

(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2016-503310

(P2016-503310A)

(43) 公表日 平成28年2月4日 (2016. 2. 4)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 D	2 H 1 0 2
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 0	4 C 1 6 1
G 0 3 B 17/18 (2006.01)	G 0 3 B 17/18 Z	4 C 6 0 1
H 0 4 N 7/18 (2006.01)	H 0 4 N 7/18 M	5 C 0 5 4
A 6 1 B 8/12 (2006.01)	A 6 1 B 8/12	

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 37 頁)

(21) 出願番号 特願2015-535835 (P2015-535835)
 (86) (22) 出願日 平成25年10月4日 (2013. 10. 4)
 (85) 翻訳文提出日 平成27年5月25日 (2015. 5. 25)
 (86) 国際出願番号 PCT/US2013/063535
 (87) 国際公開番号 W02014/055917
 (87) 国際公開日 平成26年4月10日 (2014. 4. 10)
 (31) 優先権主張番号 61/710, 419
 (32) 優先日 平成24年10月5日 (2012. 10. 5)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(71) 出願人 515092149
 ビギン, エリザベス
 アメリカ合衆国 マサチューセッツ 01
 862, ビレリカ, トレブル コープ
 ロード 393
 (71) 出願人 515092161
 バーネット, ジョセフ
 アメリカ合衆国 カリフォルニア 920
 09, カールズバッド, シティオ サ
 ンデロ 3192
 (71) 出願人 515092127
 ケンプ, ナサニエル ジェイ.
 アメリカ合衆国 マサチューセッツ 01
 742, コンコード, マラード ドラ
 イブ 59

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 撮像データセットにおけるパラメータを示すためのシステムおよび使用方法

(57) 【要約】

ユーザが、画像、特に、管腔および管腔内に含まれる医療デバイスの画像を視認、査定、および分析することにおいて補助するためのシステムおよび方法。例えば、グラフィカルユーザインターフェースを通して、管腔および医療デバイスの画像と相互作用するためのシステムおよび方法。本発明は、概して、撮像データセット、例えば、医療デバイスまたは生体管腔に関連する撮像データセットにおけるパラメータを示すためのシステムに関する。一実施形態において、システムは、パラメータに基づく動的グラフィカルアイコンを備えている。

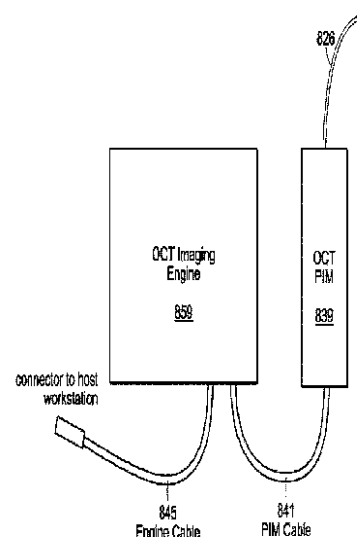


FIG. 3

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

生体構造の管腔に関連する撮像データセットを査定することにおいてユーザを補助するためのシステムであって、前記システムは、

画像を表示するためのモニタと、

中央処理ユニット（CPU）と、

命令を記憶するために前記 CPU に結合されている記憶装置と

を備え、前記命令は、

パラメータの複数の値に対して前記撮像データセットを分析することと、

前記モニタ上に、前記パラメータの前記値に対応するインジケータを有する第 1 の腔内
画像を表示することと、

前記モニタ上でグラフィカルユーザインターフェース（GUI）を前記ユーザに提供する
ことと、

前記ユーザが前記腔内画像と相互作用した場合、前記パラメータの値を表示することと
を行うように前記 CPU を構成する、システム。

【請求項 2】

前記インジケータは、色である、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 3】

前記インジケータは、医療デバイスの画像上にオーバーレイされている、請求項 1 に記
載のシステム。

【請求項 4】

前記撮像データセットは、光コヒーレンス断層撮影、血管内超音波法、位置合わせされ
た光コヒーレンス断層撮影および血管内超音波法、位置合わせされた光コヒーレンス断層
撮影および血管内視鏡法、位置合わせされた血管内超音波法および血管内視鏡法、分光法
、超音波断層撮影、血管内磁気共鳴画像診断、血管内視鏡法、ならびにそれらの組み合わ
せから成る群から選択される技法を用いて取得される、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 5】

前記パラメータは、脈管の直径、脈管管腔の面積、脈管管腔壁の厚さ、プラーク率、脈
管リモデリング指数、組織タイプ、血栓のサイズ、血栓の場所、血流、血圧、流体動態測
定、ステントタイプ、ステント並置、ステント被覆率、ステント断裂、ステント配置、お
よびそれらの組み合わせから成る群から選択される、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 6】

前記医療デバイスの前記画像は、加えて、前記管腔の画像を示す、請求項 3 に記載のシ
ステム。

【請求項 7】

前記パラメータに基づく動的グラフィカルアイコンをさらに備えている、請求項 3 に記
載のシステム。

【請求項 8】

医療デバイスと管腔を画定する生体構造とに関連する撮像データセットを分析すること
においてユーザを補助するためのシステムであって、前記システムは、

画像を表示するためのモニタと、

中央処理ユニット（CPU）と、

命令を記憶するために前記 CPU に結合されている記憶装置と

を備え、前記命令は、

パラメータに対して前記撮像データセットを分析することと、

前記パラメータの存在に基づいてインジケータを前記医療デバイスに割り当てることと

、

前記インジケータを表示することと

を行うように前記 CPU を構成する、システム。

【請求項 9】

前記インジケータは、色である、請求項 8 に記載のシステム。

【請求項 10】

前記インジケータは、前記医療デバイスの画像上にオーバーレイされている、請求項 8 に記載のシステム。

【請求項 11】

前記撮像データセットは、光コヒーレンス断層撮影、血管内超音波法、位置合わせされた光コヒーレンス断層撮影および血管内超音波法、位置合わせされた光コヒーレンス断層撮影および血管内視鏡法、位置合わせされた血管内超音波法および血管内視鏡法、分光法、光音響断層撮影、血管内磁気共鳴画像診断、血管内視鏡法、ならびにそれらの組み合わせから成る群から選択される技法を用いて取得される、請求項 8 に記載のシステム。

10

【請求項 12】

前記パラメータは、脈管の直径、脈管管腔の面積、脈管管腔壁の厚さ、プラーク率、脈管リモデリング指数、組織タイプ、血栓のサイズ、血栓の場所、血流、血圧、流体動態測定、ステントタイプ、ステント並置、ステント被覆率、ステント断裂、ステント配置、およびそれらの組み合わせから成る群から選択される、請求項 8 に記載のシステム。

【請求項 13】

前記医療デバイスの前記画像は、加えて、前記管腔の画像を示す、請求項 10 に記載のシステム。

【請求項 14】

前記パラメータに基づく動的グラフィカルアイコンをさらに備えている、請求項 3 に記載のシステム。

20

【請求項 15】

生体構造の管腔に関連する撮像データセットを査定することにおいてユーザを補助するためのシステムであって、前記システムは、

画像を表示するためのモニタと、

中央処理ユニット（CPU）と、

命令を記憶するために前記 CPU に結合されている記憶装置と

を備え、前記命令は、

パラメータに対して前記撮像データセットを分析することと、

前記撮像データセットに関連付けられた画像を前記モニタ上に表示することと、

30

前記モニタ上でグラフィカルユーザインターフェース（GUI）を前記ユーザに提供することと、

前記ユーザが前記表示された画像または前記表示された画像の一部と相互作用し、前記パラメータが閾値にあるかまたは閾値を越えている場合、アラートを作動させることと

を行うように前記 CPU を構成する、システム。

【請求項 16】

前記撮像データセットは、光コヒーレンス断層撮影、血管内超音波法、位置合わせされた光コヒーレンス断層撮影および血管内超音波法、位置合わせされた光コヒーレンス断層撮影および血管内視鏡法、位置合わせされた血管内超音波法および血管内視鏡法、分光法、光音響断層撮影、血管内磁気共鳴画像診断、血管内視鏡法、ならびにそれらの組み合わせから成る群から選択される技法を用いて取得される、請求項 15 に記載のシステム。

40

【請求項 17】

前記パラメータは、脈管の直径、脈管管腔の面積、脈管管腔壁の厚さ、プラーク率、脈管リモデリング指数、組織タイプ、血栓のサイズ、血栓の場所、血流、血圧、流体動態測定、ステントタイプ、ステント並置、ステント被覆率、ステント断裂、ステント配置、およびそれらの組み合わせから成る群から選択される、請求項 15 に記載のシステム。

【請求項 18】

前記パラメータに基づく動的グラフィカルアイコンをさらに備えている、請求項 15 に記載のシステム。

【請求項 19】

50

前記アラートは、視覚アラート、聴覚アラート、触覚アラート、動的ゲージインジケータアラート、およびそれらの組み合わせから成る群から選択される、請求項 15 に記載のシステム。

【請求項 20】

前記視覚アラートは、色分けされたインジケータ、脈動するインジケータ、前記画像パラメータのカラーマップ、サイズ変更管腔画像、管腔画像内にエンコードされたサイズ変更パラメータ、ゲージ、吹き出しマーカー、およびそれらの組み合わせから成る群から選択される、請求項 19 に記載のシステム。

【請求項 21】

前記システムは、加えて、前記モニタと相互作用するためのポインティングデバイスを備え、前記触覚アラートは、前記ポインティングデバイスの振動を備えている、請求項 15 に記載のシステム。

10

【請求項 22】

生体構造の管腔に関連する撮像データセットを査定することにおいてユーザを補助するためのシステムであって、前記システムは、

画像を表示するためのモニタと、

中央処理ユニット（CPU）と、

命令を記憶するために前記 CPU に結合されている記憶装置と

を備え、前記命令は、

パラメータの複数の値に対して前記撮像データセットを分析することと、

20

前記モニタ上に、前記パラメータの前記値に対応するインジケータを有する第 1 の腔内画像を表示することと、

前記モニタ上でグラフィカルユーザインターフェース（GUI）を前記ユーザに提供することと、

前記ユーザが前記腔内画像と相互作用した場合、前記パラメータの値を表示することと行うように前記 CPU を構成する、システム。

【請求項 23】

前記命令は、加えて、前記ユーザが前記第 1 の腔内画像と相互作用した場合、第 2 の腔内画像を表示するように前記 CPU を構成する、請求項 22 に記載のシステム。

【請求項 24】

30

前記第 2 の腔内画像は、前記管腔の断面図である、請求項 23 に記載のシステム。

【請求項 25】

生体構造の管腔に関連する撮像データセットを査定することにおいてユーザを補助するためのシステムであって、前記システムは、

画像を表示するためのモニタと、

中央処理ユニット（CPU）と、

命令を記憶するために前記 CPU に結合されている記憶装置と

を備え、前記命令は、

パラメータの複数の値に対して前記撮像データセットを分析することと、

40

前記モニタ上に、前記パラメータの前記値に対応するインジケータを有する第 1 の腔内画像を表示することと、

前記モニタ上でグラフィカルユーザインターフェース（GUI）を前記ユーザに提供することと、

前記ユーザが前記第 1 の腔内画像と相互作用した場合、第 2 の腔内画像を表示することと

を行うように前記 CPU を構成する、システム。

【請求項 26】

前記第 2 の腔内画像は、前記管腔の断面図である、請求項 25 に記載のシステム。

【請求項 27】

医療デバイスの画像を前記第 1 または第 2 の腔内画像上に重ねることをさらに含む、請

50

求項 25 に記載のシステム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

（関連出願）

本願は、米国仮特許出願第 61 / 710, 419 号（2012 年 10 月 5 日出願）を基礎とする優先権を主張する。該出願は、その全体が参照により引用される。

【0002】

（発明の分野）

本発明は、概して、撮像データセット、例えば、医療デバイスまたは生体管腔に関連する撮像データセットにおけるパラメータを示すためのシステムに関する。

10

【背景技術】

【0003】

断層撮像は、生体系内の高分解能断面撮像を可能にする、信号取得および処理技術である。断層撮像システムは、例えば、光コヒーレンス断層撮影システム、超音波撮像システム、およびコンピュータ断層撮影を含む。断層撮像は、特に、低侵襲的手技を通して、カテーテル内に配置されるプローブを使用して、血管等の身体内の脈管または管腔の表面下を撮像するために非常に好適である。

【0004】

典型的断層撮像カテーテルは、脈管の画像ビデオループを記録しながら、血管を通して縦方向に回転および移動する、撮像コアから成る。その動きは、3D データセットをもたらし、各フレームは、異なる縦断面における脈管の 360 度スライスを提供する。これらのフレームは、心臓病専門医に、患者内の狭窄の場所および重症度、不安定プラークの存在、ならびに経時的な心血管疾患の変化等の非常に貴重な情報を提供する。本情報はまた、薬物療法、ステント配置、血管形成術、またはバイパス外科手術、弁置換等の患者のための適切な治療計画を決定することにおいて補助する。

20

【0005】

概して、断層画像を図式的に分析するために、臨床医は、一連の画像フレームを通してスクロールし、解剖学的着目構造上で種々の測定を手動で行う。いくつかの事例では、演算アルゴリズムもまた、種々の解剖学的測定を計算し、その数値を画像表示画面に表示するために使用される。数値出力は、有用情報を提供するが、画像のフレームを通してスクロールすることによって、断層画像の大量のデータセットを評価および比較することは時間がかかる。長時間の精査はまた、精神的疲労につながり、ひいては、観察者のエラーにつながり得る。

30

【0006】

血管系の評価に加え、断層撮像はまた、血管ステントを配置または評価するために使用され得る。ステントは、金属またはポリマーから作製される小型の管状構造であり、血管の中に挿入され、脈管を開放して保持し、閉塞が生じないように保つ。ステントはまた、壁組織が薄い、または石灰化が形成される、脈管の区域を補強するために使用されることができ、典型的には、ステントは、脈管が撮像された後、バルーンカテーテルを用いて配置される。

40

【0007】

しかしながら、ステント配置に関連付けられたいくつかのリスクが存在する。例えば、ステントは、血管病変を生じさせ、後に、塞栓形成（血管系を移動させて遮断）し得る。病変を回避するために、ステントは、脈管内に平行に配置されるべきであり、ステントは、展開の間、脈管壁に均一に接触すべきである。加えて、ステントと脈管壁との間の血液貯留または凝固による、後続の遮断または血栓のリスクのため、ステントと脈管壁との間に死空間が存在しないことが重要である。（ステントと脈管壁との間に間隙を伴って配置されたステントは、「不完全並置」と言われる。）したがって、ステントが適切に配置されていることを検証することが重要である。

50

【0008】

断層撮像が、ステント（または、他の医療デバイス）を評価するために使用される場合、同じ問題の多くが、圧倒数の組の画像および画像処理に関連する疲労に関して生じる。加えて、画像が、例えば、コンピュータモニタ上に表示されるときに適切に配置されたデバイスと不適切に配置されたデバイスとの間の視覚的類似性のため、医療デバイスの問題となる配置を直ちに判別することは困難であり得る。

