

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2005-352571

(P2005-352571A)

(43) 公開日 平成17年12月22日(2005.12.22)

(51) Int.Cl.⁷

G06T 3/00

G01N 21/27

G01N 33/48

F I

G06T 3/00

G01N 21/27

G01N 33/48

1 0 0

A

M

テーマコード (参考)

2 G 0 4 5

2 G 0 5 9

5 B 0 5 7

審査請求 未請求 請求項の数 12 O L (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願2004-169963 (P2004-169963)

(22) 出願日 平成16年6月8日(2004.6.8)

(71) 出願人 000000376

オリンパス株式会社

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

(74) 代理人 100058479

弁理士 鈴江 武彦

(74) 代理人 100091351

弁理士 河野 哲

(74) 代理人 100084618

弁理士 村松 貞男

(74) 代理人 100100952

弁理士 風間 鉄也

(72) 発明者 荒井 敏

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

オリンパス株式会社内

最終頁に続く

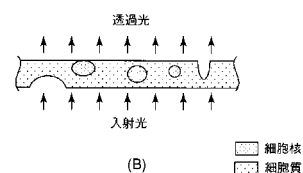
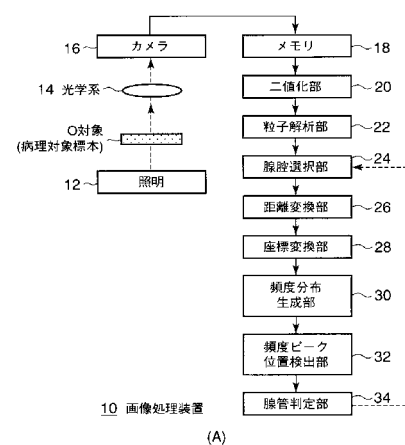
(54) 【発明の名称】 画像処理装置

(57) 【要約】

【課題】生体組織標本の構造、特に同心状の構造を容易に解析できるようにすること。

【解決手段】腺腔選択部24により、対象Oを撮影した試料画像から腺腔を選択し、その内の任意の単一の腺管に着目し、距離変換部26にて、その腺腔近傍の各画素について、腺腔の輪郭からの距離を計算する。そして、座標変換部28で、その腺腔近傍の画像を、腺腔の輪郭に対応した軸と輪郭からの距離に対応した軸とから成る座標系の画像となるように、座標変換する。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

試料画像の注目領域の輪郭を設定する輪郭設定手段と、
上記試料画像のうち、少なくとも上記輪郭設定手段で設定された注目領域を含む一部分を、輪郭に対応した軸と輪郭からの距離に対応した軸とから成る座標系の画像となるように、座標変換する座標変換手段と、
を具備することを特徴とする画像処理装置。

【請求項 2】

上記輪郭に対応した軸の値域が正規化されていることを特徴とする請求項 1 に記載の画像処理装置。

10

【請求項 3】

試料が生体標本であることを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の画像処理装置。

【請求項 4】

上記生体標本は、病理標本であることを特徴とする請求項 3 に記載の画像処理装置。

【請求項 5】

上記病理標本は、前立腺の標本であることを特徴とする請求項 4 に記載の画像処理装置。

【請求項 6】

上記注目領域は、上記前立腺の腺管の内腔であることを特徴とする請求項 5 に記載の画像処理装置。

20

【請求項 7】

上記座標変換手段で座標変換された画像に基づいて、上記試料画像に含まれる複数の領域を分類する分類手段を更に具備することを特徴とする請求項 1 乃至 6 の何れかに記載の画像処理装置。

