

See discussions, stats, and author profiles for this publication at: <https://www.researchgate.net/publication/309296219>

## Er:YAGレーザー(ライトタッチ)を用いたルートプレーニング処置中の歯髄腔内温度変化に関するin vitro研究

Article in *Folia Medica* · January 2016

DOI: 10.1515/foimed-2016-0022

CITATIONS

8

READS

73

4 authors, including:



[Blagovesta Yaneva](#)

Medical University Plovdiv

25 PUBLICATIONS 74 CITATIONS

[SEE PROFILE](#)



[Plamen Zagorchev](#)

Medical University Plovdiv

5 PUBLICATIONS 13 CITATIONS

[SEE PROFILE](#)



[Elena Ilieva Firkova](#)

Medical University Plovdiv

30 PUBLICATIONS 202 CITATIONS

[SEE PROFILE](#)

## ORIGINAL ARTICLE, DENTAL MEDICINE

## Er:YAGレーザー(ライトタッチレーザー)を用いたルートプレーニング処置中の歯髄腔内温度変化に関するin vitro研究

Blagovesta K. Yaneva<sup>1</sup>, Plamen I. Zagorchev<sup>2</sup>, Elena I. Firkova<sup>1</sup>, Ivan T. Glavinkov<sup>1</sup><sup>1</sup> Department of Periodontics and Oral Mucosa Diseases, Faculty of Dental Medicine, Medical University of Plovdiv, Plovdiv, Bulgaria<sup>2</sup> Department of Medical Physics, Biophysics and Mathematics, Faculty of Pharmacy, Medical University of Plovdiv, Plovdiv, Bulgaria

連絡先: B. Yaneva, Department of Periodontics and Oral Mucosa Diseases, Faculty of Dental Medicine, Medical University of Plovdiv, 3 Hristo Botev Blvd., 4002 Plovdiv, Bulgaria  
E-mail: blagovesta.yaneva@gmail.com  
Tel. +359 888 53 95 88

Received: 20 Jan 2016

Accepted: 20 June 2016

Published Online: 13 Aug 2016

Published: 30 Sep 2016

**Key words:** lasers, Er:YAG, dental pulp, temperature, periodontics, root scaling

引用: Yaneva BK, Zagorchev PI, Firkova EI, Glavinkov IT. In vitro study of temperature changes in pulp chamber during root planing procedure using Er:YAG laser.

Folia Medica 2016;58(3):206-210, doi: 10.1515/folmed-2016-0022

**目的:** 歯石付着面のEr:YAGレーザーによるスケーリングおよびルートプレーニング術中、所定の時間間隔における温度変化を評価すること。

**材料と方法:** 進行した歯周病を有する単根歯15本を抜歯し、一定温度(35.5°C)に保たれた蒸留水を満たしたシリンダーサーモスタットに固定した。20°C~80°Cの範囲で±0.1°Cの精度を持つ特別設計の熱電対(K型)を歯髄腔に挿入した。近心・遠心根面に対し、波長2940nmのEr:YAGレーザー(Lite Touch, Syneron Dental、イスラエル)を用いて、近心および遠心根面のスケーリングおよびルートプレーニングを行った。レーザーは波長2940 nm、チゼルチップ付きで、以下の設定で照射した: 出力エネルギー100 mJ、50 Hz、照射時間40秒、チップは接触モードで根面に約10-15度の角度で斜めに接触、水噴霧レベル5-6。歯髄腔内の温度は10秒ごとに測定した。

**結果:** 10秒ごとに測定した歯髄腔内の温度を基準値35.5°Cと比較したところ、第1、第2、第3、第4測定時においてそれぞれ1.6°C、2.4°C、2.5°C、2.5°Cの低下を示した。これらの変化は統計的有意差に達しなかった。

**結論:** Er:YAGレーザーは歯髄腔内の温度を上昇させない。評価された変化は照射時間(40秒以内に維持)に依存しない。したがって、本治療法は上記条件下では歯髄に熱損傷を与えず、安全とみなすことができる。

## はじめに

歯周治療の主な目的は、歯根表面の微生物性プラーク、歯石、壊死性セメント質を除去し、それによって疾患の進行を阻止することである。<sup>1</sup> 歯周病学では、この目的を達成するために、実証済みの効率性を備えた多種多様な器具が使用されてきた。<sup>2</sup>

