

(19) 日本国特許庁(JP)

## (12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6766045号  
(P6766045)

(45) 発行日 令和2年10月7日(2020.10.7)

(24) 登録日 令和2年9月18日(2020.9.18)

(51) Int.Cl.

F 1

**A61B 6/02 (2006.01)**A 61 B 6/02 300M  
A 61 B 6/02 353C  
A 61 B 6/00 330Z  
A 61 B 6/00 333**A61B 6/00 (2006.01)**

請求項の数 13 (全 18 頁)

(21) 出願番号	特願2017-526644 (P2017-526644)	(73) 特許権者	590000248 コーニンクレッカ フィリップス エヌ ヴェ KONINKLIJKE PHILIPS N. V. オランダ国 5656 アーヘー アイン ドーフェン ハイテック キャンパス 5 2
(86) (22) 出願日	平成27年11月10日 (2015.11.10)	(74) 代理人	110001690 特許業務法人M&Sパートナーズ
(65) 公表番号	特表2017-535344 (P2017-535344A)	(72) 発明者	ホーマン ハンノ ヘイケ オランダ国 5656 アーヘー アイン ドーフェン ハイ テック キャンパス 5
(43) 公表日	平成29年11月30日 (2017.11.30)		
(86) 國際出願番号	PCT/EP2015/076115		
(87) 國際公開番号	W02016/078958		
(87) 國際公開日	平成28年5月26日 (2016.5.26)		
審査請求日	平成30年11月8日 (2018.11.8)		
(31) 優先権主張番号	14194069.2		
(32) 優先日	平成26年11月20日 (2014.11.20)		
(33) 優先権主張国・地域又は機関	歐州特許庁 (EP)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】トモシンセシスデータから合成マンモグラムを生成する方法

## (57) 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

投影画像を形成するための画像処理方法であって、

断層撮像システムによって取得されたデータの第1のセットから得られる第1の画像に基づいて、シャノンエントロピー尺度、又は、キャニー若しくはソーベルの演算子によって実行されるエッジ尺度を計算することによって計算される重み関数を計算するステップと、

少なくとも、断層撮像システムによって取得されたデータの第2のセットから得られる第2の画像に基づいて、所望の投影方向に沿って前記第2の画像にわたり順方向投影を行い、投影画像を生成するステップと

を含み、

前記第1の画像は、光子計数検出器によって検出されたデータから再構成された分光画像、マルチスケール分解から得られた再構成された空間周波数成分画像のうち、いずれか1つであり、前記第2の画像は、エネルギー重み付けされた再構成された画像ボリュームであり、

前記第1又は前記第2の画像はトモシンセスボリュームであり、前記投影画像は合成画像であり、前記順方向投影は前記重み関数によって重み付けされ、前記重み関数は、補間スキームを適用することによって、前記第2の画像のサンプリングに一致するように再サンプリングされる、画像処理方法。

## 【請求項 2】

10

20

前記第1の画像及び前記第2の画像は、エネルギー分解・光子計数検出器ユニットを有する分光断層撮像システムの少なくとも2つの異なるエネルギーチャネルから得られ、2次元マンモグラフィ投影ジオメトリに類似した、予め定義された投影ジオメトリが選択される、請求項1に記載の画像処理方法。

【請求項3】

前記重み関数の前記計算は、局所的フィルタリング及び／又は平滑化を含む、請求項1又は2に記載の画像処理方法。

【請求項4】

前記重み関数は、各々が第1の画像の異なる解像度について計算された複数の解像度レベル固有の重み関数のうちの1つの解像度レベル固有の重み関数である、請求項1乃至3の何れか一項に記載の画像処理方法。 10

【請求項5】

前記第2の画像はマルチスケール分解から得られ、前記第2の画像の解像度レベルは前記解像度レベル固有の重み関数の解像度レベルに対応する、請求項4に記載の画像処理方法。

【請求項6】

前記重み関数は、様々な大きさの一連のカーネルを用いることによって計算される、請求項1乃至5の何れか一項に記載の画像処理方法。

【請求項7】

前記様々な重み関数の前記計算の基礎となる前記尺度は、前記解像度レベルによって変化する、請求項4乃至6の何れか一項に記載の画像処理方法。 20

【請求項8】

前記投影画像は合成マンモグラムである、請求項1乃至7の何れか一項に記載の画像処理方法。

【請求項9】

前記第1の画像及び前記第2の画像は動的4次元ボリュームであり、前記投影画像は動的2次元投影図に対応する、請求項1乃至8の何れか一項に記載の画像処理方法。

【請求項10】

請求項1乃至9の何れか一項に記載の方法を実行するデータプロセッサを含む、画像処理装置。 30

【請求項11】

請求項10に記載の画像処理装置を含む、マンモグラフィ撮像システム。

【請求項12】

処理ユニットによって実行されるときに、請求項1乃至9の方法のステップを実行する、請求項10に記載の画像処理装置を制御するための、コンピュータプログラム。

【請求項13】

請求項12に記載のコンピュータプログラムを記憶した、コンピュータ可読媒体。

40

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、画像処理方法、画像処理装置、マンモグラフィ撮像システム、コンピュータプログラム要素、及びコンピュータ可読媒体に関する。

【背景技術】

【0002】

X線トモシンセシスにおいては、異なる角度から複数のX線投影（例えばマンモグラム）が取得され、計算的に結合されて3次元断層画像ボリュームとされる。 50

**【0003】**

典型的には、基準画像として、少なくとも1つの従来の2次元マンモグラムも取得される。しかしながら、これは、さらなる放射線量被曝という代償を払うことで可能となる。

**【0004】**

別のオプションは、計算方法を用いて、利用可能な3次元断層画像ボリュームから「合成」マンモグラムビューを生成するというものである。

**【0005】**

合成マンモグラムを計算する方法は、最大強度投影（MIP）アプローチに基づいており、米国特許第7,760,924号に記載されている。

10

**【発明の概要】****【0006】**

投影画像を計算するための代替的な方法及び関係する装置の必要性が存在し得る。

**【課題を解決するための手段】****【0007】**

本発明の目的は独立請求項の主題によって解決され、さらなる実施形態は従属請求項に組み込まれる。なお、以下に記載される本発明の態様は、画像処理装置、マンモグラフィ撮像システム、コンピュータプログラム要素、及びコンピュータ可読媒体にも等しく当てはまる。

**【0008】**

20

本発明の第1の態様によれば、投影画像を形成するための画像処理方法が提供され、この方法は、

断層撮像システムによって取得されたデータの第1のセットから得られる第1の画像に基づいて、情報理論的な量、エッジ尺度の量、強度尺度の量という尺度のいずれか又は組み合わせを計算することによって計算される重み関数を計算することと、

少なくとも、断層撮像システムによって取得されたデータの第2のセットから得られる第2の画像に基づいて、所望の投影方向に沿って第2の画像の全体にわたり順方向投影を行い、投影画像を生成することと、を備え、