【発明の概要】

【課題を解決するための手段】

【0009】

本発明は、概して、医療従事者が、医療画像内の重要なパラメータを視覚化するのに役立つためのシステムおよび方法を提供する。ユーザは、解剖学的測定値から生じる生体管腔および／または医療デバイスを画定する画像の拡張グラフィカル表示が提供される。種々の重要なパラメータは、視覚、聴覚、または触覚表示あるいはアラートの使用を通して、強調されることができる。いくつかの事例では、撮像データセットは、光コヒーレンス断層撮影または超音波測定から取得されるであろう。さらに細かい分析のために、画像との相互作用は、さらなる詳細を伴う追加の関連画像の表示を促すであろう。故に、本発明の方法は、提供者がデータをより迅速に合成し、関心区域に焦点を当てることを可能にすることによって、画像データセットの検討を加速させるであろう。加えて、関連インジケータおよびアラートの使用とともに画像を表示することは、臨床評価の間、エラーの潜在性を低減させるであろう。

【0010】

本発明は、ユーザが、医療デバイスと管腔を画定する生体構造とに関連する撮像データセットを分析することにおいて補助するためのシステムおよび方法を含む。本システムは、画像を表示するためのモニタと、中央処理ユニット（CPU）と、本発明の方法を実施するための命令を記憶するために、CPUに結合された記憶装置とを備えている。典型的には、命令は、パラメータに対して撮像データセットを分析し、パラメータの存在に基づいてインジケータを医療デバイスに割り当て、インジケータを表示するようにCPUを構成する。いくつかの実施形態では、インジケータは、色である。パラメータは、撮像データセット内に含まれる情報を用いて評価され得る、いくつかの条件または関心事のいずれかに関連し得る。例えば、パラメータは、脈管の直径、脈管管腔の面積、脈管管腔壁の厚さ、プラーク率（*plaque burden*）、脈管リモデリング指数、組織タイプ、血栓のサイズ、血栓の場所、血流、血圧、流体動態測定、ステントタイプ、ステント並置、ステント被覆率、ステント断裂、またはステント配置であり得る。医療デバイスは、ステント、ペースメーカー、人工弁、グラフト、およびインプラント、滅菌デバイス、カテーテル、または電極であり得る。

【0011】

本発明は、そこから3次元画像組成物が導出される、2次元データセットを生成する、デバイスからの撮像データセット、例えば、光コヒーレンス断層撮影、血管内超音波法、位置合わせされた（*co-registered*）光コヒーレンス断層撮影および血管内超音波法、位置合わせされた光コヒーレンス断層撮影および血管内視鏡法、位置合わせされた血管内超音波法および血管内視鏡法、分光法、光音響断層撮影、血管内磁気共鳴画像診断、血管内視鏡法、またはそれらの組み合わせに適用可能である。

【0012】

本発明は、加えて、ユーザが、生体構造の管腔に関連する撮像データセットを査定することにおいて補助するシステムおよび方法を含む。本システムは、画像を表示するためのモニタと、中央処理ユニット（CPU）と、本発明の方法を実施するための命令を記憶するために、CPUに結合されている記憶装置とを備えている。典型的には、命令は、パラメータに対して撮像データセットを分析し、撮像データセットに関連付けられた画像をモニタ上に表示し、ユーザに対して、モニタ上にグラフィカルユーザインターフェース（GUI）を提供し、ユーザが、表示された画像または表示された画像の一部と相互作用し、

パラメータが、閾値にあるかまたは閾値を越えている場合、アラートを作動させるようにCPUを構成する。アラートは、視覚アラート、聴覚アラート、触覚アラート、動的ゲージインジケータアラート、またはそれらの組み合わせであり得る。いくつかの実施形態では、視覚アラートは、色分けされたインジケータ、脈動するインジケータ、画像パラメータのカラーマップ、サイズ変更画像、画像内にエンコードされたサイズ変更パラメータ、ゲージ、吹き出しマーカ、またはそれらの組み合わせである。いくつかの実施形態では、ユーザは、パラメータに基づく動的グラフィカルアイコンが提供される。

【0013】

他の側面では、命令は、パラメータの複数の値に対して撮像データセットを分析し、モニタ上に、パラメータの値に対応するインジケータを有する第1の腔内画像を表示し、ユーザに対して、モニタ上にグラフィカルユーザインターフェース（GUI）を提供し、ユーザが腔内画像と相互作用した場合、パラメータの値を表示するようにCPUを構成し得る。代替として、または加えて、ユーザが第1の腔内画像と相互作用した場合、本システムは、第2の腔内画像を表示し得る。ある実施形態では、第1の腔内画像は、管腔の3D表現であり、第2の腔内画像は、管腔の断面図である。

【図面の簡単な説明】

【0014】

【図1】図1は、脈管の斜視図である。

【図2】図2は、図1に示される脈管の横断面図である。

【図3】図3は、光コヒーレンス断層撮影（OCT）システムの構成要素の略図である。

【図4】図4は、図3に示される撮像エンジンの略図である。

【図5】図5は、本発明のある実施形態のOCTシステムにおける光経路の略図である。

【図6】図6は、OCTシステムの患者インターフェースモジュールである。

【図7】図7は、本発明のある実施形態による、撮像カテーテルの部品の動きの例証である。

【図8】図8は、本発明のある実施形態による、3次元撮像システムのA走査線のアレイを示す。

【図9】図9は、脈管内のA走査の位置付けを示す。

【図10】図10は、本発明のある実施形態による、B走査を構成するために使用される、一組のA走査を図示する。

【図11】図11は、脈管の断面内の図10に示される一組のA走査を示す。

【図12】図12は、660個のA走査を用いてOCT極座標B走査を示す。

【図13】図13は、図12におけるB走査の走査変換画像を示す。

【図14】図14は、本発明のシステムを用いて処理され得る、画像を生成するためのシステムのブロック図である。

【図15】図15は、撮像データセットにおけるパラメータを示すためのシステムのブロック図である。

【図16-1】図16は、（a）医療画像内で医療デバイスを色分けし、（b）ユーザアラートを画像特性に割り当て、（c）画像と相互作用し、パラメータ値を表示し、（d）画像と相互作用し、二次画像を表示する際の手順ステップのブロック図を示す。

【図16-2】図16は、（a）医療画像内で医療デバイスを色分けし、（b）ユーザアラートを画像特性に割り当て、（c）画像と相互作用し、パラメータ値を表示し、（d）画像と相互作用し、二次画像を表示する際の手順ステップのブロック図を示す。

【図17】図17は、脈管管腔の断面積が所定の閾値を下回ることを示す、色分けされた管腔を図示する。

【図18】図18は、脈管管腔の断面積が所定の閾値を上回ることを示す、色分けされた管腔を図示する。

【図19】図19は、透明度を示す管腔の色分けとともに、図17におけるような色分けされた管腔を図示する。

【図20】図20は、透明度を示す管腔の色分けとともに、図18におけるような色分け

10

20

30

40

50

された管腔を図示する。

【図 2 1】図 2 1 は、パラメータの値を示すために使用され得る、例示的インジケータを示す。

【図 2 2】図 2 2 は、管腔面積に基づく陰影とともに、管腔の縦断図を図示する。

【図 2 3】図 2 3 は、断面積を示すために色分けされた管腔の 3 次元図を図示する。

【図 2 4】図 2 4 は、画像と相互作用し、第 2 の関連画像の表示を促すためのグラフィカルユーザインターフェースの使用を図示する。

【図 2 5】図 2 5 は、並置を示すためにステントが色分けされている、管腔内に配置されたステントの広げられたビューを図示する。

【図 2 6】図 2 6 は、並置を示すためにステントが色分けされている、管腔内に配置されたステントの 3 次元図を図示する。

【図 2 7】図 2 7 は、マーカーが画像の分析のための境界を設定するために使用される、管腔内に配置されたステントの広げられたビューを図示する。

【発明を実施するための形態】

【0015】

本発明は、概して、撮像データセット、例えば、医療デバイスまたは生体管腔に関連する撮像データセットにおけるパラメータを示すためのシステムに関する。医療撮像は、断面および多次元の解剖学的画像が入手されたデータから構築される、一般的技術クラスである。データは、限定ではないが、磁気共鳴画像診断 (MRI)、蛍光透視法、X線断層撮影、計算体軸断層撮影、およびコンピュータ断層撮影を含む、X線撮影方法、シンチグラフィ、陽電子放射断層撮影、および単一光子放射コンピュータ断層撮影等の核医学技法、限定ではないが、血管内超音波法分光法 (IVUS)、超音波変調光断層撮影、超音波伝送断層撮影、他の断層技法、例えば、静電容量、磁気誘導、機能MRI、光学投影、および熱音響撮像を含む、光音響撮像超音波デバイスおよび方法、それらの組み合わせ、ならびに 1、2、および 3 次元画像を生成する他の医療技法との組み合わせを含む、種々の信号取得システムから収集されることができる。本明細書に説明される例示は、OCTに適用されるように、本発明に対して描写されるが、これらの技法のうちの少なくとも全ては、本発明のシステムおよび方法との使用のために検討される。

【0016】

本明細書に説明される撮像技法の使用を通して、解剖学的構造が、評価され、視覚的に最適化され、または所定の閾値に到達すると、少なくとも 1 つの他の感覚出力に連結され、ユーザに提供されることができる。対応する数値測定値が、1、2、または 3 次元画像データセットにおいて、これらの方法によってユーザに提供されることができる。ユーザインターフェースグラフィックはまた、モニタインターフェース上に他のインジケータ、例えば、解剖学的構造のサイズ、深度、高さ、幅等の % 変化に関連付けられたカラーバー、または管腔画像パラメータに関連する値を表示する動的グラフィカルインジケータのための入力を提供し得る。本方法は、画像データセットにおける各画像の視覚検査を向上させ、それによって、臨床条件の評価および査定にけるユーザエラーを低減させる。

【0017】

本発明の方法およびシステムは、種々の視覚、聴覚、または触覚インジケータを具現化し、医療画像における画像パラメータを強調する。そのようなインジケータとして、例えば、色分けされたインジケータ、脈動するインジケータ、画像パラメータのカラーマップ、サイズ変更管腔画像、管腔画像においてエンコードされたサイズ変更パラメータ、ゲージ、吹き出しマーカー、およびそれらの組み合わせが挙げられる。ある実施形態では、脈動するインジケータは、アイコン、管腔画像、管腔画像パラメータ、色分けされたインジケータ、画像パラメータのカラーマップ、および任意の組み合わせであることができる。他の実施例では、脈動するインジケータの脈動は、画像パラメータに特有の周波数で生じる。いくつかの実施形態では、画像パラメータのヒートマップが、ユーザがパラメータの複数の値を迅速に査定し得るように使用され得る。例えば、構造が、値の範囲を示すために、低から高、または不良から良好、または高リスクから低リスクに基づいて、赤色から

緑色にコード化され得る。代替として、構造はまた、パラメータの値を示すために、陰影または塗りつぶし模様（例えば、平行線模様）を用いてコード化され得る。

【0018】

視覚インジケータの種々の実施形態は、例えば、画像パラメータのための動的グラフィカルアイコンを含むことができる。動的グラフィカルアイコンは、ユーザが一連の画像を通してスクロールする場合、パラメータを一まとめに扱うか、または別様に区切る、吹き出しであることができるか、あるいは、それは、例えば、ユーザが画像のセットを通してスクロールする場合に変化する画像パラメータの値の範囲のいずれかにその値を調節する、針ゲージであることができる。

【0019】

しかしながら、本明細書に説明されるシステムおよび方法は、単一パラメータの表示に限定されない。すなわち、いくつかの実施形態では、複数のパラメータが、同時に、表示される。各パラメータは、対応する視覚、聴覚、または触覚インジケータを有し得る。いくつかの実施形態では、複数のパラメータは、複数の色方式によって示される。いくつかの実施形態では、複数のパラメータは、視覚、聴覚、および触覚インジケータの混合によって示される。いくつかの実施形態では、ユーザは、パラメータ間でトグルするか、またはユーザに、ユーザが画像と相互作用する場合、異なるパラメータを示す第2の画像が表示されるであろう。

【0020】

本発明の他の実施例は、ユーザが所定のパラメータ閾値を有する少なくとも1つの画像にわたりスクロールする場合に作動させられる、インジケータを含む。感覚誘発出力として、例えば、視覚インジケータ、聴覚インジケータ、触覚インジケータ、ゲージインジケータ、およびそれらの組み合わせが挙げられ得る。ある実施例では、視覚感覚誘発出力として、色分けされたインジケータ、脈動するインジケータ、画像パラメータのカラーマップ、サイズ変更管腔画像、管腔画像内にエンコードされたサイズ変更パラメータ、およびそれらの組み合わせが挙げられ得る。代替として、画像の背景が、フラッシュし得るか、画面が、表示された画像のネガ画像を一時的に示し、次いで戻り得るか、またはカラー画像が、ハーフトーン画像に変化し得る。

【0021】

脈動するインジケータは、例えば、アイコン、管腔画像、管腔画像パラメータ、色分けされたインジケータ、画像パラメータのカラーマップ、または任意のそれらの組み合わせであり得る。画像は、着目パラメータに関連する率で脈動し得る。概して、任意のインジケータは、パラメータの閾値に到達すると生じるように設定されることができる。

【0022】

聴覚インジケータは、例えば、パラメータに特有の音を含み得る。ある実施形態では、聴覚インジケータは、画像パラメータが任意の特定の画像内に存在する場合、作動させられることができる。他の実施形態では、聴覚インジケータは、例えば、ユーザが、特定の画像パラメータの閾値をエンコードしている管腔画像にわたりスクロールすると、作動させられることができる。聴覚インジケータは、トーン、ビープ、音楽（例えば、音階）、ホーン、またはブザーであり得る。

【0023】

他の実施例では、感覚誘発出力として、触覚インジケータ、例えば、ユーザとシステム構成要素との間の物理的界面におけるシステム構成要素における振動が挙げられる。システム構成要素として、非限定的実施例であるが、以下、「コンピュータマウス」と称される、コンピュータ支援表示制御モジュール、またはユーザが特定の画像パラメータの閾値をエンコードしている管腔画像にわたりスクロールする場合、触覚信号、例えば、振動をユーザに付与する、タッチ画面モニタが挙げられ得る。関連実施形態では、触覚インジケータは、特定の画像が所望のパラメータをエンコードしている場合、または画像パラメータ閾値が画像内にエンコードされている場合、作動させられることができる。

【0024】

本発明のシステムおよび方法は、血管内撮像方法論、とりわけ、管腔の3次元画像を生成する血管内超音波法（IVUS）および光コヒーレンス断層撮影（OCT）等における用途を有する。着目特徴113を有する管腔101の区画が、3D図において、図1に示される。図2は、特徴113を通した管腔101の断面を示す。ある実施形態では、血管内撮像は、撮像デバイスを特徴113の近傍に位置付け、3次元画像を表すデータを収集することを伴う。

