

(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2019-524327

(P2019-524327A)

(43) 公表日 令和1年9月5日(2019.9.5)

(51) Int.Cl.

A61B 1/24 (2006.01)
A61B 1/00 (2006.01)

F 1

A 61 B 1/24
A 61 B 1/00

テーマコード(参考)

4 C 1 6 1

6 5 5

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 22 頁)

(21) 出願番号 特願2019-507831 (P2019-507831)
 (86) (22) 出願日 平成28年8月10日 (2016.8.10)
 (85) 翻訳文提出日 平成31年4月4日 (2019.4.4)
 (86) 國際出願番号 PCT/US2016/046224
 (87) 國際公開番号 WO2018/031003
 (87) 國際公開日 平成30年2月15日 (2018.2.15)

(71) 出願人 517429282
 ケアストリーム・デンタル・テクノロジー
 ・トプコ・リミテッド
 イギリス国 SW1 Y・6 R J ロンドン, キ
 ング・ストリート 33, クリーブランド・
 ハウス
 (74) 代理人 110001210
 特許業務法人 Y K I 国際特許事務所
 (72) 発明者 フアン チュアンマオ
 アメリカ合衆国 ニューヨーク ロチェス
 ター ベローナ ストリート 150 ケ
 アストリーム ヘルス インク パテント
 リーガル スタッフ内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】低コヒーレンス範囲を有する自動口腔内 3D スキャナ

(57) 【要約】

口腔内走査装置が、低コヒーレンス光の光源を有する。干渉計が、低コヒーレンス光を参照経路及び試料経路まで導き、参照及び試料経路に沿って返された結合光から干渉によって画像データを生成する。固定具が、試料経路に光学的に結合されており、そして、患者の顎同士の間にクランプ固定するように特徴付けられた咬合部分と、走査のための湾曲走査経路を画定する軌道と、試料経路光を歯まで及びそれから導くように構成された1つ又は複数のスキャナと、1つ又は複数のスキャナを湾曲走査経路に沿って動かすアクチュエータ及び並進装置と、を有する。制御論理プロセッサが、固定具からの光走査と取得とを同期させる。表示器が、取得された走査データの表示のために制御論理プロセッサと信号通信している。

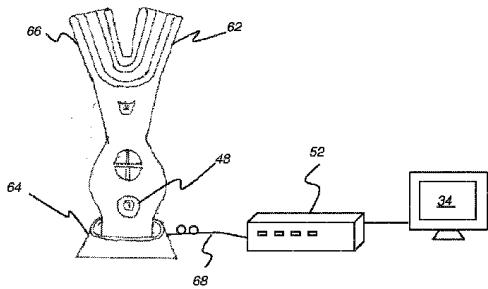


FIG. 7

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

口腔内走査装置であって、
a) 低コヒーレンス光の光源と、
b) 干渉計であって、前記低コヒーレンス光を参照経路及び試料経路まで導き、前記参考及び試料経路に沿って返された結合光から干渉によって画像データを生成する干渉計と、
c) 前記試料経路に光学的に結合されている固定具であって、前記固定具は、
(i) 患者の顎同士の間に延在するように構成された設置部分と、
(i i) 走査のための湾曲走査経路を画定する軌道と、
(i i i) 前記試料経路光を前記患者の歯まで及びそれから導くように構成された1つ又は複数のスキャナと、
(i v) 前記1つ又は複数のスキャナを前記湾曲走査経路に沿って動かすアクチュエータ及び並進装置と、
を備え、
d) 前記固定具からの光走査と取得とを同期させる制御論理プロセッサと、
e) 取得された走査データを表示するために前記制御論理プロセッサと信号通信する表示器と、を備える口腔内走査装置。

【請求項 2】

前記固定具は、光ファイバによって前記試料経路に光学的に結合されている、請求項1に記載の装置。 20

【請求項 3】

前記固定具は、走査された領域の一部を撮像するカメラを更に備える、請求項1に記載の装置。

【請求項 4】

前記固定具は、前記患者の歯の歯弓形状に嵌合するように調節可能である、請求項1に記載の装置。

【請求項 5】

前記低コヒーレンス光の光源は、スーパールミネセントダイオードである、請求項1に記載の装置。 30

【請求項 6】

前記干渉計は、マッハツエンダ干渉計である、請求項1に記載の装置。

【請求項 7】

前記干渉計は、マイケルソン干渉計である、請求項1に記載の装置。

【請求項 8】

前記固定具は、1つ若しくは複数の歯又は歯列弓全体を走査するように構成されている、請求項1に記載の装置。

【請求項 9】

前記アクチュエータは、モータであり、前記並進装置は、前記1つ又は複数のスキャナを引張力の下で前記軌道に沿って引く、請求項1に記載の装置。 40

【請求項 10】

前記制御論理プロセッサは、3D画像データを前記歯の走査から再構成する、請求項1に記載の装置。

【請求項 11】

前記並進装置は、前記スキャナを前記湾曲走査経路に沿って両方向に動かす、請求項1に記載の装置。

【請求項 12】

前記スキャナは、微小電気機械システムデバイスを備える、請求項1に記載の装置。

【請求項 13】

前記スキャナは、回転式ミラーを駆動するモータを備える、請求項1に記載の装置。 50

【請求項 1 4】

前記スキャナは、屈折率分布型レンズを備える、請求項 1 に記載の装置。

【請求項 1 5】

口腔内走査装置であって、

a) 低コヒーレンス光の光源と、

b) 干渉計であって、前記低コヒーレンス光を参照経路及び試料経路まで導き、前記参照及び試料経路に沿って返された結合光から干渉によって画像データを生成する干渉計と、

c) 前記試料経路に光学的に結合されている固定具であって、前記固定具は、

(i) 患者の顎同士の間にクランプ固定するように特徴付けられた咬合部分と、

(i i) 走査のための湾曲走査経路を画定する軌道と、

(i i i) 前記湾曲走査経路に直交する方向に走査しながら、前記試料経路光を前記歯の複数の側面まで及びそれらから同時に導くように構成された複数のスキャナを備えるセットと、

(i v) 前記スキャナのセットを前記湾曲走査経路に沿って動かすアクチュエータ及び並進装置と、

を備え、

d) 前記固定具からの光走査と取得とを同期させる制御論理プロセッサと、

e) 取得された走査データの表示のために前記制御論理プロセッサと信号通信する表示器と、を備える口腔内走査装置。

10

20

30

40

【請求項 1 6】

前記固定具は、一方又は両方の歯列弓をシングルパスで走査する、請求項 1 5 に記載の装置。

【請求項 1 7】

口腔内走査のための方法であって、前記方法は、コンピュータによって少なくとも部分的に実行されて、

a) 低コヒーレンス光の光源にエネルギーを与えることと、

b) 前記低コヒーレンス光を参照経路及び試料経路まで導いて、前記参照及び試料経路に沿って返された結合光から干渉によって画像データを生成することと、

c) 固定具を前記試料経路に光学的に結合することであって、前記固定具は、

(i) 患者の歯同士の間にクランプ固定するように特徴付けられた咬合部分と、

(i i) 走査のための湾曲走査経路を画定する軌道と、

(i i i) 試料経路光を前記歯まで及びそれらから導くように構成された 1 つ又は複数のスキャナと、

(i v) 前記 1 つ又は複数のスキャナを前記湾曲走査経路に沿って動かすアクチュエータ及び並進装置と、を備え、

d) 前記固定具からの光走査と取得とを同期させることと、

e) 取得された走査データを表示すること、記憶すること又は伝送することと、を備える、方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0 0 0 1】

本開示は、概して、口腔内診断撮像に関し、より詳細には、口腔内走査のための装置及び方法に関する。より具体的には、本開示は、患者の歯の深さ分解（つまり深さ方向の分解能を持つ）3 D 画像を生成するための走査装置及び方法に関する。

【背景技術】

【0 0 0 2】

歯の深さ分解撮像によって提供される機能についての関心の高まりの結果、Optical Coherence Tomography (OCT、光干渉断層撮影) を使用す

