

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4545490号
(P4545490)

(45) 発行日 平成22年9月15日 (2010.9.15)

(24) 登録日 平成22年7月9日 (2010.7.9)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 6/00 (2006.01)

A 6 1 B 6/00 3 6 0 Z

A 6 1 B 6/00 3 5 0 D

A 6 1 B 6/00 3 0 0 S

請求項の数 8 外国語出願 (全 19 頁)

(21) 出願番号 特願2004-163944 (P2004-163944)
 (22) 出願日 平成16年6月2日 (2004.6.2)
 (65) 公開番号 特開2004-358255 (P2004-358255A)
 (43) 公開日 平成16年12月24日 (2004.12.24)
 審査請求日 平成19年5月28日 (2007.5.28)
 (31) 優先権主張番号 10/453,786
 (32) 優先日 平成15年6月3日 (2003.6.3)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(73) 特許権者 300019238
 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
 アメリカ合衆国・ウィスコンシン州・53
 188・ワウケシャ・ノース・グランドヴ
 ユー・ブルバード・ダブリュー・710
 ・3000
 (74) 代理人 100137545
 弁理士 荒川 聡志
 (74) 代理人 100105588
 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】 デジタル検出器での多数枚画像取得の方法及び装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

X線源が発生したX線に基づいて、所定の重なり域を有する第1及び第2の画像を得ることにより、X線検出器により用いられる視野よりも大きい被検体の区域の像を得る方法であって、

位置情報の入力により識別された構造の位置をプロセッサが決定する工程と、

前記X線の最大X線角度と、前記X線検出器と前記X線源との距離と、前記識別された構造の位置及び、前記所定の重なり域に基づいた計算に基づいて、前記識別された構造が前記第1及び第2の画像の重なり域に位置しないように前記第1及び第2の画像の位置を前記プロセッサが決定する工程と、

を備えており、

前記第1及び第2の画像は、該第1及び第2の画像の各々を収集するために前記X線検出器により用いられる視野よりも大きい視野の画像を得るのに用いることが可能である、方法。

【請求項 2】

前記識別された構造は複数の画像の収集の間に移動する、心臓、横隔膜、胸壁及び腸内ガスのいずれかである、請求項1に記載の方法。

【請求項 3】

前記識別された構造は、甲状腺、性腺及び、乳房組織のいずれかである、請求項1に記載の方法。

【請求項 4】

前記第 1 及び第 2 の画像の位置の決定が次式に基づいて行われ、

$$c_1 = c / 2$$

$$c_2 = SID * \tan[\tan^{-1}(c_1 / SID) - \alpha FOV] + v$$

$$c_3 = SID * \tan[\tan^{-1}(c_2 / SID) - \alpha FOV] + v$$

:

:

$$c_{N+1} = SID * \tan[\tan^{-1}(c_N / SID) - \alpha FOV] + v$$

ここで、

c_1 は第 1 回目の X 線曝射の最上部の位置であり、

10

c_2 は第 2 回目の X 線曝射の最上部の位置であり、

c_3 は第 3 回目の X 線曝射の最上部の位置であり、

c_N は第 N 回目の X 線曝射の最上部の位置であり、

c_{N+1} は第 N + 1 回目の X 線曝射の最上部の位置であり、

c_{N+1} は第 N + 1 回の X 線曝射の最上部の位置であり、

c は前記大きい視野の画像の長さであり、

SID は、前記 X 線検出器と前記 X 線源との前記距離であり、

α は、前記最大 X 線角度よりも小さい X 線角度であり、

FOV は、前記 X 線の視野であり、

v は、前記所定の重なり域の長さであり、

20

N は、

$N = (\theta - yv_max) / (\alpha max - yv_max)$ を下回らない最小の整数である
取得画像数であり、

ここで

θ は、

$$\theta = N * \alpha max - (N - 1) * yv_max$$

で表される全曝射角度であり、

αmax は前記最大 X 線角度であり、

yv_max は、前記所定の重なり域の長さを見込む最小の重なり角度である、請求項
1 乃至 4 のいずれか一項に記載の方法。

30

【請求項 5】

前記 X 線検出器はフラット・パネル X 線検出器である、請求項 1 - 請求項 4 のいずれか一
項に記載の方法。

【請求項 6】

前記識別された構造の位置を決定する工程は、前記識別された構造の位置を示す前記位置
情報の利用者入力を受け取る工程を含んでいる、請求項 1 - 請求項 5 のいずれか一項に記
載の方法。

【請求項 7】

前記識別された構造の位置を決定する工程は、前記被検体の身体的特徴に関連する前記位
置情報に基づいて前記識別された構造の可能性の高い位置を決定する工程を含んでいる、
請求項 1 - 請求項 5 のいずれか一項に記載の方法。

40

【請求項 8】

個々の画像を収集するのに必要な X 線検出器の位置を、該 X 線検出器の各位置を非一様な
長さで離隔させて算出する工程をさらに含んでいる請求項 1 - 請求項 7 のいずれか一項に
記載の方法。

【発明の詳細な説明】

【背景技術】

【0001】

画像貼り合わせ（イメージ・ペースティング）すなわち複合画像の形成は通常、個々の画

50

像を取得するシステムを用いて、個々の画像の視野（F O V）よりも広い合計F O Vを有する結合画像を形成することにより達成されている。殆どの例で、結合画像のF O Vはまた、画像を収集するのに用いられるX線検出器の利用可能な全F O Vよりも広い。脊椎全体の撮像や長脚部の撮像のような応用では、解剖学的構造の全撮像範囲（例えば60cm - 120cm）は現状用いられている殆どの検出器及びフィルム・スクリーン系の撮像可能範囲を超えている。

【特許文献1】米国特許出願公開第2003/0031290号

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0002】

10

画像貼り合わせの工程は、一連の画像を一度に1枚ずつ撮影することを要求し得る。この工程の間には、連続した画像の間での不整合を回避するために、患者は典型的には、可能な限り動かないように指示される。工程が過剰な時間量を要する場合には、患者によってはこの指示が負担になる可能性がある。また、被検体を撮像している操作者にとっては、患者を撮像するために限定された時間量しかないか、又は代替的には、撮像しなければならない多数の被検体がいる場合がある。被検体を撮像するのに必要な時間量を減少させる可能性を有するシステムを提供できると好ましい。

【0003】

画像貼り合わせでは、多数枚の画像を結合して1枚の連続画像を形成する。多数枚の画像を正確に接合する能力はしばしば、重なり域を正確に識別することを必要とする。画像の分解能が高いほど、構造間の差が明確になり、また正確な重なり域を識別することが容易になる。高品質画像を取得することのできるシステムを提供できると好ましい。

20

【0004】

さらに、正確な重なり域を識別する能力はしばしば、重なる区域が実質的に同じであるときに向上する。このことは必ずしも可能ではない。というのは、対象によっては（患者の横隔膜等）画像間で移動する傾向があるからである。これらの対象の一つが重なり領域に位置していると、移動している対象が異なる2箇所で見えらる可能性があるため貼り合わされた画像が不連続に見える。また、一様な重なり領域が存在しなくなるため、画像を結合するのが困難になる可能性がある。これらの対象を重なり領域に配置することを回避し得る画像貼り合わせシステムを提供できると望ましい。

30

【0005】

加えて、画像貼り合わせアルゴリズムを用いて画像の接合を自動化することができる。画像は多様な区域で重なり合っている可能性があるので、アルゴリズムは、適当な重なり域を求めて画像の広い部分を探索しなければならない可能性がある。かかるシステムは、可能な限り効率的に動作するとは考えにくい。画像貼り合わせアルゴリズムが重なり領域の位置を求めるための始点を与え得るシステムが望ましい。

