

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4502426号
(P4502426)

(45) 発行日 平成22年7月14日(2010.7.14)

(24) 登録日 平成22年4月30日(2010.4.30)

(51) Int.Cl.	F 1
A 6 1 B 6/03 (2006.01)	A 6 1 B 6/03 3 2 O Y
	A 6 1 B 6/03 3 3 O Z
	A 6 1 B 6/03 3 6 O B
	A 6 1 B 6/03 3 6 O P

請求項の数 7 外国語出願 (全 12 頁)

(21) 出願番号	特願平11-236348	(73) 特許権者	390041542
(22) 出願日	平成11年8月24日(1999.8.24)		ゼネラル・エレクトリック・カンパニー
(65) 公開番号	特開2000-139897(P2000-139897A)		GENERAL ELECTRIC CO
(43) 公開日	平成12年5月23日(2000.5.23)		MPANY
審査請求日	平成16年11月2日(2004.11.2)		アメリカ合衆国、ニューヨーク州、スケネ
(31) 優先権主張番号	09/139438	(74) 代理人	100137545
(32) 優先日	平成10年8月25日(1998.8.25)		弁理士 荒川 聡志
(33) 優先権主張国	米国(US)	(74) 代理人	100105588
前置審査			弁理士 小倉 博
		(74) 代理人	100129779
			弁理士 黒川 俊久

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 マルチスライス・イメージング装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

ホスト・コンピュータを介してオペレータにより選択されるプロトコルに従って走査を実行するようにプログラムされたマルチスライス・イメージング・システムにおいて、複数のスライス厚さ及び、写真撮影上の要求条件を含む走査の実行に関する指定と、解像度の要求に応じて変化する厚みを有する再構成画像を複数の列のスキャンデータから遡及的に再構成する指定と、
に応じて予め用意された複数の種類のプロトコルを走査・再構成制御装置内に含み、
選択された複数のプロトコルの実行により、同じ走査データから相異なるスライス厚さを有する複数の画像集合が作成され、
前記遡及的な再構成は、前記複数の列のスキャンデータから複数のスライス断面画像を生成し、該複数のスライス断面画像を重ね合わせることを含む、ことを特徴とするシステム

10

【請求項 2】

要求される解像度に応じて患者の異なる位置における異なる厚さの画像が再構成され、前記システムは更に前記異なる厚さの画像を保存するメモリを備える請求項 1 記載のシステム。

【請求項 3】

前記プロトコルが、頭部外傷検査を指定すると共に、アキシャル走査データの集合を取得するための命令、生の走査データを前処理するための命令、頭部の相異なる部分に関して

20

相異なるスライス厚さを持った横断面画像の集合を再構成するための命令、及び前記画像の集合を同時に表示するための命令を含む請求項 1 記載のシステム。

【請求項 4】

前記プロトコルがアキシャル画像表示モード、多数の超薄スライス横断面画像の重み付け、及び所望のスライス厚さを持った画像の作成を指定する請求項 1 記載のシステム。

【請求項 5】

前記画像が次の式に従って作成され、

$$I(x, y)_s = W_i * I(x, y)_i$$

式中、 $I(x, y)_s$ は得られた画像の位置 x 及び y におけるピクセル値、 W_i は最終画像のスライス厚さ及びサブスライス画像の厚さによって決定される重み係数、そして $I(x, y)_i$ はサブスライス画像の x 及び y におけるピクセル値である請求項 4 記載のシステム。

10

【請求項 6】

前記プロトコルが CT 神経イメージング、CT 血管造影、腎臓提供者検査、肺塞栓、CT 外傷イメージング、全身 CT 検査及び肺疾患スクリーニングのうちの少なくとも 1 つを指定する請求項 1 記載のシステム。

【請求項 7】

前記システムは、患者検査台、X線ビームを発生する X線源、前記 X線ビームを検出する検出器、並びに、前記 X線源、前記検出器及びコリメータを有するガントリを備え、前記システムは、前記ガントリの回転に対する前記患者検査台の移動速度、前記 X線ビームのコリメート、及び前記検出器のコリメーションの何れか又はこれらの組合せにより、所定の厚みを有する複数の列のスキャンデータを作成する請求項 1 乃至 5 の何れかに記載のシステム。

