(19)日本国特許庁(JP)　(12)特　許　公　報(B2)　(11)特許番号
特許第4006083号
(P4006083)
(45)発行日　平成19年11月14日(2007.11.14)　(24)登録日　平成19年8月31日(2007.8.31)

(51)Int.Cl.　　F I
G06T 5/00 (2006.01)　　G06T 5/00 100
A61B 6/00 (2006.01)　　A61B 6/00 350S

請求項の数 5　(全 9 頁)

(21)出願番号　特願平10-91713
(22)出願日　平成10年4月3日(1998.4.3)
(65)公開番号　特開平11-288462
(43)公開日　平成11年10月19日(1999.10.19)
審査請求日　平成16年6月4日(2004.6.4)

(73)特許権者　000001007
キヤノン株式会社
東京都大田区下丸子３丁目３０番２号
(74)代理人　100090273
弁理士　國分　孝悦
(72)発明者　井上　仁司
東京都大田区下丸子３丁目３０番２号　キヤノン株式会社内

審査官　岡本　俊威

(56)参考文献　特許第３７５４８０７（ＪＰ，Ｂ２）

最終頁に続く

(54)【発明の名称】画像処理装置、方法及びコンピュータ読み取り可能な記憶媒体

(57)【特許請求の範囲】

【請求項１】

標準画像のヒストグラムを平坦化するための階調変換の逆階調変換機能を有する逆階調変換手段と、

入力画像のヒストグラムを平坦化するための階調変換機能を有する階調変換手段と、

前記階調変換手段により階調変換した第一の入力画像から、前記階調変換手段により階調変換した第二の入力画像を減算して差分画像を得る減算手段とを有し、

前記逆階調変換手段は、前記減算手段で得た差分画像を変換することを特徴とする画像処理装置。

【請求項２】

前記標準画像として、前記第一の入力画像又は前記第二の入力画像を用いることを特徴とする請求項１に記載の画像処理装置。

【請求項３】

前記入力画像は医療画像であり、前記標準画像は、前記入力画像と同一の部位を示すことを特徴とする請求項１に記載の画像処理装置。

【請求項４】

標準画像のヒストグラムを平坦化するための階調変換の逆階調変換を行う逆階調変換ステップと、

入力画像のヒストグラムを平坦化するための階調変換を行う階調変換ステップと、

前記階調変換ステップにより階調変換した第一の入力画像から、前記階調変換ステップ

により階調変換した第二の入力画像を減算して差分画像を得る減算ステップとを有し、
前記逆階調変換ステップは、前記減算ステップで得た差分画像を変換することを特徴とする画像処理方法。
【請求項５】
コンピュータを、標準画像のヒストグラムを平坦化するための階調変換の逆階調変換機能を有する逆階調変換手段と、入力画像のヒストグラムを平坦化するための階調変換機能を有する階調変換手段と、前記階調変換手段により階調変換した第一の入力画像から、前記階調変換手段により階調変換した第二の入力画像を減算して差分画像を得る減算手段として機能させるためのプログラムであり、前記逆階調変換手段が前記減算手段で得た差分画像を変換するプログラムを記憶したことを特徴とするコンピュータ読み取り可能な記憶媒体。
【発明の詳細な説明】
【０００１】
【発明の属する技術分野】
本発明は、２つの画像を演算し差分をとる装置、詳しくは医療分野において同一被写体の条件を変えた複数の画像を演算処理するサブトラクション装置に用いて好適な画像処理装置、方法及びコンピュータ読み取り可能な記憶媒体に関する。
【０００２】
【従来の技術】
従来より、Ｘ線などの放射線の透過率分布を画像化して、物体の内部構造を可視化する場合において、異なるエネルギー分布をもつ２つの放射線を用い、物体内部の特定の構成要素が特有の放射線透過特性（放射線エネルギー吸収特性）を持つことを利用して、２つの透過率分布画像を収集し、デジタル化した後、それぞれの画像間の演算により、特定の物体の内部の構成要素を抽出もしくは消去した画像を得る、いわゆるエネルギーサブトラクション処理が行われている。特に、医療用のＸ線画像処理においては、骨部分の消去、抽出など、診断上きわめて有効な処理として用いられている。
【０００３】
図４は従来のエネルギーサブトラクション装置を示す。図４において、１はＸ線を発生する管球を示し、２は被写体である人体、３は放射線分布を画素に分解し、電気信号に変換する固体撮像素子としてのＣＣＤ、４はアナログ電気信号をデジタル値に変換するＡ／Ｄ変換器、５はＣＣＤ３のオフセット・ゲインのバラツキを補正するオフセット・ゲイン補正部、６は得られた放射線強度に比例したデジタル値を対数値に変換する対数変換部であり、７及び８は画像データを記憶するメモリを示す。このメモリ７、８は信号バス１１に接続されている。９は信号処理を行う中央演算処理装置（ＣＰＵ）であり、バス１１を通して、メモリ７、８をアクセスできる。１０は処理手順をプログラムとして記録されたＦＤ、ＨＤ、ＭＯＤなどのプログラムを記憶した記憶媒体である。また、最終的なエネルギーサブトラクションされた画像はバス１１につながれたメモリ１２へ格納される。
【０００４】
次に動作について説明する。まず、Ｘ線管球１から第１のエネルギー分布でＸ線を放射し、ＣＣＤ３で電気信号に変換し、Ａ／Ｄ変換器４でデジタル値に変換、オフセット・ゲイン補正部５で補正を行った後、対数変換部６で対数値に比例した値に変換してメモリ７に一旦記憶する。次に第２のエネルギー分布でＸ線管球１からＸ線を放射し、同様の手続きでメモリ８に対数変換された画像を一旦記憶する。
【０００５】
上記のようにして得られた対数変換された２つの画像のある１つの画素に着目し、その部分には人体中の骨と軟部組織の両方を通過したＸ線が到来するとする。第１のエネルギー分布における骨の放射線透過率をμ_1、軟部組織の放射線透過率をμ_2とし、それぞれ厚みをt_1、t_2として、その部分の第１の入力放射線強度をI_1とすると、透過する放射線強度H_1は、