【0006】

また、被検体の幾つかの部分が被検体の他の部分よりもX線に敏感な場合がある。例えば、患者の心臓又は性腺は、他の部分よりもX線に敏感な場合がある。患者が成長過程にある小児である場合にはこのことが特に当てはまる。手荷物・小荷物扱いの環境では、乗客の旅行鞆又は小荷物内のカメラのフィルムが、鞆・小荷物のその他内容物よりもX線に敏感な場合がある。これらの対象はX線に対応することはできるが、上述のような区域が曝射される放射線量を低減した方がよいことが多い。画像貼り合わせ応用では、これらの線量敏感域（すなわち被撮像領域のその他の潜在的回避構造よりもX線に敏感な回避構造を範囲とする被撮像領域内の区域）を重なり領域から除外できると好ましい。

40

【0007】

さらに、円形入力領域を備えた検出器を用いる場合に、正確な接合を可能にするために十分な合計重なり域を得るのに必要な重なり域の長さは、実質的に矩形の入力域を備えた検出器に必要とされる長さよりも大幅に長くなる。この超過分の所要長さのため、重なり域に構造（線量敏感構造等）を配置するのを回避することが著しく困難になる可能性がある

50

。このため、X線検出器が実質的に矩形の重なり域を有すると好ましい。

【0008】

また、X線検出器の幾つかの医療的用途では、撮像するのでなければX線で曝射すべきでないような区域の直後又は直前で開始及び/又は停止する画像を撮像する。例えば、一つの手順では、患者の頭部の直下で開始し患者の腰部の直上で終了する区域の画像を得ることを目的とし、従って、被撮像域は線量敏感器官（頭部の器官及び性腺）が両端に位置している。この場合には、X線を被撮像域よりも上下に延在させることは望ましくない。このように、X線が被撮像域を超えて延在しないようにX線源を制御することのできるX線システムを提供できると好ましい。

【0009】

以下、本書の教示は、以上に述べた要求の1以上を満たすか否かを問わず特許請求の範囲内に属する実施形態にまでわたる。

【課題を解決するための手段】

【0010】

一実施形態は、2枚以上の画像を得ることによりX線検出器の最大視野の長さよりも長い被検体の区域の像を得るときに、被検体へのX線曝射を低減する方法に関する。この方法は、被撮像域の長さを決定する工程と、被撮像域の長さに基づいて、2枚以上の画像の少なくとも一方を得るのに用いられるX線の角度の移動方向での大きさを算出する工程とを含んでいる。X線の角度の大きさは、被検体への曝射を低減するように算出される。

【0011】

もう一つの実施形態は、2枚以上の画像を得ることによりX線検出器の最大視野の長さよりも長い被検体の区域の像を得るときに、被検体へのX線曝射を低減するように構成されているシステムに関する。このシステムは、X線源と、X線源に結合されているコリメータと、計算ユニットとを含んでいる。計算ユニットは、被撮像域の長さを決定し、被撮像域の長さに基づいて、2枚以上の画像の少なくとも一方を得るのに用いられるX線の角度の移動方向での大きさを算出するように構成されている。コリメータを調節して、計算ユニットによって算出されたX線の角度の大きさに基づいてX線源からのX線を遮断し、これにより被検体への曝射を低減する。

【0012】

さらにもう一つの実施形態は、X線検出器によって用いられる視野よりも大きい被検体の区域の像を得る方法に関する。重なり域を有する2枚以上の画像が収集される。この方法は、識別された構造の位置を決定する工程と、識別された構造を画像の重なり域に配置するのを回避する位置に各画像を設定する工程とを含んでいる。これらの画像は、個々の画像を収集するためにX線検出器によって用いられる視野よりも大きい視野の画像を得るのに用いることが可能でなければならない。

【0013】

さらにもう一つの実施形態は、X線検出器によって用いられる視野よりも大きい被検体の区域の像を得るように構成されているシステムを提供する。重なり域を有する2枚以上の画像が収集される。このシステムは、X線源と、X線検出器と、計算ユニットと、X線検出器位置変更機構とを含んでいる。計算ユニットは、識別された構造の位置を入力して、識別された構造を画像の重なり域に配置するのを回避する位置に画像が位置するようにして、X線検出器によって収集される画像の位置を決定するように構成されている。次いで、X線検出器位置変更機構は、X線検出器が計算ユニットによって決定された位置において画像を収集し得るように、位置変更制御器からの位置変更制御信号に応答して被検体とX線検出器との間の相対位置を変更するように構成されている。

【0014】

もう一つの実施形態は、X線検出器によって用いられる視野よりも大きい被検体の区域の像を得ることを容易にするように構成されている制御プログラムを提供する。重なり域を有する2枚以上の画像が収集される。このプログラムは、識別された構造の位置の入力を受け取るプログラム特徴と、X線検出器によって収集される2枚以上の画像について必

10

20

30

40

50

要とされる位置を決定するプログラム特徴とを含んでいる。各位置は、識別された構造を画像の重なり域に配置するのを回避する位置に画像が位置するようにして決定される。

【 0 0 1 5 】

もう一つの実施形態は、重なり域を有する 2 枚以上の画像を得ることにより、X 線検出器によって用いられる視野よりも大きい被検体の区域の像を得る方法に関する。この方法は、器官の位置を決定する工程と、器官を画像の重なり域に配置するのを回避する位置に各画像を設定する工程とを含んでいる。これらの画像は、画像を収集するために用いられていた X 線検出器によって用いられる視野よりも大きい視野の画像を得るのに用いることが可能でなければならない。

【 0 0 1 6 】

さらにもう一つの実施形態は、結合して用いると被検体の区域の像を得ることができる被検体の区域の各部分の個々の画像を得ることにより、X 線検出器の視野よりも大きい被検体の区域の像を得る X 線システムを制御する方法に関する。この方法は、個々の画像を得るのに必要な X 線検出器の位置を算出する工程と、画像を収集している間は被検体と X 線源との間の相対位置を一定に保つ工程と、算出された位置に基づいて画像を収集するように制御信号で X 線検出器の位置を制御する工程とを含んでいる。

【 0 0 1 7 】

さらにもう一つの実施形態は、結合して用いると被検体の区域（典型的には、全区域）の像を得ることができる被検体の区域の各部分の個々の画像を収集することにより、X 線検出器の視野よりも大きい被検体の区域の像を得る X 線システムを制御する方法を提供する。この方法は、個々の画像を収集するのに必要な X 線検出器の位置を、各位置を非一様な長さで離隔させて算出する工程を含んでいる。この方法はまた、算出された位置まで X 線検出器を移動させるように制御信号で X 線検出器の移動を制御する工程を含んでいる。

【 0 0 1 8 】

もう一つの実施形態は、一旦、画像収集工程が開始した後には用いられる X 線の角度が一定に保たれるような X 線システムにおいて被検体を撮像するのに必要とされる X 線画像の最小数を決定する方法を提供する。さらに、この方法は、被検体と X 線源との間の相対位置が一定に保たれており、被検体の被撮像域の長さが X 線検出器の視野の長さよりも長いようなシステムに適用される。この方法は、撮像される全長を決定する工程と、X 線検出器を用いて被検体の区域を撮像するのに用いることのできる最大 X 線角度を決定する工程と、重なり量を決定する工程と、撮像される長さ、最大 X 線角度及び重なり量に基づいて必要とされる画像の最小数を算出する工程とを含んでいる。

【 0 0 1 9 】

もう一つの実施形態は、結合して用いると被検体の区域の像を得ることができる被検体の区域の各部分の個々の画像を得ることにより、X 線検出器の視野よりも大きい被検体の区域の像を得る X 線システムを制御する方法に関する。この方法は、所望の開始位置を示す利用者入力を受け取る工程と、所望の終了位置を示す利用者入力を受け取る工程と、これら開始位置及び終了位置に基づいて、個々の画像を得る X 線システムの動作を制御する工程とを含んでいる。

