

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4512313号
(P4512313)

(45) 発行日 平成22年7月28日(2010.7.28)

(24) 登録日 平成22年5月14日(2010.5.14)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 6/00 (2006.01)

A 6 1 B 6/00 3 2 0 Z

A 6 1 B 8/08 (2006.01)

A 6 1 B 8/08

H 0 5 G 1/60 (2006.01)

H 0 5 G 1/60 E

請求項の数 9 (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願2002-368608 (P2002-368608)
 (22) 出願日 平成14年12月19日(2002.12.19)
 (65) 公開番号 特開2003-245271 (P2003-245271A)
 (43) 公開日 平成15年9月2日(2003.9.2)
 審査請求日 平成17年12月16日(2005.12.16)
 (31) 優先権主張番号 10163215.0
 (32) 優先日 平成13年12月21日(2001.12.21)
 (33) 優先権主張国 ドイツ(DE)

(73) 特許権者 590000248
 コーニンクレッカ フィリップス エレク
 トロニクス エヌ ヴィ
 オランダ国 5 6 2 1 ベーアー アイン
 ドーフェン フルーネヴァウツウェッハ
 1
 (74) 代理人 100070150
 弁理士 伊東 忠彦
 (74) 代理人 100091214
 弁理士 大貫 進介
 (74) 代理人 100107766
 弁理士 伊東 忠重

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 自動最適化撮像システム及び方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

画像内容に依存して X 線画像の複数の画像点から少なくとも 1 つの測定フィールドを形成し、前記測定フィールドから抽出される情報によって X 線を制御するよう構成されるデータ処理ユニットを含む、X 線画像を発生する X 線システムであって、画像点は動きの検出に基づいて前記測定フィールドに関連付けられることを特徴とする、X 線システム。

【請求項 2】

X 線の放射線の線質は、前記測定フィールドから抽出される情報によって制御されることを特徴とする、請求項 1 記載の X 線システム。

【請求項 3】

前記測定フィールドは、前記測定フィールドに既に関連付けられている少なくとも 1 つの画像点に対して少なくとも 1 つの選択可能な幾何学的な関係を示す画像点により拡張されることを特徴とする、請求項 1 記載の X 線システム。

【請求項 4】

前記測定フィールドは、前記測定フィールドに既に関連付けられている少なくとも 1 つの画像点から選択可能な方向依存の又は方向独立の距離に位置する画像点により拡張されることを特徴とする、請求項 3 記載の X 線システム。

【請求項 5】

前記測定フィールドは、ある選択可能な数よりも多くの、前記測定フィールドに関連付けられていない隣接する画像点によって囲まれる画像点を除去することによって縮小される

10

20

ことを特徴とする、請求項 1 記載の X 線システム。

【請求項 6】

心臓検査を行うことが意図されることを特徴とする、請求項 1 記載の X 線システム。

【請求項 7】

前記データ処理ユニットは少なくとも 1 つの測定フィールドによって、動く心臓又は体の中にあるカテーテルの前部又はその先端を覆うよう配置されることを特徴とする、請求項 6 記載の X 線システム。

【請求項 8】

画像内容に依存して超音波画像の複数の画像点から少なくとも 1 つの測定フィールドを形成し、前記測定フィールドから抽出される情報によって少なくとも超音波を制御するよう構成されるデータ処理ユニットを含む、超音波画像を発生する超音波システムであって、画像点は動きの検出に基づいて前記測定フィールドに関連付けられることを特徴とする、超音波システム。

【請求項 9】

イメージングのために生成される放射線又は波動の少なくとも一方の強度を制御するためにイメージングシステムの制御ユニットによって実行される方法であって、

(a) データ処理ユニットを制御して、画像内容に依存して画像の画像点から測定フィールドを形成する段階と、

(b) データ処理ユニットを制御して、測定フィールドから情報を抽出する段階と、

(c) 前記放射線又は波動の少なくとも一方の源を制御することによって、抽出された情報に依存して前記強度を制御する段階とを含み、

画像点は動きの検出に基づいて前記測定フィールドに関連付けられることを特徴とする、方法。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、画像又は画像シーケンスを発生し、個々のシステム構成要素の動作上の挙動を変更又は最適化する X 線システム及び超音波システムに関する。本発明はまた、かかるシステム構成要素を制御する方法に関する。

【0002】

【従来の技術】

一連の X 線画像による医療 X 線検査を行う際、医師は、実際の検査を行うのに加えて、関心画像領域中の X 線画像を最適な画質とするために X 線検査システムの個々の構成要素の動作上の挙動を調整せねばならないという問題に直面する。X 線を最適に調整することが特に重要である。放射線量の増加により通常は画質は向上するが、その一方で、検査されるべき対象が曝される放射線量は出来る限り少ないほうがよい。その結果、画質に対する要件は、通常は、検査されるべき対象のための放射線量を同時に最小限とする種類の検査によって決まる。システムによって X 線線量を自動制御するための様々な可能性が知られている。このために、動作中、システムは通常は画像又は画像領域から情報を抽出し、それに基づいて線量を自動的に再調整する。X 線線量が画像内容全てに基づいて制御されるとき、そのような制御はシステムに潜在的な性質のため非常に露出過度又は露出不足であった画像領域を変化させることにより悪影響を受けるため、満足のいかない結果が生ずる場合が多い。従って、画像全体ではなく所定の画像領域、即ちいわゆる関心領域又は ROI から線量制御のための情報を抽出する X 線システムが知られている（例えば特許文献 1 及び特許文献 2 参照）。