レーザーは最近、歯周病の非外科的治療法として広く議論されている。Er:YAGレーザーが発する光は波長2940nmであり、水分子に対する吸収係数が高いため、エナメル質、象牙質、セメント質、骨などの軟組織・硬組織双方に適用可能である。これらのレーザーは、歯根面からの歯石除去において、セメント質の溶解や炭化といった熱的副作用を伴わずに効果を発揮することが実証されている。<sup>3</sup> さらに、Er:YAGレーザーの抗菌効果と<sup>4,5</sup>、様々な外科的治療

におけるその利点について、確かな証拠が示されている。<sup>6</sup> Er:YAGレーザーの作用は主に温度上昇をもたらす光熱効果に基づくため、その使用においては歯髄腔内温度の動態を把握することが重要である。したがって本研究の目的は、Er:YAGレーザーを用いたスケーリング・ルートプレーニング処置中の歯髄腔内温度変化をin vitroで検討することである。

## 材料と方法

## 歯のサンプル

本研究では、進行した歯周病のために歯石を除去した15本の単根歯について、各歯の近心面と遠心面(n = 30)の2つの表面を用いた。脱水を防ぐため、歯は0.9% NaCl溶液中で4°Cで保存した。研究開始前に、温度を測定できる熱センサーを設置するスペースを確保するため、

根管をISOサイズ40までの先端部まで手用K型ファイルおよびリーマーを用いて形成した。

#### サーモスタットシステム

歯のサンプルは、 $35.50^{\circ}\text{C} \pm 0.05^{\circ}\text{C}$ の蒸留水で満たされた円筒形のマイクロプロセッサ制御式超恒温槽に配置され、実験中は激しく攪拌された(Fig. 1)。温度は、実際の歯髓内生理的温度に基づき、 $35^{\circ}\text{C}$ から $36^{\circ}\text{C}$ の範囲で選択される。<sup>7</sup>



**Figure 1.** 実験設定 – 恒温システム内の歯のサンプル。熱測定システムはサンプルの歯髓腔内に設置される。

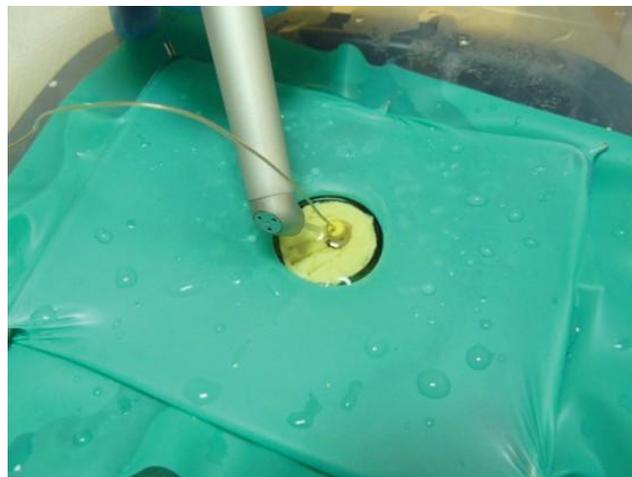
#### 温度測定システム

温度は、デジタル温度計 (FLUKE 16、温度計、フルーク社、米国) を用いて測定した。この温度計は、 $20^{\circ}\text{C}$ から $80^{\circ}\text{C}$ の範囲で精度 $\pm 0.1^{\circ}\text{C}$ の特別設計の熱センサー (K型熱電対) と接続されていた。センサーの質量が極めて小さいこと (5mg未満) により、熱力学的平衡はわずか200ミリ秒で達成された。その結果、毎秒 (1000ミリ秒) ごとに極めて正確な温度測定が可能であった。温度計は根管の中間1/3部に配置した。この位置は、レーザー照射中に根管の冠側1/3部、中間1/3部、根尖側1/3部で測定される温度が類似していることが判明した後に決定された (未発表データ)。

#### Er:YAGレーザーによる歯根表面の治療

歯の近心根面および遠心根面 ( $n = 30$ ) を、Er:YAGレーザー (2940 nm、Lite Touch、Syneron Dental、イスラエル) のチゼルチップを用いて、接触モードで処理した。

チップを根冠方向へ連続的に移動させ、チップ先端を根面に対して $10\text{-}15^{\circ}$ の角度で斜めに保持した(Fig. 2)。装置設定は以下の通り： $100\text{ mJ}$ 、 $50\text{ Hz}$  (合計 $1.5\text{ W}$ )、および連続水冷 (水噴霧)。



