記憶部 |

20

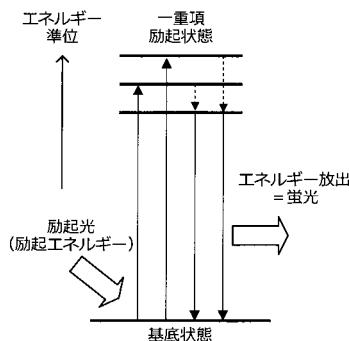
【図1】



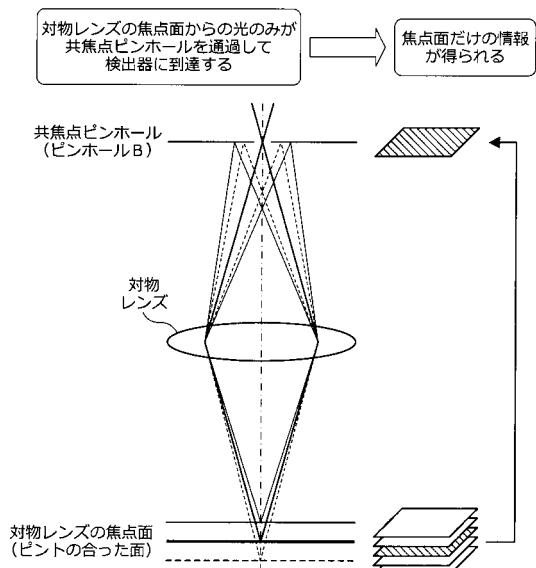
【図3】



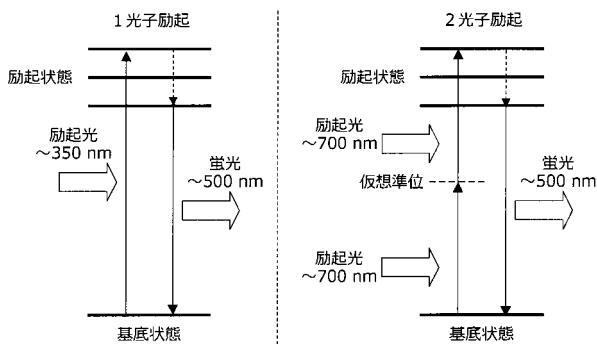
【図2】



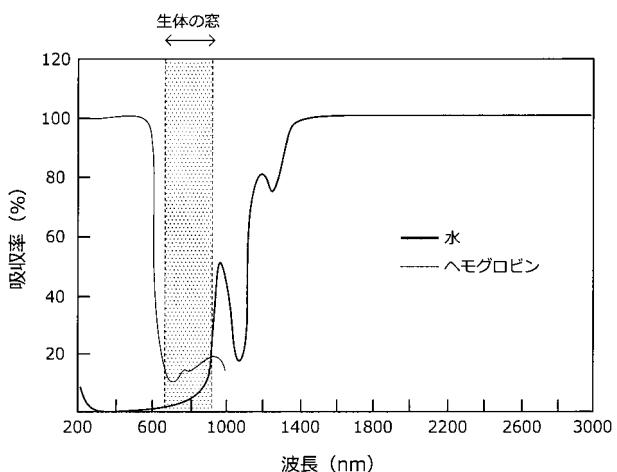
【図4】



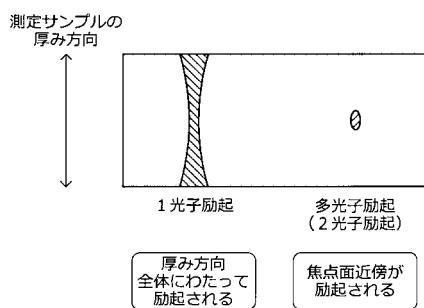