【請求項 8】

上記分類手段は、前立腺の腺管と血管を分類することを特徴とする請求項 7 に記載の画像処理装置。

【請求項 9】

上記座標変換手段で座標変換された画像を表示する表示手段を更に具備することを特徴とする請求項 1 乃至 8 に記載の画像処理装置。

30

【請求項 10】

上記表示手段は、複数の座標変換された画像を並べて表示することを特徴とする請求項 9 に記載の画像処理装置。

【請求項 11】

上記表示手段は、上記試料画像と座標変換された画像とを並べて表示することを特徴とする請求項 9 に記載の画像処理装置。

【請求項 12】

上記試料画像と上記座標変換手段で座標変換された画像とを組にして記録する記録手段を更に具備することを特徴とする請求項 1 乃至 11 の何れかに記載の画像処理装置。

【発明の詳細な説明】

40

【技術分野】**【0001】**

本発明は、試料を撮像して得られた画像を処理する画像処理装置に関し、特に、生体組織標本に含まれる同心状の構造の解析に関する。

【背景技術】**【0002】**

これまで、生体標本、特に病理標本を画像処理によって解析しようと、様々な試みが為されてきた。

【0003】

病理標本を解析するには、標本を構成する構造物、即ち細胞や細胞核、或いは複数の細

50

胞によって構成される構造を認識する必要がある。これらを正確に認識し、特徴として組み合わせることにより、初めて診断支援に有効な情報を抽出することが可能となる。

【0004】

複数の細胞によって構成される構造として、前立腺の腺管が挙げられる。これは、前立腺液を分泌するための器官であって、腔（組織の存在しない空間）を中心に、腔の壁面を構成する細胞がこれを取り囲む構造を有している。正常な腺管、或いは比較的軽度の前立腺癌の腺管は概略円形であるが、癌化した前立腺では腺管が歪んだ形状となる場合が多い。

【0005】

特許文献1では、病理標本、特に前立腺の標本を対象とし、細胞核の形態特徴や腔の形態特徴を組み合わせることにより、診断支援のための分類判定を行う技術を開示している。

【0006】

また、特許文献2には、円形の物体を認識するための技術が開示されている。これは、円形物体の中心と同一の中心を有する同心円状の観測領域を設け、この観測領域における1周分の輝度プロファイルを撮像・処理することで円形物体を認識し、他の円形物体と比較する特徴を与えるものである。

【0007】

更に、特許文献3にも、円形の物体を認識するための別の技術が開示されている。これは、円形物体の中心と輪郭を特定した後、物体の回転に依存しない特徴量を求めることで、円形物体の向き（回転角）に依存しない認識と比較照合を可能とするものである。

【特許文献1】特開2001-59842号公報

【特許文献2】特開平7-21381号公報

【特許文献3】特開2002-32812号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

生体標本は、工業製品とは異なり、円形や直線等の単純な図形の組では表現できず、完全に同じ形状が繰り返し出現すること、通常はあり得ない。正常な腺管、或いは比較的軽度の前立腺癌の腺管は概略円形であるとは言え、工業検査で想定するような完全な円形には程遠いものである。特に、癌化した組織は構造的な秩序が失われており、この傾向が顕著である。

【0009】

上記特許文献1に開示の技術では、組織に含まれる細胞核と腔を別々に解析しているが、前立腺の主要器官である腺管を解析する際には、細胞核や腔等によって構成される構造を認識しなければならない。この先行技術では、腺管は腔の周囲を細胞が取り囲んだ構造で、細胞にはそれぞれ細胞核が含まれる、と言った組織の構造に関する配慮が欠けており、開示された解析手法では精度の良い腺管の認識は期待できない。

【0010】

また、上記特許文献2に開示の技術は、物体が中心を有し、且つ中心に関して概略回転対称であることを前提としている。即ち、車輪のような物体を前提とした技術であって、生体標本の認識に適用できるものではない。

【0011】

そして、上記特許文献3に開示の技術は、物体が鑄造されたように殆ど同じ形状であることを前提としている。即ち、硬貨のような物体を前提とした技術であって、生体標本の認識に適用できるものではない。

【0012】

本発明は、上記の点に鑑みてなされたもので、試料の構造、特に、生体組織標本の同心状の構造を容易に解析することが可能な画像処理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】

