

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4856872号
(P4856872)

(45) 発行日 平成24年1月18日 (2012. 1. 18)

(24) 登録日 平成23年11月4日 (2011. 11. 4)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B 5/00 (2006. 01)

A 6 1 B 5/00 M

A 6 1 B 1/00 (2006. 01)

A 6 1 B 1/00 3 O O D

請求項の数 30 (全 32 頁)

(21) 出願番号 特願2004-523993 (P2004-523993)
 (86) (22) 出願日 平成15年7月30日 (2003. 7. 30)
 (65) 公表番号 特表2005-534366 (P2005-534366A)
 (43) 公表日 平成17年11月17日 (2005. 11. 17)
 (86) 国際出願番号 PCT/GB2003/003367
 (87) 国際公開番号 W02004/010862
 (87) 国際公開日 平成16年2月5日 (2004. 2. 5)
 審査請求日 平成18年6月21日 (2006. 6. 21)
 (31) 優先権主張番号 0217570.1
 (32) 優先日 平成14年7月30日 (2002. 7. 30)
 (33) 優先権主張国 英国 (GB)

(73) 特許権者 303039785
 バイオコンパティブルズ ユーケー リミ
 テッド
 英国・サリー州 ジーユー9 8キューエ
 ル・ファーマム・ウェイドン レーン・フ
 ァーマム ビジネス パーク・チャップマ
 ン ハウス
 (74) 代理人 100070150
 弁理士 伊東 忠彦
 (74) 代理人 100091214
 弁理士 大貫 進介
 (74) 代理人 100107766
 弁理士 伊東 忠重

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 組織構造の数量化方法及びその装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

上皮組織の試料中における、血液濃度の分布、メラニン濃度の分布、組織の厚さの分布のうち少なくとも2つの分布を決定する装置において、

第1、第2及び第3の所定の周波帯に含まれる波長をもつ偏光光により上皮組織の試料を照射する手段と、

前記照射する手段により発生した偏光光に対応するように偏光するべく、上皮組織の試料から放射された光を通すために配置された偏光フィルターと、

上皮組織の試料から放射され偏光フィルターを通過した光を受光して前記第1、第2及び第3の所定の周波帯に含まれる波長の光を検出し、その光の強度を示す画像データを生成する画像生成装置と、

前記画像データにより表される画像内の各位置について、前記画像生成装置により受光した光について、前記第2の周波帯に含まれる波長をもつ光の前記第1の周波帯に含まれる波長をもつ光に対する比である第1の比と、前記第3の周波帯に含まれる波長をもつ光の前記第1の周波帯に含まれる波長をもつ光に対する比である第2の比とを決定するために前記画像生成装置により作成された画像データを処理する比率決定手段と、

前記画像データにより表される画像内の各位置について、前記画像データにより表される上皮組織の試料中における前記位置の少なくとも1つの色素の濃度を前記第1の比及び前記第2の比を用いて決定する濃度決定手段と、

上皮組織の試料中の各位置について前記少なくとも1つの色素の決定された濃度を表す

10

20

出力データを出力する出力手段とを有する装置。

【請求項 2】

前記画像生成装置がデジタルカメラを有する、請求項 1 に記載の装置。

【請求項 3】

前記第 1 の周波帯が赤色光に対応する周波帯を含む、請求項 1 または 2 に記載の装置。

【請求項 4】

前記第 2 の周波帯が緑色光に対応する周波帯を含む、請求項 1、2 または 3 に記載の装置。

【請求項 5】

前記第 3 の周波帯が青色光に対応する周波帯を含む、請求項 1 ~ 4 のいずれかに記載の装置。

10

【請求項 6】

前記第 1 の周波帯が波長 700 nm を中心とする周波帯を含む、請求項 1 または 2 に記載の装置。

【請求項 7】

前記第 2 の周波帯が波長 560 nm を中心とする周波帯を含む、請求項 1、2 または 6 に記載の装置。

【請求項 8】

前記第 3 の周波帯が波長 473 nm を中心とする周波帯を含む、請求項 1、2、6 または 7 に記載の装置。

20

【請求項 9】

前記第 1、第 2 または第 3 の周波帯の 1 つが赤外光を含む、請求項 1 または 2 に記載の装置。

【請求項 10】

偏光光により血液及びメラニンを照射したとき前記第 1、第 2 及び第 3 の周波帯に該当する波長をもつ直交偏光の光を前記第 1 の比及び前記第 2 の比で放射し、前記濃度決定手段が、前記比率決定手段により生成される第 1 の比と第 2 の比の対を、血液濃度及びメラニン濃度を識別するデータ項目と関係付けるルックアップテーブルを有する、請求項 1 ~ 9 のいずれかに記載の装置。

【請求項 11】

30

前記第 1 の比と第 2 の比の対並びに前記血液濃度及びメラニン濃度が、上皮組織の試料を分析することにより決定される比並びに濃度を有する、請求項 10 に記載の装置。

【請求項 12】

前記第 1 の比と第 2 の比の対並びに前記血液濃度及びメラニン濃度が、異なる血液濃度及びメラニン濃度をもつ上皮組織の試料への照射において予想される放射の数学的モデルを用いて決定される比並びに濃度である、請求項 10 に記載の装置。

【請求項 13】

前記比率決定手段が、前記比率決定手段により決定された位置についての第 1 の比及び第 2 の比に対して所定の数学関数を適用することにより血液濃度及びメラニン濃度を表す値を決定するための手段を有する、請求項 1 ~ 9 のいずれかに記載の装置。

40

【請求項 14】

偏光光により照射したとき前記第 1、第 2 及び第 3 の周波帯に含まれる波長を前記第 1 及び第 2 の比でもつ直交偏光の光を放射する傾向があり、前記濃度決定手段が、前記比率決定手段により生成される第 1 の比と第 2 の比の対を、血液濃度及び組織の厚さを識別するデータ項目と関係付けるルックアップテーブルを有し、前記出力手段が、前記濃度決定手段により決定された上皮組織の試料の各位置についての前記決定された血液濃度の値及び前記決定された組織の厚さの値を表すデータを出力する、請求項 1 ~ 9 のいずれかに記載の装置。

【請求項 15】

前記第 1 の比と第 2 の比の対並びに前記血液濃度及び組織の厚さが、上皮組織の試料を

50

分析することにより決定される比並びに濃度である、請求項 14 に記載の装置。

【請求項 16】

前記第 1 の比と第 2 の比の対並びに前記血液濃度及び組織の厚さが、異なる血液濃度及び組織の厚さをもつ上皮組織の試料への照射において予想される放射の数学的モデルを用いて決定される比並びに濃度及び厚さである、請求項 14 に記載の装置。

【請求項 17】

前記濃度決定手段が、前記比率決定手段により決定された位置についての第 1 の比及び第 2 の比に対して所定の数学関数を適用することにより血液濃度及び組織の厚さを表す値を決定するための手段を有し、前記出力手段が、前記濃度決定手段により決定された上皮組織の各位置についての前記決定された血液濃度の値及び前記決定された組織の厚さの値を表すデータを出力する、請求項 1～9 のいずれかに記載の装置。

10

【請求項 18】

前記上皮組織の試料を偏光光により照射する手段が、光源と、前記光源により発生された光を偏光させる偏光フィルターとを有する、請求項 1～17 のいずれかに記載の装置。

【請求項 19】

前記光源が、前記第 1、第 2 及び第 3 の所定の周波帯のうち異なる周波帯に含まれる波長をもつ光を、順次、上皮組織の試料に照射する、請求項 18 に記載の装置。

【請求項 20】

上皮組織の試料中における血液濃度の分布、メラニン濃度の分布、組織の厚さの分布のうち少なくとも 2 つの分布を決定する方法において、

20

第 1、第 2 及び第 3 の所定の周波帯に含まれる波長をもつ偏光光により上皮組織の試料を照射し、

前記照射した偏光光に対応するように偏光するべく、上皮組織の試料から放射された光を偏光フィルターに通過させ、

前記第 1、第 2 及び第 3 の所定の周波帯に含まれる波長をもち上皮組織の試料から放射され前記偏光フィルターを通過した光の強度を示す画像データを生成し、

生成された前記画像データにより表される画像内の各位置について、前記放射され偏光フィルターを通過した光について、前記第 2 の周波帯に含まれる波長をもつ光の前記第 1 の周波帯に含まれる波長をもつ光に対する比である第 1 の比と、前記第 3 の周波帯に含まれる波長をもつ光の前記第 1 の周波帯に含まれる波長をもつ光に対する比である第 2 の比とを決定するために前記画像データを処理し、

30

前記画像データにより表される画像内の各位置について、前記画像データにより表される上皮組織の試料中における前記位置の少なくとも 1 つの色素の濃度を前記第 1 の比及び前記第 2 の比を用いて決定し、

上皮組織の試料中の各位置について前記少なくとも 1 つの色素の決定された濃度を表すデータを出力する、方法。

【請求項 21】

前記第 1 の周波帯が赤色光に対応する周波帯を含む、請求項 20 に記載の方法。

【請求項 22】

前記第 2 の周波帯が緑色光に対応する周波帯を含む、請求項 20 または 21 に記載の方法。

40

【請求項 23】

前記第 3 の周波帯が青色光に対応する周波帯を含む、請求項 20、21 または 22 のいずれかに記載の方法。

【請求項 24】

前記第 1、第 2 または第 3 の周波帯が赤外光を含む、請求項 20 に記載の方法。

【請求項 25】

前記第 1 の周波帯が波長 700 nm を中心とする周波帯を含む、請求項 20 に記載の方法。

【請求項 26】

50

前記第 2 の周波帯が波長 560 nm を中心とする周波帯を含む、請求項 20 または 25 に記載の方法。

【請求項 27】

前記第 3 の周波帯が波長 473 nm を中心とする周波帯を含む、請求項 20、25 または 26 に記載の方法。

【請求項 28】

前記画像データにより表される画像内の各位置について少なくとも 1 つの色素の濃度を決定する際に、生成された前記画像データにより表される画像内の各位置について該位置において決定された前記第 1 の比と前記第 2 の比を用いて前記画像データにより表される前記上皮組織の試料中の血液濃度及びメラニン濃度を決定することを含む、請求項 20 ~ 27 のいずれかに記載の方法。

10

【請求項 29】

前記画像データにより表される画像内の各位置について少なくとも 1 つの色素の濃度を決定する際に、生成された前記画像データにより表される画像内の各位置について該位置において決定された前記第 1 の比と前記第 2 の比を用いて前記画像データにより表される前記上皮組織の試料中の血液濃度と前記上皮組織の厚さを決定し、前記皮膚組織の試料中における各位置について前記決定された血液濃度と前記決定された組織の厚さを表すデータを出力することを含む、請求項 20 ~ 27 のいずれかに記載の方法。

【請求項 30】

前記第 1、第 2 及び第 3 の所定の周波帯に含まれる波長をもつ偏光光により上皮組織の試料を照射する際に、前記第 1、第 2 及び第 3 の所定の周波帯のうち異なる周波帯に含まれる波長をもつ光を、順次、上皮組織の試料に照射することを含む、請求項 20 ~ 29 のいずれかに記載の方法。

20

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、組織構造を数量化するための方法及び装置に関する。特に、本発明は、組織の特性に関する情報を確立するために放射光スペクトルの解析を用いる方法に関する。本発明はまた、波長に固有の光効果を呈する試験に供される任意の物質または物体から放射され、放出され、及び / または伝搬される光のスペクトル解析に基づく方法及び装置に適用可能である。