第1又は第2の画像はトモシンセシスボリュームであり、投影画像は合成画像であり、

順方向投影は前記重み関数によって重み付けされ、

30

重み関数は、補間スキームを適用することによって、第2の画像のサンプリングに一致するように再サンプリングされる。

**【0009】**

換言すれば、第1の「構造プール」画像から画像構造が取られ、得られた情報はその後、第2の画像にわたる順方向投影において、例えば、第2の画像においてこの画像構造を重み付けによって強調するために用いられる。言い換えれば、特定の画像構造は、重み関数が計算される第1の画像において、より良く見え得る。例えば、密な組織構造（癌腫など）は、脂肪及び線組織成分への分光分解の腺部分においてより良く見えることがわかっている。（第1の画像から明らかになった）重み関数を第2の画像に適用することは、そうでなければ第2の画像において識別可能でないかもしれないこれらの画像構造を増強するであろう。第1及び第2の画像のボリュームは異なり得るので、第1の画像に基づく重み関数は、補間スキームを適用することによって、第2の画像のサンプリングに一致するように再サンプリングされる。両ボリュームが同じ場合には、再サンプリングは単なる恒等関数であってもよい。

40

**【0010】**

重みの計算は、第1の画像について1度のみ行われればよく、その後他の第2の画像において、又は実際には複数の他の画像の各々において、順方向投影に用いられ得る。これは、効率的な計算の実行を提供する。

**【0011】**

重み関数は、情報理論的な量（エントロピー、特にシャノンの尺度など）、エッジ尺度

50

の量、強度尺度の量、及び他の適当な尺度という尺度のいずれか又は組み合わせを計算することによって計算される。2つ以上の尺度を組み合わせてコンボ尺度を形成すること、ならびにこれらの尺度を重み付け及び正規化によって単一の尺度に統合して様々な構造をキャプチャすることが想定されてもよい。

【0012】

画像処理方法の一実施形態によれば、第1の画像及び第2の画像は、エネルギー分解・光子計数検出器ユニットを有する分光断層撮像システムの少なくとも2つの異なるエネルギーチャンネルから得られ、2次元マンモグラフィ投影ジオメトリに類似した、予め定義された投影ジオメトリが選択される。

【0013】

一実施形態によれば、重み関数の計算は、局所的フィルタリング及び／又は平滑化を含む。

【0014】

一実施形態によれば、第1の画像は、光子計数検出器によって検出されたデータから再構成された分光画像、マルチスケール分解から得られた再構成された空間周波数成分画像のうち、いずれか1つである。

【0015】

一実施形態によれば、第2の画像は、再構成されたエネルギー重み付け画像ボリュームである。

【0016】

一実施形態によれば、重み関数は、各々が第1の画像の異なる解像度レベルについて計算された複数の解像度レベル固有の重み関数のうちの1つの解像度レベル固有の重み関数である。

【0017】

一実施形態によれば、第2の画像はマルチスケール分解から得られ、第2の画像の解像度レベルは解像度レベル固有の重み関数の解像度レベルに対応する。

【0018】

一実施形態によれば、重み関数は、様々な大きさの一連のカーネルを用いることによって計算される。

【0019】

一実施形態によれば、様々な重み関数の計算の基礎となる尺度は、解像度レベルによって変化する。

【0020】

一実施形態によれば、第1又は第2の画像はトモシンセシスボリュームであり、投影画像は合成マンモグラムである。

【0021】

一実施形態によれば、画像は動的4次元ボリュームであり、投影画像は動的2次元投影図に対応する。

【0022】

一実施形態によれば、画像要素は、個々のボクセルであるか、又はボリュームの粗い分割の要素である。一実施形態においては、画像要素の大きさは調整可能であり、それによって、解像度要件と計算時間及び／又はメモリ制約との間の有用な釣り合いを取るための手段が提供される。

【0023】

提案される方法の主な用途は、X線マンモグラフィにおける診査及び診断である（が、決してこれに限定されない）。本発明のアプローチによれば、従来の2次元マンモグラム（すなわち、先に取得されたトモシンセシスボリュームブロックに加えて（合成されていない）実際の画像を取得すること）は省略されてもよく、合成画像は従来の2次元マンモグラムと置換され得る。肺／胸部トモシンセシス、整形外科トモシンセシスなど、任意の種類のトモシンセシス用途がこの方法から恩恵を受けるであろう。この方法は、例えば乳

10

20

30

40

50

房 C T、胸部 C T、胸部 M R 及び他のものなど、3 次元ボリュームを提供する他の撮像モダリティにも適用可能である。

【 0 0 2 4 】

順方向投影部によって用いられる投影は、平行若しくは中心投影又は他のものであってもよい。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 2 5 】

次に本発明の実施形態を、以下の図面を参照して説明する。

【 0 0 2 6 】

【 図 1 】ビューシンセサイザを含む撮像配置のブロック図を示す。

10

【 図 2 】3 次元画像ボリュームについての図 1 のビューシンセサイザの動作を示す図を示す。

【 図 3 】画像処理方法のフローチャートを示す。

【 図 4 】例示的な像を示す。

【 発明を実施するための形態 】

【 0 0 2 7 】

図 1 を参照すると、撮像配置 1 0 0 が示されている。配置 1 0 0 は、一実施形態においては、(3 次元)トモシンセシスマンモグラフィ撮像スキャナ (M I S) (本明細書においてはより一般的に「イメージヤ」とも称される)のような撮像モダリティ I M 1 と、M I S の動作を制御するためのワークステーション W S とを備える。撮像モダリティ I M 1 は以下でいくらか詳細に説明されるが、代わりに C T (コンピュータ断層) スキャナ、M R T などといった他の(種類の)撮像モダリティも想定される。

20

【 0 0 2 8 】

M I S は、壁掛け式又は自立式のフレーム F R を含む。このフレーム F R には、剛性のイメージヤ台車 I C が、垂直軸 y に沿って摺動可能なように取り付けられている。イメージヤ台車は、乳房 B R を撮像される患者の高さ要件に撮像システムを適合させるべく、その軸に沿って正確に位置決めするために、適当なアクチュエータ制御器配置によって付勢可能である。

【 0 0 2 9 】

イメージヤ台車 I C は可動アーム(又は「ガントリ」) A R を含み、その一端である上側の端部には X 線源 X R が、他端の下側の端部寄りには X 線放射感応性検出器 D が取り付けられている。アーム A R の他端の下側の端部は、枢動点 P P で終端している。したがって、アーム A R がこの枢動点 P P を中心として旋回するとき、検出器 D 及び X 線源 X R はともに、この枢動点 P P を中心とした円弧部をそれぞれ描く。M I S の y 軸に沿った概略正面図を提供する挿入図 1 a にこれが示されている。一実施形態においては、アーム A R はさらに、検出器 D と X 線源 X R との間に配置された(プリ)コリメータを含む。台車 I C は、X 線源 X R と検出器 D との間に検査領域を定義する切り取り部を有するハウジングに収容されている。アーム A R は、台車 I C において、検出器 D が、検査領域を横切って放射源 X R と反対側に位置し、関心領域 R O I を通過した後の放射ビーム X R B を受光するように配置される。検査領域には圧縮板 C P が(垂直な z 軸に沿って)摺動可能に配置されており、この圧縮板は、手動で又は適当なアクチュエータ制御器配置を介した付勢によって、X 線源 X R と検出器 D との間で往復することができる。