【0003】

また、心臓カテーテル法において使用するための X 線検査システムが知られている（例えば特許文献 3）。このシステムは、大きな画像から得られ中心にカテーテルの先端を示しその動きの間はカテーテルを自動的に追跡する矩形の画像セクションに基づいて医師がカテーテルの位置決めを行うのを支援する。矩形部分の選択及び移動は、2 つの連続する画

10

20

30

40

50

像が差し引かれる単純な動き解析によって行われる。また、更なる支援手段、特にシステムの動作可能性を簡単にする手段は、医師が利用可能であるようにはされていない。

【 0 0 0 4 】

【特許文献 1】

欧州特許公開第 0 4 3 5 5 2 8 号明細書

【特許文献 2】

欧州特許公開第 0 7 4 8 1 4 8 号明細書

【特許文献 3】

特開平 4 - 2 3 3 2 号公報

【発明が解決しようとする課題】

上述のシステム、例えば、特許文献 1 及び特許文献 2 に記載のシステムは、ROI が予め決められており、従って静的であるという問題がある。これにより、検査されるべき対象領域が ROI の画像領域中で撮像されねばならないという問題が生ずる。そうでない場合は、線量は正しくない画像データに基づいて制御されてしまう。動く対象が一連の画像によって検査される場合、対象はその動きによって静的な ROI を離れることがあり、この場合も線量制御は正しくない画像データに基づいて行われてしまう。この問題を軽減するために、例えば、対象又はシステムが新しく位置決めされてもよいが、これにより通常は作業者にとって受け入れがたい量の追加的な作業が生じ、又は、ROI を拡大させてもよいが、これにより制御が低下するという犠牲が生ずる。更に、ROI の空間的なつながりは通常は関数の適用が強いられる。異なるシステムパラメータの調整のために、異なる ROI からの情報を使用することが必要である。

【 0 0 0 5 】

例えば特許文献 3 に記載のシステムは、画像セクションを取得するために用いられる画像は、医師にとって関心のある情報を含む画像セクションよりも常に大きくなくてはならないという欠点がある。従って、患者の不必要に大きい領域が X 線に曝されてしまう。更に、画質は変わらない。

【 0 0 0 6 】

本発明は、特に関心画像領域において画質の自動適応を行う撮像システムを提供すると共に、対応する方法を提供することを目的とする。

【 0 0 0 7 】

【課題を解決するための手段】

この目的は、本発明によれば、X 線画像の複数の画像点から少なくとも 1 つの測定フィールドを形成し、測定フィールドから抽出される情報によって X 線を制御するよう構成されるデータ処理ユニットを含む、X 線画像を発生する X 線システムの第 1 の実施例によって達成される。

【 0 0 0 8 】

本発明による X 線システムは、X 線源及び X 線検出器と、データ処理ユニットとを含む。検査されるべき対象、又は検査されるべき対象の領域は、通常は X 線源と X 線検出器の間に配置される。X 線源が作動状態にあるとき、X 線は対象を透過し、X 線検出器上に X 線画像が公知の方法で形成され、この X 線画像は電子形式に変換される。この電子画像は、電子画像を更に処理するデータ処理ユニットへ印加されると共に、本願では詳述しないが記憶媒体又は視覚化手段といった更なるシステム構成要素へ印加される。個々の画像が高速な時間的な連続で発生されると、例えば映画フィルムの場合のように動いている対象を表わす X 線画像シーケンスが形成される。

【 0 0 0 9 】

概して、X 線画像は観察者にとってより関心の高い領域と関心の低い領域へ分割されうる。このような関心領域は出来る限り良くイメージングされねばならず、これは X 線に関心領域に関して適当に適応させることによって行われうる。X 線は、システムの構成に依存する様々な手段を用いて様々な公知の方法で調整されうる。例えば、X 線の特性は、X 線管の動作電圧を変化させることによって調整されうる。X 線電流の変更により、単位時間

10

20

30

40

50

当りに発せられる放射線の量を調整することが可能となる。更に、X線管によって発せられる放射線はダイアフラムにより影響を受けうるため、X線を位置に依存して減衰させることが可能である。