30

【背景技術】

【0002】

入射光の強度及び幾何学的形状に無関係に生体組織から組織構造パラメータを復元することができるシステムに対する要望が存在する。本発明の目的は、上記のような技術を提供することである。このようなシステムは、組織すなわち画像の表面の形態が未知であるようなシステムにおいて価値がある。さらに、照射光の強度が一定であると想定できないシステムにおいて価値があるであろう。限定はしないが、適用可能性としては、内視鏡による胃腸管の組織の画像化及び解析、並びに、顔面等のように曲率が大きく変化する場所の皮膚上層領域の画像化及び解析が考えられる。

40

【0003】

医師が黒色腫を診断する際の補助となり得るシステムは、現在存在する。その技術は、特許文献 1 の特許に基づく。このシステムは、正常な人間の皮膚の色の範囲を標準 RGB 色空間にプロットした場合、良好に限定された面領域上に包含されるという知見に基づいている。さらに、皮膚のメラニン等の異常部分が存在する場合、皮膚の色は、健康な皮膚を示す面領域から離れたポイントへと移行するという形で変化する。皮膚の厚さの変化を考慮した更正計算を組み込むことにより、この技術は異常部分を検知することができ、それにより黒色腫の診断において医師を支援する。

【0004】

このシステムの背景にある基本原理は、デジタルカメラを用いて計測された画像値を適

50

切な組織構造パラメータへ関係付ける数学的関数を構築できることである。この関数関係を用いて、所与の画像を構成するポイント毎の各パラメータの値を得ることができる。その後、画像全体に亘るパラメータ値のグレースケール表現を行うことによりパラメータマップを作成することができる。

【特許文献 1】国際公開W098/22023号パンフレット

【非特許文献 1】L. Maloney and B.Wandell, "Color constancy: a method for recovering surface spectral reflectance(色の恒常性：表面スペクトル反射率の復元方法)", J. Opt. Soc. Am. A3, 29-33 (1986)

【非特許文献 2】G. Healey, "Using color for geometry-insensitive segmentation (幾何学的形状不感知の細分化のための色の使用)" J. Opt. Soc. Am. A6, 920-937 (1989)

【非特許文献 3】M. A. Afromowitz, G. S. van Liew and D. M. Heimbach, "Clinical evaluation of burn injuries using an optical reflectance technique(光学反射技術を用いた火傷の診断)", IEEE Trans. Biomed. Eng. BME-34, 114-127(1987)

【非特許文献 4】M. A. Afromowitz, J. B. Callis, D. M. Heimbach, L. A. Desoto and M. K. Norton, "Multispectral imaging of burn wounds: a new clinical instrument for evaluating burn depth(火傷のマルチスペクトル画像：火傷深度を診断する新医療装置)", IEEE tran. Biomed. Eng. 35, 842-849(1988)

【非特許文献 5】S. Shafer, "Using color to separate reflection components(反射成分を分離するための色の利用)" Color. Res. Appl. 4, 210-218(1985)

【非特許文献 6】M. M. Lipshutz, "Differential geometry(微分幾何学)", McGraw-Hill Book Company, New York, 1969

【非特許文献 7】T. Back and H. P. Schwefel, "An overview of evolutionary algorithms for parameter optimisation(パラメータ最適化のための進化的アルゴリズムの概観)", Evolutionary Computation 1, 1-23 (1993)

【非特許文献 8】L. Davis, "The handbook of genetic algorithms(遺伝的アルゴリズムのハンドブック)", Van Nostrand Reinhold, New York, 1991

【非特許文献 9】D. Goldberg, "Genetic algorithms in search, optimization and machine learning(探索、最適化及び機械学習における遺伝的アルゴリズム)", Addison-Wesley, London, 1989

【非特許文献 10】S. D. Cotton and E Claridge, "Developing a predictive model of human skin colouring(人間の皮膚の色の予測モデルの開発)", Proc. of SPIE Med. Imag. 2708, 814-825 (1996)

【非特許文献 11】P. Kubelka and F Munk, "Ein Beitrag zur Optik der Farbanstriche", Z. Tech. Opt. 11, 593-611 (1931)

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

このシステムは、医学的に効果があることが判明しているが、照射光源の正確な更正が必要であり、表面の幾何学的形状の変化を全く考慮していない。従ってこの技術は、プローブを対象領域に接触して置ける場合の病例に限定される。これにより、入射光が制御されかつ更正されること、並びに入射角が一定であることを確保する。

【0006】

本発明は、表面の幾何学的形状または照射光の強度に無関係に定量的なスペクトルデータを得られる方法で組織を画像化する方法に関する。これは、多くの異なる用途に適用可能となる非接触形態の画像化及び解析を可能とする。本方法は、特許文献 1 に記載の技術と共に用いることもできるが、これと排他的な関係ではない。

【0007】

本方法は、組織により放射される光の解析に集約され、すなわち、照射光が組織を所定の深さまで透過し、そしてその組織の異なるパラメータにより異なる深さで異なる程度で

反射される（または散乱される、若しくはノ及び吸収される）、その光の解析に集約される。表面反射による影響は、その解析から排除される。

【 0 0 0 8 】

実質的な作業は、画像解析アルゴリズムを開発するために実行された。それは、照射光に関わりなく異なる物体を識別することができる。開発された多くの技術は、非特許文献 1 に提示された表面反射率の線形モデルに基づいている。この手法は、画像化場面に含まれるいかなる物体の表面反射率も、数 1 の基本スペクトル反射率関数の重み付き合計として表すことができ、そして照射光も同様に基本光の重み付き合計として表すことができるという考えに基づく。

【 0 0 0 9 】

【 数 1 】

$$S(\lambda) = \sum_{j=1}^n \sigma_j S_j(\lambda) \quad (1)$$

【 0 0 1 0 】

多くの自然に発生する物体の表面反射率及び自然な昼光のスペクトル変化に対する精确な概算を得るために少数の基本関数のみが必要であることが判明している。

【 0 0 1 1 】

この技術により、画像値のベクトルから重み付け定数 σ_j のベクトルを復元することができ、従って画素毎に画像化物体のスペクトル反射率を特定することができる。可能性のある画像化物体ノ物体特性の全てが、固有のスペクトル反射率をもつであろう。従って、線型モデルを用いてスペクトル反射率を決定できるならば、パラメータベクトルを特定できる。この手法により、各画素における画像値のベクトルからパラメータベクトルを復元することが可能となるべきである。不運なことに、この方法は、重み付け定数 σ_j を乗算スケールングファクタの範囲内で復元できるのみであり、従って正確なスペクトル反射率すなわち正確なパラメータベクトルを特定するために用いることができない。

【 0 0 1 2 】

画像における幾何学的形状不感知の細分化に対する手法は、非特許文献 2 により提示され、正規化色の考えに基づく。この手法によれば、画像値は、先ず正規化色の推定値により分割される。この推定値は、色信号を表現するために有限次元線形手法を用いることにより、色画素値から入力信号を概算することに基づく。これらの正規化された値を用いて、幾何学的形状が大きく変化する場合の画像化場面における異なる金属材料及び誘電材料を識別することができる。

【 0 0 1 3 】

同様の技術が、非特許文献 3 及び 4 に記載されるように、火傷を診断するために適用された。この場合、RGB 画像値を IR フィルターで分割することにより RGB 画像値が正規化された。正規化値から、画像化された皮膚の所与の領域における火傷の広がりを診断することが可能となった。

【 0 0 1 4 】

照射条件の変更を考慮するための更正を必要としない、物体または物質（例えば、多成分及びノまたは多層の複合物であってもよく、また固体、気体、液体等であってもよい）を解析する非破壊的技術に対する要望がある。

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 1 5 】

本発明の第一の形態は、身体構成要素の少なくとも 1 つのパラメータを解析する方法であって、少なくとも第 1 及び第 2 の周波帯の光を前記身体構成要素に照射するステップと、前記身体構成要素から放射される前記第 1 及び第 2 の周波帯の光をフォトレセプタによ

10

20

30

40

50

り受光するステップと、第1の周波帯の放射光の量と第2の周波帯の放射光の量の比を計算するために該フォトレセプタで受光した光を解析し、その比から前記身体構成要素のパラメータを算出するステップとを有する。

【0016】

従って、本発明では、通常は人間または動物の組織である生体要素から放射される光の周波帯を巧みに選択することにより、これら2つの周波帯の間の比を、有用な生体要素のパラメータ画像を創成するために用いることができる。これらの周波帯は、特定の画像比と、生体要素のパラメータをモニタリングするべく用いられる関数を創出するパラメータとの関係をモニタリングするための生物学的または数学的モデルを用いて計算することができる。関数を創出するための別の例として、計測した周波帯の比を、数学的または経験的に計測されたモデルの予測値と比較することができる。

10

【0017】

本発明の第二の形態は、身体構成要素の少なくとも1つのパラメータを解析する方法であって、少なくとも第1及び第2の周波帯の光を前記身体構成要素に照射するステップと、前記身体構成要素から放射される前記第1及び第2の周波帯の光をフォトレセプタにより受光しかつ前記身体構成要素の表面で反射された光を排除するステップとを有し、これらの予め設定された周波帯は、前記身体構成要素のパラメータが第1の周波帯の放射光の量と第2の周波帯の放射光の量の比について1対1の関数であるように選択され、さらに第1の周波帯の放射光の量と第2の周波帯の放射光の量の比を計算するために該フォトレセプタで受光した光を解析し、その比から前記身体構成要素のパラメータを算出するステップとを有する。

20

【0018】

本方法では、放射ではない反射の影響を無視するようにしている。このことは、多くの有機物のように鏡反射成分をもたない身体構成要素への適用を限定するように思われるが、反射成分の排除を可能とするために画像処理アルゴリズムが開発されており、これによりこの技術の適用性が拡張されている。例えば、不均一な誘電体を含む複雑な画像からのハイライト（最も明るい部分）を排除できることが示されている。偏光フィルターを用いて表面反射成分を排除することもできる。この成分が画像データから排除されたならば、本明細書に記載した技術を使用することが可能となる。

【0019】

30

好適には、表面反射の影響は、一对の交差偏光した線形偏光フィルターを設けることにより排除される。それらの1つ目は照射光源の前に設置され、2つ目は画像捕捉システムの前に設置される。しかしながら、当業者であれば表面反射の影響を排除するために用いることができる他の方法は自明であろう。

【0020】

身体構成要素は、いずれの生体要素でもよいが、最も一般的には動物の組織である。

【0021】

ここでいう各周波帯は、フォトレセプタにより検知可能であって、単一波長でもよいが、実際には波長帯であることが好適であろう。

【0022】

40

光源から放出される光は、白色光または複数の波長の光でもよく、それらの幾つかは予め設定された周波帯の外側にあってもよい。そして、フォトレセプタにより受光される光を、所望する周波帯に限定するためにフィルターが用いられる。そのようなフィルターは、光源と組織との間、組織とフォトレセプタとの間、または双方の位置に設置できる。別の例として、白色光が光源により放出され、そして白色光がフォトレセプタにより受光され、解析手段を用いて所望する周波帯の範囲内の光の量を求めるようにしてもよい。

【0023】

このプロセスでは照射強度及び表面幾何学的形状におけるいかなる変動も排除される理由を理解するためには、二色性反射モデルを考察することが必要である。これは、最初は非特許文献5により提示され、これには、物体からの放射光が2つの成分の和、つまり「

50

本体」成分と「表面」成分の和であることが提唱されている。本体成分とは、光が物質中へ侵入した後に生じる物理的プロセスによるものをいい、表面成分とは、物体の表面で生じる反射によるものをいう。本体成分は、物体のスペクトル特性の関数であるのに対し、表面成分は、物体の幾何学的形状及び入射光にのみ依存する。さらにこの理論は、各成分が、幾何学的形状の項と波長依存性の項との積と考えることができると述べている。

