

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2007-528769

(P2007-528769A)

(43) 公表日 平成19年10月18日(2007.10.18)

(51) Int. Cl.	F I	テーマコード (参考)
A61B 6/03 (2006.01)	A61B 6/03 360G	2G001
G06T 15/00 (2006.01)	A61B 6/03 340Z	4C093
G01N 23/04 (2006.01)	G06T 15/00 200	4C096
A61B 5/055 (2006.01)	G01N 23/04	5B080
	A61B 5/05 380	
審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 17 頁) 最終頁に続く		

(21) 出願番号 特願2007-502475 (P2007-502475)
 (86) (22) 出願日 平成17年3月3日 (2005.3.3)
 (85) 翻訳文提出日 平成18年8月21日 (2006.8.21)
 (86) 国際出願番号 PCT/IB2005/050791
 (87) 国際公開番号 W02005/091227
 (87) 国際公開日 平成17年9月29日 (2005.9.29)
 (31) 優先権主張番号 04101030.7
 (32) 優先日 平成16年3月12日 (2004.3.12)
 (33) 優先権主張国 欧州特許庁 (EP)

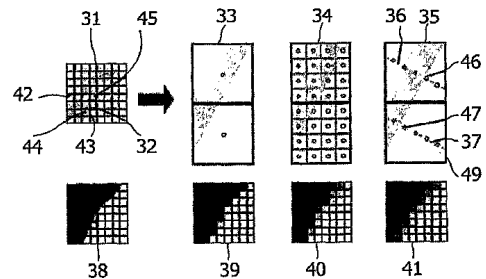
(71) 出願人 590000248
 コーニンクレッカ フィリップス エレクトロニクス エヌ ヴィ
 オランダ国 5621 ペーアー アイン
 ドーフェン フルーネヴァウツウェッハ
 1
 (74) 代理人 100087789
 弁理士 津軽 進
 (74) 代理人 100114753
 弁理士 宮崎 昭彦
 (74) 代理人 100122769
 弁理士 笛田 秀仙

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 表面レンダリングのためのエッジに沿った適切なサンプリング

(57) 【要約】

サンプリング周波数が、ナイキストレートを下回る場合、高周波信号は、サンプリングされたデータから適切に再構築されることができない。エッジのような高周波信号を有する領域に交差する軌跡に沿って2、3の追加的なサンプル点を選択することにより、本発明は、この問題を解決する。中間レンダリングデータが、その追加的なサンプリング点を決定するのに使用される。従って、本発明の例示的な実施形態によれば、ピクセルあたり4つの適切に選択されるサンプル点が、16倍のスーパーサンプリングに匹敵する視覚品質を、非常に低い計算コストで提供することができる。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

データセットにおける構造の適合的なサンプリングの方法において、高周波信号を有する前記構造の領域を特定するステップと、第 1 のサンプリングレートで第 1 のサンプリングを行い、結果として第 1 のサンプル点を有するサンプリングされた構造を生じさせるステップとを有し、前記第 1 のサンプリングが前記高周波信号を有する前記領域に交差する軌跡に沿って行われる、方法。

【請求項 2】

高周波信号を有する前記構造の前記領域が、第 2 のサンプリングレートで第 2 のサンプリングを行うことにより特定され、前記第 1 のサンプリングレートは、前記第 2 のサンプリングレートより高い、請求項 1 に記載の方法。

10

【請求項 3】

前記サンプリングされた構造が、前記第 1 のサンプリングに基づきレンダリングされ、前記高周波信号を有する前記領域におけるピクセルの平均ピクセル値は、前記第 1 のサンプル点の前記値の平均を評価することにより決定される、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 4】

前記構造は、等値面レンダリング手法により決定される、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 5】

前記第 1 のサンプリングが行われる前記軌跡は、前記高周波信号を有する前記領域に交差する線である、請求項 1 に記載の方法。

20

【請求項 6】

前記高周波信号を有する前記構造の前記領域は、エッジである、請求項 1 に記載の方法

【請求項 7】

前記適合的なサンプリングが、レイキャスティングを含み、前記レイキャスティングは、前記エッジを検出するのに使用される、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 8】

前記構造は、表面を有し、前記表面は、表面変化を有し、前記軌跡は、最大の表面変化の方向に沿って伸びる、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 9】

前記方法は、仮想内視鏡検査に使用される、請求項 1 に記載の方法。

30

【請求項 10】

データセットにおける構造の適合的なサンプリングのための画像処理デバイスであって、前記データセットを格納するメモリと、前記データセットをロードする処理、高周波信号を有する前記構造の領域を特定する処理、及び第 1 のサンプリングレートで第 1 のサンプリングを行い、結果として、第 1 のサンプル点を有するサンプリングされた構造を生じさせる処理を行う画像プロセッサとを有し、前記第 1 のサンプリングが、前記高周波信号を有する前記領域に交差する軌跡に沿って行われる、画像処理デバイス。

【請求項 11】

スキャナシステムであって、データセットを格納するメモリと、前記データセットにおける構造の適合的なサンプリングを行う画像プロセッサとを有し、前記画像プロセッサは、前記データセットをロードする処理と、高周波信号を有する前記構造の領域を特定する処理と、第 1 のサンプリングレートで第 1 のサンプリングを行い、結果として、第 1 のサンプル点を有するサンプリングされた構造を生じさせる処理とを行い、前記第 1 のサンプリングが、前記高周波信号を有する前記領域に交差する軌跡に沿って行われる、スキャナシステム。

