原著

ORIGINAL ARTICLE

KBr-FTIR法を用いたヒト歯・ウシ歯エナメル質の9 μ m帯における吸収特性比較

内園 岳志¹, 部谷 学¹, 粟津 邦男¹
砂田 和久², 吉川 一志², 井上 正義²
¹大阪大学大学院工学研究科自由電子レーザー研究施設
²大阪歯科大学歯科保存学講座

(平成16年9月10日受理, 平成16年11月29日掲載決定)

Comparisons of absorption properties in the 9- μ m-waveband between human and bovine dental enamels using a KBr-FTIR method

Takeyuki Uchizono¹, Manabu Heya¹, Kunio Awazu¹
Kazuhisa Sunada², Kazushi Yoshikawa², Masayoshi Inoue²
¹Institute of Free Electron Laser, Graduate School of Engineering, Osaka University
²The Department of Conservative Dentistry, Osaka Dental College

(Received September 10, 2004, Accepted November 29, 2004)

要 約

レーザー生体相互作用の認識には, 生体組織の吸収係数や反射率等の光学特性の絶対値評価が不可欠である。吸収係数はレーザー生体相互作用を特徴付ける重要な物理定数である。本稿では, 中赤外域におけるヒト歯とウシ歯エナメル質の光学特性を評価するため, KBr粉末とエナメル質粉末からなるペレットをフーリエ変換赤外分光光度計 (Fourier Transform Infrared Spectroscopy, FTIR) を用いて吸収係数スペクトルを評価する手法, KBr-FTIR法を提案した。KBr-FTIR法にてヒト歯エナメル質, ウシ歯エナメル質の光学特性を求めた結果, 最大吸収ピーク波長 (9.6 μ m) にてヒト歯エナメル質の吸収係数 (17324 $\pm$ 12% [cm⁻¹]) はウシ歯エナメル質のそれ (7701 $\pm$ 12% [cm⁻¹]) に比べて2倍程度大きいことが明らかとなった。このことから, ウシ歯はヒト歯の擬似モデル対象として幅広く研究に用いられているため, ヒト歯エナメル質およびウシ歯エナメル質間の吸収係数の差を考慮し, 臨床において使用されるレーザーパラメーターに注意を払う必要がある。

キーワード: 吸収係数, 絶対値評価, ヒト歯とウシ歯エナメル質, FTIR, KBr

Abstracts

For a proper understanding of the interactions of tissue with lasers, it is essential to absolutely estimate optical constants of hard dental tissue, such as absorption coefficient (μ_a) and reflectance (R). The absorption coefficient is an important physical constant that characterizes laser-tissue interactions. In order to estimate the absorption coefficients of human and bovine enamels in the mid-infrared (MIR) region, we have established a KBr-FTIR method in which a pellet consisting the powder mixture of KBr and dental enamel is spectroscopically observed by a Fourier Transform Infrared Spectroscopy (FTIR). The optical absorptions of human and bovine enamels were determined using the proposed KBr-FTIR method. The absorption coefficient for human enamel (17324 $\pm$ 12% [cm⁻¹]) was found to be about two times higher than that for bovine enamel (7701 $\pm$ 12% [cm⁻¹]) at the maximum absorption peak (=9.6 μ m). The bovine samples are widely used as a model substance of human samples. Therefore, we must consider the difference in absorption property between human and bovine enamels and pay careful attention to the laser parameters employed in clinical practice.

Key Words: Non-invasive treatment, Mid-infrared, Absorption coefficient, Human and bovine enamels, KBr-FTIR, CO₂ laser

¹〒573-0128 大阪府枚方市津田山手2-9-5
(2-9-5 Tsuda-Yamate, Hirakata, Osaka, 573-0128, Japan)
²〒540-0008 大阪府中央区大手前1-5-17
(1-5-17, Chuokuotemae, Osaka, 540-0008, Japan)
Corresponding author : uchizono@fel.eng.osaka-u.ac.jp

1. はじめに

レーザーの応用による歯硬組織(エナメル質, 象牙質)を対象とした治療において, 中赤外パルスレーザーは感染菌質の除去・窩洞形成(齲蝕治療)やエナメル質の耐酸性付与(齲蝕予防)を非接触かつ低侵襲に実施できる一手法として臨床現場で応用されている。両者ともに光熱的・光機械的なレーザー生体相互作用による硬組織の物理的・化学的・形態的变化を利用したものである。現在まで硬組織治療に関する基礎・臨床レベルの研究が精力的になされている¹⁻⁴⁾が, 健康組織への副作用に関する報告例も少なくない⁵⁻⁷⁾。その主要因の一つとして, 歯硬組織の光学特性における定量的な評価の不足が挙げられる。特に, 吸収係数(μ_a)はレーザーと生体との相互作用とを相関付ける重要な物理定数である。吸収係数の絶対値評価を行い, これを基に治療効果の科学的裏付け及び医療レーザー装置の高機能化を行い, 治療の安全性を確立することが緊急の課題となっている。また, 基礎実験においては, ヒト歯硬組織の擬似モデルサンプルとしてウシ歯サンプルを使用する機会が多い。したがって, 基礎研究成果を臨床で応用する上で, ヒト歯とウシ歯サンプルの光学特性の比較も重要となる。