**Figure 2.** 根面接触モードによるEr:YAGレーザー照射。先端を根尖冠状方向へ連続的に移動させ、根面に対して $10\sim 15^{\circ}$ の角度で斜めに照射する。

#### 統計分析

統計解析はSPSS v.17.0 (SPSS Inc, シカゴ, IL, アメリカ合衆国) およびPrism GraphPad 3.0 (GraphPad Software, Inc, CA, アメリカ合衆国) を用いて実施した。全データは詳細解析および比較解析により分析した。

5群の実験結果を比較するため、一元配置分散分析 (One Way ANOVA) を用いた。<sup>8,9</sup> 統計的有意水準を設定し、ボンフェローニ法による多重比較検定を実施して群間差を精査した。<sup>10</sup>

データは平均値 $\pm$ 標準偏差 (SDM) で示した。

#### 結果

**Table 1** Er:YAGレーザーを用いた歯根表面処置中の熱測定結果を示す。レーザースケーリングおよびルートプレーニング中に測定された平均温度は、基準温度である $35.5^{\circ}\text{C}$ を下回った。類似研究の多くは室温を基準温度として使用したため、歯髓内温度の上昇を報告している。<sup>11-13</sup> これらの研究とは異なり、本研究では生理的歯髓内温度 ( $35.5^{\circ}\text{C}$ ) を考慮して基準温度を設定したため、レーザー治療中の温度低下を記録することができた。

**Table 1.** Er:YAGレーザーによる根面スケーリング開始後10秒、12秒、30秒、40秒における温度変化

Temperature	At baseline	10 sec.	20 sec.	30 sec.	40 sec.
Mean ± SDM	35.50±0.00	33.95±1.41	33.14±2.10	32.97±2.77	33.03±2.61
Minimum	35.50	29.80	28.20	24.90	26.30
Maximum	35.50	35.70	35.90	34.85	34.90
Median	35.50	34.35	33.75	34.00	33.30

温度の動態分析により、レーザー照射開始後10秒、20秒、30秒、40秒における平均温度はそれぞれ33.95±1.41°C、33.14±2.10°C、32.97±2.77°C、33.03±2.61°Cであった。一元配置分散分析 (One Way ANOVA) により群間で統計的に有意な差が認められ、ボンフェローニ法による多重比較検定で解析した。Table 2 試験結果を示す。レーザー照射後10秒、20秒、30秒、40秒で、ベースライン温度と比較して温度が著しく低下した。しかしながら、異なる時間間隔間で統計的に有意な差は認められなかった。

**考察**

レーザーが生物組織と相互作用する際に生じる主な効果は光熱効果であり、レーザービームのエネルギーが熱に変換される現象である。レーザー照射を受けた水分を含む標的組織内の温度が100°Cまで上昇すると、水分子はアブレーションと呼ばれる過程で蒸発する (Table 3)。

**Table 2.** ボンフェローニの多重比較検定を用いたデータ解析

Bonferroni's Multiple Comparison Test	Mean difference	p
Control vs 10s	1.55	< 0.05
Control vs 20s	2.36	< 0.001
Control vs 30s	2.52	< 0.001
Control vs 40s	2.47	< 0.001
10s vs 20s	0.81	< 0.05
10s vs 30s	0.97	> 0.05
10s vs 40s	0.92	> 0.05
20s vs 30s	0.16	> 0.05
20s vs 40s	0.10	> 0.05
30s vs 40s	-0.05	> 0.05

エナメル質、象牙質、セメント質、歯石などの固体組織において、水分子が蒸発すると組織が膨張し、それに続いて組織内で微小爆発が発生して組織が削り取られる。<sup>14</sup> 2940 nmの波長で光を放出するEr:YAGレーザーは、水分子による吸収率が最も高いため、軟組織と硬組織の両方で使用可能です。歯周治療におけるその有効性は数多くの研究で実証されており、歯周ポケットのデブリードマン、歯肉切除術および小帯切除術、歯周外科手術、細菌除染、歯石除去に成功裏に用いられています。<sup>3-6</sup>

組織内での作用原理を考慮すると、治療中の温度上昇を十分に考慮することが極めて重要である。なぜなら、歯髄内温度がわずか5~6°C上昇するだけで、歯髄に重大な不可逆的損傷が生じ、歯の生命力の喪失を招く可能性があるからである。<sup>15</sup>

