

(19)日本国特許庁(JP)

(12)公開特許公報(A)

(11)公開番号
特開2022-134547
(P2022-134547A)

(43)公開日 令和4年9月15日(2022.9.15)

(51)国際特許分類
A 6 1 B 6/00 (2006.01)

F I
A 6 1 B 6/00 3 3 3
A 6 1 B 6/00 3 5 0 S

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	20	O L	(全19頁)
(21)出願番号	特願2021-33727(P2021-33727)	(71)出願人	000001007			
(22)出願日	令和3年3月3日(2021.3.3)		キヤノン株式会社			
			東京都大田区下丸子3丁目30番2号			
		(74)代理人	110003281			
			特許業務法人大塚国際特許事務所			
		(72)発明者	照井 晃介			
			東京都大田区下丸子3丁目30番2号			
			キヤノン株式会社内			
		(72)発明者	岩下 貴司			
			東京都大田区下丸子3丁目30番2号			
			キヤノン株式会社内			
		(72)発明者	藤本 竜一			
			東京都大田区下丸子3丁目30番2号			
			キヤノン株式会社内			
		Fターム(参考)	4C093 AA01 AA24 AA26 CA04			
			最終頁に続く			

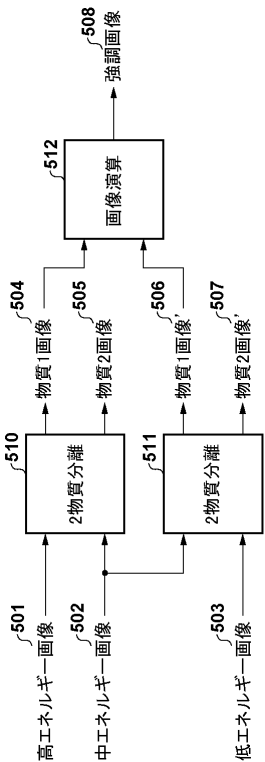
(54)【発明の名称】 画像処理装置、放射線撮像システム、画像処理方法及びプログラム

(57)【要約】

【課題】物質分離画像において所定物質を強調した画像を取得すること。

【解決手段】画像処理装置は、互いに異なる放射線エネルギーの第1の組み合わせで取得された複数の画像から分離した第1物質の厚みを示す第1画像と第2物質の厚みを示す第2画像とを生成し、互いに異なる放射線エネルギーの第2の組み合わせで取得された複数の画像から分離した第1物質の厚みを示す第3画像と第2物質の厚みを示す第4画像とを生成する。また、画像処理装置は、第1画像及び第2画像のいずれか一方の画像と、第3画像及び第4画像のいずれか一方の画像とを用いた画像情報の演算により第1物質及び第2物質とは異なる第3物質を強調した強調画像を取得する。

【選択図】 図5



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

互いに異なる放射線エネルギーの第 1 の組み合わせで取得された複数の画像から分離した第 1 物質の厚みを示す第 1 画像と第 2 物質の厚みを示す第 2 画像とを生成し、互いに異なる放射線エネルギーの第 2 の組み合わせで取得された複数の画像から分離した前記第 1 物質の厚みを示す第 3 画像と前記第 2 物質の厚みを示す第 4 画像とを生成する生成手段と

、
前記第 1 画像及び前記第 2 画像のいずれか一方の画像と、前記第 3 画像及び前記第 4 画像のいずれか一方の画像とを用いた画像情報の演算により前記第 1 物質及び前記第 2 物質とは異なる第 3 物質を強調した強調画像を取得する取得手段と、

10

を備えることを特徴とする画像処理装置。

【請求項 2】

前記第 1 の組み合わせで取得された複数の画像には、第 1 エネルギーで撮影された画像と、前記第 1 エネルギーに比べて低い第 2 エネルギーで撮影された画像が含まれ、

前記第 2 の組み合わせで取得された複数の画像には、前記第 2 エネルギーで撮影された画像と、前記第 2 エネルギーに比べて低い第 3 エネルギーで撮影された画像が含まれることを特徴とする請求項 1 に記載の画像処理装置。

【請求項 3】

前記生成手段は、前記第 1 エネルギーで撮影された画像と前記第 2 エネルギーで撮影された画像とに基づいた物質分離の処理により前記第 1 画像及び前記第 2 画像を生成し、

20

前記第 2 エネルギーで撮影された画像と前記第 3 エネルギーで撮影された画像とに基づいた物質分離の処理により前記第 3 画像及び前記第 4 画像を生成することを特徴とする請求項 2 に記載の画像処理装置。

【請求項 4】

前記取得手段は、同一の物質の厚みを示す複数の画像に基づいて前記画像情報の減算を行うことにより前記強調画像を取得することと特徴とする請求項 1 乃至 3 のいずれか 1 項に記載の画像処理装置。

【請求項 5】

前記取得手段は、前記第 1 物質の厚みを示す第 1 画像と前記第 1 物質の厚みを示す第 3 画像に基づいて前記画像情報の減算を行うことにより前記強調画像を取得することと特徴とする請求項 1 乃至 4 のいずれか 1 項に記載の画像処理装置。

30

【請求項 6】

前記取得手段は、前記第 2 物質の厚みを示す第 2 画像と前記第 2 物質の厚みを示す第 4 画像に基づいて前記画像情報の減算を行うことにより前記強調画像を取得することと特徴とする請求項 1 乃至 4 のいずれか 1 項に記載の画像処理装置。

【請求項 7】

前記取得手段は、異なる物質の厚みを示す複数の画像に基づいて前記画像情報の加算を行うことにより前記強調画像を取得することと特徴とする請求項 1 乃至 3 のいずれか 1 項に記載の画像処理装置。

【請求項 8】

40

前記取得手段は、前記第 1 物質の厚みを示す第 1 画像と前記第 2 物質の厚みを示す第 4 画像に基づいて前記画像情報の加算を行うことにより前記強調画像を取得することと特徴とする請求項 1 乃至 4 のいずれか 1 項に記載の画像処理装置。

【請求項 9】

前記取得手段は、前記第 2 物質の厚みを示す第 2 画像と前記第 1 物質の厚みを示す第 3 画像に基づいて前記画像情報の加算を行うことにより前記強調画像を取得することと特徴とする請求項 1 乃至 4 のいずれか 1 項に記載の画像処理装置。

【請求項 10】

前記取得手段は、前記画像情報の演算を行う前に当該演算に用いる厚み画像に補正係数を乗じて当該厚み画像に含まれる所定組織の成分を除去することと特徴する請求項 1 乃至

50

9 のいずれか 1 項に記載の画像処理装置。

【請求項 1 1】

前記取得手段は、前記画像情報の演算を行う前に当該演算に用いる厚み画像に含まれている所定組織の成分を強調して表示手段に表示させる画像処理を行うことを特徴する請求項 1 0 に記載の画像処理装置。

【請求項 1 2】

前記取得手段は、前記画像情報の演算を行う前に当該演算に用いる厚み画像に対して空間フィルタを適用したノイズ低減処理を行うことを特徴とする請求項 1 乃至 1 1 のいずれか 1 項に記載の画像処理装置。

【請求項 1 3】

前記取得手段は、前記強調画像の画素値が予め設定された閾値を上回るか否かにより前記第 3 物質が存在する領域を判定し、前記領域を強調して表示手段に表示させる画像処理を行うことを特徴する請求項 1 乃至 1 2 のいずれか 1 項に記載の画像処理装置。

【請求項 1 4】

前記取得手段は、前記画像情報の演算に用いる複数の厚み画像の間で厚みが異なる領域を前記第 3 物質が存在する領域と判定し、

前記複数の厚み画像及び前記強調画像において前記領域を強調して表示手段に表示させる画像処理を行うことを特徴する請求項 1 乃至 1 2 のいずれか 1 項に記載の画像処理装置。

【請求項 1 5】

前記生成手段は、前記第 1 の組み合わせで取得された前記複数の画像として、1 ショットの放射線の曝射の間に複数回のサンプルホールドを行って得られた画像を取得して前記第 1 画像と前記第 2 画像とを生成し、

前記第 2 の組み合わせで取得された前記複数の画像として、1 ショットの放射線の曝射の間に複数回のサンプルホールドを行って得られた画像を取得して前記第 3 画像と前記第 4 画像とを生成し、

