

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5981220号
(P5981220)

(45) 発行日 平成28年8月31日(2016.8.31)

(24) 登録日 平成28年8月5日(2016.8.5)

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

請求項の数 6 (全 13 頁)

(21) 出願番号	特願2012-115200 (P2012-115200)	(73) 特許権者	594164542
(22) 出願日	平成24年5月21日 (2012.5.21)		東芝メディカルシステムズ株式会社
(65) 公開番号	特開2013-240465 (P2013-240465A)		栃木県大田原市下石上1385番地
(43) 公開日	平成25年12月5日 (2013.12.5)	(74) 代理人	100136504
審査請求日	平成27年3月27日 (2015.3.27)		弁理士 山田 毅彦
		(74) 代理人	100160901
			弁理士 田中 正平
		(72) 発明者	阿部 真吾
			栃木県大田原市下石上1385番地 東芝 メディカルシステムズ株式会社内
		審査官	伊藤 昭治

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 医用画像処理装置及びX線撮影装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

被検体のX線造影画像データ及びX線非造影画像データ間の差分画像データを取得する差分画像取得手段と、

前記差分画像データ又は前記差分画像データから得られる画像データに閾値処理を施すことによりノイズ成分及びアーチファクト成分のうち少なくとも一方を含む画像データを抽出する閾値処理手段と、

前記閾値処理によって抽出された画像データに画像処理を施す画像処理手段と、

前記差分画像データと前記画像処理後の画像データとの間における画像演算によって前記ノイズ成分及び前記アーチファクト成分のうち少なくとも一方を低減した表示用の画像データを生成する画像演算手段と、
を備える医用画像処理装置。

【請求項2】

前記画像処理手段は、平滑化処理、非線形関数を用いて画素値を減衰させる処理、閾値処理、定数倍処理、ダイナミックレンジを圧縮させる処理の少なくとも一つの処理を前記閾値処理によって抽出された画像データに施すように構成される請求項1記載の医用画像処理装置。

【請求項3】

前記閾値処理手段は、背景組織に対応する画素値又は前記背景組織に対応する画素値よりも線量の多い状態に対応する画素値に設定された閾値を用いて前記閾値処理を実行する

ように構成される請求項 1 又は 2 記載の医用画像処理装置。

【請求項 4】

前記閾値処理手段は、前記差分画像データの各画素値に一定の値を加算するオフセット処理後の画像データに対して前記閾値処理を施すように構成される請求項 1 乃至 3 のいずれか 1 項に記載の医用画像処理装置。

【請求項 5】

前記閾値処理手段は、前記差分画像データに対して前記閾値処理を施すように構成され、

前記画像処理手段は、前記画像処理前又は前記画像処理後の画像データの各画素値に一定の値を加算するオフセット処理を施すように構成される請求項 1 乃至 3 のいずれか 1 項に記載の医用画像処理装置。

10

【請求項 6】

被検体の X 線造影画像データ及び X 線非造影画像データ間の差分画像データを取得する差分画像取得手段と、

前記差分画像データ又は前記差分画像データから得られる画像データに閾値処理を施すことによりノイズ成分及びアーチファクト成分のうち少なくとも一方を含む画像データを抽出する閾値処理手段と、

前記閾値処理によって抽出された画像データに画像処理を施す画像処理手段と、

前記差分画像データと前記画像処理後の画像データとの間における画像演算によって前記ノイズ成分及び前記アーチファクト成分のうち少なくとも一方を低減した表示用の画像データを生成する画像演算手段と、

20

を備える X 線撮影装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明の実施形態は、医用画像処理装置及び X 線撮影装置に関する。

【背景技術】

【0002】

X 線撮影装置における撮像法の 1 つとして DSA (Digital Subtraction Angiography) が知られている。DSA は、被検体への造影剤注入前後における X 線画像データの差分画像データを診断用に収集する技術である。すなわち、造影剤の注入前において X 線画像データが差分画像データを生成するためのマスク (mask) 画像データとして収集される。一方、造影剤を投与することによって X 線造影 (contrast) 画像データが収集される。そして、X 線造影画像データとマスク画像データとの間における差分処理によって DSA 画像データが診断用に生成される。

30

【0003】

このような DSA 画像データを生成すれば、血管の観察に不要な陰影が除去された画像データを取得することができる。すなわち、造影剤によって染影された血管が選択的に描出された診断画像データを得ることができる。このため、血管の診断に有用な画像を表示させることができる。

40

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献 1】特開 2012 - 61307 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

X 線撮影装置において収集される DSA 画像データは、アーチファクトが少なく、より良好な画質で取得されることが望まれる。尚、DSA 画像データは、X 線撮影装置に内蔵される医用画像処理装置のみならず、X 線撮影装置に外部接続される医用画像処理装置におい

