

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4152649号
(P4152649)

(45) 発行日 平成20年9月17日(2008.9.17)

(24) 登録日 平成20年7月11日(2008.7.11)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 6/03 (2006.01)
 A 6 1 B 6/03 3 7 1
 A 6 1 B 6/03 3 5 0 F

請求項の数 9 (全 12 頁)

(21) 出願番号	特願2002-71536 (P2002-71536)	(73) 特許権者	300019238
(22) 出願日	平成14年3月15日(2002.3.15)		ジーイー・メディカル・システムズ・グロ ーバル・テクノロジー・カンパニー・エル エルシー
(65) 公開番号	特開2002-345808 (P2002-345808A)		アメリカ合衆国・ウィスコンシン州・53 188・ワウケシャ・ノース・グランドヴ ュー・ブルバード・ダブリュー・710 ・3000
(43) 公開日	平成14年12月3日(2002.12.3)		
審査請求日	平成17年3月11日(2005.3.11)	(74) 代理人	100093908
(31) 優先権主張番号	09/810922		弁理士 松本 研一
(32) 優先日	平成13年3月16日(2001.3.16)	(72) 発明者	チアン・シェー
(33) 優先権主張国	米国 (US)		アメリカ合衆国、ウィスコンシン州、ブル ックフィールド、ウエスト・ケズウィック ・コート、19970番

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 CTスカウト画像処理のための方法及び装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

プロセッサを有するコンピュータ断層撮影イメージング・システムがスカウト画像を再構成する方法であって、
 対象物に対する少なくとも1つのスカウト走査により得られた投影データを、前記プロセッサがデコンボリューション・カーネルを利用して変形するステップと、
 前記プロセッサがこの変形投影データを使用して水平勾配及び垂直勾配を決定するステップと、
 前記プロセッサがこれらの水平勾配及び垂直勾配に基づいて所望レベルの強調を適用するステップと、
 前記プロセッサが前記変形投影データと前記水平及び垂直勾配に基づいて複数のスカウト画像を作成するステップと、
 を有するスカウト画像再構成方法。

【請求項2】

コンピュータ断層撮影イメージング・システムにおいてスカウト画像を再構成するようにプログラムされているプロセッサであって、5点デコンボリューション・カーネルを利用して投影データを変形し、この変形投影データを使用して水平勾配及び垂直勾配を決定し、これらの水平勾配及び垂直勾配に基づいて所望レベルの強調を適用し、前記変形投影データと前記水平及び垂直勾配に基づいて複数のスカウト画像を作成するように、構成されているプロセッサ。

【請求項 3】

前記投影データは、次の関係式

【数 1】

$$p'(i, j) = p(i, j) \otimes \theta(j)$$

にしたがって変形されており、ここで、 $p(i, j)$ は投影データのサンプルであり、 i はチャンネル方向におけるインデックスを表し、 j はビュー方向におけるインデックスを表しており、 $\theta(j)$ はデコンボリューション・カーネルである、請求項 2 記載のプロセッサ。

10

【請求項 4】

前記水平勾配は次の関係

【数 2】

$$\xi_x(i, j) = \left| p'(i, j) - \frac{1}{2N+1} \sum_{k=i-N}^{i+N} p'(k, j) \right|$$

を有しており、ここで、 $p'(i, j)$ はチャンネル i 及びビュー j の投影データのサンプルであり、 $p'(j, k)$ はビュー j 及びチャンネル k の投影データのサンプルであり、 N は水平方向においてサンプルを平均する点の数である、請求項 3 記載のプロセッサ。

20

【請求項 5】

前記垂直勾配は次の関係

【数 3】

$$\xi_z(i, j) = \left| p'(i, j) - \frac{1}{2M+1} \sum_{k=j-M}^{j+M} p'(i, k) \right|$$

を有しており、ここで、 $p'(i, j)$ はチャンネル i 及びビュー j の投影データのサンプルであり、 $p'(i, k)$ はチャンネル i 及びビュー k の投影データのサンプルであり、 M は垂直方向においてサンプルを平均する点の数である、請求項 3 記載のプロセッサ。

30

【請求項 6】

前記スカウト画像は次の関係

【数 4】

$$s(i, j) = p'(i, j) - \frac{\alpha \psi_i(i, j) \xi_z(i, j)}{\xi_x(i, j) + \xi_z(i, j)} - \frac{\alpha \psi_j(i, j) \xi_x(i, j)}{\xi_x(i, j) + \xi_z(i, j)}$$

