

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6816018号
(P6816018)

(45) 発行日 令和3年1月20日(2021.1.20)

(24) 登録日 令和2年12月25日(2020.12.25)

(51) Int.Cl.

A61B 6/00 (2006.01)
G06T 1/00 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 6/00 3 5 0 M
G O 6 T 1/00 2 9 0 A

請求項の数 10 (全 20 頁)

(21) 出願番号 特願2017-553265 (P2017-553265)
 (86) (22) 出願日 平成28年4月14日 (2016.4.14)
 (65) 公表番号 特表2018-512241 (P2018-512241A)
 (43) 公表日 平成30年5月17日 (2018.5.17)
 (86) 國際出願番号 PCT/EP2016/058196
 (87) 國際公開番号 WO2016/166199
 (87) 國際公開日 平成28年10月20日 (2016.10.20)
 審査請求日 平成31年4月10日 (2019.4.10)
 (31) 優先権主張番号 15163473.0
 (32) 優先日 平成27年4月14日 (2015.4.14)
 (33) 優先権主張国・地域又は機関
歐州特許庁 (EP)

早期審査対象出願

(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
(74) 代理人 110001690
特許業務法人M&Sパートナーズ
(72) 発明者 ロイシュ トビアス
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

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 医用画像品質を改善するための装置及び方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

入力画像を受信する入力ユニットと、

第1のパラメータセットによって定められた、第1のノイズフィルタリングアルゴリズムを使用して、前記入力画像から第1のフィルタリングされた画像を生成し、さらに、前記第1のパラメータセットとは異なる第2のパラメータセットによって定められた、第2のノイズフィルタリングアルゴリズムを使用して、前記入力画像から第2のフィルタリングされた画像を生成する処理ユニットであって、前記第1のパラメータセット及び前記第2のパラメータセットは、前記第1のフィルタリングされた画像における残留ノイズの空間分布と前記第2のフィルタリングされた画像における残留ノイズの空間分布とが異なるようにされ、前記第1のノイズフィルタリングアルゴリズム及び前記第2のノイズフィルタリングアルゴリズムの両方が、空間フィルタ又は時間フィルタのいずれかである、処理ユニットと、

前記第1のフィルタリングされた画像及び前記第2のフィルタリングされた画像を連続して表示して、出力ユニットに表示された認識される前記残留ノイズの減少を提供するための当該出力ユニットと、を含む、

医用画像処理装置。

【請求項 2】

前記入力画像は静止画像であり、前記第1のフィルタリングされた画像及び前記第2のフィルタリングされた画像が連続的ループで生成される、請求項1に記載の医用画像処理

装置。

【請求項 3】

前記入力画像はある入力フレームレートを有する入力フレームシーケンスに含まれ、前記処理ユニットはさらに、前記入力フレームレートよりも高い出力フレームレートを有する出力フレームシーケンスを生成し、前記出力フレームシーケンスは、前記第1のフィルタリングされた画像と前記第2のフィルタリングされた画像とを含む、請求項1に記載の医用画像処理装置。

【請求項 4】

前記入力画像のシーケンス内の第1の画像に対する少なくとも前記第1のノイズフィルタリングアルゴリズム及び前記第2のノイズフィルタリングアルゴリズムの適用後の、少なくとも前記第1のフィルタリングされた画像及び前記第2のフィルタリングされた画像の表示順序は、前記入力画像のシーケンス内の第2の画像に対する少なくとも前記第1のノイズフィルタリングアルゴリズム及び前記第2のノイズフィルタリングアルゴリズムの適用後の少なくとも前記第1のフィルタリングされた画像及び前記第2のフィルタリングされた画像の表示順序とは異なる、請求項1に記載の医用画像処理装置。

10

【請求項 5】

前記医用画像処理装置は、医用画像を記憶するための第1のアーカイブをさらに含み、前記入力ユニットは、前記入力画像として医用画像の前記アーカイブからの画像を使用し、前記処理ユニットは、さらに、前記第1のフィルタリングされた画像及び前記第2のフィルタリングされた画像を含む第2のアーカイブを生成する、請求項1に記載の医用画像処理装置。

20

【請求項 6】

医用イメージング取得装置と、
医用画像処理装置であって、
入力画像を受信する入力ユニットと、

第1のパラメータセットによって定められた、第1のノイズフィルタリングアルゴリズムを使用して、前記入力画像から第1のフィルタリングされた画像を生成し、さらに、前記第1のパラメータセットとは異なる第2のパラメータセットによって定められた、第2のノイズフィルタリングアルゴリズムを使用して、前記入力画像から第2のフィルタリングされた画像を生成する処理ユニットであって、前記第1のパラメータセット及び前記第2のパラメータセットは、前記第1のフィルタリングされた画像における残留ノイズの空間分布と前記第2のフィルタリングされた画像における残留ノイズの空間分布とが異なるようにされ、前記第1のノイズフィルタリングアルゴリズム及び前記第2のノイズフィルタリングアルゴリズムの両方が、空間フィルタ又は時間フィルタのいずれかである、処理ユニットと、

30

前記第1のフィルタリングされた画像及び前記第2のフィルタリングされた画像を連続して表示して、出力ユニットに表示された認識される前記残留ノイズの減少を提供するための当該出力ユニットと、を含む、医用画像処理装置とを含む、

医用イメージングシステム。

【請求項 7】

40

医用画像処理のための方法であって、前記方法は、
入力画像を受信するステップと、

第1のパラメータセットによって定義される第1のノイズフィルタリングアルゴリズムを使用して、前記入力画像から第1のフィルタリングされた画像を生成するステップと、

前記第1のパラメータセットとは異なる第2のパラメータセットによって定義される第2のノイズフィルタリングアルゴリズムを使用して、前記入力画像から第2のフィルタリングされた画像を生成するステップと、

前記第1のフィルタリングされた画像及び前記第2のフィルタリングされた画像を連続して表示して、出力ユニットに表示された認識される残留ノイズの減少を提供するステップとを含み、

50

前記第1のパラメータセット及び前記第2のパラメータセットは、前記第1のフィルタリングされた画像における残留ノイズの空間分布と前記第2のフィルタリングされた画像における残留ノイズの空間分布とが異なるようにされ、前記第1のノイズフィルタリングアルゴリズム及び前記第2のノイズフィルタリングアルゴリズムの両方が、空間フィルタ又は時間フィルタのいずれかである、方法。

【請求項8】

前記入力画像を有する入力フレームレートを有する入力フレームシーケンスに含めるステップと、前記入力フレームレートよりも高い出力フレームレートを有する出力フレームシーケンスを生成するステップをさらに含み、前記出力フレームシーケンスは、前記第1のフィルタリングされた画像及び前記第2のフィルタリングされた画像を含む、請求項7に記載の方法。

10

【請求項9】

医用画像を記憶するための医用画像アーカイブを提供するステップと、受信された前記入力画像として、前記医用画像アーカイブからの画像を使用するステップと、

前記第1のフィルタリングされた画像と前記第2のフィルタリングされた画像とを含む、後処理された前記医用画像アーカイブを生成するステップとを、さらに含む、請求項7に記載の方法。

【請求項10】

非一時的コンピュータ可読記憶媒体に記憶される1つ又は複数の実行可能な命令を有し、プロセッサによって実行されたときに、前記プロセッサに医用画像処理のための方法を実行させる、非一時的コンピュータ可読記憶媒体であって、前記方法は、

20

 入力画像を受信するステップと、

 第1のパラメータセットによって定義される第1のノイズフィルタリングアルゴリズムを使用して、前記入力画像から第1のフィルタリングされた画像を生成するステップと、

 前記第1のパラメータセットとは異なる第2のパラメータセットによって定義される第2のノイズフィルタリングアルゴリズムを使用して、前記入力画像から第2のフィルタリングされた画像を生成するステップと、

 前記第1のフィルタリングされた画像及び前記第2のフィルタリングされた画像を連続して表示して、認識される残留ノイズの減少をディスプレイ上に提供するステップとを含み、