【図5】



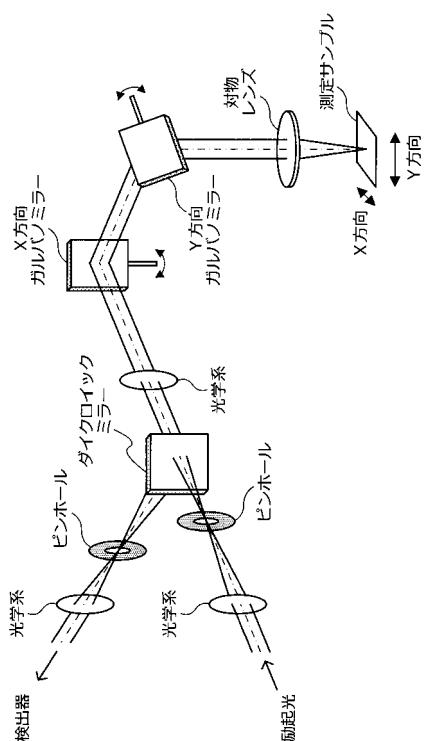
【図6】



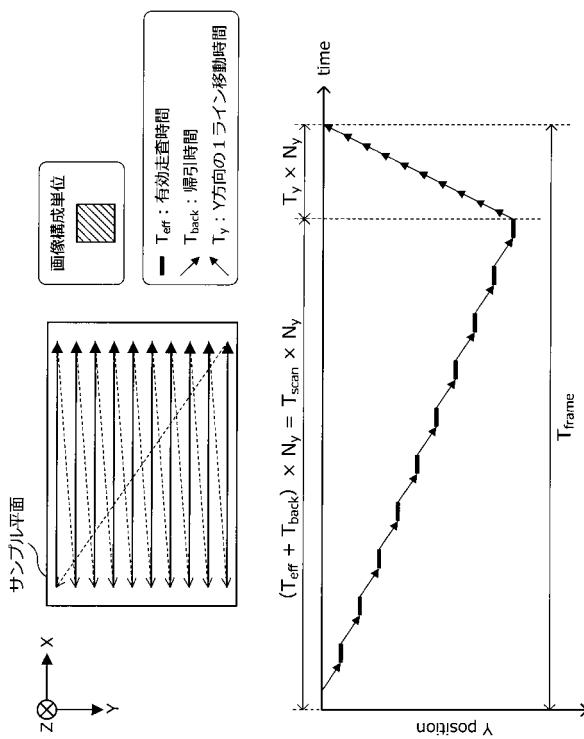
【図7】



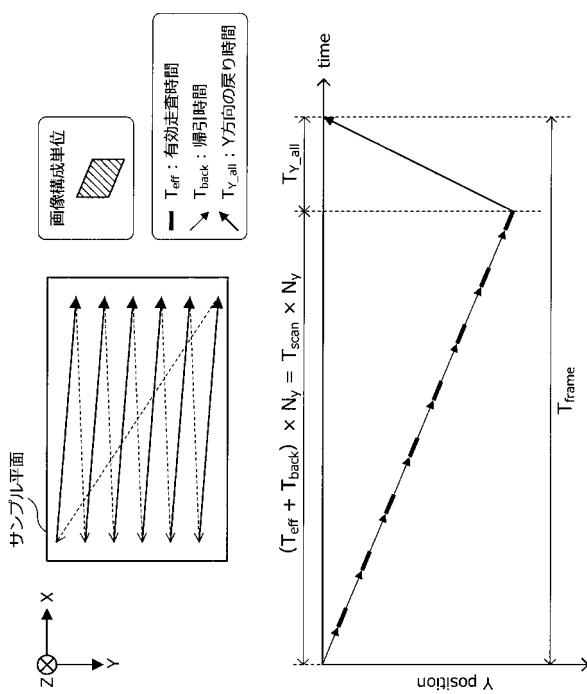
【図8】



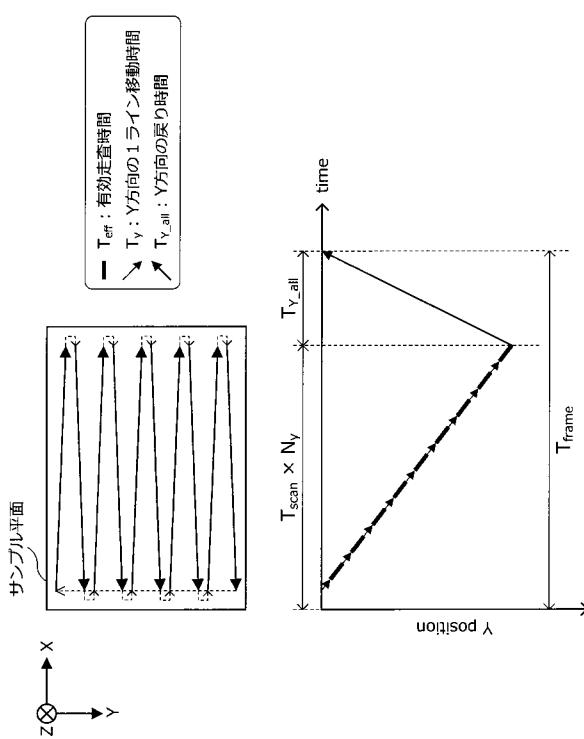
【図 9】



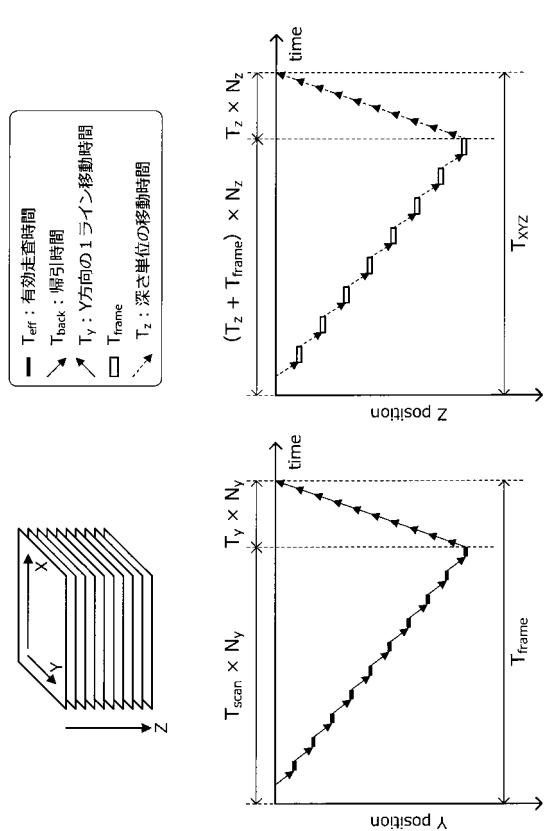