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 2 0 】

図 1 について説明する。X 線システム 8 0 が、X 線を発生する X 線源 2 と、発生される X 線に基づいて被検体の画像を収集する X 線検出器 1 とを含んでいる。X 線検出器 1 は、散乱した X 線の一部を遮断する X 線格子 1 7 を含んでいてよい。X 線検出器 1 の動作は、画像収集制御器 7 によって制御することができる。X 線検出器 1 と被検体 1 8 との間の相対位置は、検出器位置変更機構 3 によって変更される。検出器位置変更機構 3 は、位置変更制御器 6 によって制御される。検出器位置変更機構 3 は、検出器、被検体、又は被検体 1 8 と X 線検出器 1 との間の相対位置の変更を容易にする何らかの物体を移動させることができる。

【 0 0 2 1 】

X線源2は典型的には、高電圧発生器とX線管とを含んでいる。X線源2はまた、調節式コリメータを含み得る。X線源2の動作は、X線源制御器9によって制御され得る。X線源2からのX線は、X線源位置変更アクチュエータ11によって位置が変化する。X線源位置変更アクチュエータ11は、検出器位置変更機構3と一体の機構であってもよい(C字型アーム・ガントリを用いる場合等)し、又は別個の機構であってもよい。X線源位置変更アクチュエータ11は、X線源位置制御器10によって制御され得る。

【0022】

X線システム80はまた、システムの様々な作用を制御する撮像動作制御器8を含み得る。また、X線システム80は典型的には、X線検出器1によって収集される画像を処理する及び/又は接合するプロセッサ4を含んでいる。X線システム80はまた、X線検出器1によって収集される画像の記憶を可能にする画像記憶可能化ユニット5、並びにX線検出器1によって収集される画像の幾何学的情報を得るポジショナ12及び傾斜計14を含み得る。

10

【0023】

X線システム80はさらに、X線検出器1の位置及び画像を収集するのに用いられるX線の角度を含めた画像貼り合わせ動作に関連する様々な因子を計算するのに用いることのできる計算ユニット70を含み得る。

【0024】

図2及び図3について説明する。画像の位置を算出するシステムの実施形態例が、焦点100を中心として角度変位するX線源2を含んでいる。X線源2は、各々の画像について一定のX線角度「 α 」を用いる。各々の画像対は、X線検出器1が被検体18の背後に接したy軸に沿って移動する際に一定の重なり量「 v 」を有する。

20

【0025】

操作者は、最上位置(y_t)、及び最終的な画像長さ(c)を決める最下位置(y_b)を入力することができる。最上位置及び最下位置は、次のような方法での利用者入力に基づいて入力され得る。例えば、最上位置及び最下位置まで検出器を移動させる方法、後に最上位置及び最下位置を照射するのに用いられるX線源から放出される光ビームを用いる方法、最上位置及び/又は最下位置に発信機を配置する方法、検出器を最上位置に配置し、他の装置を最下位置に配置する方法、検出器を認知可能な位置(例えば臍、足、腰、肩等)に配置し、被検体の特徴(長身/短身、正確な身長、股下長、他の構成要素情報等)を入力して、手順形式を入力する方法、並びに/又は最上位置及び最下位置を入力する他の何らかの方法がある。データを入力する場合には、データは手動で入力されてもよいし、又はデータがネットワークを介してアクセス可能な被検体のファイルに基づくものであってもよい。

30

【0026】

利用者はまた、画像平面-線源間距離(SID)、最大FOV及び所望の重なり(v)を入力することができる。代替的には、これらのパラメータを予め設定しておいてもよいし、付加的なデータに基づいて算出してもよい。利用者入力から決定される変数には、取得画像数(N)、コリメーション角度(α_i)、実際の視野(FOV_i)、曝射時中心線角度(ϕ_i)、焦点スポット曝射高さ(y_0)、及び検出器の曝射位置(y_i)等がある。

40

【0027】

焦点スポット曝射高さ y_0 は、最上位置と最下位置との間の中間点として定義される。すなわち、

$$y_0 = c/2 + y_b \quad \text{式(1)}$$

次の工程は、どのコリメーション制御方法(strategy)を具現化すべきかの判定である。コリメータを曝射間で動的に変更し得る場合には、FOVを各回の曝射で等価として、自然に運動する解剖学的構造を回避する制御方法を用いることができ、又は他の何らかの制御方法を用いることができる。

【0028】

50

コリメータ位置を画像間で一定に保つ場合には、行なわれる曝射の最小回数を求めるために、幾つかの中間パラメータを定義してもよい。全曝射角度 θ は次の式 (2) で求められる。

$$\theta = 2 * \tan^{-1} (c / 2 / SID) \quad \text{式 (2)}$$

コリメート後の最大角度 α_{max} は一般的には、撮像範囲区域の最端に位置しているときに用いられる検出器の最大撮像寸法 FOV_{max} から定義され、下記の式 (3) に示す通りである。この数値は、X線を被検体 18 に曝射しない場合に最端で用いることのできる最大 X 線角度を表わしており、この場合には画像を形成するために X 線検出器 1 によって X 線を用いることはできない。

$$\alpha_{max} = \tan^{-1} (c / 2 / SID) - \tan^{-1} ((c / 2 - FOV_{max}) / SID) \quad \text{式 (3)} \quad 10$$

重なり角度の全てのうち最小の重なり角度 γ_{v_max} は、最端の重なりセグメントにおける重なり距離「v」を見込む角度となる。これは次の式 (4) で求められる。

$$\gamma_{v_max} = \tan^{-1} ((c / 2 - FOV_{max} + v) / SID) - \tan^{-1} ((c / 2 - FOV_{max}) / SID) \quad \text{式 (4)}$$

これら 3 つの角度パラメータ (θ 、 α_{max} 、 γ_{v_max}) を用いて、最小の重なり量を保ちつつ関心領域全体を網羅するために取得する必要がある画像の最小数を推定することができる。これら 3 つの角度パラメータの間の関係を下記の式 (5.1) に示す。N について書き直すと、画像数を式 (5.2) から求めることができる。

$$\theta = N * \alpha_{max} - (N - 1) * \gamma_{v_max} \quad \text{式 (5.1)} \quad 20$$

$N = (\theta - \gamma_{v_max}) / (\alpha_{max} - \gamma_{v_max})$ を下回らない最小の整数
式 (5.2)

このアプローチを用いると、単一のコリメータ設定について検出器寸法を最大化する画像の最小数 N を求めることができる。

【0029】

曝射の最小回数が決まったので、実際のコリメーション角度 α を求めることができる。図 3 を参照すると、所与の画像「i」についての曝射域の最上位置に対応して新たなパラメータ c_i を導入している。

【0030】

第 1 回の曝射の最上部 c_1 が所定の空間の最上部に位置していなければならないとすると、第 2 回の曝射の最上部 c_2 は角度距離 α_{FOV} だけ下って重なり高さ v を加えた位置となり、全曝射域で以下同様である。

$$c_1 = c / 2 \quad \text{式 (6.1)}$$

$$c_2 = SID * \tan[\tan^{-1} (c_1 / SID) - \alpha_{FOV}] + v \quad \text{式 (6.2)}$$

$$c_3 = SID * \tan[\tan^{-1} (c_2 / SID) - \alpha_{FOV}] + v \quad \text{式 (6.3)}$$

$$c_4 = SID * \tan[\tan^{-1} (c_3 / SID) - \alpha_{FOV}] + v \quad \text{式 (6.4)}$$

:

:

$$c_{N+1} = SID * \tan[\tan^{-1} (c_N / SID) - \alpha_{FOV}] + v \quad \text{式 (6.5)} \quad 40$$

理想的には、 c_{N+1} についての値は、重なりを含めないで所望の曝射領域の最下部に完全に一致しているとよいので、誤差の量 E は、

$$E = - (c / 2) - (c_{N+1} - v) \quad \text{式 (7)}$$

となる。

【0031】

所望のコリメーション角度を求めるために、角度距離 α_{FOV} を誤差 E が約 0 となるまで変化させる。

【0032】

一旦、最終的なコリメーション角度が求まったら、式 (6.1) - (6.5) を再び用いて、各々の個々の画像の最上部の最終的な位置を求める。尚、画像によっては、X 線検

