

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第3800892号
(P3800892)

(45) 発行日 平成18年7月26日(2006.7.26)

(24) 登録日 平成18年5月12日(2006.5.12)

(51) Int. Cl.	F I
A 6 1 B 6/00 (2006.01)	A 6 1 B 6/00 3 5 0 D
	A 6 1 B 6/00 3 5 0 A

請求項の数 4 (全 26 頁)

(21) 出願番号	特願平11-309818	(73) 特許権者	000001270
(22) 出願日	平成11年10月29日(1999.10.29)		コニカミノルタホールディングス株式会社
(65) 公開番号	特開2001-120524(P2001-120524A)		東京都千代田区丸の内一丁目6番1号
(43) 公開日	平成13年5月8日(2001.5.8)	(74) 代理人	100085187
審査請求日	平成15年3月11日(2003.3.11)		弁理士 井島 藤治
		(74) 代理人	100090424
			弁理士 鮫島 信重
		(72) 発明者	梶 大介
			東京都日野市さくら町1番地 コニカ株式 会社内
		審査官	右▲高▼ 孝幸
		(56) 参考文献	特開平06-078910(JP, A)
			最終頁に続く

(54) 【発明の名称】放射線画像処理装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

被写体の各部を通過する放射線の透過量に対応して形成された放射線画像の画像データを解析して画像処理条件を決定するための画像領域を設定する領域設定手段と、前記領域設定手段により設定された画像領域内の画像データの統計的性質に基づいて画像処理条件を決定する画像処理条件設定手段と、前記領域設定手段により設定された画像領域位置の良否を判定し、画像領域位置良否判定信号を出力する画像領域位置良否判定手段と、
を含んで構成され、

前記画像領域位置良否判定手段は、前記領域設定手段により設定された画像領域の画像全体における位置情報を用いることにより画像領域位置の良否を判定するものであり、前記画像領域決定手段による画像領域とは別に画像内の特定の領域を設定する特定領域設定手段を有し、画像全体における位置情報として、前記領域設定手段により設定された画像領域が前記特定領域設定手段により設定された領域を含むか否かにより画像領域位置の良否を判定する、

ことを特徴とする放射線画像処理装置。

【請求項2】

前記特定領域設定手段により設定される領域が画像内の所定の領域である、
ことを特徴とする請求項1記載の放射線画像処理装置。

【請求項3】

前記特定領域設定手段により設定される領域が被写体内の最大信号値領域または最小信

10

20

号値領域の少なくとも1つである、

ことを特徴とする請求項1記載の放射線画像処理装置。

【請求項4】

前記画像領域位置良否判定信号に基づいて、不良が判定されたときに、予め設定された別の処理手段により処理を行うようにする失敗判定時処理手段変更手段を設け、

前記失敗判定時処理手段変更手段が画像領域を予め設定した領域に設定するデフォルト画像領域設定手段である、

ことを特徴とする請求項1乃至請求項3のいずれかに記載の放射線画像処理装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

10

【発明の属する技術分野】

本発明は放射線画像を処理する放射線画像処理装置に関し、入力された画像や選択された処理および設定した関心領域の良否を自動的に判定することが可能で、また、システムや装置などから得た情報に基づいて処理内容を変更することが可能な放射線画像処理装置に関する。

【0002】

【従来の技術】

X線画像のような放射線画像は、病気診断用などに多く用いられており、このX線画像を得るために、被写体を透過したX線を蛍光体層（蛍光スクリーン）に照射し、これにより可視光を生じさせてこの可視光を通常の写真と同様に銀塩を使用したフィルムに照射して現像した、所謂、放射線写真が従来から多く利用されている。

20

【0003】

しかし、近年、銀塩を塗布したフィルムを使用しないで、蛍光体層から直接画像を取り出す方法が工夫されるようになってきている。この方法としては、被写体を透過した放射線を蛍光体に吸収せしめ、しかる後、この蛍光体を例えば光又は熱エネルギーで励起することによりこの蛍光体が上記吸収により蓄積している放射線エネルギーを蛍光として放射せしめ、この蛍光を光電変換して画像信号を得る方法がある。

【0004】

具体的には、例えば米国特許3,859,527号及び特開昭55-12144号公報等に、輝尽性蛍光体を用い可視光線又は赤外線を用いた放射画像変換方法が示されている。この方法は、支持体上に輝尽性蛍光体層を形成した放射画像変換パネルを使用するもので、この変換パネルの輝尽性蛍光体層に被写体を透過した放射線を当て、被写体各部の放射線透過度に対応する放射線エネルギーを蓄積させて潜像を形成し、しかる後、この輝尽層を輝尽励起光で走査することによって蓄積された放射線エネルギーを放射させてこれを光に変換し、この光信号を光電変換して放射線画像信号を得るものである。

30

【0005】

このようにして得られた放射線画像信号は、そのままの状態、或いは画像処理を施されて銀塩フィルム、CRT等へ出力されて可視化されたり、電子ファイリング装置にファイリングされる。前記画像処理においては、再生画像における関心領域（医療用における診断に必要な画像部分を含む領域）の濃度を一定に仕上げる目的、及び、人体の構造や病変の陰影（関心領域）をより見やすく出力する目的で、階調処理や空間周波数処理等の画像処理を施すようにしている。

40

【0006】

例えば特開平3-218578号公報に開示される放射線画像処理装置では、画像信号を解析して関心領域を決定し、前記関心領域内の画像信号に基づいて階調処理条件を自動的に決定して階調処理を行わせることが開示されており、これにより、安定した濃度・階調の出力画像が自動的に得られ診断性能を向上させることができる。

【0007】

ところで、前記放射線写真では、撮影者（放射線技師）が経験から得たノウハウによって患者の体型や観察したい部位などにより、照射線量や管電圧などを調整して撮影し、出力

50

画像はその撮影者の調整結果に応じてそのまま忠実に再生される。しかしながら、患者の体型の特異性や撮影ミスなどによって撮影に失敗する可能性があり、現像処理によって可視化された放射線写真を目視して撮影の良否を判断し、この判断結果に応じて再撮影などの対処を行っていた。

【0008】

この点、前記放射画像変換パネルを用いて放射線画像信号を得るシステムの場合には、現像処理が不要であるからその場で撮影の良否（撮影条件又はノ及び読取り条件の不良）を直ちに判定でき、また、撮影して画像信号として読み取った後で画像処理を施すから、撮影条件や読取り条件の不良をある程度画像処理で補って所望の画像を得ることも可能である。

10

【0009】

また、上記のように照射線画像信号を得るシステムでは、放射線画像情報を画像信号として扱うから、入力画像や処理等の良否の判定を自動化することも可能である。

【0010】

このような良否判定として、たとえば、特開平6-78910号公報に記載されたものがあり、画像処理が施された画像データの良否を判別するものが知られている。

【0011】

【発明が解決しようとする課題】

しかし、処理後の画像を用いて良否を判定しているため、全ての処理が終わってからの判定となる問題がある。また、画像内の情報のみを参照しているため、判定条件や処理条件に利用できる情報が少ないといった問題もある。

20

【0012】

本発明は以上のような課題に鑑みてなされたものであって、装置・システムから得られる情報を考慮して処理を行い、より診断に適した処理を行うことができ、入力や処理の失敗を各過程で判定して迅速な処理が可能な放射線画像処理装置を実現することを目的とする。

【0013】

また、入力や処理の段階で失敗を発見することで時間の省略や、再処理へのスムーズな流れを提供することが可能な放射線画像処理装置を実現することも目的とする。

【0014】

【課題を解決するための手段】

上記課題を解決する本発明は以下に示すものである。

(1)第1の発明(請求項1)は、被写体の各部を通過する放射線の透過量に対応して形成された放射線画像の画像データを解析して画像処理条件を決定するための画像領域を設定する領域設定手段と、前記領域設定手段により設定された画像領域内の画像データの統計的性質に基づいて画像処理条件を決定する画像処理条件設定手段と、前記領域設定手段により設定された画像領域位置の良否を判定し、画像領域位置良否判定信号を出力する画像領域位置良否判定手段と、を含んで構成されることを特徴とする放射線画像処理装置である。

30

【0015】

この発明では、被写体の各部を通過する放射線の透過量に対応して形成された放射線画像の画像データを解析して画像処理条件を決定するための画像領域を設定する際に、設定された画像領域内の画像データの統計的性質に基づいて画像処理条件を決定すると共に、設定された画像領域位置の良否を判定するようにしているので、適切な画像領域位置において適切な画像処理条件を決定することができるようになる。このため、より診断に適した放射線画像を得ることができる。

40

【0016】

なお、前記画像領域位置良否判定手段は、前記領域設定手段により設定された画像領域内の画像データの統計的性質に基づいて、画像領域位置の良否を判定することが望ましい。

【0017】

50

なお、前記画像領域位置良否判定手段は、前記領域設定手段により設定された画像領域の画像全体における位置情報を用いることにより画像領域位置の良否を判定することが望ましい。

【0018】

なお、前記画像領域位置良否判定手段は、前記領域設定手段により設定された画像領域内の統計的性質を示すデータとして、画像データの略最大値と、略最小値と、分散度合を示すパラメータと、所定範囲内に分布する画像データの割合と、前記所定範囲内における画像データの分散度合を示すパラメータと、画像データの判別分析法による分離度を示すパラメータのうち、少なくとも1つに基づいて、画像領域位置の良否を判定することが望ましい。

10

【0019】

なお、前記画像領域位置良否判定手段は、前記画像領域決定手段による画像領域とは別に画像内の特定の領域を設定する特定領域設定手段を有し、画像全体における位置情報として、前記領域設定手段により設定された画像領域が前記特定領域設定手段により設定された領域を含むか否かにより画像領域位置の良否を判定することが望ましい。

【0020】

なお、前記特定領域設定手段により設定される領域が画像内の所定の領域であることが望ましい。

なお、前記特定領域設定手段により設定される領域が被写体内の最大信号値領域または最小信号値領域の少なくとも1つであることが望ましい。

20

【0021】

なお、前記画像領域位置良否判定信号に基づいて、不良が判定されたときに、該画像領域内の統計的性質を示すデータが所望とする値に近づく方向に、前記領域設定手段で設定された領域を再設定する領域設定再設定手段を設けることが望ましい。

