

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2008-237908

(P2008-237908A)

(43) 公開日 平成20年10月9日(2008.10.9)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 6/03 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 6/03 3 7 5

テーマコード (参考)

4 C 0 9 3

審査請求 未請求 請求項の数 9 O L (全 21 頁)

(21) 出願番号 特願2008-72745 (P2008-72745)
 (22) 出願日 平成20年3月21日 (2008. 3. 21)
 (31) 優先権主張番号 11/692, 086
 (32) 優先日 平成19年3月27日 (2007. 3. 27)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(71) 出願人 390041542
 ゼネラル・エレクトリック・カンパニイ
 GENERAL ELECTRIC CO
 MPANY
 アメリカ合衆国、ニューヨーク州、スケネ
 クタデイ、リバーロード、1 番

(74) 代理人 100093908
 弁理士 松本 研一

(74) 代理人 100105588
 弁理士 小倉 博

(74) 代理人 100129779
 弁理士 黒川 俊久

(74) 代理人 100137545
 弁理士 荒川 聡志

最終頁に続く

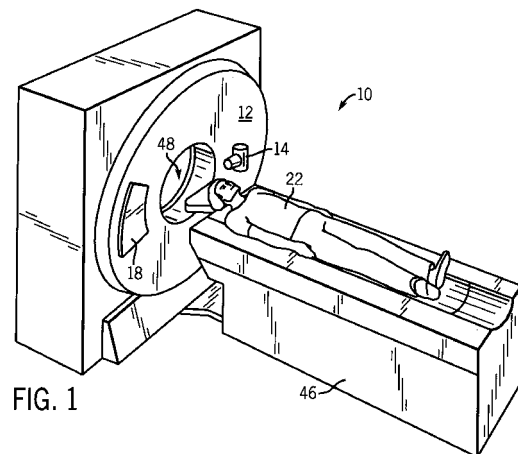
(54) 【発明の名称】 エネルギー識別を用いた計算機式断層写真法における血栓の検出

(57) 【要約】

【課題】被検体の緩下剤準備処理又は吹送を行わずにポリープと便との間にコントラストを生じつつ被検体の結腸直腸領域を撮像する。

【解決手段】撮像スキャナ(10)が、放射線源(14)と、放射線検出器(18)と、コンピュータ(36)とを含み、コンピュータ(36)は、放射線検出器(18)によって取得されたCTデータを、各々のピクセルが少なくとも第一の基底物質含有量及び第二の基底物質含有量を有するようなピクセル集合に分解するようにプログラムされる。コンピュータはさらに、第一の基底物質の含有量及び第二の基底物質の含有量に基づいてピクセル集合の第一の部分集合(274)を可能塞栓と識別するようにプログラムされる。

【選択図】図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

放射線源（１４）と、

放射線検出器（１８）と、

該放射線検出器（１８）により取得された計算機式断層写真法（ＣＴ）データを、各々のピクセルが少なくとも第一の基底物質含有量及び第二の基底物質含有量を有するようなピクセル集合に分解し、

前記第一の基底物質の含有量及び前記第二の基底物質の含有量に基づいて前記ピクセル集合の第一の部分集合（２７４）を可能塞栓と識別する

ようにプログラムされているコンピュータ（３６）と

を備えた撮像スキャナ（１０）。

10

【請求項 2】

前記コンピュータ（３６）は、前記第一の基底物質の含有量及び前記第二の基底物質の含有量に基づいて前記ピクセル集合の第二の部分集合（２７２）を可能血管と識別するようにさらにプログラムされている、請求項 1 に記載の撮像スキャナ（１０）。

【請求項 3】

前記コンピュータ（３６）は、前記計算機式断層写真法データを用いて従来の計算機式断層写真法画像を形成するようにさらにプログラムされている、請求項 2 に記載の撮像スキャナ（１０）。

【請求項 4】

20

前記コンピュータ（３６）は、前記従来の計算機式断層写真法画像のピクセルの前記第一（２７４）及び第二の部分集合（２７２）の一方を自動的に識別するようにさらにプログラムされている、請求項 3 に記載の撮像スキャナ（１０）。

【請求項 5】

前記コンピュータ（３６）は、前記ピクセルの第一の部分集合（２７４）を第一の色として識別し、前記ピクセルの第二の部分集合（２７２）を第二の色として識別するようにさらにプログラムされている、請求項 2 に記載の撮像スキャナ（１０）。

【請求項 6】

前記第一の基底物質含有量は水であり、前記第二の基底物質含有量は造影剤である、請求項 1 に記載の撮像スキャナ（１０）。

30

【請求項 7】

前記造影剤はヨードである、請求項 6 に記載の撮像スキャナ（１０）。

【請求項 8】

前記造影剤は走査被検体に灌流される、請求項 6 に記載の撮像スキャナ（１０）。

【請求項 9】

前記塞栓は肺塞栓及び下肢深部静脈血栓の一方である、請求項 1 に記載の撮像スキャナ（１０）。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

40

本発明は一般的には、放射線撮像に関し、さらに具体的には、結腸直腸領域の緩下剤準備処理又は吹送を行わずに被検体の結腸直腸領域において結腸ポリープを検出する方法及びシステムに関する。本発明はまた、正常な血管組織の塞栓又は血栓を自動的に検出する方法及びシステムに関する。本発明は特に、フォトン計数型及び／又はエネルギー識別型のＣＴシステムと共に適用可能である。

【背景技術】**【0002】**

結腸直腸癌は癌死亡の主因となっている。潜在的癌性ポリープの検出のために開発された幾つかの許容可能なスクリーニング手法が存在する。これらのポリープが検出され除去され得ると、結腸直腸癌の発生率及び死亡率を低下させ得ることが広く認められている。

50

【 0 0 0 3 】

さらに、複雑な血管構造における塞栓、血栓又は凝血塊のような異常を検出するときに誤診がしばしば生ずる。血管の閉塞のため、異常よりも先の血管系は造影剤を受け入れることができず、不可視となる場合がある。かかる異常をより効率よく検出することができれば、誤診の発生を抑えることができる。

【特許文献 1】米国特許出願公開第 2 0 0 3 / 0 2 2 3 6 2 7 号

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 4 】

結腸内視術は、潜在的癌性ポリープを検出するのに用いられる一般的な手法である。しかしながら、結腸内視術は侵襲的であり、患者にとってしばしば不快な経験となる。最近では、計算機式断層写真法の原理を用いて患者の結腸領域又は結腸直腸領域の全体を画像化する C T 結腸撮影法 (C T コロノグラフィ) のような他の手法が開発されており、これらの潜在的癌性ポリープの検出において極めて高感度であることが実証されている。C T 結腸撮影検査は結腸内視術よりも侵襲性が遥かに低いと考えられるが、C T 結腸撮影法は画像においてポリープと便との間のコントラストを捕獲するために、緩下剤による腸内の準備処理、便標識、及び / 又は結腸の吹送を必要とする。殆どの患者はこの緩下剤による準備処理に困難を覚えることはないが、処置が極めて不快であり、スクリーニングの服薬規則を患者が遵守しない重要な要因として特記される。

【 0 0 0 5 】

さらに、不十分な準備処理が流体又は便の滞留を引き起こして、所見を不明瞭にする場合がある。結果として、仰臥位での検査及び伏臥位での検査の 2 回の検査を行なうことが推奨されている。患者が伏臥位にあるときに C T データを取得すると底部にあらゆる残留流体が集まり、患者が仰臥位にあったときに流体によって隠されていた可能性のあるあらゆるポリープを放射線科医が発見することを可能にする。2 回の検査を行なうと全体的な検出率は高まるが、走査時間が長引いて患者スループットが低下する。

【 0 0 0 6 】

C T 撮像の近年の進歩は、走査速度の高速化、撮影範囲の拡大、及び X 線管の高出力化を含む。これらの改善は、例えば単一回の保息での胸部の連続走査、及び下肢の血管系の連続走査を可能にした。これら近年の技術の進歩は、肺塞栓 (P E) 及び深部静脈血栓 (D V T) の検出を改善した。

【 0 0 0 7 】

C T 画像は、P E 及び D V T を検出するときの血管の明瞭さを増強するヨードのような造影剤の利用によって強調され得る。C T を用いると、殆どが水である背景組織に対して造影剤との間のコントラストが高いため、血管系を他の組織から識別することができる。しかしながら、場合によっては、血管が塞栓、血栓又は凝血塊によって閉塞している場合がある。かかる閉塞によって閉塞よりも先の組織が造影剤を受け入れることができず、血栓よりも先の組織が背景組織に対して不可視となる。このような場合には、放射線科医は、血管系が失われている画像内で解剖学的構造を認識し、次いで閉塞の原因を捜さなければならない。

【 0 0 0 8 】

血栓の位置を決定するのが困難であるため、P E 及び D V T を識別するときに誤診が生じ得る。一例として、胸部を検討するために、一般医又は放射線科医は 1 0 0 枚 ~ 3 0 0 枚の高分解能アキシャル画像を検討しなければならず、また P E 症例の半数以上が緊急状況で診断されるので、この困難がさらに大きくなる。