40

【請求項 12】

前記スキャナシステムは、CTスキャナシステム及びMRスキャナシステムのいずれかである、請求項 11 に記載のスキャナシステム。

【請求項 13】

50

データセットにおける構造の適合的なサンプリングを行うためのコンピュータプログラムであって、前記コンピュータプログラムは画像プロセッサで実行されるとき、該画像プロセッサに、前記データセットをロードする処理と、高周波信号を有する前記構造の領域を特定する処理と、第1のサンプリングレートで第1のサンプリングを行い、結果として、第1のサンプル点を有するサンプリングされた構造を生じさせる処理と行わせ、前記第1のサンプリングが、前記高周波信号を有する前記領域に交差する軌跡に沿って行われる、コンピュータプログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、デジタル画像化の分野に関する。特に、本発明は、データセットにおける構造の適合的なサンプリングの方法、データセットにおける構造の適合的なサンプリングを行う画像処理デバイス、スキャナシステム及びコンピュータプログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

内視鏡検査は、医療診断における重要な技術である。それはしばしば、生きている人間の体内を視覚的に検査することにより、ある症状の発生源又は病気の初期段階の兆候を決定することのみが可能である。毎年、何千もの内視鏡検査行為が実施されている。光学内視鏡検査は、人体内部の中空器官又は空洞を検査するのに使用される医療行為である。これは、自然の穴又は小さな切開口 (incision) を通して内視鏡が患者に挿入されるため、しばしば痛みを伴う処置である。内視鏡検査技術は、どの器官が検査されるかによって変化する。最も重要な内視鏡検査技術の1つは、結腸鏡検査である。

【0003】

内視鏡検査の更なる例は、患者の肺の検査を可能にする気管支鏡検査 (bronchoscopy) である。結腸鏡検査と気管支鏡検査とは共にリスクを伴い、患者にとって快適なものではない。

【0004】

仮想内視鏡検査は、3次元の画像データセットのコンピュータ処理を利用する比較的新しい診断方法である。そのデータセットは、標準的な内視鏡検査処置により生成される画像に類似又は同等である、患者の器官についてのシミュレーションされた視覚化を与える。そのデータセットは、コンピュータ断層撮影 (CT) 又は磁気共鳴画像化 (MRI) といった断層撮影を用いて作成される。従って、データ取得は、無侵襲であり、これは、患者にとって最小限の不快さのみをもたらすことを意味する。

【0005】

従来のCT及びMRIスキャンは、体の断面又はスライス画像を提供する。各データスライスは、離散的かつ均等に距離をおいて (equidistantly) 配列された密度値のマップであり、いわゆるボクセルである。離散化は、サンプリング及び再構築誤差をもたらす場合がある。従って、断層撮影から生じる断面は、人体のスライスの完全な表現では決してない。

【0006】

洗練されたアルゴリズムと高性能な計算とが、斯かる断面のスタックを人体構造の離散的な3次元表現として提供するのに使用されることができる。仮想内視鏡視覚化は、実際の内視鏡検査に関連付けられるリスクを回避し、実際の内視鏡検査を行う前に用いられるとき、処置の困難さを最小限にすることができる。更に、仮想内視鏡検査は、プラット血管 (plat vessel) といった実際の内視鏡検査では到達できない体の範囲の検査を可能にする。

【0007】

等値面 (iso-surface) レンダリングが、3次元医療データの視覚化のために多数の医療用途において使用される。等値面は、同一の密度値が割り当てられる、データボリューム内のすべての点の集合である。このデータ値は、閾値又は等値 (iso-value) と呼ばれ、検査プロセスの前に操作者によって特定されなければならない。それは、等値面の内部と呼

10

20

30

40

50

ばれることができる、高密度の領域と、外部と呼ばれることができる、より低い密度の領域との間の境界を印す。そのデータセットのボクセルに正確にマッピングされることのできる、ボリューム内の点が、そのボクセルの値に割り当てられる。他の点の密度値は、周囲のボクセルの密度値間の補間を用いて計算される。閾値より大きな密度値を持つ点は、等値面アルゴリズムにより内部にマッピングされ、他のすべての点は外部にマッピングされる。

【0008】

上述の仮想内視鏡検査の間の等値面レンダリングの1つの例は、仮想結腸鏡検査の間に行われる。仮想結腸鏡検査において、結腸の擬似現実表示がCTデータからレンダリングされる。事前に計算された経路に沿った結腸を通る動画(movie)の生成は、仮想結腸鏡検査における共通の用途である。経路生成は、半自動又は完全自動で行われ、その結果、臨床医学者は、操作(fly-through)中にポリープの発見に集中することができる。斯かる構造的異常が発見されれば、事前生成された経路を残し、任意の視点からポリープを検査することが有益となるであろう。従って、対話的なレンダリングが仮想結腸鏡検査における非対話的な動画の生成を容易にし、最終的にはそれを置き換えることができる。

10

【0009】

目に見えるアーチファクトが臨床医学者の気を散らす、又は誤った解釈をもたらす場合があるため、一般に、表面レンダリング用途に対する必要条件及び主要な基準は、高レベルな画像品質である。

【0010】

別の重要な要求は、速度である。伝統的な内視鏡検査に挑戦するために、仮想内視鏡検査システムは、調査される人体器官内を対話的にナビゲートすることを可能にする能力を持つべきである。

20

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0011】

残念なことに、仮想内視鏡検査プログラム又は方法のデザインは通常、こうした2つの重要な要求の間でのトレードオフを含む。なぜなら、一方で高い更新及びレンダリング速度を提供し、他方で高い画像品質を提供することは困難だからである。

【0012】

高いレンダリング速度から生じる1つの欠点は、エイリアス(aliasing)である。エイリアスは、エッジとレンダリングされる画像とに沿った階段状のアーチファクトをもたらす。これは、画像品質の劣化をもたらし、それは、多くの仮想内視鏡検査用途に当てはまることだが、表示が高いフレームレートでレンダリングされるとき又は動画が生成されるとき、一層ひどくなる。画像ピクセルを通過するエッジは、フリッカ(flickering)を生み出す。なぜなら、エッジがピクセル中心を踏み越える(overstep)とき、ピクセル値が異なるグレー値間で瞬時に切り替わるからである。この典型的なエイリアス効果は、視覚的に惱ましいものであり、卓越した画像品質の目的を達成するには削減されるべきである。

