

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5441411号

(P5441411)

(45) 発行日 平成26年3月12日(2014.3.12)

(24) 登録日 平成25年12月27日(2013.12.27)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 1/00 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 3 0 0 D

A 6 1 B 1/24 (2006.01)

A 6 1 B 1/24

G 0 1 N 21/64 (2006.01)

G 0 1 N 21/64 Z

請求項の数 1 (全 14 頁)

(21) 出願番号 特願2008-537765 (P2008-537765)
 (86) (22) 出願日 平成18年10月16日(2006.10.16)
 (65) 公表番号 特表2009-513249 (P2009-513249A)
 (43) 公表日 平成21年4月2日(2009.4.2)
 (86) 国際出願番号 PCT/US2006/040472
 (87) 国際公開番号 W02007/053293
 (87) 国際公開日 平成19年5月10日(2007.5.10)
 審査請求日 平成21年6月26日(2009.6.26)
 (31) 優先権主張番号 11/262,869
 (32) 優先日 平成17年10月31日(2005.10.31)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(73) 特許権者 507224587
 ケアストリーム ヘルス インク
 アメリカ合衆国 ニューヨーク ロチェス
 ター ペローナ ストリート 150
 (74) 代理人 100075258
 弁理士 吉田 研二
 (74) 代理人 100096976
 弁理士 石田 純
 (72) 発明者 ウォン ビクター シー
 アメリカ合衆国 ニューヨーク ロチェス
 ター ブライトウッズ レーン 44
 (72) 発明者 リアン ロングアン
 アメリカ合衆国 ニューヨーク ペンフィ
 ールド ミルフード クロッシング 1
 6

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 う蝕検知の方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

ディスプレイを有し、画像アルゴリズムを実行する処理装置を使用して、歯組織の画像を取得する方法であって、

(a) 入射光を歯に当てるステップと、

(b) 前記入射光によって励起して発生された蛍光から蛍光画像データを取得するステップと、

(c) 後方散乱光から、前記歯組織からの後方散乱反射率画像データを取得するステップと、

(d) 全ての画素の蛍光値が対応する反射率の数値より大きい、あるいはこれと同等となるように、前記蛍光画像データを処理して処理後の蛍光画像データを生成するとともに、前記後方散乱反射率画像データを処理して処理後の後方散乱反射率画像データを生成するステップと、

(e) う蝕領域の画素の強度の数値と健康領域の画素の強度の数値とのコントラストが表示されて認識されるために強調されるように、前記処理後の蛍光画像データの各画素から前記処理後の後方散乱反射率画像データの各画素をそれぞれ減じて、前記歯組織の改善された画像を生成するステップと、を含むことを特徴とする方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

10

20

【 0 0 0 1 】

本発明は一般に、歯科用画像生成のための方法と装置に関し、より詳しくは、蛍光および光の散乱を利用してう蝕を早期検出するための改良された方法に関する。

【 背景技術 】

【 0 0 0 2 】

検知、治療および予防技術の改善にかかわらず、う蝕はすべての年齢層の人々の間に広く蔓延している病変であることに変わりはない。適正かつ迅速な治療を行わないと、う蝕は永久的な歯の損傷につながり、歯を失うことさえある。

【 0 0 0 3 】

従来、う蝕の検知には、視診および鋭利な歯科用探針（デンタル・エクスプローラ： dental explorer）装置を用いた触覚探索が用いられ、しばしば放射線（X線）撮影も援用される。このような方法による検出は幾分主観的になる可能性があり、たとえば医師の専門知識、感染部位の場所、感染の程度、観察条件、X線装置と処理の精度その他のさまざまな要因によって精度にばらつきがある。また、従来の検出技術には危険も伴い、たとえば、触診やX線被曝によって、脆弱化していた歯が破損したり、感染が広がったりする。う蝕が視診や触診で明らかになるころまでには、一般に病気は進行した段階にあり、充填を必要とし、治療が手遅れになれば歯を喪失することにもなる。

【 0 0 0 4 】

う蝕検知方法の改良に対するニーズに応じて、X線を用いない改善された画像生成方法に対する関心が高まっている。商業化されたある方法は、歯に強力な青色の光を照射することによって得られる蛍光を用いるものである。この方法は可視光励起蛍光定量法（QLF）と呼ばれ、健全で健康な歯のエナメル質は、ある波長の励起を受けると、う蝕感染によって損傷を受けた脱灰エナメル質より高い強度の蛍光を発生するという原理に基づいて動作する。脱灰と青色光の励起による蛍光の損失との間の強い相関関係を利用して、歯のう蝕部分を特定、評価する。う蝕領域の細菌および細菌副産物の吸収と発生する蛍光が健康な部分より明らかなスペクトル領域である赤色光による励起の場合は、異なる関係が見られる。

【 0 0 0 5 】

う蝕の光学的検出方法としては、以下のものが提案されている。米国特許第4,515,476号（イングマル）は、レーザを使い、他の波長の蛍光を発生する励起エネルギーを与え、う蝕部分の位置を特定する方法を開示している。米国特許第6,231,338号公報（デ・ヨセリン・デ・ヨング他）は、蛍光検知法を用いてう蝕を識別するための画像生成装置を開示している。米国特許出願公開第2004/0240716号明細書（デ・ヨセリン・デ・ヨング他）は、蛍光を発生する組織から得られた画像に関する改善された画像解析方法を開示している。米国特許第4,479,499号公報（アルファノ）は、歯構造の透光特性に基づいてう蝕を検知する透照的検知方法を開示している。