30

 前記第1のパラメータセット及び前記第2のパラメータセットは、前記第1のフィルタリングされた画像における残留ノイズの空間分布と前記第2のフィルタリングされた画像における残留ノイズの空間分布とが異なるようにされ、前記第1のノイズフィルタリングアルゴリズム及び前記第2のノイズフィルタリングアルゴリズムの両方が、空間フィルタ又は時間フィルタのいずれかである、非一時的コンピュータ可読記憶媒体。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

40

本発明は、医用画像処理装置、医用画像処理方法、医用イメージングシステム、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】

長く複雑なX線透視インターベンションは、患者に多量の積算X線線量を与えることを意味し得る。現代のX線の実務は、合理的に可能な限り低いX線線量の適用を奨励している（いわゆる「ALARA」の原則）。したがって、医用イメージング専門家の目標は、インターベンション処置に必要な線量を減らすことである。かかる線量の減少は、取得されるX線画像におけるノイズを増加させる可能性がある。したがって、X線検査中に照射される線量の低減とノイズ特性の改善との間にはトレードオフが存在する。

50

【0003】

U S 5 , 2 2 4 , 1 4 1 は、フレーム・フィリング・アプローチ (f r a m e - f i l i n g a p p r o a c h) を用いて医用画像の静止部分を処理するシステムを開示する。

【0004】

E P 1 5 5 0 9 8 1 A 2 は、最小誤差時空間再帰フィルタ (m i n i m a l e r r o r s p a t i o - t e m p o r a l r e c u r s i v e f i l t e r) を使用する画像ノイズ低減のためのシステム及び方法を開示する。

【0005】

E P 1 3 1 5 3 6 7 A 2 は、3つの色成分に分離可能なカラー画像を改善するための方法及びシステムを開示する。 10

【0006】

F R 2 7 9 0 5 6 2 A 1 は、画像を合成するための光学装置、及び該装置のヘルメットのバイザーへの適用を開示する。

【0007】

K E R V R A N N C: " P E W A: Patch-based exponentially weighted aggregation for image de noising " , ADVANCES IN NEURAL INFORMATION PROCESSING SYSTEMS 27, vol. 3, 2014年1月1日、2150 - 2158頁は、画像ノイズ除去のためのパッチ・ベース・指数加重アグリゲーション (p a t c h - b a s e d E x p o n e n t i a l l y W e i g h t e d A g g r e g a t i o n) を開示する。 20

【発明の概要】

【0008】

したがって、ノイズ除去された医用画像を提供するための改良された技術を有することは有利であろう。

【0009】

この目的のために、本発明の第1の態様は、医用画像処理装置を提供する。装置は、入力ユニットと、画像を処理するための処理ユニットと、処理された画像を連続して表示するための出力ユニットとを含む。入力ユニットは、入力画像を受信するように構成される。処理ユニットは、第1のノイズフィルタリングアルゴリズムを使用して、入力画像から第1のノイズ除去画像を生成するよう構成され、第1のノイズフィルタリングアルゴリズムは第1のパラメータセットによって定められる。処理ユニットは、第2のノイズフィルタリングアルゴリズムを使用して、入力画像から第2のノイズ除去画像を生成するよう構成され、第2のノイズフィルタリングアルゴリズムは第1のパラメータセットとは異なる第2のパラメータセットによって定められる。第1のノイズ除去画像における残留ノイズの空間分布は、第2のノイズ除去画像における残留ノイズの空間分布とは異なる。処理された画像は、第1のノイズ除去画像及び前記第2のノイズ除去画像である。これは、第1のノイズ除去画像及び第2のノイズ除去画像が連続して提示されるときに知覚される残留ノイズを低減することを可能にする。出力ユニットは、プロセッサと1つ又は複数のディスプレイとを備える。 30

【0010】

本発明の一例によれば、第1のノイズフィルタリングアルゴリズムは空間フィルタである。

【0011】

本発明の他の例によれば、入力画像は静止画像であり、第1のノイズ除去画像及び第2のノイズ除去画像が連続的ループで生成される。

【0012】

本発明の他の例によれば、入力画像はある入力フレームレートを有する入力フレームシーケンスに含まれ、処理ユニットはさらに、ある出力フレームレートを有する出力フレームシーケンスを生成するよう構成され、出力フレームシーケンスは、第1のノイズ除去画像と第2のノイズ除去画像とを含む。 50

【0013】

本発明の他の例によれば、第1及び／又は第2のパラメータセットは、空間領域及び／又は周波数領域におけるフィルタカーネルを定めるパラメータを含む。

【0014】

本発明の他の例によれば、第2のノイズフィルタリングアルゴリズムは、入力フレームシーケンスに適用される時間フィルタである。

【0015】

本発明の他の例によれば、第2のパラメータセットは、さらに、フィルタ帯域幅、エントロピー、後続又は過去のフレーム間の幾何学的特徴変換、及び／又は後続又は過去のフレーム間の時間減衰パラメータからなる群から選択される、時間フィルタを定めるパラメータをさらに含む。 10

【0016】

本発明の他の例によれば、入力画像シーケンス内の第1の画像に対する少なくとも第1及び第2のノイズ除去アルゴリズムの適用後の少なくとも第1及び第2のノイズ除去画像の表示順序は、入力画像シーケンス内の第2の画像に対する少なくとも第1及び第2のノイズ除去アルゴリズムの適用後の少なくとも第1及び第2のノイズ除去画像の表示順序とは異なる。順序という用語は、時間の順序として理解されたい。

【0017】

本発明の他の例によれば、入力ユニットは、さらに、複数の医用画像を含む医用画像アーカイブを提供し、また、前記受信された入力画像として医用画像アーカイブからの画像を使用するように構成され、処理ユニットは、さらに、第1のノイズ除去画像及び第2のノイズ除去画像を含む後処理された医用画像アーカイブを生成するように構成される。 20
本発明の第2の態様によれば、医用画像処理のための方法が提供される。方法は、以下のステップ、

a) 入力画像を受信するステップと、
b) 第1のノイズフィルタリングアルゴリズムを使用して、前記入力画像から第1のノイズ除去画像を生成するステップであって、前記第1のノイズフィルタリングアルゴリズムは第1のパラメータセットによって定義される、ステップと、

c1) 第2のノイズフィルタリングアルゴリズムを使用して、前記入力画像から第2のノイズ除去画像を生成するステップであって、前記第2のノイズフィルタリングアルゴリズムは、前記第1のパラメータセットとは異なる第2のパラメータセットによって定義され、前記第1のノイズ除去画像における残留ノイズの空間分布は、前記第2のノイズ除去画像における残留ノイズの空間分布とは異なる、ステップと、 30

c2) 前記第1のノイズ除去画像及び前記第2のノイズ除去画像を連続して表示することにより、前記第1のノイズ除去画像及び前記第2のノイズ除去画像が連続して提示されるときに知覚される残留ノイズを低減することを可能にするステップとを含む。

【0018】

本発明の他の例によれば、ある入力フレームレートを有する入力フレームシーケンスに前記入力画像が含まれ、方法はさらに、

d) ある出力フレームレートを有する出力フレームシーケンスを生成するステップを含み、

出力フレームシーケンスは、第1のノイズ除去画像及び第2のノイズ除去画像を含む。

【0019】

本発明の他の実施例によれば、方法は、以下のステップ、

a1) 複数の医用画像を含む医用画像アーカイブを提供するステップと、
a2) 前記受信された入力画像として、前記医用画像アーカイブからの画像を使用するステップと、
e) 第1のノイズ除去画像と第2のノイズ除去画像とを含む、後処理された医用画像アーカイブを生成するステップとを含む。

