

(51) Int.Cl. ⁷	識別記号	F I	テ-マコード [*]	(参考)
G06T 1/00		G06F 15/62	390	A 4C093
A61B 6/00		A61B 6/00	350	D 5B057
G06T 5/00		G06F 15/68	330	5L096
5/20			400	A
7/00		15/70	330	G

審査請求 有 請求項の数 1 O L (全 8 頁)

(21)出願番号 特願2000 - 12020 (P 2000 - 12020)

(22)出願日 平成12年 1月20日 (2000.1.20)

(71)出願人 399063552
株式会社シーズ・ラボ
北海道札幌市北区北 7 条西 6 丁目 1 番地

(71)出願人 301001775
総務省通信総合研究所長
東京都小金井市貫井北町 4 - 2 - 1

(71)出願人 500030714
江 浩
東京都小金井市貫井北町 4 丁目 2 番 1 号
郵政省通信総合研究所内

(74)代理人 100058479
弁理士 鈴江 武彦 (外 5 名)

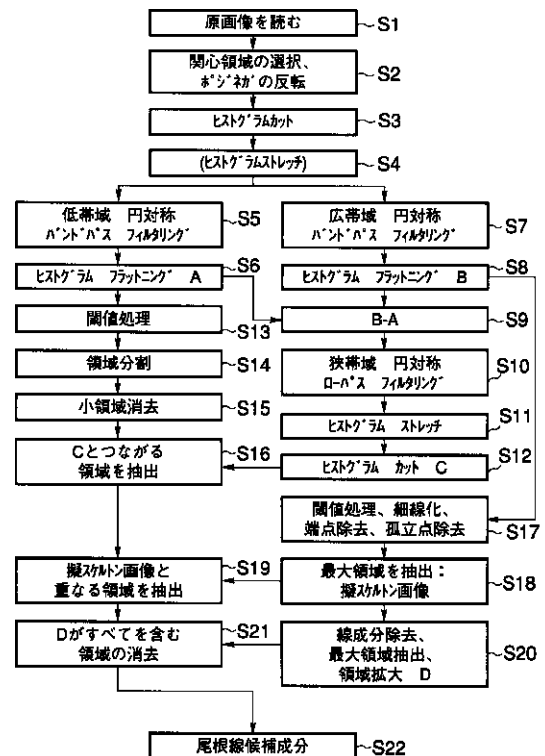
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 医用 X 線画像における尾根線部分検出方法