50

ても画像処理によって生成することができる。

【0006】

そこで、本発明は、より良好な画質でDSA画像データを生成することが可能な医用画像処理装置及びX線撮影装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0007】

本発明の実施形態に係る医用画像処理装置は、差分画像取得手段、閾値処理手段、画像処理手段及び画像演算手段を備える。差分画像取得手段は、被検体のX線造影画像データ及びX線非造影画像データ間の差分画像データを取得する。閾値処理手段は、前記差分画像データ又は前記差分画像データから得られる画像データに閾値処理を施すことによりノイズ成分及びアーチファクト成分のうち少なくとも一方を含む画像データを抽出する。画像処理手段は、前記閾値処理によって抽出された画像データに画像処理を施す。画像演算手段は、前記差分画像データと前記画像処理後の画像データとの間における画像演算によって前記ノイズ成分及び前記アーチファクト成分のうち少なくとも一方を低減した表示用の画像データを生成する。

10

また、本発明の実施形態に係るX線撮影装置は、差分画像取得手段、閾値処理手段、画像処理手段及び画像演算手段を備える。差分画像取得手段は、被検体のX線造影画像データ及びX線非造影画像データ間の差分画像データを取得する。閾値処理手段は、前記差分画像データ又は前記差分画像データから得られる画像データに閾値処理を施すことによりノイズ成分及びアーチファクト成分のうち少なくとも一方を含む画像データを抽出する。画像処理手段は、前記閾値処理によって抽出された画像データに画像処理を施す。画像演算手段は、前記差分画像データと前記画像処理後の画像データとの間における画像演算によって前記ノイズ成分及び前記アーチファクト成分のうち少なくとも一方を低減した表示用の画像データを生成する。

20

【図面の簡単な説明】

【0008】

【図1】本発明の実施形態に係る医用画像処理装置及びX線撮影装置の構成図。

【図2】DSA画像データ及びDSA画像データに基づく診断画像データの生成方法を説明する図。

【図3】DSA画像データ及び診断画像データの生成過程における画像データの画素値のプロファイルの一例を示す図。

30

【図4】DSA画像データ及び診断画像データの生成過程における画像データの画素値のプロファイルの別の一例を示す図。

【図5】図2に示す画像処理に用いられる関数の例を示す図。

【図6】図1に示す医用画像処理装置を内蔵したX線撮影装置により被検体のDSA画像データを収集して表示させる際の流れを示すフローチャート。

【発明を実施するための形態】

【0009】

本発明の実施形態に係る医用画像処理装置及びX線撮影装置について添付図面を参照して説明する。

40

【0010】

図1は本発明の実施形態に係る医用画像処理装置及びX線撮影装置の構成図である。

【0011】

X線撮影装置1は、撮影系2、制御系3、データ処理系4、入力装置5及び表示装置6を備えている。撮影系2は、X線照射部7、X線検出器8、駆動機構9及び寝台10を有する。制御系3は、高電圧発生装置11及び撮影位置制御装置12を有する。

【0012】

X線照射部7は、X線管を備え、寝台10にセットされた被検体Oを挟んでX線検出器8と対向配置される。X線照射部7及びX線検出器8は、駆動機構9の駆動によって相対位置を維持しながら被検体Oに対する角度及び相対位置を変えることができる。具体的に

50

は、回転機能を備えたC型アームの両端にX線照射部7及びX線検出器8が固定される。そして、X線照射部7は、X線管により被検体Oに向けて所定の角度からX線を照射し、被検体Oを透過したX線をX線検出器8で検出できるように構成される。

【0013】

また、寝台10の天板の傾斜及び位置を駆動機構9によって調整することができる。従って、X線照射部7及びX線検出器8の被検体Oに対する角度を調整するのみならず、天板の角度を調整することによっても、被検体Oに対するX線の照射方向を変えることができる。

【0014】

更に、寝台10にセットされた被検体Oの近傍には、被検体Oに造影剤を注入するための造影剤注入装置13が設けられる。

10

【0015】

制御系3の高電圧発生装置11は、X線照射部7のX線管に高電圧を印加することによって、所望のエネルギーを有するX線を被検体Oに向けて照射させる装置である。撮影位置制御装置12は、駆動機構9に制御信号を出力して制御する装置である。すなわち、X線照射部7及びX線検出器8の回転角度及び位置並びに寝台10の天板の傾斜及び位置は、撮影位置制御装置12から駆動機構9に出力される制御信号によって制御される。

