

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2009-511094

(P2009-511094A)

(43) 公表日 平成21年3月19日(2009.3.19)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 5/117 (2006.01)	A 6 1 B 5/10 3 2 2	4 C 0 3 8
G 0 6 T 1/00 (2006.01)	G 0 6 T 1/00 4 0 0 H	5 B 0 4 7
	A 6 1 B 5/10 3 2 0 C	

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 44 頁)

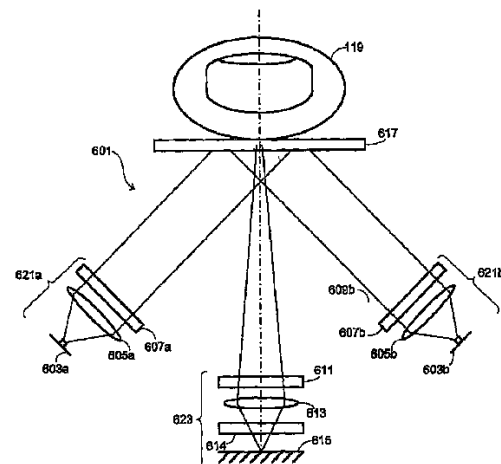
(21) 出願番号	特願2008-529154 (P2008-529154)	(71) 出願人	503156596 ルミダイム インコーポレイテッド アメリカ合衆国 ニューメキシコ 871 06, アルバカーキ, ユニバーシティ ー ブールバード 801, エスイー, スイート 302
(86) (22) 出願日	平成18年8月28日 (2006. 8. 28)	(74) 代理人	100078282 弁理士 山本 秀策
(85) 翻訳文提出日	平成20年4月24日 (2008. 4. 24)	(74) 代理人	100062409 弁理士 安村 高明
(86) 国際出願番号	PCT/US2006/033485	(74) 代理人	100113413 弁理士 森下 夏樹
(87) 国際公開番号	W02007/027579		
(87) 国際公開日	平成19年3月8日 (2007. 3. 8)		
(31) 優先権主張番号	11/216, 006		
(32) 優先日	平成17年9月1日 (2005. 9. 1)		
(33) 優先権主張国	米国 (US)		
(31) 優先権主張番号	11/458, 619		
(32) 優先日	平成18年7月19日 (2006. 7. 19)		
(33) 優先権主張国	米国 (US)		
(31) 優先権主張番号	11/458, 607		
(32) 優先日	平成18年7月19日 (2006. 7. 19)		
(33) 優先権主張国	米国 (US)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 バイオメトリックセンサ

(57) 【要約】

バイオメトリック評価のために提示される試料の真性を評価する方法を説明する。前記試料は異なる光学条件下で照明される。前記試料から散乱される光が受光される。複数の画像が形成され、各画像は光学条件のうちの1つに対する前記受光された光から形成されている。一組の質感度が生成され、各質感度は前記画像のうちの1つから生成されている。前記生成された質感度が、本物の隠されていない生物組織である試料と一致するかどうか判断される。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

バイオメトリック評価のために提示される試料の真性を評価する方法であって、
複数の異なる光学条件下で該試料を照明するステップと、
該複数の異なる光学条件のそれぞれに対する該試料から散乱される光を受光するステップと、
複数の画像を形成するステップであって、それぞれの画像は、該複数の異なる光学条件のうちのそれぞれに対する該受光された光から形成される、ステップと、
複数の質感度を生成するステップであって、それぞれの質感度は、該複数の画像のうちのそれぞれから生成される、ステップと、
該生成された複数の質感度が、本物の隠されていない生物組織である該試料と一致するかどうかを判断するステップと
を含む、方法。

10

【請求項 2】

前記質感度は、画像コントラスト度を備える、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 3】

複数の異なる光学条件下で前記試料を照明するステップは、前記試料を複数の種々の波長を有する光で照明するステップを含む、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 4】

複数の異なる光学条件下で前記試料を照明するステップは、複数の異なる偏光条件下で前記試料を光で照明するステップを含む、請求項 1 に記載の方法。

20

【請求項 5】

複数の異なる光学条件下で前記試料を照明するステップは、複数の異なる照明角度において前記試料を光で照明するステップを含む、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 6】

前記複数の質感度を生成するステップは、前記複数の画像のそれぞれの空間移動窓法分析を行うステップを含む、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 7】

前記複数の質感度のそれぞれは、一定の空間周波数内の画像コントラスト度を備える、請求項 6 に記載の方法。

30

【請求項 8】

複数の異なる光学条件下で前記試料を照明するステップは、前記試料を複数の異なる波長を有する光で照明するステップを含み、

前記生成された複数の質感度が、隠されていない生物組織である試料と一致するかどうかを判断するステップは、赤色照明下の画像コントラストが青色照明下の画像コントラストより低いことを確認するステップを含む、請求項 6 に記載の方法。

【請求項 9】

複数の異なる光学条件下で前記試料を照明するステップは、前記試料を複数の異なる波長を有する光で照明するステップを含み、

前記生成された複数の質感度が、隠されていない生物組織である試料と一致するかどうかを判断するステップは、赤色照明下の画像コントラストが所定の値未満であることを確認するステップを含む、請求項 6 に記載の方法。

40

【請求項 10】

前記空間移動窓法分析を行うステップは、前記複数の画像について移動窓フーリエ変換を計算するステップを含む、請求項 6 に記載の方法。

【請求項 11】

前記空間移動窓法分析を行うステップは、前記複数の画像の移動窓中心度および移動窓変動度を計算するステップを含む、請求項 6 に記載の方法。

【請求項 12】

前記移動窓中心度は、移動窓平均値を備え、前記移動窓変動度は、移動窓標準偏差を備

50

える、請求項 11 に記載の方法。

【請求項 13】

前記移動窓中心度は、移動窓平均値を備え、前記移動窓変動度は、移動窓範囲を備える、請求項 11 に記載の方法。

【請求項 14】

前記複数の質感度を生成するステップは、前記複数の質感度を多次元空間内の点にマップするように多次元尺度構成法を適用するステップをさらに含み、

前記生成された複数の質感度が、本物の隠されていない生物組織である試料と一致するかどうかを判断するステップは、該点が該多次元空間の所定の領域内にあるかどうかを判断するステップを含む、請求項 6 に記載の方法。

10

【請求項 15】

前記多次元空間は、二次元空間である、請求項 14 に記載の方法。

【請求項 16】

バイオメトリック評価のために提示される試料の真性を評価する方法であって、

該試料を複数の種々の波長を有する光で照明するステップと、

該複数の種々の波長のそれぞれに対する該試料から散乱される光を受光するステップと

、
複数の画像を形成するステップであって、それぞれの画像は、該複数の種々の波長のうちのそれぞれに対する該受光された光から形成される、ステップと、

複数の画像コントラスト度を生成するステップであって、それぞれの画像コントラスト度は、該複数の画像のうちの 1 つの空間移動窓法分析を行うことによって、該複数の画像のうちの該 1 つから生成される、ステップと、

20

該複数の画像コントラスト度から、該試料が、青色照明下の画像コントラストよりも低い赤色照明下の画像コントラストを有するかどうかを判断するステップと

を含む、方法。

【請求項 17】

前記空間移動窓法分析を行うステップは、前記複数の画像のうちの 1 つについて移動窓フーリエ変換を計算するステップを含む、請求項 16 に記載の方法。

【請求項 18】

前記空間移動窓法分析を行うステップは、前記複数の画像のうちの 1 つの移動窓中心度および移動窓変動度を計算するステップを含む、請求項 16 に記載の方法。

30

【請求項 19】

前記複数の画像コントラスト度から、前記試料が、青色照明下の画像コントラストよりも低い赤色照明下の画像コントラストを有するかどうかを判断するステップは、該複数の画像コントラスト度を多次元空間内の点にマップするように多次元尺度構成法を適用するステップと、

該点が該多次元空間の所定の領域内にあるかどうかを判断するステップと

を含む、請求項 16 に記載の方法。

【請求項 20】

バイオメトリック評価のために提示される試料の真性を評価するための装置であって、

40

複数の異なる光学条件下で該試料を照明するための手段と、

該複数の異なる光学条件のそれぞれに対する該試料から散乱される光を受光するための手段と、

複数の画像を形成するための手段であって、それぞれの画像は、該複数の異なる光学条件のそれぞれに対する該受光された光から形成される、手段と、

複数の質感度を生成するための手段であって、それぞれの質感度は、該複数の画像のそれぞれから生成される、手段と、

該生成された複数の質感度が、本物の隠されていない生物組織である試料と一致するかどうかを判断するための手段と

を備える、装置。

50

【請求項 2 1】

前記複数の質感度を生成するための前記手段は、前記複数の画像のそれぞれの空間移動窓法分析を行うための手段を含む、請求項 2 0 に記載の装置。

【請求項 2 2】

光学コントラスト度を生成するための前記手段は、性能指数を多次元空間内の点にマップされるように多次元尺度構成を生成するための手段をさらに含み、

前記生成された複数の質感度が、本物の隠されていない生物組織である試料と一致するかどうかを判断するための前記手段は、該点が該多次元空間の所定の領域内にあるかどうかを判断するための手段を含む、請求項 2 1 に記載の装置。

【請求項 2 3】

バイオメトリック機能を実施する方法であって、

個人の皮膚と推定される部位を照明光で照明するステップであって、該皮膚と推定される部位は表面と接触している、ステップと、

該皮膚と推定される部位から散乱される光を受光するステップであって、該光は該表面を含む平面内で実質的に受光される、ステップと、

該受光された光から画像を形成するステップと、

該画像から画像質感度を生成するステップと、

該バイオメトリック機能を実施するよう該生成された画像質感度を分析するステップとを含む、方法。

【請求項 2 4】

前記バイオメトリック機能は、偽装防止機能を備え、前記生成された画像質感度を分析するステップは、前記生成された画像質感度から前記皮膚と推定される部位が生体組織を備えるかどうかを判断するステップを含む、請求項 2 3 に記載の方法。

【請求項 2 5】

前記バイオメトリック機能は、身元確認機能を備え、前記生成された画像質感度を分析するステップは、前記生成された画像質感度から前記個人の身元を判断するステップを含む、請求項 2 3 に記載の方法。

【請求項 2 6】

前記バイオメトリック機能は、デモグラフィック機能または人体計測機能を備え、前記生成された画像質感度を分析するステップは、該生成された画像質感度から個人のデモグラフィック特性または人体計測特性を推定するステップを含む、請求項 2 3 に記載の方法。

【請求項 2 7】

前記表面は、画像検出器の表面であり、

前記皮膚と推定される部位から散乱される光を受光するステップは、該画像検出器において該皮膚と推定される部位から散乱される光を受光するステップを含む、請求項 2 3 に記載の方法。

【請求項 2 8】

前記皮膚と推定される部位から散乱される光を受光するステップは、

パターンの実質的な劣化または減衰なしに、前記平面から該平面の外側に配置される画像検出器へ光のパターンを平行移動させるステップと、

該画像検出器において該平行移動されたパターンを受光するステップとを含む、請求項 2 3 に記載の方法。

【請求項 2 9】

前記照明光は、白色光である、請求項 2 3 に記載の方法。

【請求項 3 0】

前記画像は、種々の波長に対応する複数の画像を備え、

前記画像質感度を生成するステップは、該複数の画像のそれぞれの空間移動窓法分析を行うステップを含む、請求項 2 9 に記載の方法。

【請求項 3 1】

前記空間移動窓法分析を行うステップは、前記複数の画像について移動窓フーリエ変換を計算するステップを含む、請求項 30 に記載の方法。

【請求項 32】

前記空間移動窓法分析を行うステップは、前記複数の画像の移動窓中心度および移動窓変動度を計算するステップを含む、請求項 30 に記載の方法。

【請求項 33】

前記皮膚と推定される部位から散乱される光を受光するステップは、単色画像検出器において該皮膚と推定される部位から散乱される光を受光するステップを含む、請求項 23 に記載の方法。

【請求項 34】

前記皮膚と推定される部位から散乱される光を受光するステップは、カラー画像検出器において該皮膚と推定される部位から散乱される光を受光するステップを含む、請求項 23 に記載の方法。

【請求項 35】

前記バイオメトリック機能を実施するよう前記生成された画像質感度を分析するステップは、該生成された画像質感度を参照画像質感度と比較するステップを含み、

該参照画像質感度は、参照皮膚部位から散乱される光から形成される参照画像から生成され、

前記皮膚と推定される部位は、該参照皮膚部位とは実質的に異なる、請求項 23 に記載の方法。

【請求項 36】

前記バイオメトリック機能を実施する際に、前記受光された光のスペクトル特徴を、参照スペクトル特徴と比較するステップをさらに含む、請求項 23 に記載の方法。

【請求項 37】

個人の皮膚と推定される部位と接触するように構成された表面と、

該皮膚と推定される部位が該表面と接触している場合に、該皮膚と推定される部位を照明するよう配置された照明サブシステムと、

該皮膚と推定される部位から散乱される光を受光するよう配置された検出サブシステムであって、該光は、該表面を含む平面内で実質的に受光される、検出サブシステムと、

該検出サブシステムと連動され、

該受光された光から画像を形成するための命令と、

該画像から画像質感度を生成するための命令と、

該バイオメトリック機能を実施するよう該生成された画像質感度を分析するための命令と

を有する演算ユニットと

を備える、バイオメトリックセンサ。

【請求項 38】

前記バイオメトリック機能は、偽装防止機能を備え、

前記生成された画像質感度を分析するための前記命令は、前記生成された画像質感度から前記皮膚と推定される部位が生体組織を備えるかどうかを判断するための命令を備える、請求項 37 に記載のバイオメトリックセンサ。

【請求項 39】

前記バイオメトリック機能は、身元確認機能を備え、

前記生成された画像質感度を分析するための前記命令は、該生成された画像質感度から個人の身元を判断するための命令を備える、請求項 37 に記載のバイオメトリックセンサ。

【請求項 40】

前記バイオメトリック機能は、デモグラフィック機能または人体計測機能を備え、

前記生成された画像質感度を分析するための前記命令は、前記生成された画像質感度から個人のデモグラフィック特性または人体計測特性を推定するための命令を備える、請求

10

20

30

40

50

項 3 7 に記載のバイオメトリックセンサ。

【請求項 4 1】

画像検出器をさらに備え、

前記表面は、該画像検出器の表面であり、

前記検出サブシステムは、該画像検出器を備え、該画像検出器において前記皮膚と推定される部位から散乱される光を受光するよう構成される、請求項 3 7 に記載のバイオメトリックセンサ。

【請求項 4 2】

前記平面の外に配置された画像検出器と、

パターンの実質的な劣化または減衰なしに、該平面から該画像検出器へ光のパターンを平行移動させるよう構成された光学配置とをさらに備え、

前記検出サブシステムは、該画像検出器を備え、該画像検出器において該平行移動されたパターンを受光するよう構成される、請求項 3 7 に記載のバイオメトリックセンサ。

【請求項 4 3】

前記照明サブシステムは、前記皮膚と推定される部位を白色光で照明するよう構成される、請求項 3 7 に記載のバイオメトリックセンサ。

【請求項 4 4】

前記画像は、種々の波長に対応する複数の画像を備え、

前記画像質感度を生成するための前記命令は、該複数の画像のそれぞれの空間移動窓法分析を行うための命令を備える、請求項 4 3 に記載のバイオメトリックセンサ。

【請求項 4 5】

前記空間移動窓法分析を行うための前記命令は、前記複数の画像について移動窓フーリエ変換を計算するための命令を備える、請求項 4 4 に記載のバイオメトリックセンサ。

【請求項 4 6】

前記空間移動窓法分析を行うための前記命令は、前記複数の画像の移動窓中心度および移動窓変動度を計算するための命令を備える、請求項 4 4 に記載のバイオメトリックセンサ。

【請求項 4 7】

前記検出サブシステムは、単色画像検出器を備え、該単色画像検出器において前記皮膚と推定される部位から散乱される光を受光するよう構成される、請求項 3 7 に記載のバイオメトリックセンサ。

【請求項 4 8】

前記検出サブシステムは、カラー画像検出器を備え、該カラー画像検出器において前記皮膚と推定される部位から散乱される光を受光するよう構成される、請求項 3 7 に記載のバイオメトリックセンサ。

【請求項 4 9】

前記バイオメトリック機能を実施するよう前記生成された画像質感度を分析するための前記命令は、前記生成された画像質感度を参照画像質感度と比較するための命令を備え、

該参照画像質感度は、参照皮膚部位から散乱される光から形成される参照画像から生成され、

前記皮膚と推定される部位は、該参照皮膚部位とは実質的に異なる、請求項 3 7 に記載のバイオメトリックセンサ。

【請求項 5 0】

前記演算ユニットは、前記バイオメトリック機能を実施する際に、前記受光された光のスペクトル特徴を、参照スペクトル特徴と比較するための命令をさらに有する、請求項 3 7 に記載のバイオメトリックセンサ。

【請求項 5 1】

個人の皮膚と推定される部位を白色光で照明するよう配置された白色光照明サブシステムと、

該皮膚と推定される部位から散乱される光を受光するよう配置され、該受光される光が

10

20

30

40

50

入射するカラー画像装置を備える、検出サブシステムと、
該検出サブシステムと連動され、

該カラー画像装置により、該皮膚と推定される部位の複数の空間的に分布した画像を該受光された光から導出するための命令であって、該複数の空間的に分布した画像は個人の照明された組織の種々の量に対応する命令と、

バイオメトリック機能を実施するよう該複数の空間的に分布した画像を分析するための命令とを有する、演算ユニットと
を備える、バイオメトリックセンサ。

【請求項 5 2】

前記バイオメトリック機能は、偽装防止機能を備え、前記複数の空間的に分布した画像を分析するための前記命令は、前記推定される部位が生体組織を備えるかどうかを判断するための命令を備える、請求項 5 1 に記載のバイオメトリックセンサ。

10

【請求項 5 3】

前記バイオメトリック機能を実施するよう前記複数の空間的に分布した画像を分析するための前記命令は、前記個人のデモグラフィック特性または人体計測特性を推定するよう該複数の空間的に分布した画像を分析するための命令を備える、請求項 5 1 に記載のバイオメトリックセンサ。

【請求項 5 4】

前記バイオメトリック機能を実施するよう前記複数の空間的に分布した画像を分析するための前記命令は、前記個人の血液中の検体の濃度を判断するよう該複数の空間的に分布した画像を分析するための命令を備える、請求項 5 1 に記載のバイオメトリックセンサ。

20

【請求項 5 5】

前記皮膚と推定される部位と接触しているプラテンをさらに備え、前記白色光照明サブシステムは、該プラテンを通して該皮膚と推定される部位を照明するよう構成される、請求項 5 1 に記載のバイオメトリックセンサ。

【請求項 5 6】

白色光照明サブシステムは、前記皮膚と推定される部位が前記バイオメトリックセンサと物理的接触していない場合に、前記皮膚と推定される部位を照明するよう構成される、請求項 5 1 に記載のバイオメトリックセンサ。