(57) 【要約】

【課題】 尾根線成分を構成する太い部分から細い部分まで一様に良好な検出を可能とする。

【解決手段】 特性の異なる 2 種類の 2 次元の円対称の周波数特性をもつ F I R デジタルフィルタを処理の最初に使用し、原画像の各フィルタリング出力を用い、大きなダイナミックレンジの中に存在する尾根線部分を構成する特徴部分を強調し、抽出する。そして二値化、細線化、太線化、領域ラベリングなどの画像処理を組み合わせ尾根線成分の尾根を検出する。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】原画像を読み込み関心領域を切り取る第 1 ステップと、
 第 1 ステップで得た画像をポジ画像にする第 2 ステップと、
 第 2 ステップで得た前記ポジ画像に対して、その輝度が一定値 g 以下のものをゼロ値にする第 3 ステップと、
 第 3 ステップで得た画像に対して、その輝度の値 g と最大値との間のダイナミックレンジを拡大するヒストグラムストレッチを行う第 4 ステップと、
 第 4 ステップで得た画像に対して、低帯域で狭帯域の円形対称 2 次元 FIR バンドパスフィルタ（直流通過成分はゼロ）にかける第 5 ステップと、
 第 5 ステップで得た画像に対して、その負の値をゼロにし、 $2^s - 1$ を超える値を $2^s - 1$ にセットし、その結果の画像のヒストグラムフラットニング（ヒストグラムイコライゼーション）を行い、その結果画像を画像 A とする第 6 ステップと、
 第 4 ステップで得た画像に対して、広帯域で直流通過成分が d の 2 次元円対称 FIR バンドパスフィルタにかける第 7 ステップと、
 第 7 ステップで得た画像に対して、第 6 ステップと同様な処理を行い、その結果画像を画像 B とする第 8 ステップと、
 先の画像 B と A を用いて、 $B - A$ の処理を行い、且つその結果、輝度値が負になる画素の輝度をゼロにする第 9 ステップと、
 第 9 ステップで得た画像に対して、狭帯域円対称ローパスフィルタによるフィルタリングを行う第 10 ステップと、
 第 10 ステップで得た画像に対して、ヒストグラムストレッチを行い値ゼロと値 $2^s - 1$ との間に輝度値を広げる第 11 ステップと、
 第 11 ステップで得た画像に対して、輝度値が h 以下の画素をゼロにし、この結果画像を画像 C とする第 12 ステップと、
 第 6 ステップの画像 A を値 m で閾値処理し、 m 以下の輝度値を持つ画素をゼロ、それ以外を 1 とする第 13 ステップと、
 第 13 ステップで得た 2 値画像を 4 連結の領域に分割する第 14 ステップと、
 第 14 ステップの画像の領域で画素数が n 以下の部分を消去する第 15 ステップと、
 第 15 ステップで得られた画像と、画像 C とつながる画像とを残し、これを除く領域の画像を消去する第 16 ステップと、
 第 8 ステップで得た画像 B の輝度の最大値の $x\%$ で 2 値化を行い、細線化処理、端点除去、孤立点除去をおこなう第 17 ステップと、
 第 17 ステップにおいて、領域が複数存在する場合に

は、面積最大領域を除く領域は消去し、これにより、残った 1 つの領域の画像とこれにつながるスケルトン画像とを得る第 18 ステップと、
 第 18 ステップで得た画像とステップ 16 で得た画像との間で、一ヶ所でも重なる部分があるとその領域を第 16 ステップで得た画像から選択し、これを除く部分は第 16 ステップで得た画像内から消去する第 19 ステップと、
 第 18 ステップで得た画像からスケルトン画像の部分を除去することで線成分を消去し、面積が最大の領域の画像を残し、それを除く部分は消去し、画像 D を得る第 20 ステップと、
 第 19 ステップで得た画像の中にある複数領域のうち、画像 D の領域に完全に含まれてしまう領域を消去する第 21 ステップと、
 第 21 ステップにおいて残った画像を尾根線部分とする第 22 ステップとを有することを特徴とする医用 X 線画像における尾根線部分検出方法。

【発明の詳細な説明】

20 【0001】

【発明の属する技術分野】この発明は、医用 X 線画像における尾根線部分検出方法に関するもので、例えば乳癌等の尾根線成分を検出するのに利用される。

【0002】

【従来の技術】乳癌のように特徴のある癌では、Spicula（スピクラ）が存在し、これが尾根線成分として現れる。この尾根線成分の検出方法としては従来各種の方法が存在する。

30 【0003】そして、被写体を撮像した X 線画像情報を用い、Spicula（スピクラ）による尾根線成分を検出して、乳癌の判断を行うための補助要素として用いる方法がある。

【0004】

【発明が解決しようとする課題】しかし従来の尾根線成分の検出方法によると、尾根線成分が幅広いダイナミックレンジの画像信号、即ちグレイレベル上に非常に小さい信号として存在するために、長い尾根線を木の根のように、太い部分から細い部分までを一様に検出することは困難であるという問題があった。

40 【0005】尾根線成分の検出を困難としているのは、原画像のダイナミックレンジが広いところに原因がある。幅広いダイナミックレンジの中にグレイレベルの観点からは、尾根線成分は、他の部分とわずかな差をもって、かつある範囲にわたり存在するからである。目視では尾根線であることは分かって、それが他の緩やかな空間周波数成分の上に重畳され存在するので、画像処理で自動的に検出を行うとなると非常に困難となる。