【 0 0 0 6 】

蛍光挙動を利用した歯科画像生成のための市販品に、オランダ・アムステルダムの Inspektor Research Systems BV社製のQLF Clinical Systemがある。異なる手法を用いたイリノイ州レイク・チューリッヒの KaVo Dental Corporation製Diagnodent Laser Caries Detection Aidは、赤色光の照射を受けた細菌副産物の蛍光強度をモニタしてう蝕活動を探知する。

【 0 0 0 7 】

米国特許出願公開第2004/0202356号明細書（ストゥーキー他）は、蛍光の分光変化を数学的に処理して、異なる段階のう蝕を高い精度で探知する方法を開示している。蛍光分光測定によるう蝕の早期発見が困難であることを鑑み、ストゥーキー他の米国特許出願公開第2004/0202356号明細書は、得られた分光値を強調し、蛍光画像を撮影するカメラの分光感度に合わせて調整された分光データの変換を行う方法を開示している。

10

20

30

40

50

【 0 0 0 8 】

開示された方法と装置は、う蝕探知のための非侵襲的、非電離的な画像生成方法を提供できるという可能性を示しているものの、依然として改善の余地がある。蛍光画像生成を利用した既存の技術について明らかになっている1つの欠点は、画像コントラストに関するものである。Q L F等の蛍光発生方式により得られる画像は、健康な部分と感染部分の間のコントラストが比較的乏しいため、評価しにくい場合がある。ストゥーキー他の米国特許出願公開第2004/0202356号明細書に記載されているように、初期う蝕の場合、分光および強度の変化は非常に小さいため、罹病していない歯の表面における初期う蝕による不規則性を区別することが難しい。

【 0 0 0 9 】

10

一般に、蛍光方式を用いた場合、得られる画像のコントラストは病変の程度に対応する。このような方法を用いたう蝕の識別は、病変がより重い段階に進み、初期つまり早期う蝕段階を過ぎていなければ正確に行うことができないが、これはう蝕と健康な歯構造の間の蛍光の差が、初期段階のう蝕では非常に小さいからである。それゆえ、この段階での蛍光方式を用いた探知精度は従来の方法と比較して、それほど改善されない。この欠点のために、現実的には蛍光効果の使用に初期う蝕の正確な診断を妨げる制約があるように思われる。その結果、う蝕病変は探知されないままさらに悪化し、充填等の処置が必要となる。

【 0 0 1 0 】

20

非常に早い段階のう蝕の探知は特に予防歯科分野において関心が高い。前述のように、従来の方法では一般に、う蝕を回復可能な段階で探知することができない。通常、初期う蝕ではたいがい、歯のエナメル質の中にまでは貫通しない。このようう蝕が歯の象牙質を脅かす前に特定されれば、ほとんどの場合に再石灰化が達成され、早期の損傷を修復し、充填の必要性をなくすることができる。しかし、これより進行したう蝕は、はるかに治療が困難となり、ある種の充填やその他の介入が必要となることが多い。

【 0 0 1 1 】

【特許文献1】米国特許第4,515,476号明細書

【特許文献2】米国特許第6,231,338号明細書

【特許文献3】米国特許出願公開第2004/0240716号明細書

【特許文献4】米国特許第4,479,499号明細書

30

【特許文献5】米国特許出願公開第2004/0202356号明細書

【特許文献6】米国特許第6,122,103号明細書

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 1 2 】

う蝕を未然に防止するための非侵襲的歯科技術を適用する機会を利用するためには、う蝕をその発生時に検知することが必要である。多くの場合、ストゥーキー他の米国特許出願公開第2004/0202356号明細書に記載されているように、この段階の検知は、Q L F等の既存の蛍光画像生成技術では難しいことがわっている。その結果、早期のう蝕は依然として検知されないままで、陽性の検知結果が得られる頃には、低コストの予防策で回復する機会が失われてしまうことがある。

40

【 0 0 1 3 】

以上のように、特に早期の段階におけるう蝕をより正確に検知できる、う蝕検知のための非侵襲的、非電解的画像生成方法が求められていることがわかる。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 4 】

本発明は、歯組織の画像を取得する方法であって、(a)入射光を歯に向け、入射光で歯組織からの蛍光の発生を励起するステップと、(b)発生された蛍光から蛍光画像データを取得するステップと、(c)後方散乱光から、歯組織からの後方散乱反射率画像データを取得するステップと、(d)蛍光および後方散乱反射率画像データを復号して、歯組

50

織の改良された画像を生成するステップと、を含む方法を提案する。

【0015】

本発明の特徴は、歯科用画像生成のために、蛍光および反射率画像データの両方を利用することである。

【0016】

本発明の利点は、初期段階のう蝕を検知するのに有益な、既存の蛍光画像生成技術を改良したことである。

【0017】

本発明の上記およびその他の目的、特徴、利点は、本発明の実施例を示し、説明する図面を参照しながら以下の詳細な説明を読めば、当業者には明らかであろう。

10

【0018】

本発明は、付属の図面を参照しながら以下の説明を読むことによって、よりよく理解されるであろう。

【発明を実施するための最良の形態】

【0019】

本願の説明は特に、本発明による装置の一部を構成する、あるいはこの装置とより直接的に協働する要素に関する。特に図示されていない、あるいは説明されていない要素は、当業者にとって周知のさまざまな形態をとることができることを理解すべきである。

【0020】

上記の背景説明の中で述べたように、蛍光を使って、次の2つの特性における応答のいずれかを利用して歯のう蝕を検知することができる。第一に、青色光源による励起では、健康な歯組織は青いスペクトルで蛍光を発する。第二に、赤色光源による励起では、う蝕を示すような細菌副産物は赤いスペクトルで蛍光を発する。

