

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4286012号

(P4286012)

(45) 発行日 平成21年6月24日(2009.6.24)

(24) 登録日 平成21年4月3日(2009.4.3)

| | |
|-------------------------------|----------------------|
| (51) Int.Cl. | F I |
| A 6 1 B 6/00 (2006.01) | A 6 1 B 6/00 3 5 0 S |
| G 0 6 T 1/00 (2006.01) | A 6 1 B 6/00 3 3 3 |
| | G 0 6 T 1/00 2 9 0 A |

請求項の数 14 (全 25 頁)

| | | | |
|--------------|-------------------------------|-----------|---|
| (21) 出願番号 | 特願2003-16826 (P2003-16826) | (73) 特許権者 | 300019238 |
| (22) 出願日 | 平成15年1月27日(2003.1.27) | | 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2003-244542 (P2003-244542A) | | アメリカ合衆国・ウィスコンシン州・53188・ワウケシャ・ノース・グランドビュー・ブルバード・ダブリュー・710・3000 |
| (43) 公開日 | 平成15年8月29日(2003.8.29) | | |
| 審査請求日 | 平成18年1月24日(2006.1.24) | (74) 代理人 | 100093908 |
| (31) 優先権主張番号 | 10/058616 | | 弁理士 松本 研一 |
| (32) 優先日 | 平成14年1月28日(2002.1.28) | (74) 代理人 | 100105588 |
| (33) 優先権主張国 | 米国 (US) | | 弁理士 小倉 博 |
| | | (74) 代理人 | 100106541 |
| | | | 弁理士 伊藤 信和 |

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 2度露光二重エネルギーX線撮影のためのモーション・アーチファクト減少アルゴリズム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

異なる時間にデジタルX線撮影画像形成システム(10)によって取得された第1及び第2のエネルギー画像(302、304)から分解することが可能な軟組織及び骨の画像(602、604)の明瞭さを向上させる方法であって、前記第1及び第2のエネルギー画像(302、304)を前記軟組織及び骨の画像(602、604)に分解する前に、歪曲位置合わせ(422)を用いて該第1のエネルギー画像(302)を該第2のエネルギー画像(304)に位置合わせする(316)動作を含み、
前記生体組織の特徴を空間的に合致させる動作が、前記第1のエネルギー画像(302)を複数の空間マトリクス(414)に分割する動作と、
前記第1のエネルギー画像(302)に対する空間マトリクス(414)の各空間領域(412)についての領域シフトベクトル(418)を計算する動作により、
前記第1のエネルギー画像(302)を前記第2のエネルギー画像(304)に対して歪曲させる(422)、方法。

【請求項 2】

前記第1のエネルギー画像(302)を前記第2のエネルギー画像(304)に位置合わせする(316)動作が、該第1のエネルギー画像(302)と該第2のエネルギー画像(304)との間の動きの変化を実質的に減少させる動作を含むことを特徴とする、請求項1に記載の方法。

【請求項 3】

10

20

前記シフトベクトル(418)を計算する動作が、前記第1のエネルギー画像(302)の各画素について画素シフトベクトル(420)を計算する動作を含むことを特徴とする、請求項1又は2に記載の方法。

【請求項4】

前記領域シフトベクトル(418)を計算する動作が、前記第1のエネルギー画像(302)の中心に置かれ、境界を画像シフトの所望の検索範囲を許容するように保持している重複しない空間領域の最大数として、前記空間マトリクス(414)を定める動作を含むことを特徴とする、請求項1乃至3のいずれかに記載の方法。

【請求項5】

前記領域シフトベクトル(418)を計算する動作が、前記空間マトリクス(414)の各空間領域(412)に対する複数の可能なシフトベクトルの各シフトベクトルについて、前記第1及び第2のエネルギー画像(302、304)から軟組織のサブ画像を分解する動作を含むことを特徴とする、請求項1乃至4のいずれかに記載の方法。

10

【請求項6】

前記領域シフトベクトル(418)を計算する動作が、前記空間領域(412)に対して最小の全体エッジ強度(416)を与える、該空間領域(412)についての複数の可能なシフトベクトルのうちの一つのシフト率を選択する動作を含むことを特徴とする、請求項1乃至5のいずれかに記載の方法。

【請求項7】

前記シフトベクトル(418)を計算する動作が、前記空間マトリクス(414)の隣接する空間領域(412)の前記領域シフトベクトル(418)から、前記第1のエネルギー画像(302)の各画素についての画素シフトベクトル(420)を補間する動作を含むことを特徴とする、請求項6に記載の方法。

20

【請求項8】

位置合わせされた(316)後に、前記第1及び第2のエネルギー画像(302、304)から前記軟組織及び骨の画像(602、604)を分解する(610、612)動作を含むことを特徴とする、請求項1乃至7のいずれかに記載の方法。

【請求項9】

軟組織及び骨の画像(602、604)を分解する前に、2度露光二重エネルギーX線撮影のためにモーション・アーチファクトを減少させる方法であって、ある時間間隔にわたって、デジタルX線撮影画像形成システム(10)から第1及び第2のエネルギー画像(302、304)を取得し、前記第1のエネルギー画像(302)の如何なる点も前記第2のエネルギー画像(304)に対してシフトさせることが許容される最大画素範囲を定め、前記第1のエネルギー画像(302)を分析するための空間マトリクス(414)を定め、前記空間マトリクス(414)の各空間領域(412)に対する複数の可能なシフトベクトルの各シフトベクトルについて、前記第1及び第2のエネルギー画像(302、304)からサブ画像を分解し、前記空間マトリクス(414)の各空間領域(412)に対する前記最大画素範囲内の可能なシフトベクトルの各々についての全体エッジ強度(416)を計算し、前記空間領域(412)に対する全体エッジ強度(416)を最小にするシフトベクトルとなるべき空間領域(412)の各々についての領域シフトベクトル(418)を定め、隣接する領域シフトベクトル(418)に基づいて補間することにより、前記第1のエネルギー画像(302)内の各画素についての画素シフトベクトル(420)を計算し、前記画素シフトベクトル(420)を用いて画素ごとに前記第1のエネルギー画像(302)を歪曲させる(422)ことにより、前記第1のエネルギー画像(302)を前記第2のエネルギー画像(304)に位置合わせする、ことを特徴とする方法。

30

40

【請求項10】

デジタルX線撮影画像形成システム(10)から取得された画像データを処理するためのコンピュータ・プログラムであって、機械読み取り可能なコードを支持するように構成された有形の媒体に格納され、請求項1乃至9のいずれかに記載の方法の各動作を実行す

50

るルーチン(402)を含む、機械読み取り可能なコードと、を備えることを特徴とするコンピュータ・プログラム。

【請求項11】

X線(16)を生成するようになったX線装置(12)と、患者(18)の所望の生体組織領域における前記X線(16)を濾波するようになったコリメータ(14)と、前記患者(18)を透過するX線(20)を検知するようになったフラットパネル・デジタルX線検出器(22)と、ある時間間隔にわたって異なるエネルギーレベルにおける前記所望の生体組織領域の第1及び第2の画像(302、304)を取得するようになった二重エネルギー制御回路(24、26、28)と、を備えるデジタルX線撮影画像形成システム(10)と、分解前に歪曲位置合わせ(422)を用いて前記第1の画像(302)を前記第2の画像(304)に位置合わせするようになった分解前処理モジュール(306)と、前記歪曲して位置合わせされた第1及び第2の画像(302、304)から軟組織及び骨の画像(602、604)を分解するようになった二重エネルギー画像分解モジュール(308)と、を備える画像処理システム(206)と、を含み、前記分解前処理モジュール(306)が、前記第1の画像(302)を複数の空間マトリクス(414)に分割し、

前記第1の画像(302)に対する空間マトリクス(414)の各空間領域(412)についての領域シフトベクトル(418)を計算することにより、

前記第1の画像(302)を前記第2の画像(304)に対して歪曲させる(422)ことを特徴とする医療用画像形成システム(10)。

【請求項12】

前記分解前処理モジュール(306)が、前記第1及び第2の画像(302、304)における生体組織の特徴を空間的に合致させるための機械読み取り可能なコードを含むことを特徴とする、請求項11に記載の医療用画像形成システム(10)。

【請求項13】

前記機械読み取り可能なコードが、前記第1の画像(302)と前記第2の画像(304)との間の動きの変化を減少させるように作動可能な画像歪曲ルーチンを含むことを特徴とする、請求項12に記載の医療用画像形成システム(10)。

【請求項14】

前記エッジ強度に基づいたルーチンが、前記領域についての最大シフト検索範囲における前記複数の可能なシフトベクトルのうちの、該領域に対して最小の全体エッジ強度を与える一つのシフトベクトルを選択するようになった領域ベクトル選択ルーチンを含むことを特徴とする、請求項13に記載の医療用画像形成システム(10)。

【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X線撮影システムのような画像形成システムに関し、より具体的には、二重エネルギーX線撮影のための処理技術に関する。更により具体的には、本発明は、フラットパネル技術を用いる二重エネルギー・デジタルX線撮影システムのような画像形成システムから得られた低エネルギー及び高エネルギー画像から分解された軟組織及び骨の画像のモーション・アーチファクトを減少させるためのシステム及び方法に関する。

【0002】

【発明の背景】

医療診断及び画像形成システムは、現代の健康管理施設のどこにでもある。現在、医療診断及び画像形成システムには、多数の形態が存在する。これらには、コンピュータ断層撮影(CT)システム、X線システム(従来型及びデジタル式すなわちデジタル化画像形成システムの双方を含む)、磁気共鳴(MR)システム、陽電子射出断層撮影(PET)システム、超音波システム、核医学システムなどが含まれる。このようなシステムは、健康状態を識別し、診断し、治療するために貴重な手段を提供し、外科的診断への必要性を大きく減少させるものである。多くの例において、これらの形態は、互いに補完され、特定

の種類、組織、器官、生理的システムなどを画像形成するために様々な技術を医師に提供する。

【 0 0 0 3 】

有用な X 線画像に再構成することができるデジタル・データを生成するためのデジタル画像形成システムは、ますます広く普及している。デジタル画像形成システムの 1 つの適用において、放射源からの放射線が被写体に、医学的診断の適用においては通常は患者に向けられ、放射線の一部は該被写体を透過して検出器に衝突する。検出器の表面は、放射線を光フォトンに変換し、該光フォトンが検出される。検出器は、区別できる画像素子すなわち画素のアレイに分けられ、各画素領域に衝突する放射線の量又は強度に基づいて出力信号を符号化する。放射線が被写体を透過するときに該放射線の強度が変わるので、出力信号に基づいて再構成された画像は、従来の写真フィルム技術を通して入手可能な画像に類似した組織及び他の特徴の投影像を提供することができる。使用中、検出器の画素位置において生成された信号は、サンプリングされ、デジタル化される。デジタル値は、処理回路へ送られ、そこで濾波され、拡大縮小され、更に処理されて、画像データのセットを生成する。次に、データ・セットを用いて結果物としての画像を再構成し、コンピュータ・モニタ上などに該画像を表示し、該画像を通常の写真フィルムなどに転写することができる。