50 【0006】そこでこの発明では、尾根線成分を構成する太い部分から細い部分まで一様に検出可能な医用 X 線画像における尾根線部分検出方法を提供することを目的

とする。

【0007】

【課題を解決するための手段】この発明は、特性の異なる2次元の円対称の周波数特性をもつFIRデジタルフィルタを処理の最初に使用し、各フィルタリング出力を用い、大きなダイナミックレンジの中に存在する尾根線部分を構成する特徴部分を強調し、抽出するものである。そして、二値化、細線化、太線化、領域ラベリングなどの画像処理を組み合わせ尾根線成分の尾根を検出する。

【0008】

【発明の実施の形態】以下、この発明の実施の形態を図面を参照して説明する。

【0009】図1はこの発明の医用X線画像における尾根線部分検出方法の手順を示している。

【0010】ここで使用する原画像データは、コンピュータド・ラディオグラフィ(Computed Radiography)により得られた、画素数が 2510×2000 、グレイレベル10ビットの画像である。

【0011】これはマンモグラフィ撮影の際の全ての部分を含む画像であるため、画像内部には冗長な部分も多く含む。今回は、乳房部分、さらには乳癌部分の尾根線部分を検出する例を説明する。まず、原画像から乳癌部分である必要領域を切り出すという処理は、マニュアルで行う。ここでは画像サイズが大きいので原データを間引きにより 1260×1000 の大きさの画像に縮小する。次に腫瘍部分を囲む正方形の領域を設定し、その部分を切り出す。これを原データとして以降の画像処理に使用する。

【0012】図1は画像処理の流れを示している。

【0013】まず、この画像処理の基本的なステップを以下に述べて、そのあと各部の詳細を述べることにする。

【0014】ステップs1では、原画像を読み込み関心領域を切り取る。ステップs2ではステップで得た画像をポジ画像にする。ステップs3では、ステップs2で得た前記ポジ画像に対して、その輝度が一定値g以下(例えば400以下)のものをゼロ値にする。ステップs4では、ステップs3で得た画像に対して、その輝度の値gと最大値との間のダイナミックレンジを拡大するヒストグラムストレッチを行う。

【0015】ステップs5では、ステップs4で得た画像に対して、低帯域で狭帯域の円形対称2次元FIRバンドパスフィルタ(直流通過成分はゼロ)にかける。ステップs6では、ステップs5で得た画像に対して、その負の値をゼロにし、 $2^5 - 1$ を超える値を $2^5 - 1$ にセットし、その結果の画像のヒストグラムフラットニング(ヒストグラムイコライゼーション)を行い、その結果画像を画像Aとする。

【0016】ステップs7では、ステップs4で得た画

像に対して、広帯域で直流通過成分がdの2次元円対称FIRバンドパスフィルタにかける。ステップs8ではステップs7で得た画像に対して、ステップs6と同様な処理を行い、その結果画像を画像Bとする。

【0017】ステップs9では、先の画像BとAを用いて、 $B - A$ の処理を行い、且つその結果、輝度値が負になる画素の輝度をゼロにする。ステップs10では、ステップs9で得た画像に対して、狭帯域円対称ローパスフィルタによるフィルタリングを行う。

10 【0018】ステップs11では、ステップs10で得た画像に対して、ヒストグラムストレッチを行い値ゼロと値 $2^5 - 1$ との間に輝度値を広げる。ステップs1で得た画像に対して、輝度値がh以下の画素をゼロにし、この結果画像を画像Cとする。

【0019】ステップs13では、ステップの画像Aを値m(例えば511)で閾値処理し、m以下の輝度値を持つ画素をゼロ、それ以外を1とする。ステップs14では、ステップs13で得た2値画像を4連結の領域に分割する。ステップs15では、ステップs14の画像の領域で画素数がn以下(例えば100以下)の部分

20 を消去する。
【0020】ステップs16では、ステップs15で得られた画像と、ステップs12の画像Cとつながる画像とを残し、これを除く領域の画像を消去する。

【0021】ステップs17では、ステップs8で得た画像Bの輝度の最大値の $\times\%$ (例えば75%)で2値化を行い、細線化処理、端点除去、孤立点除去をおこなう。

