総説

REVIEW ARTICLE

歯周治療における OCT の応用

坪川 正樹¹, 青木 章¹, 柿崎 翔¹, 水谷 幸嗣¹, 角 保徳², 和泉 雄一¹¹東京医科歯科大学 大学院医歯学総合研究科 歯周病学分野²国立長寿医療研究センター 歯科口腔先進医療開発センター

(平成 30 年 3 月 9 日受理, 平成 30 年 4 月 10 日掲載決定, 平成 30 年 6 月 26 日 J-STAGE 早期公開)

Application of OCT in Periodontal Therapy

Masaki Tsubokawa¹, Akira Aoki¹, Sho Kakizaki¹, Koji Mizutani¹, Sumi Yasunori², Yuichi Izumi¹¹Department of Periodontology, Graduate School of Tokyo Medical and Dental University²Center of Advanced Medicine for Dental and Oral Diseases, National Center for Geriatrics and Gerontology

(Received March 9, 2018, Accepted April 10, 2018, Advance Publication released online June 26, 2018)

要 旨

歯周治療において、治療前・治療中・治療後の歯周組織の状態を評価することは最も重要な行為の一つである。光干渉断層画像計 (OCT) は、非接触、非侵襲、高解像度という歯周硬組織、軟組織の断層診断に適した特徴を有する断層画像診断システムである。本稿では、現在までの歯周組織への応用の歴史を概説し、歯周治療における画像診断機器としての OCT の可能性を解説する。

キーワード: 画像診断, Optical Coherence Tomography, OCT, 歯周組織, 歯周治療

Abstract

In periodontal therapy, assessment of periodontal tissues is important before, during, and after therapy. Optical coherence tomography (OCT) is a non-contact, non-invasive, high-resolution imaging technique that can be used to create cross-sectional images of periodontal hard and soft tissues. In this article, the history of OCT application for the observation of periodontal tissues is reviewed and the potential of OCT as a diagnostic technique in periodontal therapy is discussed.

Key words: Diagnostic imaging, Optical Coherence Tomography, OCT, Periodontal tissues, Periodontal therapy

1. 歯周病と画像診断

歯周病は感染性、炎症性で、歯槽骨を含む歯周組織を破壊する慢性疾患である。平成 28 年の歯科疾患実態調査によると、4 mm 以上の歯周ポケットを有する者は、高齢になるにつれ増加しており、年次推移を見ると、ほぼ全ての年代で以前と比較し高値を示している。歯肉出血を有する者の割合は 30 歳以上 55 歳未満で 40%を超えている。この年齢層以降、加齢と共に歯周病が増悪し、それとともに喪失歯数も増加する。ギネスブックにも「全

世界で最も患者が多い病気は歯周病である」とのコメントが載り¹⁾、我が国においても成人に蔓延している生活習慣病の一つであると言える。歯周病は歯の喪失の主たる原因となっており、80 歳で 20 本歯を残す 8020 運動においても、歯周病の予防と治療の重要性が示されている。少子高齢社会が急速に進む日本にとって、歯の喪失を防ぎ、健康寿命を伸ばすためには歯周病のコントロールが不可欠である。

歯肉辺縁のプラークが原因で歯周組織の炎症が進行す

ると、歯と歯肉の付着が破壊されて、歯周ポケットが深くなり歯周病となる (Fig.1)。歯周病の治療においては、この付着の喪失や歯槽骨の破壊の程度を正確に診断すること、そして起炎物質である細菌と細菌由来の内毒素の漁礁となる歯石を確実に検出し、除去することが最も重要である²⁾。

現在、歯周組織の破壊の程度を測定し、歯石の付着を検出する検査法は主に2つあり、ひとつは手用プローブを用いて行う歯周ポケットのプロービング検査であり、もうひとつはエックス線写真を撮影し、硬組織の状態を画像で診断する方法である。しかしながら、歯周組織の病状の診断にはどちらも十分なものではなく、現状において病態の正確な診査は容易ではない。

プローブを用いる方法は、歯周組織の付着の喪失や炎症状態を把握したり、歯石の検出をしたりするには簡便な方法である。しかし、歯周病は部位によって進行度合いが異なるため、部位と進行度合いを見分けるための精密検査の際には、一口腔で通常28歯×6部位/歯で、総計168部位の測定を行うため時間を要し、さらにその結果は測定者の経験や技術に影響を受けやすい³⁾。また、歯周ポケット内に細いプローブを挿入するため、患者には一定の不快感や場合により痛みが発生する。一方、エックス線検査は歯や骨組織、石灰化した歯石の一部を画像として表示できるため非常に有用であるが、放射線被曝の問題がある。さらに撮影方向によって画像が大きく変化し、また立体のものを2次元で判断するため、3次元的に正確な位置関係の評価が重要になる歯周病の診査においては、不正確あるいは困難であることが多い。近年、コーンビームCTによるエックス線断層撮影やその3次元画像構築が可能となり、その正確で多量の情報は、歯周治療およびインプラント治療において、非常に有用となっているが、その高い放射線被曝量は依然として大きなマイナス要因である。

光干渉断層画像計 (Optical Coherence Tomography: OCT) は、光エネルギーを用いた非侵襲性の断層画像診断システムであり、近赤外光を使用しているため他の画像診断法と比較して、高解像度の画像を得ることができ、放射線被曝などの生体に対する為害作用が無く安全である。

私達は、OCTを用い、歯周組織の光学的な分析と、歯周治療における診断への応用について基礎的研究、臨床的研究を行っており^{4,5)}、現在までのOCT研究の歴史

と合わせ、その知見を紹介する。

2. OCT 装置と歯周治療

2.1 OCT 機器の進歩と種類

OCT 機器は、これまでにいくつかの種類が開発され、大きく分けてタイムドメイン OCT、スペクトルドメイン OCT、波長走査型 OCT の三種類 (Fig.2⁶⁾) に分類される。初期の OCT 機器は、参照光と対象物の深さ方向の情報を一対一で計測し、生体の深さ方向の反射強度分布を得ており、一点につき参照光の反射ミラーを前後させることにより、物理的な時間を要した。これをタイムドメイン OCT (TD-OCT) (Fig.2A) と呼び、一枚の撮影に初期では25秒ほどの時間がかかっていた。これに対して、干渉光を波長に分光して CCD センサー (Charge Coupled Device センサー) で検出し、この検出信号をフーリエ変換すると、ミラーの機械的移動を必要とせずに、生体の深さ方向の反射光強度分布を得ることができるようになった。これをスペクトルドメイン OCT (SD-OCT) (Fig.2B) と呼び、断層イメージの取得スピードが5~6フレーム/秒と運動のある生体を対象とする測定に現実的なスピードとなった。