**Table 3.** レーザーエネルギーと歯の軟組織への熱的影響

Tissue temperature (°C)	Effects
37-50	Hyperthermia; bacterial inactivation
>60	Coagulation, protein denaturation
70-90	Merging of lesion edges of the soft tissues
100-150	Evaporation, ablation
>200	Carbonation; tissue charring

我々の研究結果は、Er:YAGレーザーを用いたスケーリングおよびルートプレーニング中、歯髓内温度はわずかに上昇するのみであることを示唆している。

歯髓内温度の上昇は、以下の要因に依存する：レーザーの光照射方式（パルスモードまたは連続モード）、組織へのエネルギー伝達方式（接触モードまたは非接触モード）、レーザービームの波長、操作中の水冷または空冷の有無、組織照射時間、および術者の手の動きの速さ。<sup>16</sup>

Er:YAGレーザーは断続的なパルスとして光エネルギーを放出するため、パルス間の組織は弛緩し、その間に組織内の温度は正常値に戻る。<sup>17</sup>

この処置は接触モードで行われるが、施術者の手を絶えず動かす必要がある。この連続的な動きがなければ、組織内に熱が著しく蓄積するため、組織が熱損傷を受けるリスクがある。

前述の通り、Er:YAGレーザーの高い吸収係数はその波長によって決定され、硬組織・軟組織双方において極めて高い吸収性を示す。これは組織へのエネルギー浸透深度が非常に浅い（数マイクロメートル程度）ことを意味する。このため、治療部位周辺の組織に熱による悪影響が生じない。<sup>18</sup>

レーザーシステムには連続水冷装置が装備されており、組織の過熱を防止します。歯科ユニットから排出される水は室温です。

照射時間は組織内の熱蓄積および熱損傷の可能性にとって極めて重要である。我々の研究結果によれば、照射時間が40秒以内であれば歯髓内温度を著しく低下させることが可能である。この結果は、歯髓温度の過度な上昇が報告されていない他のin vitro研究結果とも一致している。<sup>11-13</sup>

## 結論

本研究で規定した操作条件（照射時間40秒以内）を遵守した場合、Er:YAGレーザーを用いたスケーリングおよびルートプレーニング処置において、歯髓内温度の上昇は認められない。これにより、歯科医療従事者はEr:YAGレーザーを用いた継続的かつ安全な治療処置を実施することが可能となる。

## 参考文献

1. Parameter on chronic periodontitis with slight to moderate loss of periodontal support. American Academy of Periodontology. J Periodontol 2000;71(5):853-5.
2. Ewen SJ. A photomicrographic study of root scaling. Periodontics 1966;4(5):273-7.
3. Hakki SS, Berk G, Dundar N, Saglam M, Berk N. Effects of root planing procedures with hand instrument or erbium, chromium:yttrium-scandium-gallium-garnet laser irradiation on the root surfaces: a comparative scanning electron microscopy study. Lasers Med Sci 2010;25(3):345-53.
4. Akiyama F, Aoki A, Miura-Uchiyama M, Sasaki KM, Ichinose S, Umeda M, et al. In vitro studies of the ablation mechanism of periodontopathic bacteria and decontamination effect on periodontally diseased root surfaces by erbium:yttrium-aluminum-garnet laser. Lasers Med Sci 2011;26(2):193-204.
5. Yaneva B, Firkova E, Karaslavova E, Romanos GE. Bactericidal effects of using a fiber-less Er: YAG laser system for treatment of moderate chronic periodontitis: Preliminary results. Quintessence Int. 2014;45:489-97.
6. Aoki A, Watanabe H, Namiki T, et al. Periodontal soft tissue management with a high pulse rate Er:YAG laser. Int Conf Series 1248. 2003;367-9.
7. Moore R, Watts J, Hood J, Buritt D. Intra-oral temperature variation over 24 hours. European J of Orthodontics 1999;21:249-261.
8. Bewick V, Cheek L, Ball J. Statistics review 10: further nonparametric methods. Crit Care 2004;8(3):196-9.
9. Bewick V, Cheek L, Ball J. Statistics review 9: one-way analysis of variance. Crit Care 2004;8(2):130-6.
10. Aickin M, Gensler H. Adjusting for multiple testing when reporting research results: the Bonferroni vs Holm methods. Am J Public Health 1996;86(5):726-728.
11. Theodoro LH, Haypek P, Bachmann L, Garcia VG, Sampaio JE, Zezell DM, et al. Effect of ER:YAG and diode laser irradiation on the root surface: morphological and thermal analysis. J Periodontol 2003;74(6):838-43.
12. Keller U, Stock K, Hibst R. Morphology of Er:YAG-laser-treated root surfaces. SPIE Proceedings: 3192, 1997.
13. Keller U, Hibst R. Experimental removal of subgingival calculus with the Er:YAG laser. SPIE Proceedings: 2623, 1996.
14. Sasaki KM, Aoki A, Ichinose S, Ishikawa I. Ultrastructural analysis of bone tissue irradiated by Er:YAG Laser. Lasers Surg Med 2002;31(5):322-32.
15. Zach L, Cohen G. Pulp response to extremely applied heat. Oral Surg 1965;19:515-30