10

【 0 0 0 4 】

二重エネルギー・デジタル X 線撮影システムのような二重エネルギー画像形成システムにおいて、このシステムは、低エネルギー及び高エネルギーレベルのような異なるエネルギーレベルにおいて、患者の所望の生体組織領域の 2 つの画像を取得する。次に、2 つの画像を用いて、生体組織を分解し、所望の生体組織領域の軟組織及び骨の画像を生成する。一般に、2 つの画像は、二重エネルギー分解方程式、すなわち、

20

$$I S = I H / I L^{W S}$$

$$I B = I H / I L^{W B}$$

に従って分解される。

ここで I S は軟組織の画像を表し、I B は骨部の画像を表し、I H は高エネルギー画像を表し、I L は低エネルギー画像を表し、W S は軟組織の分解パラメータであり、W B は骨部の分解パラメータであり、 $0 < W S < W B < 1$ である。許容可能な二重エネルギー画質を提供するために、軟組織の分解パラメータ及び骨部の分解パラメータを注意深く選択しなければならない。残念なことに、軟組織及び骨部の分解パラメータは、幾つかの画像及び技術変数の関数である可能性があり、これにより、これらのパラメータの選択を複雑にしている。更に、一般に、分解された画像は、画像を劣化させ、医療診断のための画像の価値を減少させる著しいノイズ、コントラスト・アーチファクト、及びモーション・アーチファクトを有する。一般に、これらのアーチファクトは、分解後処理技術により緩和されるが、分解された画像はまだなお著しいアーチファクトを示す。

30

【 0 0 0 5 】

画像の比較的減衰された領域において、前述の二重エネルギー分解方程式は、比較的ノイズのある分解画像を生成する。例えば、低放射線量臨床データ取得の間、計算上効率的な分解方程式はノイズを増幅させ、画像の極めて減衰された領域においては非常にノイズのある分解画像を生成する。既存のノイズ減少技術は、前述の分解方程式による分解後に画像のノイズを緩和するものである。しかしながら、前述の分解方程式は、画像のノイズを増幅する傾向があり、既存のノイズ減少技術は、そのノイズを適切に緩和することができない。

40

【 0 0 0 6 】

2 つの画像の取得の間の生体組織の動きによって、分解された画像にアーチファクトが発生することもある。100ms から200ms までのような比較的短い時間間隔にわたって2つの画像を取得することができるが、これらのモーション・アーチファクトは、分解された画像の画質を著しく劣化させることがある。胸部 X 線撮影の場合、モーション・アーチファクトは、骨部の残存コントラストとして現れ、これにより軟組織の画像に肋骨部

50

構造が見えるようになる。取得されたうちの約30パーセントに存在する骨部の残存コントラストは、肺の病変の顕著性を低下させ、二重エネルギー画像形成システムにより肺の軟組織画像を生成するという目的を本質的にだめにする。二重エネルギー画像が著しく異なる局部コントラストを有するので、モーション・アーチファクトについて補正する従来の方法は、二重エネルギー画像形成に対して比較的効果的ではない。

【0007】

従って、二重エネルギー・デジタルX線撮像形成システムのような、二重エネルギー画像形成システムから分解された画像において、ノイズ、コントラスト及びモーション・アーチファクトを減少させるための技術が必要とされる。二重エネルギー分解プロセスのためのパラメータを選択するための技術もまた必要とされる。分解パラメータの選択を含む、画像処理及び分解プロセスの種々の態様を自動化することもまた有利であろう。

10

【特許文献1】

米国特許第6343111号

【0008】

【課題を解決するための手段】

本技術は、フラットパネル技術を用いる二重エネルギー・デジタルX線撮影システムのような、画像形成システムから取得された低エネルギー及び高エネルギー画像から軟組織及び骨の画像をより精密に分解するための種々の処理方法を提供するものである。具体的には、軟組織及び骨の画像を生成する二重エネルギーの画像分解に先立って、歪曲位置合わせを用いて低エネルギー及び高エネルギー画像を空間的に合致させ又は位置合わせするために、分解前プロセスが提供される。従って、この分解前プロセスは、低エネルギー画像と高エネルギー画像との間のモーション・アーチファクトを減少させ、これにより、分解された軟組織及び骨の画像の明瞭さが向上される。

20

【0009】

【発明の実施の形態】

本発明の前述及び他の利点ならびに特徴は、以下の詳細な説明を読み、図面を参照することによって明らかになるであろう。

【0010】

図1は、区別できる画素の画像データを取得し、処理するための画像形成システム10を概略的に示す。図示された実施形態において、システム10は、本技術に従って、オリジナル画像データを取得し、表示のために該画像データを処理するように設計されたデジタルX線システムである。例えば、システム10は、二重エネルギー分解システムのために用いられる高エネルギー及び低エネルギー画像露光のような比較と処理のために、所望の生体組織の多数の画像を短い時間間隔にわたって取得することができる。従って、システム10は、所望の生体組織の更なる分析のために、高エネルギー及び低エネルギー画像露光を軟組織及び骨の画像に分解するように動作可能な二重エネルギー・デジタルX線システムを具体化することができる。図1に示す実施形態において、画像形成システム10は、コリメータ14に隣接して配置されたX線放射源12を含む。コリメータ14により、人間の患者18のような被写体が配置された領域内を放射線流16が透過することが可能になる。放射線20の一部は、被写体を透過するか又はその周りを通り、全体を参照符号22で表すデジタルX線検出器に衝突する。以下により詳細に説明されるように、検出器22は、その表面に受けたX線フォトンが低エネルギーのフォトンに変換し、続いて電気信号に変換し、該電気信号が取得され、処理されて、被写体内の画像の特徴が再構成される。

30

40

【0011】

放射線源12は、検査シーケンスのための電力と制御信号の双方を供給する電力供給/制御回路24によって制御される。更に、検出器22は、該検出器22において生成される信号の取得を命令する検出器コントローラ26に接続される。検出器コントローラ26もまた、ダイナミックレンジの初期調整、デジタル画像データのインターリーブなどのためといった、種々の信号処理及び濾波機能を実行することができる。電力供給/制御回路2

50

4と検出器コントローラ26の双方は、システム・コントローラ28からの信号に応答する。一般に、システム・コントローラ28は、検査プロトコルを実行し、取得された画像データを処理するために、画像形成システムの動作を命令する。本明細書においては、システム・コントローラ28はまた、一般に汎用又はアプリケーション特定のデジタル・コンピュータに基づいた信号処理回路と、該コンピュータにより実行されるプログラム及びルーチン、同じく、設定パラメータ、画像データ、インターフェース回路などを格納するための関連したメモリ回路とを含む。

【0012】

図1に示す実施の形態において、システム・コントローラ28は、参照符号30で示されるような表示装置又はプリンタのような、少なくとも1つの出力装置に接続される。この出力装置は、標準又は特定目的のコンピュータ・モニタ及び関連した処理回路を含むことができる。更に、システム・パラメータを出力し、検査を要求し、画像を見るなどのために、1つ又はそれ以上のオペレータ用ワークステーション32をシステム内に接続することができる。一般に、システム内に設けられた表示装置、プリンタ、ワークステーション、及び同様の装置は、データ取得コンポーネントの近くに設けてもよく、或いは、インターネット、仮想プライベート・ネットワークなどのような一つ又はそれ以上の設定可能なネットワークを介して画像取得システムに接続された、研究所又は病院内の他の場所又は全く異なる場所のような、これらのコンポーネントから遠く離れた場所に設けてもよい。

【0013】

図2は、デジタル検出器22の機能コンポーネントの概略図である。図2はまた、一般に検出器コントローラ26内に構成される画像形成検出器コントローラすなわちIDC34も示す。IDC34は、CPUすなわちデジタル信号処理装置、及び検出器から感知された信号の取得を命令するためのメモリ回路も含む。IDC34は、双方向の光ファイバ導体を介して、検出器22内の検出器制御回路36に接続される。これにより、IDC34は、動作中に検出器内の画像データに関するコマンド信号を交換する。

【0014】

検出器制御回路36は、全体を参照符号38で示す電源から、直流電力を受ける。検出器制御回路36は、タイミングを開始し、システム動作のデータ取得段階の間に信号を送るために用いられる行及び列ドライバに対するコマンドを制御するように構成される。従って、回路36は、電力と制御信号を基準/調整器回路40に送り、該回路40からデジタル画像画素データを受け取る。

【0015】

本実施形態において、検出器22は、検査中に検出器の表面上に受けたX線フォトンが低エネルギーの(光)フォトンに変換するシンチレータから成る。次に、光検出器のアレイは、光フォトン、検出器の表面の個々の画素領域に衝突するフォトン、の数すなわち放射線の強さを表す電気信号に変換する。読み出し用電子機器が、その結果物であるアナログ信号をデジタル値に変換し、このデジタル値を、画像の再構成に続いて処理し、格納し、表示装置30又はワークステーション32などにおいて表示することができる。本形態において、光検出器のアレイは、単一基板のアモルファスシリコン上に形成される。アレイ素子は、各素子が光ダイオード及び薄膜トランジスタから成る、行及び列の形で構成される。各ダイオードの陰極はトランジスタの電源に接続され、全てのダイオードの陽極は負のバイアス電圧に接続される。各行におけるトランジスタのゲートは互いに接続され、行電極は、以下に説明するように走査用電子機器に接続される。列におけるトランジスタのドレインは互いに接続され、各列の電極は、読み出し用電子機器に接続される。

【0016】

一例として図2に示す特定の実施形態において、行バス42は、検出器の種々の列からの読み出しを可能にし、同時に行を無効にし、所望の選択された行に電荷補償電圧を印加するために、複数の導体を含む。列バス44は、行を順次使用可能にする間に列からの読み出しを命令するために、付加的な導体を含む。行バス42は、一連の行ドライバ46に接続され、各ドライバは、検出器内の一連の行を使用可能にすることを命令する。同様に、

10

20

30

40

50

読み出し用電子機器 48 は、列バス 44 に接続され、検出器の全ての列の読み出しを命令する。この技術においては、検出器 22 の部分的な読み出しを用いることによって、画像取得速度が増加される。

【0017】

図示された実施形態において、行ドライバ 46 と読み出し用電子機器 48 は、複数の区分 52 に細分することができる検出器パネル 50 に接続される。各区分 52 は、行ドライバ 46 の 1 つに接続され、多数の行を含む。同様に、各列ドライバ 48 は、一連の列に接続される。このように、上述の光ダイオード及び薄膜トランジスタの構成により、行 56 と列 58 で構成される一連の画素すなわち区別できる画像素子 54 が定められる。この行と列は、高さ 62 と幅 64 を有する画像マトリクス 60 を形成する。また、下に説明するように、本技術により、行及び列ドライバならびに読み出し用電子機器を介して読み出されることになる画素の数を増加させることが可能になる。

10

【0018】

また、図 2 に示すように、各画素 54 は、全体として、列の電極 68 が行の電極 70 と交差する行と列の交差点において定められる。上記のように、各画素に対する各交差位置に薄膜トランジスタ 72 が設けられ、同様に光ダイオード 74 が設けられる。各行が行ドライバ 46 によって使用可能にされるときに、読み出し用電子機器 48 を介して各光ダイオード 74 からの信号にアクセスし、後に続く処理及び画像再構成のためにこの信号をデジタル信号に変換することができる。従って、その行の画素の全てのトランジスタのゲートに取り付けられた走査線が作動された時、アレイにおける画素の全ての行も同時に制御される。従って、この特定の行における画素の各々は、スイッチを通じてデータラインに接続され、このデータラインは、読み出し用電子機器により、光ダイオード 74 への電荷を回復させるために用いられる。