【請求項 5 7】

前記白色光照明サブシステムは、広帯域白色光源を備える、請求項 5 1 に記載のバイオメトリックセンサ。

30

【請求項 5 8】

前記白色光照明サブシステムは、複数の狭帯域光源および光学配置を備え、該複数の狭帯域光源によって提供される光を結合する、請求項 5 1 に記載のバイオメトリックセンサ。

【請求項 5 9】

前記複数の狭帯域光源は、一組の原色のそれぞれに対応する波長の光を提供する、請求項 5 8 に記載のバイオメトリックセンサ。

【請求項 6 0】

前記照明サブシステムは、前記白色光を偏光するよう配置される第一の偏光子を備え、前記検出システムは、前記受光された光に出会うように配置される第二の偏光子を備え、

40

該第一および第二の偏光子は、互いに対して交差している、請求項 5 1 に記載のバイオメトリックセンサ。

【請求項 6 1】

前記検出システムは、前記受光された光が前記カラー画像装置に入射する前に該受光された光に出会うように配置される赤外線フィルタを備える、請求項 5 1 に記載のバイオメトリックセンサ。

【請求項 6 2】

50

前記皮膚と推定される部位は、指または手の手掌面であり、
前記バイオメトリック機能は、バイオメトリック識別を備え、
前記複数の空間的に分布した画像を分析するための前記命令は、
該皮膚と推定される部位の表面指紋画像または表面掌紋画像を、該複数の空間的に分布した画像から導出するための命令と、

前記個人の身元を識別するために、該表面指紋画像または表面掌紋画像を、指紋または掌紋の画像のデータベースと比較するための命令とを備える、請求項 5 1 に記載のバイオメトリックセンサ。

【請求項 6 3】

前記バイオメトリック機能はバイオメトリック識別を備え、

10

前記複数の空間的に分布した画像を分析するための前記命令は、前記個人の身元を識別するための該複数の空間的に分布した画像を、多重スペクトル画像のデータベースと比較するための命令を備える、請求項 5 1 に記載のバイオメトリックセンサ。

【請求項 6 4】

前記照明サブシステムは、照明領域内の前記皮膚と推定される部位を照明するよう構成され、

該皮膚と推定される部位と照明領域とは、相対的に動いている、請求項 5 1 に記載のバイオメトリックセンサ。

【請求項 6 5】

バイオメトリック機能を実施する方法であって、

20

個人の皮膚と推定される部位を白色光で照明するステップと、

受光される光が入射するカラー画像装置により、該皮膚と推定される部位から散乱される光を受光するステップと、

該カラー画像装置により、該皮膚と推定される部位の複数の空間的に分布した画像を該受光された光から導出するステップであって、前記複数の空間的に分布した画像は該個人の照明された組織の種々の量に対応する、ステップと、

該バイオメトリック機能を実施するよう該複数の空間的に分布した画像を分析するステップと

を含む、方法。

【請求項 6 6】

30

前記バイオメトリック機能は偽装防止機能を備え、前記複数の空間的に分布した画像を分析するステップは、前記推定される部位が生体組織を備えるかどうかを判断するステップを含む、請求項 6 5 に記載の方法。

【請求項 6 7】

前記複数の空間的に分布した画像を分析するステップは、前記個人のデモグラフィック特性または人体計測特性を推定するよう前記複数の空間的に分布した画像を分析するステップを含む、請求項 6 5 に記載の方法。

【請求項 6 8】

前記バイオメトリック機能を実施するよう前記複数の空間的に分布した画像を分析するステップは、前記個人の血液中の検体の濃度を判断するよう前記複数の空間的に分布した画像を分析するステップを含む、請求項 6 5 に記載の方法。

40

【請求項 6 9】

前記皮膚と推定される部位を照明するステップは、該皮膚と推定される部位と接触しているプラテンを通して前記白色光を配向するステップを含む、請求項 6 5 に記載の方法。

【請求項 7 0】

前記個人の前記皮膚と推定される部位を白色光で照明するステップは、該個人の該皮膚と推定される部位を広帯域白色光源で照明するステップを含む、請求項 6 5 に記載の方法。

【請求項 7 1】

前記個人の前記皮膚と推定される部位を白色光で照明するステップは、

50

複数の狭帯域光源を備える複数の狭帯域光線を生成するステップと、
該複数の狭帯域光線を結合するステップとを含む、請求項 65 に記載の方法。

【請求項 72】

前記複数の狭帯域光線は、一組の原色に対応する波長を有する、請求項 71 に記載の方法。

【請求項 73】

前記皮膚と推定される部位を照明するステップは、前記白色光を第一の偏光により偏光するステップを含み、

該皮膚と推定される部位から散乱される光を受光するステップは、該受光された光を第二の偏光により変更するステップを含み、

該第一および第二の偏光は互いに対して実質的に交差している、請求項 65 に記載の方法。

【請求項 74】

前記皮膚と推定される部位から散乱される光を受光するステップは、該受光された光が前記カラー画像装置に入射する前に赤外線波長で該受光された光をフィルタにかけるステップを含む、請求項 65 に記載の方法。

【請求項 75】

前記皮膚と推定される部位は、指または手の手掌面であり、

前記バイOMETリック機能は、バイOMETリック識別を備え、

前記複数の空間的に分布した画像を分析するステップは、

該皮膚と推定される部位の表面指紋画像または表面掌紋画像を、該複数の空間的に分布した画像から導出するステップと、

前記個人の身元を識別するよう該表面指紋画像または表面掌紋画像を、指紋または掌紋の画像のデータベースと比較するステップとを含む、請求項 65 に記載の方法。

【請求項 76】

前記バイOMETリック機能は、バイOMETリック識別を備え、

前記複数の空間的に分布した画像を分析するステップは、前記個人の身元を識別するよう該複数の空間的に分布した画像を、多重スペクトル画像のデータベースと比較するステップを含む、請求項 65 に記載の方法。

【請求項 77】

前記個人の前記皮膚と推定される部位を白色光で照明するステップは、照明領域内で行われ、

該皮膚と推定される部位と照明領域とは、相対的に動いている、請求項 65 に記載の方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

(関連出願の引用)

本願は、以下のそれぞれの出願日の利益を主張する：米国特許出願第 11 / 216, 006 号 (「COMPARATIVE TEXTURE ANALYSIS OF TISSUE FOR BIOMETRIC SPOOF DETECTION」、Robert K. Rowe により 2005 年 9 月 1 日出願)、米国特許出願第 11 / 458, 619 号 (「TEXTURE - BIOMETRICS SENSOR」、Robert K. Rowe により 2006 年 7 月 19 日出願)、米国特許出願第 11 / 458, 607 号 (「WHITE LIGHT SPECTRAL BIOMETRIC SENSORS」、Robert K. Rowe、他により 2006 年 7 月 19 日出願)。

【0002】

本願は、概して、生物測定に関する。さらに具体的には、本願は、スペクトル情報を使用するバイOMETリック測定を行うための方法およびシステムに関する。

【背景技術】

【 0 0 0 3 】

「バイオメトリックス」は、概して、生体の特性の統計的分析をいう。バイオメトリックスの1つのカテゴリは、2つの様式のうちの1つで一般的に機能し、人々の自動識別を提供するか、または人々の推定される身元を確認する「バイオメトリック識別」を含む。バイオメトリック感知技術は、人の身体特性または行動特性を測定し、そのような特徴を事前に記録された同様の測定と比較して適合があるかどうかを判断する。バイオメトリックのために一般的に使用されている身体的特徴は、顔、虹彩、手の形状、静脈構造、およびすべてのバイオメトリック識別特徴の中で最も普及している指紋の紋様を含む。収集された指紋を分析するための現在の方法は、光学、容量性、高周波、熱、超音波、およびいくつかの他のあまり一般的でない技術を含む。

10

【 0 0 0 4 】

指紋収集方法のほとんどは、指の表面における、またはその付近の皮膚の特性を測定することに依っている。特に、光学指紋読取装置は、典型的には、センサプラテンとその上に置かれた指との間の屈折率の差異の有無に依っている。空気で満たされた指紋の溝がプラテンの特定位置より上にある場合、空気・プラテンの屈折率差のため、全内部反射率（「TIR」）がプラテン内に発生する。あるいは、適切な反射率の皮膚がプラテンと光学的に接触している場合、この位置におけるTIRは「妨害」され、光がプラテンと皮膚の接触面を横断できるようになる。指がプラテンに触れている領域にわたるTIRの差異のマッピングは、従来の光学指紋読取の基礎を形成する。明視野および暗視野両方の光学配置における光学接触面のこの変化を検出するために使用される多数の光学配置がある。一般的に、このTIR基礎測定を行うために単一の準単色光線が使用される。

20

【 0 0 0 5 】

非TIR光学指紋センサも存在する。ほとんどの場合、これらのセンサは準単色光のある配置に依存して指先の正面、側面または背部を照明し、皮膚を通して光を拡散させる。指紋画像は、隆起および溝に対する皮膚とプラテンの境界にわたる光透過率の差異により、形成される。光透過の差異は、当業者には公知のように、溝内の中間空隙の有無によるフレネル反射特性の変化によるものである。

【 0 0 0 6 】

光学指紋読取装置は、非理想的な条件による画質問題の影響を特に受けやすい。皮膚が過度に乾燥している場合、プラテンとの屈折率適合が低下し、結果として質の悪い画像コントラストとなる。同様に、指が非常に湿っている場合、溝が分泌液で充満される場合があり、光結合を指紋領域全体にわたって起こし、画像コントラストを大きく低下させる。プラテン上の指の圧力が小さすぎる、または大きすぎる、皮膚またはセンサが汚れている、皮膚が老化および/または磨耗している、または一定の民族または非常に幼い子供の場合など、過度に細かい特徴が存在する場合に、同様の影響が発生する場合がある。これらの影響は画質を低下させ、それによって指紋センサの全面的な性能を低下させる。場合によっては、市販の光学指紋読取装置は、シリコンなどの軟質材料の薄膜を組み込んで、これらの影響を軽減し、性能の回復に役立てる。軟質材料として、膜は、破損、磨耗、および汚染の影響を受けやすく、整備なしではセンサの使用は限られる。

30

【 0 0 0 7 】

TIR、ならびに静電容量、RFなどのようなその他の様相に基づく光学指紋読取装置は、典型的に、取得中に存在する非理想的画像化条件にある程度影響される画像を作り出す。よって、結果として生じる画像の質感特性の分析は、患者の皮膚の質感特性を観察する能力を制限または曖昧にし得る、サンプリング条件に影響される。この結果は、質感がそのような感知様相において実用性が制限されるということになる。

40

【 0 0 0 8 】

バイオメトリックセンサ、特に指紋バイオメトリックセンサは、概して、種々の形態の偽装試料によって打破されがちである。指紋読取装置の場合、紙、ゼラチン、エポキシ、ラテックスなどのある種の無生物材料に組み込まれている認定されたユーザの指紋の紋様を備える読取装置を提示する、種々の方法が当技術分野において既知である。よって、た

50

とえ指紋読取装置が適合する指紋の紋様の有無を確実に判断すると考えることが可能である場合でも、適合する紋様が本物の生体の指から取得されていることを確実にする（多くの一般的なセンサでは確認することが困難な場合がある）ことは、全体的なシステム安全性にとっても重要である。

【 0 0 0 9 】

いくつかのバイオメトリックシステムが打破される場合のある別の方法は、リプレイ攻撃の使用によるものである。このシナリオでは、認定ユーザがシステムを使用している時に、侵入者がセンサから出る信号を記録する。その後、侵入者は、事前に記録された認定信号がシステム内へ投入されるようにセンサシステムを操作することによって、センサ自体をバイパスしてバイオメトリックによって確保されるシステムへのアクセスを得る。

10

【 0 0 1 0 】

バイオメトリックセンサをより強固、より確実、およびエラーを起こしにくくするための一般的な方法は、本技術分野では、時として「二重」、「組み合わせ」、「層状」、「融合」、「多重バイオメトリック」、または「多因子バイオメトリック」感知と呼ばれる方法を使用して、バイオメトリック信号源を組み合わせることである。この方法で強化された安全性を提供するために、種々の技術が体の部分を同時に測定し、組み合わせられている種々のセンサを打破する種々の試料または技術を使用することによって打破されることに耐えるような方法で、バイオメトリック技術が組み合わせられる。体の同一部分を確認する方法で技術が組み合わせられる場合、それらは「密に結合されている」と呼ばれる。

20

【 0 0 1 1 】

ブドウ糖、アルコール、ヘモグロビン、尿素、およびコレステロールなどの生理的検体の非侵襲性光学測定の精度は、皮膚組織の変動によって悪影響を受ける。場合によっては、バイオメトリック測定と連動して1つ以上の生理的検体を測定することが有利である。そのような二重測定には、商業および法執行の両市場において潜在的な関心および適用がある。

【 発明の開示 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 1 2 】

したがって、多重スペクトル画像化システムおよび方法を使用した、バイオメトリック感知および検体推定のための改善された方法およびシステムに対し本技術分野における一般的な必要性がある。

30

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 1 3 】

したがって、本発明の実施形態は、バイオメトリック評価のために提示される試料の真性を評価する方法を提供する。前記試料は、複数の異なる光学条件下で照明される。前記試料から散乱される光が受光される。複数の画像が形成され、そのような各画像は、前記複数の異なる光学条件のそれぞれに対する前記受光された光から形成されている。複数の質感度が生成され、そのような各質感度は、前記複数の画像のそれぞれから生成されている。前記生成された複数の質感度が、本物の隠されていない生物組織である試料と一致するかどうか判断される。ある特定の実施形態では、前記質感度は画像コントラスト度を備えることができる。

40

【 0 0 1 4 】

異なる光学条件下での前記試料の照明は、それを複数の種々の波長を有する複数の光で照明する、複数の異なる偏光条件下で光照明する、複数の異なる照明角度で光照明するなどによって、達成することができる。

【 0 0 1 5 】

いくつかの実施形態では、前記質感度は、前記複数の画像のそれぞれの空間移動窓法分析を行うことによって生成することができる。場合によっては、前記複数の質感度は、一定の空間周波数内の画像コントラスト度を備えることができる。例えば、前記サンプルが複数の異なる波長を有する光で照明されると、赤色照明下の画像コントラストは青色照明

50

下の画像コントラストよりも低いことを確認することができる。あるいは、赤色照明下の画像コントラストは、所定の値未満であることを確認することができる。場合によっては、前記空間移動窓法分析は、前記複数の画像について移動窓フーリエ変換を計算することによって行うことができる。あるいは、前記複数の画像の移動窓中心および移動窓変動度を計算することによって行うことができる。例えば、一実施形態において、前記移動窓中心度は移動窓平均値を備え、前記移動窓変動度は移動窓標準偏差を備える。別の実施形態では、前記移動窓中心度は移動窓平均値を備え、前記移動窓変動度は移動窓範囲を備える。

【0016】

試料の真偽の判断は、前記複数の質感度を多次元空間内の点にマップするよう多次元尺度構成法を適用することによって行うことができる。これにより、前記点が、本物の隠されていない生物組織である前記試料に対応する多次元空間の所定の領域内にあるかどうかの判断を行うことができる。一実施形態において、前記多次元空間は二次元空間である。

【0017】

別の一組の実施形態では、バイオメトリック機能を実施する方法が提供される。個人の皮膚と推定される部位は、照明光で照明される。前記皮膚と推定される部位は、ある表面と接触している。前記皮膚と推定される部位から散乱される光は、前記表面を含む平面内で実質的に受光される。画像は、前記受光された光から形成される。画像質感度は前記画像から生成される。前記生成された画像質感度は、前記バイオメトリック機能を実施するよう分析される。

【0018】

ある実施形態では、前記バイオメトリック機能は、偽装防止機能を備え、そのような実施形態では、前記画像質感度は、前記皮膚と推定される部位が生体組織を備えるかどうかを判断するよう分析される。その他の実施形態では、前記バイオメトリック機能は、識別機能を備え、そのような実施形態では、前記画像質感度は、個人の身元を識別するよう分析される。なお、その他の実施形態では、前記バイオメトリック機能は、デモグラフィックまたは人体計測機能を備え、そのような実施形態では、前記画像質感度は、個人のデモグラフィックまたは人体計測特性を推定するよう分析される。

【0019】

前記表面は、画像検出器の表面とすることができ、前記皮膚と推定される部位から散乱される光は、前記画像検出器において受光される。あるいは、光のパターンは、パターンの実質的な劣化または減衰なしに、前記平面から前記平面の外に配置される画像検出器へ平行移動させることができ、前記平行移動されたパターンは前記画像検出器において受光される。種々の実施形態では、前記皮膚と推定される部位から散乱される光は、単色画像検出器またはカラー画像検出器において受光されることができる。

【0020】

いくつかの実施形態では、前記照明光は白色光である。そして、前記画像は種々の波長に対応する複数の画像を備えてもよい。したがって、前記画像質感度は、前記複数の画像のそれぞれの空間移動窓法分析を行うことによって生成することができる。例えば、移動窓フーリエ変換は、前記複数の画像について計算することができる。あるいは、前記複数の画像の移動窓中心度および移動窓変動度を計算することができる。

【0021】

前記バイオメトリック機能を実施するよう前記生成された画像質感度を分析する際に、前記生成された画像質感度は、参照画像質感度と比較することができる。場合によっては、前記参照画像質感度は、参照皮膚部位から散乱される光から形成される参照画像から生成され、前記皮膚と推定される部位は、前記参照皮膚部位とは実質的に異なる。ある実施形態では、前記バイオメトリック機能を実施する際に、前記受光された光のスペクトル特徴は、参照スペクトル特徴と比較される。

【0022】

さらに別の一組の実施形態では、バイオメトリックセンサが提供される。前記センサは

10

20

30

40

50

、表面、照明サブシステム、検出サブシステム、および演算ユニットを備える。前記表面は、皮膚と推定される部位と接触するように構成される。前記照明サブシステムは、前記皮膚と推定される部位が前記表面と接触している場合に、前記皮膚と推定される部位を照明するよう配置される。前記検出サブシステムは、前記皮膚と推定される部位から散乱される光を受光するように配置され、光は前記表面を含む平面内で実質的に受光される。前記演算ユニットは、前記検出サブシステムと連動され、前記受光された光から画像を形成するための命令を有する。また、前記画像から画像質感度を生成するため、および前記バイオメトリック機能を実施するよう前記生成された画像質感度を分析するための命令も有する。

【0023】

そのようなセンサにより実施することができる多数の種々のバイオメトリック機能がある。一実施形態において、前記バイオメトリック機能は偽装防止機能を備え、前記演算ユニットは、前記皮膚と推定される部位が生体組織を備えるかどうかを判断するための命令を有する。別の実施形態では、前記バイオメトリック機能は、識別機能を備え、前記演算ユニットは、前記生成された画像質感度から個人の身元を識別するための命令を有する。なお、別の実施形態では、前記バイオメトリック機能は、デモグラフィックまたは人体計測特性機能を備え、前記演算ユニットは、前記生成された画像質感度からデモグラフィックまたは人体計測特性を推定するための命令を有する。