【0010】

本発明によるX線システムでは、X線の適応は、データ処理ユニットが画像から少なくとも1つの測定フィールドを形成することによって行われる。測定フィールドは、画像内容に依存する多数の画像点を表わし、この画像点は画質に関する情報の抽出に特に適している。測定フィールドによって覆われる画像領域の画質に関する結果はこの情報に基づいて得られ、これにより関係のない画像領域からの情報を使用せずに必要な画像に対してX線を適応させることが可能となる。X線を調整するために測定フィールドから抽出される1つの情報項目は、例えば、測定フィールド中の全ての画像点の値の平均値である。この平均値が所定の限界値を超えると、測定フィールドの領域中の照射は高すぎるため、低くする必要がある。他の情報項目は、例えば測定フィールド中の画像点のグレイ値分布（ヒストグラム）である。グレイ値の分布が十分に均一でないか、一方に偏りすぎているとき、画像のコントラストを高める必要がある。これは、例えば変更されたX線特性を用いることによって可能である。更なる情報項目は、上述の画像のノイズ成分である。この成分が分かっているれば、例えば、ノイズを減少させるために放射線量が増加されうる。

10

【0011】

画像点が測定フィールドと関連付けられているのは、例えばその値が少なくとも1つの先行画像と比較して統計的に関連するように変化されているとき、即ち、その値を少なくとも1つの先行画像からの値と統計的に比較すると正の結果が得られるときである。このような統計的な比較により、画像シーケンス中の画像点の値の変化に関する結論が与えられる。概して、このような比較は画像の各画像点に対して行われうる。測定フィールドに関連付けられる画像点は、互いに直接隣接する必要はなく、測定フィールドの縁は任意の幾何学形状をとりうるということがわかっている。例えば、画像点の変化が選択可能な値を超えると、変化はノイズによって生じたものではないと高い可能性で想定することができる。このように、画像点は動く対象の一部を構成し、測定フィールドに関連付けられる。この例では、統計的な比較は、動き検出操作として考えることができる。統計的な関連性に関する更なる比較は、例えば、画像全体中の実際の画像信号に関連する細部の表現の精度を決定するノイズの一部を調べることによって行われる。この信号対雑音比を強度に依存して決定するために、1以上の測定フィールドによって覆われる出来る限り均質な画像領域が統計的に比較され、それにより静的な量子ノイズを決定する特徴の抽出が可能となる。物理的な条件により、ノイズが高いければ高いほど再現可能な最小の対象の幾何学的な寸法は大きくなる。信号対雑音比は、例えば線量を増加させることにより高められうる。

20

30

【0012】

動く対象を表示するために、特別な種類のX線システムが考えられる。医療X線検出システムについて、人間の心臓又は血管内の血流は動く対象の例とすることができる。この種類のシステムは、対象の動きにも関わらず画像領域の最適画像を形成することを目的とする。このために、例えば、動く対象を覆う測定フィールドは、画像シーケンスの各画像中に形成される。測定フィールドは、このように、画像シーケンスのうちの対象の動きに適応される。測定フィールドは、このように適応して画成される。動く対象は測定フィールドによって常に覆われるため、このような測定フィールドから抽出される情報は、システムパラメータの最適な調整を可能とする。動く対象は、静的な測定フィールドの場合のようにその動きの影響を受ける測定フィールドから離れることはできないため、X線を関係のない画像情報に基づいて変化させることが防止される。例えば、対象に僅かな自然な動きしかないため各画像中の測定フィールドの形及び大きさを適応させる必要がない場合は、測定フィールドによって動く対象を覆うための更なる可能な方法は、まず、上述の方法により画像中の動く対象を覆う測定フィールドを画成し、続く画像において毎回新しく決められる対象の動きの方向に従ってこの測定フィールドを画像に対して単にシフトさせることである。このようなシフトでは、データ処理ユニット中の計算能力は少なくてもよい。

40

50

測定フィールドを形成する更なる可能な方法は、ノイズ減少に関して上述した考察に関連する。画像シーケンス中の画像が1以上の動く対象を示す場合、各画像中の例えば背景上の測定フィールドの更新された画成により、このような測定フィールドは画像シーケンスの間に変化する背景の形に適応される。

【0013】

関心画像領域の画質のために、X線の放射線の質をできるかぎり最適になるよう調整することが特に重要である。これに関して、(放射線の質のパラメータとしての)線量の制御は、例えば、請求項2に記載のようにX線システムのX線電圧、電流又は照射時間を変化させることによって特に簡単且つ有効に行われうる。従来技術と比較してより正確且つよ

10

【0014】

統計的な重要性に関して比較すると、例えば、画像点の時間における変化が複数の画像に対して決定される請求項3に記載の動き検出操作を用いることが有利である。動く対象から生ずる画像点は測定フィールドに関連付けられ、それにより画像の質は撮像されるべき動く対象に適応される。それと対照的に、画像中のノイズ成分を決定するために、測定フィールドは、画像背景といったできるかぎり均質な画像領域に関連付けられうる画像点から形成される。更に、このような画像領域中の信号成分は、画像シーケンスの間は僅かにしか変化しないべきである。このような測定フィールドが画成されると、画像中のノイズは測定フィールドの画像点の間の既知の関係に基づいて決定されうる。