【 0 0 2 4 】

本発明は、光学システムにより組織のスペクトル測定を行う場合に用いられる。このような光学システムの一例は、フォトレセプタとしてのカラーデジタルカメラを用いるが、異なる色の光源によるシーケンシャル画像を得るべく構成されたモノクロデジタルカメラも用いることができる。これらの実施例の双方とも、数百万画素を具備することもほとんど画素を具備しないこともあり、あるいはモノクロシステムの場合はたった1つの画素の場合さえある。光学システムは可視スペクトルの範囲で動作してもよく、あるいは非可視波長を含むべく拡張されたスペクトル範囲で動作してもよい。これらの非可視波長は赤外光を含んでもよい。この赤外光は、600nm～800nmバンドの波長を含んでもよい。

【 0 0 2 5 】

汎用的なカラーデジタルカメラの場合、そのシステムは多数の光学フィルターを通して光を測定する。特定の画像位置における画像値は、 n 番目のフィルターに対応しており、式 $i^n = K_b C_b^n + K_s C_s^n$ で与えられる。この式中、 K_b 及び K_s はそれぞれ本体成分及び表面成分の幾何学的形状の項であり、 C_b 及び C_s はそれぞれ色の項である。上述の偏光フィルターのシステムを用いることにより、表面反射を排除することができる。その後、画像値は、幾何学的形状の項と、色の項すなわち波長依存性の項との単純な計算結果として与えられる。ここで、照射光は、式 $E(\lambda) = E_0(\lambda)$ で表される。この式中、 E_0 は光源の強度により決定される波長依存性のスケールリングファクタであるが、この値は変化しないかまたは既知の変化をする。これは、二色性反射モデルと考えられ、次式で表される。

【 0 0 2 6 】

【数2】

$$i^n = \varepsilon \int E_0(\lambda) S(\lambda) R^n(\lambda) d\lambda$$

【 0 0 2 7 】

数2中、 $\varepsilon = K_b$ である。関数 $R^n(\lambda)$ は n 番目のフィルターのスペクトル応答であり、 $S^n(\lambda)$ は照射された組織からの放射スペクトルである。所与の画像システムにおいて $E_0(\lambda)$ 及び $R^n(\lambda)$ の双方とも既知であることが重要である。従って、本発明は、対象の組織が既知のスペクトル特性の光で照射されるようなシステムで利用することが好適である。

【 0 0 2 8 】

光学システムが各画素毎に画像値の M 次元ベクトルを記録すれば、画像比の N 次元ベクトルを決定することができ、これは画像値の適切な比を規定することにより得られる。このようなベクトルの一例は次の数3の通りである。

【 0 0 2 9 】

【数3】

$$\mathbf{r} = \left\langle \frac{i_2}{i_1}, \frac{i_3}{i_1}, \dots, \frac{i_M}{i_1} \right\rangle$$

10

20

30

40

50

【 0 0 3 0 】

定数 α は一画像内の位置にのみ依存するので、比ベクトル r の全ての要素は定数 α に対して独立となり、従って、画像化場面における照射強度及び幾何学的ファクタに対して独立となる。

【 0 0 3 1 】

本発明は、全ての組織構造変化を K パラメータにより記述できるような課題に適用可能である。パラメータベクトルの概念は、次の数 4 で導入されかつ規定される。

【 0 0 3 2 】

【数 4】

$$\mathbf{p} = \langle p_1, p_2, \dots, p_K \rangle \quad p \in \mathbf{P}$$

10

【 0 0 3 3 】

数 4 中、空間 \mathbf{P} は、全ての可能なパラメータ変化を、すなわち組織構造変化を規定する。本発明を用いると、画像比のベクトルからパラメータベクトルを復元することが可能である。これを実現するには、所与のパラメータベクトルから画像比のベクトルを予測するための技術が必要である。これは、対象とする組織内での光の伝搬についての所与の経験的技術または適宜の数学モデルにより実現できる。この目的のために、モンテカルロモデルやクベルカ・ムンク近似法等の技術が開発されている。このようなモデルにより、パラメータ空間における固有の点、すなわち固有の組織構造状態に対応する放射スペクトルを予測することができる。画像取得システムにおいて用いられる照射光原のスペクトル応答及びフィルターのスペクトル応答の知見により、パラメータ空間の所与の点における画像値のベクトルを予測することができる。これは、次の数 5 で表すことができる。

20

【 0 0 3 4 】

【数 5】

$$\mathbf{r} = \langle i_1, i_2, \dots, i_M \rangle \quad i \in \mathbf{I}$$

30

【 0 0 3 5 】

数 5 中、空間 \mathbf{I} は、その光学システムにより行われる全ての可能な計測を規定する。例えば上記で与えられたような画像比の適宜の定義を用いると、画像比のベクトルを得ることができる。これは、次の数 6 で表すことができる。

【 0 0 3 6 】

【数 6】

$$\mathbf{r} = \langle r_1, r_2, \dots, r_N \rangle \quad r \in \mathbf{R}$$

40

【 0 0 3 7 】

数 6 中、空間 \mathbf{R} は、画像計測の空間から得ることができる全ての可能な画像比を規定する。ここで関数 f は、パラメータ空間における点から画像比空間における点へとマッピングするように定義することができる。この関数を実行するために、まず、所与のパラメータ値の組、すなわちパラメータ空間における点の組について物体のスペクトル反射率を計算することが必要である。このスペクトル反射率をフィルター $R^n(\lambda)$ の各々のスペクトル応答と共に用いると、画像値のベクトルを計算することができる。最後に、これから、比のベクトルを得ることができる。この三段階マッピングは、数 7 のように記すことができる。

【 0 0 3 8 】

50

【数 7】

$$f: \mathbf{P} \rightarrow \mathbf{R}$$

【0039】

数 7 は、パラメータ空間から画像比空間へのマッピング（写像）を示している。放射スペクトルが任意の可能なパラメータの組合せについて定義できると仮定すると、このマッピングは、全体空間すなわちパラメータ空間において定義される。本発明は、次の数 8 で記されるこの関数の逆関数を扱う。

10

【0040】

【数 8】

$$g: \mathbf{R} \rightarrow \mathbf{P}$$

【0041】

数 8 は、画像比空間からパラメータ空間へ戻すマッピングを示している。本発明の重要部分は、適切な関数 g が、任意の計測された比を適宜のパラメータ組合せへと戻せるように定義されることを確立することにある。このようなマッピングは 1 対 1 でなければならない。すなわち、画像比空間の各点に対し、パラメータ空間に対応する固有の点がなければならない。もしそうでなければ、所与の画像比のベクトルから一組より多いパラメータ値の組が復元され得るという曖昧さが生じてしまう。この条件を確立するために、先ず関数 f を処理することが必要であり、これは、ベクトル変数のベクトル値関数と考えなければならない。すなわち、次の数 9 の通りである。

20

【0042】

【数 9】

$$\mathbf{r} = f(\mathbf{p})$$

30

【0043】

この関数が 1 対 1 であることを確証するために、このマッピングに対応するヤコビアン行列の行列式を解析することができる。これは、次の数 10 のように定義される。

【0044】

【数 10】

$$\mathbf{J} = \begin{pmatrix} \frac{\partial f_1}{\partial p_1} & \frac{\partial f_1}{\partial p_2} & \dots & \frac{\partial f_1}{\partial p_K} \\ \vdots & \vdots & \dots & \vdots \\ \frac{\partial f_N}{\partial p_1} & \frac{\partial f_N}{\partial p_2} & \dots & \frac{\partial f_N}{\partial p_K} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \frac{\partial r_1}{\partial p_1} & \frac{\partial r_1}{\partial p_2} & \dots & \frac{\partial r_1}{\partial p_K} \\ \vdots & \vdots & \dots & \vdots \\ \frac{\partial r_N}{\partial p_1} & \frac{\partial r_N}{\partial p_2} & \dots & \frac{\partial r_N}{\partial p_K} \end{pmatrix}$$

40

【0045】

この行列の行列式がパラメータ空間における点においてゼロでなければ、関数 f が近似的に線形となり得るこの点の周りの近傍が存在する。このことは、この領域内のいかなる点も、パラメータ空間内の固有点へ 1 対 1 マッピングで対応付けられることを意味する。

50

所与の組織を画像化するシステムを用いるとき、パラメータ空間全体に亘ってヤコビアンがゼロでないことが確証できるならば、関数 f はどの位置でも 1 対 1 となる。

【 0 0 4 6 】

この条件が確立されたならば、画像比を特定のパラメータへマッピングさせることができる関数 g の近似または正確な解析的表記のいずれかを見出す必要がある。場合によっては解析的関数を得ることができるかもしれないが、多くの場合は区分的連続近似を構築することが必要となるであろう。これは、パラメータ空間を適度に小さい間隔で分割し、そして 1 つの分割空間内の各点における対応する画像比の値を生成することにより実現される。そこで、関数 g に対する区分的連続近似を構築するために三次スプライン等の多次元補間技術の形態が用いられる。そしてこれにより、パラメータ値の対応する組を与えるために、画像化された組織から画素を処理することを可能とする。多数のパラメータマップを作成するために任意の数の画素をこのような方法で処理することができる。パラメータマップは、画像化場面の全体に亘って対象となるパラメータに関する数量的情報を与える。

10

【 0 0 4 7 】

このようなマップは、特定の組織の構造に関心のある医師及び他の人々にとって膨大な値である。

【 0 0 4 8 】

本発明の実施は、次のステップに従って進められる。

1. 画像化される組織について、全てのパラメータを識別する。それらの変動は、光により照射されたときのスペクトル放射における変化を生じる。
2. 識別された組織パラメータの任意の組合せについて、所与の組織のスペクトル放射を予測する方法を何等かの手段により設ける。
3. 所与の画像化システムの各チャンネルのスペクトル応答を確立し、これから画像比の適切な組を定義する。
4. パラメータ空間から画像比空間へのマッピングが全てのパラメータ変動の範囲に亘って 1 対 1 であるかをチェックする。
5. この条件が保持されるならば、正確なものであれ概算であれ、画像比空間内の点をパラメータ空間内の対応する点にマッピングする所与の関数を得る。
6. この関数を用いて、潜在的な組織構造に関する数量的情報を与えるために画像を処理

20

30

【 0 0 4 9 】

本発明の第三の実施形態では、身体構成要素の少なくとも 1 つのパラメータを解析するための装置を提供する。本装置は、少なくとも第 1 及び第 2 の予め設定された周波帯の光を身体構成要素へ照射するための光源と、身体構成要素から放射された前記第 1 及び第 2 の予め設定された周波帯の光を受光するフォトレセプタと、前記身体構成要素の表面により反射された光を排除するための表面反射排除手段とを有し、前記予め設定された周波帯は、前記身体構成要素のパラメータが、前記身体構成要素から放射された第 1 の周波帯の光の量と第 2 の周波帯の光の量の比と、1 対 1 の関数であるように選択され、さらに、前記第 1 の周波帯の光と前記第 2 の周波帯の光の比を計算するべく前記フォトレセプタにより受光した光を解析し、その比から前記身体構成要素のパラメータを計算するためのマイクロプロセッサ手段を有する。

40

【 0 0 5 0 】

身体構成要素のパラメータに対して 1 対 1 にマッピングされる画像比をもつ周波帯は、特定の身体構成要素に依存して変化し、その特定のパラメータが解析される。

【 0 0 5 1 】

通常、本方法及び本装置は、各パラメータについて照射と受光を行う光源とフォトレセプタにより、特定の身体構成要素を特徴付けるために必要な全てのパラメータを解析するために用いられる。一对の周波帯は、各周波帯において身体構成要素により放射される光の量の間の比（すなわち、一对の周波帯における画像比）が、特定のパラメータと 1 対 1

50

の関数となるように選択される。実際には、パラメータの数が n 個であるとき、モニタリングされるべき周波帯の最少の数は $n + 1$ 個となる。

【 0 0 5 2 】

皮膚については、3つのパラメータが組織を特徴付けることが判明している。すなわち、皮膚の厚さ、メラニン濃度及び血液濃度である。そして、メラニン吐血液の濃度は、本発明の方法及び装置を用いて効果的に解析可能である。