50

る様々なタイプのハンドヘルドスキャナが開発されてきた。OCTスキャナを使用することにより、歯科医は、深さ分解画像データを取得してもよく、このデータは、表面構造だけでなく、歯構造内部にある歯の特徴も示すことにより、疾患診断を支援して、口腔外科、歯列矯正、及び歯科印象に有用事項を提供する。加えて、深いカリエス等の疾患状態が検出される場合がある。

【0003】

既存のソリューションについての問題の中に、OCTプローブの正確で安定した設置に対するニーズがある。ハンドヘルドOCT装置については、プローブの制御を歯表面にわたる当該プローブの進路内で維持することが、非常に困難である場合がある。プローブの制御が不十分な動きは、一貫しないか又は不完全な深さデータをもたらすことがあり、そのため走査プロセス中の設置の不正確さ及び意図的でないプローブ移動を補償するための相当な処理機能が必要となる。1度に2本以上又は2本の歯についての正確な画像を取得することは、非常に困難な場合がある。患者の口腔全体を走査して、それぞれの歯から正確な画像を取得することは、手動スキャナ方法を使用するならば実行可能ではない。その代わりに、個々の歯が、別個に走査されなければならず、そして、後続のデジタル画像処理が1度に数本を上回る歯を特徴付けるのに十分な情報を一緒に接合するために必要とされる。

10

【0004】

Bernerらによる特許文献1、及びPulidoらへの特許文献2に参考がなされる。

20

【0005】

このように、これらの問題を解決して、適切な口腔内の表面特徴付けのための複数の歯にわたる正確な深さ分解撮像データを提供する方法及び装置に対するニーズが存在する。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献1】国際公開第2015/144875号

【特許文献2】米国特許第8,989,567号明細書

【特許文献3】米国特許出願公開第2002/55082号明細書

30

【特許文献4】特開2008-58138号公報

【特許文献5】米国特許出願公開第2015/182120号明細書

【特許文献6】米国特許出願公開第2013/108981号明細書

【発明の概要】

【課題を解決するための手段】

【0007】

本開示は、歯及び別の口腔内構造の正確な特徴付けに対するニーズに対処にすることを目的とする。本開示の実施形態は、走査及び後続の画像キャプチャを自動化してもよい技術を使用することにより、口腔撮像全体が、高度に精巧な静止撮像システムを伴わずに取得されてもよい。

40

【0008】

これらの目的は、例示的な例によってのみ提供され、そのような目的は、本発明の1つ又は複数の実施形態の例示的なものであってもよい。本発明によって本質的に達成される別の望ましい目的及び利点を、当業者が気づくか当業者によって明らかになる場合がある。本発明は、添付クレームによって規定される。

【0009】

本出願の1つの側面に従って、口腔内走査装置が提供され、この装置は、a)低コヒーレンス光の光源と、b)干渉計であって、低コヒーレンス光を参照経路及び試料経路まで導き、参照及び試料経路に沿って返された結合光から干渉によって画像データを生成する干渉計と、c)試料経路に光学的に結合されている固定具であって、固定具は、(i)患者の顎同士の間に延在するように構成された設置部分と、(ii)走査のための湾曲走査

50

経路を画定する軌道と、(i i i)試料経路光を患者の歯まで及びそれから導くように構成された1つ又は複数のスキャナと、(i v)1つ又は複数のスキャナを湾曲走査経路に沿って動かすアクチュエータ及び並進装置と、を備え、d)固定具からの光走査と取得とを同期させる制御論理プロセッサと、e)取得された走査データを表示するために制御論理プロセッサと信号通信する表示器と、を備える。

【図面の簡単な説明】

【0010】

本発明についての前述の並びに別の対象、特徴及び利点は、添付図面に示されるような本発明の実施形態についての以下のより具体的な説明から明らかになる。図面の要素が、互いに対しても必ずしも共通の尺度を有するわけではない。

10

【図1】口腔内撮像のための深さ分解撮像装置の簡略図である。

【図2】本開示の実施形態に従う、マッハツェンダ干渉計システムを使用する波長掃引型OCT (SS-OCT) 装置を示す。

【図3】本開示の実施形態に従う、マイケルソン干渉計システムを使用する波長掃引型OCT (SS-OCT) 装置を示す。

【図4】A走査、B走査、及びC走査が、本開示のOCT装置を使用して口腔内特徴の断層画像を形成することに関係している態様を示す概略図である。

【図5】口腔内OCT撮像のための構成要素を有する広帯域光源の使用を示す概略図であり、光源は、1つの遠位端部から单一モード光ファイバに結合されている。

20

【図6】深さ分解口腔内撮像装置の構成要素を示す概略図である。

【図7】深さ分解撮像装置の構成要素を示す略図である。

【図8】本開示の実施形態に従う、患者の口腔を走査するために設置されたときの口腔内固定具を示す側面図である。

【図9A】口腔内固定具内の走査構成要素についての断面図である。

【図9B】口腔内固定具内の走査構成要素についての断面斜視図である。

【図9C】本開示の実施形態に従う、口腔内固定具のためのスキャナの構成要素を示す概略側面図である。

【図9D】本開示の代替実施形態に従う、口腔内固定具のためのスキャナの構成要素を示す概略側面図である。

【図10A】参照のための3D直交座標マッピングを伴う、上方から見たラスタ走査の詳細を示す概略図である。

30

【図10B】ラスタ走査の一部分についての平面図を示す概略図である。

【図10C】図10Bで提供された走査を補完するラスタ走査の別の部分についての平面図を示す概略図である。

【図11】本開示の実施形態に従う、走査シーケンスを示す論理流れ図である。

【図12A】フーリエ変換によって処理されて、OCT画像を形成するために使用される深さ分解信号を取得するための連続したA走査の小規模セットを示す。

【図12B】深さ分解走査データから形成された再構成画像を示す。

【図13A】本開示の口腔内システムを使用して取得された3D表面輪郭画像を示す。

40

【図13B】本開示の口腔内システムを使用して生成された3D画像を示す。

【図13C】本開示の口腔内システムを使用して取得されてもよい典型的なアンファス(一括同時撮像、en face)断面を示す。

【図13D】口腔内撮像装置によって取得された歯の深さセクショニングを有する画像を示す。

【発明を実施するための形態】

【0011】

以下は、例示的方法及び/又は装置の実施形態の説明であり、同一参照番号がいくつかの図のそれぞれにおける構造の同一要素を特定している図面を参照する。

【0012】

本開示の文脈で使用される場合、用語「第1」、「第2」等は、必ずしもなんらかの順

50

序、連続又は優先関係を表すわけではないけれども、別段の指定がない限り、1つのステップ、要素又は要素のセットを別の1つのものからより明確に識別するために単に使用される。

【0013】

本明細書において使用されるとき、用語「通電可能な」とは、電力を受け取ると、そして、選択的に許可信号を受け取ると、示された機能を実行する装置又は構成要素のセットに関係する。

【0014】

本開示の文脈において、用語「光学素子」とは、光ビームを形成及び方向付けるために使用される、レンズ、並びに別の屈折、回折及び反射構成要素又は開口を指すために概して使用される。このタイプの個々の構成要素は、光学部品と称される。

10

【0015】

本開示の文脈において、用語「観察者」、「オペレータ」、及び「ユーザ」は、カメラ又はスキャナを作動させてもよく、また、表示モニタ上の歯科画像等の画像を観察又は操作してもよい観察する従事者、技術者又は別の人物に相当し、それらを指すと考えられる。「オペレータ命令」又は「観察者命令」は、カメラ若しくはスキャナ上のボタンをクリックすることによる、コンピュータマウスを使用することによる、又はタッチスクリーン若しくはキーボード入力による等で、観察者によって入力される明示的なコマンドから取得される。用語「被写体」とは、撮像されている患者の歯又は別の部分を指し、光学用語では、対応する撮像システムの「対象」に相当すると考えられてもよい。

20

【0016】

本開示の文脈において、語句「信号通信する」とは、2つ以上の装置及び/又は構成要素が、なんらかのタイプの信号経路をわたって伝搬する信号を介して互いに通信できることを示す。信号通信は、有線又は無線であってもよい。信号は、通信、電力、データ、又はエネルギー信号であってもよい。信号経路は、第1の装置及び/又は構成要素と、第2の装置及び/又は構成要素との間の物理、電気、磁気、電磁、光学、有線、及び/又は無線接続を含んでもよい。信号経路は、また、第1の装置及び/又は構成要素と、第2の装置及び/又は構成要素との間に追加の装置及び/又は構成要素を含んでもよい。