30

【 0 0 3 0 】

撮像システム M I S は、適当なインタフェース手段 M I S - O U T を介して通信ネットワーク越しにワークステーション W S と接続されている。一般的に、ワークステーションは演算システムであり、これによって臨床医(「ユーザ」)が撮像システムの動作を制御することができる。一実施形態によれば、表示ユニット又はモニタ M もあり、これはワークステーション W S によって制御されるとともに、撮像システムによって取得された画像の表示を可能にする。ワークステーション W S はオペレーティングシステムを作動し、オペレーティングシステムは、以下で動作をより詳細に説明する数多くのモジュールの実行

40

50

を制御する。

**【0031】**

使用時には、台車 I C はワークステーション W S から制御信号を受信し、それによって検査領域に対して所望の主撮像位置（図 1 aにおいては、<sub>i</sub> は 12 時の頭尾方向（C C）アプローチ角度である）に傾斜するように命令される。また、台車は適切な高さの z 位置へと移動する。

**【0032】**

次に、患者は、関連する乳房 B R を検査領域内に導入するように求められる。その後、圧縮板 C P が下方に摺動して乳房 B R と接触し、画質を保証するために、板 C P と検出器 D との間に配置された乳房支持部（図 1 には図示しない）に対して乳房 B R を穏やかに圧縮する。圧縮板 C P 及び乳房支持部は、台車 I C において、アーム A R が下部枢動点を中心にして旋回可能であるように配置される。X 線源 X R は乳房 B R を中心として軌道を辿り、検出器 D は、板 C P と乳房支持部（及びひいては乳房 B R）とがいずれも静止している間に、乳房 B R の下で走査円弧を描く。

**【0033】**

検出器が走査円弧部を描く一方で、X 線源 X R は、乳房組織を通過する X 線ビーム X R B を放出するように通電される。一実施形態においては（しかし必ずしもすべての実施形態においてではない）、イメージヤ M I S は X 線吸収イメージヤとして構成され、関心量は、X 線ビーム X R B が乳房組織の通過時に経験する様々なレベルの減衰である。減衰レベルは、乳房組織における密度分布の関数である。

**【0034】**

検出器 D の像面に入射するのはこうして減衰された X 線ビーム X R B であり、減衰された X 線は、検出器 D によって、検出器が走査円弧を描くにつれ、主たる投影方向を中心として様々な投影方向 <sub>i</sub> から検出される。検出器 D の像面は、多数の個々の検出器画素からなる。各画素は、放射ビーム P R X の衝突する放射線の放射エネルギーを電気的又は光学的な信号に変換するように作用する。具体的には、一実施形態によれば、検出器 D はエネルギー積算型のものである。代替的な、好適な一実施形態においては、M I S は分光撮像能力を有しており、検出器 D は光子計数型のものである。一実施形態においては、検出器画素は、別々の離隔した（図 1 a では紙面に進入する y 方向に延伸する）「線」状に配置される。一実施形態においては、コリメータの開口（スリット）は、検出器線の間隔と合致する。

**【0035】**

検出器 D が上述のように乳房 B R の下で走査円弧を描く間、様々な投影方向 <sub>i</sub>（図 1 a の正面図には <sub>1</sub>, <sub>2</sub> の 2 つのみが示されている）から一組の投影データが取得される。したがって、撮像手順の概略は C T に非常に類似している（実際、図 1 に示される M I S は例示的な一実施形態に過ぎないため、一実施形態においては、イメージヤは C T 又は他のイメージヤでも十分あり得る）が、マンモグラフィにおいては、投影方向は全円又は半円の全体にわたりはせず、比較的小さな円弧部に限定される。典型的には、主たる方向又はアプローチ角度は 2 つのみである。すなわち、それぞれ図 1 a のように y 軸に沿った正面図で M I S を見たときの、上述した 12 時の C C ビューの <sub>c c</sub> と、概ね 2 時の M L O（内外射位方向）の <sub>M L O</sub> とであって、各円弧部

**【数 1】**

$$\theta_{CC} - \Delta\alpha \leq \alpha_i \leq \theta_{CC} + \Delta\alpha \text{ 及び } \theta_{MLO} - \Delta\alpha \leq \alpha_i \leq \theta_{MLO} + \Delta\alpha$$

は、この 2 つの主なビューの各々を中心としている。

**【0036】**

（型にかかわらず）検出器 D の画素によって検出された投影「生」データは、D A S（データ取得システム）によって処理されて、R O I の様々なデジタル化された投影画像を、各投影方向 <sub>i</sub> につき 1 つ、形成する。具体的には、前記生データ信号の集合は、D A S によって、関心量を表す各デジタル（画素）値に換算される。例えば吸収撮像において

10

20

30

40

50

は、これは、現在の投影方向で乳房 B R を横断する各放射線に沿った累積的な密度である。

#### 【 0 0 3 7 】

上記の走査撮像手順は、所望の場合には、イメージヤ台車全体が一方の主たる方向 C C 又は M L O (アプローチ角度) から他方へと変化するように傾斜された後で、繰り返しされ得る。

#### 【 0 0 3 8 】

その後、複数の投影画像 P R は、トモシンセシス再構成部 R E C O N に渡される。トモシンセシス再構成部 R E C O N は、投影画像 P R から 3 次元画像ボリューム (ブロック) V 2 を再構成するように構成されており、この 3 次元画像ボリュームは、異なる各スライス z について平面内座標 (x, y) を有する画像スライス S L で組織されたボクセル (x, y, z) からなるものと考えることができる。適当なレンダリング後の各スライスが乳房 B R の内部の断面図を可視化し得るので、微小石灰化又は組織異常など、診断に関連のある構造が識別可能である。トモシンセシス用の再構成アルゴリズムは文献からよく知られている。これらのアルゴリズムは (C T 撮像と比較して) 限られた数の投影画像及び利用可能な限られた断層撮影角度に対処するように調整される。他のどこかで報告されているように、反復再構成技術又は他の技術が用いられてもよい。

#### 【 0 0 3 9 】

時にはユーザは、従来の 2 次元マンモグラムのように、完全な乳房 B R の投影図又は画像 (「マンモグラム」) を有することを望むかもしれない。この投影図又は画像は、V 2 トモシンセシスブロックの画像情報を要約又は統合して単一の 2 次元画像とし、より低い 2 次元空間におけるよりも困難で時間がかかる V 2 ボリュームをユーザがナビゲートするのを助ける。換言すれば、2 次元投影画像が、高度に複雑な構造を含み得る T トモシンセシスブロックの「概観」画像の役割を果たす。なお、2 次元生投影図は、通常は従来の 2 次元マンモグラムよりもずっと低い X 線量で取得され、したがって従来の 2 次元マンモグラム又は再構成された 3 次元ボリュームよりも有意に高いノイズを示すので、通常はこの目的には適さない。