【 0 0 5 3 】

必要とされる予め設定される周波帯は、上述の方法を繰り返し用いることにより見出しでもよい。

【 0 0 5 4 】

本発明の第四の形態では、身体構成要素の所与のパラメータを解析する際に用いるのに適切な一对の予め設定された周波帯を導出する方法を提供する。この方法は、

- 1) 可能性のある周波帯の組を規定するステップと、
- 2) 1つの領域における各画像比がその領域において身体構成要素から所与の周波帯で放射される光の量を分割することにより得られることで、1または複数の画像比を規定するステップと、
- 3) 解析される身体構成要素のパラメータ並びに前記規定された可能性のある周波帯及び前記所与の画像比において、パラメータ空間における点を画像比空間における点へとマッピングする関数を得るステップと、
- 4) 前記マッピング関数が、パラメータ空間における点と画像比空間における点の間の 1 対 1 対応となっているかを判断するステップと、
- 5) 前記マッピング関数が 1 対 1 対応でない場合は前記可能性のある周波帯を取り除き、前記ステップ 1) ~ 4) を繰り返し、前記マッピング関数が 1 対 1 対応である場合は前記可能性のある周波帯を、予め設定された周波帯の候補の組として認めるステップとを有する。

【 0 0 5 5 】

本発明の重要なステップは、フィルター特性と画像比の組、並びに画像比を組織パラメータへ 1 対 1 の対応で関係付けるマッピング関数を見出すことである。この第 1 のステップは、多数の可能なフィルター特性と、対応するマッピング関数とを考慮しなければならない場合がある。

【 0 0 5 6 】

好適には、各フィルターについて、本発明の方法はそのフィルターの中心波長を決定するために用いられる。この方法はさらに、フィルター特性の半値幅 (FWHM) を決定するために用いられる。

【 0 0 5 7 】

好適には、上記ステップ 3) が、1または複数の前記パラメータに関するマッピング関数についてのヤコビアン行列を形成し、その行列の行列式を得ることを含む。その行列式が全パラメータ空間にわたって厳密に正であるかまたは厳密に負であるならば、パラメータ空間における点と画像比空間における点の 1 : 1 対応が推定される。これらの操作が、多数の処理ステップを用いて実行されてもよく、あるいは単一の処理ステップに統合されてもよいことは理解できるであろう。

【 0 0 5 8 】

本発明の実施例は、前記マッピング関数を用いてられるパラメータ復元の精度を示す誤差の計算を含んでもよい。この誤差は、次のように計算することができる。

- a) 各画像比の各ベクトルについて、画像取得に伴う誤差を計算する。
- b) 画像比ベクトルの誤差から、全パラメータ空間におけるパラメータベクトルの各要素の最大の可能な誤差を計算する。
- c) パラメータ復元の精度を測るためにパラメータ空間内の各点におけるパラメータ誤差のベクトルを用いる。

【 0 0 5 9 】

別の例として、標準の数学的誤差補正アルゴリズムにより誤差に対して補正を行うことができる。その選択は、本明細書から当業者には明らかであろう。

【0060】

本発明は、多くの異なるフィルター特性計算手法に組み込むことができる。例えば、遺伝的アルゴリズムを用いた手法であり、その方法は、フィルターパラメータの複数の候補の組を識別するために用いられる。その後、本発明の方法は、その候補の組を用いて最適なフィルターパラメータの組を見出すために繰り返し適用される。

【0061】

別の例として、本方法は、勾配降下 (gradient descend) アルゴリズムを用いた手法に用いることができる。このような手法においては、フィルターパラメータの第1の候補の組を識別するために本発明の第三の形態の方法を用いる。その後、この組は、フィルターパラメータの別の組を選択するために用いられ、そしてこのプロセスが、最適な解に到達するまで必要な回数だけ繰り返される。もちろん、最適な解すなわち精度を満足する解を計算するために、任意の適切な最適化アルゴリズムを用いることができる。

【0062】

本方法のステップ1) ~ 4) が実行される毎に、画像比を変えても変えなくてもよい。すなわち、繰り返しの度に、可能な波長と画像比を変えてもよく、あるいは可能な波長のみを変えてもよい。

【0063】

本発明は、組織、典型的には動物のそして好適には人間の組織に対する非侵襲性の解析に特に有利に適用可能であるが、本方法及び本装置は、物質のパラメータをモニタリングするために用いることもできることは理解できるであろう。その場合、その物質を特徴付けるパラメータは波長に特異な光学特性を有し、かつ照射のスペクトル特性を制御することが可能である。

【0064】

本発明の第五の形態では、一組のフィルターの各々の1または複数の特性を決定する方法を提供する。これらのフィルターは、組織の1または複数のパラメータを数量化するべく特定の波長範囲を選択するために用いられる。この方法は、

1) 可能なフィルター特性の組を定義するステップと、

2) 1または複数の画像比であって、一の領域における所与のフィルターの数量化出力であるそのフィルターの「画像値」を、同じ領域における別の画像値で割ることにより得られる当該領域についての画像比を定義するステップと、

3) 解析される物体または物質において、そして前記定義された可能なフィルター特性の組及び前記与えられた画像比において、パラメータ空間内の点を画像比空間内の点へマッピングする関数を得るステップと、

4) 前記マッピング関数がパラメータ空間内の点と画像比空間内の点を1対1に対応させるか否かを判断するステップと、

5) 前記マッピング関数が1対1に対応させない場合は前記可能なフィルター特性の組を拒否して上記ステップ1) ~ 4) を繰り返し、そして前記マッピング関数が1対1に対応させる場合は前記可能なフィルター特性の組を、フィルター特性の候補の組として認めるステップとを有する。

【0065】

本発明の第六の形態では、物体または物質を解析する装置を提供する。本装置は、物体または物質の1または複数のパラメータを数量化するべく、放射され、放出され及び/または伝搬される光のスペクトル解析を実行する手段を有する。本装置は、前記光を個々の成分へ分岐させる複数のフィルターを具備し、これらのフィルターは上述の本発明の第一の形態の方法を用いることにより得られる特性を有する。

【0066】

本装置のフィルターは、光学的、電氣的/電子的、またはソフトウェア形態で実施可能であることは理解されるであろう。

【発明を実施するための最良の形態】

【0067】

本発明の種々の形態による方法及び装置を、添付の図面を例として参照することにより以下に説明する。

【0068】

所与のパラメータについての適切な周波帯の選択及び画像比の背景となる理論の証明を、図1、2及び6を参照しつつ以下に説明する。

【0069】

通常の解析システムにおいては、物体から放射される光は、周波帯の数に相当する少数の光学フィルターを具備するデジタルカメラを用いて計測することができる。所与のフィルター（第n番目のフィルター）における各画像位置（x, y）の画像値（輝度すなわち「強度」）は、次の数11の通り与えられる。

【0070】

【数11】

$$\begin{aligned} i^n(x, y) &= K_b C_b^n + K_s C_s^n \\ &= K_b \int E(\lambda) S(\lambda) R^n(\lambda) d\lambda + K_s \int E(\lambda) R^n(\lambda) d\lambda \end{aligned} \quad (2)$$

【0071】

K_b 及び K_s が身体構成要素及び表面要素のそれぞれの幾何学的形状の項であり、そして C_b^n 及び C_s^n は色の項である。式(2)中の第一の積分は3つの項の積であり、 $E(\lambda)$ は照射光、 $S(\lambda)$ は画像化物体の本体からのスペクトル放射、そして $R^n(\lambda)$ は第n番目の光学フィルターのスペクトル応答である。第二の積分では、反射の表面成分に関して波長依存性がないので2つの項のみがある。この二色性反射モデルは、三次元場面解析において非常に重要である。これにより、場面内に含まれる物体の色及び幾何学的形状の双方の解析が可能となるからである。

【0072】

重要な問題は、ここで提示された技術が、照射光の強度が未知である（照射光のスペクトル定義は既知であると仮定する）場合の課題に有効であることを示すことである。この目的のために、入射光は次の数12の通り記述される。

【0073】

【数12】

$$E(\lambda) = \epsilon_0 E_0(\lambda) \quad (3)$$

【0074】

数12中、 ϵ_0 は波長に依存しないスケールングファクタである。そこで、式(2)は、次の数13の通りとなる。

【0075】

【数13】

$$i^n(x, y) = \epsilon \int E_0(\lambda) S(\lambda) R^n(\lambda) d\lambda \quad (4)$$

【0076】

数13中、 $\epsilon = \epsilon_0 K_b$ である。デジタルカメラは、各位置（x, y）におけるN次元ベクトルの画像値を記録する。もし画像値のベクトルとパラメータのベクトルとの間に、定数 ϵ に依存しないマッピングが確立できるならば、照射強度または場面の幾何学的形状

10

20

30

40

50

に依存しない方法で画像データから場面データを復元することが可能となる。

【 0 0 7 7 】

ここで、式(4)から計算される1つの画像値を別の画像値で割ることにより得られる画像比の概念を導入する。所与の画像ベクトルについて、第n番目の画像比は次の数14の通り与えられる。

【 0 0 7 8 】

【数14】

$$\bar{i}^n = \frac{i^n}{i^m} \quad n \neq m \quad (5)$$

10

【 0 0 7 9 】

式(4)の簡単な考察により、このようにして定義されたいずれの比も、パラメータの変化に対して不変であることが示される。従って、画像比からパラメータ値を復元するためのいかなる方法も、場面の幾何学的形状及び照射強度に依存しないものとなる。

【 0 0 8 0 】

ここでの目的は、物体の色が依存する数量的パラメータを抽出することであって、統計的な類似性を見出すことではない。さらに、類似するパラメータ値に対応するベクトル間の画像比空間における距離を最大とするために、特別のフィルターが選択される。このことが、色画像から復元されるパラメータ値の誤差を最小とするからである。

20

【 0 0 8 1 】

示された技術は、一般的に、全ての可能な1または複数の物体特性を記述するために少数のパラメータを必要とする場面に対して適用可能である。式では、それらのパラメータが連続的に変化するとみなされる。従ってこの技術は、物体特性が画像全体に亘って計測される必要があるような問題に対して適用可能である。例えば、医療用画像システムでは、特定の組織を解析することが必要となることがある。その組織の下部構造は変化せず、異なる層の厚さ(厚さゼロも含む)や特定の化学組成物の濃度(濃度ゼロも含む)のみが変化するものである。この状況においては、小さいパラメータベクトルが、その画像化場面の特性における全ての可能な変化を記述することができる。K個の場面パラメータについて、パラメータベクトルは次の数15のように定義される。

30

【 0 0 8 2 】

【数15】

$$\mathbf{p} = \sum_{k=1}^K p_k \quad \mathbf{p} \in P \quad (6)$$

【 0 0 8 3 】

そして、空間Pは、全ての可能な物体特性を定義する。究極的には画像比からパラメータベクトルへ戻すマッピングが必要であるが、先ず、所与のパラメータベクトルについて画像比を得るという、前段階の問題が考慮される。パラメータ空間内の所与の点に対応するスペクトル反射率は、M次元波長空間内のベクトルにより次の数16のように記述することができる。

40

【 0 0 8 4 】

【数 1 6】

$$\lambda = \sum_{m=1}^M \lambda_m \quad \lambda \in \Lambda \quad (7)$$

【0 0 8 5】

数 1 6 中、空間 Λ は、全ての可能なスペクトル反射率関数である。マッピング a は、次の数 1 7 のように定義される。

10

【0 0 8 6】

【数 1 7】

$$a: \mathbf{P} \longrightarrow \Lambda \quad (8)$$

【0 0 8 7】

そしてマッピング a は、パラメータ空間から波長空間へのマッピングを表示するために導入される。このマッピングは、ベクトル \mathbf{p} で特定される物体のスペクトル反射率を与える。このようなマッピングは、分光測定により、または入力をパラメータとして対応するスペクトル反射率を算出する数学的モデルを用いることにより、得ることができる。異なる媒体中の光伝搬モデル、例えばモンテカルロ法やクベルカ・ムンク近似等をこの目的のために用いることができる。パラメータ空間全体に亘ってこのマッピングを実行することが可能でなければならない。こうして、各々の可能なスペクトル反射率関数を定義する。