20

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の背景】

本発明はイメージング技術に関するものであって、更に詳しく言えば、スケーラブルなマルチスライス・イメージング装置に関する。

【0002】

一般的に計算機断層撮影 (CT) 装置と呼ばれる少なくとも一部のイメージング装置においては、X線源から投射された扇形ビームが (一般に「イメージング平面」と呼ばれる) 直交座標系の X-Y 平面内に位置するようにコリメートされる。この X線ビームはイメージング対象の物体 (たとえば患者) を通過する。物体によって減弱させられた後、X線ビームは放射線検出器アレイに入射する。検出器アレイによって受光される X線ビームの強度は、物体による X線ビームの減弱度に依存する。アレイ中の各々の検出器素子は独立の電気信号を生じるが、この電気信号はその検出器位置における X線ビーム減弱度の測定値である。全ての検出器素子からの減弱度測定値を個別に収集することによって透過率分布が求められる。

30

【0003】

公知の第三代 CT 装置においては、X線源及び検出器アレイはイメージング平面内で且つイメージング対象の物体の周りをガントリと共に回転する。その結果、X線ビームが物体を横切る角度は絶えず変化する。通例、X線源は X線管を含んでいて、それは焦点から X線ビームを放射する。また、X線検出器は、入射する X線ビームをコリメートするためのコリメータ、コリメータに隣接したシンチレータ、及びシンチレータに隣接したホトダイオードを通例含んでいる。

40

【0004】

二重スライス CT 装置は公知であるが、商業的に入手し得る二重スライス装置の少なくとも一部には幾つかの制約がある。かかる制約としては、走査速度と z 軸解像度とのバランスの問題 (たとえば、走査速度の増大に伴って z 軸解像度は低下する)、画像再構成処理に付随する画像品質の問題、及び融通性の問題 (たとえば、かかる装置は 3 つ以上の断面

50

に関するデータを収集することができない)が挙げられる。詳しく述べれば、公知の商業的に入手し得る二重スライス装置は、3つ以上の断面に関するデータを収集するように構成を変更することができないという点でスケラブルでない。

【0005】

更に、多くの臨床的なCTイメージング用途においては、正確な診断のために相異なるスライス厚さ、相異なる横断面方位、及び相異なる三次元表示モデルに基づくCT画像を検査しなければならない。多くの場合、かかる診断のためには多数回のCT走査及び画像再構成が必要となる。その結果、診断に多くの時間がかかることがあり、そして時には患者に対する処置の遅れをもたらすことがある。

【0006】

それ故、1つ、2つ又はそれ以上の断面に関するデータを収集するために使用することができると共に、正確な診断のために必要な走査及び再構成を実行するように容易に構成し得るマルチスライスCT装置が得られれば望ましいわけである。また、かかる走査及び再構成を実行するために必要な複雑度及び時間を減少させることも望ましい。

【0007】

【発明の概要】

上記及びその他の目的は、相異なる画像品質特性を持った多数の画像データ・ストリームを将来的に(すなわち、将来の利用を見越して)且つ同時に作成するように構成されたスケラブルなマルチスライス装置によって達成される。かかる能力は、現行の臨床診断の改善を可能にすると同時に、画像の再構成及び表示並びに画像の解析のための、臨床用途
20
プロトコルによって推進される方法の使用を可能にする。更に詳しく述べれば、上記のごときスケラブルなマルチスライス・イメージング装置によると、患者の長軸に沿って多数列(> 2)のX線走査データが同時に得られる。たとえば、軸方向(アキシャル)マルチスライス走査モードでは、画像の再構成前に多数列の走査データを処理することができ、それらを用いて(a) 最高のz軸解像度を持った多数の薄いスライス、又は(b) 従来のCT
30
CTスキャナに比べて画像アーティファクトを低減した少ない数のより厚い画像スライスが得られる。下記に詳しく記載されるごとく、 4×2.5 mmのデータ取得モードでは、ガントリー1回転について同じ生の走査データから1枚の10 mm画像、2枚の5 mm画像、及び4枚の2.5 mm画像を作成することができる。2.5 mm画像はより良好なz軸解像度をもたらす。10 mm画像は、単一スライスCTの10 mm画像に比べてパーシャル
30
ボリューム・アーティファクトの低減をもたらす。ヘリカル・マルチスライス走査においては、マルチスライス・ヘリカル画像再構成アルゴリズムが将来的に及び遡及的に相異なるz軸解像度を持った多数の画像集合の作成を可能にする。たとえば、30 mm/回転の検査台速度では5~10 mmスライス厚さの画像を作成することができる。

【0008】

すなわち、画像スライス厚さ、画像再構成フィルタ、表示視野、写真撮影上の要求条件、及び画像保存上の要求条件を将来的に決定するため、特定の用途に基づいて多数のプロトコルが「予備作成」される。次いで、使用するプロトコルによって予め決定された相異なるスライス厚さ、相異なる再構成方法、及び相異なる表示モデル(軸方向、三次元又は再
40
フォーマット)に応じて多数の画像集合を表示することができる。

