

歯科レーザー治療器の最先端



企業レポート

岡上 吉秀*

Latest Developments in Dental Laser Treatment

Key Words : laser, dental, Er : YAG

1. はじめに

当社は、歯科用の医療機器を製造販売しているが、近年歯科医療に革新的な装置を開発したので、その内容について紹介する。

歯科用レーザーとはどんなものか？ という問いに答えようとする場合、レーザーを用いてどのような治療を行なうのかによって答えは全く異なってくる。(1) (2)

一般の人が歯科治療から連想するイメージは歯を切削するドリルの不快な音や治療による痛みであるが、このような硬組織を対象にしたレーザーと一般医療の外科分野で使用されている軟組織を対象にしたものは全く別物と言える。

レーザーは波長が単波長である性質は知られているが、その波長こそが生体との相互作用を決定づける大きな部分を占めることは歯科臨床の現場でも認識されていないことが多い。

2. 歯科用レーザーの現状

現在でも最もポピュラーな炭酸ガスレーザー（波長 $10.6 \mu\text{m}$ ）、Nd:YAGレーザー（波長 $1.06 \mu\text{m}$ ）はその発振の効率の高さから工業用途が先行して、その熱作用が生体軟組織の凝固、止血、蒸散、切開に有効であることから、一般医療の外科分野でレ

ザーメスとして普及してきた。(3)

歯科用のレーザーの開発の歴史も、一般医科用のレーザーのそれと同じく、最初にレーザーありきで、その用途開発が行なわれた。歯科の場合は対象が歯牙そのものの硬組織に向くのは当然であるが、歯牙組織の構成成分であるアパタイトの蒸散温度は非常に高く、アパタイトそのものが蒸散するようなエネルギーを照射すれば、歯牙そのものや、近傍組織(図1)に大きな熱的な影響を及ぼすことになる。そのような理由から、硬組織用のレーザーは実用化が遅れていた。一方、軟組織に対しては歯科以外の一般外科の延長として、歯科、特に口腔外科に於いて、レーザーメスとして使用されてきた。なかでも炭酸ガスレーザーとNd:YAGレーザーは一般外科での使用実績が長いため、臨床治験を行うことなく、医療機器としての薬事承認が得られることから、軟組織対象の歯科用レーザーとして普及してきた。

このようにシーズ志向から研究が進められた歯科用レーザーも、約10年前から臨床現場の硬組織切

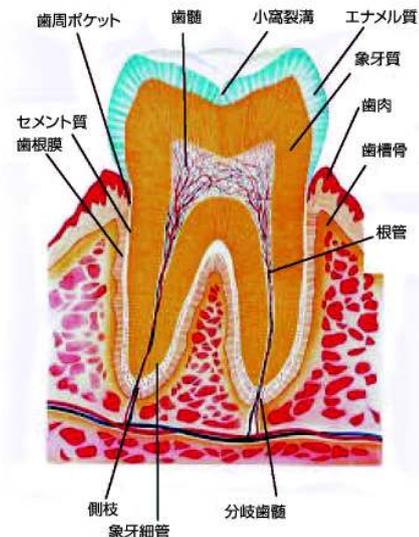


図1. 歯と周囲組織の構造



*Yoshihide OKAGAMI

1953年5月生
早稲田大学理工学部機械工学科 (1977年)
現在、(株)モリタ製作所 第二研究開発部 部長 工学学士 医用レーザー開発
TEL : 075-611-2141
FAX : 075-605-2354
E-mail : y-okagami@jmorita-mfg.co.jp

削や口腔粘膜切開・蒸散へのニーズが反映された波長のものが出現してきた。

生体の大きな部分を占める水に特異的に吸収される光の波長は約 $3 \mu\text{m}$ であるが、まさに Er:YAG レーザー (波長 $2.94 \mu\text{m}$) がその波長に合致している。硬組織切削という観点から見た場合、Er:YAG レーザーは水分子を結合している Solid な H_2O や Hydration Shell (水和殻) の吸収のピークである波長 $3 \mu\text{m}$ 付近に近い波長であるため、歯質そのものに大きな熱影響が発生する前にアパタイトの結合を解き、歯質を崩壊、あるいは切削ができるというメカニズムが支配的である。

その反面、極表面にしか作用が及ばないことで、軟組織切開の際の凝固層が薄く、レーザーの特長である止血効果は他のレーザーに比べると低い。しかし侵襲が深部に及ばない点で、早期の創面治癒には有利な場合もある。

炭酸ガスレーザーも硬組織である歯牙にも吸収されるが、歯質の水分子のリン酸イオン基や炭酸カルシウムに吸収されるため、歯質の炭化や熱歪みによるクラックが発生する可能性がある (図2) (図3) (図4) (4) (5) (6)。

このように、一方では熱的な蒸散・凝固作用によるものと、直接的な熱作用でないもの。他方では表面吸収型のもの、深達型のものという分類ができる。生体組織との相互作用を考えると、熱的な蒸散・凝固作用で深達型のレーザーである Nd:YAG レーザーや半導体レーザーは、歯肉等の軟組織の切開、止血に有効である反面、レーザー光の散乱到達による隣接歯牙や歯槽骨への熱的影響に留意する必要がある。また、一般外科でも長く用いられている炭酸ガスレーザーは熱的な蒸散・凝固作用と表面吸収型のレーザーであるが、その対象も前述の理由で軟組織に限定されている。