【0016】

データ処理系4は、A/D(analog to digital)変換器14及びコンピュータ15を有する。コンピュータ15は、プログラムを実行することにより医用画像処理装置15として機能する。すなわち、X線撮影装置1には、医用画像処理装置15が内蔵される。

20

【0017】

但し、同様な機能を有する独立した医用画像処理装置を、ネットワークを介してX線撮影装置1に接続するようにしても良い。また、X線撮影装置1に内蔵される医用画像処理装置15又はX線撮影装置1とネットワークを介して接続される医用画像処理装置を構成するために回路を用いてもよい。

【0018】

医用画像処理装置15は、画像生成部16、画像取得部17、画像データ記憶部18、差分画像生成部19、閾値処理部20、画像処理部21、画像演算部22及び表示処理部23を有する。

30

【0019】

画像生成部16は、X線検出器8からA/D変換器14を通じてデジタル化されたX線検出データを取り込んで、データ処理を行うことによりX線画像データを生成する機能を有する。尚、造影剤の投与を伴ってX線検出データが収集された場合には、X線造影画像データが生成され、造影剤の投与を伴わずにX線検出データが収集された場合には、X線非造影画像データが生成されることとなる。

【0020】

画像取得部17は、画像生成部16において生成されたX線画像データを取得する機能を有する。特に、X線撮影装置1にネットワークを介して接続された独立した医用画像処理装置においては、画像生成部16を省略することもできる。この場合には、X線撮影装置1に備えられる画像生成部16からネットワークを介してX線画像データを取得する機能が画像取得部17に備えられる。

40

【0021】

画像データ記憶部18は、画像取得部17により取得されたX線画像データを記憶する記憶装置である。

【0022】

差分画像生成部19は、画像データ記憶部18から被検体OのX線造影画像データ及びX線非造影画像データを取得して差分処理を実行することにより差分画像データとしてDSA画像データを生成する機能を有する。すなわち、被検体Oの同一の位置についてX線造影画像データ及びX線非造影画像データが撮影され、X線非造影画像データがDSA画像デ

50

ータを生成するためのマスク画像データとして用いられる。

【 0 0 2 3 】

従って、少なくとも画像生成部 1 6、画像取得部 1 7 及び差分画像生成部 1 9 を含むデータ処理系 4 が撮影系 2 及び制御系 3 と協働することにより、X 線撮影装置 1 には、被検体 O の X 線造影画像データ及び X 線非造影画像データ間の差分画像データを取得する差分画像取得手段としての機能が備えられる。また、医用画像処理装置 1 5 においても、少なくとも画像取得部 1 7 及び差分画像生成部 1 9 を含む構成要素により被検体 O の X 線造影画像データ及び X 線非造影画像データ間の差分画像データを取得する差分画像取得手段としての機能が備えられる。

【 0 0 2 4 】

DSA画像データの生成に用いられる X 線造影画像データとマスク画像データは、異なるタイミングで撮影される。このため、X 線造影画像データ及びマスク画像データの撮影タイミング間において被検体 O に動きが生じると位置ずれが生じる。従って、DSA画像データを生成すると、画像データ間における位置ずれによって不要な信号成分が残存する場合がある。そして、残存する不要な信号成分は、DSA画像のアーチファクトとなる。

【 0 0 2 5 】

そこで、医用画像処理装置 1 5 の閾値処理部 2 0、画像処理部 2 1 及び画像演算部 2 2 は、被検体 O の動き等に起因する位置ずれによって生じ得る DSA画像データのアーチファクトを低減させるデータ処理を行うように構成される。そして、閾値処理部 2 0、画像処理部 2 1 及び画像演算部 2 2 におけるデータ処理後の画像データが診断画像データとして表示処理部 2 3 に与えられる。

【 0 0 2 6 】

図 2 は、DSA画像データ及び DSA画像データに基づく診断画像データの生成方法を説明する図である。また、図 3 は、DSA画像データ及び診断画像データの生成過程における画像データの画素値のプロファイルの一例を示す図であり、図 4 は、DSA画像データ及び診断画像データの生成過程における画像データの画素値のプロファイルの別の一例を示す図である。尚、図 3 及び図 4 の各グラフにおいて、横軸は一次元の位置 X を示し、縦軸は各位置における画像データの画素値 S を示す。

【 0 0 2 7 】

造影剤を投与せずに DSA画像データの生成用に取得されるマスク画像データは、図 3 (A) 又は図 4 (A) に示すように各位置に応じた画素値を有するデータとなる。一方、造影剤を被検体 O の血管内に投与すると、血管内における信号値が低下する。従って、X 線造影画像データは、図 3 (B) 又は図 4 (B) に示すように血管に対応する位置においてマスク画像データよりも低い画素値を有し、背景組織に対応する位置においてマスク画像データと同様な画素値を有するデータとなる。