【0022】

なお、前記画像領域位置良否判定信号に基づいて、不良が判定されたときに該画像全体における画像領域の位置が所望とする位置に近づく方向に、前記領域設定手段で設定された領域を再設定する領域設定再設定手段を設けることが望ましい。

【0023】

なお、前記画像領域位置良否判定信号に基づいて、不良が判定されたときに、予め設定された別の処理手段により処理を行うようにする失敗判定時処理手段変更手段を設けることが望ましい。

30

【0024】

なお、前記画像領域位置良否判定信号に基づいて、不良が判定されたときに、信号を出力する画像領域警告信号出力手段を有することが望ましい。

なお、前記失敗判定時処理手段変更手段が画像領域を予め設定した領域に設定するデフォルト画像領域設定手段であることが望ましい。

【0040】

【発明の実施の形態】

まず、本発明の実施の形態例について図を用いて詳細に説明する。まず、本実施の形態例の放射線画像処理装置の構成について説明し、その後放射線画像処理装置の動作説明を行い、さらに画像処理の詳細説明を行う。

40

【0041】

<放射線画像処理装置の構成>

図2は、放射線画像処理装置の全体構成を示すシステム構成図である。放射線発生器30はコントローラ10によって制御されており、放射線発生器30から放射された放射線は、被写体5を通して放射線画像読取器40の前面に装着されている撮像パネルに照射される。

【0042】

図3はFPD(Flat Panel Display)を用いた放射線画像読取器40の構成を示している

50

。この撮像パネル41は所定の剛性を得られるだけの厚みを有する基板を有しており、この基板上には照射された放射線の線量に応じて電気信号を出力する検出素子412-(1,1)~412-(m,n)がマトリクス状に2次元配置されている。また、走査線415-1~415-mと信号線416-1~416-nがたとえば直交するように配設される。

【0043】

撮像パネル41の走査線415-1~415-mは、走査駆動部44と接続されている。走査駆動部44から走査線415-1~415-mのうちの1つ走査線415-p(pは1~mのいずれかの値)に読出信号RSが供給されると、この走査線415-pに接続された検出素子から照射された放射線の線量に応じた電気信号SV-1~SV-nが出力されて、信号線416-1~416-nを介して画像データ生成回路46に供給される。

10

【0044】

この検出素子412は、照射された放射線の線量に応じた電気信号を出力するものであればよい。たとえば放射線が照射されたときに電子-正孔対が生成されて抵抗値が変化する光導電層を用いて検出素子が形成されている場合、この光導電層で生成された放射線量に応じた量の電荷が電荷蓄積コンデンサに蓄えられて、この電荷蓄積コンデンサに蓄えられた電荷が電気信号として画像データ生成回路46に供給される。なお、光導電層としては暗抵抗値が高いものが望ましく、アモルファスセレン、酸化鉛、硫化カドミウム、ヨウ化第2水銀、または光導電性を示す有機材料(X線吸収コンパウンドが添加された光伝導性ポリマを含む)などが用いられ、特にアモルファスセレンが望ましい。

【0045】

また、検出素子412が、たとえば放射線が照射されることにより蛍光を生ずるシンチレータ等を用いて形成されている場合、フォトダイオードでこのシンチレータで生じた蛍光強度に基づく電気信号を生成して画像データ生成回路46に供給するものとしてもよい。

20

【0046】

このような構成を用いた撮像パネル41としては、特開平9-90048に開示されているように、X線を増感紙等の蛍光体層に吸収させて蛍光を発生させ、その蛍光の強度を画素毎に設けたフォトダイオード等の光検出器で検知するものがある。蛍光の検知手段としては他に、CCDやC-MOSセンサを用いる方法もある。

【0047】

特に上記の特開平6-342098に開示された方式の撮像パネル(FPD)では、X線量を画素毎の電荷量に直接変換するため、FPDでの鮮鋭性の劣化が少なく、鮮鋭性の優れた画像が得られるので、X線画像記録システム及びX線画像記録方法による効果が大きく好適である。

30

【0048】

さらに、撮像パネル41としては、図17および図18に示すような構成とすることかできる。図17は撮像パネル41として使用できる放射線画像検出器の正面図で放射線画像検出器が複数のユニットにより構成されている例を示すものである。図17の点線は、放射線画像検出器の格子50の線であるが、実際には保護部材やX線シンチレータに隠れて正面からは見えない。図17はユニットが6×6=36個の例であるが、数はこれに限るものではない。

40

【0049】

図18は放射線画像検出器の縦断面の模式図である。放射線画像検出器は、X線シンチレータ51、レンズアレイ52、そしてそのレンズアレイ52の各々のレンズ53に対応するエリアセンサ54をこの順に配置して構成される。X線シンチレータ51は、保護部材55により保護される。レンズアレイ52の各々のレンズ53は、レンズ支持部材58に支持され、X線シンチレータ51とレンズアレイ52との間には、透明部材56が配置される。エリアセンサ54は、エリアセンサ支持部材57に支持されている。

【0050】

放射線画像検出器の構成要素の形状、厚み、光線経路などは正確ではない。格子50は直接X線シンチレータ51に触れるのではなく、透明部材56に突き当たるようにしてあり

50

、これにより格子50がX線シンチレータ51に当たって傷がつくことを避けるとともに、格子50の境界線が画像の欠落部分となることを防いでいる。

【0051】

なお、レンズアレイ52の各々のレンズ53に対応するエリアセンサ54をこの順に配置したため、空間分解能が高く高画質であり、厚さが薄く小型で、しかも軽量である。

【0052】

X線シンチレータ51が、ガドリウムオキシサルファイドや沃化セシウム等X線の曝射により可視光を発生し、X線シンチレータ51がX線の曝射により可視光を発生することで空間分解能が高く高画質である。

【0053】

レンズアレイ52が、2枚以上の複数の異なるレンズ53の組み合わせからなるレンズ群から構成され、空間分解能が高く高画質であり、厚さを薄くすることができる。レンズ53の結像倍率が1/1.5から1/20であり、結像倍率が1/1.5より大きいとエリアセンサが大きくなりすぎて配置が困難となり、1/20より小さいとX線シンチレータ51からレンズまでの距離が長くなり、放射線画像検出器の厚みが増大する。

【0054】

また、エリアセンサ54としてCCDやC-MOSセンサ等の固体撮像素子を用いることで鮮明な画像が得られる。

画像データ生成回路46では、後述する読取制御回路48からの出力制御信号SCに基づいて供給された電気信号SVを順次選択して、デジタルの画像データDTに変換する。この画像データDTは読取制御回路48に供給される。

【0055】

読取制御回路48はコントローラ10と接続されており、コントローラ10から供給された制御信号CTDに基づいて走査制御信号RCや出力制御信号SCを生成する。この走査制御信号RCが走査駆動部44に供給されて、走査制御信号RCに基づき走査線415-1~415-mに対しての読出信号RSの供給が行われる。

【0056】

また、出力制御信号SCは画像データ生成回路46に供給される。この読取制御回路48からの走査制御信号RCや出力制御信号SCによって、たとえば撮像パネル41が上述のように(m×n)個の検出素子412で構成されている場合には、検出素子412-(1,1)~412-(m,n)からの電気信号SVに基づくデータをデータDP(1,1)~DP(m,n)とすると、データDP(1,1)、DP(1,2)、... DP(1,n)、DP(2,1)、... DP(m,n)の順として画像データDTが生成されて、この画像データDTが画像データ生成回路46から読取制御回路48に供給される。また、読取制御回路48では、この画像データDTをコントローラ10に送出する処理も行う。

【0057】

放射線画像読取器40で得られた画像データDTは、読取制御回路48を介してコントローラ10に供給される。なお、放射線画像読取器40で得られた画像データをコントローラ10に供給する際に対数変換処理を行った画像データを供給すれば、コントローラ10における画像データの処理を簡単とすることができる。

【0058】

また、放射線画像読取器はFPDを用いたものに限られるものではなく、輝尽性蛍光体を用いたものであってもよい。図4は輝尽性蛍光体を用いた放射線画像読取器60を用いた場合の構成を示しており、放射線が照射される変換パネル61では、支持体上に輝尽性蛍光体層が輝尽性蛍光体の気相堆積あるいは輝尽性蛍光体塗料塗布によって設けられる。この輝尽性蛍光体層は環境による悪影響及び損傷を遮断するために、保護部材によって遮蔽若しくは被覆されている。

【0059】

光ビーム発生部(ガスレーザ、固体レーザ、半導体レーザ等)62は、出射強度が制御された光ビームを発生する。この光ビームは種々の光学系を経由して走査部63に到達し、

10

20

30

40

50

走査部 63 で偏向を受け、更に反射鏡 64 で光路を偏向させて、変換パネル 61 に輝尽励起走査光として導かれる。

【0060】

集光体 65 の光ファイバー又はシート状光ガイド部材からなる集光端は、輝尽励起光が走査される変換パネル 61 に近接して配設されて、光ビーム発生部 62 からの光ビームの走査によって変換パネル 61 で生じた潜像エネルギーに比例した発光強度の輝尽発光を受光する。

【0061】

フィルタ 66 は、集光体 65 より導入された光から輝尽発光波長領域の光のみを通過させるものであり、このフィルタ 66 を通過した光は、フォトマルチプライヤ 67 に入射される。

10

【0062】

フォトマルチプライヤ 67 では、光電変換によって入射光に対応した電流信号を生成する。この電流信号は、電流/電圧変換部 70 に供給されて電圧信号に変換される。さらに、電圧信号は増幅部 71 で増幅された後、A/D変換部 72 でデジタルの画像データ DT に変換される。ここで、増幅部 71 として対数変換増幅部 (log アンプ) を用いる。画像データ DT は、画像処理装置 80 において順次画像処理されて、画像処理後の画像データ DTC がインタフェース 82 を介してプリンタ 83 に伝送される。

【0063】

CPU (Central Processing Unit) 81 は、画像処理装置 80 における画像処理を制御するためのものであり、画像処理装置 80 では、画像データ DT に対して種々の画像処理 (たとえば空間周波数処理、ダイナミックレンジの圧縮、階調処理、拡大/縮小処理、移動、回転、統計処理等) を行い、診断に適した形の画像データ DTC を生成する。