生体組織の吸収係数評価手法として, ①光音響法, ②熱放射光計測, ③積分球(反射率測定), ④分光器等が用いられている⁸⁾。本稿では, 対象の吸収特性を吸収スペクトルとして測定できる分光器を用いる。①, ②, ③の手法は, 使用レーザー波長における光学情報しか得られないため, 対象の光学特性のデータベース化には不向きである。また, 分光器から求められる光学特性は, 常温・大気圧下における組織の光学特性となる。

本稿では, (1)吸収係数の絶対値評価手法(KBr-FTIR法)の確立, (2)人歯擬似モデルとしての牛歯サンプルの検証, (3)吸収特性の異なるヒト歯及びウシ歯エナメル質へのレーザー照射実験を行った。以下にこれらの実験概要について述べる。

(1)吸収係数の絶対値評価手法としてKBr-FTIR法を導入する。KBr-FTIR法とは歯硬組織の粉末試料と赤外透過窓材である臭化カリウム(KBr)とを混合したディスク状ペレットをフーリエ変換赤外分光光度計(Fourier Transform Infrared Spectroscopy; FTIR)を用いてスペクトル解析する方法である。この手法の検証のために比較実験として放射光温度計測手法(Pulsed-Photothermal Radiometry; PPTR)を用いた吸収係数評価も行う。ここでは, KBr-FTIR結果とPPTR結果とを比較し, 吸収係数の絶対値評価手法としてKBr-FTIR法を確立させる。

(2)KBr-FTIR法を用いてウシ歯エナメル質とヒト歯エナメル質の吸収係数を絶対値として導出する。そして, これらの相違を明らかにする。

(3)パルス幅100nsecのTEA-CO₂レーザーを用いて, 両者の吸収特性が照射効果(アブレーション・温度上昇)に及ぼす影響について調べる。ここでは, アブレーション量及び表面温度の照射エネルギー密度依存性に関する2通りの実験を行う。前者はエナメル質の表面改質(融解・

組成変化等)を伴う高温領域(1000℃以上)における実験, 後者はそれらを伴わない低温領域(500~800℃)における実験に相当する。2つの照射パワー領域において, ヒト歯とウシ歯エナメル質の吸収係数の相違が照射効果(アブレーション, 表面温度)に及ぼす影響について調べる。

2節では各実験の照射対象と方法について述べ, 3節では実験結果について, 4節では考察について述べる。最後に, 5節で本稿をまとめる。ここで, KBr-FTIR法によって求められる反射率について述べておく。KBr-FTIR法では, 各波長において吸収係数 μ_a と反射率 R が同時に計測できるが, 求められる反射率は空気/エナメル質境界面における反射率ではなく, KBr/エナメル質境界面における反射率であることに留意されたい。また, 本稿ではリン酸基の伸縮振動モード由来の吸収帯(9~10 μ m)に着目する。この波長域は炭酸ガスレーザーの発振帯と一致しており, レーザー歯科医療において重要な波長域である。

2. 対象と方法

測定対象:

(1)KBr-FTIR法: ヒト歯及びウシ歯の歯冠部エナメル質を粉碎し, 粒径25 μ m以下の粉末試料としたものを測定試料として用いた(Fig.1)。この粉末試料にKBr(透過波長域が0.23~40 μ mの光学結晶)を混ぜ合わせ, 加圧器にてディスク状に成形した。試料ペレットは直径13mm, 厚さ0.6mmであった。粉末エナメル質を作製する際, 象牙質が混入するのを防ぐため, エナメル象牙境までのエナメル質を研磨紙にて粉末状で採取した。尚, 本稿で用いた抜去されたヒト歯とウシ歯サンプルは大阪歯科大学保存学講座から提供されたものである。抜去は大白歯部であった。

(2)PPTR実験: 測定対象は(1)の実験と同様に歯冠部ウシ歯エナメル質であった。平板状(5mm×5mm×1mm)

Fig.1 Photograph of the powder sample of bovine enamel observed with an optical microscope. The size of the particles of the powder sample was less than ~25 μ m.