【 0 0 0 9 】

従って、被検体の緩下剤準備処理又は吹送を行わずにポリープと便との間にコントラストを生じつつ被検体の結腸直腸領域を撮像することが可能な C T システムを設計することが望ましい。また、放射線科医向けの C T 画像において可能 P E 及び D V T を迅速に、容易に且つ自動的に識別する装置及び方法を設計することが望ましい。

【課題を解決するための手段】

【0010】

本発明は、上述の欠点を克服するＣＴ塞栓撮像の方法及び装置に関するものである。本発明は、放射線源と、放射線検出器と、コンピュータとを有する撮像スキャナを含んでおり、コンピュータは、放射線検出器によって取得されたＣＴデータを、各々のピクセルが少なくとも第一の基底物質含有量及び第二の基底物質含有量を有するようなピクセル集合に分解し、第一の基底物質の含有量及び第二の基底物質の含有量に基づいて上述のピクセル集合の第一の部分集合を可能塞栓と識別するようにプログラムされている。

【0011】

本発明は、所与の線束率にある放射線エネルギーを検出して、検出された放射線エネルギーを示す信号を出力するように構成されている放射線エネルギー検出器を有するフォトン計数型（ＰＣ）放射線撮影システムと共に適用可能である。所与の整形時間を有する整形器ユニットが接続されており、電気信号を受信して、放射線フォトン・エネルギーを示す電気パルスを提供するように電気信号を調整する。また、ＰＣチャンネルが接続されており、電気信号を受信して、フォトン・エネルギーを示す何らかの高さ又は強さを有する電気パルス信号を調節自在型パルス高識別器又は閾値によってサンプリングする。ＰＣチャンネルはさらに、サンプリング区間にわたって出力されたフォトン数を与えるように構成されている。システムはまた、ＰＣチャンネルに接続されて動作して、整形時間を少なくとも所与の線束率の関数として自動的に調節するように構成された制御部を含んでいる。システムはまた、ＰＣチャンネルに接続されて動作して、パルス高又は閾値による識別器に対する感度を所与の線束率又は整形時間の関数として自動的に調節するように構成された制御部を含んでいる。

【0012】

本発明はまた、積分型エネルギー選択検出器と共に適用可能であり、この検出器では、受光された放射線は、成層型設計又は相互作用深さを用いてエネルギー・ピンを差別化する直接変換型検出器材料又は間接変換型検出器材料のいずれかの利用を介して、重畳してよい２以上のエネルギー範囲に登録される。

【0013】

本発明はまた、エネルギー積分検出器、及び２以上の異なるエネルギー関数についてスペクトルを調節するように変調されるＸ線源と共に適用可能である。

【0014】

従って、本発明の一観点によれば、撮像スキャナが開示され、この撮像スキャナは、放射線源と、放射線検出器と、コンピュータとを含んでおり、コンピュータは、放射線検出器によって取得されたＣＴデータを、各々のピクセルが少なくとも第一の基底物質含有量及び第二の基底物質含有量を有するようなピクセル集合に分解するようにプログラムされている。コンピュータはさらに、第一の基底物質の含有量及び第二の基底物質の含有量に基づいてピクセル集合の第一の部分集合を可能塞栓と識別するようにプログラムされている。

【0015】

本発明のもう一つの観点によれば、ＣＴ撮像の方法が、被検体のＲＯＩからエネルギー感受性ＣＴデータを取得するステップと、取得されたエネルギー感受性ＣＴデータを、第一の基底物質からの含有量を有するピクセル及び第二の基底物質からの含有量を有するピクセルとして分類するステップと、分類されたピクセルの第一の集合を可能凝血塊と決定するステップとを含んでいる。

【0016】

本発明のさらにもう一つの観点によれば、コンピュータ・プログラムがコンピュータ読み取り可能な記憶媒体に記憶されている。このコンピュータ・プログラムは、被検体から取得されたエネルギー感受性ＣＴデータを受け取る動作と、エネルギー感受性ＣＴデータを少なくとも二つの基底物質データ集合に分解する動作と、第一の基底物質含有量及び第二の基底物質含有量を画像の各々のピクセルに割り当てる動作と、第一及び第二の基底物質含

有量に基づいて画像のピクセルの第一の集合を可能凝血塊と識別する動作と、従来のＣＴ画像を、強調されたピクセルの第一の集合と共に再構成する動作とを含んでいる。

【００１７】

本発明のその他様々な特徴、課題及び利点は、以下の詳細な説明及び図面から明らかとなる。

【発明を実施するための最良の形態】

【００１８】

図面は、本発明を実施するために現状で思量される好ましい一実施形態を示す。

【００１９】

４スライス型計算機式断層写真法（ＣＴ）システムに関連して本発明の動作環境を説明する。但し、当業者であれば、本発明がシングル・スライス型構成又は他のマルチ・スライス型構成での利用にも同等に適用可能であることが認められよう。さらに、Ｘ線の検出及び変換に関連して本発明を説明する。しかしながら、当業者は、本発明が他の放射線エネルギーの検出及び変換にも同等に適用可能であることをさらに認められよう。

【００２０】

図１及び図２には、計算機式断層写真法（ＣＴ）イメージング・システム１０が、「第三世代」ＣＴスキャナに典型的なガントリ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、Ｘ線ビーム１６をガントリ１２の対向する側に設けられている検出器アセンブリ１８に向かって投射する。検出器アセンブリ１８は複数の検出器２０によって形成されており、検出器２０は一括で、患者２２を透過した投射Ｘ線を感じ取る。各々の検出器２０は、入射Ｘ線ビームの強度を表わすばかりでなくフォトン又はＸ線の計数データ及びエネルギー・レベルを与えることが可能な電気信号、従って患者２２を透過した減弱後のビームを表わす電気信号を発生する。Ｘ線投影データを取得するための走査の間に、ガントリ１２、及びガントリ１２に装着されている構成部品が回転中心２４の周りを回転する。

【００２１】

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線制御器２８とガントリ・モータ制御器３０とを含んでおり、Ｘ線制御器２８はＸ線源１４に電力信号及びタイミング信号を供給し、ガントリ・モータ制御器３０はガントリ１２の回転速度及び位置を制御する。制御機構２６内に設けられているデータ取得システム（ＤＡＳ）３２が検出器２０からのデータを精査して、後続の処理のためにこれらのデータをデジタル信号へ変換する。画像再構成器３４が、サンプリングされてデジタル化されたＸ線データをＤＡＳ３２から受け取って高速再構成を実行する。再構成された画像はコンピュータ３６への入力として印加され、コンピュータ３６は大容量記憶装置３８に画像を記憶させる。

【００２２】

コンピュータ３６はまた、キーボードを有するコンソール４０を介して操作者から指令及び走査用パラメータを受け取る。付設されている表示スクリーン４２によって、操作者は再構成された画像及びコンピュータ３６からのその他のデータを観測することができる。操作者が供給した指令及びパラメータはコンピュータ３６によって用いられて、ＤＡＳ３２、Ｘ線制御器２８及びガントリ・モータ制御器３０に制御信号及び情報を供給する。加えて、コンピュータ３６は、モータ式テーブル４６を制御するテーブル・モータ制御器４４を動作させて、患者２２及びガントリ１２を配置する。具体的には、テーブル４６は患者２２の各部分をガントリ開口４８を通して移動させる。

【００２３】

一実施形態では、ＣＴシステム１０は、エネルギー識別計算機式断層写真法（ＥＤＣＴ）システムであり、異なる入射Ｘ線スペクトルに応答するように構成されている。このことは、異なるＸ線管電圧を用いて投影データを相次いで取得することにより達成され得る。例えば、管電圧を例えば８０ｋＶｐ電位及び１６０ｋＶｐ電位で動作させて、低エネルギー・スペクトル及び高エネルギー・スペクトルをそれぞれ発生させた２回の走査を連続的に又はイ

10

20

30

40

50

ンタリーブ式で取得する。代替的には、特殊なフィルタをX線源14と被検体22との間に配置して、検出器横列が異なるX線エネルギー・スペクトルの投影を相次いで又はインタリーブ式で収集するようにする。さらにもう一つの実施形態は、エネルギー感受性フォトン計数型検出器を用いるものであり、検出器に到達した各々のX線フォトンがフォトン・エネルギーと共に記録されるようにする。さらにもう一つの実施形態は、エネルギー感受性検出器を用いるものであり、直接変換物質又は間接変換物質を用いて、検出器層又は検出器相互作用深さの利用を介して、重畳してよい2以上のエネルギー・ビンにフォトン进行分割する。

【0024】

EDCTは、エネルギー識別又は物質特徴評価の欠落のような幾つかのCTシステムに関連する問題を一挙に緩和し又は解消することができる。対象による散乱が存在しなければ、EDCTシステム10を用いて入射フォトン・エネルギー・スペクトルの二つの領域、すなわち入射X線スペクトルの低エネルギー部分及び高エネルギー部分を別個に検出することができる。他の任意のエネルギーでの挙動は、これら二つのエネルギー領域からの信号に基づいて導き出すことができる。この現象は、CTが注目するエネルギー領域では、二つの物理的過程すなわち(1)コンプトン散乱及び(2)光電効果がX線の減弱を支配するとの基本的事実によって引き起こされる。X線ビームの減弱を生ずる対象の挙動を特徴評価するために、2個の独立のパラメータを測定する。このように、二つのエネルギー領域からの検出信号は、撮像対象のエネルギー依存性を分解するのに十分な情報を提供し、従って物質の組成を特徴評価することができる。