$$H_1 = I_1 \exp(-\mu_1 t_1) \exp(-\mu_2 t_2) \quad \cdots\cdots(1)$$

【０００６】
同様に、第２のエネルギー分布における同部分の骨の放射線透過率をμ′$_1$、軟部組織の放射線透過率をμ′$_2$とし、それぞれ厚みをt_1、t_2として、その部分の第２の入力放射線強度をI_2とすると、透過する放射線強度H_2は、
$H_2 = I_2 \exp(-\mu'_1 t_1) \exp(-\mu'_2 t_2)$ ……（２）
【０００７】
これらの対数変換に比例したデジタルデータが画素値として記憶されるので、対応する画素データh_1、h_2は
$h_1 = K(\mu_1 t_1 + \mu_2 t_2) + C_1$ ……（３）
$h_2 = K(\mu'_1 t_1 + \mu'_2 t_2) + C_2$ ……（４）
K、C_1、C_2は定数。
【０００８】
この式（３）、（４）を連立方程式と捉え、透過率値もしくはそれらの比が明確であれば、骨部の厚みt_1、軟部組織の厚みt_2を、定数としてのオフセット値との和として得られる。このオフセット値は画像全体にほぼ一定であるので、画像を見やすくするため又は負の画素データをなくすために適当なオフセット値を加えるか、反転するなどして、エネルギーサブトラクション画像を得た後、メモリ１２へ記憶する。
もちろん、画像は２つの条件で撮影するのではなく、複数の条件で撮影し、それらの適切な演算により、１つもしくは複数の部位を消去・強調した画像を得ることも可能である。
【０００９】
【発明が解決しようとする課題】
Ｘ線画像を用いての診断には長い歴史があり、その中での経験から、医師は人体特有の通常の画像濃度分布を見慣れており、それを用いた診断の訓練をしている。従って、エネルギーサブトラクションされた画像、例えば骨部分を消去して、血管・腫瘍などの軟部組織のみの画像を抽出したとしても、そられは、（３）、（４）式の連立方程式の解であり、本来のＸ線透過率とは異なるものを画像化したものなので、画像の階調特性が医師の見慣れないものとなり、診断効率を落とす可能性がある。
【００１０】
さらに言えば、エネルギーサブトラクションされた画像は、その撮影条件（２つのＸ線エネルギー分布）により、出力画像の階調特性は異なってしまうものであり、そのままオフセットのみを修正しただけでは、撮影条件に依存しない安定した階調特性は得難い。
【００１１】
そこで、本発明は、エネルギーサブトラクションで得られた画像を階調変換し、本来のＸ線画像と同様の階調特性に近づけ、診断効率の低下を防ぐことを目的としている。
【００１２】
【課題を解決するための手段】
本発明による画像処理装置は、標準画像のヒストグラムを平坦化するための階調変換の逆階調変換機能を有する逆階調変換手段と、入力画像のヒストグラムを平坦化するための階調変換機能を有する階調変換手段と、前記階調変換手段により階調変換した第一の入力画像から、前記階調変換手段により階調変換した第二の入力画像を減算して差分画像を得る減算手段とを有し、前記逆階調変換手段は、前記減算手段で得た差分画像を変換することを特徴とする。
【００１３】
本発明の画像処理方法は、標準画像のヒストグラムを平坦化するための階調変換の逆階調変換を行う逆階調変換ステップと、入力画像のヒストグラムを平坦化するための階調変換を行う階調変換ステップと、前記階調変換ステップにより階調変換した第一の入力画像から、前記階調変換ステップにより階調変換した第二の入力画像を減算して差分画像を得る減算ステップとを有し、前記逆階調変換ステップは、前記減算ステップで得た差分画像を変換することを特徴とする。
【００１４】

本発明の記憶媒体は、コンピュータを、標準画像のヒストグラムを平坦化するための階調変換の逆階調変換機能を有する逆階調変換手段と、入力画像のヒストグラムを平坦化するための階調変換機能を有する階調変換手段と、前記階調変換手段により階調変換した第一の入力画像から、前記階調変換手段により階調変換した第二の入力画像を減算して差分画像を得る減算手段として機能させるためのプログラムであり、前記逆階調変換手段が前記減算手段で得た差分画像を変換するプログラムを記憶したことを特徴とする。

【００１５】

【発明の実施の形態】

まず、本発明を原理的に説明する。

本発明では、エネルギーサブトラクションで得られた画像を階調変換し、本来のＸ線画像と同様の階調特性に近づけ、診断効率の低下を防ぐために、具体的にはヒストグラム平坦化技術を用い、エネルギーサブトラクションされた画像のヒストグラムを大局的に元の画像又は標準的なＸ線画像のヒストグラムに合致させる。

【００１６】

この手法の第１段階は、基準画像としての元のＸ線画像（差分する前の画像（両者の平均でも可）又は標準的なＸ線画像のヒストグラム平坦化を行う階調変換テーブル（第３の階調補正条件）を作成し、その逆変換テーブル（第１の階調補正条件）を作成することである（第１の階調補正条件を求める手段）。

【００１７】

次の第２の段階では、入力画像としてのエネルギーサブトラクションされた画像に対して、やはりヒストグラム平坦化を行う階調変換テーブル（第２の階調補正条件）を作成し（第２の階調補正条件を求める手段）、同一の画像に対してその階調変換テーブルを通過させ、階調変換を行う。この段階で、一般の任意の画像のヒストグラムは平坦化される。