30

【0017】

本開示の文脈において、用語「カメラ」とは、歯及び支持構造の表面から反射された立体照明等の反射された可視又はNIR(近赤外線)光から反射率、2Dデジタル画像を取得することを可能にされている装置に関連する。

【0018】

本開示の文脈において、説明的語句「機械的に結合される」とは、1つの構成要素の配設が、それが結合される構成要素の空間的配設に影響を及ぼすような、2つ以上の構成要素の間の機械的連合、接続、関連又は連結を示すことが意図されている。機械的結合のために、2つの構成要素が、直接接触している必要はなく、1つ又は複数の中間構成要素を介して連結されてもよい。語句「光学的に結合される」とは、対応する光学部品が、それらの間で光学信号を渡すのに適しているように配設されていることを示す。

40

【0019】

本出願の特定の例示的方法及び/又は装置の実施形態は、歯、歯肉組織、及び別の口腔内特徴の表面を特徴付ける信号を取得するための深さ分解ボリューム撮像を提供してもよい。

【0020】

<撮像装置>

図1は、口腔内撮像のための深さ分解撮像装置300の簡略図である。中央処理ユニット、CPU70、並びに信号生成論理回路74及び関連する支持回路の制御の下で、プローブ46は、図1～3及び後続の図に試料Tとして示された歯又は別の口腔内特徴の中に励起信号を導く。プローブ46は、ハンドヘルドであってもよく、又はそうでなく口腔内部の適所に一時的に固定されてもよい。プローブ46は、歯から放射する、反射及び散乱

50

信号等の深さ分解応答信号を取得し、応答信号は、サンプリングされた組織（例えば、歯、歯茎）についての深さ分解構造情報をコード化する。応答信号は、検出器 60 に進み、検出器は、符号化情報を抽出して使用するための回路及び支持ロジックを提供する。CPU 70 は、次いで、深さ分解応答信号によって歯表面又は関連特徴の表面の 3D 又はボリューム画像の再構成を実行する。CPU 70 は、また、サンプリングされた組織の部分を特定して 3D 表面計算を改善するためのセグメンテーション処理等の別の種類の処理を実行してもよい。表示器 72 は、次いで、再構成されたボリューム画像の個々のスライスを示すこと等の 3D 表面画像コンテンツの描画を可能にする。計算された表面データの又は表面データの全て若しくは一部分だけを示す画像の記憶及び伝送も、また、必要に応じて実行されてもよい。

10

【0021】

図 2 及び 3 の簡略図は、それぞれ、本開示の実施形態に従う、プログラム可能フィルタ 110 を使用する波長掃引型 OCT (SS-OCT) 装置 100 を示す。それぞれの場合、プログラム可能フィルタ 110 は、照明源を提供する同調レーザ 50 の部分として使用される。口腔内 OCT に対して、例えば、レーザ 50 は、約 400 と 1600 nm との間の波長に対応する周波数（波数 k）の範囲にわたって同調可能であってもよい。本開示の実施形態に従って、約 830 nm を中心とする 35 nm の帯域幅の同調可能範囲が、口腔内 OCT に使用されてもよい。

【0022】

図 2 の実施形態において、OCT 走査のためのマッハツエンダ干渉計システムが示されている。図 3 は、代替のマイケルソン干渉計システムのための構成要素を示す。これらの実施形態に対して、プログラム可能フィルタ 110 は、レーザ空洞の部分を提供して同調レーザ 50 出力を生成する。可変レーザ 50 が出力され、カプラ 38 を通って試料アーム 40 及び参照アーム 42 まで進む。図 2 において、試料アーム 40 の信号（例えば、信号 T）は、循環器 44 を通ってプローブ 46 まで進んで、試料組織（例えば、歯、歯列）を測定する。サンプリングされた深さ分解信号は、循環器 44（図 2）を通して後方に、そして、カプラ 58 を通して検出器 60 まで導かれる。図 3 において、信号 T は、試料アーム 40 及び参照アーム 42 まで直接進み、サンプリングされた信号は、カプラ 38 を通して後方に、そして検出器 60 まで導かれる。検出器 60 は、同相雑音をキャンセルするように構成された 1 対の平衡光検出器を使用してもよい。制御論理プロセッサ（中央処理ユニット CPU）70 が、同調レーザ 50 及びそれ自体のプログラム可能フィルタ 110、並びに検出器 60 と信号通信し、そして、検出器 60 から出力を取得して処理する。また、図 1 に示すように、CPU 70 は、コマンド入力のため、及び様々な角度、及び断面又はスライスから 3D 画像コンテンツを描画すること等の OCT 結果表示のために表示器 72 と信号通信している。しかし、従来の追加のオペレータ／コマンド入力装置は、例示的な深さ分解撮像装置 300 又は例示的な装置 100 によって使用されてもよい。

20

30

【0023】

図 4 の概略図は、本開示の OCT 装置を使用して口腔内特徴の断層画像を形成するために使用されてもよい走査シーケンスを示す。図 4 に示すシーケンスは、単一の B 走査画像が生成される態様を要約する。ラスタスキャナは、点毎に、試料歯にわたって照明として選択された光シーケンスを走査する。図 4 に示すような周期性駆動信号 92 が、ラスタスキャナミラーを駆動するために使用されることにより、水平方向に延在する離散点 82 として示された、試料のそれぞれの列を横断して延在する横方向走査又は B 走査を制御する。B 走査の線又は列に沿った複数の点 82 のそれぞれにおいて、z 軸方向にデータを取得する A 走査又は深さ走査が、選択された波長帯域の連続した部分を使用して生成される。図 4 は、波長帯域を通るレーザの対応する同調によって、ラスタスキャナを使用して単純昇順を生成するための駆動信号 92 を示す。再帰走査信号 93、駆動信号 92 の部分は、走査ミラーを次の線のためのその始動位置まで後方に単に戻し、データは、再帰走査信号 93 の間に取得されない。

40

【0024】

50

B走査駆動信号92は、OCTプロープ46(図2、3)のラスタスキャナのために、検流計、微小電気機械ミラー等の作動可能な走査機構を駆動することが留意されるべきである。それぞれの増分スキャナ位置、B走査の列に沿ったそれぞれの点82において、A走査が、1つのタイプの1Dデータとして取得され、歯の中へと延在する単一の線に沿った深さ分解データを提供する。スペクトルOCTによってA走査データを取得するために、同調レーザ又は別のプログラム可能な光源が、スペクトルシーケンスによって掃引される。このように、プログラム可能フィルタが30nmの波長範囲を通して光源を掃引する実施形態において、照明を生成するためのこのシーケンスは、B走査経路に沿ったそれぞれの点82において実行される。図4が示すように、A走査取得のセットは、それぞれの点82において、すなわち、走査ミラーのそれぞれの位置において実行する。一例として、それぞれの位置82においてA走査を生成するための2048個の測定値が存在してもよい。

10

【0025】

図4は、それぞれのA走査中に取得される情報を概略的に示す。DC信号内容物が除去されて示される干渉信号88が、それぞれの点82についての時間間隔にわたって取得され、信号は、掃引に必要な時間間隔(掃引源の波長に一対一対応を有する)の関数であり、取得された信号は、参照からの光と干渉計(図2、3)のフィードバック(又は試料)アームを結合することによって生成されたスペクトル干渉縞を示す。フーリエ変換は、それぞれのA走査のための変換TFを生成する。A走査に対応する1つの変換信号は、図4に例として示されている。

20

【0026】

上記の説明から、有意なデータ量が単一のB走査シーケンスにわたって取得されることが認められてもよい。このデータを効率的に処理するために、高速フーリエ変換(FFT)が使用されて、スペクトルベース信号データを画像コンテンツがそれからより容易に生成されてもよい対応する空間ベースデータに変換する。

