(19)日本国特許庁(JP)　(12)特　許　公　報(B2)　(11)特許番号
特許第3683914号
(P3683914)
(45)発行日　平成17年8月17日(2005.8.17)　(24)登録日　平成17年6月3日(2005.6.3)

(51)Int.Cl.[7]　F I
G06T　5/10　G06T　5/10

請求項の数 7　(全 18 頁)

(21)出願番号　特願平6-37721
(22)出願日　平成6年2月10日(1994.2.10)
(65)公開番号　特開平6-301766
(43)公開日　平成6年10月28日(1994.10.28)
審査請求日　平成13年2月6日(2001.2.6)
審判番号　不服2002-12467(P2002-12467/J1)
審判請求日　平成14年7月4日(2002.7.4)
(31)優先権主張番号　93200375.9
(32)優先日　平成5年2月11日(1993.2.11)
(33)優先権主張国　ドイツ(DE)

(73)特許権者　591023136
アグファ・ゲヴェルト・ナームロゼ・ベンノートチャップ
AGFA-GEVAERT NAAMLOZE VENNOOTSCHAP
ベルギー国モートゼール、セプテストラート　２７
(74)代理人　100103816
弁理士　風早　信昭
(72)発明者　ペテル・ヴュルステク
ベルギー国モートゼール、セプテストラート　２７　アグファ・ゲヴェルト・ナームロゼ・ベンノートチャップ内

最終頁に続く

(54)【発明の名称】ピラミッド的画像分解に基づいた放射線画像の多重処理法

(57)【特許請求の範囲】
【請求項１】
原の放射線画像のディジタル表示を処理する方法であって；
１）前記画像を、多重スケールで局部的画像細部を表示する多重解像度表示に変形し；
２）前記多重解像度表示をメモリに記憶させ；
３）少なくとも二つの個別の処理サイクルを適用することによって少なくとも二つの異なる処理をされた画像を作製し、その各処理サイクルが下記ステップ：すなわち
４）前記多重解像度表示を前記メモリから検索し、
５）少なくとも一つの解像度レベルで、引き数値が増大するにつれて傾斜が徐々に減少する少なくとも一つの非線形の単調に増大する奇転換関数を適用することにより前記多重解像度表示を修正し、
６）処理された画像を、前記変形の逆を前記の修正された多重解像度表示に適用することによって得る、ステップからなる；
ことを特徴とする原の放射線画像のディジタル表示を処理する方法。
【請求項２】
最も微細な解像度レベルの細部画像が、原画像と、原画像の低域フィルタリングによって得られる画像との間の画素に従った差として得られ、および連続している粗の解像度レベルの細部画像が、原画像の二つの低域フィルタリングがなされたバージョン間の画素に従った差異を取ることによって得られ、２番目は前者より帯域幅が小さい請求項１記載の方法。

【請求項３】
連続する粗の解像度レベルの細部画像が、
ａ）次の粗のレベルの近似画像を、現行の反復に対応する近似画像に低域フィルタを適用することによって計算し、次いで第一反復の過程で前記低域フィルタへの入力として原画像を使用して、上記結果を、空間周波数の帯域幅におけるリダクションに比例してサブサンプリングし、
ｂ）現行の反復に対応する近似画像と、サブａ）の方法により計算された次の粗の解像度レベルの近似画像との間の画素に従った差として細部画像を計算し、両方の画像は後者の画像の適正な補間で見当合わせがなされる
ステップのＫ回の反復の結果として得られ；
残留画像は最後の反復によって作製された近似画像に等しく；
ｃ）前記の処理された画像は、最も粗の細部画像と残留画像から出発する下記の手順すなわち
同じ解像度レベルの修正細部画像を、その前の反復に対応する粗の解像度レベルの近似画像に、画素に従って加えることによって、現行の解像度レベルの近似画像を計算し、第一反復の過程において、残留画像を粗の近似画像の代わりに用いて、後者の画像の適正な補間によって、両方の画像の見当合わせを行う、
手順をＫ回反復することによって得られる
請求項１記載の方法。
【請求項４】
前記多重解像度表示が、多重解像度レベルの細部画像と残留係数を含み；各細部画像が、一組の予め決められた基本関数からの対応する基本関数の原画像に対する相対的寄与を表す一組の細部係数を含み、前記の各関数が、特定の解像度レベルの細部画像を示しかつ非周期的でかつゼロの平均値を有し；ならびに前記変形が、前記細部係数および前記残留係数に適用された場合に原画像またはそれにごく近似した画像を戻す逆変形が存在することを特徴とする；
請求項１記載の方法。
【請求項５】
前記基本関数が別個のウエーブレットである請求項４記載の方法。
【請求項６】
前記非線形の奇転換関数が、傾斜が一定もしくは増大する最低の絶対引き数値の領域以外は、引き数値が増大するにつれて徐々に減少する傾斜を有する請求項１記載の方法。
【請求項７】
前記メモリから検索された前記多重解像度表示が、画像内容の推定量の関数として、推定ノイズレベルにしたがって修正される請求項１記載の方法。
【発明の詳細な説明】
【０００１】
【産業上の利用分野】
本発明は、多重相違処理ディジタル画像（ multiple differently processed digital image ）を作製する方法と装置に関する。
さらに詳しくは、コンピュータ放射線装置またはコンピュータトモグラフィ装置のような医学的放射線の撮像装置に用いる上記方法に関する。
【０００２】
【従来の技術】
ディジタル放射線写真の技術分野ではさまざまの画像捕捉技術が開発され、放射線の画像のディジタル表示がなされている。
このような技術の中には、電算トモグラフィ、核磁気共鳴法、超音波検出法、ＣＣＤセンサまたはビデオカメラによる放射線画像の検出法、放射線写真フィルム走査法などがある。
【０００３】

さらに他の技術では、物体の放射線画像例えばＸ線画像が、１９９２年９月１６日に刊行されたヨーロッパ特許願公開第５０３７０２号および米国特許願第０７／８４２６０３号に記載されているリン光体の中の一つのような光刺激性リン光体（ photostimulable phosphor）からなるスクリーンに記憶される。その記憶された放射線画像を読取る方法は、適正な波長のレーザ光のような刺激放射線で該スクリーンを走査し、刺激した際に発せられる光を検出してその発せられた光を例えば光電子増倍管によって電気的表示に変換し、次いで最後にその信号をディジタル化することからなる方法である。

【０００４】

ディジタル放射線写真装置の利点の一つは、ディジタル画像表示を、ディスプレイまたはハードコピー記録を行う前に処理できることにある。本願において“処理”という用語は、ノイズフィルタリング、コントラストエンハンスメント、データ圧縮などのようなあらゆる種類の画像処理を意味する。

【０００５】

いくつかのディジタル撮像装置では、同じ画像に基づいて多数のハードコピーまたはディスプレイを作るのに、同じ原画像を異なる方法で処理しなければならない。一つの画像のこれらの各種のバージョンは、放射線医師が特定の診断を行うのに有用である。