前記取得手段は、前記生成手段から入力された画像情報の演算により取得した前記強調画像を表示手段に動画表示あるいはリアルタイム表示させる

ことを特徴とする請求項 1 乃至 1 4 のいずれか 1 項に記載の画像処理装置。

【請求項 1 6】

前記第 1 物質には、少なくとも、水、又は脂肪が含まれ、前記第 2 物質には、少なくとも、カルシウム、ハイドロキシアパタイト、又は骨が含まれ、前記第 3 物質には、少なくとも、造影剤又は金属を含む物質が含まれることを特徴とする請求項 1 に記載の画像処理装置。

【請求項 1 7】

前記放射線エネルギーの第 1 の組み合わせで取得された前記複数の画像のうち少なくとも一つの画像が取得された放射線のスペクトルの平均エネルギーが、ヨウ素の K 吸収端よりも低いエネルギーであり、

前記放射線エネルギーの第 2 の組み合わせで取得された前記複数の画像のうち少なくとも一つの画像が取得された放射線のスペクトルの平均エネルギーが、ヨウ素の K 吸収端よりも低いエネルギーであることを特徴とする請求項 1 乃至 1 6 のいずれか 1 項に記載の画像処理装置。

【請求項 1 8】

請求項 1 乃至 1 7 のいずれか 1 項に記載された画像処理装置を備えることを特徴とする放射線撮像システム。

【請求項 1 9】

画像処理装置で実行する画像処理方法であって、

互いに異なる放射線エネルギーの第 1 の組み合わせで取得された複数の画像から分離した第 1 物質の厚みを示す第 1 画像と第 2 物質の厚みを示す第 2 画像とを生成し、

互いに異なる放射線エネルギーの第 2 の組み合わせで取得された複数の画像から分離し

10

20

30

40

50

た前記第 1 物質の厚みを示す第 3 画像と前記第 2 物質の厚みを示す第 4 画像とを生成し、前記第 1 画像及び前記第 2 画像のいずれか一方の画像と、前記第 3 画像及び前記第 4 画像のいずれか一方の画像とを用いた画像情報の演算により前記第 1 物質及び前記第 2 物質とは異なる第 3 物質を強調した強調画像を取得することを特徴とする画像処理方法。

【請求項 20】

コンピュータを、請求項 1 乃至 17 のいずれか 1 項に記載された画像処理装置の各手段として機能させるプログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

10

本発明は、画像処理装置、放射線撮像システム、画像処理方法及びプログラムに関するものである。より具体的には、医療診断における一般撮影などの静止画撮影や透視撮影などの動画撮影に好適に用いられる画像処理装置、放射線撮像システム、画像処理方法及びプログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

現在、X 線による医療画像診断や非破壊検査に用いる撮影装置として、半導体材料によって形成された平面検出器 (Flat Panel Detector、以下、「FPD」と略す) を用いた放射線撮像装置が普及している。このような放射線撮像装置は、例えば医療画像診断においては、一般撮影のような静止画撮影や、透視撮影のような動画撮影のデジタル撮像装置として用いられている。

20

【0003】

FPD を用いた撮影方法のひとつに、エネルギーサブトラクションがある。エネルギーサブトラクションでは、異なる複数のエネルギーの X 線に対応する複数の画像を取得され、物質の X 線減弱率の違いを利用することによりそれら複数の画像から特定の物質の画像 (例えば骨画像と軟部組織画像) が分離される。特許文献 1 では軟部組織の画像を平滑化し、その画像を蓄積画像から減算することで、骨部画像の画質を改善する技術が開示されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

30

【0004】

【特許文献 1】特開平 3 - 285475 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

軟部組織や骨などの背景を抑制した画像において、造影剤や医療デバイスのコントラストは分離前の X 線画像の線質の組み合わせにより変化し得る。したがって、造影剤や医療デバイスを強調したい場合は、コントラストが最大となる管電圧の組み合わせで X 線画像を取得するのが好ましい。

【0006】

40

しかしながら、放射線撮像装置は撮像環境等の制約から、最適な管電圧で X 線画像を取得することができない場合が生じ得る。また、最適な管電圧で撮影できたとしても、十分なコントラストが得られない場合が生じ得る。

【0007】

本発明は、上記の課題に鑑みて、物質分離画像において所定物質を強調した画像を取得することが可能な画像処理技術を提供する。

【課題を解決するための手段】

【0008】

本発明の一態様による画像処理装置は以下の構成を備える。すなわち、画像処理装置は、互いに異なる放射線エネルギーの第 1 の組み合わせで取得された複数の画像から分離し

50

た第 1 物質の厚みを示す第 1 画像と第 2 物質の厚みを示す第 2 画像とを生成し、互いに異なる放射線エネルギーの第 2 の組み合わせで取得された複数の画像から分離した前記第 1 物質の厚みを示す第 3 画像と前記第 2 物質の厚みを示す第 4 画像とを生成する生成手段と、前記第 1 画像及び前記第 2 画像のいずれか一方の画像と、前記第 3 画像及び前記第 4 画像のいずれか一方の画像とを用いた画像情報の演算により前記第 1 物質及び前記第 2 物質とは異なる第 3 物質を強調した強調画像を取得する取得手段と、を備える。

【発明の効果】

【0009】

本発明によれば、物質分離画像において所定物質を強調した画像を取得することができる。これにより、造影剤や医療用デバイスの視認性を向上させた画像を提供することができる。 10

【図面の簡単な説明】

【0010】

【図 1】実施形態による放射線撮像システムの構成例を示す図。

【図 2】X 線撮像装置の二次元検出器が備える画素の等価回路図。

【図 3】X 線画像を取得するための動作を示すタイミングチャート。

【図 4】エネルギーサブトラクション処理を説明する図。

【図 5】第 1 実施形態の画像処理装置の処理フローを示す図。

【図 6】物質分離画像の画像例を示す図。

【図 7】X 線のエネルギーの組み合わせとコントラストの関係を示す図。 20

【図 8】同じ物質の画像同士で画像演算を行う場合の画像例を示す図。

【図 9】第 2 実施形態の画像処理装置の処理フローを示す図。

【図 10】異なる物質の画像同士で画像演算を行う場合の画像例を示す図。

【発明を実施するための形態】

【0011】

以下、添付図面を参照して実施形態を詳しく説明する。尚、以下の実施形態は特許請求の範囲に係る発明を限定するものではない。実施形態には複数の特徴が記載されているが、これらの複数の特徴の全てが発明に必須のものとは限らず、また、複数の特徴は任意に組み合わせられてもよい。さらに、添付図面においては、同一若しくは同様の構成に同一の参照番号を付し、重複した説明は省略する。 30

【0012】

なお、以下では、放射線として X 線を用いた放射線撮像装置（放射線撮像システム）について説明するが、これに限られるものではない。本発明における放射線には、放射線崩壊によって放出される粒子（光子を含む）の作るビームである 線、 線、 線などの他に、同程度以上のエネルギーを有するビーム、例えば粒子線、宇宙線なども、含まれるものとする。

【0013】

（第 1 実施形態）

図 1 は、第 1 実施形態に係る放射線撮像システム 100 の構成例を示すブロック図である。第 1 実施形態の放射線撮像システム 100 は、X 線発生装置 101、X 線制御装置 102、制御用コンピュータ 103、X 線撮像装置 104 を備える。 40

【0014】

X 線発生装置 101 は X 線を曝射する。X 線制御装置 102 は、X 線発生装置 101 による X 線の曝射を制御する。制御用コンピュータ 103 は、X 線撮像装置 104 を制御して、X 線撮像装置 104 により撮像された放射線画像（以下、X 線画像（画像情報））を取得する。制御用コンピュータ 103 は、X 線撮像装置 104 から取得した X 線画像に対して後述する画像処理を施す画像処理装置として機能する。なお、画像処理を実行する機能が X 線撮像装置 104 に設けられていてもよい。X 線撮像装置 104 は、X 線を可視光に変換する蛍光体 105 と、可視光を検出する二次元検出器 106 で構成される。二次元検出器 106 は、X 線量子を検出する画素 20 を X 列 × Y 行のアレイ状に配置したセンサ 50

であり、画像情報を入力する。

【0015】

制御用コンピュータ103はハードウェア構成として、CPUを備え、内部の記憶部（ROMまたはRAM）に格納されたプログラムを実行することにより制御用コンピュータ103の各種動作を制御する。例えば、制御用コンピュータ103のCPUは、X線制御装置102（X線発生装置101）によるX線の照射およびX線撮像装置104によるX線画像の撮像動作を制御する。また、CPUは、後述する種々の信号処理および画像処理を実現する。なお、後述される信号処理および画像処理の動作は、その一部あるいは全体が専用のハードウェアにより実現されてもよい。内部の記憶部は、CPUにより実行されるプログラムや各種データを格納し、処理対象の放射線画像（X線画像）を格納する。制御用コンピュータ103は不図示のディスプレイを接続することが可能であり、ディスプレイはCPUの制御下で画像処理により処理された画像を表示したり、各種表示を行う。