30 【0022】ステップs18では、ステップs17において、領域が複数存在する場合には、面積最大領域を除く領域は消去し、これにより、残った1つの領域の画像とこれにつながる擬スケルトン画像とを得る。

【0023】ステップs19では、ステップs18で得た画像とステップs16で得た画像との間で、一ヶ所でも重なる部分があればその領域をステップs16で得た画像から選択し、これを除く部分はステップs16で得た画像内から消去する。

40 【0024】ステップs20では、ステップs18で得た画像からスケルトン画像の部分を除くことで線成分を消去し、面積が最大の領域の画像を残し、それを除く部分は消去し、画像Dを得る。ステップs21では、ステップs19で得た画像の中にある複数領域のうち、画像Dの領域に完全に含まれてしまう領域を消去する。ステップs21において残った画像を尾根線部分とする(ステップs22)。

【0025】次に、ステップs1, s2から具体的に説明する。

【0026】原データは10ビットの画像でグレイレベルは0から1023までである。またこのままでは腫瘍部分が廻りの正常部分より暗い領域として現れるネガの

状態となっている。これは画像撮影の手法に起因するものである。しかしこのままで表示すると血管も含め癌の部分も他の部分より暗い映像で表示される。ここで行う処理はネガの状態よりもポジの状態で行う方が理解しやすいので、原画像データをファイルから読み込んだ後、最初にネガとポジの反転処理を行う（ステップ S 1 , S 2 ）。これにより癌や血管の部分は明るい部分として表示される画像となる。

【 0 0 2 7 】次に尾根線部分の抽出を行うための準備段階として、ヒストグラムカット処理を行う。これはヒストグラムにおけるグレイレベル以下の不要濃度部分の除去を行う処理である。

【 0 0 2 8 】続いて雑音除去、及び血管、腫瘍、尾根線成分などの強調を行うために 2 次元 F I R デジタルフィルタによる画像の 2 次元デジタルフィルタリングを行う。つまり、画像強調及びノイズ除去のため、円対称の周波数特性を持ち、2 種類のバンド幅持つ 2 つの異なる円対称バンドパスフィルタを使用してフィルタリングを行う。これらのフィルタの特性については後述する。

【 0 0 2 9 】図 2 にはここで使用した原画像を、また、参考のためにその原画像の周波数スペクトラムを図 3 に示す。図 4 には、図 2 に示した原画像の濃度ヒストグラムを示している。

【 0 0 3 0 】グレイレベルが 4 0 0 以下の画素については、背景部分等の不要部分であることが分かっているので、ヒストグラムカット処理により、その部分のグレイレベルを 0 とする。さらに原画像の腫瘍部分を含む画像領域の濃度分布特性を保存したまま、コントラストの向上を図るため、ヒストグラムストレッチを行っている。

【 0 0 3 1 】この処理は画像を目で見たときのコントラストの向上を図ることと、後に続く処理のために画像を 1 0 ビットのダイナミックレンジに均等に広げることが目的である。したがってこの処理による濃度分布の変化は線形であり、以降の計算機処理に悪影響を与えるものではない。

【 0 0 3 2 】この結果を図 5 に示している。またこの処理を行った結果のヒストグラムを図 6 に示している。

【 0 0 3 3 】図 1 に戻り、フィルタリング処理について説明する。

【 0 0 3 4 】2 次元円対称 F I R デジタルフィルタの設定は、以下のように行われる。ここでは、前処理後の画像、即ち図 5 を原画像としてフィルタリングにより乳癌の部分、血管の部分、そして尾根線成分の強調を行う。言い換えると、画像全体が持っている緩やかなグレイレベルの変化を除去あるいは低減させ、血管や尾根線成分を抽出しやすくする処理を行うのである。

【 0 0 3 5 】そこで、前述したように、ある程度の太さのある血管や尾根線部分のみを抽出するフィルタ、及びそれら血管に加えて癌の中心部分を含む血管や尾根線部

分を抽出するフィルタの 2 種類のフィルタを設計した。

【 0 0 3 6 】円対称フィルタを用いる利点は、少なくとも 2 つある。第 1 は、従来からのラプラシアンオペレータ、あるいはソーベルオペレータその他の線形オペレータさらには非線形オペレータによる強調、あるいは周波数処理とは異なり、画像の周波数成分の方向による処理特性の違いがないこと、即ち、文字どおり等方向であること。第 2 には、特定の周波数成分の通過、阻止、さらには増幅が比較的容易であるという点である。

