

⑫ 公開特許公報 (A)

昭60-171573

⑬ Int. Cl.⁴

識別記号

庁内整理番号

⑭ 公開 昭和60年(1985)9月5日

G 06 F 15/68
A 61 B 6/00
G 06 F 15/42
G 09 G 1/00

6619-5B
7033-4C
7313-5B
7923-5C

審査請求 未請求 発明の数 1 (全6頁)

⑮ 発明の名称 画像処理システムにおける画像強調方式

⑯ 特 願 昭59-27169

⑰ 出 願 昭59(1984)2月17日

⑱ 発 明 者 森 下 孝 一 川崎市麻生区王禅寺1099番地 株式会社日立製作所システム開発研究所内

⑲ 発 明 者 横 山 哲 夫 川崎市麻生区王禅寺1099番地 株式会社日立製作所システム開発研究所内

⑳ 発 明 者 山 縣 振 武 川崎市麻生区王禅寺1099番地 株式会社日立製作所システム開発研究所内

㉑ 発 明 者 後 藤 良 洋 柏市新十余二2-1 株式会社日立メデイコ研究開発センター内

㉒ 出 願 人 株式会社日立製作所 東京都千代田区神田駿河台4丁目6番地

㉓ 出 願 人 株式会社日立メデイコ 東京都千代田区内神田1丁目1番14号

㉔ 代 理 人 弁理士 高橋 明夫 外1名

明 細 書

発明の名称 画像処理システムにおける画像強調方式

にフィルタ処理を施すことがある。原画像をGとして、フィルタ処理後の画像をG' とすると、実空間で、

$$G' = F * G$$

と表わすことができる。ここで、Fはフィルタ関数、*はコンボリューションを表わす。

高域強調か帯域強調かあるいは低域強調かによつて、異なつたフィルタ関数Fを用いる。

従来1枚の画像を処理する場合、同一特性のフィルタ関数Fを用いていた。1枚の画像全体に同一特性のフィルタ関数Fを用いて処理すると、以下のような問題が生ずる。

第1図は、足骨のレントゲン像のスケッチ図である。第1図において、11~13は骨を表わす。また、領域14はなめらかな模様であり、領域15は変化のある複雑な模様である。従つて、例えば、領域15の模様を強調するために、高域強調フィルタを用いると、領域14では一般的にノイズが目立つようになる。逆に、領域14を強調するために帯域強調フィルタを用いると、領域

特許請求の範囲

画像入力部と、画像データ処理部と、画像表示部よりなる画像処理システムにおいて、画像を部分画像に分割し、該部分画像毎に特性を抽出し、先験的既知情報を用いて該抽出した特性に応じた関係式を選択し、該選択された関係式を用いて該部分画像毎に強調処理を行なうことを特徴とする画像処理システムにおける画像強調方式。

発明の詳細な説明

〔発明の利用分野〕

本発明は画像処理システムにおける画像強調方式に係り、特にレントゲン装置で撮影した^{画像}画像処理システムにおける~~画像等~~画像強調方式に関する。

〔発明の背景〕

従来、レントゲン装置等で撮影しただけの画像(原画像)は病巣を識別しにくいために、原画像

15では画像がボケてしまう。従つて、画像の持つている情報を1枚の画像全体にわたつて効果的に表示することができない。

これに対し、特開昭55-87953号公報には、X線写真の診断性能を向上させるための、非鮮鋭マスク処理が開示されている。

これは、再生画像を D' 、オリジナル画像を D_{org} 、低周波強調画を D_{ll} 、 β を定数として、再生画像 D' は、

$$D' = D_{org} + \beta (D_{org} - D_{ll})$$

であらわされる。この際、定数 β を、例えば、 D_{ll} の濃度値に応じて変化させる。本方式によれば、画像の濃度値により、原画像 D_{org} と、高強調した画像($D_{org} - D_{ll}$)との加算の割合を変化させることができる。本方式では、画像の濃度値に応じて強調度を変化させることはできるが、第1図の足骨のレントゲン像のスイッチ図に示す如く、部分領域毎の構造特性に応じて、強調用のフィルタ関数を選択する処理を行なうこととはできないという問題がある。