【０００６】

例えば一つの原画像の各種のバージョンが作られ、各種のコントラスト増大修正曲線または各種の窓レベル設定などを考慮しながら処理される。例えば各種のカーネルサイズ（ kernel size ）によって処理されたいくつもの画像を製造しなければならない場合、エッジエンハンスメントを行うための不鮮明なマスキングのような、時間がかかり一般に複雑であるかまたは非線形の隣接の操作を繰返さなければならない。

【０００７】

ディジタル放射線の画像は通常、約１０ＭＢディジタルデータによって表示される。このような量のデータを処理するのに必要な電算時間は、１処理サイクル数分のオーダーになる。

したがって、一つの画像の異なる処理を行って多数のバージョンが必要な場合には、電算時間に関する限り処理手順を最適化することが極めて望ましい。

【０００８】

ディジタル画像処理の技術分野では、多重解像度計算（ multiresolution computation ）の新規なパラダイムがこの１０年間に発展してきた。なおこの処理法は時にはピラミッド画像処理法と呼ばれる。この概念によれば、多数のセットの処理パラメータが使用され、広範囲の細部サイズに同調される。ピラミッド分解の基本概念と有効な実施法は、 Burt P. J.,“ Fast Filter Transforms for Image Processing ”, Computer Graphics and Image Processing １６巻、２０～５１頁、１９８１年； Crowley J. L. , Stern R. M. ,“ Fast Computation of the Difference of Low - Pass Transform”, IEEE Trans. on Pattern Analysis and Machine Intelligence、６巻、２号、１９８４年３月に記載されている。他の多重解像度表示法は、 Mallat S. G. ,“ A Theory for Multiresolution Signal Decomposition ; The Wavelet Representation ”, IEEE Trans. on Pattern Analysis and Machine Intelligence、１１巻、７号、１９８９年７月； Ebrahimi T. , Kunt M. ,“ Image compression by Gabor Expansion ”, Optical Engineering, ３０巻、７号、８７３～８８０頁、１９９１年７月に提供されている。

【０００９】

現在まで、この種の画像処理技術の主目的は、画像の圧縮とコーディングに向けられている（ Arbeiter J. H.,“ Multidimensional video image processing architecture ”, Optical Engineering 、２５巻、７号、８７５～８８０頁、１９８６年７月； Adelson E. H. , Simoncelli E.および Hingorani R.,“ Orthogonal pyramid transfoms for image coding ”, Proceedings of SPIE 、８４５巻、５０～５８頁、１９８７年、 International Society for Optical Engineering, Bellingham ; S.

G. Mallat ,“ Scale change versus scale space representation”, IEEE First International Conference on Computer Vision、１９８７年６月１１日、ロンドン、英国、５９２～５９６頁）。上記の論文には画像分析法が記載されているが、マルチスケール画像表示法（ multi - scale image representation ）に基づいている。記載されている方法は、整合、エッジ検出およびセグメンテーションのような用途に利用できる。画像は第一にスケールs_0で分析され、次にあらゆるスケールで画像を処理する代わりに、より高いスケールで利用できる追加の情報の詳細だけが分析される。

【００１０】

多重解像度画像表示法に基づいた他の用途としては、多重解像度画像セグメンテーション法、画像補間法および特定の周波数応答を有するフィルターの合成がある（ Lifshitz L. M., Pizer S. M.,“ A Multiresolution Hierarchical Approach to Image Segmentation Based on Intensity Extrema ”, IEEE Trans. on Pattern Analysis and Machine Intelligence、１２巻、６号、５２９～５４０頁、１９９０年６月； Szeliski R. ,“ Fast Surface Interpolation Using Hierarchical Basis Functions”, IEEE Trans. on Pattern Analysis and Machine Intelligence 、１２巻、６号、５１３～５２８頁、１９９０年６月； Ranganath S.,“ Image Filtering Using Multiresolution Representations”, IEEE Trans. on Pattern Analysis and Machine Intelligence 、１３巻、５号、４２６～４４０頁、１９９１年５月）。

【００１１】

ヨーロッパ特許願第１５２３５５号では画像の階層分解法が空中写真画像のディスプレイの技術分野に用いられている。

この刊行物には、画像の情報を検索しディスプレイする装置が記載されており、画像の情報が階層構造で配列され、そこにはグローバル画像情報が頂部にあり局部画像情報が底部にあって、隣接レベル間の差の情報要素だけがコードされるので小さな情報記憶装置しか必要でない。グローバル画像のいずれのブロックも、局部画像を検索するために直接指定され、局部画像情報に関する差の情報が、グローバル画像情報の指定されたブロック情報に付加され結合されて、高速度で局部画像がディスプレイされる。

【００１２】

階層画像構造の情報は、画像の画素マトリックスが分割されているブロック中の画素の輝度またはグレイレベルの信号を平均し、この平均値をコードし、上記ブロックを等しい小さなサブブロックに分割し、次いでサブブロック内の平均値と、サブブロックを含むブロック内の平均値との差を計算してコードすることに基づいている。

【００１３】

画像の階層構造への分解は、画像の一部分の迅速な検索とディスプレイを行うのを目的として実施される。画像の内容自体は修正されない。

【００１４】

本発明の発明者らの、１９９３年２月１７日に刊行されたヨーロッパ特許願公開第５２７５２５号には、画像処理法が記載されているが、この場合、画像（より具体的に述べれば画像のディジタル信号表示）がまず局部的画像の細部を多重スケールで表示する多重解像度表示に分解される。例えば、画像は多重解像度レベルで一連の、多重解像度レベルの細部画像と、前記多重解像度レベルの最小レベルより低い解像度の残留画像とに分解される。次に前記の多重解像度表示の画素値が修正関数によって修正される。その修正関数は、例えば、引き数値が増大するにつれて徐々に減少する傾斜を有する非線形の単調に増大する奇転換関数（odd conversion function ）である。処理を行った後、処理された画像は、修正された多重解像度表示に再構成アルゴリズムを適用することによって計算されるが、その再構成アルゴリズムは、それを未修正の多重解像度表示に適用されたときに、前記の原画像またはそれに近似の画像が得られるようなアルゴリズムである。