30

【0013】

スーパーサンプリングが、エイリアスのアーチファクトを除去する1つのやり方である。ここでは、ピクセルあたりに1つのサンプル点だけを用いる代わりに、16又はそれ以上のサンプルが評価され、その平均値がピクセルに割り当てられる。これは結果として、滑らかなエッジを生じさせ、動画におけるフリッカも解消する。なぜなら、ピクセル値は、グレーレベル間で徐々に変化し、エッジが貫通されるからである。しかしながら、この手法は計算的なコストが高く、高いレンダリング性能という目的に相反する。仮に画像における数ピクセルだけがスーパーサンプリングされる必要がある場合であっても、レンダリング速度における速度低下は受け入れられない。

40

【0014】

本発明の目的は、適合的なサンプリングを提供し、そして、増加されたレンダリング性能を提供することにある。

50

【課題を解決するための手段】

【0015】

請求項1に記載される本発明の例示的な実施形態によれば、上述した目的は、データセットにおける構造の適合的なサンプリング方法によって解決されることができ、そこでは、その方法は、高周波信号を有する前記構造の領域を特定するステップと、第1のサンプリングレートで第1のサンプリングを行うステップとを有し、結果として、第1のサンプル点を有するサンプリングされた構造を生じさせる。そして、第1のサンプリングは、高周波信号を有する領域に交差する軌跡 (trajectory) に沿って行われる。

【0016】

有利には、本発明のこの例示的な実施形態によれば、高周波信号を有する領域に交差する軌跡に沿って、2、3の追加的なサンプル点が選択される。その軌跡は、高周波信号を有する領域に垂直な向きに置かれる (oriented) ことができる。第1のサンプリングレートを十分高く選択することにより、高周波信号は、サンプリングされたデータから適切に再構築されることができる。なぜなら、サンプリング周波数は、ナイキストレートより上にあるからである。有利には、1次元であり、かつ領域を規定する2つの方向には沿っていない軌跡に沿った第1のサンプリングを行うことにより、スーパーサンプリングと比較してピクセルあたりのサンプル数が削減されることができ、結果として、増加されたサンプリング速度を生じさせる。

10

【0017】

請求項2に記載される本発明の別の例示的な実施形態によれば、高周波信号を有する構造の領域は、第2のサンプリングレートで第2のサンプリングを行うことにより特定され、そこでは、第1のサンプリングレートが第2のサンプリングレートよりも高い。

20

【0018】

従って、構造全体ではなく高周波信号を有する構造の領域だけが、相対的に高い第1のサンプリングレートでサンプリングされる必要がある。より低い第2のサンプリングレートでその構造をサンプリングした後、及び高周波信号の領域を特定した後、高周波信号のこの領域は、第1の(相対的に高い)サンプリングレートでサンプリングされることができ、結果として、一般的なスーパーサンプリングと比べても高速なサンプリング速度を提供しつつ、その特定の領域におけるエイリアスのアーチファクトの削減を生じさせる。

【0019】

請求項3に記載される本発明の別の例示的な実施形態によれば、サンプリングされた構造は、第1のサンプリングに基づきレンダリングされる。そこでは、第1のサンプル点の値の平均を評価することにより、高周波信号を有する領域におけるピクセルの平均ピクセル値が決定される。

30

【0020】

有利には、本発明のこの例示的な実施形態によれば、その高周波信号を有する領域に交差する軌跡に沿って位置する第1のサンプル点の値が、平均化され、この平均値がそれからその領域における特定のピクセルに割り当てられる。これは、高周波信号の領域におけるエイリアスのアーチファクトの削減を提供することができる。

【0021】

請求項4に記載される本発明の別の例示的な実施形態によれば、その構造は、等値面レンダリング手法により決定される。

40

【0022】

有利には、等値面レンダリング手法は、例えば、内臓といった構造の高速な特定を提供することができる。有利には、等値面レンダリング手法は、対話的な閾値調整でさえ提供することができる。

【0023】

請求項5に記載される本発明の別の例示的な実施形態によれば、第1のサンプリングが行われる軌跡は、高周波信号を有する領域に交差する線である。

【0024】

50

有利には、線に沿って第1のサンプリングを行うことにより、サンプリング速度が更に増加されることができる。

【0025】

請求項6に記載される本発明の別の例示的な実施形態によれば、高周波信号を有する構造の領域はエッジである。有利には、本発明のこの例示的な実施形態によれば、エッジに沿って生じるエイリアスのアーチファクトが適合的に削減又は補償されることができる。

【0026】

請求項7に記載される本発明の別の例示的な実施形態によれば、適合的なサンプリングは、レイキャスティングを含み、レイキャスティングは、エッジを検出するのに使用される。本発明のこの例示的な実施形態によれば、レイキャスティングは、例えば、低下された解像度を備える構造の画像を生成するのに使用される。そして、本発明の側面によれば、高周波信号を有する構造に対する画像の領域が特定され、サンプリング周波数がその領域に交差する軌跡に沿って増加される。

【0027】

請求項8に記載される本発明の別の例示的な実施形態によれば、その構造は、表面変化(surface variation)を有する表面を有する。更に、その軌跡は、最大表面変化の方向に沿って伸びる。

【0028】

有利には、本発明のこの例示的な実施形態によれば、(相対的に高い周波数での)第1のサンプリングは、表面方向の変化が最大である方向に沿って行われ、それは例えば、エッジである。従って、本発明のこの例示的な実施形態によれば、表面方向の変化が最大となり、従って、サンプル点の値の変化が最大になる方向に、追加的なサンプル点が与えられる。

【0029】

請求項9に記載される本発明の別の例示的な実施形態によれば、その方法は仮想内視鏡検査に使用される。これは、仮想内視鏡検査のような医療用途における適合的なサンプリングを提供し、そこで、改良されたレンダリング性能を提供することができる。