ト、801は画像入力部としてのフィルムリーダー、802は画像表示部としてのキーボード等を有するディスプレイ、803は画像出力部としてのフィルムライター、804は光ディスクユニットである。

また、第9図は第8図の画像処理システムの機能ブロック図である。

入力レントゲン画像900は、フィルムリーダー801により、画像処理ユニット800に入力される。画像処理ユニット800では、特性を知るための特徴量抽出部902、得られた特徴量からの類似度算出部903、対話モードにより特定の周波数成分を強調する選択的フィルタリング部904および濃度変化の違いをより強調するためのコントラスト変換部905での処理が行なわれる。画像処理ユニット800の処理結果が、フィルムライター803により処理済レントゲン画像920として出力される。

第2図は本発明の処理概念を示す説明図である。フィルムリーダー801から入力された原画像デー

〔発明の目的〕

本発明の目的は、上記問題点を解消し、画像全体にわたつて、効果的な画像強調処理ができる画像処理システムにおける画像強調方式を提供することにある。

〔発明の概要〕

上記目的を達成するために、本発明は、画像入力部と、画像データ処理部と、画像表示部を有する画像処理システムにおいて、1枚の画像を部分画像に分割し、各部分画像ごとに特性を抽出し、その特性に応じて先験的既知情報を用いてフィルタ関数、処理画像加算の割合、コントラスト変換関数等を選別して、診断部位、診断目的等により強調方法が異なる画像を得ることを特徴とする。

〔発明の実施例〕

以下、本発明の一実施例を図面を用いて詳細に説明する。

第8図は本発明の一実施例である画像処理システムの例を示す構成図である。

800は画像データを処理する画像処理ユニツ

タ21の各部分ごとに小領域を設定し、その小領域から、例えば、分散値、平均値などの特性を抽出する各部分領域の特性抽出処理22を行なう。

次に、この抽出特性に応じて、先験的既知情報201、例えば診断部位、診断目的等を用いて次の処理から最も適した処理を選別する。処理としては、特定の周波数成分を強調するフィルタリング処理23、原画像加算処理25、コントラスト変換処理27がある。

また、先験的既知情報201を用いて、フィルタリング処理23に対しては使用すべきフィルタのフィルタ関数選別処理24、原画像加算処理25に対しては、処理画像加算係数設定処理26、コントラスト変換処理27に対しては、コントラスト変換関数選別処理28を行なう。

第3図は、部分領域毎の特性値抽出方法を示したものである。原画像30において、部分領域31、32等を各画素毎に設定し、それぞれの部分特性を抽出する。例えば、部分領域31のサイズを $l \times l$ とし、画素の濃度値を g_{ij} とした時、

分散値 σ 、平均値 \bar{g} は次式にて求めることができる。

$$\sigma = \sqrt{\frac{1}{l^2} \sum_i \sum_j (g_{ij} - \bar{g})^2}$$

$$\bar{g} = \frac{1}{l^2} \sum_i \sum_j g_{ij}$$

ここで、 i, j は座標 (x, y) の x 軸方向、 y 軸方向の離散値を表わす。

領域の設定は、矩形領域以外に、臓器のように意味のある領域を設定することも可能である。

又、特性値としては、前述した統計量以外にも、微分値、同時生起行列、パワースペクトル等を使用できることはいうまでもない。以下の説明では、話を簡単にするために特性値として、分散および平均値を例にとる。

まず、フィルタ関数選別処理 24 について第 4 図 (a), (b), (c) により説明する。

第 4 図において (a) はフィルタ関数、(b) はフィルタ関数と複合特性値との対応関数、(c) は足骨のスケッチ画 49 を表わしている。第 4 図

(a) のフィルタ関数は、横軸がカットオフ周波数 f_c 、縦軸が強度 S を示し、あらかじめ複数個用意しておく。特性は任意のものを設定できるがここでは高域強調特性を例として示している。フィルタ関数が 44 から 41 に移るに従い、カットオフ周波数 f_c が高くなり、したがって、強度 S が大きくなり、より高域強調の特性となる。