好ましい態様において、その分解はピラミッド形の分解であり、このことは、連続する解像度レベルにおいて、その要素中の画素の数は減少することを意味する。

【００１５】

【発明が解決しようとする課題】
本発明の目的は、迅速で計算が安価な方式で単一の放射線の原画像に基づいて異なった処理がなされた画像バージョンを得る方法を提供することである。
【００１６】
本発明の他の目的は、放射線の画像が光刺激性リン光体のスクリーン内に記憶され、前記画像のディジタル表示が前記リン光体のスクリーンを読取ることによって得られる一つのシステムにおける上記方法を提供することである。
本発明のさらに他の目的は以下の説明で明らかになるであろう。
【００１７】
【課題を解決するための手段】
上記の目的を達成するために、本発明は、原放射線画像のディジタル表示を処理する方法であって；
1)前記画像を、多重スケールで局部的画像細部（ localised image detail ）を表示する多重解像度表示（ multiresolution represetation ）に変形し（transforming）；
2)前記多重解像度表示をメモリに記憶させ；
3)少なくとも二つの個別の処理サイクルを適用することによって少なくとも二つの異なる処理をされた画像を生ぜしめ、その各処理サイクルは下記ステップ：すなわち
4)前記多重解像度表示を前記メモリから検索し（ retrieving ）、
5)少なくとも一つの解像度レベルで、検索値（ retrieved）の隣接部分の非一致関数（ non - identity function ）にしたがって前記多重解像度表示を修正し、その隣接部分が前記画像の画素の空間的にコヒーレントな領域に対応する同じ解像度レベルの値で構成されており、
6)前記の処理された画像を、前記変形の逆を、修正された多重解像度表示に適用することによって得る、ステップからなる；
ステップで構成されている方法を提供するものである。
【００１８】
メモリという用語は、作業メモリおよび中期または長期の大容量記憶装置の両方を意味し、作業メモリの場合、その処理は画像捕捉に続いて直ちに行うオンライン処理であり、および中期または長期の大容量記憶装置の場合、本発明は将来の処理に関連している。
【００１９】
特定のスケールの画像細部は、前者解像度レベルで存在する情報に対して、前記のスケールまたは解像度レベルの画像に追加して利用できる細部情報を意味する。
【００２０】
本発明の供述および下記説明において、画像またはいわゆる細部画像に対して実行される対話は、そのディジタル信号表示に対して実行される対話を意味すると解すべきである。
【００２１】
原画像の多重解像度表示への分解（ decomposition）はピラミッド的（ pyramidal）なので、連続するより粗の解像度レベルの細部画像中の画素の数は減少し、その結果、ピラミッド中の連続する解像度レベルの処理されるべき画素の数は減少する。
【００２２】
画像の、上記のような多重解像度ピラミッド的表示への分解は、１９９１年８月１４日に出願された我々の同時係属出願のヨーロッパ特許願第９１２０２０７９．９号に詳しく記載されている。
【００２３】
一つの実施態様において、多重解像度の表示は、一連の、多重解像度レベルの細部画像（ detail images ）と、前記多重解像度レベルの最小より低い解像度の残留画像（ residual image）である。
【００２４】
好ましくは、最も微細な解像度レベルの細部画像は、原画像と、原画像を低域フィルタリングすることによって得た画像との間の画素に従った差（ pixelwise difference）とし

て得られ、連続しているより粗の解像度レベルの細部画像が、原画像の二つの低域フィルタリングがなされたバージョン間の画素に従った差を取ることによって得られ、第二番目のフィルターの方が前者より帯域幅が小さい。

【００２５】

一般に上記分解（decomposition）は、前記原画像の各画素値が、前記の各細部画像の対応する画素値によって増大された前記残留画像の対応する画素値の合計に等しくなるように実行され、前記残留画像と細部画像は、それらの画素数が原画像の画素数に等しくない場合、適切な補間法によって原画像と見当合わせがなされ、その結果、

i)あらゆる細部画像の全画素値の平均値がゼロであり；

ii) あらゆる細部画像の空間周波数が特定の周波数帯域に限定され、前記周波数帯域が、前記の別個の細部画像の基本周波数周期の空間エネルギーのほとんどすべて（例えば９０％）を含有し、前記細部画像が前記原画像より含有している画素が少ない場合は原空間周波数のスケールに調節される空間周波数領域のコンパクト領域として定義され；

iii)あらゆる細部画像が異なる空間周波数帯域に、両方の空間周波数軸にそって１画素当り－ｐｉ～ｐｉラジアンの範囲にある全空間周波数領域が前記空間周波数帯域（分解の範囲内にあるとみなされるすべての前記細部画像に関連する）によってカバーされるように、対応し；

iv) 前記細部画像の一つに関連する各空間周波数帯域が、他の細部画像に関連する周波数帯域に充分含まれることなく、隣接帯域に部分的にオーバラップし；

v)各細部画像内の画素の数は、周波数の偽名（ aliasing ）を避けるため、少なくとも、ナイキストのサンプリング規準によって要求される画素の数であり；

vi) 前記空間周波数帯域の少なくとも二つが前記分解の過程に考えられる。

【００２６】

好ましくは、連続するより粗の解像度レベルの細部画像は、下記のステップ：すなわち

a)次のより粗のレベルの近似画像を、現行の反復に対応する近似画像に低域フィルタを適用することによって計算し、次いで第一反復の過程で前記低域フィルタへの入力として原画像を使用して、上記結果を、空間周波数の帯域幅におけるリダクション（ reduction ）に比例してサブサンプリングし；

b)現行の反復に対応する近似画像と、サブa)の方法にしたがって計算された次のより粗の解像度レベルの近似画像との間の画素毎の差として細部画像を計算し、両方の画像は後者の画像の適正な補間で見当合わせがなされる；

ステップのＫ回の各反復の結果として得られ；

残留画像は最後の反復によって作製された近似画像に等しく；

c)前記の処理された画像は、最も粗の細部画像と残留画像から出発する下記の手順：すなわち

同じ解像度レベルの細部画像を、その前の反復に対応する粗の解像度レベルの近似画像に画素に従って加えることによって、現行の解像度レベルの近似画像を計算し、第一反復の過程で、残留画像を前記のより粗の近似画像の代わりに用いて、後者の画像の適正な補間によって、両方の画像の見当合わせを行う、

手順をＫ回反復することによって得られる。

【００２７】

サブサンプリング係数は好ましくは２であり、前記低域フィルタは二次元ガウス分布に近似のインパルス応答を有する。

【００２８】

原画像アレイに比べてピラミッド値（ pyramid values）の量が明らかに増大することは問題ではない。というのは、微細なピラミッドレベルの値は、画像の質に影響することなしに、より粗のレベルの値より少ないビットで表示できるからである。

【００２９】

別の分解手順は、前記原画像を、これを変形することによって、多重解像度レベルの予め決められた基本細部画像と基本残留画像の重みづけ合計を分解することからなり；前記変

形によって、前記基本細部画像を表示する一組の基本関数の一つの原画像に対する相対的寄与を各々表す一組の細部係数と、前記基本残留画像を表示する基本関数の原画像に対する相対的寄与を示す残留係数とが得られ、前記基本関数は連続して非周期的であり、基本関数が基本残留画像を示す場合を除いて平均値がゼロであり、および前記変形は、前記変形係数に適用されると、原画像またはそれにごく近似した画像を戻す逆の変形が存在することが特徴である。

【００３０】

これらの基本関数は好ましくは直交関数である。さらに好ましくはこれらの関数は別個のウェーブレット（ discrete wavelet ）である。

【００３１】

本発明は、ほとんどの画像エンハンスメントタスク（ image enhansment task ）が画像の多重解像度表示を用いて実施することができ、その表示は、本発明にしたがって記憶され次いで検索されて、各処理タスクに用いられる点が有利である。

【００３２】

異なる処理サイクルは、単一の原画像のディジタル表示に対して迅速かつ便利な方式で実施することができる。なぜならば、計算するのに最も高価なステップすなわち画像の多重解像度分解は１回だけ行い次いであらゆる種類の処理に適用するため検索されるからである。