を有しており、ここで、 α は強調量を調節するパラメータであり、 $\psi_i(i, j)$ は水平方向における平均サンプルであり、 $\psi_j(i, j)$ は垂直方向における平均サンプルであり、また

40

【数 5】

$$\frac{\xi_x(i, j)}{\xi_x(i, j) + \xi_z(i, j)} \quad \text{及び} \quad \frac{\xi_z(i, j)}{\xi_x(i, j) + \xi_z(i, j)}$$

は相対重みであり、ここで、 $\xi_x(i, j)$ は水平勾配であり、 $\xi_z(i, j)$ は垂直勾配である、請求項 3 記載のプロセッサ。

【請求項 7】

50

水平方向に強調した前記スカウト画像は、次の関係

【数 6】

$$\eta(i, j) = c[\epsilon(i, j) \otimes \zeta(i)] + (1 - c)\epsilon(i, j)$$

を有しており、ここで、 (i, j) は前記強調したスカウト画像であり、 (i) は 5 点デコンボリューション・カーネルであり、 c は強調量を制御するために使用されるパラメータである、請求項 6 記載のプロセッサ。

【請求項 8】

水平方向及び垂直方向に強調した前記スカウト画像は、次の関係

【数 7】

$$\mu(i, j) = d[\eta(i, j) \otimes \zeta(i)] + (1 - d)\eta(i, j)$$

を有しており、ここで、 (i, j) は水平方向に強調したスカウト画像であり、 (i) は 5 点デコンボリューション・カーネルであり、 d は強調量を制御するために使用されるパラメータである、請求項 7 記載のプロセッサ。

【請求項 9】

請求項 2 乃至 8 のいずれかに記載のプロセッサと、検出器アレイを持つガントリと、検出器アレイに向けてイメージング平面に沿って X 線ビームを照射する X 線源とを有し、前記検出器アレイが複数の検出器セルを含み、且つ前記プロセッサが前記 X 線源及びガントリに結合されていて、対象物のスカウト画像を作成する、イメージング・システム。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は一般的には CT イメージング・システム及びその他のイメージング・システム用の方法及び装置に関するものであり、より具体的には、一般化ヘリカル（螺旋）補間アルゴリズムに関するものである。

【0002】

【発明の背景】

「コンピュータ断層撮影（CT）」イメージング（画像作成）システムの少なくとも幾つかの公知の構成では、X 線源から扇（ファン）形ビームを投射し、この扇形ビームをデカルト座標系の X - Y 平面（これは一般に「イメージング平面」と呼ばれる）に沿うようにコリメートする。この X 線ビームは、撮影対象物、例えば患者を通り抜ける。X 線ビームは該対象物によって減弱した後に放射線検出器アレイに入射する。検出器アレイで受けた、減弱したビームの放射線の強さは、対象物による X 線ビームの減弱度に依存する。アレイの各検出器素子は、その検出位置におけるビーム減弱度の測定値である別々の電気信号を発生する。全ての検出器からのこれらの減弱度測定値は、別々に収集されて透過分布を形成する。

【0003】

公知の第 3 世代の CT システムでは、X 線源及び検出器アレイはガントリと共に撮影対象物の周りをイメージング平面内で回転して、X 線ビームが対象物を横切る角度が絶えず変化するようにする。X 線源は典型的には、焦点で X 線ビームを放出する X 線管を含む。X 線検出器は典型的には、検出器で受信する X 線ビームをコリメートするためのコリメータ、該コリメータに隣接するシンチレータ、及び該シンチレータに隣接する光検出器を含む。一ガントリ角度における検出器アレイからの一群の X 線減弱度測定値、すなわち投影データは、「ビュー (view)」と呼ばれている。対象物の「スキャン (scan)」は、X 線源及び検出器が一回転する間に様々なガントリ角度すなわちビュー角度（撮影角度）で取得され

10

20

30

40

50

た一組のビューで構成される。

【 0 0 0 4 】

アキシャル走査では、投影データは、対象物を切断する2次元スライスに対応する画像を構成するように処理される。一組の投影データから1つの画像を再構成する方法が、当該分野ではフィルタ補正逆投影法と呼ばれている。この手法では、スキャンからの減弱度測定値を「CTナンバー」又は「ハウンスフィールド単位」と呼ばれる整数に変換し、この整数を使用して陰極線管表示装置上の対応する画素の輝度を制御する。