に加工し、粗表面における光散乱の影響を抑えるため、照射表面を表面粗さ $1\mu\text{m}$ 以下にまで鏡面研磨した。

(3)TEA-CO₂レーザー照射実験：アブレーション量・表面温度計測実験ともに照射対象はヒト歯及びウシ歯の歯冠部エナメル質を用いた。(2)の実験と同様に鏡面研磨した平板サンプルを用いた。

方法：

(1)KBr-FTIR法

KBr-FTIR法を用いて吸収係数を絶対値評価するためには、透過率(T)が粉末試料密度(C)に対して指数関数的に変化する密度領域で測定しなければならない。はじめに、 C - T 曲線(検量線)を求め、指数関数の関係にある C を導出し、その C において反射率、吸収係数の導出を行う。以下にこれらの工程の詳細を述べる。

検量線取得

試料ペレットの粉末試料密度(ペレット体積中の粉末試料重量) $C(\text{g}/\text{cm}^3)$ を $1.54 \times 10^{-4} \sim 0.315 \text{g}/\text{cm}^3$ 内で変化させ、赤外透過スペクトルをFTIR(Horiba, Japan, FT-520, 観測波長域 $2 \sim 14\mu\text{m}$, 測定面積 $400\mu\text{m} \times 400\mu\text{m}$, 波長分解能 4cm^{-1})を用いて測定した。エナメル質はリン酸基の伸縮振動モード由来の吸収帯を $9 \sim 10\mu\text{m}$ に有しており、その最大吸収ピーク波長 $9.65\mu\text{m}$ において透過率 T と粉末試料密度 C の検量線を作成した。粉末試料の不均一な拡絆による実験データのばらつきを低減させるため、ペレットごとに測定箇所を変えて20回測定し、その平均値を実験結果として評価した。また、FTIRの試料測定室内にシリカゲルを設置することで水による光吸収の影響を抑えた。

吸収係数の導出

吸収係数の絶対値評価には、式(1)のLambert Beer's lawを用いて、吸光度 $A(=\log(1/T))$ から吸収係数 μ_a を導出した⁹⁾。ここで、 ρ は硬組織の密度(g/cm^3)、 D はペレット厚さ(cm)である。 ρ はヒト歯とウシ歯ともに $2.97 \text{g}/\text{cm}^3$ を用いた¹⁰⁾。尚、式(1)中の粉末試料密度 C は前述の検量線において C と透過率 T が指数関係となる密度領域内にある。

$$\mu_a = \frac{\rho A}{0.434 CD} \quad (1)$$

反射率評価

KBr-FTIR法から測定される透過率 T (吸光度 A)は測定ペレットの光吸収の他に反射による影響を含んでいる。このことから、吸収係数の絶対値評価を行うには反射の影響を除く必要がある。KBr-FTIR法における反射率 R の定量方法は、粉末試料密度(C)に対する透過率(T)の変化を指数関数で近似することによって求めることができる。Fig.3を例に説明する(Fig.3の詳細な説明は3節に譲る)。透過率(T)変化を指数関数によって近似すると、指数関数の係数は1以下の数値をとる。1からこの係数を差し引いたものが反射率 R に相当する。Fig.3(a)では反射率は

0.197, Fig.3(b)では0.221となる。以上の手順を用いて、各波長に対する反射率 R を導出できる。吸収係数導出の際に、反射率の影響を除くには、FTIRによって測定される透過率 T を $T+R$ に置き換えて式(1)に代入すればよい。

(2)PPTR実験

KBr-FTIR法の吸収係数導出方法を検証するために、比較実験としてPPTR実験を行った。この手法は、高温の測定対象から放出される熱放射光のスペクトルを時間分解計測し、その温度・光学情報を得る手法である⁸⁾。レーザー照射によって誘起された高温領域は熱伝導によって冷却され、表面温度は指数関数的に減衰する。この減衰時間 τ_d が熱緩和時間 τ_{therm} に相当する。照射レーザーのパルス幅が対象の熱緩和時間よりも十分短い場合には、熱緩和時間 τ_{therm} は吸収係数 μ_a と熱拡散率 α によって記述できる(式2)。

$$\tau_{\text{therm}} = \frac{1}{4\alpha\mu_a^2} \quad (2)$$

ここで、人歯・牛歯エナメル質の α は $4.69 \times 10^{-3} \text{cm}^2/\text{sec}$ を用いた¹⁰⁾。減衰時間 τ_d は、温度低下領域の時間波形を指数関数で近似し、その時定数から求められる。この τ_d を式(2)の τ_{therm} に代入し、吸収係数 μ_a を絶対値として導出できる。