16. Convisar R. Principles and practice of laser dentistry. St. Louis, Missouri: Mosby, Elsevier. 2011;12-26.
17. Choi B, Welch AJ. Analysis of thermal relaxation during laser irradiation of tissue. Lasers Surg Med 2001;29(4):351-9.
18. Hibst R, Keller U. Experimental studies of the application of the Er:YAG laser on dental hard substances: I. Measurement of the ablation rate. Lasers Surg Med 1989;9(4):338-44.

## In vitro исследование изменений температуры в пульпарной камере при чистке и сглаживании поверхности корней при помощи Er:YAG лазера

Благовеста К. Янева<sup>1</sup>, Пламен Ив. Загорчев<sup>2</sup>, Елена Ил. Фиркова<sup>1</sup>, Иван Т. Главинков<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Кафедра пародонтологии и ЗОЛ, Факультет стоматологии, Медицинский университет, Пловдив, Болгария

<sup>2</sup> Кафедра медицинской физики, биофизики и математики, Факультет фармации, Медицинский университет, Пловдив, Болгария

### Для корреспонденции:

Благовеста Янева, Кафедра пародонтологии и ЗОЛ, Факультет стоматологии, Медицинский университет, Пловдив, Болгария

Бул. "Христо Ботев" 3, 4002

Пловдив Болгария

E-mail: blagovesta.yaneva@gmail.com

Тел. +359 888 53 95 88

**Дата получения:** 20 Января 2016г.

**Дата приемки:** 20 июня 2016 г.

**Дата публикации:** 30 июня 2016 г.

**Ключевые слова:** Лазер, Er:YAG, Зубная пульпа, Температура, Пародонтология, Чистка поверхности корней

**Цитаты:** Янева Б.К., Загорчев П.И., Фиркова Е.И., Главинков И.Т. In vitro исследование изменений температуры в пульпарной камере при чистке и сглаживании поверхности корней при помощи Er:YAG лазера.

Folia Medica 2016;58(2);206-210, doi: 10.1515/folmed-2016-0022

**Цель:** Целью настоящего in vitro исследования является установление температурных изменений в пульпарной камере через определённые интервалы времени при Er:YAG лазерной чистке поверхностей корней с наличием зубного камня.

**Материал и методы:** 15 однокоренных зубов с наличием заболевания пародонта удалены и размещены в цилиндрическом термостате, заполненном дистиллированной водой с постоянной температурой в 35.5 °С. Специально изготовленный термосенсор (термопары Type K) с точностью ± 0.1 °С в диапазоне от 20 °С до 80 °С установлен в пульпарной камере. Чистка буккальных и лингвальных поверхностей корней осуществлена с использованием Lite Touch лазера (Syneron Dental, Israel) - длина волны 2940nm, chisel наконечник, настройки 100 mJ и 50 Hz, время воздействия - 40 sec, контакт с поверхностью корней под углом в 10 - 15° и постоянное водяное охлаждение. Температура в пульпарной камере измеряется через каждые 10 sec.

**Результаты:** Температурные изменения в пульпе, измеренные через каждые 10 секунд и сопоставленные с начальной температурой в 35.5 °С выявили понижение, соответствующее: 1.6 °С для первого интервала, 2.4 °С для второго интервала, 2.5 °С для третьего и 2.5 °С для четвёртого интервала. Данные изменения не являются статистически значимыми между собой.

**Выводы:** Er:YAG лазер (2940 nm) не повышает внутрипульпарную температуру и изменения не зависят от времени воздействия в рамках 40 секунд. Следовательно данный метод лечения не вызывает термических повреждений пульпы при определённых условиях и является безопасным.