【 0 0 0 5 】

複数のスライスについて必要とされる全走査時間を短縮するために、「ヘリカル(螺旋)」走査を行うことができる。「ヘリカル」走査を行うためには、ガントリの回転と同期して患者をz軸方向に移動させながら、所定数のスライスのデータを収集する。このようなシステムは、扇形ビーム・ヘリカル走査から単一のヘリックス(helix)を生成する。扇形ビームによってマッピングされたヘリックスは投影データを形成し、この投影データから各々の所定のスライスにおける画像を再構成し得る。

10

【 0 0 0 6 】

少なくとも1種の公知のイメージング・システムでは、X線源の位置を固定して対象物をz軸方向に平行移動させることによって単一のスカウト画像(造影前単純画像)を作成する。その結果のスカウト画像は、しばしばスキャノグラム(scanogram)と呼ばれており、普通の簡単な放射線撮影画像と同様である。このスカウト画像を使用して、オペレータは解剖学的構造の目印を識別し得る。しかしながら、単一の投影角度から作成されるスカウト画像は、対象物の解剖学的構造に関する深さの情報を提供しない。

20

【 0 0 0 7 】

複数のスカウト走査を実行することにより、対象物の深さ情報スカウト画像が作成される。詳しく述べると、少なくとも1つの深さ情報スカウト画像を作成するために、イメージング・システムは、各々のスカウト走査を、走査対象物(例えば、患者)に関して異なる投影角度(すなわち、スカウト角度)で実行する。例えば、患者をz軸に沿って一定速度で平行移動させながら、複数の投影角度(すなわち、スカウト角度)に沿ってガントリの位置を調節して複数のスカウト・データ(すなわち、投影データ)を収集する。

【 0 0 0 8 】

典型的には、泌尿器X線検査ではそれを完了するには5時間かかることがある。患者に造影剤を注入する前、及び造影剤の取込み(uptake)の後に、一連のX線フィルム撮影をすることが必要である。このX線手順は、患者の器官系から造影剤が除去されるのに7~8時間かかるため、長々しくて退屈なものである。別の公知の用途では、診断の正確さを向上させ且つ検査時間を改善するためにCTスキャナ及びX線が使用されている。そのプロトコルは複数の平面状X線フィルム撮影と複数のCT走査との組合せを必要とする。この場合、既存のCTテーブルの頂部に特殊なテーブルトップが配置されて、その下にフィルム・カセットを配置することが出来るようにすると共に、X線管が患者テーブルの上方の天井から懸架される。まず、造影剤を投与する前か、或いは患者の腹部内への造影剤の注入したときに(但し、造影剤が、収集されるデータに影響を与える程に患者によって吸収される前に)、1回のX線フィルム撮影と複数のヘリカル走査との第1組を行う。次いで、膨らませたバルーンによって腹部を圧迫して、造影剤を腎臓及び上部尿道内に保つようにする。造影剤が患者によって吸収された後、すなわち造影剤の取込み後に、1回のX線フィルム撮影と複数のヘリカル走査との第2組を行う。次いで、圧迫装置を外して、造影剤が腎臓及び上部尿道から出て行くようにして、造影剤の注入からほぼ30~40分の間、このX線フィルム撮影とヘリカル走査とを繰り返す。

30

40

【 0 0 0 9 】

しかしながら、このような公知のCTスカウト画像は高密度の構造(例えば、骨)の近くに黒い帯を含む。これらの黒い帯、すなわちのア・ティファクトは、それらが造影剤で充たされた器官近くにあるとき、患者の病理を評価する妨げとなる。このようなア・ティファクトは、典型的なスカウト処理に利用される公知の強調(enhancement)アルゴリズムに

50

よって引き起こされる。その結果、z方向（例えば、テーブルの進行方向）における空間分解能が影響を受ける。更に、最小スライス厚さ（例えば、z方向における各サンプルの寸法）が1.25mmであるとき、x方向分解能とz方向分解能との間に有意の不整合が生じる。X線デバイスを省略して、CTスキャナのみによってCTスカウト画像を作成することが可能である。

【0010】

【発明の概要】

コンピュータ断層撮影（CT）イメージング・スキャナによる画像を再構成するとき画像アーティファクトを低減する方法及び装置が提供される。本方法の模範的な実施形態では、スカウト画像を作成するために、対象物の複数の投影ビューを取得し、デコンボリューション（逆畳み込み）のカーネル（核）を利用して投影データを変形(modify)し、この変形投影データに基づいて水平勾配及び垂直勾配を作成し、これらの水平勾配及び垂直勾配に重みを適用し、これらの重み付けした水平勾配及び垂直勾配に対して所望レベルの強調を適用する。上記の方法は、CTスキャナの変更を必要とすることなく、強調したスカウト画像を作成する。

