

論文の内容の要旨

氏名：笹本 祐馬

博士の専攻分野の名称：博士（歯学）

論文題名：Dependence of Pit Formation in Hard Tissue of Human Teeth on Free Electron Laser Pulse Structures

（ヒト歯硬組織における Pit 形成の自由電子レーザーパルス構造依存性）

レーザーは従来の光源とは異なり、単色性、指向性、集束性および干渉性など優れた特性を有している。市販のレーザー機器で発生する光は波長が一定に限られるため、自由電子レーザー（Free Electron Laser: FEL）に着目した。加速器で発生する高エネルギー電子ビームを利用する FEL は遠赤外から軟 X 線領域までの波長が利用できる。FEL の電子ビームは特徴的なマイクロパルス構造を有したマクロパルスから構成される。FEL を用いた歯科分野でのレーザー波長依存性の探索などの研究は、日本大学量子科学研究所電子線利用施設（Laboratory for Electron Beam Research and Application: LEBRA）にて行われてきた。LEBRA では加速器および FEL の高度利用化を進めており、従来は生成できなかった高電流の電子ビーム運転 mode の FEL 照射が可能になっている。本研究は、以前より運用されている Full-bunch mode (Fm)、および新たに運用されるようになった Burst mode (Bm) の LEBRA-FEL をヒト歯の硬組織に照射して Pit 形成を行った。本研究の目的は、ビーム電流とパルス構造が異なる 2 つの mode の FEL を照射した場合に形成された Pit にはどのような違いが生じるか、さらに、エナメル質、エナメル象牙境、外套象牙質および髄周象牙質の組織構造によって、どのような違いが生じるかを明らかにすることである。

咬頭が未咬耗で、歯根が完成したヒト第三大臼歯が使用された（日本大学倫理審査委員会承認番号: EC22-17-015-1）。歯は頬舌側軸と平行な長軸方向に 0.5 mm 厚で切断され、切片は砥石にて粒度 #3,000 まで研磨し、最終研磨は試料台と平行になるように作製された。使用した LEBRA の電子線形加速器は、直流電子銃に半値幅 600 ps の高速グリッドパルサーを内蔵することで、Fm 運転に加え、Bm 運転も可能にしている。本研究では、Fm および Bm ともに電子ビームがエネルギー約 80 MeV、繰り返し周波数 2.0 Hz、マクロパルス幅約 20 μ s、そしてマクロパルスに含まれるマイクロパルスのパルス幅約 1 ps とし、Fm ではビーム電流 200 mA、Bm では 10 倍高い強度の 2 A でアンジュレーターを通過させ LEBRA-FEL が生成された。これから得られた LEBRA-FEL のマイクロパルス構造は両モードともに数百フェムト秒のパルス幅であった。また、Fm のマイクロパルス間隔は 350 ps であり、Bm では 22.4 ns であった。本研究では、電子ビーム発生時に Bm では Fm と比べ、マイクロパルス間隔が 64 分周で間引かれる。そのため、今回利用した LEBRA-FEL のマイクロパルス間隔は Bm の方が 64 倍広がっている。各 mode の LEBRA-FEL の照射波長は歯科臨床で頻用される Er:YAG レーザーと同じ波長 2.94 μ m になるように調整された。また、1 マクロパルス当たりのエネルギー量は偏光板を FEL 光軸に挿入することで 6.0 mJ に統一された。照射回数は両 mode とも 1 回および 5 回照射して照射回数による違いを比較した。FEL 照射後は、実体顕微鏡にて Pit 内および Pit 周囲の焦げ跡をスルーフォーカス法で観察し、また、表面形状測定が可能な白色干渉計搭載レーザー顕微鏡にて、Pit の深さおよび Pit 周囲の隆起高さなど Pit 形状の測定が行われた。予備実験にて 15 本の歯から作成した切片 60 枚に FEL 照射を実施し、条件を設定後、その FEL 照射条件が正確に反映された 1 例が示された。