20

【0019】

関連した専用の読み出し用チャネルの各々により、電荷が 1 つの行における全ての画素に対して同時に回復されるので、読み出し用電子機器は、前の行からの測定値をアナログ電圧からデジタル値へと変換しているということに注意すべきである。更に、読み出し用電子機器は、デジタル値を前の 2 つの行から取得サブシステムに転送しており、このことにより、診断画像をモニタ上に表示するか又はフィルムに書き込む前に、何らかの処理が行われることになる。従って、読み出し用電子機器は、特定の行における画素についての電荷を測定又は回復し、前の行における画素についてのデータを変換し、前の 2 行における画素について変換されたデータを転送するという 3 つの機能を同時に果たしている。

30

【0020】

図 3 は、全体として、図 2 に概略的に示されるコンポーネントの例示的な物理的構成を示す。図 3 に示すように、検出器は、ガラス基板 76 を含むことができ、この上に下記に説明されるコンポーネントが配置される。列電極 68 と行電極 70 がこの基板上に設けられ、上述の薄膜トランジスタと光ダイオードを含む、アモルファスシリコンのフラットパネルアレイ 78 が形成される。上述のように、検査シーケンスの間に放射線を受け取るために、アモルファスシリコンアレイの上にシンチレータ 80 が設けられる。信号を列及び行電極との間でやりとりするために、接触用フィンガー 82 が形成され、該接触用フィンガーと外部回路との間で信号をやりとりするために、接触用リード線 84 が設けられる。

40

【0021】

検出器パネル 22 の特定の構成と、行及び列ドライバによって駆動される行及び列へのパネルの細区分については、種々の別の構成が可能であるということに注意すべきである。特に、より多くの又はより少ない行及び列ドライバを用いることができ、これにより、種々のマトリクス寸法を有する検出器パネルを形成することができる。例えば、検出器パネル 22 を、縦方向又は横方向の中心線に沿って多数の区分の領域に更に細区分することができる。

【0022】

一般に、検出器の読み出し用電子機器は、パイプライン型アーキテクチャを用いるという

50

ことに更に注意すべきである。例えば、関連した専用の読み出しチャネルの各々によって特定の行における全ての画素について電荷が同時に回復されるとき、読み出し用電子機器は、前の行からの測定値をアナログ信号からデジタル信号に変換する。同時に、読み出し用電子機器は、前の２つの行から測定されたデジタル値をデータ取得サブシステムに転送する。一般に、データ取得サブシステムは、診断画像を表示装置上に表示する前に何らかの処理を実行する。従って、本技術における読み取り用電子機器は、３つの機能を同時に果たすことになる。

【 0 0 2 3 】

図４は、複数の列ライン及び行ラインを有する例示的な検出器上に位置する画素のアレイ ８ ６を示す。画素のアレイ ８ ６によって示されるように、各々の画素は、トランジスタ ７ ２と光ダイオード ７ ４とを含む。アレイが、複数の走査線 ８ ８、９ ０、９ ２、及び複数のデータライン ９ ４、９ ６、９ ８から成ることに注意すべきである。走査線 ８ ８、９ ０、９ ２は、画像形成プロセスの間に走査される画素の行を表す。同様に、データライン ９ ４、９ ６、９ ８は画素の列を表し、これを通じてデータがデータ取得システムに送信される。当業者であれば理解できるように、一般に、走査線は光ダイオードを再充電し、置き換えられた電荷の量を測定する。一般に、列又はデータラインは、データを画素の各行からデータ取得システムへ送る。

【 0 0 2 4 】

図示されたように、走査線 ８ ８（図４に N と示される）は、特定の行における画素の各々に接続される。更に、走査線 ８ ８は、データラインの各々に接続される。例えば、走査線 ８ ８は、データライン ９ ４（図４に K と示される）及びデータライン ９ ８（ $K + 1$ ）に接続される。同様に、データラインの各々は、走査線の各々に接続される。従って、画素のアレイ ８ ６について示されるように、走査線 ８ ８（N）、走査線 ９ ０（ $N - 1$ ）、走査線 ９ ２（ $N + 1$ ）は、データライン ９ ４（K）、データライン ９ ６（ $K - 1$ ）、データライン ９ ８（ $K + 1$ ）などに接続される。一般に、各データラインは、画素の１つの特定の列に接続され、各走査線は、画素の１つの特定の行に接続されるということを理解すべきである。更に、図４の本実施形態において２５個の画素が示されているが、もちろん、追加の画素を画素アレイに組み込むこともできることに注意すべきである。

【 0 0 2 5 】

図５を参照すると、上述の種類の画像形成システムを動作させる方法 １ ０ ０を示す流れ図が示される。最初に、段階 １ ０ ２に示されるように、X線照射がオペレータによって開始される。一旦X線が照射されると、段階 １ ０ ４に示すように検出器 ２ ２内の読み出し用電子機器が作動される。上述のように、患者に照射がなされ、よってX線は患者を透過して伝達され、検出器がそれを受け取る。通常、画素のアレイ ８ ６は、個々の画素の各々内に設けられた読み出し用電子機器を介して、検出器 ２ ２が受け取ったX線の減衰を測定する。段階 １ ０ ６に示すように、通常、読み出し用電子機器は、画素の各々と関連した回路を利用してデータを収集する。一旦画素の特定の行についてデータが収集されると、段階 １ ０ ８に示すように、このデータはデータ取得サブシステムに送られる。一旦画素の特定の行からデータがデータ取得サブシステムに送られると、画素の次の行が走査され、読み取られる。このように、段階 １ １ ０に示すように、画素の次の行の読み出しが作動される。検出器 ２ ２、より具体的には全ての画素が読み出されるまで、このプロセスが続けられることを理解すべきである。続いて、収集されたデータが処理され、最終的に露光領域の画像を再構成するために用いられる。

【 0 0 2 6 】

上述のように、デジタルX線システム １ ０を用いて高エネルギー及び低エネルギーの画像露光を取得することができ、所望の生体組織の詳細な分析のために、これらの高エネルギー及び低エネルギーの画像露光を軟組織及び骨の画像に分解することができる。従って、二重エネルギー画像の取得及び処理のためのプロセス ２ ０ ０が図６に示され、この図６は、図７から図１２までに更に示される処理チェーン全体を示す。図示されるように、プロセス ２ ０ ０は、図１に示すデジタルX線システム １ ０のような二重エネルギー画像形成シ

10

20

30

40

50

システムを開始することにより進行する（ブロック 202）。次に、プロセス 200 は、胸部画像のような所望の生体組織の低エネルギー及び高エネルギー画像を取得することへ進む（ブロック 204）。次に、プロセス 200 は、図 7 及び図 8 により更に示されるように、二重エネルギーの分解の前に、低エネルギー及び高エネルギー画像を処理することができる（ブロック 206）。例えば、プロセス 200 は、より高い画質をもたらすために、種々の動きの補正、ノイズの減少、及び表示の処理を行うことができる。次に、プロセス 200 は、図 10 に更に示されるように、低エネルギー及び高エネルギー画像を軟組織及び骨の画像に分解することへ進む（ブロック 208）。次に、プロセス 200 は、軟組織及び骨の画像について分解後処理を行うことができる（ブロック 210）。例えば、プロセス 200 は、より高い画質を提供するために、種々の動きの補正、ノイズの減少、及び表示の処理を行うことができる。次に、プロセス 200 は、医師による分析のために軟組織及び骨の画像を表示することへ進む（ブロック 212）。

【0027】

図 7 は、図 6 の段階 206 により示されるような、低エネルギー及び高エネルギー画像の処理動作を行うための例示的な分解前処理方法 300 を示す流れ図である。図示されるように、二重エネルギー画像取得システム 10 は、低エネルギー画像 302 及び高エネルギー画像 304 を二重エネルギー画像処理システム 306 に提供し、この二重エネルギー画像処理システムは、該画像 302 及び 304 を処理し、処理された画像を二重エネルギー画像分解システム 308 に送る。従って、二重エネルギー画像処理システム 306 は、軟組織及び骨の画像に分解する前に、画像 302 及び 304 について種々の処理ルーチンを行うことができる。図示されるように、システム 306 は、低エネルギー及び高エネルギー画像に対して検出器の補正を行うことができる（ブロック 310）。例えば、システム 306 は、X 線画像形成検出器のばらつきに対して、低エネルギー及び高エネルギー画像 302 及び 304 を補正し、補正された低エネルギー画像 312 及び補正された高エネルギー画像 314 を提供することができる。次に、図 8 に更に示されるように、システム 306 は、画像の間のモーション・アーチファクトを減少させるために、補正された低エネルギー及び高エネルギー画像 312 及び 314 について画像の位置合わせを行うことへ進む（ブロック 316）。従って、システム 306 は、画像 312 又は画像 314 のいずれかに対して画像の変形を行うことにより、補正された低エネルギー画像 312 を補正された高エネルギー画像 314 に位置合わせすることができる。この例示的な実施形態においては、システム 306 は、補正された低エネルギー画像 312 を変形させて、位置合わせされた低エネルギー画像 318 を提供し、この画像を、補正された高エネルギー画像 314 に位置合わせする（例えば、空間的に合致させる）。

【0028】

図 8 は、図 7 の分解前処理方法 300 のための、例示的な画像位置合わせプロセス 400 を示す流れ図である。画像位置合わせシステム 402 は、二重エネルギー画像取得システム 10 により取得された低エネルギー画像 302 及び高エネルギー画像 304 に対して、種々の画像位置合わせルーチンを実行することによって、プロセス 400 を行う。プロセス 400 が完了すると、システム 402 は、位置合わせされた低エネルギー画像 404 及び高エネルギー画像 304 を二重エネルギー画像分解システム 308 に送る。以下で詳細に説明されるように、プロセス 400 は、他方の画像に対する一方の画像のシフトベクトルを得ることにより、低エネルギー画像 302 と高エネルギー画像 304 を位置合わせする。次に、低エネルギー画像 302 に歪曲変形を行い、軟組織及び骨の画像への二重エネルギー分解の前に、生体組織を高エネルギー画像 304 に位置合わせする。低エネルギー画像露光と高エネルギー画像露光との間の時間間隔が相対的に短いため、モーション・アーチファクトが僅かの数の画素のみに制約されるので、プロセス 400 は計算上効率的である。プロセス 400 はまた、有利なことに、低エネルギー画像 302 と高エネルギー画像 304 との間のコントラスト差に影響を受けない。従って、二重エネルギー分解によって引き続いて生成される軟組織及び骨の画像は、著しく減少されたモーション・アーチファクトを示す。