20

【0015】

測定フィールドをより高い信頼性で形成することを可能とするために、請求項4に記載の更なる実施例によれば更なる画像点が測定フィールドに関連付けられる。このような更なる画像点は、測定フィールドに既に関連付けられている画像点と一定の空間的な関係を有する画像点である。例えば、非常にノイズの多い画像であるため動きの推定が困難である場合に不正確な関連づけを避けるために、例えば請求項1に記載の方法によりわずかな画像点のみが測定フィールドに関連付けられない場合、測定フィールドはしっかりと分解される。例えば既に関連付けた画像点の全ての直接隣接する画像点といった更なる画像点が測定フィールドに対して更に関連付けられれば、測定フィールドの分解は減少される。請求項5に記載の更なる望ましい実施例では、幾何学的な関係は、所定の値よりも小さい幾何学的な距離を有する全ての画像点が測定フィールドと関連付けられるよう画成される。距離が方向とは独立であれば、既に関連付けられた画像点の回りの円形領域内に位置する全ての画像点はこの規準を満たす。測定フィールドの分解は、このような円形領域の大部分が重なり合うか互いに接触するときに減少される。しかしながら、測定フィールドに関連付けられる画像点について、円形領域内に配置されるが測定フィールドには関連付けられていない画像点の数が所定の値を下回った場合、関連づけは不正確である可能性が非常に高く、画像点は再び測定フィールドから除去される。これは、請求項6に記載されるような更なる実施例を表わす。

30

【0016】

検査されることが多い器官は、複雑で速い動きを行う人間の心臓であり、従来のシステムではシステムパラメータの適切でない自動調整のみが行われている。従って、請求項7に記載のように心臓検査のために本発明によるX線システムを使用することは、特に魅力的である。例えば、動く心臓又はその部分は少なくとも一つの測定フィールドによって覆われる。検査中、測定フィールドは、心臓の自然な動きに適応されると共に、画像の縁に向かう相対的な動きに適応され、それに従って変位される。これは、例として、以下の図面の説明によって明らかとなろう。心臓がカテーテルを用いて検査されるとき、ユーザは検査の所定の位相中にカテーテルの先端を追跡することが可能でなくてはならない。通常は動いているカテーテルの最適に撮像するために、従って、請求項8に記載の実施例においてカテーテルの先端を覆う測定フィールドが画成される。

40

【0017】

50

本発明による X 線システムは、X 線の制御に適しているだけではない。システムが、制御可能な、又は、その動作上の挙動が適応されうる更なる構成要素を含むとき、かかる制御又は適応は測定フィールドから抽出された情報によって、即ち X 線の制御の場合のように行われうる。これに関する幾つかの例について以下説明する。測定フィールドに基づいて観察者にとって関心のある画像領域が動きにより画像から出て動く判定されると、X 線システムが対象に対して変位されるか、対象又は対象が載せられた台が X 線システムに対して変位されうる。X 線検出器の動作上の挙動は、複数のパラメータによって変更されえ、これに関して、例えば、感度、画像セクション、又はデータ圧縮が調整されうる。画像データは、データ処理装置中の画像処理アルゴリズムによって処理されえ、アルゴリズムの効果はパラメータによって調整可能である。モニタといった視覚化のための構成要素は、例えば画像の輝度又は画像のコントラストに関して調整可能である。

10

【 0 0 1 8 】

上記目的はまた、超音波画像の複数の画像点から少なくとも 1 つの測定フィールドを形成し、測定フィールドから抽出される情報によって少なくとも超音波を制御するよう配置されるデータ処理ユニットを含む、請求項 9 による超音波画像を発生する超音波システムによって達成される。

【 0 0 1 9 】

本発明による超音波装置では、例えば、対象は超音波によって撮像される。超音波送信器は、対象に対して音波を与え、音波は対象の個々の構成物質によって様々な範囲に反射され、超音波センサによって検出される。対象の画像は、データ処理ユニットによって公知の方法で異なる音反射から再構成されうる。

20

【 0 0 2 0 】

本発明による超音波装置は、請求項 1 に記載の X 線システムの特徴と同様の特徴を有し、それにより X 線装置の上述の説明において開示されたのと同じ又は同様の利点が達成される。情報はまた測定フィールドによって関係のある画像領域から抽出され、この情報は、音、例えば音線量又は音の強度の制御を可能とする。更に、他のシステム構成要素の制御が可能である。従って、請求項 2 乃至 8 は、超音波装置に対して適用可能である。この種類の超音波装置は、例えば医療診断の分野で使用されうる。システム構成要素の自動適応は、特に心臓及び婦人科検査の場合により迅速なより良い医療診断を提供する。

【 0 0 2 1 】

上記目的はまた、請求項 10 に記載の、対象に対して印加されイメージングに必要な放射線の線量又は波動を制御するためにイメージングシステムによって実行される方法であって、

