



光干渉断層画像診断法 (Optical Coherence Tomography) の歯科臨床への応用

～口腔用 OCT 機器開発と歯牙齲蝕への応用～



1)



2)



3)



4)

角 保徳¹⁾
西田 功²⁾
鄭 昌鎬³⁾
梅村長生⁴⁾

1) すみ やすのり

国立長寿医療センター病院先端医療部口腔機能再建科医長，医学博士。1981年東京医科歯科大学歯学部卒業，85年名古屋大学大学院医学研究科修了，名古屋大学医学部助手，講師等を経て99年より現職。1956年4月生まれ，福岡県出身。著書：5分でできる口腔ケア－介護のための普及型口腔ケアシステム，ほか。主研究テーマ：高齢者歯科，口腔診断学，口腔ケア

2) にしだ つとむ

西田歯科医院院長。1974年愛知学院大学歯学部卒業。臨港病院，愛知県済生会病院を経て，78年西田歯科医院開設。1949年5月生まれ，愛知県出身。主研究テーマ：口腔ケア

3) てい まさたか

サンテック（株）技術統括部第2開発グループグループリーダー。1993年横浜国立大学工学部卒業，95年南カリフォルニア大学大学院修士課程修了。95年～98年オムロン（株）中央研究所勤務，98年8月～現在サンテック（株）勤務，技術統括部在籍。主に光デバイスおよび波長可変レーザーとその応用研究に従事。1970年2月生まれ，愛知県瀬戸市出身。

4) うめむら おさみ

愛知三の丸病院歯科口腔外科部長，日本歯科医師会誌編集委員長，歯学博士。1974年東京歯科大学卒業。1945年5月生まれ，愛知県出身。主研究テーマ：血液疾患患者の歯科臨床的研究，歯科医学教育論，咀嚼機能と全身の健康状態，病診連携と医療提供体制

要 約

生体に無害な近赤外光を用いた画像診断法である光干渉断層画像診断法（OCT）は，非侵襲下に組織の精密断層像を得ることができる最先端の医療撮像技術として口腔領域の新たな診断機器となる可能性を有する。国立長寿医療センター口腔機能再建科では，OCTの非侵襲性，高空間分解能，客観性，同時性，低価格性などの特性を生かして歯科臨床への応用を行っている。今回は口腔用 OCT 機器開発と歯牙齲蝕診断への応用について解説する（巻頭のカラーグラビアもご参照いただきたい）。

はじめに

適切な歯科医療を，より早くより安全により多くの人々に提供することは，我々歯科医療を提供する者の社会的使命であり，国民の要望でもある。近年の8020推進事業の進展，健康日本21・健康増進法の設立・制定などにより歯科医療を取り巻く社会構造も急速に変化してきている。日本の歯科医療が「疾患の治療」から「疾患の予防」へと変化をとげてきており，従来の歯科診療形態から，早期診断，積極的予防を中心とした疾病管理へとシフトしつつある。

この方向性に沿って歯科医療を進展させるうえで，新規医療機器の開発は必要不可欠である。歯科医療機器は，歯科医療の基礎を成すものであり，新たな診療用歯科医療機器は，診断・予防・管理等の技術を急速に進歩させ，患者のQOL向上に大きく貢献すると期待されている。

光干渉断層画像診断法（Optical Coherence

キーワード

光干渉断層画像装置（Optical Coherence Tomography : OCT）／非侵襲検査／歯牙齲蝕診断

Tomography :OCT, 以下 OCT と略す) は, 生体組織をよく透過する近赤外線の利用した光干渉計の原理に基づいて, 非侵襲下に組織の精密断層像を得ることができる最先端の医療撮影技術である。1991年に米国 MIT から初の論文発表後¹⁾, わずか5年で眼科領域にて実用化され, その後世界中の眼科領域に急速に普及した。OCT は口腔領域のみならず, 消化器癌, 肺癌, 血管壁の診断など医療分野全般にわたる汎用診断技術として世界的な技術開発競争が行われている最先端の分野である。また, OCT は歯科医療に革新的な変革をもたらさうる可能性を秘めている新技術でもある。

国立長寿医療センター口腔機能再建科では, OCT の非侵襲性, 高空間分解能, 客観性, 同時性, 低価格性などの特性を生かして歯科臨床への応用を行い, ①歯牙齲蝕診断, ②完成義歯・レジン充填の非破壊検査, ③歯周病診断, ④口腔軟組織疾患診断等に有効性があることを確認した。OCT は, 歯科領域における診断・予防・管理等の歯科医療技術を進歩させ, 患者の QOL 向上に大きく貢献すると期待している。

本稿では, 国立長寿医療センター口腔機能再建科での口腔用 OCT 機器開発と歯牙齲蝕診断への応用について解説したい。

1. OCT について

1) OCT とは

近年, 生体医療用光学分野の進歩は著しく, その中でも新時代の医療用検査機器として OCT が注目を浴びている。OCT は, 近赤外光と光学干渉計を用いた非侵襲的に組織の精密断層像を得ることが可能な医療撮像用の新技術である。OCT の世界で初めての特許は, 1990年に丹野直弘元山形大学教授によってなされた日本国特許庁への出願特許²⁾である。米国では MIT の Fujimoto 教授らが丹野元教授と同様の原理を独自に発明し, 1991年に米国特許出願を行い, 同じ年の Science 誌に世界初の論文を発表した¹⁾。以来, いち早く眼科領域での臨床応用が開始され, 眼底診断法の新システムとして広く臨床応用されている³⁾。

OCT の特徴は, 非侵襲的に空間分解能約10 μm と

いう極めて高い解像度を具備しているため, 現在用いられている医療用画像技術 (医療用 CT の空間分解能は300~600 μm 程度, MRI では800 μm 程度) に比べ, 解像度が高い鮮明な画像が得られることにある (図1)。

OCT の原理として, まず生体に赤外光が照射された場合, 生体内部からはその内部構造の異なる深さから, 光が元の方向 (後方) に散乱される。ここで深さとは光が照射される方向と定義する。干渉計と呼ばれる特殊な光学系を構成すると, 数千~数万分の1にまで減衰され戻ってくる微弱な光を外部の光と干渉させることによって, 異なる深さにある内部構造物とその位置を光強度対干渉周波数の情報 (パラメータ) に置き換えることができる。

初期に開発された時間領域光干渉断層画像装置 (Time-domain OCT : 以下 TD-OCT) では, 光源からの光を分光器により, 2束に分割し1束を参照鏡にもう1束を対象物に入射し, それぞれから反射してきた光を合わせて干渉させる。干渉性の低い低コヒーレンス光源を採用したことにより, 参照鏡の Z-走査による参照光路の増減が干渉の発生を厳格に信号として検出可能となった。対象深層の反射光分布が求まるこ