【００３３】

最終の解像度レベルは、処理される画像すなわちスクリーンまたはフィルム上の肖像画像、試写画像、診断画像の用途にしたがって選択することができる。

【００３４】

上記の処理方法として次のような種類の処理法がある。

１９９２年７月３０日に出願された我々の同時係属出願のヨーロッパ特許願第９１２０２０７９．９号および米国特許願第０７／９２４９０５号に記載されているような、引き数値が増大するにつれて傾斜が徐々に減少する少なくとも一つの非線形の単調に増大する奇転換関数にしたがって細部画像の値を修正することによって細部のコントラストを修正する方法；

局部的に評価された画像の内容を考慮しながらピラミッド値を減衰させることによってノイズを減少させる方法（この方法は１９９２年６月１９日に出願された我々の同時係属出願のヨーロッパ特許願第９２２０１８０２．３号に詳細に記載されている）；

ピラミッド内のより微細な解像度レベルの値を中間解像度レベルに比べて増大させることによって、エッジエンハンスメントを行う方法；

画像を横切って徐々に生成する信号要素を、中間レベルに比べて粗の解像度レベルの値を減少させることによって抑圧する方法；

またはこれらの処理操作の組合わせが含まれる。

他の量の処理は処理のパラメータを変化させることによって得ることができる。

【００３５】

最後に、これらのすべての場合に、処理された画像は、分解変形の逆を適用することによって再構成される。この逆の変形法は、前述の１９９１年８月１４日出願のヨーロッパ特許願第９１２０２０７９．９号と米国特許願第０７／９２４９０５号に詳しく記載されている。

【００３６】

この逆変形法は、原画像が分解されて生成した未修正の細部画像と残留画像のすべてに適用されると、原画像またはそれにごく近似した画像が得られるような方法である。

【００３７】

【実施例】

本発明の特定の態様とその好ましい実施態様を図面によって説明する。

【００３８】

図１は本発明を適用できるシステムを示す。物体の放射線画像は、光刺激性リン光体スク

リーン３を物体（図示せず）を通過して伝送されるＸ線２に露光することによって該スクリーン上に記録される。該刺激性リン光体スクリーンは、電気的に消去できるプログラマバブルリードオンメモリー（ EEPROM ）を備えたカセット３に入れて運んだ。識別ステーション４において、各種のデータ（姓名、出生日など）および露光および／または信号処理に関連するデータを EEPROM に記録した。
放射線読取り装置１において、光刺激性リン光体スクリーンに記憶された潜像が読取られた。次いでその画像信号は画像プロセッサ７に送られた。処理を行った後、その画像信号は出力装置６に、より具体的に述べればレーザレコーダに送られた。
【００３９】
図２は画像読取り装置の一実施態様を示す。この図は物体のＸ線画像に露光された光刺激性リン光体スクリーン８を示す。放射線画像読取り装置において、光刺激性リン光体スクリーンに記憶された潜像は、レーザー９から発せられた刺激光線でリン光体シートを走査することによって読取られる。その刺激光線は検流偏向装置１０によって主走査方向にしたがって偏向される。第二の走査運動は、リン光体シートを走査方向に対して直角の方向に移動させて行われる。集光器１１は刺激発光によって得られた光を光電子増倍管１２に送り、この光はそこで電気信号に変換され、次いでその信号はサンプルホールド回路１３でサンプリングされ、次にアナログ－ディジタル変換器１４によって１２ビットのディジタル信号に変換される。またこの信号は平方根増幅器に加えられ、その結果、出力画像を表示する信号１５（‘元のまたは生の’画像とも呼ばれる）は加えられた露光値の平方根に比例し、２０４８×２４９６個の画素の画素値を示す１２ビットの信号になる。
【００４０】
読取り装置の出力から原画像は画像プロセッサ（図１中の番号７）に送られる。
その画像信号に対して行われる異なる処理ステップの順序は図３と図４に示す。
【００４１】
本発明は、画像信号を多重解像度レベルの細部画像および残留画像にピラミッド分解することに基づいている。画像の要素（すなわち多重解像度レベルの細部画像と残留画像）が記憶され、その結果、それらは検索されて、少なくとも二つの異なる種類の処理を受けるか、または同じ種類であるが異なる程度に加えられる少なくとも二つの処理サイクルを受けることができる。
【００４２】
処理の後、修正された細部画像と残留画像は、再構成アルゴリズムを適用することによって再結合されて、処理された画像表示が得られ、その表示は最終的に可視画像（ディスプレイまたはハードコピー）に変換される。
【００４３】
このディスプレイまたはハードコピーは、一つの原画像由来で異なる処理をされた画像を結合して作ることができるし、あるいは一つの原画像に異なる処理を行って得たバージョンを各々が示す一つ以上のハードコピーもしくはディスプレイを作ることができる。
画像信号に対して行われる各ステップを以下に詳細に説明する。
【００４４】
分解プロセスの一実施態様を図５に示す。この分解セクションにおいて、原画像は低域フィルタ２０によってフィルタされ、２の係数でサブサンプリングされる。これは、一つ置きの列毎の一つ置きの各画素位置のみでの結果する低解像度近似画像g_1を計算することによって実行される。最も微細なレベルでの細部画像b_0は、低解像度近似画像g_1を、行と列の数を２倍することによって補間し、次に、上記補間された画像を原画像から画素に従って差引く（ pixelwise subtracting ）ことによって得られる。
【００４５】
上記の補間は補間器２１によって行われ、その補間器はそれぞれ、他の列毎にゼロ値の列を挿入し、および他の行毎にゼロ値の行を挿入し、次いで、低域フィルタで拡張された画像の畳込みを行う。上記の差引き計算は加算器２２によって行われる。
【００４６】

同じ方法を、原画像の代わりに低解像度近似画像g_1について繰返して、さらに低い解像度の近似画像g_2と細部画像b_1が得られる。

【００４７】

細部画像b_1の配列、ｉ＝０…Ｌ－１と残留低解像度近似画像ｇＬは上記の方法をＬ回繰返すことによって得られる。

【００４８】

最も微細な細部画像b_0は原画像と同じ大きさである。次の粗細部画像b_1は、第一の細部画像b_0の行と列の数の１／２に過ぎない。繰返しの各ステップにおいて、得られた細部画像の最大空間周波数は前のより微細な細部画像の１／２にすぎず、行と列の数もナイキストの規準によって１／２である。最後の繰返しを行った後、残留画像ｇＬが残るが、これは原画像の非常に低い解像度の近似画像であるとみなすことができる。極端な場合、それは原画像の平均値を示す一つだけの画素で構成されている。

【００４９】

好ましい実施態様の低域フィルタのフィルタ係数を図６に示す。これらの係数は、５×５グリッド上の二次元ガウス分布の試料にほぼ対応している。同じフィルタ係数が、すべてのスケールで、低域フィルタ２０，２０′，２０″，２０′′′に対して使用される。４を掛け算された全係数を有する同じフィルタカーネルも補間器２１，２１′，２１″，２１′′′内で使われる。４の係数はゼロ画素の行と列の挿入を補償する。

【００５０】

分解された画像は次に図１に番号５で示す記憶ディスクに記憶される。

その分解された画像は、あらゆる種類の処理と異なる程度の処理（すなわち同じ処理の種類であるが処理パラメータが異なる処理）とについて、例えば図３に示しかつ以下に説明する処理サイクルを実施するために検索することができる。