10

【0011】

一面では、イメージング・システムは、コンピュータと、検出器アレイを持つガントリと、検出器アレイに向けてX線ビームを照射するX線源を含み、同じ投影角度で対象物の複数の投影ビューを収集する。イメージング・システムは、デコンボリューション・カーネルを利用して投影データを変形し、この変形投影データに基づいて水平勾配及び垂直勾配を作成し、これらの水平勾配及び垂直勾配に重みを適用し、これらの重み付けした水平勾配及び垂直勾配に対して所望レベルの強調を適用して、スカウト画像を作成する。

20

【0012】

別の面では、イメージング・システム内のプロセッサが、対象物の複数の投影ビューについての投影データを収集するようにプログラムされている。該プロセッサは、デコンボリューション・カーネルを利用して投影データを変形し、この変形投影データに基づいて水平勾配及び垂直勾配を作成し、これらの水平勾配及び垂直勾配に重みを適用し、これらの重み付けした水平勾配及び垂直勾配に対して所望レベルの強調を適用して、スカウト画像を作成するようにプログラムされている。

30

【0013】

更に別の面では、イメージング・システムにおけるコンピュータ読出し可能な媒体が提供される。該媒体は、複数のスカウト画像の記録（レコード）を再構成するために使用される、複数の投影ビューについての投影データの記録を有する。複数のスカウト画像の記録を作成するために、デコンボリューション・カーネルを利用して投影データの記録を変形し、この変形投影データの記録に基づいて水平勾配及び垂直勾配の記録を作成し、複数の規則によりこれらの水平勾配及び垂直勾配の記録に対して相対重みを適用し、複数の規則によりこれらの重み付けした水平勾配及び垂直勾配の記録に対して所望レベルの強調を適用する。

【0014】

【発明の詳しい説明】

図1及び2には、コンピュータ断層撮影（CT）イメージング・システム10が、第3世代のCTスキャナを表すガントリ12を含むものとして示されている。ガントリ12はX線源14を有し、X線源14はガントリの反対側にある検出器アレイ18へ向かってX線ビーム16を投射する。検出器アレイ18は複数の検出器素子20によって形成されており、これらの検出器素子20は一緒に対象物、例えば患者22、を通過した投射X線を検知する。各検出器素子20は、それに入射するX線ビームの強さ、従って患者22を通過したときのX線ビームの減弱度を表す電気信号を発生する。X線投影データを収集するための走査の際に、ガントリ12及びそれに装着された部品は回転中心24の周りを回転する。一実施形態では、図2に示されるように、検出器20は一列に配列されており、これにより単一のスライスに対応する投影データが走査の際に収集される。別の実施形態では

40

50

、検出器 20 は並列の複数の列(row) に配列されており、これにより並列の複数のスライスに対応する投影データが走査の際に収集される。

【0015】

ガントリ 12 の回転及び X 線源 14 の動作は CT システム 10 の制御機構 26 によって制御される。制御機構 26 は、X 線源 14 へ電力及びタイミング信号を供給する X 線制御装置 28 と、ガントリ 12 の回転速度及び位置を制御するガントリ・モータ制御装置 30 を含んでいる。制御機構 26 内のデータ収集システム (DAS) 32 は検出器素子 20 からのアナログ・データをサンプリングして、該データをその後の処理のためにデジタル信号へ変換する。画像再構成装置 34 は、DAS 32 からサンプリングされデジタル化された X 線データを受け取って、高速画像再構成を実行する。再構成された画像はコンピュータ 36 へ入力として供給される。コンピュータ 36 は該画像を大容量記憶装置 38 に格納する。

10

【0016】

コンピュータ 36 はまた、キーボードを備えたコンソール 40 を介してオペレータから指令及び走査パラメータも受け取る。付設された陰極線管表示装置 42 により、オペレータは再構成された画像及びコンピュータ 36 からの他のデータを観察することが出来る。コンピュータ 36 はオペレータにより供給された指令及びパラメータを使用して、制御信号及び情報を DAS 32、X 線制御装置 28 及びガントリ・モータ制御装置 30 へ供給する。さらに、コンピュータ 36 は、ガントリ 12 内に患者 22 を位置決めするように電動テーブル 46 を制御するテーブル・モータ制御装置 44 を作動する。具体的に述べると、テーブル 46 は患者 22 の各部分をガントリ開口 48 の中に通すように移動させる。