【0025】

血管、リンパ系および神経系の血管系、小腸、大腸、胃、食道、結腸、膵管、胆管、肝管の管腔を含む、胃腸管の種々の構造、輸精管、膣、子宮、および卵管を含む、生殖器官の管腔、尿細管、腎細管、尿管、および膀胱を含む、尿路の構造、ならびに頭頸部および

10

【0026】

心臓の動脈は、特に、OCT等の撮像デバイスを用いて検査することが有用である。冠動脈のOCT撮像は、冠動脈内の任意の特定の点におけるプラークの蓄積の量を決定することができる。数十年にわたる動脈壁内のプラークの集積は、不安定プラークの編成であり、ひいては、心臓発作および動脈の狭窄（狭小化）につながる。OCTは、動脈の壁内のプラークボリュームおよび／または動脈管腔の狭窄の程度の両方を決定する際に有用である。これは、特に、血管造影撮像が入口病変の管腔等に関して信頼性がないと見なされる状況、または血管造影画像が管腔区画を適正に視覚化しない状況において有用であり得る。例示的領域として、複数の重複する動脈区画を伴うものが挙げられる。また、それは、ステントを用いて、または用いずに、動脈の液圧血管形成術拡張等を用いた狭窄の治療の効果と、経時的医療療法の結果とを査定するためにも使用される。例示の実施形態では、本発明は、OCTによって、3次元画像を捕捉するためのシステムを提供する。

20

【0027】

OCTは、カテーテルの遠位端に取り付けられた小型近赤外線発光プローブを伴う、特別に設計されたカテーテルを使用する、医療撮像方法論である。光学信号取得および処理方法として、それは、光学散乱媒体（例えば、生体組織）内からマイクロメートル分解能の3次元画像を捕捉する。市販のOCTシステムは、絵画保存および診断医療を含む、多用途において採用されており、特に、眼科学では、網膜内から詳細画像を取得するために使用され得る。網膜の詳細画像は、いくつかの眼疾患および眼外傷を識別することを可能にする。最近では、また、冠動脈疾患を診断するのに役立てるために、介入心臓学でも使用され始めている。OCTは、干渉測定技術の適用が、例えば、血管の内側から視認し、生体内の血管の内皮（内壁）を視覚化することを可能にする。

30

【0028】

生体医療撮像のためのOCTおよび他の信号処理撮像システムの他の用途として、表面下構造および血流形成を撮像するための皮膚科学、歯および歯肉線の構造を撮像し、脱灰および再石灰化、歯石、虫歯、ならびに歯周病を識別および追跡するための歯科医学、胃腸管を撮像し、クローン病および潰瘍性大腸炎によって生じるもの等のポリープおよび炎症を検出するための消化器病学、悪性と正常組織とを判別するための癌診断における使用が挙げられる。

40

【0029】

概して、OCTシステムは、1) 撮像カテーテルと、2) OCT撮像ハードウェアと、3) ホストアプリケーションソフトウェアとの3つの構成要素を備えている。利用された場合、構成要素は、OCTデータを取得し、OCTデータを処理し、捕捉されたデータをホストシステムに伝送可能である。OCTシステムおよび方法は、概して、Condit、他の米国特許出願公開第2011/0152771号、Condit、他の米国特許出願公開第2010/0220334号、Castella、他の米国特許出願公開第2009/0043191号、Milner、他の米国特許出願公開第2008/0291463号、およびKemp, N. の米国特許出願公開第2008/0180683号に説明

50

されており、それらの各々の内容は、参照することによって、全体として組み込まれる。ある実施形態では、本発明のシステムおよび方法は、本明細書に説明される組織撮像デバイスおよび方法が、代替として、OCT、IVUS、または他のハードウェアとともに使用されることができるよう、2つ以上の異なる3次元撮像システムと相互作用するように構成される、処理ハードウェアを含む。

【0030】

OCTでは、光源は、光のビームを撮像デバイスに送達し、標的組織を撮像する。光源は、広スペクトル光源であるか、またはより限定されたスペクトルの波長、例えば、近赤外線を提供することができる。光源は、パルス波または連続波であり得る。例えば、光源は、ダイオード（例えば、スーパーluminescentダイオード）、またはダイオードアレイ、半導体レーザ、超短波パルス型レーザ、またはスーパーコンティニウム光源であり得る。典型的には、光源は、フィルタリングされ、ユーザが、増幅されるべき光の波長を選択することを可能にする。医療用途において一般に使用される波長として、近赤外線光、例えば、約800nm～約1700nmが挙げられる。本発明の方法は、時間ドメインまたは周波数（高精細）ドメインのいずれかにおいて動作するOCTシステムを含む、任意のOCTシステムから取得される画像データに適用される。

【0031】

時間ドメインOCTでは、干渉スペクトルは、基準ミラー等の走査光学系を縦方向に移動させ、基準経路を変更し、サンプル内の光の反射による複数の光学経路を一致させることによって取得される。反射を与える信号が、経時的にサンプリングされ、具体的距離において移動する光は、検出器において干渉を生成する。サンプルを横断して、走査機構を側方に（または、回転）移動させると、サンプルの反射率分布（すなわち、撮像データセット）が生成され、そこから、2次元および3次元画像が生成されることができ

【0032】

周波数ドメインOCTでは、ある範囲の光学周波数を放出可能な光源が、干渉計を通過し、干渉計は、サンプルから戻された光を同一の源からの光の基準ビームと結合し、結合された光の強度が、光学周波数の関数として記録され、干渉スペクトルを形成する。干渉スペクトルのフーリエ変換は、サンプル内の深度に沿った反射率分布を提供する。

【0033】

周波数ドメインOCTのいくつかの方法が、文献に説明されている。「スペクトルレーザ」とも呼ばれる（Optics Letters, vol. 21, No. 14 (1996) 1087-1089）、スペクトルドメインOCT（SD-OCT）では、回折格子またはプリズムまたは他の手段が、干渉計の出力をその光学周波数成分に分散させるために使用される。これらの分離された成分の強度が、各検出器が光学周波数または光学周波数のわずかな範囲を受信する、光学検出器のアレイを使用して測定される。これらの光学検出器からの測定値の組は、干渉スペクトルを形成し（Smith, L. M. and C. C. Dobson, Applied Optics vol. 28: (1989) 3339-3342）、散乱体までの距離が、パワースペクトル内の波長依存縞間隔によって決定される。SD-OCTは、奥行走査が必要ではないように、光学検出器のアレイの露出を分析することによって、照明軸に沿って置かれた複数の散乱体の距離および散乱強度の決定を可能にする。

【0034】

代替として、掃引源OCTでは、干渉スペクトルは、源の光学周波数がある範囲の光学周波数を通して掃引される、調節可能光学周波数を伴う源を使用し、掃引の間の時間の関数として、干渉された光強度を記録することによって、記録される。掃引源OCTの実施例は、米国特許第5,321,501号に説明されている。

【0035】

時間および周波数ドメインシステムはさらに、システムの光学レイアウトに基づいて、タイプが異なり得る。すなわち、共通ビーム経路システムおよびビーム経路差システムである。共通ビーム経路システムは、全ての產生された光を単一光ファイバを通して送信し

、基準信号およびサンプル信号を発生させる一方、ビーム経路差システムは、光の一部がサンプルに向かわせられ、他の部分が基準表面に向かわせられるように、產生された光を分割する。共通ビーム経路システムは、米国特許第7, 999, 938号、米国特許第7, 995, 210号、および米国特許第7, 787, 127号に説明されており、ビーム経路差システムは、米国特許第7, 783, 337号、米国特許第6, 134, 003号、および米国特許第6, 421, 164号に説明されており、それらの各々の内容は、参照することによって、全体として本明細書に組み込まれる。

【0036】

ある実施形態では、本発明は、図3に図示されるように、血管内撮像能力を伴う、ビーム経路差OCTシステムを提供する。血管内撮像のために、光ビームが、光ファイバ系撮像カテーテル826を介して、脈管管腔に送達される。撮像カテーテルは、ハードウェアを通して、ホストワークステーション上のソフトウェアに接続される。ハードウェアは、撮像エンジン859と、ユーザ制御を含むハンドヘルド患者インターフェースモジュール(PIM)839とを含む。撮像カテーテル826の近位端は、図3に示されるように、撮像エンジン859に接続されるPIM839に接続される。

10

【0037】

撮像エンジン859の実施形態が、図4に示される。撮像エンジン859(すなわち、ベッドサイドユニット)は、分電盤849と、光源827と、干渉計831と、可変遅延線835と、データ取得(DAQ)ボード855と、光学コントローラボード(OCB)851とを格納する。PIMケーブル841は、撮像エンジン859とPIM839を接続し、エンジンケーブル845は、撮像エンジン859とホストワークステーション(図示せず)を接続する。

20

【0038】

図5は、本発明との使用のために好適なOCTシステム内で使用され得る、ビーム経路差システムにおける例示的光経路を示す。測定値を生成するための光は、光源827内から発生する。本光は、主OCT干渉計905と補助干渉計911との間で分割される。いくつかの実施形態では、補助干渉計は、「クロック」干渉計と称される。OCT干渉計905に向かわせられる光はさらに、非対称分割比を用いて、スプリッタ917によって分割され、スプリッタ919によって再結合される。スプリッタ917からの光の大部分は、サンプル経路913の中に誘導される一方、残りは、基準経路915の中に進む。サンプル経路917は、PIM839および撮像カテーテルコア826を通して延び、サンプルが測定される撮像カテーテルの遠位端で終端する光ファイバを含む。

30

【0039】

反射される光は、サンプル経路913に沿って伝送され、スプリッタ919において、基準経路915からの光と再結合される。基準経路上の可変遅延線(VDL)925は、調節可能ファイバコイルを使用して、基準経路915の長さをサンプル経路913の長さに一致させる。基準経路長は、ファームウェアまたはソフトウェアの制御下、平行移動ステージ上のミラーを平行移動させるステップモータによって調節される。

【0040】

スプリッタ919からの結合された光は、直交偏光状態に分割され、RF帯域偏光分岐時間干渉縞信号をもたらす。干渉縞信号は、光学コントローラボード(OCB)851上のPINフォトダイオード929aおよび929bを使用して、光電流に変換される。干渉、偏光分割、および検出ステップは、OCB851上の偏光分岐モジュール(PDM)(図示せず)によって行われる。OCB851からの信号は、図4に示されるDAQ855に送信される。DAQ855は、デジタル信号処理(DSP)マイクロプロセッサおよびフィールドプログラマブルゲートアレイ(FPGA)を含み、信号をデジタル化し、ホストワークステーションおよびPIM839と通信する。FPGAは、未加工光学干渉信号を有意義な反射測定値に変換する。DAQ855はまた、必要に応じて、例えば、画像転送幅を1Gbpsまでデータを圧縮する(例えば、不可逆圧縮JPEGエンコーダを用いてフレームを圧縮する)。

40

50

【0041】

典型的血管内OCTは、標準的介入技法、およびガイドワイヤ、ガイドカテーテル、および血管造影システム等のツールを使用して、撮像カテーテルを患者の標的脈管の中に導入することを伴う。撮像カテーテルは、例えば、Castlella、他の米国特許出願公開第2009/0043191号およびDick、他の米国特許出願公開第2009/0018393号（両方とも、参照することによってその全体として本明細書に組み込まれる）に説明されるような、同時撮像のためのOCT-IVUSシステムによって、IVUSと統合され得る。

【0042】

サンプル測定を制御する、PIM839の詳細は、図6に示される。撮像カテーテルコア826の回転は、スピンモータ861によって駆動される一方、撮像カテーテルコア826の近位平行移動は、引き戻しモータ665によって駆動される。軸117に沿った回転および平行移動の組み合わせは、図7によって説明されるように、画像照明および収集のための渦巻状の動きを生成する。多くの実施形態では、撮像されるべき管腔内の血液は、撮像に先立って、一時的に、透明溶液で洗浄される。反射される光は、撮像カテーテルコア826の内側コアによって受信され、基準経路からの光と工学的に相互作用し、図8に図式的に図示されるように、反射率分布ベクトルのアレイ（A-走査）を生じさせる。

【0043】

図9は、管腔、例えば、脈管内のA-走査の位置付けの例示的概略を示す。A-走査線間の分離は、便宜上、誇張されている。A-走査、例えば、 A_{11} 、 A_{12} 、 $\dots$ 、 A_N が管腔の表面（例えば、脈管壁）を横切る各場所において、サンプルを照射するサンプル光が反射され、反射された光の一部が捕捉される。捕捉された反射光は、次いで、基準光と相互作用し、次いで、前述のように検出される。各A-走査線に沿って検出される反射の差異は、撮像された管腔内の特徴に関連付けられる。データが、A-走査 A_{11} 、 A_{12} 、 $\dots$ 、 A_N から収集され、有形非一過性メモリ内に記憶される。典型的には、回転システムは、画像ビデオループを記憶しながら、回転および後退（または、前進）する、撮像コアから成る。この動きは、2次元画像フレームの3次元データセットをもたらし、各フレームは、異なる縦方向場所において、脈管の360°スライスを提供する。

【0044】

概して、軸117の周囲のカテーテル826の1回転に対応する、集合組のA-走査は、B-走査を生成するために使用される。図10は、本発明のある実施形態による、B-走査を構成するために使用される、一組のA-走査 A_{11} 、 A_{12} 、 $\dots$ 、 A_{18} を図示する。これらのA-走査線は、軸117を見下ろして見るように示される（すなわち、それらの間の縦方向距離は、示されない）。8つのA-走査線が、図10に図示されるが、典型的OCT用途は、B-走査あたり300〜1,000A-走査線（例えば、約660）を含む。

【0045】

全A-走査線のデータは、一緒に、組織の3次元画像を作成するために使用されることができる。最初に、A-走査は、一実施形態では、断層図とも称される、管腔の断面画像である、B-走査を作成するために使用されることができる。例えば、図12は、図7-11に説明されるような（すなわち脈管の断面内の）収集された一組の660個のA-走査を含む、B-走査を示す。代替として、その組のA-走査は、回転撮像モダリティによって変換され、図13に示されるように、断面画像に対応するB-走査を形成し得る。反時計回り方式におけるカテーテルの回転測定は、図13における円形白色矢印によって示される。このサンプリングの動きは、図12における0から660への白色矢印の動きに対応する。また、図12-13では、撮像カテーテルは、上側脈管壁により近く、図13の12時の位置における同心円形および図12の対称性の欠如をもたらしていることに留意されたい。B-走査が、軸117に沿った位置の関数として生成された後、B-走査は、図22および23に示されるような管腔の縦断図および3次元図を生成するように処理されることができる。