20

【0021】

本発明においてどのように光が使用されるかを理解するために、生物医学的用途全般および、より詳しくは本発明の方法と装置において使用される「分光反射率」と「後方散乱」という用語をより正確に定義することが重要である。光学用語の広義において、反射率とは一般に、分光反射率と散乱反射率の両方の総和を示す。(分光反射は、励起光のうち、入射光と同じ角度で歯表面によって反射される成分である。)しかしながら、本発明の歯科分野等、多くの生物医学的用途において、反射率の中の分光反射成分は関心の対象ではなく、通常、画像の取得や試料の測定にとって不利益である。反射率のうち、本願の関心の対象である成分は、後方反射光によるものだけである。そのため、分光反射率を遮断するか、その他の方法で画像生成経路から排除しなければならない。この違いを念頭に置き、「後方散乱反射率」という用語は本願において、関心の対象となる反射率成分を示すために使われる。「後方散乱反射率」とは、励起光のうち、歯構造に照明を当てることによって幅広い角度範囲で弾性的に後方散乱される成分として定義される。「反射率画像」データとは、本願においては後方散乱反射率からのみ得られる画像データを指すために使用されるが、これは分光反射率が遮断されているか、あるいは最小限に抑えられているからである。科学的文献において、後方散乱反射率(back-scattered reflectance)は後方反射(back-reflectance)あるいは単純に後方散乱(back-scattering)とも呼ばれる。後方散乱反射率は、励起光と同じ波長である。

30

40

【0022】

光散乱特性は、健康な部分とう蝕部分とで異なることがわかっている。特に、照射された部分からの光の反射率には、正常な部分とう蝕部分とで測定可能な違いがある。しかし、この反射率の違いだけを考えると、その効果は検知可能であるとはいえ、非常に小さいため、光散乱特性単独では診断上の価値が十分にあるとはいえない。たとえば、より進行した段階にあるう蝕の場合、後方散乱反射率は早期段階における場合より指標としての有効性が低い。

【0023】

たとえばQ L F 技術等による従来の蛍光測定では、反射率そのものは利用されるという

50

より、排除される効果である。通常はフィルタを用いて、励起光全体が検知装置に到達しないようにブロックする。このため、う蝕の診断において、励起光からの後方散乱反射率における小さいがしかし認知可能な違いはほとんど注目されなかった。

【 0 0 2 4 】

しかしながら、本発明者らは、この後方散乱反射率の差を蛍光効果と併せて用い、う蝕の場所を明確に、より正確にピンポイントで指し示すことができることを発見した。さらに、本発明者らは、う蝕病変があっても一般的に検知可能な光散乱活動における差が、初期う蝕部分において、より明白であることを見出した。後方散乱反射率の差は、蛍光効果がほとんど識別できない場合であっても、後方散乱反射率の差はう蝕の早期段階で明白である。

10

【 0 0 2 5 】

本発明は、上記の背景説明において述べた蛍光効果とともに、初期う蝕に関して観察される後方散乱の挙動を利用し、う蝕検知のための歯科用画像生成能力を高めるものである。本発明の技術を以下、反射率強調蛍光画像生成 (F I R E) (Fluorescence imaging with reflectance enhancement) 法と呼ぶが、従来の方法によるものより画像のコントラストを改善するのに役立つだけでなく、予防的措置によって再石灰化が実現される可能性が高い段階において初期う蝕を検知することを可能にし、より複雑な回復手段が必要となる段階よりずっと前に、う蝕感染による損傷を修復することができる。有利な点として、F I R E 検知は、蛍光だけを測定する既存の蛍光方式を使った場合より早い段階でう蝕感染を正確に検知することができる。

20

【 0 0 2 6 】

[画像成形装置]

図 1 を参照すると、1つの実施例による F I R E 方式を用いたう蝕検知のための画像生成装置 1 0 が示されている。光源 1 2 は、光学レンズ 1 4 またはその他の光線条件付けコンポーネントを通じて、青色の波長またはその他適当な波長範囲の入射光を歯 2 0 に向ける。歯 2 0 は、その近位側表面 (図の通り) あるいは咬合面 (図示されていない) が照射される。次に、レンズ 2 2 を通じてモノクロカメラ 3 0 が光の 2 つの成分、つまり入射光と同じ波長で測定可能な反射率を有する後方散乱光成分と、入射光によって励起された蛍光を検出する。F I R E 画像生成方式において、分光反射は誤検出の原因となり、好ましくない。分光反射をなるべく感知しないようにするために、カメラ 3 0 は光源 1 2 に関し

30

【 0 0 2 7 】

図 1 の実施例において、モノクロカメラ 3 0 はカラーフィルタ 2 6 , 2 8 を備える。カラーフィルタ 2 6 , 2 8 の一方は反射率画像生成中に使用され、他方は蛍光画像生成中に使用される。処理装置 3 8 は、反射率および蛍光画像データを取得し、処理して、F I R E 画像 6 0 を生成する。F I R E 画像 6 0 は強調された診断用画像であり、印刷しても、ディスプレイ 4 0 上に表示してもよい。F I R E 画像 6 0 はまた、記憶装置に送信しても、別の場所に送って表示してもよい。

【 0 0 2 8 】

40

図 2 を参照すると、カラーカメラ 3 2 を用いた別の実施例が示されている。この装置によると補助フィルタは一般に不要となるが、これはカラーカメラ 3 2 が歯 2 0 のフルカラー画像の色分解 (色平面とも呼ばれる) から反射率画像と蛍光画像を撮影できるからである。