【００５１】

次に、分解された画像信号に加えられる各処理サイクルは、修正された細部画像と残留画像に再構成アルゴリズムを適用することによって、処理された画像の再構成を行って終わる。

この再構成アルゴリズムは、各処理サイクルに対して同一であり図７に示す。

【００５２】

残留画像ｇＬは、まず補間器２６によってその元の大きさの２倍に補間し、次にその補間された画像は、加算器２７を用いて、最も粗のレベルb'_{L-1}の細部画像に画素毎に加えられる。

得られた画像は補間され次のより微細な細部画像に加えられる。このプロセスが未修正細部画像b_{L-1}‥b_0を用いてＬ回繰返されたとき、原画像１５が得られる。一方、細部画像が本発明の知見にしたがって再構成が行われる前に修正されると、コントラストが増大された画像１６が得られる。加算器２７，２７′，２７″，２７′′′は分解セクションで用いたものと同一である。

再構成を行った後、その画像はロガリズム変換に付される。

【００５３】

多くの放射線試験では、患者はＸ線に対する不必要な露光を受けないように、患者の診断上関連のない器官を遮蔽するためＸ線の経路に配置されたＸ線不透過性（視準）物質によって保護されている。しかし視準物質（ collimation material）に対応する画像部分に基づいた画像データは処理に対して影響がある。さらに、視準物質に対応する画像の部分が未修正のまま再生されるとディスプレイに問題を起こす。例えば、露光されていない画像部分は非常に明るく見えるので、明るすぎるために微妙な病変部分の診断を損うことがある。したがって処理中の別の考慮事項から視準物質に関するデータを除くことが有利である。

【００５４】

したがって、照射領域の正確な限界を認識するために画像の信号／陰影の境界を決定する方法が開発されている。この方法は、本願と同じ日に出願された発明の名称が“ Method

of recognising an irradiation field ”である我々の同時係属出願のヨーロッパ特許願に詳細に記載されている。この方法によれば、信号／陰影の境界の位置についての多くの仮定（信号と陰影の領域への画像の区分化）を、中間レベルのプリミティブの組合せから行うことができる。これらの中間レベルのプリミティブは例えばラインセグメントを拡張する。提案された各仮説は間違った仮定を検出して除去するため多くのテストを受け、次いで除去されなかった仮定は、単一の候補を選択するためランク付けされる。

【００５５】

計算の努力を減らすために、照射領域の正確な位置が、上記の分解処理から得られる低解像度画像の一つに、すなわち２５６×３１２の画素を含有する低解像度画像（８ビット表示）に上記方法を適用することによって計算され、この画像は、照射領域〔“重要領域（the region of interest）”と呼ばれる〕を決定するための演算用具として利用され、またこの低解像度画像は‘低減画像バージョン’として役立ち、システムのディスクに記憶される。

【００５６】

診断上重要な画像領域の輪郭を描く上記の方法によって、低解像度画像と同じ数の要素を有するオーバレイ画像が得られる。得られたオーバレイ画像は、原画像の画素の数と同じ２０４８×２４９６の画素を表示するように補間される。補間されなかったオーバレイ画像は、後述するように、処理された画像中の重要領域のヒストグラムを決定するとき、後に用いるために記憶される。

【００５７】

ハードコピーの記録またはディスプレイを行うため、処理された画像は、個々の信号値と対応する予想密度値との関係を定義する写像曲線に基づいて信号／密度変換に付される。

【００５８】

写像曲線を定義するパラメータは処理された画像中の重要領域のヒストグラムを分析することから演繹される。この重要領域は、処理された画像の画素から、上記の方法で作成されたオーバレイ画像によって形成される画像領域に属する画素だけを選択することによって決定され、次いで処理された画像の重要領域の画素はヒストグラム計算回路に加えられる。

【００５９】

下記の処理ステップでは、このヒストグラムを分析して、ディスプレイまたは再生に関連する信号範囲の限界を決定する。

ヒストグラムの分析は、１９９１年１２月９日に出願された我々のヨーロッパ特許願第９１２０３２１２．５号、および米国特許願第０７／９７８７８６号に記載されているのと同様にして行われる。

【００６０】

ヒストグラムの分析によって、その後の処理のために抽出される信号範囲が定義され、その範囲は、下記のステップ：すなわち

最大のヒストグラム周波数を決定し；

その最大ヒストグラム周波数より小さい値ｔを選択し；

ｔより大きい対応するヒストグラム周波数を有する連続信号値の範囲としてヒストグラムピークａを決定し；

前記ピーク内の信号値に相当する全ヒストグラム周波数の総和が最大である、ヒストグラムピークとして最も関連があるヒストグラムピークを決定し；

前記の最も関連のあるヒストグラムピーク内の最小と最大の信号値を決定し；次いで

小オフセットd_0で減らされる前記最小値および小オフセット値d_1で増大される前記最大値として抽出される信号範囲の極値を決定する；ステップ

を実施することによって得られる。

例えばd_0は０．２　ｌｏｇ露光単位に等しく、d_1は０．１　ｌｏｇ露光単位に等しい。

【００６１】

次に、抽出された信号範囲は、１９９１年１２月９日に出願されたヨーロッパ特許願第９１２０３２０９．１号と米国特許願第０７／９７８０９１号に記載されている写像曲線を定義するプロセスに使用される。その写像曲線は次のようにして決定される。第一に、ハードコピー中に予想される最小密度値D_{smin}と最大密度値D_{smax}が定義され、D_{smin}はフォグ（ｆｏｇ）密度に等しくおよびD_{smax}は３．０に等しかった。これらのパラメータはパラメータ表から得られ、試験の種類の関数である。

【００６２】

次にx_0，x_1およびy_{min}，y_{max}間の直交座標系で定義される標準関数が、信号プロセッサの内部メモリから検索された。またこの関数は試験の種類の関数である。

【００６３】

信号値の密度値への変換が標準関数の特定の形態で決定される範囲を構成する二つの値S_{min}とS_{max}が決定される。S_{min}より小さい信号値はD_{smin}にマップされ、S_{max}より大きい信号値はD_{smax}にマップされる。

【００６４】

この実施態様では、前記範囲の寛容度（ latitude ）は固定値Ｌ＝１．５　ｌｏｇ露光（Ｘ線医師が研究に用いる通常のＸ線フィルムの緯度に相当する）であり、およびS_{min}の位置は診断に関連する信号範囲に対して決定された。次にS_{max}がS_{min}＋Ｌとして計算された。関連信号の範囲に対するS_{min}の位置を決定するために、診断に関連する信号範囲の極値S_0とS_1が、画像ヒストグラムを求めることによって第一に決定された。

【００６５】

次に小オフセットdS_1＝０．３　ｌｏｇＥをS_1に加算した。これによって、診断に関連がある信号範囲の最大値に相当するハードコピーの密度が暗すぎることにならないよう保証される。

範囲S_1-S_0に対する範囲$S_{max}-S_{min}$の位置決めは後者の範囲のフラクション（ fraction ）を前者の範囲の同じフラクションに位置を合わせることによって実施した。