20

【0 0 8 8】

N 個の光学フィルターを備えたデジタルカメラは、各画素における N 次元画像ベクトルを記録する。この画像ベクトルは、次の数 1 8 で与えられる。

【0 0 8 9】

【数 1 8】

$$\mathbf{i} = \sum_{n=1}^N i^n \quad \mathbf{i} \in \mathbf{I} \quad (9)$$

30

【0 0 9 0】

数 1 8 中、 \mathbf{I} は、全ての可能な画像値の空間を記述する。画像取得のプロセスは、波長空間における点をフィルター空間における点へ射影することとみなすことができる。この射影は、次の数 1 9 のマッピング関数により実行される。

【0 0 9 1】

40

【数 1 9】

$$b: \Lambda \longrightarrow \mathbf{I} \quad (10)$$

【0 0 9 2】

式 (4) は、このマッピング b を連続的形態で実行する。不連続形態では、第 n 番目の光学フィルターの応答が次の数 2 0 で与えられる。

【0 0 9 3】

【数 2 0】

$$i^n = \epsilon \sum_{m=1}^M R_m^n \lambda_m \quad (11)$$

【0 0 9 4】

数 2 0 中、 $\epsilon_m = E_0(\lambda) S(\lambda)$ であり、各波長における正の重みが R_m^n で与えられ、こうして各フィルタ応答関数を定義する。デジタルカメラは、マッピング b を効果的に実行し、大次元空間（波長空間）から小次元空間（フィルター空間）への点の射影を行う。このようなマッピングにより、情報の実質的な損失が生じることとなる。しかしながら、この情報の損失があっても、元のパラメータ値に関する正確な情報を画像データから復元できるような方法でこのマッピングを定義できるようにすべきである。このマッピングにおける条件は、後述する。

10

【0 0 9 5】

現在の画像取得システムの多くは、RGB系のフィルターを用いる。これは可能なマッピング b を定義するが、画像データからパラメータ値を復元するのに最良のマッピングとは限らない。しかしながら、RGB系を用いて可能なものよりも明確なデータを得るために特定のフィルターを選択することが知られている（主として視覚化または画像分割のためであるが、数量化のためではない）。また、分光法においては、混合物中の成分の数量化を向上させる統計的方法を用いて特定のスペクトル波長が選択される。従って、客観的に定義された光学フィルターの組がパラメータの復元作業を実行できることが理解できるであろう。それらは、標準的なRGB系よりも良好に人間の皮膚における変化を記述する。

20

【0 0 9 6】

画像値のベクトルが得られたならば、式(5)を用いて画像比のベクトルを計算することができる。画像比のベクトルは次の数 2 1 で与えられる。

【0 0 9 7】

【数 2 1】

30

$$\bar{i} = \sum_{n=1}^{\bar{N}} \bar{i}^n \quad \bar{i} \in \bar{I} \quad (12)$$

【0 0 9 8】

数 2 1 中、 \bar{I} （「 $\bar{\cdot}$ 」はアップパーライン付き文字であることを表す）は、全ての可能な画像比の空間を記述する。フィルター空間から画像比空間へのマッピングは、画像取得後に行われ、次の数 2 2 で定義されるマッピング c と称される。

40

【0 0 9 9】

【数 2 2】

$$c: I \longrightarrow \bar{I} \quad (13)$$

【0 1 0 0】

画像比を定義する、すなわちマッピング c を定義する方法は多数ある。例えば、次の数 2 3 のように画像比を定義するために画像値の対を用いることができる。

【0 1 0 1】

50

【数 2 3】

$$\bar{i}^n = \frac{i_{2n-1}}{i_{2n}} \quad n = 1, 2, \dots, \frac{N}{2} \quad (14)$$

【0 1 0 2】

あるいは、1 個の画像値を分母として、残りの画像値から画像比を計算することもできる。例えば、次の数 2 4 のようにである。

【0 1 0 3】

10

【数 2 4】

$$\bar{i}^n = \frac{i^n}{i_1} \quad n = 2, 3, \dots, N \quad (15)$$

【0 1 0 4】

新しい空間の次元 N' は、元のフィルター空間の次元 N よりせいぜい 1 つ少なくなるだけである。このことは、式 (15) で与えられた定義に一致する。別の例では、画像比が式 (14) で定義されたとすれば、新しい空間の次元 N は、元のフィルター空間の半分となる。目標は、 N' 個の画像比から K 次元パラメータベクトルを復元することである。従って、少なくともパラメータと同数の画像比がなければならない。すなわち、 $N' \geq K$ である。

20

【0 1 0 5】

関数 f は、次の数 2 5 のように定義される。

【0 1 0 6】

【数 2 5】

$$f = a \circ b \circ c \quad f: P \longrightarrow \bar{I} \quad (16)$$

30

【0 1 0 7】

関数 f は、パラメータ空間から波長空間へ、そして画像空間へ、最後に画像比空間への 3 段階マッピングを表している。所与の光学フィルターの組において、所与のパラメータベクトルのいずれについてもスペクトルを得られるならば、パラメータ空間全体に亘ってこのマッピングを行うことが可能となる。関数 f の逆関数は、次の数 2 6 のように記述される。

【0 1 0 8】

【数 2 6】

40

$$f^{-1}: \bar{I} \longrightarrow P \quad (17)$$

【0 1 0 9】

数 2 6 の逆関数は、画像比空間から直接パラメータ空間へとマッピングする。適切な f^{-1} を定義できるならば、照射強度にも場面の幾何学的形状にも無関係な方法で画像データからパラメータ値を復元することができる。究極の目標は、パラメータ復元の精度を最大とする最適な f^{-1} を見出すことである。このマッピングの詳細な議論を提示する前に、関数 f の形がマッピング a 、 b 及び c に依存することを強調することが重要である。マッピング a は所与の問題に対して固定されているけれども、マッピング b は光学フィルタ

50

ーの選択により変わり、そしてマッピング c は画像比をどのように定義するか依存して変わる。

【 0 1 1 0 】

画像比の空間（ I 空間）からパラメータ空間（ P 空間）へマッピングするためのいかなるマッピング関数も、1 対 1 でなければならない。すなわち、 P 空間における所与の点に対して、 I 空間における対応する固有の点が存在しなければならず、かつその逆も成り立たなければならない。もしこの条件が成り立たない場合、所与の画像比ベクトルから 1 組より多きパラメータ値の組が復元される可能性があるため曖昧さが生じる。この条件が確立されたならば、パラメータ復元に関係する誤差を考慮することが必要となる。なぜなら、デジタルカメラを用いると、ある程度の不確かさの範囲内でのみ画像値を得ることが可能だからである。このことは、パラメータベクトルの最終的な復元に対して不確かさを導入することとなる。パラメータベクトルからのスペクトルの予測 / 計測に関する誤差も存在する可能性がある。単純化のために、本発明で提示される解析は、スペクトル計測に関する誤差を無視できるような問題に限定することとする。

10

【 0 1 1 1 】

まず、画像化場面における全ての变化を記述するために 1 個のパラメータで十分であるような問題を解析することとする。その後、この手法を、パラメータ数が 1 個より多い問題へと拡張する。

【 0 1 1 2 】

1 個のパラメータ値を復元するために 1 個の画像比（2 個の画像値）が用いられる場合を想定する。図 1 は、パラメータ p の関数として画像比を与える関数 f を示している。1 対 1 条件を満足するためには、この曲線がいかなるターニングポイントももたないものでなければならない。すなわち、 p の適切な範囲で単調に増加または減少しなければならない。このことは、数学的に次の数 2 7 のように表される。

20

【 0 1 1 3 】

【数 2 7】

$$\left| \frac{df}{dp} \right| > 0 \quad \forall p \in P \quad (18)$$

30

【 0 1 1 4 】

ここで、パラメータ値 p_0 に対応する画像比の値 i_0 の計測について考察する。各画像値の取得においては、カメラ誤差による不確かさがある。標準的な誤差解析を用いると、2 つの画像値 i_1 及び i_2 から計算された画像比 i に関する誤差が次の数 2 8 のように与えられる。

【 0 1 1 5 】

【数 2 8】

$$\Delta \bar{i} = \Delta i \left(\frac{i_1 + i_2}{i_2^2 - (\Delta i)^2} \right) \quad (19)$$

40

【 0 1 1 6 】

数 2 8 中、 i はカメラの不確かさである。この誤差は、図 1 のグラフの縦座標上に示されている。 p_0 の近傍における f の微分がゼロでなければ、この関数を線形近似することができる。誤差 i がこの近傍内に入ると仮定すると、パラメータ値における対応する誤差は、次の数 2 9 のように与えられる。

50

【 0 1 1 7 】

【 数 2 9 】

$$\Delta p = \Delta \bar{i} / \frac{df}{dp} \quad (20)$$

【 0 1 1 8 】

このように、P空間の任意の点においてパラメータ復元に関して誤差 p の値を得ることが可能である。そこで、この誤差の計測に基づいて最適化基準を定義することができる。ほとんどの適用においては、P空間全体に亘って均等に誤差を最小限とすることが必要となる。その他の場合においては、一定の範囲内のパラメータ値で高精度のパラメータ復元が必要とされることがある。例えば、医療用画像への適用においては、特徴付けるパラメータがしきい値レベルを超えて変化した場合、画像化された組織を病理学的なものと考えることができる。このことは、最適化基準において何らかの形の重み付けを伴うとみることを必要とする。 p を最小とするために、式(18)中に与えられた微分の大きさを最大とすることが必要であることは、興味深いことである。このことは、最適な f を見出すために実行されるいかなる探索も、探索空間において1対1条件を満足するような領域へ向かって移動する傾向があることを確保する。

10

20

【 0 1 1 9 】

理論上は、1個より多い画像比を用いてパラメータを復元することが可能である。この場合、画像比の各々に対するパラメータ復元に関係する誤差を計算し、P空間の各点において最も小さい該当誤差(p)をもつものを選択することが必要となる。その最適化手順は、P空間全体に亘って他のいずれよりも良好に振る舞う単一の画像比を与える場合がある。この状況においては、1個より多い画像比を用いる利点はない。

【 0 1 2 0 】

ここで、画像比の N 次元ベクトルからの K 次元パラメータベクトルの復元を必要とするような一般の問題へと、解析を拡張する。まず、この解析は、 $N = K$ である事案に限定され、そしてそれから $N > K$ である状況を含むように拡張される。前述のように、もし $N < K$ であれば、 N 次元計測から K 次元データを復元することはできない。

30

【 0 1 2 1 】

マッピング関数 f は、次の数30のように定義される。

【 0 1 2 2 】

【 数 3 0 】

$$\bar{i} = f(p) \quad (21)$$

【 0 1 2 3 】

ここで数30は、ベクトル変数のベクトル値関数とみなさなければならない。後述の解析においては、微分幾何学からの特定の結果が用いられる。更なる詳細については、非特許文献6を参照されたい。関数 f が1対1の関係となることを確立するために、まず、ヤコビアン行列(単に、「ヤコビアン」と称する)の行列式の挙動を考慮することが必要である。これは、次の数31のように定義される。