【 0 0 2 9 】

光源 1 2 は通常、青色の波長周辺を中心とするもので、たとえば 1 つの実施例においては約 4 0 5 nm である。実際には、光源 1 2 は上部紫外線領域 (upper ultraviolet range) からより深い青まで、約 3 0 0 から 5 0 0 nm の間の波長の光を発生できる。光源 1 2 はレーザであっても、または 1 つまたは複数の発光ダイオード (L E D) を使って製作してもよい。あるいは、キセノンランプ等、所望の波長を通過させるための補助用カラーフ

50

フィルタを備える広帯域光源も使用できる。レンズ 1 4 またはその他の光学要素は、たとえば照射領域の均一性と大きさを制御すること等によって、入射光の条件付けを行う役割を果たす。たとえば、図 2 において点線で示される拡散板 1 3 は、レンズ 1 4 の前後いずれかで使用し、LED ビームのホットスポットを平滑化することができる。照明光の光路には、たとえば光ファイバや液体ライトガイド等の導光板または光分散構造（図示せず）を設置してもよい。照度(light level)は通常、数ミリワットの強度であるが、光の条件付けや使用する感知コンポーネントに応じて、それ以上でもそれ以下でもよい。

【 0 0 3 0 】

図 3 を参照すると、照明装置はビームスプリッタ 3 4 によって光を転向させて法線入射させる。この場合、カメラ 3 2 はビームスプリッタ 3 4 を通過する画像生成用の光（イメージライト：image light）を得るように配置される。そのほかに、1 つまたは複数の側から角度をつけて歯に入射するように方向付けられた複数の光源を照明手段として用いることができる。また、照明には、複数の角度から光を均一に供給するように、環状リングあるいは円形アレイ等のように中心の周辺に LED 光源を分散させた配置を利用してもよい。照明はまた、光ファイバまたはファイバアレイを通じて提供してもよい。

【 0 0 3 1 】

図 1 - 3 においてレンズ 2 2 で示される画像生成用光学装置は、適当に配置した光学コンポーネントであればどのようなものでもよく、単玉レンズコンポーネントから複数の要素からなるレンズ(multi-element lens)まで、さまざまな構成で利用することができる。平坦ではなく、滑らかな輪郭の部分と高く突出した部分の両方を併せ持つ歯表面の明確な画像を生成するためには、画像生成用光学装置が十分な焦点深度を持たなければならない。最適な解像度を得るために、画像生成用光学装置はカメラのセンサ要素をほぼ埋める画像サイズを提供するものが好ましい。レンズ 2 2 にはテレセントリック光学装置が有利であり、光線角度にあまり依存しない画像担持光(image-bearing light)を提供する。

【 0 0 3 2 】

画像捕捉は、モノクロカメラ 3 0（図 1）またはカラーカメラ 3 2（図 2）のいずれかによって実行できる。一般に、カメラ 3 0 または 3 2 は、CMOS または CCD イメージセンサを利用する。モノクロ版は一般に、所望の波長に適した格納式の分光フィルタ 2 6 , 2 8 を用いる。青色の波長を有する光源 1 2 の場合、反射率画像データを捕捉するための分光フィルタ 2 6 は、主として青色光を伝達する。蛍光画像データを捕捉するための分光フィルタ 2 8 は、例えば主として緑色光等、異なる波長の光を伝達する。好ましくは、分光フィルタ 2 6 , 2 8 を所定の位置で自動的に切り換え、非常に緊密に連続させて反射率および蛍光画像の両方を捕捉できるようにする。どちらの画像も同じ場所から得ることにより、画像データを正確に整合させることができる。

【 0 0 3 3 】

分光フィルタ 2 8 は、適当な波長範囲で蛍光データを捕捉するパスバンドを使って最適化される。歯 2 0 から得られた蛍光効果は、可視範囲で比較的広いスペクトル分布を有し、光の波長範囲外から放出された光が励起に使用される。発生する蛍光は通常約 4 5 0 nm から 6 5 0 nm の間であるが、一般にはだいたい約 5 0 0 nm から約 6 0 0 nm の緑色の領域でピークとなる。このように、この蛍光画像を最も高いエネルギーレベルで得るために、分光フィルタ 2 8 には通常、緑色光用フィルタが好ましい。しかしながら、他の実施例においては、上記以外の可視スペクトル範囲も使用できる。

【 0 0 3 4 】

同様に、分光フィルタ 2 6 は、使用される光源 1 2 の分光エネルギーの少なくとも大部分をカバーする波長範囲で反射率データを捕捉するパスバンドを使って最適化される。前述の理由により、反射率画像をその最高のエネルギーレベルで得るために、分光フィルタ 2 6 には一般に、青色光フィルタが用いられる。

【 0 0 3 5 】

カメラの制御には、それぞれの種類の画像を得るのに適した調整を行う。たとえば、蛍光画像を捕捉する場合、この画像は強度が低いため、ゲイン、シャッタ速度、絞りについ

10

20

30

40

50

て適当な露出調整を行う必要がある。カラーカメラ 32 (図 2) を使用する場合、カメラのイメージセンサでカラーフィルタアレイを使ってカラーフィルタリングを行う。反射率画像は青の色平面で捕捉され、これと同時に、蛍光画像は緑の色平面で捕捉される。つまり、1 回の露出で後方散乱反射率画像と蛍光画像の両方が捕捉される。

