



Online-Wissenstest
zu diesem Beitrag
siehe Seite 623

Dentale Lasersysteme – Wege zur minimalinvasiven Therapie und Diagnostik?

Indizes

Laser, elektromagnetische Strahlung, Photosensibilisator, Keimreduktion, Fluoreszenz

Zusammenfassung

Allgemein werden auf Lasertechnologie basierende Systeme in der Mundhöhle für eine Vielzahl zahnärztlicher Behandlungsmethoden verwendet. Aufgrund der Möglichkeit des gezielten Energieeintrags in die zu behandelnde Region lassen sich zahnärztliche Eingriffe unter weitgehender Schonung nicht beteiligter Nachbargewebe durchführen, was der allgemeinen Forderung nach einer zielgerichteten und möglichst minimalinvasiven Therapie entspricht. Im Rahmen der zahnärztlichen Therapie kommen sowohl thermische als auch nicht thermische laserbasierte Behandlungstechniken zum Einsatz. Der diagnostische Bereich konzentriert sich vor allem auf die Analyse von Fluoreszenzeffekten nach einem gezielten Energieeintrag in kariöse Zahnhartsubstanz oder mineralisierte Zahnauflagerungen. Auch wenn man der Lasertechnologie viele Indikationen zuschreiben kann, muss doch berücksichtigt werden, dass sich nicht alle möglichen Anwendungsgebiete mit einem einzigen Lasersystem abdecken lassen. Diese Einschränkung ist dadurch zu erklären, dass für die jeweiligen therapeutischen oder diagnostischen Indikationen unterschiedliche Wellenlängen erforderlich sind, die verschieden stark von den jeweils bestrahlten Geweben absorbiert oder weitergeleitet werden. Der Beitrag stellt die verfügbaren Lasersysteme vor und geht näher auf die am häufigsten in der Zahnmedizin genutzten Anwendungen ein. Aufgrund des minimalinvasiven Charakters von Laseranwendungen können sich auch durch eine Kombination mit konventionellen Techniken vielversprechende Perspektiven für neue Behandlungsstrategien ergeben.

Elektromagnetische Strahlung

Die optische elektromagnetische Strahlung lässt sich nach ihren Wellenlängen in die ultraviolette (UV-), die sichtbare und die infrarote (IR-) Strahlung einteilen. Das sichtbare Licht ist nur ein kleiner Ausschnitt des gesamten Strahlenspektrums, welcher sich im Wellenlängenbereich von 380 bis 780 nm befindet. Der für das menschliche Auge unsichtbare Infrarotbereich umfasst Wellenlängen zwischen 780 nm und 1 mm, während der UV-Bereich zwischen 100 und 380 nm liegt. Dabei kann Letzterer noch in UV-A (315 bis 380 nm), UV-B (280 bis 315 nm) und UV-C (100 bis 280 nm) un-



Andreas Braun
Prof. Dr. med. dent.

Abteilung für Zahnerhaltungskunde
Medizinisches Zentrum für
Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
Philipps-Universität Marburg und
Universitätsklinikum Gießen und
Marburg GmbH, Standort Marburg
Georg-Voigt-Straße 3
35039 Marburg
E-Mail: andreas.braun@staff.uni-marburg.de

Tab. 1 Wechselwirkungen von Laserenergie mit biologischem Gewebe²⁴

Laser-Gewebe-Interaktion	Grundlage
photochemische Wechselwirkungen	Aktivierung von Molekülen (z. B. aPDT, Biostimulation)
thermische Wechselwirkungen	Erwärmung des Gewebes (z. B. Erhitzung, Koagulation, Karbonisation)
direkte Photoablation	molekulare Dissoziation
plasmainduzierte Ablation	Bildung eines ionisierten Plasmas
Photodisruption	mechanische Effekte durch Schockwellen und Kavitation

terschieden werden. Somit sind weite Bereiche der elektromagnetischen Strahlung unsichtbar, aber unter Umständen langfristig zellschädigend. Der Schädigungsgrad wird durch den Emissionsbereich und die vom Organismus aufgenommene Dosis bestimmt. Die stärkste kanzerogene Wirkung spricht man der UV-B-Strahlung zu. Die Energie der Strahlung verursacht oxidativen Stress mit einer vorübergehenden oder andauernden Mutation der Zell-DNA². Solche auf UV-Strahlung zurückzuführenden DNA-Schäden sollen auch wesentlich an der UV-vermittelten Freisetzung von immunsuppressiven Zytokinen beteiligt sein¹⁰.