10

20

30

40

50

【 0 0 1 3 】

本発明の画像処理装置の一態様は、

試料画像の注目領域の輪郭を設定する輪郭設定手段と、

上記試料画像のうち、少なくとも上記輪郭設定手段で設定された注目領域を含む一部分を、輪郭に対応した軸と輪郭からの距離に対応した軸とから成る座標系の画像となるように、座標変換する座標変換手段と、

を具備することを特徴とする

【 発明の効果 】

【 0 0 1 4 】

本発明によれば、試料の構造、特に、生体組織標本の同心状の構造を容易に解析することが可能な画像処理装置を提供することができる。 10

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 1 5 】

以下、本発明を実施するための最良の形態を図面を参照して説明する。

【 0 0 1 6 】

本実施形態は、試料の少なくとも一部を構成する概略同心状の構造を認識するため、その構造及びその近傍を含む試料画像を、構造の中央を占める物体の輪郭を横軸、その物体からの距離を縦軸とする平面へ画像変換するものである。

【 0 0 1 7 】

なお、本実施形態において、撮像対象の試料は、図 2 に示すような、ヘマトキシリンとエオジンで染色された前立腺の病理標本である。同図において、概略同心状の構造は癌化した腺管であり、その中央を占める物体は腺管内部の腔（腺管腔、或いは単に腺腔）である。なお、ヘマトキシリン・エオジン染色は、病理標本の染色手法の中で最も広汎に使用されており、容易且つ安価に実施可能である。 20

【 0 0 1 8 】

本実施形態に係る画像処理装置 10 は、図 1 (A) に示すように、照明 12、（対物及び結像）光学系 14、カメラ 16、メモリ 18、二値化部 20、粒子解析部 22、腺腔選択部 24、距離変換部 26、座標変換部 28、頻度分布生成部 30、頻度ピーク位置検出部 32、及び腺管判定部 34 から構成されている。

【 0 0 1 9 】

即ち、図示しないステージ上に設置された撮像対象 O に、図 1 (B) に示すように、カメラ 16 と反対側から照明 12 を照射する。そして、その透過光を、光学系 14 によりカメラ 16 が有する図示しない撮像素子の撮像面上に結像させる。ここで、カメラ 16 は、対象 O の撮像と解析に好適なものを選択し、本実施形態では RGB カメラを使用する。このカメラ 16 で撮像された対象 O の画像、例えば図 2 に示したような病理標本画像は、メモリ 18 に格納される。 30

【 0 0 2 0 】

その後、二値化部 20 にて、上記メモリ 18 に格納された対象 O の画像を、輝度に応じて二値化し、高輝度領域を抽出する。これにより、図 2 に示した病理標本画像の場合、図 3 に示すような二値化画像が得られる。病理標本の透過観察においては、腔のように組織中であって組織の存在しない領域は直接照明光が観測されるため、組織の存在する領域と比較して顕著に高輝度となる。従って、輝度情報を用いれば、腔と組織とを容易に分離することができる。 40

【 0 0 2 1 】

また、高輝度領域を抽出した後に粒子解析を行い、大きさ、位置、形状に応じて選別を行えば、更に精度良く腔領域を分離可能である。例えば、特定の大きさに満たない高輝度領域はノイズと見なして対象から除外する、画像端に隣接する高輝度領域は腔でない背景と見なして対象から除外する、等である。そこで、粒子解析部 22 で、上記二値化画像より高輝度領域を抽出して粒子解析を行い、腺腔選択部 24 で、その抽出され粒子解析された各高輝度の連結領域をそれぞれ腺腔として選択する。 50