現在眼科領域で市販されており、今後歯科でも臨床機器が販売されようとしている高速 OCT は光周波数掃引型 OCT (Swept Source OCT: SS-OCT) (Fig.2C) である。レーザー光源の光周波数を直線的に変化させ、光検出器から得られる干渉信号をフーリエ変換すると、生体の深さ方向の反射光強度分布が一回の照射で一点の情報を全て得られるものとなっている。空間分解能 12 μm 、掃引周波数 16 kHz で断層イメージ取得速度は25フレーム/秒程度と進歩した。

撮像スピードが目覚ましく進歩する一方で、深さ方向の撮像可能距離は改善しておらず、深さ方向の撮影深度の限界は軟組織を対象とする場合に障害となる要因である。眼科領域では網膜の撮影が実用化されており、生体表面からの距離が1cm以上の撮像深さを示している。これは透過する組織である水晶体の深部に網膜があるためであり、光を透過する組織を除けば、やはり光を吸収散乱する組織である網膜の表面2mm以下の撮影となっている。この撮影深さの最大値 d_{max} は波長により決まり、人の皮膚組織では波長 1.3 μm の場合におよそ2mmであり、波長が短くなると散乱が大きくなり d_{max} は減少す

Fig.1 Progress of periodontitis with changes of periodontal tissues

る。眼科領域では波長 $0.8\ \mu\text{m}$ 帯のものが使用されているが、今回軟組織の撮影に使用したのは波長 $1.3\ \mu\text{m}$ 帯の OCT 機器であった。これは $0.8\ \mu\text{m}$ 帯よりも散乱の影響が少なく、かつ顕著な水の光吸収が起こる直前の光波長域である⁷⁾。

以前の画像と比較すると、近年の報告の画像は解像度が高くなり、より精密な解析が可能になっている。SS-OCT の光学的な長軸方向の解像度の限界は中心波長を λ 、掃引波長幅を $\Delta\lambda$ とすると、 $(2\ln 2/\pi)(\lambda^2/\Delta\lambda) \approx 0.44\lambda^2/\Delta\lambda$ と表され⁸⁾、今回使用した Prototype 2 の中心波長 $1,330\ \text{nm}$ 、掃引波長幅 $100\ \text{nm}$ の条件では解像度の理論的な最高値は $7.8\ \mu\text{m}$ と算出できる。実際の公表解像度は $12\ \mu\text{m}$ となっており、屈折率で補正をすると、実際の解像度としては歯肉の中で $8.6\ \mu\text{m}$ 程度である⁵⁾。

2.2 OCT 画像診断の際の注意点：深さ方向の屈折率による補正

OCT 機器は光学的な画像診断装置であるため、その画

Fig.2 Schemas of OCT systems. A. Time Domain OCT (TD-OCT), B. Spectrum Domain OCT (SD-OCT), C. Swept Source OCT (SS-OCT) [Schemas modified from Hecht J: Complementary techniques enhance the power of OCT. Laser Focus World, 47: 74-78, 2011. © copyright (2011) PennWell Publishing Corp].

像の解析には補正が必要になる。画像の水平方向の値は実測値であるが、深さ方向の長さは光学的な距離 Optical Path Length (OPL) と呼ばれ、光が通る長さを表し、透過する物質の屈折率により実測値より長くなった値となる。屈折率は真空中の光速を物質中の光速で割った値であり、物質により異なるものである。この屈折率は同じ物質であっても波長によって異なり、一般に波長が短いほど屈折率が大きくなることが多い。屈折率を求めるためには、Hariri らの報告にある OPL matching method が簡便である⁹⁾。

Fig.3 は金属の板に試料を置き、その上面より OCT 撮影を行なった OCT 画像の模式図である。金属の板は光を反射するために一本の白い線として表される。しかし、その線は試料の置かれた部位においては本来の金属の面より深い位置に表示される。これは試料が実際の厚みより光学的な距離が長く描写されているためである。この光学的な距離 OPL は実測値にその試料の屈折率をかけたものになる。OPL matching method は試料を金属の板の上に置き、その試料の OCT 画像上での表面からの厚さ（光学的距離）を金属の表面より上部の深さ（実際の厚さ）で割ることにより算出するものである。Meng ら¹⁰⁾はエナメル質、象牙質、セメント質の屈折率を 1.63, 1.54, 1.58 と報告している。OCT 画像上で深さ方向の計測をする場合は、使用した光源の中心波長における試料の屈折率の値が必要である。

2.3 OCT から得られる情報と活用の可能性

OCT から得られる情報は一般に画像として表されるが、その画像は得られた情報を擬似的に構築し、画像化したものである。最小単位の得られる情報は、試料上のある一点における深さと生体組織からの反射光の信号強

Fig.3 Scheme of the OCT image for measuring the refractive indices. A scheme of an OCT image of the sample put on a metal plate. The metal plate is flat, but upper side on the metal plate in OCT image is not flat because of the sample. In the OCT images, the distance in the lateral scanning direction is not affected by refractive index of the substrate. However, the depth measurements depend on the refractive index of the substrate. The path length of light passing through the tissue is called “optical path length” (OPL). This OPL is unique to the target tissue and light source. The refractive index of the tissue can be determined by dividing OPL by actual depth (t) of the tissue.

度の情報である。これは A-scan と呼ばれ、横軸に深さ方向の距離を mm で、縦方向に反射光の信号強度を dB で表したグラフとして表される (Fig.4A)。これは一点での情報になるため OCT 画像における一次元の情報である。この情報がある線上で計測していき信号強度により擬似的に色をつけることによって二次元の情報得られる。これが B-scan と呼ばれ、一般に OCT 画像と呼ばれるものである (Fig.4B)。擬似的に色をつける工程は信号強度と色を対応させるために Look Up Table (LUT) を使用し、どの信号強度に対応して、どのような色の濃淡を、そしてどのような色を使うかについては設定により変更することが可能である。一般に視認しやすいグレースケールを使用することが多く、白い部分が信号強度の強い部分 (反射の多い部分)、暗い部分が信号強度の低い部分 (反射の少ない部分) となっている。多くの OCT 機器の初期設定もグレースケールになっている。さらに、この線上の画像を z 軸方向に並べることにより、三次元の断層画像を構築することも可能である (Fig.4C)。ある線上のみの断層像を見ていたものが、三次元画像を撮影することにより、ある範囲内の診断をすることが可能となり、スクリーニングとして使用できる可能性がある。保存修復分野でもコンポジットレジンの三次元的な評価の報告がされており、問題のある場所を容易に特定できるとしている¹¹⁾。