【0025】

EDCTに用いられるデータ解析として、コンプトン及び光電分解、並びに/又は基底物質分解(BMD)がある。コンプトン及び光電分解では、再構成されたCT画像の全減弱係数を特徴評価する1枚の画像を得る代わりに、コンプトン過程及び光電過程からの減弱を別個に表わす1対の画像を形成する。また、処理に僅かな修正を加えると、密度及び実効原子番号を表わす画像の形成が可能になる。BMD方法は、所定のエネルギー範囲にある任意の所与の物質のX線減弱が、2種の既知の物質の密度混合物の線形結合によって表わされ得るとの概念に基づく。これら2種の物質を基底物質と呼ぶ。BMDを用いると、各々が基底物質の一方の透過密度を表わすような2枚の再構成画像が得られう。密度はX線フォトン・エネルギーに対して独立なので、これらの画像はビーム・ハードニング・アーティファクトを比較的含まない。加えて、基底物質は、関心のある物質を標的とするように選択され、このようにして画像コントラストを強調する。

【0026】

尚、フォトン計数によるエネルギー識別を具現化していない多重エネルギーCTシステムを最適化するためには、X線スペクトルでのエネルギー分離が大きいほど画質が高まることを特記しておく。また、これら二つのエネルギー領域でのフォトン統計は同等でなければならず、さもないと統計学的な情報の少ないエネルギー領域が再構成画像の雑音を支配する。

【0027】

二重エネルギー測定を得るための様々な方法が存在する。すなわち、(1)2種の別個のエネルギー・スペクトルによる走査、(2)検出器での透過深さに応じたフォトン・エネルギーの検出、又は(3)エネルギー識別と併用したフォトン計数である。フォトン計数は、明瞭なスペクトル分離を提供すると共に、フォトン統計を均衡させるための調節自在のエネルギー分離閾値を提供する。

【0028】

本発明は上述の方法の各々と共に適用可能であるが、さらに、フォトン事象を数えて、エネルギー・レベルを数えられた事象に関連付けることが可能なエネルギー識別放射線検出器を有する多重エネルギー・システムに関しても記載される。これらの検出器の飽和を克服するために、多くの飽和手法を用いることができる。かかる手法の一つについて以下で述べる。

【0029】

一般的には、高感度フォトン計数型放射線検出器は、相対的に低いダイナミック・レンジを有するように構築される。このことは、フォトン計数型検出器応用については高線束条件は典型的には生じないため許容可能であると一般に考えられている。CT検出器設計では、被検体を通した低線束検出器の示度には典型的には、空気内での高照射区域及び/又は走査被検体の輪郭の範囲内の区域が伴っており、CT検出器が極めて広いダイナミック・レンジ応答を有することを必要とする。さらに、これら高線束領域でのフォトンの正確な測定は、各々のフォトンが全収集フォトン統計に対して積分部分を寄与するような低線束での測定ほど重要でない。高線束域は臨床価値又は診断価値が低くてよいとは言え、過大レンジで変動した又は飽和した検出器チャンネルによるデータによって再構成された画像はアーティファクトを蒙り易い。このようなものとして、高線束条件の扱いもまた重要である。

10

【0030】

X線束管理制御は、低ダイナミック・レンジを特徴とする検出器チャンネルを有するPC型X線システムの飽和を防ぐように設計される。検出器チャンネルのダイナミック・レンジは、検出器チャンネルが扱うことのできるX線束レベルの範囲を、低線束側端部では意味のあるデータを提供し、高線束側端部では過大レンジ変動又は飽和を経験しないように画定する。過大レンジ変動を防いで診断価値のあるデータを提供する必要性はあるが、比較的厚みのある断面及びX線透過が限定されている他区域の撮像時に一般に生ずる低線束条件の扱いもまた、検出器設計において重要である。このようなものとして、本書に記載するX線束管理制御は、高線束条件及び低線束条件の両方を満たすように設計される。

20

【0031】

一般的には、フォトン計数型検出器の動作は、固定された整形時間曲線によって特徴付けられる。整形時間曲線は、許容可能なPC計数率、雑音抑制及びエネルギー分解能を提供するように電荷積分時間(単一事象信号レベル)と検出器チャンネル復帰時間との間での関係又は均衡を画定する。典型的には、検出器チャンネルは、低線束率条件に都合のよい整形時間を有するように構築される。すなわち、低線束率条件では、X線フォトンが相対的に少ないとも解釈され、フォトン電荷雲全体が積分されてSNRが最適化されるように整形時間が長い方が好ましい。フォトンの雲全体を積分するのに必要な時間に対する制約は一般的に比較的小さい。条件は低線束を特徴とするので、検出器チャンネルはフォトンの雲全体を積分する又は他の場合にはサンプリングする間には飽和する可能性は低い。一方、低線束率に好都合にすると、固定された時間整形は高線束率条件に不十分となる場合がある。さらに、時間整形が高線束率条件に一致する又は対応するように固定されていると、低線束率条件時のSNR及びエネルギー分解能に負の影響が出る。

30

【0032】

従って、CTシステムは、低線束率条件及び高線束率条件が最適に扱われるように検出器チャンネルの整形時間を動的に且つ自動的に制御するように設計される。ここで図3を参照すると、本発明と共に適用可能なX線検出システム50のブロック模式図が示されている。システム50は、検出器素子54から電気信号を受け取るように接続されたPCチャンネル52を含んでいる。検出器54は、X線源によって投影されて患者のような被検体によって減弱されたX線16を検出するように構築されている。尚、本発明はガンマ線及び他の形態の放射線撮影エネルギーについても適用可能であることを理解されたい。

40

【0033】

PCチャンネル52は、検出器素子54から電気信号を受け取るように接続された低雑音/高速電荷増幅器56を含んでいる。次いで、増幅器56の増幅後出力は、電気信号から個々のフォトン事象を抽出するように構築されている信号整形器58に入力される。エネルギー・レベル識別器60が信号整形器58に接続されており、フォトン1又は複数の閾値に対するパルス高エネルギー・レベルに基づいてフィルタするように設計されている。この目的のために、所望の範囲の外にあるエネルギー・レベルを有するフォトンは、画像再構成のための計数及び処理から除外される。最小限、識別器60は、システムの雑音に対応するエネルギー・レベルを有するフォトン除外するように設計される。エネルギー・レベル

50

範囲を画定するために多数の閾値を用い得るものと思量される。計数要素 6 2 が、エネルギー・レベル識別器 6 0 によってフィルタ除去されなかったフォトンを受け取って、検出器において受光されたフォトン数を数えて対応する出力 6 4 を供給するように構築されている。以下で述べるように、公知の P C チャンネルとは対照的に、P C チャンネル 5 2 の動作は、可変の整形時間によって制御される。

【 0 0 3 4 】

P C チャンネル 5 2 は、整形時間制御器 6 8、及び好ましくはエネルギー・レベル制御器 7 0 を含む制御部 6 6 に接続されて動作する。制御部 6 6 はエネルギー・レベル制御器 7 0 を含むことが好ましいが、本発明はエネルギー・レベル制御器 7 0 を含めなくても実現されるものと思量される。一実施形態では、P C チャンネル 5 2 は、チャンネルの整形時間を画定する動作をする能動型フィルタを含んでいる。この観点で、能動型フィルタの抵抗特性及び容量特性を調節してチャンネルの整形時間特性を操作することができる。

10

【 0 0 3 5 】

整形時間制御器 6 8 は P C チャンネル 5 2 に接続されて、フィードバック・ループ 7 2 を横断して受け取ったフォトン数フィードバックに基づいて P C チャンネル 5 2 の整形時間特性を調節するように設計されている。さらに具体的には、整形時間制御器 6 8 は、検出器素子が、数えられたフォトン数 6 4 によって測定される低 X 線束に曝露されたときには、チャンネルの整形時間を延長する。対照的に、検出器素子 5 4 への X 線束が増大したときには、時間整形制御器は P C チャンネル 5 2 の時間整形又はサンプリング窓を縮小する。

【 0 0 3 6 】

このようなものとして、検出器が高 X 線束を経験しているときには、P C チャンネルがフォトン電荷雲をサンプリングするのに費やす時間量が小さくなる。従って、フォトン電荷雲についての正確さの劣るフォトン及びエネルギー識別データが決定されるが、チャンネルは過大レンジ変動を回避するのに十分な速度で復帰する。この観点で、整形時間又はサンプリング窓を小さくするほど多くのフォトンがデータについて検査されすなわち計数されるが、各々の検出されるフォトンは正確さの劣るエネルギー識別情報を提供する。高線束条件では、各々の個別のフォトンは低い重要性を呈し、システムの全体的な性能及び画質が、低下した S N R による影響を最小限しか受けずに済む。一方、検出器が低 X 線束を経験しているときには、P C チャンネルがフォトン電荷雲をサンプリングするのに費やす時間量は長くなり、フォトン電荷雲の全体をサンプリングするのに十分な時間が許されて、相対的に正確なフォトン数データ及びエネルギー識別データを達成する。