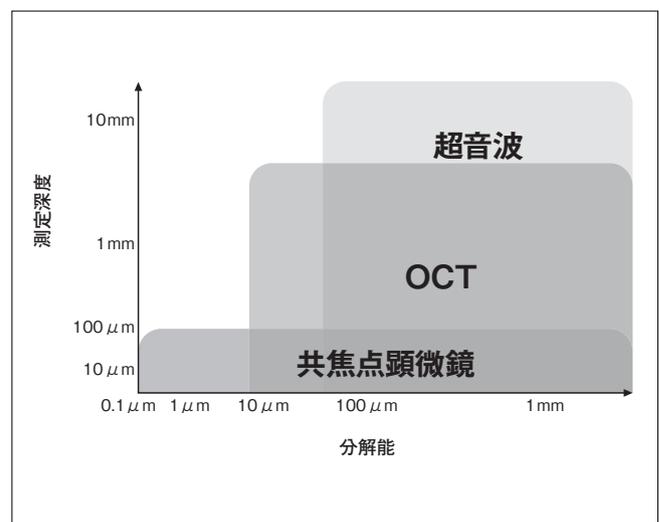


図1 OCT の分解能

OCT の分解能は超音波より高く, 共焦点顕微鏡に近い。画像診断装置としては CT や MRI の10倍以上の極めて高い解像度を有している。

とによってマイクロ構造の二次元断層像がパソコン上で映像視できるという、全く新しい原理からなる画像診断装置である。

その後、OCT 機器の改良が進められ、現在では、参照鏡の物理的な走査駆動が不要になり、計測感度の向上、計測時間の短縮化が達成されたフーリエドメイン光干渉断層画像装置 (Fourier-domain optical coherence tomography : 以下 FD-OCT) が主流となっている。

実際には生体内部のあらゆる深さから強度が異なる散乱光が一度に重なり合って戻ってくるが、干渉信号を周波数成分ごとの強度に分解する計算 (フーリエ分析) をすることにより、連続的な強度対深さの分布を明らかにすることができる。

現在、眼科などで実用化されている従来の TD-OCT と比較した場合、FD-OCT の測定感度は100~1000倍程度、計測速度においては数十倍にまで向上した。

今回われわれが開発に取り組んだ歯科用 OCT 装置

は、FD-OCT の中でも、レーザー光源の発振波長を連続的に挿引しながら時間的にフーリエ分析する方法を採用する波長走査型光干渉断層画像装置 (swept-source Optical Coherence Tomography : 以下 SS-OCT) であり、本研究ではこの SS-OCT を採用して測定を行った。

本研究では SS-OCT を口腔用に改良し、口腔用波長走査型光干渉断層画像装置 (swept-source Optical Coherence Tomography : 以下口腔用 SS-OCT) として臨床応用を行った。SS-OCT は TD-OCT よりもモーションアーチファクトに強いことから実際の臨床に利用しやすく、レーザー光源の性能によっては画像分解能も 5~10 μm 程度までの高分解能と、ビデオレートの高速撮像を実現できる点で優れている。本研究で採用した SS-OCT の原理は図 2 のように説明される。

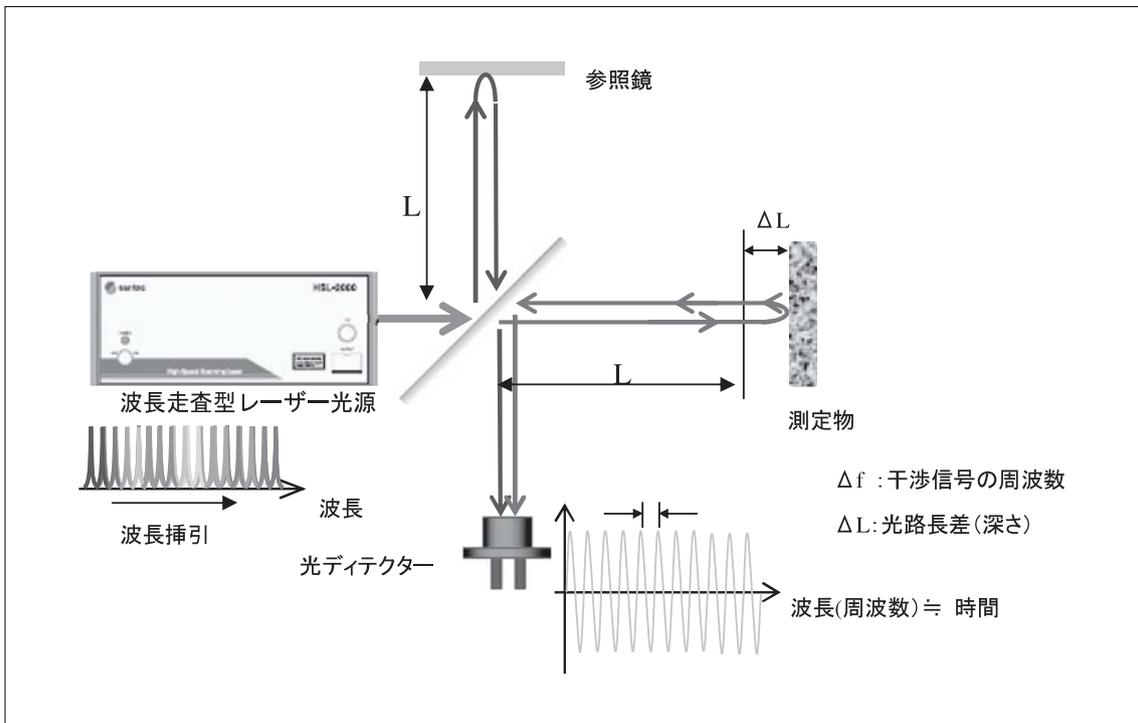


図2 SS-OCT の原理

OCT の基本原理に近い構造であるが、SS-OCT はレーザー光源の発振波長 (周波数) を連続的に走査し、フーリエ分析 (周波数軸を時間軸に変換) することで計測される点に違いがある。