【0020】

本発明の第3の態様によれば、医用イメージングシステムが提供される。医用イメージングシステムは、

- 医用イメージング取得装置と、
- 医用画像処理装置とを含む。

【0021】

医用画像処理装置は、上記のような装置として提供される。

【0022】

本発明の第4の態様によれば、処理ユニットによって実行されたとき、上記方法ステップを実行するように構成された、上記のような医用画像処理のための装置を制御するためのコンピュータプログラム要素が提供される。

10

【0023】

本発明の第5の態様によれば、上記プログラム要素を記憶したコンピュータ可読媒体が提供される。

【0024】

第1のノイズフィルタリングアルゴリズム及び第2の異なるノイズフィルタリングアルゴリズムを用いた第1のノイズ除去画像及び第2のノイズ除去画像の生成は、第1のノイズ除去画像及び第2のノイズ除去画像が連続して提示される際に知覚される残留ノイズを改善することを可能にする。これは、時間的に連続していることを意味する。

【0025】

これは、各入力画像に対して少なくとも2つの出力画像が生成されるため、単一の画像を提示するのにかかる時間に比べて、より高いレートで第1のノイズ除去画像及び第2のノイズ除去画像をユーザーに提示することができるからである。示唆される画像表示時間の減少は、人間の視覚システムが、少なくとも2つのノイズ除去画像を効果的に平均化させることを可能にし、結果として、人間のユーザーに元画像よりも少ないノイズを含むように見える最終画像が得られる。

20

【0026】

このようなノイズの平均化は、本発明の態様に係るシステムにおけるX線曝露を低減することを可能にする。X線線量の減少によって引き起こされる暗示的なノイズ増加は、表示レートの増加により、減少しているとユーザーによって知覚され得る。したがって、患者に照射されるX線線量を低減することができる。

30

【0027】

さらに、各入力画像について、少なくとも2つの出力画像が生成される。入力フレームレートに対する出力フレームレートの示唆される増加は、ノイズ除去されたシーケンスが、より滑らかな、又はよりぎくしゃくしていない動きを有するようにユーザーに見えることを意味する。

【0028】

本明細書において、「ノイズフィルタリングアルゴリズム」という用語は、入力画像に適用されたとき、画像のノイズ成分に起因するパワーを、画像の非ノイズ成分に起因するパワーに対して低減する数学的関数を意味する。単一の画像フレームに対して作用する空間ノイズ低減アルゴリズムなど、様々なノイズフィルタリングアルゴリズムが知られている。これらは、比較的高いノイズ分散を有する画像フレームの領域を識別し、これらの領域を平均化する。あるいは、フレームに適用されるノイズフィルタリングアルゴリズムは、時間フィルタである。換言すれば、「現在のフレーム」のある領域が、「前のフレーム」又は「後のフレーム」における同じ領域又は変換された領域と比較される。前のフレーム及び/又は後のフレームに対して変わっていない「現在のフレーム」内の領域は平均化される。この一般的な説明から、多くのノイズフィルタリングアルゴリズムを使用できることは明らかである。

40

【0029】

本明細書において、「パラメータセット」という用語は、ノイズフィルタリング（平滑化）アルゴリズムを定めるのに必要な、該アルゴリズムの少なくとも1つの構成パラメー

50

タを指す。空間フィルタの場合、これは、フィルタ特性（例えば、メディアン又はリニアガウスフィルタ）を定める、ノイズキャンセリング空間ローパスフィルタのフィルタ伝達関数を定め得る。パラメータは、伝達関数係数、及び特定の周波数における減衰を含み得る。パラメータセットは、フォーマルなフィルタパラメータだけでなく、空間フィルタ又は時間フィルタで使用される画像平均化領域を決定するために使用されるバウンディングボックスのサイズなどの実用的なパラメータを含むことができる。ノイズ分散パラメータ又はエッジ検出パラメータを使用して、フィルタリングをトリガすることができる。同様に、時間フィルタは、例えば、少なくとも、適用されるフィードバック及び／又はフィードフォワードの程度を含むパラメータセットによって定められ得る。したがって、「パラメータセット」という用語は、様々なパラメータタイプを包含することが理解されるであろう。

10

【0030】

本明細書において、「残留ノイズの空間分布」という用語は、画像内のノイズの作用により変更される画素の位置を意味する。第1のノイズ分布を有する画像のコピーは、当然ながら、同じノイズ分布を有する。ノイズフィルタリング（平滑化）アルゴリズムが画像のコピーに適用された場合、画像内のノイズの作用によって引き起こされる所与のピクセルのノイズ成分は、画像に対するアルゴリズムの作用の結果、変化する。

【0031】

本明細書では、「知覚される残留ノイズ」という用語は、同じ画像の画像シーケンスであって、異なる画像については異なるノイズ分布を有するシーケンスを観察するとき、人間の観察者がノイズの減少を体感することを意味する。この認識されるノイズの減少は、複数の素早く動くノイズパターン間でノイズを無意識に平滑化する人間の視覚システムの作用によってもたらされる。

20

【0032】

言い換えると、本発明は、人間の視覚システムの時間的特性を利用して、元のフレームレートに対する知覚されるノイズの減少、又はより一般的には、改善されたノイズの見え方をもたらす。人間の視覚システムの平均化能力が、平均化を行うために利用される。これにより、フレームの画質の認識が向上する。また、アルゴリズムのアップサンプリング効果により、処理された画像シーケンスがより滑らかに見える可能性がある。これは、知覚されるノイズが、非決定的処理なしで知覚されるノイズと等しくなるようにパルス当たりの線量を減らすことによって利用され、知覚される画像ノイズはX線線量を増加させることなく改善され、改善された知覚フレームレートにより、低フレームレート取得プロトコル使用の負担が低減され、これは、患者が受けるX線積算線量を大幅に減少させるのに役立つ。

30

【0033】

本発明の上記及び他の側面は、以下に記載される実施形態を参照しながら説明され、明らかになるであろう。

【図面の簡単な説明】

【0034】

本発明の例示的な実施形態を、以下の図面を参照しながら説明する。

40

【図1a】図1aは、空間ノイズフィルタリングアルゴリズムの例を示す。

【図1b】図1bは、時間ノイズフィルタリングアルゴリズムの例を示す。

【図2】図2は、フィルタ特性を示す。

【図3】図3は、本発明の第2の態様に係る医用画像処理方法を示す。

【図4】図4は、動作中の医用画像処理方法の例を示す。

【図5】図5は、動作中の医用画像処理方法の他の例を示す。

【図6】図6は、医用画像処理方法の実践的結果を示す。

【図7】図7は、本発明の第1の態様に係る医用イメージング処理装置を示す。

【図8】図8は、本発明の第3の態様に係る医用イメージングシステムを示す。

【発明を実施するための形態】

50

【0035】

X線透視又はインターベンションナルラジオロージー(IVR)処置の場合には、取得フレームレートを低下させることによって、したがって、インターベンション中の曝露の数を減らすことによって、照射X線線量を大幅に減らすことができる。あるいは、X線線量を減らすことができる。一次X線線量の減少は、取得される画像シーケンスにおけるノイズレベルの増加をもたらす。取得フレームレートの低下は、取得されるシーケンスが、滑らかさを欠いているようにユーザーに見えることをもたらす。したがって、X線被曝の低減は画質の要求によって制限される。例えば、画像ノイズが高すぎる場合、コントラストの低いオブジェクトが見えなくなるおそれがある。標準的な透視撮影プロトコルのフレームレートの低下は、画像シーケンスの滑らかさを低下させる可能性がある。この影響のため、低フレームレートプロトコルの使用が妨げられる可能性がある。患者放射線量(X線出力及び/又は取得フレームレートによって決定される)との間のトレードオフを見出す必要がある。これは、一般的にはALARA(as low as reasonably achievable)の原則に従うべきである。10

【0036】

本発明のいくつかの態様は、X線画像のノイズ除去に関するが、他のタイプのイメージング、例えば超音波又はMRIイメージングに有用に適用することができる。その場合、目標は、測定画像又は画像シーケンスの全体的ノイズレベルを下げるのことである。