20

30

【 0 0 3 7 】

上で参照したように、制御部 6 6 は一実施形態では、エネルギー・レベル制御器 7 0 を含む。測定されるフォトン信号レベルはチャンネル整形時間と共に変化するので、自動エネルギー識別器用エネルギー・レベル制御器 7 0 を整形時間制御器 6 8 及び P C チャンネル 5 2 に結合して、整形時間の調節に応答して P C チャンネルのエネルギー・レベル閾値を調節し又は他の場合には較正する。適当なチャンネル較正を実行することにより、許容可能な又は低下したエネルギー・レベルを有するフォトンが数えられて、チャンネル整形時間及び計数率に独立の線形エネルギー応答を保証する。

【 0 0 3 8 】

図 4 を参照すると、例示的な P C チャンネルについて幾つかの整形時間曲線の幾つかの振幅プロットが示されている。整形時間を短縮すると潜在計数率が高まるが、図示のように、信号振幅が小さくなって雑音が高まる。明確に述べると、曲線 7 4 によって画定される時間整形を、曲線 7 6 によって画定されるものに合わせるように調節すると、潜在計数率は高まるが、数えられたフォトンの集合的信号強度の反比例関係の低下が生じて、S N R に負の影響を及ぼす。整形時間をさらに短縮するすなわち曲線 7 6 を曲線 7 8 に合わせると、潜在計数率はさらに高まるが、信号強度及び S N R は付加的に低下する。

40

【 0 0 3 9 】

本発明はさらに、図 1 ~ 図 4 に関して説明したもののような C T システムによって取得されるエネルギー識別 C T データを用いた患者の結腸直腸領域でのポリープと便との間のコ

50

ントラストの捕獲によるCT結腸撮影法に関するものである。前述のように、所与の放射線検出器の出力を画像再構成に用い得るように、高X線束条件においてはエネルギー識別検出器の飽和又は過大レンジ変動を防ぐことが重要である。ここまでは、放射線検出器の過大レンジ変動を防ぐための可変型整形時間制御器について説明した。しかしながら、本発明は、限定しないが動的コリメーション、動的二電流制御、及び可変形状ボウタイ・フィルタを含めて、高線束条件での放射線検出器の過大レンジ変動を防ぐその他の手法及び機構を組み入れたCTシステムにも適用可能であるものと思量される。この観点で、エネルギー感受性又はエネルギー識別性CTデータは、従来のCTシステムによって取得されたCTデータの本質的な不確定性を回避する。すなわち、異なる減弱特性を有する異なる物質又は物質の混合物は、密度値が異なっても異なる物質での減弱と密度との積が等しければ同じCT数又はハンスフィールド数を生成し得ることは周知である。すなわち、所与の画像ボクセルのCT数は、放射線検出器に入射したフォトン数及び受光されたX線のエネルギー・レベルの関数となる。

10

【0040】

対照的に、本書に記載するCTシステムは、受光されたフォトン数を数えると共に各々の受光された又は数えられたフォトンについてエネルギー・レベルを決定することが可能である。後に改めて詳述するように、フォトン数及び数えられたフォトンのエネルギー・レベルから、画像化された物質の密度ばかりでなく画像化された物質の種類を決定することが可能である。次いで、この情報を用いて、便とポリープの間、又は静脈投与されたヨード及び/若しくは経口投与された硫酸バリウム剤のような造影剤と、類似のCT数特性を有する他組織との間を識別することができる。当業者は、静脈投与されたヨードはポリープ又は結腸壁に達するが経口投与された硫酸バリウムは便に達することを認められよう。本発明は、各々と共に適用可能であり、本発明を用いて、強調されていない組織と造影剤強調された組織との間を識別することができる。さらに、本発明を用いて、異なる部位又は組織に送達された異なる造影剤の間を識別することができる。

20

【0041】

図5を参照すると、本発明の一実施形態による結腸撮影法の撮像工程のステップが記載されている。工程80はブロック82において、患者の結腸直腸領域からCTデータを取得するCT検査の処方から開始する。次いで、ブロック84において、CT走査がブロック82において確定されたパラメータと整合するように投与されて、エネルギー感受性CTデータの投影を取得する。前述のように、エネルギー感受性CTデータは、フォトン数情報及びエネルギー・レベル情報を含んでいる。取得されたCTデータは、フォトン数情報及びエネルギー・レベル情報を含んでいるため、本発明はブロック86において、投影データを1又は複数のエネルギー・ビンに振り分けるように、閾値に対する投影の比較を思量している。このようなものとして、投影はブロック88において閾値に対して比較される。投影が閾値に関して何処に位置するかに応じて、投影は第一のエネルギー・ビン90又は第二のエネルギー・ビン92のいずれかに分類される。図5には二つのエネルギー・ビンのみを図示しているが、エネルギー感受性CTデータを分解するときに2よりも多いエネルギー・ビン又は分類が適用され得るものと思量される。また、前述のように、ピーク電圧(kVp)の調節又は特殊なフィルタ材の利用のいずれかを介したX線管のエネルギー・スペクトルの変動の利用のような他の機構を介して、2以上のエネルギー・ビンを取得し得ることも思量される。

30

40

【0042】

一旦、エネルギー・ビンが算出されたら、これらのエネルギー・ビンを、2種の基底物質を表わす投影CTデータに分解する(ブロック94)。二つの投影データ集合は処理されて、第一の物質96及び第二の物質98の密度値から成る再構成画像を形成する。エネルギー・ビンを2種の基底物質に分解する代わりに、エネルギー・ビンを実効原子番号及び密度、又は光電成分及びコンプトン散乱成分のような他の直交基底関数の組に分解し得るものと思量される。一旦、基底物質密度値が利用可能となったら、この二次元情報を用いて、二次元基底物質密度データ100に基づいて結腸直腸領域に見出される各種物質を差別化す

50

ることができる。二次元データは、従来のCT処理手法から利用可能となる一次元データよりも多くの情報を有する。さらに、この分解手法は、同じCT数であっても異なる化学組成のため基底物質二次元マップにおいて異なる表現を有する物質を分離することができる。この観点で、物質同士の間のさらに大きいコントラストが物質基底分解を用いて生成される。次いで、ブロック102において、放射線科医又は他の医療従事者による評価に供するために画像を表示することにより工程を完了する。画像の表示は、特定の化学組成を有する物質を強調した色分け画像を形成するためのデータの付加的な後処理を含み得る。

【0043】

上に示した例では、エネルギー・ピンは、経口投与された造影剤に対応するデータから水に対応するデータを分割するように設計されている。この観点で、対応する投影は、画像に存在する投与された造影剤の密度及び水の密度を表わす画像を形成するように再構成される。このようなものとして、造影剤を注入された画像の区域は、CT数密度単独を頼るよりも容易に正常組織から差別化される。さらに、異なる組織は分類されて分離され、最終的には異なるように加重されて、組織及び/又は造影剤に関連するCT数が等しい場合であっても画像内での組織差別化がさらに容易に確認可能となるようにすることができる。この観点で、再構成画像の各々のピクセルを、画像再構成時に用いられて所与のピクセルにおいて画像化されているものを他のピクセルにおいて画像化されているものと差別化するような値で符号化することができる。また、合成画像ではなく、結腸ポリープのみの画像を再構成し得ることも思量される。すなわち、フォトン数データ及びエネルギー識別データに整合した組織差に基づいて、結腸ポリープに対応するデータを単離して画像再構成に用い得る一方、全ての非ポリープ・データは背景レベルに設定される。

【0044】

図6を参照すると、被検体の結腸直腸領域が、結腸直腸領域104において便108によって包囲されたポリープ106を含むものとして模式的に図示されている。好適実施形態では、結腸直腸領域は、CTデータ取得に先立って吹送も緩下剤準備処理も受けない。しかしながら、静脈投与されるヨード又は経口投与される硫酸バリウムのような造影剤を用いて、潜在的に癌性であり得る結腸ポリープと結腸直腸領域内の正常組織とのコントラストを捕獲することができる。周知のように、癌細胞によって容易に吸収されるが結腸直腸領域のその他組織には容易に吸収されない造影剤を選択することができる。このようなものとして、結腸直腸領域の内部の癌性異常又は他の病理学的異常は造影剤のプールとなり、このプールを用いて潜在的癌性結腸ポリープを識別することができる。この観点で、エネルギー感受性及び/又はエネルギー識別性CTデータの取得及び分解を介して、結腸直腸領域内の悪性ポリープを自動的に識別することが可能である。すなわち、物質基底密度値は、癌細胞を標的とした造影剤が、類似のCT数を有し得る自然発生組織ではなくポリープに存在し得ることを示すことができる。例えば、物質基底値は、経験的なデータのルックアップ・テーブルと比較され、この比較に基づいて、結腸ポリープ又は便と識別され得る。加えて、物質密度値を再構成画像において隣接する値と比較することにより、識別された又は検出された結腸ポリープの寸法及び形状を決定することが可能になる。この観点で、再構成画像の選択された部分CT数、形状、テクスチャ、及び物質組成を用いて結腸ポリープを自動的に検出して特徴評価する検出工程を具現化することが可能である。