20

【0064】

この画像データ DTC がプリンタ 83 に供給されて、プリンタ 83 から人体各部の放射線画像のハードコピーを得ることができる。なお、インタフェース 82 に CRT 等のモニタを接続するものとしても良く、更に複数の放射線画像の画像データを記憶できる記憶装置 (ファイリングシステム) を接続するものとしてもよい。

【0065】

また、読取制御部 75 では、光ビーム発生部 62 の光ビーム強度調整、フォトマルチプライヤ用高圧電源 76 の電源電圧調整によるフォトマルチプライヤ 67 のゲイン調整、電流/電圧変換部 70 と増幅部 71 のゲイン調整、及び A/D変換部 72 の入力ダイナミックレンジの調整が行なわれ、読取ゲインが総合的に調整される。

30

【0066】

A/D変換部 72 から得られた画像データ DT は、コントローラ 10 に供給されると共に、コントローラ 10 からの制御信号 CTD によって読取制御部 75 の動作の制御を行う。

【0067】

なお、放射線画像読取器は、放射線画像を記録した銀塩フィルムにレーザ、蛍光灯等の光源からの光を照射し、この銀塩フィルムの透過光を光電変換して画像データを生成してもよい。また、放射線量子計数型検出器を用いて放射線エネルギーを直接電気信号に変換して画像データを生成する構成であってもよい。

40

【0068】

次に、コントローラ 10 の構成を図 5 に示す。コントローラ 10 の動作を制御するための CPU 11 には、システムバス 12 と画像バス 13 が接続されると共に入力インタフェース 17 が接続される。このコントローラ 10 の動作を制御するための CPU 11 は、メモリ 14 に記憶された制御プログラムに基づいて動作が制御される。

【0069】

システムバス 12 と画像バス 13 には、表示制御部 15、フレームメモリ制御部 16、出力インタフェース 18、撮影制御部 19、ディスク制御部 20 等が接続されており、システムバス 12 を利用し CPU 11 によって各部の動作が制御されると共に、画像バス 13

50

を介して各部間での画像データの転送等が行われる。

【0070】

フレームメモリ制御部16には、フレームメモリ21が接続されており、放射線画像読取器40で得られた画像データが撮影制御部19やフレームメモリ制御部16を介して記憶される。フレームメモリ21に記憶された画像データは読み出されて表示制御部15やディスク制御部20に供給される。また、フレームメモリ21には、放射線画像読取器40から供給された画像データをCPU11で処理してから記憶するものとしてもよい。

【0071】

表示制御部15には、画像表示装置22が接続されており画像表示装置22の画面上に表示制御部15に供給された画像データに基づく放射線撮影画像が表示される。ここで、放射線画像読取器40の画素数よりも画像表示装置22の表示画素数が少ない場合には、画像データを間引きして読み出すことにより、画面上に撮影画像全体を表示させることができる。また、画像表示装置22の表示画素数分に相当する領域の画像データを読み出すものとするれば、所望の位置の撮影画像を詳細に表示させることができる。

10

【0072】

フレームメモリ21からディスク制御部20に画像データが供給される際には、たとえば連続して画像データが読み出されてディスク制御部20内のFIFOメモリに書き込まれ、その後順次ディスク装置23に記録される。

【0073】

さらに、フレームメモリ21から読み出された画像データやディスク装置23から読み出された画像データを出力インタフェース18を介して外部機器100に供給することもできる。

20

【0074】

画像処理部26では、放射線画像読取器40から撮影制御部19を介して供給された画像データDTの照射野認識処理、関心領域設定、正規化処理および階調処理、ならびに画像領域位置の良否判定処理などが行われる。また、周波数強調処理やダイナミックレンジ圧縮処理等を行うものとしてもよい。なお、画像処理部26をCPU11が兼ねる構成として、画像処理等を行うこともできる。

【0075】

従って、画像処理部26が、請求項におけるROIを決定する領域設定手段、画像処理条件設定手段、画像領域良否判定手段、入力画像良否判定手段、画像処理手段良否判定手段、画像処理手段変更手段、を構成している。

30

【0076】

入力インタフェース17にはキーボード等の入力装置27が接続される。この入力装置27を操作することで、撮影によって得られた画像データを識別するための情報や撮影に関する情報等の管理情報の入力が行われる。

【0077】

出力インタフェース18に接続される外部機器100としては、レーザーイメージャとも呼ばれる走査型レーザ露光装置が用いられる。この走査型レーザ露光装置では、画像データによりレーザビーム強度を変調し、従来のハロゲン化銀写真感光材料や熱現象ハロゲン化銀写真感光材に露光したあと適切な現像処理を行うことによって放射線画像のハードコピーが得られるものである。

40

【0078】

なお、フレームメモリ21には、放射線画像読取器40から供給された画像データを記憶するものとしたが、供給された画像データをCPU11で処理してから記憶するものとしてもよい。また、ディスク装置23には、フレームメモリ21に記憶されている画像データ、すなわち放射線画像読取器40から供給された画像データやその画像データをCPU11で処理した画像データを、管理情報などと共に保存することができる。

【0079】

<放射線画像処理装置の動作>

50

次に、以上の放射線画像処理装置の動作について説明する。被写体 5 の放射線画像を得る際には、放射線発生器 30 と放射線画像読取器 40 の撮像パネル 41 の間に被写体 5 が位置するものとされて、放射線発生器 30 から放射された放射線が被写体 5 に照射されると共に、被写体 5 を透過した放射線が撮像パネル 41 に入射される。なお、放射線画像読取器 40 に替えて放射線画像読取器 60 を用いる場合も同様であり、以下の説明では放射線画像読取器 40 を用いるものとして、放射線画像読取器 60 を用いた場合の説明は省略する。

【0080】

コントローラ 10 には、撮影が行われる被写体 5 の識別や撮影に関する情報を示す管理情報が入力装置 27 を用いて入力される。この入力装置 27 を用いた管理情報の入力は、キーボードを操作したり、磁気カード、バーコード、HIS（病院内情報システム：ネットワークによる情報管理）等を利用して行われる。

10

【0081】

この管理情報は、たとえばID番号、氏名、生年月日、性別、撮影日時、撮影部位および撮影体位（たとえば、放射線を人体のどの部分にどの方向から照射したか）、撮影方法（単純撮影、造影撮影、断層撮影、拡大撮影等）、撮影条件（管電圧、管電流、照射時間、散乱線除去グリッドの使用の有無等）等の情報から構成される。

【0082】

また撮影日時は、CPU 11 に内蔵されている時計機能を利用して、CPU 11 からカレンダーや時刻の情報を自動的に得ることもできる。なお、入力される管理情報は、その時点で撮影される被写体に関するものだけでも良く、一連の管理情報を予め入力しておいて、入力順に被写体を撮影したり、必要に応じて入力された管理情報を読み出して用いるものとしてもよい。

20

【0083】

放射線画像読取器 40 の電源スイッチがオン状態とされると、コントローラ 10 からの制御信号CTDに基づき、放射線画像読取器 40 の読取制御回路 48 や走査駆動部 44 によって撮像パネル 41 の初期化が行われる。この初期化は、撮像パネル 41 から照射された放射線量に応じた正しい電気信号を得るためのものである。

【0084】

放射線画像読取器 40 での撮像パネル 41 の初期化が完了すると、放射線発生器 30 からの放射線の照射が可能とされる。ここで、放射線を照射するためのスイッチが放射線発生器 30 に設けられている場合、このスイッチが操作されると、放射線発生器 30 から被写体 5 に向けて放射線が所定時間だけ照射されると共に、放射線の照射開始を示す信号DFSや照射終了を示す信号DFEがコントローラ 10 に供給される。

30

【0085】

このとき、放射線画像読取器 40 の撮像パネル 41 に照射される放射線の放射線量は、被写体 5 による放射線吸収の度合いが異なるため、被写体 5 によって変調される。撮像パネル 41 の検出素子 412-(1,1)~412-(m,n)では、被写体 5 によって変調された放射線に基づく電気信号が生成される。

【0086】

次に、コントローラ 10 では、信号DFSが供給されてから所定時間後、たとえば放射線の照射時間が0.1秒程度であるときには、この照射時間よりも長い時間（たとえば約1秒）経過後、または、信号DFEが供給されてから直ちに、放射線画像読取器 40 で画像データDTの生成を開始するために制御信号CTDが放射線画像読取器 40 の読取制御回路 48 に供給される。

40

【0087】

一方、放射線を照射するためのスイッチがコントローラ 10 に設けられている場合、このスイッチが操作されると、放射線の照射を開始させるための照射開始信号CSTが撮影制御部 19 を介して放射線発生器 30 に供給されて、放射線発生器 30 から被写体 5 に向けて放射線が所定時間だけ照射される。この照射時間は、たとえば管理情報に基づいて設定

50

される。

【 0 0 8 8 】

次に、コントローラ 10 では、照射開始信号 C S T を出力してから所定時間後、放射線画像読取器 40 で画像データの生成を開始するための制御信号 C T D を放射線画像読取器 40 の読取制御回路 48 に供給する。なお、コントローラ 10 では、放射線発生器 30 での放射線の照射終了を検出してから、放射線画像読取器 40 で画像データの生成を開始するための制御信号 C T D を放射線画像読取器 40 に供給するものとしてもよい。この場合には、放射線の照射中に画像データが生成されてしまうことを防止できる。

【 0 0 8 9 】

放射線画像読取器 40 の読取制御回路 48 では、コントローラ 10 から供給された画像データの生成を開始するための制御信号 C T D に基づいて走査制御信号 R C や出力制御信号 S C が生成される。この走査制御信号 R C が走査駆動部 44 に供給されると共に出力制御信号 S C が画像データ生成回路 46 に供給されて、画像データ生成回路 46 から得られた画像データ D T が読取制御回路 48 に供給される。この画像データ D T は、読取制御回路 48 によってコントローラ 10 に送出される。