【0016】

図2は、二次元検出器106が備える画素20の等価回路図である。画素20は、光電変換素子201と、出力回路部202とを含む。光電変換素子201は、典型的にはフォトダイオードでありうる。出力回路部202は、増幅回路部204、クランプ回路部206、サンプルホールド回路部207、選択回路部208を含む。

【0017】

光電変換素子201は、電荷蓄積部を含み、該電荷蓄積部は、増幅回路部204のMOSトランジスタ204aのゲートに接続されている。MOSトランジスタ204aのソースは、MOSトランジスタ204bを介して電流源204cに接続されている。MOSトランジスタ204aと電流源204cとによってソースフォロア回路が構成されている。MOSトランジスタ204bは、そのゲートに供給されるイネーブル信号ENがアクティブレベルになるとオンしてソースフォロア回路を動作状態にするイネーブルスイッチである。

【0018】

図2に示す例では、光電変換素子201の電荷蓄積部およびMOSトランジスタ204aのゲートが共通のノードを構成していて、このノードは、該電荷蓄積部に蓄積された電荷を電圧に変換する電荷電圧変換部として機能する。即ち、電荷電圧変換部には、該電荷蓄積部に蓄積された電荷Qと電荷電圧変換部が有する容量値Cとによって定まる電圧V（ $V = Q / C$ ）が現れる。電荷電圧変換部は、リセットスイッチ203を介してリセット電位Vresに接続されている。リセット信号PRESがアクティブレベルになると、リセットスイッチ203がオンして、電荷電圧変換部の電位がリセット電位Vresにリセットされる。

【0019】

クランプ回路部206は、リセットした電荷電圧変換部の電位に応じて増幅回路部204によって出力されるノイズをクランプ容量206aによってクランプする。つまり、クランプ回路部206は、光電変換素子201で光電変換により発生した電荷に応じてソースフォロア回路から出力された信号から、このノイズをキャンセルするための回路である。このノイズはリセット時のkTCノイズを含む。クランプは、クランプ信号PCLをアクティブレベルにしてMOSトランジスタ206bをオン状態にした後に、クランプ信号PCLを非アクティブレベルにしてMOSトランジスタ206bをオフ状態にすることによってなされる。クランプ容量206aの出力側は、MOSトランジスタ206cのゲートに接続されている。MOSトランジスタ206cのソースは、MOSトランジスタ206dを介して電流源206eに接続されている。MOSトランジスタ206cと電流源206eとによってソースフォロア回路が構成されている。MOSトランジスタ206dは、そのゲートに供給されるイネーブル信号EN0がアクティブレベルになるとオンしてソースフォロア回路を動作状態にするイネーブルスイッチである。

【0020】

光電変換素子201で光電変換により発生した電荷に応じてクランプ回路部206から

出力される信号は、光信号として、光信号サンプリング信号TSがアクティブレベルになることによってスイッチ207Saを介して容量207Sbに書き込まれる。電荷電圧変換部の電位をリセットした直後にMOSトランジスタ206bをオン状態とした際にクランプ回路部206から出力される信号は、クランプ電圧である。このノイズ信号は、ノイズサンプリング信号TNがアクティブレベルになることによってスイッチ207Naを介して容量207Nbに書き込まれる。このノイズ信号には、クランプ回路部206のオフセット成分が含まれる。スイッチ207Saと容量207Sbによって信号サンプルホールド回路207Sが構成され、スイッチ207Naと容量207Nbによってノイズサンプルホールド回路207Nが構成される。サンプルホールド回路部207は、信号サンプルホールド回路207Sとノイズサンプルホールド回路207Nとを含む。

10

【0021】

駆動回路部が行選択信号をアクティブレベルに駆動すると、容量207Sbに保持された信号（光信号）がMOSトランジスタ208Saおよび行選択スイッチ208Sbを介して信号線21Sに出力される。また、同時に、容量207Nbに保持された信号（ノイズ）がMOSトランジスタ208Naおよび行選択スイッチ208Nbを介して信号線21Nに出力される。MOSトランジスタ208Saは、信号線21Sに設けられた不図示の定電流源とソースフォロア回路を構成する。同様に、MOSトランジスタ208Naは、信号線21Nに設けられた不図示の定電流源とソースフォロア回路を構成する。MOSトランジスタ208Saと行選択スイッチ208Sbによって信号用選択回路部208Sが構成され、MOSトランジスタ208Naと行選択スイッチ208Nbによってノイズ用選択回路部208Nが構成される。選択回路部208は、信号用選択回路部208Sとノイズ用選択回路部208Nとを含む。

20

【0022】

画素20は、隣接する複数の画素20の光信号を加算する加算スイッチ209Sを有してもよい。加算モード時には、加算モード信号ADDがアクティブレベルになり、加算スイッチ209Sがオン状態になる。これにより、隣接する画素20の容量207Sbが加算スイッチ209Sによって相互に接続されて、光信号が平均化される。同様に、画素20は、隣接する複数の画素20のノイズを加算する加算スイッチ209Nを有してもよい。加算スイッチ209Nがオン状態になると、隣接する画素20の容量207Nbが加算スイッチ209Nによって相互に接続されて、ノイズが平均化される。加算部209は、

30

【0023】

画素20は、感度を変更するための感度変更部205を有してもよい。画素20は、例えば、第1感度変更スイッチ205aおよび第2感度変更スイッチ205'a、並びにそれらに付随する回路素子を含みうる。第1変更信号WIDEがアクティブレベルになると、第1感度変更スイッチ205aがオンして、電荷電圧変換部の容量値に第1付加容量205bの容量値が追加される。これによって画素20の感度が低下する。第2変更信号WIDE2がアクティブレベルになると、第2感度変更スイッチ205'aがオンして、電荷電圧変換部の容量値に第2付加容量205'bの容量値が追加される。これによって画素20の感度が更に低下する。このように画素20の感度を低下させる機能を追加することによって、より大きな光量を受光することが可能となり、ダイナミックレンジを広げることができる。第1変更信号WIDEがアクティブレベルになる場合には、イネーブル信号ENwをアクティブレベルにして、MOSトランジスタ204aに変えてMOSトランジスタ204'aをソースフォロア動作させてもよい。

40

【0024】

X線撮像装置104は、以上のような画素回路の出力を読み出し、不図示のAD変換器でデジタル値に変換した後、制御用コンピュータ103に画像を転送する。

【0025】

次に本実施形態の放射線撮像システム100の動作（X線撮像装置104の駆動）について説明する。図3は、放射線撮像システム100においてエネルギーサブトラクション

50

を行った場合の駆動タイミングを示す図である。図 3 では、横軸を時間として、X 線の曝射、同期信号、光電変換素子 201 のリセット、サンプルホールド回路 207 および信号線 21 からの画像の読み出しのタイミングを示している。

【0026】

まず、光電変換素子 201 のリセットを行ってから、X 線を曝射する。X 線の管電圧は理想的には矩形波となるが、管電圧の立ち上がりと立下りには有限の時間がかかる。特に、パルス X 線で曝射時間が短い場合は、管電圧はもはや矩形波とはみなせず、図 3 に示すような波形となる。すなわち、X 線の立ち上がり期、安定期、立下り期で X 線のエネルギーが異なる。

【0027】

そこで、立ち上がり期の X 線 301 が曝射された後に、ノイズサンプルホールド回路 207 N でサンプリングを行い、さらに安定期の X 線 302 が曝射された後に信号サンプルホールド回路 207 S でサンプリングを行う。その後、信号線 21 N と信号線 21 S の差分を画像として読み出す。このとき、ノイズサンプルホールド回路 207 N には立ち上がり期の X 線 301 の信号 (G) が保持され、信号サンプルホールド回路 207 S には立ち上がり期の X 線 301 の信号と安定期の X 線 302 の信号の和 (B + G) が保持されている。従って、X 線撮像装置 104 からは安定期の X 線 302 の信号 (B) に対応した画像 304 が読み出される。

【0028】

次に、立下り期の X 線 303 の曝射と、画像 304 の読み出しとが完了してから、再び信号サンプルホールド回路 207 S でサンプリングを行う。その後、信号線 21 N と信号線 21 S の差分を画像として読み出す。