【0045】

本発明はさらに、図1～図4に関して説明したもののようなCTシステムによって取得されるエネルギー識別CTデータを用いた患者の塞栓と血管系との間のコントラストの捕獲に関するものでもある。前述のように、造影剤を注入された画像の区域は、CT数密度単独を頼るよりも容易に正常組織から差別化され得る。例えば、血管、及び血栓又は凝血塊のような塞栓は、関連するCT数が等しい場合であっても画像内で異なるように加重され得る。この観点で、再構成画像の各々のピクセルを、画像再構成時に画像化されているものを他のピクセルにおいて画像化されているものと自動的に差別化するような値で符号化することができる。また、正常組織及び造影剤強調された組織を表示するのではなく、塞

10

20

30

40

50

栓のみを強調した画像を再構成し得ることも思量される。すなわち、フォトン数データ及びエネルギー識別データに整合した組織差に基づいて、塞栓に対応するデータを単離して画像再構成に用い得る一方、非塞栓データは背景レベルに設定される。

【0046】

図7を参照すると、本発明の一実施形態による塞栓撮像工程120が示されている。工程120はブロック112において、患者の指定された領域からCTデータを取得するCT検査の処方から開始する。次いで、ブロック114において、CT走査がブロック112において確定されたパラメータと整合するように投与されて、エネルギー感受性CTデータの投影を取得する。図5に関して上で述べたように、エネルギー感受性CTデータはフォトン数情報及びエネルギー・レベル情報を含んでいる。取得されたCTデータはフォトン数情報及びエネルギー・レベル情報を含んでいるため、本発明は、ブロック116において、投影データを1又は複数のエネルギー・ビンに振り分けるように、閾値に対する投影の比較を思量している。このようなものとして、工程120は、ブロック118において投影が閾値よりも大きいかなんかを判定する。投影が閾値に関して何処に位置するかに応じて、投影は第一のエネルギー・ビン124又は第二のエネルギー・ビン122のいずれかに分類される。例えば、投影が閾値以下である場合には、投影はブロック124において第一のエネルギー・ビンに分類される。投影が閾値よりも大きい場合には、投影はブロック122において第二のエネルギー・ビンに分類される。図7には二つのエネルギー・ビンのみを図示しているが、エネルギー感受性CTデータを分解するときに2よりも多いエネルギー・ビン又は分類が適用され得るものとも思量される。また、前述のように、ピーク電圧(kVp)の調節又は特殊なフィルタ材の利用のいずれかを介したX線管のエネルギー・スペクトルの変調の利用のような他の機構を介して、2以上のエネルギー・ビンを取得し得ることも思量される。

10

20

【0047】

図7の説明を続けると、一旦、ブロック122及び124において投影が分類されたら、エネルギー・ビンをブロック126において二つの基底物質ビンに分解する。エネルギー・ビンを複数の密度に分解する代わりに、エネルギー・ビンを実効原子番号及び密度、又は光電成分及びコンプトン散乱成分のような他の直交基底関数の組に分解し得るものとも思量される。ブロック127において、これら二つの投影データ集合を処理して、第一の基底物質及び第二の基底物質の含有量例えば密度を分類することができる。一旦、基底物質密度値が利用可能となったら、二次元情報を用いて、二次元基底物質密度データに基づいて物質を差別化することができる(ブロック127)。基底物質1及び基底物質2はブロック129において再構成される。二次元データは、従来のCT処理手法から利用可能な一次元データよりも多くの情報を有する。さらに、この分解手法は、同じCT数であっても異なる化学組成のため基底物質二次元マップにおいて異なる表現を有する物質を分離することができる。この観点で、物質同士の間のコントラストは物質基底分解を用いて生成される。

30

【0048】

これら2種の基底物質の含有量に基づいて、ブロック128においてピクセルを可能非閉塞血管と識別し、ブロック130においてピクセルを可能血栓、塞栓又は凝血塊と識別することができる。得られたEDデータを用いて、ブロック132において従来のCT画像を形成する。ステップ134では、ステップ128又はステップ130のいずれかで識別されたピクセルをステップ132において形成された従来のCT画像に重ね合わせる。好ましくは、可能非閉塞血管の識別ピクセルを第一の色又は識別子を用いて表示し、可能血栓、塞栓又は凝血塊の識別ピクセルを第二の色又は識別子として表示する。好適実施形態では、識別後のピクセルは、従来のCT画像ピクセルを含む画像レイヤとは別個の画像レイヤにおいて従来のCT画像に重ね合わされる。この態様で、一般医又は放射線科医は識別後のピクセルを含む画像レイヤを可視モードと不可視モードとの間で切り換えて、所望に応じて従来のCT画像の妨げのない観察を可能にすることができる。代替的には、従来のCT画像のピクセルを強調ピクセルと置き換えて、強調されたピクセルが従来のCT

40

50

画像と統合されるようにすることができる。色オーバーレイを重ねた従来のＣＴ画像は、ステップ１３６において放射線科医又は一般医のために自動的に表示される。画像の表示は、特定の化学組成の物質を強調した色分け画像を形成するデータの付加的な後処理を含み得る。

【００４９】

上で示した例では、エネルギー・ピンは、注入された造影剤に対応するデータから水に対応するデータを分割するように設計されている。この観点で、対応する投影は、画像に存在する投与された造影剤の密度及び水の密度を表わす画像を形成するように再構成される。このようなものとして、造影剤を注入された画像の区域は、ＣＴ数密度単独を頼るよりも容易に正常組織から差別化される。さらに、異なる組織は分類されて分離され、最終的には異なるように加重されて、組織及び／又は造影剤に関連するＣＴ数が等しい場合であっても画像内での組織差別化がさらに容易に確認可能となるようにすることができる。この観点で、再構成画像の各々のピクセルを、画像再構成時に用いられて所与のピクセルにおいて画像化されているものを他のピクセルにおいて画像化されているものと差別化するような値で符号化することができる。

【００５０】

図８を参照すると、本発明の説明として、図７の塞栓撮像工程１２０についてのＣＴデータを取得するファントム２１０の模式図が示されている。ファントム２１０は、胸骨、肋骨又は脊柱を含み得る高密度物質２１４を含んでいる。ファントム２１０は、肺組織２１６、ヨードのような造影剤を内部に有する複数の血管２１８、心臓２２０、及び凝血塊２２２を含んでいる。ファントムの内部の物質例えば静脈投与される造影剤を表わすヨード及び正常組織内の水のような物質の密度差及び実効原子番号差のため、従来のＣＴ画像では内部の特徴の間を十分に識別し得ない場合がある。心臓、血管及び塞栓は本質的に水を含む。一方、造影剤は撮像手順時に患者の体内において限定された態様でのみ存在し得る。

【００５１】

例えば、静脈投与された造影剤が血管を通過するにつれて、造影剤は撮像工程時には内部に存在し得るが、造影剤は血流を介して心臓には未だ到達していないので、心臓の画像は造影剤を含まない。一方、塞栓は本質的に水を含んでいるが、血流は塞栓の位置において妨げられており、これにより血液又は造影剤を通さないため、内部に造影剤を有しない。従って、図８の塞栓撮像工程１２０を用いて、造影剤及び本書に開示するＥＤＣＴ手法の利用によって血管と凝血塊との間を識別し得るものと思量される。

【００５２】

図９及び図１０は、数値シミュレーションに基づいて、エネルギー識別を用いて得られる図８のファントム２１０の再構成画像を示す。図９の画像２３０は、図８のファントム２１０から取得されたＣＴデータを例えば水のような第一の基底物質に分解して、分解後の第一の基底物質を画像に盛り込んで再構成することにより得られる。図１０の画像２４０は、図８のファントム２１０から取得されたＣＴデータを例えば第二の基底物質としてのヨードのような造影剤を用いて第二の基底物質に分解して、分解後の第二の基底物質を画像に盛り込んで再構成することにより得られる。画像２３０の内部の各々のピクセルは、当該ピクセルでの第一の基底物質の量についての値を含んでおり、画像２４０の内部の各々のピクセルは、当該ピクセルでの第二の基底物質の量についての値を含んでいる。

【００５３】

図９に示すように、図８の心臓２２０は、水の存在のため参照番号２３２において可視となる。一方、図１０に示すように、図８の心臓２２０は、内部に造影剤が存在しないため参照番号２４２においては不可視となる。このようなものとして、心臓２２０のピクセルは、画像２３０において心臓を実効的に強調する量の水を含むが、心臓２２０のピクセルは極く僅かな造影剤しか含まず、従って第二の基底物質画像２４０においては識別することが困難である。