【００１８】

最終段階では、上記ヒストグラムが平坦化されたエネルギーサブトラクション画像を上記元のＸ線画像又は標準的なＸ線画像の逆変換テーブルを用いて階調変換する。

【００１９】

上記の３段階の手段により、一般の任意の画像のヒストグラムは、大局的に標準画像のヒストグラムと同様の形状に変換される。

【００２０】

デジタル画像のヒストグラムは、画像の画素値ｘの１画像中の全部又は一部の頻度分布として得られ、これをｆ（ｘ）と表すと、そのｆ（ｘ）を変形させ、大局的に分布の密度を均一平坦化させる技術がヒストグラム平坦化である。ヒストグラム平坦化は画像データを以下で示す階調変換テーブルＨ（ｘ）を通過させて実施される。

【００２１】

【数１】

$$H(x)=\frac{\sum_{i=M0}^{x} f(i)}{\sum_{i=M0}^{M1} f(i)}(M1-M0)+M0\ ,\quad M0\leq x\leq M1 \qquad \text{------(5)}$$

【００２２】

上記（５）式でＭ０はデジタルデータの持つ最小値、Ｍ１はデジタルデータの持つ最大値を表し、入力のデジタルデータの幅（ビット数）と出力デジタルデータの幅（ビット数）を同じものとしている（例、一般的な１２ビットデータの場合Ｍ０＝０、Ｍ１＝４０９５）。この平坦化する階調変換テーブルＨ（ｘ）によってヒストグラムｆ（ｘ）を持つ画像、すなわち元になった画像を階調変換すれば大局的に分布の密度を均一平坦化させることは容易に推測される。

【００２３】

上述の第１段階では、標準画像のヒストグラムf_0（ｘ）から（５）式を用いてヒストグラム平坦化階調変換テーブルH_0（ｘ）を作り、さらにその逆変換テーブルH_0^*（ｘ）を作る。H_0（ｘ）は一般的に解析的な関数ではないため、逆関数である逆変換テーブルH_0^*（ｘ）解析的に求め得ないが、入出力が逆になるような変換テーブルは簡便なルーチン作業（プログラム）によって容易に求められる。あるいは、Ｈ（ｘ）を解析的な関数に近似して（最小２乗法などによる）H_0^*（ｘ）を解析的に近似してもよい。この求められた逆変換テーブルH_0^*（ｘ）には、平坦化されたヒストグラムを持つ画像を、逆に標準画像と同等のヒストグラムを持つような画像に変換する機能があることは明らかである。この様子を図１に示す。

【００２４】

図１（ａ）は、元のＸ線画像又は標準的なＸ線画像ヒストグラムf_0（ｘ）を表し、横軸が画素値、縦軸が頻度値である。（ｂ）はヒストグラム平坦化階調変換テーブルH_0（ｘ）であり、横軸が入力、縦軸が出力である。（ｃ）はヒストグラムを持つ画像を（ｂ）の入出力特性を持つ変換テーブルを通した出力画像のヒストグラムを模式的に描いたものであり、平坦化されている。

【００２５】

この（ａ）→（ｂ）→（ｃ）という流れは、逆にたどることができ、（ｃ）→（ｂ）→（ａ）という変換も可能である（当然、限られた階調数を持つテーブルでの変換であるため、失われる情報もないわけではなく、完全に可逆であるとは言い切れない）。このとき（ｂ）階調変換テーブルは縦軸が入力、横軸が出力である逆関数H_0^*（ｘ）となる。

【００２６】

次に、上述の第２段階では、元のＸ線画像又は標準的なＸ線画像とは異なるヒストグラムを持つエネルギーサブトラクションされた画像のヒストグラム平坦化を、やはり（５）式により行う。すなわち、エネルギーサブトラクションされた画像のヒストグラムf_1（ｘ）から（５）式を用いてヒストグラム平坦化階調変換テーブルH_1（ｘ）を作る。この様子を図４で示す。

【００２７】

同図で（ｄ）はヒストグラムf_1（ｘ）（横軸：画素値、縦軸：頻度値）であり、（ｅ）がヒストグラム平坦化階調変換テーブルH_1（ｘ）である（横軸：入力、縦軸：出力）。そして、（ｃ）が結果的に平坦化されたヒストグラムを表す。