出器 1 の入力 F O V が画像の寸法よりも大きいことを理解されたい。これらの場合には、X 線検出器 1 の最上部は、X 線検出器 1 を用いることにより画像を収集し得る限り、画像の最上部と一致していなくてもよい。

【 0 0 3 3 】

各々の画像の最上位置の値を用いて、式 (8) を用いて管角度変位アセンブリ用の望ましい角度を求めることができる。

$$\varphi_i = \tan^{-1}(c_i / SID) - \alpha F O V / 2 \quad (i = 1 \sim N) \quad \text{式 (8)}$$

式 (5 . 1) 及び式 (5 . 2) を用いて所要の画像数 (N) を推定する代わりに、下記の式を用いて画像数を算出してもよい。

$$c_1 = c / 2 \quad \text{式 (5 . 3)}$$

$$c_2 = SID * \tan[\tan^{-1}(c_1 / SID) - \alpha_{max}] + v \quad \text{式 (5 . 4)}$$

$$c_3 = SID * \tan[\tan^{-1}(c_2 / SID) - \alpha_{max}] + v \quad \text{式 (5 . 5)}$$

$$c_4 = SID * \tan[\tan^{-1}(c_3 / SID) - \alpha_{max}] + v \quad \text{式 (5 . 6)}$$

:

:

$$c_{N+1} = SID * \tan[\tan^{-1}(c_N / SID) - \alpha_{max}] + v \quad \text{式 (5 . 7)}$$

この計算は、 $c_{N+1} - v$ が $-c/2$ 以下になるまで (代替的には、 $c_{N+1} - v + c/2$ が 0 以下になるまで) 続けられる。所要の画像の最小数は c_N となる。また、 $c_{N+1} - v$ と $-c/2$ との間の差を用いて $\alpha F O V$ を推定することもできる。

【 0 0 3 4 】

図 4 について説明する。アルゴリズムを用いて、識別された構造 3 0 0 (線量敏感な構造又は移動する傾向のある構造等) を重なり領域 3 0 2 又は 3 0 4 に配置するのを回避することができる。識別された構造 3 0 0 を重なり域に配置するのを回避する工程は、非一様なコリメータ角度 (α 、 β 及び δ) を用いることを含んでいてよい。また、識別された構造 3 0 0 を重なり域に配置するのを回避する工程は、画像の対 (3 0 6 及び 3 0 8 と、3 0 8 及び 3 1 0 と) の間の重なり量 3 1 2 を変化させることを含んでいてよい。識別された構造 3 0 0 の位置を識別する工程は、最上点 (y_t) 及び最下点 (y_b) を決定するために図 2 及び図 3 に関連して説明した態様と同様に達成することができる。幾つかの構造、例えば患者の皮膚は、被撮像領域全体を通して存在している可能性が高いため、回避することはできない。

【 0 0 3 5 】

計算ユニット 7 0 は、貼り合わせ可能で、重要領域 3 0 0 を重なり域に配置することを回避した一組の画像 (3 0 6、3 0 8、3 1 0) を得るのに必要な検出器位置、コリメータ角度及び重なり領域を入力を用いて求める。このデータを撮像動作制御器 8 によって用いて X 線システム 8 0 の動作を制御することができる。

【 0 0 3 6 】

図 5 について説明する。画像貼り合わせを行なう X 線システムによって画像を収集する方法が、ブロック 4 0 0 において、被撮像域の開始位置及び終了位置を決定する工程を含んでいる。開始位置及び終了位置は、利用者によって手動で入力され得る。例えば、利用者は、開始及び終了高さ (又は距離) をコンピュータに入力することもできるし、開始位置及び終了位置の両方に検出器を設定することもできる。この開始位置及び終了位置はまた自動で得られてもよい。例えば、カメラで被検体のデジタル写真を撮影し、この写真を用いて、手順形式に基づいて、開始位置及び終了位置を決定することができる。さらに、被検体の特徴をファイルからインポートし、ファイルを用いて手順の開始位置及び終了位置を決定することもできる。さらに、X 線検出器が簡略予備走査を行なって、この予備走査を用いて開始位置及び終了位置を決定することもできる。また、開始位置及び終了位置を手動入力 (被検体上の既知の位置又は他の参照位置等) と自動判定との組み合わせにしてもよい。

【 0 0 3 7 】

一旦、ブロック 400 で開始位置及び終了位置が決定されたら、ブロック 402 において被撮像域の長さを決定する。長さは、始点及び終点を記憶する方法、始点及び終点を距離に変換する方法、始点及び終点を角度長さ（潜在的に S I D に基づく）に変換する方法、又は他の何らかの方法によって決定することができる。

【0038】

次に、ブロック 404 において構造 300 が重なり域に属しないと識別されたか否かを判定し、ブロック 406 において最大 X 線角度を算出して、ブロック 408 において所望の重なり量の入力を受け取る。入力は利用者から受け取ってよい。また、入力は、他のプログラム論理から、手順形式、被検体の特徴、重なり精度に関連して望まれる確実度、及び個々の画像を貼り合わせるのに用いられる画像貼り合わせアルゴリズムの要件等に基づいて受け取ってもよい。重なり量はまた、設定された量であってもよいし、推定量、又は算出量であってもよい。重なり量は、ゼロから、所望の画像を得るために用いられる検出器の視野の移動方向での長さの直前までの任意の数値であってもよい。好ましくは、重なりは、移動方向での検出器の視野の長さの 5 % 以上であるが、検出器の視野の長さの 25 % 以下とする。さらに好ましくは、重なりは、検出器の視野の長さの約 10 % - 20 % である。最も好ましくは、重なりは、検出器の視野の長さの 12.5 % 以下である。

【0039】

一旦、長さ、識別された構造 300、最大 X 線角度、及び所望の重なりが入力されたら、ブロック 410 において、全域の画像を得るのに必要な画像の最小数を算出する。ブロック 410 での計算は好ましくは、被検体に関して位置が固定されている X 線源 2 を用いたシステムについて行なわれる。さらに、X 線源 2、又は X 線源 2 に付設されている何らかの装置は好ましくは、連続した画像間で X 線を角度変位させる。さらに、計算は、X 線の角度 (α) が各々の画像について一定に保たれている場合に行なうことができる。

【0040】

一旦、ブロック 410 において X 線の数が出算されたら、ブロック 412 において X 線の角度の大きさを算出することができ、ブロック 414 において検出器の被検体に対する相対位置を算出することができる。

【0041】

一旦、X 線の角度の大きさ及び検出器の相対位置が算出されたら、ブロック 418 において画像を収集することができる。さらに、ブロック 416 では X 線の幅を調節することができる。利用者は、X 線の角度の幅を狭めて関心領域に集束させることにより、被検体への X 線曝射量を低減し、且つ / 又は X 線の潜在的な散乱量を低減することができる。

【0042】

一旦、画像が収集されたら、画像を貼り合わせることができる。貼り合わされた画像及び個々の画像は、ネットワーク・インタフェース 90 を用いて転送及び / 又はアクセスすることができる。さらに、X 線システム 80 の利用に基づいて請求額記録を生成した後にネットワークを介して記録を転送することもできる。

【0043】

撮像される画像の最小数を算出すると共に画像を制御する本方法は、被検体が曝射される合計 X 線量を低減するのに用いることもできる。例えば、本方法を用いて、不要な重なりを減少させることにより、1 回の手順での不要な二重曝射の量を低減させることができる。

【0044】

また、制御プログラムによって検出器の配置を制御し且つ / 又は画像の収集を制御することにより、配置をより正確にし、且つ重なり量をより一貫させることが可能になり、これにより、より正確且つ高速な画像貼り合わせ方法を導くことができる。

【0045】

図 6 (A) 及び図 6 (B) について説明する。4 枚の個々の画像 501、502、503、504 がフラット・パネル X 線検出器によって 4 箇所の異なる相対位置で収集されており、これらの相対位置は、図 2 及び図 3 に関して説明した実施形態例に従って算出され