【 0 0 2 8 】

そして、図 2 に示すように、X 線造影画像データからマスク画像データを減算することによって DSA画像データを生成することができる。この減算処理は、上述したように差分画像生成部 1 9 において実行される。減算処理の結果、図 3 (C) 又は図 4 (C) に示すように血管領域において局所的に負の画素値を有し、背景領域においてゼロ付近の画素値を有する DSA画像データが得られる。

【 0 0 2 9 】

背景領域における正又は負の画素値は、被検体 O の動き等による X 線造影画像データとマスク画像データとの間における位置ずれ、X 線フォトン揺らぎによる X 線量子ノイズ成分、X 線検出器 8 等の回路におけるノイズ成分などに起因してゼロの値ではなくなったと考えることができる。すなわち、X 線造影画像データとマスク画像データとの間における位置ずれや他の要因によるノイズ成分がなければ、理想的には、背景領域における画素値はゼロとなる。しかしながら、画像間の位置ずれ等によって背景領域において正負の画素値を有する DSA画像データが生成される。

【 0 0 3 0 】

10

20

30

40

50

また、差分画像生成部 19 では、差分処理の後処理として DSA 画像データの各画素値が正の値を呈するように、図 3 (C) に示すような差分画像データの各画素値に一定の画素値を加算するオフセット処理を施すことができる。この場合、図 3 (D) に示すように、一定のオフセット値 S だけ正極側にシフトした差分画像データが、DSA 画像データとして得られる。そして、画素値が正の値となった画像データは、画素値を輝度値に変換して表示装置 6 に表示させることが可能となる。

【 0 0 3 1 】

但し、背景領域においてオフセット値 S でない画素値を呈する画像信号は、ノイズがアーチファクトに対応する信号であると考えることができる。このノイズ又はアーチファクトに対応する画像信号のうち、特にオフセット値 S よりも大きい画素値を呈する画像信号は、輝度表示させると周囲の背景組織よりも明るく表示されるため目立つこととなる。

10

【 0 0 3 2 】

また、血管領域においては、オフセット値 S よりも小さい画素値となる。従って、理想的な DSA 画像データであれば、オフセット値 S よりも大きい画素値を呈する画素は存在しない。このため、オフセット値 S よりも大きい画素値を呈する画素は、背景組織の領域であるか血管領域であるかを問わず、ノイズ又はアーチファクトに対応する画素であるとみなすことができる。

【 0 0 3 3 】

一方、図 4 (C) に示すようなオフセット処理前の DSA 画像データであれば、正の画素値を呈する画素が、背景組織の領域であるか血管領域であるかを問わず、ノイズ又はアーチファクトに対応する画素であるとみなすことができる。

20

【 0 0 3 4 】

閾値処理部 20 は、X 線造影画像データ及び X 線非造影画像データの差分画像データとして生成された DSA 画像データ又は差分画像データからオフセット処理等の後処理により得られる DSA 画像データに閾値処理を施す機能を有する。

【 0 0 3 5 】

閾値処理の閾値は、X 線造影画像データ及び X 線非造影画像データの差分画像データに対して閾値処理を施す場合には、ゼロに決定することが望ましい。一方、X 線造影画像データ及び X 線非造影画像データの差分画像データの各画素値に一定の値を加算するオフセット処理後の DSA 画像データに対して閾値処理を施す場合には、オフセット値が閾値に決定することが望ましい。

30

【 0 0 3 6 】

そして、閾値処理は、閾値よりも小さい画素値を閾値に置換する処理として閾値処理部 20 において実行される。すなわち、オフセット処理後の DSA 画像データに対して閾値処理を施す場合には、図 3 (E) に示すようにオフセット値 S よりも小さい画素値が全てオフセット値 S に置換される。一方、差分画像データに対して閾値処理を施す場合には、図 4 (D) に示すように負の画素値が全てゼロに置換される。

【 0 0 3 7 】

つまり、図 3 (E) に示すようにノイズ又はアーチファクトに対応する画素値が残存し、他の領域における画素値は背景組織の画素値に相当するオフセット値 S となる。或いは、図 4 (D) に示すようにノイズ又はアーチファクトに対応する画素値が残存し、他の領域における画素値は背景組織の画素値に相当するゼロとなる。換言すれば、ノイズ又はアーチファクトに対応する領域を、特徴領域として抽出することができる。