A-scan のグラフからは試料中のある物質における反射信号強度だけではなく、同一の物質中での信号の減弱が

どれくらい起こるかを計測することができる。A-scan の中で、ある試料中の上下の表面反射の影響を 50 μm ずつ除いた部分のグラフの傾きを、OCT の Signal Slope (OCTSS) と呼ぶ。Hariri ら⁹⁾はこの値をエナメル質、象牙質の内部構造の違いによる光学的性質の特定に使用している。軟組織においても、Lee ら¹²⁾は口腔内の前癌病変における、上皮組織中の異形成の程度を自動で計測可能であるとする報告を、Guo ら¹³⁾はヒトの肺組織における 30% グルコース拡散の状態を OCTSS の値により計測することにより、正常肺組織と良性肉芽腫症、腺癌及び扁平上皮癌をそれぞれ識別可能であるとの報告を出している。

3. OCT による歯周組織の断層画像撮影

3.1 歯周組織における OCT の歴史

OCT は生体の断層撮影に応用可能であると報告されたのが Huang ら¹⁴⁾の 1991 年が最初であるが、歯周組織に OCT を応用した報告としては前述の 1998 年 Colston ら¹⁵⁾の報告、Feldchtein ら¹⁶⁾の報告が最初である。Colston ら、Feldchtein らは、OCT により口腔粘膜の上皮、結合組織、歯槽骨、硬口蓋、軟口蓋などが明瞭に描写されることを示した。2008 年に角ら¹⁷⁾が日本で初めて、歯科分野において OCT がう蝕や口腔粘膜疾患に応用が可能との報告を行なっている。2009 年に Lee ら¹⁸⁾はセメント質が透過性の高い暗い層として検出が可能であることを報告した。一方で 2011 年に Hsieh ら¹⁹⁾は *in vitro* の環境で、

Fig.4 Information obtained from OCT system and construction of image. A. One-dimensional information of OCT system is called “A-scan”. A-scan contains information of distance (depth) (mm) in x-axis and signal intensity (dB) in y-axis. B. Two-dimensional information is called “B-scan” or just “OCT image”. By collecting A-scans from points in one line on the target and converting signal intensity to colors using look up table (LUT), tomographic image is obtained. C. Three-dimensional information is called “3D-OCT”. By correcting B-scans from lines in square on the target, 3D structure of tomographic images of target area is obtained.

歯石がリアルタイムで描写できることを報告した。歯石は光学的不透過性が高く OCT 画像上では白い構造物として表示される。2012 年に Lee ら¹²⁾は口腔前癌病変の診断への応用を報告した。2015 年に Kao ら²⁰⁾は内視鏡型の OCT 機器を使用し、プローブを歯肉溝に入れることにより歯石を検出できることを発表した。2017 年に Park ら²¹⁾はイヌを用いた実験において歯石の検出が可能であると報告した。2018 年には Tsubokawa ら²²⁾が、臨床的に口腔内での歯石の検出について報告し、また Kakizaki ら⁵⁾は同じく口腔内での歯周組織の非侵襲的な組織計測を行なっている。2017 年より前の研究では、まだ解像度の高い、内部の詳細な構造を見ることのできる画像はセメント質も含め、報告されてこなかった。

3.2 歯周組織の OCT 撮影の実際

当研究室では、2 種類の波長走査型光干渉断層画像装置 (IV-2000, サンテック社, 愛知県; Prototype 2, パナソニックヘルスケア, 愛媛県) を研究に用いている。中心波長は IV-2000 が 1,310 nm, Prototype 2 が 1,330 nm である。どちらのシステムもレーザー発振器, カプラー, 干渉計, ハンドプローブ, 解析用 PC から構成されている (Fig.5A)。出力はどちらもレーザーの安全基準クラス I を満たしている。これまで基礎研究には IV-2000 を、臨床研究には Prototype 2 を使用している。

臨床装置では、口唇を排除し、撮影位置が表示されたモニター (Fig.5B) を参照しながら、患歯の表面に撮影

用のプローブ (Fig.5C) を近づけ、歯周組織の撮影を容易に行なうことが可能である。焦点距離がプローブ先端の位置に設定されており、さらにモニターに撮影位置が画面表示されるため、正確に撮影位置を決めることができる。対象部位の口腔内写真と OCT 画像はモニター上にほぼリアルタイムで表示され、位置付けの微調整をしながら、任意の場所でフットペダルを踏み込むことで、対象部位の写真と OCT 画像を同時に撮影することができる。

3.3 OCT による歯周組織の断層画像

これまで歯肉の内部構造を診断するには組織標本を作製するか、超音波画像診断装置、もしくは CT を使用するいずれかの手段しかなかった。組織標本の作製には組織採取が必要であり臨床では基本的に不可能である。他の画像診断方法では解像度が低く、歯肉の内部構造を判別することは困難である。OCT はその解像度の高さから「光学的切片」とも呼ばれる組織切片に近い画像を得ることができる。このことは今まで不可能であった、歯周組織の内部構造を描写することに適しており、歯周組織への応用が期待され、研究が進んできた。非侵襲で組織切片に類似した詳細な断層画像が得られることは大きな利点である。

OCT は反射光を計測することにより撮像するが、この物体の光学的な特徴は主に物体の屈折率により決まる。この屈折率の違いにより、物質の境界では強い反射が起こり、境界線は白色のラインとして描写され、内部構造

Fig.5 SS-OCT system and associated components and processes. A. Overview of the OCT system, dental OCT prototype 2 (Panasonic Healthcare, Ehime, Japan), B. A real-time tomographic image and a photograph are shown on monitor, C. During OCT imaging, scanning probe facilitates to keep the constant distance from the surface of sample and exclude the lip and buccal mucosa. OCT images are taken by stepping on the foot pedal.

を容易に識別することができる。OCT 画像では、エナメル質、象牙質、歯肉、歯槽骨、上皮などの歯周組織の内部構造の解剖学的形態を詳細に明瞭に観察することができる (Fig.6)。

3.4 歯石、セメント質の OCT 画像

3.4.1 抜去歯根面の OCT 像

歯根面にはセメント質と呼ばれる薄い層があり、組織の付着、再生の点において歯周組織の治癒を促進する影響があることが報告されており²³⁻²⁵⁾、歯石の除去時にセメント質を保存することが、近年推奨されるようになっている。デブライドメント時にセメント質を全て除去してしまうことは、歯周組織の再生に不利であることと同時に、歯の知覚過敏症状や歯髄症状などの悪影響を与えてしまうこともある。歯周治療において歯石の除去やセメント質の保存など、根面のデブライドメントをどこまで行うかについては、従来はスケーリング・ルートプレーニング時の手の触覚に頼る方法や、音で判別する方法などがあったが、どれも経験に頼るものであり、過剰なセメント質の損失が避けられなかった。顕微鏡観察もセメント質と象牙質の色の違いを判別しづらいことから確実性に乏しく、現在口腔内においてセメント質の有無を正確に判断する方法は存在しない。

抜去歯においてスケーラーにより歯石除去を行い、除去前後の OCT 画像を比較した場合、根面上の歯肉縁下歯石は、一様に強い白色を示す構造物として検出され、歯石除去後には消失する。OCT 像と組織切片を比較すると、OCT による造影の正確性が理解できる (Fig.7D, F)。Fig.7F はトルイジンブルー染色をした非脱灰切片を表し、

Fig.6 A representative OCT image. An oral photograph and a representative OCT image. A yellow dotted line indicates the site where an OCT tomographic image was taken. A. Photograph, B. OCT image, C. schema of periodontal tissues. De: dentin, En: enamel, CEJ: cement enamel junction, Ep: epithelium, Ct: connective tissue, Gi: gingiva, BC: alveolar bone crest.