【図 10】



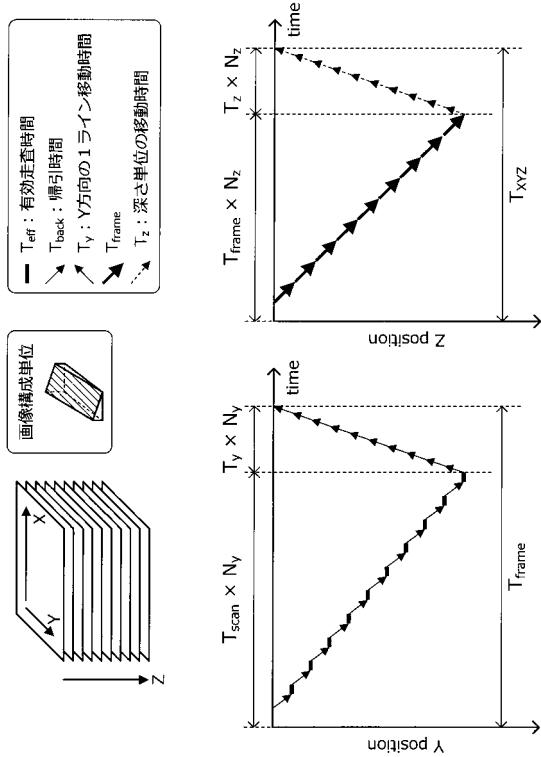
【図 11】



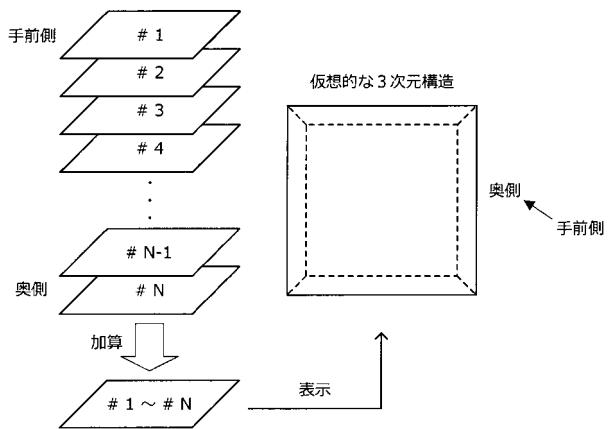
【図 12】



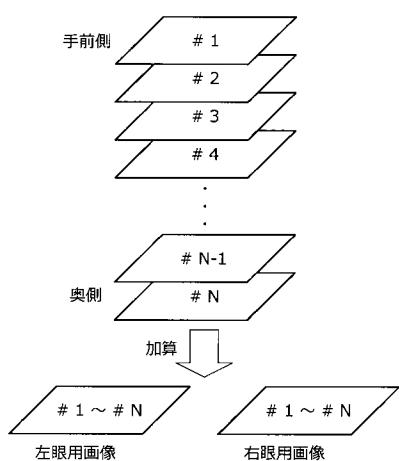
【図 1 3】



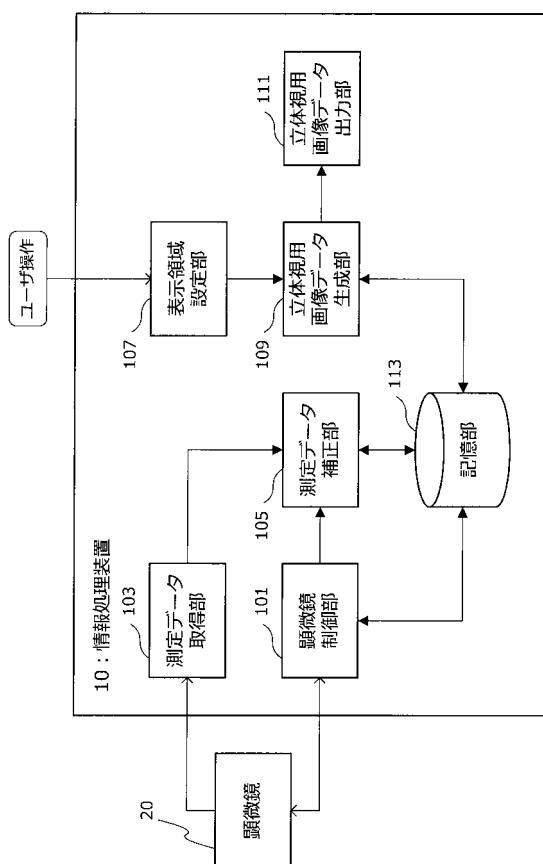
【図 1 4】



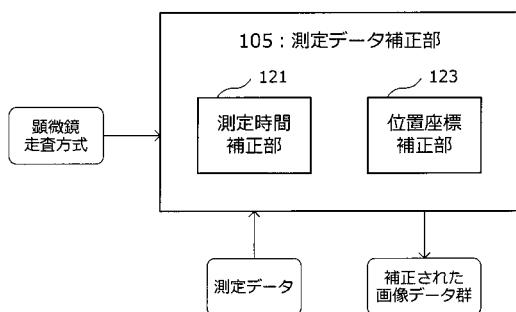