照射レーザーには、TEA-CO₂レーザー(パルス幅は100nsec、対象の熱緩和時間よりも十分短い)を用いた。照射パラメーターは、照射波長が $10.3\mu\text{m} \cdot 10.6\mu\text{m}$ 、照射エネルギー密度が $2 \text{J}/\text{cm}^2$ (硬組織改質の閾値以下のエネルギー密度)であった。放射光温度計には、ファイバー型放射温度計測器(東京精工, RPH-OA009MA, 測定可能範囲 $250 \sim 1200^\circ\text{C}$, 時間分解能 $10\mu\text{sec}$, 測定上限吸収係数 2000cm^{-1} 程度)を用いた。本実験配置図をFig.2に示す。照射回数は20回とし、その平均値を吸収係数として求めた。尚、 $10.3\mu\text{m} \cdot 10.6\mu\text{m}$ における吸収係数は、測定上限吸収係数 2000cm^{-1} 程度よりも小さく、測定可能である。一方で、波長 $9.6\mu\text{m}$ 近傍では吸収係数が極めて大きく、減衰時間 τ_d が放射光温度計の時間分解能以下となり測定できない。

(3)TEA-CO₂レーザー照射実験

アブレーション量測定

照射レーザーには、実験(2)同様にパルス幅100nsecのTEA-CO₂レーザーを使用した。照射パラメーターは、照射波長が $9.6\mu\text{m}$ 、エネルギー密度は硬組織改質の閾値以上である7, 13, 25, 35, 65, $104 \text{J}/\text{cm}^2$ であった。照射パルス数は100パルスであった。実験配置図は実験(2)と同じものを用いた(Fig.2)。レーザーアブレーションによる歯牙硬組織の掘削量の定量には、計量器(ザルトリウス(株), BP121S, 最大計測量: 120g , 最小計測量: 0.1mg)を用いた。照射前後の質量の減少を掘削量として評価した。ウシ歯とヒト歯エナメル質ともに同条件において3回の実験を行い、その平均値を測定結果とした。

Fig.2 Diagram of the experimental setup. A TEA-CO₂ beam was focused via a parabolic focusing mirror to the dental sample. A thermometer was used to measure the time history of the surface temperature of the irradiated sample. The laser parameters used are also tabulated. Exp. (2) and Exp. (3) denote the experiments for the μ_a measurement using a thermometer and for the estimation of dental ablation and surface temperature without ablation, respectively.

表面温度測定

アブレーション量測定と同様に、照射レーザーには TEA-CO₂レーザーを使用し、照射波長は9.6 μm であった。エネルギー密度は、硬組織改質の閾値以下である2J/cm²に設定した。レーザー照射を10回行い、表面温度の時間波形はそれらを平均して求めた。照射中の表面温度計測には、実験(2)で用いたファイバー型放射温度計測器を使用した。

3. 実験結果

(1) KBr-FTIR法

C-T検量線取得

Fig.3に波長9.65 μm における透過率(T)に対する試料密度(C)依存性を示す。Fig.3(a)にヒト歯エナメル質、Fig.3(b)に牛歯エナメル質における結果をそれぞれ示す。20回測定標準偏差は±12%程度であった。Fig.3(a)、(b)よりヒト歯とウシ歯エナメル質ともに $C=0.01\sim0.04\text{g}/\text{cm}^3$ において、試料密度 C に対し透過率 T が指数的に減少しており、Lambertの法則に従っていることが分かる。吸収係数の導出ではこの密度領域内における C を用いた。具体的には、ウシ歯エナメル質では $C=0.019\text{g}/\text{cm}^3$ 、ヒト歯エナメル質では $C=0.0098\text{g}/\text{cm}^3$ における透

Fig.3 Dependencies of the FT-IR transmittance (T) on the concentration (C) of the dental enamel in the powder sample for (a) human enamel and (b) bovine enamel at $\lambda=9.65\text{ }\mu\text{m}$. The solid lines show the fitted exponential curves. The coefficients of the equations shown in these figures correspond to $1-R$, where R is the reflectance.

過率 T を式(1)に代入し、吸収係数 μ_a を求めた。尚、透過率 T と吸光度 A の関係は $A=\log(1/T)$ である。測定された T には反射による影響が含まれているため、これを考慮する必要がある。これについては次に記述する。

反射率定量

2節で既述したように、反射率 R は C - T 曲線を指数関数で近似し、その近似式の係数より評価することができる(Fig.3)。例えば、波長9.65 μm ではヒト歯エナメル質では0.2、ウシ歯エナメル質では0.22程度である。これを波長ごとに評価することによって、反射率スペクトルが導出できる(Fig.4)。反射率が波長に強く依存していることが分かる。この反射率スペクトルを用いて、反射の影響を取り除いた吸収係数を導出できる。既述したように、反射率の影響を除外した透過率を求めるには、測定された透過率 T に反射率 R を加えた値を新たに T とすればよい。尚、反射率を考慮した吸収係数の導出は8.5~11.0 μm 帯にのみ適用したことを付記しておく。その他の波長域については光の反射の影響を含んだ吸収係数であり、吸収係数は常に過大評価となる。また、反射率の測定誤差は±16%程度であった。

吸収係数導出

KBr-FTIR法によるウシ歯とヒト歯エナメル質の吸収係数スペクトルをFig.5に示す。波長9~10 μm 近傍においてリン酸基の伸縮振動モード由来、6~7 μm 近傍に水

Fig.4 Reflectance spectra for human and bovine enamels.