30

(a) 画像の画像点から測定フィールドを形成する段階と、

(b) 測定フィールドから情報を抽出する段階と、

(c) 抽出された情報によって線量を制御する段階とを含む、方法によって達成される。

【 0 0 2 2 】

この方法は、関心画像領域に対して放射線又は波動又は他のシステム構成要素の自動制御が特に有利な任意の撮像システムにおいて使用されうる。

【 0 0 2 3 】

40

【 発明の実施の形態 】

本発明の幾つかの実施例について、図 1 乃至図 3 を参照して以下詳述する。図 1 は、動いている対象の一連の X 線画像を形成するのに適した X 線検査装置の本質的な構成要素を示す図である。システムは、X 線管と、例えば高圧発生器及び電源ユニット等の X 線管の動作に必要な手段と、例えば機械的なダイアフラム等の X 線に影響を与える更なる手段とを有する X 線源 2 を含む。システムはまた、デジタル X 線画像 20 を出力する X 線画像検出器 5 を含み、連続する画像の出力速度は、フィルムの形式の一連の X 線画像がシステムのユーザに対してリアルタイムで示されうるほど速い。X 線画像検出器 5 は、X 線イメージンテエンシファイアとカメラの組合せからなるものであってもよく、或いは、フラットデジタル X 線検出器からなるものであってもよい。モータ (図示せず) によって位置

50

決められうる台 4 の上に配置された対象 3 は、X 線源 2 と X 線画像検出器 5 の間に配置される。X 線源 2、対象 3、及び X 線画像検出器 5 は、X 線源 2 から発せられる X 線 7 が X 線画像検出器 5 に入射するよう対象 3 を横切りうるよう空間中に配置される。X 線画像検出器によって生成される画像データは、視覚化のために生成された画像データを準備するとともに測定フィールドを形成する段階及び情報を抽出する段階を実行するよう配置される画像処理・システム制御ユニット 1 に印加される。例えば、システムパラメータ 14b、15b、16b、17b の調整のための情報は、画像データから抽出される。かかる画像処理・システム制御ユニット 1 は、例えば画像処理をリアルタイムで可能とするパワフルなコンピュータシステムによって形成されうる。処理された画像データ 20b は、視覚化のためにモニタ 6 に印加される。

10

【0024】

X 線源 2、台 4、X 線画像検出器 5、及びモニタ 6 は、パラメータにより挙動又は作動点に関して調整されうる。図 1 中、これらのパラメータは破線によって示される。X 線源 2 のパラメータ 14b は、例えば、X 線の線量、X 線のスペクトル、モータにより調整されえそれに基づいて円錐状の放射線 7 の縁の領域の形状が適応されうる機械的なダイアフラムの位置又は幾何学形状といったものである。台のパラメータ 15b は、例えば、円錐状の放射線 7 に対する位置である。X 線画像検出器のパラメータ 16b は、例えば感度及び信号増幅である。モニタのパラメータ 17b は、例えば、コントラスト、輝度、及びグレースケール値適応のための最も望ましいルックアップテーブルの選択である。

【0025】

他の実施例では、台 4、従って検査されるべき対象 3 が静止状態とされ、X 線源 2 及び / 又は X 線画像検出器 5 が例えば電気モータといった適当な駆動手段によって台 4 に対して変位及び位置決めされてもよい。

20

【0026】

図 2 は、概略的に、即ちブロック図によって、測定フィールドの形成、情報の抽出、及び情報の評価のために使用されるデータ処理ユニットの一部の動作を示す図である。全ての画像データは実線の矢印によって示され、システムパラメータ又は測定フィールドデータといった全ての他のデータは破線の矢印によって示される。

【0027】

入来する画像データ 20 は、X 線画像検出器によって生成されアーティファクトを含んだ原データからなり、まずアーティファクトを除去するために画像前処理回路 10a に印加される。この補正された原画像データ 20a は、個々の画像点の値を先行する画像のそれらの値と比較する比較ユニット 11 に印加され、それにより動く対象に帰属しどれが割り当てられないかを定義する。この情報 11a は、情報 11a 及び例えば画像点の間の幾何学的な近接的な関係といった更なる規準に基づいて 1 以上の測定フィールドを画成する測定フィールド画成ユニット 12 に印加される。画像中の測定フィールドの空間中の位置に関する情報 12a は、測定フィールドからシステム中で生ずるパラメータに関する適当な情報 14a、15a、16a、17a 及び 18a を抽出する情報抽出ユニット 13 に印加される。

30

【0028】

例えば画像の輝度又は鮮明度といった測定フィールドから抽出され X 線発生器のパラメータを調整するために使用される情報 14a は、必要な線量又はダイアフラムの幾何学的な位置といったパラメータ値 14b を X 線発生器 2 へ出力する X 線発生器制御回路 14 に印加される。例えば台の位置の調整に必要であるような画像の縁に対する対象の位置といった情報 15a は、台 4 に対して台の調整のためのパラメータ値を印加する台位置制御回路 15 に印加される。例えば、対応する測定フィールド中に含まれ X 線画像検出器の調整に必要とされる画像点の動的な範囲である情報 16a は、パラメータ値 16b を X 線検出器 5 に印加する検出器制御回路 16 に印加される。モニタの調整に必要とされるような例えば出力画像のコントラスト及び輝度といった情報 17a は、モニタ 6 にパラメータ値 17b を印加するモニタ制御回路 17 に印加される。