10

20

30

40

50

ている。個々の画像 5 0 1、5 0 2、5 0 3、5 0 4 を接合して、単一の貼り合わせ画像 5 0 5 を形成することができる。

【 0 0 4 6 】

図 7 について説明する。識別された構造 3 0 0 が重なり領域に位置していないような収集画像を得る方法が、ブロック 6 0 0 において、器官のような識別された構造の位置を決定する工程を含んでいる。識別された構造 3 0 0 の位置は、多くの方法で入力することができる。例えば、利用者は、位置をキー入力する方法、検出器（若しくは検出器の一部）を区域の上に保持する方法、位置が分かる無線周波数タグを用いる方法、開始位置及び終了位置を入力するために列挙される手段の任意のもの、並びに / 又はその他任意の入力手段によって位置を手動で入力することができる。代替的には、識別された構造 3 0 0 の位置は様々な規準に基づいて推定してもよい。例えば、患者が検出器の前方に直立している（又は既知の位置に身体の一部を配置している）場合に、患者の物理的特徴（身長、体重、股下長等）を用いて識別された構造 3 0 0 の位置を推定することができる。加えて、識別された構造 3 0 0 の位置は、手順形式に基づくものであってもよい。例えば、頭部から臀部に向かう手順では、所与の始点及び / 又は終点について、患者の心臓及び横隔膜の位置を推定することができる。加えて、これらの手法を結合してもよい。例えば、性腺の位置の利用者入力を与えられた場合に、患者の他の特徴（例えば患者の身長、体重等）に基づいて心臓及び横隔膜の位置を推定することができる。

【 0 0 4 7 】

次に、ブロック 6 0 2 において、最初の位置を記録しているのか否かを判定する。最初の位置を記録している場合には、ブロック 6 0 6 において、個々の画像の画像開始位置（CS）を被撮像域の開始位置（c / 2）に等しく設定する。ブロック 6 0 2 で最初の位置を記録しているのではない場合には、ブロック 6 0 4 において、開始位置を前回の個々の画像の重なり領域の開始位置（Cv）に等しく設定する。ブロック 6 1 0 において、画像の終了位置（CE）が、開始位置から測定方向に X 線検出器 1 の視野を減じたものに等しく設定される。検出器の一部のみを用いる場合には、検出器の該当部分の視野を代わりに用いることができる。次いで、ブロック 6 1 6 において、Cv は、終了位置に所望の重なり距離（v）を加えたものに等しく設定される。

【 0 0 4 8 】

次に、ブロック 6 2 0 において、CE が識別された構造 3 0 0 の最上点（IS）よりも小さいか否かを判定する。小さければ、ブロック 6 2 2 において、Cv が識別された構造 3 0 0 の最下点（IE）よりも小さいか否かを判定する。小さくなければ、ブロック 6 2 6 において、CE を IS に等しく設定する。これにより、画像の最下点を識別された構造 3 0 0 の直上の位置に配置することが可能になり、このことは、重なり領域が識別された構造 3 0 0 の直上に位置することを意味する。重なり領域が識別された構造 3 0 0 から一定の距離を隔てて位置するように、システムに緩和要素を設けてもよい。一旦、ブロック 6 2 6 において CE が確定されたら、ブロック 6 2 4 において新たな Cv を算出する。重なり量（v）は、ブロック 6 2 4 ではブロック 6 1 6 と異なる量（より小さい量等）であってよい。ブロック 6 2 4 で Cv が算出された場合、及びブロック 6 2 0 又は 6 2 2 での答えが yes である場合には、ブロック 6 1 4 において、CE が被撮像域の終点以降に位置するか否かを判定する。そうである場合には、ブロック 6 1 2 において CE を終点に等しく設定する。CE が終点以降に位置しているのではない場合には、ブロック 6 0 8 において画像の始点及び終点を保存して、ブロック 6 0 2 に戻ることにより新たな個々の画像について位置を計算する。

【 0 0 4 9 】

様々な画像について値の全てが算出されたら、各々の画像について X 線の角度を算出することができる。段階的運動を X 線源 2 に用いる場合には、角度は各々の画像について $2 * \tan^{-1}((CS - CE) / (2 * SID))$ となる。角度変位運動を X 線源 2 に用いる場合には、上で列挙した式に CS 及び CE を適用することにより位置を算出することができ、用いられる X 線の角度は $\phi - CS$ と $\phi - CE$ との角度差に等しく設定される。

【 0 0 5 0 】

さらに複雑な方法を用いて、二つの重なり領域（ C_v 、 C_E ）及び（ C_v' 、 C_E' ）が重なり合っているか否かを判定して、かかる重なりを回避するように画像の位置を調節することもできる。例えば、二つの重なり領域は、 C_v' が C_S' よりも大きいときに存在する。すると、システムは、 C_S' （ C_v に基づく）が最早 C_v' よりも小さくならないように C_E 及び C_v を調節し直すことができる。代替的には、これらの画像に相対的に小さい重なり量（ v ）を用いることもできる。

【 0 0 5 1 】

加えて、1よりも多い識別された構造300を考慮することもできる。例えば、患者を撮像している技師が、心臓、横隔膜及び性腺の各々を重なり領域に配置するのを回避したい場合がある。

10

【 0 0 5 2 】

また、重なり量（ v ）は予め設定された数でなくてもよい。手順形式、個人の特徴、画像の寸法（ C_S 、 C_E ）等の多様な因子に基づいて重なり量を算出してよい。

【 0 0 5 3 】

これらの手順は、計算ユニット70の論理/ソフトウェアによって全て実行することができる。

【 0 0 5 4 】

様々なデータを計算ユニット70に入力する装置は、被検体を照射する光源を含み得る。この装置はまた、光源からの光を遮断するのに用いることのできる調節式パネルを含んでいてもよい。操作者は、光が被検体の識別されていない区域300'を照射し得るが、識別された構造300を含む識別された区域は照射しないように調節式パネルを動作させることができる。入力装置はどのパネルを開くかを決定する。入力装置から伝達された情報、被検体までの距離、及び/又は光源の角度に基づいて、計算ユニット70は、重なり域に配置するのを回避する領域を識別し、これにより、識別された構造300を重なり域に配置するのを回避することができる。また、各パネルを用いて、取得される画像の開始位置及び終了位置を識別することもできる。

20

【 0 0 5 5 】

図1に戻ると、X線装置80は、関心のある被検体18を撮像する。関心のある被検体18は、被検体のX線画像を撮影することが望まれる任意の数の被検体であってよい。典型的な関心のある被検体の幾つかとしては、診断対象の患者、内容物を判定するための密封容器、及び完全な溶接であることを保証するための溶接接合部等がある。

30

【 0 0 5 6 】

関心のある被検体18が患者である場合には、患者は例えば、後方-前方（PA）、前方-後方（AP）及び横方向（LAT）等の任意の姿勢で直立することができる。また、患者はプラットフォーム上で仰臥位若しくは伏臥位にあってもよいし、又はその他任意の所望の姿勢にあってよい。

【 0 0 5 7 】

撮像動作制御器8はX線検出器1を制御して、2箇所の別個の位置で2枚以上の画像を収集する。明確に述べると、撮像動作制御器8はX線源動作制御器9及び画像収集制御器7を制御して画像を収集する。撮像動作制御器8はさらに、位置変更制御器6を制御して、X線検出器1と関心のある被検体18との間の相対位置の変更を制御して、X線検出器1及び関心のある被検体18が2箇所以上の異なる相対位置に配置されるようにする。前述のように、これらの位置は計算ユニット70の結果に基づいて制御され得る。

40

【 0 0 5 8 】

X線源動作制御器9はX線源2を制御して、X線を発生させる。X線源動作制御器9はまた、X線源2を制御して、コリメータ角度を変更することができる。X線は典型的には、高電圧発生器によって、X線管にX線を放出させる高電圧信号を発生させることにより発生される。