3. これからの歯科レーザー治療器

このように、レーザーの生体との相互作用を見極め、最適な波長のレーザーを選択して使い分けることが大切になる。

今後は、レーザー発振装置も半導体化などの固体化が進み、更に所望の波長を得るための波長変換技術の開発と相まって治療目的に対して最適な波長を

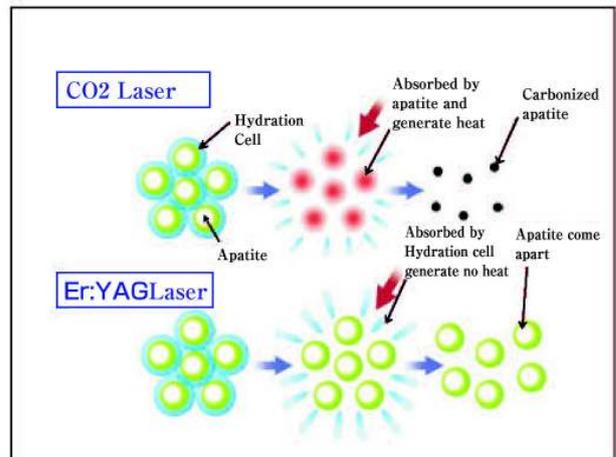


図2. 硬組織蒸散の機序

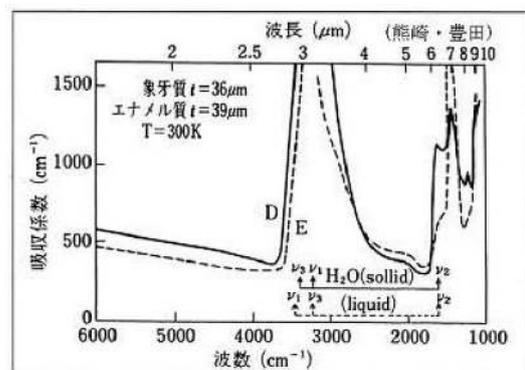


図3. 2~10 μm の波長範囲の赤外吸収スペクトル

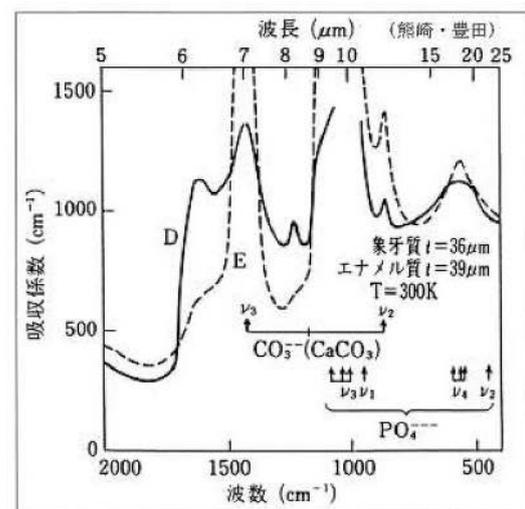


図4. 5~25 μm の範囲の赤外吸収スペクトル

選べる時代が到来すると思われる。先駆的研究の例として、止血効果のある $2 \mu\text{m}$ 帯と切開機能及び硬組織切削機能のある $3 \mu\text{m}$ 帯の2波長レーザー光を同時発振して、前述の単一波長レーザーの臨床上の

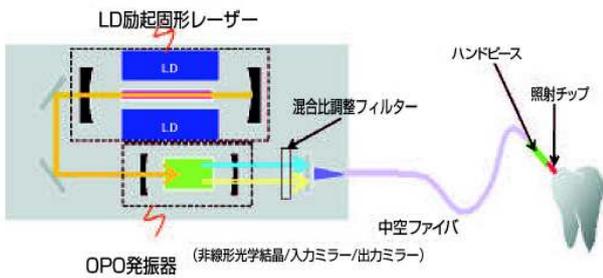


図5. 2波長レーザー治療装置の構造図

欠点を補う装置が開発された（図5）。

さらにこの2波長帯を同じ導光路で使用できる可撓性中空導波路も開発され、それぞれの症状に応じた波長の混合比率の切り替えを一台の小型レーザー装置に具現化することにより、これまでよりはるかに多くの症例と、より多くの状況の患者に適用することが可能となる。

この治療装置は励起光源としてのLD励起固体レーザーと、 $2\mu\text{m}$ 帯と $3\mu\text{m}$ 帯のレーザーを同時発振する非線形光学結晶を利用したオプティカルパラメトリック発振器（OPO）、 $2\mu\text{m}$ 帯と $3\mu\text{m}$ 帯のレーザーの混合比を調整するフィルター、レーザー光を患部まで導く中空ファイバや症状に応じた照射パターンを実現するハンドピースや照射チップという構成からなる。

本2波長レーザー装置は科学技術振興機構の委託を受けてモリタ製作所にて開発されたものである。医療用具としての薬事承認の早期取得が期待されている。

参考文献

- (1) S. Shoji, H. Hariu and H. Horiuchi : “Canal Enlargement by Er : YAG Laser Using a Cone-Shaped Irradiation Tip” , J. of Endodontics Vol.26, No.6 454-458 (2000)
- (2) 渡辺 久：「レーザーと歯科治療」, 日本歯科医学会誌 20, 38-44 (2001)
- (3) 加藤 順二, 篠木 毅, 守矢 佳世子：「各種レーザーの特徴と用途を整理する」 歯界展望 Vol.96 No.1 ~ Vol.96 No.3(2000)
- (4) 熊崎 護：「Er:YAGレーザーを使用した歯の硬組織切削（窩洞形成）」, 日本レーザー医学会誌 第17巻第3号 (1996)
- (5) 熊崎 護：「レーザーによるう蝕治療」, 日本歯科医学会誌 Vol.15 112-120(1996)
- (6) 熊崎 護：「Er:YAGレーザーおよび分子振動レーザーによる歯牙硬組織切削について」 日本レーザー医学会誌 第20巻第1号 55-61(1999)