40

【 0 0 3 8 】

尚、閾値を厳密にオフセット値 S 又はゼロとせずに、任意のマージンを設けてもよい。すなわち、閾値をオフセット値 S 又はゼロ付近の任意の値としてもよい。但し、少なくとも閾値を背景組織に対応する画素値以上に設定すれば、血管からの画像信号がノイズ又はアーチファクトに対応する信号であると誤認識されることを防ぐことができる。すなわち、血管領域の一部が特徴領域として抽出されることを防止することができる。

50

【 0 0 3 9 】

画像処理部 2 1 は、閾値処理部 2 0 における閾値処理後の画像データに画像処理を施す機能を有する。より具体的には、平滑化（スムージング）処理、非線形関数を用いて画素値を減衰させる処理、閾値処理、定数倍処理、ダイナミックレンジを圧縮させる処理の少なくとも 1 つの処理を閾値処理後の画像データに施すことができる。ダイナミックレンジの圧縮処理としては、ダイナミックレンジを線形に圧縮する定数倍処理又はダイナミックレンジを、対数関数を用いて非線形に圧縮する対数変換処理が挙げられる。

【 0 0 4 0 】

図 5 は、図 2 に示す画像処理に用いられる関数の例を示す図である。

【 0 0 4 1 】

図 5 において横軸は、画像処理に用いられる関数への入力を示し、縦軸は関数からの出力を示す。図 5 (A) は、画素値を減衰させる非線形関数の例を示す。非線形関数は、画素値が大きい部分程、より大きい画素値となるように非線形に変換することが可能な任意の関数とすることができる。具体的には、高次関数、スプライン関数、指数関数、対数関数等の任意の非線形関数を用いることができる。

【 0 0 4 2 】

図 5 (B) は、閾値処理に用いられる関数の例を示す。図 5 (B) に示すように閾値処理によって閾値よりも小さい画素値をゼロに置換することができる。また、図 5 (C) は、定数倍処理に用いられる一次関数の例を示す。図 5 (C) に示す定数倍処理を行えば、画像データの起伏を小さくすることができる。

【 0 0 4 3 】

画像処理に使用する関数を定義するためのパラメータを可変にすることもできる。そして、パラメータの調整によって適切な関数を画像処理用に用いることができる。画像処理に用いる関数の選択及びパラメータの調整は、予めシミュレーションによって行うことができる。

【 0 0 4 4 】

尚、シミュレーションの結果、画像処理として平滑化処理を行うことが好適であることが確認できた。平滑化処理を行う場合には、図 3 (F) 又は図 4 (E) に示すような画像処理後の画像データが生成される。

【 0 0 4 5 】

また、画像処理部 2 1 は、X 線造影画像データ及び X 線非造影画像データの差分画像データに後処理としてオフセット処理が実行されていない場合には、画像処理前又は画像処理後の画像データの各画素値に一定の値を加算するオフセット処理を施すように構成される。

【 0 0 4 6 】

つまり、差分画像生成部 1 9、閾値処理部 2 0 及び画像処理部 2 1 においてそれぞれ生成される画像データは、直接表示対象とはならない。このため、画像データの画素値を正の値とするオフセット処理は、画像処理部 2 1 における画像処理前又は画像処理後に実行することもできる。画像処理部 2 1 により、画像処理後の画像データに対してオフセット処理が施された場合には、図 4 (E) に示すような画像データがオフセット値 S だけ正極側にシフトして図 4 (F) に示すような画像データが生成される。

【 0 0 4 7 】

画像演算部 2 2 は、画像処理部 2 1 における画像処理後の画像データと差分画像データとの間における画像演算によって表示用の診断画像データを生成する機能を有する。具体的には、図 2 に示すように、閾値処理及び画像処理後の DSA 画像データを、元の DSA 画像データから減算する画像演算が実行される。これにより、閾値処理によって抽出された特徴領域における画素値が DSA 画像データにフィードバックされる。

【 0 0 4 8 】

すなわち、ノイズ及びアーチファクトに対応する信号値の起伏を空間的に圧縮したデータが DSA 画像データから減じられることによって、ノイズ及びアーチファクトが低減され

10

20

30

40

50

た診断用の画像データが生成される。また、ノイズ及びアーチファクトに対応する信号値自体がそのままDSA画像データから減算されないため、不自然な診断画像データが生成されることを回避することができる。

【0049】

尚、画像演算の対象となる画像データは、いずれもオフセット処理後のデータとされる。このため、診断用の画像データは正の画素値を有し、輝度表示させることが可能な画像データとなる。

【0050】

表示処理部23は、閾値処理部20、画像処理部21及び画像演算部22によって生成された診断画像データ又は差分画像生成部19において生成されたDSA画像データに表示用の画像処理を施して表示装置6に表示させる機能を有する。表示用の画像処理としては、階調処理や空間フィルタ処理等の表示処理が挙げられる。