【0009】

たとえば、CT血管造影(CTA)用途においては、主要血管の横断面画像及び三次元/再フォーマット・モデルの両方が要求される。CTAに対する固有のプロトコルは下記のごとくに規定することができる。

【0010】

- ・ 4×1.25 mmモードでヘリカル走査データ集合を取得し、
- ・ 生の走査データを前処理し、
- ・ 2つの画像集合を将来的に再構成し(一方の2.5 mm横断面画像の集合は診断用のものであり、また他方の1.25 mm画像の集合は三次元又は再フォーマットCT血管造影モデルを作成するためのものである)、

10

20

30

40

50

・軸方向画像及び三次元/再フォーマット・モデルの両方を表示し、写真撮影し、且つ保存する。

勿論、それ以外の様々な種類の用途に対するプロトコルを作成し、そしてオペレータによる使用のためCT装置内に記憶させておくことができる。

【0011】

上記のごとき画像再構成及び表示方法並びに装置は、イメージングの生産性の向上、CT走査の回数の減少、及び診断のサイクル時間の短縮を容易にする。かかる方法及び装置はまた、観察、写真撮影及び保存にとって不要な画像の数を低減し得ると共に、多数の臨床目的のために高いz軸解像度情報を持った三次元又は四次元画像を作成する能力を有している。

10

【0012】

【発明の詳しい説明】

本発明は、一側面に従えばプロトコルによって推進される画像の再構成、表示及び保存に関し、また別の側面に従えばマルチスライス画像の作成方法に関する。本発明は多くの種類のイメージング装置に関連して実施することができるのであって、いずれか1種の装置に対する実施のみに限定されるわけではない。なお、本明細書中には典型的なマルチスライスCT装置についての詳細な説明が示される。このようなCT装置が下記に詳しく説明されるとは言え、本発明がかかる装置に対する実施のみに限定されるわけではないことを理解すべきである。

【0013】

図1について更に詳しく説明すれば、本発明の実施の一態様に係わる典型的な計算機断層撮影(CT)装置10が、「第三世代」のCTスキャナを表わすガントリー12を含むものとして示されている。ガントリー12はX線源14を含み、該X線源はガントリーの反対側に配置された検出器アレイ16に向けてX線ビームを投射する。検出器アレイ16は、患者18を通過した投射X線を同時に感知する多数の検出器モジュールから構成されている。各々の検出器モジュールは電気信号を生じるが、この電気信号は入射X線ビームの強度を表わし、従って患者18を通過する際のX線ビームの減弱度を表わす。

20

【0014】

X線投影データを得るための走査に際しては、ガントリー12及びその上に取付けられた構成部品が回転中心の回りに回転する。電動検査台20により、ガントリー12に対する患者18の位置が決定される。詳しく述べれば、走査に際し、検査台20はガントリーの開口22を通して患者18の各部を移動させる。

30

【0015】

図2は、図1に示された装置の概略ブロック図である。図2に示されるごとく、装置10はオペレータに対して画像及びメッセージを表示するためのモニタ(ユーザ・インターフェース)26に接続されたホスト・コンピュータ24を含んでいる。コンピュータ24はまた、オペレータがコンピュータ24に対して情報及び命令を入力することを可能にするため、キーボード28及びマウス30にも接続されている。更に、コンピュータ24は走査・再構成制御装置(SRU)32に接続されている。SRU32はまた、画像作成用のコントローラをも含んでいる。特定の実施の一態様に従えば、SRU32はIRIXオペレーティング・システムに基づいて動作するSGI PCI準拠中央処理装置を含んでいる。SRU32はまた、(下記の)データ取得装置と連絡するためのインターフェース・プロセッサ、及び当業界において公知のごとき前処理を行うための走査データ補正用デジタル信号処理ボードをも含んでいる。更にSRU32は、当業界において公知のごときフィルタ補正逆投影操作及び後処理操作を行うための画像作成装置をも含んでいる。

40

【0016】

SRU32には静止コントローラ34が接続され、そしてコントローラ34は検査台コントローラ36に接続されている。静止コントローラ34はまた、スリップリング38を介してオンボード・コントローラ40及びスケラブル・データ取得装置(SDAS)42に接続されている。スリップリング38は、スリップリング境界を横断する信号の無接点