20

【0017】

図 3 は、スカウト画像処理の際に空間解像度を改善するためのステップを例示する流れ図 50 である。図 3 に例示されている方法は、DAS 32 (図 2 参照)、画像再構成装置 34 (図 2 参照) 又はコンピュータ 36 (図 2 参照) によって実施することが出来る。一般的に云えば、DAS 32、画像再構成装置 34 及びコンピュータ 36 のうちの少なくとも 1 つの中のプロセッサが、以下に説明するプロセス・ステップを実行するようにプログラムされている。勿論、本方法は CT システム内で実施することに制限されず、多くの他の種類及び変形のイメージング・システムと関連して利用することが出来る。

【0018】

図 3 を参照して詳しく説明すると、走査の際に一組の生の走査データを収集し (ステップ 52)、この生のデータを予備処理して投影データを生成する。このデータは、平面状の画像の分解能と同等である水平方向の分解能とほぼ同じ分解能まで z 方向に分解する (ステップ 54)。次いで、水平及び垂直方向におけるサンプル相互間の変化を決定することによって、水平勾配及び垂直勾配を決定する (ステップ 56)。水平方向の分散及び垂直方向の分散に基づいて重みを算出する。次いで、水平勾配及び垂直勾配に異なる重みを適用し、この重み付けした勾配に所望量の強調を適用する (ステップ 58)。次いで、付加的な強調を適用する (ステップ 60)。

30

【0019】

スカウト走査の際、ガントリ 12 は回転されずに、静止した状態に保持され、その間にテーブル 46 がガントリ開口を通るように動かされる。図 3 を参照して詳しく説明すると、患者テーブル 46 を z 軸方向に 50 mm / 秒の速度で進行させながら、DAS 32 で 500 Hz でサンプリングすることにより、患者 22 に対して或る一つの特定のガントリ角度からのビューについて投影データを収集する (ステップ 52)。一実施形態では、1 つの検出器セルの厚さ当りほぼ 12 の投影ビューを収集する。次いで、6 つの隣接するビューを加算して、x 方向 (例えば、水平方向) におけるサンプリング距離にほぼ等しい画素間距離を求める。アイソセンタ近くの隣り合うサンプル相互間の距離は、扇形ビームのサンプリング形状が広がっているため、ほぼ 0.85 mm である。単純な加算処理は z 軸分解能 (例えば、垂直分解能) を劣化させ、これは加算がない場合の x 軸分解能 (例えば、水平分解能) よりも既にかなり悪い。

40

50

【 0 0 2 0 】

空間分解能を改善するために、デコンボリューション処理を利用する。下記の関係式を使用して、実効厚さを 1 . 2 5 mm の検出器開口寸法よりも小さくするために、元のサンプル $p(i, j)$ をデコンボリューション・カーネル $\theta(j)$ と畳み込むことにより、変形サンプル $p'(i, j)$ を求める。

【 0 0 2 1 】

【数 3 7】

$$p'(i, j) = p(i, j) \otimes \theta(j) \quad (1)$$

【 0 0 2 2 】

ここで、 i はチャンネル方向におけるインデックスを表し、また、 j はビュー方向におけるインデックスを表す。 $p'(i, j)$ は、例えば、オフセット補正、空気較正、基準正規化、負の対数、ビーム硬化の様な、適切な較正の後の、チャンネル i 及びビュー j の投影の読みを表す。変形サンプル $p'(i, j)$ は、異なる検出器列によって収集されたサンプルが適切なサンプリング遅延の後に組み合わせられて単一の組のサンプルを形成するので、サンプリングのマルチスライスの性質を無視している。例えば、模範的な実施形態において、サンプルは 0 . 1 mm 毎に収集される。1 . 2 5 mm の検出器開口の場合、隣接の一行からのサンプルを、カレントの列のサンプリングに対して 1 2 . 5 サンプル分の遅延又は進みで積分することができる。一実施形態では、隣接の一行のサンプルを、簡単な緒補間を使用してカレントの列と平均化する。別の実施形態では、これらのサンプルは、前のサンプルにまたがる付加的なサンプルとして取り扱われて、サンプリング速度を実効的に 2 倍にする。