【0030】

有利には、請求項10に記載される本発明の別の例示的な実施形態によれば、データセットにおける構造の適合的なサンプリングのための画像処理デバイスが与えられ、それは、そのデータセットを格納するメモリと、以下の処理：データセットをロードし、高周波信号を有する構造の領域を特定し、及び第1のサンプリングレートで第1のサンプリングを行い、結果として、第1のサンプル点を有するサンプリングされた構造を生じさせる処理を行うよう適合される画像プロセッサとを有する。第1のサンプリングは、高周波信号を有する領域に交差する軌跡に沿って行われる。

【0031】

有利には、これは、適合的なサンプリングを可能にすることができる。

【0032】

本発明は、データセットを格納するメモリと、そのデータセットにおける構造の適合的なサンプリングを行うよう適合される画像プロセッサとを有するスキャナシステムにも関する。本発明の側面によれば、スキャナシステムは、CTスキャナシステム及びMRスキャナシステムのいずれかである。本発明によるスキャナシステムは、請求項11及び12に記載される。

【0033】

有利には、これは、適合的なサンプリングと、CTスキャナシステム又はMRスキャナシステムにより得られるデータセットにおける構造の改良されたレンダリング性能とを可能にすることができる。

【0034】

本発明は、例えば画像プロセッサのようなプロセッサで実行されることができるコンピュータプログラムにも関する。斯かるコンピュータプログラムは、例えばCTスキャナシ

10

20

30

40

50

テム又はMRスキャナシステムの一部とすることができる。本発明の別の例示的な実施形態によるコンピュータプログラムが、請求項13に記載される。これらのコンピュータプログラムは、好ましくは、画像プロセッサのワーキングメモリにロードされることができる。従って、その画像プロセッサは、本発明の方法の例示的な実施形態を実行するよう備えられる。そのコンピュータプログラムは、CD-ROMのようなコンピュータ可読媒体に格納されることができる。また、コンピュータプログラムは、ネットワーク、例えば、ワールドワイドウェブを介して提供されることもでき、斯かるネットワークから、画像プロセッサのワーキングメモリにダウンロードされることができる。本発明のこの例示的な実施形態によるコンピュータプログラムは、例えば、C++のような任意の適切なプログラム言語で書かれることができる。

10

【0035】

本発明の例示的な実施形態の要点として、データセットにおける構造が適合的にサンプリングされ、そこでは、高周波信号を有する領域に交差する軌跡に沿って、相対的に高いサンプリングレートでサンプリングが行われることが理解されるであろう。従って、本発明の例示的な実施形態によれば、ほとんどの構造が、より低いサンプリングレートでサンプリングされることができ、エイリアスのアーチファクトをもたらすことができる高周波信号の領域のみが、相対的に高いサンプリングレートで部分的にサンプリングされる。有利には、本発明の例示的な実施形態によれば、相対的に高いサンプリングレートでのサンプリングは、高周波信号の領域に垂直な線に沿って行われ、それは、結果として、ピクセルあたりにより多くのサンプルを伴うスーパーサンプリングに匹敵する、レンダリングされる画像の視覚品質を生じさせることができる。これは、十分な画像品質を提供しつつ、計算的なコストの削減をもたらすことができる。

20

【発明を実施するための最良の形態】**【0036】**

本発明のこれら及び他の側面は、本書において述べられる実施形態から明らかとなり、又は実施形態を参照して説明されるであろう。

【0037】

本発明の例示的な実施形態が、以下の図面を参照して以下に説明されることになる。

【0038】

図1は、本発明によるCT(コンピュータ断層撮影)スキャナシステムの、本発明における例示的な実施形態を示す。この例示的な実施形態を参照して、本発明は、医療画像化における用途に関して説明が行われることになる。しかしながら、本発明は、医療画像化の分野における用途に限定されるものではなく、荷物の中身に含まれる爆発物といった危険物質を発見するための荷物検査といった用途、又は材料検査といった他の産業上の用途においても使用されることができることに留意されたい。

30

【0039】

図1に表わされるスキャナはコーンビームCTスキャナである。図1に表わされるCTスキャナは、回転軸2の周りで回動可能なガントリ(gantry)1を有する。ガントリは、モータ3を用いて駆動される。参照番号4は、例えばX線源といった放射線源を表わす。それは、本発明の側面によれば、多色放射ビームを放出する。

40

【0040】

参照番号5は、その放射線源から放出される放射ビームを、コーン形状の放射ビーム6へ形成する開口(aperture)システムを表す。

【0041】

コーンビーム6は、それがガントリ1の中心、つまりCTスキャナの検査領域に配置される注目対象7を貫通し、かつ、検出器8にぶつかるよう、方向付けられる。図1から分かるように、検出器8の表面がコーンビーム6により覆われるよう、検出器8は放射線源4の反対にあるガントリ1上に配置される。図1に表わされる検出器8は、複数の検出器素子を有する。

【0042】

50

注目対象7のスキャンの間、放射線源4、開口システム5及び検出器8は、ガントリ1に沿って矢印16によって示される方向に回転される。放射線源4、開口システム5及び検出器8と共にガントリ1が回転するために、モータ3がモータ制御ユニット17に接続され、そのモータ制御ユニットは、計算ユニット18に接続される。

【0043】

図1において、注目対象は、コンベアベルト19に配置される。注目対象7のスキャンの間、ガントリ1は、患者7の周りを回転するけれども、コンベアベルト19は、ガントリ1の回転軸2に平行な向きに沿って、注目対象7を移動させる。これにより、注目対象7は、ヘリカルスキャンパスに沿ってスキャンされる。コンベアベルト19は、スキャンの間に停止されることもできる。コンベアベルト19を与える代わりに、例えば、注目対象7が患者であるような医療用途では、移動可能なテーブルが用いられる。しかしながら、記載されたすべての場合において、サーキュラスキャン(circular scan:円動スキャン、全周スキャン)を行うことも可能であることに留意されたい。そこでは、回転軸2に平行な方向での移動は起こらず、回転軸2の周りのガントリ1の回転だけが起こる。