50

伝送を可能にすると共に、境界を横断するデータ及び命令の伝送のために必要な帯域幅を維持する。S D A S 4 2 は、検出器 1 6 からのデータのサンプリング及び収集を行うと共に、サンプリングされたアナログ信号をデジタル信号に変換する。特定の実施の一態様に従えば、S D A S 4 2 は 4 列のデータ取得を支援するための 4 8 枚の互換性コンバータ・カードを含んでいる。2 列のデータ取得のためには、2 4 枚のカードを使用すればよい。特定の実施の一態様に従えば、コンバータ・カード 1 枚について 6 4 の入力チャンネルが存在していて、1 4 0 8 H z のサンプリングを行うことができる。S D A S 4 2 はまた、信号を増幅するためのフロントエンド前置増幅器を含んでいる。S D A S に関する一層詳しい説明は下記に示される。

【 0 0 1 7 】

オンボード・コントローラ 4 0 は、X 線源 1 4 の動作及び S D A S 4 2 の動作を制御する。X 線源 1 4 は、X 線管 4 6 に接続された高電圧発生器 4 4 を含んでいる。X 線管 4 6 は、たとえば、当業界においてジェミニ - 1 (Gemini-1) チューブとして知られ、且つアメリカ合衆国ウィスコンシン州ミルウォーキー市 (5 3 2 0 1) 所在のゼネラル・エレクトリック・カンパニー (General Electric Company) から商業的に入手し得る少なくとも一部の C T 装置において現在使用されている X 線管であり得る。X 線管 4 6 によって投射されたビームは、患者前方のカム・コリメータ 4 8 を通過し、そして (1 6 列検出器として図示された) 検出器 1 6 に入射する。カム・コリメータ 4 8 もまたオンボード・コントローラ 4 0 によって制御される。検出器 1 6 からの出力は S D A S 4 2 に供給される。

【 0 0 1 8 】

図 2 において、データの流は太い実線によって示され、制御の流れは普通の実線によって示され、且つリアルタイム制御の流れは破線によって示されている。それらの流れに付随した番号の意味は下記の通りである。

【 0 0 1 9 】

- 1 : 走査及び再構成に関するオペレータからの指示
- 2 : 走査に関する「マスタ」コントローラへの指示
- 3 : 分配される走査パラメータ
- 3 a : 検査台の位置
- 3 b : 回転パラメータ
- 3 c : k V 及び m A の選択
- 3 d : X 線ビームのコリメート及びフィルタの選択
- 3 e : 検出器のスライス厚さ及び S D A S の利得の選択
- 4 : 走査時のリアルタイム制御信号
- 5 : 高電圧
- 6 : コリメート前の X 線ビーム
- 7 : コリメート後の X 線ビーム
- 8 : アナログ走査データ
- 9 : デジタル走査データ
- 1 0 : 患者画像

ガントリー 1 2 の回転及び X 線源 1 4 の動作は、コントローラ 3 4 によって制御される。静止コントローラ 3 4 の制御下にあるオンボード・コントローラ 4 0 は、X 線源 1 4 に電力及びタイミング信号を供給する。S D A S 4 2 は、検出器 1 6 からのアナログ・データのサンプリングを行い、そして以後の処理のためにそれらのデータをデジタル信号に変換する。S R U 3 2 は、サンプリングされ且つデジタル化されたデータを S D A S 4 2 から受取って、高速の画像再構成を行う。再構成された画像は入力としてコンピュータ 2 4 に送られ、そして大容量記憶装置内に記憶される。

【 0 0 2 0 】

コンピュータ 2 4 はまた、キーボード 2 8 及びマウス 3 0 を介してオペレータから命令及び走査パラメータを受取る。モニタ 2 6 により、オペレータはコンピュータ 2 4 からの再構成画像及びその他のデータを観察することができる。オペレータによって供給された命

10

20

30

40

50

令及びパラメータは、コンピュータ 24 が制御信号及び情報を提供するために使用される。更にまた、コントローラ 36 は患者 18 を位置決めするために電動検査台 20 (図 1) を制御する。

【0021】

一般に、上記のごとき CT 装置は、1つ、2つ又はそれ以上の断面に関するデータを収集するために使用することができる。かかる装置によれば、軸方向走査及びヘリカル走査を実行することができると共に、走査された物体の横断面画像の処理、再構成、表示及び(又は)保存を行うことができる。スケーラブルな軸方向(アキシャル)画像再構成及び表示とは、たとえば、画像の厚さ、スライス数、及び表示すべき画像の数が選択可能であることを意味する。更にまた、かかる装置はいずれか1つの特定の画像再構成アルゴリズムに基づく実施のみに限定されるわけではないのであって、多くの種類の再構成アルゴリズムを利用し得ることが意図されている。かかるアルゴリズムの実例は、米国特許第 5469487号、同第 5513236号、同第 5541970号、同第 5559847号及び同第 5606585号、並びに米国特許出願第 08/561382号(1995年11月21日提出)、同第 08/779961号(1996年12月23日提出)及び同第 08/797101号(1997年11月26日提出)の明細書中に記載されている。なお、これらの特許及び特許出願はいずれも本願の出願人に譲渡されており、またそれらの内容全体が引用によって本明細書中に編入されている。