左側の薄いピンク色が象牙質を、上部の無色の部分がエナメル質を、そして、根面状に見られる濃く染色された紫色の部分はセメント質を表している。Fig.7D と F を比較すると、デブライドメント面に残存するセメント質は OCT 上で暗色の薄層として造影されることがわかる。

Fig.7D, F において、セメント質は中央部が喪失し、上部に少し残存しているが、肉眼上は判別が不可能である (Fig.7E)。歯石が存在する場合には、その直下の歯質の画像は白色化して識別不能な場合があるが、歯石除去後には同部位の画像は回復する。OCT は露出根面上において、肉眼での確認が困難な微細な歯石の有無やセメント質の残存状態を視認することができるため、歯周組織の光学的特性を活かした高い解像度を持つ診断法であるといえる。また、SS-OCT は画面にほぼリアルタイムで断層像が表示されるため、今まで術中には不可能であった根面のデブライドメントの状態評価を、リアルタイムで容易に行うことができると期待される。このことから、基礎研究における歯根表面のセメント質の有無の判定や、根面デブライドメントの臨床教育ツールとしても有用性が高いと考えられる。

3.4.2 歯肉の被覆による歯石 OCT 像の変化

臨床では、歯周ポケット内の根面に付着した歯肉縁下歯石は歯肉に被覆されているため、レーザー光は歯肉を透過して画像を構築することになる。Fig.8 は歯肉縁下歯石の付着した一つの抜去歯の根面を、厚さの異なる歯肉片で被覆した状態で OCT 撮影を行い、歯石の画像の変化を観察した結果である²²⁾。歯肉の厚みは増すにつれ、歯肉組織中での光の散乱により、歯石はより不明瞭となり、この実験では 0.50 mm の歯肉で被覆すると歯石は識別しにくくなり、0.81 mm 以上の歯肉で被覆した際には歯石は検出不可能であった (Fig.8²²⁾)。Hsieh ら¹⁹⁾は *in vitro* での歯石の検出の限界厚さは平均 0.80 mm、最大で 1.07 mm であったと報告している。このように現状の装置では、OCT による縁下歯石の探知は被覆する歯肉の厚さに制限を受ける。

3.4.3 口腔内での歯石の検出

臨床で露出根面においては OCT により歯石とセメント質は明瞭に造影される (Fig.9A)。一方、歯肉縁下歯石については根面の粗造感を歯周プローブで触知した 5 名の歯周病罹患患者の同意を得て、歯肉縁下のデブライドメント前後に OCT 撮影を行い、画像を比較分析した。その結果、粗造感が歯周プローブによって触知された 8 箇所の前歯、小臼歯の頰側歯頸部中央において、7 箇所で OCT により歯石の検出が可能であった。歯肉縁下のセメント質の検出は限られていたが、歯肉縁下歯石は辺縁が不明瞭ながら灰色の構造物として検出することができ、根面のデブライドメント後に構造物の消失が確認された (Fig.9B)。

歯石と思われる構造物の歯冠歯根方向の中央部で、歯石上面 (歯肉側) および歯石下面 (根面側) において歯肉表面からの深さを計測したところ、検出深さは、歯石上面までが 0.80 ± 0.20 mm、歯石の下面までが 0.93 ± 0.20 mm であった。

Fig.7 Photographs and OCT images of the same root surface of an extracted teeth before and after debridement of calculus with hand curette. A. A photograph of an extracted teeth with subgingival calculus. B and E. Photographs of the same root surface before and after calculus removal. Yellow dotted lines show the sites where OCT images were taken. C. An OCT image of the root surface before root debridement. The root exhibited a rugged surface with white-gray protrusions. D. An OCT images of the root surface after root debridement. The white-gray amorphous structures disappeared and the root surface exhibited a smooth appearance with a remaining cementum layer. The image of the dark-gray cementum layer underlying the removed calculus was recovered after debridement. F. A sectional image stained with toluidine blue at the same line where OCT images were taken. Cementum was shown as a thin purple layer. En: enamel, De: dentin, CEJ: cemento enamel junction, SbC: subgingival calculus, Ce: cementum.

Fig.8 OCT images of the same root surface uncovered and covered with porcine gingival sheets of various thicknesses. Pictures are aligned in the same position with reference to the CEJ level, which is indicated by a white, dashed line. The solid red lines indicate where the OCT images were taken. A and G. Photographs of the same root surface with subgingival calculus, without porcine gingiva (A), and with porcine gingiva (G). B. An OCT image of a root surface without a gingival sheet. Subgingival calculus is clearly depicted as a white-gray amorphous structure on the root surface. C–F. OCT images of the root surface covered with gingival sheets of increasing thicknesses. OCT images of subgingival calculus became progressively unclear with increased porcine gingiva thickness. En: enamel, De: dentin, CEJ: cemento enamel junction, Gi: porcine gingiva, gap: the gap between the gingiva and the root surface. [Photographs from Tsubokawa et al. In vitro and clinical evaluation of optical coherence tomography for the detection of subgingival calculus and root cementum. J Oral Sci 2018, e-pub May 24²²). Journal of Oral Science © copyright (2018) Nihon University School of Dentistry].

次に、縁下歯石の検出を容易にするために、OCT 画像の加工処理を行った。OCT の信号強度により画像の2階調化を行い、歯石と思われる構造物の中央で、隣接する

Fig.9 OCT images of supragingival (A) and subgingival (B) calculus in human patients. A. A clinical photograph and an OCT image of supragingival calculus and root cementum *in vivo*. A distinct white-gray amorphous structure and a dark-gray cementum layer were observed on the root surface in the supragingival area. After root debridement, the white-gray mass structure disappeared and the underlying dark-gray cementum layer was clearly observed on the treated root surface. OCT image of supragingival calculus was modified and outlined. B. A representative photograph and OCT images of root surfaces before and after debridement of subgingival calculus. Subgingival calculus was removed using a hand curette. An image in a small square shows calculus particles removed from the root surface. A vague but distinguishable white-gray structure was initially visible on the root surface in the subgingival area, but it disappeared after debridement. OCT image of subgingival calculus was modified and outlined. Ce: cementum, De: dentin, SpC: supragingival calculus, GM: gingival margin, Gi: gingiva, SbC: subgingival calculus, CEJ: cement enamel junction. [Fig.9A from Tsubokawa et al. In vitro and clinical evaluation of optical coherence tomography for the detection of subgingival calculus and root cementum. J Oral Sci 2018, e-pub May 24²²). Journal of Oral Science © copyright (2018) Nihon University School of Dentistry].