40

50

【 0 0 2 9 】

画像データ 2 0 a は、実行中の対象 3 の検査に関して画像を変更し最適化する更なる画像処理ユニット 1 0 b に印加される。この画像処理ユニットは、適応可能なアルゴリズムを含むものであってもよく、アルゴリズムパラメータに基づいて影響を受けうる。かかるアルゴリズムパラメータを調整するために必要な情報 1 8 a は、パラメータ値 1 8 b を画像処理ユニット 1 0 b に印加する画像処理制御回路 1 8 に印加する。

【 0 0 3 0 】

準備された画像データ 2 0 b は、最終的にはそれが視覚化されるモニタ 6 に到達する。

【 0 0 3 1 】

図 3 は、測定フィールド 3 0 の画成を示すための夫々が 3 つの画像を含む 3 つの画像シーケンスを示す図である。全ての画像において、動く対象 3 1 は、それ自体が動くと共に画像の縁に対して動くことが可能な人間の心臓によって形成される。その外縁即ち輪郭が破線によって示される測定フィールド 3 0 は、一般的には図 2 に示すように測定フィールド画成ユニット 1 2 中で画成される。

【 0 0 3 2 】

画像の縁に向かう心臓の相対的な動きは、図 3 の (a) , (b) , (c) に示す第 1 の画像シーケンスに示されており、図中、心臓は画像の左上の隅から右下の隅へ動く。図 3 の (d) , (e) , (f) に示す第 2 の画像シーケンスは、心臓自体の動きを示す。図 3 の (g) , (h) , (i) に示す第 3 の画像シーケンスは、第 1 及び第 2 の画像シーケンスの動きの組合せである心臓の動きを示す。全ての画像は、明らかに、測定フィールドが動く心臓を常に覆うことを示す。従って、例えばグレー値の分布及び輝度に関する情報は、画像コントラスト及び X 線線量といったシステムパラメータがこの情報に基づいて最適化されるよう心臓が位置する画像領域からのみ抽出されることが確実とされる。

【 0 0 3 3 】

しかしながら、情報が画像領域全体から抽出された場合、第 1 の画像シーケンス中に例として示される高い度合いで露出過剰又は露出不足とされた画像領域 3 3 はシステムパラメータの最適な調整を妨げる。第 3 の画像シーケンス中に示されるような、静的な、例えば画像の中心に配置された円形の測定フィールドは、全く心臓を覆わず、図 3 の (h) 及び (e) に示す画像中では、システムパラメータの最適調整のために十分によい情報を生成しない。

【 0 0 3 4 】

以下、測定フィールドの画成及びシステムパラメータの調整に関する更なる有利な例について説明する。

【 0 0 3 5 】

測定フィールドによって覆われた領域において画像の鮮明度が十分によくない場合、原因は X 線管中の大きすぎる焦点である可能性がある。X 線管が焦点を調整する手段を含む場合、かかる手段は焦点を最適化するためにシステムパラメータ 1 4 b に基づいて調整されうる。

【 0 0 3 6 】

検査されるべき対象 3 1 が例えば患者の動きにより画像の縁に近すぎる場所まで動くおそれがある場合、システムパラメータ 1 5 は、心臓の動きの中心を再び画像の略中心へ動かすよう台 4 を変位させるために使用されうる。

【 0 0 3 7 】

画像領域 3 3 が、医師による X 線画像の観察を邪魔するほど露出過剰である場合、又は、露出過剰の領域に直接隣接する画像領域が誤るほど露出過剰である場合、露出過剰の領域 3 3 を覆う測定フィールドは、領域 3 3 が出来る限り完全にマスクされるべく X 線源 2 の中に設けられた機械的なダイアフラムが変位されるようシステムパラメータ 1 4 b が変更されうるように画成される。

【 0 0 3 8 】

X 線画像検出器 5 は、システムパラメータ 1 6 a に基づいて調整されうる。例えば、シス

10

20

30

40

50

テムパラメータ 14 b 及び 15 b が既に最適化されているとき、X 線画像検出器の動作点が最適化されえ、それにより検出器のダイナミックレンジ全体はその現在の動作モードで完全に使用されうる。X 線画像検出器に、X 線画像インテンシファイア及びカメラの組合せが設けられているとき、X 線画像インテンシファイアの電子ビーム偏向及び合焦又はカメラの作用点といった種々のシステムパラメータが最適化のために使用されうる。

【0039】

適応可能な構成要素を含む画像処理ユニット 10 b は、一般的には画像中に表わされるハイライトされなければアクセスが困難な対象又はアクセス不可能な対象又は構造をハイライトするために使用されうる。例えば、通常は低い X 線線量を用いて形成された一連の X 線画像中に生ずる非常にノイズの多い画像の場合、ノイズは複雑なノイズ減少アルゴリズムによって減少されうる。このようなアルゴリズムは、特にユーザが関心を持つ画像領域によってのみアルゴリズムの挙動が影響を受ける場合に望ましい結果を生ずる。従って、本発明による方法は、適応可能な構成要素のシステムパラメータの最適化に関して特に適した測定フィールドの自動画成及びシフトによってアルゴリズムの挙動を最適化するために有利に使用されうる。