【 0 0 9 0 】

コントローラ 10 に供給された画像データ D T は、撮影制御部 19 やフレームメモリ制御部 16 等を介してフレームメモリ 21 に記憶される。このフレームメモリ 21 に記憶された画像データを用いて、画像表示装置 22 に放射線画像を表示させることができる。また、フレームメモリ 21 に記憶された画像データを画像処理部 26 で処理して表示制御部 15 に供給したり、画像処理が行われた画像データをフレームメモリ 21 に記憶させて、このフレームメモリ 21 に記憶された画像データを表示制御部 15 に供給することにより、輝度やコントラストあるいは鮮鋭度等が調整されて、診断等に適した放射線画像を表示することもできる。また、画像処理が行われた画像データを外部機器 100 に供給することで、診断等に適した放射線画像のハードコピーを得ることができる。

【 0 0 9 1 】

画像処理部 26 では、放射線量が異なることにより、撮像パネル 41 から出力された画像データのレベルの分布が変動した場合であっても、常に安定した放射線画像が得られるように画像データ D T の正規化処理が行われる。また、画像データのレベルの分布が変動しても、診断等に適した濃度およびコントラストの放射線画像を得るために正規化処理後の画像データである正規化画像データ D T reg に対して階調処理が行われる。さらに画像処理部 26 では、正規化画像データ D T reg に対して正規化放射線画像の鮮鋭度を制御する周波数強調処理や、ダイナミックレンジの広い放射線画像の全体を、被写体の細かい構造部分のコントラストを低下させることなく見やすい濃度範囲内に収めるためのダイナミックレンジ圧縮処理を行うものとしてもよい。

【 0 0 9 2 】

< 画像処理の内容 >

なお、本実施の形態例の放射線画像処理装置では、以上の正規化処理，階調処理，ダイナミックレンジ圧縮処理に先立ち、照射野認識処理，入力画像良否判定，処理キー選択良否判定，R O I 認識，R O I 良否判定を行うことを特徴としている。

【 0 0 9 3 】

すなわち、本実施の形態例の画像処理手順は、従来の処理手順とは異なっていて、図 1 に示すようになってきている。この図 1 のように、本実施の形態例の処理手順は、

- ・照射野認識処理，
- ・入力画像良否判定処理，
- ・処理キー選択良否判定処理，
- ・R O I 認識処理，
- ・R O I 良否判定処理，
- ・ダイナミックレンジ圧縮処理，周波数処理，ヒストグラムの正規化処理および階調処理等，

10

20

30

40

50

・システム情報による処理内容変更，
のようになっている。以下、この順に従って本実施の形態例の処理手順を説明する。

【0094】

(1) 照射野認識処理：

ところで、放射線画像の撮影に際しては、たとえば診断に必要とされない部分に放射線が照射されないようにするため、あるいは診断に必要とされない部分に放射線が照射されて、この部分で散乱された放射線が診断に必要とされる部分に入射されて分解能が低下することを防止するため、被写体5の一部や放射線発生器30に鉛板等の放射線非透過物質を設置して、被写体5に対する放射線の照射野を制限する照射野絞りが行われる。

【0095】

この照射野絞りが行われた場合、照射野内領域と照射野外領域の画像データを用いてレベルの変換処理やその後の階調処理を行うものとする、照射野外領域の画像データによって、照射野内の診断に必要とされる部分の画像処理が適正に行われなくなってしまう。このため、画像処理部26では、照射野内領域と照射野外領域を判定する照射野認識処理が行われる。

【0096】

照射野認識処理では、たとえば特開昭63-259538号で示される方法が用いられて、図6(a)に示すように撮像面上の所定の位置Pから撮像面の端部側に向かう線分上の画像データを用いてたとえば微分処理が行われる。この微分処理によって得られた微分信号Sdは、図6(b)に示すように照射野エッジ部で信号レベルが大きくなるため、微分信号Sdの信号レベルを判定して1つの照射野エッジ候補点EP1が求められる。この照射野エッジ候補点を求める処理を、撮像面上の所定の位置を中心として放射状に行うことにより複数の照射野エッジ候補点EP1~EPkが求められる。このようにして得られた複数の照射野エッジ候補点EP1~EPkの隣接するエッジ候補点を直線あるいは曲線で結ぶことにより照射野エッジ部が求められる。

【0097】

また、特開平5-7579号で示される方法を用いることもできる。この方法では、撮像面を複数の小領域に分割したとき、照射野絞りによって放射線の照射が遮られた照射野外の小領域では、略一様に放射線の放射線量が小さくなり画像データの分散値が小さくなる。また、照射野内の小領域では、被写体によって放射線量が変調されることから照射野外に比べて分散値が高くなる。さらに、照射野エッジ部を含む小領域では最も放射線量が小さい部分と被写体によって変調された放射線量の部分が混在することから分散値は最も高くなる。このことから、分散値によって照射野エッジ部を含む小領域が判別される。

【0098】

また、特開平7-181609号で示される方法を用いることもできる。この方法では、画像データを所定の回転中心に関して回転移動させて、平行状態検出手段によって照射野の境界線が画像上に設定された直交座標の座標軸と平行となるまで回転を行うものとし、平行状態が検出されると、直線方程式算出手段によって回転角度と回転中心から境界線までの距離によって回転前の境界の直線方程式が算出される。その後、複数の境界線に囲まれる領域を直線方程式から決定することで、照射野の領域を判別することができる。また照射野エッジ部が曲線である場合には、境界点抽出手段で画像データに基づきたたとえば1つの境界点を抽出し、この境界点の周辺の境界候補点群から次の境界点を抽出する。以下同様に、境界点の周辺の境界候補点群から境界点を順次抽出することにより、照射野エッジ部が曲線であっても判別することができる。

【0099】

(2) 入力画像良否判定処理：

この段階では、入力された放射線画像が適性なものであるかに関して、以下の手順で判定する。

- 1 入力された放射線画像の画素値の最大値・最小値を調べる。
- 2 画素値の最大値が装置で定められている最大画素値に達している場合は、ユーザー

10

20

30

40

50

に信号値が飽和していることを警告し、放射線線量などの調節が正しく行われているかの確認を促す。

3 最大値・最小値間の画素値を調べ、その値が予め定めた所定の値と比較して、大きい場合や、別の予め定めた所定の値より小さい場合には、ヒストグラム幅が極端に広い或いは狭いことを警告し、管電圧などの調節が正しくなされているかの確認を促す。

【0100】

上記の警告（入力画像良否判定信号の出力）は、画像表示装置22などのディスプレイに表示する方法でもよいし、合成音声などによるものも考えられる。

以上のように、この実施の形態例では、画像処理部26が入力画像良否判定手段を構成しており、入力された放射線画像の良否を判定し入力画像良否判定信号を出力することを特徴とする。

10

【0101】

この実施の形態例の処理では、被写体の各部を通過する放射線の透過量に対応して形成された放射線画像の画像データに画像処理を施す際に、放射線画像の良否を判定し、入力画像良否判定信号を出力するようにしているので、より診断に適した画像にのみ処理を行うことが可能になる。

【0102】

なお、前記入力画像良否判定手段は、前記放射線の透過量に対応して形成された放射線画像の画像データの分布状態を示すデータを検出するための入力画像分布状態検出手段を有し、前記入力画像分布検出手段により検出された入力画像データの分布状態を示すデータと所定値の比較に基づいて、入力画像の良否を判定を行うことが望ましい。

20

【0103】

また、被写体の各部を通過する放射線の透過量に対応して形成された放射線画像の画像データを解析して画像処理条件を決定するための画像領域を設定する領域設定手段を有し、前記入力画像分布状態検出手段が前記画像領域内のデータの分布状態を示すデータを検出することが望ましい。また、前記入力画像分布状態検出手段で検出される入力画像データの分布状態を示すデータとして、画像データの略最大値と、略最小値と、分散度合を示すパラメータと、所定範囲内に分布する画像データの割合と、前記所定範囲内における画像データの分散度合を示すパラメータと、画像データの判別分析法による分離度を示すパラメータのうち、少なくとも1つに基づいて、入力画像の良否を判定することが望ましい。また、前記入力画像良否判定手段は、入力画像信号が飽和しているか否かにより入力画像の良否の判定を行うことが望ましい。また、入力画像が適切でない場合に信号を出力する入力画像警告信号出力手段を有することが望ましい。

30

【0104】

（3）処理キー選択良否判定処理：

階調処理を行う際に、処理キーの選択が行われる。これは部位などにより処理方法を変更することで、より安定した処理を行うためである。処理キー選択の良否判定では、撮影された部位に関して、正しい処理キーが選択されたかを判定するものである。これは、以下の方法によって行われる。

1 入力された放射線画像の画素値の最大値・最小値、また中央値と中央値を境とした低信号値側と高信号値側の信号値の比を調べる。

40

2 最大値・最小値間の画素値を調べ、その値が通常選択されたキーで処理を行う部位を撮影した際に得られる値を考慮して設定した値と大きく異なる場合、また、1で求めた低信号値側と高信号値側との比が通常選択されたキーで処理を行う部位を撮影した際に得られる信号値の比を考慮して設定した値と大きく異なる場合には、選択した処理キーが間違っている可能性があることをユーザーに警告する。

【0105】

上記のような判定方法以外にも、ヒストグラムの形状を用いる方法も考えられる。放射線画像では、たとえば胸部正面画像の場合、ヒストグラムは大きな谷を挟んだ2つの山のような形状になるなど、撮影された部位等によってその形状に特徴を持つ。このような特徴

50

を用いて、選択された処理が正しいか否かの判定を行うこともできる。

【0106】

上記の警告は画像表示部22などのディスプレイに表示する方法でもよいし、合成音声によるものも考えられる。

以上のように、この実施の形態例では、画像処理部26が画像処理手段(処理キー)良否判定手段を構成しており、選択された画像処理手段(処理キー)の良否を判定し、画像処理手段(処理キー)良否判定信号を出力することを特徴としている。

【0107】

この実施の形態例の処理では、被写体の各部を通過する放射線の透過量に対応して形成された放射線画像の画像データに画像処理を施す際に、前記処理キーを複数の処理キーから選択できるようにしていると共に、選択された処理キーの良否を判定し、処理キー良否判定信号を出力するようにしているので、適切な処理を選択することが可能になり、より診断に適した失敗の少ない処理を行うことが可能になる。

10

【0108】

なお、前記放射線の透過量に対応して形成された放射線画像の画像データの分布状態を示すデータを検出するための入力画像分布状態検出手段を有し、前記処理キー良否判定手段が前記入力画像分布検出手段により検出された入力画像データの分布状態を示すデータと所定値の比較に基づいて、選択された処理キーの良否を判定することが望ましい。