【0037】

空間フィルタは、重要な情報を有さず、ノイズのみを含む画像内のパッチを特定して平滑化する。重要な情報を含む領域は、ガイドワイヤー、器官、又は骨の境界など、医療専門家にとって有用な情報を含む画像の領域である。画像内のこのようなオブジェクトのフィルタリングは、空間分解能を低下させる可能性があり、これは医療専門家にとって不都合である。このような空間分解能の低下を回避するために、空間フィルタリングアルゴリズムは、重要な情報を有さない画像内のパッチを特定し、これらの領域をフィルタリングする。20

【0038】

図1a)は、血管12の画像を含む例示的な透視フレーム10を示す。画素高さ p_h 及び画素幅 p_w を有する第1のバウンディングボックスが位置14に示されている。第2のバウンディングボックス位置が16に示されており、第3の画素バウンディングボックス位置が位置18に示されている。位置14及び16は重要な情報を含まず、ノイズを含むバックグラウンド画像オブジェクトのみを含むので、空間フィルタリングアルゴリズムは、位置14及び16を平滑化候補として特定し得る。一方、位置18は、空間フィルタリングのための良好な候補ではない。なぜなら、この領域が空間フィルタリングされると、ターゲットの血管の境界のコントラストが下がり、空間分解能が失われるからである。30

【0039】

また、入力フレームレートで取得される画像シーケンスに時間フィルタが適用されてもよい。これは、シーケンス内の限られた数の画像に関して、後続及び過去のフレームのいくつかの領域は、現在のフレームの該領域と比較して、大きく変化しないためである。

【0040】

図1b)は、時間フィルタリングアルゴリズムが適用される、胸部のX線透視から取得された3つのフレームのシーケンスの概略図を示す。フレーム20、22、及び24はそれぞれ、心臓のような急速に動くオブジェクトと、隔膜のようなゆっくりと動くオブジェクトとの連続的なフレームを含む。隔膜は、斜線26として示されている。心臓32は、フレーム20では収縮した状態で示されている。周囲の点線34は、心臓の膨張の最大範囲を示す。したがって、フレーム22では、心臓は半分膨張した状態で示され、フレーム24では、心臓は完全に膨張した状態で示されている。40

【0041】

したがって、3つのフレームのそれぞれに、心臓が位置する領域に対応する領域が存在し、該領域において、心臓を含む領域の範囲は、現在のフレーム F_2 ($t+1$)と比較し50

て前のフレーム及び次のフレームで変化する。これらのフレームはまた、前のフレーム F_1 (t) 27 又は次のフレーム F_3 ($t + 2$) 30 において大きく変化しない領域を含む。この例示的な時間フィルタリングアルゴリズムでは、領域 27、28、及び 30 は互いに平均化されるが、心臓を含む領域は平均化されない。これにより、フレーム間のモーションブラーの影響が軽減される。各フレーム内のフィルタリングする領域及びフィルタリングしない領域は、エッジ検出などの当業者に知られている画像認識技術を使用して識別され得る。

【0042】

したがって、空間フィルタ及び時間フィルタは、医用画像シーケンスに適用される場合、それに伴う画像内の関心領域の空間分解能の損失を制限するために、慎重にパラメータ化されなければならない。空間フィルタリングの場合、誤った選択は、小又は低コントラストオブジェクトの空間分解能を低下させる。時間平均の例については、誤ったパラメータ選択は、モーションブラーの増加を引き起こす。

【0043】

ノイズ除去アルゴリズムの強度が妥当な範囲を超過すると、画像全体の全体的空間分解能が低下する。その結果、一般的に、ノイズ除去された画像内に残留ノイズが存在する。残留ノイズの強度は、少なくとも適用される X 線線量に依存し、一般的に、低い X 線線量で取得された画像の残留ノイズは、高い X 線線量で取得された画像の残留ノイズよりも大きい。

【0044】

全体的画質を改善することができるいくつかの画像処理技術は、ノイズの増幅によって妨げられる。デコンボリューション演算は、この問題を有する。したがって、改善されたノイズ除去技術は、画像シーケンスの鮮明さを改善するのにも役立つ。

【0045】

図 2 は、フィルタの一般的な特性を示す。小さな関心領域 (ROI) 内の情報内容が、軸 32 上の任意の変数 V によって定量化される。これは、空間領域又は周波数領域などの任意の数学的領域にわたって測定され得る。任意の画像について、軸 34 に対してヒストグラム $H(V)$ がプロットされている。曲線 44 の下の領域 42 は、ノイズパワーを含む領域を画定する。曲線 48 の下の領域 46 は、画像情報を含む領域を画定する。

【0046】

この状況では、画像から低周波ノイズを除去する必要がある。ノイズ除去は、曲線閾値 $T(V)$ によって決定される強度を定める伝達関数を有するフィルタカーネルを適用することによって実行される。典型的には、 V 上の所与の点における $H(V)$ の減衰は、デシベル (dB) で定義される。図示の例では、任意の変数 V が周波数である場合、閾値 $T(V)$ は、一定減衰領域 38 及びスロープ・カットオフ特性 40 を有する周波数領域におけるローパスフィルタを定める。重複領域 50 は、いくらかの有用な情報を画像から失われるが、ノイズを除去するためにローパスフィルタによってフィルタリングされる画像情報を含む領域を表す。

【0047】

図 2 に示すフィルタ特性 $T(V)$ は、例えば、ノイズ特性の変化に合わせるために、又は画像内のオブジェクトの動きを反映させるために、例えば、時間、空間、又は周波数にわたって調整されてもよい。したがって、フィルタは、適応性空間フィルタ又は適応性時間フィルタなどの適応性フィルタであってもよい。

【0048】

本発明の一態様によれば、医用画像処理のための方法が提供される。方法は、以下のステップ、

- a) 入力画像を受信するステップ 52 と、
- b) 第 1 のノイズフィルタリングアルゴリズムを使用して、前記入力画像から第 1 のノイズ除去画像を生成するステップ 54 であって、前記第 1 のノイズフィルタリングアルゴリズムは第 1 のパラメータセットによって定義される、ステップ 54 と、

10

20

30

40

50

c 1) 第 2 のノイズフィルタリングアルゴリズムを使用して、前記入力画像から第 2 のノイズ除去画像を生成するステップ 5 6 であって、前記第 2 のノイズフィルタリングアルゴリズムは、前記第 1 のパラメータセットとは異なる第 2 のパラメータセットによって定義され、前記第 1 のノイズ除去画像における残留ノイズの空間分布は、前記第 2 のノイズ除去画像における残留ノイズの空間分布とは異なる、ステップ 5 6 と、

c 2) 前記第 1 のノイズ除去画像及び前記第 2 のノイズ除去画像を連続して表示することにより、前記第 1 のノイズ除去画像及び前記第 2 のノイズ除去画像が連続して提示されるときに知覚される残留ノイズを低減することを可能にするステップとを含む。

【 0 0 4 9 】

図 3 は、本発明の一態様に係る方法を示す。ステップ c) は、複数のサブステップ、例えば c 1) 及び c 2) を含むことができる。 10

【 0 0 5 0 】

図 4 は、典型的なアルゴリズムにおける上記方法の動作を示す。フレーム 5 8 は、心臓 6 0 などの動的オブジェクトと、心臓に比べてはるかにゆっくりと動く、例えば、隔膜又は肋骨境界 6 2 などのオブジェクトを含む。フレーム 5 8 は、フレームボディ内にスペックルパターンとして示されるスペックルノイズの影響を受ける。