【0036】

処理装置 38 は通常、コンピュータワークステーションであるが、最も広い用途において、カメラ 30 または 32 から画像データを取得し、そのデータについて画像処理アルゴリズムを実行して F I R E 画像 60 のデータを生成できるものであれば、どのような種類の制御ロジック処理コンポーネントまたはシステムであってもよい。処理装置 38 はローカルに配置しても、ネットワーク接続されたインタフェースで画像感知コンポーネントに

10

【0037】

図 5 を参照すると、本発明により、F I R E 画像 60 がどのように生成されるかが図式的に示されている。歯 20 の 2 つの画像、つまり緑の蛍光画像 50 と青い反射率画像 52 が得られる。前述のように、反射率画像 52 に使用される反射光とそのデータは後方散乱反射率から得られ、分光反射率はブロックされるか、できるだけ低く保たれる点を強調しなければならない。図 5 の例において、画像 50, 52, 60 のそれぞれにおいて破線で囲まれたう蝕領域 58 があり、ここでは蛍光が若干弱くなり、反射率は若干強くなる。う蝕領域 58 は、個々に見た場合、蛍光画像 50 でも反射率画像 52 でもまったく、あるいはほとんど認識できない。処理装置 38 は、両方の画像 50, 52 について以下に説明する画像処理アルゴリズムを使って画像を処理し、その結果として F I R E 画像 60 を提供する。う蝕領域 58 と健康な歯構造のコントラストが強調され、その結果、F I R E 画像 60 ではう蝕病変がよりよく見える。

20

【0038】

図 6 は、本発明によるコントラストの改善を、視覚的的白色光画像 54 と従来の蛍光方式を並列比較させて示す。非常に早い段階のう蝕の場合、う蝕領域 58 は、目で直接見ても、口腔内カメラで撮影しても、白色光画像 54 では周囲の健康な歯構造と見分けがつかない。既存の蛍光方式によって捕捉された緑色蛍光画像 52 の場合、う蝕領域 58 は非常に薄い、ほとんど気づかない影として写る。これに対し、本発明により生成される F I R E 画像 60 では、同じう蝕領域 58 がより暗い、より検出可能なスポットとして現れる。明らかに、F I R E 画像 60 は、コントラストが強調されており、診断上の価値が高い。

30

【0039】

[画像処理]

図 5, 6 に関して上で説明したように、画像データの処理は、反射率および蛍光画像データの両方を使って、歯のう蝕領域を特定するのに使用できる最終的画像を生成する。反射率および蛍光画像データを組み合わせて診断のための F I R E 画像 60 を生成するための処理方法は他にも多数ある。ある実施例において、この画像処理は、各画素についての次の演算を行う。

$$(m * F_{value}) - (n * R_{value}) \quad (1)$$

ただし、 m と n は適当な乗数 (正の係数) であり、 F_{value} と R_{value} はそれぞれ蛍光および反射率画像データから得られるコード値である。

40

【0040】

後方散乱反射率はう蝕領域における画素においてより高く (より明るく)、これらの画素については周囲の画素より反射率の数値 R_{value} が高くなる。これに対し、蛍光はう蝕領域の画素においてより低く (より暗く)、蛍光値 F_{value} は周囲の画素よりこれらの画素について低くなる。う蝕領域の画素は、蛍光は強度の点で反射率よりずっと弱い。蛍光と反射率にそれぞれ適当なスカラー乗数 m と n (ただし、 $m > n$) を乗じると、すべての画素の蛍光尺度値は対応する反射率尺度値より大きい、あるいはこれと同等となる。

$$(m * F_{value}) > \text{または} = (n * R_{value}) \quad (2)$$

各画素の蛍光尺度値から後方散乱反射率尺度値を減じることにより処理後の画像が得られ

50

、この中で、う蝕領域の画素と健康領域の画素の強度の数値が倍化され、表示され、認識されやすい強調されたコントラストが得られる。ある実施例において、反射率値 R_{value} のスカラー乗数 n は 1 である。

【0041】

最初に式の一例 (1) に関して上で挙げた蛍光および反射率の数値を複合させた後に、さらに画像処理を行うと有利である。画像生成分野の当業者にとって周知の画像処理技術を使って行われるしきい値処理や、FIRE 画像 60 について使用される複合的画像データにその他の適当な条件付けを行うことによって、う蝕領域と健康な歯構造とのコントラストをさらに強調することができる。図 7 を参照すると、ある実施例によりしきい値が強調された FIRE 画像 64 を生成するための画像処理シーケンスが図式的に示されている。まず、前述のように蛍光画像 50 と反射率画像 52 を組み合わせて FIRE 画像 60 を生成する。次に、しきい値処理を行って、検知対象領域、つまりう蝕領域 58 をより明確に画定するしきい値画像 62 を得る。次に、しきい値画像 62 をもとの FIRE 画像 60 と組み合わせて、しきい値強調 FIRE 画像 64 を生成する。同様に、しきい値検知結果も白色光画像 54 (図 6) に重ね、う蝕感染の場所の輪郭を明確に示すことができる。

【0042】

適当な係数 m と n の選択は、光源の分光成分と画像捕捉システムの分光感度によって異なる。たとえば、個々の LED によって、中心波長と分光帯域幅にばらつきがある。同様に、異なる画像捕捉システムのカラーフィルタとイメージセンサの分光感度にもばらつきがある。このようなばらつきは、測定された反射率と蛍光の数値の相対的な大きさに影響を与える。したがって、初期校正プロセス中に、各画像生成装置 10 について異なる m と n の数値を決定する必要がある。その場合、画像生成装置 10 の製造中に行われる校正手順によって、生成される FIRE 画像のコントラストができるだけ強調されるように m と n を最適化することができる。