【００５４】

10

20

30

40

50

図 8 の心臓 2 2 0 と同様に、図 8 の凝血塊 2 2 2 のような塞栓は、水画像 2 3 0 の参照番号 2 3 6 において可視となる。水画像 2 3 0 の参照番号 2 3 6 における凝血塊 2 2 2 の可視性は、凝血塊 2 2 2 における水の存在によるものである。しかしながら、凝血塊は造影剤を殆ど又は全く通さないのので、最小量の画像造影剤しか存在しない。このように、凝血塊 2 2 2 は参照番号 2 4 6 においては、画像コントラスト画像 2 4 0 の背景に対して本質的に不可視である。

【 0 0 5 5 】

図 8 の心臓 2 2 0 及び凝血塊 2 2 2 とは対照的に、血管 2 1 8 は、内部の水及び画像造影剤の両方の存在のため参照番号 2 3 4 及び 2 4 4 においてそれぞれ画像 2 3 0 及び 2 4 0 の両方において可視である。同様に、図 8 の高密度物質 2 1 4 は、水画像 2 3 0 では参照番号 2 3 8 において可視であり、画像造影剤画像 2 4 0 では参照番号 2 4 8 において可視である。しかしながら、血管とは異なり、高密度物質 2 1 4 は極めて高密度であるため画像 2 3 0、2 4 0 の両方において可視となっている。この高密度は、水又は造影剤が殆ど又は全く内部に存在していないにも拘わらず高密度物質 2 1 4 において高い水密度及び高い造影剤密度の両方を有する錯覚を与える。

【 0 0 5 6 】

図 1 1 は、図 8 のファントム 2 1 0 を用いて取得された E D C T データの物質分解プロット 2 5 0 を示す。取得されたデータは、図 7 の塞栓撮像工程 1 2 0 のステップ 1 1 2 ~ 1 3 6 に関して上で述べたようにして分解され分類されている。プロット 2 5 0 は、ヨード対水の含有量に従って分類された全てのピクセルを含む区域 2 5 2 を示す。説明の目的で、区域 2 5 4、2 5 6 は血管 2 1 8 のピクセルのみ及び凝血塊 2 2 2 のピクセルのみをそれぞれ指定している。但し、当業者は、区域 2 5 2 が全てのピクセルからの情報を含んでいることを認められよう。

【 0 0 5 7 】

図 1 1 に示すように、区域 2 5 4 は血管 2 1 8 からのピクセル 2 5 5 が一つの群を形成する傾向にあることを示し、区域 2 5 6 は凝血塊 2 2 2 からのピクセル 2 5 7 が複数の群を形成する傾向にあることを示す。図示のように、区域 2 5 4 及び 2 5 6 は、プロット 2 5 0 の別個の領域に現われる。上で述べた理由から、血管ピクセル 2 5 5 は凝血塊ピクセル 2 5 7 よりも僅かに高い水含有量を有する傾向にあり、血管ピクセル 2 5 5 は凝血塊ピクセル 2 5 7 よりも高い造影剤含有量を有する傾向にある。

【 0 0 5 8 】

従って、ファントムの画像の基底物質分解のため、かかる情報を用いて、E D C T データから再構成された C T 画像において、例えば凝血塊又は血管のいずれかである可能性を有するピクセルを識別することができる。血管である可能性の高いピクセル及び凝血塊である可能性の高いピクセルは、別個の色を用いて表示されてもよいし、他の場合にはこれらのピクセルの存在を医師のために強調するように、再構成画像において識別されてもよい。

【 0 0 5 9 】

図 1 2 を参照すると、プロット 2 7 0 が、図 1 1 の線 1 2 - 1 2 で囲んだプロット 2 5 0 の部分を示している。2 種のピクセル形式における基底物質（この場合には水及びヨード）の様々な含有量のため、血管 2 5 5 及び凝血塊ピクセル 2 5 7 の各群が基底物質プロット 2 7 0 の別個の領域に位置することが認められよう。かかる情報を用いて、再構成された C T 画像のいずれのピクセルが血管又は塞栓のいずれのピクセルである可能性が高いかを識別することができる。

【 0 0 6 0 】

従って、基底物質のプロットのいずれの別個の領域が、例えば凝血塊又は血管を含む可能性が高いかを先験的に知って、医師のためにこれらの領域を自動的に表示することが可能である。すなわち、予め決められた基底物質分解比で両物質を含む基底物質のプロットの領域が識別され得る。一例として、本例では円として示されている第一の領域 2 7 2 を用いて基底物質分解プロット 2 7 0 の一定区域内に位置するピクセルの群を包含すること

ができ、ここでは領域 272 でのヨード対水比が予め決められた血管分解のヨード対水の比の閾値の範囲内に納まっている。図示のように、第一の領域 272 は近似的に 3 : 1 . 1 のヨード対水比を中心として配置されている。また、やはり円として示されている第二の領域 274 を用いて基底物質分解プロット 270 の一定区域内に位置するピクセルの複数の群を包含することができ、ここでは領域 274 でのヨード対水比が予め決められた凝血塊分解のヨード対水の比の閾値の範囲内に納まっている。図示のように、第二の領域 274 は、近似的に 0 . 95 : 0 のヨード対水比を中心として配置されている。ピクセルの群を包含する各領域は、図 12 に示すものに加えて、他の形状を有し得るものと思量される。

【0061】

看取され得るように、第一の領域 272 は、血管のピクセルの全てではないまでも多くを含む。同様に、第二の領域 274 は、凝血塊のピクセルの全てではないまでも多くを含む。従って、互いから分離して別個となっている領域 272、274 を、例えば従来の CT 画像において可能血管又は可能凝血塊として強調することができる。

【0062】

関心のある項目を含んでいる可能性の高いピクセルを識別するときに、領域 272、274 が所与の診断について一般医には関心のないピクセル 275 を包含している場合もある。すなわち、領域 272 又は 274 に包含されているがピクセル 275 は血管にも凝血塊にも対応しない。領域 272、274 に属するが血管のピクセルでないかかあるピクセル 275 を「偽陽性」と呼ぶことができる。さらに、領域 272、274 がそれぞれ全ての血管ピクセル 255 又は凝血塊ピクセル 257 を包含していない場合もある。一例として、血管ピクセル 280 及び凝血塊ピクセル 282 はそれぞれ領域 272、274 の外部に位置し、「偽陰性」と呼び得るものを生ずる。

【0063】

図 13 は、本発明の一実施形態に従って識別されたピクセルを有する画像 350 の模式図を示す。画像 350 において強調されている複数の可能血管ピクセル 353 は、図 12 の領域 272 の内部に位置すると識別されたものである。同様に、画像 350 において強調されている複数の可能凝血塊ピクセル 355 は、図 12 の領域 274 の内部に位置すると識別されたものである。好適実施形態では、可能血管ピクセル 353 は第一の色、記号又は他の識別子によって強調され、可能凝血塊ピクセル 355 は第二の色、記号又は他の識別子によって強調される。但し、ピクセル 353、355 は他の形式の識別方法によって識別されてもよいものと思量される。

【0064】

図 12 に関して上で述べたように、領域 272、274 は画像 350 において可能血管ピクセル 353 又は可能凝血塊ピクセル 355 として強調された偽陽性を含み得る。図 13 に示すように、強調された偽陽性は、画像 350 の血管も凝血塊も存在しないような区域に示される。典型的には、強調された偽陽性は、画像 350 の全体にわたって無秩序に分散され、何らかの色又は他の識別子として示されていても一団を成さない傾向にある。一方、真の血管又は凝血塊の強調されたピクセルは、一団を成す傾向にある。従って、医師の目は、例えば実際の凝血塊及び実際の血管がそれぞれ存在していると考えられる群 352 及び 354 のように一段となって強調されたピクセルにのみ引き付けられ得る。

【0065】

偽陽性を強調することに加えて、図 13 は、偽陰性に対応するピクセルが強調されていないことを示している。すなわち、例えば血管の偽陰性ピクセルは従来の画像ピクセルと同じく現われて、画像の参照番号 354 に配置されているが、血管ピクセルとして彩色も強調も施されていない。同様に、例えば凝血塊の偽陰性ピクセルも同じく、従来の画像ピクセルと同じく凝血塊 352 の領域に現われているが、凝血塊ピクセルとして彩色も強調も施されていない。しかしながら、開示された手法は凝血塊ピクセル及び血管ピクセルの大半を捕獲するように設計されているので、上述のような数の強調された偽陽性ピクセル及び強調されていない偽陰性ピクセルが、例えば真の凝血塊ピクセル及び血管ピクセルを

10

20

30

40

50

強調する濃さの彩色ピクセルから一般医の注意力を逸らすことはない。

【 0 0 6 6 】

従って、色又は他の識別子によって可能凝血塊、血栓又は塞栓を強調し他の色又は他の識別子によって可能血管を強調した従来のＣＴ画像が、一般医又は放射線科医が塞栓又は血栓をより迅速に効率よく診断することを可能にする。可能凝血塊、血栓又は塞栓は、例えば従来のＣＴ画像に自動的に表示され得る。このようにして、医師は、血管又は解剖学的構造のその他の部分から凝血塊を迅速に効率よく識別することが可能になる。