【 0 0 5 1 】

上記のようにアルゴリズムが適用される。これにより、第 1 のノイズ除去画像であるフレーム 6 4 と、第 2 のノイズ除去画像であるフレーム 6 6 とが得られる。第 1 のノイズ除去画像は、第 1 のノイズフィルタリングアルゴリズム $F_1(t)$ を入力画像、すなわちフレーム 5 8 に適用することによって生成される。第 1 のノイズ除去画像は、入力フレーム 5 8 と比較してスペックルパターンが低減されていることが分かる。第 2 のノイズ除去画像は、第 2 のノイズフィルタリングアルゴリズム $F_2(t)$ を入力フレーム 5 8 に適用することによって生成される。第 2 のノイズ除去画像は、同様に、入力画像 5 8 と比較してスペックルパターンが低減されていることが分かる。さらに、第 2 のノイズ除去画像における残留ノイズのスペックルパターンは、第 1 のノイズ除去画像におけるスペックルパターンとは異なる。 20

【 0 0 5 2 】

したがって、認識されるノイズパフォーマンスの改善により、照射される X 線線量を低減し、又は連続して取得する場合、入力画像の取得レートを低減することができる。 30

【 0 0 5 3 】

上述のアルゴリズムでは、第 1 のパラメータセットとは異なる第 2 のパラメータセットによって、少なくとも第 2 のノイズフィルタリングアルゴリズムが定義される。上記差異は、(1) 少なくとも 1 つの異なるパラメータ値、及び / 又は (2) 少なくとも 1 つの異なるパラメータタイプであり得る。したがって、第 1 のノイズフィルタリングアルゴリズム及び第 2 のノイズフィルタリングアルゴリズムは、同じパラメータタイプを有する時空間フィルタであってもよい。しかし、これらのパラメータの値は異なり、例えば、第 1 のノイズフィルタリングアルゴリズムは、第 2 のノイズフィルタリングアルゴリズムによって定められるローパスフィルタとは異なるカットオフ周波数を有するローパスフィルタを定め得る。 40

【 0 0 5 4 】

他の例によれば、第 1 のノイズフィルタリングアルゴリズム及び第 2 のノイズフィルタリングアルゴリズムは、適応性時間アルゴリズムであってもよい。第 1 のノイズフィルタリングアルゴリズムは、直前のフレームを 7 0 パーセント重み付けで、2 つ前のフレームを 5 0 パーセントの重みづけで、・・・といったように平均化し、これにより、第 1 のノイズフィルタリングアルゴリズムのためのヒストリカル減衰特性を取得する、ヒストリカル・フレーム重み付けパラメータによって定められてもよい。第 2 のノイズフィルタリングアルゴリズムも時間フィルタであってもよいが、異なるタイプのパラメータによって定められ、例えば、第 2 のノイズフィルタリングアルゴリズムは、フィードフォワードパラメータによって定められてもよい。 50

【0055】

本発明の態様に従って使用されるノイズフィルタリングアルゴリズムの設計は、残留画像ノイズが可能な限り無相関であるように設計される。パラメータはこれに応じて、例えば、モダリティの制約、イメージングされる身体の部位、又は取得プロトコルに基づき設計される。

【0056】

第1のノイズフィルタリングアルゴリズム及び第2のノイズフィルタリングアルゴリズムの適用順序は固定されておらず、実際には、第2のノイズフィルタリングアルゴリズムが最初に適用されてもよいことは、当業者に理解されるであろう。

【0057】

本発明の一実施形態によれば、ノイズフィルタリングアルゴリズムは、適応型空間フィルタである。

【0058】

適応型空間フィルタは、主にノイズを有する入力画像内の領域に適用される。したがって、重要なフィーチャのエッジの空間分解能は損なわれない。

【0059】

本発明の一実施形態によれば、ノイズ領域は、画像の領域内のサンプリングボックスを使用し、例えば、ボックス内の標準偏差、エントロピー、又はピクセル強度の範囲を測定し、その結果を他のボックスからの同じ結果と比較することによって識別され得る。

【0060】

本発明の一実施形態によれば、上記方法であって、ステップa)において、入力画像が静止画像であり、第1のノイズ除去画像及び第2のノイズ除去画像が連続的ループで生成される、方法が提供される。

【0061】

図4はまた、連続的ループが点線68を用いて示されているので、このオプションの実施形態を示している。

【0062】

「ラストイメージホールド(`last image hold`)」又は診断用X線画像などの静的画像は、ノイズが多い可能性がある単一の画像を含む。この実施形態によれば、画像は無限ループで繰り返しノイズ除去される。したがって、人間の視覚システムは、異なるノイズ特性を有する画像のコピーをアップサンプリングされたレートで表示することによって、静止画像の知覚画質を改善する。

【0063】

本発明の一実施形態によれば、平均化は、画像表示のフレームレートを増加させることなく実行される。これにより、残留ノイズの無相関部分は減少するが、フレームレートは増加しない。本発明のこの実施形態は、静止画像に適用可能である。

【0064】

本発明の一実施形態によれば、上記方法であって、ある入力フレームレートを有する入力フレームシーケンスに前記入力画像が含まれ、方法はさらに、
d)入力フレームレートよりも高い出力フレームレートを有する第1及び第2のノイズ除去画像を含む出力フレームシーケンスを生成するステップを含む。

【0065】

出力フレームレートは入力フレームレートよりも高いので、人間の視覚システムの時間平均特性が、元のフレームレートに対して知覚されるノイズの減少を可能にする。これは `Aufrechnung` 効果と呼ばれる。

【0066】

図5は、本発明のこの実施形態を示す。入力フレーム72、73、74のシーケンスが入力フレームレートで提供される。

【0067】

シーケンス内の各画像は、処理(ノイズ除去)アルゴリズムによって複数回処理される

10

20

30

40

50

。したがって、適用される並列フィルタ処理段の数の倍数であるアップサンプリングされたフレームレートで、複数の処理された画像が提供される。

【0068】

各フレームに適用される画像処理（ノイズ除去）アルゴリズムは、それぞれが異なるパラメータセットに基づく複数のノイズ低減アルゴリズムが、複数の入力画像のそれぞれに適用されるように改変される。処理された画像における残留ノイズの正確な空間分布は、アルゴリズムがシーケンス内の全く同じ画像フレームに複数回適用されるにつれ変化する。これは、残留ノイズの空間分布を変化させ、他の画像内のノイズに対して、各画像における残留ノイズをより無相関にするという効果を有する。アルゴリズムの全体的パフォーマンスを損なわず、残留ノイズが可能な限り無相関になるよう、アルゴリズムの反復回数に等しい数の異なるパラメータセットが提供される。出力フレームレートは、適用されるフィルタ段の数によって決定される入力フレームレートの倍数である。

【0069】

図5は、入力シーケンス72、73、74が2つの異なるノイズフィルタリングアルゴリズムを含むアルゴリズムによって処理されることを示す。したがって、ノイズ除去された出力画像シーケンス76は、無相関の残留ノイズスペックルパターンを有する6つのフレームを含む。出力フレームシーケンスは、図示の例では、入力フレームシーケンスの2倍のレートで出力される。

【0070】

第1のノイズフィルタリングアルゴリズム及び第2のノイズフィルタリングアルゴリズムを定めるために使用されるパラメータは、使用されるノイズフィルタリングアルゴリズムのタイプに基づいて選択される。また、パラメータは、具体的な取得方法又は外科手術中に存在する条件を考慮に入れるように設計されてもよい。したがって、空間ノイズフィルタリングアルゴリズムの場合、変更される可能性のあるパラメータは、バウンダリー ボックスのサイズ、バウンダリー ボックス内で検出されるエントロピー又は標準偏差、任意の境界領域形状（ノイズフィルタリング空間領域は矩形である必要はないので）を含み、当業者は多くの他のパラメータに考え方付くであろう。

【0071】

同様に、第2のパラメータセットも、第2のノイズフィルタリングアルゴリズムに適切な様々なパラメータを含み得る。

【0072】

本発明の一実施形態によれば、第2のノイズフィルタリングアルゴリズムは、適応型時間フィルタである。

【0073】

本発明の一実施形態によれば、入力フレームレートは7.5フレーム/秒（FPS）であり、出力フレームレートは60FPSである。

【0074】

低線量でのX線透視検査の業界標準照射線量レートは7.5FPSである。60FPSのフレームレートは、モニタディスプレイの業界標準リフレッシュレートである。したがって、このアップサンプリング比率を達成するために、8つの無相関ノイズ低減アルゴリズムが各入力フレームに適用され、無相関ノイズを有する8つの出力フレームが生成される。