【 0 0 2 2 】

次に、こうして選択された複数の腺腔の近傍の画像を、それぞれ、以下に述べる手順によって座標変換する。

【 0 0 2 3 】

先ず、図 4 (A) に示すように、任意の単一の腺管に着目し、距離変換部 2 6 にて、その腺腔近傍の各画素について、腺腔からの距離を計算する。但し、ここで言う画素と腺腔の距離とは、上記画素から腺腔を構成する全ての画素までのユークリッド距離のうち、最小のものを指す。このアルゴリズムは、数理形態学 (モルフォロジー演算) における距離変換として知られており、“効率の良いモルフォロジー演算が可能なフィルタ形状において” (櫻井他, 情報処理学会論文誌, V o l . 4 1 , N o . 1 2 , p p . 3 3 4 4 - 3 3 5 1) 等で開示されている。 10

【 0 0 2 4 】

図 5 (A) は、この距離変換の結果を視覚的に説明するために、腺腔 (中央斜線領域) 1 0 0 からの距離が等しい点の集合 (以下、等距離線) を敢えて描画したものである。図 5 (A) では、距離 “ 2 0 ”、“ 4 0 ”、“ 6 0 ”、“ 8 0 ”、“ 1 0 0 ”の等距離線 1 0 2 が提示されており、距離 “ 2 0 ”、“ 4 0 ”、“ 6 0 ”、“ 8 0 ”の等距離線 1 0 2 は破線、距離 “ 1 0 0 ”の等距離線 1 0 2 は実線で表現されている。一般に、等距離線は閉曲線を形成し、距離の規準となる物体及び他の等距離線とは交点を持たない。従って、任意の等距離線 1 0 2 は、物体 (本実施形態では腺腔 1 0 0) からの距離を用いて一意に 20

【 0 0 2 5 】

また、図 5 (B) に示すように、物体 B 外の任意の点 P が与えられた時、その点を含む等距離線 C が唯一存在することも明らかである。更に、その等距離線 C 上に周回の規準となる開始点 S を設ければ、点 P を含む等距離線 C について、その開始点 S から等距離線 C に沿って求めた P までの距離 (以下、線距離)、或いは線距離を等距離線 C の周回長で正規化したもの (以下、正規化線距離) により、等距離線 C 上における点 P の位置を一意に記述できる。なお、正規化線距離の値域は常に (0 , 1) であり、等距離線 C の周回長に依存しない。よって、腺腔 (物体 B) 外の任意の点 P は、腺腔 (物体 B) からの距離 D、及び距離 D の等距離線 C における開始点 S からの正規化線距離 L の組を用いて (L , D) と記述でき、この記述は一意である。即ち、X Y 座標系で (X , Y) と表現される画像 30 上の点 P は、図 5 (C) に示すように、上記記述方法に基づく座標系において座標 (L , D) と表現でき、両者の対応は一對一である。

【 0 0 2 6 】

以上の原理に基づいて、座標変換部 2 8 は、腺腔近傍の画像を L D 座標系に変換する。例えば、図 4 (A) に示したような腺腔近傍の画像を座標変換すると、図 4 (B) に示すような座標変換結果画像が得られる。ここで、該座標変換結果画像における横軸は正規化線距離 L を表し、左から右へ値が増加する。縦軸は腺腔からの距離 D を表し、上から下へ値が増加する。図 4 (B) の座標変換結果画像において、縦座標が等しい画素同士は、互いに腺腔からの距離が等しい。

【 0 0 2 7 】

ところで、前立腺における腺管は、図 6 に示すように、中央に腺腔 1 0 0、その周囲に上皮 1 0 4、更にその周囲に細胞核 1 0 6 を配置した同心状の構造となっている。一方、図 4 (C) に示すように、血管は腔の周囲に上皮が無く、細胞核までの距離が非常に短い 40 か、同心状の構造を呈さないことが知られている。

【 0 0 2 8 】

ここで例えば、前立腺癌の進行度を G l e a s o n 分類に基づいて判定する処理を考える。G l e a s o n 分類は、前立腺癌の進行度を判定する診断規準として、病理診断の分野で広く用いられている手法である。G l e a s o n 分類は腺管を認識し、形態解析する作業を基本とするものであるから、腺管を正しく、例えば血管と混同すること無く、認識 50 できなければならない。