【0024】

場合によっては、前記バイオメトリックセンサは、画像検出器をさらに備える。そのような実施形態の1つでは、前記表面は画像検出器の表面であり、前記検出サブシステムは前記画像検出器を備え、前記画像検出器において前記皮膚と推定される部位から散乱される光を受光するよう構成される。別のそのような実施形態では、前記画像検出器は、前記平面の外に配置される。光学配置は、パターンの実質的な劣化または減衰なしに、前記平面から前記画像検出器へ光のパターンを平行移動させるよう構成される。前記検出システムは、前記画像検出器を備え、前記画像検出器において前記平行移動されたパターンを受光するよう構成される。種々の実施形態において、前記画像検出器は、単色画像検出器またはカラー画像検出器を備えることができる。

【0025】

場合によっては、前記照明サブシステムは、前記皮膚と推定される部位を白色光で照明するよう構成される。そして、前記画像は、種々の波長に対応する複数の画像を備えることができ、前記画像質感度を生成するための前記命令は、前記複数の画像のそれぞれの空間移動窓法分析を行うための命令を備える。例えば、一実施形態においては、前記複数の画像をもとに移動窓フーリエ変換を計算するための命令があってもよい一方で、別の実施形態は、複数の画像の移動窓中心度および移動窓変動度を計算するための命令を有する。

【0026】

一実施形態において、前記バイオメトリック機能を実施するよう前記生成された画像質感度を分析するための前記命令は、前記生成された画像質感度を参照画像質感度と比較するための命令を備える。そのような参照画像質感度は、参照皮膚部位から散乱される光から形成される参照画像から生成することができ、前記皮膚と推定される部位は前記参照皮膚部位とは実質的に異なる。ある実施形態では、前記演算ユニットは、前記バイオメトリック機能を実施する際に、前記受光された光のスペクトル特徴を、参照スペクトル特徴と比較するための命令をさらに有する。

【0027】

なお、別の一組の実施形態では、バイオメトリックセンサが提供される。白色光照明サブシステムは、個人の皮膚と推定される部位を白色光で照明するよう配置される。検出サブシステムは、前記皮膚と推定される部位から散乱される光を受光するよう配置され、前記受光される光が入射するカラー画像装置を備える。演算ユニットは、前記検出サブシステムと連動される。前記演算ユニットは、カラー画像装置により、前記皮膚と推定される部位の複数の空間的に分布した画像を前記受光された光から抽出するための命令を有する

10

20

30

40

50

。前記複数の空間的に分布した画像は、個人の照明された組織の種々の量に対応する。また、前記演算ユニットは、前記バイオメトリック機能を実施するよう前記複数の空間的に分布した画像を分析するための命令も有する。

【0028】

これらの実施形態の1つにおいて、前記バイオメトリック機能は、偽装防止機能を備え、前記複数の空間的に分布した画像を分析するための前記命令は、前記皮膚と推定される部位が生体組織を備えるかどうかを判断するための命令を備える。これらの実施形態のもう1つにおいて、前記バイオメトリック機能を実施するよう前記複数の空間的に分布した画像を分析するための前記命令は、個人のデモグラフィックまたは人体計測特性を推定するよう前記複数の空間的に分布した画像を分析するための命令を備える。これらの実施形態のさらに別の1つにおいて、前記バイオメトリック機能を実施するよう前記複数の空間的に分布した画像を分析するための前記命令は、個人の血液中の検体の濃度を判断するよう前記複数の空間的に分布した画像を分析するための命令を備える。

10

【0029】

いくつかの実施形態では、前記バイオメトリックセンサは、前記皮膚と推定される部位と接触しているプラテンをさらに備えることができ、前記白色光照明サブシステムは、前記プラテンを通して前記皮膚と推定される部位を照明するよう構成される。その他の実施形態では、前記白色光照明サブシステムが、前記皮膚と推定される部位が前記バイオメトリックセンサと物理的に接触していない場合に、代わりに前記皮膚と推定される部位を照明するよう構成される。

20

【0030】

前記白色光は、種々の実施形態において、種々の方法で提供することができる。例えば、一実施形態において、前記白色光照明サブシステムは、広帯域白色光源を備える。別の実施形態では、前記白色光照明サブシステムは、複数の狭帯域光源および光学配置を備え、前記複数の狭帯域光源によって提供される光を結合する。前記複数の狭帯域光源は、一組の原色のそれぞれに対応する波長の光を提供することができる。場合によっては、前記皮膚と推定される部位、および前記皮膚と推定される部位が照明される照明領域は、相対的に動いている。

【0031】

いくつかの実施形態は、前記白色光を偏光するよう配置される前記照明システムに第一偏光子を含むことによって偏光を利用する。そして、前記検出システムは、前記受光された光に出会うよう配置される第二の偏光子を備える。前記第一および第二の偏光子は互いに対して交差してもよい。その他の実施形態では、前記第一および第二の偏光子は平行でもよい。いくつかの実施形態では、第二を保持する一方で前記第一の偏光子を省略してもよい。いくつかの実施形態では、これらの偏光オプションのうち2つ以上を単一装置内で組み合わせてもよい。前記検出システムは、時として、前記受光された光が前記カラー画像装置に入射する前に前記受光された光に出会うよう配置される赤外線フィルタを備えることもできる。

30

【0032】

ある実施形態では、前記皮膚と推定される部位は、指または手の手掌面であり、前記バイオメトリック機能はバイオメトリック識別を備える。前記複数の空間的に分布した画像を分析するための前記命令は、前記皮膚と推定される部位の表面指紋画像または表面掌紋画像を、前記複数の空間的に分布した画像から抽出するための命令を備える。そして、前記表面指紋画像または表面掌紋画像は、個人を識別するよう指紋または掌紋の画像のデータベースと比較される。前記バイオメトリック機能がバイオメトリックを備えるその他の実施形態では、前記複数の空間的に分布した画像を分析するための前記命令は、代わりに、個人を識別するよう前記複数の空間的に分布した画像を、多重スペクトル画像のデータベースと比較するための命令を備える。

40

【0033】

さらに別の一組の実施形態では、バイオメトリック機能を実施する方法が提供される。

50

個人の皮膚と推定される部位は、白色光で照明される。前記皮膚と推定される部位から散乱される光は、前記受光される光が入射するカラー画像装置により受光される。前記皮膚と推定される部位の複数の空間的に分布した画像が導出され、前記複数の空間的に分布した画像は個人の照明された組織の種々の量に対応する。前記複数の空間的に分布した画像は、前記バイオメトリック機能を実施するよう分析される。

【0034】

これらの実施形態のいくつかでは、前記バイオメトリック機能は偽装防止機能を備え、前記複数の空間的に分布した画像を分析するステップは、前記推定される部位が生体組織を備えるかどうかを判断するステップを備える。これらの実施形態のその他では、前記複数の空間的に分布した画像は、個人のデモグラフィックまたは人体計測特性を推定するよう分析される。これらの実施形態のさらに異なるものでは、前記複数の空間的に分布した画像は、個人の血液中の検体の濃度を判断するよう分析される。

【0035】

前記皮膚と推定される部位は、時として、前記皮膚と推定される部位と接触しているプラテンを通して前記白色光を配向することによって、照明することができる。場合によっては、前記皮膚と推定される部位は、広帯域白色光源で照明することができる一方で、その他の場合では、おそらく一組の原色に対応する複数の狭帯域光線を生成および結合することができる。前記皮膚と推定される部位は、時として、前記皮膚と推定される部位が照明される照明領域に関して相対的に動いていることがある。

【0036】

一実施形態では、前記白色光は第一の偏光により偏光され、前記皮膚と推定される部位より散乱される前記受光された光は第二偏光により偏光される。前記第一および第二の偏光は、互いに対して実質的に交差してもよく、または互いと実質的に平行であってもよい。前記受光された光は、時として、前記受光された光が前記カラー画像装置に入射する前に、赤外線波長においてフィルタにかけられることがある。

【0037】

場合によっては、前記バイオメトリック機能はバイオメトリックを備える。例えば、前記皮膚と推定される部位は指または手の手掌面となり得る。そして、前記複数の空間的に分布した画像の分析は、前記皮膚と推定される部位の表面指紋または掌紋画像を前記複数の空間的に分布した画像から導出し、前記表面指紋または掌紋画像を指紋または掌紋画像と比較することによって処理され得る。他の実施形態では、前記複数の空間的に分布した画像は、個人を識別するよう多重スペクトル画像のデータベースと比較され得る。

【発明を実施するための最良の形態】

【0038】

本発明の性質および利点のさらなる理解は、明細書の残りの部分、および同様の構成要素を参照ためにいくつかの図面にわたって類似参照標示が使用される図面を参照することによって実現することができる。場合によっては、参照標示はラテン文字接尾語が続く数字部分を含み、参照標示の数字部分のみの参照は、その数字部分を有するがラテン文字接尾語が異なるすべての参照標示を集合的に参照することを目的とする。

【0039】

(1. 概説)

本発明の実施形態は、いくつかの実施形態における統合多因子バイオメトリック測定を含む、種々様々な種類のバイオメトリック測定の収集および処理を可能にする方法およびシステムを提供する。これらの測定は、個人の身元、ならびに採取されているバイオメトリック試料の真偽の強固な確実性を提供することができる。いくつかの実施形態では、センサは、個人の皮膚の表面を貫通して皮膚および/または下層組織内に散乱する白色光を使用する。本願で使用されるように、「白色光」は、場合によっては原色を備えることができる、成分波長帯への分離に適応したスペクトル組成を有する光をいう。白色光を画定するために使用される通常の色は、赤、緑、および青であるが、当業者にとって公知で

あるように、その他の組み合わせをその他の場合において使用してもよい。明確にするために、本願で使用されるような「白色光」は、成分波長帯の正確な波長分布および強度のため、人間の観察者には白に見えない場合があり、それに関連する異なる色合いまたは色を有する場合があることが強調される。その他の場合において、前記白色光は、紫外線または赤外線スペクトル領域内の1つ以上の帯域を備えることができる。場合によっては、前記白色光は、赤外線および/または紫外線スペクトル領域内の波長域からなる場合、人間の観察者には全く見えない場合さえある。皮膚および/または下層組織によって散乱される光の一部は、皮膚を射出し、皮膚の表面における、またはその下の組織の構造の画像を形成するために使用される。皮膚の波長依存性質のため、前記白色光によって備えられる光の各波長から形成される画像は、他の波長において形成される画像と異なり得る。したがって、本発明の実施形態は、特徴的なスペクトルおよび空間的情報が、結果として生じる画像から抽出できるような方法で、画像を収集する。

10

【0040】

いくつかの用途では、単独またはバイオメトリック測定と組み合わせてのいずれかで、体のその他のパラメータおよび特性を推定することが望ましい可能性がある。例えば、具体的なそのような一実施形態では、指紋の紋様の測定と同時に個人の検体レベルを測定する能力が提供される。法執行における用途は、測定検体が個人の血中アルコールレベルを備える実施形態において見られ、また、そのような実施形態は、車両アクセスの制限を含む種々の商業的応用も可能にする。このように、それをもとに測定が行われる検体測定と個人の身元とは、密接に結び付けることができる。

20

【0041】

皮膚組成および構造は、非常に異なり、非常に複雑で、個人によって変化する。皮膚および下層組織の空間スペクトル特性の光学的測定を行うことによって、多数の評価を行うことができる。例えば、生体識別機能は、誰の皮膚が測定されているのかを識別および検証するよう実施することができ、生存性機能は、測定されている試料が生存および生存可能な組織であり、別の種類の物質ではないことを確かめるよう実施することができ、年齢、性別、民族性、およびその他のデモグラフィックおよび人体計測特性などの種々の生理的パラメータの推定値を出すことができ、および/またはアルコール、ブドウ糖、血液かん流および酸化の度合い、ビリルビン、コレステロール、尿素、および類似物を含む種々の検体およびパラメータの濃度の測定を行うことができる。

30

【0042】

種々の実施形態において、皮膚の複雑な構造は、特定の機能に対する方法およびシステムの側面を調整するために使用することができる。皮膚の最外層である表皮は、その下の真皮および下皮によって支持される。表皮自体は、角質層、透明層、顆粒層、有棘層、および基底層を含む5つの識別された副層を有し得る。よって、例えば、最上の角質層の下は、表面トポグラフィーに関するいくつかの特性、ならびに皮膚の深さとともに変化するいくつかの特性を有する。皮膚への血液供給は、真皮層内に存在するが、真皮は、毛細血管を介して表面の近くに血液供給をもたらす、「真皮乳頭」として知られる表皮内への突起部を有する。指の手掌面では、この毛細血管構造は、表面上の皮膚紋理の紋様に従う。体のいくつかの他の場所では、毛細血管床の構造はあまり規則正しくないが、依然として特定の場所および個人の特徴を示す。同様に、皮膚の種々の層の間の接触面のトポグラフィーは非常に複雑で、皮膚の場所および個人の特徴を示す。皮膚および下層組織の表面下構造のこれらの源は、バイオメトリック判断または検体測定に対する皮膚の非画像化光学的測定の大きな雑音源を表すが、構造差は、本発明の実施形態を通して有利に比較することが可能な空間スペクトル特徴によって明示される。

40

【0043】

場合によっては、インク、染料、および/またはその他の色素が、局所塗布または表面下の入れ墨として皮膚の部分に存在する場合がある。これらの形態の人工色素は、人間の裸眼では見えることも、見えないこともある。しかし、本発明の装置によって使用される1つ以上の波長が色素に敏感である場合、いくつかの実施形態において前記センサは、他

50

の所望の測定作業に加えて、色素の存在、量および／または形状を検証するために使用することが可能である。

【 0 0 4 4 】

一般的に、本発明の実施形態は、独立した空間およびスペクトル次元を有する多次元データ構造において表すことができる空間スペクトル情報を収集する方法およびシステムを提供する。ある場合において、所望の情報は、多次元データ構造全体の一部だけに含まれる。例えば、均一に分布したスペクトル的に活性化した化合物の推定は、多次元データ構造全体から抽出することができる、測定されたスペクトル特性だけを必要とし得る。そのような場合、全体的なシステム設計は、単一ピクセルの限度にまで画像ピクセルの数を減らすことによって、収集されたデータの空間的成分を低減または排除するよう簡素化することができる。よって、開示されるシステムおよび方法は、概して、空間スペクトル画像化との関連で説明されるが、本発明は、単一の検知素子にまで画像の度合いが大きく低減される同様の測定を包含することが認識されるであろう。

10

【 0 0 4 5 】

(2 . 非接触型バイオメトリックセンサ)

本発明の一実施形態は、非接触型バイオメトリックセンサ 1 0 1 の正面図を示す、図 1 の概略図により描かれる。前記センサ 1 0 1 は、1 つ以上の光源 1 0 3 を有する照明サブシステム 1 2 1 および画像装置 1 1 5 を備える検出サブシステム 1 2 3 を備える。前記図は、前記照明サブシステム 1 2 1 が、複数の照明サブシステム 1 2 1 a および 1 2 1 b を備える実施形態を描写するが、本発明は、照明または検出サブシステム 1 2 1 または 1 2 3 の数によって限定されない。例えば、照明サブシステム 1 2 1 の数は、照明の一定のレベルを達成するよう、パッケージ要件を満たすよう、および前記センサ 1 0 1 のその他の構造的制約を満たすよう便宜的に選択することができる。照明光は、光源 1 0 3 からのフラッド光、光線、光点、および類似物などの形態など、所望の形態に照明を成形する照明光学系 1 0 5 を通って通過する。前記照明光学系 1 0 5 は、便宜上レンズから成るとして示されているが、さらに一般的に、1 つ以上のレンズ、1 つ以上の鏡、および／またはその他の光学素子の任意の組み合わせを含むことができる。また、前記照明光学系 1 0 5 は、指定の一次元または二次元パターンで照明光をスキャンするスキャナ構造 (図示せず) も備えることができる。種々の実施形態において、前記光源 1 0 3 は、点光源、線光源、領域光源を備えることができ、または一連のそのような光源を備えることができる。一実施形態において、前記照明光は、検討される個人の指 1 1 9 またはその他の皮膚部位に当たる前に、光が通過する直線偏光子 1 0 7 を配置することによってなど、偏光として提供される。画像化される皮膚部位は、任意の固体表面と接触せずに光と相互作用するよう位置づけることができるため、図 1 に示されるような実施形態は、本願では「非接触型」センサと呼ばれる。下記に詳しく説明される「接触型」バイオメトリックセンサでは、画像化される皮膚部位は、プラテンまたは光検出器などのある固体表面と接触している。

20

30

【 0 0 4 6 】

場合によっては、種々の実施形態では、前記光源 1 0 3 は、広帯域源として、または狭帯域エミッタの集合として提供することができる白色光源を備える。広帯域源の例は、白色光発光ダイオード (「 L E D 」) 、白熱電球またはグローバー (g l o w b a r) 、および類似物を含む。狭帯域エミッタの集合は、赤色の L E D またはレーザーダイオード、緑色の L E D またはレーザーダイオード、および青色の L E D またはレーザーダイオードを含む実施形態のような、原色波長を有する準単色光源を備えることができる。

40

【 0 0 4 7 】

直接反射光を軽減するための代替機構は、光学的偏光子を利用する。直線および円形両方の偏光子は、当業者にとって公知のように、一定の皮膚の深さにより敏感な光学的測定を行うために、有利に採用し得る。図 1 に図示される実施形態では、前記照明光は、直線偏光子 1 0 7 によって偏光される。そして、前記検出サブシステム 1 2 3 は、前記照明偏光子 1 0 7 に対して実質的に直角であるその光軸を備えて配置される直線偏光子 1 1 1 も含むことができる。このように、前記試料からの光は、複数の散乱現象を受けて、その偏

50

光の状態を有意に変化させなければならない。光が皮膚の表面を貫通して、多くの散乱現象後に前記検出サブシステム 1 2 3 に再び散乱されると、そのような現象が発生する。

【0048】

逆に、2つの偏光子 1 0 7 および 1 1 1 の使用はまた、前記偏光子 1 1 1 を偏光子 1 0 7 と実質的に平行になるよう配置することによって、直接反射光の影響を増大させるために使用することもできる。いくつかのシステムにおいて、2つの異なる偏光条件（つまり、交差偏光条件下、および平行偏光条件下）で収集される多重スペクトルデータの収集を可能にするよう、単一装置内に2つ以上の偏光構成を組み合わせることが有利となる場合がある。その他の実施形態では、偏光子 1 0 7 または 1 1 1 のいずれか、または両方を省略することができ、実質的にランダムに偏光された光の収集を可能にする。

10

【0049】

前記検出サブシステム 1 2 3 は、レンズ、鏡、位相板、および波面符号化装置を備える検出光学系、および/または前記検出器 1 1 5 上で画像を形成するその他の光学素子を組み込むことができる。また、前記検出光学系 1 1 3 は、スキャン構造（図示せず）を組み込んで、順に前記検出器 1 1 5 に全体的な画像の部分を伝えることができる。あらゆる場合において、前記検出サブシステム 1 2 3 は、皮膚の表面を貫通して、皮膚から射出される前に皮膚および/または下層組織内で光散乱を受けた光に敏感となるよう構成される。