40

【 0 1 2 4 】

【数 3 1】

$$\det \left(\frac{\partial f_n}{\partial p_k} \right) = \begin{vmatrix} \frac{\partial f_1}{\partial p_1} & \frac{\partial f_1}{\partial p_2} & \cdots & \frac{\partial f_1}{\partial p_k} \\ \cdots & \cdots & \cdots & \cdots \\ \frac{\partial f_n}{\partial p_1} & \frac{\partial f_n}{\partial p_2} & \cdots & \frac{\partial f_n}{\partial p_k} \end{vmatrix} \quad (22)$$

10

【0 1 2 5】

このヤコビアンは、式(18)に与えられた一次元微分の多次元等価式と考えることができる。逆関数定理によれば、P空間における点 p_0 においてヤコビアンがゼロでないならば、次の数32のように関数 f を線形に近似できる p_0 の近傍が存在する。

【0 1 2 6】

【数 3 2】

$$f(p) = f(p_0) + df(p_0)(p - p_0) \quad (23)$$

20

【0 1 2 7】

ここで df は、 f の微分であり、次の数33のように与えられる。

【0 1 2 8】

【数 3 3】

$$df = \frac{\partial f}{\partial p_1} dp_1 + \frac{\partial f}{\partial p_2} dp_2 + \cdots + \frac{\partial f}{\partial p_k} dp_k \quad (24)$$

30

【0 1 2 9】

これは、関数 f の近傍においては1対1の関係が成り立つことに基づく。従って、ヤコビアンがP空間の全体に亘って厳密に正であるか厳密に負であることを確立できるならば、関数 f はどの場所でも1対1の関係となる。この条件が確立されたならば、画像取得に関連する誤差を f^{-1} の下でマッピングする方法を考慮しなければならない。これは、パラメータ復元における対応する誤差を与えるためである。各画像比に関連する誤差は、式(19)を用いて計算される。誤差の組合せは、その点 i_0 を中心とする I^{-1} 空間における超体積をマッピングする。このことは、図2に二次元のP空間の場合について示している。この場合、楕円形が得られる(あるいは、誤差が均等であれば円形となる)。楕円体は三次元空間において得られ、そして超楕円は、より高い次元で得られる。後述の解析は二

40

【0 1 3 0】

I^{-1} 空間における楕円は、カメラ計測 $i^{-1} = i_0^{-1}$ に対応可能な全ての画像比ベクトルを表す。マッピング関数 f が線形近似可能であるとき、誤差の領域は $i^{-1} = i_0^{-1}$ の近傍内にあると仮定される。従って、マッピング f^{-1} の下で I^{-1} 空間における楕円はP空間における別の楕円へ直接マッピングされる。この新しい楕円は、点 $p = p_0$ を中心とし、画像比 $i^{-1} = i_0^{-1}$ のベクトルから復元可能である全ての可能なパラメータベクトルを表す。パラメータ復元に関連する誤差は、最悪の事案を考えることにより得られる。すなわち、 $p = p_0$ である点から最大距離にあるP空間の楕円内の点である。この最大距離は、パラメータベクトルの各成分 p_k について別々に計算されなければならない。これにより

50

個々の成分の復元に関連する誤差を得ることができる。これらの誤差を計算するために、マッピング f^{-1} の下で楕円がどのように変換されるかを考慮する必要がある。 f^{-1} は、ヤコビアンがゼロでないならば線形である。

【 0 1 3 1 】

線形マッピングの下では、楕円は、移動、スケーリング及び回転される。線形マッピングに関連する移動は、点 $\bar{i} = i_0$ との間でマッピングされる点 $p = p_0$ を定義する。他の2つの変形であるスケーリング及び回転は、 I 空間におけるベクトル $d\bar{i} = df$ が f^{-1} の下で対応する P 空間におけるベクトル dp を与えるべくどのようにマッピングするかを考慮することにより最もよく理解される。ベクトル dp は、式(24)の逆の形から計算することができ、行列の形では次の数34のように与えられる。

10

【 0 1 3 2 】

【数34】

$$dp = J^{-1} d\bar{i} \quad (25)$$

【 0 1 3 3 】

数34中、 J はヤコビアン行列を示す。 J^{-1} は、ヤコビアンがゼロでないときにのみ存在することを注記する。1対1の条件が満足される場合には必ず該当する。

【 0 1 3 4 】

20

I 空間における楕円の長軸及び短軸に対応するベクトル A 及び B は、次の数35のように与えられる。

【 0 1 3 5 】

【数35】

$$A = \begin{pmatrix} \Delta \bar{i}_1 \\ 0 \end{pmatrix} \quad B = \begin{pmatrix} 0 \\ \Delta \bar{i}_2 \end{pmatrix} \quad (26)$$

30

【 0 1 3 6 】

マッピング f^{-1} の下でこれらのベクトルは、ベクトル A' 及び B' へとマッピングされる。ベクトル A' 及び B' はパラメータ空間における楕円の長軸及び短軸に対応する。これらのベクトルの各々について式(25)を解くことにより、次の数36を得る。

【 0 1 3 7 】

【数36】

$$A' = \begin{pmatrix} \Delta p_1^A \\ \Delta p_2^A \end{pmatrix} \quad B' = \begin{pmatrix} \Delta p_1^B \\ \Delta p_2^B \end{pmatrix} \quad (27)$$

40

【 0 1 3 8 】

p_1^A 及び p_2^A は、ベクトル A' の p_1 及び p_2 方向の各要素である。同様に、 p_1^B 及び p_2^B は、ベクトル B' の p_1 及び p_2 方向の各要素である。パラメータベクトルの各要素における誤差を計算するためには、最悪の事案を考慮することが必要で

50

ある。このことは、 p_1 の誤差として p_1^A 及び p_1^B の最大をとりかつ p_2 の誤差として p_2^A 及び p_2^B の最大をとることに相当することが、図 2 からわかる。この誤差は、ベクトル p により特定することができかつパラメータ空間における任意の点について計算することができる。このように、パラメータ空間全体に亘るパラメータ復元の精度を計測することにより、最適化基準を定義することができる。これは、単純に P 空間内の各点における誤差の合計に基づくか、あるいは元のパラメータのサブセットの復元精度に都合よく選択されることが可能である。この最適化基準が定義されたならば、最適なマッピング関数 f を見出すために探索を用いることができる。上述の議論は二次元パラメータ空間に基づくが、この方法論はいかなる K 次元パラメータ空間へも同等に適用可能であることが重要である。

10

【0139】

提示された方法論を実行するアルゴリズムは、次のように与えられる。

1. マッピング b 及び c のパラメータ化から適切な探索空間を確立する。
2. 所与のマッピング関数 f について、不連続なパラメータ空間内の各点における画像比のベクトルを計算する。
3. 各点について、パラメータ空間全体に亘るヤコビアンが厳密に正か厳密に負かをチェックする。この条件が確保されるならば、ヤコビアン行列の逆行列を計算する。この条件が確保されないならば、ステップ 1 へ戻って新しいマッピング関数 f を定義する。
4. 式 (19) を用いて、画像比の各ベクトルについて画像取得に関連する誤差を計算する。
5. 画像比ベクトル誤差から、パラメータ空間全体に亘るパラメータベクトルの各要素 p_k の可能な最大誤差を計算する。
6. パラメータ復元の精度を計測するために、パラメータ空間内の各点におけるパラメータ誤差のベクトルを用いる。
7. 最適マッピング関数 f を決定できる最適化技術によりステップ 2 ~ 6 を繰り返す。

20

【0140】

この方法論を $N > K$ の場合、すなわちパラメータ値よりも画像比の方が多い場合に拡張することは、極めて簡単である。まず、可能な画像比の K 次元サブ空間の各々が、画像比の元の N 次元空間から定義される必要がある。その後、各々の可能なサブ空間について上述の手順を実行し、パラメータ空間内の各点におけるパラメータ誤差のベクトルを得ることが必要である。可能な最大の精度を達成するために、パラメータ空間内の各位置において最良の p が選択されなければならない。こうして、 P 空間内の各点が、固有の画像比組合せへリンクされる。その後、画像比の元の N 次元空間の各領域を、パラメータ復元に用いるべき画像比の特定のサブ空間へリンクさせることが必要となる。ここで重要なことは、画像比の特定の K 次元サブ空間内の各点 i_0 における全パラメータベクトルを復元することが必要なことである。異なる画像比の K 次元サブ空間から異なるパラメータベクトルの要素を復元することによりその系の精度を向上させようとすることはできない。これは数学的に無効である。

30

【0141】

マッピング関数 f は、3つの別個のマッピングからなる合成関数である。パラメータ空間から波長空間への第一のマッピング a は、与えられた問題に固定されるが、マッピング b 及び c は光学フィルターの選択及び画像比の定義に依存して変わることができる。従って、適切な探索空間を定義するためには、マッピング b 及び c をパラメータ化することが必要である。マッピング b は画像取得を表しており、式 (11) で与えられる R_m^{-1} の正の $N \times M$ 行列により定義される。通常、この行列は多数の要素を含んでおり、そして適切なパラメータ化は通常のフィルター応答関数に基づくべきである。例えば、中心波長の位置及び幅の計測は、ガウス形状を規定するために用いることができる。

40

【0142】

マッピング関数 c のパラメータ化は、独立した画像比を生成するために画像値を組み合わせる方法の数を限定するのみであるので極めて簡単となる。幾つかの適用においては、

50

このマッピングの形態を推測的に固定してもよい。従って、探索空間の全体の次元を増すことはない。

【 0 1 4 3 】

最適化方法は、前段で概要を示した最適化基準を用いて可能なマッピングの全体空間を探索すべきである。このタイプの探索に理想的に適した技術の一つは、遺伝的アルゴリズム (G A) である (非特許文献 7 を参照)。なぜなら、パラメータ復元の精度を計測するフィットネス関数を定義することが簡単だからである。遺伝的アルゴリズムは、連続性、微分可能性またはリプシッツ条件の満足等の「良い」特性を有していない目的関数をもつ広範囲な問題をうまく扱えることが示されている (非特許文献 8 及び非特許文献 9 を参照)。

10

【 0 1 4 4 】

ここで、身体構成要素の解析への適用、この場合は正常な皮膚構造の解析への適用を考察することにより、当該技術を例示することとする。まず、スペクトル反射率の予測を考察する。

【 0 1 4 5 】

マッピング a を行うために、パラメータ値の所与の組についてのスペクトル反射率を予測することができる数学的モデルか、または適切なスペクトルの計測のための何らかの技術のいずれかが必要である。この適用において、我々は非特許文献 10 に記載された数学的モデルを用いる。このモデルを用いると、所与のパラメータの組についてのスペクトル反射率を予測することができる。

20

【 0 1 4 6 】

皮膚は、図 3 に示す通り、4 層構造と考えることができる。無視できる量の光が皮膚の表面から反射され、それにより式 (2) における表面の項を無視することができる。いかなる放射も吸収しないが、角質層は入射光を全ての方向に散乱する。よって、この層を透過する光は拡散すると考えられる。表皮中では、光はメラニン色素により吸収される。各波長における吸収は、ランバート・ベールの法則を用いて計算することができ、メラニン消衰係数と色素濃度の積に依存する。表皮を透過した後、光は、乳頭状皮膚により散乱されかつ吸収される。吸収は、血液の存在によるものであり、そして散乱は、その下に存在するコラーゲン構造によるものである。単純なクベルカ・ムンク光理論 (非特許文献 11 を参照) は、乳頭状皮膚と光の相互作用をモデル化するために用いることができる。なぜなら、入射光の拡散の必要条件を満足するからである。乳頭状皮膚を透過して網状皮膚の中へ入っていく光はいずれも無視できる。なぜならこの層では大きな後方散乱は生じないからである。この二層光伝搬モデルを用いて、メラニンと血液の所与の濃度における放射スペクトルを得ることができる。このモデルについてのより詳細な記述は、非特許文献 10 を参照されたい。