【 0 0 5 9 】

50

X線は関心のある被検体18を透過してX線検出器1によって検出され得る。画像収集制御器7は少なくとも第一及び第二の位置での画像の収集を制御する。画像収集制御器7は、X線を検出するようにX線検出器1を制御することにより動作することができる。代替的には、X線検出器1が定常的に画像を検出しており、画像収集制御器7は検出された特定の画像のみの収集を制御するようにしてもよい。画像収集制御器7は、画像収集制御器7が少なくとも第一及び第二の位置での画像を収集するようにシステムを制御している限りにおいて多くの方法で動作させることができる。

【0060】

次いで、X線検出器1によって収集される画像を、X線検出器1によって検出される画像の記憶を可能にする画像記憶可能化ユニット5へ送ることができる。代替的には、X線検出器1によって収集された画像をプロセッサ4へ送って前処理演算を施してもよい。次いで、前処理された画像を画像記憶可能化ユニット5へ送ってもよいし、さらに処理してもよい。

【0061】

ポジショナ12を用いて、検出器の幾何学的構成を測定することにより画像に関連する幾何学的要素を測定することができる。また、傾斜計14を用いて、X線管の角度を測定することにより、画像に関連する幾何学的要素を測定することもできる。これらの幾何学的要素測定装置（ポジショナ又は傾斜計等）は、プロセッサ4又は記憶可能化ユニット5のいずれかへ情報を送る。幾何学的要素測定装置は、画像の幾何学的構成に関連する情報を画像と共に送ってもよいし、又は別個の信号又は信号群として送ってもよい。

【0062】

選択随意で、X線源位置制御器10がX線源位置変更アクチュエータ11を制御して、X線源2を一つの位置から他の位置へ移動させてもよい。X線源2の位置を変化させる工程は、X線源2の位置を変化させることを含んでいてもよいし、X線源2の角度を変化させることを含んでいてもよいし、両方の移動の何らかの組み合わせを含んでいてもよいし、又は他の何らかの態様で行なわれてもよい。X線源2が位置を変化させる場合には、X線源2は、X線検出器1と関心のある被検体18との間の相対位置が変化する前、後又は変化するのと同時に変化してよい。

【0063】

また、様々な制御器は別個の制御器であってもよいし、又は全て1以上の制御信号の一部であってもよい。例えば、単一の制御信号に応答して、位置変更機構3がX線検出器1と関心のある被検体18との間の相対位置を変化させることができ、同じ制御信号に応答して、画像を収集することができる。明確に述べると、制御信号の存在が移動を促し、制御信号の停止が、画像を収集すべきことを指示するようにすることができる。システムに含まれる様々な制御器を任意の数の方法で結合してよい。個々に行なわれる制御器への参照、又は第一の制御器、第二の制御器、...、第nの制御器等の参照は、これらの制御器が物理的に分離しており別個のものであると指示している訳ではない。

【0064】

関心のある被検体18とX線検出器1との間の次の相対位置が設定された後に、次の画像を元の画像と同じ態様で取得する。次の画像は画像記憶可能化ユニット5へ送られてもよいし、元の画像と同じ態様でプロセッサ4に送られてもよい。

【0065】

幾何学的要素測定装置12及び14はまた、第二の画像に関連する幾何学的要素を測定して、この情報をプロセッサ4又は記憶可能化ユニット5のいずれかへ送ることができる。幾何学的要素測定装置12及び14は、画像の幾何学的要素についての情報を画像と共に送ってもよいし、又は別個の信号として送ってもよい。

【0066】

次いで、上に列挙した動作を繰り返すことによりさらなる画像を検出することができる。全画像が取得されたら、これら複数の画像を接合して1枚の貼り合わせ画像を形成することができる。

【 0 0 6 7 】

X線検出ユニット15(X線検出器1、X線位置変更機構3及び記憶可能化ユニット5を含む)、並びにX線発生ユニット16(X線源2及びX線源位置変更アクチュエータ11を含む)は二つの別個のユニットとして製造及び販売することができる。次いで、個々のユニットが設置された後に、撮像動作制御器8(別の制御ユニットの一部であってもよいし、X線発生ユニット16の一部であってもよいし、X線検出ユニット15の一部であってもよい)によって、上述の二つの別個のユニットを制御して共に動作させることができる。

【 0 0 6 8 】

図8について説明する。本発明の一実施形態によるX線検出ユニット15が、X線検出器1と、位置変更機構3と、記憶可能化ユニット5とを含んでいる。X線検出器1は、矩形視野のフラット・パネルX線検出器である。位置変更機構3は、X線検出器1を軌道29に沿って移動させるモータを含んでいる。記憶可能化ユニットは、収集画像をコンピュータ28に記憶させることを可能にするデータ・ポート接続である。位置変更機構3は、コンピュータ28から受け取った位置変更制御信号に応答する。X線検出器1がコンピュータ28からの画像収集信号に応答して画像を収集してもよいし、又はコンピュータ28がX線検出器1によって検出された画像をソートして、コンピュータ28のソフトウェア内で発生される画像収集制御信号に応答してどの画像を収集すべきかを決定してもよい。

【 0 0 6 9 】

X線検出器1は好ましくは、フラット・パネル検出器である。X線検出器1はX線格子17を含んでいる。X線格子17はX線検出器1と一体型であってもよいし、又は着脱自在のユニットとして販売されていてもよい。X線格子17は、散乱したX線の一部からX線検出器1を遮蔽することにより、検出される画像から雑音を除去するのに役立つ。

【 0 0 7 0 】

位置変更機構3は、X線検出器1と関心のある被検体18との間の相対位置を変更することが可能な任意の数の機構であってもよい。好ましくは、位置変更機構3は、垂直軌道に沿った線形運動でX線検出器1を移動させるモータを含んでいる。位置変更機構3はまた、関心のある被検体18を載置したプラットフォームを移動させるモータ、及び油圧式昇降機等の任意の数の他の機構であってもよい。

【 0 0 7 1 】

収集された画像は、記憶可能化ユニット5に送ることができる。記憶可能化ユニット5は、装置に一体化された一時型メモリ・ソース若しくは持続型メモリ・ソース、着脱自在のメモリ・ソース、ドライブ/着脱自在媒体のシステム、データ・ポート、又は収集画像の記憶を可能にするその他何らかの装置であってもよい。

【 0 0 7 2 】

プロセッサ4は、画像の劣化を補正する又は強度の正規化を可能にする等の前処理演算を個々の画像に対して施すことができる。この前処理は、画像をさらに一様化して見せ、より滑らかな移行を促すことができる。処理はまた、貼り合わせた後の画像に行なってもよい。かかる後処理手法の例としては、コントラストを調節する処理、及び貼り合わせた画像内で個々の画像の間の移行をさらに滑らかに見せる処理等がある。利用可能な後処理方法の他の例としては、ヒストグラム等化及びダイナミック・レンジ縮小がある。

【 0 0 7 3 】

プロセッサ4はまた、収集された画像を接合するソフトウェアを含んでいてよい。画像を接合するソフトウェアは、計算ユニット70からの情報を用いて接合工程を支援することができる。例えば、画像同士の間重なり量に関連する情報を用いて、始点を与える、及び/又は画像を接合するときの効率を高めることができる。

【 0 0 7 4 】

貼り合わせた画像は利用者に対して表示することができる。また、表示は元の画像を特にソフト・コピー表示として含んでいてよい。

【 0 0 7 5 】

前処理、接合及び後処理の各動作を 1 以上のプロセッサによって実行してもよい。尚、X 線システム 80 によって収集された画像を扱う 1 以上の分離した別個の装置によって各処理工程を実行してもよいことを特記しておく。