20

【0027】

フーリエ領域CTにおいて、A走査は、深さ分解OCT信号の1つの線(z軸)を生成するスペクトル取得の1つの線に対応する。B走査データは、対応する走査された線に沿った列Rとして2DのOCT画像を生成する。ラスタ走査は、C走査方向のラスタスキャナ取得を増加させることによって複数のB走査データを取得するのに使用される。

30

【0028】

本開示の実施形態は、例えば、SLD(スーパールミネセントダイオード)等の低コヒーレンス光源を使用し、この光源は、口腔内固定具、及び複数の歯についての管理された連続走査に適している走査パターンを有する。走査パターンは、画像キャプチャ及び処理の自動化を促進するように特に適合されることにより、深さ分解OCT撮像によって歯構造を正確に特徴付ける。

30

【0029】

図5の概略図は、本開示の実施形態に従う、口腔内OCT撮像のための1つの遠位端部から2×2の単一モード光ファイバ22に結合された広帯域光源20の使用について示す。広帯域光は、図2及び3に関して概説された基本パターンに従いながら、参照光と試料光(例えば、試料Tへの)とに分割される。試料アーム40からの試料光出力が、規準され、次いで、MEMSスキャナ、検流計スキャナ、別のスキャナ装置等の走査ミラー24によって向きを変えられる。この走査光は、試料Sの表面の上下にある組織に集中させられ、そして、その組織によって散乱させられる。試料Sから後方散乱させられた光は、共通の光学走査経路を経由して試料アームファイバの中に結合される。参照光は、参照ミラー26から再帰反射させられる。参照アーム42からの参照光は、2×2のファイバカプラ38において後方散乱させられた試料光と干渉する。干渉光は、検出器30として示されたカスタマイズされた分光計に送達される。スペクトルの1つの線が、取得され、処理され、試料Sにおけるそれぞれの走査点に対応する深さ分解信号の1つの線に変換される。

40

50

【0030】

走査ミラー 24 は、比較的低い速度、例えば 25 f p s (フレーム毎秒) で 1D ラスタ走査を試料 S に導く。口腔内撮像に対して、走査幅は、それぞれの走査線について 10 ~ 15 mm の間にあってもよい。1D 干渉スペクトルが、1D 走査線のそれぞれの走査点について同期して取得される。例えば、スペクトルの 1000 本の線が、持続する 25 f p s に対して、公称 25 k 線 / 秒の取得速度で取得される。このことは、10 ~ 15 μm 範囲内の走査デジタル分解能を与える。横方向光学分解能は、集中された走査中央部によって決定される。深さ分解能は、光源 20 の帯域幅に反比例している。したがって、光源 20 からの光ビームがより広いほど、深さ分解能がより高い。一例として、中心波長 800 nm 及び帯域幅 50 nm の光源 20 による深さ分解能は、5.6 μm であってもよい。

10

【0031】

図 5 についての説明を続けると、誘導光源 138 が、患者の口腔内部の照明を提供して走査構成要素の設置を改善するのを助けるために提供されてもよい。

【0032】

図 6 は、深さ分解撮像装置 200 の構成要素を示す概略図である。撮像エンジン 52 において、光源 20 は、光を参照 28 まで導く 2 × 2 のファイバカプラ 38 を通して、口腔内固定具 62 に光学的に結合されている試料アーム 40 まで光を導く。固定具 62 からの調光は、次いで、検出器 60、干渉計装置までカプラ 38 によって割り振って戻される。例えば、コンピュータ、又は専用制御論理プロセッサ等のプロセッサ 80 が、次いで、制御及び動作ロジックを装置 200 の機能に提供する。表示器 34 は、プロセッサ 80 と信号通信して、撮像結果を表示する。

20

【0033】

図 7 の略図は、口腔内固定具 62 を有する深さ分解撮像装置 200 の構成要素を表し、口腔内固定具は、使用中でないときに、装置を収容するために使用されてもよい保持器 64 を有する。保持器 64 は、口腔内固定具 62 が使用中でないときに、電力及び / 又は保護を提供してもよい。オペレータ制御スイッチ 48 等の制御器が、次により詳細に説明されるように、走査シーケンスの開始又は休止のために提供されてもよい。図 7 に示す例示的実施形態では、撮像エンジン 52 は、撮像装置 200 機能の制御のための一体化プロセッサ (図示せず) を含む。撮像エンジン 52 は、例えば、図 6 に示す構成要素のうちのいずれか又はその全てを含んでもよい。撮像エンジン 52 は、ケーブル 68 によって口腔内固定具 62 に接続され、ケーブルは、電気信号及び電力のための配線と、試料アーム光ファイバ 40 と、を含んでもよい。

30

【0034】

図 8 は、本開示の実施形態に従う、患者 36 の口腔内部の歯を走査するために設置されたときの口腔内固定具 62 を示す側面図である。患者 36 は、走査中、装置と噛み合って、適所に固定具 62 を把持することによって、顎内部にクランプ固定された状態に固定具 62 を保持する。制御スイッチ 48 は、患者が、技術者又は従事者の支援なしで、自動走査のために走査シーケンスを開始するのを可能にする。選択的なカメラ 94 が固定具 62 内部に装着されることにより、走査領域の少なくとも一部を示すプレビュー画像を提供する。本開示の実施形態に従って、プレビューカメラ 94 は、表示器 34 (図 6) 上での固定具 62 位置を示す反射画像を表示する。画像は、例えば、2 つ以上の色 (多色) 又は単色に着色されていてもよい。この表示は、観察者、又は別の技術者若しくは従事者が、固定具 62 の更なる調整又は再配置が後続の OCT 走査に有用であるか否かを決定することを可能にする。この機能は、1 つ又は複数の歯が走査されなければならない場合等、歯弓の一部分のサブセットを走査するために固定具 62 を設置することが役に立つ場合に、特に有用であることがある。

40

【0035】

本開示の実施形態に従って、固定具 62 が走査の方向付けを有することにより、走査装置が上側又は下側歯列弓のいずれかと面するように配置される。この構成は、固定具 62 が逆転されることにより、患者の歯列のそれぞれの半分を別々に走査するのを可能にする

50

。

【0036】

固定具62は、代替として、外部モータを有する内部軌道を有することにより、患者に適した軌道に沿ってスキャナ130を動かしてもよい。異なる歯弓寸法に対する調整も、また、提供されてもよい。

【0037】

図9A及び9Bは、口腔内固定具62の様々な実施形態のためのスキャナ構成要素についての断面図及び断面斜視図をそれぞれ示す。1つ又は複数のスキャナ130が、固定具62内部の軌道132に沿ってそれぞれ誘導されることにより、歯122、124及び関連する口腔内特徴に対してOCT光パターンのB走査照射を実行する。軌道132は、湾曲経路に沿ってスキャナを誘導するためのなんらかの好適な配列を有してもよい。

10

【0038】

一例として、1つのバンク又はセットの5つのスキャナが、図9Aに示す実施形態で提供される。スキャナは、露出されてもよく、又は透明カバーの後方にあってもよい。スキャナ130のセット全体が、溝134内部の軌道132に沿って動かされることにより、湾曲軌道132に対して直角に走査してX走査(C走査)移動を提供する。スキャナ130a及び130bが、歯の舌側面を走査し、スキャナ130d及び130eが、頬側面を走査する。1つ又は複数のスキャナ130cが、歯の咀嚼面の中央部分を走査する。通常、隣接する面の走査される領域は、いくらかの重複を有する。スキャナ130a、130b、130d、及び130eが大きい十分な視野を有するならば、それらの結合走査領域が、追加のスキャナ130cを必要とすることなく、咬合面を完全に網羅することが可能である場合がある。別個のスキャナが、同一の軌道132を使用して又は複数の軌道を使用して、上顎又は下顎の歯構造を走査するように提供されてもよい。図9Aのバンク型配列によって、例えば、上顎及び下顎歯弓の両方が、シングルパスで走査されてもよい。スキャナ130は、それぞれ、光ファイバによって試料アーム40(図5、6)に光学的に結合されており、光ファイバは、走査が軌道132に沿って進行するように走査経路の湾曲に従って屈曲することが可能である。アクチュエータへの機械的結合は、軌道132に沿った必要な動きを提供する。複数のスキャナ130からの個々の信号は、時間多重方式で検出器60によって検出されてもよい。