【0075】

本発明の一実施形態によれば、異なるパラメータセットを有する3、4、5、6、7、8、9、10個の、又はそれ以上のノイズ低減アルゴリズムが適用される。

【0076】

図6は実行中のアルゴリズムの例を示す。馬上の乗馬者の標準的なテストシーケンスが四角形78で示されている。これは、入力フレームシーケンス F_i の最初の入力フレームである。入力フレームは、t、t+4、及びt+8で提供される。図6に示す具体例では、それが独自のユニークなパラメータセットを有する4つのノイズフィルタリングア

10

20

30

40

50

ルゴリズムを使用して、画像処理アルゴリズムが4回適用される。したがって、第1のノイズフィルタリングアルゴリズム出力は $F_1(t)$ で示されている。第2のノイズ除去画像は $F_2(t)$ で示されている。第3のノイズ除去画像は $F_3(t)$ で示されている。第4のノイズ除去画像は $F_4(t)$ で示されている。80におけるシーケンスの次のフレームにおいて、 $t+4$ で提供される次の入力フレームに対してアルゴリズムが繰り返される。

【0077】

したがって、入力フレームシーケンス F_i に関連して、入力フレームシーケンスフレームレートは、出力フレームシーケンス F のフレームレートの1/4であることが分かる。各画像に対して異なるノイズフィルタリングアルゴリズムを使用するため、画像 $F_1(t)$ 、 $F_2(t)$ 、 $F_3(t)$ 、及び $F_4(t)$ のノイズは無相関になる。

10

【0078】

「入力フレームレート」及び「出力フレームレート」という用語の使用は、本発明を、入力フレーム画像が規則的な取得レートでのみ取得される状況に限定するものではない。例えば、本発明の実施形態では、入力フレーム取得は、例えば、測定される心臓フェーズに従ってトリガされ得る。これは、入力フレームシーケンスの入力レートにおけるわずかな不規則性をもたらし得る。しかし、平均取得レートよりも平均レートの高い画像表示が可能であるため、本発明の効果は依然としてこの状況でも達成可能である。

【0079】

したがって、本発明の一実施形態によれば、所望の出力フレームレートと比較した入力フレームシーケンスにおける不規則性が検出され、入力フレームに対する第1又は第2のノイズフィルタリングアルゴリズムのうちの少なくとも1つの適用を省略又は複製し、出力フレームシーケンスを余分なノイズ除去フレームで埋めることができる。このパディング処理は、所望の出力フレームレートが達成されるまで繰り返される。

20

【0080】

入力フレームシーケンスの不規則性は、X線透視装置が心臓又は呼吸インパルスによってトリガされている場合に、装置の事故的なトリガにより生じる可能性がある。また、患者の心臓不整脈のために不規則性が生じることもある。この実施形態によれば、入力フレームシーケンスにおける不規則性は、無相関ノイズを使用する複製フレームを用いて対処され得る。

30

【0081】

本発明の一実施形態によれば、上記方法であって、第1及び/又は第2のパラメータセットは、空間領域及び/又は周波数領域における適応型フィルタカーネルを定めるパラメータを含む、方法が提供される。

【0082】

本発明の一実施形態によれば、上記方法であって、広帯域フィルタカーネルが低周波数帯域に適用され、狭帯域フィルタカーネルが高周波数帯域に適用される、方法が提供される。

【0083】

ノイズ平滑化フィルタ（ノイズフィルタリングアルゴリズムとして適用可能）の周波数応答は、図2で説明したフレームワーク内で便利に議論することができる。当然ながら、実際の適用では、例えば、軸（空間周波数領域を定める場合）はゼロからある数のラインペア/mmとなる。フィルタカーネルの設計にあたり、使用可能な2Dマトリックスの幅広い選択肢がある。画像のサイズよりも数値的に小さい又は等しい任意のマトリックス構成を適用することができる。一般に、フィルタカーネルは全体画像より小さいサイズを有する。

40

【0084】

本発明の一実施形態によれば、上記方法であって、第2のノイズフィルタリングアルゴリズムは、入力フレームシーケンスに適用される時間フィルタである、方法が提供される。

50

【0085】

したがって、時間の関数として大きく変化しない画像スタック内のパッチを識別するというタスクを有する第2のノイズフィルタリングアルゴリズムが提供される。このようなパッチは、遅いオブジェクト又は背景セクションであり得る。有意な情報と有意でない情報とを区別するために、様々な変数が使用され得る。適切な変数の例は、エントロピー、標準偏差、又は関心領域である画像パッチ内のピクセル値の範囲を含む。これらの可能な全ての変数について、関連する「現在の」入力フレームの情報内容に適合するように、第2のノイズフィルタリングアルゴリズムのフィルタ強度を調整する閾値曲線が決定され得る。

【0086】

さらに、情報評価及びフィルタリングは、異なる数学的領域において実行され得る。例えば、空間領域、周波数領域、又は別の領域である。

【0087】

本発明の一実施形態によれば、上記方法であって、第2のパラメータセットは、さらに、フィルタ帯域幅、エントロピー、後続又は過去のフレーム間の幾何学的特徴変換、及び/又は後続又は過去のフレーム間の時間減衰パラメータからなる群から選択される、時間フィルタを定めるパラメータをさらに含む、方法が提供される。

【0088】

したがって、出力画像フレームが最大無相関ノイズ特性を有する、又は最大に近く無相関なノイズ特性を有することを保証するために、様々なパラメータを使用することができる。さらに、具体的な取得モダリティの臨床状況を選択するために、フィルタパラメータが選択されてもよい。X線透視画像におけるガイドワイヤー取得の場合と、超音波画像における器官表示との間には、違いが認められる。したがって、パラメータセットの注意深い設計により、個々の取得条件を改善するようにアルゴリズムを調整することができる。

【0089】

本発明の一実施形態によれば、上記方法であって、第1のパラメータセット及び/又は第2のパラメータセット内のパラメータに乱数をシードする、方法が提供される。

【0090】

残留画像ノイズのランダム性は、反復的なノイズ除去、処理、及び再構築において最も顕著である。アルゴリズムに異なる開始解、事前分布 (prior)、又は重みが適用されると、残留ノイズの空間分布に関して著しく異なる結果がもたらされる。

【0091】

本発明の一実施形態によれば、処理パラメータの各々が、フィルタリングプラトーの幅、すなわち一定減衰領域38によって決定される間隔内で乱数に割り当てられる。

【0092】

その結果、ノイズフィルタリングは、わずかに非決定的なものとされる。

【0093】

本発明の一実施形態によれば、上記方法であって、第1のノイズフィルタリングアルゴリズム及び第2のノイズフィルタリングアルゴリズムの適用順序が、入力フレームシーケンス内の新しい入力フレームごとに変更される、方法が提供される。

【0094】

本発明の一実施形態によれば、上記方法であって、入力画像シーケンス内の第1の画像に対する少なくとも第1及び第2のノイズ除去アルゴリズムの適用順序は、入力画像シーケンス内の第2の画像に対する少なくとも第1及び第2のノイズ除去アルゴリズムの適用順序とは異なる、方法が提供される。

【0095】

本発明の一実施形態によれば、上記方法であって、入力画像シーケンスに対する少なくとも第1及び第2のノイズ除去アルゴリズムの適用順序は、置換関数 (permutation function) 及び/又はフレームインターリーバによって定められる、方法が提供される。

10

20

30

40

50

【0096】

この実施形態の一例では、ランダム・コード・ジェネレータ、P Nシーケンスジェネレータのような擬似ノイズジェネレータ、又はG o l dシーケンスジェネレータを使用して、少なくとも第1及び第2のノイズフィルタリングアルゴリズムによって生成される様々なノイズ除去アルゴリズムの適用順序が定められる。言い換えれば、第1の入力画像及びその後の画像に関して、ノイズ除去アルゴリズムは、アルゴリズムが第2の(後の)入力画像に適用される順序とは異なる順序で第1の入力画像に適用される。