【0043】

1 回の校正シーケンスにおいて、反射率画像生成に用いられる光源 12 のスペクトル測定を行う。次に、スペクトル測定を歯から励起された蛍光について行う。このデータにより、検知対象となる各波長範囲について利用可能な相対的光エネルギー量のプロフィールが得られる。次に、カメラ 30 (適当なフィルタを備える) または 32 の分光感度を既知の基準に対して定量化する。次に、これらのデータを使って、たとえば FIRE 画像 60 を生成するために特定の画像生成装置 10 の処理装置 38 で使用される最適な乗数 m と n の数値を求める。

【0044】

う蝕領域をより明確に特定する改良された画像を得るために反射率および蛍光画像データを複合する際、上記以外に、より複雑な画像処理アルゴリズムをいくつか使ってもよいことが容易にわかる。画像データに多数の異なる画像生成アルゴリズムを適用して、最も有益な結果を得ることが有利な場合もある。ある実施例において、オペレータは得られた蛍光および反射率画像データを、各種の画像処理アルゴリズムのうちのどれを使って条件化してもよい。この方法は、オペレータが処理中の画像データをさまざまな方法でチェックするのを可能にし、また形状面での特性が異なるう蝕や歯表面の異なる領域に発生するう蝕の検知を最適化するのに役立つ。

【0045】

本発明において実現される画像コントラスト強調は、それが反射率と蛍光データの両方を使うため、蛍光画像データだけを使用する従来の方法より有利である点を重視すべきである。従来、蛍光データしか得られない場合、画像処理によってデータを最適化し、たとえば、カメラまたはカメラフィルタの分光感度あるいはその他の適当な特性に基づいて、蛍光データを変換するなどされていた。たとえば、先に引用したストウキー他の米国特許出願公開第 2004/0202356 号明細書は、このような最適化を行い、カメラの感度に基づいて蛍光画像データを変換している。しかしながら、こうした従来の方法では、後方散乱反射率データが有するそれ以外の画像情報にさらに利点があることが見落とさ

10

20

30

40

50

れている。

【 0 0 4 6 】

[その他の実施例]

本発明の方法によれば、他にも多数の実施例を実現できる。たとえば、反射率と蛍光画像のいずれまたは両方のコントラストは、偏光素子を使って改善することができる。高度に構造化された構成を有するエナメル質は、入射光の偏向に対して反応することがわかっている。たとえば、フライド他による "Imaging Caries Lesions and Lesion Progression with Polarization Sensitive Optical Coherence Tomography" in J. Biomed Opt., October 2002; 7(4); pp. 618-27においては、偏光を使って歯科用画像生成技術の感度を向上させている。

10

【 0 0 4 7 】

偏光制御はまた、分光反射を最小限にする手段として有利に用いることができる。分光反射は、入射光の偏向状態を保持する傾向がある。たとえば、入射光がS偏向されている場合、分光反射された光もS偏向されている。これに対して、後方散乱は、入射光の偏向を解消またはランダム化する傾向がある。入射光がS偏向されていると、後方散乱光はSおよびP偏向成分の両方を有する。偏光板と検光子を用いることにより、この偏光の扱いにおける違いを利用して、反射率画像から不要な分光反射率を排除し、後方散乱反射率だけを得ることができる。

【 0 0 4 8 】

図4Aを参照すると、照明光の経路に偏光板42を利用した画像生成装置10の実施例が示されている。偏光板42は線形に偏向された入射光を通過させる。検光子44は、歯20からの画像担持光の経路内に、分光反射成分を最小限にする手段として設置することができる。この偏光板42と検光子44を偏光素子として組み合わせることにより、カメラ30または32により感知された反射率光はほとんどが後方散乱光、つまり、反射率の中で本発明により蛍光画像データと組み合わせるのに望ましい部分となる。光源12からの照明光がすでに、たとえばレーザからの光のように線形に偏向されている場合、偏光板42は不要であり、この場合、検光子44はその偏向軸を照明光の偏向方向と直交するような向きにして、分光反射を拒絶する。

20

【 0 0 4 9 】

図4Bに示される別の実施例では、偏光素子として偏光ビームスプリッタ(polarizing beamsplitter)18(偏光ビームスプリッタ(polarization beamsplitter)とも呼ばれる)を利用する。この装置においては、偏光ビームスプリッタ18が画像担持光のための偏光板と検光子の両方の機能を有利に果たすため、よりコンパクトなソリューションとなる。照明および画像担持光の経路を追跡すると、偏光ビームスプリッタ18がこの機能を果たしていることがわかる。偏光ビームスプリッタ18は、図4Bにおいて破線の矢印で示されているP偏光を透過させ、S偏光を反射して、この光を歯20に向ける。歯20の構造による後方散乱によって、この光の偏向が解消される。偏光ビームスプリッタ18は後方反射光を同様に扱い、P偏光を透過させ、S偏光を反射する。その結果得られるP偏光は、カメラ30(図1に関して前述したように適当なフィルタを備える)またはカラーカメラ32で検出することができる。分光反射された光がS偏光であるため、偏光ビームスプリッタ18は、カメラ30, 32に到達する光からのこの分光反射成分を有効に排除する。

30

40

【 0 0 5 0 】

偏向照明により、画像コントラストはさらに改善されるが、図4A, 4Bの説明からわかるように、光レベルは犠牲となる。したがって、このように偏光を使用する場合は、より強力な光源12を使用することが必要であろう。また、検知対象の波長より高い透過率を有する偏光素子を用いることが有利である。