10

【0051】

次に医用画像処理装置15及びX線撮影装置1の動作および作用について説明する。

【0052】

図6は、図1に示す医用画像処理装置15を内蔵したX線撮影装置1により被検体OのDSA画像データを収集して表示させる際の流れを示すフローチャートである。

【0053】

まず予め入力装置5の操作によってDSA画像の収集及び生成が撮像条件及び画像処理条件としてデータ処理系6に入力される。そして、データ処理系6から撮像条件が制御系3

20

に出力される。また、画像処理条件が医用画像処理装置15に与えられる。

【0054】

次にステップS1において、寝台10の天板に被検体Oがセットされ、被検体OからX線画像データが収集される。DSA画像データを生成する場合には、造影剤注入装置13から被検体Oに造影剤が注入される。そして、造影剤の投与前後においてX線画像データが収集される。

【0055】

具体的には、制御系3の撮影位置制御装置12から撮像条件に応じた制御信号が出力され、駆動機構9が駆動する。これにより、X線照射部7及びX線検出器8が所定の位置に位置決めされる。一方、制御系3の高電圧発生装置11からX線照射部7のX線管に高電圧が印加される。これにより、X線管から被検体Oの撮像部位にX線が曝射される。そして、被検体Oを透過したX線がX線検出器8で検出される。

30

【0056】

次にX線検出器8からX線検出信号がA/D変換器14を介して医用画像処理装置15に出力される。これにより、画像生成部16において、デジタル化されたX線検出データが取得される。そして、画像生成部16は、X線検出データに対する公知のデータ処理を行うことによってX線画像データを生成する。

【0057】

画像生成部16において生成されたX線画像データは、画像取得部17に与えられる。そして、画像取得部17は取得したX線画像データを画像データ記憶部18に書き込んで保存する。尚、X線画像データは、造影剤の投与前後において収集される。従って、画像データ記憶部18には、X線造影画像データ及びX線非造影画像データが保存されることとなる。

40

【0058】

次に、ステップS2において、医用画像処理装置15は、X線画像データがDSA用であるか否かを判定する。そして、画像処理条件を参照してDSA用であると判定された場合には、ステップS3において差分画像生成部19が画像データ記憶部18からX線造影画像データ及びX線非造影画像データを読み込んで差分処理を実行する。これにより差分画像データが生成される。

【0059】

50

次に、ステップS 4において、医用画像処理装置 1 5 は、DSA画像データの生成のための画像処理条件としてアーチファクトの低減処理の実行が指示されているか否かを判定する。そして、アーチファクトの低減処理を実行する場合には、差分画像生成部 1 9 において生成された差分画像データが閾値処理部 2 0 に与えられる。

【 0 0 6 0 】

次に、ステップS 5において、閾値処理部 2 0 は差分画像データに対して閾値処理を実行する。すなわち、背景組織に対応する画像信号値を閾値として、閾値未満の画素値を閾値に置換する処理を差分画像データに対して実行する。これにより、背景組織に対応する画像信号値よりも大きい画像信号値を呈するノイズ領域及びアーチファクト領域が抽出される。

10

【 0 0 6 1 】

次に、ステップS 6において、画像処理部 2 1 は、閾値処理部 2 0 における閾値処理後の画像データに、信号値の起伏を低減させるスムージング処理等の画像処理を施す。

【 0 0 6 2 】

次に、ステップS 7において、画像演算部 2 2 は、画像処理部 2 1 における画像処理後の画像データと差分画像生成部 1 9 において生成された差分画像データとの間における画像演算によって表示用の診断画像データを生成する。具体的には、ノイズ及びアーチファクトに対応する画像処理後の画像データを差分画像データから減算することによって差分画像データからノイズ及びアーチファクトの成分が除去される。これによりアーチファクトが低減された診断画像データが得られる。

20

【 0 0 6 3 】

次に、ステップS 8において、表示処理部 2 3 は、画像演算部 2 2 から診断画像データを取得して表示処理を施す。尚、ステップS 4において、アーチファクトの低減処理を実行しないと判定された場合には、差分画像生成部 1 9 において生成された差分画像データが表示処理部 2 3 に診断画像データとして与えられる。このため、表示処理部 2 3 は、差分画像データに対して表示処理を施す。また、ステップS 2において、DSA用の撮影ではないと判定された場合には、表示処理部 2 3 が表示対象となるX線画像データを画像データ記憶部 1 8 から読み込む。そして、読み込んだX線画像データに対して表示処理が実行される。