【0050】

白色光が使用される実施形態では、前記検出器 1 1 5 は、一組の原色に対応するフィルタ要素がベイヤーパターンで配置されるベイヤー・カラーフィルタアレイを備えることができる。赤 2 0 4、緑 2 1 2、および青 2 0 8 のカラーフィルタ要素を使用する配置について、そのようなパターンの例が図 2 A に示されている。場合によっては、前記検出器サブシステム 1 2 3 は、検出される赤外光を軽減するよう配置される赤外線フィルタ 1 1 4 をさらに備えることができる。図 2 B に示される典型的なベイヤーフィルタアレイについての色応答曲線から分かるように、前記フィルタ要素の赤 2 2 4、緑 2 3 2、および青 2 2 8 の透過特性のスペクトル域内には、重複が概して存在する。特に、緑 2 3 2 および青 2 2 8 の透過特性についての曲線において明白なように、前記フィルタアレイは、赤外光の透過を可能にし得る。これは、前記検出器サブシステムの一部としての赤外線フィルタ 1 1 4 を含めることにより回避される。その他の実施形態では、前記赤外線フィルタ 1 1 4 は省略してもよく、赤外光を放つ1つ以上の光源 1 0 3 を組み込んでもよい。このように、すべてのカラーフィルタ要素 2 0 4、2 0 8 および 2 1 2 は、光が実質的に通過できるようにし、結果として前記検出器 1 1 5 全体にわたる赤外線画像を生じる。

20

30

【0051】

非接触型バイオメトリックセンサの別の実施形態は、図 3 の正面図により概略的に示されている。この実施形態では、前記バイオメトリックセンサ 3 0 1 は、照明サブシステム 3 2 3 および検出サブシステム 3 2 5 を備える。図 1 に関連して説明される実施形態と同様に、いくつかの実施形態では、複数の照明サブシステム 3 2 3 があってもよく、図 3 は、2つの照明サブシステム 3 2 3 を有する具体的実施形態を示す。前記照明サブシステム 3 2 3 によって備えられる白色光源 3 0 3 は、広帯域または上記の狭帯域源の組み合わせを含む、白色光の任意の光源とすることができる。前記白色光源 3 0 3 からの光は、前記皮膚部位 1 1 9 に入射する前に、照明光学系 3 0 5 および直線偏光子 3 0 7 を通過する。光の一部は前記皮膚部位 1 1 9 から、画像光学系 3 1 5 および 3 1 9、直線偏光子 3 1 1、および分散光学素子 3 1 3 を備える前記検出サブシステム 3 2 5 内へと拡散的に反射される。前記分散素子 3 1 3 は、透過型または反射型、プリズム、または光の波長の関数としての光の経路の偏りを引き起こす本技術分野で公知のその他の光学部品とすることができる、一次元または二次元の格子を備えることができる。図示された実施形態では、前記第一の画像光学系 3 1 9 は、前記直線偏光子 3 1 1 および分散素子 3 1 3 を介する透過に対して、前記皮膚部位 1 1 9 から反射される光を平行にする働きをする。光のスペクトル成分は、前記分散素子 3 1 3 によって角度分離され、前記第二の画像光学系 3 1 5 によって検出器上に別々に集束される。図 1 に関連して論じられるように、前記偏光子 3 0 7 お

40

50

よび 3 1 1 の光軸が互いに対して実質的に直角に配向されている場合、前記照明および検出サブシステム 3 2 3、3 2 5 によって備えられる偏光子 3 0 7、3 1 1 のそれぞれは、前記検出器 3 1 7 において直接反射光の検出を低減する働きをする。また、前記偏光子 3 0 7、3 1 1 は、それらの光軸が実質的に平行となるように配向することができ、それは前記検出器 3 1 7 において直接反射光の検出を増大する。いくつかの実施形態では、偏光子 3 0 7 または 3 1 1 のいずれか、または両方を省略してもよい。

【0052】

よって、前記検出器において受光される光から生成される画像は、計算機トモグラフィー画像分光計（「CTIS」）の方法における「符号化された」画像である。スペクトルおよび空間の両方の情報は、結果として生じる画像に同時に存在する。個々のスペクトルパターンは、符号化された画像の数学的反転または「再構成」によって得ることができる。

10

【0053】

図 1 の非接触型センサの描写は、前記照明光をスキャンするようスキャナ構造を提供することができることを記述した。これは、前記照明領域と皮膚部位との間の相対運動がある実施形態のより一般的な部類の例である。そのような実施形態では、画像は、相対運動中に収集される別々の画像部分を構築することによって構成することができる。また、そのような相対運動は、ユーザが皮膚部位を平行移動するよう指示される、カード読取型（swipe）構造のセンサを構成する実施形態において達成され得る。カード読取型センサの一例は、図 4 の略図により上面図で示されている。この図では、センサ 4 0 1 の前記照明領域および検出領域 4 0 5 は、実質的に同一直線上にある。カード読取型センサ 4 0 1 のいくつかの実施形態では、一つ以上の照明領域があってもよい。例えば、前記検出領域 4 0 5 の両側に配置される複数の照明領域があってもよい。いくつかの実施形態では、前記照明領域 4 0 3 は、前記検出領域を部分的または完全に覆ってもよい。画像データは、図 4 中の矢印によって示されるように、光学的に活性な領域を通して指またはその他身体部分を平行移動することによって、前記センサにより収集される。いくつかの実施では、その例は下記で詳しく説明される接触型構造で使用するもの、カード読取型センサは、上記の前記非接触型センサ構造のいずれかで実装することができる。前記皮膚部位の別個の部分から順に受け取られる光は、バイオメトリック応用に引き続き使用される画像を構築するために使用される。

20

30

【0054】

上記の実施形態は、下記に説明されるようなバイオメトリック応用において使用することができる多数の空間スペクトルデータを作り出す。本発明は、前記多数の空間スペクトルデータを格納または分析するどんな特定の方法にも限定されない。解説の目的で、それは図 5 にデータキューブの形態で示されている。前記データキューブ 5 0 1 は、それぞれは光スペクトルの異なる部分に対応し、かつそれぞれは空間的情報を含む、複数の平面 5 0 3、5 0 5、5 0 7、5 0 9、5 1 1 を備えるスペクトル次元に沿って分解されて示されている。場合によっては、前記多数の空間スペクトルデータは、空間およびスペクトル情報を越えた付加的な種類の情報を含んでもよい。例えば、異なる照明構造、異なる偏光などによって画定されるような異なる照明条件は、付加的な次元の情報を提供することができる。より広範には、複数の工学的条件下で収集されるデータは、同時または順次に収集されるか否かにかかわらず、本願では「多重スペクトル」データと呼ばれる。多重スペクトルデータの側面のより完全な説明は、2006 年 4 月 24 日に出願された「MULTISPECTRAL BIOMETRIC SENSORS」と題された、同時係属の同一出願人による米国特許出願第 11/379,945 号で説明され、その全開示はすべての目的で参照することにより本願に組み込まれる。よって、空間スペクトルデータは、異なる光学条件として異なる照明波長を含む一定の種類の多重スペクトルデータの一部であると考えることができる。

40

【0055】

白色光下で照明が発生する実施形態では、前記画像 5 0 3、5 0 5、5 0 7、5 0 9、

50

および 511 は、例えば、450 nm、500 nm、550 nm、600 nm、および 650 nm における光を使用して生成される画像に対応する場合がある。別の例では、各ピクセル位置において、赤、緑、および青のスペクトル帯域内の光の量に対応する 3 つの画像があってもよい。各画像装置は、皮膚と相互作用する特定の波長の光の光学効果を表す。波長によって変化する皮膚および皮膚の構成要素の光学的性質により、多重スペクトル画像 503、505、507、509 および 511 のそれぞれは、一般的に他とは異なる。よって、前記データキューブは $R(X_s, Y_s, X_I, Y_I, \lambda)$ として表すことができ、光源点 X_s, Y_s において照明されると各像点 X_I, Y_I において見られる波長 λ の拡散反射光量を表す。種々の照明構成（フラッド、線など）は、適切な光源点位置にわたって点応答を合計することによって要約することが可能である。従来の非 TIR 指紋画像 $F(X_I, Y_I)$ は、所与の波長 λ に対する前記多重スペクトル・データキューブとして大まかに表わされ、すべての光源位置にわたって合計されることが可能である。

【0056】

【数 1】

$$F(X_I, Y_I) = \sum_{Y_s} \sum_{X_s} R(X_s, Y_s, X_I, Y_I, \lambda_0).$$

逆に、スペクトルバイオメトリックデータセット $S(\lambda)$ は、所与の波長 λ に対して測定された光の強度を、照明位置と検出位置との間の差

【0057】

【数 2】

\bar{D}

と関連させる：

【0058】

【数 3】

$$S(\bar{D}, \lambda) = R(X_I - X_s, Y_I - Y_s, \lambda).$$

よって、前記データキューブ R は、従来の指紋画像およびスペクトルバイオメトリックデータセットの両方に関連付けられる。前記データキューブ R は、他の 2 つのデータセットのいずれもの上位集合であり、別々の 2 つのいずれにおいても失われ得る相関およびその他の情報を含む。

【0059】

皮膚および / または下層組織内を通る光は概して、種々の波長において皮膚および / または下層組織の種々の光学的特性に影響される。種々の波長において異なって影響される皮膚および / または下層組織内の 2 つの光学効果は、散乱および吸光である。皮膚内の光散乱は、概して、円滑で比較的ゆっくりと変化する関数の波長である。逆に、皮膚内の吸光は、概して、皮膚内に存在するある構成要素の特定の吸収特徴により、強い波長の関数である。例えば、血液、メラニン、水、カロチン、ビリルビン、エタノールおよびブドウ糖はすべて、時として白色光源に包含され得る 400 nm から 2.5 μ m のスペクトル領域内でかなり大きな吸光特性を有する。

【0060】

光学的吸収および散乱の複合効果により、様々な照明波長が種々の深さまで皮膚を貫通する。これにより効果的に、様々なスペクトル画像は、照明された組織の種々の量に対応する種々の相補的な情報を有する。特に、皮膚の表面に近い毛細血管層は異なる空間的特性を有し、該特性は、血液が強力に吸収している波長で画像化され得る。皮膚および下層組織の複雑な波長依存特性のため、所与の画像位置に対応する一組のスペクトル値は、明確かつ異なる空間的特性を有する。これらの空間的特性は、ピクセル毎ベースで収集された画像を分類するために使用することができる。この評価は、一組の適格画像から典型的な組織スペクトル質を生成することによって行うことができる。例えば、図 5 に示される前記空間スペクトルデータは、 $N \times 5$ マトリクスとして並べ変えることができ、ここで、 N は周辺領域の空気からよりもむしろ生体組織からのデータを含む画像ピクセルの数であ

10

20

30

40

50

る。この一組のマトリクスをもとに行われる固有値分析または他の因子分析は、これらの組織のピクセルの代表的なスペクトル特徴をもたらす。そして、その後のデータ内のピクセルのスペクトルは、マハラノビス距離およびスペクトルの剰余などの数的指標を使用して、そのような以前に確立されたスペクトル特徴と比較することができる。少なくとも画像ピクセルが生体組織と一致しないスペクトル質を有する場合、前記試料は本物ではないと見なされて拒絶され、よって前記試料の生存性の判断に基づいて前記センサにおける偽装防止方法を組み込むための機構を提供する。

【 0 0 6 1 】

あるいは、皮膚の質感特性は、単独でまたはスペクトル特性とともに、前記試料の真偽を判断するために使用することができる。例えば、各スペクトル画像は、種々の空間的特性の大きさを表すことができるような方法で分析することができる。そのような方法は、ウェーブレット変換、フーリエ変換、コサイン変換、濃度共起などを含む。任意のそのような変換からの結果として生じる係数は、それらが抽出される画像の質感の側面を表わす。よって、一組のスペクトル画像より抽出される一組のそのような係数は、結果的に、多重スペクトルデータの色質感特性の説明となる。そして、これらの特性は、既知の試料の同様の特性と比較して、偽装または生存性判断などのバイオメトリック判断を行うことができる。そのような判断を行うための方法は、概して、上記の空間的特性について説明される方法と同様である。そのような判断に対する適用できる分類技術は、線形および二次の判別分析、分類ツリー、ニューラルネットワーク、および当業者に公知のその他の方法を含む。

10

20

【 0 0 6 2 】

同様に、前記試料が手または指の手掌面である実施形態では、画像ピクセルは、それらのスペクトル質またはそれらの色質感質に基づいて「隆起」、「溝」、または「その他」として分類することができる。この分類は、線形判別分析、二次判別分析、主成分分析、ニューラルネットワーク、および当業者に公知のその他の判別分析方法を使用して行うことが可能である。隆起および溝のピクセルは、典型的な手掌面上では隣接しているため、場合によっては、対象の画像ピクセルの周囲の局所近傍からのデータを使用して画像ピクセルを分類する。このように、従来の指紋画像は、さらなる処理およびバイオメトリック評価のために抽出することができる。「その他」のカテゴリは、本物の試料において予期されるのとは異なるスペクトル質を有する画像ピクセルを示し得る。「その他」として分類される画像内のピクセルの総数に対し、閾値を設定することができる。この閾値を越えると、前記試料は本物ではないと判断され、適切な指示を行って措置を行うことができる。

30

【 0 0 6 3 】

同様の方法で、指の手掌面などの領域から収集される多重スペクトルデータは、隆起が終了し、分岐し、または他のそのようなトポロジックな変化を受ける位置として規定される、「特徴点」の位置を直接推定するために分析することができる。例えば、多重スペクトルデータセットの色質感質は、上記の方法で判断することができる。そして、これらの質は、前述の方法で各画像位置を「隆起終止」、「隆起分岐」、または「その他」として分類するために使用することができる。このように、特徴点の特徴抽出は、画像正規化、画像二値化、画像細線化、および特徴点フィルタリング、当業者に公知の技術など、演算的に面倒な計算を行う必要なく、多重スペクトルデータから直接達成することができる。

40

【 0 0 6 4 】

身元のバイオメトリック判断は、多数の空間スペクトルデータ全体を使用して、またはその特定部分を使用して行うことができる。例えば、適切な空間フィルタを適用して、組織内のより深いスペクトル的に活性化した構造の典型的な代表である、より低い空間周波数を析出することができる。指紋データは、同様の空間周波数分離および/または上記のピクセル分類方法を使用して抽出することができる。スペクトル情報は、上記の方法で画像の活性部分から分離することが可能である。そして、前記多数の空間スペクトルデータのこれらの3つの部分は、適合の度合いを判断するために、当業者に公知の方法を使用し

50

て、処理し、対応する登録データと比較することができる。これらの特性の適合の強度に基づいて、登録されたデータとの前記試料の整合について判断を行うことが可能である。実施可能な一定の種類の空間スペクトル分析についての付加的な詳細は、Robert K. Roweらによって2004年4月5日に出願された「MULTISPECTRAL BIOMETRIC SENSOR」と題された、米国特許出願第10/818,698号において提供され、その全開示はすべての目的で参照することにより本願に組み込まれる。

【0065】

先述のように、皮膚および下層組織内に存在する場合のある一定の物質は、異なる吸光特性を有する。例えば、エタノールは約2.26 μm 、2.30 μm 、および2.35 μm の特有の吸光ピーク、および2.23 μm 、2.28 μm 、2.32 μm 、および2.38 μm のスペクトルトラフを有する。いくつかの実施形態では、非侵襲性光学的測定は、2.1~2.5 μm の範囲内、さらに具体的には2.2~2.4 μm の範囲内の波長において行われる。少なくとも1つのピーク波長とトラフ波長とを含む実施形態では、結果として生じるスペクトルデータは、組織中のアルコール濃度の推定値を提供し、ならびに検査されている個人のバイオメトリック特徴を提供するよう、部分最小二乗、主成分回帰、および当業者に公知のその他の多変量解析法を使用して分析される。血中アルコールレベルに対する相関は、これらの波長のサブセットを用いて判断される値により生成することができるが、少なくとも3つのスペクトルピーク値を検査することが好ましく、7つのスペクトルピークおよびトラフ値が測定される場合には、より正確な結果が得られる。

10

20

【0066】

その他の実施形態では、非侵襲性光学的測定は、1.5~1.9 μm の範囲内、さらに具体的には1.6~1.8 μm の範囲内の波長において行われる。具体的実施形態において、光学的測定は、約1.67 μm 、1.69 μm 、1.71 μm 、1.73 μm 、1.74 μm 、1.76 μm および1.78 μm のうちの1つ以上の波長において行われる。アルコールの存在は、1.69 μm 、1.73 μm 、および1.76 μm のスペクトルピークによって、ならびに1.67 μm 、1.71 μm 、1.74 μm 、および1.78 μm のスペクトルトラフによってこれらの波長において特徴付けられる。2.1~2.5 μm の波長帯と同様に、アルコール濃度は、スペクトルピークおよびトラフ値のうち1つ以上の相対的強度によって特徴付けられる。また、血中アルコールレベルに対する相関は、1.5~1.9 μm の範囲内のこれらの波長のサブセットを用いて判断される値により生成することができるが、少なくとも3つのスペクトルピーク値を検査することが好ましく、7つのスペクトルピークおよびトラフ値が測定される場合には、より正確な結果が得られる。

30

【0067】

ある実施形態において、小型スペクトルアルコール監視装置を、種々のシステムおよび用途に内蔵してもよい。前記スペクトルアルコール監視装置は、警察の職員に提供することができるか、または個人による個人的利用のために、電子フォブ、腕時計、携帯電話、PDA、または任意のその他の電子装置などの電子装置の一部として一体化することができるような、専用システムとして構成することが可能である。そのような装置は、ある個人の血中アルコールレベルが規定された制限内であるかどうかを示すための機構を含むことができる。例えば、前記装置は、赤色および緑色LEDを含むことができ、前記装置内の電子機器は、個人の血中アルコールレベルが規定された制限内であれば緑色LEDを照らし、そうでなければ赤色LEDを照らす。一実施形態において、前記アルコール監視装置は、個人が指先などの組織を前記装置上に便宜的に置くことができるように典型的には位置付けられ、自動車に搭載することができる。一部の 경우에는、前記装置は運転の適合性を示す情報指針として機能することができるのみであるが、その他の場合には、個人が規定レベル未満の血中アルコールレベルを有するという肯定的判断にもとづいて、自動車のエンジン着火が行われるようにしてもよい。

40

【0068】

50

(3 . 接触型バイオメトリックセンサ)

バイオメトリックセンサは、図 1 および 3 に示されるものと同様の方法で構成することができるが、前記皮膚部位はプラテンと接触して置かれるように構成される。そのような設計には、前記プラテンとの光の相互作用に起因する一定の付加的な特性があり、時として、付加的な情報が集合空間スペクトルデータの一部として組み込まれることを可能とする。

【 0 0 6 9 】

接触型バイオメトリックセンサ 6 0 1 の正面図を提供する図 6 に、一実施形態が示されている。図 1 に図示される前記センサのように、前記接触型センサ 6 0 1 は、1 つ以上の照明サブシステム 6 2 1 および検出サブシステム 6 2 3 を有する。前記照明サブシステム 6 2 1 のそれぞれは、1 つ以上の白色光源 6 0 3、および前記光源 6 0 3 によって提供される光を所望の形態に成形する照明光学系を備える。非接触型配置と同様に、前記照明光学系は、概して、光学素子の任意の組み合わせを含むことができ、時として、スキャナ構造を含むことができる。場合によっては、前記照明光は、前記照明光が通過する偏光子 6 0 7 を配置することによって偏光として提供される。広帯域および狭帯域源を含む白色光源 6 0 3 の例は上記で説明され、前記光源 6 0 3 は、種々の実施形態において種々の形状を有する光源を提供するよう構成することができる。