【0109】

また、前記入力画像分布状態検出手段が被写体の各部を通過する放射線の透過量に対応して形成された放射線画像の画像データを解析して画像処理条件を決定するための画像領域を設定する領域設定手段を有し、前記画像領域内のデータの分布状態を示すデータを検出することが望ましい。

20

【0110】

また、前記処理手段分布状態検出手段で検出される入力画像データの分布状態を示すデータとして、画像データの略最大値と、略最小値と、分散度合を示すパラメータと、所定範囲内に分布する画像データの割合と、前記所定範囲内における画像データの分散度合を示すパラメータと、画像データの判定分析法による分離度を示すパラメータのうち、少なくとも1つに基づいて、選択された画像処理手段の良否を判定することが望ましい。

【0111】

また、選択された処理手段が適切でない場合に信号を処理する処理手段警告信号出力手段を有することが望ましい。

30

(4)ROI認識処理:

照射野認識が行われると、画像処理部26では、放射線画像読取器からの画像データDTの分布を所望のレベルの分布に変換する際に、放射線画像読取器からの画像データDTのレベルの分布を決定するための領域(以下「関心領域」または「ROI(Region Of Interest)」という)の設定を行う。ここで設定されたROI内の画像データから代表値を決定し、この代表値を所望のレベルに変換することで、所望のレベルの分布となる画像データを得ることができる。

【0112】

たとえば、胸部正面処理における胸郭へのROIの設定は、以下の手順に従って設定される。まず以下のS1~S3により左右のラインが決定される。

40

S1:画像データのうち全体に対して影響が低い画像上下部及び照射野外部を省いた部分の縦方向のプロジェクトン(データの一方方向の累積値)を求める(図7(a)、図7(b)参照)。

S2:求められた縦方向のプロジェクトンから、中央部の1/3の範囲(図7では $1/3 * x \sim 2/3 * x$)で信号値が最小値(Pcとする)を持つ点を正中線のコラム(Xc)とする。

S3:左右それぞれ画像全体の1/3のコラム(図7では $2/3 * x$ 、 $1/3 * x$)から画像の外側(左右方向)に向かって、求められた縦方向のプロジェクトン値がしきい値

50

(T_l , T_r)以下の点を探し、最初の点を肺野の左端・右端(X_l , X_r)とする。しきい値としては、前記 P_c と画像全体の $1/3$ のコラムからプロジェクション値の最大値(P_{lx} , P_{rx})を画像の外側(左右方向)に向かって更新し、

$$T_l = ((k_1 - 1) * P_{lx} + P_c) / k_1$$

$$T_r = ((k_2 - 1) * P_{rx} + P_c) / k_2$$

とする。ここで、 k_1 と k_2 とは定数である。

【0113】

次に、 S_4 と S_5 によって上下のラインを決定する。

S_4 : 上のステップで決定した区間での横方向のプロジェクションをとる(図7(c))

S_5 : 上下それぞれ画像全体の $1/4$, $1/2$ のライン(図7中の $1/4 * y$, $1/2 * y$)から画像の外側(上下方向)に向かって、求められた横方向のプロジェクション値がしきい値以下の点を探し、最初の点を右肺野の上端・下端(Y_t , Y_b)とする。しきい値としては、それぞれ画像全体の

$1/4 * y \sim 1/2 * y$, $1/2 * y \sim 4/5 * y$ の範囲のプロジェクション値の最大値(P_{tx} , P_{bx})とその最大値のラインから画像の外側(上下方向)の範囲のプロジェクション値の最小値(P_{tn} , P_{bn})を用いて、

$$T_t = ((k_3 - 1) * P_{tx} + P_{tn}) / k_3$$

$$T_b = ((k_4 - 1) * P_{bx} + P_{bn}) / k_4$$

とする。ここで、 k_3 と k_4 とは定数である。

【0114】

また、以上の式でしきい値を求めるのに用いたパラメータ $k_1 \sim k_4$ は経験的に求められる。

なお、ROIの設定は、上述したようにプロファイルを解析して設定する場合に限られるものではなく、たとえば特開平5-7578号で示されているように、各画素の画像データと判別分析法などにより決定したしきい値を比較して、比較結果に基づき識別符号を画素毎に付加するものとし、しきい値以上であることを示す識別符号の連続する画素群毎にラベリングを行って肺野領域を抽出し、抽出した肺野領域を基準として肺野および横隔膜下領域を含むようにROIを設定することができる。

【0115】

また、特開昭62-26047号で示されているように、境界点追跡法を用いた肺野輪郭検出により肺野領域を認識して、認識した肺野領域を基準に肺野および横隔膜下領域を含むようにROIを設定するものとしてもよい。

【0116】

さらに、診断を行う上で最も重要な部分を照射野の中央として撮影を行うことが一般的に行われていることから、照射野内領域の中央に円形あるいは矩形等の領域を設定してROIとすることもできる。

【0117】

(5) ROIの良否判定処理:

以上のようにして認識・設定したROIが正しい領域であるかに関して判断する。ここでは、胸部正面処理を例に挙げる。

【0118】

(5-1) 肺野内最大信号値によるROI良否判定:

肺野内最大信号値を用いたROIの良否の判定は以下の手順により行われる。 S_1 : しきい値を画像内最大値から順に下げ、しきい値以上を1、しきい値未満を0とした2値化画像を作成する(図8参照)。

S_2 : 作成した2値化画像を調べ、照射野端に接触していない島状の画素値1の領域を検出する。島状領域の検出には境界追跡法やラベリング処理を用いた手法などが考えられる。

S_3 : 以上の S_2 で求めた領域を肺野内最大画素値領域とする。ROI内のこの領域が含

10

20

30

40

50

まれているかを調査し、含まれている場合は正しく肺野領域を含むように設定されていると判断し、含まれていない場合はROIを検出した領域が含まれるように拡大する。

S4：検出された領域の最大信号値より高い信号値がROI内に含まれている場合は、素抜け領域が含まれているとし、他の手法による処理やデフォルトとして設定した処理に切り替える。他の手法としては例えば、特願平10-276095号公報の実施例に挙げられている例などが考えられる。

【0119】

また、肺野内最大信号値領域を得る別の手段として、境界追跡法を用いた肺野輪郭抽出（特開平62-26047号公報参照）により、肺野領域を認識し、肺野領域内の最大信号値を求めることで、肺野内最大信号値領域を決定するという方法も考えられる。この他、Watershed手法（文献：Meyer, and S. Beucher: Morphological Segmentation. J. of Visual Comm. And Image Represent., 1,1:21-46,1990）を用いて肺野領域を抽出し、肺野領域内の分割された各領域の最大信号値を求め、最も大きな信号値を含む領域を肺野内最大信号値領域とする手法も考えられる。

【0120】

（5-2）横隔膜下領域を利用したROI良否の判定：

ROI内に肺野以外の領域である横隔膜下が含まれるかどうかを、以下のS1～S5の方法により判定する。

S1：10画素幅の帯状の領域（図9（a）参照）をとり、その領域内の画素値の大きい方から1/10を除いた領域で最大信号値・最小信号値の差diff、および判別分析法による分離度sepの計算を行う。これは、素抜け部を含まない領域で分離度diff、差sepを計算するためである（図9（b）（c）参照）。この素抜け部の除去は上記の手法に限られず、たとえば判別分析法を用いる手法も考えられる。

S2：以上のS1の領域を5画素ずつずらしていき、各領域で分離度sep、差diffを求める。

S3：求めたすべての分離度sep及び差diffの最大値をそれぞれmax_sep、max_diffとする。

S4：各領域の分離度sep、差diffをもう一度調べ、 $sep < max_sep / 2$ 、 $diff < max_diff * 3 / 4$ 、を満たす領域が3つ続く領域を探す。このようにすることで、信号差が小さく低濃度に偏っている横隔膜下領域（図9（c）参照）を検出することができる。

S5：以上のS4の処理によりROI内に横隔膜下領域が含まれる場合は、その領域が含まれないようにROIの縮小を行う。

【0121】

以上の（5-1）や（5-2）の処理により、処理失敗と判定した場合、画像領域警告信号を出力し、同時にオペレータに警告を促すことも考えられる。これは、ディスプレイに表示する方法でもよく、合成音声による警告でもよい。

【0122】

また、以上の（2）入力画像の良否判定処理や（3）選択処理キーの良否判定処理は、上記の（4）ROI認識処理の後、或いは（5）ROI良否判定処理の後に行うことも考えられる。この場合、ROI内のデータにより、良否を判定することができる。また、ROI良否判定で不良と判定された場合は入力画像の不良あるいは選択された処理キーの間違いであると判定し、オペレータに警告を与える方法も考えられる。

【0123】

以上のように、この実施の形態例では、画像処理部26が画像領域位置良否判定手段を構成しており、設定された画像領域位置（ROI）の良否を判定し、画像領域位置判定信号を出力すると共に、不良と判定された場合はROIの自動修正を行い、画像領域警告信号を出力することを特徴としている。

【0124】

この実施の形態例の処理では、被写体の各部を通過する放射線の透過量に対応して形成された放射線画像の画像データを解析して画像処理条件を決定するための画像領域（ROI）

10

20

30

40

50

)を設定する際に、設定された画像領域内の画像データの統計的性質に基づいて画像処理条件を決定すると共に、設定された画像領域位置の良否を判定するようにしているので、適切な画像領域位置において適切な画像処理条件を決定することができるようになる。このため、より診断に適した放射線画像を得ることができる。

【0125】

なお、前記画像領域位置良否判定手段は、前記領域設定手段により設定された画像領域内の画像データの統計的性質に基づいて、画像領域位置の良否を判定することが望ましい。

【0126】

また、前記画像領域位置良否判定手段は、前記領域設定手段により設定された画像領域の画像全体における位置情報を用いることにより画像領域位置の良否を判定することが望ましい。

10

【0127】

また、前記画像領域位置良否判定手段は、前記領域設定手段により設定された画像領域内の統計的性質を示すデータとして、画像データの略最大値と、略最小値と、分散度合を示すパラメータと、所定範囲内に分布する画像データの割合と、前記所定範囲内における画像データの分散度合を示すパラメータと、画像データの判別分析法による分離度を示すパラメータのうち、少なくとも1つに基づいて、画像領域位置の良否を判定することが望ましい。