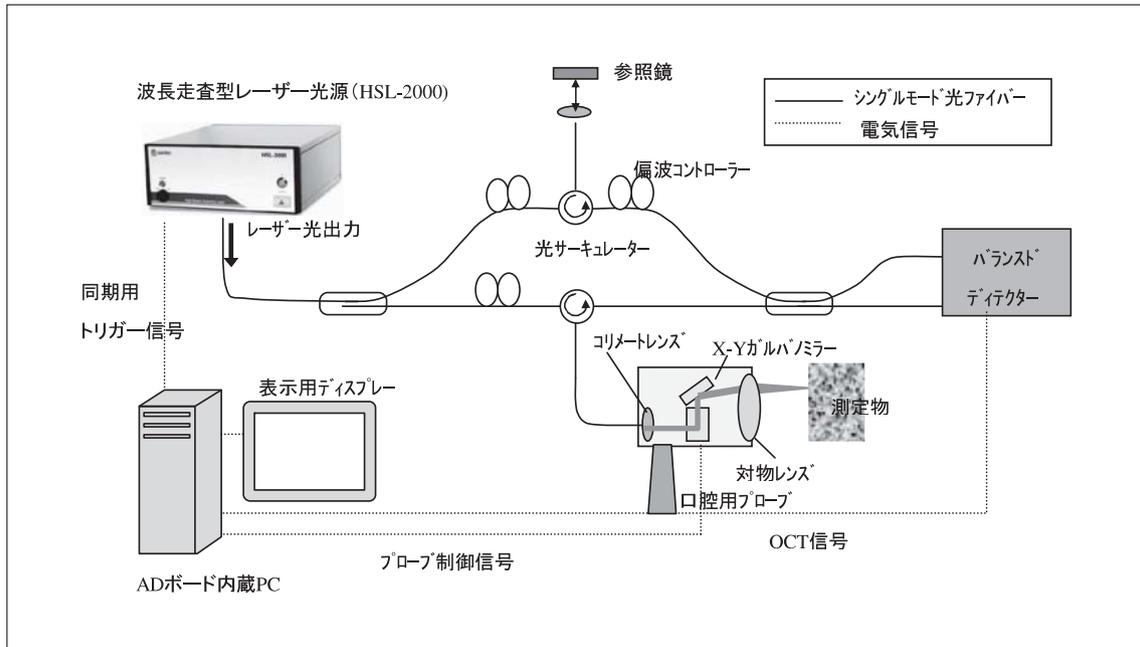


図3 今回開発した口腔用 SS-OCT システムの基本構成
高速波長走査レーザー光源 (Santec HSL-2000) と干渉計, 口腔用プローブ, AD ボード, PC, 表示用ディスプレイから構成される。

2) 口腔用 SS-OCT の機械的構造

今回開発した口腔用 SS-OCT システムの構成を図3に示す。高速波長走査レーザー光源と干渉計, 口腔用プローブ, AD ボード, PC, 表示用ディスプレイから構成される。これは図2のハーフミラーを用いたものと同等な系である。

波長走査レーザー光源 (Santec HSL-2000) は1,260 nm から1,370 nm の波長帯を短波から長波へ連続的に, かつ繰り返し毎秒2万回の高速な掃引 (20kHz) が可能である。1,300 nm 付近の波長帯域は生体組織内での光の吸収および皮膚などの散乱のバランスが取れた波長帯であり, 測定深度が最も大きく取れる波長帯であり, 同時に光ファイバーなどの光通信の素子が適用できるという意味で最適な波長帯でもある。この光源による1ライン当たりの計測時間は50 μ 秒となる (挿引中のレーザーのスペクトル線幅は約0.15 nm で, これにより測定深度は2~3 mm の範囲を与える)。

図4に光源の出力の時間応答を示す。出力強度は

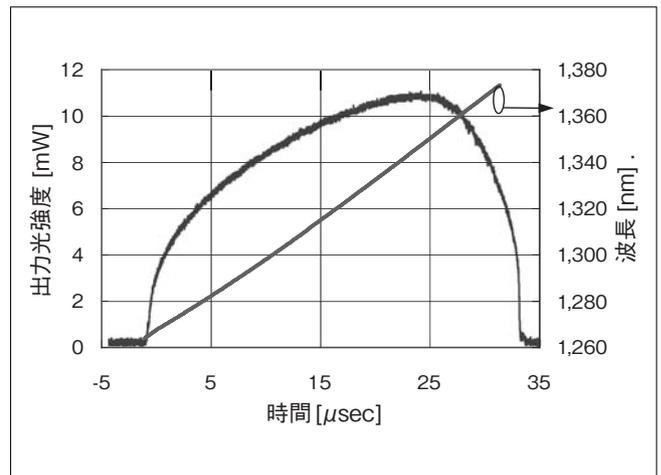


図4 光源の出力の特性

出力強度はピーク値で11ミリワット, 平均値6ミリワットで, 時間応答はガウシアン波形となる。挿引中のレーザーのスペクトル線幅は約0.15nmで, これにより測定深度は2~3 mm の範囲を与える。

ピーク値で11mW、平均値6mWで、時間応答はガウシアン波形を示す。この波長を高速に掃引可能な分析用光源を構成に組み込んだことにより、波長挿引型のOCTとも呼称できる。

光ファイバーから干渉計へと誘導されカブラにより参照鏡側とプローブ側へ分岐され、参照鏡側へ分岐した光はファイバーサーキュレーターという経路循環器を経て参照鏡で反射させ再度光ファイバーへもどる、プローブ側へ分岐した光はファイバーサーキュレーターを経てコリメートレンズにより平行ビーム化され、対物レンズにより集光され対象物に照射される。焦点のスポットサイズは15 μ mで横方向の分解能に相当する。対象物に照射される際の出力は経路中のカブラ、サーキュレーターなどの損失を差し引くと最大で平均4mWであり眼に対するレーザー安全基準は十分に満たし、当然口腔内でも十分に非侵襲である。

対象物からの後方散乱光がバイパスする参照光と50:50合波用カブラで合波し干渉させるが、2つの分岐(合波)カブラにより構成した干渉計はマッハツェンダー干渉計と呼ばれ制御コントローラーが2つの経路に挿入されており、干渉度を最大に調整可能にして

いる。

得られた干渉信号から光検出器によって得たアナログ信号はPC内にあるADボードでデジタル信号に変換され、深さ方向1次元の情報を計算し断層像を構築する。3次元画像情報を得るため、プローブ内のガルバノミラーをX軸方向に駆動させ2次元画像データを、Y軸方向にそれを繰り返すことで、3次元画像データを得ている。

この制御とADボードでのデータ処理の同期とガルバノミラーの制御を行うためのトリガー信号(タイミング信号)が同時に光源から出力されている。この光源による1ライン当たりの計測時間は50 μ 秒であり、横方向(X軸)のビーム走査数を500本と設定した場合、25m秒、つまり1秒あたり40枚の高速な画像取得が可能となる。

深さ方向の光学的分解能は光源の波長挿引帯域から決まり、本装置では空気中で10 μ m、皮膚内部などでは8 μ m程度の深さ方向分解能となる。測定感度は照射光に対して10¹¹分の1まで減衰した微弱な光を検出できる高い感度が得られた(110デシベル:高感度)。

口腔用SS-OCTの全景と口腔内測定用プローブ部

表1 使用したSS-OCTの性能仕様

深さ方向の分解能10 μ m 水平方向分解能15 μ m, 最大測定深度3mmで、極めて高精細な画像を得ることが可能である。

項目	仕様	備考
中心波長	1,320~1,340 nm	
波長帯域	110 nm	発振全帯域
深さ分解能	10 μ m	空気中
水平分解能	15 μ m	(in Air) 設計保証
画像描画速度	20,000 lines per second	
最大測定深度	3 mm	
測定範囲(水平)	10mm	
深さ方向画素数	1,000	
水平方向ライン数	250	
光出力強度(プローブ部)	4 mW	時間平均値

分の外形写真を巻頭カラーグラビア図①に示す。プローブの対物レンズ先端部分には10×10mmの開孔部をもつリングを4つの金属ボールで焦点位置に固定し、開孔部から測定範囲が目測でき、リング位置により焦点を簡単に固定できるようにした。先端部の材質は特殊なステンレスを使用し、先端部だけ外して繰り返し滅菌する際のオートクレーブ処理に耐えるように工夫した。表1に性能仕様のまとめを示す。