【 0 0 2 9 】

そこで、頻度分布生成部 3 0 により、上記図 4 (B) に示した座標変換結果画像から細胞核 1 0 6 を表す濃紫色の画素を抽出し、図 7 (A) に示すような横軸方向の頻度分布を得る。同様に、血管についても、図 4 (D) に示すように上記座標変換結果画像を求め、図 7 (B) に示すような横軸方向の頻度分布を得る。腺管は腺腔からの距離 “ 2 0 ” 付近に細胞核 1 0 6 を表す画素の大きなピークを持つのに対し、血管ではそのような傾向が見られない。従って、頻度ピーク位置検出部 3 2 により頻度とピーク位置を検出し、腺管判定部 3 4 で、それらを観察することにより、腺管と血管を区別し、腺管だけを認識することができる。なお、ピーク位置検出の前に、頻度分布を平滑化しておけば、ノイズに対してより頑強な処理となる。

10

【 0 0 3 0 】

以上の説明は、単一の腺腔に着目した場合についてであったが、一般に前立腺の標本には複数の腺管が含まれる。この場合、腺腔選択部 2 4 にて、着目する腔を順に変えながら、上記座標変換と腺管認識処理とを繰り返すことで、病理標本画像に含まれる全ての腺管を認識可能である。

【 0 0 3 1 】

なお、腺腔選択部 2 4 においては、着目する腺管を自動的に選択するのではなく、ユーザが手動で選択するようにしても良い。

【 0 0 3 2 】

また、図 4 (B) や図 4 (D) に示した座標変換結果画像は、必要に応じて、図示しない表示装置に表示しても良い。この表示の際には、各座標変換結果画像を単独で表示する方法に加え、複数の座標変換結果画像をアレイ状に表示する方法、原画像と座標変換結果画像とを並置して表示する方法が適用できる。

20

【 0 0 3 3 】

また、座標変換結果画像を図示しない記録装置によって記録媒体に記録する際には、原画像と座標変換結果画像との対応関係も合わせて記録しておく。或いは、座標変換前後の画像を組にして記録しておけば、再利用の際に便利である。

【 0 0 3 4 】

以上説明したように、本一実施形態によれば、病理標本の画像を撮影し、前立腺の腺腔を認識し、腺腔の周囲の画素を座標変換し、腺管を血管と区別して認識することができる。

30

【 0 0 3 5 】

本手法を用いれば、認識の対象が単純な幾何図形の組み合わせでない場合でも、上記座標変換によってその近傍の状態を容易に解析することが可能となり、特に物体からの距離の等しい画素が座標変換後に同じ縦座標となることから、投影や頻度分布等の簡単な処理を用いて対象の近傍を解析することが可能となる。これは、対象が不定形状であることが多い生体標本の解析に特に好適である。

【 0 0 3 6 】

以上、一実施形態に基づいて本発明を説明したが、本発明は上述した一実施形態に限定されるものではなく、本発明の要旨の範囲内で種々の変形や応用が可能なことは勿論である。

40

【 0 0 3 7 】

例えば、上記一実施形態では撮像対象 O として生体標本（病理標本）を用いているが、他の試料についても適用可能である。

【 0 0 3 8 】

（付記）

前記の具体的実施形態から、以下のような構成の発明を抽出することができる。

【 0 0 3 9 】

（ 1 ） 試料画像の注目領域の輪郭を設定する輪郭設定手段と、

上記試料画像のうち、少なくとも上記輪郭設定手段で設定された注目領域を含む一部分

50

を、輪郭に対応した軸と輪郭からの距離に対応した軸とから成る座標系の画像となるように、座標変換する座標変換手段と、

を具備することを特徴とする画像処理装置。

【0040】

ここで、上記輪郭設定手段は、図1(A)における照明12、光学系14、カメラ16、メモリ18、二値化部20、粒子解析部22、及び腺腔選択部24が対応し、上記座標変換手段は、図1(A)における、距離変換部26及び座標変換部28が対応する。