10

20

30

40

50

【0046】

画像を構築するために、収集された反射測定値は、測定値からのデータを写真形式にコンパイルする、種々のコンピュータまたはプロセッサベースのシステムを用いて処理される。例えば、図14に説明されるシステムは、OCTプローブ測定値から腔内画像を構築し、随意に、画像をOCTシステムのユーザに表示するために使用され得る。いくつかの実施形態では、ユーザは、視覚インターフェースと相互作用し、撮像システムから画像を視認する。ユーザからの入力（例えば、パラメータまたは選択）は、電子デバイス内のプロセッサによって受信される。選択は、視覚表示の中にレンダリングされることができ、電子デバイスを含む例示的システムは、図14に図示される。図14に示されるように、撮像エンジン859は、ネットワーク2409を経由して、ホストワークステーション2433と、随意に、サーバ2413と通信する。いくつかの実施形態では、オペレータは、コンピュータ2449または端末2467を使用して、システム2400を制御するか、または画像を受信する。画像は、モニタを含み得る、I/O2454、2437、または2471を使用して表示され得る。I/Oは、キーボード、マウス、またはタッチスクリーンを含み、プロセッサ2421、2459、2441、または2475のいずれかと通信し、例えば、データを任意の有形非一過性メモリ2463、2445、2479、または2429内に記憶させ得る。サーバ2413は、概して、インターフェースモジュール2425を含み、ネットワーク2409を経由して通信をもたらす、またはデータをデータファイル2417に書き込む。

10

【0047】

システム2400は、前述のように、例えば、インジケータとともに、画像を双方向形式で表示する命令を実行するために使用され得る。代替として、撮像データセットは、CPU1510と、記憶装置1520と、モニタ1530とを備えているシステムを用いて、査定、分析、および変換され得る。記憶装置1520は、例えば、パラメータに対して撮像データセットを分析し、パラメータの存在に基づいてインジケータを医療デバイスに割り当て、モニタ1530上にインジケータを表示するようにCPU1510を構成するように、本発明の方法を実施するための命令を含み得る。例えば、CPU1510は、モニタ1530に、色分けされたステントとともに、管腔の縦断画像を表示するように命令し得る。いくつかの実施形態では、本発明のシステムは、加えて、ユーザが画像と相互作用することを可能にする、グラフィカルユーザインターフェース（GUI）1540を備えているであろう。いくつかの実施形態では、CPU1510、記憶装置1520、およびモニタ1530は、システム2400内に包含され得る。

20

30

【0048】

本明細書に説明されるシステムおよびその使用方法は、プロセッサまたは各デバイスがプロセスまたは方法の少なくとも一部を行うコンピューティングデバイスの任意の組み合わせを含む、コンピュータ等の任意のタイプのコンピューティングデバイスを使用して行われることができる。いくつかの実施形態では、本明細書に説明されるシステムおよび方法は、ハンドヘルドデバイス、例えば、スマートタブレット、またはスマートフォン、またはシステムのために生成された特殊デバイスを用いて行われ得る。

【0049】

いくつかの実施形態では、本発明のデバイスは、OCT撮像システムを含み、OCT撮像ハードウェアの動作を通して、3次元データセットを取得する。いくつかの実施形態では、本発明のデバイスは、ラップトップ、デスクトップ、またはタブレットコンピュータ等のコンピュータデバイスであって、ネットワークを使用したサーバ上のディスクドライブとして、または電子メール添付として、有形記憶媒体からそれを読み出すことによって、3次元データセットを取得する。

40

【0050】

本発明の方法は、ソフトウェア、ハードウェア、ファームウェア、ハード配線、またはこれらのいずれかの組み合わせを使用して、行われることができる。機能を実装する特徴はまた、機能の一部が異なる物理的場所に実装されるように分散されることを含め、種々

50

の位置に物理的に位置することができる（例えば、無線または有線接続を用いて、ある部屋に撮像装置および別の部屋または別個の建物にホストワークステーション等）。

【0051】

コンピュータプログラムの実行のために好適なプロセッサとして、一例として、汎用および特殊目的マイクロプロセッサの両方、ならびに任意の種類のデジタルコンピュータの任意の1つ以上のプロセッサが挙げられる。概して、プロセッサは、命令およびデータを読取専用メモリまたはランダムアクセスメモリまたは両方から受信するであろう。コンピュータの不可欠な要素は、命令を実行するためのプロセッサと、命令およびデータを記憶するための1つ以上のメモリデバイスである。概して、コンピュータはまた、データを記憶するための1つ以上の大容量記憶デバイス、例えば、磁気、光磁気ディスク、または光ディスクを含む、またはそこに動作可能に結合され、そこからデータを受信する、またはそこにデータを転送する、または両方を行うであろう。コンピュータプログラム命令およびデータを具現化するために好適な情報キャリアとして、一例として、半導体メモリデバイス（例えば、EPROM、EEPROM、固体状態ドライブ（SSD）、およびフラッシュメモリデバイス）、磁気ディスク（例えば、内部ハードディスクまたは可撤性ディスク）、光磁気ディスク、および光ディスク（例えば、CDおよびDVDディスク）を含む、あらゆる形態の不揮発性メモリが挙げられる。プロセッサおよびメモリは、特殊目的論理回路によって補完される、またはその中に組み込まれることができる。

10

【0052】

ユーザとの相互作用を提供するために、本明細書に説明される主題は、I/Oデバイス、例えば、CRT、LCD、LED、または情報をユーザに表示するための投影デバイスおよびユーザが入力をコンピュータに提供し得る、キーボードおよびポインティングデバイス等の入力または出力デバイス（例えば、マウスまたはトラックボール）を有する、コンピュータ上に実装されることができる。他の種類のデバイスも同様に、ユーザとの相互作用を提供するために使用されることができる。例えば、ユーザに提供されるフィードバックは、感覚フィードバック（例えば、視覚フィードバック、聴覚フィードバック、または触覚フィードバック）の任意の形態であることができ、ユーザからの入力、音響、発話、または触覚入力を含む、任意の形態で受信されることができる。

20

【0053】

本明細書に説明される主題は、バックエンド構成要素（例えば、データサーバ）、ミドルウェア構成要素（例えば、アプリケーションサーバ）、またはフロントエンド構成要素（例えば、それを通して、ユーザが本明細書に説明される主題の実装と相互作用することができる、グラフィカルユーザインターフェースまたはウェブブラウザを有する、クライアントコンピュータ）、またはそのようなバックエンド、ミドルウェア、およびフロントエンド構成要素の任意の組み合わせを含む、コンピューティングシステム内に実装されることができる。システムの構成要素は、デジタルデータ通信、例えば、通信ネットワークの任意の形態または媒体によって、ネットワークを通して、相互接続されることができる。通信ネットワークの実施例として、セルネットワーク（例えば、3Gまたは4G）、ローカルエリアネットワーク（LAN）、および広域ネットワーク（WAN）、例えば、インターネットが挙げられる。

30

40

【0054】

本明細書に説明される主題は、データ処理装置（例えば、プログラマブルプロセッサ、コンピュータ、または複数のコンピュータ）の動作によって実行するため、またはそれを制御するために、情報キャリア内（例えば、非一過性コンピュータ読み取り可能な媒体内）で有形具現化される、1つ以上のコンピュータプログラム等の1つ以上のコンピュータプログラム製品として実装されることができる。コンピュータプログラム（プログラム、ソフトウェア、ソフトウェアアプリケーション、アプリ、マクロ、またはコードとしても知られる）は、コンパイルまたは解釈言語（例えば、C、C++、Perl）を含む、プログラミング言語の任意の形態で書き込まれることができ、独立型プログラムとして、またはモジュール、構成要素、サブルーチン、またはコンピューティング環境において使用

50

するために好適な他のユニットとして含め、任意の形態で展開されることができる。本発明のシステムおよび方法は、限定ではないが、C、C++、Perl、Java（登録商標）、ActiveX、HTML5、Visual Basic、またはJava（登録商標）Scriptを含む、当技術分野において公知の任意の好適なプログラミング言語で書き込まれた命令を含むことができる。

【0055】

コンピュータプログラムは、必ずしも、ファイルに対応しない。プログラムは、他のプログラムまたはデータを当該プログラム専用の単一ファイルまたは複数の協調ファイル（例えば、1つ以上のモジュール、サブプログラム、またはコードの一部を記憶するファイル）内に保持する、ファイルまたはファイルの一部内に記憶されることができる。コンピュータプログラムは、1カ所において、または複数箇所にわたって分散され、通信ネットワークによって相互接続される、1つのコンピュータまたは複数のコンピュータ上で実行されるように展開されることができる。

10

【0056】

ファイルは、例えば、ハードドライブ、SSD、CD、または他の有形非一過性媒体上に記憶されたデジタルファイルであることができる。ファイルは、ネットワークを経由して、1つのデバイスから別のデバイスに送信されることができる（例えば、ネットワークインターフェースカード、モデム、ワイヤレスカード、または類似物を通して、例えば、サーバからクライアントに送信されるパケットとして）。

【0057】

本発明によるファイルの書込は、例えば、粒子を追加、除去、または並べ替えることによって、有形非一過性コンピュータ読み取り可能な媒体を（例えば、実効電荷または双極子モーメントとともに、読取／書込ヘッドによって磁化パターンに）変換することを伴い、パターンは、次いで、ユーザによって所望され、かつユーザにとって有用である、客観的物理現象に関する情報の新しい配置を表す。いくつかの実施形態では、書き込みは、有形非一過性コンピュータ読み取り可能な媒体内の材料の物理的変換を伴う（例えば、光学読取／書込デバイスが、次いで、情報の新しくかつ有用な配置を読み取ることができるように、ある光学特性とともに、例えば、CD-ROMに焼く）。いくつかの実施形態では、ファイルの書込は、NANDフラッシュメモリデバイス等の物理的フラッシュメモリ装置を変換し、フローティングゲートトランジスタから作製されるメモリセルのアレイ内の物理的要素を変換することによって情報を記憶することを含む。ファイルの書込方法は、当技術分野において周知であって、例えば、手動でまたは自動的に、プログラムによって、あるいはソフトウェアからの保存コマンドまたはプログラミング言語からの書込コマンドによって、起動されることができる。

20

30

【0058】

好適なコンピューティングデバイスは、典型的には、大容量メモリと、少なくとも1つのグラフィカルユーザインターフェースと、少なくとも1つの表示デバイスとを含み、典型的には、デバイス間の通信を含む。大容量メモリは、あるタイプのコンピュータ読み取り可能な媒体、すなわち、コンピュータ記憶媒体を例証する。コンピュータ記憶媒体は、コンピュータ読み取り可能な命令、データ構造、プログラムモジュール、または他のデータ等の情報の記憶のための任意の方法または技術において実装される、揮発性、不揮発性、可撤性、および非可撤性媒体を含み得る。コンピュータ記憶媒体の実施例として、RAM、ROM、EEPROM、フラッシュメモリ、または他のメモリ技術、CD-ROM、デジタル多用途ディスク（DVD）または他の光学記憶、磁気カセット、磁気テープ、磁気ディスク記憶または他の磁気記憶デバイス、無線周波数識別タグまたはチップ、あるいは所望の情報を記憶するために使用されることができ、コンピューティングデバイスによってアクセスされることができる、任意の他の媒体が挙げられる。

40

【0059】

例示的段階的方法が、図16に図式的に説明される。図16の各ブロックならびに本明細書に開示されるシステムおよび方法の任意の部分は、コンピュータプログラム命令によ

50

って実装されることができ理解されるであろう。これらのプログラム命令は、プロセッサ上で実行する命令が、図16に規定され、または本明細書に開示されるシステムおよび方法に関して説明される、アクションを実装するための手段を作成するように機械を生成するために、プロセッサに提供され得る。コンピュータプログラム命令は、プロセッサによって実行され、一連の動作ステップをプロセッサによって行わせ、コンピュータ実装プロセスを生成し得る。コンピュータプログラム命令はまた、動作ステップの少なくともいくつかを並行して行わせてもよい。さらに、ステップのいくつかはまた、マルチプロセッサコンピュータシステムで生じ得るように、2つ以上のプロセッサにわたって行われ得る。加えて、1つ以上のプロセスもまた、本発明の範囲または精神から逸脱することなく、他のプロセスと並行して、またはさらに図示されるものと異なるシーケンスにおいて行われ得る。

【0060】

本発明のシステムの基本的機能は、図16(a)に説明され、画像データセットが受信され、1つ以上のパラメータが規定および分析され、インジケータが選択され、インジケータが、表示される。いくつかの事例では、例えば、図16(b)に示されるように、パラメータの閾値が、ユーザによって定義されるが、しかしながら、他の事例では、これは、必要ではない。加えて、図16(b)に示されるように、ユーザは、閾値アラートを設定し、画像と相互作用し、それによって、閾値を超えると、アラートをトリガする、GUIが提供され得る。代替実施形態では、例えば、図16(c)および16(d)に示されるように、ユーザはまた、GUIと相互作用することによって、パラメータ値が表示されるか、または追加の画像が表示されることをもたらし得る。

【0061】

閾値分析は、画像分析の分野において公知のアルゴリズムを使用して完了されることができる。例えば、ユーザによって入力される値は、B-走査画像(例えば、図12)の1つ以上の画素に適用されるであろう、閾値レベルに変換され得る。測定された画素のレベルが閾値を上回ると、走査変換された画像(例えば、図13)内の対応する画素が、緑色に表示されるであろう。画素のレベルが閾値未満であると、走査変換された画像(例えば、図13)内の対応する画素は、赤色で表示されるであろう。本方法は、閾値範囲、すなわち、マルチバンド閾値処理を使用することによって、マルチカラー表示を生成するように拡張されることができる。いくつかの事例では、閾値レベルは、事前に設定され得るか、またはユーザが、例えば、GUI内のプルダウンメニューからレベルを選択することによって、リストまたは事前設定レベルから選択し得る。

【0062】

他の事例では、自動閾値処理が、使用され得、画像データセットが、画像(例えば、OCTB-走査)内のある場所に関する画素のレベルの分布を決定するために分析され、分布の中央値が、閾値に設定され、次いで、閾値を上回るおよび下回る画像の画素は、適切に着色され得る。いくつかの実施形態では、統計的範囲外の画素のみ、色分けされるであろう。

【0063】

また、ユーザが、管腔の走査変換画像(例えば、図13)あるいは縦断図または3D図のある側面に対応する閾値を定義し得ることが意図される。例えば、ユーザが、最小管腔面積に関する閾値を定義し得る。システムは、自動的に、B-走査または走査変換画像の分析に基づいて、管腔の各区画に関する管腔面積を決定し、次いで、各区画に対して、最小管腔面積に関する閾値を決定された管腔面積と比較するであろう。最小管腔面積未満の管腔面積を有する区画は、例えば、赤色に色分けされ得る。

【0064】

本発明のシステムおよび方法は、パラメータが、インジケータとして表示され、ユーザが、疾患または障害を示し得る重要特徴を識別することを補助する、管腔の画像を提供する。例えば、ユーザは、OCTを用いて撮像されるべき管腔の直径に関する閾値を設定し得る。ユーザが、管腔の画像を視認するとき、インジケータ、例えば、色コードもまた、