#### 【 0 0 4 0 】

この必要に対処するべく、本明細書において提案される配置はビューシンセサイザ V S を含み、これは、仮想の x 線源 V X R などからの所望の (仮想の) 投影方向に沿って、利用可能なトモシンセシスブロック V 2 から所望の 2 次元投影図 S を計算的に合成することを可能にする。したがって、さらなる 2 次元マンモグラムを実際に取得するためにイメージヤ M I S を動作させる必要がない。その結果、患者のさらなる放射線被曝が回避され得る。

#### 【 0 0 4 1 】

本明細書において提案されるビューシンセサイザ V S は、重み付け順方向投影アルゴリズムを用いる。重み関数は別の画像ブロック V 1 から計算される。画像ブロック V 1 (被写体 B R の画像情報も含む) は、同一の又は異なる撮像モダリティ I M 2 によって取得される。

#### 【 0 0 4 2 】

ビューシンセサイザ V S は、入力ポート I N 、重み関数ファインダ W F 、順方向投影部 F P 、及び出力ポート O U T を含む。簡潔に言うと、ビューシンセサイザ V S は、ブロック V 2 (又はその記憶 / メモリ参照) と、所望のビュー又は投影方向とを受信する。すると、重み関数ファインダ W F 及び順方向投影部 F P が、前記ブロック V 1 , V 2 について、以下でより詳細に説明するように動作して所望の合成マンモグラム S を生成し、それが次いで出力ポート O U T で出力される。合成マンモグラム S はその後、モニタ M での表示のためにレンダリングされる。このように、提案されるビューシンセサイザ V S の動作は、2 段階で進行するものと理解され得る。構造診査又は評価位相においては、情報理論的尺度又はエッジ尺度又は他の尺度などの適当な構造尺度を用いて、第 1 のボリュームブロック V 1 から重み関数が計算される。そのような様々な尺度は、(様々な尺度の平均又は

10

20

30

40

50

重み付け平均といった共通のスコアを形成することによって)組み合わされて組み合わせ尺度とされてもよく、あるいは、ボリュームの異なる部分について又は画像の異なる周波数成分について異なる尺度が用いられるなどしてもよい。第2の、「投影シンセサイザ」位相においては、そのようにして計算された重み関数が順方向投影部FPによって用いられ、合成マンモグラムSを計算する。

#### 【0043】

第1の画像ブロックV1は、ブロックV2の画像情報とは異なる画像情報を含んでいてもよい。例えば、2つのブロックV1, V2からの画像情報は、分光撮像における種々のエネルギーチャネル、又は干渉位相コントラスト撮像における吸収、位相シフト若しくは暗視野信号の種々の画像チャネルなど、(同じモダリティIM1又は他のモダリティIM2の)様々な撮像チャネルに由来し得る。また、一方の画像V1, V2は主画像信号に関係していてもよく、他方の画像は、例えば分光画像データに基づく物質分解撮像におけるように、計算によって主信号から得られる「副」画像である。ここで、2つ(又はそれ以上)のエネルギーチャネルからの画像データは、処理されて、分解によって得ることが望まれる各物質につき1つの、2つ(又はそれ以上)の画像を生成するように加工される。脂肪及び腺像への分解は、マンモグラフィの分野の非制限的な一例である。一般的に、2つの画像ブロックV1, V2は、同じ被写体BRの様々な画像情報/関心量を、様々な物理的原理又は撮像原理に基づいて符号化する。一方のブロックV1における高コントラスト又は構造情報は、他方のブロックV2にわたる順方向投影において、そのような構造コントラストが容易に識別可能でない場合に、構造のコントラストを増加するために用いられ得る。この意味で、提案される2位相可視化部VSは、様々なチャネル/モダリティから取得された複数の画像ボリュームからの画像情報全体をより良く利用及び統合するために、「ブロック相互間で」構造情報を用いることを可能にする。

#### 【0044】

次に図2を参照すると、同図は左の部分に3次元ボリュームV2の単純化された描写を示す。説明の目的でブロックV2の4つのスライスのみが示されているが、3次元ボリュームV2は通常は数十のこのようなスライスからなることが理解される。

#### 【0045】

好適な一実施形態によれば、まず、情報理論的尺度に基づいてソースブロックV1から重み関数wが計算されるが、本明細書においては他の尺度も想定される。V1では、情報コンテンツ(例えば、情報を測定するためにシャノンエントロピーが用いられ得る)が、ボリュームV1の各スライスについて画像要素(ボクセル又は局所近傍)毎に局所的にマッピングされ、それぞれの要素位置の重みに変換される。重み付け変換は適当な正規化を含んでいてもよい。いくつかの実施形態においては、所与の画像要素におけるより高い尺度(この場合、シャノン尺度)は、その要素のために高い重み付けを引き付ける。

#### 【0046】

重み関数wを定義する際に、V1において十分に小さい近傍領域(例えば、非制限的な一例として、 $2 \times 2 \text{ mm}^2$ 。図2には図示しない)を選択することは、より小さな特徴ならびにより大きな組織構造のエッジが考慮されることを保証する。本明細書において提案される方法は、V1において情報尺度(及びひいては重み関数w)を事前計算すること及び補間スキームを適用することによって効率的に実行され得る。より正確には、重み関数はまず、各x-y平面の $2 \times 2 \text{ mm}^2$ の重複領域におけるシャノンエントロピーを計算することによって、V1の粗いグリッドについて計算される。画像ブロックV2のサンプリングを一致させるため、重み関数はまず、あるグリッドについて画像ブロックV2のサンプリングで補間され、次いでz座標に沿って正規化される。このようにして、正規化され再サンプリングされた重み関数が得られる。次に、図2の左の部分を見ると、各々が仮想x線投影源VXRから合成投影画像の1つの画素への経路を示す多数の仮想x線(図2には1つのみを示す)を用いたトモシンセシスボリュームV2全体の順方向投影によって、合成マンモグラムSが生成される。各仮想投影放射線は、ボリュームV2のすべてのスライスと交差する。この特定の放射線に沿った順方向投影を計算する前に、各交差点は、正

10

20

30

40

50

規化され再サンプリングされた重み関数の対応する値で乗算される。

#### 【0047】

特定の一実施形態においては、重み関数は最大エントロピー値として定義されるので、(各近傍において)最も高い情報コンテンツを有するスライス(図2では上から3番目のスライス)の画素のみが選択され、投影放射線毎の合成マンモグラムの計算に用いられる。

#### 【0048】

このアプローチは、例えばV2にわたるビューSがモニタMTのような観察デバイスでの表示を目的とするものであるとき、確実且つ効率的な読み出しワークフローのために、3次元トモシンセシスボリュームV1からのすべての関連する情報がブロックV2の2次元合成ビューSへと伝播されることを保証する。 10