【 0 0 2 9 】

図 9 に更に示されるように、動作中、システム 4 0 2 は、種々の画像位置合わせパラメータを計算又は取り出すことにより進行する（ブロック 4 0 6）。次に、システム 4 0 2 は、低エネルギー画像 3 0 2 及び高エネルギー画像 3 0 4 の最小画像強度を、1 の値のようなゼロ以外の値に切り取る又は再度定めることへ進む（ブロック 4 0 8）。段階 4 0 8 は、ゼロで除算したことに関連したエラーを防ぐ。次に、システム 4 0 2 は、画像位置合わせのために空間的制限を選択し、又はユーザにそれを入力するように指示することへ進む（ブロック 4 1 0）。例えば、画像位置合わせプロセス 4 0 0 による画像の歪曲 / 変形の程度を制御するために、検索空間（S）を選択することができる。検索空間 S は、位置合わせされた画像（すなわち、低エネルギー画像 3 0 2）におけるいずれの点も、X 又は Y 方向のいずれかにシフトすることが許容される最大画素数を定める整数である。例えば、S = 3 の場合には、検索空間は、所定の点を中心に置いた 7 画素 × 7 画素のマトリクスとなる。次に、システム 4 0 2 は、画像位置合わせプロセス 4 0 0 に対して、所定の領域（ROI）についての寸法を定めるか又はユーザにこれを入力するように指示することへ進む（ブロック 4 1 2）。例えば、所定の領域 ROI を、検索空間 S より小さくすることができ、等しくすることもでき、或いは大きくすることもできる。次に、システム 4 0 2 は、画像内に中心が置かれ、境界が画像のシフトを許容するようになっている重複しない最大数の連続した ROI を備える ROI マトリクスに該画像（すなわち、低エネルギー画像 3 0 2）を分割することへ進む（ブロック 4 1 4）。ROI マトリクスの外側にある画素は境界画素であり、この境界画素は、検索範囲（例えば、S = 3）と等しくすることもでき、或いはこれより大きくすることもできる。次に、システム 4 0 2 は、低エネルギー画像 3 0 2 及び高エネルギー画像 3 0 4 について種々の計算を行う。

【 0 0 3 0 】

各々の ROI に対して、システム 4 0 2 は、検索空間 S により定められた空間的制限の範囲内で可能なシフトの各々のエッジ強度を計算する（ブロック 4 1 6）。従って、低エネルギー画像 3 0 2（IL）の各 ROI に対して、システム 4 0 2 は、ROI の中心を検索空間 S における各々の可能な位置へシフトさせる。シフトされた ROI の各々は、低エネルギーサブ画像（ $IL'_{x,y}$ ）を定め、ここで X 及び Y は、それぞれ横方向及び縦方向の画素におけるシフトベクトル要素である。シフトされていない ROI もまた、対応する高エネルギーサブ画像（ $IH'_{0,0}$ ）を定める。従って、検索空間 S における ROI の可能なシフトの各々に対して、システム 4 0 2 は、対数減算動作を行うことにより、仮の軟組織サブ画像（ $I_{PST}'_{x,y}$ ）を引き出す。

$$(I_{PST})'_{x,y} = (IH'_{0,0}) / (IL'_{x,y})^{WS}$$

ここで WS は、図 9 により示されるように選択することができる軟組織の分解パラメータである。次に、システム 4 0 2 は、プレウィットのエッジ演算子（例えば、2 つの 3 × 3 カーネル）を用いて（ I_{PST} ）' _{x,y} をコンボルブすることによりエッジサブ画像（ I_E ）' _{x,y} を得ることへ進む。この動作は、結果物としての画像上に 1 画素の境界のような境界を残すことがある。次に、システム 4 0 2 は、前述の 1 画素の境界を除外するエッジサブ画像（ I_E ）' _{x,y} における全ての値を加算することにより、全体のエッジ強度 $E_{x,y}$ を得る。前述の計算は、検索空間 S における ROI の可能なシフトの各々に対して繰り返される。

【 0 0 3 1 】

次に、各々の ROI に対して、システム 4 0 2 は、低エネルギー画像 3 0 2 を高エネルギー画像 3 0 4 に位置合わせするために、シフトベクトルを求めることへ進む。従って、各々の ROI に対して、システム 4 0 2 は、上で計算された全体のエッジ強度 $E_{x,y}$ を最小にする空間座標（X, Y）に基づいて、ROI を中心とするシフトベクトルを定める（ブロック 4 1 8）。次に、システム 4 0 2 は、ROI を中心とするシフトベクトルを用いて、低エネルギー画像 3 0 2 における各画素に対してシフトベクトルを補間する（ブロック 4 2 0）。例えば、双一次補間を用いて、低エネルギー画像 3 0 2 における各画素に対するシフトベクトルを計算することができる。次に、個々の画素のシフトベクトルは、四捨

五入して整数値にすることができる。ROIマトリクスを囲む境界領域において、ROIマトリクス内の最も近傍の点又は幾つかの隣接する点からシフトベクトルを複写することによって、個々の画素のシフトベクトルを計算することができる。

【0032】

従って、プロセス400のエッジに基づいた技術により、モーション・アーチファクトを最小にするシフトベクトルを得る。次に、システム402は、上で計算された個々の画素のシフトベクトルを用いて、低エネルギー画像302を変形させることへ進む(ブロック422)。従って、システム402は、低エネルギー画像(IL)を変形させるか又は歪曲させて、位置合わせされた低エネルギー画像404(IL_R)を形成し、この位置合わせされた低エネルギー画像404(IL_R)は、高エネルギー画像304に位置合わせされる。次に、画像404及び304は、二重エネルギー画像分解システム308に送られ、軟組織及び骨の画像に分解される。

10

【0033】

上述のように、図9は、図6から図8まで及び図10から図12までに示されるような二重エネルギー画像分解プロセスのための、例示的なパラメータ選択プロセス500を示す流れ図である。パラメータ選択プロセス500は、それぞれ参照符号502及び504で示される軟組織分解パラメータWS及び骨部分解パラメータWBを選択するために、二重エネルギー画像取得システム10及び患者の種々のシステム・パラメータを用いる。この例示的な実施形態において、プロセス500は、ユーザが如何なる直接動作もすることなく、パラメータ502及び504を自動的に選択する。しかしながら、プロセス500は、特定の適用によっては、ある程度のユーザ相互作用及び入力を用いて動作させることができる。自動パラメータ選択システム506は、システム10から取得された低エネルギー画像302及び高エネルギー画像304、システム設定値、患者の情報、及び二重エネルギー画像分解システム308により必要とされる最適なパラメータ502及び504の選択を容易にするような他の情報にアクセスすることによりプロセス500を実行する。

20

【0034】

システム506を用いて、如何なる二重エネルギー分解プロセスに対してもパラメータを選択することができる。胸部生体組織の二重画像形成の場合は、パラメータ502及び504は、主として低エネルギー及び高エネルギー画像302及び304のエネルギーレベル(kVp)、コリメータの濾波選択、及び患者の体格によって求められる。従って、プロセス500は、胸部生体組織の二重エネルギー画像分解のためのパラメータ502及び504を自動的に選択するために、これらのパラメータに合わせて調整される。図示されるように、プロセス500は、システム設定ファイルから初期設定パラメータを読み取るなどにより、二重エネルギー画像分解のための種々のパラメータにアクセスすることにより進行する(ブロック508)。例えば、プロセス500は、それぞれ参照符号510、512及び514により示される、初期設定取消しパラメータ(W)、濾波オフセット値(F1、F2、F3)、及び体格オフセット値(P)にアクセスすることができる。プロセス500はまた、分解パラメータの選択/計算を容易にするために所望のパラメータを入力するようにユーザに指示することもできる。上記の濾波オフセット値512が、コリメータの濾波選択に対応する一方で、体格オフセット値514は、患者の体格選択に対応する。プロセス500はまた、低エネルギー画像302については60kVpから80kVpまで、高エネルギー画像304については110kVpから150kVpまでといった、所定のエネルギー範囲を有する低エネルギー画像302及び高エネルギー画像304にパラメータ選択を限定することもできる。

30

40

【0035】

低エネルギー画像302及び高エネルギー画像304のエネルギーレベルが、これら所定の範囲を超える場合には、プロセス500は、エラーメッセージを生成し、パラメータ自動選択プロセスを終了する。従って、上記のエネルギー範囲内の低エネルギー画像302及び高エネルギー画像304のエネルギーレベルに対して取消しパラメータWを提供する、以下に示すようなWテーブルから初期設定取消しパラメータWを取り出すことができる

50

。

【 0 0 3 6 】

【 表 1 】

| Wテーブル | k V pでの低エネルギー画像のエネルギーレベル | | | | |
|--------------------------|--------------------------|------|------|------|------|
| k V pでの高エネルギー画像のエネルギーレベル | 60 | 65 | 70 | 75 | 80 |
| 150 | 0.37 | 0.41 | 0.46 | 0.50 | 0.55 |
| 140 | 0.39 | 0.44 | 0.49 | 0.54 | 0.59 |
| 130 | 0.41 | 0.46 | 0.51 | 0.56 | 0.62 |
| 120 | 0.44 | 0.49 | 0.54 | 0.59 | 0.65 |
| 110 | 0.47 | 0.52 | 0.58 | 0.64 | 0.71 |

【 0 0 3 7 】

画像 3 0 2 及び 3 0 4 の低エネルギーレベル又は高エネルギーレベルが、Wテーブル内のエネルギー値の間にある場合、プロセス 5 0 0 は、画像 3 0 2 及び 3 0 4 の実際のエネルギーレベルに基づいて、Wテーブルから取消しパラメータWを補間（例えば、双一次補間）する（ブロック 5 1 6）。次に、プロセス 5 0 0 は、計算された取消しパラメータWを、小数点以下第 2 位といった所望の小数点以下の桁数まで切り捨てることができる。

【 0 0 3 8 】

次に、初期設定取消しパラメータWは、濾波補正パラメータK 1 及び患者の体格補正パラメータK 2 のような、種々の補正率により補正される。図示されるように、プロセス 5 0 0 は、コリメータ濾波設定値及び濾波オフセット値 5 1 2 に基づいて、濾波補正パラメータK 1 を選択する（ブロック 5 1 8）。例えば、プロセス 5 0 0 は、次のように濾波補正パラメータK 1 を選択することができる。

【 0 0 3 9 】

【 表 2 】

| コリメータ濾波設定値 | 設定された濾波補正パラメータK 1 |
|------------|-------------------|
| 0. 0 mm Cu | K 1 = 0 |
| 0. 1 mm Cu | K 1 = F 1 |
| 0. 2 mm Cu | K 1 = F 2 |
| 0. 3 mm Cu | K 1 = F 3 |

【 0 0 4 0 】

プロセス 5 0 0 は、最適な濾波補正パラメータK 1 の選択を助けるために、任意の適切な濾波設定値、任意の数の濾波オフセット値又は濾波オフセット値の分数を用いることができる。プロセス 5 0 0 はまた、特定の画像形成システム 1 0 によって異なるパラメータを提供することができ、或いはプロセス 5 0 0 は、特定の画像形成システム 1 0 に対して、K 1 = 0 と設定することができる。

【 0 0 4 1 】

プロセス 5 0 0 はまた、画像形成システム 1 0 によって診断される患者の体格に基づいて患者の体格補正パラメータK 2 を定める（ブロック 5 2 0）。例えば、プロセス 5 0 0 は、以下のように患者の体格補正パラメータK 2 を定めることができる。

【 0 0 4 2 】

【 表 3 】

| 患者の体格 | 設定された患者体格補正パラメータK 2 |
|-------|---------------------|
| 小柄な患者 | K 2 = - P |
| 普通の患者 | K 2 = 0 |
| 大柄な患者 | K 2 = P |