【 0 0 6 7 】

従って、本発明の一実施形態は撮像スキャナを含んでいる。この撮像スキャナは、放射線源と、放射線検出器と、コンピュータとを含んでおり、コンピュータは、放射線検出器によって取得されたＣＴデータを、各々のピクセルが少なくとも第一の基底物質含有量及び第二の基底物質含有量を有するようなピクセル集合に分解するようにプログラムされている。コンピュータはさらに、第一の基底物質の含有量及び第二の基底物質の含有量に基づいてピクセル集合の第一の部分集合を可能塞栓と識別するようにプログラムされている。

10

【 0 0 6 8 】

本発明のもう一つの実施形態によれば、ＣＴ撮像の方法が、被検体のＲＯＩからエネルギー感受性ＣＴデータを取得するステップと、取得されたエネルギー感受性ＣＴデータを、第一の基底物質からの含有量を有するピクセル及び第二の基底物質からの含有量を有するピクセルとして分類するステップと、分類されたピクセルの第一の集合を可能凝血塊と決定するステップとを含んでいる。

20

【 0 0 6 9 】

本発明のさらにもう一つの実施形態はさらに、コンピュータ読み取り可能な記憶媒体に記憶されたコンピュータ・プログラムを含んでいる。このコンピュータ・プログラムは、被検体から取得されたエネルギー感受性ＣＴデータを受け取る動作と、エネルギー感受性ＣＴデータを少なくとも二つの基底物質データ集合に分解する動作と、第一の基底物質含有量及び第二の基底物質含有量を画像の各々のピクセルに割り当てる動作と、第一及び第二の基底物質含有量に基づいて画像のピクセルの第一の集合を可能凝血塊と識別する動作と、従来のＣＴ画像を、強調されたピクセルの第一の集合と共に再構成する動作とを含んでいる。

30

【 0 0 7 0 】

本発明は好適実施形態に関して記載されており、明示的に述べた以外の均等構成、代替構成及び改変が可能である特許請求の範囲内にあることが認められよう。また、図面の符号に対応する特許請求の範囲中の符号は、単に本願発明の理解をより容易にするために用いられているものであり、本願発明の範囲を狭める意図で用いられたものではない。そして、本願の特許請求の範囲に記載した事項は、明細書に組み込まれ、明細書の記載事項の一部となる。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 7 1 】

【 図 1 】 ＣＴイメージング・システムの見取り図である。

40

【 図 2 】 図 1 に示すシステムのブロック模式図である。

【 図 3 】 本発明による検出器アセンブリのブロック模式図である。

【 図 4 】 例示的な ＰＣ 検出器について幾つかの整形時間についての信号振幅プロットを示すグラフである。

【 図 5 】 本発明による ＣＴ 結腸撮影検査のステップを示す流れ図である。

【 図 6 】 内部にポリープが配置されている被検体の結腸直腸領域の模式図である。

【 図 7 】 本発明の一実施形態による流れ図である。

【 図 8 】 ファントムの模式図である。

【 図 9 】 エネルギー識別を用いて得られ第一の基底物質を用いて形成された図 8 の模式図によって表わされるファントムの画像を表わす図である。

50

【図 10】エネルギー識別を用いて得られ第二の基底物質を用いて形成された図 8 の模式図によって表わされるファントムの画像を表わす図である。

【図 11】図 9 及び図 10 の分解後の画像から得られたピクセルのプロットであって、各々のピクセルが基底物質 1 及び基底物質 2 の含有量に従って分類されてプロットされている図である。

【図 12】X 軸及び Y 軸の範囲を狭めて基底物質 1 及び基底物質 2 のピクセルのみを示す図 12 のデータの図である。

【図 13】本発明の一実施形態に従って得られる画像の図である。

【符号の説明】

【0072】

10

10 計算機式断層写真法 (CT) 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 検出器アセンブリ

20 複数の検出器

22 患者

24 回転中心

26 制御機構

28 X 線制御器

20

30 ガントリ・モータ制御器

32 データ取得システム (DAS)

34 画像再構成器

36 コンピュータ

38 大容量記憶装置

40 コンソールを介した操作者

42 キーボード及び付設された表示スクリーン

44 テーブル・モータ制御器

46 電動テーブル

48 ガントリ開口

30

50 X 線検出システム

52 PC チャンネル

54 検出器素子

56 低雑音 / 高速電荷増幅器

58 信号整形器

60 エネルギー・レベル識別器

62 計数要素

64 出力

66 制御部

68 整形時間制御器

40

70 エネルギー・レベル制御器

72 フィードバック・ループ

74 曲線

76 曲線

78 曲線

82 工程開始

84 投影を取得する

86 閾値に対して比較する

88 工程判定点

90 第一のエネルギー・ビンに分類する

50

9 2	第二のエネルギー・ビンに分類する	
9 4	データを2種の基底物質に分解する	
9 6	第一の物質を再構成する	
9 8	第二の物質を再構成する	
1 0 0	物質を差別化する	
1 0 2	終了	
1 0 4	結腸直腸領域	
1 0 6	ポリープ	
1 0 8	便	
1 1 2	工程開始	10
1 1 4	C T走査を投与する	
1 1 6	閾値に対して比較する	
1 1 8	工程判定点	
1 2 0	塞栓撮像工程	
1 2 2	第二のエネルギー・ビン	
1 2 4	第一のエネルギー・ビン	
1 2 6	各エネルギー・ビンを二つの基底物質ビンに分解する	
1 2 7	ピクセルを分類する	
1 2 9	ピクセルを再構成する	
1 2 8	ピクセルを可能非閉塞血管と識別する	20
1 3 0	ピクセルを可能血栓、塞栓又は凝血塊と識別する	
1 3 2	従来のC T画像を形成する	
1 3 4	従来のC T画像に各部分を重ね合わせる	
1 3 6	画像を表示する	
2 1 0	ファントム	
2 1 4	高密度物質	
2 1 6	肺組織	
2 1 8	複数の血管	
2 2 0	心臓	
2 2 2	凝血塊	30
2 3 0	画像	
2 4 0	画像	
2 3 2	心臓	
2 4 2	心臓	
2 3 6	凝血塊	
2 4 6	凝血塊	
2 3 4	複数の血管	
2 4 4	複数の血管	
2 3 8	骨	
2 4 8	骨	40
2 5 0	物質分解プロット	
2 5 2	ピクセル域	
2 5 4	血管ピクセル	
2 5 6	凝血塊ピクセル	
2 5 5	血管ピクセル	
2 5 7	凝血塊ピクセル	
2 7 0	プロット	
2 7 2	第一の領域	
2 7 4	第二の領域	
2 7 5	偽陽性ピクセル	50

- 2 8 0 偽陰性ピクセル
- 2 8 2 偽陰性ピクセル
- 3 5 0 画像の模式図
- 3 5 2 凝血塊が存在すると考えられる群
- 3 5 3 複数の可能血管ピクセル
- 3 5 4 血管が存在すると考えられる群
- 3 5 5 複数の可能凝血塊ピクセル