Lasersysteme

Eine besondere Form der Ausnutzung elektromagnetischer Strahlung ist die Verwendung von Lasersystemen. Zugrunde liegt hier das Prinzip der Lichtverstärkung durch stimulierte Emission der Strahlung. Das erzeugte Licht erfüllt dabei die drei Kriterien der Monochromasie (die Wellenlänge ist konstant), der Kollimation (die Wellenzüge sind nahezu parallel) und der Kohärenz (die Wellenzüge sind zeitlich und räumlich phasengleich). Durch die Kohärenz und die Kollimation kann der Laserstrahl sehr stark gebündelt werden, während die Monochromasie für eine hohe spektrale Energie- und Leistungsdichte sorgt. Somit ist der mit der Laserstrahlung einhergehende Energieeintrag in ein Zielgewebe zeitlich und örtlich gut definierbar. Bei der Laser-Gewebe-Interaktion kann zwischen den im Folgenden aufgeführten Arten unterschieden werden²⁴ (Tab. 1).

Photochemische Wechselwirkungen

Allgemein wird mit photochemischer Wechselwirkung die Anregung von Molekülen durch Licht bezeichnet, welche anschließend eine chemische Reaktion zeigen. Hierbei unterscheidet man zwischen Photoionisation, Photoisomerisierung, Photodissoziation, Synthese und Biostimulation²⁹. Bei der photoinduzierten Dissoziation werden chemische Bindungen durch die Absorption des Laserlichts aufgebrochen. Zellen können durch die gebildeten Radikale zerstört werden. Dieser Wirkmechanismus wird in der photodynamischen Therapie (PDT) benutzt, um vorher sensibilisierte Gewebe oder Zellen zu zerstören. Das betroffene Gewebe wird zuerst mit einer fotosensibilisierenden, lichtempfindlichen Substanz (einem Photosensibilisator) markiert. Durch Laserbestrahlung kommt es am Ende einer Reaktionskette zur Bildung von energiereichem, hochreaktivem Singulett-Sauerstoff, der über Oxidationsmechanismen zur Zerstörung der sensibilisierten Zelle führt²³.

Thermische Wechselwirkungen

Bei den photothermischen Wechselwirkungen wird die absorbierte elektromagnetische Strahlung in Wärmeenergie umgewandelt. Die daraus resultierenden Gewebeveränderungen sind temperaturabhängig¹³ und beinhalten das Erhitzen, das Koagulieren, das Karbonisieren und das Verdampfen. Von entscheidender Bedeutung sind die Applikationsdauer und die thermischen Eigenschaften des Gewebes. Zu den thermischen Eigenschaften gehören u. a. die Wärmeleitfähigkeit

und der Wärmeabfluss, die beide eine Aussage über die Wärmeleitung innerhalb eines Gewebes und die thermische Relaxationszeit zulassen. Die thermomechanische Wechselwirkung wird häufig nicht als eigenständige Form, sondern als Teil der photothermischen Wechselwirkung angesehen. Dabei führt eine sehr hohe Absorption zu einer explosionsartigen Verdampfung von Wasser, wobei Gewebestücke auf mechanischem Weg aus dem Gewebeverbund herausgerissen werden.

Direkte Photoablation

Bei der direkten Photoablation wird eine molekulare Dissoziation durch Photonenabsorption erreicht. Die zeitliche Ausdehnung eines Laserpulses bewegt sich im Nanosekundenbereich. Die Pulsenergie bestimmt bis zu einem Sättigungsbereich die Ablationstiefe, also die Tiefe, die ein Puls abträgt. Thermische Effekte sollen aufgrund der sehr kurzen Interaktionszeit vernachlässigt werden können.

Plasmainduzierte Ablation

Die plasmainduzierte Ablation wird durch die Ionisation des Plasmas selbst erreicht, was im Kontrast zum mehr mechanisch ablaufenden Prozess der Photodisruption steht. Der wichtigste Parameter ist die elektrische Feldstärke, die bestimmt, wann der optische Durchbruch – die Ionisation der Materie durch die Laserstrahlung – erreicht wird. Dabei hängt die lokale Energiedichte von der elektrischen Feldstärke ab. Die Plasmaentstehung durch das Überschreiten eines bestimmten Schwellenwertes wird dielektrischer Durchbruch genannt. Die plasmainduzierte Ablation ist unabhängig von der materialspezifischen Wechselwirkung und deshalb auch in transparenten Medien wie Luft möglich.

Photodisruption

Zu den Nebeneffekten der plasmainduzierten Ablation zählen u. a. die Entstehung von Schockwellen und die Kavitation. Bei der Photodisruption beschränkt sich die räumliche Ausbreitung der Schockwelle und der

Kavitation nicht auf die Region des Durchbruchs, wie es bei der plasmainduzierten Ablation der Fall ist, sondern geht auch in angrenzende Bereiche über. Dabei können aufgrund des plötzlichen Anstiegs der Plasmatemperatur Schockwellen entstehen. Kavitationserscheinungen treten auf, wenn der Fokus nicht auf die Gewebeoberfläche, sondern ins Gewebe gerichtet ist und so Plasma innerhalb des Gewebes oder der Flüssigkeit entsteht. Durch die hohen Plasmatemperaturen wird das fokussierte Gewebe oder die Flüssigkeit verdampft.