【0097】

ノイズフィルタリングアルゴリズムの特定のカテゴリは、出力フレームシーケンスに類似のカテゴリの視覚的アーチファクトを与える可能性がある。入力フレームシーケンスに同じ順序で繰り返し適用されることによって、これらのアーチファクトが出力フレームシーケンス内に規則的なパターンで発生する場合、かかるアーチファクトシーケンスはユーザーに対して現れ得る。各フレームが異なるフレームフィルタリングアルゴリズムから得られた出力フレームシーケンス内のフレームの表示順序を並べ替えるためのP Nシーケンスの適用は、かかるアルゴリズム特有アーチファクトの影響を低減する。

10

【0098】

本発明の一実施形態によれば、以下のさらなるステップ、
 a 1) 複数の医用画像を含む医用画像アーカイブを提供するステップと、
 a 2) 前記受信された入力画像として、前記医用画像アーカイブからの画像を使用するステップと、
 e) 第1のノイズ除去画像と第2のノイズ除去画像とを含む、後処理された医用画像アーカイブを生成するステップを含む上記方法が提供される。

20

【0099】

本発明のこの実施形態によれば、ハードドライブ、サーバ、インターネット、又はクラウドサーバ、C D - R O Mアーカイブ、D V Dアーカイブ、テープアーカイブ、及び他のデータストレージ方法上に保持された医用アーカイブに存在する画像において、人間の視覚システムによる平均化の有利な効果を奏することができる。

【0100】

したがって、履歴画像も、本発明の態様に係る画像処理技術の恩恵を受けることができる。

30

【0101】

本発明の一態様によれば、医用画像処理装置8 4が提供される。上記装置は、入力ユニット8 6及び処理ユニット8 8を備える。

【0102】

入力ユニット8 6は、入力画像を受信するように構成される。

【0103】

処理ユニット8 8は、第1のパラメータセットによって定められる第1のノイズフィルタリングアルゴリズムを使用して入力画像から第1ノイズ除去画像を生成するように構成され、また、第1のパラメータセットとは異なる第2のパラメータセットによって定められる第2のノイズフィルタリングアルゴリズムを使用して入力画像から第2のノイズ除去画像を生成するよう構成される。第1のノイズ除去画像における残留ノイズの空間分布は、第2のノイズ除去画像における残留ノイズの空間分布とは異なり、これにより、第1のノイズ除去画像と第2のノイズ除去画像とが連続して提示されたとき、知覚される残留ノイズを低減することが可能になる。

40

【0104】

本発明の一実施形態によれば、上記装置8 4であって、第1のノイズフィルタリングアルゴリズムは空間フィルタである、装置が提供される。

【0105】

本発明の一実施形態によれば、上記装置8 4であって、入力画像が静止画像であり、第1のノイズ除去画像及び第2のノイズ除去画像が連続的ループで生成される、装置が提供

50

される。

【0106】

本発明の一実施形態によれば、上記装置84であって、ある入力フレームレートを有する入力フレームシーケンスに前記入力画像が含まれ、処理ユニットは、さらに、ある出力フレームレートを有する出力フレームシーケンスを生成するよう構成される、装置が提供される。出力フレームシーケンスは、第1のノイズ除去画像及び第2のノイズ除去画像を含む。

【0107】

本発明の一実施形態によれば、上記装置84であって、第1及び/又は第2のパラメータセットは、空間領域及び/又は周波数領域におけるフィルタカーネルを定めるパラメータを含む、装置が提供される。

10

【0108】

本発明の一実施形態によれば、上記装置84であって、第2のノイズフィルタリングアルゴリズムは、入力画像及び入力フレームシーケンスに適用される時間フィルタである、装置が提供される。

【0109】

本発明の一実施形態によれば、上記装置84であって、第2のパラメータセットは、さらに、フィルタ帯域幅、エントロピー、後続又は過去のフレーム間の幾何学的特徴変換、及び/又は後続又は過去のフレーム間の時間減衰パラメータからなる群から選択される、時間フィルタを定めるパラメータをさらに含む、装置が提供される。

20

【0110】

本発明の一実施形態によれば、上記装置84であって、第1のパラメータセット及び/又は第2のパラメータセット内のパラメータに乱数をシードする、装置が提供される。

【0111】

本発明の一実施形態によれば、上記装置84であって、第1のノイズフィルタリングアルゴリズム及び第2のノイズフィルタリングアルゴリズムの適用順序が、入力フレームシーケンス内の新しい入力フレームごとに変更される、装置が提供される。

【0112】

本発明の一実施形態によれば、上記装置84であって、出力画像シーケンス内の少なくとも第1及び第2のノイズ除去画像フレームの出力順序は、置換関数(`permuteation function`)及び/又はフレームインターリーバによって定められる、装置が提供される。

30

【0113】

本発明の一実施形態によれば、上記装置84であって、入力ユニット86は、さらに、複数の医用画像を含む医用画像アーカイブを提供し、また、前記受信された入力画像として医用画像アーカイブからの画像を使用するように構成され、処理ユニット88は、さらに、第1のノイズ除去画像及び第2のノイズ除去画像を含む後処理された医用画像アーカイブを生成するように構成される、装置が提供される。

【0114】

本発明の一実施形態によれば、上記装置84であって、入力画像シーケンス内の第1の画像に対する少なくとも第1及び第2のノイズ除去アルゴリズムの適用順序は、入力画像シーケンス内の第2の画像に対する少なくとも第1及び第2のノイズ除去アルゴリズムの適用順序とは異なる、装置が提供される。

40

【0115】

本発明の一態様によれば、医用イメージングシステム89が提供される。医用イメージングシステム89は、

- 医用イメージング取得装置90と、
- 医用画像処理装置92とを含む。

【0116】

医用画像処理装置は、上記のような装置として提供される。

50

【 0 1 1 7 】

図8は、本発明の一態様に係る医用イメージングシステムを示す。医用イメージングシステム89は、Cアーム94を含む。Cアームは、対象物100を撮像するように構成されたX線トランスミッタ96及び検出器98を備える。Cアーム94は、サーボモータ102及び104を使用して、対象物100の周りに電子的に配置可能である。

【 0 1 1 8 】

本発明の態様は、主に、透視イメージングシステムに関して論じられてきたが、本発明は、一般的に、残留画像ノイズが懸念される全ての医用イメージングモダリティに適用可能である。したがって、本発明の一実施形態によれば、医用イメージング取得装置は、コンピュータ断層撮影(CT)スキャナである。

10

【 0 1 1 9 】

本発明の一実施形態によれば、医用イメージング取得装置は、位相差X線スキャナである。

【 0 1 2 0 】

本発明の一実施形態によれば、医用イメージング取得装置は、デジタルX線装置である。

【 0 1 2 1 】

本発明の一実施形態によれば、医用イメージング取得装置は、超音波システムである。

【 0 1 2 2 】

本発明の一実施形態によれば、医用イメージング取得装置は、MRIスキャナである。

20

【 0 1 2 3 】

本発明の一態様によれば、処理ユニットによって実行されたとき、上記方法ステップを実行するように構成された、上記のような医用画像処理のための装置を制御するためのコンピュータプログラム要素が提供される。

【 0 1 2 4 】

本発明の一態様によれば上記プログラム要素を記憶したコンピュータ可読媒体が提供される。

【 0 1 2 5 】

コンピュータプログラム要素は、本発明の一実施形態であってもよいコンピュータユニットに保存されてもよい。このコンピューティングユニットは、上記方法のステップを実行するよう、又はその実行を誘導するよう構成され得る。さらに、上記装置の構成要素を操作するよう構成されてもよい。コンピューティングユニットは、自動的に動作するようになつ／又はユーザの指示を実行するよう構成することができる。コンピュータプログラムは、作業メモリ又はデータプロセッサ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構成されてもよい。計算強度が高い動作を実行するために、コンピューティングユニットに、グラフィックスカードやFPGA拡張カードなどの高強度処理ユニットが補強されてもよい。