3) OCTの長所および短所

OCTはX線、CT、MRI、超音波診断に続き、非侵襲・非破壊でかつ高速に高解像度の画像を測定することができる最先端の断層測定装置で、医療機器に求められている要素を多く具備しているため新しい診断技術として医療機器界において高く評価されている。新規医療用診断技術として画期的なOCTであるが、その長所および短所について述べてみたい(表2)。

OCTの長所として、非侵襲で検査であることが挙げられる。OCTに用いられている近赤外光は物質を透過しやすい性質を持っている電磁波で、生体に無害であることが大きな特徴である。日本人の発癌の3.2%は医療診断用放射線によるとの報告もあり⁴⁾、CTなど被曝量の多い検査は、生死に関わりの少ない歯科臨床への応用は慎重に行う必要がある。

次にOCTの長所として、他の医療用画像技術に比べて高い解像度を有するという点が挙げられる。空間

分解能が約10 μmと解像度が高いため、これまでの画像診断機器では不可能であった生体の微細構造や病変の検出の可能性が高い。医療用のCT空間分解能が300~600 μm程度、MRIも800 μm程度であることを考えると、OCTの空間分解能は突出しており解像度が高い鮮明な画像が得られる。将来は、OCT技術の発展とともに生検を行わず非侵襲で癌の検診などへの応用が期待されている。

さらに、OCTは装置が単純でCTやMRIのような大きな設備の必要がなく、チェアサイドですぐ撮影が可能であり、その場で画像として描出されるので、患者への説明やインフォームド・コンセントにも活用でき、安価に歯科医療の現場に提供できる可能性がある。

短所として、OCTは画像により取得できる情報が軟組織では表層から1~2mm程度(歯牙のような透過性の良い組織では2~4mm)と、ごく浅い部分しか観察できないことが挙げられている。

4) OCTの歯科における開発歴史

OCTを使用した口腔領域における報告は、歯牙、歯周組織を観察したのみで、臨床診断の実用化の段階に至っていないのが現状である。口腔領域では1997年にColstonら⁵⁾が初めてOCTによる口腔内歯周組織の撮影に成功して以来、歯科領域におけるOCTの研究が開始された。近年になり、偏光光干渉断層画

表2 OCTの長所と短所

OCTは、現在期待される新しい診断機器に要求される条件を充足しているため、口腔のみならず汎用技術として臨床応用が可能である。

長 所	短 所
非侵襲的(被曝の危険性がない) 高解像度(空間分解能約10 μm) 同時性(診療室内ですぐ撮像可能) 客観性(画像ベースなので評価が客観的) 小型化(コンパクトな装置で場所を要さない) 安価に市場に提供(購入しやすい)	観察範囲が浅い(表層より最大4mmの範囲)

像診断法 (Polarization sensitive optical coherence tomography ; PS-OCT) を使用し、光の偏光現象を用いて、齲蝕による脱灰部分を検出する方法が試みられた⁶⁾。

最近、Madjarova ら⁷⁾が改良型 FD-OCT により口腔内齲蝕および歯周組織の精細な画像撮影を行い、歯周組織の 3 次元画像の構築に成功し OCT が歯科組織を立体構造で描出できることを示した。現在ようやく、OCT が歯科臨床への応用において現実的なものになりつつある。

国立長寿医療センター口腔機能再建科は、Santec (株) との産官共同研究にて、FD-OCT の一種であり、従来型の OCT に比べ極めて速い撮影速度と高い感度を有する装置である口腔用 SS-OCT を共同開発した (巻頭カラーグラビア図①)。現在、われわれは口腔用 SS-OCT を使用し、『OCT を用いた歯科診断システムの構築』を目標に研究を行っている。

本稿では、口腔用 SS-OCT を使用し、健全抜去歯牙、平滑面齲蝕を有する抜去歯牙 (CO, C₁, C₂) および口腔内平滑面齲蝕を有する歯牙 (CO, C₁, C₂) の撮影を行ったので、口腔用 SS-OCT 機器の解説とともに撮影した画像を提示し、その有用性について言及したい。

2. OCT の歯牙齲蝕診断への応用

1) 現在の齲蝕診断法の問題点

歯牙齲蝕の診断には視診および X 線検査が主体をなし、現状では歯科医師の技量や経験により診断が左右される傾向がある。齲蝕診断において正確な診断が求められているにもかかわらず、検査や検診などで得られた検査値を画像化・数値化する客観的な診断技術は進んでいない。

齲蝕診断法には、歯科医師による視診、DIAGNOdent、触診などの非画像診断法と、X 線写真、CT 等の画像診断法が挙げられる。近年、光誘導蛍光定量法 (Quantitative Light-induced Fluorescence ; QLF)、電気抵抗値測定法、透過光診断法 (Digital Imaging Fiberoptic Trans Illumination ; DIFOTI) などが開発され、注目を集めているが、被曝の問題、客観性の問

題、価格の問題などそれぞれ一長一短がある。代表的な齲蝕診断法について概要を述べる。

◆視診

視診では明らかな欠損および歯質表面の白濁や黒変を確認できるのみでそれら病的歯質の及んでいる深さ・方向・範囲は確認できない。視診は検査を行う歯科医師の主観的な診断法であり、歯科医師間の誤差が大きいことが問題である。

◆触診

従来は歯科検診において歯科用短針をう窩に挿入しその sticky 感を触知して齲蝕の程度を診断していたが、現在は安易に短針を使用することは禁忌とされており、現在では他の方法にとって代わりつつある診査法である。

◆DIAGNOdent[®]

近年、レーザーダイオードから発せられた特定波長のパルス光により齲蝕の有無、および進行の程度を数値で診断する装置が開発され、臨床家の間で使用されている。プラークや周囲の充填材の影響を受け検出数値が一定しないことや、コスト面から歯科医療の現場では十分には普及していない。

◆X線写真

齲蝕の診断においては、罹患部位の存在範囲を知るために、歯科用 X 線写真が最も頻繁に使用されている。歯科用 X 線写真においては小さなフィルムを口腔内に挿入し撮影を行うため、簡便ではあるものの、X 線を使用するため被曝の危険性が避けられない。X 線撮影を行っても、齲蝕が歯のどの領域まで進展しているのかの正確な判定は困難である。

◆歯科用 CT

従来の医科用 CT は齲蝕病変を撮影するうえで解像度が低いため、齲蝕の診断には不適切であった。それを克服すべくコーンビーム CT (歯

科用 CT) が、従来の CT に比較して解像度は上昇し被曝量も低減されたという特徴を持ち臨床応用され始めた。しかし、わが国の発癌患者の3.2%は医療用放射線診断によるとの報告もあり⁶⁾、CTをはじめ X 線を使用する検査を施行する上で被曝の問題は看過できない問題である。さらに、設置スペースが必要なことと高価なことが問題である。