ピクセルのみの範囲選択を行い、構造物のアウトラインを描写した。OCT 画像の2階調化によって歯石、セメント質はより容易に判別することが可能であった²²⁾ (Fig. 9 modified).

歯石の検出に関しては様々な試みがなされてきたが、歯周プローブと比較し優位なものは未だ開発されていない。これまでに歯石を検出可能な方法としては、歯科用内視鏡^{26,27)}、Spectro-Optical 法^{28,29)}、レーザー自己蛍光法³⁰⁻³²⁾、超音波法などがあるが、以上の方法は OCT と違い、いずれも歯肉への接触や、歯肉内部へのプローブの挿入が必要であり、また、セメント質を判別可能なシステムは存在しない。他の方法と比較して OCT は非接触、非侵襲、高解像度であり、これらは歯石の検出において新たな断層診断として最適な条件である。

3.5 歯周組織の光学的測定

OCT は歯周組織の各構造の組織計測への応用が可能である。光学的組織計測のために、まずヒト歯肉の屈折率の測定を行なったところ、1.397 と算出された⁵⁾。これまでに健康な歯周組織を有する 30 名のボランティアの下顎前歯唇側中央部に対して OCT 撮影を行い、OCT 画像上で歯肉最大厚さ、上皮最大厚さ、歯肉最大厚さの部位での結合組織の厚さ (Fig.10 GTmax, ETmax, CT) を測定したところ、下顎前歯における歯肉、上皮の最大厚さの平均は、それぞれ 1.06 ± 0.21 mm, 0.49 ± 0.15 mm であった⁵⁾。人種の違いはあるが、Müller ら³³⁾が超音波断層診断装置で報告した切歯、側切歯、犬歯のポケット底での

Fig.10 A. A schema of periodontal tissue including enamel, dentin, gingiva and alveolar bone. B. A high magnificational schema of the rectangle in "A". PPD: probing pocket depth. EA: epithelial attachment. CA: connective tissue attachment. BW: biologic width. GTmax: Maximum Gingival thickness. CT: Connective Tissue thickness. ETmax: Maximum Epithelial thickness

歯肉厚みの値, 0.89 ± 0.27 , 0.91 ± 0.30 , 0.84 ± 0.24 mm と近似した値になった. 女性の方が男性より薄い歯肉を持つ結果も同様である.

これまでにいくつかの研究が歯周組織の計測を組織切除以外で行うことを試みている. プローブを刺入することにより計測したもの^{34,35)}, 超音波断層診断装置を用いたもの^{33,36)}, cone beam computed tomography (CBCT) を使用したもの^{37,38)}などが挙げられる. 刺入によるものは痛みを伴う侵襲があり, 超音波断層診断装置をしたものは組織への接触が必要で歯肉の変形の可能性がある, CBCT を使用したものは被曝の問題がある. OCT は接触が必要無く, 非侵襲であるという違いがあり, 厚さの計測に関してはより正確に計測ができる可能性がある.

歯肉と歯の付着様式には 2 種類あり, 一つは上皮性付着 (epithelial attachment), もう一つが結合組織性付着 (connective tissue attachment) である. これらの付着量の和はほぼ一定の値を示すことが知られており, 生物学的幅径 (Biologic Width)^{39,40)}と呼ばれ, 歯槽骨上に一定以上の歯根の高さが必要であることを示している (Fig.10). 歯肉縁下う蝕や, 破折などにより骨縁上の歯根の高さが侵襲されると, 健康な歯周組織の維持ができなくなる⁴¹⁾ことから, 生物学的幅径を確保することは歯周治療において極めて重要である. 生物学的幅径を詳細に計測した研究としては Gargiulo ら³⁹⁾のものが著名であり, 平均で 2.04 mm であると報告されている. この研究は献体からの組織切除によりなされたものである.

私達は OCT を応用して生物学的幅径の値を測定するために, 歯周プローブを歯肉溝に挿入した状態で口腔内

写真を撮影し, 歯肉溝深さを画像上で計測した (Fig.10: PPD). 次に, OCT 上で歯肉縁から歯槽骨頂までの距離を測定し (Fig.10: PPD + EA + CA), 先に測定した歯肉溝深さを引くことによって生物学的幅径の値 (Fig.10: BW = EA + CA) を算出した. 得られた生物学的幅径の平均値は 2.09 ± 0.60 mm であり, 男女, 歯種, 矯正の既往による平均の差は認められなかった (Table 1).

このように OCT は今まで組織標本を作る以外に観察方法のなかった歯周組織の内部構造を非侵襲的に詳細に観察することを可能とし, また, 歯周組織内部の各種構造物の厚さや生物学的幅径の計測にも利用できることが明らかになった⁵⁾.

3.6 歯周組織の 3 次元画像

通常の OCT 画像は線上での断層像であるので, その部位の周囲の状態を知ることはできないが, 3 次元画像構築法を用いることにより, 短時間で一度に一定の範囲の断層画像を連続的に観察することができる. その結果, 歯周組織の立体画像を観察できるとともに, 一定の範囲での連続的かつ網羅的な評価観察が可能となり, より広範に, より簡便に歯周組織の状態を詳細にスクリーニングすることができる.

Fig.11 は右下側切歯の頬側の 3 次元 OCT 画像であるが, 歯肉形態が立体的に明瞭に描写されていることがわかる. また, パソコン画面上で 3 次元的に回転させることにより, 歯肉の形態を内部まで立体的に把握することができる.