【図 1 5】



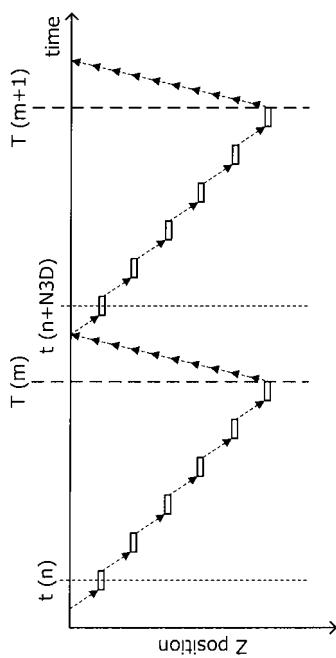
【図 1 6】



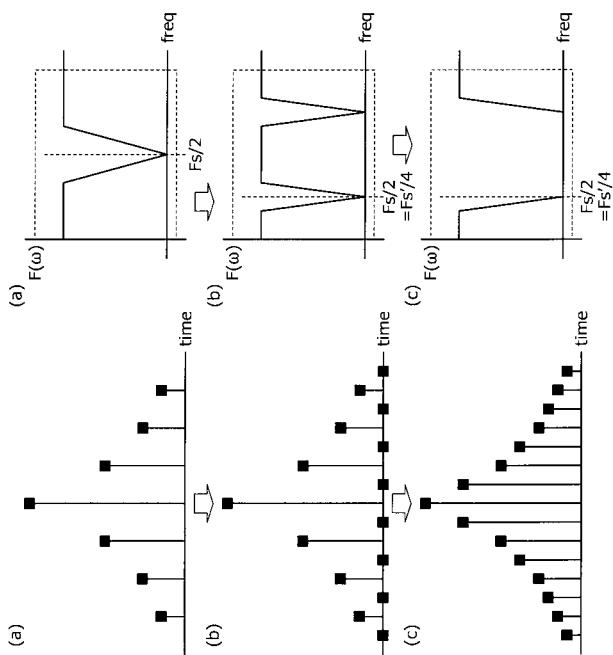
【図 17】



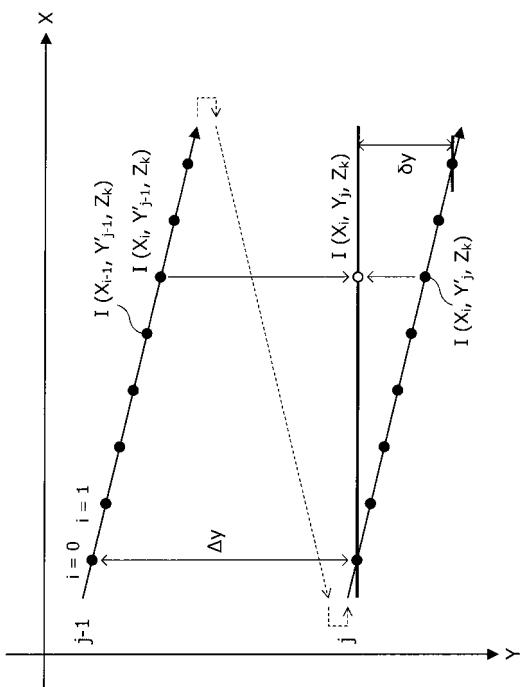
【図 18】



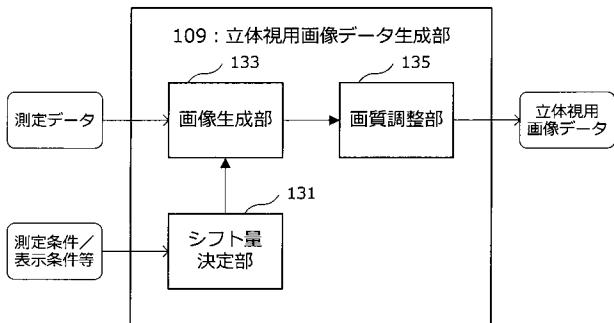
【図 19】



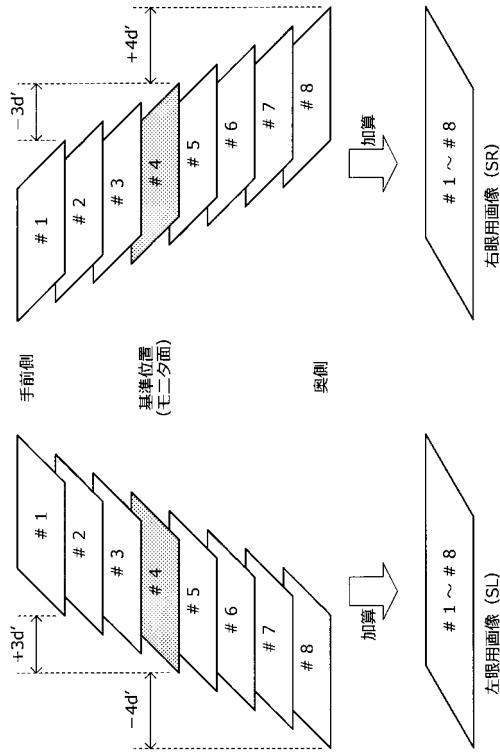