【0029】

このとき、ノイズサンプルホールド回路 207 N には立ち上り期の X 線 301 の信号 (G) が保持され、信号サンプルホールド回路 207 S には立ち上り期の X 線 301 の信号と安定期の X 線 302 と立下り期の X 線 303 の信号の和 (B + R + G) が保持されている。

【0030】

従って、X 線撮像装置 104 からは安定期の X 線 302 の信号 (B) と立下り期の X 線 303 の信号 (R) に対応した画像 306 が読み出される。

【0031】

その後、光電変換素子 201 のリセットを行い、再びノイズサンプルホールド回路 207 N でサンプリングを行い、信号線 21 N と信号線 21 S の差分を画像として読み出す。このとき、ノイズサンプルホールド回路 207 N には X 線が曝射されていない状態の信号が保持され、信号サンプルホールド回路 207 S には立ち上り期の X 線 301 の信号と安定期の X 線 302 と立下り期の X 線 303 の信号の和 (B + R + G) が保持されている。従って、立ち上り期の X 線 301 の信号 (G) と安定期の X 線 302 の信号 (B) と立下り期の X 線 303 の信号 (R) に対応した画像 308 が読み出される。

【0032】

その後、画像 306 と画像 304 の差分を計算することで、立下り期の X 線 303 の信号 (R) に対応した画像 305 が得られる。また、画像 308 と画像 306 の差分を計算することで、立ち上り期の X 線 301 の信号 (G) に対応した画像 307 が得られる。

【0033】

サンプルホールド回路 207 及び光電変換素子 201 のリセットを行うタイミングは、X 線発生装置 101 から X 線の曝射が開始されたことを示す同期信号 309 を用いて決定される。X 線の曝射開始を検出する方法としては、X 線発生装置 101 の管電流を測定し、電流値が予め設定された閾値を上回るか否かを判定する構成が好適に用いられる。

【0034】

また、光電変換素子 201 のリセットが完了した後、画素 20 を繰り返して読み出し、画素値が予め設定された閾値を上回るか否かを判定する構成も好適に用いられる。さらに

10

20

30

40

50

は、X線撮像装置104に二次元検出器106とは異なるX線検出器を内蔵し、その測定値が予め設定された閾値を上回るか否かを判定する構成も好適に用いられる。いずれの方式の場合も、同期信号309の入力から予め指定した時間が経過した後に、信号サンプルホールド回路207Sのサンプリング、ノイズサンプルホールド回路207Nのサンプリング、光電変換素子201のリセットを行う。

【0035】

以上のようにして、パルスX線の安定期に対応した画像304（信号（B）に対応）と、安定期及び立下り期の和に対応した画像306（信号（B+R）に対応）と、立ち上がり期及び安定期及び立下り期の和に対応した画像308（信号（B+R+G）に対応）を得る。三枚の画像を形成する際に曝射されたX線のエネルギーが異なるため、画像間で演算を行うことでエネルギーサブトラクション処理を行うことができる。

10

【0036】

図4に、第1実施形態に係る放射線撮像システム100においてエネルギーサブトラクションを行った場合の駆動タイミングを示す。図4に示す駆動タイミングは、X線の管電圧を能動的に切り替えている点で図3の駆動タイミングと相違する。

【0037】

まず、光電変換素子201のリセットを行ってから、中エネルギーのX線401を曝射する。その後、ノイズサンプルホールド回路207Nでサンプリングを行ってから、管電圧を切り替えて高エネルギーのX線402が曝射された後に、信号サンプルホールド回路207Sでサンプリングを行う。その後、管電圧を切り替えて低エネルギーのX線403の曝射を行う。さらに、信号線21Nと信号線21Sの差分を画像として読み出す。このとき、ノイズサンプルホールド回路207Nには中エネルギーのX線401の信号（G）が保持され、信号サンプルホールド回路207Sには中エネルギーのX線401の信号（G）と高エネルギーのX線402の信号（B）の和（B+G）が保持されている。従って、X線撮像装置104からは、高エネルギーのX線402の信号（B）に対応した画像404が読み出される。

20

【0038】

次に、低エネルギーのX線403の曝射と、画像404の読み出しとが完了してから、再び信号サンプルホールド回路207Sでサンプリングを行う。その後、信号線21Nと信号線21Sの差分を画像として読み出す。このとき、ノイズサンプルホールド回路207Nには中エネルギーのX線401の信号（G）が保持され、信号サンプルホールド回路207Sには中エネルギーのX線401の信号（G）と高エネルギーのX線402の信号（B）と低エネルギーのX線403の信号（R）の和（B+R+G）が保持されている。従って、X線撮像装置104からは、高エネルギーのX線402の信号（B）と立下り期のX線403の信号（R）に対応した画像406が読み出される。

30

【0039】

その後、光電変換素子201のリセットを行い、再びノイズサンプルホールド回路207Nでサンプリングを行い、信号線21Nと信号線21Sの差分を画像として読み出す。このとき、ノイズサンプルホールド回路207NにはX線が曝射されていない状態の信号が保持され、信号サンプルホールド回路207Sには中エネルギーのX線401の信号（G）と、高エネルギーのX線402の信号（B）と、低エネルギーのX線403の信号（R）の和（B+R+G）が保持されている。従って、X線撮像装置104からは、中エネルギーのX線401の信号（G）と高エネルギーのX線402の信号（B）と低エネルギーのX線403の信号（R）に対応した画像408が読み出される。

40

【0040】

その後、画像406と画像404の差分を計算することで、低エネルギーのX線403の信号（R）に対応した画像405が得られる。また、画像408と画像406の差分を計算することで、中エネルギーのX線401の信号（G）に対応した画像407が得られる。同期信号409については、図3と同様である。このように、管電圧を能動的に切り替えながら画像を取得することで、図3の方法に比べて、X線画像の間のエネルギー差を

50

より大きくすることが出来る。なお、X線のエネルギーの順番は入れ替えることができる。例えば、X線401が低エネルギー、X線402が高エネルギー、X線403が中エネルギーでもよい。

【0041】

制御用コンピュータ103は、X線撮像装置104により撮像された放射線画像(X線画像(画像情報))を取得する。制御用コンピュータ103は、X線撮像装置104から取得したX線画像に対して各種処理を行う。本実施形態におけるエネルギーサブトラクション処理は、補正処理、信号処理、画像処理の3段階に分かれている。以下、各段階の処理を説明する。

【0042】

まず、図3、図4で示した駆動で、X線撮像装置104にX線を曝射せずに画像を取得する。この画像は、X線撮像装置104の固定パターンノイズ(FPN)に対応する画像であり、この画像の成分を減算することで固定パターンノイズ(FPN)成分を除去する。この補正をオフセット補正と呼ぶ。

【0043】

次に、被写体がない状態でX線撮像装置104にX線を曝射して撮像を行い、図3、図4で示した駆動で画像(X線画像)を取得する。X線画像をオフセット補正した画像(白画像)を用意し、X線画像を白画像で除算することで画素20の感度などの特性のばらつきを均一に補正する。この補正を白補正と呼ぶ。このとき、補正対象画像と白画像を同様のX線照射条件で取得すれば、白補正後の画像は減弱率 I/I_0 の画像になる。

【0044】

図5は第1実施形態の画像処理装置の処理フローを示す図である。制御用コンピュータ103は、互いに異なる放射線エネルギーの第1の組み合わせで取得された複数の画像(501、502)から分離した第1物質の厚みを示す第1画像(以下、物質1画像504)と第2物質の厚みを示す第2画像(以下、物質2画像505)とを生成する。また、制御用コンピュータ103は、互いに異なる放射線エネルギーの第2の組み合わせで取得された複数の画像(502、503)から分離した第1物質の厚みを示す第3画像(以下、物質1画像'506)と第2物質の厚みを示す第4画像(以下、物質2画像'507)とを生成する。

【0045】

互いに異なる放射線エネルギーの第1の組み合わせで取得された複数の画像には、第1エネルギーで撮影された画像(以下、高エネルギー画像501)と、第1エネルギーに比べて低い第2エネルギーで撮影された画像(以下、中エネルギー画像502)が含まれる。また、互いに異なる放射線エネルギーの第2の組み合わせで取得された複数の画像には、第2エネルギーで撮影された画像(中エネルギー画像502)と、第2エネルギーに比べて低い第3エネルギーで撮影された画像(以下、低エネルギー画像503)が含まれる。