20

【0039】

図9Bは、一度に軌道132の1つの部分に沿って走査することが可能な単一のスキャナ130を示す。スキャナ130の複数パスが、異なる歯表面の深さ分解特徴付けのために使用されてもよい。

30

【0040】

様々なタイプのスキャナ130設計が、使用されてもよい。図9Cは、本開示の実施形態に従う、口腔内固定具のためのスキャナ130の構成要素を示す概略側面図である。この場合、スキャナ130は、急速可動反射面を提供することにより、シングルモードファイバ22からの走査光エネルギーを偏向させる微小電気機械システム(MEMS)デバイス96を使用し、それにより、B走査に、1つの方向には、歯又は別の対象解剖学的構造及びフィードバックに向かって外への、その反対方向には、分析のために干渉計又は別の検出器に戻る照明を提供する。小さい屈折率分布型若しくはGRINレンズ98、又は別のタイプの光学部品が、スキャナエネルギーに対して光路を条件付けるために使用される。ファイバ22への及びファイバ22からレンズ98への光の光学的結合は、例えば、スペーサ160、又は光学接着剤の使用によってもよい。

40

【0041】

図9Dは、本開示の代替実施形態に従う、口腔内固定具のためのスキャナ130の構成要素を示す概略側面図である。GRINレンズ98及び結合構成要素は、図9Cのものと類似している。スキャナ照明が、反射面164を駆動するモータ162を使用する偏向によって提供されて、B走査を達成する。

【0042】

50

図 10 A、10 B、及び 10 C を参照すると、スキャナ 130 のそれぞれの配列は、軌道 132 に追従することにより、1 つ又は複数の走査経路を提供する。軌道 132 は、湾曲していることにより、顎内部での歯 32 の湾曲配列に追従する。図 9 A に示す固定具 62 配列は、複数のスキャナを提供することにより、図 10 A に示すようなシングルパス走査配列を可能にし、その配列は、上顎及び下顎歯弓の両方についての深さ分解撮像を提供してもよい。

【0043】

図 10 B 及び 10 C の走査経路は、単一のスキャナ 130 が図 9 B に示すように固定具 62 内部に提供される場合に、使用されてもよい。スキャナは、それ自体の視野が滑らかかつ噛み合う面を網羅するように向けられてもよい。最初のパスにおいて、頬側及び咬合面が、走査されてもよい。次いで向きを反転させられ（例えば、手動又はステッパー・モータを使用して）、次いで経路 132 に沿って反対方向に動かされるスキャナ 130 によって、舌側及び咬合面が走査されてもよい。

10

【0044】

本開示の代替実施形態に従って、固定具 62 は、一度に上顎弓だけ又は下顎弓だけを走査するように構成される。図 8 に関して、患者は、図 10 A ~ 10 C に示す適切な走査を実行する第 1 の向きの固定具 62 によって、上顎弓を走査する。患者は、次いで、固定具 62 の向きを逆転させて、後続の走査において下顎弓を走査する。

20

【0045】

図 10 A ~ 10 C の走査配列を使用することにより、それぞれの B 走査は、示している座標名称を使用して、y - z 平面に 2D 深さ断面を生じさせる。B 走査の向きは、走査経路及び図 10 B 及び 10 C を用いるシーケンスに対する戻り経路に関して、軸線 y に関連している。図 10 A ~ 10 C の平面図においては紙に垂直で、その左側の拡大側面図 E においては下向きの軸線 z が、深さの向きである。第 3 次元 x 走査は、スキャナ装置 120 を軌道 132 の湾曲経路に沿って動かすことによって実装される。アクチュエータ 140 は、走査装置 120 を湾曲経路に沿って前方に動かす。歯は、1 ~ 16 に番号付けされて、下側口腔についての従来の歯科歯番号付けに対応する。歯についての 3D 画像全体は、示すような x 方向に湾曲経路に沿って取得されるとき、2D 画像を継ぎ合わせることによって形成されてもよい。

30

【0046】

モータ、電気機械機構、別の装置等のいくつかのタイプの従来装置のうちの任意のものが、アクチュエータ 140 として使用されてもよく、アクチュエータは、スキャナ 130 に機械的に結合されて、軌道 132 に沿った定められた並進（例えば、線形又は非線形の）を提供する。本開示の実施形態に従って、アクチュエータ 140 は、コード又はストリングを使用して軌道 132 に沿ってスキャナ 130 を動かすモータであってもよい。ブリッジ機構が、スキャナ 130 のこの C 走査又は x 軸線動作を湾曲軌道 132 に沿って提供するように設けられてもよい。

30

【0047】

図 7 ~ 10 C の例示的な実施形態は、固定具 62 を提供し、固定具は、一旦、患者の咬合による等で適所に嵌合されて適所に保持されると、複数の歯、上側歯列弓全体、又は下側歯列弓全体を走査するために使用されてもよく、或いは、図 10 A の適切な固定具 62 設計さえあれば、患者の上側歯の全て又は下側歯の全てを一度に走査するように使用されてもよい。上記のように、口腔全体を走査するために、患者は、最初に、咬合部分 66 を挿入して下側歯を走査し、次いで、固定具 62 を垂直の向きに逆転させて上側歯を走査してもよい。代替として、上側弓が最初に走査され、下側弓がそれに続いてもよい。加えて、装置は、プロセッサ又はコンピュータからのコマンドを用いて制御されることにより、従事者の必要に応じて歯列弓全体のうちの一部分又は選択部分だけを走査してもよい。

40

【0048】

本開示の実施形態に従って、頬面、咬合面、及び舌側走査を含む歯のセットについて、それぞれの走査は、約 14 cm の平均的成人歯長を用いて計算された、25 k 線 / 秒の取

50

得速度において、 $30 \mu\text{m}$ 、 500 線／B走査のx、y走査解像度によって約93秒を要する。y走査長は、 $10 \sim 15 \text{ mm}$ の範囲内にある。3パスが使用される場合、これらの値を用いた下側弓走査全体は、およそ 180 秒＝3分を要する。

【0049】

異なるサイズの固定具62が異なる口腔サイズの患者に使用されることにより、異なる体格を有する患者に対して好適な走査配列を可能にすることが留意されるべきである。代替として、例えば蝶番式の配列を使用する調節可能固定具が提供されることにより、固定具を特定の患者の歯弓形状に適合させてもよい。制御ソフトウェアがプログラミングされることにより、非線形の湾曲又は円弧走査経路の限定部分に走査を制限してもよい。例示的固定具62の追加機構が、固定具62を患者の歯又は歯弓に対して容易に設置するために使用されてもよい。いくつかの例示的実施形態では、固定具62は、深さ分解撮像走査に対して、患者の上顎又は下顎に着脱可能に固定されるか、又は患者の上顎又は下顎に設置されてもよく、それにより、患者は、走査中に固定具62を噛み付く必要がない。一例示的実施形態では、固定具62は、上顎又は下顎の内側又は外側の複数の（例えば、対向する）側面に押し付ける引張力又は弾性特徴によって適所に保持されてもよい。一例示的実施形態では、固定具62は、走査されていない歯、顎、又は歯列の部分によって適所に保持されてもよい。

10

【0050】

<走査シーケンス>

図11は、本開示の実施形態に従う、走査シーケンスを示す論理流れ図である。準備ステップS100において、患者、技術者、又は従事者は、口腔内走査固定具62を患者の口腔の中に挿入する。患者は、固定具62に噛み付いてそれを適所に保持してもよい。開始ステップS110において、患者又は技術者／従事者は、走査のために固定具62に電力供給する。固定具62スキャナ構成要素は、走査のための始動位置に再設定されてもよい。走査ステップS120において、図10に関して前記に示したように、走査が実行され、スキャナ移動、B走査パターン走査がスキャナミラーを軌道132に沿って移動させる。データ取得ステップS130において、口腔内固定具62からスペクトル画像データが取得されて、プロセッサ60（図6）に伝送される。表示ステップS140が、次いで、最近に取得された深さ分解歯画像が取得されて前処理されるときに、それから走査された表面データを表示する。決定ステップS150において、システム論理が、固定具による走査全体が完了されているか否かを決定する。走査が完了するまで、ステップS120、S130、及びS140が連続的に実行されることにより、走査された画像データを取得して更新する。ボリューム表示、記憶、伝送ステップS160が、次いで表示、記憶、又は伝送のための3D表面ボリュームを形成する。