【 0 0 5 1 】

本願で使用するのに特に有利なタイプの偏光板42は、ユタ州オレムのMoxtek Inc. が販売し、米国特許第6,122,103号(パーキンス他)に記載されている

50

ようなワイヤグリッド偏光板である。ワイヤグリッド偏光板は、良好な角度および色応答を見せ、青色分光範囲で比較的高い透過率を有する。図4Aの構成における偏光板42と検光子44の一方または両方をワイヤグリッド偏光板とすることができる。ワイヤグリッド偏光ビームスプリッタもまた利用でき、図4Bの構成で利用できる。

【0052】

本発明の方法は、歯組織が十分な強度を有する入射光に応答する方法を利用するものであり、蛍光および光反射率を組み合わせ、歯のう蝕部分をより正確かつ明瞭に示す。このように、本発明は、既存の非侵襲的な蛍光う蝕検知方法を改善できる。上の背景説明で述べたように、蛍光だけを使って得られた画像はコントラストが低いために、う蝕を明確に示すことができない。本発明の方法によれば、コントラストが改善され、したがって、う蝕を特定する診断者にとってより有益な画像が提供される。

10

【0053】

さらに、蛍光のみを使用した以前の方法と異なり、本発明の方法によれば、非常に早い初期段階でう蝕を検出するために使用できる画像が提供される。非常に早期のう蝕について認知可能な後方散乱効果によって実現したこの新たな能力により、蛍光方式の有用性が広がり、う蝕を可逆的段階で検知することができるため、充填その他の修復措置が不要となる。

【0054】

さまざまな光源12を、さまざまなカメラやその他のイメージセンサを使った実施例において使用することができる。蛍光励起には単独の光源12を使用できるが、複数の画像を得るために、複数の入射光源12から光を当てると有利である。図8の別の実施例を参照すると、光源12はより複雑なアセンブリであり、蛍光放出を励起するのに適したエネルギーレベルと波長の光を供給するための1つの光源16aと、異なるタイミングで照明を行うための別の光源16bを備える。追加された光源16bは、後方散乱反射率画像の生成に最も適した波長とエネルギーレベルの光を供給することができる。あるいは、この光源は白色光照明またはその他の多色照明を供給し、FIRE画像と並列させて表示した場合に、白斑部や石灰化不全等、う蝕検知と混同しがちな特徴を識別するのに役立てることもできる。白色光画像そのものは、FIRE画像生成のために蛍光データとともに使用可能な後方散乱反射率データも提供する。照明および画像担持光の両方の経路に用いる支援用光学装置はどのような形態でもよい。各種の支援用コンポーネントを歯の付近に設置し、歯科医または歯科技師はこれを使って画像を得ることができる。このようなコンポーネントは、たとえば、光源または感知素子を適当に位置づけるため、あるいは画像撮影中の患者の不快感を軽減するために使用される。

20

30

【0055】

以上のように、後方散乱反射率と蛍光を組み合わせた効果を利用し、早期およびその後の段階のう蝕検出のための装置と方法が提供される。

【図面の簡単な説明】

【0056】

【図1】1つの実施例によるう蝕検知のための画像生成装置の概略図である。

【図2】別の実施例によるう蝕検知のための画像生成装置の概略図である。

40

【図3】他の実施例によるう蝕検知のための画像生成装置の概略図である。

【図4A】偏光を用いた別の実施例によるう蝕検知のための画像成形装置の概略図である。

【図4B】偏光を供給し、分光反射を最小限にするために偏光ビームスプリッタを使用した別の実施例によるう蝕検知のための画像生成装置の概略図である。

【図5】本発明により、歯科用画像データを複合して、分光反射率強調を行った蛍光画像を生成する工程を示す図である。

【図6】本発明のコントラスト強調を、従来の視覚的方式と蛍光方式とを並列させて比較する合成図である。

【図7】1つの実施例による改善されたしきい値画像を発生するための画像処理の流れを

50

示すブロック図である。

【図 8】複数の光源を用いた別の実施例によるう蝕検知のための画像生成装置の概略図である。

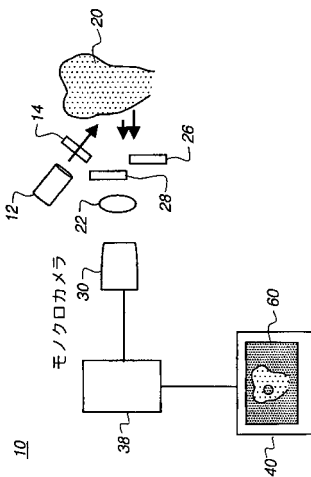
【符号の説明】

【 0 0 5 7 】

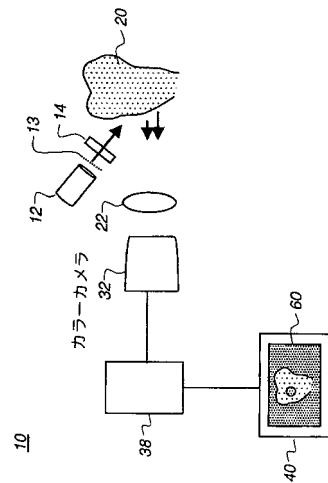
10 画像生成装置、12 光源、13 拡散板、14 レンズ、16 a 光源、16 b 光源、18 偏光ビームスプリッタ、20 歯、22 レンズ、26 フィルタ、28 フィルタ、30 カメラ、32 カメラ、34 ビームスプリッタ、38 処理装置、40 ディスプレイ、42 偏光板、44 検光子、50 蛍光画像、52 反射率画像、54 白色光画像、58 う蝕領域、60 F I R E 画像、62 しきい値画像、64 しきい値強化 F I R E 画像。