【 0 0 4 3 】

プロセス 5 0 0 は、患者体格補正パラメータ K 2 を定めるために、任意の適切な体格の範囲（例えば、体重又は寸法）を用いることもできる。更に、プロセス 5 0 0 は、最適な患者体格補正率の選択を容易にすることができる更に別の患者体格範囲を提供するために、多数の体格オフセット値 P 又は体格オフセット値 P の分数を用いることができる。

【 0 0 4 4 】

上記の補正パラメータ K 1 及び K 2 を用いて、プロセス 5 0 0 は、補正された軟組織分解パラメータ W S 及び補正された骨部分解パラメータ W B を計算することへ進む。ブロック 5 2 2 において、プロセス 5 0 0 は、次のように軟組織分解パラメータ W S を計算する。

$$W S = W - K 1 - K 2$$

10

ブロック 5 2 4 において、プロセス 5 0 0 は、次のように骨部分解パラメータ W B を計算する。

$$W B = (W S + 1) / 2$$

【 0 0 4 5 】

上述のように、プロセス 5 0 0 は、ユーザが如何なる直接動作もすることなく、分解パラメータ W S 及び W B を自動的に計算することができる。更に、プロセス 5 0 0 は、画像に基づいたアルゴリズムに関連したロバスト性の問題を回避し、代わりにシステム及び患者変数に基づいて分解パラメータ W S 及び W B を計算することを選択する。プロセス 5 0 0 は、特に W S 及び W B を濾波及び患者体格パラメータと関係づけるが、本技術は、所望の生体組織の分解のための最適な分解パラメータを計算するために、あらゆる適切なシステム設定値及び患者データを用いることができる。

20

【 0 0 4 6 】

図 1 0 は、図 6 の段階 2 0 8 で示されるように、低エネルギー画像 3 0 2 及び高エネルギー画像 3 0 4 を軟組織及び骨の画像 6 0 2 及び 6 0 4 に分解する動作を実行するための、例示的な二重エネルギー画像分解プロセス 6 0 0 を示す流れ図である。図示されるように、二重エネルギー画像取得システム 1 0 は、二重エネルギー画像分解システム 3 0 8 に低エネルギー画像 3 0 2 及び高エネルギー画像 3 0 4 を提供し、この二重エネルギー画像分解システム 3 0 8 は、システム入力ブロック 6 0 6 と、システム初期化ブロック 6 0 8 と、画像分解ブロック 6 1 0 及び 6 1 2 とを実行して、軟組織及び骨の画像 6 0 2 及び 6 0 4 を生成する。以下に詳細に説明するように、二重エネルギー画像分解システム 3 0 8 は、ノイズを減少 / 安定させ、低エネルギー及び高エネルギー画像 3 0 2 及び 3 0 4 から分解された画像 6 0 2 及び 6 0 4 のコントラストを安定させるために、種々の動作を行う。

30

【 0 0 4 7 】

一般に、軟組織及び骨の画像 3 0 2 及び 3 0 4 は、二重エネルギー分解方程式に従って画像 3 0 2 及び 3 0 4 から分解される。

$$I S = I H / I L^{W S}$$

$$I B = I H / I L^{W B}$$

ここで I S は軟組織画像を表し、I B は骨の画像を表し、I H は高エネルギー画像を表し、I L は低エネルギー画像を表し、W S は軟組織分解パラメータであり、W B は骨部分解パラメータであり、 $0 < W S < W B < 1$ である。しかしながら、この計算上効率的な分解アルゴリズムは、低放射線量臨床データ取得の間に、画像の極めて減衰された領域において比較的ノイズのある分解画像を生成する。従って、システム 3 0 8 は、修正された二重エネルギー分解方法（例えば、プロセス 6 0 0）を用いて、極めて減衰された領域における分解中にノイズの増幅を緩和し、更なるノイズの緩和の前に強力な分解を提供する。

40

【 0 0 4 8 】

図示されるように、プロセス 6 0 0 は、システム入力ブロック 6 0 6 において、分解のための種々の画像データ及びパラメータを取得するか又は計算する。システム入力ブロック 6 0 6 は、二重エネルギー画像取得システム 1 0 から低エネルギー画像 3 0 2 及び高エネルギー画像 3 0 4 を取得することにより始まる（ブロック 6 1 4）。例えば、システム 3 0 8 は、デジタル・フラットパネル技術を組み入れることができる二重エネルギー画像取

50

得システム 10 から、低エネルギー画像 302 及び高エネルギー画像 304 についての画像データの行及び列を取得することができる。システム入力ブロック 606 はまた、図 9 の自動パラメータ選択プロセスにより示されるように、画像分解パラメータ W_S 及び W_B を選択し / 計算する (ブロック 616)。

【0049】

この修正された分解方法において、システム入力ブロック 606 はまた、上で与えられた二重エネルギー分解方程式を修正するのに用いるための種々の画像安定化パラメータを入力する。例えば、システム入力ブロック 606 は、軟組織画像 602 及び骨の画像 604 の分解についてのノイズの減少 / 安定化を容易にするノイズ安定化パラメータ s 及び B を入力する / 選択する (ブロック 618)。所望の生体組織に関する分解実験によって、上記の安定化パラメータを得ることができる。例えば、軟組織画像 602 のノイズを減少させるための安定化パラメータ s は、1 から 5 までの範囲にわたることができるが、好ましい値 1.4 を有することができる。骨の画像 604 のノイズを減少させるための安定化パラメータ B もまた、1 から 5 までの範囲にわたることができる。しかしながら、 B の値は、画像の極めて減衰された領域におけるノイズとブルーミング・アーチファクトとの間の兼ね合いである。 $B = 1.0$ の場合には、修正された分解方法は、相対的にブルーミング・アーチファクトはないが、比較的著しいノイズを有する状態で骨の画像 604 を生成する。 $B > 1.0$ の場合には、修正された分解方法は、ブルーミング・アーチファクトは一層増すが、ノイズは一層減少する状態で骨の画像 604 を生成する。従って、画像を安定化させるためには、安定化パラメータ B は、3 から 4 までの好ましい値を有することができる。

【0050】

システム入力ブロック 606 はまた、軟組織及び骨の画像 602 及び 604 を分解するためにコントラストの安定化を容易にするコントラスト安定化パラメータ L_S 、 L_B 、 c_1 及び c_2 の入力 / 選択も行う。例えば、コントラストを合致させるための安定化パラメータ c_1 は、次のように分解パラメータ W_S 及び W_B から計算することができる。

$$c_1 = W_B / (W_B - W_S)$$

所望の生体組織についての分解実験によって、残りの安定化パラメータを得ることができる。例えば、軟組織画像 602 におけるコントラスト異常 (例えば、不規則な強度) を取り除くための安定化パラメータ c_2 は、1 から 100 までの範囲にわたることができるが、好ましい値 10 を有することもできる。同様に、骨の画像 604 におけるコントラスト異常 (例えば、不規則な強度) を取り除くための安定化パラメータ c_1 は、好ましい値 1 を有することができる。

【0051】

プロセス 600 はまた、システム初期化ブロック 608 に示されるように、種々の初期化動作も行う。図示されるように、システム初期化ブロック 608 は、ゼロ以外の正の値にするために、低エネルギー画像 302 及び高エネルギー画像 304 の最小画像強度を切り取る / 再度定める (ブロック 622)。例えば、画素強度の値がゼロの場合には、ブロック 622 は、その画素強度の値を正の整数値 1 に再度定めることができる。上記の動作は、二重エネルギー分解方程式において、0 で除算することを防止する。システム初期化ブロック 608 はまた、全てのゼロ以外の値について、高エネルギー画像 (IH) 304 の平均強度 (M) を計算する (ブロック 624)。平均強度 (M) が、ノイズ及びコントラストの安定化に続いて分解された骨の画像 604 を再正規化するために、修正された分解方法により用いられる。システム初期化ブロック 608 はまた、修正された二重エネルギー分解方法において用いられる IL^{WS} 及び IL^{WB} に関する参照用テーブル (LUT) を計算する (ブロック 626)。参照用テーブル (LUT) は、二重エネルギー画像取得システム 10 又は画像 302 の周知の強度範囲 (例えば、 $2k \times 2k$ 画素の画像の強度) についてのみ計算される。例えば、システム 10 は、0 から 16383 までの整数値を含む強度範囲を有することができる。参照用テーブル (LUT) は、種々の分解及び安定化動作をより効率的に行うために、修正された二重エネルギー分解方法により引き続いて用いら

れる。

【 0 0 5 2 】

従って、プロセス 6 0 0 は、図 1 1 で示されるように、ブロック 6 0 6 で入力され、ブロック 6 0 8 で初期化された上記のデータ及びパラメータを用いて、低エネルギー画像 3 0 2 及び高エネルギー画像 3 0 4 から軟組織画像 6 0 2 を分解する。プロセス 6 0 0 はまた、図 1 2 で示されるように、上記のデータ及びパラメータを用いて、低エネルギー画像 3 0 2 及び高エネルギー画像 3 0 4 から骨の画像 6 0 4 を分解する。

【 0 0 5 3 】

図 1 1 は、図 6 の段階 6 1 0 で示されるように、低エネルギー画像 3 0 2 及び高エネルギー画像 3 0 4 から軟組織画像 6 0 2 を分解する動作を実行するための、例示的な軟組織画像分解プロセス 7 0 0 示す流れ図である。図示されるように、軟組織画像分解プロセス 7 0 0 は、画像 3 0 2 及び 3 0 4 から軟組織画像 6 0 2 を分解する間、ノイズを減少 / 安定化させ、コントラストを安定化させるようになった、ノイズ安定化モジュール 7 0 4 及びコントラスト安定化モジュール 7 0 6 を備える軟組織画像分解システム 7 0 2 により実行される。軟組織画像分解プロセス 7 0 0 は、低放射線量臨床データ取得によって生じた画像の極めて減衰された領域における画質を向上させるために特に有利である。

【 0 0 5 4 】

図示されるように、ノイズ安定化モジュール 7 0 4 は、修正された分解方程式

$$I S 1 = I H * I L^{WS} / (I L^{WS} * I L^{WS} + s)$$

を利用する。

ここで $I S 1$ はノイズが減少され / 安定化された軟組織画像であり、 $I L$ は低エネルギー画像 3 0 2 であり、 $I H$ は高エネルギー画像 3 0 4 であり、 $W S$ は軟組織分解パラメータであり、 s は軟組織ノイズ安定化パラメータである。修正された分解方程式は、 $s = 0$ の場合にのみ、一般の二重エネルギー分解方程式と等しくなる。しかしながら、 s がゼロ以外の値（好ましくは $s > 1$ ）の場合には、修正された分解方程式は強力な分解をもたらし、この強力な分解は、 $I L^{WS}$ の値が低いときのノイズを有利に安定化させる。

【 0 0 5 5 】

各々の画素において、安定化モジュール 7 0 4 は、参照用テーブル（ $L U T$ ）を用いて、上記の修正された分解方程式に対する $I L^{WS}$ を計算する（ブロック 7 0 8）。次に、安定化モジュール 7 0 4 は、ノイズ安定化パラメータ s に対する所望の値において、ノイズが安定化された軟組織画像 $I S 1$ を画素ごとに計算することへ進む（ブロック 7 1 0）。上述のように、 $s > 1$ の値（例えば、 $s = 1$ から 5 まで）は、従来の二重エネルギー分解方程式のノイズを緩和する。しかしながら、高い s の値が高エネルギー画像 3 0 4 に類似する画像を生成するので、比較的高い s の値は、分解の目的を損なう。従って、ノイズ安定化を最適化するように s の値（例えば、 $s = 1.4$ ）を選択することができる。