10

【0022】

軸方向マルチスライス走査モードにおいては、画像の再構成前に多数列の走査データを処理することができ、それらを用いて多数の薄いスライス又は画像アーティファクトの低減した少ない数のより厚いスライスを得ることができる。更にまた、臨床診断上の必要に基づき、スライス厚さの大きい画像を後になってから遡及的に再構成してより小さいスライス厚さの画像を得ることもできる。その結果、観察、写真撮影及び保存にとって不要な画像の数が減少する。更にまた、後になってから患者診断のために高い Z 軸解像度を持った画像を再構成することもできる。

20

【0023】

軸方向マルチスライスモードの実例を下記表 1 中に示す。

【0024】

表 1

30

取得画像の厚さ 及び モード	利用可能な遡及的再構成画像の厚さ
1. 25 mm 4 i	1. 25、2. 5、5 mm
2. 5 mm 2 i	1. 25、2. 5、5 mm
2. 5 mm 4 i	2. 5、5、10 mm
3. 75 mm 4 i	3. 75、7. 5 mm
5 mm 1 i	1. 25、2. 5、5 mm
5 mm 2 i	2. 5、5、10 mm
5 mm 4 i	5、10 mm
7. 5 mm 2 i	3. 75、7. 5 mm
10 mm 1 i	2. 5、5、10 mm
10 mm 2 i	5、10 mm

40

一例を挙げれば、2 i モードにおける 2. 5 mm 画像厚さに関する軸方向モードのデータ取得に対しては、幾つかの遡及的再構成オプションを選択することができる。たとえば、1. 25 mm のスライス厚さを持った 4 枚の画像を再構成することができ、2. 5 mm の

50

スライス厚さを持った2枚の画像を再構成することができ、また5mmのスライス厚さを持った1枚の画像を再構成することができる。従って、走査を実行した際のモード（すなわち、2i）よりも小さいスライス厚さを持ったより多くの画像（たとえば4枚の画像）を遡及的に再構成することができる。また、走査を実行した際のモードよりも大きいスライス厚さを持ったより少ない画像（たとえば1枚の画像）を遡及的に再構成することもできる。

【0025】

更にまた、画像の保存については、本発明の装置はより少ない画像の保存が可能であり、従って必要な保存スペースが少なく済む。たとえば、20mmの患者組織を2iモードで走査した場合、80枚の画像を作成することができる。20mmの患者組織について80枚の画像を保存すれば、大量のメモリが必要となる。多くの場合、20mmの患者組織全体について高い解像度が要求されるわけではない。たとえば、約5mmの組織についてだけ高い解像度が要求されることがある。厚さ2.5mmの2iモード走査で収集されたデータを使用すれば、オペレータは組織の大部分について厚さ5mmの画像を遡及的に再構成すると共に、より高い解像度が要求される部位についてのみ小さいスライス厚さ（たとえば、1.25mm）の画像を再構成することができるのである。このような遡及的再構成を使用すれば、保存すべき画像の数を顕著に減少させることができる。

【0026】

上記のごとき遡及的再構成の選択は、ユーザ・インターフェースを介して行うことができると共に、下記に一層詳しく説明されるマルチスライス検出器を用いて走査データが収集される結果として可能となる。薄いスライスに関する走査データが利用可能であれば、オペレータは遡及的再構成の実行時に様々なスライス厚さを選択することができる。

【0027】

ヘリカル・マルチスライス走査モードにおいては、患者検査台の速度、X線ビームのコリメート、及び検出器のコリメーションの様々な組合せにより、相異なるz軸解像度を持った画像を作成することができる。たとえば、30mm/回転の検査台速度では、5~10mmのスライス厚さの画像を作成することができる。より大きいスライス厚さ（たとえば10mm）の画像を将来的に作成することもできるが、これは画像数の減少及び画像再構成時間の短縮という利益をもたらす。後になってから、同じデータを用いてより薄いスライスの画像を遡及的に作成することもできる。このような薄いスライスの画像は臨床用途上の必要に応じて要求されることがあるが、患者の再走査を行うことなしにそれらを作成することができるのである。