【００２８】

上述の最終段階では、この（ｃ）の平坦なヒストグラムを持つ画像が（ｂ）のH_0^*（ｘ）によって変換されるので、結果的に（ａ）の標準的なヒストグラムを持つ画像に変換されることが、容易に理解できる。

【００２９】

以上の説明の中で、注意すべきは画像は離散的なデジタル値であるため、ヒストグラム平坦化テーブルを通しても、完全にヒストグラムが平坦になるのではなく、大局的に見た密度が変化して一定になるだけであり、上述の３段階で得られる結果的な画像のヒストグラムも完全に標準画像のヒストグラムに一致するわけではない。しかし、大局的に見て一致していれば、人間の肉眼ではほぼ一致した特性の画像として認識される。

【００３０】

また、これらの処理は、エネルギーサブトラクションされた画像に対してだけではなく、一般の造影剤を用いた（造影剤あり、なしの差分）サブトラクション画像（いわゆる時間サブトラクション）に対しても問題無く有効に働く。

【００３１】

次に、上記原理に基づく本発明の実施の形態を説明する。

図２は本発明を実施した画像処理装置としてのエネルギーサブトラクション装置の実施の形態をブロック図として示したものであり、符号１～１２は従来例の図４と同様であるので説明を省略する。図２において、１３はメモリ１２へ格納されたエネルギーサブトラクションされた画像を階調変換した最終的な画像を格納するメモリであり、１４、１５は、

データ変換を行う参照テーブル（ルックアップテーブル、以下ＬＵＴ）であり、このＬＵＴ１４、１５を用いて階調変換を行う。

【００３２】

次に第１の実施の形態の動作を説明する。

メモリ１２へエネルギーサブトラクションされた画像が格納されるまでの手順は従来の技術で説明したので、それ以後の階調変換部分を説明する。また、その手順を図３のフローチャートに示す。

最初のステップＳ１として、メモリ１２に格納してあるエネルギーサブトラクションされた画像のヒストグラムデータから（５）式に従ってヒストグラム平坦化を行うためのＬＵＴデータを作成し、ＬＵＴ１４へ記憶する。

【００３３】

次に、原画像であるメモリ７又は８の画像又はそれらを平均した画像のヒストグラムデータから（５）式に従ってヒストグラム平坦化を行うためのＬＵＴデータを作成し、その逆関数を演算した後、ＬＵＴ１５へ記憶する（ステップＳ２）。最終段階で、エネルギーサブトラクションされた画像データを順次メモリ１２から読み出し、ＬＵＴ１４で数値変換した後、変換されたデータをさらにＬＵＴ１５で数値変換する（階調補正を行う手段）。この変換した画像データを階調変換された画像として順次メモリ１３へ格納し、これをメモリ１２の全データについて行う（ステップＳ３～Ｓ６）。

【００３４】

以上の操作によりメモリ１３に得られるサブトラクション画像は従来のＸ線画像と同等の階調特性を持つ安定した階調特性を示す画像に変換されたものとなる。

【００３５】

尚、本実施の形態においては、ＬＵＴ１４とＬＵＴ１５とを分解して示したが、これらの数値変換を合成して、一つのＬＵＴとしても同様の効果が得られる。

また、図３のステップＳ１、Ｓ２の順序関係はどちらでも良い。

【００３６】

次に、第２の実施の形態を説明する。

第１の実施の形態では、原画像に階調を合わせたが、階調特性は特に原画像に合わせる必要はなく、標準的なＸ線画像の階調特性、又はエネルギーサブトラクション画像を見るための理想的な階調特性、又は撮影する人体部位に依存した理想的な階調特性に合わせることも可能である。

【００３７】

本実施の形態は、階調特性を所望のものにすることにより、撮影条件に依存しない安定した階調特性をもつエネルギーサブトラクション画像を得ることができるようにしたものである。

