

赤外自由電子レーザーと歯



部 谷 学*

Infrared free electron laser and tooth

Key Words : tooth dentine and enamel, surface modification, non-invasive, infra-red light, ultrafast imaging

1. はじめに

自分は現在、自由電子レーザーという巨大な装置を用いて歯の象牙質をエナメル質代替材料に改質させるメカニズムについて研究している。目的は低侵襲な光(低フォトンエネルギー)を使って歯の表面を再結晶化し、象牙質をエナメル質代替材料に改質し、虫歯予防の治療法として確立させることである(図1)。「夢はバラ色」というタイトルで執筆をさせていただく訳だが、夢を語る前にまずこのメカニズムについて少しお話ししたいと思う。

トルがあり、電子転移・分子振動等に依存したスペクトル形状をとる。電子転移は高フォトンエネルギー領域である紫外・可視光に、分子振動は低フォトンエネルギー領域の中赤外・遠赤外光による。ここで低フォトンエネルギーの光子による「低侵襲」な相互作用が鍵となる。即ち、中赤外光を用いた分子の伸縮振動モードの励起による歯の表面改質である。

象牙質・エナメル質の主成分はハイドロキシアパタイト【Ca₁₀(PO₄)₆(OH)₂】(HAp)である。中赤外領域において注目すべきはリン酸基の伸縮振動モードである。Pが多く低結晶性の象牙質とPが少なく高結晶性のエナメル質ではリン酸基による吸収ピーク波長が異なる。象牙質は約9.6ミクロン付近、エナメル質は約8.4ミクロン付近。つまり、9.6ミクロン付近の中赤外光によって象牙質中に豊富なリン酸基を選択的に励起できる。結晶構造という観点から見れば、象牙質中には一部のPO₄イオンの位置にCO₃が、Caの位置にはNaが不純物として配位している。また、一部のPO₄イオンが格子間分子として存在している。象牙質はよりアモルファスに近い結晶構造を有しておりエナメル質と比べ脆く酸に溶けやすい。虫歯は口の中の細菌が排出する酸によって歯表面が溶けることから引き起こされる。虫歯予防から考えると象牙質よりもエナメル質の方が虫歯にはなりにくい。通常は象牙質はエナメル質に覆われており、エナメル質が酸の攻撃から我々の歯を守ってくれている。なんらかの原因によって露出した象牙質を歯内部の組織に損傷を与えることなく表面のみを再びエナメル質代替材料に改質できれば目標達成。

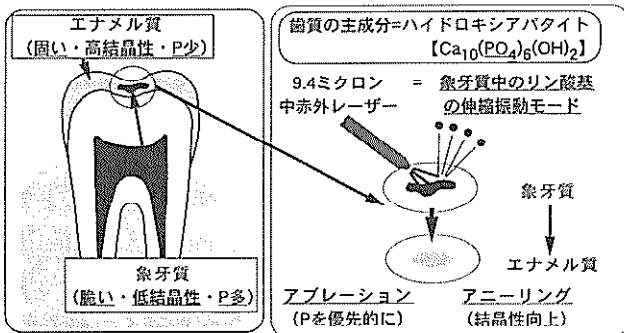


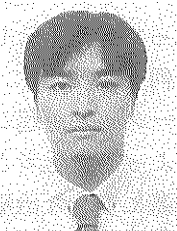
図1 中赤外レーザーで歯の象牙質をエナメル質に。

2. これまでの研究成果

ご存じの通りすべての物質には固有の吸収スペク

これまでの研究成果を概説する。9.4ミクロンの自由電子レーザーを使って象牙質からエナメル質代替材料への表面改質を試みた。自由電子レーザーは二重のパルス構造を持つ(パルス幅数ピコ秒のミク

*Manabu HEYA
 1971年11月2日生
 1999年大阪大学大学院工学研究科電気工学専攻博士後期課程修了
 現在、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・光子量子プロセス工学講座、助手、博士(工学)、レーザー医用工学・赤外計測工学
 TEL 072-897-6415
 FAX 072-897-6419
 E-Mail heyam@fel.eng.osaka-u.ac.jp



ロパルスとパルス幅数十マイクロ秒のマクロパルス)。繰り返し周波数22メガヘルツのマイクロパルスが300個程度の1パルス群(1マクロパルス)を構成し、それが10ヘルツで発振している。ここでは1マイクロパルスによる効果と高繰り返しによる効果に注目する。