このフラクションは数学的にＡ（$S_1+dS_1-S_0-dS_0$）として表すことができる。したがって、この位置合わせは、数学的に次のように表すことができる。すなわち$S_{min}=S_0+dS_0+A(S_1+dS_1-S_0-dS_0)-A.L$および$S_{max}=S_{min}+L$、但しＡは０に等しいか０より大で１に等しいか１より小さい。次に写像曲線を示す探索表が作成され記憶される。

図１０は写像曲線を決定するのに使用される標準曲線を示す。

【００６６】

最終的に、この写像曲線は、出力画像を得るため外挿オーバレイ画像を適用することによって形成させた処理画像の重要領域に適用される。

【００６７】

検索された細部画像に適用された異なる種類の処理と異なる程度の処理について図３によって説明する。

図３は第一処理サイクルを示し、このサイクルでは、連続して行うノイズ抑圧、コントラストエンハンスメント、高周波数エンハンスメントおよび低周波数抑圧が処理画像の再構成を行う前に行われる。

これらの処理の各サブステップについて以下に説明する。

【００６８】

ノイズ分散（ variance ）が推定されるセクションからなるノイズ抑圧セクションの実施態様を図８に示す。

この種のノイズ抑圧処理は、１９９２年６月１９日に出願された我々の同時係属出願のヨーロッパ特許願第９２２０１８０２．３に記載されている。

【００６９】

番号３１は記憶装置を示し、この装置には、画像の分解によって得られた細部画像b_iと残留画像g_Lが記憶され、この装置は図３に示す記憶ディスクに相当する。各細部画像は画素毎にスケアリング（ squaring ）装置３２に転送されて最も粗の細部画像で開始され

る。次に移動平均演算子３３が、現行の標的画素を中心にして隣接したＮ×Ｎの四角形画素のすべて（適切であると証明された１５×１５の要素の隣接部分）を合計し、次いでその合計値を隣接の画素の数で割り算することによって、画素の位置毎に局部分散ｖを計算する。これらの局部分散の画素は記憶装置３４に一時的に記憶され、ヒストグラム計算回路３５に同時に転送される。ヒストグラムはアレイ（ arrey）であり、その要素はビン（ bin）と呼ばれ、各ビンは、ヒストグラムの水平軸に関連する信号範囲の固定されたサンプリング間隔に対応している。各びんはメモリセル中に位置し、これらのビンはすべて第１画素を受ける前にゼロに初期設定される。入力された各分散値に対して、ヒストグラムの計算回路は、対応するビン指数を選択し、次いで関連するビン値を１だけ増やす。

【００７０】

特定の解像度レベルの分散画像のすべての画素を上記のようにして用いた後に、ヒストグラムは、画像全体を通じてすべての量子化分散値の実現値を示す。この局部分散ヒストグラムは次に最大ロケータ３６に送られ、このロケータはヒストグラム中の最高実現値v_nによって分散値を決定する。この値は、考慮された細部画像内のノイズ分散に対する推定値として用いられる。この推定値は記憶されるパラメータの一つである。最大ロケータで決定されたノイズ分散v_nは、下記定義のノイズ抑圧関数Ｓｖｎ（ｖ）中のパラメータとして使用される。

Ｓｖｎ（ｖ）＝０　　ｖ≦K^* ｖｎの場合

Ｓｖｎ（ｖ）＝１－K^* ｖｎ／ｖ　　上記以外の場合

ここでＫは適用されるノイズ抑圧の量を決定する固定されたノイズ抑圧係数である（Ｋ＝０はノイズ抑圧なしを意味する）。この関数は、分解内のすべての細部画像に対するノイズ抑圧探索表３７として計算され導入される。特定の解像度レベルに対応するノイズ抑圧探索表が導入されたときに、同じレベルに対応するすべての分散の画素が記憶装置から取出され、減衰係数の順に変形される。得られた画素は、記憶装置３１から取出された同じレベルの細部画像の画素に、上記の係数を画素毎に掛け算することによって計算される。この全プロセスは、減衰細部画像を得るため、最も微細なレベルまですべての細部画像について繰返される。

【００７１】

次にこの修正された細部画像は、１９９１年８月１４日に出願された我々の同時係属出願のヨーロッパ特許願第９１２０２０７９．９号および米国特許願第０７／９２４９０５号に詳細に記載されているコントラストエンハンスメントに付される。

【００７２】

このステップは、引き数値が増大するにつれて徐々に減少する傾斜を有する少なくとも一つの非線形の単調に増大する奇修正関数（ odd modifying function ）にしたがって、細部画像の画素を（ノイズ抑圧の後に）修正して、一組の修正細部画像の画素値を得ることによって行われる。

【００７３】

その修正セクションにおいて、各細部画像のすべての画素値ｘを下記関数によって出力値ｙに変換する参照用テーブルが提供される。

$y=-m^*(-x/m)^p$　　ｘ＜０の場合

$y=m^*(x/m)^p$　　ｘ≧０の場合

ここで冪ｐは０＜ｐ＜１の区間内で選択され好ましくは０．５＜ｐ＜０．９の区間で選択される。胸腔と骨格の多数の計算された放射線の画像を放射線医師のチームが比較評価した結果、ｐ＝０．７がほとんどの場合最適値であることが分かった。ｍは横座標範囲を示す。すなわち$-m \leqq x \leqq m$であり、例えば細部画素が符号を付けられた１３ビットで示される場合ｍ＝４０９５である。

上記関数のグラフを図９に示す。

【００７４】

使用された分解方法によって、各細部画像の画素、または上記分解方法の一つから得られるような細部重み係数が上記関数によって変換される場合、振幅が低いすべての細部は、

はじめから良好なコントラストを有する画像細部に対してブースト（ boost ）される。この点について、上記の冪関数は非常に良好に実行することを証明したが、単調に増大する奇写像関数（ odd mapping functions）の無限の変化が微妙な細部を強化するのを見出すことができることは明らかである。その主な必要条件は、前記の写像関数の傾斜が、小さな細部画像の画素値または係数値に対応する引き数値の領域において、大きな細部の画素値または係数値の領域より急であることである。

【００７５】

他の実施態様では、過剰のノイズ増幅が下記の写像合成関数を用いることによって回避される。

$y = -m^{*}\ (-x/m)^{p2}$　　$-m \leqq x < -c$の場合

$y = -m^{*}\ (c/m)^{p2} * (-x/c)^{p1}$　　$-c \leqq x < 0$の場合

$y = m^{*}\ (c/m)^{p2} * (x/c)^{p1}$　　$0 \leqq x < c$の場合

$y = m^{*}\ (x/m)^{p2}$　　$c \leqq x \leqq m$の場合

ここで冪p^{2}は、$0 < p^{2} < 1$の区間内で好ましくは$0.5 < p^{2} < 0.9$の区間内で、最も好ましくは$p^{2} = 0.7$で選択され（しかしp^{2}の好ましい値は放射線医学の試験の種類に依存している）、また冪p^{1}はp^{2}より小さいことはなくすなわち$p^{1} \geqq p^{2}$であり、ここでクロスオーバー横座標ｃは両方の冪関数間の転移点すなわち$0 < c < m$を示し、ｃはｍに比べて非常に小さい方が好ましく、またｍは横座標の範囲$-m \leqq x \leqq m$を示す。