Fig.5 Absorption spectra of human and bovine enamels. We considered the effects of the reflectance only when estimating the absorption properties from 8.5 μm to 11 μm .

やたんぱく質由来, 11.3 μm 近傍に炭酸基由来の吸収ピークがそれぞれ存在する. Fig.5より, ヒト歯エナメル質の吸収係数はウシ歯のそれよりも2倍程度大きいことが分かる. 中赤外域において最大吸収波長はリン酸基由来の9.7 μm 近傍であり, 吸収係数は, ヒト歯エナメル質では17324 cm^{-1} ($\pm 16\%$), ウシ歯エナメル質では7701 cm^{-1} ($\pm 16\%$)であった.

(2) PPTR実験

Fig.6に照射波長10.6 μm のTEA-CO₂レーザー照射による表面温度の時間変化の一例を示す. 急峻な温度上昇は電気ノイズに起因する. レーザー照射によって急速に加熱された照射領域は熱伝導によって冷却され, 数十 μsec 以降で表面温度は指数的に低下する. また, 温度上昇は500 $^{\circ}\text{C}$ 以下であり, 硬組織改質の閾値温度1000 $^{\circ}\text{C}$ よりも十分低く, この減衰時間から照射前のエナメル質の吸収係数として評価できる. その結果, ウシ歯エナメル質の吸収係数は波長10.3 μm で1537 cm^{-1} ($\pm 10\%$), 10.6 μm で1183 cm^{-1} ($\pm 10\%$)であった.

Fig.6 Typical temperature profile of the surface temperature observed with the thermometer. A rapid increase of the signal was due to electrical noises. The thick solid line shows the exponentially-fitted curve.

Fig.7 Mass removed from human and bovine samples by TEA-CO₂ laser irradiation as a function of the energy density.

(3) TEA-CO₂レーザー照射実験

アブレーション量測定

Fig.7にヒト歯とウシ歯エナメル質の掘削量における照射エネルギー密度依存性を示す. ヒト歯とウシ歯エナメル質ともに低エネルギー密度領域ではエネルギー密度の増加につれて掘削量も増加する一方, 高エネルギー密度領域においては掘削量が減少していく傾向が観測された. 高エネルギー密度領域においてはレーザー照射中にプルーム発生を観測した. プルームとは, アブレーションによる飛散物あるいはプラズマからなるジェット状の高密度領域である. また, 掘削量のエネルギー密度依存性において, ヒト歯とウシ歯エナメル質で顕著な差は観測されなかった. Fig.8に照射エネルギー密度25 J/cm^2 における照射後のヒト歯・ウシ歯エナメル質の吸収スペクトルを示す. レーザー照射によってヒト歯とウシ歯エナメル質ともに最大吸収ピーク波長が9.65 μm 付近から短波長側(9.4 μm 付近)にシフトしていることが分かる.

Fig.8 FTIR spectra of the human enamel before laser irradiation, and of the human and bovine enamels after laser irradiation. The laser energy density was 25 J/cm², resulting in the melting of dental hard tissue.

Fig.9 Temporal profiles of the surface temperature of human and bovine enamels during TEA-CO₂ laser irradiation. First intense peaks show the electrical noises from the TEA-CO₂ laser system.

照射表面温度計測

Fig.9にヒト歯・ウシ歯エナメル質の表面温度の時間変化を示す。観測された温度上昇は硬組織改質の閾値以下である500~800°C程度であった。同条件のレーザー照射による表面温度はヒト歯エナメル質(780°C)の方がウシ歯エナメル質(580°C)より高く、温度の減衰時間 τ_d においてはヒト歯サンプルの方が短いことが観測された。

4. 考察

(1) KBr-FTIR法の検証

KBr-FTIR法とPPTR法によって導出された吸収係数をTable.1に示す。T-test($n=20$, 有意水準: $\alpha=0.05$)によって統計的に評価した結果、波長10.3 μm では、 $P=0.7 > \alpha=0.05$, 波長10.6 μm では $P=0.73 > \alpha=0.05$ となり、危険度5%で統計的有意差が認められないことが分かった。このように、KBr-FTIR法が吸収係数の絶対値評価手法として妥当であることを実証することができた。

ここで、粉末粒径サイズによる影響について考察する。本稿でのKBr-FTIR法では、粉末試料の粒径は25 μm 以下であり、中赤外域の波長と同じオーダーである。このような測定条件下においても、粉末状サンプル(KBr-FTIR

Table.1 Absorption coefficients (μ_a) for KBr-FTIR and PPTR measurement at 10.3 μm and 10.6 μm . Experimental errors for the respective measurements were $\pm 16\%$ and $\pm 10\%$, respectively.