結論から言うと照射後の象牙質の表面はエナメル質に改質したのである!!!! 照射後のサンプルの吸収スペクトル分析・元素分析・X線回折分析・形態変化の全てがこれを支持している。説明はこうである。象牙質中のリン酸基の伸縮振動モードを励起することによって象牙質中の格子間中にある結合エネルギーの低いリン酸基が選択的にアブレーションされ、元素比でみるとエナメル質に近づく(1マイクロパルス効果)。と同時に、歯質は熱伝導率が低いため高繰り返し照射によって照射部付近に1マクロパルス中に熱が蓄積する(高繰り返し効果)。局所的に高温まで熱せられた照射部は0.1秒後の次のマクロパルスが来る前、あるいは照射後に自然冷却される。この時に再結晶化(焼なまし・アニーリング)が起こり、結晶性の低い象牙質からより結晶性の高いエナメル質に変化した。即ち、リン酸イオンの優先的なアブレーションと熱蓄積・冷却によるアニーリングが同時に起こった... という訳である。

では、本当に優先的にリンのアブレーションが起こったのか? もしそうだとすれば9.6ミクロン付近の中赤外レーザーで熱蓄積なく照射し続ければPが極端に少ない象牙質が生成されるはずである。また、系全体にエネルギーを注入する通常の金属等の焼なましとはどう違うのか? 通常のアニーリングによる象牙質の再結晶化には1000度以上の高温が要求される。局所的にその温度まで達したのか? もしくはそれ以下の温度で再結晶化が引き起こされたのか? これらの疑問に対してそれらしい答えは未だ得られておらず、すべき事はまだまだ多い。

3. 夢物語

ここから夢物語のはじまりである。幸いにして我々は高輝度の中赤外光を発生する自由電子レーザー(Free Electron Laser; FEL)という強力な装置を持っている。しかも、FELは発振波長を連続的に任意に選ぶことができる。また、FELの繰り返し周波数を制御することにより、熱の蓄積量をも制御可能なパラメーターとして扱える。この熱制御という手法は生体組織を対象とする研究にとって極めて

本質的な問題である。理由は既に述べたとおり、「低侵襲」というキーワードに言い尽くされる。

話を本題に戻そう。さて、後は何を使って観測するかである。観測すべきは照射中の時間分解した温度と吸収スペクトルであろう。改質過程はピコ秒～ナノ秒～マイクロ秒～ミリ秒～秒の時間領域にまたがっており、それらの時間領域に相当する計測器が必要となる。特にピコ秒スケールにおける中赤外光の時間分解計測が技術的に最も困難である。中赤外領域において超高速の時間情報を直接時間分解計測した例は数少ない。具体的に言うと、低フォトンエネルギーの中赤外光を高フォトンエネルギーの高調波に変換した後、ストリークカメラや自己相関法によって検出する。

ストリークカメラに話を絞ることにする。ここでのポイントは物理メカニズムの情報を保持させたままフォトカソードで光電子を作れるかどうかにかかっている。既存のフォトカソードでは近赤外(1ミクロン程度)以下の光の検出に限られている。これに変わる画期的な手法としてフォトカソードにリュードベルグ原子を用いる手法が既に提案され、実験室レベルで活用されている。原理はいたって簡単。従来の固体ではなくアルカリ金属元素(例えばRb, Cs)の希ガスをフォトカソードの材料として用いる。このままでは希ガスから光電子を取り出すには高いフォトンエネルギーの光が必要となってしまう。そこで、既存レーザーで希ガスをリュードベルグ状態にまで予め励起する。半導体に不純物をドーブして内部遷移準位をつくるかのごとく、後はその準位に相当するフォトンエネルギー以上の光がやってくれば外殻電子は自由空間にはじきだされ、ストリーク管によって時間掃引され、時間分解データが得られる。これに加え、希ガスの圧力とそれに印可する電界によってリュードベルグ準位を任意に設定でき、観測波長領域を可変にすることができる。

この手法を用いて幅広い物性・化学領域の研究がなされてきた。自分はこの手法をレーザー医用分野に持ち込み、歯と中赤外光との相互作用を直接観測しそのメカニズムを解明したいと思っている。そして、上記の様な現象を起こすには「何度必要です。」あるいは「何W/cm²でPのアブレーションが起こります。」と言い切りたい。これによって歯医者さんの職人芸ではなく定量的な数値を基に安全な治療が可能となる... かも。

4. 最 後 に

とにかく数値的な根拠(勿論限界はあるけども...)を基に新たな診断法・治療法を提案・実現させていくことが自分の夢である。それがバラ色かどうかは現時点ではわからない。数年後・数十年後に自分が

振り返って何色だったのか判断することになる気がする。現時点で言えることは自分にとってバラ色になるように精一杯努力するのみだ。

最後に本原稿を執筆させて頂く機会を与えて下さった生産技術振興協会の皆様に感謝の意を表します。