20

30

【0051】

<画像処理>

図12Aは、フーリエ変換（TF）によって処理されて、OCT画像を形成するために使用される深さ分解信号を取得するための連続A走査の小規模セットを示す。データ図12Bは、深さ分解走査データから形成された再構成画像を示す。

40

【0052】

図13Aは、本出願の特定の例示的方法及び／又は装置の実施形態に従って取得された3D表面輪郭画像210を示す。図13Bは、走査データから再構成された3D画像214を示す。図13Cは、走査データから生成されてもよい典型的なアンファス部分212を示す。図13Dは、口腔内撮像装置によって取得されるような歯の深さセクショニングを有するB走査画像216を示す。

【0053】

本明細書の例示的実施形態と整合するように、コンピュータプログラムが、電子式メモリからアクセスされる画像データ上で実行する記憶された命令を使用してもよい。画像処理技術における当業者によって理解され得るように、本出願の例示的実施形態において撮像システム及びプローブを作動させること及び画像データを取得することのためのコンピ

50

ユータプログラムは、パーソナルコンピュータ、ワークステーション等の本明細書で説明されるような C P U 7 0 を動作させる好適な多目的コンピュータシステムによって利用されてもよい。しかし、例えば、ネットワーク化プロセッサの配列を含む、多くの別のタイプのコンピュータシステムが、本発明のコンピュータプログラムを実行するために使用されてもよい。例示的方法の実施形態を実行するためのコンピュータプログラムは、コンピュータ可読記憶媒体に記憶されてもよい。この媒体は、例えば、ハードディスク等の磁気ディスク又は着脱可能装置、磁気テープ等の磁気記録媒体、光ディスク、光学テープ、機械可読光学符号化等の光学記憶媒体、ランダムアクセスメモリ(R A M)等の固体電子式記憶装置又は読み出し専用メモリ(R O M)、あるいは、コンピュータプログラムを記憶するために使用される任意の別の物理装置又は媒体を含んでもよい。例示的方法の実施形態を実行するためのコンピュータプログラムは、また、コンピュータ可読記憶媒体に記憶されてもよく、記憶媒体は、インターネット又は別のネットワーク若しくは通信媒体によって画像プロセッサに接続される。当業者であれば、そのようなコンピュータプログラム製品の等価物が、また、ハードウェアに構築されてもよいことを更に容易に理解するであろう。

10

【 0 0 5 4 】

本出願の文脈における用語「メモリ」、それに等価な「コンピュータアクセス可能メモリ」とは、例えば、任意のタイプの一時的又はより永続的データ記憶作業領域を指してもよく、この作業領域は、画像データを記憶してそれについて作動するために使用され、そして、データベースを含むコンピュータシステムにアクセス可能であることに留意すべきである。メモリは、例えば、磁気又は光学記憶装置等の長期記憶媒体を使用して、不揮発性であってもよい。代替として、メモリは、マイクロプロセッサ又は別の制御論理プロセッサ装置によって一時的バッファ又は作業領域として使用されるランダムアクセスメモリ(R A M)等の電子回路を使用して、より揮発性のものであってもよい。表示データは、例えば、一時的記憶バッファに記憶され、この記憶バッファは、表示装置と直接関係して、必要に応じて定期的に更新されることにより表示されるデータを提供する。この一時的記憶バッファは、また、その用語が本出願で使用されるとき、1つのタイプのメモリであると考えられる。メモリは、また、計算及び別の処理を実行し、そしてその中間及び最終結果を記憶するためのデータ作業領域として使用される。コンピュータアクセス可能メモリは、揮発性、不揮発性、又は揮発性タイプと不揮発性タイプとのハイブリッド結合であってもよい。

20

【 0 0 5 5 】

本出願のコンピュータプログラム製品が、周知の様々な画像処理アルゴリズム及びプロセスを利用してよいことが理解されるであろう。本出願のコンピュータプログラム製品の例示的実施形態は、本明細書に特に示されず記載されない、実装の役に立つアルゴリズム及びプロセスを具現化してもよいことが更に理解されるであろう。そのようなアルゴリズム及びプロセスは、画像処理技術の通常知識の範囲内ある従来の効用を含んでもよい。画像を生成及び別の態様で処理する、又は本出願のコンピュータプログラム製品の例示的実施形態と協力するためのそのようなアルゴリズム及びシステム、並びにハードウェア及び/又はソフトウェアについての追加の側面は、本明細書において特に示されておらず、又は記載されておらず、そして、当該技術分野で公知のそのようなアルゴリズム、システム、ハードウェア、構成要素、及び要素から選ばれてもよい。

30

【 0 0 5 6 】

本出願の特定の例示的方法及び/又は装置の実施形態は、深さ分解ボリューム撮像を提供することにより、歯、歯肉組織、及び別の口腔内特徴の表面を特徴付けてよい。本出願に従う例示的実施形態は、本明細書に記載された様々な特徴を(個々に又は結合して)含んでもよい。

40

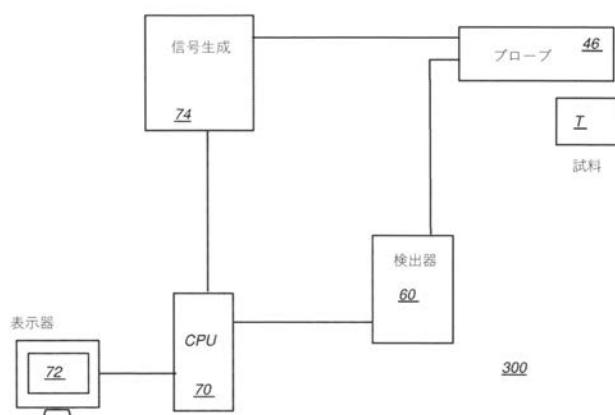
【 0 0 5 7 】

本発明が1つ又は複数の実装に関して例示されてきたけれども、代替及び/又は修正が、添付クレームの主旨及び範囲から逸脱することなく、例示された例に対してなされても

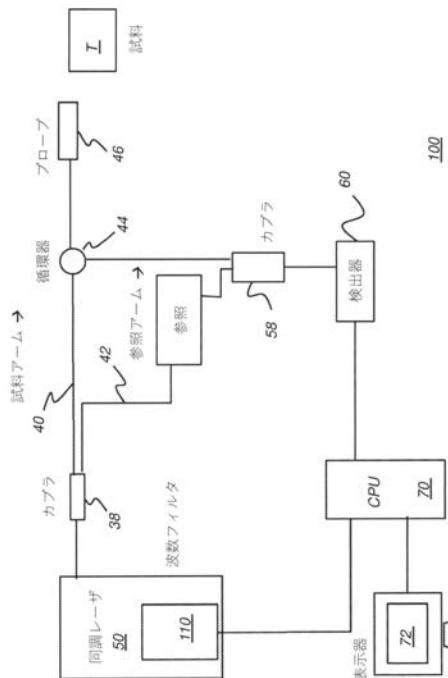
50

よい。加えて、本発明の特定の特徴が、いくつかの実装／実施形態のうちの1つだけに関して開示されている場合があるけれども、そのような特徴は、いずれかの所定の又は特定の機能について望ましく有利であってもよいように、別の実装／実施形態の1つ又は複数の別の特徴と結合されてもよい。用語「のうちの少なくとも1つ」とは、記載された項目のうちの1つ又は複数のものが選択されてもよいことを意味するために使用される。用語「約」とは、変更が、例示された実施形態に対してプロセス又は構造の不適合をもたらさない限り、記載された値が多少変更されてもよいことを示す。最後に、「例示的な」とは、記載が、理想的であることを意味するのではなく、例として用いられることを示す。本発明の別の実施形態は、本明細書に開示された本発明の仕様及び実施についての考察から、当業者には明らかであろう。仕様及び例は、単なる例と見なされ、本発明の真の範囲及び趣旨は、少なくとも以下のクレームによって示される。