具体的には、図３のステップＳ２において、ＬＵＴ１５へ格納する平坦化する逆関数のＬＵＴデータを所望のヒストグラムデータから作る。

また、所望のヒストグラムデータが撮影毎に変わらなければ、このステップＳ２は２回目からは省略できる。

【００３８】

次に、第３の実施の形態を説明する。

本実施の形態は、エネルギーサブトラクションのみでなく、他のサブトラクション、例えば造影剤に注入前後の差分をとる、いわゆる時間サブトラクション画像の階調特性を安定化させることにも適応できるようにしたものである。

【００３９】

これらのエネルギーサブトラクションにおいて、２つの異なる撮影条件で画像を得るのではなく、それ以上の複数の条件で得られた画像に対して、適切な演算をして差分又は加算することにより、特定の部位もしくは臓器を消去・強調した画像に対しても同様なヒストグラム変換を行うことができる。

【００４０】

尚、本発明を構成する記憶媒体１０は図３の処理を含むプログラムを格納しており、この記憶媒体１０を他の同等のシステム、装置、計算機などに用いても本発明と同等の効果が得られる。この記憶媒体１０としては半導体メモリ、光ディスク、光磁気ディスク、磁気媒体等を用いてよい。

【００４１】

【発明の効果】

以上説明したように、本発明によれば、エネルギーサブトラクションもしくは他のサブトラクション画像において、サブトラクション画像のヒストグラム特性を所望の分布に変換することにより、撮影条件にかかわりなく常に安定した階調特性を有する出力画像が得られる。