【0128】

また、前記画像領域位置良否判定手段は、前記画像領域決定手段による画像領域とは別に画像内の特定の領域を設定する特定領域設定手段を有し、画像全体における位置情報として、前記領域設定手段により設定された画像領域が前記特定領域設定手段により設定された領域を含むか否かにより画像領域位置の良否を判定することが望ましい。また、前記特定領域設定手段により設定される領域が画像内の所定の領域であることが望ましい。また、前記特定領域設定手段により設定される領域が被写体内の最大信号値領域または最小信号値領域の少なくとも1つであることが望ましい。また、前記画像領域位置良否判定信号に基づいて、不良が判定されたときに、該画像領域内の統計的性質を示すデータが所望とする値に近づく方向に、前記領域設定手段で設定された領域を再設定する領域設定再設定手段を設けることが望ましい。また、前記画像領域位置良否判定信号に基づいて、不良が判定されたときに該画像全体における画像領域の位置が所望とする位置に近づく方向に、前記領域設定手段で設定された領域を再設定する領域設定再設定手段を設けることが望ましい。また、前記画像領域位置良否判定信号に基づいて、不良が判定されたときに、予め設定された別の処理手段により処理を行うようにする失敗判定時処理手段変更手段を設けることが望ましい。また、前記画像領域位置良否判定信号に基づいて、不良が判定されたときに、信号を出力する画像領域警告信号出力手段を有することが望ましい。また、前記失敗判定時処理手段変更手段が画像領域を予め設定した領域に設定するデフォルト画像領域設定手段であることが望ましい。

20

30

【0129】

(6) ヒストグラムの正規化処理：

始めに、ROI内の画像データの累積ヒストグラムから代表値D1, D2を設定する。代表値D1, D2は累積ヒストグラムが所定の割合m1, m2となる画像データのレベルとして設定される。

40

【0130】

代表値D1, D2が設定されると、予め設けられた正規化処理ルックアップテーブルを参照して、図10に示すように代表値D1, D2を所望の基準値S1, S2にレベル変換する正規化処理が行われる。ここで、特性曲線CCは、撮像パネル41に照射された放射線の放射線量に応じて出力される信号のレベルを示している。また、正規化処理ルックアップテーブルは、撮像パネル41の特性曲線CCを示す関数の逆関数を用いた演算によって生成されるものである。なお、正規化処理ルックアップテーブルを用いることなく演算処理によって正規化処理を行うものとしてもよいことは勿論である。

50

【 0 1 3 1 】

この正規化処理によって、図 1 1 に示すように、放射線が所望の基準値 $S_1 \sim S_2$ の画像データを得ることができる線量 $R_1 \sim R_2$ よりも低い放射線量 $R_a \sim R_b$ であっても、所望の基準値 $S_1 \sim S_2$ の画像データを得ることができるので、被写体の被曝量を軽減させることができ、同時に被写体の体型の差による信号分布のばらつきも補正することができる。

【 0 1 3 2 】

次に、正規化処理によって得られた正規化画像データ $D T_{reg}$ を用いて階調処理が行われる。階調処理では、たとえば図 1 2 に示すような階調変換曲線が用いられて、正規化画像データ $D T_{reg}$ の基準値 S_1, S_2 をパラメータ値をレベル S_1', S_2' として正規化画像データ $D T_{reg}$ が出力画像データ $D T_{out}$ に変換される。このレベル S_1', S_2' は、出力画像における所定の輝度または写真濃度と対応するものである。

10

【 0 1 3 3 】

以上の階調変換曲線は、正規化画像データ $D T_{reg}$ の全信号領域にわたって連続な関数であることが好ましく、またその微分関数も連続であることが好ましい。また、全信号領域にわたって、その微分係数の符号が一定であることが好ましい。

【 0 1 3 4 】

また、撮影部位や撮影体位、撮影条件、撮影方法等によって好ましい階調変換曲線の形状やレベル S_1', S_2' が異なることから、階調変換曲線は画像毎にその都度作成してもよく、またたとえば特公平 5 - 2 6 1 3 8 号公報で示されているように、予め複数の基本階調変換曲線を記憶しておくものとし、いずれかの基本階調変換曲線を読み出して回転および平行移動することにより所望の階調変換曲線を容易に得ることができる。なお、画像処理部 2 6 では、複数の基本階調曲線に対応する階調処理ルックアップテーブルが設けられており、正規化画像データ $D T_{reg}$ に基づいて階調処理ルックアップテーブルを参照して得られた画像データを、基本階調変換曲線の回転および平行移動に応じて補正することで階調変換が行われた出力画像データ $D T_{out}$ を得ることができる。なお、階調変換処理では、2 つの基準値 S_1, S_2 を用いるだけでなく、1 つの基準値や 3 つ以上の基準値を用いるものとしてもよい。

20

【 0 1 3 5 】

ここで、基本階調曲線の選択や基本階調曲線の回転および平行移動は、撮影部位や撮影体位、撮影条件、撮影方法等に基づいて行われる。これらの情報が入力装置 2 7 を用いて管理情報として入力されている場合には、この管理情報を利用することで、容易に基本階調曲線を選択することができると共に基本階調曲線の回転方向および平行移動の移動量を決定することができる。また、撮影部位や撮影体位、撮影条件、撮影方法に基づいて基準値 S_1, S_2 のレベルを変更するものとしてもよい。

30

【 0 1 3 6 】

さらに、基本階調曲線の選択や基本階調曲線の回転あるいは平行移動は、画像表示装置の種類や画像出力のための外部機器の種類に関する情報に基づいて行うものとしてもよい。これは、画像の出力方式に依存して、好ましい階調が異なる場合があるためである。

【 0 1 3 7 】

(7) ダイナミックレンジ圧縮処理および周波数処理 :

40

次に、周波数処理 (周波数強調処理) およびダイナミックレンジ圧縮処理について説明する。周波数強調処理では、たとえば以下の式に示す非鮮鋭マスク処理によって鮮鋭度を制御するために、関数 F が特公昭 6 2 - 6 2 3 7 3 号公報や特公昭 6 2 - 6 2 3 7 6 号公報で示される方法によって定められる。

【 0 1 3 8 】

$$S_{out} = S_{org} + F (S_{org} - S_{us})$$

なお、 S_{out} は処理後の画像データ、 S_{org} は周波数強調処理前の画像データであり、 S_{us} は周波数強調処理前の画像データを平均化処理等によって処理することにより求められた非鮮鋭データである。

【 0 1 3 9 】

50

この周波数強調処理では、たとえば $F(S_{org} - S_{us})$ が $\times(S_{org} - S_{us})$ とされて、(強調係数)が図13に示すように基準値 T_1 、 T_2 間でほぼ線形に変化される。また図14の実線で示すように、値「A」、値「B」を設定して、低輝度を強調する場合には基準値 T_1 ～値「A」までの \times が最大とされて、値「B」～基準値 T_2 まで最小とされる。また値「A」～値「B」までは、 \times がほぼ線形に変化される。高輝度を強調する場合には破線で示すように、基準値 T_1 ～値「A」までの \times が最小とされて、値「B」～基準値 T_2 まで最大とされる。また値「A」～値「B」までは、 \times がほぼ線形に変化される。なお、図示せずも中輝度を強調する場合には値「A」～値「B」の \times が最大とされる。このように周波数強調処理では、関数 F によって任意の輝度部分の鮮鋭度を制御することができる。

10

【0140】

また、周波数強調処理の方法は、上記非鮮鋭マスク処理に限られるものではなく、特開平9-44645号公報で示される多重解像度法などの手法を用いてもよい。なお、周波数強調処理では、強調する周波数帯域や強調の程度は、階調処理での基本階調曲線の選択等と同様に撮影部位や撮影体位、撮影条件、撮影方法等に基づいて設定される。

【0141】

ダイナミックレンジ圧縮処理では、以下の式に示す圧縮処理によって見やすい濃度範囲に収める制御を行うため、関数 G が特許公報266318号で示される方法によって定められる。

【0142】

$$S_{tb} = S_{org} + G(S_{us})$$

なお、 S_{tb} は処理後の画像データ、 S_{org} はダイナミックレンジ圧縮処理前の画像データ、 S_{us} はダイナミックレンジ圧縮処理前の画像データを平均化処理等によって処理することにより求められた非鮮鋭データである。

20

【0143】

ここで、 $G(S_{us})$ は図15(a)に示すように、非鮮鋭データ S_{us} がレベル「La」よりも小さくなると $G(S_{us})$ が増加するような特性を有する場合、低濃度領域の濃度が高いものとされて、図15(b)に示す画像データ S_{org} は図15(c)に示すように低濃度側のダイナミックレンジが圧縮された画像データ S_{tb} とされる。また、 $G(S_{us})$ は図15(d)に示すように、非鮮鋭データ S_{us} がレベル「Lb」よりも大きくなると $G(S_{us})$ が減少するような特性を有する場合には、高濃度領域の濃度が低いものとされて、図15(e)に示す画像データ S_{org} は図15(f)に示すように高濃度側のダイナミックレンジが圧縮される。なお、ダイナミックレンジ圧縮処理も、撮影部位や撮影体位、撮影条件、撮影方法等に基づいて補正周波数帯域や補正の程度が設定される。

30

【0144】

ここで、周波数強調処理やダイナミックレンジ圧縮処理での処理条件である基準値 T_1 、 T_2 および値「A」、値「B」あるいはレベル「La」、値「Lb」は、代表値 D_1 、 D_2 の決定方法と同様な方法で求められる。

【0145】

(8)システムからの情報による処理内容の変更：

40

ネットワークを介した情報として、例えばHISやRIS()放射線部門情報システム、あるいは装置自体などから得た診断目的、患者情報や処理情報(たとえば、再処理率等)によって、処理内容を変更することでより安定した処理を施すことができる。以下にその例を挙げる。