【0046】

高エネルギー画像501、中エネルギー画像502、低エネルギー画像503は、図3、図4で示した駆動で取得したX線画像にオフセット補正、白補正を行った後の画像である。2物質分離の処理ブロック510、511では、異なるエネルギーの2枚の画像から、第1物質(以下、「物質1」)、第2物質(以下、「物質2」)の厚み画像を求める。便宜上、2枚の画像の内、エネルギーが高い方を画像Hとし、エネルギーが低い方を画像Lとする。また、物質1、物質2を軟部組織、骨として、軟部組織の厚さ画像S、骨の厚さ画像Bを求める場合について説明する。エネルギーEにおける軟部組織の線減弱係数を $\mu_S(E)$ 、エネルギーEにおける骨の線減弱係数を $\mu_B(E)$ 、高エネルギーのX線におけるスペクトルを $N_H(E)$ 、低エネルギーのX線におけるスペクトルを $N_L(E)$ としたとき、以下の[数1]式 of 非線形連立方程式を解くことで、骨の厚みBと軟部組織の厚みSを求めることができる。

【0047】

【数 1】

$$H = \frac{\int_0^\infty N_H(E) \exp\{-\mu_S(E)S - \mu_B(E)B\} E dE}{\int_0^\infty N_H(E) E dE}$$

. . . (1)

$$L = \frac{\int_0^\infty N_L(E) \exp\{-\mu_S(E)S - \mu_B(E)B\} E dE}{\int_0^\infty N_L(E) E dE}$$

10

【0048】

X線のスペクトル $N_H(E)$ 、 $N_L(E)$ は、シミュレーション又は実測により取得することができる。また、エネルギーEにおける骨の線減弱係数 $\mu_B(E)$ とエネルギーEにおける軟部組織の線減弱係数 $\mu_S(E)$ は、NIST(National Institute of Standards and Technology)などのデータベースから得られる。なお、[数1]式の解法は、ニュートンラフソン法を用いてもよいし、最小二乗法や二分法などの反復法を用いてもよい。また、様々な組み合わせの高エネルギーの減弱率Hと低エネルギーの減弱率Lに対する軟部組織の厚みSや骨の厚みBを事前に求めてテーブルを生成し、テーブルを参照することで軟部組織の厚みSや骨の厚みBを高速に求める構成を用いても良い。

【0049】

20

物質1画像504と物質2画像505は、高エネルギー画像501と中エネルギー画像502を2物質分離することで求めた物質分離画像である。また、物質1画像'506と物質2画像'507は、中エネルギー画像502と低エネルギー画像503を2物質分離することで求めた物質分離画像である。

【0050】

図6は、物質分離画像の画像例を示す図であり、物質1画像504、物質2画像505、物質1画像'506、物質2画像'507の画像例を示す。被写体は下肢(膝部分)であり、血管に造影剤を流し込んだ状態である。画像には、筋肉や脂肪といった軟物質(軟部組織)と骨と造影剤の3つの物質が存在する。物質1画像504、物質1画像'506は軟部組織の厚み画像であり、物質2画像505、物質2画像'507は骨の厚み画像である。筋肉や脂肪は軟部組織の厚み画像にのみに現れ、骨は骨の厚み画像のみに現れる。それに対し、造影剤は軟部組織の厚み画像と骨の厚み画像の両方に現れる。第3物質(以下、「物質3」)である造影剤の減弱係数は[数1]式に含まれず、一定の割合(X線のエネルギーに依存)で軟部組織の厚みと骨の厚みに換算されるため、一方のみに現れることはない。なお、軟部組織の厚み画像に骨のコントラストが現れるのは、骨の厚みの減少分があるためである。2物質分離が精度よく行われていれば、軟部組織の厚み画像(物質1画像504と物質1画像'506)、骨の厚み画像(物質2画像505と物質2画像'507)において、造影剤のない領域は値が一致する。それに対し、造影剤の領域は値が一致しない。X線のエネルギーを変えると、造影剤の厚みが、軟物質の厚みと骨の厚みに換算される割合が変わるためである。なお、エネルギーによっては、造影剤の領域の厚みは負の値を取り得る。

30

40

【0051】

図7はX線のエネルギーの組み合わせとコントラストの関係を示す図であり、X線のエネルギーの組み合わせを変えて取得した物質1の厚み画像における造影剤のコントラストに関するグラフを示す。グラフの横軸は造影剤の厚みであり、縦軸は造影剤のコントラストである。組み合わせ701、702のようにX線のエネルギーの組み合わせが変わればコントラストが変化する(正方向に変化)。組み合わせ703のようにコントラストがつかない場合がある(変化なし)。組み合わせ704のようにコントラストの正負が変わる場合がある(負方向に変化)。

【0052】

50

図 8 は同じ物質の画像同士で画像演算を行う場合の画像例を示す図であり、図 5 の処理フローにおいて、X 線のエネルギーの組み合わせ 7 0 1 (第 1 の組み合わせ) と、X 線のエネルギーの組み合わせ 7 0 4 (第 2 の組み合わせ) とで、物質分離画像として物質 1 画像 5 0 4 と物質 1 画像' 5 0 6 を取得し、画像演算 5 1 2 を行って取得した画像例を示す。ここで、物質 1 画像 5 0 4 と物質 1 画像' 5 0 6 は軟部組織の厚み画像であり、制御用コンピュータ 1 0 3 は、物質 1 画像 5 0 4 及び物質 1 画像' 5 0 6 に基づいて画像情報を減算する画像演算 5 1 2 を行い、物質 3 (造影剤) のコントラストを強調した画像 8 0 1 (強調画像 5 0 8 (図 5)) を取得する。

【 0 0 5 3 】

画像 8 0 1 は、物質 1 画像 5 0 4 と物質 1 画像' 5 0 6 で造影剤のコントラストの正負が異なるため (図 6 の 5 0 4 では白、5 0 6 では黒)、画像演算 5 1 2 による処理前の厚み画像よりも造影剤のコントラストが強調される (高くなる)。また、物質 1 画像 5 0 4 と物質 1 画像' 5 0 6 で、物質 1 (軟部組織) の厚みがキャンセルされるため、造影剤だけが見える (動画で行えばマスキレス D S A に近いことができる)。従って、造影剤のコントラストが向上し、軟部組織と骨の構造が除去されるため、視認性が向上する可能性がある。画像演算 5 1 2 により、物質 3 (造影剤) のコントラストは強調され、軟部組織・骨が除去された画像 8 0 1 を取得することができる。

【 0 0 5 4 】

なお、本実施形態において、同じ物質の画像同士で画像演算を行う処理は、この例に限定されず、骨の厚み画像に関して、物質 2 画像 5 0 5 及び物質 2 画像' 5 0 7 に基づいて画像演算 5 1 2 を行うことも可能である。この場合も、物質 3 (造影剤) のコントラストを強調し、軟部組織・骨が除去された画像 8 0 1 を取得することができる。

【 0 0 5 5 】

(第 2 実施形態)

次に第 2 実施形態の放射線撮像システム 1 0 0 の処理について説明する。放射線撮像システム 1 0 0 の構成例は第 1 実施形態で説明した構成と同様であり、重複する説明は省略する。

【 0 0 5 6 】

図 9 は第 2 実施形態の画像処理装置の処理フローを示す図である。制御用コンピュータ 1 0 3 は、互いに異なる放射線エネルギーの第 1 の組み合わせで取得された複数の画像 (9 0 1、9 0 2) から分離した第 1 物質の厚みを示す第 1 画像 (以下、物質 1 画像 9 0 4) と第 2 物質の厚みを示す第 2 画像 (以下、物質 2 画像 9 0 5) とを生成する。また、制御用コンピュータ 1 0 3 は、互いに異なる放射線エネルギーの第 2 の組み合わせで取得された複数の画像 (9 0 2、9 0 3) から分離した第 1 物質の厚みを示す第 3 画像 (以下、物質 1 画像' 9 0 6) と第 2 物質の厚みを示す第 4 画像 (以下、物質 2 画像' 9 0 7) とを生成する。

【 0 0 5 7 】

ここで、互いに異なる放射線エネルギーの第 1 の組み合わせで取得された複数の画像には、第 1 エネルギーで撮影された画像 (以下、高エネルギー画像 9 0 1) と、第 1 エネルギーに比べて低い第 2 エネルギーで撮影された画像 (以下、中エネルギー画像 9 0 2) が含まれる。また、互いに異なる放射線エネルギーの第 2 の組み合わせで取得された複数の画像には、第 2 エネルギーで撮影された画像 (中エネルギー画像 9 0 2) と、第 2 エネルギーに比べて低い第 3 エネルギーで撮影された画像 (以下、低エネルギー画像 9 0 3) が含まれる。