LEBRA-FEL 照射を受けたヒト歯のエナメル質および象牙質には、モードや照射回数に関係なく、照射面に歯科用 Er:YAG レーザーで発生することのある焦げ跡は実体顕微鏡下で確認できなかった。Pit の直径はマクロパルスの照射回数に関係なく、Fm で約 150 μ m、Bm で約 100 μ m であった。Pit 形状はいずれもレーザー顕微鏡の観察から円錐形を呈した。1 回照射において、エナメル質および外套象牙質では、Pit 深さは Bm の方が Fm に比べ若干深く、他の部位では Fm の方が Bm よりも深かった。5 回照射の場合、どの部位でも Fm の方が Bm よりも Pit が深かった。FEL を照射したエナメル質と象牙質ともに Pit 辺縁に隆起が認められた。Fm では照射回数が増えるに従い、外套象牙質および髄周象牙質において Pit 辺縁の隆起は高くなる傾向があったが、エナメル質およびエナメル象牙境では低くなった。一方、Bm では歯の部位また照射回数に関係なく Pit 辺縁の隆起の高さに差は認められず、Fm よりも隆起が低かった。

一般的に、マイクロパルスあたりのピーク強度は Bm の方が Fm よりも高く、マクロパルスあたりの平均強度は Fm の方が Bm よりも高いが、本研究では偏光板を FEL 光軸に挿入し、マクロパルスあたりの強度は均一化されていた。Fm は Bm よりもマイクロパルス間隔が短い。以上の要因によってマイクロパルス間隔の短

い Fm の方がより強いアブレーションが形成されたと考えられた。レーザー光が吸収される部分には熱が発生するために熱緩和時間より短いパルス幅のレーザーを歯に照射すると、Pit 周囲に熱によって溶けた歯硬組織が蓄積され、Pit 辺縁に隆起が形成されたと考えられた。よって、Bm において、歯のどの部位を照射しても Pit 辺縁の隆起高さにほとんど変化がなく、Fm よりも隆起が低かった原因としては、Bm ではマイクロパルス数が Fm に比べ $1/64$ と少なく、その分、マイクロパルス間隔が広いから、歯硬組織に熱が蓄積しにくい状態でアブレーションが進んだことが原因と推測される。波長 $2.94\ \mu\text{m}$ における水の熱緩和時間は約 $1\ \mu\text{s}$ と言われていることから、LEBRA-FEL のパルス幅が $10\ \mu\text{s}$ 以上ある Fm も Bm も歯硬組織内での温度が高くなるが、本研究で用いた LEBRA-FEL のマイクロパルス幅は Fm および Bm 共に数 100 フェムト秒のパルス幅を有しており、パルス幅が水の熱緩和時間よりも圧倒的に短いため熱の蓄積が抑えられている。仮に Fm および Bm のマイクロパルス約 $10\ \mu\text{s}$ 内のマイクロパルスで温度上昇が発生したとしても、次のマイクロパルスまでの時間間隔が $500\ \text{ms}$ あるため、温度は十分下がる事が可能であろう。Fm および Bm 共に放射エネルギー量が 1 マイクロパルス当たり、 $\text{sub-TW (sub-tera-watt)} \sim \text{TW (tera-watt)} / \text{cm}^2$ オーダーであることから、歯硬組織にプラズマ蒸散が起こったと考えられる。つまり、歯硬組織に熱伝導が起こる前に歯硬組織がプラズマ蒸散することで、注水がなくとも照射部位に焦げ跡が見られない Pit 形成が可能であったと考えられる。

以上の結果から、LEBRA-FEL の Fm および Bm の歯硬組織へ照射によって形成された Pit は深さ、辺縁隆起の高さに違いがみられた。この要因はマイクロパルス構造内のマイクロパルス間隔の違いによることが明らかとなった。照射された歯硬組織にプラズマ蒸散が起こったため、熱伝導が起こる前に歯質がアブレーションされ、注水下でなくとも焦げ跡をつけることなく Pit が形成されたと考えられる。パルス構造がフェムト秒のマイクロパルス幅を持つ高出力マイクロパルスは歯科用レーザーとして有用であることが示された。特に Bm は、そのマイクロパルス構造により歯の部位に関わらず、Pit 辺縁隆起が大きくなる特徴や、熱の蓄積が少ないことから、今後の歯科臨床応用に期待できると示された。