【0028】

ヘリカル・マルチスライス・モードの実例を下記表2中に示す。

【0029】

表 2

検査台速度 (mm/回転)		利用可能な遡及的再構成画像の厚さ
高画質走査モード	高速走査モード	
3.75	7.5	1.25、2.5mm
7.5	15	2.5、3.75、5mm
11.25	22.5	3.75、5、7.5mm
15	20	5、7.5、10mm

たとえば、3.75mm/回転（すなわち、患者検査台がガントリー1回転当り3.75mmだけ移動する場合）の高画質（Hi-Q）走査モード、又は7.5mm/回転の高速（High-Speed）走査モードでは、1.25mm及び2.5mmのスライス厚さを持った画像を遡及的に再構成することができる。軸方向マルチスライスモードの場合と同じく、装置部品

の特定の構成に応じてそれ以外にも多くの組合せが可能である。この場合にもまた、遡及的再構成における融通性が大きい結果、必要な解像度を持った画像の作成を可能にしながらも所望の画像を保存するために必要なメモリを低減させることをはじめとする数多くの利益が得られる。

【 0 0 3 0 】

図 3 には、図 1 及び 2 に示された装置と共に使用し得る走査用ユーザ・インターフェースの具体例が示されている。かかるインターフェースは、ホスト・コンピュータ 2 4 (図 2) 中に記憶され且つホスト・コンピュータのモニタ上に表示される命令の集合を用いて実現される。走査用ユーザ・インターフェースにおいて、オペレータは走査モード(すなわち、ヘリカル走査モード又は軸方向走査モード)並びに各々のモードに関連した様々な走査パラメータを選択する。これらの選択は、たとえば、ユーザが所望のパラメータに対応した所望の領域に単に触れることによって行われる。タッチ方式のインターフェースは公知である。勿論、それ以外にも多くの種類のインターフェースを使用することができるのであって、図 3 に示されたインターフェースはほんの一例に過ぎない。

10

【 0 0 3 1 】

ヘリカル・モードにおいては、オペレータは所望のスライス厚さ、走査モード及び走査速度を選択する。図 2 に関連して上記に記載されたごとく、「Hi-Q」走査は高画質走査に対応し、また「Hi-Speed」走査は早い患者検査台速度に対応している。軸方向走査においては、オペレータは所望のスライス厚さ及び 1 回転当りの作成すべき画像数を選択する。

20

【 0 0 3 2 】

上記のごときマルチスライス CT 装置は、スケーラブルな走査管理、制御及び画像再構成方法を提供すると共に、スケーラブルな画像表示及び解析を可能にする。かかる装置を使用すれば、オペレータは表示すべき画像について所望のスライス数及びスライス厚さを容易且つ簡単に選択することができる。その上、患者走査速度の増大、画像品質の向上、及び X 線管負荷の低減も達成される。上記のごときマルチスライス・イメージング装置に関する一層詳しい説明は、「マルチスライス・イメージング装置」と称する米国特許出願第 0 9 / 1 4 0 2 8 9 号の明細書中に見出される。なお、この特許出願は本願の出願人に譲渡されており、またその内容全体が引用によって本明細書中に編入されている。

【 0 0 3 3 】

上記に説明された通り、患者の典型的な CT 走査は軸方向モード(患者検査台は停止し、走査し、次いで移動する)又はヘリカル・モード(患者検査台は走査に際して連続的に移動する)で行われる。上記のごときスケーラブルなマルチスライス CT 装置によれば、患者の長軸に沿って多数(> 2)列の X 線走査データを同時に得ることができる。軸方向マルチスライス走査モードでは、画像の再構成前に多数列の走査データを処理することができ、それらを用いて(a) 最高の z 軸解像度を持った多数の薄いスライス、又は(b) 従来の CT スキャナに比べて画像アーティファクトの低減した少ない数のより厚い画像スライスが得られる。たとえば、上記に説明されたごとく、4 x 2 . 5 mm のデータ取得モードでは、ガントリー 1 回転について同じ生の走査データから 1 枚の 1 0 mm 画像、2 枚の 5 mm 画像、及び 4 枚の 2 . 5 mm 画像を作成することができる。2 . 5 mm 画像はより良好な z 軸解像度をもたらす。1 0 mm 画像は、単一スライス CT の 1 0 mm 画像に比べてパ

30

40

【 0 0 3 4 】

ヘリカル・マルチスライス走査においては、マルチスライス・ヘリカル画像再構成アルゴリズムが将来的及び遡及的に相異なる z 軸解像度を持った多数の画像集合の作成を可能にする。たとえば、3 0 mm / 回転の検査台速度では 5 ~ 1 0 mm スライス厚さの画像を作成することができる。