Fig.12 は 3 次元 OCT 画像の連続断層画像である. 撮影

Table 1 Optical observation and determination of periodontal tissue profile

	Central incisor		Lateral incisor		Canine		Average	
	Number	Mean $\pm$ SD (range)	Number	Mean $\pm$ SD (range)	Number	Mean $\pm$ SD (range)	Number	Mean $\pm$ SD (range)
Gingival crest to bone crest in OCT (Total)	52	3.07 ± 0.58 (2.16 – 4.76)	54	3.19 ± 0.62 (2.17 – 4.63)	55	3.35 ± 0.66 (2.20 – 4.72)	161	3.20 ± 0.63 (2.16 – 4.76)
(Male)	28	3.14 ± 0.67 (2.20 – 4.76)	31	3.31 ± 0.64 (2.17 – 4.63)	33	3.43 ± 0.68 (2.33 – 4.63)	92	3.30 ± 0.67 (2.17 – 4.76)
(Female)	24	2.98 ± 0.45 (2.16 – 3.98)	23	3.02 ± 0.56 (2.27 – 3.97)	22	3.23 ± 0.63 (2.20 – 4.72)	69	3.07 ± 0.55 (2.16 – 4.72)
Probing sulcus depth (Total)	52	1.10 ± 0.28 (0.49 – 1.71)	54	1.12 ± 0.28 (0.43 – 1.67)	55	1.13 ± 0.30 (0.58 – 1.95)	161	1.12 ± 0.28 (0.43 – 1.95)
(Male)	28	1.13 ± 0.29 (0.49 – 1.71)	31	1.18 ± 0.26 (0.43 – 1.65)	33	1.18 ± 0.28 (0.75 – 1.92)	92	$1.17 \pm 0.28^*$ (0.43 – 1.92)
(Female)	24	1.05 ± 0.26 (0.72 – 1.66)	23	1.04 ± 0.28 (0.52 – 1.67)	22	1.05 ± 0.32 (0.58 – 1.95)	69	$1.05 \pm 0.28^*$ (0.52 – 1.95)
Biologic width (Total)	52	1.98 ± 0.51 (1.06 – 3.25)	54	2.07 ± 0.64 (0.80 – 3.63)	55	2.23 ± 0.62 (1.37 – 3.56)	161	2.09 ± 0.60 (0.80 – 3.63)
(Male)	28	2.01 ± 0.55 (1.09 – 3.18)	31	2.13 ± 0.75 (0.80 – 3.63)	33	2.26 ± 0.66 (1.37 – 3.56)	92	2.14 ± 0.66 (0.80 – 3.63)
(Female)	24	1.93 ± 0.47 (1.06 – 3.25)	23	1.98 ± 0.44 (1.08 – 2.87)	22	2.18 ± 0.57 (1.38 – 3.34)	69	2.03 ± 0.50 (1.06 – 3.34)

OCT, optical coherence tomography. Gingival crest to bone crest in OCT, Probing sulcus depth, Biologic width (mm), Probing sulcus depth was subtracted from the height from alveolar bone crest to gingival crest to determine the biologic width. There were no significant differences by tooth types and gender in the biologic width. *: Values of teeth where the bone structure was not depicted in the OCT image were excluded. * $P < .05$.

[A table from Kakizaki et al. Observation and determination of periodontal tissue profile using optical coherence tomography. J Periodontal Res: 2017, e-pub Oct 24⁵⁾. Journal of Periodontal Research © copyright (2018) John Wiley & Sons Ltd].

後にパソコン画面上で構築画像を自由に回転し、画像を切り出すことができるため、様々な方向および面から歯周組織の断層像を連続的に観察することが可能となり、より詳細な評価を行なうことができる。その臨床応用の可能性と効果は大きいものと考えられる。さらに、通常の OCT 像よりも 3 次元画像構築における OCT 像の方が、歯槽骨や各組織の識別が容易になる場合がある。

3.7 小帯や血管の評価

頬粘膜から歯槽部歯肉の間には襞があり、内部には線維が走行している。小児歯科の分野では上顎左右の中切歯の間が開く、正中離開の原因になるため、上顎前歯部の小帯（上唇小帯）を切離す場合がある。成人の歯周治療においても、主に下顎の小白歯の頬側にある小帯により清掃不良を引き起こしたり、歯肉退縮を引き起こすことがあり、歯周治療の上で切離が推奨される場合がある。その際に小帯の線維が歯槽部に入り込む部位を特定し、確実に切離することが小帯切除術で最も重要である。Fig.13 は小帯付着部の断層図を並べたものである。A は

Fig.11 3D OCT image of healthy gingiva. A. An oral photograph, B. A 3D OCT image from the yellow rectangle in the photograph.

歯冠側の小帯が付着していない部位を、D は根尖側の小帯の部位を表している。小帯の線維は粘膜下に走行しているため、肉眼では付着部がどこにあるかを判別不可能であるが、断層像を見ることにより、B の部位まで、線維が入り込んでいることがわかる。

また、口腔粘膜は皮膚と比較すると、やや透過性が高く、人によっては血管の走行が見える場合がある。OCT の断層像においては血管が明瞭に造影され、Fig.14 では毛細血管まで、断層像の中で判別可能であることがわかる。

4. OCT の優位点と今後の可能性

OCT は非侵襲的で、かつリアルタイム分析が可能であるという 2 点において、これまでの画像診断法と一線を画すものであり、簡便に歯肉の微細な内部構造を視覚化できる新しい診断機器である。歯肉に被覆されて見えない部分を視覚化でき、診断の大きな補助になる可能性を持っている。また、手術前後の組織変化を OCT 撮影により、客観的なデータとして残すことができる可能性もある。今後、術中のリアルタイムモニタリング装置として、治療の進行達成状況を確認したり、術後の組織の治癒における歯肉内部構造の変化を経時的に評価する手段としての応用が期待される。

歯周検査においては、術者の経験の多寡に関わりなく、容易に断層画像を得ることが可能であり、また患者にとっても現状や治療結果を視覚的に把握することができるなど、チェアサイドで有効活用できる、安全性の高い優れた診断機器である。しかしながら、光を使用するシステムであるが故の限界もあり、歯肉における光の透過の限界が存在するため、OCT 画像の深さ方向の限界が存在する。今後、歯科用 OCT の技術向上と、より高性能の臨床機の開発により、歯周病治療において非侵襲的で正確な検査診断法の一つとして確立され、患者および臨床家により多くの恩恵がもたらされることが期待される。

Fig.12 Observation of bone crest in 3D OCT sequential sectional image. 3D OCT image enables multiple observation of periodontium from any aspects and by any sections. The white arrows show bone crest at each sectional image.

Fig.13 OCT image of superior labial frenum. The series of photographs and corresponding OCT images at red lines in photographs. OCT images of “A” shows coronal side of frenum and “D” shows apical side of frenum. Plural round components with lower signal intensity, compared to the surrounding connective tissues were shown in yellow circles in B–D.

謝辞

OCT 撮影について御懇切なるご教示、ご示唆いただいた岡山大学の島田康史准教授、米国ワシントン大学の Alireza Sadr 先生、撮影にご協力いただいた東京医科歯科大学歯周病学分野 Lin Tai-Chen 先生、大杉勇人先生に心から感謝いたします。

利益相反の開示

利益相反なし。

参考文献

- 1) Records GW. Gum disease. In: Guinness world records. In: Mint publishers, incorporated, Editors GWR (ed.) New York, Mint publishers; 2001. p. 175.
- 2) 特定非営利活動法人 日本歯周病学会 編. 歯周治療の指針 2015. 日本歯周病学会. 2016
- 3) Smith LW, Suomi JD, Greene JC, Barbano JP. A study of intra-examiner variation in scoring oral hygiene status, gingival inflammation and epithelial attachment level. *J Periodontol*. 1970; 41: 671-674.
- 4) 青木 章, 坪川 正樹, 柿崎 翔, 林 泰誠, 水谷 幸嗣, 和泉 雄一. 歯科用 OCT の歯周治療への応用 (特集 新しい診断装置 OCT で歯科臨床は変わるか). *日歯理工会誌*. 2015; 34: 433-436.
- 5) Kakizaki S, Aoki A, Tsubokawa M, Lin T, Mizutani K, Koshy G, Sadr A, Oda S, Sumi Y, Izumi Y. Observation and determination of periodontal tissue profile using optical

Fig.14 OCT image of gingiva with blood vessel. A. A photograph of gingiva with many visible blood vessels. B. An OCT image of the gingiva at red line in “A”. Blood vessels were clearly distinguished within the connective tissues as round or oval components with lower signal intensity, compared to the surrounding connective tissues.