【0076】

図 9 (A) は、フラット・パネル X 線検出器の一例を示す。フラット・パネル検出器は、アモルファス・シリコン・ダイオード及び薄膜トランジスタ (TFT) で構成されているアモルファス・シリコン・アレイ 801 を含んでいる。集積回路の製造に用いられているものと同様の薄膜技術を用いることにより、アモルファス・シリコン、様々な金属、及び絶縁体から成る層をガラス基材 802 に堆積させて、フォトダイオード及び TFT のマトリクスのアモルファス・シリコン・アレイ 801 と共に、パネルの両辺にインターコネクト 803 及び接点 804 を形成する。X 線フォトン可視光フォトンへ変換するシンチレータ 800 はヨウ化セシウムで構成されて、アモルファス・シリコン・アレイ 801 の上面に直接堆積する。

10

【0077】

もう一つの一般的なフラット・パネル検出器は、セレン・ダイオード及び薄膜トランジスタで構成されているセレン・アレイを用いる。セレンは X 線に直接応答して信号を発生するため、セレンを用いるとシンチレータ 800 が不要になる。

【0078】

また、放射線に応答して信号を発生するのに用いることのできる特性を備えたポリマーに関する研究も行なわれている。これらのポリマー及び他の有機系材料も、最終的にはフラット・パネル検出器を形成するのに同様に用いることができると考えられる。

20

【0079】

図 9 (B) は、図 9 (A) のフラット・パネル検出器が如何に動作して信号を検出するかを示す。ヨウ化セシウム (CsI) シンチレータ 800 は X 線フォトン吸収すると、フォトンエネルギーを変換して (参照番号 805) 光フォトン放出する。次いで、この光をアモルファス・シリコン・フォトダイオード・アレイ 801 に導通させる (参照番号 806) と、各々のフォトダイオードの電荷が、フォトダイオードが受光した光に比例して流出する (参照番号 807)。これらのフォトダイオードの各々が画素 (ピクセル) であり、画像のデジタル化の最初の工程である画像の空間的サンプリングがこれにより実行されて、まさにここで画像が形成される。次いで、各々のフォトダイオードの再充電 808 に必要な電荷を電子回路 810 によって読み取って (参照番号 809)、デジタル・データに変換する (参照番号 811) と、このデータを利用することができる。

30

【0080】

本書で用いる「移動方向」という用語は線を指しているが、この線は可能性としては 1 よりも多い方向に延在していてもよい。この線は、貼り合わせた画像を形成するのに用いることのできる個々の画像の隣り合った位置によって画定される。X 線検出器を一つの位置から他の位置へ非線形態様で移動させることもできるが、2 箇所の連続した位置の間での全体的な移動方向は必ず線形となる。

【0081】

また、移動方向の視野は、この線に沿った視野として定義される。例えば、矩形入力領域を備えた検出器は、移動方向での検出器の長さに等しい視野を有している。また、円形入力領域を備えた検出器は、円の直径に等しい視野を有しており、直径は典型的には、全方向で一定である。

40

【0082】

様々な特定の且つ例示的な実施形態及び手法を参照して本発明を説明した。しかしながら、本発明の要旨及び範囲内に属しつつ多くの変形及び改変を施し得ることを理解されたい。例えば、X 線源 2 の焦点は被撮像域を必ずしも二分しなくてもよい。また、被撮像域は、1 よりも多い方向において X 線検出器の視野の長さよりも長くてもよい。

【図面の簡単な説明】

【0083】

50

- 【図１】本発明の一実施形態によるＸ線システムの模式図である。
- 【図２】本発明のもう一つの観点による画像取得システムの図である。
- 【図３】本発明のもう一つの観点による画像取得システムの図である。
- 【図４】本発明のもう一つの観点による画像取得システムの図である。
- 【図５】本発明のもう一つの実施形態による流れ図である。
- 【図６（Ａ）】本発明の一観点によるシステムを用いて得られる画像の図である。
- 【図６（Ｂ）】本発明の一観点によるシステムを用いて得られる画像の図である。
- 【図７】本発明のもう一つの実施形態による流れ図である。
- 【図８】本発明のもう一つの実施形態によるＸ線システムの模式図である。
- 【図９（Ａ）】フラット・パネル検出器の実施形態の一例に関連する模式図である。
- 【図９（Ｂ）】フラット・パネル検出器の実施形態の一例に関連する流れ図である。
- 【符号の説明】