【0041】

この(1)に記載の画像処理装置によれば、試料の構造を容易に解析することが可能な画像処理装置を提供することができる。

10

【0042】

(2) 上記輪郭に対応した軸の値域が正規化されていることを特徴とする(1)に記載の画像処理装置。

【0043】

この(2)に記載の画像処理装置によれば、注目領域の輪郭の大きさに依存しない処理が可能となる。

【0044】

(3) 試料が生体標本であることを特徴とする(1)又は(2)に記載の画像処理装置。

【0045】

この(3)に記載の画像処理装置によれば、生体標本の構造を解析することが可能となる。

20

【0046】

(4) 上記生体標本は、病理標本であることを特徴とする(3)に記載の画像処理装置。

【0047】

この(4)に記載の画像処理装置によれば、病理標本の部位の構造を解析することができる。

【0048】

(5) 上記病理標本は、前立腺の標本であることを特徴とする(4)に記載の画像処理装置。

30

【0049】

この(5)に記載の画像処理装置によれば、前立腺の構造を解析できる。

【0050】

(6) 上記注目領域は、上記前立腺の腺管の内腔であることを特徴とする(5)に記載の画像処理装置。

【0051】

この(6)に記載の画像処理装置によれば、前立腺癌の診断に役立てることができる。

【0052】

(7) 上記座標変換手段で座標変換された画像に基づいて、上記試料画像に含まれる複数の領域を分類する分類手段を更に具備することを特徴とする(1)乃至(6)の何れかに記載の画像処理装置。

40

【0053】

ここで、上記分類手段は、図1(A)における頻度分布生成部30、頻度ピーク位置検出部32、及び腺管判定部34が対応する。

【0054】

この(7)に記載の画像処理装置によれば、自動的に構造を分類することができる。

【0055】

(8) 上記分類手段は、前立腺の腺管と血管を分類することを特徴とする(7)に記載の画像処理装置。

50

【 0 0 5 6 】

この(8)に記載の画像処理装置によれば、前立腺の腺管を分類できるので、前立腺癌の診断に役立てることができる。

【 0 0 5 7 】

(9) 上記座標変換手段で座標変換された画像を表示する表示手段を更に具備することを特徴とする(1)乃至(8)に記載の画像処理装置。

【 0 0 5 8 】

ここで、上記表示手段は、図示しない表示装置が対応する。

【 0 0 5 9 】

この(9)に記載の画像処理装置によれば、その表示された画像から試料の構造をユーザが容易に把握できるようになる。

【 0 0 6 0 】

(1 0) 上記表示手段は、複数の座標変換された画像を並べて表示することを特徴とする(9)に記載の画像処理装置。

【 0 0 6 1 】

この(1 0)に記載の画像処理装置によれば、複数の座標変換された画像を見比べることができる。

【 0 0 6 2 】

(1 1) 上記表示手段は、上記試料画像と座標変換された画像とを並べて表示することを特徴とする(9)に記載の画像処理装置。

【 0 0 6 3 】

この(1 1)に記載の画像処理装置によれば、座標変換前後の画像を見比べることができる。

【 0 0 6 4 】

(1 2) 上記試料画像と上記座標変換手段で座標変換された画像とを組にして記録する記録手段を更に具備することを特徴とする(1)乃至(1 1)の何れかに記載の画像処理装置。

【 0 0 6 5 】

ここで、上記記録手段は、図示しない記録装置が対応する。

【 0 0 6 6 】

この(1 2)に記載の画像処理装置によれば、座標変換前後の画像が別々になってしまうことがないので、再利用の際に便利である。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 6 7 】