Wave-length [μm]	μ_a [cm^{-1}]		t-test ($n=20, \alpha=0.05$) P
	KBr-FTIR	PPTR	
10.3	1565	1537	0.71
10.6	1220	1183	0.21

Error = $\pm 16\%$ Error = $\pm 10\%$

Table.2 Comparison of absorption coefficients between human and bovine enamels obtained with the KBr-FTIR method.

Wave-length [μm]	Enamel μ_a [cm^{-1}]		Ratio Human/Bovine	t-test ($n=20, \alpha=0.05$) P
	Human	Bovine		
9.0	8210	3418	2.40	1.4×10^{-8}
9.3	11535	5541	2.08	1.6×10^{-10}
9.6	17324	7701	2.25	7.1×10^{-6}
10.3	2789	1383	2.02	3.1×10^{-6}
10.6	1848	1012	1.83	2.8×10^{-4}

(Experimental Errors $\pm 16\%$)

法)と平板状サンプル(PPTR法)の測定結果は一致しており、照射対象の幾何学的な形状は測定結果に影響しないことが推測される。これを確認するために我々は粒径100 μm の粉末試料との比較を行った。粒径100 μm の粉末試料は中赤外光の波長よりも十分大きく、中赤外光に対して平板状サンプルとして見なすことができる。この粒径100 μm の結果が25 μm 以下の今回の測定結果と10%以下の精度で一致することも確認しており、本稿では粒径サイズによる測定結果への影響を無視した。即ち、中赤外光に対して粒径25 μm 以下の粉末試料を平板状サンプルとして扱うことができる。

(2) ヒト歯擬似モデルとしてのウシ歯エナメル質の検証
Fig.5で示したように、ウシ歯とヒト歯のエナメル質の吸収スペクトルはリン酸基伸縮振動モード由来の吸収帯付近(9~10 μm)で顕著な相違が見られた。ここでは、統計的な手法を用いて両者の相違について考察する。各波長(9.0/9.3/9.6/10.3/10.6 μm)に対するウシ歯とヒト歯の吸収係数をTable.2に示す。Table.2より、すべての波長において P は0.05以下であり、ヒト歯とウシ歯エナメル質の吸収特性は危険率5%で統計的有意差が認められる。ヒト歯エナメル質はウシ歯エナメル質に比べて、吸収係数が2倍程度大きいことがわかる。これは、後述するFig.9の表面温度の測定結果と矛盾しない。

また、反射率ではヒト歯とウシ歯エナメル質に顕著な差は観測されなかった(Fig.4)。実際のレーザー照射では入射光は空気とエナメル質との境界で反射するため、

Fig.4の結果を直接レーザー照射の場合には適用できない。しかしながら、波長領域9.0~10.0 μm においては、空気/エナメル質境界面の反射率とKBr/エナメル質境界面の反射率の差は0.05~0.1程度と小さいため¹¹⁾、Fig.4の反射率スペクトルは同程度の精度で空気/エナメル質境界面における反射率として見なすことができる。このことから、ウシ歯エナメル質をヒト歯エナメル質の光学的な擬似モデルとして扱うには、ウシ歯エナメル質照射時のパワー密度をヒト歯サンプル照射時の約1/2にすることで、ヒト歯エナメル質と同等の照射効果を誘起できると考えられる。ただし、これは照射中に吸収特性が変化しない場合(低エネルギー照射時)にのみ成立する。硬組織アブレーションといった硬組織の改質(アパタイト融解・組成変化等)を伴う場合では、照射効果はウシ歯とヒト歯エナメル質の照射前の吸収特性の違いを反映しなくなる。

(3) TEA-CO₂レーザー照射実験

1. エナメル質アブレーションにおけるヒト歯とウシ歯エナメル質の違い

Fig.7より、プルームによる入射光の光遮蔽効果が顕著に起こる50J/cm²以上を除くと、人歯・牛歯エナメル質のアブレーション量に差異はなかった。これは、アパタイト融解(1000℃以上で起こる)を伴い、エナメル質アブレーションが誘起されることに起因している。アパタイト融解は硬組織を改質させ、吸収特性を変化させる。Fig.8に示したように、照射後のヒト歯とウシ歯エナメル質の最大吸収ピーク波長は9.4 μm 付近にシフトする。これは、レーザー照射後にエナメル質表面が改質されていることを示している。硬組織掘削はエナメル質改質を必ず伴う。そのため、掘削特性は照射前の吸収特性ではなく、改質エナメル質のそれに依存すると予測される。改質によって、ヒト歯とウシ歯の吸収特性の差異が縮小するため、ヒト歯とウシ歯エナメル質アブレーションのエネルギー密度依存性が一致したと考えられる。このように、硬組織改質を起こす照射パラメーター領域では照射効果が照射前のヒト歯・ウシ歯の光学特性の違いを反映しないことが明らかとなった。