【 0 0 7 0 】

前記照明光は、前記照明光学系 6 2 1 によって配向され、プラテン 6 1 7 を通過して皮膚部位 1 1 9 を照明する。センサ配置 6 0 1 および部品は、前記照明光学系 6 2 1 の直接反射を最小化するために有利に選択することができる。一実施形態において、そのような直接反射は、直接反射光の量が最小化されるように、前記照明サブシステム 6 2 1 および検出サブシステム 6 2 3 を相対的に配向することによって軽減される。例えば、前記照明サブシステム 6 2 1 および前記検出サブシステム 6 2 3 の光軸は、前記プラテン 6 1 7 上に設置される鏡が相当量の照明光を前記検出サブシステム 6 2 3 内に配向しないような角度で設置することができる。また、前記照明および検出サブシステム 6 2 1 および 6 2 3 の光軸は、両サブシステムの受入れ角度が前記システム 6 0 1 の臨界角未満であるように、前記プラテン 6 1 7 に対する角度で設置することができ、そのような構造は、前記プラテン 6 1 7 と前記皮膚部位 1 1 9 との間の全内部反射率により、相当な影響を回避する。

【 0 0 7 1 】

前記プラテン 6 1 7 の存在は、偏光子の使用によって直接反射光を軽減する能力を不利に妨げない。前記検出サブシステム 6 2 3 は、前記照明サブシステム 6 2 1 によって備えられる前記偏光子 6 0 7 に対して実質的に直角または平行な光軸を有する偏光子 6 1 1 を含むことができる。前記試料からの光は、実質的に多くの散乱現象を受けて、前記検出器 6 1 5 によって感知される前にその偏光の状態を変えなければならないため、偏光子 6 1 1 および 6 0 7 が互いに対して実質的に直角に配向される場合に、前記プラテン 6 1 7 と前記皮膚部位 1 1 9 との間の接触面における表面反射は軽減される。前記検出サブシステム 6 2 3 は、前記検出器 6 1 5 上の前記プラテン表面 6 1 7 の付近の領域の画像を形成する検出光学系をさらに組み込むことができる。また、一実施形態において、前記検出光学系 6 1 3 は、スキャン構造 (図示せず) を備え、前記検出器 6 1 5 の上へ前記プラテン領域部分を順に伝える。特に、ペイヤーフィルタアレイが使用される時などの前記検出器 6 1 5 が赤外光に敏感である実施形態では、赤外線フィルタ 6 1 4 が、検出される赤外光の量を軽減するよう含まれ得る。逆に、上記のように、いくつかの実施形態では、前記赤外線フィルタ 6 1 4 を省略することができ、いくつかの実施形態では、赤外線の発光を備える付加的な光源 6 0 3 を含むことができる。

【 0 0 7 2 】

上記のその他の配置のように、前記検出サブシステム 6 2 3 は、概して、皮膚の表面を貫通して、皮膚および / または下層組織内で光散乱を受けた光に敏感となるよう構成される。前記偏光子は、時として、表面特徴を生成または強調するために使用することができる。例えば、前記照明光が前記プラテン 6 1 7 に平行な方向 (「 P 」) に偏光される場合

10

20

30

40

50

、前記検出サブシステム 6 2 3 は、垂直方向（「S」）に偏光子 6 1 1 を組み込んで、反射光は、一对の偏光子の消光比の分だけ妨害される。しかし、隆起点において前記皮膚部位を横切った光は、光学的に散乱され、それは偏光を効果的にランダム化する（しかし当業者には公知のように、皮膚それ自身はいくつかの特徴的な偏光質をもつ）。これにより、一部、吸収され再発光された光の約 5 0 % を、S 偏光画像化システムによって観察することができる。

【 0 0 7 3 】

本発明の一実施形態の側面図が、図 7 A に提供される概略図により示されている。明確にするために、この図は前記検出サブシステムを示さないが、照明サブシステム 6 2 1 をはっきりと示す。この実施形態における前記照明サブシステム 6 2 1 は、空間的に分布されている複数の白色光源 7 0 3 を有する。図示されるように、前記照明光学系 6 2 1 は、フラッド照明を提供するよう構成されるが、他の実施形態では、円筒光学系、集束光学系、または当業者には公知のその他の光学部品を組み込むことによって、線、点、またはその他のパターンの照明を提供するよう配置され得る。

【 0 0 7 4 】

図 7 A 内の白色光源 7 0 3 の配列は、実際には、図に示されるように平面的である必要はない。例えばその他の実施形態では、光学フィルタ、ファイバー束、またはファイバー光学面板または先細部が、便宜な位置における前記光源から、照明平面へと光を伝え、光が前記皮膚部位 1 1 9 上に再画像化される。前記光源は、LED の場合のように、駆動電流をオンおよびオフにして制御され得る。あるいは、白熱光源が使用される場合、光の電源を切るステップは、液晶変調器などのある形態の空間光変調器を使用して、または開口、鏡、またはその他のそのような光学素子を制御する微小電気機械システム（「MEMS」）技術を使用して、達成することができる。そのような構造は、前記センサの構成が簡素化されることを可能にすることができる。一実施形態は、光学フィルタおよび LED などの照明源の電子スキャンの使用を示す図 7 B に図示されている。個々のファイバー 7 1 6 a は、照明配列 7 1 0 に位置する LED のそれぞれを画像化表面に接続し、その他のファイバー 7 1 6 b は、フォトダイオードアレイ、CMOS アレイ、または CCD アレイを備えることができる画像化装置 7 1 2 へと反射光を再び伝える。よって、一組のファイバー 7 1 6 a および 7 1 6 b は、光を伝える際に使用される光学フィルタ束 7 1 4 を画定する。

【 0 0 7 5 】

接触型バイオメトリックセンサの別の実施形態は、図 8 の正面図により概略的に示されている。この実施形態では、バイオメトリックセンサ 8 0 1 は、1 つ以上の白色光照明サブシステム 8 2 3 および検出サブシステム 8 2 5 を備える。前記照明サブシステム 8 2 3 は、照明光学系 8 0 5 を通過する光を提供する白色光源 8 0 3、およびその上方に皮膚部位 1 1 9 が配置されるプラテン 8 1 7 に配向される偏光子 8 0 7 を備える。光の一部は、前記皮膚部位 1 1 9 から、画像光学系 8 1 5 および 8 1 9、交差偏光子 8 1 1、および分散光学素子 8 1 3 を備える検出サブシステム 8 2 5 内へと拡散的に反射される。前記第一の画像光学系 8 1 9 は、前記交差偏光子 8 1 1 および分散素子 8 1 3 を介する透過に対して、前記皮膚部位 1 1 9 から反射される光を平行にする働きをする。分離されたスペクトル成分は、前記第二の画像光学系 8 1 5 によって前記検出器 8 1 7 上へ別々に集束される。

【 0 0 7 6 】

また、図 6 ~ 8 に図示されるような接触型バイオメトリックセンサは、前記照明領域が前記皮膚部位と相対運動状態にある構成の影響も受けやすい。先述のように、そのような相対運動は、前記照明光をスキャンするための機構により、および / または前記皮膚部位を動かすことによって、実装され得る。接触型センサの実施形態におけるプラテンの存在は、概して、前記皮膚部位の表面を画定された平面に制限することによって、前記皮膚部位の運動を容易にし、運動の自由が三次元で許容される実施形態では、付加的な困難は画像化深さ方向の外側への前記皮膚部位の動きに起因する場合がある。したがって、カード

読取型センサは、上記で図4と関連して概して説明されるような方法で接触型バイオメトリックセンサにより実施することができるが、一方向の前記皮膚部位の運動を妨げるプラテンを備える。いくつかの実施形態では、前記カード型読取センサは、固定システムとすることができるが、接触型構造は、前記皮膚部位が白色光を通すローラー構造上を転動される、ローラーシステムが実装されることを可能にする。当業者によって理解されるように、符号化器は、位置情報を記録し、結果として生じる一連の画像片から完全二次元画像を合成するのに役立ち得る。前記皮膚部位の別個の部分から受光される光は、画像を構築するために使用される。

【0077】

非接触型および接触型バイオメトリックセンサの上記の説明は、白色光が使用される実施形態に焦点を当てているが、その他の実施形態は、同様の構造配置で光のその他のスペクトルの組み合わせを利用することができる。さらに、その他の実施形態は、光学条件の付加的な変化を含み、多重スペクトル条件を提供することができる。そのような多重スペクトル応用のいくつかの説明は、同一出願人による、Robert K. Roweらにより2004年4月5日出願された「MULTISPECTRAL BIOMETRIC SENSOR」と題された米国特許出願第10/818,698号、Robert K. Roweにより2005年7月8日出願された「LIVENESS SENSOR」と題された米国特許第11/177,817号、Robert K. RoweおよびStephen P. Corcoranにより2004年6月1日出願された「MULTISPECTRAL FINGER RECOGNITION」と題された米国仮特許第60/576,364号、Robert K. Roweにより2004年8月11日出願された「MULTISPECTRAL IMAGING BIOMETRIC」と題された米国仮特許出願第60/600,867号、Robert K. Roweにより2005年4月25日出願された「MULTISPECTRAL IMAGING BIOMETRICS」と題された米国特許第11/115,100号、2005年4月25日出願された「MULTISPECTRAL BIOMETRIC IMAGING」と題された米国特許出願第11/115,101号、2005年4月25日出願された「MULTISPECTRAL LIVENESS DETERMINATION」と題された米国特許第11/115,075号、Robert K. Roweらにより2005年3月4日出願された「MULTISPECTRAL IMAGING OF THE FINGER FOR BIOMETRICS」と題された米国仮特許出願第60/659,024号、Robert K. Roweにより2005年4月27日出願された「MULTISPECTRAL BIOMETRIC SENSORS」と題された米国仮特許出願第60/675,776号、Robert K. Roweにより2006年4月24日出願された「MULTISPECTRAL BIOMETRIC SENSORS」と題された米国特許出願第11/379,945号に提供されている。先行出願のそれぞれの全開示は、すべての目的で参照することにより本願に組み込まれる。

【0078】

ある実施形態において上記の前記非接触型および接触型バイオメトリックセンサは、白色光画像化を使用する。白色光の使用により、画像を複数色で同時に収集することができ、データ収集の全体的な速度は別個の状態が別々に収集される実施形態よりも速い。このデータ収集時間の短縮は、前記皮膚部位がデータ収集中に動くと、動きアーチファクトの低下を引き起こす。種々の色に対する別個の照明源の使用と比べてより少ない数の光源を使用することによって、全体的なセンサのサイズも減少し、より低いコストで提供することができる。相当する軽減は、光源の協調的操作を支援するために使用される電子機器においても可能である。また、現在カラー画像装置は、典型的には、単色画像装置よりも低い価格で入手可能である。

【0079】

また、白色光画像化の使用は、所望の解像度を達成するために、前記センサが全ピクセルを使用するよう設計されている場合にデータ量の軽減を可能にする。例えば、典型的な

設計基準は、1インチにつき500ドットの解像度の1インチフィールドを提供することができる。これは、500×500ピクセルを有する単色カメラにより達成することができる。また、各色平面を別々に抽出する時に、1000×1000カラーカメラにより達成することもできる。同解像度は、500×500カラー画像装置を使用して{R、G、B}三重項に変換し、その後画像の単色部分を抽出することによって、達成することができる。これは、三原色に変換することによってカラー画像装置を使用し、その後に画像の単色部分の抽出を行う、より一般的な手順の具体例である。そのような手順により、概して、所望の解像度はその他の抽出技術よりも効率的に達成することができる。

【0080】

(4. 一体型多重スペクトル/TIRセンサ)

いくつかの実施形態では、前記センサによって有効になる前記多重スペクトル画像化は、従来のTIR画像化システムと一体化することができる。そのような一体化の1つの例示は、多重スペクトル分析機能と一体化された明視野指紋センサを示す図10に提供されている。前記センサは、光源953、プラテン961、および画像化システム955を備える。前記画像化システム965は、レンズ、鏡、光学フィルタ、デジタル画像アレイ、およびその他のそのような光学素子(図示せず)を備えることができる。前記画像化システム955の光軸は、表面961aに対する臨界角よりも大きい角度にある。光源953からの光は、前記プラテン961の中を通り、前記プラテン表面961aを広範囲に照明する拡散反射コーティング963に当たる。指969がない場合、光は表面961aにおいてTIRを受けて、一部は収集されて画像化システム955により均一に明るいTIR画像を形成する。適切な屈折率の皮膚が前記プラテン表面961aと光学的に接触していると、接触点は結果として生じる画像上に比較的暗い領域を形成する。異なる光源953の位置および/または画像システム955を使用したそのような構成の変形は、暗視野TIR画像を達成することができる。例えば、前記プラテン961が光源957により照明され、画像化システム955によって画像化される場合、接触点が比較的明るい暗視野画像が作り出される。いくつかの暗視野の実施形態では、コーティング963は、光学吸収体を備えることができる。

【0081】

第二の画像化システム959は、切子面961bを通して指969を見上げる。画像化システム959は、切子面961aに対する臨界角よりも小さい光軸を有する。いくつかの実施形態では、画像化システム959は、切子面961aに略垂直に配向される。この画像化システムは、レンズ、鏡、光学フィルタ、およびデジタル画像アレイ(図示せず)を備えることができる。このように、光源953が照明されると、TIR画像は、カメラ955によってとらえることができる一方で、直接画像は、カメラ959によってとらえることができる。TIR画像が、水、汚れ、接触の不足、乾燥した皮膚などによって悪影響を受ける場合でも、カメラ959によってとらえられる画像は、比較的影響を受けておらず、概して、指紋の紋様を含む有用なバイオメトリック特徴を含む。

【0082】

画像化システム959は、直線偏光子または楕円(例えば円形)偏光子とすることができる光学的偏光子(図示せず)をさらに組み込むことができる。同様に、その他の光源957を前記システムに加えてもよい。前記光源957は、石英タングステンハロゲンランプ、または当技術分野で一般的に知られているその他の白熱光源でもよい。前記光源957は、白色光LED、または当技術分野で公知のその他の広帯域源でもよい。前記光源は、半導体LED、有機LED、レーザーダイオード、または当技術分野で公知のその他の種類のレーザーまたは単色源などの単色源でもよい。前記光源957は、レンズ、鏡、光学拡散器、光学フィルタ、およびその他のそのような光学素子をさらに備えることができる。

【0083】

光源957は、実質的に同一でもよく、または種々の照明波長、角度、および/または偏光条件を提供することもできる。後者の場合、前記光源957aの1つは、前記画像化

10

20

30

40

50

システム 959 に組み込まれる前記偏光子に対して実質的に直角に配向されている光学偏光子（図示せず）を有することができる。そのような光学配列は、表面下にある皮膚の特徴を強調する傾向がある。光源 957b の 1 つは、画像化システム 959 において使用される前記偏光子と実質的に平行である偏光子を組み込むことができ、皮膚の表面特徴を強調する傾向がある。あるいは、前記光源 957b の 1 つは、前記偏光子を省略してもよく、ランダム偏光を作り出す。そのようなランダム偏光は、前記画像化システム 959 内の前記偏光子と平行および垂直である偏光の組み合わせとして説明することができ、2 つの偏光条件からの特徴を組み合わせる画像を作り出す。前記光源 957 は、同一の波長または種々の波長（偏光子がある、またはない）でもよい。光源 957 の数および配置は、形状因子の制約、照明レベルの制約、およびその他の製品要件を調整するよう種々の実施形態に対して異なってもよい。

10

【0084】

一実施形態において、光源 957 は、表面 961a に対する臨界角よりも小さい角度で配向される。好適な実施形態において、光源は、前記光源の直接反射が画像化システム 959 または 955 によって見られないような角度および位置に位置することができる。また、そのような直接反射は、交差偏光子構成の使用を通して大いに軽減することも可能であるが、前記光源が視野内にある場合、概して、いくつかの画像アーチファクトが依然として存在する。さらに、平行偏光および非偏光構成は、そのような後方反射の影響を非常に受けやすい。

【0085】

20

そのようなシステムに偽装を行う試みは、概して、（１）指またはその他の組織を覆う薄い透明膜の使用、（２）指またはその他の組織を覆う薄い散乱膜の使用、および（３）指またはその他の組織を覆う厚い試料の使用、という３つの異なる部類にしたがって特徴付けることができる。本発明の実施形態は、第二および第三の例において、つまり偽装が厚い膜または薄い散乱膜を備える場合に、より実用性がある。偽装が薄い透明膜を備える、つまり実質的に非吸収および非散乱である場合、異なる指紋の紋様のトポロジーを組み込む試みは、従来の紋様と TIR の紋様とを比較することによって検出することができ、そのような比較を行う方法のより詳細な説明は、米国特許出願第 11/015,732 号に提供され、参照することにより本願に組み込まれている。

【0086】

30

また、薄い散乱膜、つまり相当量の光散乱のある実質的に非吸収である膜を使用する偽装も、従来のセンサを欺く試みにおいて、異なる指紋の紋様のトポロジーを組み込むことができる。本願で説明されるスペクトル画像化により、本物の指紋の画像が曖昧である場合でも、下層組織の特性を画像化することができる。逆に、厚い試料は、検出された光が仮にあったとしても、隣接組織内に有意に貫通しないことを確実にする、試料の散乱特性および吸光特性の組み合わせを提供する。従来のセンサを欺くよう異なる指紋の紋様のトポロジーを組み込む試みは、厚い試料のスペクトルおよびその他の光学特性を評価し、それらを本物の組織と比較することによって、本発明の実施形態にしたがって検出することができる。

【0087】

40

（５．質感バイオメトリックセンサ）

本発明の実施形態において提供される接触型バイオメトリックセンサの別の形態は、質感バイオメトリックセンサである。「画像質感」は、一般的に、画像の色調特性（tonal characteristics）の空間分布のある側面を説明する多数の数的指標のいずれかをいい、そのいくつかは上記で説明した。例えば、指紋の紋様または木目などの一般的に見られるようないくつかの質感は流様であり、方向性およびコヒーレンスなどの数的指標によって十分表すことができる。空間的規則性（少なくとも局所的に）を有する質感については、エネルギーの稠密さ、卓越周波数および方向など、フーリエ変換および関連パワースペクトルの一定の特徴が重要である。平均、分散、非対称、および尖度などの一定の統計学的モーメントを使用して質感を表すことができる。尺度、回転、およ

50

びその他の摂動の変化に対して不変である種々のモーメントの組み合わせである、モーメント不変量を使用することができる。濃淡色調 (gray-tone) 空間依存性マトリクスを生成および分析して画像質感を表すことができる。画像領域上のエントロピーは、画像質感度 (measure of image texture) として計算することができる。種々の種類のウェーブレット変換を使用して画像質感の側面を表すことができる。可変ピラミッド (Steerable pyramids)、ガボールフィルタ、および空間的に有界な基底関数 (spatially bounded basis function) を使用するその他の機構を使用して、画像質感を表すことができる。本発明の実施形態では、当業者に公知であるこれらの、およびその他のそのような質感度を個別に、または組み合わせて使用することができる。