【0146】

1 診断目的や患者情報による処理の変更

診断目的による処理の変更として、画像内の骨部と軟部の両方を診断したい場合は、比較的弱いコントラストで階調処理を行うことで、広いダイナミックレンジの画像を得、一方、骨折などのように、骨部だけが診断上注目する領域である場合は、コントラストが強い階調処理を行うことで、より診断に適した画像を得ることが考えられる。これらの変更は

50

、ROIの取り方から変更する方法でもよく、ルックアップテーブルを作成する際に作成方法（パラメータ等）を変更する方法も可能である。

【0147】

また、患者情報による処理の変更としては、患者の年齢・性別・身長・体重により処理を変更する方法が考えられる。例えば、同じ胸部画像でも年齢により胸郭の大きさは異なる。したがって、患者年齢によりROIを設定する際の設定範囲を変更することで処理失敗を低減することが可能である。また、性別・体重・身長をもとに肥満度などを概算し、その肥満度に応じて、軟部領域まで見えるように階調を変える方法も考えられる。このようにすることで、体型に依存しない階調処理を行うことができる。

【0148】

さらに、複数の処理から診断目的に応じて、処理を変更する例としては診断目的が病状の経過観察である場合は、コントラストを固定し、病状の変化が認識しやすい処理（例えば、特願平10-276095号出願参照）に変更する方法が考えられる。

【0149】

また、ダイナミックレンジ圧縮処理や周波数処理についてもHISやRISの情報により、処理内容を変更することでより診断に有効な処理を行うことができる。例えば、腫瘍などの診断を行う場合と結核などの診断を行う場合とでは、注目する診断対象の周波数領域は異なる。このことから、診断目的に応じて、強調を行う周波数帯やその強度の変更することが考えられる。この他、患者の性別・体重・身長などからその肥満度などを概算し、その値に応じてダイナミックレンジ圧縮処理の強度を変えることで、患者体型に依存することなく皮膚などの軟部組織や骨の見え方を一定にするなども考えられる。

【0150】

上記の様な変更を、診断目的や患者情報により変更するのではなく、担当医の好みに合わせて変更する方法も考えられる。

2 処理情報による処理の変更

システム・放射線画像処理装置などに記憶された処理の再処理率により、ROI認識処理良否や階調処理後の画像の良否判定のしきい値を変更する方法が考えられる。この場合、再処理率が高い処理ほど正しいと判定されにくい方へしきい値を変更することで、正しい画像を誤認識することなく失敗画像を認識することができる。

【0151】

以上のように、この実施の形態例では、画像処理部26が、システムおよび装置から画像処理に必要な情報を得る処理情報入手手段と、前記処理情報入手手段を用いて入手した情報により前記画像処理手段を変更する画像処理手段変更手段とを含んで構成されたことを特徴としている。

【0152】

この実施の形態例の処理では、被写体の各部を通過する放射線の透過量に対応して形成された放射線画像の画像データに画像処理を施す際に、システムおよび装置から画像処理に必要な情報を得て、この情報により画像処理手段を変更するようにしているので、診断目的や処理成功率などの装置・システムから得られる情報を考慮して処理を行い、より診断に適した失敗の少ない処理を行うことが可能になる。

【0153】

なお、ネットワークと接続するためのネットワーク接続手段を有し、前記処理情報入手手段により得る情報がネットワークを介して得られる情報であることが望ましい。

【0154】

また、複数の画像処理手段（図16参照）を有し、前記画像処理手段変更手段が前記複数の画像処理手段から1つあるいは複数の画像処理手段を選択することが望ましい。また、前記画像処理手段変更手段が処理のパラメータを変更することが望ましい。

【0155】

<その他の実施の形態例>

なお、以上の(1)～(8)における各処理は、放射線画像の全情報を用いて行う必要は

10

20

30

40

50

なく、間引き処理により縮小した画像を用いることが望ましい。この場合にはデータ量が少なくなるので処理速度の向上およびメモリ容量等の節減を図ることができる。この場合、間引きによる縮小画像の実効画素サイズが0.4mm～10.0mm、好ましくは1.0mm～6.0mmとなるように間引きされた画像データを用いることが好ましい。

【0156】

【発明の効果】

以上詳細に説明したように、本発明によれば以下のような効果が得られる。

(1) 第1の発明では、被写体の各部を通過する放射線の透過量に対応して形成された放射線画像の画像データを解析して画像処理条件を決定するための画像領域を設定する際に、設定された画像領域内の画像データの統計的性質に基づいて画像処理条件を決定すると共に、設定された画像領域位置の良否の判定および不良と判定された場合は画像領域位置の自動修正や警告を行うようにしているので、適切な画像領域位置において適切な画像処理条件を決定することができるようになる。このため、より診断に適した放射線画像を得ることができる。