又、第 4 図 (b) のフィルタ関数と特性値との対応関数は、横軸が複合特性値 Q 、縦軸が第 4 図 (a) のフィルタ関数に示す 41 ~ 44 のフィルタ関数の番号 F である。

複合特性値 Q は、例えば、次のようにして求められる。今、原画像 30 を部分領域 31 と同じサイズ $l \times l$ でメッシュに分割した各部分領域の分散値を σ_a 、原画像 30 の各部分領域の分散値の最大値を σ_{max} 、最小値を σ_{min} とし、同様に原画像 30 の各部分領域の平均値を \bar{g}_a 、平均値の最大値を \bar{g}_{max} 、平均値の最小値を \bar{g}_{min} とした時、

$$\sigma_a' = \frac{\sigma_a - \sigma_{min}}{\sigma_{max} - \sigma_{min}}$$

$$\bar{g}_a' = \frac{\bar{g}_a - \bar{g}_{min}}{\bar{g}_{max} - \bar{g}_{min}}$$

のようにして正規化された分散値 σ_a' 、平均値 \bar{g}_a' を求める。次に、各々の特性に正規化された重み w_1, w_2 ($w_1 + w_2 = 1$) を与え、その累積値として複合特性値 Q は

$$Q = w_1 \sigma_a' + w_2 \bar{g}_a'$$

となる。

ここで得られる複合特性値 Q は、0 ~ 1 の値を取る。この複合特性値 Q とフィルタ関数の番号 F との対応関係も任意に設定できるが、一般的には、第 4 図 (b) のフィルタ関係と特性値との対応関数に示す如く増加関数となる。

この理由を、足骨のスケッチ画 49 により説明する。足骨のスケッチ画 49 において、骨梁部 401 の如く複雑なパターンをもつ領域では、複合特性値 Q は高い値をもつため、41 のフィルタ関数が適用され、エッジが強調される。逆に、骨

部外 (濃度値が小) 402 のように平坦なパターンをもつ領域では複合特性値 Q は小さい値となるため、44 のフィルタ関数が適用され、原像に近い画像となる。

以上の処理により、足骨のスケッチ画 49 に示す足骨の画像では、骨部内の例えば骨梁部 401 の如く複雑なパターンをもつ領域が最も強調され、骨部外 402 のように平坦なパターンをもつ領域は、ほとんど原像と変わらない画像を作成できる。又、複合特性値 Q は、例えば重み w_2 を 0 とすることにより単一特性値とすることも可能である。

次に、処理画像加算係数設定処理 26 について説明する。処理画像加算係数設定処理 26 は、一般にフィルタリング処理 23 後の画像が曇感に乏しいとされているため、それを補うものである。今、原画像を G 、フィルタ関数を $F(Q)$ 、フィルタリング処理 23 後の画像を G' とした時、

$$G' = G * F(Q)$$

の関係がある。

さらに、原画像加算処理 25 後の画像を G'' と

すると

$$G'' = G + \beta(Q) \cdot G'$$

にて G'' を求める。ここで、 $\beta(Q)$ は、前述の複合特性値 Q を変数とする強調係数であり、例えば、第5図の如く横軸に Q 、縦軸に $\beta(Q)$ をとって設定する。

第5図において、 Q の値の増加に伴って $\beta(Q)$ の値が同じに増加する場合は53、徐々に増加する場合は52、急激に増加する場合は54を示している。原画像加算処理25後の画像は、複合特性値 Q の大きい領域、即ち、エッジ強調された部分では、 G' の成分が多く、平坦な部分では G の成分が多い画像となり、鮮鋭で量感のある画像を得ることが可能となる。