10

【0088】

よって、画像質感は、バイオメトリック機能を実施する本発明の実施形態で実施することができる、画像にわたるピクセル強度の変化によって明示することができる。いくつかの実施形態では、そのような質感分析が多重スペクトルデータセットから抽出される異なるスペクトル画像について行われると、付加的な情報を抽出することができ、前記皮膚部位の色質感描写を作り出す。これらの実施形態は、皮膚部位の画像の一部をとらえることによって、バイオメトリック機能が実施されることを有利に可能にする。前記皮膚部位の質感特性は、前記皮膚部位にわたってほぼ一貫していることが予期され、画像部位の種々の部分で行われる測定によりバイオメトリック機能を実施できるようにする。多くの場合、種々の測定で使用される前記皮膚部位の部分が互いに重なることは要求されることさえない。

20

【0089】

前記皮膚部位の種々の部分を使用するこの能力は、使用することができる構造設計における相当の柔軟性を提供する。これは、決定論的な空間パターンに対する適合を必要とする代わりに、バイオメトリック適合を統計学的に行うことができるという事実の結果でもある。センサは、指定の空間領域にわたって画像を取得する必要があるため、コンパクトな方法で構成することができる。小型センサを提供する能力により、完全な空間的情報を収集してバイオメトリック機能を実施する必要があるセンサよりも、経済的に前記センサを作ることにもできる。異なる実施形態において、バイオメトリック機能は純粋な空間的情報により実施することができる一方で、その他の実施形態では、空間スペクトルデータが使用される。

30

【0090】

質感バイオメトリックセンサ用の構成の一例は、図10Aに概略的に示されている。前記センサ1000は、複数の光源1004および画像装置1008を備える。いくつかの実施形態では、前記光源1004は、白色光源を備えるが、その他の実施形態では、前記光源は、準単色光源を備える。同様に、前記画像装置1008は、単色またはカラー画像装置を備えることができ、その一例はペイヤーパターンを有する画像装置である。画像は、測定されている前記皮膚部位119の平面において実質的に収集されるため、前記センサ1000は、本願では「接触型」センサと呼ばれる。しかし、前記センサを操作するための種々の構造を有することが可能であり、前記画像装置1008が前記皮膚部位119と実質的に接触しているものや、前記画像装置1008が前記皮膚部位119の平面から離れているものがある。

40

【0091】

これは、図10Bおよび10Cにおける2つの例示の実施形態について示されている。図10Bの実施形態では、前記画像装置1008は、実質的に前記皮膚部位119と接触している。前記光源1004からの光は、前記皮膚部位119の組織の下を伝播し、前記皮膚部位119から、および下層組織内で散乱される光が前記画像装置1008によって検出できるようにする。前記画像装置1008が、前記皮膚部位119から離れている他の実施形態は、図10Cに概略的に示されている。この図面では、前記センサ1000は、前記皮膚部位119の平面における画像を前記画像装置へ平行移動する光学配置10

50

12を含み、実質的な強度の損失なしに、ファイバーに沿った全内部反射率によって画像の個々のピクセルを平行移動する複数の光学フィルタを備え得る。このように、前記画像装置1008によって検出される光のパターンは、前記皮膚部位119の平面において形成される光のパターンと実質的に同一である。よって、前記センサ1000'は、図10Bに示される前記センサ1000と実質的に同じ様式で動作する。つまり、光源1004からの光は、前記皮膚部位へ伝播され、そこで前記皮膚部位119を貫通した後に、下層組織によって反射および散乱される。情報は、実質的に損失なしで平行移動されるのみであるため、そのような実施形態において前記画像装置1008によって形成される画像は、図10Aのような配置で形成される画像と実質的に同一である。

【0092】

純粋な空間的情報を使用してバイオメトリック機能を実施する実施形態では、受け取られたデータ内のスペクトル特性が認識され、スペクトルの登録データベースと比較される。特定個人の結果として生じる組織スペクトルは、独自のスペクトル特徴、および装置が関連スペクトル特徴を抽出するよう調整されると、個人を識別するために使用することができるスペクトル特徴の組み合わせを含む。関連スペクトル特徴の抽出は、判別分析技術を含む多数の種々の技術により行うことができる。スペクトル出力の視覚分析において容易に明白ではないが、そのような分析技術は、バイオメトリック機能を実施するよう判別することができる独自の特徴を反復可能に抽出することが可能である。具体的な技術の例は、同一出願人による、「APPARATUS AND METHOD OF BIOMETRIC IDENTIFICATION AND VERIFICATION OF INDIVIDUALS USING OPTICAL SPECTROSCOPY」と題された米国特許第6,560,352号、「METHODS AND SYSTEMS FOR BIOMETRIC IDENTIFICATION OF INDIVIDUALS USING LINEAR OPTICAL SPECTROSCOPY」と題された米国特許第6,816,605号、「APPARATUS AND METHOD FOR IDENTIFICATION OF INDIVIDUALS BY NEAR-INFRARED SPECTROSCOPY」と題された米国特許第6,628,809号、Robert K. Roweらにより2003年9月12日出願された「APPARATUS AND METHOD FOR IDENTIFICATION OF INDIVIDUALS BY NEAR-INFRARED SPECTROSCOPY」と題された米国特許出願第10/660,884号、およびRobert K. Roweらにより2001年6月5日出願された「APPARATUS AND METHOD OF BIOMETRIC DETERMINATION USING SPECIALIZED OPTICAL SPECTROSCOPY SYSTEM」と題された米国特許第09/874,740号に開示されている。先行特許および特許出願のそれぞれの全開示は、その全体において参照することにより本願に組み込まれる。

【0093】

バイオメトリック識別を含む画像質感情報によりバイオメトリック機能を実施する能力は、生体からの信号の相当部分が毛細管血によるものであるという事実を利用することができる。例えば、前記皮膚部位119が指を備える場合、既知の生理的特性として、指の毛細血管は外部の指紋隆起構造のパターンに従う。したがって、照明波長に対する指紋の特徴のコントラストは、血液のスペクトル特徴に関連する。特に、約580nmより長い波長で撮影される画像のコントラストは、約580nm未満の波長で撮影される画像と比べて有意に低減される。非血液色素およびフレネル反射率などのその他の光学効果により生成される指紋の紋様には、異なるスペクトルコントラストがある。

【0094】

種々の実施形態において、皮膚部位119から散乱される光は、様々な種々の種類の比較質感分析を受けることができる。いくつかの実施形態は、収集された光から抽出される画像データの移動窓法分析の形態を利用して性能指数を生成し、それによって質感度また

10

20

30

40

50

は性能指数を評価する。いくつかの実施形態では、移動窓操作は、ブロック毎の分析またはタイル状分析と置き換えることができる。いくつかの実施形態では、画像の単一領域または画像全体域を、一度に分析することができる。

【 0 0 9 5 】

一実施形態において、高速フーリエ変換は、画像データの 1 つ以上の領域について行われる。帯域内コントラスト性能指数 C_i は、平均または DC パワー対帯域内パワーの比率として、そのような実施形態において生成される。具体的には、白色光によって備えられる複数の波長の 1 つに対応する指数 i について、コントラスト性能指数は、

【 0 0 9 6 】

【 数 4 】

$$C_i = \frac{\sum_{\xi} \sum_{\eta} |F_i(\xi, \eta)|^2}{|F_i(0, 0)|^2} \Big|_{R_{low}^2 < (\xi^2 + \eta^2) < R_{high}^2}.$$

である。

この式では、 $F_i(\xi, \eta)$ は、指数 i に対応する波長における画像 $f_i(x, y)$ のフーリエ変換であり、 x および y は画像に対する空間的座標である。 R_{low} および R_{high} によって画定される値域は、指紋特徴の対象の空間周波数の限定を表す。例えば、一実施形態において、 R_{low} は、約 1.5 綫/mm とすることができ、 R_{high} は、3.0 綫/mm とすることができ、代替的な式では、コントラスト性能指数は、2 つの異なる空間周波数帯域における積分パワーの比率として定義することができる。上記に示される方程式は、帯域の 1 つが DC 空間周波数のみを備える特定の場合である。

【 0 0 9 7 】

別の実施形態では、移動窓平均値および移動窓標準偏差が、収集された多数のデータについて計算され、性能指数を生成するために使用される。この実施形態では、指数 i に対応する各波長について、前記移動窓平均値 μ_i および前記移動窓標準偏差 σ_i は、収集された画像 $f_i(x, y)$ から計算される。各計算に対する移動窓は、同一サイズでもよく、指紋隆起の約 2 乃至 3 倍に及ぶよう便宜的に選んでもよい。好ましくは、窓のサイズは指紋特徴を切り出すには十分大きい、背景変動を維持するには十分小さい。この実施形態における性能指数 C_i は、前記移動窓標準偏差対前記移動窓平均値の比率として計算される。

【 0 0 9 8 】

【 数 5 】

$$C_i = \frac{\sigma_i}{\mu_i}.$$

なお、別の実施形態では、同様のプロセスが行われるが、移動窓範囲（つまり最大値（画像値） - 最小値（画像値））が移動窓標準偏差の代わりに使用される。よって、前の実施形態と同様に、指数 i に対応する各波長について、前記移動窓平均値 μ_i および前記移動窓標準偏差 σ_i は、収集された画像 $f_i(x, y)$ から計算される。前記移動窓平均値の計算に対する窓のサイズは再び、好ましくは、指紋特徴を切り出すには十分大きい、背景変動を維持するには十分小さい。場合によっては、前記移動窓平均値の計算に対する窓のサイズは、前記移動窓範囲の計算に対するものと同じであり、一実施形態における適切な値は指紋隆起の約 2 乃至 3 倍に及ぶ。この実施形態における性能指数は、前記移動窓平均値の比率として計算される。

【 0 0 9 9 】

【 数 6 】

$$C_i = \frac{\delta_i}{\mu_i}.$$

この実施形態および先行のものは、移動窓計算が収集されたデータについて行われ、移

10

20

30

40

50

動窓中心度および移動窓変動度を計算するより一般的な実施形態の特定の場合であると考えることができる。特定の実施形態は、中心度が非加重平均値を備えるが、さらに一般的に、ある実施形態において、加重平均値または中央値などの任意のその他の種類の統計的中心度を備えることができる場合を例示する。同様に、特定の実施形態は、変動度が標準偏差または範囲を備えるが、さらに一般的に、ある実施形態において中央値絶対偏差 (median absolute deviation) または平均値の標準誤差などの任意のその他の種類の統計的変動度を備えることができる場合を例示する。

【0100】

明確な移動窓法分析を使用しない別の実施形態では、ウェーブレット分析をスペクトル画像のそれぞれについて行うことができる。いくつかの実施形態では、ウェーブレット分析は、結果として生じる係数はほぼ空間的に不変である方法で行うことができる。これは、非間引き型 (undecimated) ウェーブレット分解を行い、二重ツリー複素ウェーブレット方法 (dual-tree complex wavelet method)、またはそのような他の方法を適用することによって達成することができる。ガボールフィルタ、可変ピラミッド、およびそのようなその他の分解も適用して、同様の係数を生じることができる。いずれの分解方法が選択されるとしても、結果は、画像の特定位置における特定の基底関数に対応する変動の大きさに比例する係数の集合である。偽装検出を行うためには、ウェーブレット係数または係数から導かれた集計を、本物の試料に対して予期される係数と比較することができる。比較によって、その結果が十分な近似を示す場合、前記試料は本物とみなされる。そうでなければ、前記試料は偽装であると判断される。同様の方法で、現在測定された一組の係数を、同一とされる人物から以前に記録された一組と比較することによって、前記係数バイオメトリック照合に使用することもできる。

【0101】

(6. 例示的用途)

種々の実施形態において、バイオメトリックセンサ (非接触型、接触型のいずれであっても)、または上記の種類の任意の質感センサは、バイオメトリック機能性を実施するよう計算システムによって操作することができる。図11は、別々の、またはより一体化した方法で、個々のシステム要素をどのように実施することができるかを大まかに図示する。計算装置1100は、前記バイオメトリックセンサ1156とも結合されるバス1126を介して、電氣的に結合するハードウェア素子から成り立つように示されている。前記ハードウェア素子は、プロセッサ1102、入力装置1104、出力装置1106、ストレージ装置1108、コンピュータ可読ストレージ媒体読取装置1110a、通信システム1114、DSPまたは特殊用途プロセッサなどの処理加速装置1116、および記憶装置1118を含む。前記コンピュータ可読ストレージ媒体読取装置1110aは、コンピュータ可読ストレージ媒体1110bとさらに接続され、その組み合わせは、リモート、ローカル、固定、および/またはリムーバブルストレージ装置に加えて、コンピュータ可読情報を一時的および/またはより永久的に含むためのストレージ媒体を包括的に表す。前記通信システム1114は、有線、無線、モデム、および/またはその他の種類のインターフェース接続を備えることができ、データを外部装置と交換可能にする。

【0102】

また、前記計算装置1100は、オペレーティングシステム1124および本発明の方法を実施するよう設計されるプログラムなどのその他のコード1122を含む、作業記憶装置1120内に現在位置するように示されている、ソフトウェア素子を備える。当業者にとっては、具体的な要件に従って相当の変更を加えてもよいことは明白であろう。例えば、カスタマイズしたハードウェアも使用される場合があり、および/または特定の要素がハードウェア、ソフトウェア (アプレットなどの可搬性ソフトウェアを含む) または両方において実装される場合がある。さらに、ネットワーク入力/出力装置などのその他のコンピュータ装置への接続を採用してもよい。

【0103】

10

20

30

40

50

本発明の実施形態の一例として、多重スペクトル条件は、照明光の複数の種々の波長を備えることができる。質感度は、画像の一定の空間周波数に対して生成される画像コントラスト度である。「画像コントラスト」は、本願では、画像のある領域にわたる平均色調値に対する色調変動度をいう。本願で説明されるものと同様の方法によって可視光線を使用して画像化される生体である、被覆されていないヒトの指の場合、指紋信号のかなりの部分は、毛細管血によるものである。これはある程度、指の毛細血管は外部の指紋隆起構造のパターンに従うという既知の生理学的特性による。したがって、照明波長に対する指紋の特徴のコントラストは、血液のスペクトル特徴に関連することが予期できる。特に、約 580 nm より長い波長で撮影される画像のコントラストは、約 580 nm 未満の波長で撮影される画像と比べて有意に低減される。非血液色素およびフレネル反射率などのその他の光学効果により生成される指紋の紋様には、異なるスペクトルコントラストがある。

10

【0104】

約 425 nm から約 700 nm の波長帯にわたる酸素を豊富に含んだ血液のこのような吸光度スペクトルは、図 12 に示される。例示的实施形態では、この場合 445 nm、500 nm、574 nm、610 nm、および 660 nm という 5 つの異なる波長を使用して多重スペクトル条件を規定するが、本発明は、どんな特定波長の使用または使用される多重スペクトル条件の数にも限定されない。これらの波長のそれぞれは、図 12 のスペクトルにおいて識別される。図から分かるように、血液の吸光値は、445 nm および 574 nm の例示的波長に対し最大となり、500 nm に対しより小さく、610 nm および 660 nm に対し非常に小さくなる。したがって、445 nm および 574 nm の照明波長下で撮影される本物の指の画像は、比較的高いコントラストを提供することが予期でき、610 nm および 660 nm の波長で撮影される画像は、比較的低いコントラストを提供し、500 nm で撮影される画像は中間のコントラストを有する。また、メラニンなどのその他の吸収体からの影響、波長ごとの散乱の変化、および種々の色収差も、コントラスト度および/またはその他の質感度に影響するが、これらの影響は小さいか、またはその他の見込まれる偽装物質または方法に対する生きているヒトの指の特性でもあるかのいずれかである。

20

【0105】

種々の実施形態が、13 名において収集された 20 の正常な指の画像を使用し、かつ薄いシリコーン偽装により収集された 10 の偽装画像を使用したデータセットについて検査している。収集できる画像の例は、図 13 に示され、その図面部分 (a) ~ (d) は、本物の指である結果を示し、部分 (e) ~ (h) は、偽装の結果を示す。画像のそれぞれについて識別される「平面」は、異なる波長に対応し、つまり平面 1 は 445 nm、平面 2 は 500 nm、平面 3 は 574 nm、平面 4 は 610 nm、および平面 5 は 660 nm である。平面 6 は、図 1 B を参照して理解することが可能である。平面 6 は、TIR 照明 153 を使用して収集されるが、画像化システム 159 によって画像化される画像に対応する。この実験で使用された TIR 照明の波長は、約 640 nm であった。よって、画像の比較は、本物の指と偽装の対、つまり部分 (a) と (e) との間で行うことができ、両方とも平面 [3 2 1] の結果を示し、その場合 [3 2 1] という表記は、平面 3 がカラー図形内の赤の値に位置付けられ、平面 2 が緑の値に位置付けられ、平面 1 が青の値に位置付けられていることを意味する。同様に、比較は、両方とも平面 [5 4 5] の結果を示す部分 (b) と (f)、両方とも平面 [5 3 1] の結果を示す部分 (c) と (g)、両方とも TIR 照明結果を示す部分 (d) と (h) との間で、行うことができる。部分 (a) および (e) の [3 2 1] 画像は、青色および緑色照明により撮影され、本物の組織および偽装の両方について、指紋隆起は比較的高いコントラストであることを示す。これは、赤色照明下で撮影され、本物の指の指紋隆起については比較的低いコントラストだが、偽装の指紋については比較的高いコントラストを示す、部分 (b) および (f) の [5 4 5] 画像の結果とは反対である。

30

40

【0106】

50

そのような差を利用することは、図 14 のフロー図により要約される本発明の方法により達成される。1 つ以上の質感度は、各光学条件に対して開発され、結果として生じる一組の質感度は、本物の試料からの予測値と比較される。ブロック 1404 において、バイオメトリック機能を有効にするよう提示される組織試料であると推定される試料は、種々の光学条件下で照明される。前記種々の光学条件の例は、ブロック 1424 において示されるような種々の波長、ブロック 1428 において示されるような種々の偏光条件、ブロック 1432 において示されるような種々の光の相互作用角度などの要因を含むことができる。前記試料から散乱される光は、ブロック 1408 で収集され、比較質感分析で使用される。種々の実施形態は、収集された光から抽出される多重スペクトル画像スタックの異なる形態の移動窓法分析を利用してブロック 1412 における性能指数を生成し、それによって質感度または性能指数を評価する。いくつかの実施形態では、前記移動窓操作 1412 は、ブロック毎の分析またはタイル状分析と置き換えることができる。いくつかの実施形態では、画像の単一領域または画像全体が、一度に分析され得る。前記図面は、種々の実施形態において使用することができるコントラスト性能指数の 3 つの例を示すが、この開示を読んだ後に当業者にとっては明白となるように、その他のコントラスト性能指数ならびにその他の質感度を他の実施形態において使用することができるので、この特定の識別は制限することを目的としない。