10

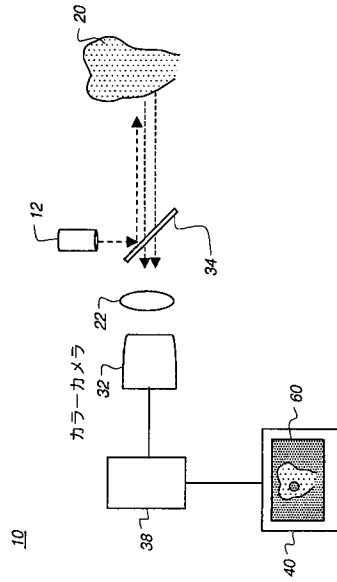
【図 1】



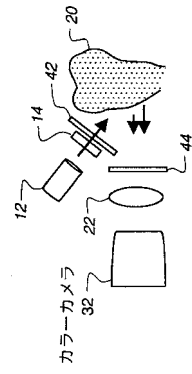
【図 2】



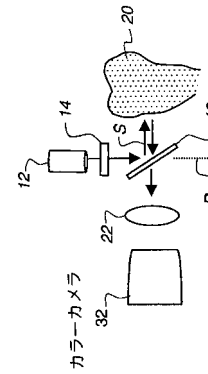
【図 3】



【図 4 A】



【図 4 B】



【図 5】

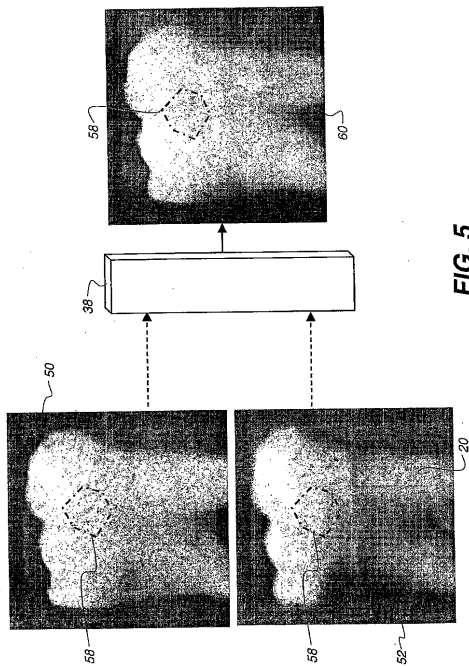


FIG. 5

【図 6】

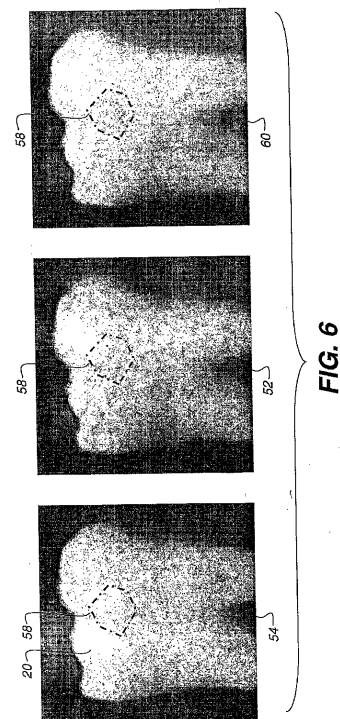


FIG. 6

【図 7】

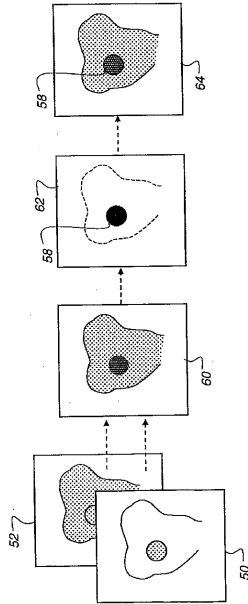
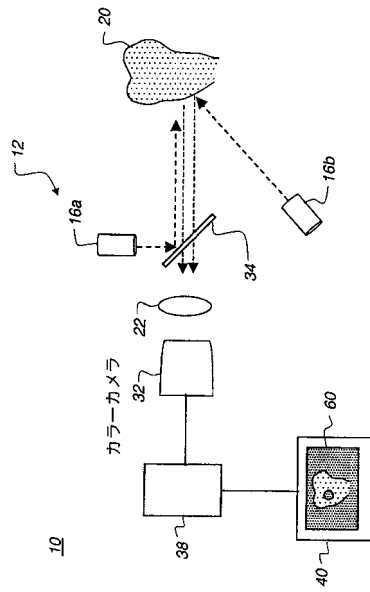


FIG. 7

【図 8】



フロントページの続き

(72)発明者 ランキン - パロベック ドナ ケー
アメリカ合衆国 ニューヨーク ハニオイ フォールズ ウェスト メイン ストリート 86

審査官 濱本 禎広

(56)参考文献 特開2005 - 069807 (JP, A)
特開昭56 - 040137 (JP, A)
特開2002 - 143080 (JP, A)
国際公開第2005 / 002429 (WO, A1)
特表2004 - 526550 (JP, A)
特開2004 - 237081 (JP, A)
特表2008 - 522761 (JP, A)
特開2005 - 304600 (JP, A)
特表平10 - 500588 (JP, A)
特開2005 - 319116 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , DB名)
A61B1 / 00 - 1 / 32