【 図 1 】(A)は本発明の一実施形態に係る画像処理装置の構成を示す図であり、(B)は染色された組織標本の断面を示す図である。

【 図 2 】ヘマトキシリンとエオジンで染色された前立腺の病理標本の画像を示す図である。

【 図 3 】図 2 の病理標本画像を二値化した二値化画像を示す図である。

【 図 4 】(A)は腺管とその近傍の画像を示す図、(B)は(A)の画像の座標変換結果画像を示す図、(C)は血管とその近傍の画像を示す図であり、(D)は(C)の画像の座標変換結果画像を示す図である。

【 図 5 】(A)は距離変換結果を視覚的に説明するための図、(B)は等距離線に基づく位置の一意な指定を説明するための図であり、(C)は座標変換結果の概念を説明するための L D 座標系を示す図である。

【 図 6 】腺管の同心構造を説明するための模式図である。

【 図 7 】(A)は図 4 (B)の座標変換結果画像から求められた画素の頻度分布を示す図であり、(B)は図 4 (D)の座標変換結果画像から求められた画素の頻度分布を示す図である。

【 符号の説明 】

10

20

30

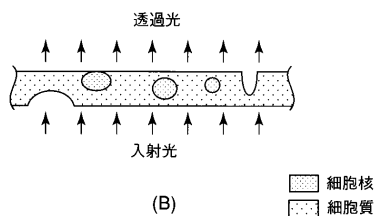
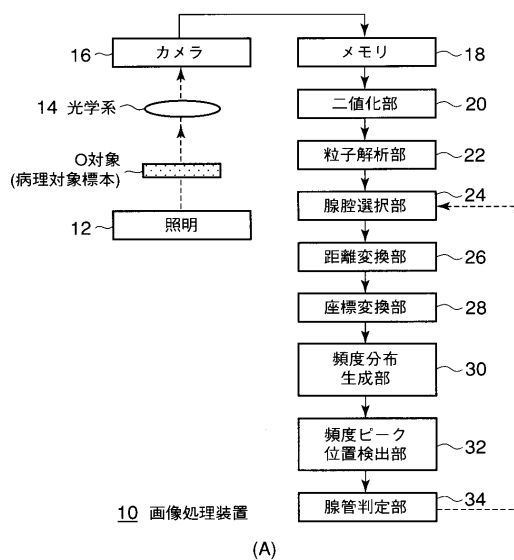
40

50

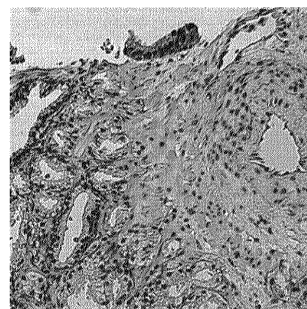
【 0 0 6 8 】

1 0 ... 画像処理装置、 1 2 ... 照明、 1 4 ... 光学系、 1 6 ... カメラ、 1 8 ... メモリ、 2 0 ... 二値化部、 2 2 ... 粒子解析部、 2 4 ... 腺腔選択部、 2 6 ... 距離変換部、 2 8 ... 座標変換部、 3 0 ... 頻度分布生成部、 3 2 ... 頻度ピーク位置検出部、 3 4 ... 腺管判定部、 1 0 0 ... 腺腔、 1 0 2 ... 等距離線、 1 0 4 ... 上皮、 1 0 6 ... 細胞核、 0 ... 対象。