次に、コントラスト変換関数選別処理28について説明する。コントラスト変換関数選択処理28では、上記により得られた処理画像 G'' に対し、コントラスト変換処理27を施すものである。具体的には、第6図に示すような横軸に入力濃度 N 、縦軸に出力濃度 K をとつた変換関数を使用す

る。例えば、56の特性を用いることによりハイライト部（濃度値の大きい部分）の濃度変化の違いをより強調することが可能となる。

以上述べた処理においては、第4図(a)のフィルタ関数、第4図(b)の複合特性値 Q とフィルタ関数の番号 F との対応関数など、処理毎に決定すべきパラメータが存在する。又、これらパラメータは、診断部位、診断目的などにより変わるべきものである。

そこで、第2図の先験的既知情報201を用いることにより、これらパラメータの決定を行なう。第7図に先験的既知情報201の例を示す。第7図において61は、部位が足骨、診断目的が骨膜炎の場合を示している。 f_0 は、フィルタのカットオフ周波数を示す。この例では、 f_0 が0.05～0.5（サイクル/mm）の範囲のハイパスフィルタ（第4図(a)の特性）を複数個用い、強調係数 $\beta(Q)$ の特性を第5図の53の如く設定し、コントラスト変換は第6図の56に示すようなハイライト部強調を行なうことを示す。また、62

は、胃部の例を示したもので、 f_0 が0.01～0.6（サイクル/mm）の範囲のハイパスフィルタを複数個用い、強調係数 $\beta(Q)$ の特性を第5図の52または54の如く設定し、コントラスト変換は第6図の56に示すハイライト部強調を行うことを示す。

なお、このような先験的既知情報201は、事前に登録、あるいは操作者が対話的に設定すれば、操作者のパラメータ入力の手間を減らすことができる。

〔発明の効果〕

本発明によれば、画像の各部分領域毎に最適なフィルタを選択して作用させ、又、任意の割合で処理画像を加算できるため、鮮鋭かつ量感のある画像を作成し、診断精度が向上するという効果がある。

図面の簡単な説明

第1図は、人体足骨部レントゲン画像のスケッチ図、第2図は本発明の処理概念を示す説明図、第3図は部分領域の特性値抽出方法を示す図、第

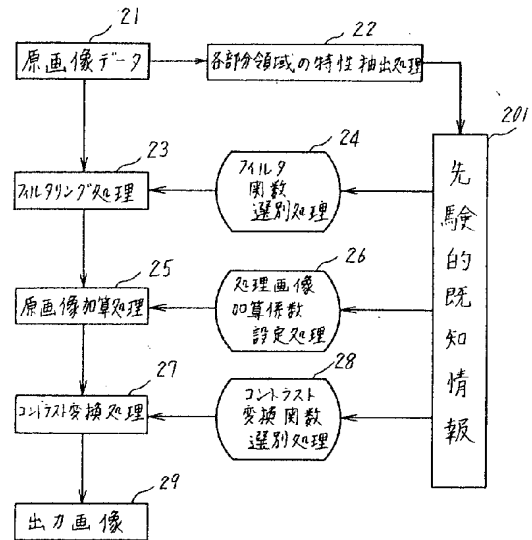
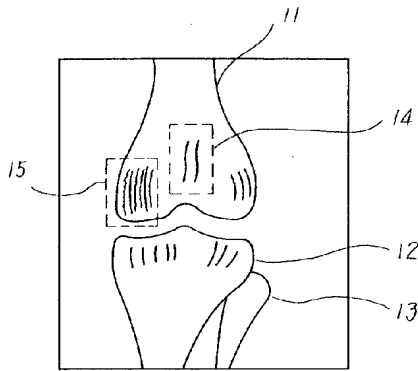
4図はフィルタ関数を示す図、第5図は処理画像加算係数を示す図、第6図はコントラスト変換関数を示す図、第7図は、先験的既知情報の指定例を示す図、第8図は本発明の一実施例である画像処理システムの例を示す構成図、第9図は第8図の画像処理システムの機能ブロック図である。24…フィルタ関数選別処理、26…処理画像加算係数設定処理、28…コントラスト変換関数選別処理、201…先験的既知情報。