図 17 および 18 に示されるように、画像の上に表示される。閾値を下回る管腔面積を有する管腔の事例（図 17）では、管腔の周縁は、赤色に着色され得、または赤色ドットが、画像の中心に表示され得る。閾値を上回る管腔面積を有する管腔の事例（図 18）では、管腔の周縁は、緑色に着色され得、または緑色ドットが、画像の中心に表示され得る。種々の他のインジケータ、例えば、閾値未満の管腔面積を有する管腔に関しては顕著な「X」、および閾値を上回る管腔面積を有する管腔に関しては顕著なチェックマークも、画像内で使用され得る。色およびマークの組み合わせもまた、好適であろう。表示されたインジケータが重要画像特徴の図を妨害する範囲において、インジケータは、例えば、図 19 および 20 に示されるように、部分的に透明にされることができ、図 17 および 18（それぞれ）の画像は、半透明インジケータを用いてマークされている。他の実施形態では、ユーザは、例えば、画像上で「右クリック」し、インジケータをオフにすることを選択することによって、インジケータをオンまたはオフにトグルすることが可能であり得る。図には示されないが、いくつかの実施形態では、ユーザが、画像と相互作用することによって、パラメータの具体的値、例えば、管腔の直径を読み出すことができることが想定される。代替として、画像との相互作用は、視覚、聴覚、または触覚アラートをトリガし得る。いくつかの実施形態では、画像との相互作用は、別の視覚形式、例えば、図 21（a）に表示されるゲージ等のゲージとして、パラメータの値の表示を促し得る。前述の列挙されたインジケータおよびアラートの組み合わせもまた、可能である。

10

【0065】

他の実施形態では、例えば、図 22 に示されるように、管腔の測定値を縦断形式で表示することが有利となるであろう。図 22 に示されるように、いくつかの B-走査が、端間に並べられ、破断面が管腔を見下ろすように生成される。図 17-20 の断面図のように、縦断画像の周縁は、色分けされ、例えば、閾値または互に対するパラメータの値を示すことができる。いくつかの実施形態では、破断面のボリュームは、色または他の記号で塗りつぶされ、関心領域を示すことができる。

20

【0066】

図 22 に示されるように、直径が閾値を下回る管腔の区分は、ある色、例えば、赤色を用いて陰影が付けられることができ、直径が閾値を上回る管腔の区分は、別の色、例えば、緑色を用いて陰影が付けられることができる。代替として、直径は、陰影が付けられた領域とともに示されることができる。図 22 では、狭窄領域は、より暗いボックスを用いて示される一方、非狭窄領域は、より明るいボックスを用いて示される。他の実施形態では（図示せず）、管腔の縦断図が、表示され得、ユーザは、画像と相互作用することによって、パラメータの具体的値、例えば、管腔の直径を呼び出すことができる。代替として、画像との相互作用は、視覚、聴覚、または触覚アラートをトリガし得る。例えば、ユーザは、縦断画像の長さに沿って、マウスポインタをドラッグし、ポインタが閉塞の領域内にあるとき、触覚アラートを受信し得る。

30

【0067】

他の実施形態では、例えば、図 23 に示されるように、管腔の測定値を 3 次元形式で表示することが有利であろう。図 23 に示されるように、いくつかの B-走査が、端間に並べられ、管腔の 3 次元図が、生成される。3 次元図は、色分けされ、例えば、閾値または互に対するパラメータの値を示し得る。図 23 に示されるように、直径が閾値を下回る管腔の区部は、ある色、例えば、赤色を用いて陰影が付けられることができ、直径が閾値を上回る管腔の区分は、別の色、例えば、緑色を用いて陰影が付けられることができる。中間領域は、第 3 の色、例えば、黄色を用いて陰影が付けられ得る。画像は、赤色から緑色に及ぶ数百の色を用いてスケーリングされ得る。他の実施形態では（図示せず）、管腔の 3 次元図が、表示され得、ユーザは、画像と相互作用することによって、パラメータの具体的値、例えば、管腔の直径を呼び出すことができる。代替として、画像との相互作用は、視覚、聴覚、または触覚アラートをトリガし得る。例えば、ユーザは、3 次元画像の長さに沿って、マウスポインタをドラッグし、ポインタが閉塞の領域内にあるとき、触覚アラートを受信し得る。他の実施形態では、ユーザは、着目領域をクリックし、図 24 に示

40

50

されるように、代替画像、例えば、断面画像を提示することができる。

【0068】

ある実施形態では、ユーザは、ナビゲーション線、カーソル、吹き出しマーカ等インジケータを採用し、視認されている画像内の画像平面を識別することができる。例えば、脈管の3次元画像は、一式の2次元画像フレームから構築されることができる。ユーザは、図24に示されるように、インジケータを3次元画像にわたりスクロールし、画像上のインジケータの場所に対応する特定の画像フレームを識別することができる。特定の画像フレームは、選択され、2次元形式で表示されることができる。ある実施形態では、ユーザが、所定の閾値における診断特性を有する1つ以上の画像フレームを伴う3次元画像にわたり、またはそれを通してインジケータをスクロールする場合、ユーザは、本明細書に説明されるように、コンピュータによってアラートされるであろう。

10

【0069】

本発明のシステムおよび方法を使用することによって、医療デバイスの画像を分析し、それをパラメータに関連するインジケータとともに表示することも可能性である。図25に示されるように、管腔内のステントの広げられたB-走査は、種々の色を用いて示される並置の値とともに表示されることができる。(広げられたB-走査では、3次元構造、すなわち、図23の管腔壁は、2次元シートに展開される。)図25では、ステントは、画像を横断するジグザグパターンとして見られる。不完全並置(「並置不良」)を表示するステントの部分は、暗色で示される一方、適切に並置されたステントの部分は、より明るい色で示される。代替実施形態では、ユーザは、ステントの画像と相互作用し、例えば、ステントの一部が不完全並置を表示する場合、アラートをトリガし得る。他の実施形態では、ユーザは、画像と相互作用することによって、パラメータの具体的値、例えば、ステントの並置を呼び出し得る。別の実施形態では、ユーザは、図21(b)に示されるようなステント並置ゲージを表示させ得る。

20

【0070】

他の方法も公知であるが、本発明のシステムは、縁検出アルゴリズムを使用して、ステントの境界および管腔壁との対応する重複(または、その欠如)を決定し得る。ステントの縁は、反射率の顕著な変化、すなわち、5mm未満、3mm未満、2mm未満、または1mm未満の半径方向距離以内で、10%超、30%超、50%超、または100%超の反射率変化として、A-走査内で検出可能であり得る。ステントの前後半径方向縁は、A-走査内の2つの縁の場所を決定することによって見出されることができる。代替として、ステントは、前述のA-走査の反射率の変化に対応する、画素レベルの顕著な変化を決定することによって、B-走査内で位置を特定され得る。

30

【0071】

ステントの並置に関する値は、ステント縁検出を、管腔境界、すなわち、管腔壁を識別するための方法と組み合わせることによって決定され得る。管腔境界は、米国特許第7,978,916号、S. Tanimoto, G. Rodriguez-Granillo, P. Barlis, S. deWinter, N. Braining, R. Hamers, M. Knappen, S. Verheye, P. W. Serruys, and E. Regar, "A novel approach for quantitative analysis of intracoronary optical coherence tomography: High inter-observer agreement with computer-assisted contour detection," Cathet. Cardiovasc. Intervent. 72, 228-235 (2008)、K. Sihan, C. Botka, F. Post, S. de Winter, E. Regar, R. Hamers, and N. Braining, "A novel approach to quantitative analysis of intraluminal optical coherence tomography imaging," Comput. Cardiol. 1089-1092 (2008)、J. Canny, "A computational a

40

50

pproach to edge detection, " IEEE Trans. Pattern Anal. Mach. Intell. 8, 679-698 (1986) (全て、参照することによってその全体として本明細書に組み込まれる)に開示される技法等、当技術分野において公知の任意の方法を使用して、自動的または半自動的に、画像内で検出されることができる。

【0072】

一実施形態では、並置に関する値は、ステントの後半径方向縁から管腔境界の前半径方向縁の半径方向距離を減算することによって決定されることができる。正值は、間隙または並置不良ステントを示す。ゼロ値または負値は、間隙が存在しない、または組織がステントを部分的に被覆していることを示すであろう。いくつかの実施形態では、ステントは、色分けされ、ステントの一部が管腔境界と接触していないことを示すであろう。いくつかの実施形態では、並置不良ステントを伴う管腔の区画に対応する走査変換画像は、色分けされるか、またはアラートを用いて識別され、ユーザによる識別を促進するであろう。

【0073】

代替実施形態では、図26に示されるように、ステントおよび管腔は、3次元図内に同時に示されることができる。不完全並置を表示するステントの部分は、暗色で示され、適切に並置されているステントの部分は、より明るい色で示される。

【0074】

他の実施形態では、ユーザは、画像の一部と相互作用し、パラメータの識別のための範囲を設定し得る。例えば、図27に示されるように、ユーザは、パラメータ、例えば、ステント並置に関して処理されるべき管腔画像の限界を設定し得、本発明のシステムは、着目領域内ののみのパラメータに基づいて、インジケータをオーバーレイするであろう。

【0075】

本発明のシステムおよび方法は、腔内画像内のステント等の物体の自動検出を提供する、画像処理技法を含む。典型的には、OCT腔内画像は、血管の管腔内で撮影された血管内画像であるが、本明細書に説明される検出方法は、腸等の他の生体管腔内の物体を検出するために使用されることもできる。以下の説明は、OCT画像内の物体を検出することを対象とするが、当業者は、意図される方法およびシステムが、血管内超音波法撮像（IVUS）および複合OCT-IVUS等の任意の他の撮像技法から取得される任意の腔内画像内の物体を検出するために利用されることができることを容易に認識するであろう。

【0076】

（参照による引用）

特許、特許出願、特許刊行物、雑誌、書籍、論文、ウェブ内容等の他の文書の参照および引用が、本開示全体を通して行われた。そのような文書は全て、あらゆる目的のために、参照することによって、全体として本明細書に組み込まれる。

【0077】

（均等物）

本発明は、その精神または不可欠な特性から逸脱することなく、他の具体的形態で具現化され得る。前述の実施形態は、したがって、あらゆる観点において、本明細書に説明される本発明の限定ではなく、例証であると見なされる。本発明の範囲は、したがって、前述の説明によってではなく、添付の請求項によって示され、請求項の均等物の意味および範囲内にある全ての変更は、したがって、その中に包含されるものと意図される。

【図 1】

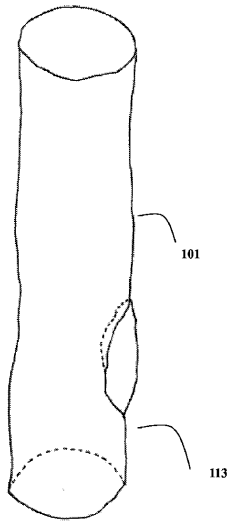


FIG. 1

【図 2】

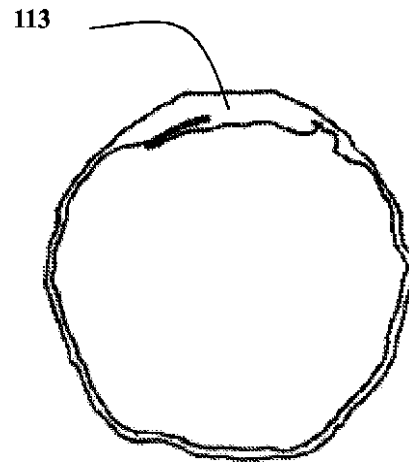


FIG. 2

【図 3】

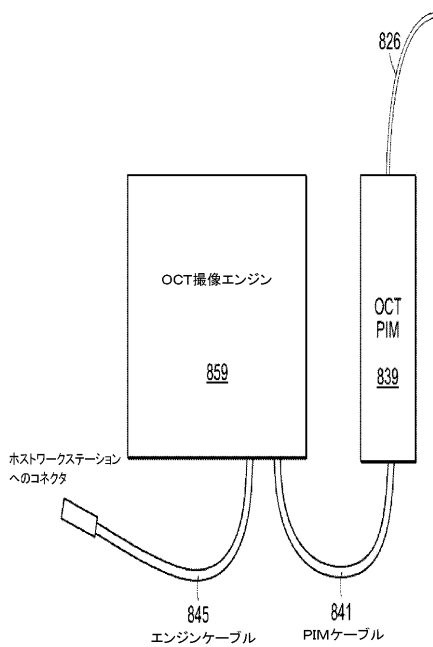
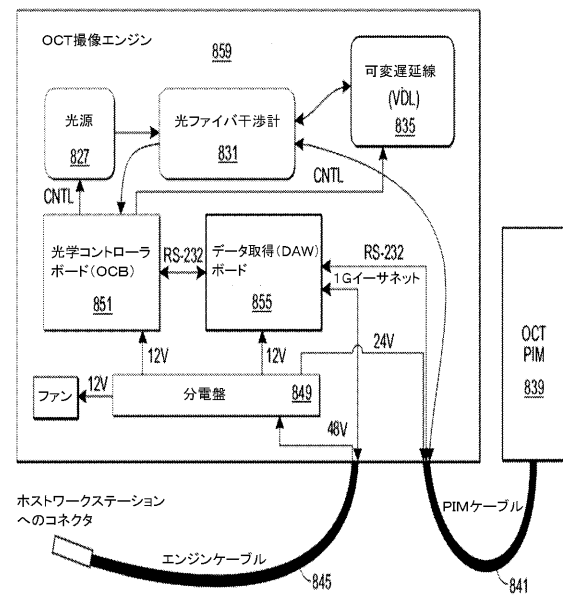