【 0 0 5 8 】

高エネルギー画像 9 0 1、中エネルギー画像 9 0 2、低エネルギー画像 9 0 3 は、図 3、図 4 で示した駆動で取得した X 線画像にオフセット補正、白補正を行った後の画像である。2 物質分離の処理ブロック 9 1 0、9 1 1 では、異なるエネルギーの 2 枚の画像から、物質 1 の厚み画像 (9 0 4、9 0 6)、及び物質 2 の厚み画像 (9 0 5、9 0 7) を取得する。

10

20

30

40

50

【 0 0 5 9 】

図 1 0 は異なる物質の画像同士で画像演算を行う場合の画像例を示す図である。図 1 0 の画像例（物質 1 画像 9 0 4、物質 2 画像 9 0 5、物質 1 画像' 9 0 6、物質 2 画像' 9 0 7）において、被写体は下肢（膝部分）であり、血管に造影剤を流し込んだ状態である。画像には、筋肉や脂肪といった軟物質（軟部組織）と骨と造影剤の 3 つの物質が存在する。物質 1 画像 9 0 4、物質 1 画像' 9 0 6 は軟部組織の厚み画像であり、物質 2 画像 9 0 5、物質 2 画像' 9 0 7 は骨の厚み画像である。筋肉や脂肪は軟部組織の厚み画像のみに現れ、骨は骨の厚み画像のみに現れる。それに対し、造影剤は軟部組織の厚み画像と骨の厚み画像の両方に現れる。物質 3 である造影剤の減弱係数は[数 1]に含まれず、一定の割合（X 線のエネルギーに依存）で軟部組織の厚みと骨の厚みに換算されるため、一方のみに現れることはない。なお、軟部組織の厚み画像に骨のコントラストが現れるのは、骨の厚みの減少分があるためである。2 物質分離が精度よく行われていれば、軟部組織の厚み画像（物質 1 画像 9 0 4 と物質 1 画像' 9 0 6）、骨の厚み画像（物質 2 画像 9 0 5 と物質 2 画像' 9 0 7）において、造影剤のない領域は値が一致する。それに対し、造影剤の領域は値が一致しない。X 線のエネルギーを変えると、造影剤の厚みが、軟物質の厚みと骨の厚みに換算される割合が変わるためである。なお、エネルギーによっては、造影剤の領域の厚みは負の値を取り得る。

10

【 0 0 6 0 】

物質 1 の厚み画像と物質 2 の厚み画像を加算することで、軟物質内の骨の構造を除去し、造影剤の視認性を向上させることが可能である（骨の埋め戻し画像）。しかしながら、前述のとおり造影剤の厚みは、軟部組織の厚みと骨の厚みに一定の割合で換算される。すなわち、物質画像の厚みが大きければ、もう一方の画像の厚みが小さくなる。したがって、物質 1 の厚み画像と物質 2 の厚み画像を加算しても、背景物質に対し十分なコントラストが得られない可能性がある（コントラスト白黒の加算）。そこで、本実施形態では、造影剤の厚みが大きい画像同士、又は造影剤の厚みが小さい画像同士を加算する。すなわち、制御用コンピュータ 1 0 3 は、物質 1 画像 9 0 4 と物質 2 画像' 9 0 7 の画像情報を加算（コントラスト白白の加算）、又は、物質 2 画像 9 0 5 と物質 1 画像' 9 0 6 の画像情報を加算（コントラスト黒黒の加算）して、物質 3（造影剤）のコントラストを強調した画像 1 0 0 1（強調画像 9 0 8（図 9））を取得する。

20

【 0 0 6 1 】

図 1 0 に示す画像 1 0 0 1 は、物質 2 画像 9 0 5 と物質 1 画像' 9 0 6 の加算を行った際の画像例を示す。物質 2 画像 9 0 5 と物質 1 画像' 9 0 6 では、造影剤のコントラストの正負が一致するため（どちらも造影剤の厚みが小さい画像同士であり、コントラストは黒）、画像演算 9 1 2 による処理前の厚み画像よりも造影剤のコントラストが強調される（高くなる）。また、物質 2 画像 9 0 5（骨）と物質 1 画像' 9 0 6（軟部組織）との加算で、物質 2（骨）の厚みが埋め戻されるため、連続的な厚みの軟部組織と造影剤だけが見える。従って、造影剤のコントラストが向上し、骨の構造が除去されるため、視認性が向上する可能性がある。画像演算 9 1 2 により、物質 3（造影剤）のコントラストは強調され、骨が除去された画像 1 0 0 1 を取得することができる。

30

【 0 0 6 2 】

なお、図 3 ～ 図 1 0 で説明した X 線曝射、駆動、及び処理を連続で繰り返せば、動画を作成することが可能である。さらに処理を高速で行えば、リアルタイム表示を行うことも可能である。制御用コンピュータ 1 0 3 は、放射線エネルギーの第 1 の組み合わせで取得された複数の画像（5 0 1 及び 5 0 2、9 0 1 及び 9 0 2）として、1 ショットの放射線の曝射の間に複数回のサンプルホールドを行って得られた画像を取得して第 1 画像（物質 1 画像 5 0 4、9 0 4）と第 2 画像（物質 2 画像 5 0 5、9 0 5）とを生成する。

40

【 0 0 6 3 】

また、制御用コンピュータ 1 0 3 は、放射線エネルギーの第 2 の組み合わせで取得された複数の画像（5 0 2 及び 5 0 3、9 0 2 及び 9 0 3）として、1 ショットの放射線の曝射の間に複数回のサンプルホールドを行って得られた画像を取得して第 3 画像（物質 1 画

50

像'506、906)と第4画像(物質2画像'507、907)とを生成する。そして、制御用コンピュータ103は生成された画像に基づいた画像情報の演算により取得した強調画像を表示部に動画表示あるいはリアルタイム表示させるための表示制御を行うことが可能である。

【0064】

第1実施形態、及び第2実施形態では、第1物質には、少なくとも、水、又は脂肪又はカルシウムを含まない軟物質が含まれ、第2物質には、少なくとも、カルシウム、ハイドロキシアパタイト、又は骨が含まれる。また、第1実施形態、及び第2実施形態では、第3物質(物質3)が造影剤の場合について説明したが、この例の他、医療デバイス(ステント、カテーテルやガイドワイヤーなど)のような金属を含む物質(材料)にも適用可能である。

10

【0065】

厚み画像の演算を行う際に空間フィルタを適用したフィルタ処理によりノイズを低減してもよい。制御用コンピュータ103は、画像情報の演算を行う前に演算に用いる厚み画像に対して空間フィルタを適用したノイズ低減処理を行うことが可能である。

【0066】

また、厚み画像に基づいた画像演算(減算または加算)を行う前に係数(補正係数)を乗じることで軟部組織や骨などによる不要な成分を除去することができる。制御用コンピュータ103は、画像情報の演算を行う前に当該演算に用いる厚み画像に補正係数を乗じて当該厚み画像に含まれる所定組織の成分を除去するための画像処理を行うことが可能である。

20

【0067】

また、軟部組織や骨などによる構造をあえて見えるように調整することも可能である。例えば、制御用コンピュータ103は、画像情報の演算を行う前に当該画像演算に用いる厚み画像に含まれている所定組織の成分を強調して表示部に表示させる表示制御および画像処理を行うことが可能である。

【0068】

また、X線のエネルギーの組み合わせ(例えば、図7の組み合わせ701、704など)は、厚み画像を減算した後の画像の造影剤のコントラストが大きくなる組み合わせを選択することが好ましい。X線のエネルギーに対する造影剤の減弱率に差があるほどコントラストがつきやすい。したがって、X線画像の中で少なくとも1枚の画像の平均エネルギーが、ヨウ素のK吸収端よりも低いエネルギーであることが好ましい。