【００７６】

コントラストのエンハンスメントステップの後、修正された細部画像は高周波数エンファシスステップに付される。エッジのエンハンスメントは、中間の解像度レベルに比べてピラミッド中のより微細な解像度レベルの値を増大することによって得られる。

【００７７】

次の処理ステップは、中間レベルに比べてより粗な解像度レベルの値を減少させることによって、画像を横切って徐々に発する信号要素を抑圧することからなるステップである。

【００７８】

最後に、処理された細部画像と残留画像は、前記再構成アルゴリズムに付され、次いでその再構成された処理画像に、ロガリズム変換が適用される。

【００７９】

上記の処理サイクルとは別に、図３は別の処理サイクルを示し、そのサイクルは原画像が分解されて記憶された同じ細部画像に実行することができる。

【００８０】

この実施例では、その別のサイクルは上記処理ステップの別の組合せのサイクルであり、例えば、コントラストエンハンスメントだけからなり、ノイズ抑圧も高周波エンファシスも低周波抑圧もないサイクルである。

【００８１】

さらに別のサイクルは、同一の組合せの処理ステップであるが異なる程度に適用されるサイクルである。例えば下記のように定義されるノイズ抑圧関数Ｓｖｎ（ｖ）のパラメータを修正することができる。

$Svn(v) = 0$　　$v \leqq K^{*}\ vn$の場合

$Svn(v) = 1 - K^{*}\ vn/v$　　上記以外の場合

ここでＫは、適用されるノイズ抑圧の量を決定する固定ノイズ抑圧係数である。

【００８２】

あるいは、コントラストエンハンスメントに適用される下記の修正関数のパラメータを修正する。

$y = -m^{*}\ (-x/m)^{p}$　　$x < 0$の場合

$y = m^{*}\ (x/m)^{p}$　　$x \geqq 0$の場合

ここで冪ｐは$0 < p < 1$の区間内で選択される。

【００８３】

多くの変形が本発明の適用範囲内に含まれると予想されることは明らかである。本発明は前記の処理ステップ、組合せまたは処理の程度には限定されない。

【図面の簡単な説明】

【図１】本発明の方法を適用できるシステムの概略図である。

【図２】光刺激性リン光体スクリーンに記憶された画像を読取るシステムの詳細図である。

【図３】読取られた画像信号に実行されるデータ処理の一部分を示す概略図である。

【図４】読取られた画像信号に実行されるデータ処理の他の部分を示す概略図である。

【図５】特定の分解システムを示す図である。

【図６】分解法で使用されるフィルタの一例を示す図である。

【図７】特定の再構成プロセスを示す図である。

【図８】ノイズ抑圧プロセスを示す図である。

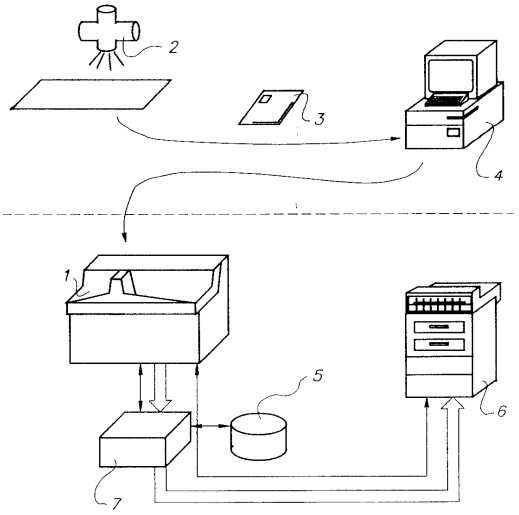
【図９】コントラストエンハンスメントを行うために用いられる修正関数のグラフである。

【図１０】写像曲線のグラフである。

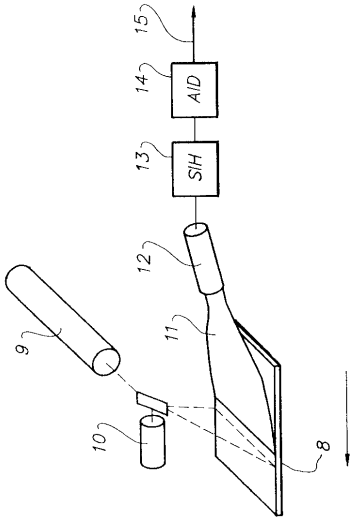
【符号の説明】

１　読取り装置
２　放射線源
３，８　光刺激性リン光体スクリーン
４　識別ステーション
５　記憶装置
６　出力レコーダ
７　画像プロセッサ
９　レーザ
１０　検流偏向装置
１１　集光器
１２　光電子増倍管
１３　サンプルホールド回路
１４　アナログ／ディジタル変換器
１５　原画像表示
２０，２０′，２０″，２０′′′　低域フィルタ
２１，２１′，２１″，２１′′′　補間器
２２，２２′，２２″，２２′′′　加算器
２６，２６′，２６″，２６′′′　補間器
２７，２７′，２７″，２７′′′　加算器