【 0 0 5 6 】

次に、プロセス 7 0 0 は、コントラスト安定化モジュール 7 0 6 を介してコントラストを安定化することへ進む。ブロック 7 1 2 において、コントラスト安定化モジュール 7 0 6 は、

$$I S 2 = I S 1$$

を計算することにより、画素ごとに画像のコントラストを高エネルギー画像 3 0 4 と合致させることへ進む。

【 0 0 5 7 】

ブロック 7 1 4 において、コントラスト安定化モジュール 7 0 6 は、

$$T S = I H / (I S 2 + s_1)$$

を計算することにより、強度の低い画素のような、画像における如何なる異常も、画素ごとに安定化させることへ進む。

【 0 0 5 8 】

上述したように、 s_1 は、1 から 1 0 0 までの範囲にわたることができるが、1 0 の値を

有することが好ましい。安定化パラメータ β_1 は、 β_1 を加えることによって画像の異常（例えば強度の低い画素）を修正し、これにより特定の画素を比較的正常な強度範囲に戻す。

【0059】

次に、コントラスト安定化モジュール706はブロック716に進み、ここで画像は、濾波された画像 TS_{LPF} を提供するために、低域通過フィルタを用いて画像データ TS をフィルタリングすることにより平滑化される。例えば、標準のボックスカー・フィルタを用いて画像データ TS を濾波することができ、このフィルタは、分離可能で効率的な計算を用いて、所定の近傍点の平均によって画像を平滑化する。画像における各々の点は、カーネル寸法の LS に関係なく4つの算術演算だけを必要とし、平滑化の量を制御する。分離可能なカーネルの長さは変動可能であるが、 2048×2048 の画像のためには、好ましい値 $LS = 151$ を用いることができる。従って、上記のコントラスト安定化モジュール706のブロック712から716までは、分解され、ノイズが安定化された軟組織画像 $IS1$ のコントラストを安定化させるために動作する。

【0060】

ブロック718において、プロセス700は、

$$IS = IS2 * TS_{LPF}$$

を計算することにより、画素ごとに軟組織画像 (IS) を生成することへ進む。

【0061】

プロセス700はまた、軟組織画像の各画素において飽和度確認を行う（ブロック720）。特定の画素が画像形成システム10の最大可能強度（即ち $RANGE$ ）と等しい強度を示す場合には、その画素は飽和している。例えば、低エネルギー画像 (IL) 302と高エネルギー画像 (IH) 304の両方が画像形成システム10の最大可能強度 ($RANGE$) と等しい強度を示す場合には、プロセス700は、その特定の画素において、画像 IS を最大強度と等しくなるように再度定めることができる（即ち $IS = RANGE$ ）。

【0062】

上述のプロセス700によって生成された軟組織画像は、従来の二重エネルギー分解方程式により分解された軟組織画像に比べて、比較的低いノイズ、及び比較的より安定化されたコントラストを示す。上述のように、特定の画像形成システム及び生体組織（例えば、胸部X線撮影）に関して画質を最適化するように安定化パラメータを選択することができる。従って、プロセス700は、最適な安定化パラメータを実験的又は経験的に識別することによって、如何なる適用に対してもノイズ及びコントラストが安定化された軟組織画像を生成することができる。

【0063】

図12は、図6の段階612で示されるように低エネルギー画像302及び高エネルギー画像304から骨の画像604を分解する動作を実行するための、例示的な骨の画像分解プロセス800を示す流れ図である。図示されるように、骨の画像分解プロセス800は、画像302及び304から骨の画像604を分解する間、ノイズを減少/安定化させ、コントラストを安定化させるようになった、ノイズ安定化モジュール804及びコントラスト安定化モジュール806を備える骨の画像分解システム802により実行される。骨の画像分解プロセス800は、低放射線量臨床データ取得によって生じた画像の高度に減衰された領域における画質を向上させるために特に有利である。

【0064】

図示されるように、ノイズ安定化モジュール804は、修正された分解方程式 $IB1 = IH * IL^{WB} / (IL^{WB} * IL^{WB} + \beta_B)$

を利用する。

ここで $IB1$ はノイズが減少され/安定化された骨の画像であり、 IL は低エネルギー画像302であり、 IH は高エネルギー画像304であり、 WB は骨部分解パラメータであり、 β_B は骨部ノイズ安定化パラメータである。修正された分解方程式は、 $\beta_B = 0$ の場合にのみ、一般の二重エネルギー分解方程式と等しくなる。しかしながら、 β_B がゼロ以外

10

20

30

40

50

の値（好ましくは $B > 1$ ）の場合には、修正された分解方程式は強力な分解をもたらし、この強力な分解は、 IL^{WB} の値が低いときのノイズを有利に安定化させる。

【0065】

各々の画素において、安定化モジュール804は、参照用テーブル（LUT）を用いて、上記の修正された分解方程式に対する IL^{WB} を計算する（ブロック808）。次に、安定化モジュール804は、ノイズ安定化パラメータ B に対する所望の値において、ノイズが安定化された骨の画像IB1を画素ごとに計算することへ進む（ブロック810）。上述のように、 $B > 1$ の値（例えば、 $B = 1$ から5まで）は、従来の二重エネルギー分解方程式のノイズを緩和する。しかしながら、高い B の値が高エネルギー画像304に類似する画像を生成するので、比較的高い B の値は、分解の目的を損なう。従って、ノイズ安定化を最適化するように B の値（例えば、 $B = 3$ 又は4）を選択することができる。

10

【0066】

次に、プロセス800は、コントラスト安定化モジュール806を介してコントラストを安定化することへ進む。上述のように、 B の値は、画像の極めて減衰された領域におけるノイズとブルーミング・アーチファクトとの間の兼ね合いである。 $B > 1.0$ の場合は、修正された分解方法は、ブルーミング・アーチファクトが一層増すが、ノイズは一層減る状態で骨の画像を生成する。ブロック812において計算された画像IB1は、この低ノイズ現象を捕捉する。 $B = 1.0$ の場合は、修正された分解方法は、相対的にブルーミング・アーチファクトはないが、比較的高いノイズを有する状態で骨の画像604を生成する。プロセス800は、ブロック812においてこのブルーミング・アーチファクトが低い／ない現象を捕捉し、ここでコントラスト安定化モジュール806は、次の

20

$IB2 = IH * IL^{WB} / (IL^{WB} * IL^{WB} + 1.0)$
のように、コントラストが安定化された骨の画像（IB2）を画素ごとに計算することへ進む。

【0067】

ブロック814において、コントラスト安定化モジュール806は、

$$IB3 = IB2 / (IB1 + \alpha_2)$$

を計算することにより、強度の低い画素のような、画像における如何なる異常も画素ごとに安定化させることへ進む。

30

【0068】

上述したように、 α_2 は1から100までの範囲にわたることができるが、1.0の値を有することが好ましい。安定化パラメータ α_2 は、 α_2 を加えることによって画像の異常（例えば強度の低い画素）を修正し、これにより特定の画素を比較的正常な強度範囲に戻す。

【0069】

次に、コントラスト安定化モジュール806はブロック816に進み、ここで画像は、濾波された画像IB3_{LPF}を提供するために低域通過フィルタを用いて画像データIB3をフィルタリングすることにより平滑化される。例えば、標準のボックスカー・フィルタを用いて画像データIB3を濾波することができ、このフィルタは、分離可能で効率的な計算を用いて、所定の近傍点の平均によって画像を平滑化する。画像における各々の点は、カーネル寸法のLBに関係なく、4つの算術演算だけを必要とし、平滑化の量を制御する。分離可能なカーネル長さは変動可能であるが、2048×2048の画像のためには、好ましい値LB = 151を用いることができる。

40

【0070】

ブロック818において、コントラスト安定化モジュール806は、

$$IB4 = IB1 * IB3_{LPF}$$

を計算することにより、分解された画像IB1の低ノイズ特性を、分解された画像IB2のブルーミング・アーチファクトが低い／無い特性と組み合わせる。

【0071】

50

ブロック 818 のコントラスト合致動作は、IB1 のコントラストを IB2 に標準化し、これにより、ブルーミング・アーチファクトを生成せずにノイズ緩和を向上させるために、修正された分解方程式において高い値の β を用いることができるようになる。軟組織画像の修正された分解に比べ、一般に、骨の画像分解プロセス 800 は、骨の画像における比較的高いノイズのため、高い値の安定化パラメータ β を必要とする。従って、ノイズが安定化され、コントラストが安定化された骨の画像の内部的合致により、医師による分析に対して並外れた骨の画像が提供される。

【0072】

プロセス 800 の前述のブロックは、分解された骨の画像をオリジナルの強度水準に戻すために拡大縮小動作を必要とする、何分の 1 かに分解された骨の画像を生成する。従って、ブロック 820 において、プロセス 800 は、画像データ IB4 の平均強度 (MF) 及び平均比 M/MF を計算することへ進み、ここで M は、全てのゼロ以外の正の値に対する高エネルギー画像 302 の平均強度である。ブロック 822 において、プロセス 800 は、次の

$$IB5 = IB4 * M / MF$$

のように、骨の画像データ IB4 を平均比で画素ごとに拡大縮小することへ進む。

【0073】

次に、プロセス 800 は、画像データ IB5 の近傍の 2×2 を平均することにより、画像データ IB5 の最大 (MAX) 及び最小 (MIN) 強度を計算する (ブロック 824)。プロセス 800 はまた、

$$S = RANGE / (MAX - MIN)$$

を計算することにより、ブロック 824 における拡大縮小率 (S) を計算する。ここで、RANGE は、画像取得システム 10 の強度範囲である。

【0074】

ブロック 826 において、プロセス 800 は、次の

$$IB = (IB5 - MIN) * S$$

のように、画像データ IB5 を拡大縮小することによって画素ごとに骨の画像 (IB) を生成することへ進む。

【0075】

プロセス 800 はまた、骨の画像の各画素において飽和度確認を行う (ブロック 828)。特定の画素が画像形成システム 10 の最大可能強度 (即ち RANGE) と等しい強度を示す場合には、その画素は飽和している。例えば、低エネルギー画像 (IL) 302 と高エネルギー画像 (IH) 304 の両方が画像形成システム 10 の最大可能強度 (RANGE) と等しい強度を示す場合には、プロセス 800 は、その特定の画素において、画像 IB を最大強度と等しくなるように再度定めることができる (即ち $IB = RANGE$)。

【0076】

上述のプロセス 800 によって生成された骨の画像は、従来の二重エネルギー分解方程式により分解された骨の画像に比べて、比較的低いノイズ、及び比較的高く安定化されたコントラストを示す。上述のように、特定の画像形成システム及び生体組織 (例えば胸部 X 線撮影) に対して画質を最適化するように、安定化パラメータを選択することができる。従って、プロセス 800 は、最適な安定化パラメータを実験的又は経験的に識別することによって、如何なる適用に対してもノイズ及びコントラストが安定化された骨の画像を生成することができる。