Lasereinsatz in der Zahnmedizin

Chirurgische Maßnahmen

In Abhängigkeit vom verwendeten Lasertyp und von der jeweiligen Einstellung der Laserparameter lassen sich die Systeme (z. B. CO₂-Laser, Diodenlaser) zum koagulierenden Schneiden oder Abtragen von oralen Weichgeweben einsetzen²⁷ (Abb. 1). Dabei werden ihnen ein weitgehend blutungsfreies Operationsgebiet (Abb. 2 und 3) und eine Verringerung der bakteriellen Besiedlung von parodontalen Läsionen zugeschrieben^{1,21}.

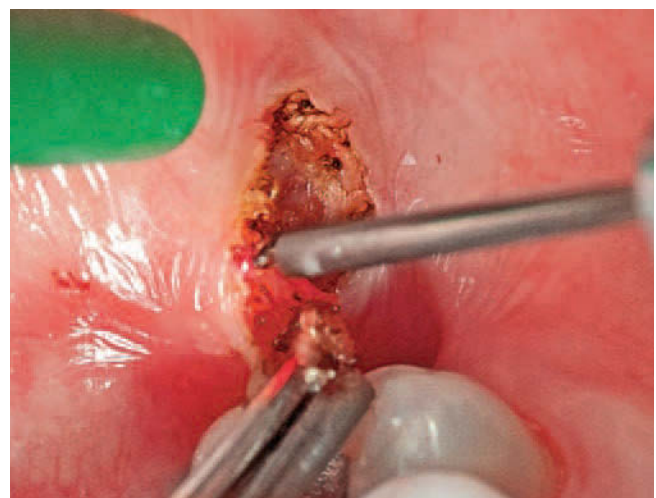


Abb. 1 Entfernung einer Gewebeveränderung der Schleimhaut mit einem Diodenlaser. Aufgrund der koagulierenden Wirkung des Lasers kann in der Regel auf eine Nahtversorgung der Wunde verzichtet werden

■ ZAHNHEILKUNDE ALLGEMEIN

Dentale Lasersysteme – Wege zur minimalinvasiven Therapie und Diagnostik?

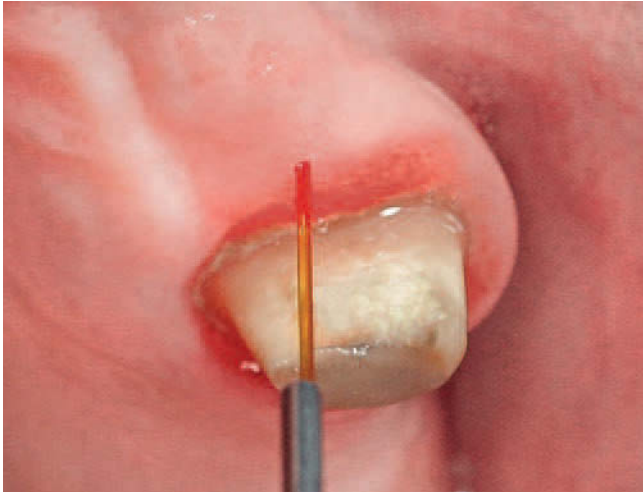


Abb. 2 Positionierung des Arbeitsansatzes eines Diodenlasers über einem geschlossen eingehheilten Implantat vor der Freilegung der Verschlusschraube

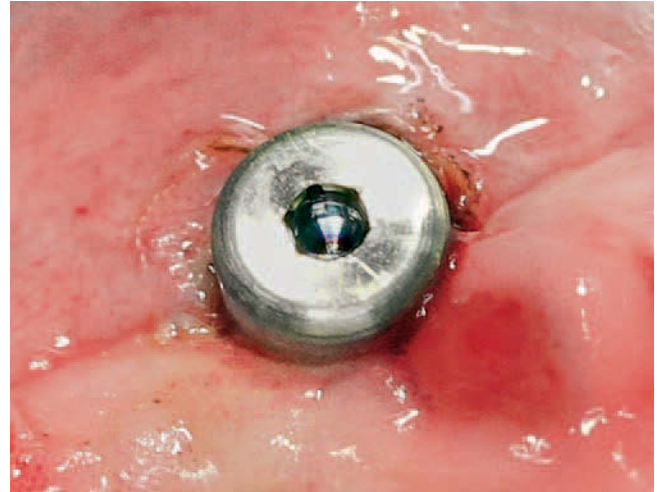


Abb. 3 Mittels eines Diodenlasers freigelegtes Implantat mit eingebrachter Heilungskappe: nur minimale Blutung aufgrund der koagulierenden Wirkung des Lasers

Auch ein mögliches Bakteriämierisiko durch nachfolgende Behandlungsschritte kann in diesem Zusammenhang vermindert sein. Hierbei wird die beobachtete antimikrobielle Wirkung der Laserenergie auf athermische (z. B. im Rahmen der phytodynamischen Therapie) oder thermische Effekte zurückgeführt. Im Fall von Lasersystemen wie dem Diodenlaser beruhen antimikrobielle Eigenschaften bei entsprechenden Leistungseinstellungen und ohne Verwendung eines Photosensibilisators überwiegend auf thermischen Effekten.