【図 1】

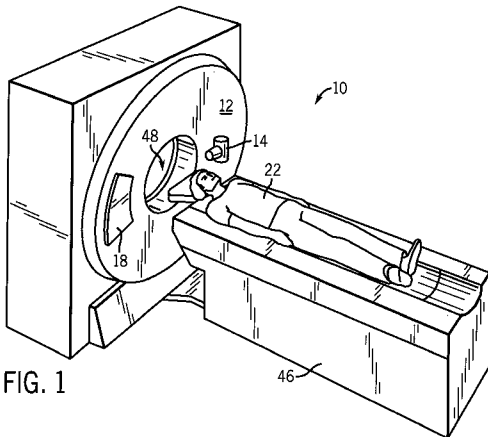


FIG. 1

【図 2】

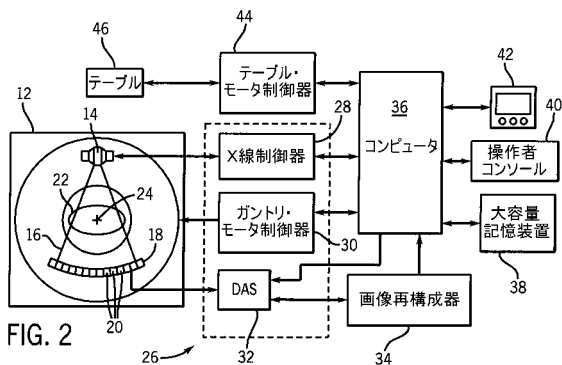


FIG. 2

【図 3】

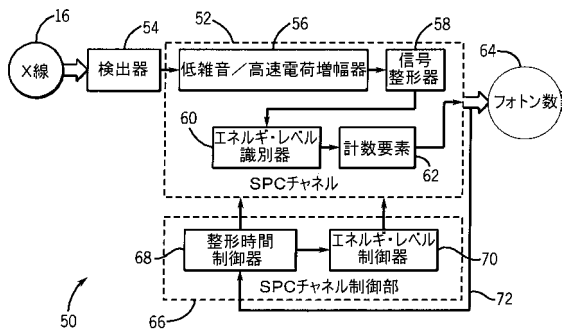


FIG. 3

【図 4】

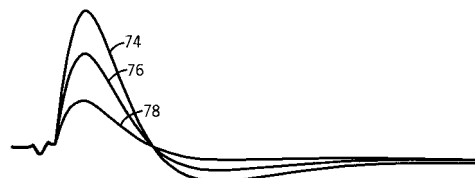
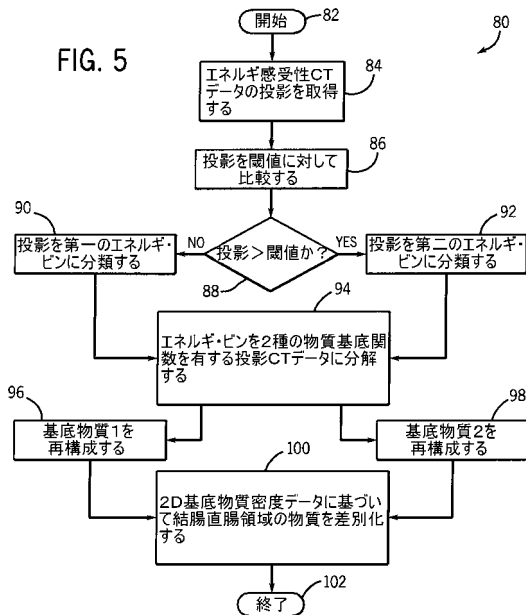
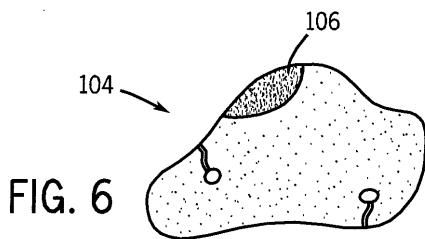


FIG. 4

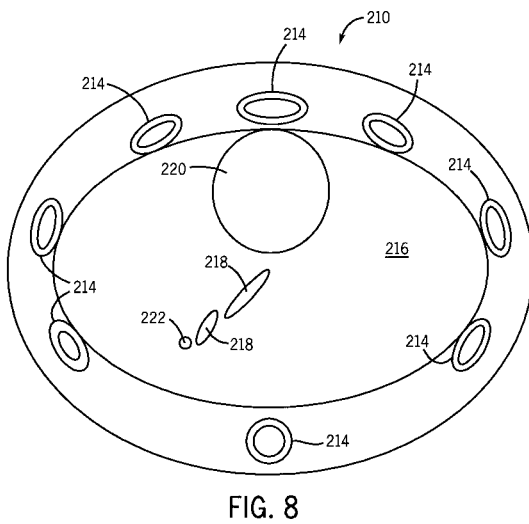
【 図 5 】



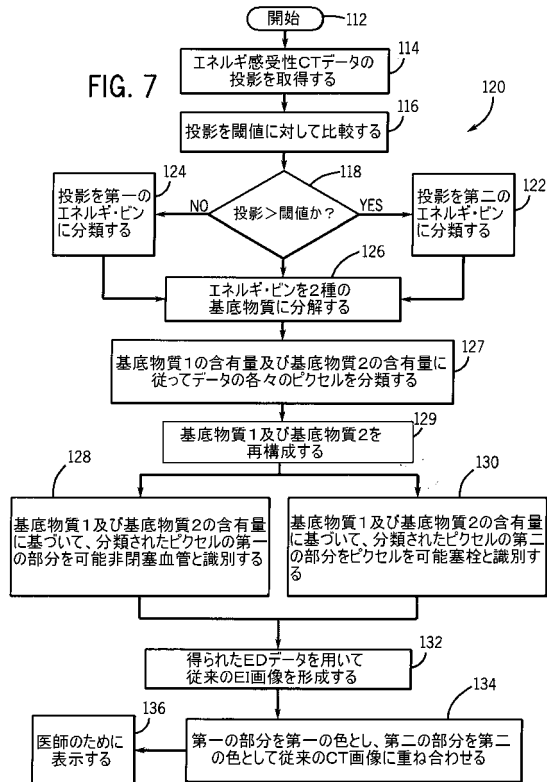
【 図 6 】



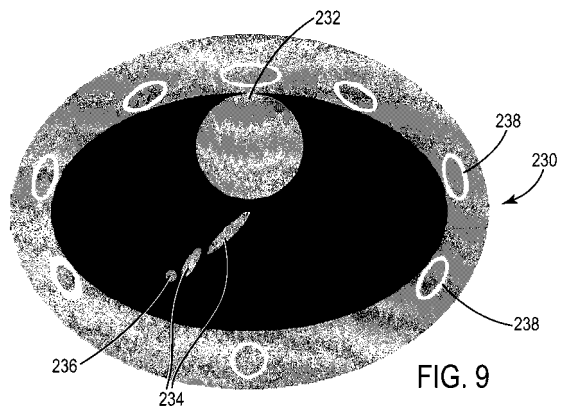
【 図 8 】



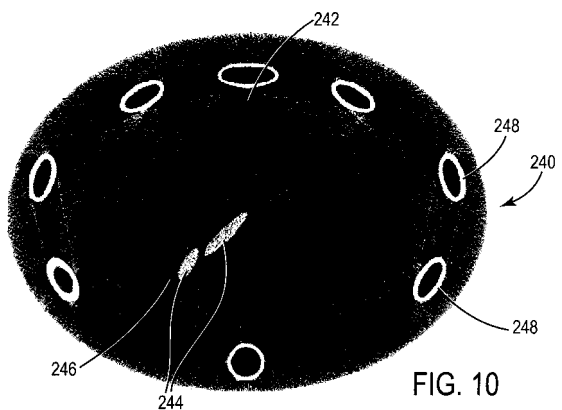
【 図 7 】



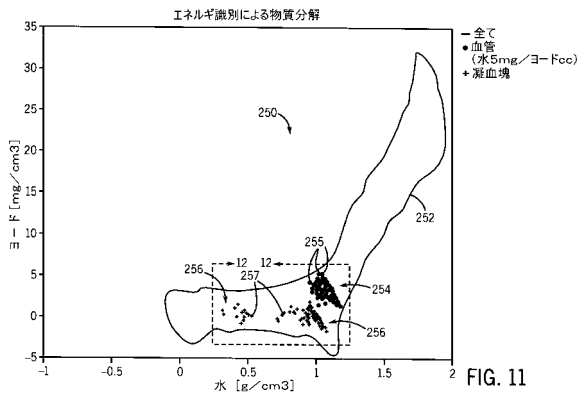
【 図 9 】



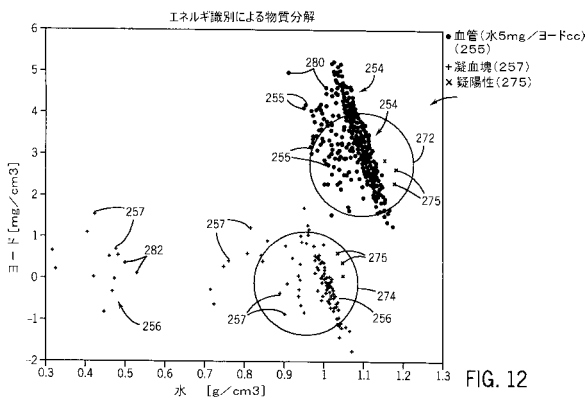
【 図 10 】



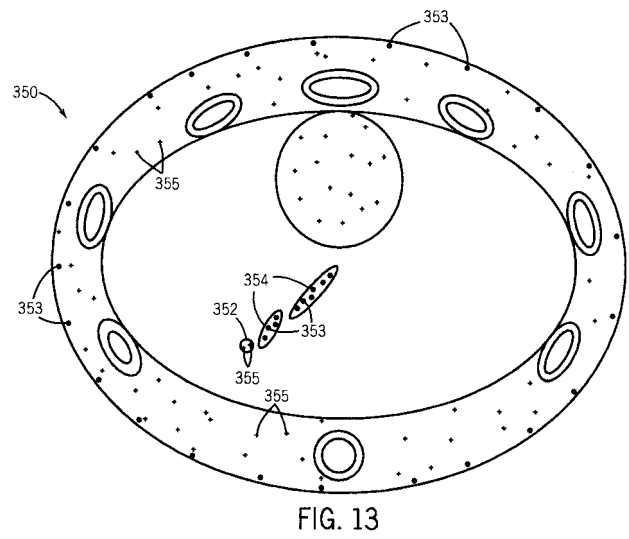
【図 1 1】



【図 1 2】



【図 1 3】



フロントページの続き

(72)発明者 デボラ・ジョイ・ウォルター

アメリカ合衆国、インディアナ州、テッレ・ホーテ、ブレイクリー・アベニュー、204番

(72)発明者 ヤンフェン・デュ

アメリカ合衆国、ニューヨーク州、レックスフォード、ゴールドフィッシュ・レーン、5番

(72)発明者 ケリー・リン・ピアセック

アメリカ合衆国、ウィスコンシン州、ピーウォーキー州、シューティング・スター・ロード、エヌ
22・ダブリュー26515番

Fターム(参考) 4C093 AA22 CA18 DA02 FD09 FD11 FF17 FF18