FIG. 3

【図 4】

FIG.
4

【図 5】

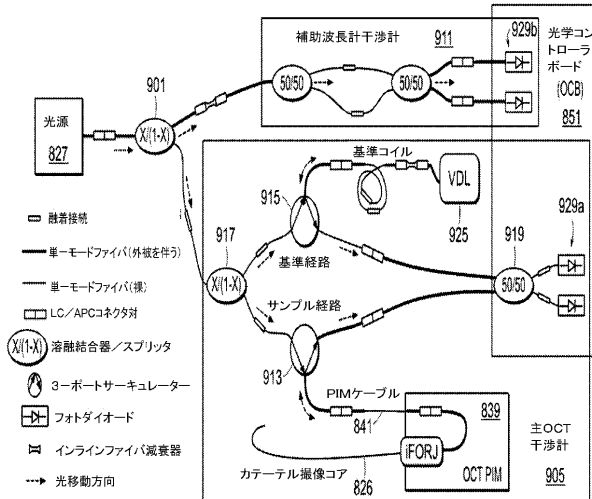


FIG. 5

【図 6】

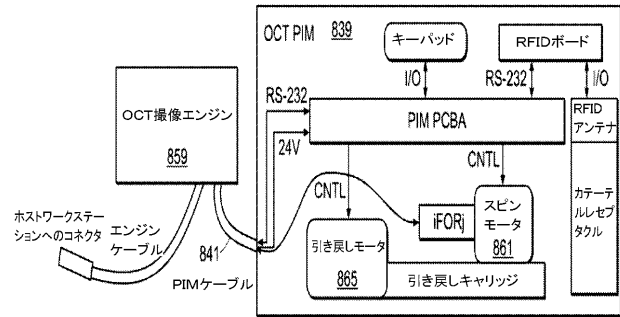


FIG. 6

【図 7】

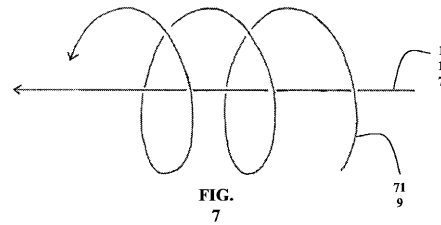


FIG. 7

【図 8】

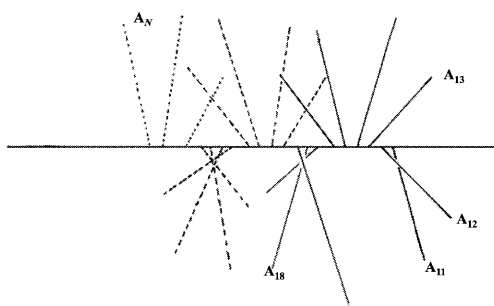


FIG. 8

【図 9】

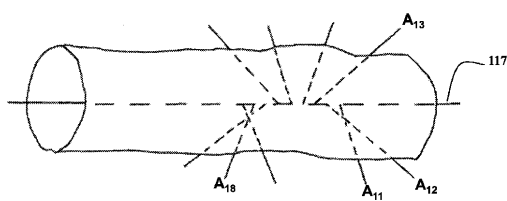


FIG. 9

【図 10】

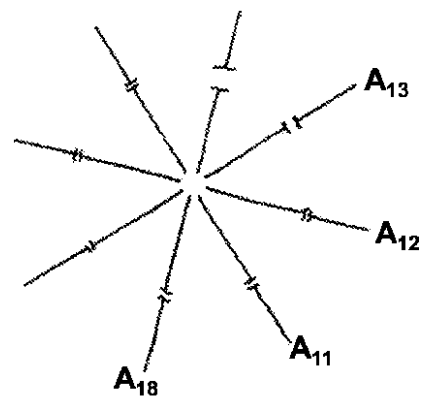


FIG. 10

【図 1 1】

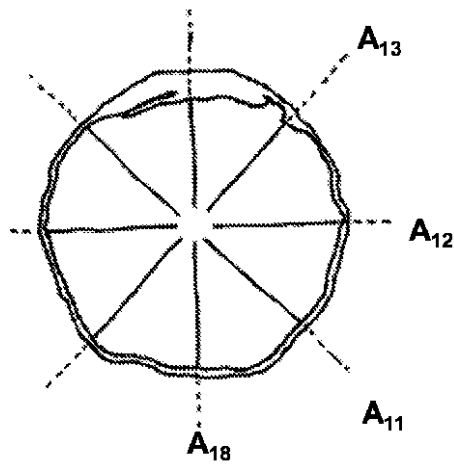


FIG. 11

【図 1 4】

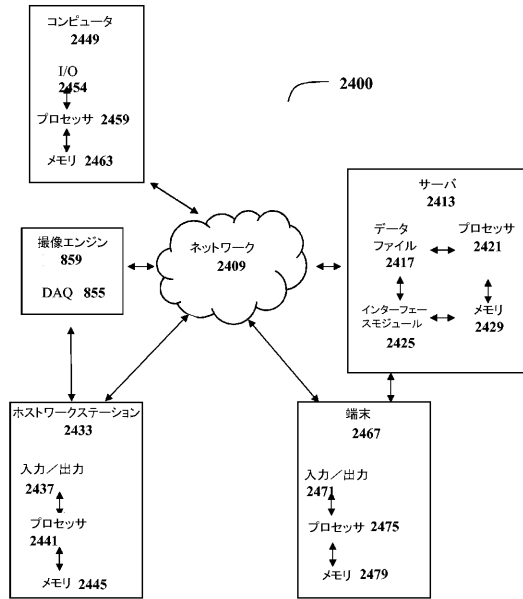


FIG. 14

【図 1 5】

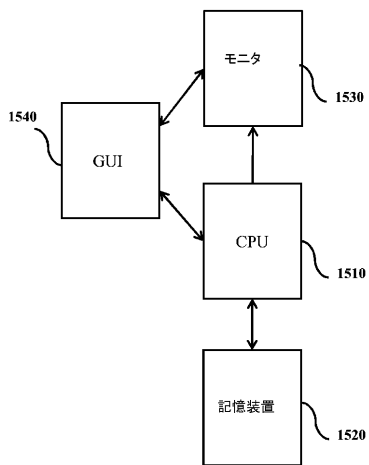


FIG. 15

【図 1 6 - 1】

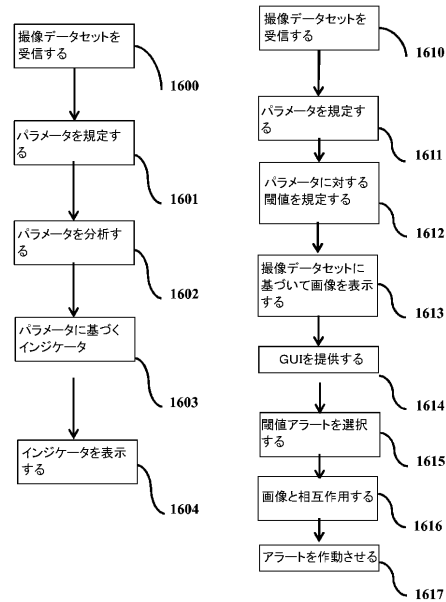


FIG. 16(a)

FIG. 16(b)

【図 16-2】

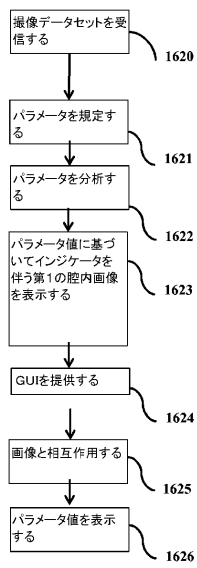


FIG. 16(c)

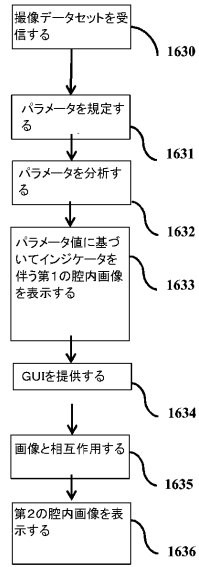
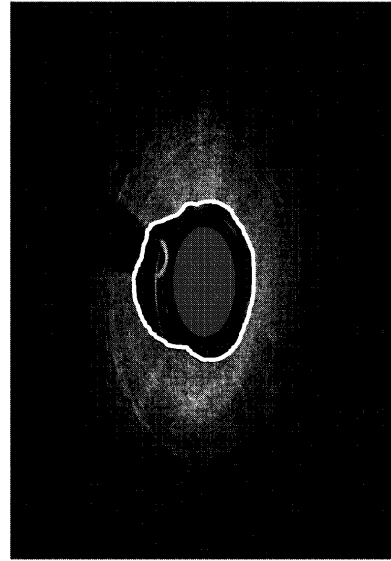


FIG. 16(d)

【図 19】

FIG.
19

【図 20】

FIG.
20

【図 24】

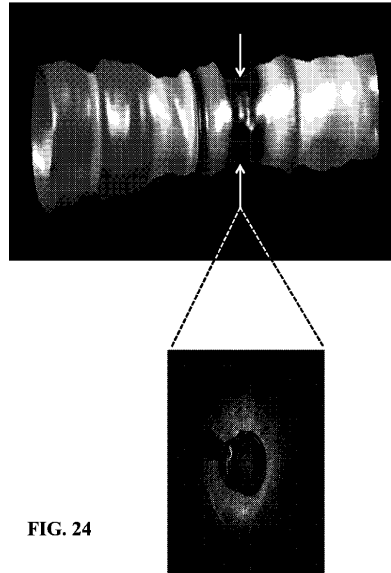


FIG. 24

【図 26】

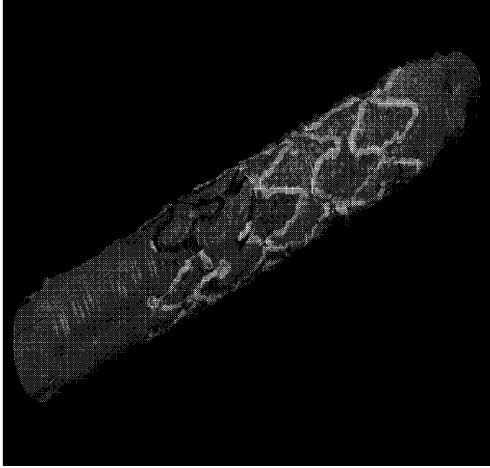
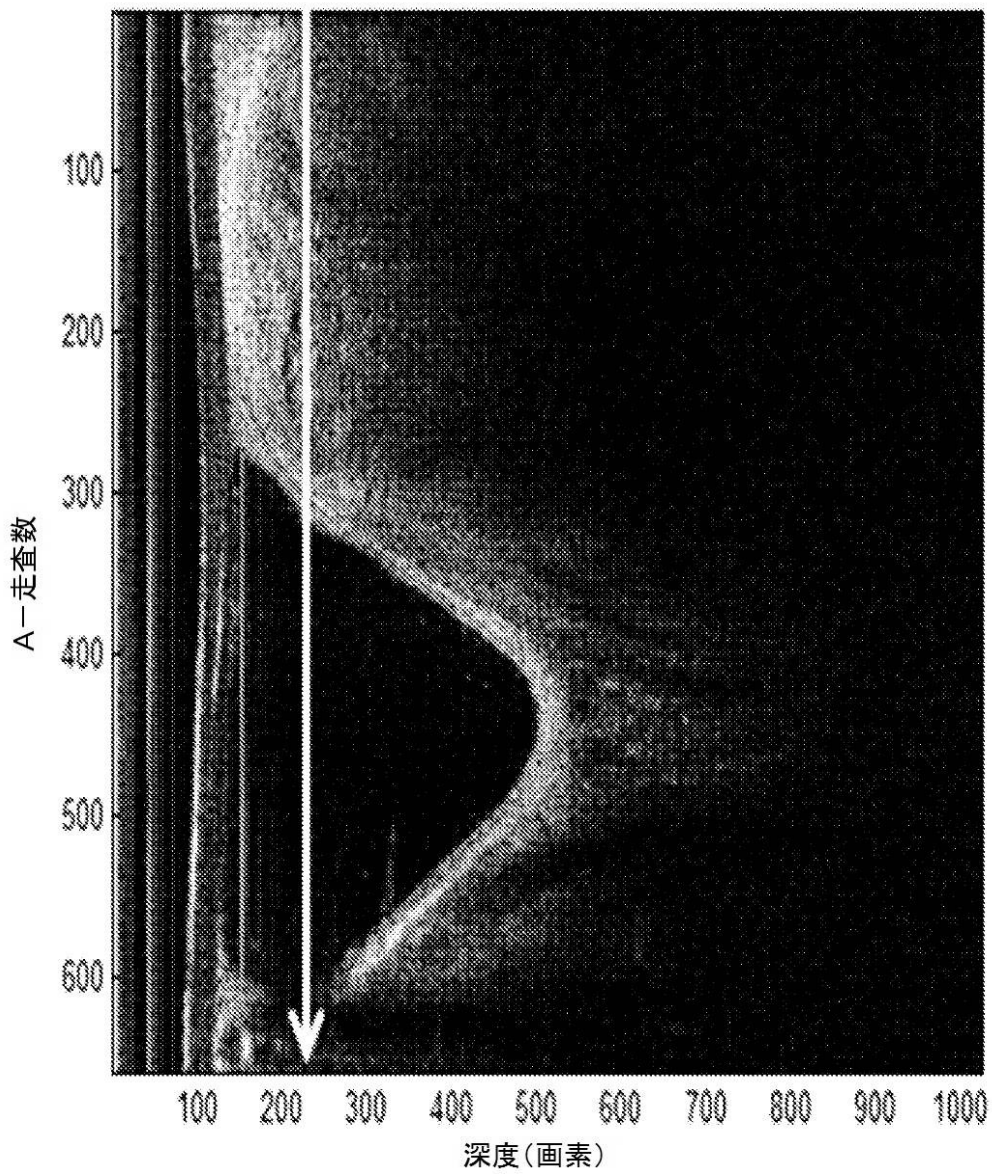