Wurzelkanal desinfektion mit Laserenergie

Da Misserfolge bei der endodontischen Behandlung oftmals auf eine nicht ausreichende Keimreduktion zurückgeführt werden können, ist eine effektive Keimabtötung unabdingbar^{16,31}. Die Bakterienflora im infizierten Endodont steht im Zusammenhang mit der Flora der Mundhöhle, wobei es sich oftmals um eine Mischinfektion unter Beteiligung von 4 bis 12 Bakterienpezies mit 10^2 bis 10^7 Bakterien pro infiziertem Wurzelkanal handelt¹⁴. Da die alleinige mechanische Aufbereitung der Wurzelkanäle in der Regel nicht zu einer ausreichenden Keimelimination führt, ist die zusätzliche

chemische Wurzelkanal desinfektion ein essenzieller Bestandteil des vor der Wurzelkanalfüllung erfolgenden Arbeitsabschnitts, der in seiner Gesamtheit als chemo-mechanische Wurzelkanalaufbereitung bezeichnet wird. Über 95 % der Mikroorganismen können dabei im Wurzelkanalsystem eliminiert werden³.

Auch wenn zahlreiche Methoden und Spüllösungen für die chemische Aufbereitung beschrieben werden, gilt bis heute Natriumhypochlorit in einer Konzentration von 0,5 bis 5 % als Spüllösung der ersten Wahl. Um die Keimreduktion im Wurzelkanal noch zu verbessern, können auch adjuvante antimikrobielle Verfahren Anwendung finden. Hierzu gehört der Einsatz von Laserenergie, die sowohl vermittelt über einen Photosensibilisator (Abb. 4) als auch thermisch erfolgen kann. Bei der Verwendung eines 980-nm-Diodenlasers konnte ein antibakterieller Effekt bis in die Tiefe von Zahnhartgewebe nachgewiesen werden¹².

Unterstützende Parodontitistherapie

Lasertechnologien können auf verschiedene Arten im Rahmen der parodontalen Behandlung zum Einsatz kommen⁵. Bislang ist es allerdings nicht gelungen, ein

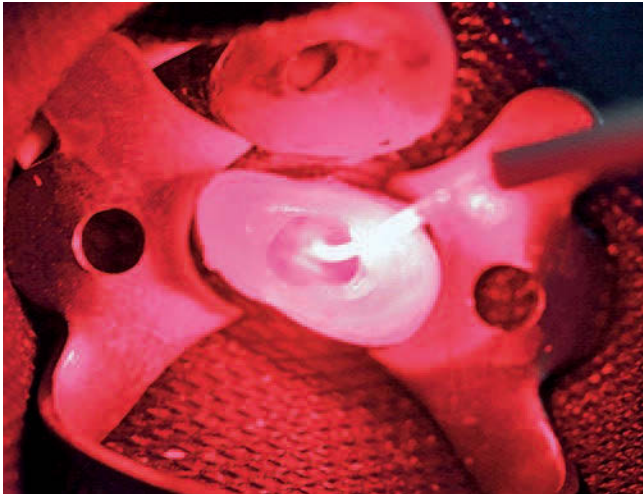


Abb. 4 Antimikrobielle photodynamische Therapie im Rahmen der Wurzelkanalinfektion bei aktiviertem Laser nach Applikation des Photosensibilisators

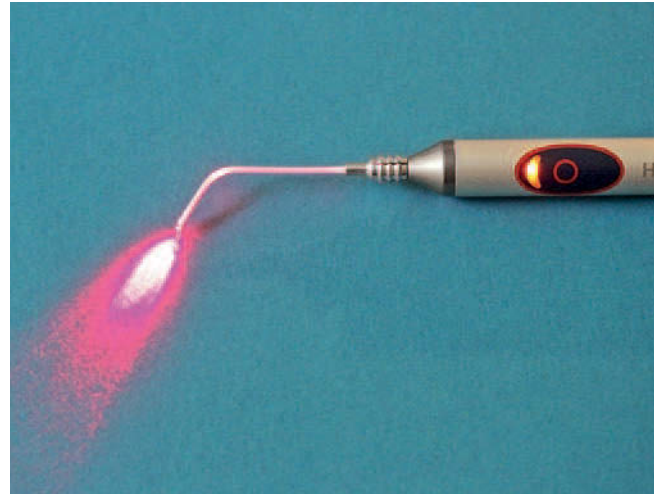


Abb. 5 Diodenlaser (Helbo, Fa. Bredent, Walldorf) zur Bestrahlung von Gewebeoberflächen im Rahmen der antimikrobiellen photodynamischen Therapie oder der Low-Level-Lasertherapie