【 0 0 2 3 】

デコンボリューション・カーネル $\theta(j)$ を導き出すために多くの手法を利用することができる。例えば、一実施形態では、「特異値分解 (SVD)」手法を利用して、系統点広がり関数に基づいてカーネルを導き出す。代替の実施形態では、画像ノイズを低減するために、一組の中間サンプルからの第 1 の n 個 (例えば、 $n < 6$) のビューを加算する。次いで、これらの中間サンプルはデコンボリューション・カーネルで処理して、空間分解能を改善した一組のサンプルを作成する。例えば、好ましい一実施形態では、3 つのビューを加算する。3 つのビュー内で、中央のサンプルからの最大偏差は 0 . 1 mm に過ぎない。従って、空間分解能に対する影響は最小限に保たれる。次いで、5 点デコンボリューション・カーネルをこれらのサンプルに適用することにより、強調したサンプルに達する。代替の実施形態では、デコンボリューション処理を周波数空間で実施することができる。元のスカウト画像のフーリエ変換を求めて、デコンボリューション・フィルタを乗算する。次いで、その結果を逆フーリエ変換により処理して、強調したスカウト画像を作成する。

【 0 0 2 4 】

走査された対象物内に存在する小さい構造を強調するために、且つリング・アーティファクトを避けるために、強調を行う方向を決定することが必要である。 x 軸方向 (例えば、チャンネル方向) と z 軸方向 (例えば、ビュー方向) との両方における変化を測定する。例えば、一実施形態では、変化の目安として標準偏差を使用する。模範的な実施形態では、平均したサンプルの組とサンプル自身との間の差を、信号変化の表示として使用するように選択する。数学的には、水平及び垂直方向の変化 $x(i, j)$ 及び $z(i, j)$ は、次の勾配方程式によって表現される。

【 0 0 2 5 】

【数 3 8】

10

20

30

40

$$\xi_x(i, j) = |p'(i, j) - \psi_i(i, j)| = \left| p'(i, j) - \frac{1}{2N+1} \sum_{k=i-N}^{i+N} p'(k, j) \right| \quad (2)$$

$$\xi_z(i, j) = |p'(i, j) - \psi_j(i, j)| = \left| p'(i, j) - \frac{1}{2M+1} \sum_{k=j-M}^{j+M} p'(i, k) \right| \quad (3)$$

【0026】

ここで、 $p'(i, j)$ はチャンネル i 及びビュー j の投影の読みのサンプルを表し、 $\psi_i(i, j)$ は2つの異なる方向におけるサンプルの平均であり、 N 及び M はサンプルを平均する点の数であり、 k はサンプルのインデックスのために使用される変数である。

10

【0027】

一実施形態では、勾配は水平及び垂直の両方向において強調されて、強調処理がオーバーシュートやアンダーシュートを招かないことを保証する。方向性の「不鮮明(ぼけ)マスク」処理が利用される。強調したスカウト画像 (i, j) を次の関係式によって決定する。

【0028】

【数39】

$$\varepsilon(i, j) = p'(i, j) - \frac{\alpha \psi_i(i, j) \xi_z(i, j)}{\xi_x(i, j) + \xi_z(i, j)} - \frac{\alpha \psi_j(i, j) \xi_x(i, j)}{\xi_x(i, j) + \xi_z(i, j)} \quad (4)$$

20

【0029】

ここで、 α は強調の量を調節するパラメータであり、 $\psi_i(i, j)$ は水平方向における平均サンプルであり、 $\psi_j(i, j)$ は垂直方向における平均サンプルである。また、

【0030】

【数40】

$$\frac{\xi_x(i, j)}{\xi_x(i, j) + \xi_z(i, j)} \quad \text{及び} \quad \frac{\xi_z(i, j)}{\xi_x(i, j) + \xi_z(i, j)}$$

30

【0031】

は相対重みであり、ここで、 $\xi_x(i, j)$ は水平方向の勾配変化であり、 $\xi_z(i, j)$ は垂直方向の勾配変化である。模範的实施形態では、 $\alpha = 0.3$ であるとき適当な画像が達成され、パラメータ N 及び M は、 $N = M = 9$ になるように選択される。一実施形態では、 α に対する値の範囲はゼロから1までであり、所望の作用範囲は $0.2 < \alpha < 0.4$ である。

【0032】

代替の実施形態では、付加的な強調をスカウト画像の水平方向か又は水平及び垂直の両方向に適用することができる。異なるカーネルの大きさを選択することによって更なる強調を達成することができる。例えば、一実施形態では、スカウト画像を次式にしたがって水平方向(例えば、 x 方向)に更に強調する。