【0077】

本技術はまた、低エネルギー画像 302 及び高エネルギー画像 304 から軟組織画像 602 及び骨の画像 604 を分解することに関連した 1 つ又はそれ以上のパラメータを、対話形式で選択するか又は修正するためのシステム及び方法を備える。この手動オーバーライド又は対話式修正技術は、時間が経てば校正値からずれることがある画像形成システムに対して特に有利である。例えば、ユーザ・インターフェースにより、軟組織分解パラメータ WB、骨部分解パラメータ WB、ノイズ安定化パラメータ β_s 及び β_b 、コントラスト安

10

20

30

40

50

定化パラメータ L_S 、 L_B 、 γ_1 、及び γ_2 又は他のそのようなパラメータを含む、前述の分解パラメータのいずれかを、ユーザが入力又は修正することが可能になる。図 13 は、分解された軟組織画像 602 及び骨の画像 604 を強化し、軟組織画像と骨の画像の修正に基づいて分解パラメータ・データを修正するための、例示的な分解後処理方法 900 を示す。

【0078】

図示されるように、二重エネルギー画像取得システム 10 は、低エネルギー画像 302 及び高エネルギー画像 304 を生成する。次に、自動パラメータ選択システム 506 が用いられ、最適な分解パラメータ 502 及び 504 を選択され、この最適な分解パラメータは、二重エネルギー画像分解システム 308 に送られる。残念なことに、分解パラメータ 502 及び 504 は、初期設定値に基づいており、システム校正のずれか又は他のファクタのために、最適に分解された像 602 及び 604 をもたらさないこともある。次に、分解システム 308 は、軟組織パラメータ 502 及び骨部分解パラメータ 504、及び他の初期設定又はユーザ入力パラメータのいずれかをを用いて、軟組織画像 602 及び骨の画像 604 を分解する。次に、プロセス 900 は、軟組織画像及び骨の画像の評価へ進み、適切な画像表示装置又はモニタを介してこれらの像を表示することができる（ブロック 902）。ブロック 904 において画像がユーザに許容可能なものである場合には、プロセス 900 はブロック 912 における終了に進む。その他の場合には、ブロック 904 において軟組織画像及び骨の画像が許容可能でない場合には、プロセス 900 は、1 つ又はそれ以上の分解パラメータを対話型で変更することによって、軟組織画像及び骨の画像を修正することへ進む（ブロック 906）。

【0079】

例えば、ユーザは、新しい値を入力し、対話型スライダを動かすことによって、或いは任意の他のユーザ入力機構によって、分解パラメータ 502 及び 504 を修正することができる。ユーザが、対話型スライダのような対話型機構を用いて 1 つ又はそれ以上の分解パラメータを修正する場合には、プロセス 900 は、修正されたパラメータに基づいて新しい軟組織画像 602 及び骨の画像 604 を自動的に分解する。従って、プロセス 900 は、軟組織画像 602 及び骨の画像 604 を分解するために用いられるパラメータと直接関係した対話型画像増強機構をユーザに提供するものである。

【0080】

分解パラメータの対話型修正を介して軟組織画像及び骨の画像を修正した後で、プロセス 900 は、修正された軟組織画像及び骨の画像を容認するための選択肢をユーザに提供することができる（ブロック 908）。或いは、プロセス 900 は、ユーザによりいつでも作動可能なパラメータ更新の選択肢を提供することもできる。ユーザが修正された軟組織画像及び骨の画像を容認した場合には、プロセス 900 は、後続く軟組織及び骨部の分解のための分解パラメータに関連する初期設定データ/パラメータを修正することへ進む（ブロック 910）。例えば、プロセス 900 は、ブロック 906 において修正されたパラメータに基づいて、初期設定パラメータ 508、及びノイズ及びコントラスト安定化パラメータといった初期設定パラメータを再度計算し又は再度定めることができる。一つの例示的な実施形態においては、所望の画質を達成するために、ユーザは軟組織分解パラメータ W_S 及び骨部分解パラメータ W_B を対話形式で修正することができる。次に、プロセス 900 は、図 9 を参照して示され、説明されるように、パラメータ選択システム 506 の反対の動作を行うことができる。例えば、プロセス 900 は、新しい/修正された初期設定取消しパラメータ・テーブル（即ち、 W テーブル）510、1 つ又はそれ以上の新しい/修正された濾波オフセット値 512、及び 1 つ又はそれ以上の新しい/修正された体格オフセット値 514 を計算することができる。同様に、プロセス 900 は、将来の画像形成のために精密な軟組織及び骨部の分解を容易にするために、任意の他の初期設定分解パラメータを修正することもできる。

【0081】

本発明は、種々の修正及び他の形態をとる余地があるが、特定の実施形態を図面において

10

20

30

40

50

例として示し、ここに詳細に説明してきた。しかしながら、本発明は、開示した特定の形態に限定されることを意図するものではないことを理解されたい。逆に、本発明は、添付の特許請求の範囲により特定されるような、本発明の技術思想及び技術的範囲内に含まれる全ての修正、均等物、及び代替物を保護しようとするものである。

【図面の簡単な説明】

【図 1】 本技術を利用することができるデジタル X 線画像形成システムの概略図。

【図 2】 再構成のために画像データを生成するようになった、図 1 のシステムの検出器における機能的回路の概略図。

【図 3】 画像データを生成するための例示的な検出器構造を示す部分断面図。

【図 4】 例示的な検出器における画素の行と列を概略的に示す回路。

【図 5】 画像データを提供するための例示的な画像形成システムを作動させる方法を示す流れ図。

【図 6】 本技術の例示的な二重エネルギー画像取得及び処理方法を示す流れ図。

【図 7】 図 6 の方法についての、例示的な分解前処理方法を示す流れ図。

【図 8】 図 7 の分解前処理方法についての、例示的な画像位置合わせ方法を示す流れ図。

【図 9】 図 6 から図 8 まで及び図 10 から図 12 までに示されるような、二重エネルギー画像分解方法についての、例示的なパラメータ選択方法を示す流れ図。

【図 10】 図 6 の方法についての、例示的な二重エネルギー画像分解方法を示す流れ図。

【図 11】 図 6 の方法についての、例示的な軟組織画像分解方法を示す流れ図。

【図 12】 図 6 の方法についての、例示的な骨の画像分解方法を示す流れ図。

【図 13】 分解された軟組織画像及び骨の画像を増強し、軟組織画像と骨の画像の修正に基づいて分解パラメータ・データを修正するための、例示的な分解後処理方法を示す流れ図。