30

【 0 1 4 7 】

所与の乳頭状皮膚の深さにおいて、メラニン及び血液の変化が全ての組織構造変化を特徴付けることから、これらが健康な皮膚における二次元パラメータ空間を定義する。前述の最適化手順を実行するために、パラメータ空間を不連続化することが必要である。これは、均等な間隔で 10×10 の点を規定することにより行われ、各々の点が数学的モデルにより生成されたスペクトルに対応する。単純にするために、濃度値は、1 と 10 の間の数で示すこととする。図 4 a と図 4 b は、メラニンと血液が変化することに伴う放射スペクトルの変化をそれぞれ示している。メラニン濃度の変化により、全スペクトルの強度の減少が観られ、特に青領域において顕著な変化が観られる。血液濃度が減少すると緑領域において最も顕著な強度の減少が観られ、得られる形状は、オキシヘモグロビンと血液由来色素の 2 つの吸収極大を反映している。

40

【 0 1 4 8 】

適切な探索空間を定義するために、マッピング b 及び c をパラメータ化することが必要である。パラメータ化された形の b は、通常の干渉フィルターを規定するために選択される。これは、両端においてガウス型減衰をもつ矩形プロファイルとしてモデル化される。

50

この形状すなわち中心波長と半値幅(FWHM)とを特定するために、2個のパラメータが必要である。最適化は、六次元探索空間を規定する3個のこのようなフィルターについて実行される。3個の画像値 i_1 、 i_2 及び i_3 を与える3個のフィルターにより、 $i_1 = i_3$ が $i_3 = i_1$ と等しいと仮定するならば、可能な画像比の定義は次の数37として与えられるものである。

【0149】

【数37】

$$\bar{i}_1 = \frac{i_1}{i_3} \quad \bar{i}_2 = \frac{i_2}{i_3} \quad (28)$$

10

【0150】

この場合、マッピングcは、探索空間の次元を増加させない。

【0151】

最適化手順は、前述のアルゴリズムに従って実行された。最初に、不連続化されたパラメータ空間内の各点における画像比のベクトルが計算された。これは、マッピングaを実行する数学的モデル、マッピングbを実行するためのパラメータ化された形の行列 R_m^n 、及びマッピングcを実行するための式(28)を用いて行われた。三点差分近似を用いて不連続化パラメータ空間内の各点において、各パラメータに関する各画像比の導関数が得られた。その後、パラメータ空間内の各点におけるヤコビアン行列が生成され、その行列式がどの位置でもゼロでないと仮定して逆行列が計算された。この条件を満たさない場合は、新しいマッピングfが定義された。それから画像取得に伴う誤差が式(19)を用いて計算された。各画像値における誤差の絶対値は、カメラの増幅度設定に依存して変わることになる。この定数はマッピングfに悪影響を及ぼさないが、有効なカメラ誤差を計算するために見積もらなければならない。この適用においては、パラメータ空間に亘る全ての画像値の最大値の0.78%となるようにとられた。これは、最大スペクトル反射率において最大の読みを与えかつ、8ビット表現におけるグレースケールの2レベルのカメラ誤差となるように設定されたカメラに相当する。

20

【0152】

前述した手順を用いて、不連続化パラメータ空間内の各点についてメラニンと血液の双方におけるパラメータ復元に伴う誤差が得られた。最適なfを見出すために、パラメータ空間全体に亘ってメラニンと血液の双方の復元における誤差を最小とすることが必要である。従って、遺伝的アルゴリズムにおけるフィットネス関数が、メラニンと血液の双方における誤差の合計となるようにとられた。この手順は、入手可能なマッピングの空間を探索するために、標準的な遺伝的アルゴリズムを用いたMATLAB(商標)で実行された。

30

【0153】

探索空間の境界は、中心波長が可視領域(400nm~700nm)に入るようにしかつフィルターの幅がFWHMを25~200nmの範囲で変えるように選択された。いかなる形状の干渉フィルターであっても可能であるが、そのようなフィルターの中でもこれは経済的に見合うものである。

40

【0154】

元々、 i_1 / i_3 と定義された画像比は i_3 / i_1 と等しいと想定したが、遺伝的アルゴリズム探索の結果は、これが該当しないことを示した。この探索は乱数の種として初期化され、同じ中心波長が常に得られるが、式(28)で定義される i_3 に対応するように異なるフィルターが選択された。更なる研究では、探索空間におけるこれらの局所極大値が、パラメータ空間全体においても2個のパラメータ間においても異なる分布に対応することが示された。これは、フィットネス関数すなわち精度の計測が、メラニンと血液の双方においてパラメータ空間に亘る誤差の合計として定義されたからである。従って、一方のパラメータにおける精度の損失は、他方における増加によって補なうことが可能である。

50

フィットネス関数における誤差分布のさらに正確な内訳を用いれば、遺伝的アルゴリズム探索毎に同じ結果を得ることが可能となる。

【 0 1 5 5 】

図 5 は、メラニンと血液の双方の復元において類似の誤差を与えたフィルターの組合せを示す。画像比は、 $\lambda = 473 \text{ nm}$ と $\lambda = 560 \text{ nm}$ を中心とするフィルターの応答を、 $\lambda = 700 \text{ nm}$ を中心とするフィルターの応答で割ることにより計算された。これら特定のフィルターが選択された理由を理解するためには、図 4 に示したスペクトル曲線を解析することが必要である。 $\lambda = 473 \text{ nm}$ と $\lambda = 560 \text{ nm}$ を中心とするフィルターは、メラニンと血液のそれぞれのパラメータの強度変化の大きいスペクトル位置に対応する。第 3 のフィルターは、他の 2 個のフィルターの放射光よりも極端に小さいか極端に大きい放射光となるスペクトルの領域にあることが必要であった。 $\lambda = 700 \text{ nm}$ を中心とするフィルターは、パラメータ空間内のいずれの点においても最も大きな応答を与えるので選択された。これにより、各画像比の導関数がパラメータ空間全体に亘って単調に減少することが確保された。これらの導関数から計算されたヤコビアンは、パラメータ空間全体に亘って厳密に正であった。興味深いことに、幾つかの別のフィルターの組合せが、探索空間における別の局所極大値に対応しパラメータ空間全体に亘って厳密に負であるヤコビアンを与えたことを注記する。画像比を定義するために 2 個のフィルターが選択され、これらがパラメータ空間に亘って同じように変化するならば、画像比においては最小の変化となり、パラメータ計測においては制限された値となる。

【 0 1 5 6 】

客観的に定義された光学フィルターの組を用いることにより、幾何学的形状及び入射光に無関係な方法で画像データから場面パラメータを復元することが可能であることが示された。前述の例示の問題においては、このパラメータ復元に関連する誤差が比較的小さいことがわかった。このマッピングの不変は、この技術が特に医療用画像への適用に好適であることを意味している。それは、関節の近傍のように、画像化組織の表面に顕著な曲面が存在するからである。さらに、本方法は、身体全体の画像化に用いることができることを意味する。またさらに、入射光の強度を決定するためにカメラを更正する必要がない。これは、画像取得及びその後の処理の速度を格段に向上させるのに役立つ。

【 0 1 5 7 】

ここに開示された方法論は、場面パラメータが連続的に変化することが知られている場合の計測作業のために開発された。この技術は、物体のスペクトル反射率の何らかの計測に基づいて不連続な物体を区別することが必要である場合の認識の問題にも適用可能である。この手法は、非特許文献 2 で論じられており、異なる金属材料及び誘電体材料に対応する規格化色空間の異なる領域を識別する規格化色の考え方を用いている。これは、多数の異なる材料から構成される画像化物体の幾何学形状に無関係な細分化を可能とした。

【 0 1 5 8 】

提示された方法論を実行するためには、全ての可能な画像比と場面パラメータとの間にルックアップテーブルを確立すべきであることが理解される。これには時間がかかるかもしれないが、この手順を一回行うだけでよい。一旦確立されたならば、このルックアップテーブルは、画像取得後の相当量の処理を省くことになるので、特にこの技術をリアルタイムで適用するのに適している。

【 0 1 5 9 】

図 6 は、前述の方法における重要なステップを示す流れ図である。

【 0 1 6 0 】

図 8 には、身体構成要素、この場合は特殊な形である顔の皮膚の動物組織における少なくとも 1 つのパラメータを解析するための方法及び装置が示されている。光源 100 がこの組織を照射し、そして放射光がフォトレセプタ 200 により受光される。この場合、フォトレセプタはデジタルカメラである。2 個の交差偏光された線形偏光フィルター 300 は、皮膚からの表面反射の影響を排除するために用いられる。一方のフィルター 300 は、光源 100 と皮膚の間に設置され、そして他方のフィルター 300 は皮膚とデジタルカ

メラ 200 の間に設置されている。

【0161】

この場合、デジタルカメラは、赤、緑及び青のフィルターを具備することにより、それらの周波帯の光がカメラにより受光される。これらの周波帯は、画像比を与えるために用いられ、メラニン濃度及び血液濃度と画像比とは 1 対 1 の関数となっている。

【0162】

図 7 は、次のように画像データに対して適用される手順の概要を示している。

1. 2 個のパラメータであるメラニン濃度と血液濃度は、健康な皮膚の全ての組織構造変化を表すのに十分であると認められた。

2. メラニン濃度及び血液濃度の任意の組合せにおける組織の放射スペクトルを予測するために、光伝搬のクベルカ・ムンクモデルが用いられた。

3. カラーカメラの RGB チャンネルの各々のスペクトル応答が確立され、かつ画像比が次の a. 及び b. のように定義された。

a. 比 1 = 緑 / 赤

b. 比 2 = 青 / 赤

4. パラメータ変化の二次元空間から画像比の二次元空間へのマッピングが適切なパラメータ変化の全範囲に亘って 1 対 1 であることを確保するために当該マッピングがチェックされた。

5. 画像比を組織構造パラメータへ関係付ける関数を定義するために区分連続性近似が構築された。

6. 前述のように交差偏光フィルターのシステムを用いて画像が取得された。実験の構成は、図 8 に示されている。

7. その後、画像データを処理するためにステップ 5. における関数が用いられた。

8. その後、その画像化された組織におけるメラニンと血液についてのパラメータマップが作成された。

【0163】

一実施例では、この方法が、顔の皮膚を画像化する JAI CV-M7CL+カメラを用いて得られた画像に適用された。図 9 b 及び図 9 c に示されるパラメータマップは、本技術を用いて導出されたメラニンと血液の数量的計測のグレースケール表現である。

【0164】

図 9 b は画像におけるヘモグロビン濃度を示しており、斑点 S は識別されるが、ほくら M は識別されない。しかしながら、図 9 c では画像におけるメラニン濃度を示しており、斑点 S は識別されないが、ほくら M は識別される。このことは、本技術が医師にとっていかに有用であるかを示している。

【0165】

第 2 の実施例は、内視鏡を用いて得られた胃腸管の画像の解析である。内視鏡システムは、2 つの別の実施例をとることができる。第 1 の例では、内視鏡が汎用的なカラーカメラと、交差偏光フィルターを備えた白色光源とを有する。第 2 の例では、内視鏡がモノクロカメラと、交差偏光フィルタを備えた光源とを有し、その光源の色が赤、緑、青と順次変化し、それらの変化がカメラによる一連の赤、緑、青の画像の生成と同期している。

【0166】

ここで、交差偏光フィルターとは、一方のフィルターが光源と対象物の間に設置され、他方のフィルターが対象物と 1 または複数のフォトレセプタの間に設置され、かつ双方のフィルターが互いに 90 度をなすように設定されているものをいう。