10

【0044】

検出器8は、計算ユニット18に接続される。計算ユニット18は、検出結果、即ち、検出器8の検出器素子からの読み出しを受信して、この読み出しに基づきスキャン結果を決定する。検出器8の検出器素子は、注目対象によりコーンビーム6に対してもたらされる減衰を測定するよう適合されることができる。更に、計算ユニット18は、ガントリ1の動きをモータ3と調和させるため及びコンベアベルト19をモータ20と調和させるために、モータ制御ユニット17と通信する。

20

【0045】

計算ユニット18は、検出器8の読み出しから画像を再構築するよう適合されることができる。計算ユニット18により生成される画像は、インタフェース22を介して(図1において図示省略された)ディスプレイに出力されることができる。

【0046】

データセットを格納するメモリを有する画像処理デバイスに一体化される画像プロセッサにより実現されることができる計算ユニットはまた、そのデータセットにおける構造の適切なサンプリングを行うよう適合されることができる。本発明の側面によるデータプロセッサ又は画像プロセッサは、そのデータセットをロードし、高周波信号を有する構造の領域を特定するよう適合されることができる。更に、そのデータプロセッサは、第1のサンプリングレートで第1のサンプリングを行い、結果として第1のサンプル点を有するサンプリングされた構造を生じさせるよう適合されることができる。その第1のサンプリングは、その高周波信号を有する領域に交差する軌跡に沿って行われる。

30

【0047】

更に、図1からわかるように、計算ユニット18は、例えば自動的にアラームを出力するためにラウドスピーカ21に接続されることができる。

【0048】

図2は、本発明によるMRスキナシステムの実施形態の簡略化された概略図を示す。軸218に沿って配置され、かつ、検査される患者215が置かれる検査空間217を囲うコイル210を、MRスキナシステムは有する。有利には、患者は、検査空間217の低い部分に配置される可動テーブル又はコンベアベルト216上に横たわる。検査空間217を囲うコイル210の系は、HFコイル219と、内部コイル213とアクティブシールドコイル又はシールド212とを含むグラジエントコイルのアクティブシールド(actively shielded)装置と、磁場の生成の間、冷却するために中にコイルが配置される低温保持装置211とを有する。グラジエントコイルの装置213、212は、グラジエント増幅器220に接続されることができる。

40

【0049】

更に、図1に表されるCTスキナシステムによれば、MRスキナシステムは、個別のモータ、例えば、コンベアベルト216を動かすためのモータに関するモータ制御ユニット

50

と、計算ユニット(図2において図示省略)とを有することができる。斯かるMRスキャナシステムは、独出願公開DE 102 02 986 A1号に記載されており、本書では参照により含まれる。

【0050】

図3は、高周波信号を有する構造の領域44を有する元の画像31、38の概略図を示す。高周波信号を有する領域44は、より高位レベルに位置する構造の領域42と、より低位なレベルに位置する構造の領域43との間のエッジであってよい。参照番号32、45は、エッジ又はステップ44に位置する2つのピクセルを表す。

【0051】

レンダリングされた画像39から分かるように、エイリアスが、レンダリングされた画像39におけるエッジ44に沿って、階段状のアーチファクトをもたらす。なぜなら、サンプリングされた画像33におけるサンプリング周波数が十分高い訳ではないからである。これは、画像品質の低下をもたらし、例えば、多くの仮想内視鏡検査用途において当てはまることだが、表示が高いフレームレートでレンダリングされるとき又は動画が生成されるとき、一層ひどくなる。画像ピクセルを貫通するエッジは、フリッカ(flickering)を生み出す。なぜなら、エッジがピクセル中心を踏み越える(overstep)とき、異なるグレー値間でピクセル値が瞬時に切り替わるからである。この典型的なエイリアス効果は、視覚的に悩ましいものであり、卓越した画像品質の目的を達成するには削減されるべきである。

【0052】

サンプリングされた画像34と対応するレンダリングされた画像40とから分かるように、スーパーサンプリングが、エイリアスのアーチファクトを除去する1つのやり方である。ここでは、ピクセルあたりに1つのサンプル点だけを用いる代わりに、16又はそれ以上のサンプルが評価され、その平均値がピクセルに割り当てられる。これは結果として、滑らかなエッジを生じさせ、動画におけるフリッカも解消する。なぜなら、ピクセル値は、グレーレベル間で徐々に変化し、エッジが貫通されるからである(passed through)。しかしながら、この手法は計算的なコストが高く、高いレンダリング性能という目的に相反する。レンダリング速度における速度低下は、仮に画像における数ピクセルだけがスーパーサンプリングされる必要がある場合であっても、受け入れられない。

【0053】

そこで、本発明の例示的な実施形態によれば、高周波信号を有する構造の領域(つまり、図3におけるエッジ44)が、プレサンプリングレート又は第2のサンプリングレートで、プレサンプリング又は第2のサンプリングを行うことにより特定される。このプレサンプリングレートは、比較的低いサンプリングレートであり、結果として、高速なサンプリングを生じさせる。それでもなお、高周波信号を有さない構造の領域に対しては十分に高いサンプリングレートを備える。高周波信号を有する領域の特定の後、その高周波信号を有する領域に交差する軌跡36に沿って、ポストサンプリング又は第1のサンプリングが、ポストサンプリングレート又は第1のサンプリングレートで行われる。更に、その高周波信号を有する領域に交差する別の軌跡37に沿って更なるポストサンプリングが行われる。このポストサンプリングは、結果として、第1のサンプル点46、47を有するサンプリングされた構造を生じさせる。