【図面の簡単な説明】

【図１】本発明を原理的に説明するための特性図である。

【図２】本発明によるエネルギーサブトラクション装置の実施の形態を示すブロック図である。

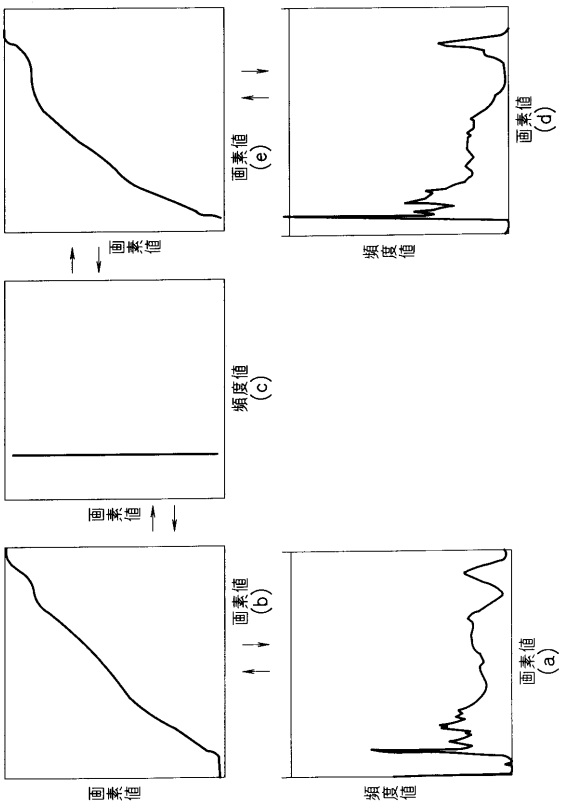
【図３】動作を示すフローチャートである。

【図４】従来のエネルギーサブトラクション装置のブロック図である。

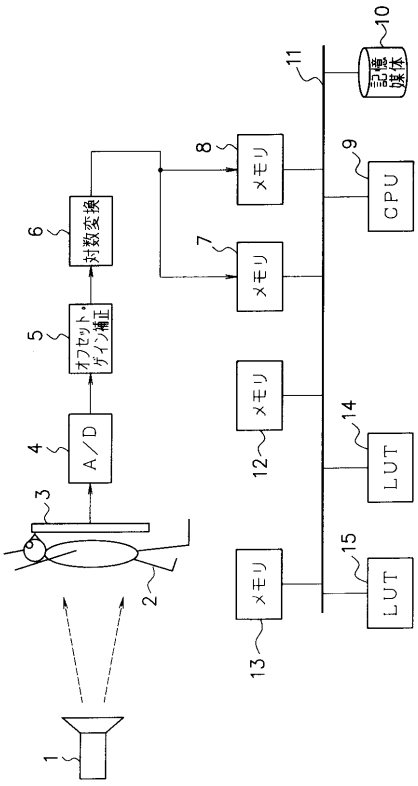
【符号の説明】

１　Ｘ線発生装置
３　Ｘ線放射分布／電圧分布変換パネル
４　Ａ／Ｄ変換器
６　対数変換装置
７、８、１２、１３　メモリ
９　中央演算処理装置
１０　記憶媒体
１４、１５　ルックアップテーブル

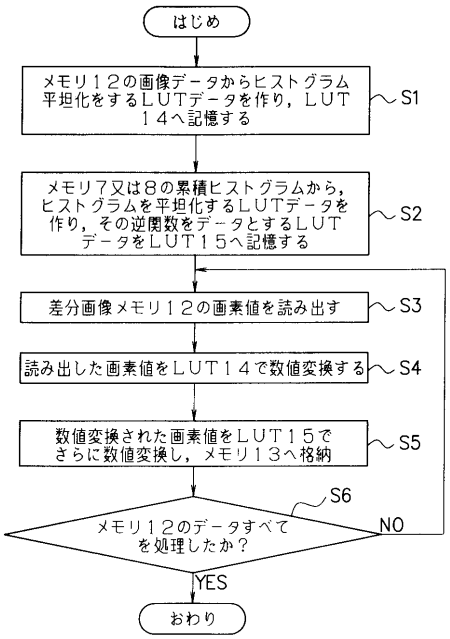
【図１】



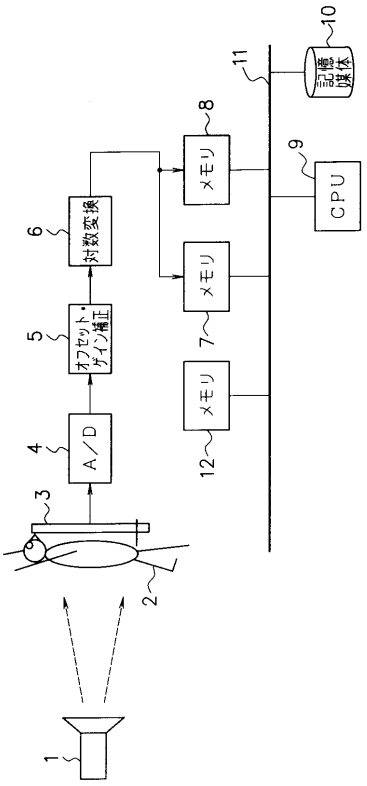
【図２】



【図３】


はじめ
メモリ１２の画像データからヒストグラム平坦化をするＬＵＴデータを作り，ＬＵＴ１４へ記憶する
S1
メモリ７又は８の累積ヒストグラムから，ヒストグラムを平坦化するＬＵＴデータを作り，その逆関数をデータとするＬＵＴデータをＬＵＴ１５へ記憶する
S2
差分画像メモリ１２の画素値を読み出す
S3
読み出した画素値をＬＵＴ１４で数値変換する
S4
数値変換された画素値をＬＵＴ１５でさらに数値変換し，メモリ１３へ格納
S5
S6
メモリ１２のデータすべてを処理したか？
NO
YES
おわり

【図４】


10
記憶媒体
11
8
メモリ
9
CPU
6
対数変換
メモリ
5
オフセット・ゲイン補正
7
メモリ
4
A／D
12
3
2
1

フロントページの続き

(58)調査した分野(Int.Cl., ＤＢ名)
G06T 5/00 - 5/50
A61B 6/00
H04N 5/325