10

【００８４】

- １　Ｘ線検出器
- ２　Ｘ線源
- ４　プロセッサ
- ５　画像記憶可能化ユニット

１２　ポジショナ

１４　傾斜計

１５　Ｘ線検出ユニット

１６　Ｘ線発生ユニット

１７　Ｘ線格子

１８　被検体

２８　コンピュータ

２９　軌道

８０　Ｘ線システム

１００　焦点

３００　識別された構造

３０２、３０４　重なり領域

３０６、３０８、３１０　画像

３１２　重なり量

５１０、５０２、５０３、５０４　個々の画像

５０５　貼り合わせ画像

８００　シンチレータ

８０１　アモルファス・シリコン・アレイ

８０２　ガラス基材

８０３　インターコネク

８０４　接点

８０５　Ｘ線フォトン・エネルギーの光エネルギーへの変換

８０６　光のアモルファス・シリコン・フォトダイオード・アレイへの導通

８０７　フォトダイオードの電荷の流出

８０８　フォトダイオードの再充電

８０９　電荷の読み取り

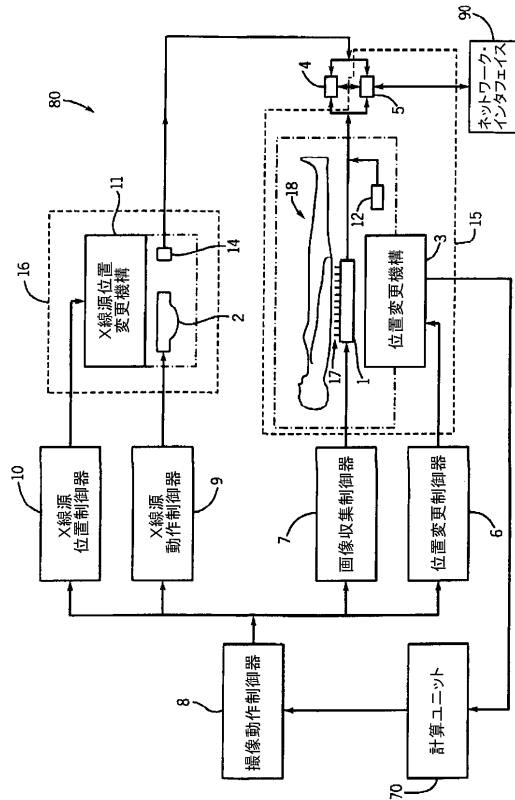
８１１　デジタル・データへの変換

20

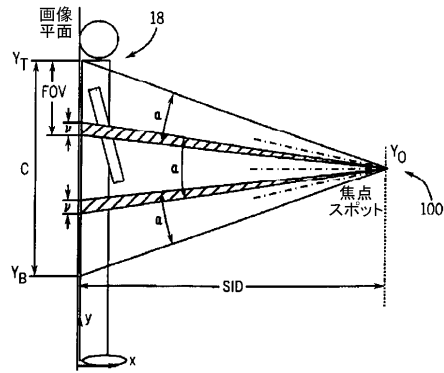
30

40

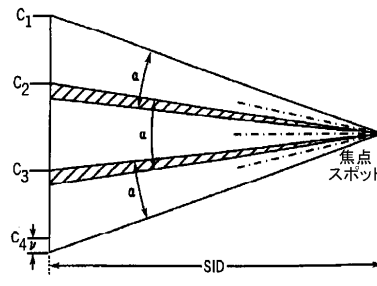
【 図 1 】



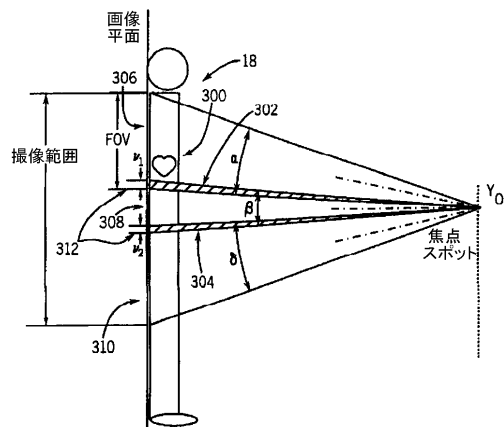
【 図 2 】



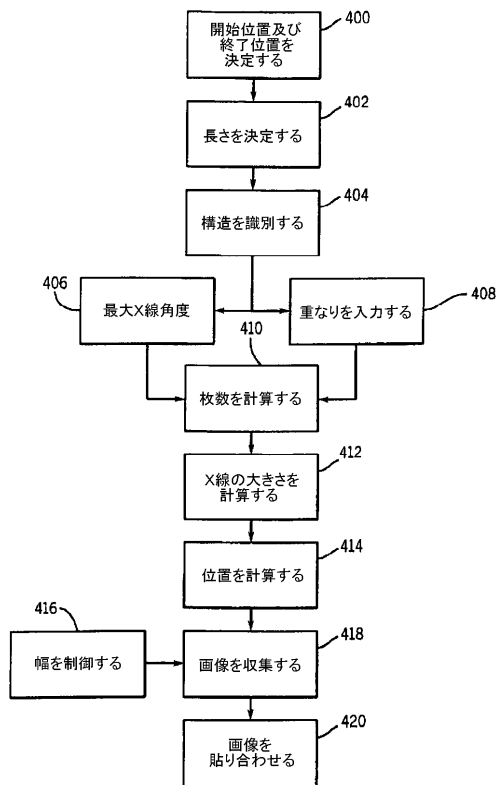
【 図 3 】



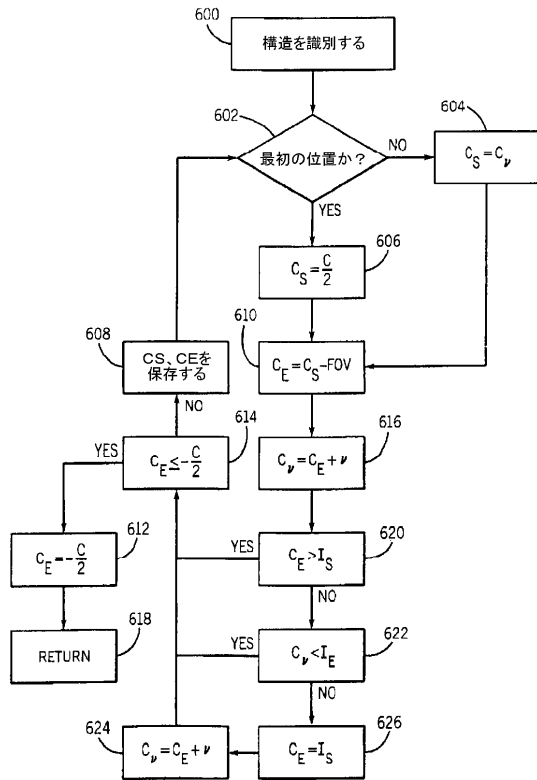
【圖 4】



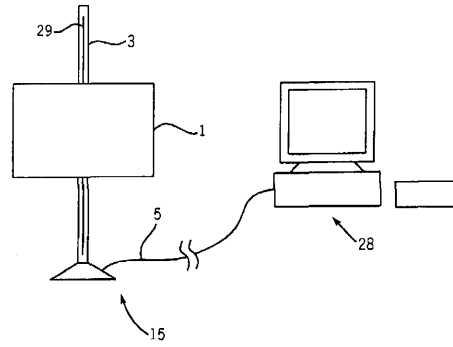
【 図 5 】



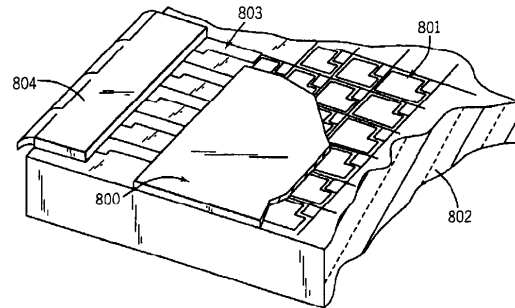
【図 7】



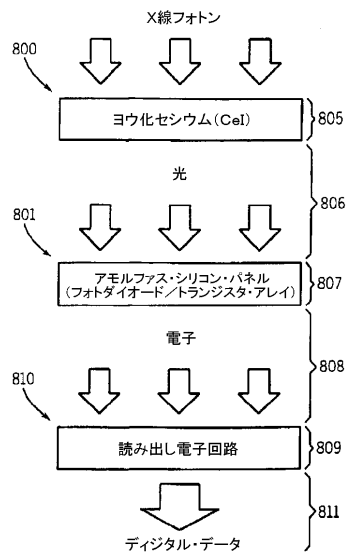
【図 8】



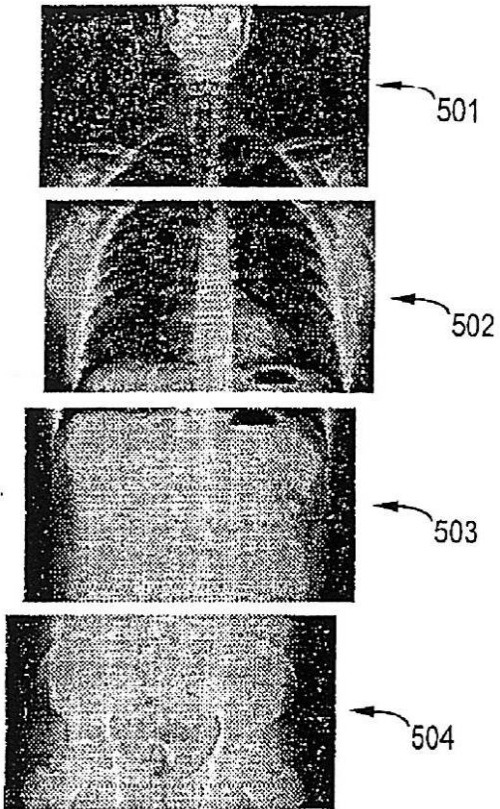
【図 9 (A)】



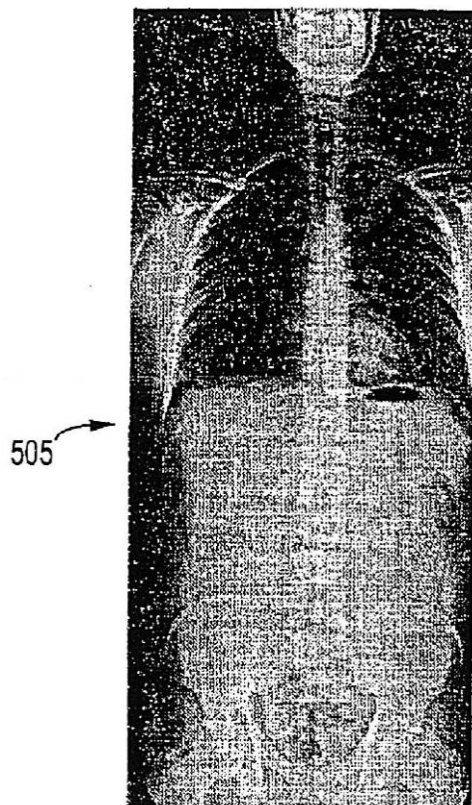
【図 9 (B)】



【図 6 (A)】



【図 6 (B)】



フロントページの続き

(74)代理人 100129779

弁理士 黒川 俊久

(72)発明者 マシュー・エー・ハルスマー

アメリカ合衆国、ウィスコンシン州、ウォーキシャ、ハーヴェイ・アベニュー、411番

(72)発明者 リチャード・ジェイ・ワープ

アメリカ合衆国、ウィスコンシン州、ウォーキシャ、ナンバー92、ノースビュー・ロード、2732番

審査官 安田 明央

(56)参考文献 特開平07-220056(JP,A)

特開平07-059764(JP,A)

特開平06-319729(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 6/00-6/14