【0054】

本発明の例示的な実施形態によれば、その軌跡は、(図3に示されるように)高周波信号を有する領域に交差する線とすることができる。しかし、軌跡は、例えば、凸形又は凹形といった他の任意の形状を持つことができることに留意されたい。例えば、軌跡は、最大の表面変化(surface variation)の方向にある点に沿って整列される(aligned)ことができる。

【0055】

言い換えると、本発明の側面によれば、最大の表面法線変化の方向に沿ってサンプル点を選択される。そこで、他のスーパーサンプリング又はアンチエイリアシング技術と比べ

10

20

30

40

50

ても、同程度の品質の画像をレンダリングするのに必要とされる追加的なサンプルが少なくなくて済む。これによって、レンダリング性能に関する高い要求を伴う用途に対してさえ、アンチエイリアシングが計算的に実行可能となる。

【0056】

図3におけるサンプリングされた画像35からわかるように、追加的なサンプル点46、47が、エッジ方向に基づき適合的に選択される。表面法線は、平行な方向ではあまり大きく変化せず、表面法線の変化は、主にエッジに垂直な方向に現れるので、その垂直な方向に沿って2、3の追加的なサンプルが評価され、その平均、例えば、重み付き平均がピクセル値として使用される。その垂直な方向は、より低いデプス値を持つピクセル(ピクセル49)の表面法線を画像平面上へ投影することにより決定されることができ、レンダリングされた画像41から分かるように、この方向に沿った2、3の追加的なサンプル点が、卓越した画像品質の画像をレンダリングするには十分である。

10

【0057】

その構造は、等値面レンダリング手法により決定されることができ、ことに留意されたい。その等値面レンダリングは、対話的な閾値調整さえ可能にし、従って、閾値の範囲内の興味ある特徴をチェックするだけでなく、操作中に(on the fly)適切な閾値を発見する機会を伴う、対話的な閾値決定を提供する。

【0058】

図4は、本発明の例示的な実施形態によるスーパーサンプリングを備える適合的なアンチエイリアシングを用いてレンダリングされた仮想結腸鏡検査の画像402と、それを用いないでレンダリングされた仮想結腸鏡検査の画像401とを示す。適合的なアンチエイリアシングなしでレンダリングされた画像401における高周波信号は、ナイキスト・シャノンのサンプリング定理が満たされない場合、つまり、サンプリング周波数が、ナイキストレートを下回る場合、サンプリングされたデータから適切に再構築されることができない。等値面レンダリングされた画像におけるこのエイリアシングの1つの明白な明示は、これらの画像特徴の無限周波数スペクトラムが原因で生じる、エッジに沿った階段状のアーチファクト、つまり「ジャギー(jaggies)」である。視覚的な印象の欠如が、高いフレームレートでレンダリングされる動きのある図又は画像において最も顕著になる。ここでは、エイリアスのアーチファクトが、繊細さ(nervousness)についての気をそらす要素を引き起こすフリッカするエッジをもたらす。動画を生成する医療用途の一例は、仮想結腸鏡検査である。悩ましいフリッカは、視る者がポリープを発見するという実際の仕事に集中することを難しくし、この状況を改善する何らかの手段は、医療分野においては歓迎すべき特徴となるであろう。

20

30

【0059】

画像401において、エイリアスのアーチファクトがエッジに沿って観測されることができ、ピクセルあたりの追加的な視線をキャスト(cast)することが、エイリアスのアーチファクトを劇的に削減させることができる。しかしながら、従来のスーパーサンプリングに必要とされる追加的な計算コストが、高いレンダリング性能の目的に相反する。本発明は、例えば、エッジに直交する方向で2、3の追加的なサンプル点を選択することにより、この問題を解決する。プレサンプリングレート又は第2のサンプリングレートを用いるプレサンプリング又は第2のサンプリングから生じる中間レンダリングデータが、追加的なサンプル点を決定するのに使用される。図4における画像402から分かるように、実験は、ピクセルにつき4つの適合的に選択されたサンプル点が、スーパーサンプリングの16倍に匹敵する画像品質を、非常に低い計算コストで提供することを示す。

40

【0060】

図5は、階段状のアーチファクトを示す通常の低サンプリングレートでレンダリングされた画像501を示し、ここでは、画像502、503がアンチエイリアシングの利点を示す。エッジは滑らかに見え、高いフレームレートで画像が生成されるときもフリッカを生じない。適合的なアンチエイリアシングは、等値面レンダリングに対して16倍のスーパーサンプリングされた画像の品質を、非常に低い計算コストでもたらす。これは、本発明の

50

例示的な実施形態によれば、ピクセルあたり16のサンプルを用いて、スーパーサンプリングされた画像を示す画像502と、それと比較して、ピクセルあたり4の追加的なサンプルのみを含む適合的アンチエイリアシングを使用する画像503とから、理解されることができる。

【0061】

図6は、本発明によるデータセットにおける構造の適合的サンプリングの方法の例示的な実施形態のフローチャートを示す。その方法はステップS0で開始し、その後、例えばCT仮想結腸鏡検査、又は例えば磁気共鳴仮想内視鏡検査の場合には、例えば、多色ビームを生成する電磁放射線の多色源を用いて、及び、多色ビームを検出する放射線検出器を用いて、データセットの取得がステップS1で行われる。

10

【0062】

その後、ステップS2において、プレサンプリング又は第2のサンプリングが行われる。このプレサンプリングは、より低周波の領域における高い画像品質を提供するほど十分高いが、高周波信号を有する領域、例えばエッジにおける卓越した画像品質を提供するほどは十分高くないような、相対的に低いサンプリングレートで行われることができる。プレサンプリングの後、レイキャスティングによるデータセットにおける構造を決定するため、等値面レンダリングがステップS3で行われる。レイキャスティングは、視点から対応する表面点までの距離と、視線ベクトルとその点での表面法線との間の角度とを計算するために、画像平面における各ピクセルに対して行われることができる。ここでは、中間データは、例えば、表面方向の変化が大きい(high)領域、又は例えば表面のしわ(wrinkle)でのエッジといった、アンダーサンプリングが画像品質の明らかな損失をもたらす箇所である、画像におけるそうした領域を決定するのに使用されることができる。