【 0 0 3 5 】

上記のごとき装置に関連して予め規定されたプロトコルを使用することにより、装置オペレータは相異なる診断特性を持った CT 画像を同時に観察し且つ解析することができる。このようなプロセスの全体が、各々の臨床用途に対して固有のプロトコルによって推進さ

50

れる。

【0036】

プロトコルによって推進される画像の再構成、表示、解析及び保存の論理図である図4を参照しながら一層詳しく述べれば、画像スライス厚さ、画像再構成フィルタ、表示視野、写真撮影上の要求条件、及び画像保存上の要求条件を将来的に決定するため、特定の用途に基づいて多数のプロトコル100が予め規定され又は予備作成される。次に、プロトコルに従ってマルチスライス・データ取得102が実行される。その後、プロトコルに従って画像の表示、写真撮影及び(又は)保存104が行われる。たとえば、下記に一層詳しく説明される通り、厚いスライスの画像106、通常スライスの画像108、三次元/再フォーマット画像110、及び(又は)対話型可変スライス厚さの画像112を作成することができる。すなわち、使用するプロトコルによって予め決定された相異なるスライス厚さ、相異なる再構成方法、及び相異なる表示モデル(軸方向、三次元又は再フォーマット)に応じて多数の画像集合を表示することができるのである。

10

【0037】

可変スライス厚さの画像について述べれば、軸方向画像表示モードの場合、多数の超薄スライス横断面画像に重み付けを施してから重ね合わせることにより、所望のスライス厚さを持った新しい画像が形成される。このようなプロセスは下記の式によって記述される。

【0038】

$$I(x, y)_s = W_i * I(x, y)_i$$

式中、 $I(x, y)_s$ は得られた画像の位置 x 及び y におけるピクセル値、 W_i は最終画像のスライス厚さ及びサブスライス画像の厚さによって決定される重み係数、そして $I(x, y)_i$ はサブスライス画像の x 及び y におけるピクセル値である。

20

【0039】

プロトコルの具体例について述べれば、CT血管造影(CTA)用途の場合、主要血管の横断面画像及び三次元/再フォーマットモデルの両方が要求される。CTAに対して固有のプロトコルは、下記のごとくに規定することができる。

【0040】

- ・ 4×1.25 mmモードでヘリカル走査データの集合を取得し、
- ・ 生の走査データを前処理し、
- ・ 2つの画像集合を将来的に再構成し(一方の 2.5 mm横断面画像の集合は診断用のものであり、また他方の 1.25 mm画像の集合は三次元又は再フォーマットCT血管造影モデルを作成するためのものである)、
- ・ 軸方向画像及び三次元/再フォーマットモデルの両方を表示し、写真撮影し、且つ保存する。

30

プロトコルの別の具体例は頭部外傷検査に関するものである。頭部外傷検査に対して固有のプロトコルは、下記のごとくに規定することができる。

【0041】

- ・ 4×2.5 mmモードで軸方向走査データを取得し、
- ・ 生の走査データを前処理し、
- ・ 頭部の相異なる部分に関して 2.5 mm、 5 mm及び 10 mmのスライス厚さを持った3つの横断面画像集合を再構成し(相異なる集合に対しては、相異なる再構成アルゴリズムを使用することができる)、
- ・ 予め設定された相異なる表示視野及びウィンドウ・レベルの下で、3つの画像集合の全てを制御卓上に同時に表示する。

40

上記の具体例は、プロトコルによって推進されるCT画像の収集、表示及び診断のためのプロセスを例示するものである。走査、再構成、表示、画像処理、写真撮影及び保存に関する多数のパラメータを使用することにより、上記の具体例で実証された分野に限定されないプロトコルを作成することができる。かかるプロトコルは、たとえばSRU32中に記憶され、そしてホスト・コンピュータ24を介してオペレータにより選択される(図2)。

50

【0042】

かかるプロトコルの使用は、CTイメージングの生産性の向上、CT走査回数の減少、及び診断サイクル時間の短縮を容易にすることができる。かかるプロトコルの使用はまた、観察、写真撮影及び保存にとって不要な画像の数を減少させることもできる。更にまた、かかるプロトコルは多数の臨床目的のために高いz軸解像度情報を持った三次元又は四次元画像を作成する際にも使用することができる。このようなプロトコルはCT神経イメージング、CT血管造影、腎臓提供者検査、肺塞栓、CT外傷イメージング、全身CT検査、肺疾患スクリーニング及びその他の様々なCT診断イメージング目的を含む多種多様の用途に適用することができるが、それらだけに限定されるわけではない。