#### 【0049】

図2の例においては、合成マンモグラムSは、2つの主方向CC, MLOのうちいずれか一方に沿ったz軸にたまたま平行である投影方向について計算される。zに沿って投影するとき、関連する計算は特に単純になる。なぜなら、主な画像取得(z)軸に平行でない他の方向についての場合に必要とされるような補間が不要であるためである。例えば、等方性磁気共鳴画像(MRI)のように、ボリュームが好適な方向を有さないという文脈の一実施形態においては、他の投影方向も想定され且つユーザ調整可能である。

#### 【0050】

合成マンモグラムSは、提案される方法によれば、重み付け投影を3次元重み付けボリュームV2に適用することによって、再構成された3次元ボリュームV2の3次元重み付け平均から計算され、ここで、重み関数は、重みファインダWFによって異なるブロックV1から計算される。これは、形式的には、 $i$  ) ボリュームV2内における3次元ボクセル位置 $r$ 、 $i$   $i$  ) 空間的に適応可能な3次元重み関数 $w(r)$ を用いて、以下の方程式にまとめることができる。 20

#### 【数2】

$$\frac{FP(w(r) \cdot T(r))}{FP(w(r))} \quad (1)$$

これは、順方向投影演算子 $FP(\cdot)$ によって順方向投影されるとき、関心構造が鮮明なままでありばやけないことを保証する。本明細書において提案される重み付け $w$ は、重み関数が単にスライス毎(又は一般的には超平面毎)に重みを付加するだけでなく、順方向投影部が投影する3次元ブロックの実質的にすべての次元にわたって(特にスライスの各々を構成する平面内ボクセル自体に)重みが付与されるという意味で、3次元であり、又は「完全に空間的に」適応される。 30

#### 【0051】

一実施形態においては、各投影線上のボクセル値間の相対関係が保存されることを保証する正規化(これは $1 / FP(w(r))$ による乗算である)も存在する。この正規化は、各投影線に沿った相対的規模を尊重すなわち保存する。正規化は各投影線について別個に行われてもよく、正規化された重みによって各投影線に沿った統一性が得られる。 40

#### 【0052】

##### 動作

次に、図3のフローチャートを参照して、ビューシンセサイザVSの動作をより詳細に説明する。

#### 【0053】

ステップS305において、重み付け順方向投影において用いられる重み関数 $w$ が、上記で紹介された重み関数ファインダWFによって計算される。重み関数は第1の3次元画像ボリュームV1から計算される。これは、一実施形態においては、適当な画像構造尺度 $e$ を用いることによって行われる。一実施形態においては、(例えばシャノンエントロピーなどのエントロピー尺度を有する)情報コンテンツが各ボクセルの局所近傍で計算され 50

る。一実施形態においては、これは以下のように実行される： $e(r)$ を、3次元トモシンセシスボリュームV1内のすべてのボクセル位置 $r$ 又は近傍 $U(r)$ について定義された適当な画像構造尺度とする。想定される画像構造は、シャノンエントロピー（又は他の情報理論的尺度）の他に、ソーベルの演算子又はキャニーのエッジ検出器又は類似のフィルタに基づくエッジ尺度を含む。構造尺度 $e$ の応答は、一般的に、ボリュームV1において定量化することが望まれる情報コンテンツに「比例する」（又は少なくともそれに直接的に応じて変化する）。次に、 $w(r) = f[e(r)]$ を局所的重みとする。ただし、 $f[\cdot]$ は重みを「整形する」ための関数である。換言すれば、実際の尺度 $e$ の応答は、適当なスケールにマッピングされるので、所望の形態で重みとして用いられ得る。例えば、重みが単位区画内にあるとき又は大きな応答が小さな若しくは大きな重みを引き付けるときなどは、重みとして整数のみを有することが望まれるかもしれない。一実施形態によれば、重み整形部（weight shaper） $f$ は恒等関数であるため、フィルタ応答自体が重みとして用いられるが、これが可能であるか否かは重みファインダWFの数値範囲に依存する。

#### 【0054】

一実施形態においては、ソースボリュームは、例示目的で上記図中で説明された投影データから再構成された（トモシンセシス）ボリュームである。好適な一実施形態においては、投影データは、エネルギー分解・光子計数検出器ユニットを備えた分光トモシンセシスシステムで取得される。好適には、投影データの取得の際には、（従来のマンモグラフィにおけるよりも低い）比較的低い線量が用いられる。より具体的には、一実施形態においては、ソースボリュームV1は、分光光子計数投影データに基づく物質分解によって得られる。特に、画像は、分光マンモグラフィから既知の乳腺率画像（glandularity image）であってもよい。

#### 【0055】

ステップS310において、合成投影のために（ユーザ調整可能又はプロトコル調整可能な）所望の順投影方向が与えられる場合、投影画像S（合成マンモグラムなど）は、重み関数を（構造プール画像ボリュームV1とは異なる）別の画像ボリュームV2に適用すること及び再構成ボリュームV2全体の重み付け順方向投影を計算することによって計算される。

#### 【0056】

一実施形態においては、ボリュームV2は、別の再構成されたトモシンセシスボリュームである。一実施形態においては、他の再構成されたボリュームV2は、エネルギー加重された分光投影データから算出された、再構成されたボリュームである。一実施形態においては、V1及びV2はそれぞれ、光子計数撮像又は二重重エネルギー撮像で得られた高エネルギー画像と低エネルギー画像との異なる線形結合である。

#### 【0057】

また、上記からは、構造的尺度の実際の計算はステップS305においてソースブロックV1についてのみ算出されて、重みが導出されることが察知されるであろう。構造尺度の計算は、一旦V1を介して重みが得られれば、V2についてはもはや不要である。V2においては、この重みのみを用いて順方向投影を計算する。これは、効率的な計算の実行を可能にする。

#### 【0058】

その後、一実施形態においては、ステップS310の（順方向投影部FPによって実行される）重み付け順方向投影において、（ソースブロックV1からの重み関数wによって記録された）各ボリュームボクセルの重みが、投影点FP1の値の計算におけるそのボリュームボクセル値の相対的な「寄与」を判定する。次に、合成マンモグラムSが、上記の方程式（1）に従って、重み付け投影として計算され得る。一実施形態によれば、マンモグラフィのために用いられるとき、順方向投影は、2つの主な画像取得方向CC, MLOのうちいずれか一方に沿って動作するであろう。換言すれば、順方向投影は、補間を回避するために、トモシンセシススライスに直角に動作するであろう。このとき、トモシンセ

10

20

30

40

50

シス・アーチファクトがグリッドと整列するように、ジオメトリを一致させたグリッド又は以前のボリューム再構築のための座標系を使用するのが合理的である。これは、X線コーンビームの拡大効果が補償されるようにスライスの各々を効果的に再スケーリングすることに相当する。