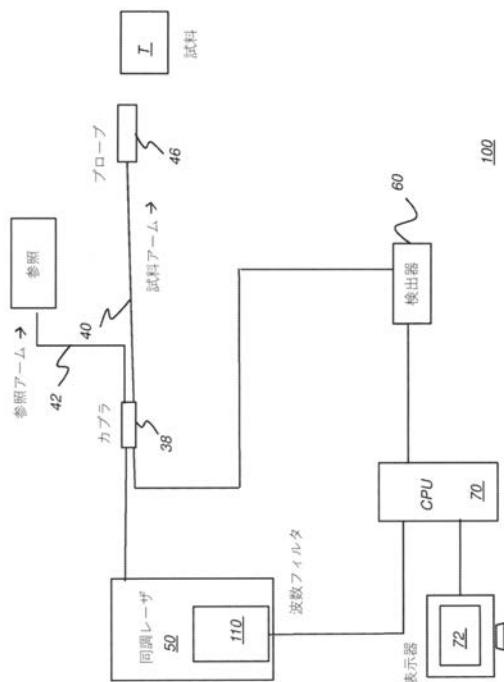
【図1】



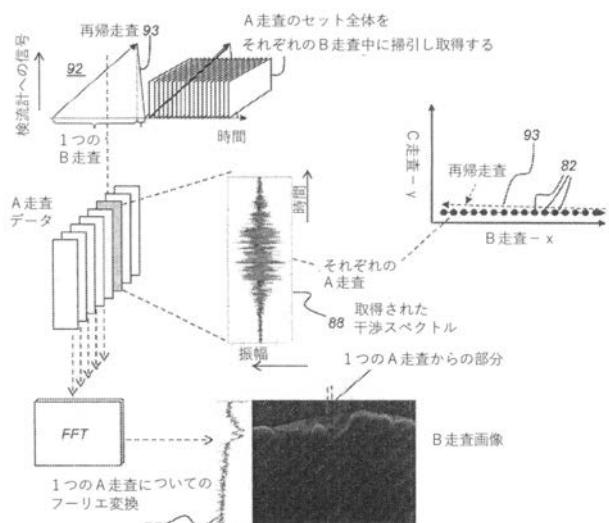
【図2】



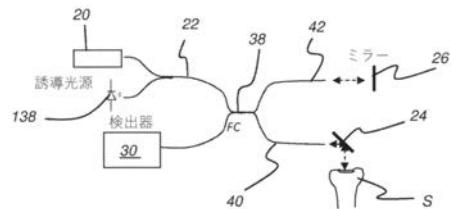
【図3】



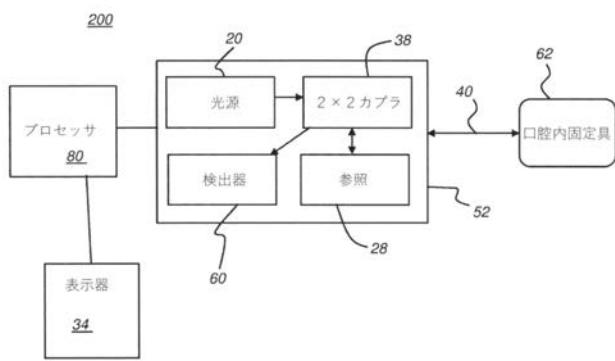
【図4】



【図5】



【図6】



【図7】

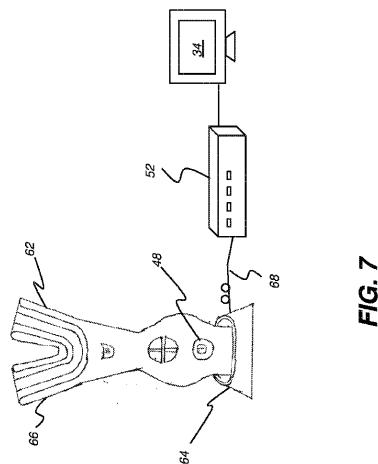


FIG. 7

【図8】

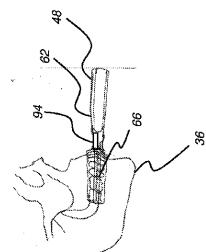


FIG. 8

【図 9 A】

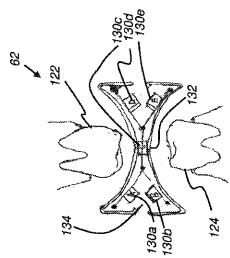


FIG. 9A

【図 9 B】

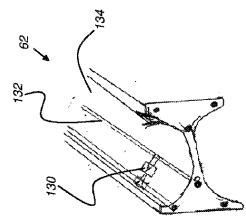
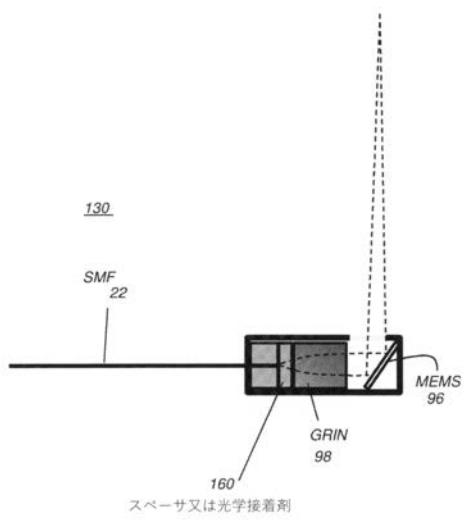


FIG. 9B

【図 9 C】



【図 9 D】

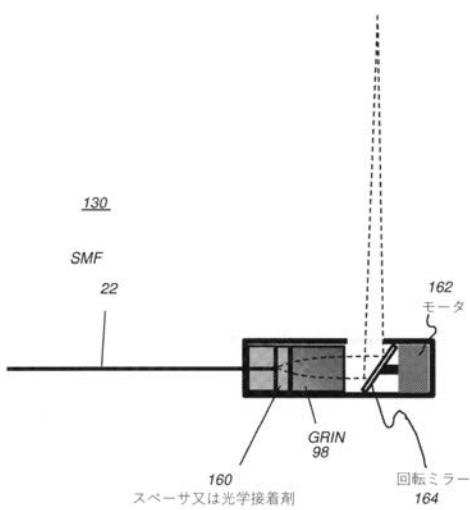


FIG. 9D

【図 10 A】

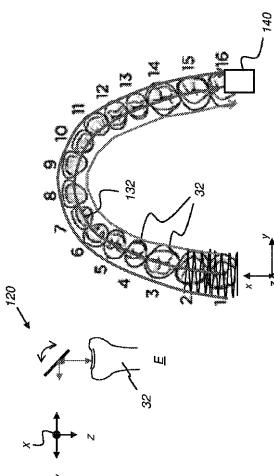


FIG. 10A

【図 10B】

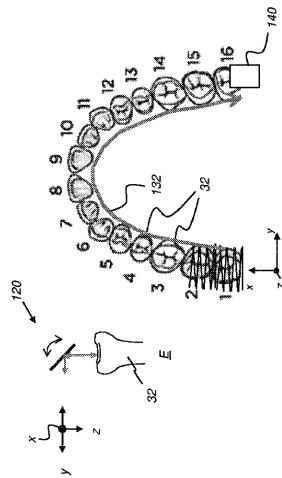


FIG. 10B

【図 10C】

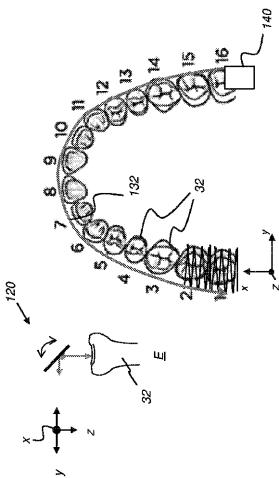
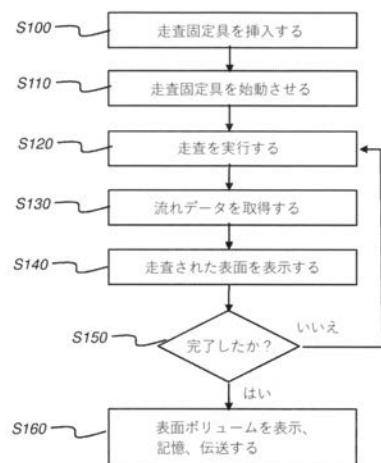