2. 表面温度におけるヒト歯とウシ歯エナメル質の違い

Fig.9より、硬組織改質が起こらない低エネルギー密度領域(表面温度に換算すると800℃以下程度)では、表面温度上昇が吸収係数に比例するため、ヒト歯エナメル質とウシ歯エナメル質との吸収係数の違いが表面温度に反映することが明らかとなった。この比較的低い温度領域では歯牙硬組織の主成分であるアパタイト中の炭酸基を消失させたり¹²⁾、P₂O₇⁴⁻を生成させることができる¹³⁾。これらは、歯質の耐酸性を向上させ、齲蝕予防として有効であることが知られている¹⁴⁾。これらの相互作用を誘起する場合、照射前のウシ歯とヒト歯エナメル質の光学特性の違いが照射効果に反映する。そのため、ウシ歯サンプルを用いた基礎実験結果を臨床に応用する際には、吸収係数の違いを考慮し、照射パラメーターを設定する必要がある。尚、Fig.9において、ヒト歯とウシ歯エナメル質

の最大表面温度はそれぞれ780℃、580℃程度であり、その比は1.4程度であり、吸収係数の違いよりも小さかった。これは、今回用いた放射光温度計の時間分解能(10 μsec)が温度変化の時間スケールよりも遅いため、実際の表面温度が計測されていないことが要因だと考えられる。

5. 結論

レーザー歯科治療の安全性・確実性を確立するため、エナメル質の吸収係数の絶対値評価を行った。吸収係数の絶対値評価手法としてKBr-FTIR法を導入した。その結果、ウシ歯エナメル質とヒト歯エナメル質との吸収係数には有意差が認められ、ヒト歯サンプルがウシ歯サンプルよりも2倍程度吸収係数が高いことが分かった。ウシ歯サンプルはヒト歯のモデルサンプルとして基礎実験に広く用いられているため、基礎研究結果を臨床に応用する際には照射パラメーターの検討が必要となる。

また、ヒト歯とウシ歯エナメル質の吸収係数の違いが、レーザー照射効果にどのような影響を及ぼすかを調べるために、エナメル質の改質あり、改質なしのエネルギー密度領域においてレーザー照射実験を行った。エナメル質改質を伴う高エネルギー密度領域(2J/cm²以上)では、吸収係数の相違は掘削量に影響しないことが分かった。一方、エナメル質改質が起こらない低エネルギー密度領域(2J/cm²以下)では吸収係数の違いを反映した温度上昇の変化を観測した。このように、改質の有無によって照射前の両者の吸収特性の違いが照射効果に与える影響は異なることが明らかとなった。

今後は、象牙質・セメント質についてKBr-FTIR法を用いて同様な評価を行い、我々が今までに実験的に求めたウシ歯象牙質表面改質の照射パラメーター依存性¹⁵⁾において、照射対象がヒト歯サンプルに変わった場合に考慮すべき事項について検討を行う予定である。

参考文献

- 1) H. A. Wigdor, J. T. Walsh Jr, J. D. B. Featherstone, et al.: Lasers in Dentistry, Lasers in Surgery and Medicine, 16: 103-133, 1995.
- 2) M. H. Niemz: Laser-Tissue Interactions, 149-150, Springer, 1996.
- 3) D. R. Vij and K. Mahesh: Medical Application of Lasers, 289-290, Kluwer Academic Publishers, 2002.
- 4) 荻野誠司, 栗津邦男, 富増多喜夫: 象牙質に対する自由電子レーザー (FEL) の照射効果, 日本レーザー医学会誌, 7(1): 67-71, 1996.
- 5) Y. Launary, S. Mordon, A. Cornil, et al.: Thermal Effects of Lasers on Dental Tissues, Lasers in Surgery and Medicine, 7: 473-477, 1987.
- 6) J. Melcer, M. T. Chanmette and F. Melcer: Dental Pulp Exposed to the CO₂ Laser Beam, Lasers in Surgery and Medicine, 7: 347-352, 1987.
- 7) P. M. Khosrovi, M. A. Pogrel, H. E. Goodis, et al.: Thermal Effects of the Carbon Dioxide Laser on Dentin, Lasers in the Life Sciences, 4: 179-189, 1991.
- 8) A. J. Welch and M. J. C. van Gemert: Optical-Thermal Response of Laser-Irradiated Tissue, 251-270, Plenum Publishing Corporation, 1995.