現在の齲蝕の診断は主に歯科医師の主観である視診および被曝の危険性が避けられない歯科用 X 線写真に頼らざるを得ず、従来の検査・診断および治療技術に対して革新的な手法を用いた、高解像度で非侵襲、かつ客観的で即時的な歯科用検査機器の開発が求められている。

2) 抜去歯牙齲蝕の口腔用 SS-OCT 所見 (CO, C₁, C₂)

口腔用 SS-OCT による歯頸部平滑面齲蝕を有する抜去歯牙 (CO, C₁, C₂) の撮影では、そのいずれにおいても視診では正確な診断ができないエナメル質およびエナメル象牙境、さらに象牙質にわたってその内部断層構造が明瞭に確認でき、齲蝕罹患歯質の罹患領域が把握可能であった (図5)。CO, C₁, C₂ 等初期歯牙齲蝕は、鑑別診断が可能になると治療方針が異なるのでその診断意義は高い。

撮影部位の写真および口腔用 SS-OCT 画像は、CO (図6), C₁ (図7), C₂ (図8) に提示した。口腔用 SS-OCT 画像はそれぞれにおいて写真上の白線の断面で撮影された。CO, C₁において、齲蝕罹患歯質はエナメル質内に限局して確認できた。それとは対照的に

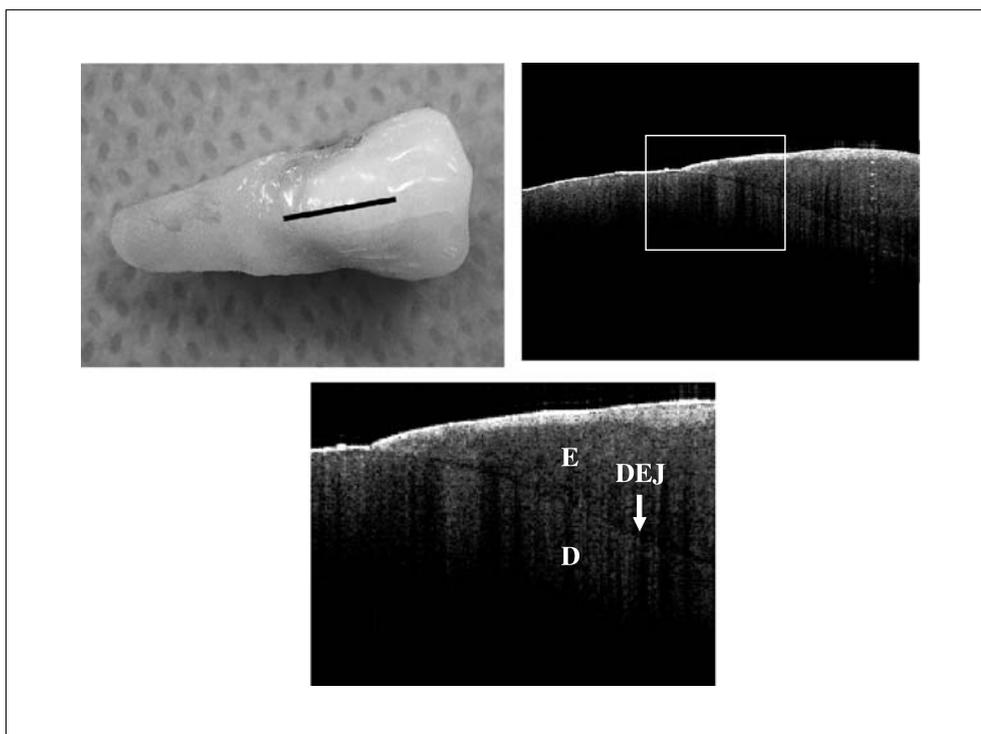


図5 OCTによる歯頸部平滑面断層構造

健全抜去歯牙写真 (左上) の黒線部断面での OCT 画像 (右上) および白枠での拡大 OCT 画像 (下)。エナメル質 (E) とエナメル象牙境 (DEJ) さらにその深部の象牙質 (D) まで明瞭に確認することが可能であった。視診では観察できない歯頸部平滑面断層構造が、口腔用 SS-OCT 画像上でエナメル質およびエナメル象牙境、さらに象牙質にわたってその内部断層構造が明瞭に確認できた。これにより、治療計画に重要な CO, C₁, C₂ の鑑別診断が可能となることが示唆された。

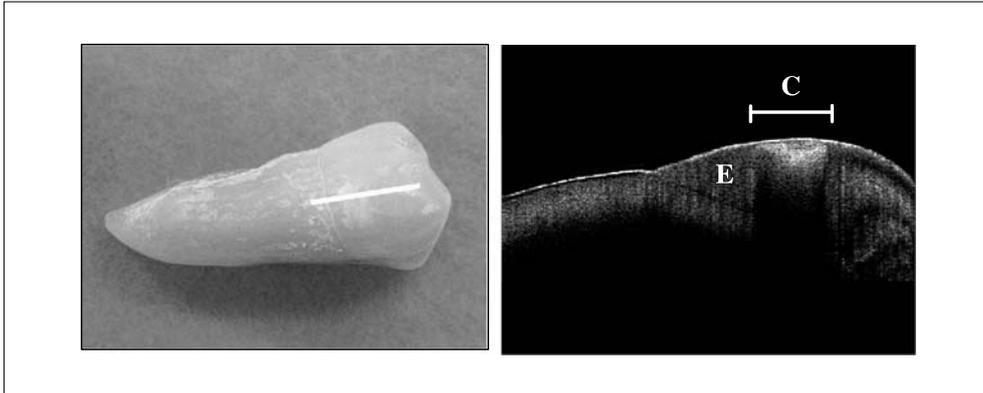


図6 CO 抜去歯牙の OCT 所見

CO 抜去歯牙写真 (左) の白線部の断面で OCT 画像を観察した。OCT 画像上 (右) で表層歯質の欠損を伴わない齲蝕部分 (C) がエナメル質内 (E) に限局して観察できた。

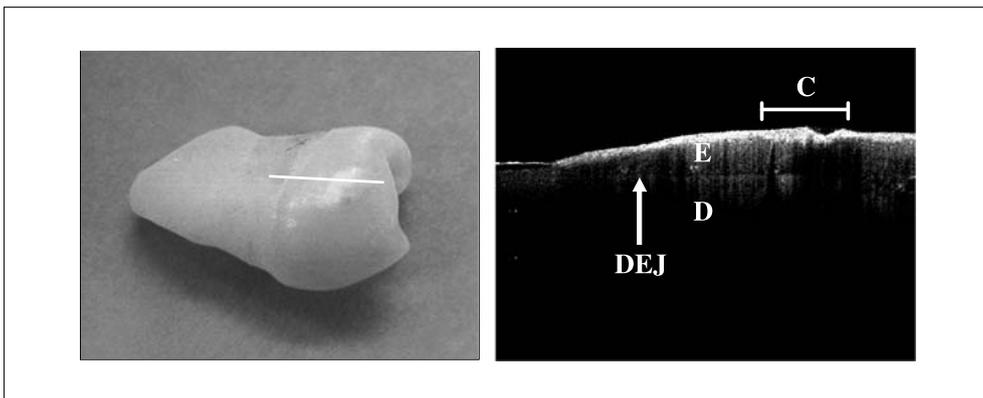


図7 C₁ 抜去歯牙の OCT 所見

C₁ 抜去歯牙写真 (左) の白線部の断面で OCT 画像を観察した。OCT 画像上 (右) で歯表面にエナメル質の欠損が観察でき、齲蝕部分がエナメル質内に限局して観察できた。