Lasersystem zu entwickeln, das allen Anforderungen einer komplexen parodontalen Therapie gerecht wird. So beruht die laserbasierte Erkennung¹⁸ und Entfernung mineralisierter Auflagerungen¹⁷ auf anderen Grundlagen als für parodontalchirurgische oder keimreduzierende Maßnahmen. Hinsichtlich der antimikrobiellen Wirkung von Laserenergie muss eine athermische (z. B. photodynamische⁶) von einer thermischen Wirkung unterschieden werden. Bei Lasersystemen wie dem Dioden-, dem Nd:YAG- oder dem CO₂-Laser beruhen antimikrobielle Eigenschaften überwiegend auf thermischen Effekten. Diesbezüglich werden in der Literatur klinisch relevante antibakterielle Effekte aufgezeigt. So wurde nachgewiesen, dass die Anwendung eines Diodenlasers vor der Ultraschallinstrumentierung von Zähnen mit bestehender Gingivitis einer durch die Behandlung hervorgerufenen Bakteriämie vorbeugen kann¹. Bei chronischer Parodontitis sind nach einer adjunktiven Therapie mit einem 980-nm-Diodenlaser geringfügig bessere klinische Parameter beobachtet worden als nach einer konventionellen Therapie⁸. Insgesamt lässt sich zurzeit auf der Basis der vorhandenen Informationen zu Diodenlaser-Anwendungen im Rahmen der Parodontitistherapie festhalten, dass die

adjunktive Laserbestrahlung die Ausheilung parodontal erkrankter Gewebe begünstigen kann.

Low-Level-Lasertherapie

Zu den oben aufgeführten photochemischen Wechselwirkungen zählt auch die sogenannte Low-Level-Lasertherapie (LLL) mit den Zielen Schmerzreduktion, Biostimulation und antientzündliche Gewebebeeinflussung (Abb. 5 und 6). In diesem Zusammenhang wird dem Laserlicht eine Beeinflussung der Mitochondrienaktivität zugesprochen¹¹. Diese Zellorganellen sorgen für die Bereitstellung von Energie in Form von Adenosintriphosphat (ATP). Dabei wird im Rahmen der Atmungskette an der inneren Mitochondrienmembran ATP aus Adenosindiphosphat (ADP) gebildet, indem im Zuge der oxidativen Phosphorylierung eine Phosphatgruppe mit einer energiereichen Bindung geknüpft wird.

Hinsichtlich der Laserlicht-Bestrahlung und des dadurch bedingten Energieeintrags in die Zelle nimmt man an, dass die ATP-Synthese und damit die zur Verfügung stehende Zellenergie gesteigert wird. Als ein wesentlicher Effekt wird die Steigerung der Mitoserate

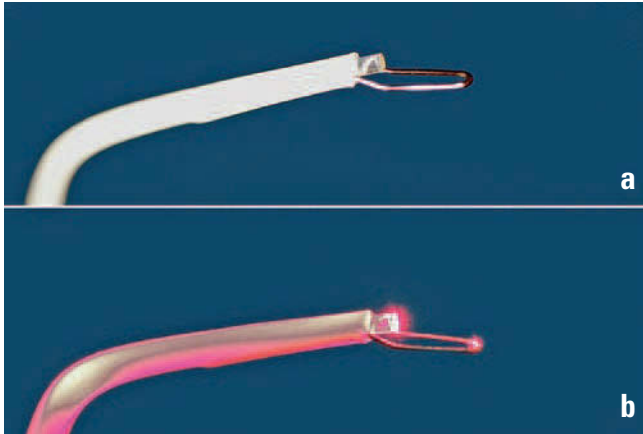


Abb. 6a und b Arbeitsansatz eines Diodenlasers zur Bestrahlung von Gewebeoberflächen mit integriertem Abstandshalter bei nicht aktiviertem (a) und aktiviertem (b) Lasersystem

angesehen, wodurch sich die Fähigkeit zur Geweberegeneration verbessert¹⁵. Eine verstärkte Durchsetzung des bestrahlten Gewebes mit Leukozyten und Makrophagen durch Erhöhung der Mikrozirkulation²⁰ sowie eine geförderte Bildung von Antikörpern¹⁹ scheinen einen zusätzlichen antientzündlichen Effekt zu bewirken.

Photodynamische Therapie

Die aufgeführten photochemischen Wechselwirkungen werden der direkten Wirkung des Energieeintrags in die Zelle ohne eine zusätzliche thermische Komponente zugeschrieben. Es ist allerdings ebenfalls möglich, dass der Energieeintrag in die Zelle über einen Mediator erfolgt, der die Energie aufnimmt und ohne Veränderung der eigenen Struktur an eine Zielzelle abgibt. Dieses Prinzip, nämlich die nicht thermische Beeinflussung von Zellen, Mikroorganismen oder Molekülen mit Laserenergie niedriger Leistungsdichte, verfolgt die antimikrobielle photodynamische Therapie (aPDT). Insgesamt werden drei Komponenten benötigt, um eine Wirkung am Zielort auszuüben: Energie (hier in Form von Laserlicht), ein lichtaktivierbarer Wirkstoff (Photosensibilisator) und Sauerstoff⁴. Dabei wird der Photosensibilisator durch das Laserlicht derart verändert,