【 0 0 6 4 】

30

次に、ステップS 9において、表示処理部 2 3 は、表示処理後の診断画像データを表示装置 6 に出力する。これにより、表示装置 6 には、診断画像が表示される。そして、ユーザは表示装置 6 に表示された診断画像を観察することができる。

【 0 0 6 5 】

つまり以上のような医用画像処理装置 1 5 及びX線撮影装置 1 は、DSA画像データに対する閾値処理によってノイズ成分及びアーチファクト成分を抽出し、抽出したノイズ成分及びアーチファクト成分の起伏を低減させる画像処理を行った後にDSA画像データから減算することによって表示用の診断画像データを生成するようにしたものである。

【 0 0 6 6 】

このため、医用画像処理装置 1 5 及びX線撮影装置 1 によれば、被検体Oに動き等があった場合であっても、DSA画像におけるアーチファクトを低減することができる。このため、診断に好適なDSA画像を表示させることが可能となる。

40

【 0 0 6 7 】

特に、ノイズ成分及びアーチファクト成分を抽出するための閾値を、背景組織に対応する画素値以上に設定することにより、血管領域における画素値がノイズ成分及びアーチファクト成分として抽出されることを回避できる。このため、アーチファクトの低減処理によって元データとなるDSA画像データから血管が消えたり、ボケ及び濃度変化が生じるといった副作用を防止することができる。そして、特に背景部分よりも明るい高信号域として目立つアーチファクトの大部分を低減することができる。

【 0 0 6 8 】

50

尚、背景部分よりも暗く表示されるアーチファクトについては、輝度によって被検体Oの動きに伴うアーチファクトであることが容易に判断できる。このため、低信号域として出現するアーチファクトは、診断上重大な支障とはならない。

【0069】

また、ノイズ成分及びアーチファクト成分は、平滑化处理等の画像処理によって起伏が低減された状態で差分画像データから減算される。すなわち、アーチファクトのエッジ部分やノイズの振幅部分等の高周波成分が相対的に小さくなった状態で差分画像データから減算される。このため、画像処理を行わずにノイズ成分及びアーチファクト成分を差分画像データから減算する場合に比べて、不自然感を低減することができる。

【0070】

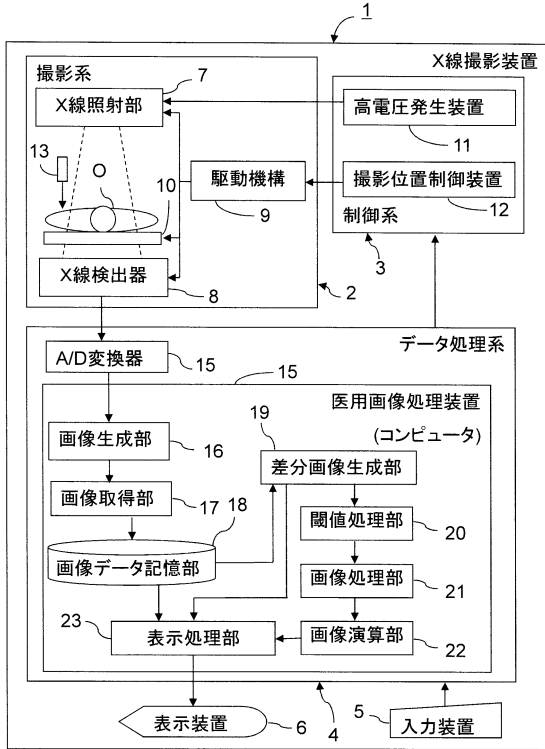
以上、特定の実施形態について記載したが、記載された実施形態は一例に過ぎず、発明の範囲を限定するものではない。ここに記載された新規な方法及び装置は、様々な他の様式で具現化することができる。また、ここに記載された方法及び装置の様式において、発明の要旨から逸脱しない範囲で、種々の省略、置換及び変更を行うことができる。添付された請求の範囲及びその均等物は、発明の範囲及び要旨に包含されているものとして、そのような種々の様式及び変形例を含んでいる。