- coherence tomography. *J Periodontal Res*. 2018; 53: 188-199.
- 6) Hecht J. Complementary techniques enhance the power of OCT. *Laser Focus World*. 2011; 47: 74-78.
- 7) Haruna M. Optical coherence tomography. *The Journal of The Institute of Image Information and Television Engineers*. 2011; 65: 67-71.
- 8) Wu T, Sun S, Wang X, Zhang H, He C, Wang J, Gu X, Liu Y. Optimization of linear-wavenumber spectrometer for high-resolution spectral domain optical coherence tomography. *Opt Commun*. 2017; 405: 171-176.
- 9) Hariri I, Sadr A, Shimada Y, Tagami J, Sumi Y. Effects of structural orientation of enamel and dentine on light attenuation and local refractive index: An optical coherence tomography study. *J Dent*. 2012; 40: 387-396.
- 10) Meng Z, Yao XS, Yao H, Liang Y, Liu T, Li Y, Wang G, Lan S. Measurement of the refractive index of human teeth by optical coherence tomography. *J Biomed Opt*. 2009; 14: 034010.
- 11) Shimada Y, Sadr A, Nazari A, Nakagawa H, Otsuki M, Tagami J, Sumi Y. 3d evaluation of composite resin restoration at practical training using swept-source optical coherence tomography (SS-OCT). *Dent Mater J*. 2012; 31: 409-417.
- 12) Lee CK, Chi TT, Wu CT, Tsai MT, Chiang CP, Yang CC. Diagnosis of oral precancer with optical coherence tomography. *Biomed Opt Express*. 2012; 3: 1632-1646.
- 13) Guo X, Wu G, Wei H, Deng X, Yang H, Ji Y, He Y, Guo Z, Xie S, Zhong H, Zhao Q, Zhu Z. Quantification of glucose diffusion in human lung tissues by using fourier domain optical coherence tomography. *Photochem Photobiol*. 2012; 88: 311-316.
- 14) Huang D, Swanson EA, Lin CP, Schuman JS, Stinson WG, Chang W, Hee MR, Flotte T, Gregory K, Puliafito CA, et al. Optical coherence tomography. *Science*. 1991; 254: 1178-1181.

- 15) Colston BW Jr, Everett MJ, Da Silva LB, Otis LL, Stroeve P, Nathel H. Imaging of hard- and soft-tissue structure in the oral cavity by optical coherence tomography. *Appl Opt.* 1998; 37: 3582-3585.
- 16) Feldchtein F, Gelikonov V, Iksanov R, Gelikonov G, Kuranov R, Sergeev A, Gladkova N, Ourutina M, Reitze D, Warren J. In vivo OCT imaging of hard and soft tissue of the oral cavity. *Opt Express.* 1998; 3: 239-250.
- 17) 角 保徳, 西田 功, 鄭 昌鎬, 梅村 長生. 光干渉断層画像診断法の歯科臨床への応用 口腔用 OCT 機器開発と歯牙齦蝕への応用. *日歯医師会誌.* 2008; 60: 1210-1222, 1205.
- 18) Lee C, Darling CL, Fried D. Polarization-sensitive optical coherence tomographic imaging of artificial demineralization on exposed surfaces of tooth roots. *Dent Mater.* 2009; 25: 721-728.
- 19) Hsieh YS, Ho YC, Lee SY, Lu CW, Jiang CP, Chuang CC, Wang CY, Sun CW. Subgingival calculus imaging based on swept-source optical coherence tomography. *J Biomed Opt.* 2011; 16: 071409.
- 20) Kao MC, Lin CL, Kung CY, Huang YF, Kuo WC. Miniature endoscopic optical coherence tomography for calculus detection. *Appl Opt.* 2015; 54: 7419-7423.
- 21) Park JY, Chung JH, Lee JS, Kim HJ, Choi SH, Jung UW. Comparisons of the diagnostic accuracies of optical coherence tomography, micro-computed tomography, and histology in periodontal disease: An ex vivo study. *J Periodontal Implant Sci.* 2017; 47: 30-40.
- 22) Tsubokawa M, Aoki A, Kakizaki S, Taniguchi Y, Ejiri K, Mizutani K, Geena K, Akizuki T, Oda S, Sumi Y, Izumi Y. In vitro and clinical evaluation of optical coherence tomography for the detection of subgingival calculus and root cementum. *J Oral Sci.* 2018, e-pub May 24.
- 23) Lindskog S, Blomlof L, Hammarstrom L. Cellular colonization of denuded root surfaces in vivo: Cell morphology in dentin resorption and cementum repair. *J Clin Periodontol.* 1987; 14: 390-395.
- 24) Arzate H, Zeichner-David M, Mercado-Celis G. Cementum proteins: Role in cementogenesis, biomineralization, periodontium formation and regeneration. *Periodontol.* 2000. 2015; 67: 211-233.
- 25) Goncalves PF, Gurgel BC, Pimentel SP, Sallum EA, Sallum AW, Casati MZ, Nociti FH Jr. Effect of two different approaches for root decontamination on new cementum formation following guided tissue regeneration: A histomorphometric study in dogs. *J Periodontal Res.* 2006; 41: 535-540.
- 26) Wilson TG Jr, Carnio J, Schenk R, Myers G. Absence of histologic signs of chronic inflammation following closed subgingival scaling and root planing using the dental endoscope: Human biopsies—a pilot study. *J Periodontol.* 2008; 79: 2036-2041.
- 27) Young GR. Endoscopic periodontal debridement. *Dent Today.* 2013; 32: 122-125.
- 28) Krause F, Braun A, Jepsen S, Frentzen M. Detection of subgingival calculus with a novel led-based optical probe. *J Periodontol.* 2005; 76: 1202-1206.
- 29) Kasaj A, Moschos I, Rohrig B, Willershausen B. The effectiveness of a novel optical probe in subgingival calculus detection. *Int J Dent Hyg.* 2008; 6: 143-147.
- 30) Sculean A, Schwarz F, Berakdar M, Romanos GE, Arweiler NB, Becker J. Periodontal treatment with an er:Yag laser compared to ultrasonic instrumentation: A pilot study. *J Periodontol.* 2004; 75: 966-973.
- 31) Schwarz F, Bielting K, Venghaus S, Sculean A, Jepsen S, Becker J. Influence of fluorescence-controlled er:Yag laser radiation, the vector system and hand instruments on periodontally diseased root surfaces in vivo. *J Clin Periodontol.* 2006; 33: 200-208.
- 32) Shakibaie F, Walsh LJ. Laser fluorescence detection of subgingival calculus using the diagnodent classic versus periodontal probing. *Lasers Med Sci.* 2016; 31: 1621-1626.
- 33) Müller HP, Schaller N, Eger T, Heinecke A. Thickness of masticatory mucosa. *J Clin Periodontol.* 2000; 27: 431-436.
- 34) Egreja AMC, Kahn S, Barceleiro M, Bittencourt S. Relationship between the width of the zone of keratinized tissue and thickness of gingival tissue in the anterior maxilla. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2012; 32: 573-579.
- 35) Goasland GD, Robertson PB, Mahan CJ, Morrison WW, Olson JV. Thickness of facial gingiva. *J Periodontol.* 1977; 48: 768-771.
- 36) Eger T, Muller HP, Heinecke A. Ultrasonic determination of gingival thickness. Subject variation and influence of tooth type and clinical features. *J Clin Periodontol.* 1996; 23: 839-845.
- 37) Januario AL, Barriviera M, Duarte WR. Soft tissue cone-beam computed tomography: A novel method for the measurement of gingival tissue and the dimensions of the dentogingival unit. *J Esthet Restor Dent.* 2008; 20: 366-373; discussion 374.
- 38) Cao J, Hu WJ, Zhang H, Liu DG, Le D, Yang G, Chung KH. A novel technique for measurement of dentogingival tissue by cone beam computed tomography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol.* 2015; 119: e82-e87.
- 39) Gargiulo AW, Wentz FM, Orban B. Dimensions and relations of the dentogingival junction in humans. *J Periodontol.* 1961; 32: 261-267.
- 40) Fau IJ, Fau RL, Coslet JG. The “biologic width”—a concept in periodontics and restorative dentistry. *The Alpha Omegan.* 1977; 70: 62-65.
- 41) Newcomb GM. The relationship between the location of subgingival crown margins and gingival inflammation. *J Periodontol.* 1974; 45: 151-154.