30

【 0 1 2 6 】

本発明のこの例示的な実施形態は、最初から本発明を備えるコンピュータプログラム、及び、更新によって既存のプログラムを本発明を使用するプログラムに変更するコンピュータプログラムの両方をカバーする。

40

【 0 1 2 7 】

コンピュータプログラムは、他のハードウェアと共に又は他のハードウェアの一部として供給される光学記憶媒体又はソリッドステート媒体等の適切な媒体上で記憶及び／又は分配されてもよいし、インターネット又は他の有線若しくは無線テレコミュニケーションシステムを介して等の他の形態で分配されてもよい。

【 0 1 2 8 】

コンピュータプログラムは、ワールドワイドウェブのようなネットワークを介して提供され、かかるネットワークからデータプロセッサの作業メモリにダウンロードされてもよい。本発明の他の例示的な実施形態によれば、コンピュータプログラム要素をダウンロー

50

ド可能にするための媒体が提供され、コンピュータプログラム要素は、本発明の上記実施形態の1つによる方法を実行するように構成される。

【0129】

本発明の実施形態は、異なる主題を参照して説明されていることに留意されたい。特に、一部の実施形態は方法タイプのクレームを参照して記載される一方、他の実施形態は装置タイプのクレームを参照して記載される。当業者は上記及び下記の説明から、特に明記されない限り、1つのタイプの主題に属する特徴の組み合わせに加えて、異なる主題に関連する特徴の任意の他の組み合わせが、この出願に開示される解されることを理解するであろう。

【0130】

特徴の単純な相加以上の相乗効果を提供するよう全ての特徴が組み合わせ可能である。

【0131】

本発明は、図面及び上記において詳細に図示及び記載されているが、かかる図示及び記載は説明的又は例示的であり、非限定的であると考えられるべきである。本発明は、開示の実施形態に限定されない。

【0132】

特許請求の範囲において、「含む (comprising)」という用語は他の要素又はステップを排除するものではなく、不定冠詞「a」又は「an」は複数を除外しない。単一のプロセッサ又は他のユニットが、請求項に記載される複数のアイテムの機能を果たし得る。複数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が好適に使用することができないとは限らない。特許請求の範囲内のいかなる参照符号も、その範囲を限定するものと解釈されるべきではない。

10

20

【図1a】

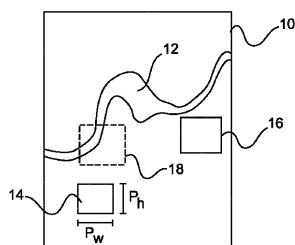


Fig.1a

【図2】

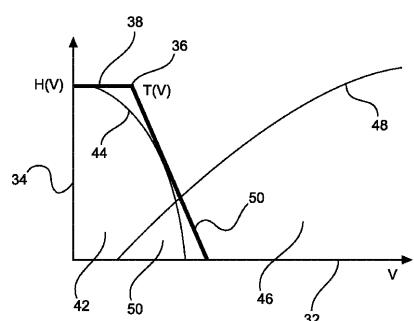


Fig.2

【図1b】

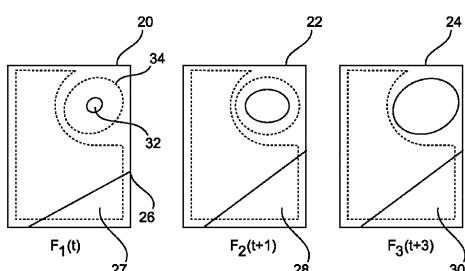


Fig.1b

【図3】

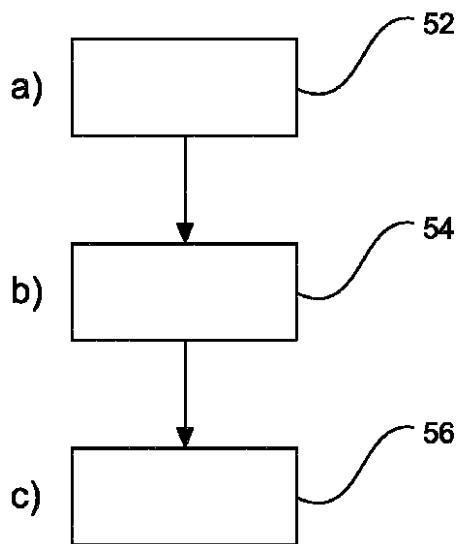
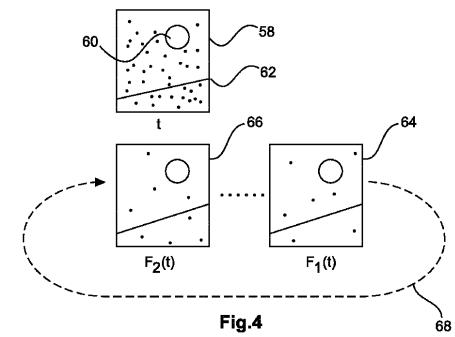
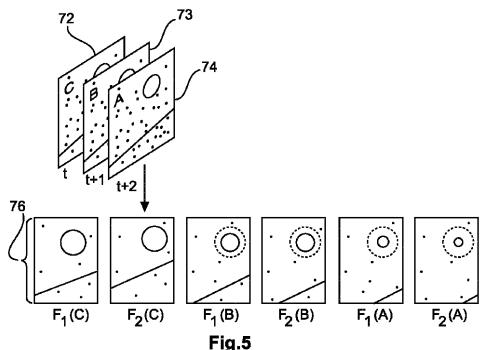


Fig.3

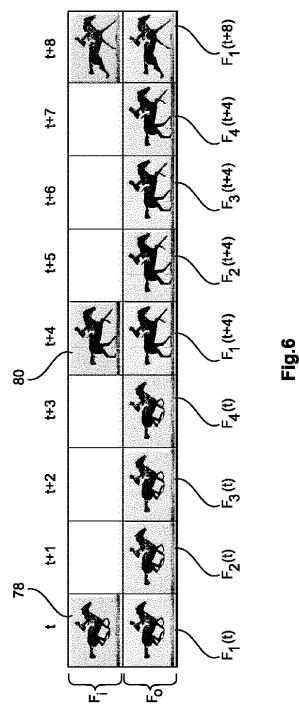
【図4】



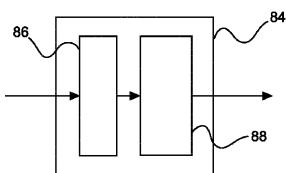
【図5】



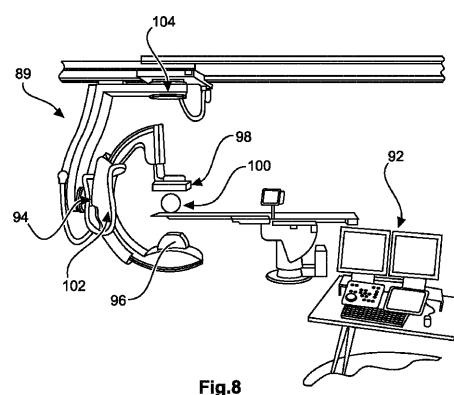
【図6】



【図7】



【図8】



フロントページの続き

審査官 安田 明央

(56)参考文献 特開2014-121589 (JP, A)
米国特許出願公開第2015/0085975 (US, A1)
特開2005-199061 (JP, A)
米国特許出願公開第2005/0135698 (US, A1)
国際公開第2015/002247 (WO, A1)
米国特許出願公開第2012/0183196 (US, A1)
中国特許出願公開第102187664 (CN, A)
特開2010-062955 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 61 B	6 / 00 - 6 / 14
G 06 T	1 / 00