10

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の放射線画像処理装置の画像処理手順を示す説明図である。

【図2】本実施の形態例の放射線画像処理装置の構成を示す構成図である。

【図3】本実施の形態例の放射線画像読取器の構成を示す構成図である。

【図4】本実施の形態例の他の放射線画像読取器を用いた構成を示す構成図である。

【図5】本実施の形態例のコントローラの構成を示す構成図である。

20

【図6】本実施の形態例の照射野認識処理を説明するための説明図である。

【図7】本実施の形態例におけるROIの認識を説明するための説明図である。

【図8】本実施の形態例におけるROIの判定を説明するための説明図である。

【図9】本実施の形態例におけるROIの判定を説明するための説明図である。

【図10】本実施の形態例におけるレベル変換を説明するための説明図である。

【図11】本実施の形態例における正規化処理を示す説明図である。

【図12】本実施の形態例における階調変換特性を示す説明図である。

【図13】本実施の形態例における強調係数と画像データの関係を示す説明図である。

【図14】本実施の形態例における強調係数と画像データの関係を示す説明図である。

【図15】本実施の形態例におけるダイナミックレンジ圧縮処理を説明するための説明図である。

30

【図16】本実施の形態例における複数処理の様子を説明するための説明図である。

【図17】本実施の形態例で使用する読み取り部を説明するための説明図である。

【図18】本実施の形態例で使用する読み取り部を説明するための説明図である。

【符号の説明】

10 コントローラ

26 画像処理部

30 放射線発生器

40, 60 放射線画像読取器

41 撮像パネル

40

44 走査駆動部

46 画像データ生成回路

48 読取制御回路

61 変換パネル

62 光ビーム発生部

63 走査部

64 反射鏡

65 集光体

66 フィルタ

67 フォトマルチプライヤ

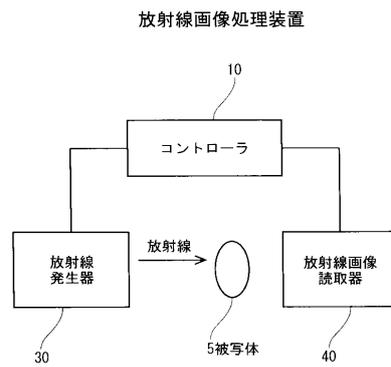
50

7 0 電流 / 電圧変換部
7 5 読取制御部

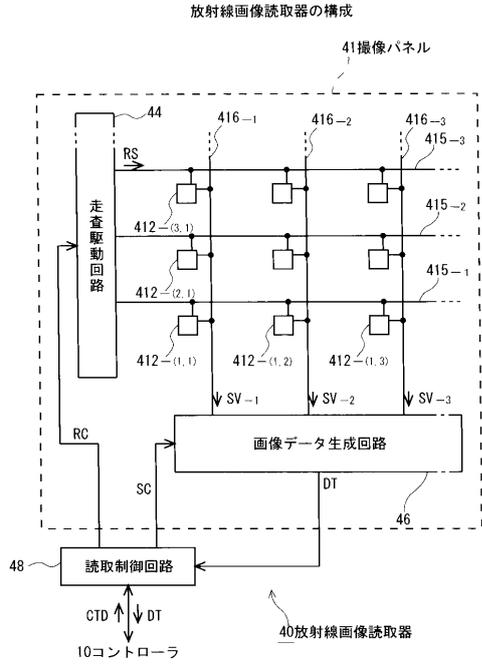
【図 1】



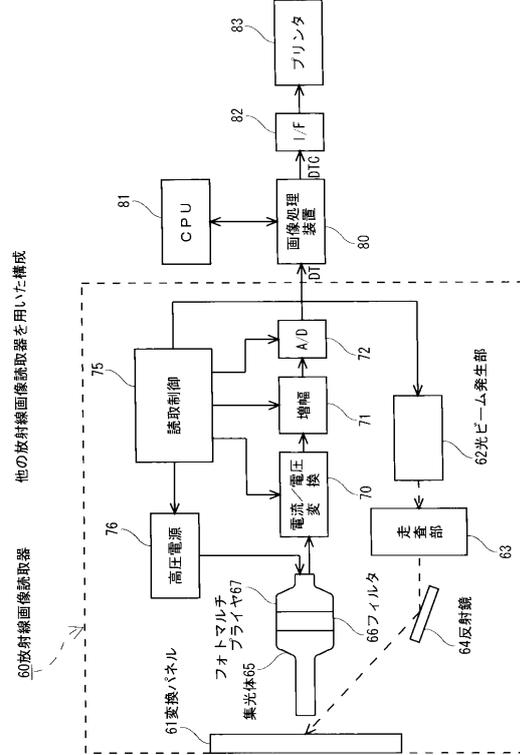
【図 2】



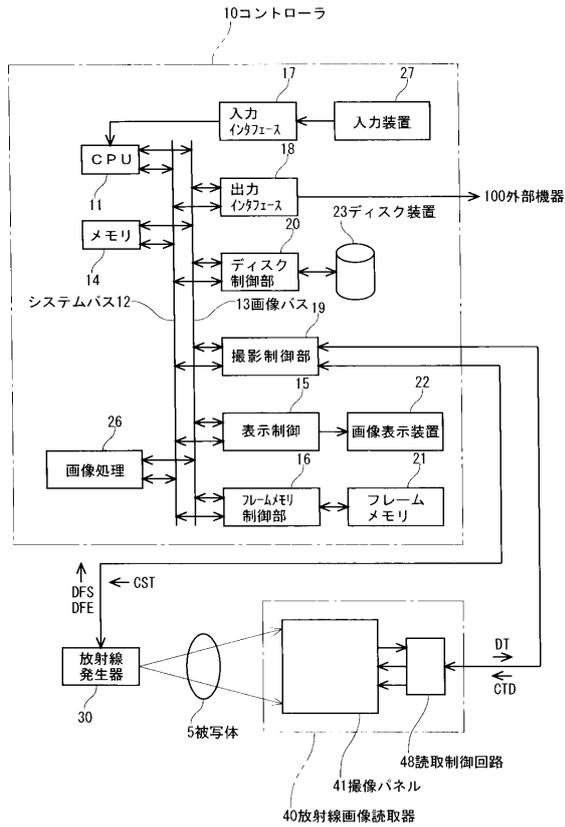
【図3】



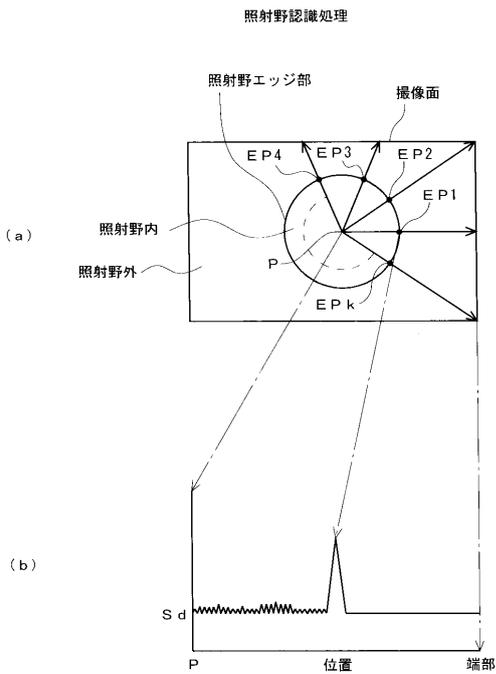
【図4】



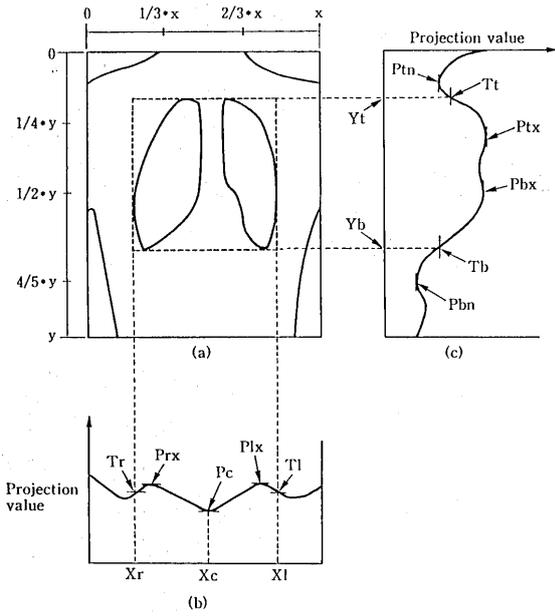
【図5】



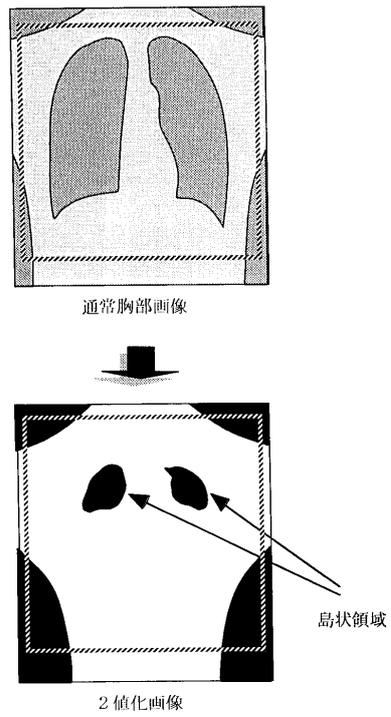
【図6】



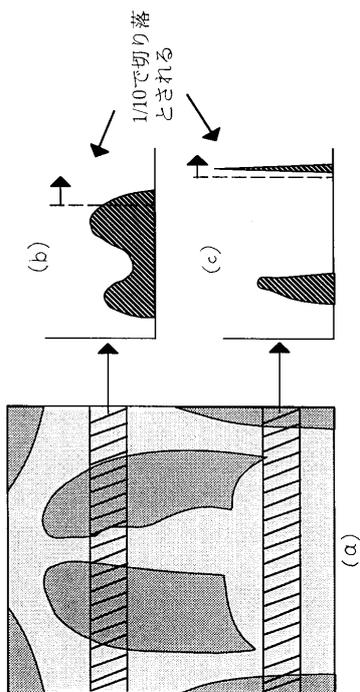
【 図 7 】



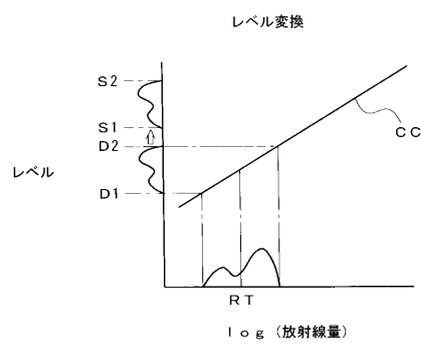
【 図 8 】



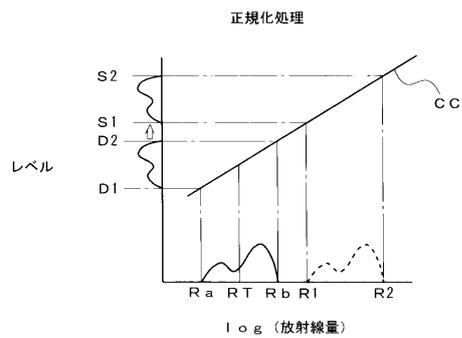
【 図 9 】



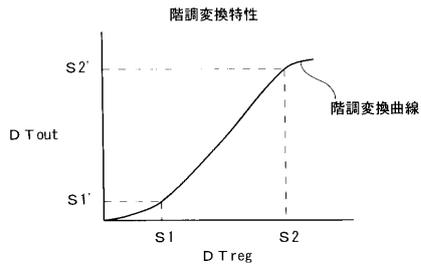
【 図 10 】



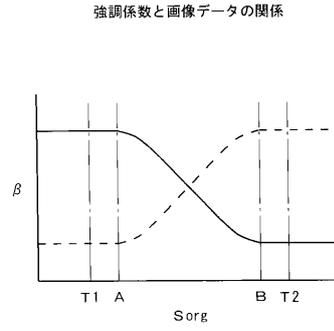
【 図 11 】



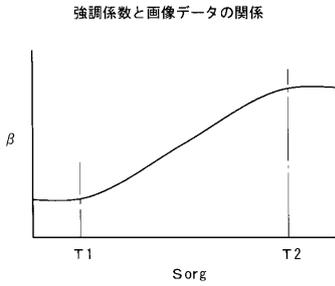
【 図 1 2 】



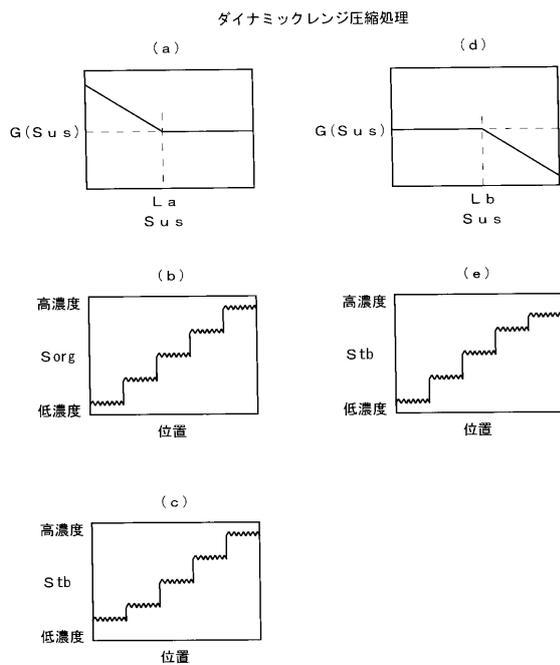
【 図 1 4 】



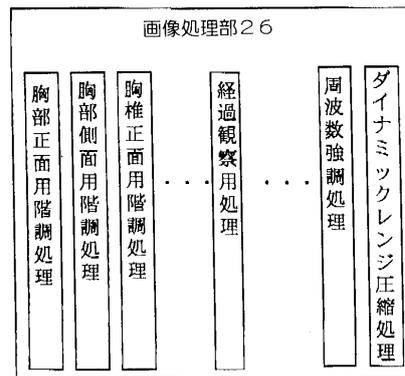
【 図 1 3 】



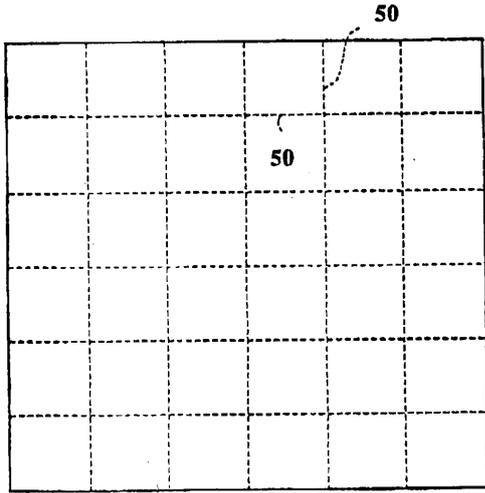
【 図 1 5 】



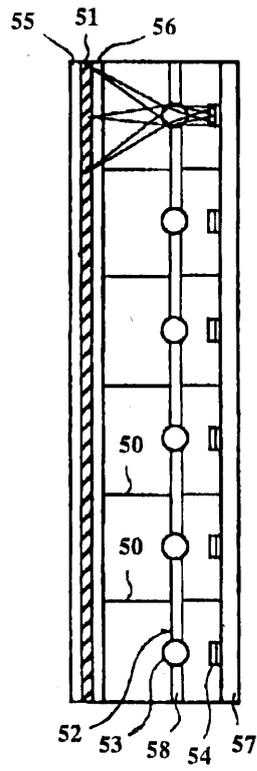
【 図 1 6 】



【 図 17 】



【 図 18 】



フロントページの続き

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B名)

A61B6/00-6/14