10 【 0 0 3 7 】図 7 にはここで設計した広帯域の円対称バンドパスフィルタの周波数レスポンスを示す。最初にこのフィルタ設計のためのため、バンドエッジは 0 . 0 0 2 、及び 0 . 2 5 と設定した。窓方法 (Window method) により長さ 5 5 の 1 次元 F I R (Finite Duration Impulse Response) デジタルフィルタを設計する。この手法での 1 次元 F I R プロトタイプ的设计時に使用した窓 (window) は、コサイン (cosine) のチップ (tip) の 3 乗である。得られた 1 次元 F I R プロトタイプフィルタをフーリエ・リコンストラクション法により、

20 2 次元に拡張し 2 次元の円対称の周波数レスポンスを持つフィルタを得る。

【 0 0 3 8 】このフィルタをここでは広帯域円対称バンドパスフィルタと呼ぶ。このフィルタサイズは、5 5 × 5 5 であり、直流成分は 0 . 1 4 9 1 (- 1 7 dB) である。そのため画像内における直流成分を若干通過させる性質を持っているので、血管のみならず腫瘍部分本体についても抽出が可能である。さらにパスバンドの帯域幅がある程度広いため血管細部についても検出できる。

30 【 0 0 3 9 】図 8 には、同様な方法で設計した 2 9 × 2 9 の円対称 F I R フィルタの周波数レスポンスを示している。このときの 1 次元 F I R プロトタイプ設計のためのカットオフ周波数は、0 . 0 0 5 及び 0 . 2 である。

【 0 0 4 0 】このフィルタのことをここでは低帯域円対称バンドパスフィルタと称する。このフィルタの直流成分は 0 になるように設計したので、画像の持つ直流成分は通過しない。つまり帯域が低く狭いことにより、ある程度分解能は粗くなるが、主な血管成分や尾根線部分と見られる箇所の抽出が可能である。

40 【 0 0 4 1 】図 7 及び図 8 では直流成分付近での通過特性をみることができないが、直流成分に近い領域は急峻な円形のパスバンドエッジの特性形状である。

【 0 0 4 2 】次に、円対称デジタルフィルタリング及び腫瘍領域と付随する血管や尾根線成分の抽出について述べる。

【 0 0 4 3 】図 9 には、図 5 に示した原画像に対して広帯域フィルタをかけ、さらにその結果に対してヒストグラムフラットニングを行った結果の画像を示している。

50 【 0 0 4 4 】フィルタリングは、離散空間コンボリューションによりおこなったが、その際の画像周辺の無効部分

についてはこの画像から取り除いて表示している。

【0045】図9の画像に対してグレイレベル最大値の75%の値で2値化を行う。次に得られた2値画像の細線化処理を行い、続いて端点除去、さらには孤立点除去を行う。最後に最大領域を抽出し、その結果を擬スケルトン画像として図10に示す。

【0046】これは、腫瘍の部分とそれにつながる血管類や尾根線成分と見られる領域を抽出するためのテンプレートとして使用する。また図11には図10の画像を元に、細線部分除去、最大面積領域の抽出を行い、さら

に太線化処理により腫瘍領域より若干大きい部分を選択するためのマスクとして使用した画像を示している。

【0047】図12には、上述の低帯域バンドパスフィルタにより、尾根線部分の候補となる領域を抽出した結果を示している。この場合にもフィルタリング後にヒストグラムフラットニングを行った。次にここではこの画像に対して最大の50%で閾値処理を行い、領域別に番号を付けた。続いて、画素数100以下の領域の消去を行った。

【0048】その結果を図13に示す。図13において図10に示した画像、即ち、腫瘍の中心部分とそれにつながる血管部分を抽出するためのテンプレート画像と、重なる部分のある領域のみを選択する。さらに図11に示した腫瘍の中心部分を表わすマスク内に全ての画素が含まれてしまう領域を消去する。