【図 20】



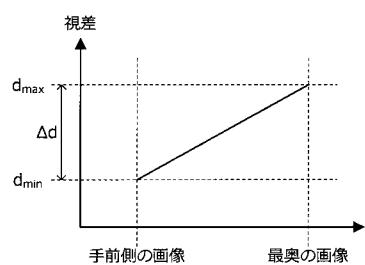
【図 2 1】



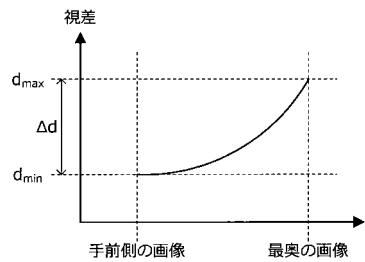
【図 2 2】



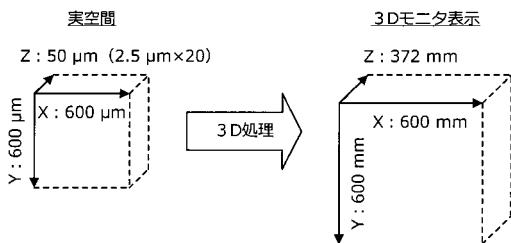
【図 2 3 A】



【図 2 3 B】

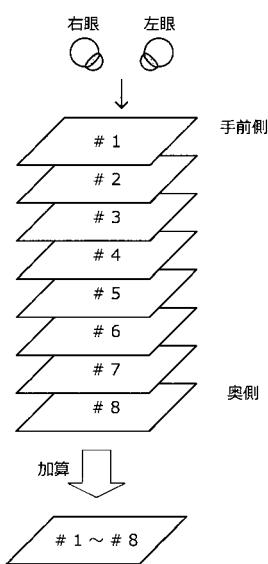


【図 2 4】