著者紹介

坪川 正樹 (Masaki Tsubokawa)

2009 年東京医科歯科大学歯学部卒業, 2018 年同・大学院医歯学総合研究科歯周病学分野修了, 歯学博士取得, 東京医科歯科大学大学院医歯学総合研究科歯周病学分野非常勤講師. 博士 (歯学), 日本歯周病学会認定医, 日本レーザー歯学会専門医, Academy of Laser Dentistry (ALD, 米国) 認定医 (standard proficiency). 2011 年日本レーザー歯学会優秀発表賞, 2017 Academy of Laser Dentistry Student Scholarship 2nd Prize.

青木 章 (Akira Aoki)

1989年東京医科歯科大学歯学部卒業。
1989年同・歯学部歯科保存学第二講座
研修医。1991年同・医員。1996年同・
リサーチ・アソシエイト（日本学術振
興会研究員），歯学博士取得。1998年
同・助手。2000年同大学院医歯学総合

研究科生体硬組織再生学講座歯周病学分野助手に配置換え。2003-04年文部科学省在外研究員，カリフォルニア大学サンフランシスコ校客員助教。2007年東京医科歯科大学大学院歯周病学分野助教。2011年同・講師，2017年同・准教授（現在に至る）。博士（歯学），日本歯周病学会専門医・指導医，日本歯科保存学会専門医，日本レーザー歯学会専門医・指導医，Academy of Laser Dentistry（ALD，米国）認定医（standard proficiency），日本歯周病学会評議員，日本歯科保存学会評議員，日本レーザー歯学会代議員，日本レーザー医学会評議員，口腔病学会評議員，世界レーザー歯学連合（WFLD）Asian-Pacific Division Committee Member。

柿崎 翔 (Sho Kakizaki)

2013年東京医科歯科大学歯学部卒業，
2018年同・大学院医歯学総合研究科歯
周病学分野修了，歯学博士取得，東京
医科歯科大学大学院医歯学総合研究科
歯周病学分野非常勤講師。博士（歯学）。

水谷 幸嗣 (Koji Mizutani)

2002年東京医科歯科大学歯学部卒業，
2006年同・大学院医歯学総合研究科歯
周病学分野修了，歯学博士取得，2007
年東京医科歯科大学歯学部附属病院歯
周病外来医員，2010年ハーバード大学
医学部・ジョスリン糖尿病センター研

究員，2012年東京医科歯科大学大学院医歯学総合研究科歯周病学分野助教（現在に至る）。博士（歯学），日本歯周病学会専門医・指導医，日本レーザー歯学会専門医，日本歯科保存学会専門医，日本歯科保存学会評議員，日本レーザー歯学会代議員。

角 保徳 (Yasunori Sumi)

1981年東京医科歯科大学歯学部卒，
1985年名古屋大学大学院医学研究科修
了（医学博士），1986年名古屋大学医学
部助手，1990年同・講師，2004年国立
長寿医療センター先端医療部口腔機能
再建科医長，2014年歯科口腔先進医療

開発センター センター長 医学博士，日本老年歯科医学会理事・評議員・指導医・専門医，日本口腔外科学会専門医・指導医，Geriatrics and Gerontology International

Associate Editor，客員教授：岡山大学，徳島大学，松本歯科大学，鹿児島大学，岩手医科大学，非常勤講師：東京医科歯科大学，徳島大学，東京歯科大学，昭和大学，鶴見大学，松本歯科大学，朝日大学

和泉 雄一 (Yuichi Izumi)

1979年東京医科歯科大学歯学部卒業，
1983年同・大学院歯学研究科修了，歯
学博士取得，同・歯学部歯科保存学第
2講座助手，1987-89年ジュネーブ大学
医学部歯学科講師，1992年鹿児島大学
歯学部歯科保存学講座（2）助教授，

1999年同・教授，2003年同・歯学部附属病院副病院長，同・大学院医歯学総合研究科・歯周病態制御学分野教授，2004年同・医学部・歯学部附属病院病院長補佐，2007年東京医科歯科大学大学院医歯学総合研究科歯周病学分野教授，2008年同・歯学部附属病院病院長補佐，2018年同・名誉教授。博士（歯学），日本歯周病学会理事（前理事長），日本歯科保存学会理事，日本レーザー歯学会代議員，American Academy of Periodontology（AAP，International Member），American Society of Microbiology（ASM，Active Member），Asian Pacific Society of Periodontology（APSP，Treasurer），日本歯周病学会歯周病専門医・指導医，日本歯科保存学会専門医・指導医。