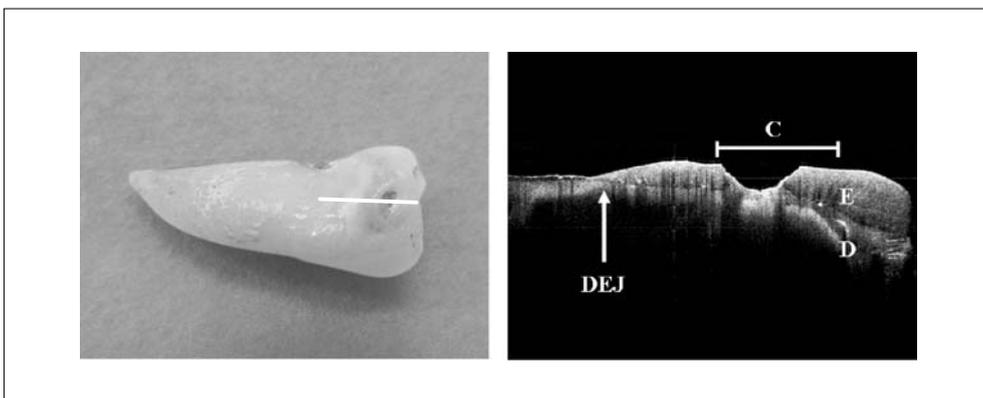


図8 C₂ 抜去歯牙の OCT 所見

C₂ 抜去歯牙写真 (左) の白線部の断面で OCT 画像を観察した。OCT 画像上 (右) にて歯表面のエナメル質 (E) の欠損と齲蝕部分 (C) がエナメル象牙境 (DEJ) を越え、象牙質内 (D) に及ぶ様子が観察できた。

C₂では、齲蝕罹患歯質はエナメル象牙境を越えて、象牙質内にまで進行している様子が確認できる。

また、齲蝕の2次元OCT画像をもとに構築した3次元立体画像を構成することもできる（巻頭カラーグラビア図②）。

3) 口腔内齲蝕の口腔用 SS-OCT 所見

抜去歯牙による基礎実験で初期齲蝕を口腔用 SS-OCT で十分診断できることが判明した。国立長寿医

療センターでは倫理委員会の承認のもと、口腔内における歯頸部平滑面齲蝕を有する歯牙 (CO, C₁) の撮影を試みた。口腔内でも内部歯牙の構造が精密に描写されることが判明した。撮影部位の写真および口腔用 SS-OCT 画像はそれぞれ、CO (図9) C₁ (図10) で提示した。口腔用 SS-OCT 画像はそれぞれにおいて写真上の点線枠の断面で撮影された。CO では齲蝕部分はエナメル質表面の欠損を伴わず、エナメル質内に存在することが確認されたため CO と判定した。C₁で

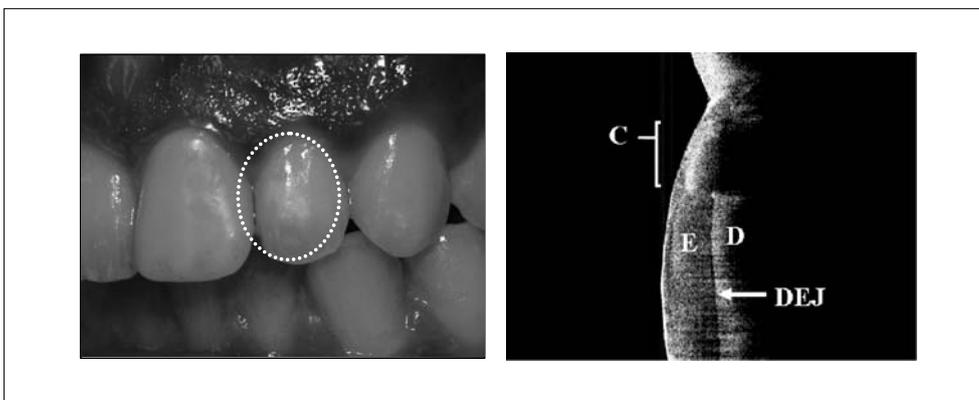


図9 CO 歯牙口腔内写真および OCT 画像

CO 口腔内写真 (左) の点線枠の部分の断面 (矢状断) で OCT 画像を観察した。エナメル質内に齲蝕部分 (高輝度部分) が観察できた。齲蝕部分はエナメル質表面の欠損を伴わず、エナメル質内に存在することを確認できたため CO と判定した。

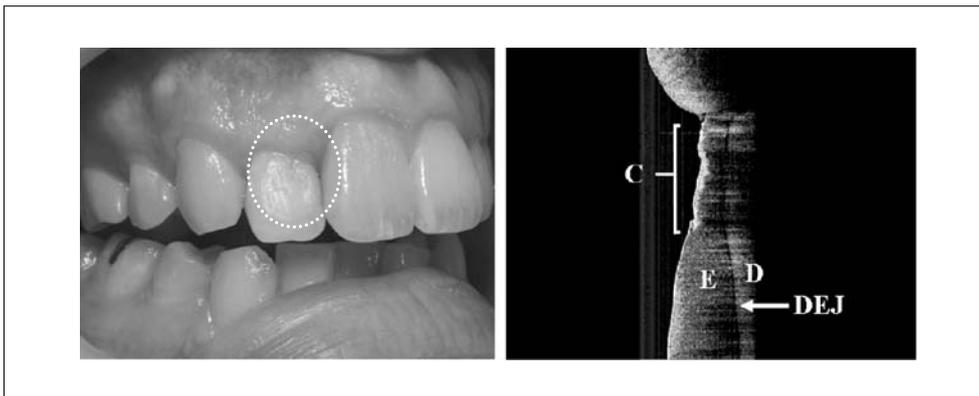


図10 C₁歯牙口腔内写真および OCT 画像

C₁口腔内写真 (左) の点線枠の部分の断面 (矢状断) で OCT 画像を観察した。エナメル質内 (E) に齲蝕部分 (C) が観察できた。齲蝕部分はエナメル質表面欠損を伴い、エナメル象牙境 (DEJ) を越えていないことを確認できたため C₁と判定した。

は齶蝕部分はエナメル質表面の欠損を伴い、エナメル質内に存在することが確認されたためC₁と判定した。

4) 口腔用 SS-OCT の長所、短所

口腔用 SS-OCT は従来の OCT より感度が高いため、高解像度の画像を撮影が可能であり、齶蝕のより精密な診断が可能である。歯牙のように光透過性の良い組織は機械的刺激を加えることなく最大4 mm くらいまで内部画像が得られるだけでなく、チェアサイドでただちに高速に撮影が可能であり、患者を待たせることなく撮影と同時に画像として描出でき、インフォームド・コンセントに有効である。