#### 【0059】

そのような場合、方程式(1)は

#### 【数3】

$$S(x, y) = \sum_{z=0}^N w'(x, y, z) \cdot V2(x, y, z) \quad (2)$$

と書くことができる。ただし、 $x$ 及び $y$ はスライス S L 毎の平面内方向座標、 $z$ は（通常はX線の方向の）厚み方向座標であり、 $N$ はトモシンセシスボリュームにおける再構成されたスライスの数を示す。また、 $w'$ は正規化された空間的に適応可能な重み関数 $w'$  ( $x, y, z$ ) =  $f [e (x, y, z)]$ を表し、ここで、 $f$ は何らかの重み整形部であり、 $e$ はエッジ尺度に基づいてシャノンエントロピー又はソーベル若しくはキャニーの演算子などの潜在的な尺度を返す関数を示す。重みは、（ボクセル値で符号化された）平均減衰値が厚み方向座標 $z$ に沿って保持されるように正規化される。前記ジオメトリを一致させたグリッドへの1つの変換方法が米国特許同7,702,142号に記載されている。

#### 【0060】

他の実施形態においては、重み関数は、各投影方向に沿って最も高い尺度値（例えばシャノン尺度値）を有するスライスの画像要素には重み「1」を割り当て、その一方で残りのスライスの放射線に沿ったすべての画像要素は重みゼロを引き付ける。換言すれば、重み関数はバイナリ指示関数であり、投影画像 $S$ の目標投影点に寄与するのは最も高い尺度を有する画像要素のみである。

#### 【0061】

ステップS320において、合成投影画像 $S$ は出力ポートOUTを介して出力される。投影画像 $S$ はその後、表示ユニットMでの表示のためにレンダリングされ、又はデータベースに記憶され、又は画像処理されてもよい。

#### 【0062】

戻って上記で言及した分光撮像の実施形態を参照すると、エネルギー分解された（分光）トモシンセシス投影データは、衝突する光子をエネルギー分解検出器により高エネルギーBIN（分類）と低エネルギーBIN（分類）とに分けることによって取得される。このようにすれば、分光トモシンセシス投影データはその後、物質分解及び組織特異的画像の計算に使用可能であり、一実施形態においては構造プール画像 $V1$ が再構成される。例えば、 $V1$ は、分光画像データに基づく物質分解から得られる脂肪及び/又は腺画像ならびに画像対象BR（乳房はほんの一例である）の物質組成のモデルへと再構成されてもよい。別の実施形態においては、 $V1$ は、代数的再構成技術（ART）のファミリーのトモシンセシス再構成アルゴリズムによって、乳房密度（「乳房率」）画像及び/又は「乳房厚さ」画像へと再構成されてもよい。さらに、一実施形態においては、分光投影データはエネルギー重み付けによって処理されてもよく、一実施形態においてはそこから、観察デバイス上の表示に有益なトモシンセシスボリュームデータセット $V2$ が再構成される。本発明の方法の分光画像データ（及びそのようなデータから得られる画像）への適用に関するマンモグラフィの例は単なる一例に過ぎず、本明細書においては、他の物質分解及び/又は撮像される器官BR若しくは対象BRへの適用も同様に想定されることが理解されるべきである。

#### 【0063】

好適な一実施形態においては、エントロピーベースの重み関数は乳房密度画像 $V1$ からのみ計算され、この重み関数はその後、エネルギー重み付け投影データのトモシンセシス再構成ボリューム $V2$ にわたる重み付け順方向投影において適用される。

#### 【0064】

この実施形態においては、重み関数は正規化されたシャノンエントロピー尺度によって

10

20

30

40

50

定義され、これは乳房密度画像 V 1 の各ボクセルにおいて、長方形の窓によって定義される局所近傍で計算される。正規化は、順方向投影における各放射線に沿った重みの総和によって統一性が得られることを保証する。正規化に先立って、重み関数は局所的にフィルタ処理及び / 又は閾値処理されてもよい。例えば、重み関数は、最初に小領域に細分化され得る。次に、小領域の各々について、特定の閾値を下回るすべてのボクセルがゼロに設定され、その閾値を上回るボクセルが 1 という重みを割り当てられる。この実施形態においては、この関数を次に、例えばガウシアンフィルタカーネルで平滑化すること、及び各小領域において正規化することによって、重み関数が得られる。この正規化されたシャノンエントロピーベースの尺度は、乳房密度画像又はエネルギー重み付け投影データからのトモシンセシス再構成ボリュームの他に、ボリューム V 1 , V 2 についての使用も想定される。

#### 【 0 0 6 5 】

一実施形態においては、ステップ 305 における重み関数の計算は、多解像度アプローチによって達成される。この多解像度アプローチは、本明細書に記載のすべての実施形態と組み合わせ可能である。

#### 【 0 0 6 6 】

一実施形態においては、多解像度アプローチは、前述したシャノンエントロピー尺度を計算することによって実現可能であるが、固定的な大きさの窓 / カーネルを用いる代わりに、シャノンエントロピー尺度は、大きさが増していく多数の長方形の窓 / カーネルで計算される。すると、窓 / カーネルの大きさによって定義された各解像度レベルにつき 1 つの重み関数という様々な重み関数のファミリーが得られる。

#### 【 0 0 6 7 】

この様々な重み関数のセットは、その後、これらの重み関数を加算及び正規化することによって結合されて 1 つの最終的な重み付け関数となり、画像 V 2 に適用される。

#### 【 0 0 6 8 】

別の一実施形態においては、ガウス・ラプラスピラミッド分解又はウェーブレット解析など、当該技術分野において既知の方法に基づいた画像 V 1 及び画像 V 2 の多解像度分解が用いられる。画像は、概して、ハイパス成分と、様々なローパス及びバンドパス成分とに分解される。重み関数は、V 1 について分解の各レベルで計算され、その後トモシンセシスボリューム V 2 の対応する分解のレベルに適用される。

#### 【 0 0 6 9 】

一実施形態においては、多解像度分解の異なるスケールにおける重み関数を計算するために用いられる尺度は、前記のスケール / レベルに依存する。例えば、一実施形態においては、特定の閾値周波数を下回る低周波数画像成分については上述したシャノンエントロピーベースの重み関数が計算され、画像の高周波数部分に関しては最大輝度尺度などの異なる尺度が用いられる。

#### 【 0 0 7 0 】

さらなる精緻化として、一実施形態においては、標準的な平均化投影の低空間周波数がエントロピー重み付け合成マンモグラム S の低周波数コンテンツと合併して、従来の 2 次元マンモグラムの典型的な背景の外観が得られる。

#### 【 0 0 7 1 】

上述のように、シャノンエントロピー尺度は、重み関数を定義するための一例に過ぎない。重み定義のための尺度の他の実施形態は、( キャニー又はソーベルの演算子によって実行される ) エッジ尺度である。

#### 【 0 0 7 2 】

さらに他の実施形態においては、重みファインダ W F は C A D ( コンピュータ支援設計 ) 画像特徴検出器を含む。C A D においては、動作は、様々な種類の病変についての様々な大きさ又は様々な形状や石灰化の度合いなどの特徴又はテンプレートのライブラリに、又は、マンモグラフィ以外の文脈においては、血管又は脳の構造などといった特定の関心器官の形状フットプリント ( shape footprints ) に基づく。C A D 検出