【0049】これらの処理の結果残った領域が、腫瘍部分につながる血管もしくは尾根線の部分であると考えられる。その画像を図15に示す。

【0050】次に、特定の尾根線部分の表示について説明する。

【0051】図16には、図15に表示した尾根線成分であると見られる部分のうち、最も長いものを選択し、図5の画像データの対応する部分を切り出してきたものを示す。この場合には原画像と対比するとスピキュラ (Spicula) の尾根の部分と一致する。

【0052】この図のみでは分かりにくいために、図18にはそれを3次元的に表示している。図17は図5のストレッチ画像を同様に3次元表示して示している。さらに図19には参考として広帯域円対称バンドパスフィルタにより強調を行った結果をヒストグラムフラット

ニングを行った結果を示している。

【0053】これらの図を見ると本発明の方法により、尾根線成分の抽出が良好に行われており、さらにそれが乳癌中心部分につながっていることがわかる。したがってSpicula抽出に本方法を利用することが効果的である。

【0054】図20には、2種類のパスバンドの異なるフィルタを利用した本手法、即ち2バンドフィルタリング法により抽出を行った尾根部分の1つを示している。図21には、1種類だけのフィルタリングにより背景に

ある緩やかなグレイレベルの変化を除去した結果の画像において、同じ連続する部分の等高線を表示した結果を示している。

【0055】これらと比較すると、本手法では尾根部分が正しく抽出できていることが分かる。また図21では尾根線成分の形状を目視では判断できるがこのままでは画像処理で自動抽出はできない。過言すれば、単なるフィルタリングと閾値処理では正確な尾根線成分の抽出は不可能であるといえる。

10 【0056】また尾根線成分の尾根部分は本手法、即ち2種類のフィルタの特性を工夫し組み合わせる2バンドフィルタリング法により、正確な検出が可能であると言える。

【0057】上記したように本発明による2次元FIRデジタルフィルタを用いた2バンドフィルタリング法による尾根線成分の検出の際には、少なくとも従来法に見られるような、初期画像を求める際の制約がない。即ち、従来では原理的に困難であった尾根線成分の太い部分から細い部分までの検出が、本発明ではその尾根の部分

20 を良好に検出できることが分かった。また、この他の乳癌の症例を用いて実験を行った結果、本報告に見られるばあいと同様に、尾根線部分を良好に検出することができた。