FIG. 10C

【図 11】



【図 12A】

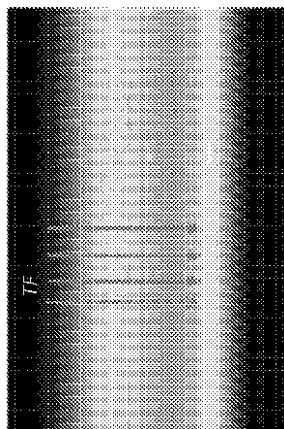


FIG. 12A

【図 1 2 B】

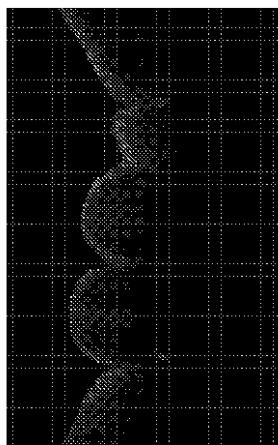


FIG. 12B

【図 1 3 A】

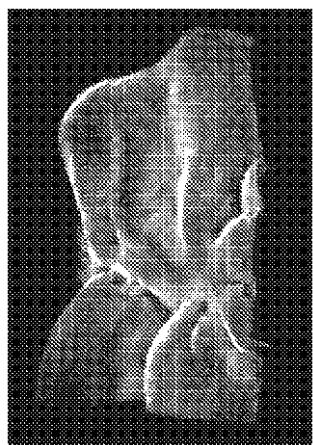
210

FIG. 13A

【図 1 3 B】

214

FIG. 13B

【図 1 3 C】

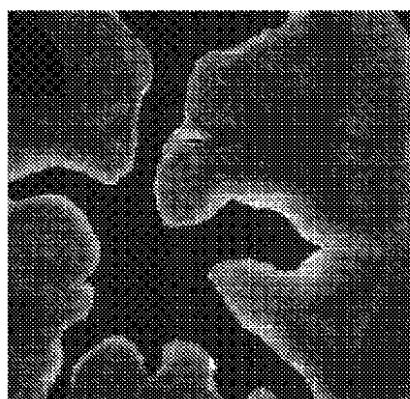
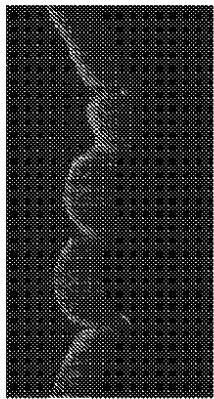
212

FIG. 13C

【図 13D】



216

FIG. 13D

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No PCT/US2016/046224															
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER INV. A61B5/00 ADD.																	
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) A61B A61C																	
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched																	
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used) EPO-Internal																	
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT <table border="1" style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <thead> <tr> <th style="text-align: left; padding: 2px;">Category*</th> <th style="text-align: left; padding: 2px;">Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages</th> <th style="text-align: left; padding: 2px;">Relevant to claim No.</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td style="padding: 2px;">Y</td> <td style="padding: 2px;">US 2002/055082 A1 (DURBIN DUANE [US] ET AL) 9 May 2002 (2002-05-09) paragraphs [0039] - [0057]; figures 1,2</td> <td style="padding: 2px;">1-17</td> </tr> <tr> <td style="padding: 2px;">Y</td> <td style="padding: 2px;">JP 2008 058138 A (NAT CT FOR GERIATRICS & GERONT; SUN TEC KK) 13 March 2008 (2008-03-13) paragraphs [0018] - [0030]; figures 1-4</td> <td style="padding: 2px;">1-17</td> </tr> <tr> <td style="padding: 2px;">A</td> <td style="padding: 2px;">US 2015/182120 A1 (SUMI YASUNORI [JP] ET AL) 2 July 2015 (2015-07-02) figures 1,2</td> <td style="padding: 2px;">1-17</td> </tr> <tr> <td style="padding: 2px;">A</td> <td style="padding: 2px;">US 2013/108981 A1 (DURET FRANCOIS [FR]) 2 May 2013 (2013-05-02) figures 1,3,4</td> <td style="padding: 2px;">1-17</td> </tr> </tbody> </table>			Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.	Y	US 2002/055082 A1 (DURBIN DUANE [US] ET AL) 9 May 2002 (2002-05-09) paragraphs [0039] - [0057]; figures 1,2	1-17	Y	JP 2008 058138 A (NAT CT FOR GERIATRICS & GERONT; SUN TEC KK) 13 March 2008 (2008-03-13) paragraphs [0018] - [0030]; figures 1-4	1-17	A	US 2015/182120 A1 (SUMI YASUNORI [JP] ET AL) 2 July 2015 (2015-07-02) figures 1,2	1-17	A	US 2013/108981 A1 (DURET FRANCOIS [FR]) 2 May 2013 (2013-05-02) figures 1,3,4	1-17
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.															
Y	US 2002/055082 A1 (DURBIN DUANE [US] ET AL) 9 May 2002 (2002-05-09) paragraphs [0039] - [0057]; figures 1,2	1-17															
Y	JP 2008 058138 A (NAT CT FOR GERIATRICS & GERONT; SUN TEC KK) 13 March 2008 (2008-03-13) paragraphs [0018] - [0030]; figures 1-4	1-17															
A	US 2015/182120 A1 (SUMI YASUNORI [JP] ET AL) 2 July 2015 (2015-07-02) figures 1,2	1-17															
A	US 2013/108981 A1 (DURET FRANCOIS [FR]) 2 May 2013 (2013-05-02) figures 1,3,4	1-17															
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C.		<input checked="" type="checkbox"/> See patent family annex.															
* 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																	
Date of the actual completion of the international search 26 April 2017		Date of mailing of the international search report 11/05/2017															
Name and mailing address of the ISA/ European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Fax: (+31-70) 340-3016		Authorized officer Schindler, Martin															

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No
PCT/US2016/046224

Patent document cited in search report		Publication date	Patent family member(s)		Publication date
US 2002055082	A1	09-05-2002	NONE		
JP 2008058138	A	13-03-2008	JP 4338142 B2 JP 2008058138 A	07-10-2009 13-03-2008	
US 2015182120	A1	02-07-2015	CN 104780822 A EP 2875771 A1 JP WO2014013950 A1 US 2015182120 A1 US 2016360969 A1 WO 2014013950 A1	15-07-2015 27-05-2015 30-06-2016 02-07-2015 15-12-2016 23-01-2014	
US 2013108981	A1	02-05-2013	CN 103153167 A EP 2579766 A1 FR 2960962 A1 IL 223538 A JP 5856610 B2 JP 2013538592 A US 2013108981 A1 WO 2011154656 A1	12-06-2013 17-04-2013 09-12-2011 29-10-2015 10-02-2016 17-10-2013 02-05-2013 15-12-2011	

フロントページの続き

(81)指定国・地域 AP(BW,GH,GM,KE,LR,LS,MW,MZ,NA,RW,SD,SL,ST,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,R0,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,D0,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,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

(72)発明者 ワン ピクター シー

アメリカ合衆国 ニューヨーク ロチェスター ベローナ ストリート 150 ケアストリーム
ヘルス インク パテント リーガル スタッフ内

(72)発明者 グアン イーイー

アメリカ合衆国 ニューヨーク ロチェスター ベローナ ストリート 150 ケアストリーム
ヘルス インク パテント リーガル スタッフ内

(72)発明者 イングレセ ジヤン - マーク

アメリカ合衆国 ニューヨーク ロチェスター ベローナ ストリート 150 ケアストリーム
ヘルス インク パテント リーガル スタッフ内

(72)発明者 シェラルド エドワード アール

アメリカ合衆国 ニューヨーク ロチェスター ベローナ ストリート 150 ケアストリーム
ヘルス インク パテント リーガル スタッフ内

F ターム(参考) 4C161 AA08 GG23 MM10 RR17