10

20

30

40

50

器は、ボリュームTを走査し、前記の形状テンプレートに一致するボクセルを検出する。一致したボクセルは、病变有棘塊状物などを示す疑わしい形状を構成し得る。ユーザ定義可能な信頼レベルと対比して測定すると、所与のボクセルがそのような疑わしい形状構造の一部を形成するか否かが決定される。所与のボクセルの信頼度に応じて、重みが割り当てられる。高い信頼は高い重みを引き付け、低い信頼は対応して低い重みを引き付けるであろう。

#### 【0073】

重み関数ファインダの実施形態のいくつか（ソーベルの演算子又はC A D検出器など）は、ボクセル近傍で動作する。一実施形態によれば、（例えば差し渡し（across）のボクセル単位で測定される）近傍の大きさは、ユーザ相互作用によって調整可能である。例えば、一実施形態においては、フィルタモジュールFLが動作する近傍の大きさをユーザが調整することを可能にするグラフィカルユーザインタフェースが想定される。いくつかの実施形態においては、テキストベースの入力手段も同様に想定される。ボクセル近傍の大きさの調整は、各々が異なる近傍の大きさを必要とする異なるフィルタモジュールと界接するときの柔軟性の度合いを高める。この実施形態においては、ステップS305で、近傍のうち少なくとも1つの大きさの仕様が受信され、近傍はそれに従って大きさ変更される。

#### 【0074】

上述した多解像度の実施形態においては、C A Dベースの技術との組み合わせが有用であり得る。わずか数画素しか含まない非常に小さな構造（例えば微小石灰化）は、局所近傍のエントロピーにはほとんど寄与し得ず、最大エントロピー投影においては失われ得る。したがって、そのような構造を回復するために、高空間周波数のみで動作するC A Dベースの石灰化検出が適用可能である。しかしながら、一般的には、本明細書において提案される方法は、C A D検出に頼らずに良好に機能することがわかっている。

#### 【0075】

好適な一実施形態においては、重み関数ファインダWFは情報コンテンツ重みを実質的にボリュームV1のすべてのボクセルに割り当てるよう作用するが、そうではない実施形態も想定される。例えば、一実施形態においては、ユーザはサブボリュームを指定することができ、それに沿って順方向投影が行われる。こうしたボリューム制限は、C P U時間を節約することを可能にするであろう。この実施形態においては、ユーザが、例えば3次元ボリュームTが表示されるグラフィカルユーザインタフェースでのタッチスクリーン又はポインタツールのアクションによって、「投影窓」（若しくは視界F o V）又は投影目的のスライスのサブセットを指定することが想定される。図2ではこれが破線の円で示されているが、投影窓F o Vは、正方形又は長方形など、任意の所望の形状をとり得る。その場合、投影線は、そのように指定されたサブボリュームのみを横切って投げかけられる。

#### 【0076】

さらに別の実施形態によれば、C P U時間を節約するために、ビューシンセサイザVSは、アンダーサンプリングアルゴリズムを用いることによって3次元ボリュームを「粗くする」機能をユーザに与える。隣接するボクセルは新たな、より粗い画像要素にまとめられ、ボリュームV1, V2はそれらの画像要素に分割される。換言すれば、3次元ボリュームは大きさが縮小されるので、方程式(2)における総和はより少ない項にわたり、より少ない重みが計算を要するようになる。

#### 【0077】

一実施形態においては、各ボクセルにおける勾配の計算は、時間勾配成分も含む。これは、投影画像が動的3次元ボリュームについて、すなわち4次元ボリュームとも称される3次元ボリュームの時系列について合成されるときに、特に関連がある。時間勾配のため、時間によって異なる3次元ボリューム間で大きく変化する画像部分は高い重みを引き付ける。この実施形態では、合成投影画像は、ユーザが発展、つまり所望の投影方向に沿った投影図の3次元ボリューム間の構造の経時的な変化を観察することを可能にする。

10

20

30

40

50

## 【0078】

例えば、心臓撮像では、閉じた円形の経路に関して円形のトモシンセシスが用いられる。「スライディングウィンドウ」技術では、再構成されたボリューム  $V_2_t$  の時系列が再構成され、これらが順方向投影されて、対応する一連の2次元ビュー  $S$  を生成することができる。これは、カテーテル処置室での適用において蛍光透視をシミュレーションするために使用可能である。この実施形態においてもやはり、 $V_1$ ,  $V_2$  画像ボリューム対は、分光円形トモシンセシスにおいて得られる高及び低エネルギー画像によって与えられ得る。

## 【0079】

一実施形態においては、第1のモダリティ  $IM_1$  ( 例えは  $MIS$  ) は、位相コントラスト撮像のための干渉計格子を含んでいてもよく、 $V_2$  は位相コントラスト又は吸収信号のための画像情報を含んでいてもよく、ソースボリューム  $V_1$  は暗視野信号から形成される。

10

## 【0080】

いくつかの実施形態においては、異なる画像ブロック  $V_{1_i}$  から計算された複数の重み関数が存在していてもよく、その場合ユーザは、合成投影画像  $S$  中のどの構造が強調されるのかに応じて、(どの画像ブロック  $V_{1_i}$  を形成する)どの重み関数が順方向投影に用いられるのかを、ユーザ相互作用において選択することができる。

## 【0081】

ビューシンセサイザ  $VS$  の構成要素、すなわち重み関数  $WF$  及び順方向投影部  $FP$  は、  
Matlab ( 登録商標 ) などの適当な科学的計算プラットフォームでプログラムされた  
後、ライブラリに保存された C++ 又は C ルーチンに翻訳され、ワークステーション  $WS$   
によって呼び出されたときにリンクされる。例えは、Matlab は、SOBEL の演算子モジュールによる「画像処理ツールボックス」を特徴とする。構成要素は、専用の  $FP$   
 $GA$  として、又は実配線のスタンドアロンのチップとして配置されてもよい。

20

## 【0082】

次に図 4 を参照すると、提案される方法と最大強度投影 ( $MIP$ )との比較が示されている。トモシンセシスボリュームの選択されたスライスが示されている(左)。 $MIP$ (中央)は、すべてのスライスの関連する明るい特徴を保持している。しかしながら、高周波画像ノイズ及び実質テクスチャは当初のスライスに比べて劣化されている。提案される方法(右)は、これらの繊細な画像特徴を維持しつつ、すべての関連する特徴及びエッジも伝播している。

30

## 【0083】

本発明の主な用途は、デジタル乳房トモシンセシスの取得からの合成マンモグラムの生成である。この他に、3元ボリュームを提供する他の撮像モダリティもまた、高画質の仮想投影図の計算のための提案される概念から恩恵を受け得る。これは、乳房 CT、胸部 CT、胸部 MR 及び多くの他のものを含む。