機器本体の特徴としては、他の画像診断機器に比較して小型、軽量である。そのため、容易に移動が可能であり設置場所にも困難を来さない利点があり、歯科医療の現場に適している。

3. 歯科界におけるOCTの将来展望

口腔内病変は齶蝕、歯周疾患、粘膜病変をはじめ、その多くが口腔内組織の浅層に出現する。特にその代表格である齶蝕の診断は歯科医療においては日常的に行われているが、検査自体の侵襲性や歯科医師個人の主観性などの問題で客観的結果が得られにくい。

口腔用 SS-OCT は、レントゲンのような被曝の問題や時間的制限の問題がなく、簡便に繰り返し撮影可能であり、浅部組織の断層像がよく観察可能であることから、広く口腔疾患の画像診断法として利用できる可能性が高い。口腔用 SS-OCT を口腔疾患診断に導入することで、歯科医療領域において期待できることは、以下に挙げることができる。

- ① 診断面においては、非侵襲下にて、歯周疾患診断、口腔硬組織・軟組織診断などが画像化・数値化でき客観性のある適切な診断が可能となる。
- ② 診療面において、X線のように為害作用がなく、チェアサイドで即時的にかつ頻繁に撮影することが可能であり、治療精度の向上が期待できる。
- ③ 健診面において、口腔内診査を行う歯科医師の主観に頼る歯科健診ではなく、客観性のある歯科健診システムを構築することができるようになる。
- ④ 患者へ画像情報を的確に提供でき、インフォームド・コンセントにも有効に利用することが可能となる。

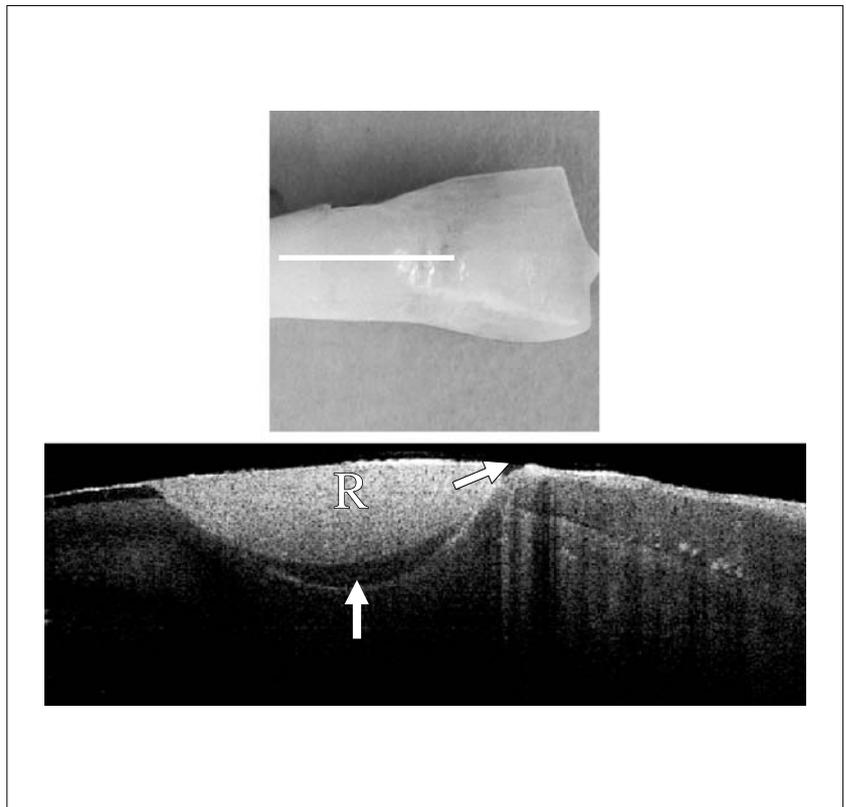


図11 レジン充填の写真および OCT 画像

レジン充填抜去歯牙写真(上)の白線の断面で OCT 画像を観察した。肉眼ではきれいなレジン充填のようにみえるが、OCT 上では問題点が明確になった。OCT 画像上(下)で歯頸部の窩底部分に周囲歯質とレジン(R)にギャップ(矢印)が観察され、辺縁には肉眼で観察できない程度のレジン過少充填部(矢印)が観察された。

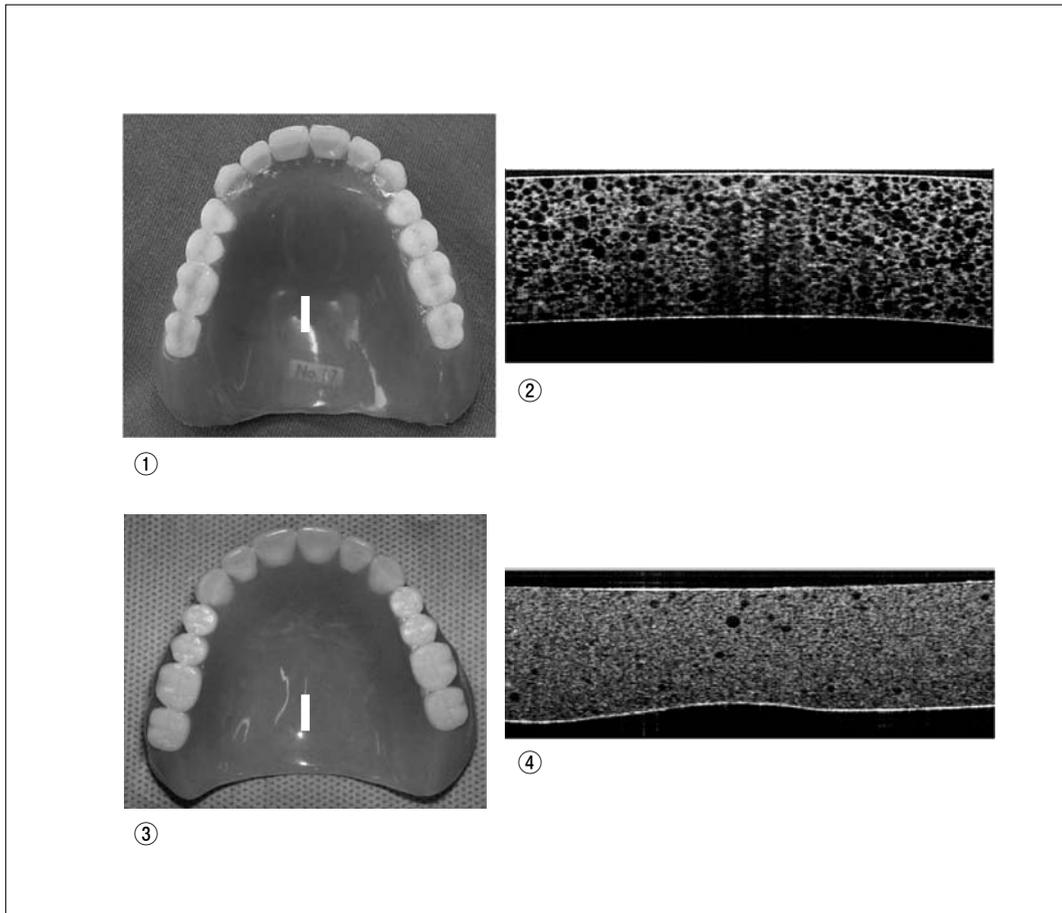


図12 口腔用 SS-OCT による義歯重合状態の非破壊検査

①の義歯は通常の重合法にて重合した義歯。OCT 画像 (②) にて内部に大きな気泡が多く含有されていることが観察された。③の義歯は精密重合法にて重合した義歯。OCT 画像 (④) では②に比較して気泡の含有量が少ないことが分かる。OCT により義歯内部の気泡の状態が把握可能で、義歯そのものの機械的強さやカンジダなどの微生物の発育温床の可能性などが評価できる。