FIG.
26

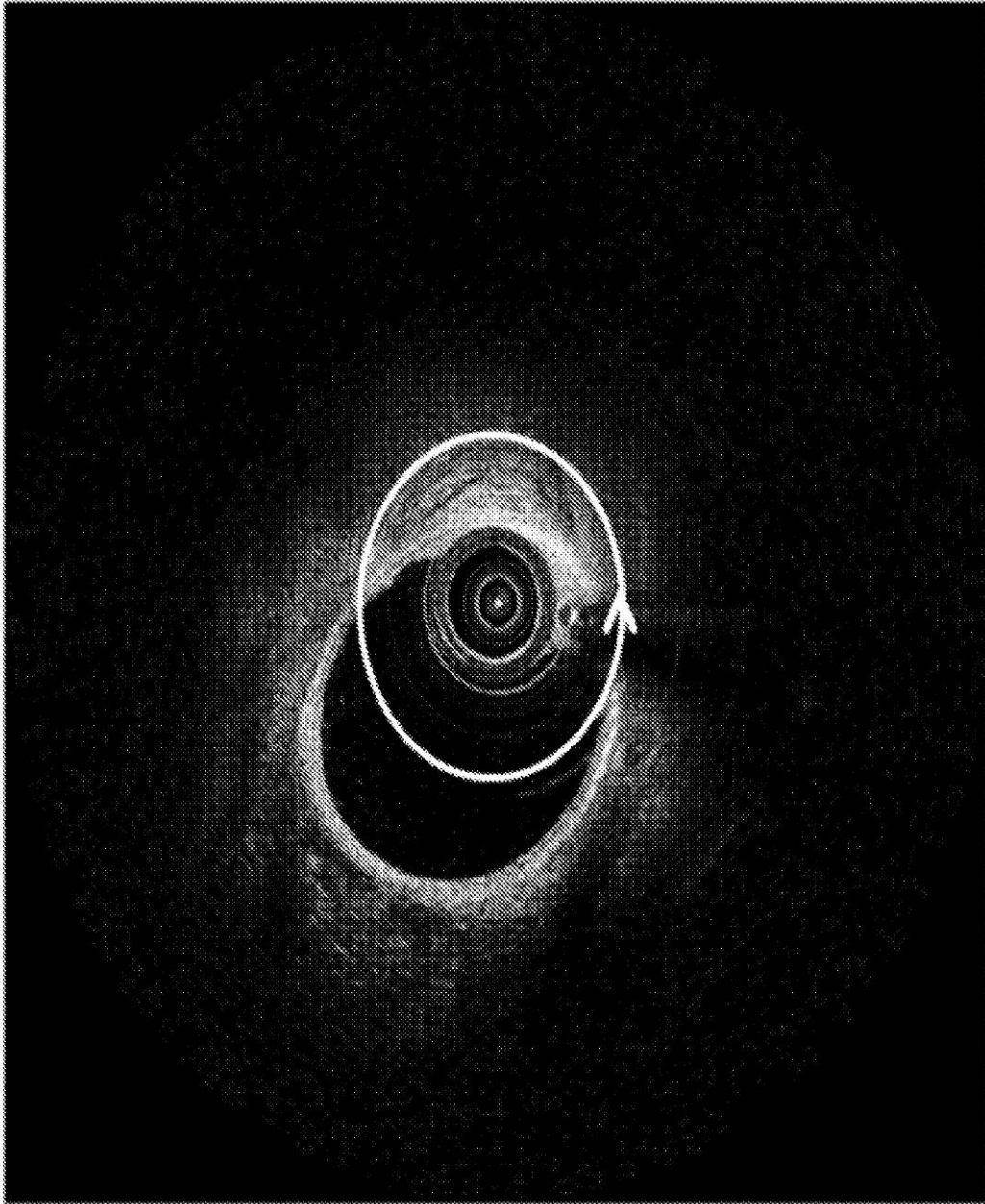
【図 12】

サンプルOCT B-走査

**FIG.**
12

【図 13】

走査変換された例

**FIG.**
13

【図 17】

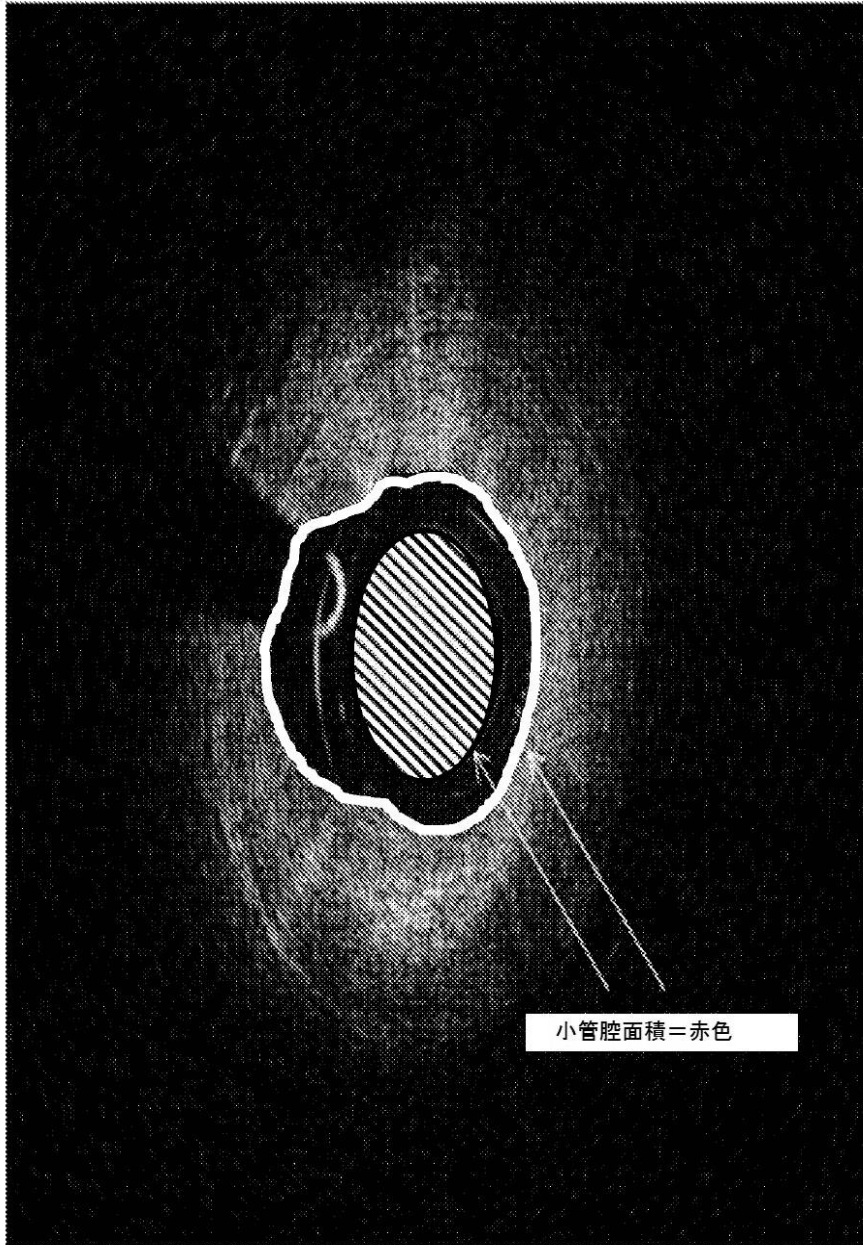


FIG.
17

【図 18】

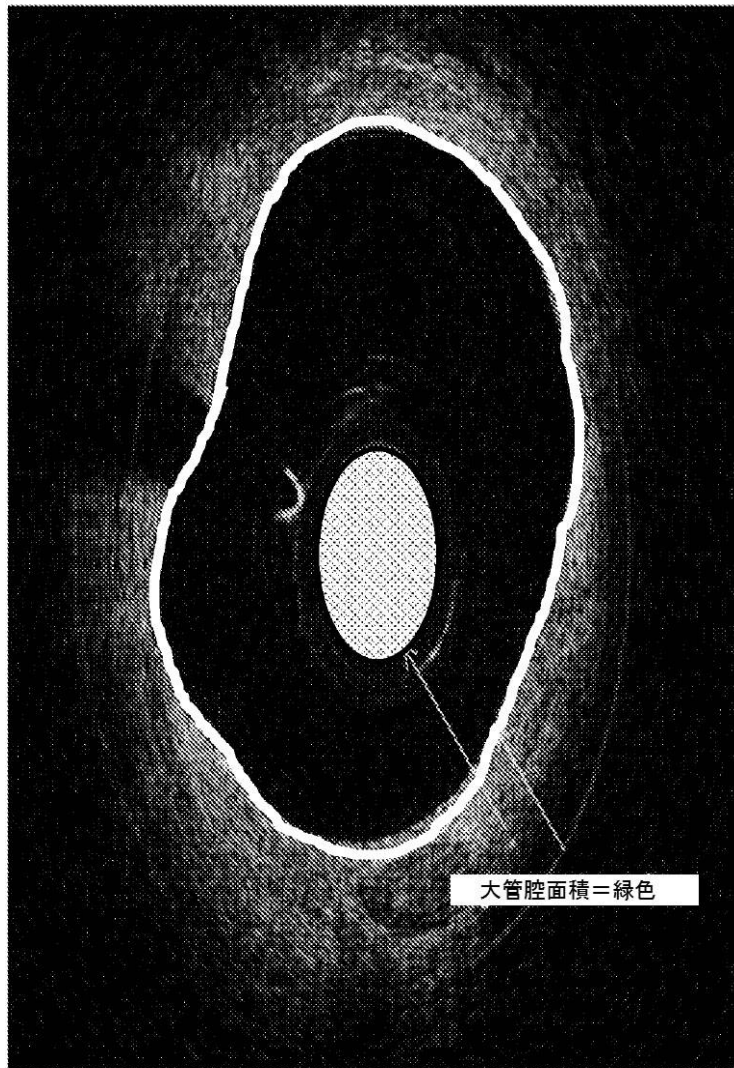
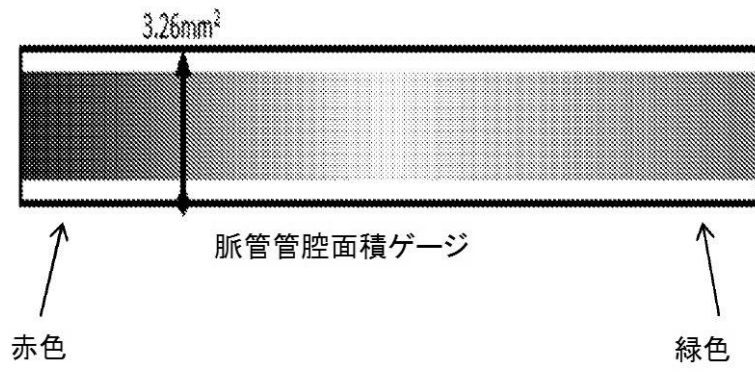


FIG.
18

【図 2 1】

**FIG.**
21(a)**FIG.**
21(b)

【図 2 2】

フレーム

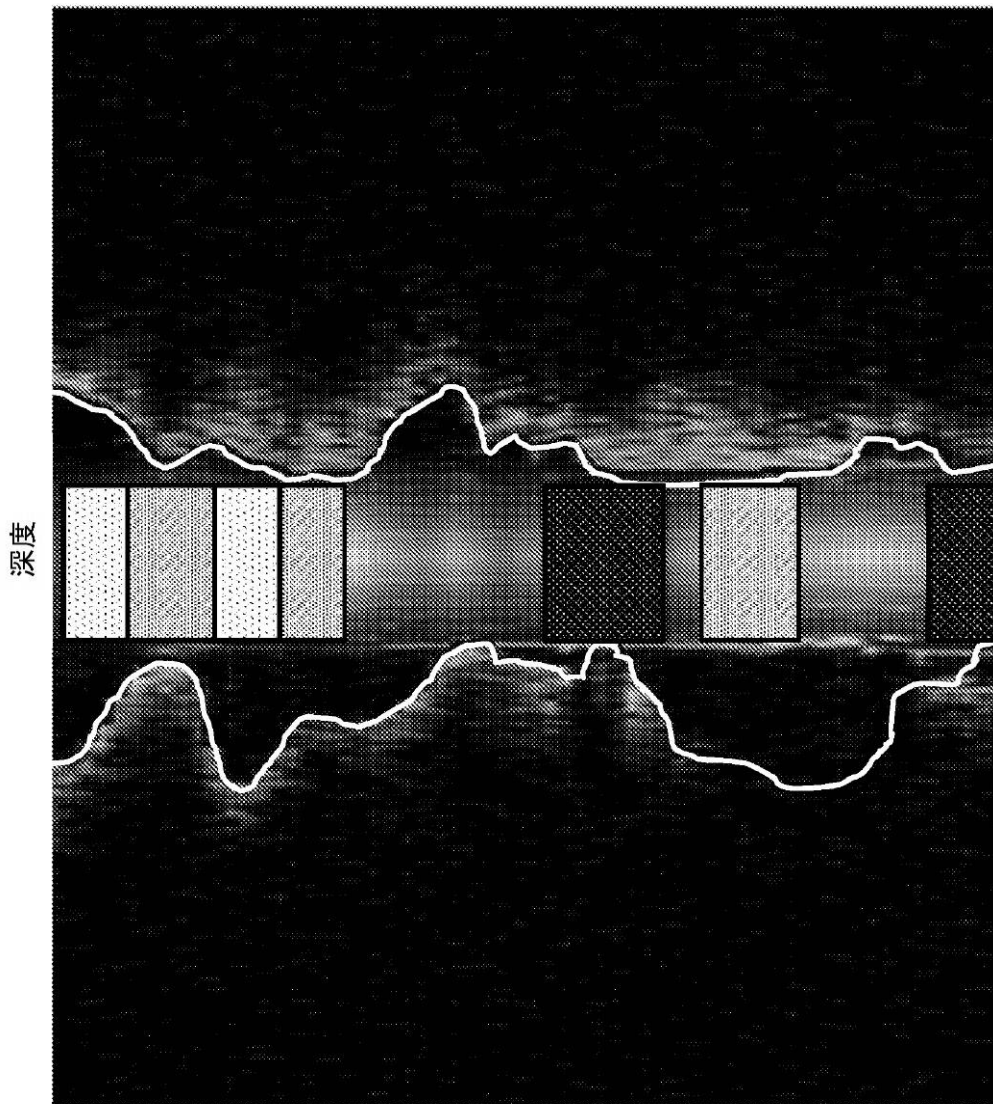
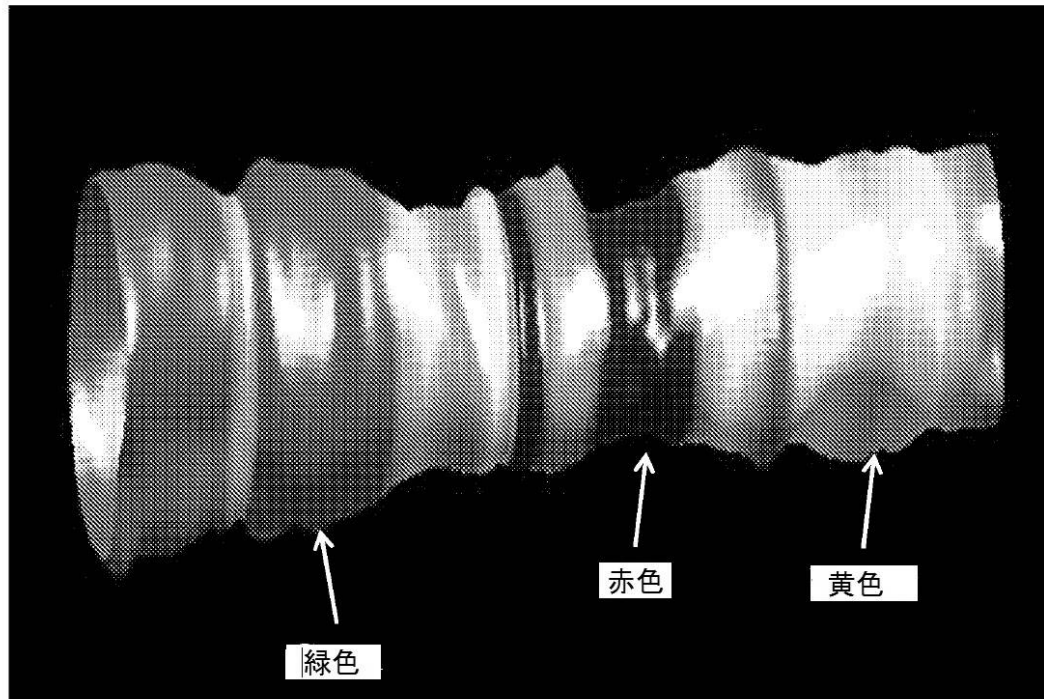
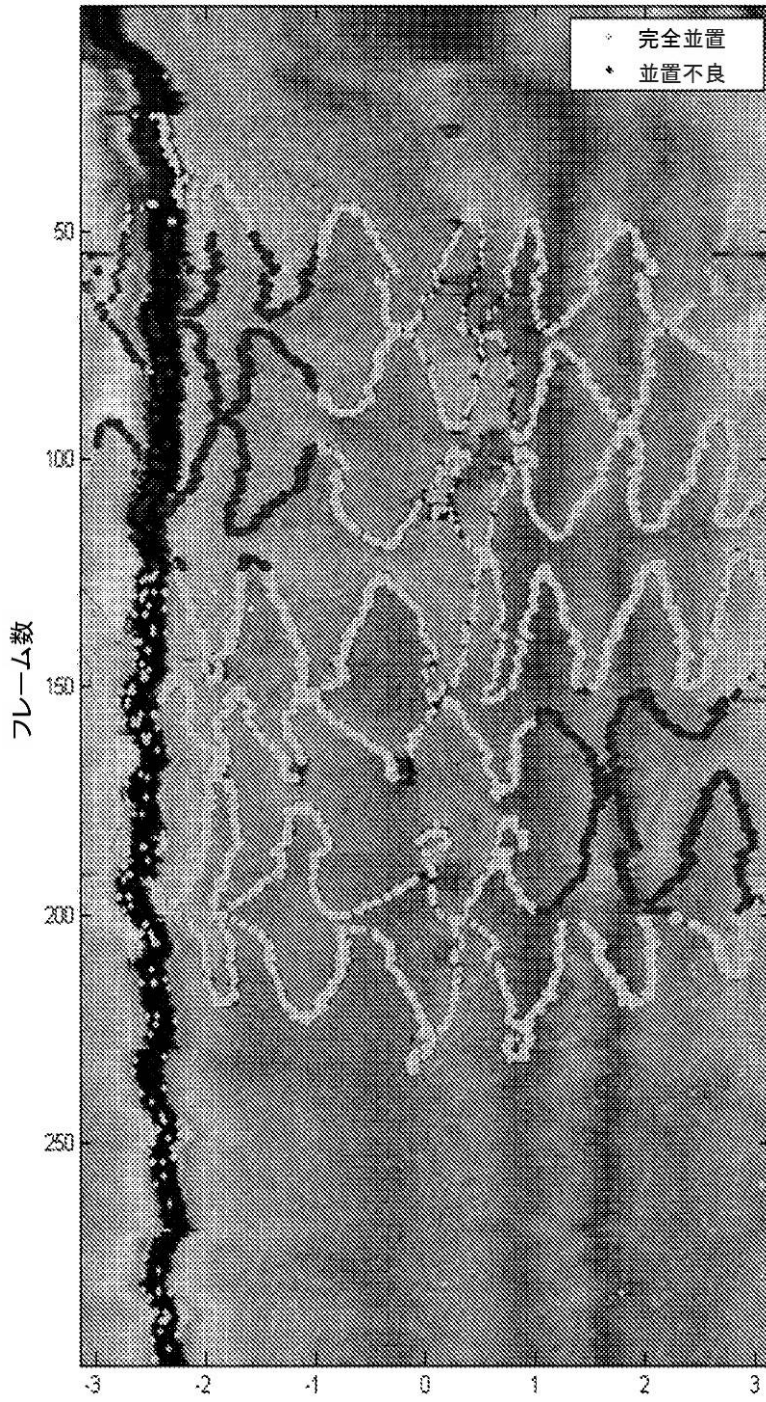