20

【0063】

ステップS3における構造の決定の後、高周波信号を有する構造における領域、つまり高い表面方向の領域又はエッジが、ステップS4において特定される。それから、ステップS5において、そのエッジに垂直な方向が、例えば、より低いデプス値を持つピクセル(図3の参照番号49参照)の表面法線を画像平面に投影することにより決定される。この方向に沿った2、3の追加的なサンプル点が卓越した画像品質の画像をレンダリングするには十分である。

【0064】

そして、ステップS6において、ポストサンプリング又は第1のサンプリングが、高いサンプリングレートである第1のサンプリングレートで、エッジに垂直な方向に沿うエッジに交差する線に沿って行われる。ステップS7において、平均ピクセル値は、その線に沿ったサンプル点の値の重み付き平均を評価することにより決定される。これは、よく決定されたピクセル値を生じさせることができ、結果として、低い計算コストで、画像全体の(エッジにおいてさえ)卓越した画像品質を生じさせることができる。その方法はステップS8で終了する。

30

【0065】

例えば、「マーチングキューブ」アルゴリズムのすべての変形例又は現在の3次元コンピュータゲームにおける、多くのハードウェアアクセラレートされた表面レンダリング手法と同様に、メッシュモデルがレンダリングされるとき、適合的なアンチエイリアシングが、近隣ポリゴンの境界に沿ったエイリアスのアーチファクトを削減するのに使用されることができることに留意されたい。更に、光る透明な表面を視覚化するのに、伝達関数の急勾配な部分において、シェーディングモデルが使われるときはいつでも、適合的アンチエイリアシングの手法は、直接的なボリュームレンダリングにまで拡張されることができる。

40

【0066】

2次元画像処理は、高速なアンチエイリアシングが有益であると証明することのできる別の適用分野である。

【0067】

50

図7は、本発明による方法の例示的な実施形態を実行するための、本発明による画像処理デバイスの例示的な実施形態を表す。図7に表される画像処理デバイスは、患者のような注目対象を表す画像を格納するメモリ152に接続される中央処理ユニット(CPU)、つまり画像プロセッサ151を有する。画像プロセッサ151は、複数の入力/出力ネットワーク、又はMRデバイス若しくはCTデバイスといった診断デバイスに接続されることができる。画像プロセッサは更に、例えば、コンピュータモニタのような、画像プロセッサ151で計算又は適合される情報又は画像を表示する表示デバイス154に接続される。操作者は、キーボード155及び/又は図7において図示省略されている他の出力デバイスを介して、画像プロセッサ151と対話することができる。

【0068】

更に、バスシステム153を介して、画像処理及び制御プロセッサ151を、例えば、注目対象の動きを監視するモーションモニタに接続することも可能である。例えば、患者の肺が画像化される場合、モーションセンサは、呼気センサとすることができる。心臓が画像化される場合、モーションセンサは、心電図(ECG)とすることができる。

【図面の簡単な説明】

【0069】

【図1】本発明によるコンピュータ断層撮影(CT)スキャナの実施形態の簡略化された概略表現を示す図である。

【図2】本発明による磁気共鳴(MR)スキャナの実施形態の簡略化された概略表現を示す図である。

【図3】元の画像と、通常のサンプリングを用いてレンダリングされた画像と、スーパーサンプリングを含むアンチエイリアシングを用いてレンダリングされた画像と、本発明の例示的な実施形態によるスーパーサンプリングを含む適合的アンチエイリアシングを用いてレンダリングされた画像との概略的な表現を示す図である。

【図4】本発明の例示的な実施形態によるスーパーサンプリングを有する適合的アンチエイリアシングを用いて(右)、及び用いないで(左)レンダリングされた仮想結腸鏡検査の画像を示す図である。

【図5】階段状のアーチファクトを示す通常のサンプリングを用いてレンダリングされた画像(左)と、スーパーサンプリングを備えるアンチエイリアシングを用いてレンダリングされた画像(真中)と、本発明の例示的な実施形態によるスーパーサンプリングを備える適合的アンチエイリアシングを用いてレンダリングされた画像(右)とを示す図である。