dass ein Energietransfer auf den vorhandenen Sauerstoff möglich ist und dieser zytotoxische Effekte an Mikroorganismen verursacht. Nach Anlagerung des Photosensibilisators an die Bakterienmembran erfolgt eine Energiezufuhr durch Laserlicht. Die Wellenlänge der verwendeten Laserlichtquelle muss hierbei auf das Absorptionsmaximum des Photosensibilisators abgestimmt sein. Der Sensibilisator wird dadurch in einen energetisch höheren Singulett-Zustand überführt. Dieser angeregte Zustand kann unter Abgabe von Fluoreszenz in seinen Grundzustand zurückfallen oder unter Spin-Umkehr in einen angeregten Triplett-Zustand wechseln. Durch Energieübertragung auf ein Sauerstoffmolekül entsteht Singulett-Sauerstoff, der in der Lage ist, einen toxischen Effekt auf Mikroorganismen auszuüben sowie Bestandteile der Zellmembran, der Zellorganellen und des Zellkerns zu zerstören²³.

Allerdings ist diese Wirkung lokal begrenzt, und die Reaktion wird mit dem Ausschalten der Lichtzufuhr unterbrochen. Daher muss der Photosensibilisator vor der Aktivierung an den Wirkungsort gebracht werden. Aufgrund ihrer Affinität zu Lipiden von Bakterienzellwänden können Mikroorganismen im Rahmen der aPDT durch den Photosensibilisator markiert werden. Die Wirkung des Verfahrens auf Bakterien ist dabei unspezifisch. Es wurde nachgewiesen, dass sowohl grampositive als auch gramnegative Mikroorganismen durch photodynamische Wirkungsmechanismen beeinflusst werden²⁶. Hierbei ist zu berücksichtigen, dass der Photosensibilisator keine eigene biologische Wirkung auszuüben scheint²⁸, sondern nur als Energiemediator wirkt, der die eingebrachte Energie am Wirkungsort zur Verfügung stellt und einem unkontrollierten Energieeintrag in das bestrahlte Gewebe entgegenwirkt.

Kariesdiagnostik

Die Kariesdiagnostik gestaltet sich in der heutigen Zeit mit zunehmender Häufigkeit versteckter kariöser Läsionen mitunter nicht einfach. Ein detailliertes Klassifikationssystem wie ICDAS II (International Detection and Assessment System) bietet die Möglichkeit, eine kariöse Veränderung genauer zu beschreiben als die oftmals

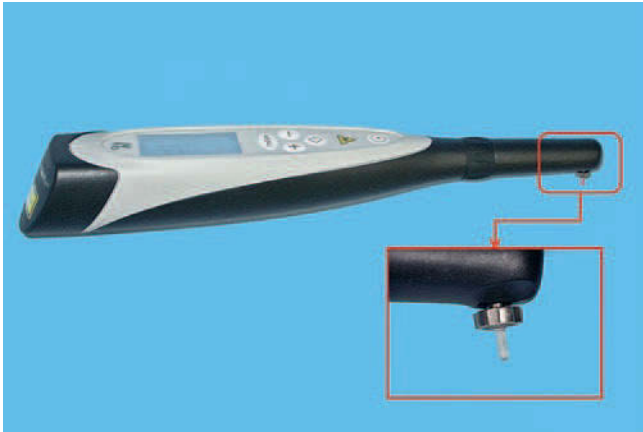


Abb. 7 Fluoreszenz-Messgerät (DIAGNOdent Pen, Fa. KaVo, Biberach) zur Beurteilung der Behandlungsbedürftigkeit kariös veränderter Zahnhartsubstanz und zur Karies-Progressionsbestimmung

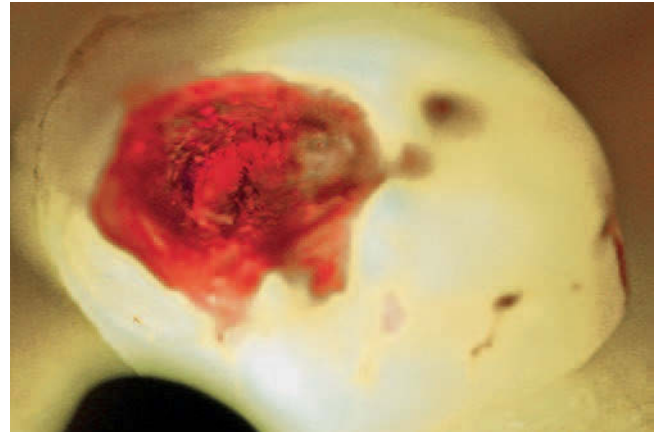


Abb. 8 Darstellung einer okklusalen kariösen Läsion unter Verwendung eines Systems zur fluoreszenzunterstützten Kariesexkavation (SIROInspect, Fa. Sirona, Bensheim). Rote Fluoreszenz kennzeichnet kariös veränderte Zahnhartsubstanz

praktizierte reine Ja/Nein-Entscheidung über das Vorhandensein einer Läsion. Einer solchen differenzierten Kariesklassifikation wird eine gute Reproduzierbarkeit bescheinigt, jedoch bleibt sie wie jede subjektive Beurteilung von den Fähigkeiten und der Erfahrung des Behandlers abhängig.