【0167】

図 7 に概要を示した手順は、汎用的なカラーカメラを具備する内視鏡から得たデータを用いて、この問題に適用される。

1. 2 個のパラメータであるメラニン濃度と血液濃度は、健康な皮膚の全ての組織構造変化を表すのに十分であると認められた。

2. 血液濃度と組織の深さの任意の可能な組合せにおける所与の組織の放射スペクトルを

10

20

30

40

50

予測するために、光伝搬のモンテカルロモデルが用いられた。

3．内視鏡とカメラのシステムにおいて、RGBチャネルの各々のスペクトル応答が確立され、画像比が次のa．及びb．のように定義された。

a．比1 = 緑 / 赤

b．比2 = 青 / 赤

4．パラメータ変化の二次元空間から画像比の二次元空間へのマッピングが、適切なパラメータ変化の全領域に亘って1対1であることを確保するためにチェックされた。

5．画像比を組織構造パラメータへ関係付ける関数を定義するために区分連続性近似が構築された。

6．交差偏光フィルターのシステムを具備する内視鏡を用いて画像が取得された。

10

7．その後、ステップ5．における関数が、画像データの処理に用いられた。

8．その後、所与の画像における血液及び組織の深さにおける変化を示すべくパラメータマップが作成された。

【0168】

上記で示した式に記述されたように更なる周波帯の追加により更なる組織構造パラメータを解析すべく、手順を改変することができる。これらの更なる周波帯は、既知のスペクトル特性の一連のカラー光により照射される対象物の一連の画像を取得する、モノクロカメラ及び交差偏光フィルターを具備する光源により得ることができる。1または複数の色のスペクトル特性は、可視光外にあってもよい。

【図面の簡単な説明】

20

【0169】

【図1】画像比 i を物質パラメータ p へマッピングする関数 f を示す。

【図2】パラメータ空間における誤差の組合せが、画像比ベクトル空間へマッピングされることを示す。

【図3】皮膚の層状構造のモデルを示す。

【図4a】放射スペクトル（波長に対する強度）が、異なるメラニンレベルに対してどのように変化するかを示す。

【図4b】放射スペクトル（波長に対する強度）が、異なる血液レベルに対してどのように変化するかを示す。

【図5】皮膚における血液レベル及びメラニンレベルを解析するために適切なフィルターの組を示す。

30

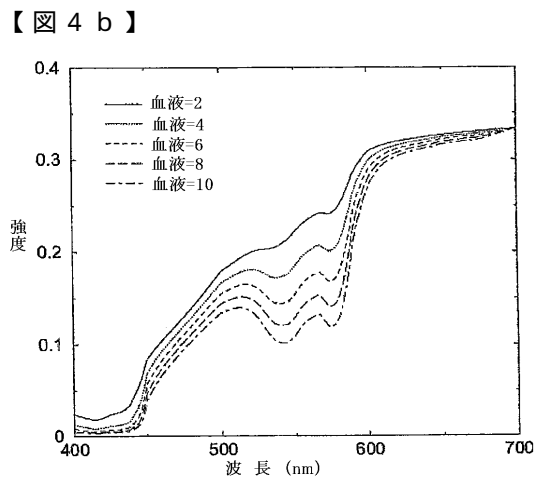
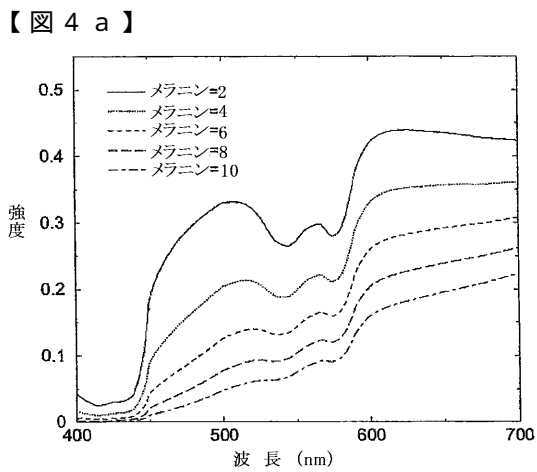
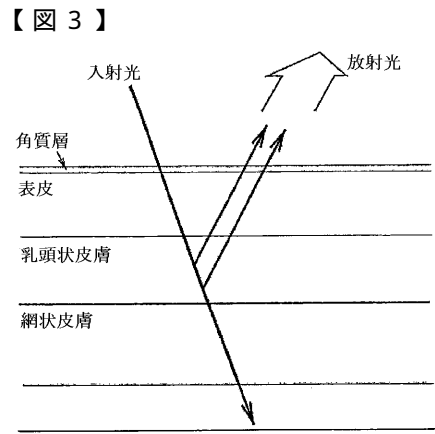
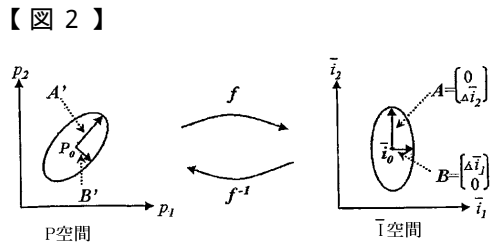
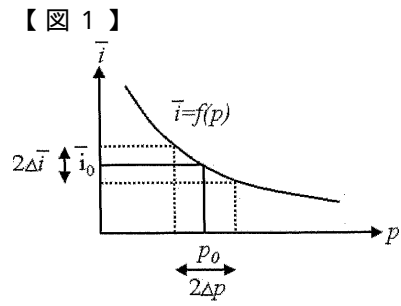
【図6】物体または物質の特性の解析に用いるためのフィルター特性の組を定義する方法を示すフロー図である。

【図7】組織のパラメータの解析に用いるための適切な周波帯の組を定義する方法を示すフロー図である。

【図8】顔の皮膚を解析するための方法及び装置の構成図である。

【図9】(a)は、標準的なデジタルカメラで撮った人間の顔のカラー画像であり、(b)は、本発明の第2の形態による方法及び装置を用いて導出されたメラニン及び血液の数量的計測のグレースケール表現を示し、(c)は、本発明の第3の形態による方法及び装置を用いて導出されたメラニン及び血液の数量的計測のグレースケール表現を示す。

40



【図 5】

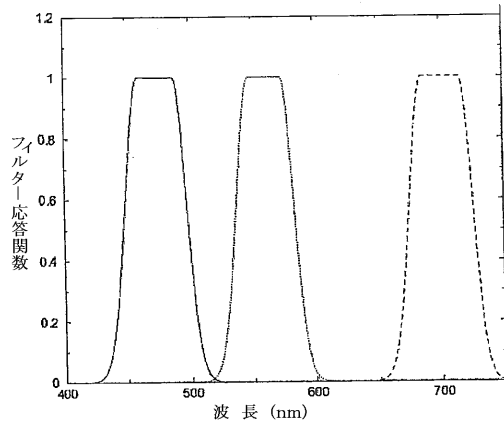


Figure 5

【図 6】

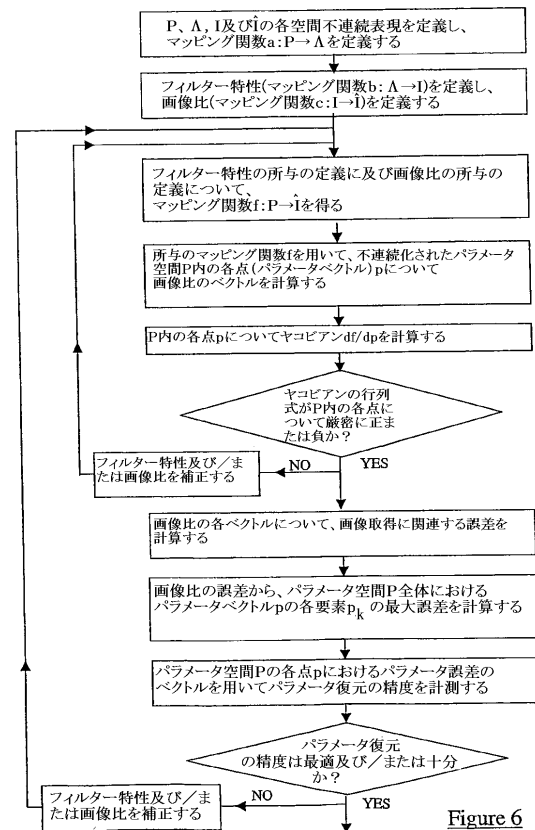


Figure 6

【図 7】

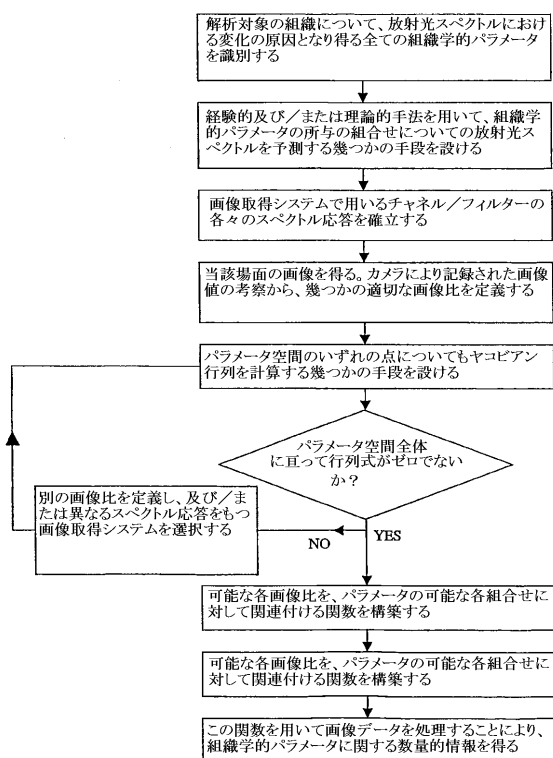


Figure 7

【図 8】

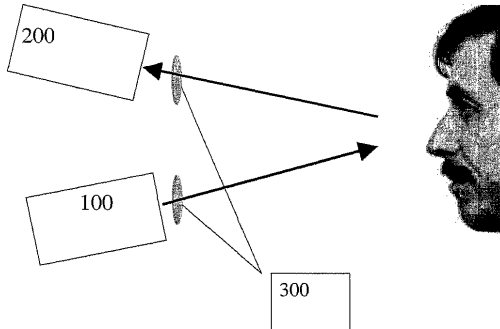


Figure 8

【図 9】

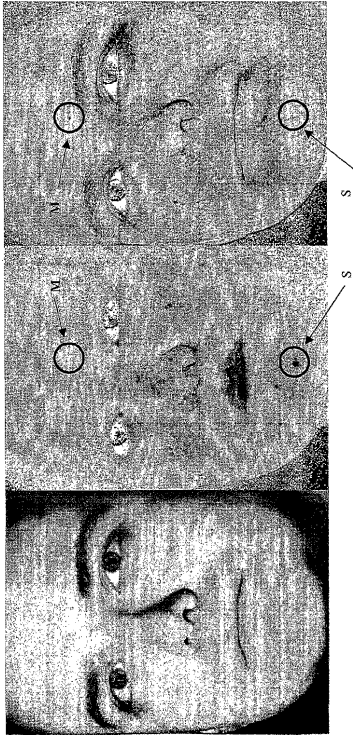


Figure 9a, 9b and 9c

フロントページの続き

- (72)発明者 コットン、シモン、ドイリイ
英国、S G 1 9 3 A F、ケンブリッジシャー、グレート・グランズデン、チャーチ・ストリート
4 2
- (72)発明者 プリース、スティーヴン、ジョン
英国、S K 8 6 E Q、チェシャー、チードル・ヒューム、サウスダウン・クレッセント 1 1
- (72)発明者 クラリッジ、エルツビータ
英国、B 2 9 4 L N、パーミンガム、セント・デニス・ロード 2 9

審査官 荒巻 慎哉

- (56)参考文献 特開平 0 5 - 1 6 1 6 0 9 (J P , A)
特公昭 6 1 - 0 1 1 0 9 6 (J P , B 1)

- (58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A61B 5/00 - 10/00, 1/00