FIG.
22

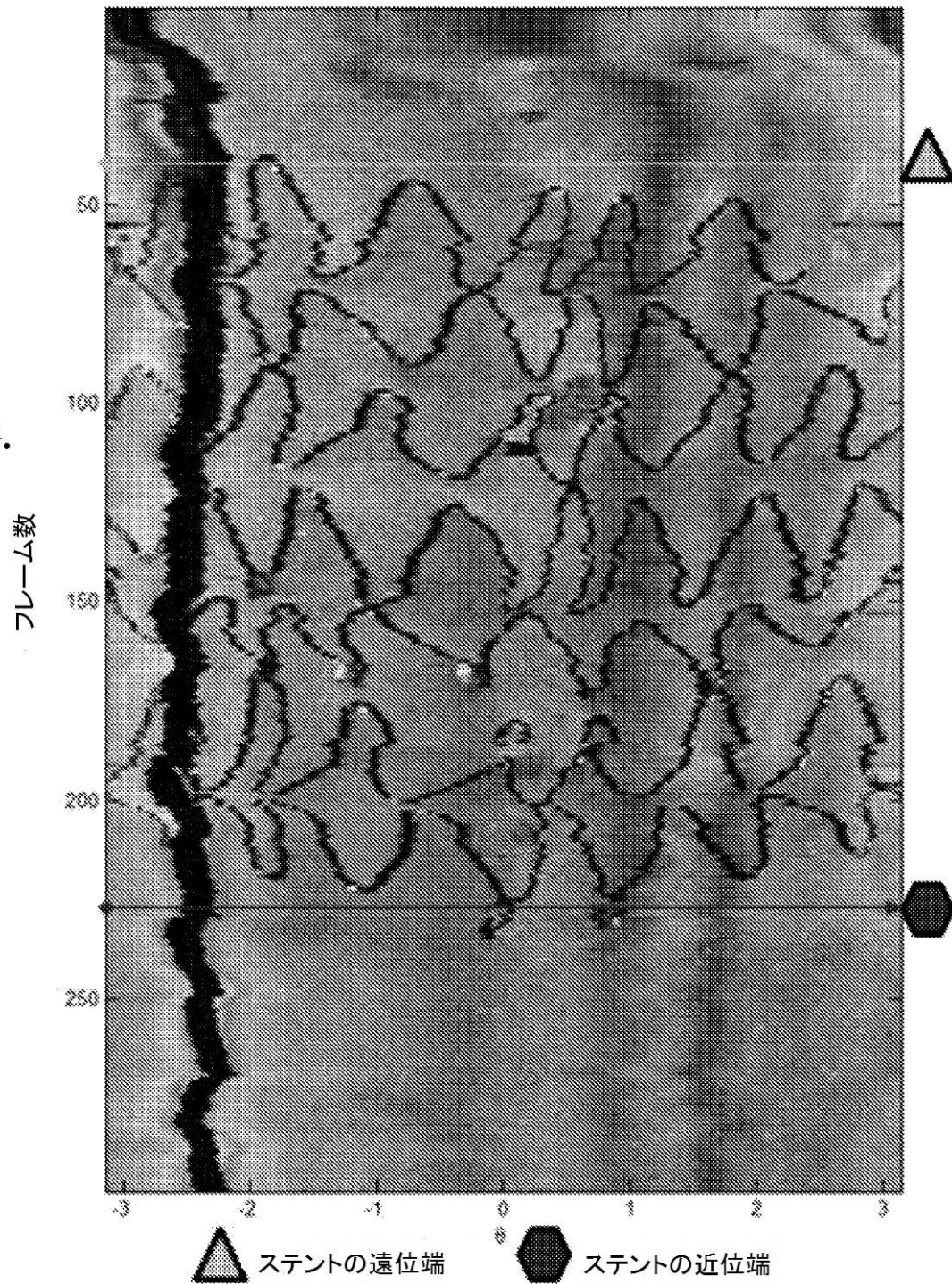
【図 23】

**FIG.**
23

【図 25】

FIG.
25

【図 27】

FIG.
27

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT **PCT/US2013/063535 31.01.2014**

International application No.

PCT/US2013/063535

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

IPC(8) - A61B 8/14 (2014.01)

USPC - 600/468

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

IPC(8) - A61B 8/14, G06K 9/00, G06T 7/00 (2014.01)

USPC - 356/479; 382/128, 131, 133; 600/410, 462, 468

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched
CPC - A 61B 8/12; G06T 7/0012; A61B 5/02007; G06T 2207/30101 (2013.01)

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

Questel Orbit, Google Patent, Google Scholar

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 2008/0101667 A1 (BEGELMAN et al) 01 May 2008 (01.05.2008) entire document	1-14, 22-27
X	US 2003/0208116 A1 (LIANG et al) 06 November 2003 (06.11.2003) entire document	1, 8, 15-20
Y		21
Y	WO 2012/071388 A2 (FLAHERTY et al.) 31 May 2012 (31.05.2012) entire document	21
A	US 2012/0075638 A1 (ROLLINS et al) 29 March 2012 (29.03.2012) entire document	1-27

☐ Further documents are listed in the continuation of Box C.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

19 January 2014

Date of mailing of the international search report

31 JAN 2014

Name and mailing address of the ISA/US

Mail Stop PCT, Attn: ISA/US, Commissioner for Patents

P.O. Box 1450, Alexandria, Virginia 22313-1450

Facsimile No. 571-273-3201

Authorized officer:

Blaine R. Copenheaver

PCT Helpdesk: 571-272-4300

PCT OSP: 571-272-7774

フロントページの続き

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

(特許庁注：以下のものは登録商標)

1. VISUAL BASIC

- (71)出願人 515093124
ナイル, アヌジャ
アメリカ合衆国 マサチューセッツ 01730, ベドフォード, スイートウォーター アベニュー 29
- (71)出願人 515092172
グリーン, ティモシー ケイ.
アメリカ合衆国 カリフォルニア 92078, サン マルコス, アーチャー ロード 1678
- (71)出願人 515092150
スプロール, ジェイソン
アメリカ合衆国 マサチューセッツ 02472, ウォータータウン, ウォールナット ストリート 64
- (74)代理人 100078282
弁理士 山本 秀策
- (74)代理人 100113413
弁理士 森下 夏樹
- (74)代理人 100181674
弁理士 飯田 貴敏
- (74)代理人 100181641
弁理士 石川 大輔
- (74)代理人 230113332
弁護士 山本 健策
- (72)発明者 ビギン, エリザベス
アメリカ合衆国 マサチューセッツ 01862, ビレリカ, トレブル コーブ ロード 393
- (72)発明者 バーネット, ジョセフ
アメリカ合衆国 カリフォルニア 92009, カールズバッド, シティオ サンデロ 3192
- (72)発明者 ケンプ, ナサニエル ジェイ.
アメリカ合衆国 マサチューセッツ 01742, コンコード, マラード ドライブ 59
- (72)発明者 ナイル, アヌジャ
アメリカ合衆国 マサチューセッツ 01730, ベドフォード, スイートウォーター アベニュー 29
- (72)発明者 グリーン, ティモシー ケイ.
アメリカ合衆国 カリフォルニア 92078, サン マルコス, アーチャー ロード 1678
- (72)発明者 スプロール, ジェイソン

アメリカ合衆国 マサチューセッツ 02472, ウォータータウン, ウォールナット ストリート 64

Fターム(参考) 2H102 AA71 BA05 BB01 BB22
4C161 BB08 CC06 HH54 JJ09 JJ17 MM09 NN01 WW02 WW04 WW13
WW16 WW17
4C601 BB03 BB14 BB24 DD14 EE30 FE04 KK21 KK47 LL03
5C054 CA04 CC02 FE14 HA12

专利名称(译)	用于指示成像数据集中的参数的系统和方法		
公开(公告)号	JP2016503310A	公开(公告)日	2016-02-04
申请号	JP2015535835	申请日	2013-10-04
[标]申请(专利权)人(译)	伊丽莎白开始 约瑟夫·巴尼特 坎普纳撒尼尔周杰伦 Nairuanuja 格林蒂莫西·凯 杰森蔓延		
申请(专利权)人(译)	开始，伊丽莎白 巴尼特，约瑟夫 坎普，纳撒尼尔周杰伦。 尼罗河，Anuja 格林，蒂莫西·凯。 蔓延，贾森		
[标]发明人	ビギンエリザベス バーネットジョセフ ケンプナサニエルジェイ ナイルアヌジャ グリーンティモシーケイ スプロールジェイソン		
发明人	ビギン, エリザベス バーネット, ジョセフ ケンプ, ナサニエル ジェイ. ナイル, アヌジャ グリーン, ティモシー ケイ. スプロール, ジェイソン		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 G03B17/18 H04N7/18 A61B8/12		
CPC分类号	A61B5/0035 A61B5/0066 A61B5/02007 A61B5/0261 A61B5/0263 A61B5/066 A61B5/489 A61B5/743 A61B5/7435 A61B5/7455 A61B5/746 A61B5/7475 A61B8/12 A61B8/14 A61B8/466 A61B8/483 A61B8/ /5223 A61B8/5261 G01R33/4814 G01R33/5608 G06T11/001 G06T19/20 G06T2210/41 G06T2219 /2012 G16H50/30 A61B5/0095 A61B5/021 A61B6/12 A61B6/504 A61B8/0841 A61B8/4416 A61B8/465 A61F2/82 G01R33/285		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/04.370 G03B17/18.Z H04N7/18.M A61B8/12		
F-TERM分类号	2H102/AA71 2H102/BA05 2H102/BB01 2H102/BB22 4C161/BB08 4C161/CC06 4C161/HH54 4C161/ /JJ09 4C161/JJ17 4C161/MM09 4C161/NN01 4C161/WW02 4C161/WW04 4C161/WW13 4C161/ /WW16 4C161/WW17 4C601/BB03 4C601/BB14 4C601/BB24 4C601/DD14 4C601/EE30 4C601/FE04 4C601/KK21 4C601/KK47 4C601/LL03 5C054/CA04 5C054/CC02 5C054/FE14 5C054/HA12		
代理人(译)	夏木森下 饭田TakashiSatoshi 石川大介 山本健作		
优先权	61/710419 2012-10-05 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

用于帮助用户查看，评估和分析图像的系统和方法，尤其是包含在管腔和管腔内的医疗装置的图像。用于与流明和医疗设备的图像交互的系统和方法，例如，通过图形用户界面。本发明一般涉及一种用于指示成像数据集中的参数的系统，例如，与生物腔相关联的医疗设备或成像数据集。在一个实施例中，该系统包括基于参数的动态图形图标。

(21) 出願番号	特願2015-535835 (P2015-535835)	(71) 出願人	515092149
(86) (22) 出願日	平成25年10月4日 (2013. 10. 4)		ビギン, エリザベス
(85) 翻訳文提出日	平成27年5月25日 (2015. 5. 25)		アメリカ合衆国 マサチューセッツ 01
(86) 国際出願番号	PCT/US2013/063535		862, ビレリカ, トレブル コープ
(87) 国際公開番号	WO2014/055917		ロード 393
(87) 国際公開日	平成26年4月10日 (2014. 4. 10)	(71) 出願人	515092161
(31) 優先権主張番号	61/710, 419		バーネット, ジョセフ
(32) 優先日	平成24年10月5日 (2012. 10. 5)		アメリカ合衆国 カリフォルニア 920
(33) 優先権主張国	米国 (US)		09, カールズバッド, シティオ サ
			ンデロ 3192
		(71) 出願人	515092127
			ケンブ, ナサニエル ジェイ.
			アメリカ合衆国 マサチューセッツ 01
			742, コンコード, マラード ドラ
			イブ 59
			最終頁に続く