代理人 弁理士 高橋明夫

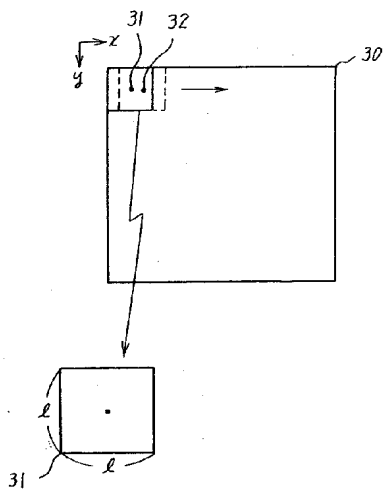


第 2 図

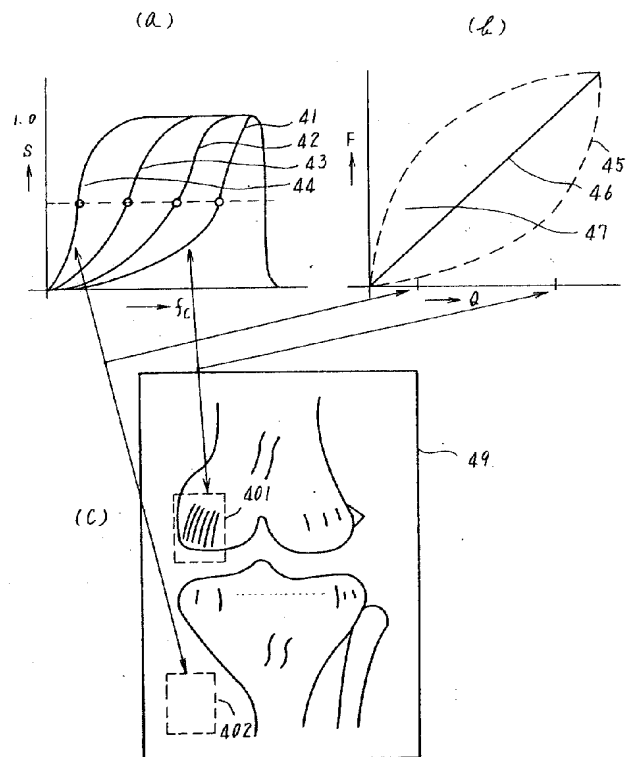
第 1 図



第 3 図



第 4 図



Explore Litigation Insights

Docket Alarm provides insights to develop a more informed litigation strategy and the peace of mind of knowing you're on top of things.

Real-Time Litigation Alerts



Keep your litigation team up-to-date with **real-time alerts** and advanced team management tools built for the enterprise, all while greatly reducing PACER spend.

Our comprehensive service means we can handle Federal, State, and Administrative courts across the country.

Advanced Docket Research



With over 230 million records, Docket Alarm's cloud-native docket research platform finds what other services can't. Coverage includes Federal, State, plus PTAB, TTAB, ITC and NLRB decisions, all in one place.

Identify arguments that have been successful in the past with full text, pinpoint searching. Link to case law cited within any court document via Fastcase.

Analytics At Your Fingertips



Learn what happened the last time a particular judge, opposing counsel or company faced cases similar to yours.

Advanced out-of-the-box PTAB and TTAB analytics are always at your fingertips.

API

Docket Alarm offers a powerful API (application programming interface) to developers that want to integrate case filings into their apps.

LAW FIRMS

Build custom dashboards for your attorneys and clients with live data direct from the court.

Automate many repetitive legal tasks like conflict checks, document management, and marketing.

FINANCIAL INSTITUTIONS

Litigation and bankruptcy checks for companies and debtors.

E-DISCOVERY AND LEGAL VENDORS

Sync your system to PACER to automate legal marketing.