【符号の説明】

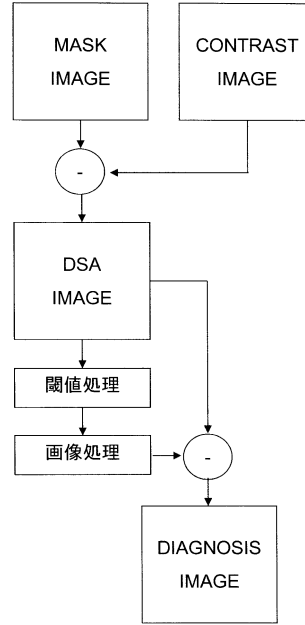
【0071】

1	X線撮影装置	
2	撮影系	20
3	制御系	
4	データ処理系	
5	入力装置	
6	表示装置	
7	X線照射部	
8	X線検出器	
9	駆動機構	
10	寝台	
11	高電圧発生装置	
12	撮影位置制御装置	30
13	造影剤注入装置	
14	A/D変換器	
15	医用画像処理装置(コンピュータ)	
16	画像生成部	
17	画像取得部	
18	画像データ記憶部	
19	差分画像生成部	
20	閾値処理部	
21	画像処理部	
22	画像演算部	40
23	表示処理部	
O	被検体	

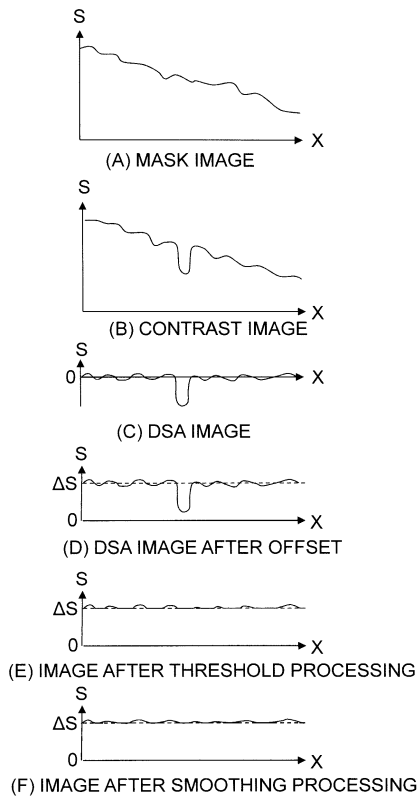
【図1】



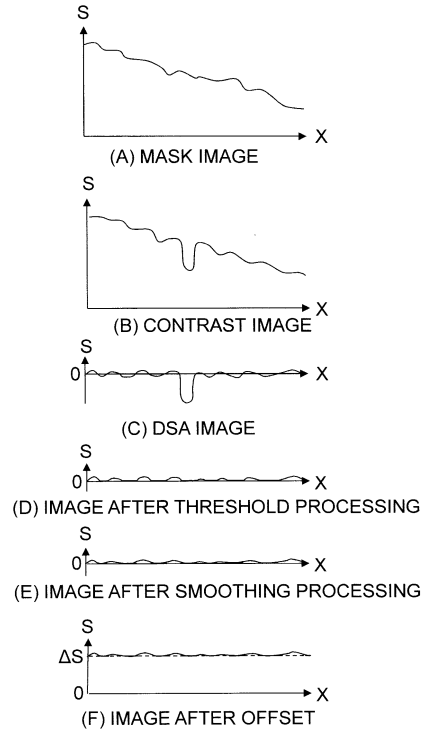
【図2】



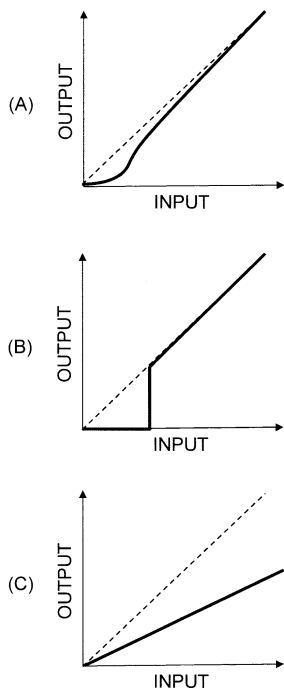
【図3】



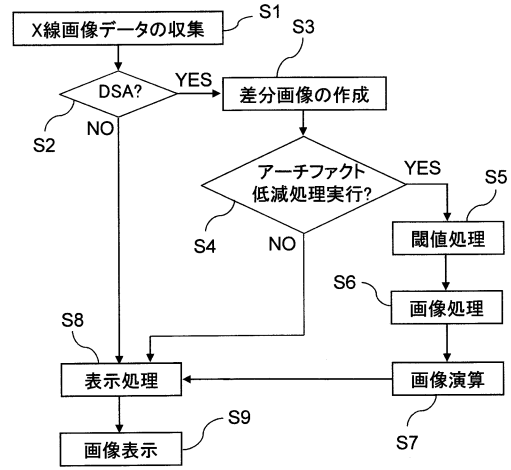
【図4】



【図5】



【図6】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2010-193975(JP,A)
特開2011-245158(JP,A)
特開平03-182233(JP,A)
米国特許出願公開第2011/0235889(US,A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 6/00 - 6/14
G06T 1/00