- ⑤ 各種口腔疾患の早期客観的診断により早期治療が可能となり医療費の適正化にも寄与することが期待できる。

国民の多様化、高度化する歯科医療への要求に応え、国民の保険医療、高度治療における水準の向上を図っていくために、最先端分野の歯科医療機器開発を推進する必要がある。最先端分野の歯科医療機器として、口腔用 SS-OCT は C_0 、 C_1 、 C_2 に代表される初期齲蝕の診断に極めて有効であることが判明した。本装置が実用化されれば、初期齲蝕の診断を正確に行うこ

とが期待でき、齲蝕の早期予防措置や早期治療を行うことも可能となる。

国立長寿医療センター口腔機能再建科では、口腔用 SS-OCT に関して 4 件の特許出願を行った^{10~13)}。現在われわれは、齲蝕のみならずレジン充填の口腔内評価 (図11, 巻頭カラーグラビア図③), 歯周病の歯槽骨の評価 (巻頭カラーグラビア図④, ⑤), 口腔内軟組織疾患 (巻頭カラーグラビア図⑥, ⑦), 義歯の非破壊検査 (図12), 口腔癌などに対して口腔用 SS-OCT による系統的な歯科診断システムの構築を目指し研究を行っている。今後、本研究をさらに発展させ、新規

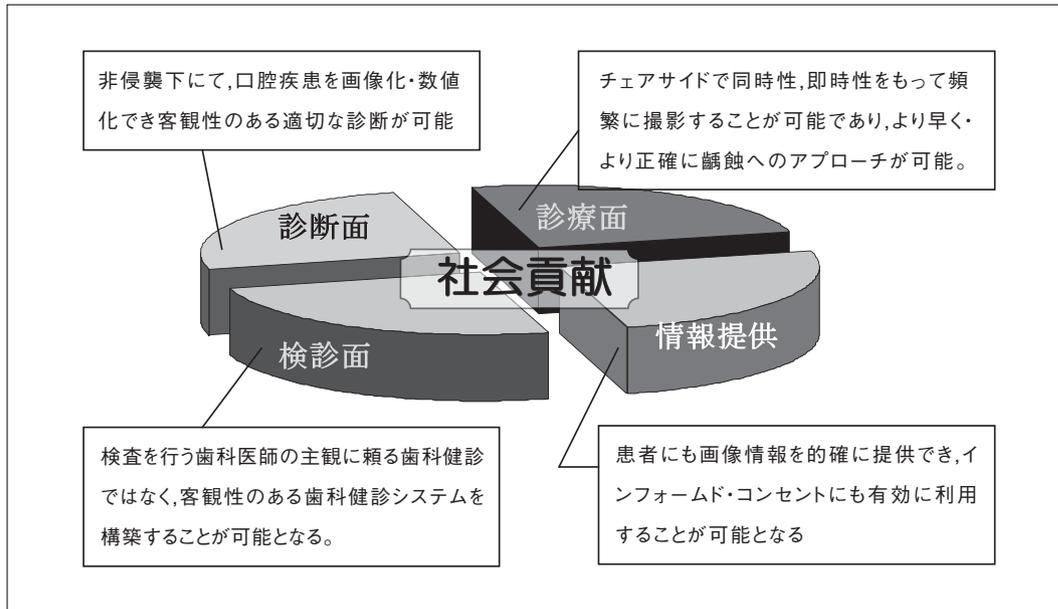


図13 歯科界における OCT の将来展望

技術として歯科医療の現場に OCT を実用化し、歯科医学・歯科医療の進歩に貢献したいと考えている (図13)。

参考文献

- 1) Huang, D., Swanson, E. A., Lin, C.P., Schuman, J. S., Stinson, W. G., Chang, W., et al.: Optical coherence tomography. *Science*, 254 : 1178~1181, 1991.
- 2) 丹野直弘, 市川 勉, 佐伯昭雄: 「光波反射像測定装置」日本特許第2010042号, 平成2年11月6日出願.
- 3) Swanson, E. A., Izatt, J. A., Hee, M. R., Huang, D., Lin, C. P., Schuman, J. S., Puliafito, C. A., Fujimoto, J. G.: In vivo retinal imaging by optical coherence tomography. *Opt. Lett.*, 18 : 1864, 1993.
- 4) Berrington de González, A., Darby, S.: Risk of cancer from diagnostic X-rays: estimates for the UK and 14 other countries. *Lancet*, 363 : 345~351, 2004.
- 5) Colston, B. W. Jr., Everett, M. J., Da Silva, L. B., Otis, L. L., Nathel, H.: Optical coherence tomography for diagnosing periodontal disease. *Proc. SPIE.*, 2973 : 216~220, 1997.
- 6) Jone, R. S., Darling, C. L., Featherstone, J. D. B., Fried, D.: Imaging artificial caries on the occlusal surfaces with polarization-sensitive optical coherence tomography. *Caries Res.*, 40 : 81~89, 2006.
- 7) Madjarova, V.D., Yasuno, Y., Makita, S., Hori, Y., Yamanari, M., Itoh, M. et al.: In-vivo three dimensional Fourier-Domain Optical Coherence Tomography for soft and hard oral tissue measurements. *Optical Society of America ; WE 3*, pdf, 2006.
- 8) 角 保徳, 西田 功, 鄭 昌鎬: 「歯科用光断層画像表示システム」特願2006-235030, 平成18年8月31日出願.
- 9) 角 保徳, 根本 哲也, 鄭 昌鎬: 「増感剤を用いた歯牙齶蝕、歯周病の光干渉断層画像表示方法」特願2007-326886, 平成19年12月18日出願.
- 10) 角 保徳, 小澤総喜, 根本哲也, 鄭 昌鎬: 「歯科用光断層画像表示方法」特願2007-307711, 平成19年11月28日出願.
- 11) 角 保徳, 寺沢史誉, 根本哲也, 鄭 昌鎬, 両澤 淳: 「光干渉断層画像診断法 (OCT) を用いた義歯の非破壊検査装置およびその方法」特願2007-307712, 平成19年11月28日出願.