10

【0107】

一実施形態において、高速フーリエ変換は、ブロック 1436 において示されるように、多重スペクトル画像スタックについて行われる。帯域内コントラスト性能指数 C_i は、平均または DC パワー対帯域内パワーの比率のような実施形態において生成される。具体的には、光学条件 i について、コントラスト性能指数は、

20

【0108】

【数 7】

$$C_i = \frac{\sum_{\xi} \sum_{\eta} |F_i(\xi, \eta)|^2}{|F_i(0, 0)|^2} \Big|_{R_{\text{low}}^2 < (\xi^2 + \eta^2) < R_{\text{high}}^2}.$$

である。

この式では、 $F_i(\xi, \eta)$ は、照明条件 i 下で撮影される画像 $f_i(x, y)$ のフーリエ変換であり、 x および y は、画像に対する空間的座標である。 R_{low} および R_{high} によって定義される範囲は、指紋特徴の対象の空間周波数の限定を表す。例えば、一実施形態において、 R_{low} は、約 1.5 綫/mm とすることができ、 R_{high} は、3.0 綫/mm とすることができ、多重スペクトル条件が異なる照明波長によって全体的に画定される実施形態では、各状態 i はそのような照明波長の 1 つを表す。代替的な式では、コントラスト性能指数は、2 つの異なる空間周波数帯域における積分パワーの比率として定義することができる。上記に示される方程式は、帯域の 1 つが DC 空間周波数のみを備える具体的な場合である。

30

【0109】

別の実施形態では、ブロック 1440 において示されるように、移動窓平均値および移動窓標準偏差は、多重スペクトルスタックについて計算され、性能指数を生成するために使用される。この実施形態では、各光学条件 i について、前記移動窓平均値 μ_i および前記移動窓標準偏差 σ_i は、収集された画像 $f_i(x, y)$ から計算される。各計算に対する移動窓は、同じサイズでもよく、指紋隆起の約 2 乃至 3 倍に及ぶよう便宜的に選択してもよい。好ましくは、窓のサイズは、指紋特徴を切り出すには十分大きい、背景変動を維持させるには十分小さい。この実施形態における性能指数 C_i は、前記移動窓標準偏差対前記移動窓平均値の比率として計算される。

40

【0110】

【数 8】

$$C_i = \frac{\sigma_i}{\mu_i}.$$

なお、別の実施形態では、同様のプロセスが行われるが、移動窓範囲（つまり最大値（画像値） - 最小値（画像値））が移動窓標準偏差の代わりに使用される。これは、一般的に、ブロック 1 4 4 4 において示される。よって、前の実施形態と同様に、各光学条件 i について、前記移動窓平均値 μ_i および前記移動窓範囲 σ_i は、収集された画像 $f_i(x, y)$ から計算される。前記移動窓平均値の計算に対する窓のサイズは再び、好ましくは、指紋特徴を切り出すのに十分大きい、背景変動を維持するには十分小さい。場合によっては、前記移動窓平均値の計算に対する窓のサイズは、前記移動窓範囲の計算に対するものと同じであり、一実施形態における適切な値は、指紋隆起の約 2 乃至 3 倍に及ぶ。この実施形態における性能指数は、前記移動窓平均値の比率として計算される。

10

【0 1 1 1】

【数 9】

$$C_i = \frac{\delta_i}{\mu_i}.$$

この実施形態および先のものは、移動窓計算が多重スペクトルスタックについて行われ、移動窓中心度および移動窓変動度を計算する、より一般的な実施形態の特定の場合であると考えることができる。前記具体的実施形態は、中心度が加重平均値を備えるが、さらに一般的に、ある実施形態において加重平均値または中央値などの任意のその他の種類の統計的中心度を備えることができる場合を例示する。同様に、前記具体的実施形態は、変動度が標準偏差または範囲を備えるが、さらに一般的に、ある実施形態において中央値絶対偏差または平均値の標準誤差などの任意のその他の種類の統計的変動度を備えることができる場合を例示する。

20

【0 1 1 2】

前記移動窓法分析の結果は、ブロック 1 4 1 6 において評価されて、それらが本物の組織試料である試料と一致するかどうかを判断する。もしそうであれば、バイオメトリック機能は、ブロック 1 4 4 8 において行うことができ、通常、前記組織が所属する人物の身元の識別または照合するためのさらなる分析を含む。結果が本物の組織試料である前記試料と不一致である場合、ブロック 1 4 2 0 において偽装として識別される。線形判別分析、二次判別分析、K 最近隣、サポートベクタマシン、決定木、および当業者に公知であるようなその他のそのような方法を含む分類方法を採用して、そのような識別を行うことができる。

30

【0 1 1 3】

上記の方法のそれぞれの例示的結果は、図 1 5 A ~ 1 7 B に提供されている。図 1 5 A ~ 1 5 C は、度量の数値が移動窓高速フーリエ変換から計算される結果を提供し、図 1 6 A および 1 6 B は、度量の数値が移動窓平均値および移動窓標準偏差から計算される結果を提供し、図 1 7 A および 1 7 B は、度量の数値が移動窓平均値および移動窓範囲から計算される結果を提供する。

40

【0 1 1 4】

図 1 5 A に示される結果は、本物の指について収集され、複数試料のそれぞれについて移動窓高速フーリエ変換から導出された帯域内コントラスト性能指数の結果を示す。各試料の結果は、上記に指定される照明平面を識別する横座標に沿って曲線で表され、よって照明平面番号は、波長にやや非線形に対応するものの、前記横座標は波長依存性を例示すると考えることができる。個々の試料についてのデータは、灰色の線で結合され、前記試料のすべてにわたる平均は、より太い黒の線で示される。図 1 2 に図示される血液吸光特性により予期されるように、本物の指の試料からの結果のほとんどは、平面 4 ~ 5 の赤色波長におけるコントラストの顕著な低下を伴って、スペクトルの青 - 緑色領域（平面 1 ~

50

3)において、特徴的な予期された「V」形状を示す。平面6に対するコントラスト値は、これらの画像を収集するために使用される異なる光学配列により他の平面と一致しないが、この平面からの値は付加的な判別能力を提供する。

【0115】

本物の指および偽装の両方の結果が、図15Bに示されている。この場合、本物の指の結果は、実線によって繋がられる菱形で示される一方で、偽装は点線によって繋がられる丸で示される。偽装は、薄い膜で覆われた本物の指であった。照明平面4、5および6における結果の検討から明白なように、偽装は本物の試料について予期されるよりも赤色照明下で高いコントラストを示す。場合によっては、赤色コントラスト値が青・緑色値のある係数未満であるかどうかを評価することによるなどの、コントラスト性能指数の相对比较が、絶対的な判断よりもロバストである場合がある。種々の実施形態は、異なる値の利用をすることができ、好適な値は、約 $= 0.5$ 、 $= 0.75$ などであることが予期される。

【0116】

多次元尺度構成法を使用してデータを処理し、本物の組織と偽装との間の明確な量的判別を提供することができる。これは、2つの座標についてプロットされる多次元尺度構成法結果を示す図15Cに図示される。この場合の座標は、コントラストデータの主成分分析(「PCA」)より導出される固有ベクトルのスコアに対応し、具体的には、この説明図内の「要因1」および「要因2」は、マサチューセッツ州ナティックに本社を置くThe Mathworks社より入手可能なMatlab(登録商標)プログラムによるデータから生成された最初の2つの固有ベクトルについてのスコアである。本物の指の導出結果は星印で示される一方で、丸は偽装の導出結果を示すために使用されている。明確な区分が2つの間で明らかであり、図15Cの結果が分離プロットとして使用でき、グラフに描かれた線は1つの潜在的境界線である。線上および左側の結果を生成する同じ方法で分析される未知の試料は、図14のブロック1416において本物の試料として識別することができる一方で、線下および右側の結果は偽装として識別することができる。ここでの結果は、試料の異なる特徴に対応する異なる領域の二次元空間について示されるが、さらに一般的に、任意の次元空間の異なる領域が、分離を画する超平面を有することによってなど、前記試料を判別するために使用することができる。さらに一般的に、この開示の他の部分で説明されるように、様々な種々の分類方法を採用して、前記試料を本物の指またはそうでないとして分類することができる。

【0117】

図16Aの結果は図15Bのものと同様であるが、上記のような移動窓平均値および移動窓標準偏差を使用する実施形態において導出されたものである。本物の指からの結果は再び、実線によって繋がられる菱形で示される一方で、偽装からの結果は点線によって繋がられる丸で示される。図15Bの結果のように、偽装は、本物の試料よりも赤色照明下での高いコントラストを示す。図15Cのものと同様の分離プロットが、図16Aの結果を使用して抽出された図16Bに示されている。この場合、本物の指の結果は再び、星印によって示される一方で、丸は偽装の結果を示すために使用され、結果は再び、Matlab(登録商標)プログラムによって提供される最初の2つの固有ベクトルを具体的に使用してPCAからの固有ベクトルスコアとして導出された。多次元尺度構成法結果が当てはまる二次元空間の一部分によって、偽装が本物の組織から判別できるようにする境界線が示されている。図16Bに示される一般的な挙動は、図15Cに示されるものと同様である。

【0118】

また、図7Aおよび17Bに提示される結果も、図15Bおよび15Cまたは図16Aおよび16Bのものに対応する。この場合、結果は、上記のような多重スペクトルスタックの移動窓平均値および移動窓範囲を使用する実施形態において導出されたものである。再び点線によって繋がれる丸で示される偽装の結果は、図17Aで実線によって繋がれる菱形で示される本物の試料の結果よりも、赤色照明下での高いコントラストを示す。図1

7 B の分離性のあるプロットは再び、固有ベクトルスコアの空間を、本物の組織の結果（星印）が偽装の結果（丸）からはっきりと分離されている領域に分ける境界線を画定する能力を示す。前述のように、そのような境界能力により、どの多重スペクトル空間に導出結果が当てはまるかに従って、未知の結果を図 1 4 のブロック 1 4 1 6 において分類することができる。

【0119】

種々の実施形態において、様々な代替的方法を使用して、図 1 5 A、1 6 A、および 1 7 A などの図面に示されるようなコントラストデータを評価することができる。例えば、そのような代替的实施形態の 1 つにおいて、線形判別分析（「LDA」）はコントラストの判別法として使用される。単なる一例として、そのような分析は、ヒト組織より生成される第一部類のコントラスト曲線と種々の偽試料により生成される第二部類のコントラスト曲線といった、2 つの部類にすることを利用し得る。

【0120】

上記に提供される種々の例は、組織を提供するための指の使用、および多重スペクトル条件を提供する異なる照明光波長の使用に焦点を当てるが、これは限定を目的としない。その他の実施形態では、さまざまな偏光条件が、多重スペクトル条件を画定するのに代替的に、または付加的に使用されることができる。例えば比較は、交差偏光画像化、平行偏光画像化、ランダム偏光画像化などを含み得る、2 つ以上の偏光条件の間で行うことができる。また、入射光線は、直線状偏光、環状偏光、楕円偏光などを有することによってなど、種々の偏光状態を有することができる。さらにその他の例では、種々の照明角度を使用して多重スペクトル条件を提供することができる。光の侵入深さは、照明角度の関数として変化し、結果として、本物の組織と偽装を判別する際に上記のように分析することができる画像コントラストを生じる。

【0121】

さらに、本発明は上記の具体的な性能指数に限定されず、種々の実施形態において、異なる、または付加的な質感ベースの性能指数を代替的に、または付加的に使用することができる。例えば、上記のように試料を判別する性能指数を導出する際に、モーメント不変量、濃度空間依存性などの統計学的モーメントを使用することができる。

【0122】

スペクトルコントラストは相対的測定基準である。この事実の有利な結果は、上記の方法が、種々の異なるスペクトルセンサにわたって、および様々な環境条件下においてロバストであることが予想されることである。

【0123】

計算装置により実装することができる付加的な機能性の概要は、図 1 8 のフロー図により要約される。いくつかの実施形態では、皮膚と推定される部位は、ブロック 1 8 0 4 において示されるように白色光で照明される。これにより、前記バイオメトリックセンサはブロック 1 8 0 8 において、皮膚と推定される部位から光を受光することができる。上記のように、前記受光された光は、バイオメトリック機能を実装する際に、多数の異なる方法で分析することができる。前記フロー図は、前記バイオメトリック機能を実装する際に、分析の一定の組み合わせをどのように使用できるかを示すが、すべてのステップを行う必要はない。その他の場合では、前記ステップの一部を行うことができ、付加的なステップが行われる場合があり、および / または示されたステップは示されたものとは異なる順番で行われる場合がある。

【0124】

ブロック 1 8 1 2 では、生存性チェックが、前記受光された光により行われ、通常、生体組織の特性があることを検証することによって、皮膚と推定される部位がある種の偽装ではないことを確認することができる。偽装が検出された場合、ブロック 1 8 6 4 において警告を発することができる。発せられる具体的な種類の警告は、前記バイオメトリックセンサが配備される環境に依存する場合があるが、音声または視覚警告は、時として、前記センサ本体付近で発せられ、無音警告は、警備または警察職員に伝達することができる

。

【0125】

皮膚と推定される部位から散乱され受光される光は、ブロック1820において使用されて、皮膚と推定される部位の表面画像を導出することができる。皮膚と推定される部位が指の手掌面である場合、そのような表面画像は、指の隆起および溝のパターンの描写を含み、ブロック1824においてそれを従来の指紋のデータベースと比較できるようにする。付加的または代替的に、前記受光される光を使用して、ブロック1828において空間スペクトル画像を導出することができる。この画像は、ブロック1832において個人と関連付けられた画像を有する空間スペクトルデータベースと比較することができる。い

10

ずれにしても、その比較は、個人が比較の結果としてブロック1836において識別されることを可能にする。より高い信頼性の識別は、完全な空間スペクトル情報を使用することによって行われ、空間スペクトル画像との比較を提供できることが、概して予期される。しかし、いくつかの用途では、従来の指紋データのより高い可用性があり得、指紋が大規模法執行指紋データベースに格納されているが、空間スペクトルデータベースには格納されていない個人もいる。そのような場合、本発明の実施形態は有利に、従来の指紋画像の抽出が識別を行えるようにする。

【0126】

前記空間スペクトルデータは、識別が従来の指紋データベースとの比較によるか、または空間スペクトル情報との比較を通して行われるかどうかにかかわらず、識別へのより高い信頼を提供することができるさらに付加的な情報を含む。例えば、ブロック1840に

20

おいて示されるように、デモグラフィックおよび/または人体計測特性は、前記受光された光より推定することができる。ブロック1836における画像に適合したデータベースエントリがデモグラフィックまたは人体計測情報を含む場合、整合性検査をブロック1844において行うことができる。例えば、その個人は、推測されたデモグラフィックおよび人体計測特性から年齢20～35歳の白人男性として識別され得る。それに対し画像が適合するデータベースエントリが、その個人を68歳の黒人女性として識別する場合、ブロック1864において警告を発するきっかけとなる明らかな不一致がある。

【0127】

ブロック1856における検体濃度など、その他の情報も前記受光された光から判断することができる。判断された検体レベルに従って、時として、種々の措置を取ることがで

30

きる。例えば、血中アルコールレベルがある閾値を越えると、自動車のエンジン着火が禁止される場合、または内科患者の血糖値がある閾値を越えると、警告が発せられる場合がある。皮膚の乾燥状態など、その他の生理的パラメータがその他の応用において推定され得、それに応じて、時として、さらにその他の措置が取られる。

【0128】

図19は、質感バイオメトリックセンサの例示的応用と同様のフロー図である。前記センサは、ブロック1904において個人の皮膚部位を前記検出器と接触して位置付けることによって使用される。先述のように、前記検出器は、指の表面の一部のみが前記検出器と接触するように比較的小さくすることができ、質感バイオメトリックの性質のため、種々の測定の際に接触して置かれる表面の特定部分の変動は、弊害とはならない。ブロック

40

1908において、前記皮膚部位を照明し、ブロック1912において前記検出器により前記皮膚部位から散乱される光を受光することによって、データが収集される。

【0129】

前記フロー図は、異なる種類の分析を行うことができることを示す。これらの分析のそれぞれがあらゆる場合に行われる必要はなく、実際、ほとんどの用途において単一種類の分析が使用されることが概して予期される。ブロック1916において一般的に示される1つのカテゴリの分析は、純粹に情報のスペクトル比較を使用する。ブロック1920および1928において一般的に示される別のカテゴリの分析は、ブロック1920において受け取られる光の空間スペクトル情報から画像質感を判断し、ブロック1928において画像質感を質感バイオメトリック情報のデータベースと比較することによって、画像質

50

感情報を使用する。いずれか、または両方の種類の分析により、ブロック 1 9 3 2 における個人の識別などのバイオメトリック機能が行われる。

【 0 1 3 0 】

よって、いくつかの実施形態を説明し、本発明の精神を逸脱しない範囲で種々の変更、代替的構造、および同等のものを使用することができるが、当業者によって認識されるであろう。したがって、上記の説明は、下記の特許請求の範囲において定義される本発明の範囲を限定するものとして解釈されるべきではない。

【図面の簡単な説明】

【 0 1 3 1 】

【図 1】図 1 は、本発明の一実施形態における非接触型バイオメトリックセンサの正面図を提供する。

10

【図 2 A】図 2 A は、本発明の実施形態で 사용할 ことができるベイヤー・カラーフィルタアレイの構造の説明図を提供する。

【図 2 B】図 2 B は、図 2 A に図示されるようなベイヤー・カラーフィルタアレイの色応答曲線を示すグラフである。

【図 3】図 3 は、本発明の別の実施形態における非接触型バイオメトリックセンサの正面図を提供する。

【図 4】図 4 は、皮膚部位と前記センサの光学的に活性な領域との間の相対運動中にデータを収集するセンサ構成の上面図である。

【図 5】図 5 は、本発明のある実施形態において使用することができるマルチスペクトル・データキューブを図示する。

20

【図 6】図 6 は、本発明の一実施形態における接触型バイオメトリックセンサの正面図である。

【図 7 A】図 7 A は、一実施形態における接触型バイオメトリックセンサの側面図を提供する。

【図 7 B】図 7 B は、別の実施形態における接触型バイオメトリックセンサの側面図を提供する。

【図 8】図 8 は、本発明のさらなる実施形態における接触型バイオメトリックセンサの正面図を提供する。

【図 9】図 9 は、本発明の別の実施形態における多重スペクトルバイオメトリックセンサの図を提供する。

30

【図 1 0 A】図 1 0 A は、本発明の実施形態における接触型質感バイオメトリックセンサの構造を図示する。

【図 1 0 B】図 1 0 B は、一構成における接触型質感バイオメトリックセンサの側面図を提供する。

【図 1 0 C】図 1 0 C は、別の構成における接触型質感バイオメトリックセンサの側面図を提供する。

【図 1 1】図 1 1 は、本発明の実施形態に従った接触型および非接触型バイオメトリックセンサの機能性を管理するために使用することができるコンピュータシステムの略図である。