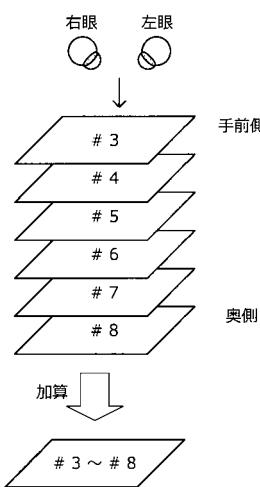


【図25】

一番上から見る場合

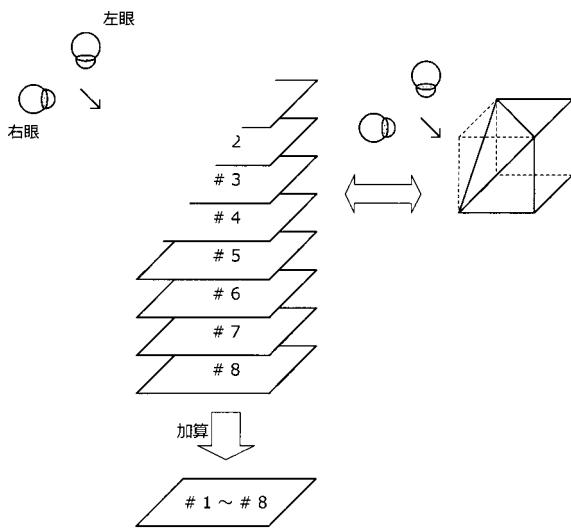


3枚目の深さから見る場合

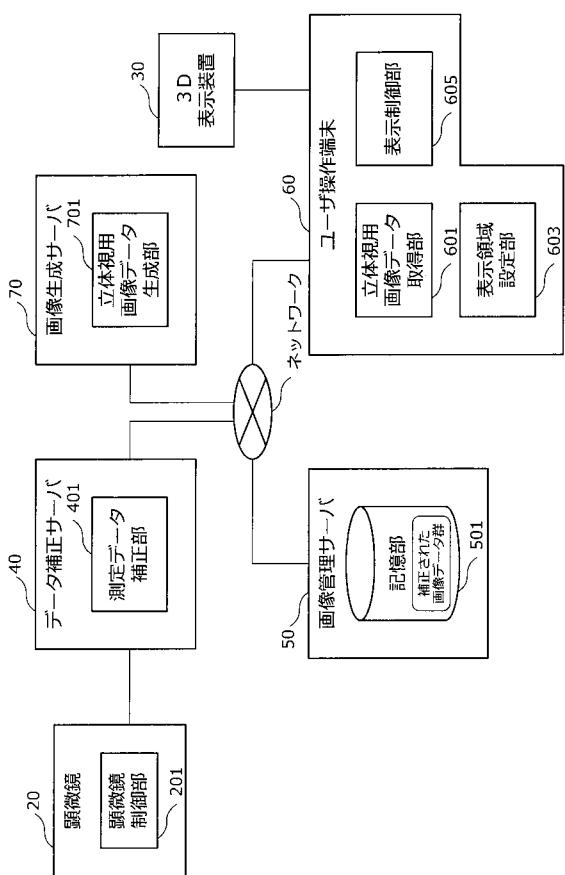


【図26】

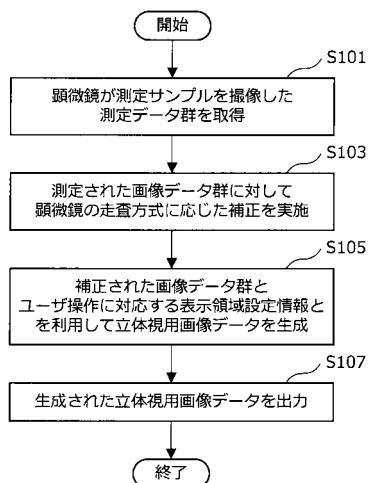
斜めの深さから見る場合



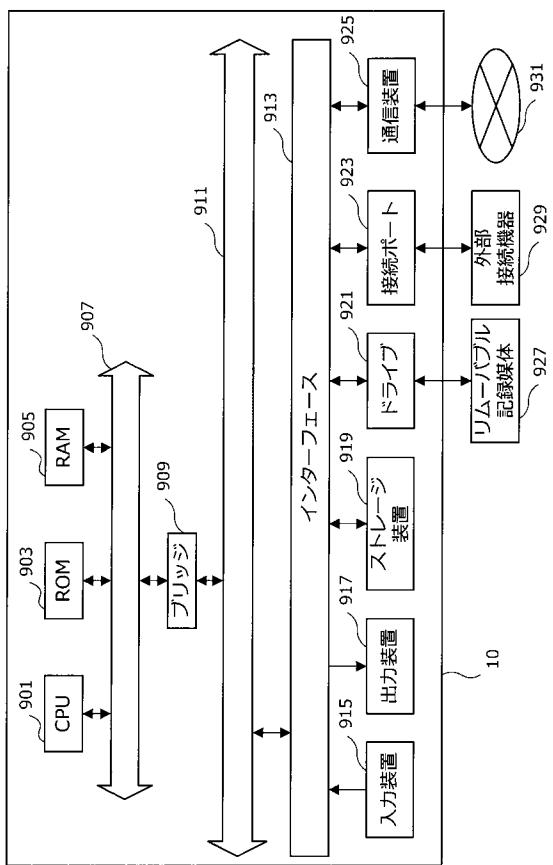
【図27】



【図28】



【図29】



フロントページの続き

(72)発明者 福本 敦
東京都港区港南1丁目7番1号 ソニー株式会社内

(72)発明者 森藤 孝文
東京都港区港南1丁目7番1号 ソニー株式会社内

(72)発明者 緒形 昌美
東京都港区港南1丁目7番1号 ソニー株式会社内

(72)発明者 岡本 好喜
東京都港区港南1丁目7番1号 ソニー株式会社内

F ターム(参考) 5C061 AB03 AB06 AB08 AB21