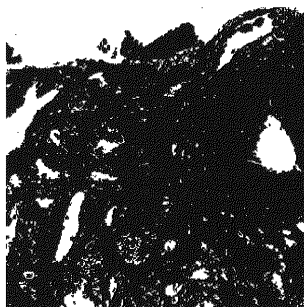
【 図 1 】



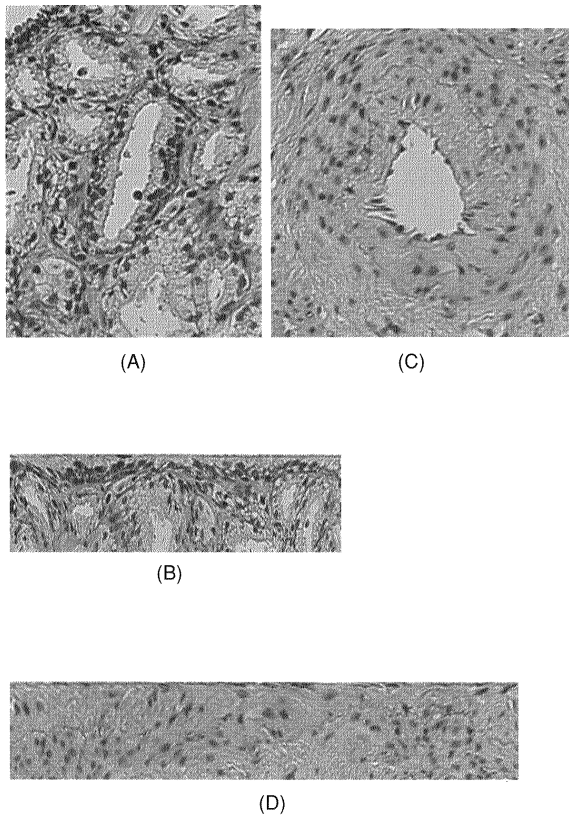
【 図 2 】



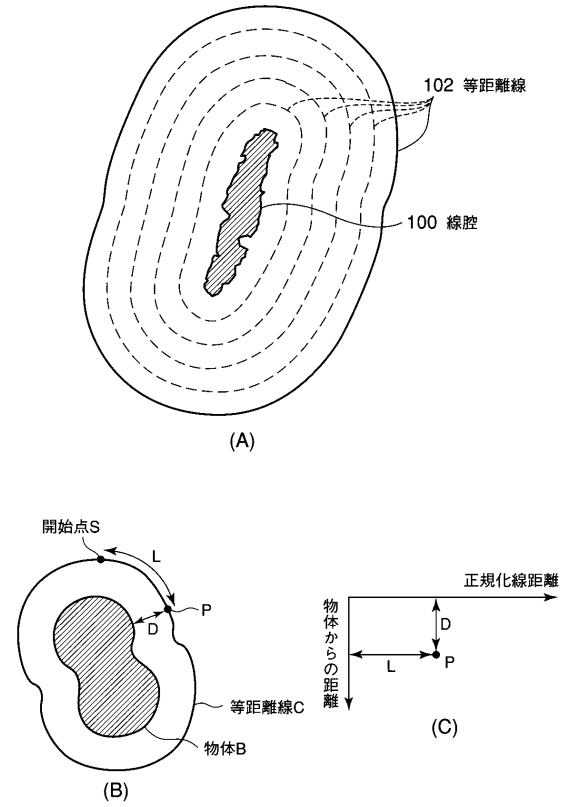
【 図 3 】



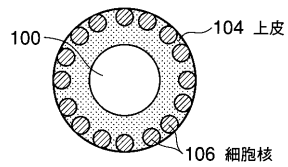
【図 4】



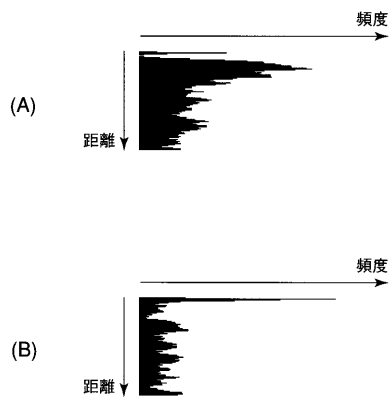
【図 5】



【図 6】



【図 7】



フロントページの続き

F ターム(参考) 2G045 BB24 CB01 CB02 FA11 FA19 JA01
2G059 AA05 AA06 BB09 BB12 BB14 EE01 EE13 FF01 FF12 JJ11
KK04 MM02 MM09 MM10
5B057 AA10 BA02 CA08 CA12 CA16 CB08 CB12 CB16 CD16 DA08
DA17 DB02 DB09 DC16 DC22 DC23