Hinsichtlich einer vom jeweiligen Untersucher unabhängigen Beurteilung haben sich in Ergänzung zur klassischen visuellen Untersuchung eines Zahnes vor allem fluoreszenzbasierte Systeme etabliert (Abb. 7). Für die Fluoreszenz kariöser Läsionen werden in erster Linie bakterielle Stoffwechselprodukte verantwortlich gemacht. Zwar erlaubt die Menge des gemessenen Fluoreszenzlichts keinen direkten Rückschluss auf die metrische Tiefe einer kariösen Läsion, aber die Fluoreszenzwerte geben doch Hinweise auf die Behandlungsbedürftigkeit eines kariös veränderten Zahnes^{7,22}. Positive Erfahrungen mit der auf Fluoreszenz basierenden Kariesdiagnostik werden dabei sowohl für bleibende als auch für Milchzähne beschrieben⁹. Solche unabhängig vom Untersucher erhobene Werte können darüber hinaus nicht nur zur Primärdiagnostik, sondern auch zur Beurteilung der Kariesprogression im Rahmen eines kariesprophylaktischen Erhaltungskonzeptes herangezogen werden. Neben der punktuellen

Diagnostik fraglicher Veränderungen der Zahnoberfläche bieten seit einiger Zeit Fluoreszenzkamerasysteme die Möglichkeit, die gesamte Zahnoberfläche zu erfassen und die Messresultate digital zu archivieren. Dabei wurden Ergebnisse erzielt, die mit denen der konventionellen Kariesdiagnostik vergleichbar sind^{25,30}.

Zusätzlich zur reinen Diagnostik können Fluoreszenzerscheinungen auch zur Unterstützung während der Kariesexkavation (fluoreszenzunterstützte Kariesexkavation, „fluorescence-aided caries excavation“ = FACE) verwendet werden. Zu diesem Zweck wird der zu behandelnde Zahn während des Exkavationsvorgangs kontinuierlich über einen Lichtgriffel mit der Wellenlänge 405 nm bestrahlt. Durch eine darauf abgestimmte Filterbrille oder einen am Griffel befestigten Filterschild kann die zu entfernende, rot fluoreszierende Karies von den gesunden, grün fluoreszierenden Zahnhartsubstanzen abgegrenzt werden (Abb. 8).

Schlussbetrachtung

Lasersysteme bieten eine Vielzahl von Einsatzmöglichkeiten und können gut in den zahnärztlichen Behandlungsablauf integriert werden. Etabliert haben sich vor allem Systeme zur Schleimhautinzision und -exzision,

zur Förderung der Wundheilung, zur Keimreduktion in der Endodontie und Parodontologie sowie zur Kariesdiagnostik. Derzeit fehlt allerdings ein System, das alle Indikationen gleichmäßig abdeckt, so dass der Einsatz von Lasersystemen in der Praxis noch nicht zur Routine

gehört. Die Entwicklung kombinierter Geräte zur Überwindung von Einzelindikationen könnte die Verbreitung von Lasersystemen erhöhen und bewährte Behandlungstechniken sinnvoll ergänzen.