- 9) 尾崎幸洋, 岩橋秀夫: 生体分子光学入門, 6-7, 共立出版株式会社, 1992.
- 10) R. S. Mainly, H. C. Hodge, and L. E. Ange: Density and Refractive Index Studies of Dental Hard Tissues II Density Distribution Curves, Journal of Dental Research, 18: 203-211, 1939.
- 11) フレネルの反射則($R = \{(n_1 - n_2)^2 + k^2\} / \{(n_1 + n_2)^2 + k^2\}$)において, n_1 を空気(1.0)あるいはKBr(1.53)とおくことによって, 空気/エナメル質境界面とKBr/エナメル質境界面の反射率を比較できる. ここで, n_2 はエナメル質の屈折率, k は消衰係数であり, $k = (\lambda / 4\pi) \mu_a$ で表される. λ は波長, μ_a は吸収係数である. 9.0-10.0 μm 帯では n_2 は0.5-2, k は0.5-2の値をとる. 両者を比較した結果, その差は0.05~0.1程度と小さかった.
- 12) J. D. B. Featherstone, N. A. Barrett-Vespe, D. Fried, et al.: CO₂ Laser Inhibition of Artificial Caries-like Lesion Progression in Dental Enamel, Journal of Dental Research, 77: 1397-1403, 1998.
- 13) J. C. Elliott: Structure and Chemistry of the Apatites and Other Calcium Orthophosphates, 29-30, ELSEVIER, 1994.
- 14) H. A. Wigdor and J. T. Walsh Jr.: Histologic Analysis of the Effect on Dental Pulp of a 9.6- μm CO₂ Laser, Lasers in Surgery and Medicine, 30: 261-266, 2002.
- 15) M. Heya, S. Sano, Y. Takagi, et al.: Wavelength and Average Power Density Dependency of the Surface Modification of Root Dentin Using an MIR-FEL, Lasers in Surgery and Medicine, 32: 349-358, 2003.

著者紹介

内園 岳志 (Takeyuki Uchizono)

1980年1月11日生まれ。2004年大阪大学大学院工学研究科電子情報エネルギー工学専攻前期過程修了。現在, 大阪大学大学院工学研究科自由電子レーザー研究施設にて, 医用・バイオ応用における中赤外レーザーと生体組織との相互作用に関する研究を行っている。

部谷 学 (Manabu Heya)

1971年11月2日生まれ。1999年大阪大学大学院工学研究科電気工学専攻後期過程修了。工学博士。2000年大阪大学レーザー核融合研究センター・非常勤研究員。2001年より大阪大学大学院工学研究科自由電子レーザー研究施設にて, 医用・バイオ応用における中赤外レーザーと生体との相互作用に関する研究に従事。レーザー学会, 応用物理学会, SPIE学会。

粟津 邦男 (Kunio Awazu)

1958年11月10日生まれ。1984年3月神戸大学大学院工学研究科システム工学専攻修了。1984年4月住友電気工業株式会社研究開発部門ME研究室研究員。1993年6月テキサス州立大学MDアンダーソン癌研究所客員研究員。1995年9月自由電子レーザー研究所(通産省系第3セクター研究所)主任研究員。1998年同上 超分子工学研究部部長。2000年5月大阪大学大学院教授。工学博士, 医学博士。専門分野は光生体工学・システム工学。研究テーマはレーザーによる生体反応。所属学会はレーザー学会・SPIE・日本ME学会・日本レーザー医学会・日本レーザー歯学会など。2003年レーザー医学会総会賞受賞。

砂田和久 (Kazuhisa Sunada)

1976年7月14日生まれ。2001年朝日大学学部卒業, 歯科医師免許取得。2001年より大阪歯科大学大学院歯学研究科にて歯科保存学を専攻し, 現在は歯科用レーザーの研究, 開発と大阪大学大学院工学研究科自由電子レーザー研究施設との歯科用レーザーの共同研究を行っている。また大阪歯科大学附属病院にて歯科用レーザーの臨床応用を行っている。

吉川一志 (Kazushi Yoshikawa)

1967年7月27日生まれ。1996年大阪歯科大学にて博士課程終了。現在, 大阪歯科大学歯科保存学講座助手として, 大阪歯科大学歯科保存学講座, 大阪歯科大学大学院にて歯科用レーザーの研究, 開発と歯科用レーザーに関する学生教育に携わり, 大阪大学大学院工学研究科自由電子レーザー研究施設との歯科用レーザーの共同研究を行っている。また大阪歯科大学附属病院にて歯科用レーザーの臨床応用を行っている。

井上正義 (Masayoshi Inoue)

1938年1月19日生まれ。1974年大阪歯科大学にて歯学博士の学位を受領。1996年大阪歯科大学歯科保存学講座教授, 1997年日本歯科保存学会保存治療指導医に就任。現在, 大阪歯科大学歯科保存学講座, 大阪歯科大学大学院にて歯科用レーザーの研究, 開発と歯科用レーザーに関する学生教育に携わり, 大阪大学大学院工学研究科自由電子レーザー研究施設との歯科用レーザーの共同研究を行っている。また大阪歯科大学附属病院にて歯科用レーザーの臨床応用を行っている。