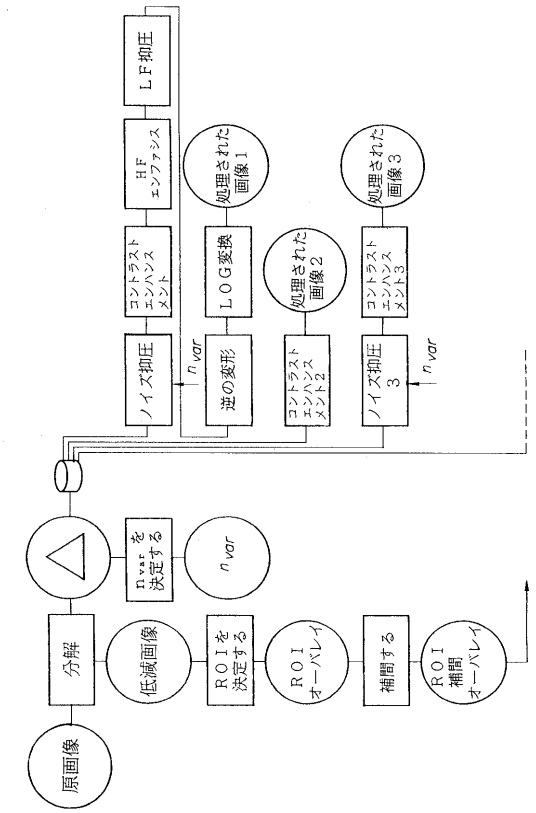
【図１】


1
2
3
4
5
6
7

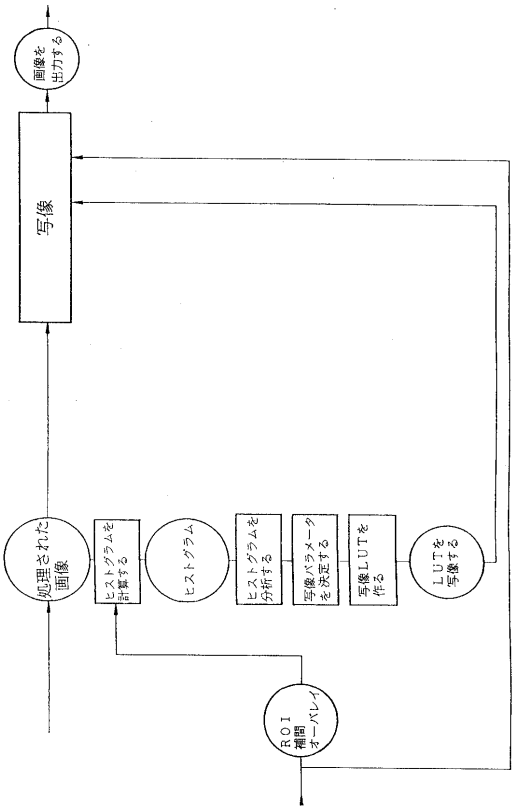
【図２】


8
9
10
11
12
13
SIH
14
A/D
15

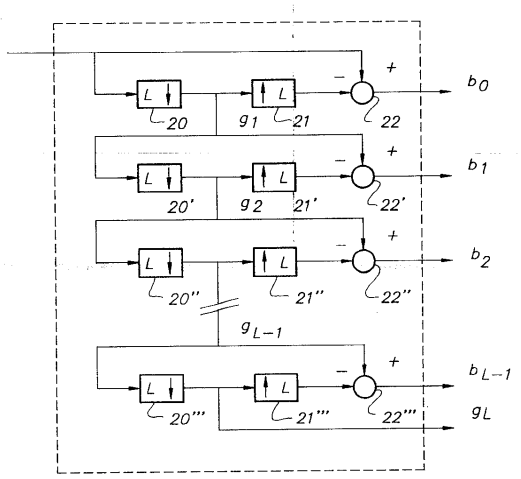
【図３】


原画像
分解
低減画像
Dvar を決定する
n var
ROIを決定する
ROI オーバレイ
補間する
ROI 補間 オーバレイ
ノイズ抑圧
n var
逆の変形
LOG変換
処理された画像1
HF エンファシス
LF抑圧
コントラストエンハンスメント
処理された画像2
コントラストエンハンスメント2
ノイズ抑圧3
n var
処理された画像3
コントラストエンハンスメント3

【図４】


画像を出力する
写像
処理された画像
ヒストグラムを計算する
ヒストグラム
ヒストグラムを分析する
写像パラメークを決定する
写像LUTを作る
LUTを写像する
ROI 補間 オーバレイ

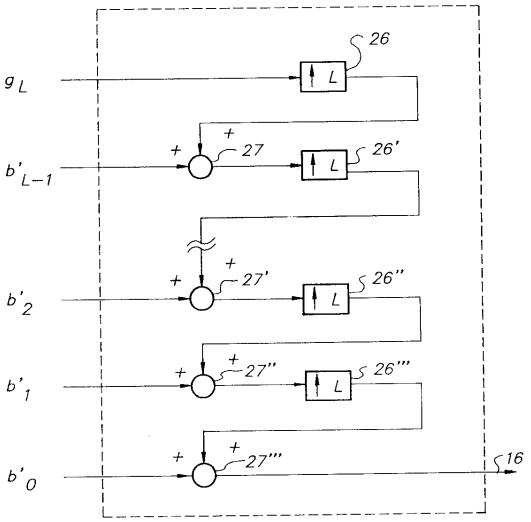
【図５】



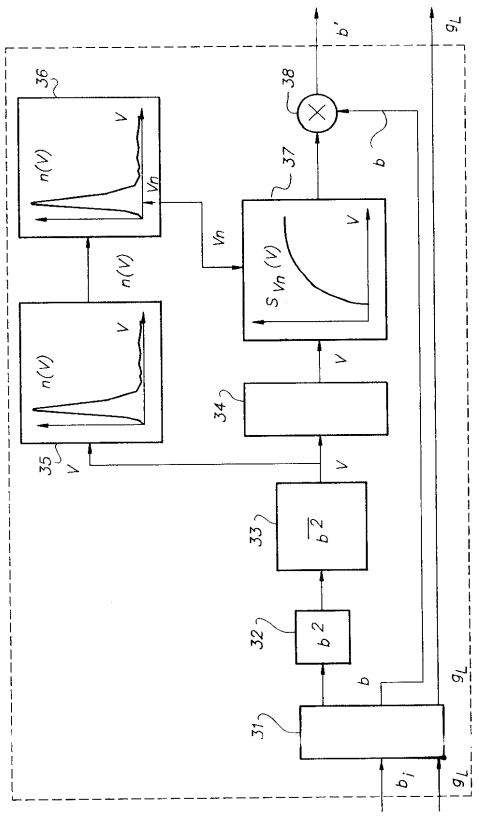
【図６】

0.0025	0.0125	0.02	0.0125	0.0025
0.0125	0.0625	0.1	0.0625	0.0125
0.02	0.1	0.16	0.1	0.02
0.0125	0.0625	0.1	0.0625	0.0125
0.0025	0.0125	0.02	0.0125	0.0025

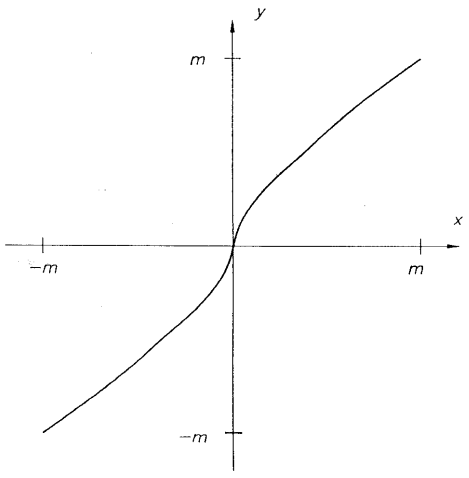
【図７】



【図８】

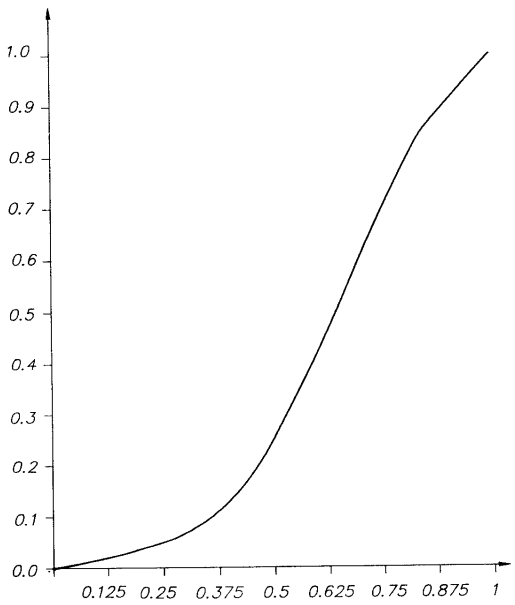


【図９】



冪関数 $p=0.7$

【図１０】



フロントページの続き

合議体
審判長　山下　弘綱
審判官　深沢　正志
審判官　岡本　俊威

(56)参考文献　特開昭６０－１７３６２３（ＪＰ，Ａ）
S. Ranganath, "Image Filtering Using Multiresolution Representations, "IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intellegence, Vol. 13, No. 5, pp. 426－440 (1991)

(58)調査した分野(Int.Cl.[7], ＤＢ名)
G06T5/00-5/50