40

【0033】

【数41】

$$\eta(i, j) = c[\varepsilon(i, j) \otimes \zeta(i)] + (1-c)\varepsilon(i, j) \quad (5)$$

【0034】

ここで、 $\varepsilon(i, j)$ は強調したスカウト画像であり、 $\zeta(i, j)$ は水平方向における更に強調したスカウト画像であり、 $\zeta(i)$ は5点デコンボリューション・カーネルであり、 c は強調量を制御するために使用されるパラメータである。模範的实施形態では、 c

50

は $c = 0.15$ のように選択される。

【0035】

別の実施形態では、スカウト画像に垂直方向に付加的な強調を適用することができる。スカウト画像を水平方向に強調した後、例えば、 (i, j) を作成した後、次式にしたがって (i, j) を利用してスカウト画像を垂直方向に更に強調する。

【0036】

【数42】

$$\mu(i, j) = d[\eta(i, j) \otimes \zeta(i)] + (1-d)\eta(i, j) \quad (6)$$

【0037】

ここで、 $\mu(i, j)$ は水平及び垂直の両方向に更に強調したスカウト画像であり、 (i, j) は水平方向における強調したスカウト画像であり、 (i) は5点デコンボリューション・カーネルであり、 d は強調量を制御するために使用されるパラメータである。模範的实施形態では、 d は $d = 0.15$ のように選択される。一実施形態では、増大した強調を利用して、低密度の腎臓結石のような小さい病理の画像分解能を増大させる。強調したスカウト画像を利用することにより、オーバーシュートやアンダーシュートが本質的に除かれ、そして画像は人工的であるように見えるが、典型的なX線フィルムの様相を有する。

【0038】

別の実施形態では、2次元カーネルを利用して、強調したスカウト画像の処理速度を増大させることができる。スカウト画像の分解能を更に改善するために、薄い2列(twin)構成(例えば、少なくとも1つの1mmの開口を持つコリメータを含むCTシステム)を、スカウト画像の作成の際に利用することが可能である。マルチスライス型CTスキャナでは、最小スライス厚さが主に検出器セルの開口によって決定される。図4を参照して詳しく述べると、一実施形態では、4列(quad)検出器72を使用するスカウト・データ収集の際に1.25mmの最小スライス厚さを利用する。z方向における空間分解能を有意に改善するために、一実施形態では、プリペイシェント・コリメータ74を利用することにより、X線源78から発生されたX線ビーム76をコリメートして、中央の2つの検出器列80及び82の一部分に方向付ける。この態様では、スライス厚さはもはや検出器セルの開口によって決定されない。次いで、強調処理が上記のようにして実行される。

【0039】

更に別の実施形態では、CTシステム10は、画像を再構成するために大容量記憶装置内のコンピュータ読み出し可能な媒体上に記録されたコンピュータ・プログラムを含んでいる。複数の投影ビューについての複数の投影データの記録が、複数のスカウト画像の記録を再構成するために使用される。複数のスカウト画像の記録を作成するために、デコンボリューション・カーネルを利用して投影データの記録を変形する。一実施形態では、5点デコンボリューション・カーネルが利用される。勿論、他の大きさのカーネルも使用することができる。変形投影データの記録に基づいて水平及び垂直勾配の記録を作成する。複数の規則により水平及び垂直勾配の記録に相対重みを適用し、また複数の規則により、これらの重み付けした水平及び垂直勾配の記録に所望レベルの強調を適用する。