【0043】

本発明の様々な実施の態様に関する上記の説明によれば、本発明の目的が達成されることは明らかである。上記に本発明が詳しく説明されているとは言え、その説明は本発明の例示を目的としたものに過ぎないのであって、本発明の範囲を制限するものと解すべきでない。従って、本発明の範囲はもっぱら前記特許請求の範囲によって制限されることを理解すべきである。

【図面の簡単な説明】

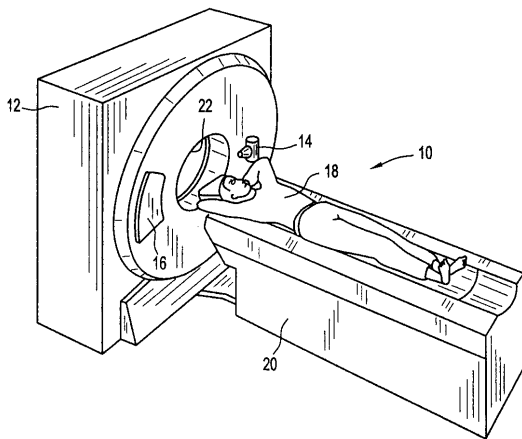
【図1】CTイメージング装置の絵画図である。

【図2】図1に示された装置の概略ブロック図である。

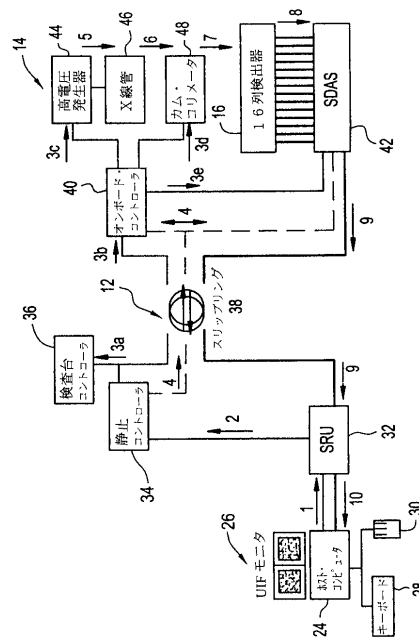
【図3】図1及び2に示された装置に関連して使用し得る走査用ユーザ・インターフェースの具体例である。

【図4】プロトコルによって推進される画像の再構成、表示、解析及び保存の論理図である。

【図1】



【図2】



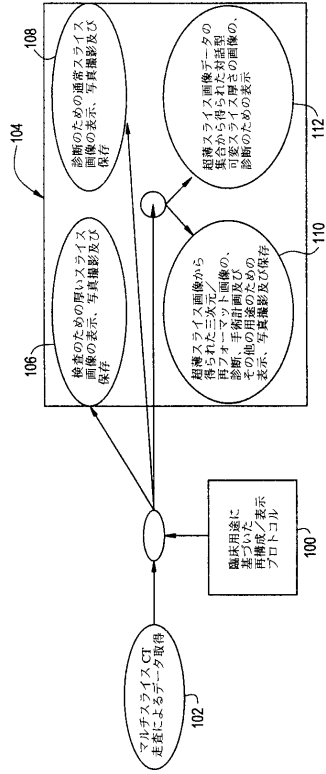
10

20

【 図 3 】

へリカル									
厚さ (mm)	1.25	2.50	3.75	5.00	7.50	10.00			
走査モード	Hi-Q								
速度 (mm/回転)	3.75	7.50	11.25	15.00	22.50	30.00			
軸方向									
厚さ (mm)	1.25	2.50	3.75	5.00	7.50	10.00			
1回転当たりの画像数	1i	2i	4i						

【 図 4 】



フロントページの続き

- (72)発明者 ファイ・デイヴィッド・ヒー
 アメリカ合衆国、ウィスコンシン州、ワウケシャ、リンカーンシャー・コート、2806番
- (72)発明者 スタンリー・フォックス
 アメリカ合衆国、ウィスコンシン州、ブルクフィールド、アン・リタ・ドライブ、21485番
- (72)発明者 シャルム・エム・エッケルスバーグ
 アメリカ合衆国、ウィスコンシン州、ブルクフィールド、パートリット・ドライブ、20970番

審査官 長井 真一

- (56)参考文献 特開平09-248299(JP,A)
 特開平06-169912(JP,A)
 特開平05-317299(JP,A)
 特開平08-166995(JP,A)
 特開平09-238934(JP,A)
 特開平09-308627(JP,A)
 特表平08-509896(JP,A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
 A61B 6/03