【0040】

例えばモニタ 6 といった X 線画像のシーケンスを視覚化する手段の調整もまた、本発明による方法を適用することによって自動的に最適化されうる。画像データ 20 b の発生及び準備に用いられる全てのシステム構成要素が最適化されたとき、システムのユーザはそれでも不正確に調整されたモニタによって最適でない画像を提供される場合がある。例えば、視覚化制御回路 17 が、抽出された情報 17 a に基づいて、他のシステム構成要素が最適化されているにもかかわらず、X 線画像が測定フィールドの領域即ちユーザが特に関心を持つ画像領域において比較的低いコントラストを有することを検出したとき、モニタ 6 は、そのシステムパラメータを通じて、画像の低いコントラストがモニタの完全なダイナミックレンジで再生されるよう調整されうる。このために、例えば、モニタのコントラスト調整、輝度及びノイズ又はグレー値転送機能が最適化される。

【図面の簡単な説明】

【図 1】本発明の方法を実行する手段を含む X 線システムを示す図である。

【図 2】本発明による方法を示すブロック図である。

【図 3】画像シーケンス中の測定フィールドの画成及びシフトを示す図である。

【符号の説明】

- 10 a 画像前処理回路
- 10 b 更なる画像処理ユニット
- 11 比較ユニット
- 11 a 情報
- 12 測定フィールド画成ユニット
- 12 a 測定フィールド情報
- 13 情報抽出ユニット
- 14 出力 X 線発生器制御回路
- 15 台位置制御回路
- 16 検出器制御回路
- 17 モニタ制御回路
- 18 画像処理制御回路
- 14 a - 18 a パラメータ情報
- 14 b - 18 b パラメータ値
- 20 デジタル X 線画像
- 20 a 原画像データ
- 20 b 処理された画像データ

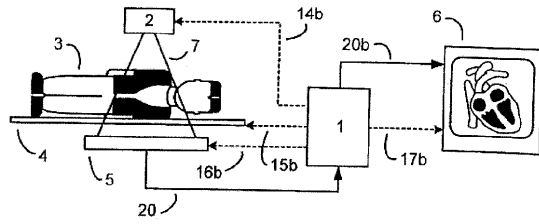
10

20

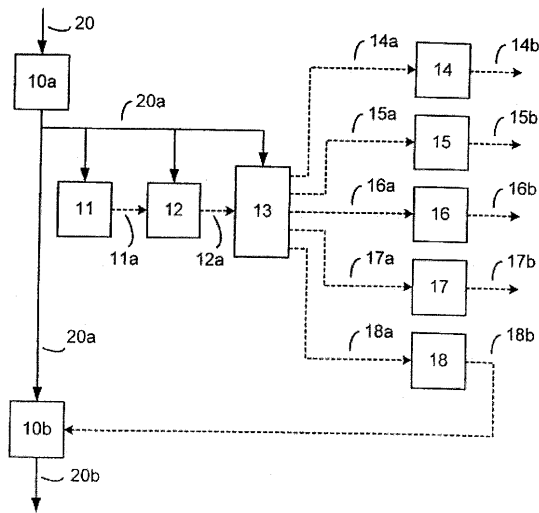
30

40

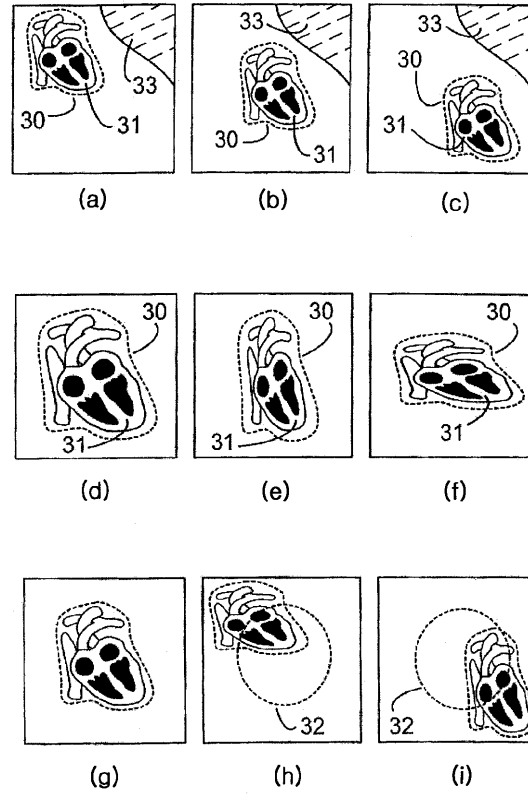
【図 1】



【図 2】



【図 3】



フロントページの続き

- (72)発明者 ゲオルク シュミッツ
ドイツ連邦共和国, 5 3 3 4 3 ヴァヒトベルク, ラ ヴィレディーウ・リング 8 2
- (72)発明者 ヘンニク ブレース
ドイツ連邦共和国, 5 2 0 7 6 アーヘン, エーバーブルクヴェーク 8 5
- (72)発明者 ハラルト ライター
ドイツ連邦共和国, 5 2 0 7 6 アーヘン, ルフターヴァイト 5 アー