【0058】

【発明の効果】以上説明したようにこの発明によれば、尾根線成分を構成する太い部分から細い部分まで一様に検出可能となった。

【図面の簡単な説明】

30 【図1】この発明の一実施の形態を示すフローチャート。

【図2】この発明を実施するときに利用した原画像の例でありディスプレイ上に表示した中間調画像を示す写真。

【図3】図2の原画像の周波数スペクトラムでありディスプレイ上に表示した中間調画像を示す写真。

【図4】図2の原画像の濃度ヒストグラムを示す図。

【図5】原画像の必要な輝度分布をグレイレベル10ビットにヒストグラムストレッチを行った例でありディスプレイ上に表示した中間調画像を示す写真。

40 【図6】ヒストグラムストレッチを行った結果の画像のヒストグラムを示す図。

【図7】直流成分を持つ広帯域円対称バンドパスフィルタのマグニチュードレスポンスを示す図。

【図8】直流成分を持たない低帯域円対称バンドパスフィルタのマグニチュードレスポンスを示す図。

【図9】広帯域フィルタリングの結果の例でありディスプレイ上に表示した中間調画像を示す写真。

50 【図10】腫瘍部分とそれに付随する血管や尾根線成分検出のための画像の例でありディスプレイ上に表示した中間調画像を示す写真。

【図 1 1】腫瘍中心部と見られる領域検出のための画像の例でありディスプレイ上に表示した中間調画像を示す写真。

【図 1 2】低帯域フィルタリングの結果の画像の例でありディスプレイ上に表示した中間調画像を示す写真。

【図 1 3】尾根線部分候補領域の抽出結果の例でありディスプレイ上に表示した中間調画像を示す写真。

【図 1 4】腫瘍部分につながる尾根線部分の抽出結果の例でありディスプレイ上に表示した中間調画像を示す写真。

【図 1 5】検出された尾根線と見られる部分の画像の例でありディスプレイ上に表示した中間調画像を示す写真。

【図 1 6】最長の尾根線部分を抽出した画像の例でありディスプレイ上に表示した中間調画像を示す写真。

【図 1 7】図 5 のストレッチ画像を 3 次元表示した場合の例でありディスプレイ上に表示した中間調画像を示す写真。

【図 1 8】最長の尾根線部分を図 1 7 のストレッチ画像から抽出した例でありディスプレイ上に表示した中間調画像を示す写真。

【図 1 9】広帯域バンドパスフィルタリングを行った画像の 3 次元表示を行った例でありディスプレイ上に表示した中間調画像を示す写真。

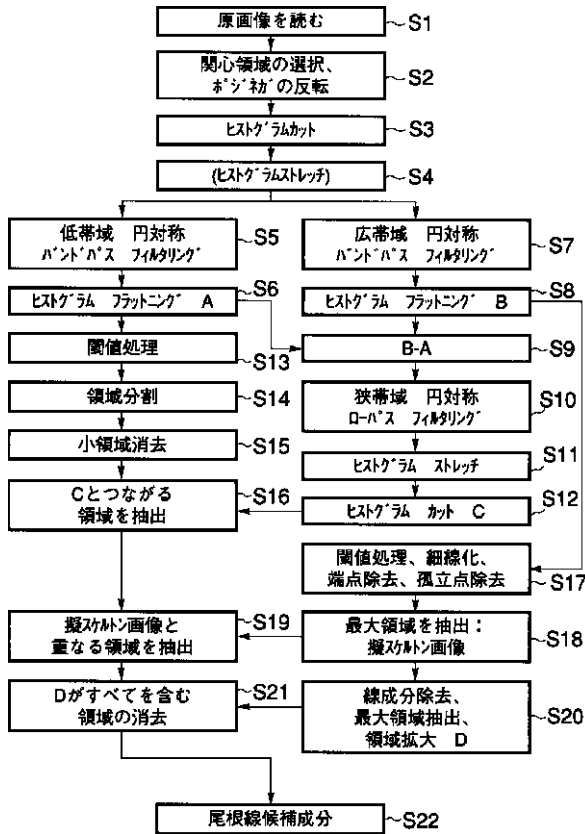
10 【図 2 0】尾根線部分の拡大例を示す例でありディスプレイ上に表示した中間調画像を示す写真。

【図 2 1】広帯域フィルタリングの結果の尾根線成分を含む部分を等高線で示した例を示す図。

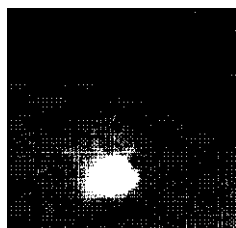
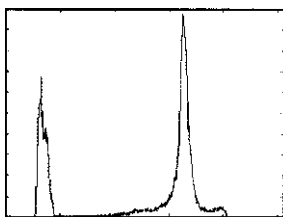
【符号の説明】