## 【0084】

提案される方法は、特にシャノンエントロピー尺度が使用されるときに組み合わせて、以下の重要な利点を有する。: 関連する情報が、何ら特徴の検出及び高周波数ノイズ(すなわち信号対ノイズ比 (SNR) 及びノイズパワースペクトル)を要さずに、効率的に選択され合成ビューに伝播されるとともに、スライスの実質テクスチャが保存されるので別個の画像フィルタリング及び調整が必要とされない。

40

## 【0085】

本発明の別の例示的な一実施形態においては、適切なシステム上で前述の実施形態のうちいずれかによる方法の方法ステップを実行するように適合されていることを特徴とするコンピュータプログラム又はコンピュータプログラム要素が提供される。

## 【0086】

したがって、コンピュータプログラム要素はコンピュータユニットに記憶されていてもよく、これも本発明の実施形態の一部であり得る。計算ユニットは、上述の方法のステップを実行するように又は実行を誘発するように適合されていてもよい。さらに、計算ユニ

50

ットは、上述の装置の構成要素を動作させるように適合させていてもよい。計算ユニットは、自動的に動作するように及び／又はユーザの命令を実行するように適合され得る。コンピュータプログラムがデータプロセッサのワーキングメモリにロードされてもよい。したがって、データプロセッサは、本発明の方法を実行するように装備されていてもよい。

#### 【0087】

本発明のこの例示的な実施形態は、まさに最初から本発明を用いるコンピュータプログラムと、更新によって既存のプログラムを本発明を用いるプログラムに変えるコンピュータプログラムとの両方をカバーする。

#### 【0088】

さらに、コンピュータプログラム要素は、上述の方法の例示的な一実施形態の手順を満足するために必要なすべてのステップを提供することが可能であり得る。 10

#### 【0089】

本発明のさらなる例示的な一実施形態によれば、CD-ROMのようなコンピュータ可読媒体が提示され、このコンピュータ可読媒体はコンピュータプログラム要素を記憶しており、このコンピュータプログラム要素は前述の部分によって説明されている。

#### 【0090】

コンピュータプログラムは、光記憶媒体又は他のハードウェアと共に若しくはその一部として供給される固体媒体などの適当な媒体に記憶され及び／又は分配されてもよいが、インターネット又は他の有線若しくは無線通信システムを介するなど、他の形態で配信されてもよい。 20

#### 【0091】

しかしながら、コンピュータプログラムは、World Wide Webなどのネットワーク経由で提示されてもよく、そのようなネットワークからデータプロセッサのワーキングメモリにダウンロード可能である。本発明のさらなる例示的な一実施形態によれば、コンピュータプログラム要素をダウンロード用に利用可能にする媒体が提供され、このコンピュータプログラム要素は、本発明の前述の実施形態のうちいずれかによる方法を実施するように配置される。

#### 【0092】

本発明の実施形態は様々な主題を参照して記載されていることに注意しなければならない。特に、いくつかの実施形態は方法型の請求項を参照して記載されており、他の実施形態は装置型の請求項を参照して記載されている。しかしながら、当業者であれば、上記及び下記から、別段の通知がない限り、一方の型の主題に属する特徴の任意の組み合わせに加え、異なる主題に関する特徴の間の任意の組み合わせも本願によって開示されていると考えられることがわかるであろう。もっとも、すべての特徴が、組み合わされて、特徴の単なる総和を超える相乗効果を提供することが可能である。 30

#### 【0093】

本発明は図面及び前述の記載において詳細に図示され説明されているが、そのような図示及び説明は説明的又は例示的なものと考えられるべきであり、限定的なものと考えられるべきではない。本発明は開示される実施形態に限定されない。開示された実施形態の他のバリエーションは、特許請求されている発明の実施にあたり、当業者が、図面、開示内容、及び従属請求項の検討から理解及び実行可能である。 40

#### 【0094】

請求項中、「備える（comprising）」との文言は他の要素又はステップを除外せず、要素は複数を除外しない。单一のプロセッサ又は他のユニットが、請求項内に記載されたいくつかのアイテムの機能を果たしてもよい。単にいくつかの手段が互いに異なる従属請求項に記載されているからといって、これらの手段の組み合わせを好適に使用することができないとは限らない。請求項中の如何なる参照符号も、特許請求の範囲を限定するものと解釈されるべきではない。

【図1】

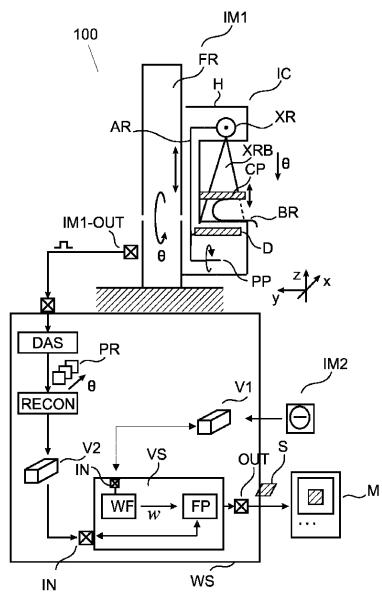


Fig. 1

【図1a】

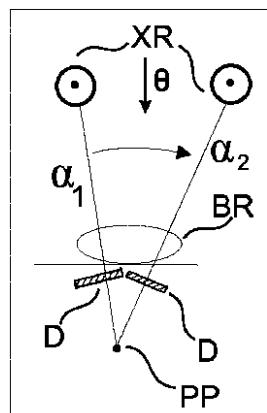


Fig. 1a

【図2】

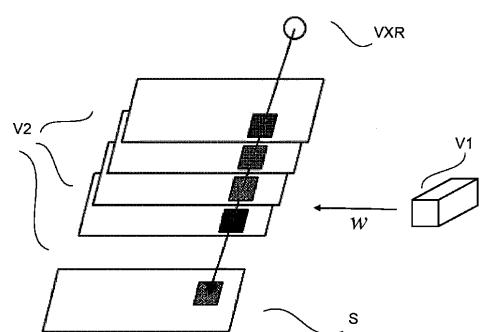


Fig. 2

【図3】

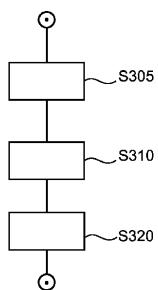


Fig. 3

【図4】

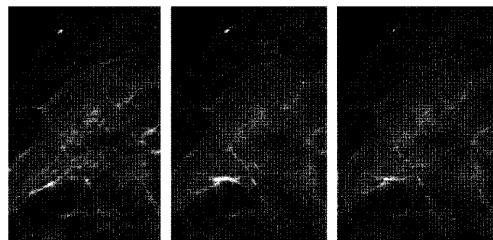


Fig. 4

---

フロントページの続き

(72)発明者 エルハルト クラウス  
オランダ国 5656 アーエー アインドーフェン ハイ テック キャンパス 5

審査官 安田 明央

(56)参考文献 特開2006-102491(JP,A)  
米国特許出願公開第2006/0067473(US,A1)  
特開2007-175271(JP,A)  
特開2008-068032(JP,A)  
特開2013-180153(JP,A)  
特開2006-325638(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 61 B 6 / 00 - 6 / 14