審査官 後藤 順也

- (56)参考文献 国際公開第00/069228 (WO, A1)
特表2003-522370 (JP, A)
特表2002-528851 (JP, A)
特開平04-279153 (JP, A)
特開昭58-217926 (JP, A)
国際公開第00/054689 (WO, A1)

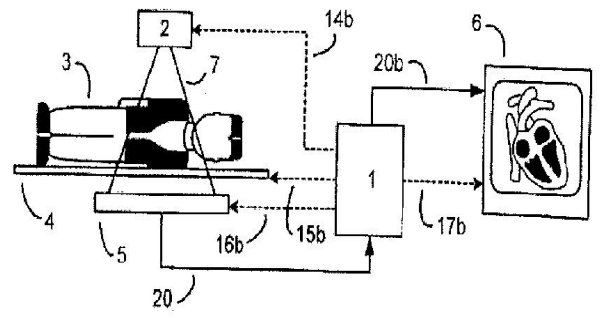
- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
- | | |
|------|-----------|
| A61B | 6/00-6/14 |
| A61B | 8/00-8/15 |
| H05G | 1/00-2/00 |

专利名称(译)	自动优化成像系统和方法		
公开(公告)号	JP4512313B2	公开(公告)日	2010-07-28
申请号	JP2002368608	申请日	2002-12-19
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司的Vie		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司的Vie		
[标]发明人	ゲオルクシュミツ ヘンニクブレース ハラルトライター		
发明人	ゲオルク シュミツ ヘンニク ブレース ハラルト ライター		
IPC分类号	A61B6/00 A61B8/08 H05G1/60 A61B6/02 G06T1/00 G06T3/40 H04N7/18		
CPC分类号	A61B6/4225 A61B6/4233 A61B6/469 A61B6/503 A61B6/542 A61B8/08 A61B8/0883		
FI分类号	A61B6/00.320.Z A61B8/08 H05G1/60.E G06T1/00.290.A G06T3/40 G06T3/40.A G06T7/00.612 H04N7/18.L H04N7/18.Q H05G1/44.B		
F-TERM分类号	4C092/AA01 4C092/AB02 4C092/AC01 4C092/AC03 4C092/CC12 4C092/CD02 4C092/CD03 4C092/CD04 4C092/CF24 4C093/AA24 4C093/CA04 4C093/CA06 4C093/CA34 4C093/DA02 4C093/EA02 4C093/EB02 4C093/EB12 4C093/EB13 4C093/EB17 4C093/EB28 4C093/FA16 4C093/FA18 4C093/FA26 4C093/FA43 4C093/FD09 4C093/FF08 4C093/FF15 4C093/FF19 4C093/FF24 4C093/FF28 4C093/FF34 4C301/CC01 4C301/DD07 4C301/EE07 4C301/EE14 4C301/HH02 4C301/JB23 4C301/KK30 4C601/DD15 4C601/DD26 4C601/DD27 4C601/EE04 4C601/HH04 4C601/HH05 4C601/HH15 4C601/JB34 4C601/JB35 4C601/JB36 4C601/JC06 4C601/JC07 4C601/JC37 4C601/KK31 4C601/LL27 4C601/LL33 5B057/AA08 5B057/BA03 5B057/BA05 5B057/CA02 5B057/CA08 5B057/CA12 5B057/CA16 5B057/CB02 5B057/CB08 5B057/CB12 5B057/CB16 5B057/CC03 5B057/CD05 5B057/DA04 5B057/DA07 5B057/DA08 5B057/DB02 5B057/DB05 5B057/DB09 5B057/DC09 5B057/DC32 5C054/AA01 5C054/CA02 5C054/CA08 5C054/CB02 5C054/EA01 5C054/FC12 5C054/FC13 5C054/HA12		
代理人(译)	伊藤忠彦		
优先权	10163215 2001-12-21 DE		
其他公开文献	JP2003245271A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种自动优化的成像系统，当要检查的目标区域不一定要在感兴趣的区域内成像并且感兴趣的图像区域是时，该系统可以自动调整感兴趣的图像区域的图像质量。不一定要在大图像中成像，还要提供在系统中使用的优化方法。解决方案：本发明涉及一种成像系统，尤其涉及一种X射线系统或超声系统，其产生图像或图像序列并自动修改或优化系统的每个部件的操作行为。数据处理单元在图像序列的图像内定义测量字段30，并且从测量字段中提取多条信息14b，15b，16b，17b和18b，以便调整系统的组件。在获得图像序列的同时，根据对象的移动来调整或移动测量场。Ž

【図 1】



【図 2】