【符号の説明】

10 二重エネルギー画像形成システム

12 X 線放射源

14 コリメータ

16 放射線流

18 患者

20 放射線

22 検出器

24 電力供給 / 制御回路

26 検出器コントローラ

28 システム・コントローラ

30 表示装置又はプリンタ

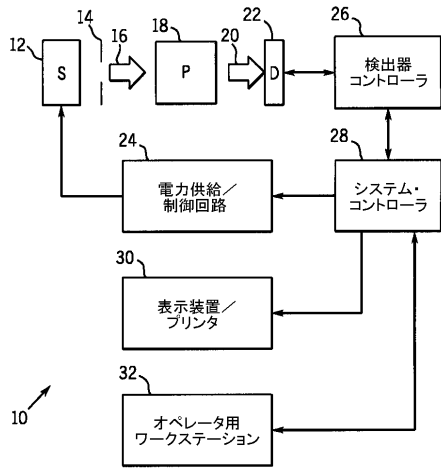
32 オペレータ用ワークステーション

10

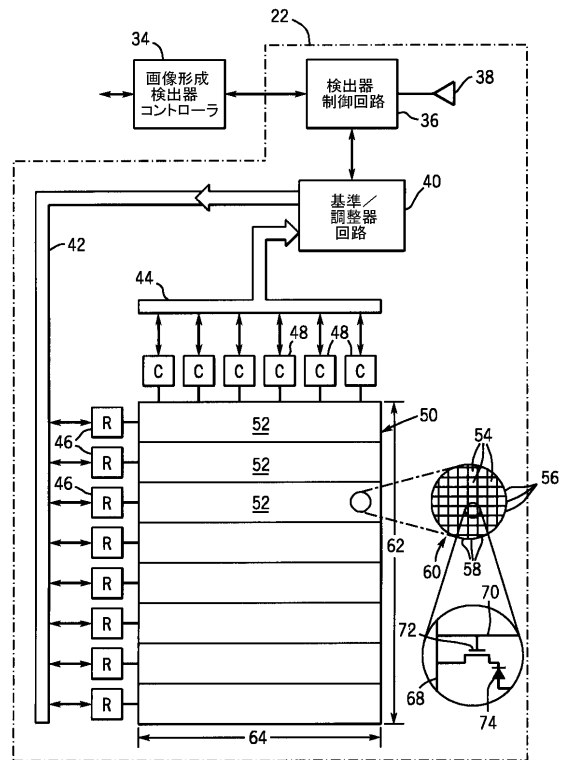
20

30

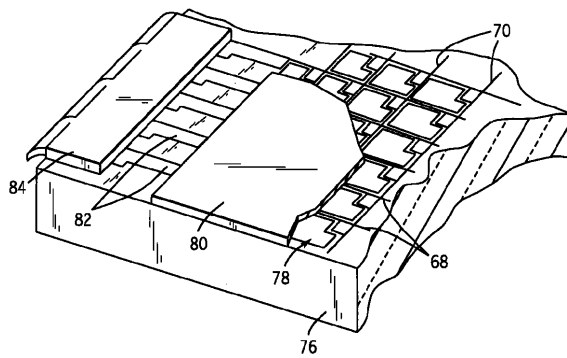
【図 1】



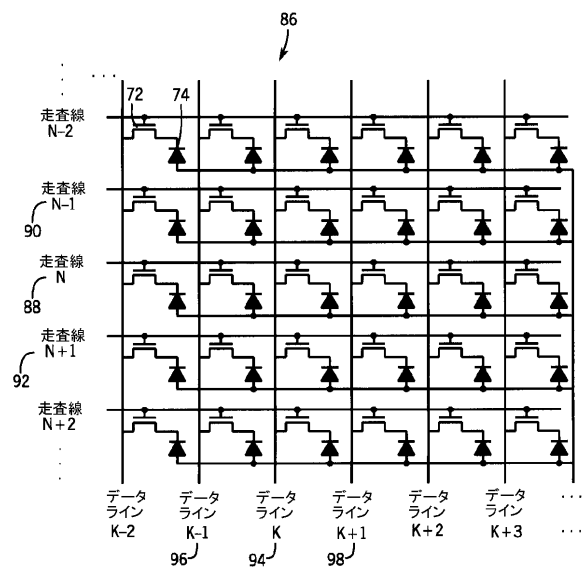
【図 2】



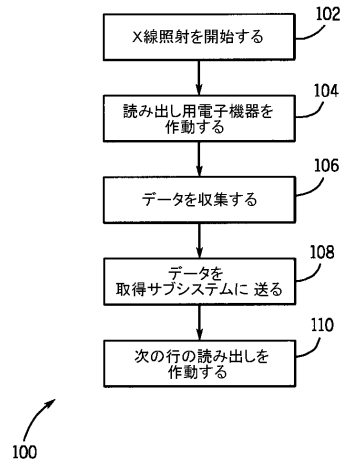
【図 3】



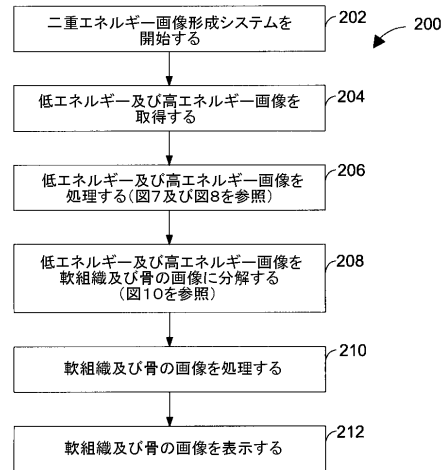
【図 4】



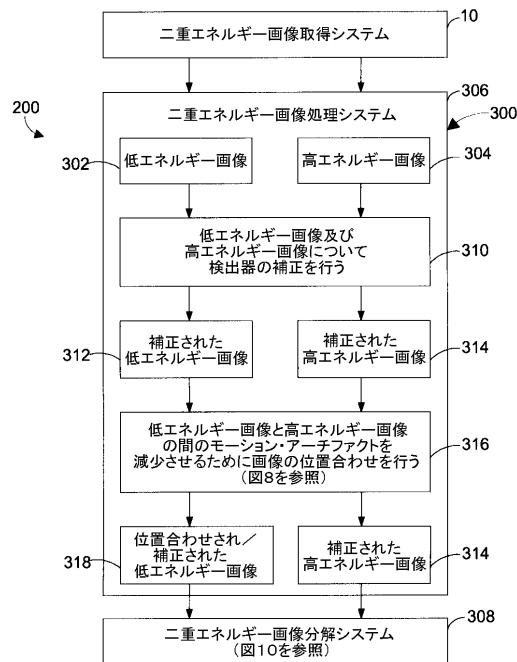
【図 5】



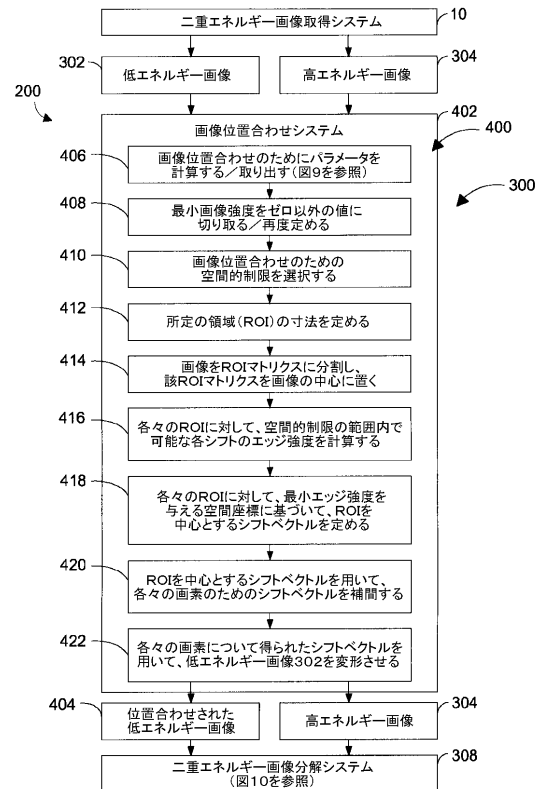
【図 6】



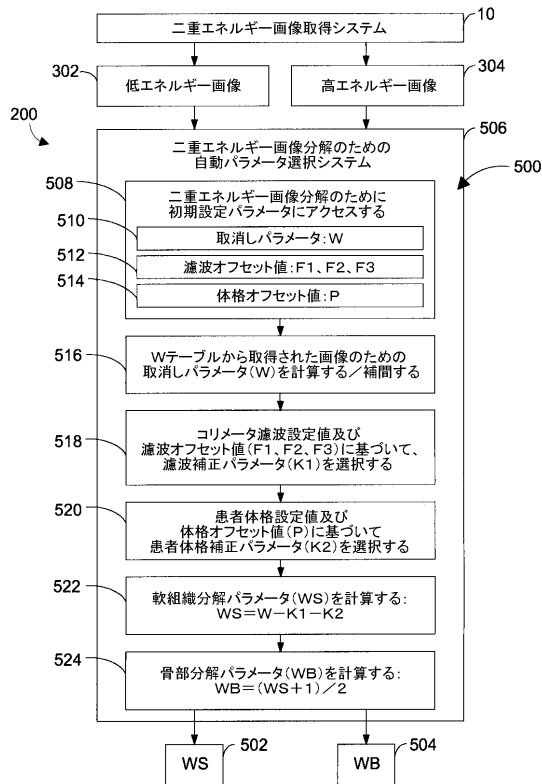
【図 7】



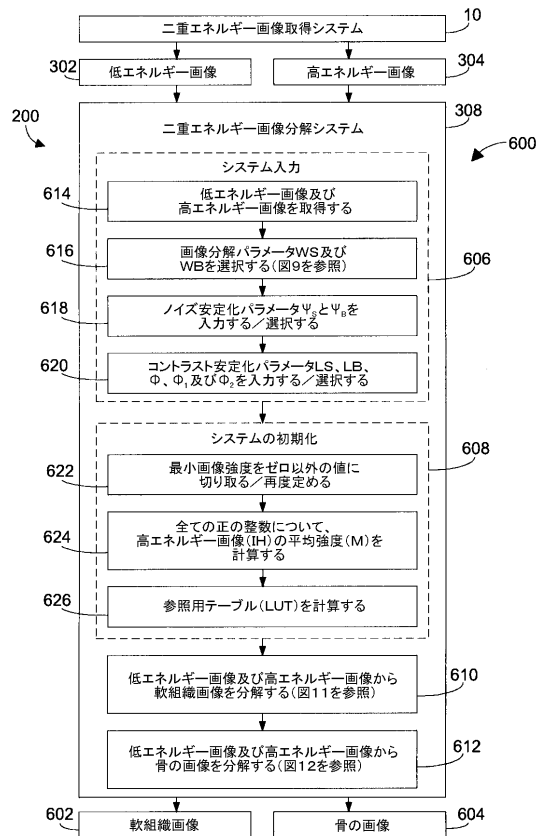
【図 8】



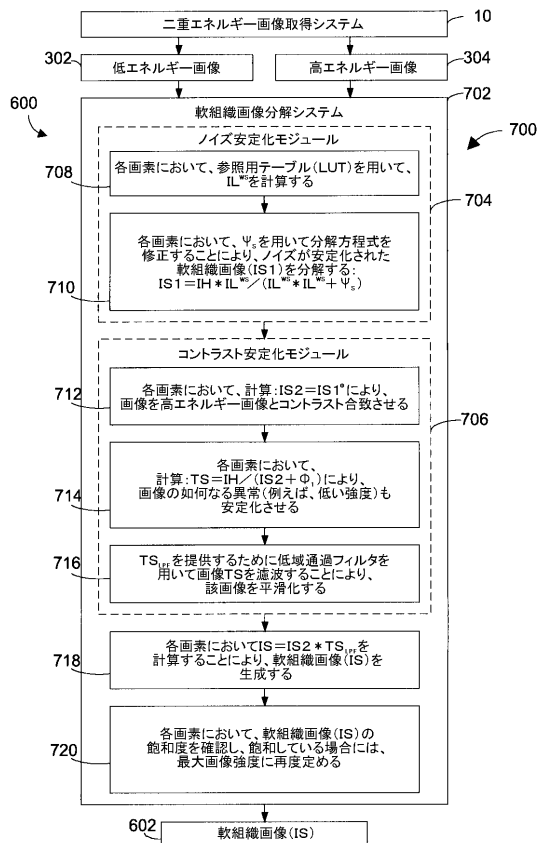
【図 9】



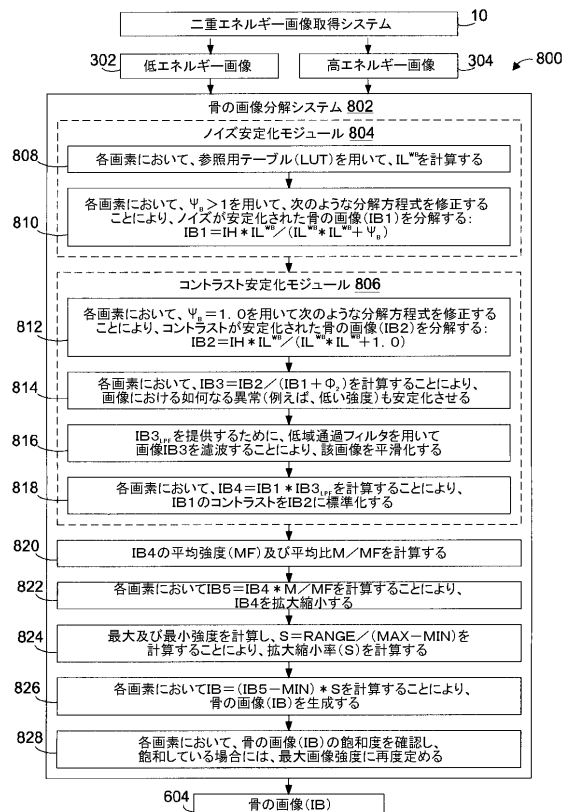
【図 10】



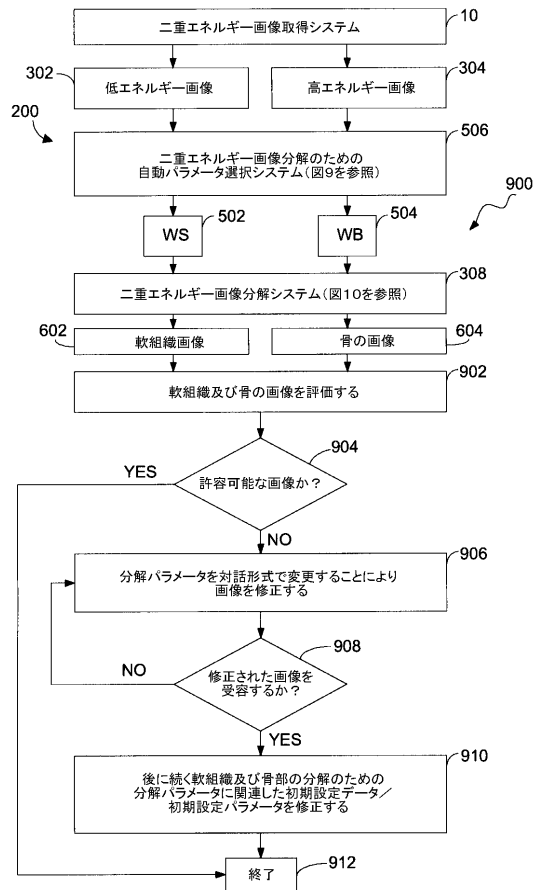
【図 11】



【図 12】



【図 13】



フロントページの続き

(72)発明者 カドリ・エヌ・ジャブリー
アメリカ合衆国、ウィスコンシン州、ウォーキシャ、エーピーティー・ナンバー 201、ノース・
ユニバーシティ・ドライブ、2833番

(72)発明者 ゴパール・ビー・アヴィナシュ
アメリカ合衆国、ウィスコンシン州、ニュー・ベルリン、サウス・ラディソン・コート、4915
番

審査官 長井 真一

(56)参考文献 特開2000-060834(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 6/00

G06T 1/00