【0040】

本発明を様々な特定の実施の形態について説明したが、当業者には本発明を特許請求の範囲に記載の精神及び範囲内で変更して実施できることが認められよう。

【図面の簡単な説明】

【図1】CTイメージング・システムの外觀図である。

【図2】図1に示したシステムの概略ブロック図である。

【図3】スカウト画像処理のためにCTシステムで実行される各ステップを例示する流れ図である。

【図4】スライス厚さを最小にするためにX線ビームをコリメートするために利用されているプリペイシェント・コリメータを示す略図である。

10

20

30

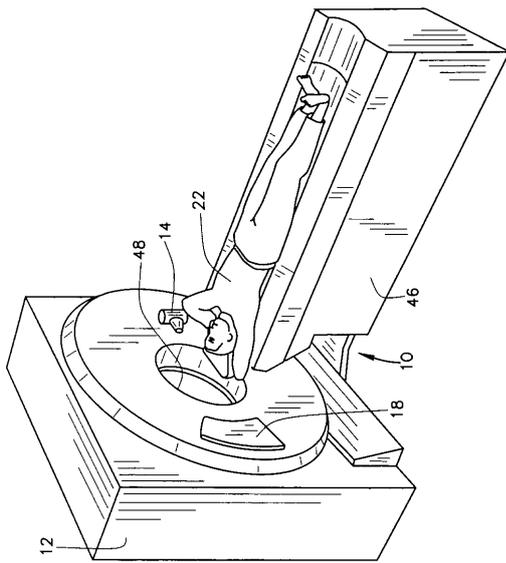
40

50

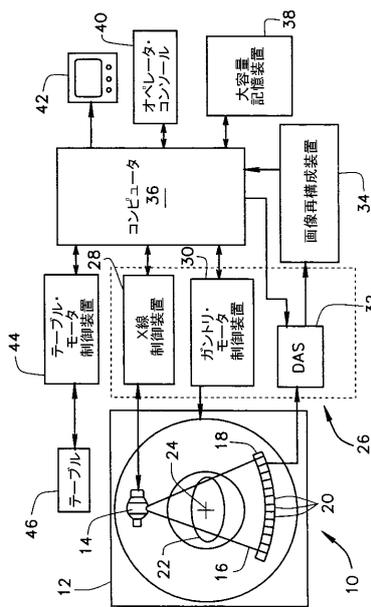
【符号の説明】

- 10 コンピュータ断層撮影イメージング・システム
- 12 ガントリ
- 14 X線源
- 16 X線ビーム
- 18 検出器アレイ
- 20 検出器素子
- 22 患者
- 24 回転中心
- 26 制御機構
- 32 データ収集システム
- 42 陰極線管表示装置
- 48 ガントリ開口
- 72 4列検出器
- 74 プリペイシエント・コリメータ
- 76 X線ビーム
- 78 X線源
- 80、82 中央の検出器列

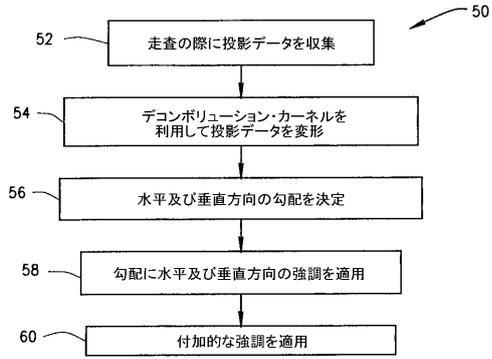
【図1】



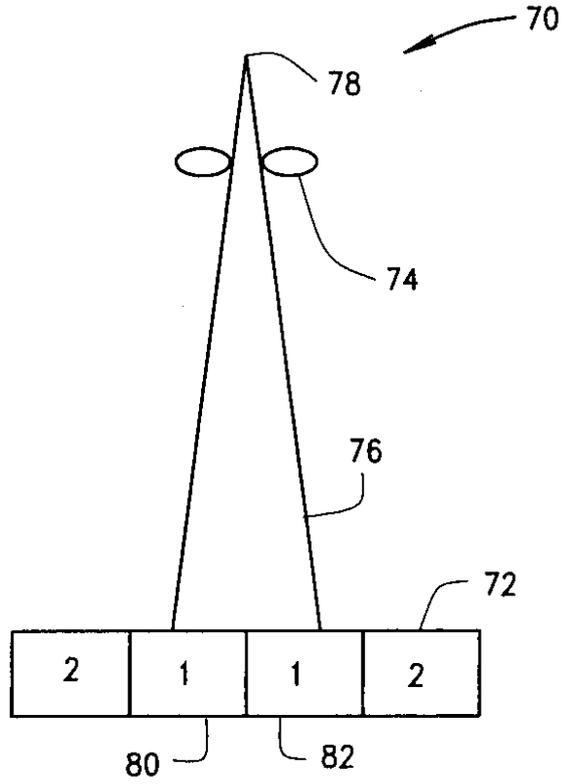
【図2】



【図3】



【図4】



フロントページの続き

(72)発明者 スタンレー・エイチ・フォックス
アメリカ合衆国、ウィスコンシン州、ブルックフィールド、アン・ライト・ドライブ、21485
番

審査官 長井 真一

(56)参考文献 特開平11-325(JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 6/03