30

【0069】

コントラスト強調後の画像801、1001に対して、閾値判定を行い造影剤の有無を判定し、造影剤の領域に対して画像処理による強調を行ってもよい。制御用コンピュータ103は、コントラスト強調後の画像801、1001(強調画像)の画素値が予め設定された閾値を上回るか否かにより造影剤(第3物質)が存在する領域を判定し、造影剤が存在する領域を強調して表示部に表示させる画像処理を行う。領域の強調としては、例えば、造影剤に該当する領域をカラー化して強調表示してもよい。また、造影剤に該当する領域の画素値を特定の値に固定して強調表示してもよい。また、造影剤に該当する領域の画素値に係数を乗じるなどして他の領域と差をつけて強調表示してもよい。画像処理による強調は、コントラスト強調後の画像801、1001に限られず、X線画像、厚み画像、演算後の厚み画像のいずれにも適用することができる。制御用コンピュータ103は、画像情報の演算(画像演算512、912)に用いる複数の厚み画像の間で厚みが異なる領域を造影剤(第3物質)が存在する領域と判定し、複数の厚み画像及びコントラスト強調後の画像801、1001(強調画像)において領域を強調して表示部に表示させる画像処理を行うことが可能である。

40

【0070】

第1実施形態、及び第2実施形態では、3つのエネルギーのX線画像から2組の2物質分離し演算する方法を示したが、さらに3組目の2物質分離画像を作り3画像で演算(画

50

像情報の減算または加算)を行ってもよい。また、X線画像同士の加算や減算が行われた画像を2物質分離に用いてもよい。

【0071】

第1実施形態、第2実施形態では、X線撮像装置104は蛍光体を用いた間接型のX線センサとした。しかしながら本発明の実施形態はこのような形態に限定されない。例えばCdTe等の直接変換材料を用いた直接型のX線センサを用いてもよい。

【0072】

また、第1実施形態、第2実施形態では、X線発生装置101の管電圧を変化させていた。しかしながら本発明の実施形態はこのような形態に限定されない。例えば、X線発生装置101のフィルタを時間的に切り替えるなどして、X線撮像装置104に曝射されるX線のエネルギーを変化させてもよい。

10

【0073】

また、本発明の第1実施形態、第2実施形態では、X線のエネルギーを変化させることで、異なるエネルギーの画像を得ていた。しかしながら本発明の実施形態はこのような形態に限定されない。例えば、複数の蛍光体105および二次元検出器106(センサ)を2枚積層することで、X線の入射方向に対して前面の二次元検出器と背面の二次元検出器から、異なるエネルギーの画像を得る積層型の構成としてもよい。

【0074】

また、第1実施形態、第2実施形態では、放射線撮像システム100の制御用コンピュータ103を用いてエネルギーサブトラクション処理を行っていた。しながらこの本発明の実施形態はこのような形態に限定されない。制御用コンピュータ103で取得した画像を別のコンピュータに転送して、エネルギーサブトラクション処理を行ってもよい。例えば、取得した画像を医療用のPACSを介して別のコンピュータ(画像ビューア)に転送し、エネルギーサブトラクション処理を行ってから表示する構成にしてもよい。

20

【0075】

また、上記各実施形態では、制御用コンピュータ103は、X線撮像装置104から直接に画像を取得してエネルギーサブトラクション処理を行ったが、これに限られるものではない。X線撮像装置104で撮影された画像(静止画、動画)を外部の記憶装置に格納し、制御用コンピュータ103が記憶装置から画像を読み出してエネルギーサブトラクション処理を行うようにしてもよい。

30

【0076】

以上説明したように、上述した各実施形態によれば、物質分離画像において所定物質を強調した画像を取得することが可能な画像処理技術(画像処理装置)或いは放射線撮像システムを提供することができる。

【0077】

(その他の実施形態)

本発明は、上述の実施形態の1以上の機能を実現するプログラムを、ネットワーク又は記憶媒体を介してシステム又は装置に供給し、そのシステム又は装置のコンピュータにおける1つ以上のプロセッサがプログラムを読み出し実行する処理でも実現可能である。また、1以上の機能を実現する回路(例えば、ASIC)によっても実現可能である。

40

【0078】

発明は上記実施形態に制限されるものではなく、発明の精神及び範囲から離脱することなく、様々な変更及び変形が可能である。従って、発明の範囲を公にするために請求項を添付する。

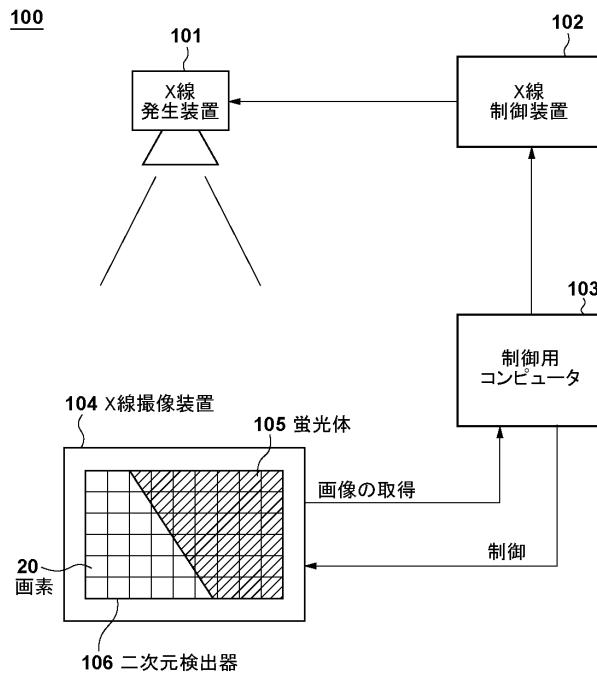
【符号の説明】

【0079】

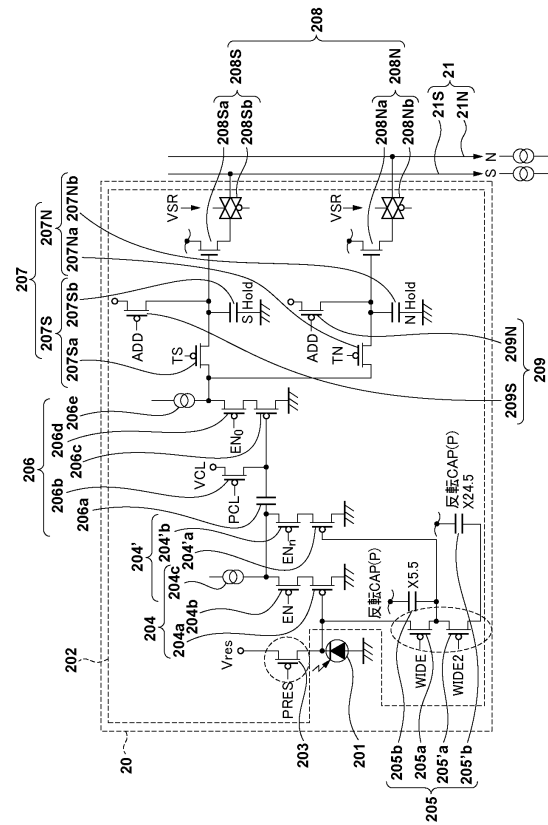
101：X線発生装置、102：X線制御装置、103：制御用コンピュータ、104：X線発生装置