【図6】本発明によるデータセットにおける構造の適合的なサンプリングの方法の例示的な実施形態のフローチャートを示す図である。

【図7】本発明による方法の例示的な実施形態を実行するための、本発明による画像処理デバイスの本発明における例示的な実施形態を示す図である。

10

20

30

【 図 1 】

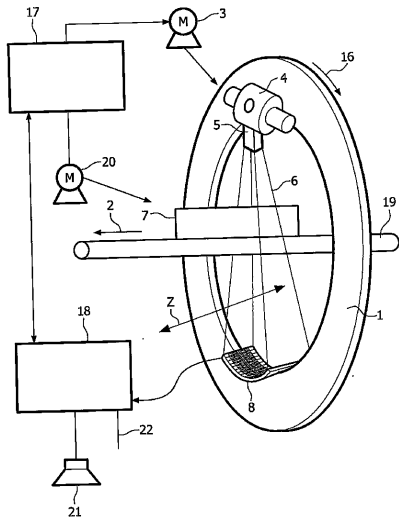


FIG. 1

【 図 2 】

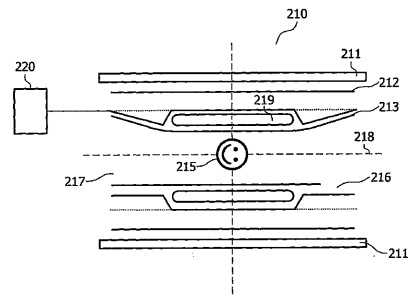


FIG. 2

【 図 3 】

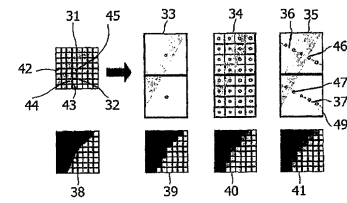


FIG. 3

【 図 4 】

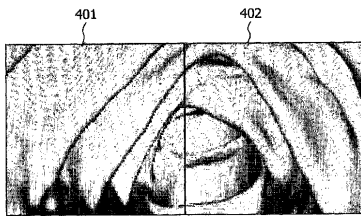


FIG. 4

【 図 5 】

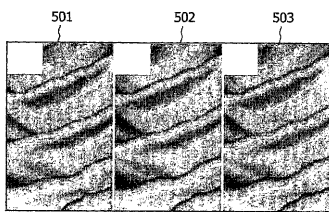


FIG. 5

【 図 6 】

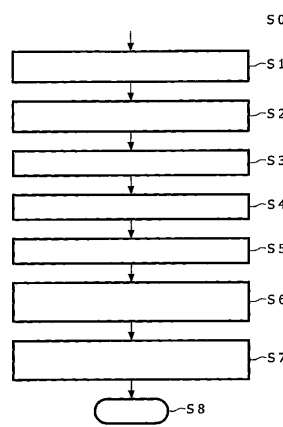


FIG. 6

【 図 7 】

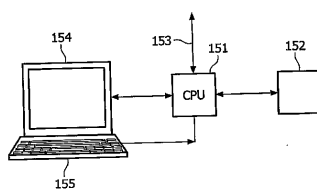


FIG. 7

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No
PCT/IB2005/050791

C.(Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	LAU R W H: "An adaptive supersampling method" PROCEEDINGS OF INTERNATIONAL COMPUTER SCIENCE CONFERENCE. IMAGE ANALYSIS APPLICATIONS AND COMPUTER GRAPHICS, 1995, pages 205-214, XP002225907 page 206 - page 208 -----	1-13

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International Application No
PCT/IB2005/050791

Patent document cited in search report		Publication date	Patent family member(s)	Publication date
EP 1074938	A	07-02-2001	US 6700672 B1	02-03-2004
			DE 60009810 D1	19-05-2004
			DE 60009810 T2	28-04-2005
			EP 1074938 A2	07-02-2001
			JP 2001052160 A	23-02-2001

フロントページの続き

(51) Int. Cl.

F I

テーマコード(参考)

A 6 1 B 6/03 3 7 7

(81) 指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, MC, NL, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NA, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, YU, ZA, ZM, ZW

(72) 発明者 ヴェーゼ ユルゲン

ドイツ連邦共和国 5 2 0 6 6 アーヘン ヴァイスハウストラッセ 2 フィリップス イン
テレクチュアル プロパティ アンド スタンダーズ ゲーエムベーハー

(72) 発明者 ブシュ マルク

ドイツ連邦共和国 5 2 0 6 6 アーヘン ヴァイスハウストラッセ 2 フィリップス イン
テレクチュアル プロパティ アンド スタンダーズ ゲーエムベーハー

(72) 発明者 キーフエル グンドルフ

ドイツ連邦共和国 5 2 0 6 6 アーヘン ヴァイスハウストラッセ 2 フィリップス イン
テレクチュアル プロパティ アンド スタンダーズ ゲーエムベーハー

(72) 発明者 レーマン ヘルコ

ドイツ連邦共和国 5 2 0 6 6 アーヘン ヴァイスハウストラッセ 2 フィリップス イン
テレクチュアル プロパティ アンド スタンダーズ ゲーエムベーハー

F ターム(参考) 2G001 AA01 BA11 CA01 DA09 HA14 JA16 KA06 LA10 PA11

4C093 AA22 CA13 FD01 FD09 FF42 FF43

4C096 AA20 AB50 AC05 AD14 AD25 DB09 DC19 DC21 DC33 DC35

5B080 AA13 FA00 FA14 GA06 GA11

专利名称(译)	沿边缘自适应采样以进行表面渲染		
公开(公告)号	JP2007528769A	公开(公告)日	2007-10-18
申请号	JP2007502475	申请日	2005-03-03
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司的Vie		
[标]发明人	ヴェーゼユルゲン ブシュマルク キーフェルグンドルフ レーマンヘルコ		
发明人	ヴェーゼ ユルゲン ブシュ マルク キーフェル グンドルフ レーマン ヘルコ		
IPC分类号	A61B6/03 G06T15/00 G01N23/04 A61B5/055 G06T15/50		
CPC分类号	G06T15/503		
FI分类号	A61B6/03.360.G A61B6/03.340.Z G06T15/00.200 G01N23/04 A61B5/05.380 A61B6/03.377		
F-TERM分类号	2G001/AA01 2G001/BA11 2G001/CA01 2G001/DA09 2G001/HA14 2G001/JA16 2G001/KA06 2G001/LA10 2G001/PA11 4C093/AA22 4C093/CA13 4C093/FD01 4C093/FD09 4C093/FF42 4C093/FF43 4C096/AA20 4C096/AB50 4C096/AC05 4C096/AD14 4C096/AD25 4C096/DB09 4C096/DC19 4C096/DC21 4C096/DC33 4C096/DC35 5B080/AA13 5B080/FA00 5B080/FA14 5B080/GA06 5B080/GA11		
代理人(译)	宫崎明彦		
优先权	2004101030 2004-03-12 EP		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

如果采样频率小于奈奎斯特速率，则不能从采样数据中正确地重建高频信号。本发明通过沿着与具有诸如边缘的高频信号的区域相交的轨迹选择几个附加采样点来解决该问题。中间渲染数据用于确定其附加采样点。因此，根据本发明的示例性实施例，已经发现每个像素的四个自适应选择的采样点提供与16次超采样相当的视觉质量，并且计算成本非常低。你可以。