40

【図 1 2】図 1 2 は、含酸素血液吸収度スペクトルのグラフである。

【図 1 3】図 1 3 は、照明条件下で撮られた本物の指および偽装の種々の画像を提供する。

【図 1 4】図 1 4 は、本発明の一定の方法を要約するフロー図である。

【図 1 5 A】図 1 5 A は、本発明の第一の実施形態において収集された結果のプロットを提供する。

【図 1 5 B】図 1 5 B は、本物の指および偽装について図 1 5 A のデータ比較結果を提供する。

【図 1 5 C】図 1 5 C は、図 1 5 A のデータの多次元尺度構成法に起因する分離プロットである。

50

【図 1 6 A】図 1 6 A は、本物の指と偽装との間で、本発明の第二の実施形態において収集された結果の比較を提供する。

【図 1 6 B】図 1 6 B は、図 1 6 A のデータの多次元尺度構成法に起因する分離性のあるプロットである。

【図 1 7 A】図 1 7 A は、本物の指と偽装との間で、本発明の第三の実施形態において収集された結果の比較を提供する。

【図 1 7 B】図 1 7 B は、図 1 7 A のデータの多次元尺度構成法に起因する分離性のあるプロットである。

【図 1 8】図 1 8 は、接触型および非接触型バイオメトリックセンサを使用する方法を要約するフロー図であり、実施可能な多数の種々のバイオメトリック機能を図示する。

【図 1 9】図 1 9 は、本発明の実施形態に従った接触型質感バイオメトリックセンサの操作の方法を要約するフロー図である。

10

【図 1】

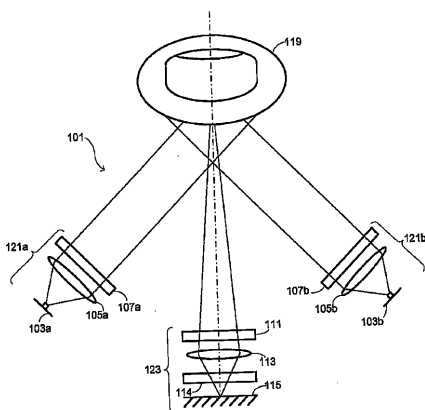


Fig. 1

【図 2 B】

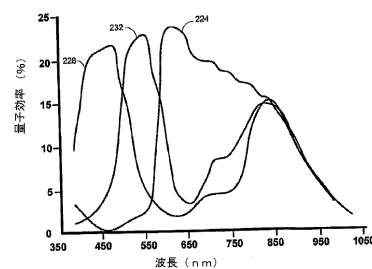


Fig. 2B

【図 3】

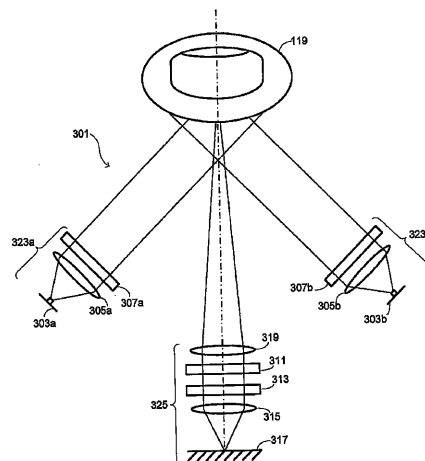


Fig. 3

【図 2 A】

R	G	R	G
204	212	204	212
G	B	G	B
212	208	212	208
R	G	R	G
204	212	204	212
G	B	G	B
212	208	212	208

Fig. 2A

【 図 4 】

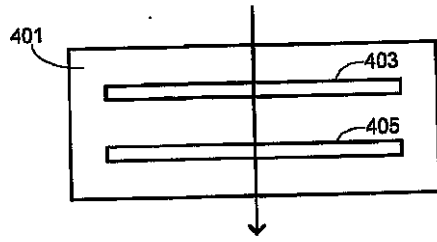


Fig. 4

【 図 5 】

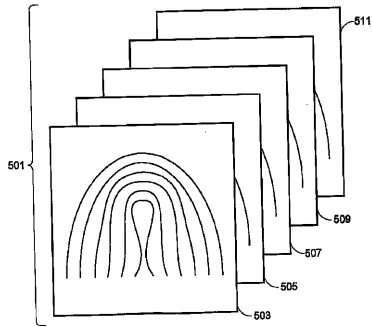


Fig. 5

【 図 7 B 】

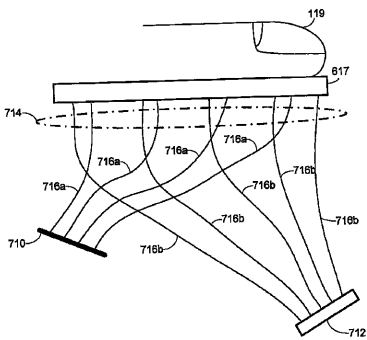


Fig. 7B

【 図 6 】

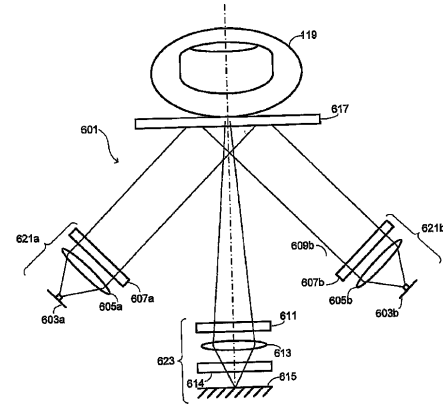


Fig. 6

【 図 7 A 】

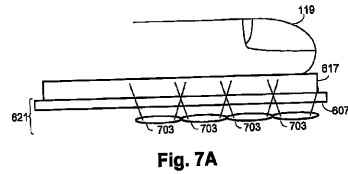


Fig. 7A

【 図 8 】

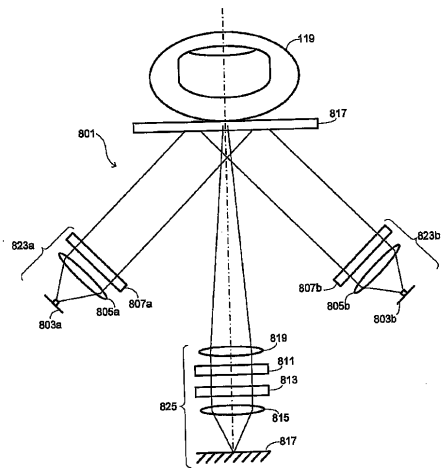


Fig. 8

【図 9】

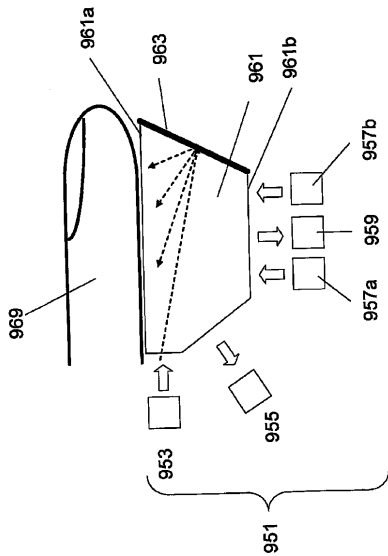


Fig. 9

【図 10 B】

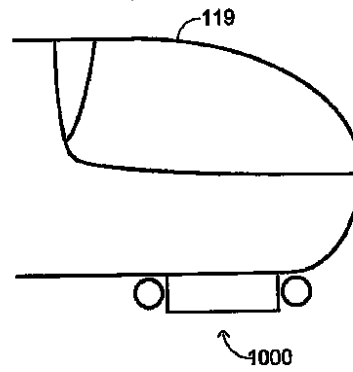


Fig. 10B

【図 10 A】

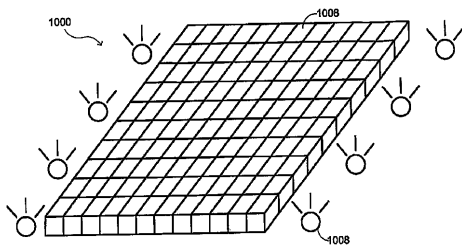


Fig. 10A

【図 10 C】

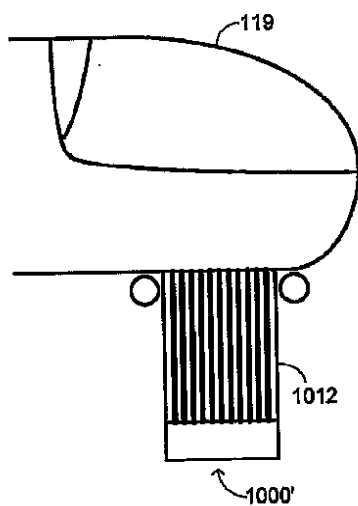


Fig. 10C

【図 11】

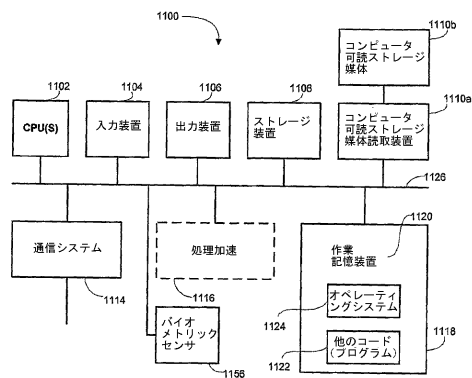


Fig. 11

【図 12】

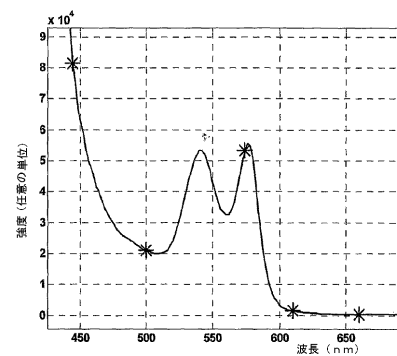


Fig. 12

【図 13】

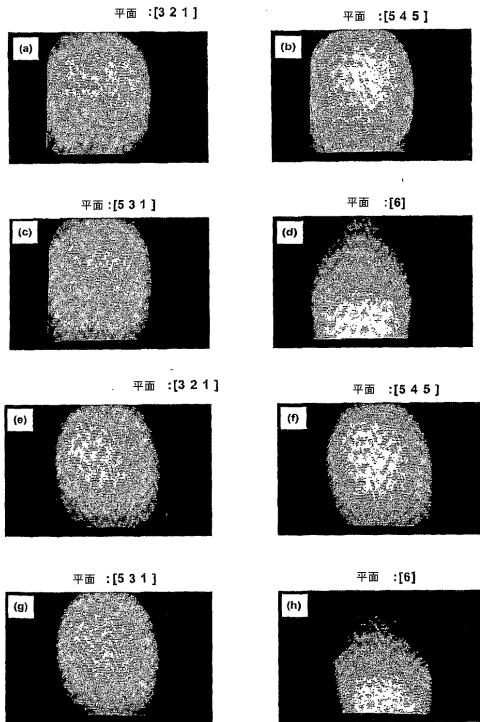


Fig. 13

【図 14】

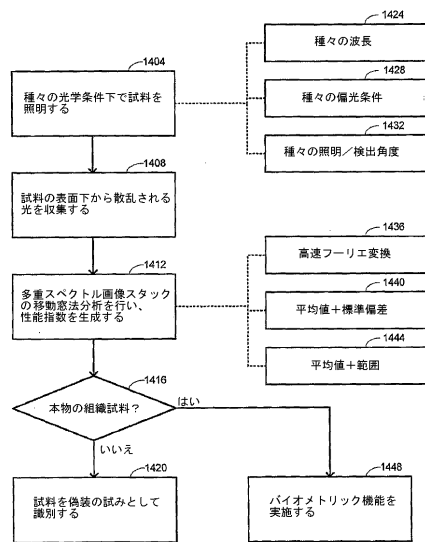


Fig. 14

【図 15 A】

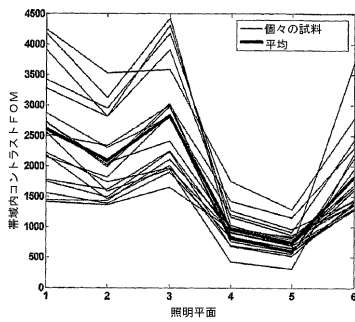


Fig. 15A

【図 15 B】

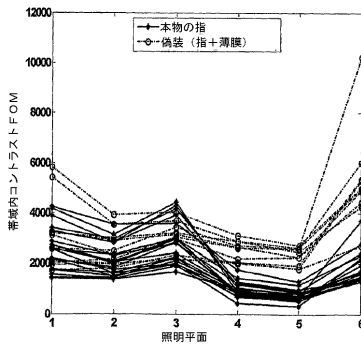


Fig. 15B

【図 15 C】

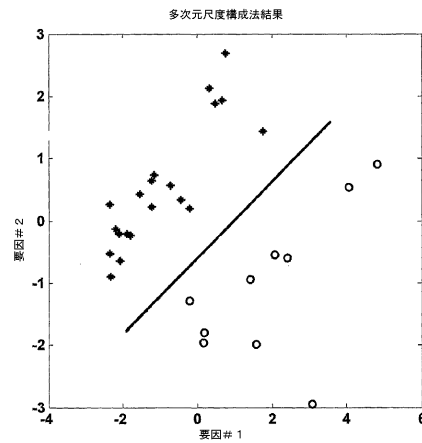


Fig. 15C

【図 16 A】

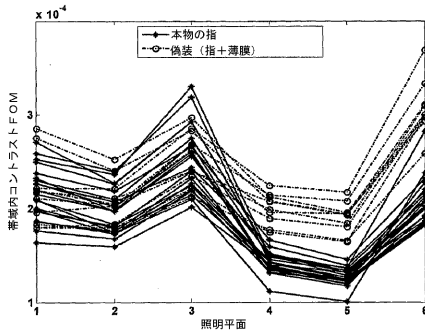


Fig. 16A

【図 16 B】

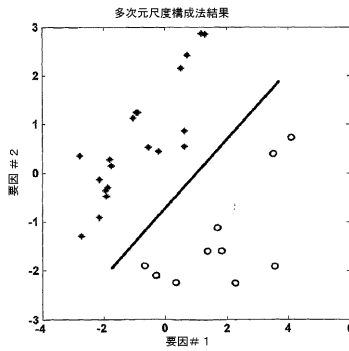


Fig. 16B

【図 17 A】

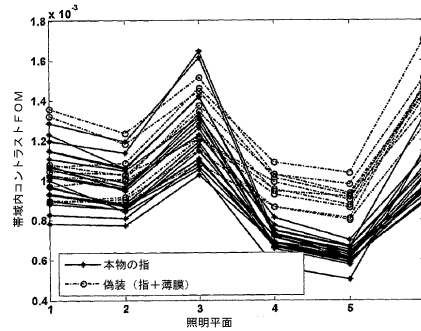


Fig. 17A

【図 17 B】

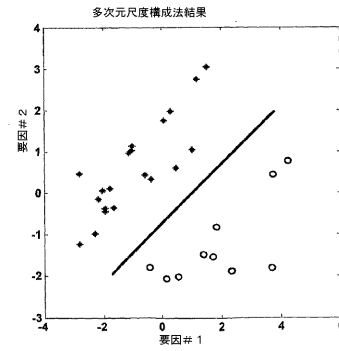


Fig. 17B

【図 18】

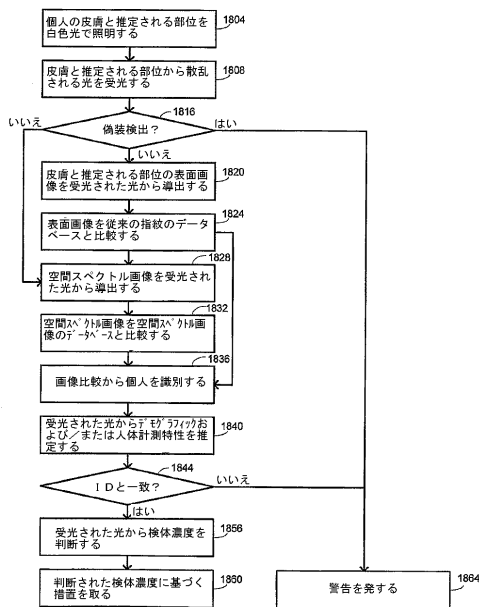


Fig. 18

【図 19】

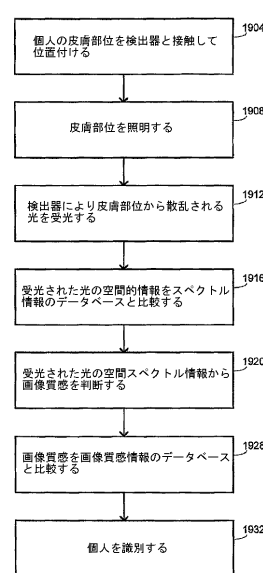


Fig. 19

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW,GH,GM,KE,LS,MW,MZ,NA,SD,SL,SZ,TZ,UG,ZM,ZW),EA(AM,AZ,BY,KG,KZ,MD,RU,TJ,TM),EP(AT,BE,BG,CH,CY,CZ,DE,DK,EE,ES,FI,FR,GB,GR,HU,IE,IS,IT,LT,LU,LV,MC,NL,PL,PT,RO,SE,SI,SK,TR),OA(BF,BJ,CF,CG,CI,CM,GA,GN,GQ,GW,ML,MR,NE,SN,TD,TG),AE,AG,AL,AM,AT,AU,AZ,BA,BB,BG,BR,BW,BY,BZ,CA,CH,CN,CO,CR,CU,CZ,DE,DK,DM,DZ,EC,EE,EG,ES,FI,GB,GD,GE,GH,GM,HN,HR,HU,ID,IL,IN,IS,JP,KE,KG,KM,KN,KP,KR,KZ,LA,L,C,LK,LR,LS,LT,LU,LV,LY,MA,MD,MG,MK,MN,MW,MX,MY,MZ,NA,NG,NI,NO,NZ,OM,PG,PH,PL,PT,RO,RS,RU,SC,SD,SE,SG,SK,SL,SM,SV,SY,TJ,TM,TN,TR,TT,TZ,UA,UG,US,UZ,VC,VN,ZA,ZM,ZW

(72)発明者 ロー , ロバート ケー .

アメリカ合衆国 ニュー メキシコ 87048 , コラレス , アシュリー レーン 229

(72)発明者 コーコラン , スティーブン ピー .

アメリカ合衆国 ニュー メキシコ 87048 , コラレス , リベラ レーン 100

(72)発明者 ニクソン , クリスティン エー .

アメリカ合衆国 ニュー メキシコ 87111 , アルバカーキ , キャニオン リッジ プレイス エヌイー 5916

(72)発明者 ドゥーセ , トッド

アメリカ合衆国 ニュー メキシコ 87111 , アルバカーキ , ユーバンク ブールバード エヌイー 6350 , ナンバー 1024

(72)発明者 マーティン , ライアン

アメリカ合衆国 ニュー メキシコ 87112 , アルバカーキ , エルビン アベニュー エヌイー 11000

F ターム(参考) 4C038 FF01 FF03 FF05 FG01 VA07 VB12 VB13 VC01 VC20

5B047 AA23 BB01 BC05 BC09 BC12 BC23 CA19 CB22 DC06 DC09