Literatur

1. Assaf M, Yilmaz S, Kuru B, Ipci SD, Noyun U, Kadir T. Effect of the diode laser on bacteremia associated with dental ultrasonic scaling: a clinical and microbiological study. *Photomed Laser Surg* 2007;25:250-256.
2. Bernerd F, Marionnet C, Duval C. Solar ultraviolet radiation induces biological alterations in human skin in vitro: relevance of a well-balanced UVA/UVB protection. *Indian J Dermatol Venereol Leprol* 2012;78 (Suppl 1):S15-S23.
3. Blome B, Braun A, Sobarzo V, Jepsen S. Molecular identification and quantification of bacteria from endodontic infections using realtime polymerase chain reaction. *Oral Microbiol Immunol* 2008;23:384-390.
4. Braun A. Antimikrobielle photodynamische Therapie im Rahmen der Endodontie und Parodontitistherapie. *Zahnmedizin up2date* 2010;6:597-609.
5. Braun A. Laser in der Parodontologie. *Parodontologie* 2011;22:347-352.
6. Braun A, Dehn C, Krause F, Jepsen S. Short term clinical effects of adjunctive antimicrobial photodynamic therapy (aPDT) in periodontal treatment – a randomized clinical trial. *J Clin Periodontol* 2008;35: 877-884.
7. Braun A, Graefen O, Frentzen M, Nolden R. Vergleich herkömmlich klinisch diagnostizierter Kariesstadien mit Werten der Laser-Fluoreszenz-Messung. *Dtsch Zahnärztl Z* 2000;55:248-251.
8. Caruso U, Nastri L, Piccolomini R, d'Ercole S, Mazza C, Guida L. Use of diode laser 980 nm as adjunctive therapy in the treatment of chronic periodontitis. A randomized controlled clinical trial. *New Microbiol* 2008;31:513-518.
9. Cinar C, Atabek D, Odabas ME, Olmez A. Comparison of laser fluorescence devices for detection of caries in primary teeth. *Int Dent J* 2013;63:97-102.
10. Fagot D, Asselineau D, Bernerd F. Direct role of human dermal fibroblasts and indirect participation of epidermal keratinocytes in MMP-1 production after UV-B irradiation. *Arch Dermatol Res* 2002;293:576-583.
11. Ferraresi C, Hamblin MR, Parizotto NA. Low-level laser (light) therapy (LLLT) on muscle tissue: performance, fatigue and repair benefited by the power of light. *Photonics Lasers Med* 2012;1:267-286.
12. Gutknecht N, Franzen R, Schippers M, Lampert F. Bactericidal effect of a 980-nm diode laser in the root canal wall dentin of bovine teeth. *J Clin Laser Med Surg* 2004; 22:9-13.
13. Helfmann J, Brodzinski T. Thermische Wirkungen. In: Berlien HP, Müller G (Hrsg). *Angewandte Lasermedizin: Lehr- und Handbuch für Praxis und Klinik*. II-3.3. Landsberg: Ecomed, 2000:1-8.
14. Hülsmann M. *Endodontie*. Stuttgart: Thieme, 2008.
15. Karu T. Photobiology of low-power laser effects. *Health Phys* 1989;56:691-704.
16. Koçkan C. *Curriculum Endodontie*. Berlin: Quintessenz, 2003.
17. Krause F, Braun A, Brede O, Eberhard J, Frentzen M, Jepsen S. Evaluation of selective calculus removal by a fluorescence feedback-controlled Er:YAG laser in vitro. *J Clin Periodontol* 2007;34:66-71.
18. Krause F, Braun A, Frentzen M. The possibility of detecting subgingival calculus by laser-fluorescence in vitro. *Lasers Med Sci* 2003;18:32-35.
19. Kubasova T, Horváth M, Kocsis K, Fenyő M. Effect of visible light on some cellular and immune parameters. *Immunol Cell Biol* 1995;73:239-244.
20. Lievens PC. The effect of i.r. laser irradiation on the vasomotricity of the lymphatic system. *Lasers Med Sci* 1991;6:189-191.
21. Lopes BM, Theodoro LH, Melo RF, Thompson GM, Marcantonio RA. Clinical and microbiologic follow-up evaluations after non-surgical periodontal treatment with erbium:YAG laser and scaling and root planning. *J Periodontol* 2010;81: 682-691.
22. Lussi A, Megert B, Longbottom C, Reich E, Francescut P. Clinical performance of a laser fluorescence device for detection of occlusal caries lesions. *Eur J Oral Sci* 2001;109:14-19.
23. Meisel P, Kocher T. Photodynamic therapy for periodontal diseases: state of the art. *J Photochem Photobiol* 2005;13:159-170.
24. Niemz MH. *Laser-tissue interactions – Fundamentals and applications*. 3. ed. Berlin: Springer, 1996.
25. Novaes TF, Matos R, Gimenez T, Braga MM, de Benedetto MS, Mendes FM. Performance of fluorescence-based and conventional methods of occlusal caries detection in primary molars – an in vitro study. *Int J Paediatr Dent* 2012;22:459-466.
26. Prasanth CS, Karunakaran SC, Paul AK et al. Antimicrobial photodynamic efficiency of novel cationic porphyrins towards periodontal gram-positive and gram-negative pathogenic bacteria. *Photochem Photobiol* 2013 Oct 27 [Epub ahead of print].
27. Romanos GE, Gutknecht N, Dieter S, Schwarz F, Crespi R, Sculean A. Laser wavelengths and oral implantology. *Lasers Med Sci* 2009;24:961-970.
28. Schneider M, Kirfel G, Berthold M, Frentzen M, Krause F, Braun A. The impact of antimicrobial photodynamic therapy (aPDT) in an artificial biofilm model. *Lasers Med Sci* 2012;27:615-620.
29. Senz R. Photochemische Wirkungen. In: Berlien HP, Müller G (Hrsg). *Angewandte Lasermedizin: Lehr- und Handbuch für Praxis und Klinik*. II-3.2. Landsberg: Ecomed, 2000:1-4.
30. Seremidi K, Lagouvardos P, Kavvadia K. Comparative in vitro validation of VistaProof and DIAGNOdent pen for occlusal caries detection in permanent teeth. *Oper Dent* 2012;37:234-245.
31. Sjögren U, Figdor D, Persson S et al. Influence of infection at the time of root filling on the outcome of endodontic treatment of teeth with apical periodontitis. *Int Endod J* 1997;30:297-306.