【 図面 】

【 図 1 】



【 図 2 】



10

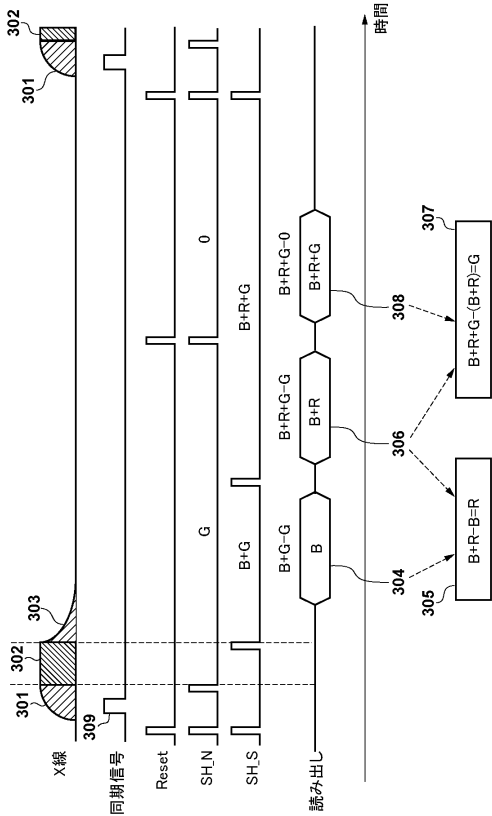
20

30

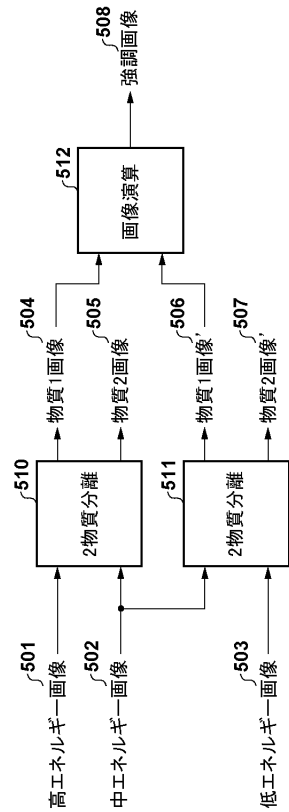
40

50

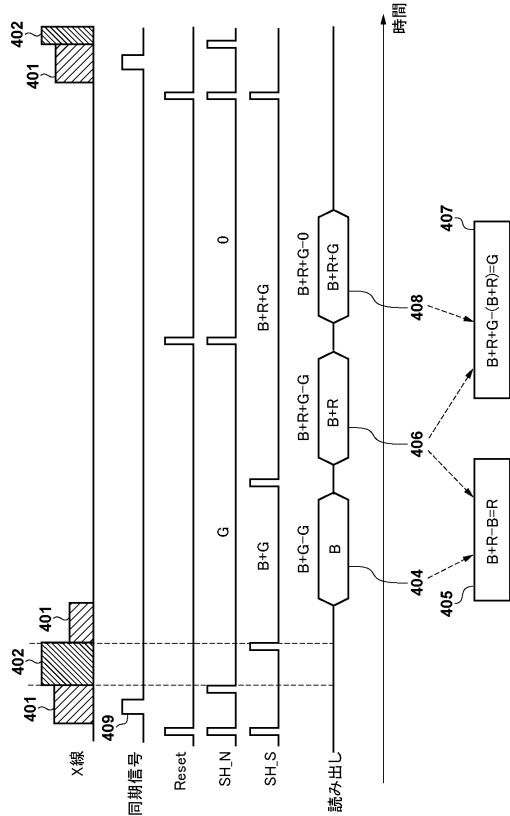
【 図 3 】



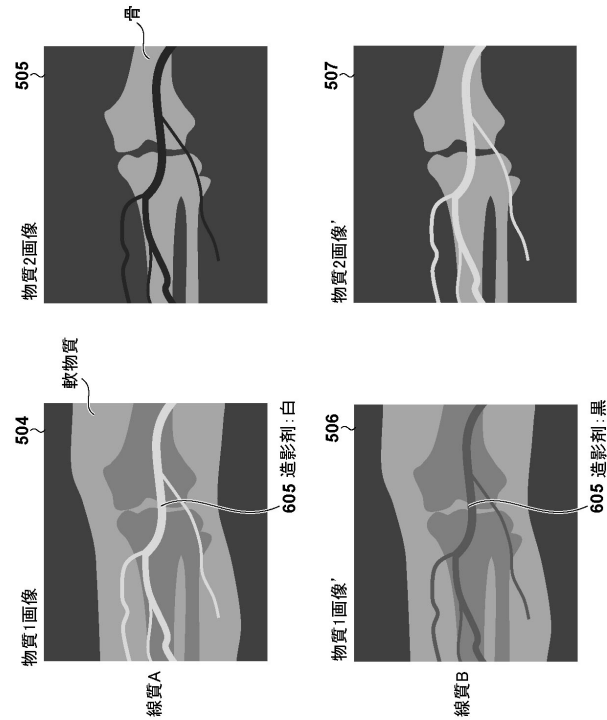
【 図 5 】



【 図 4 】



【 図 6 】



10

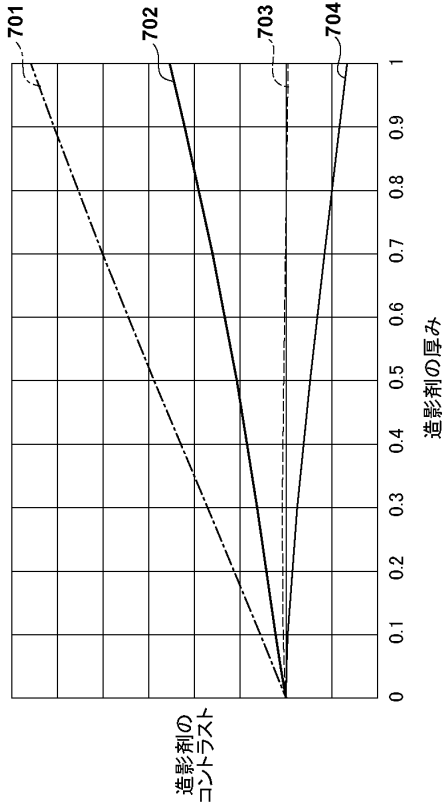
20

30

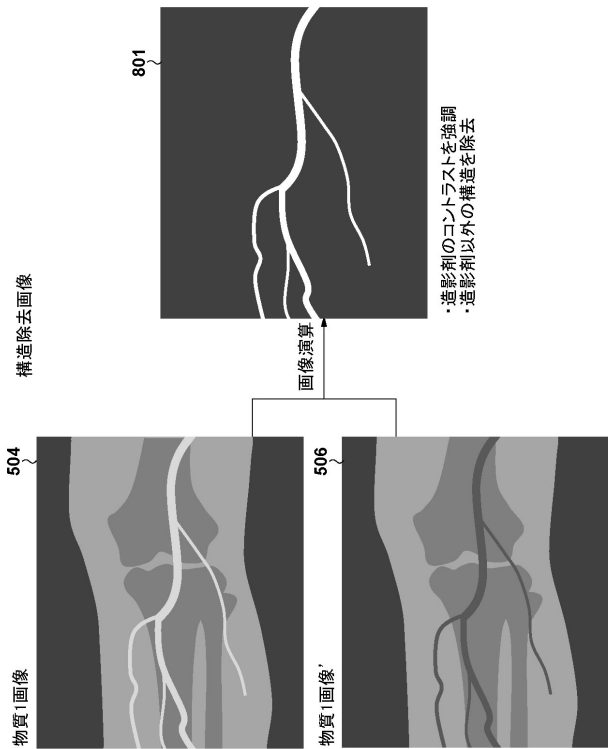
40

50

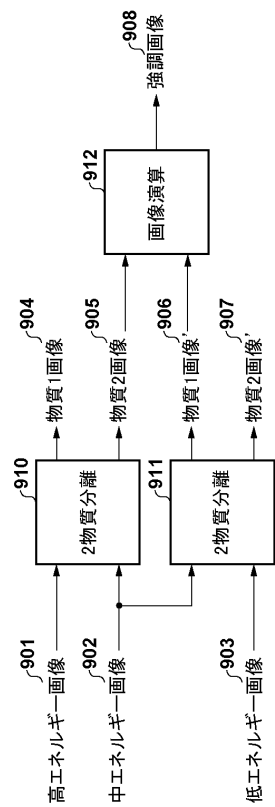
【 図 7 】



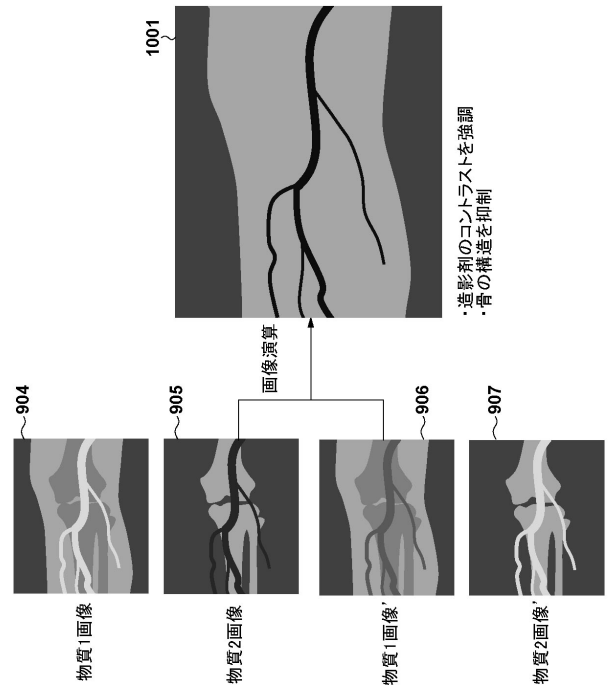
【 図 8 】



【 図 9 】



【 図 10 】



10

20

30

40

50

F ターム (参考) EA07 FC11 FD05 FD09 FF03 FF09 FF34 FF36