s 1 ~ s 2 1 ... 処理ステップ。

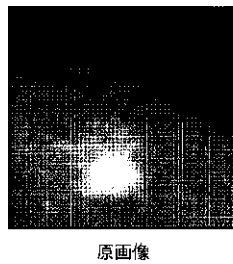
【図 1】



【図 4】

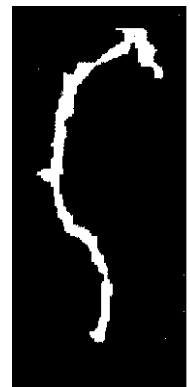


【図 2】

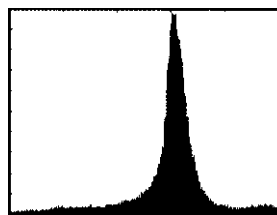


【図 3】

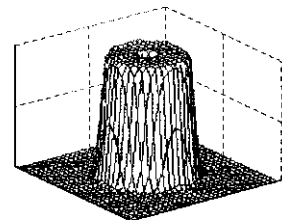
【図 2 0】



【図 6】

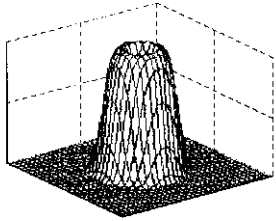


【図 7】



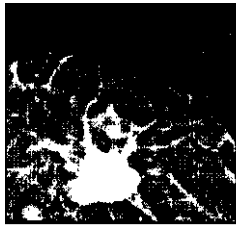
直流成分を持つ広帯域円対称
バンドパスフィルタのマグニチュードレスポンス

【図8】



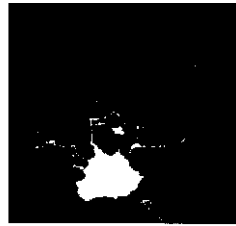
直流成分を持たない低帯域円対称
バンドパスフィルタのマグニチュードレスポンス

【図9】



広帯域フィルタリングの結果

【図10】



腫瘍部分とそれに付随する血管や
尾根線成分検出のための画像

【図12】



低帯域フィルタリングの結果

【図11】



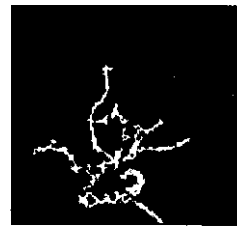
腫瘍中心部と見られる領域検出のための画像

【図13】



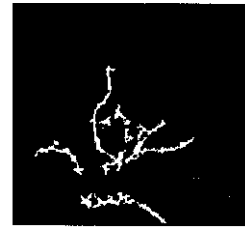
尾根線部分候補領域の抽出結果

【図14】



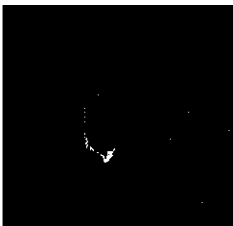
腫瘍部分につながる尾根線部分の抽出結果

【図15】



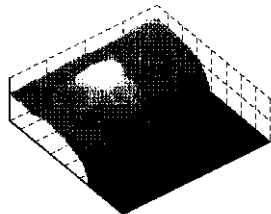
検出された尾根線と見られる部分

【図16】



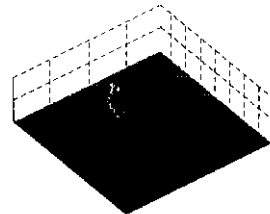
最長の尾根線部分を
図15に示す画像より抽出した画像

【図17】



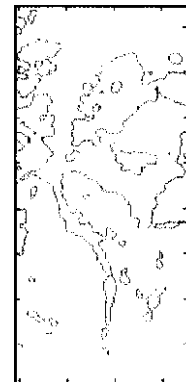
ストレッチ画像の3次元表示を行なった例

【図18】

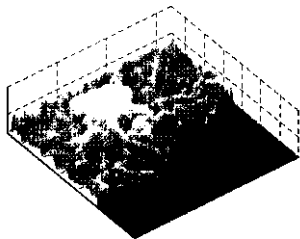


最長の尾根線部分を図17のストレッチ画像から
抽出した結果

【図21】



【図19】



広帯域バンドパスフィルタリングを行なった画像の
3次元表示

フロントページの続き

(72)発明者 加藤 晴夫
北海道札幌市北区北7条西6丁目1番地
株式会社シーズ・ラボ内

(72)発明者 江 浩
東京都小金井市貫井北町4丁目2番1号
郵政省通信総合研究所内

F ターム(参考) 4C093 CA21 DA06 FF09 FF17 FF28
5B057 AA08 BA03 CA02 CA08 CA12
CA16 CE02 CE03 CE06 CE12
CE15 DA06 DB02 DB05 DB09
DC19
5L096 AA03 AA06 BA06 BA13 EA04
FA03 FA37 FA59 GA14 GA55