

2.4.2 Zahnhartsubstanzbearbeitung mit dem Laser

(Christian Apel, Helmut Rieß, Jörg Meister)

Einleitung

Die Karies ist neben der Parodontitis die am weitesten verbreitete Infektionserkrankung überhaupt. Obwohl die Kariesprävalenz durch Präventionsmaßnahmen wie z.B. die Fluoridierung in den letzten 30 Jahren deutlich zurückgegangen ist, stellt die Karies immer noch ein bedeutendes Problem für Kinder und Erwachsene dar [1]. Neuere **Untersuchungen bescheinigen**, dass 90 Prozent der Bevölkerung unbehandelte oder behandelte Karies haben [2]. Weiterhin ist festzustellen, dass sich der Kariesrückgang seit Ende des letzten Jahrtausends nicht weiter fortzusetzen scheint und daher möglicherweise abgeschlossen sein könnte [3].

Nach Diagnose einer behandlungs**bedürftigen** Karies, muss die erkrankte und infizierte Zahnhartsubstanz entfernt werden. An das Präparationsverfahren werden dabei folgende Kriterien gestellt: Substanzschonung durch möglichst selektiven Abtrag der erkrankten Zahnhartsubstanz, der Unbedenklichkeit für die Vitalität der Pulpa, der gewünschten Schmerzfreiheit für die Patienten und der Vorbeugung der Entstehung einer neuen Karies. Da diese geforderten Kriterien mit dem „Bohrer“ nur unzureichend erfüllt werden, ist die Zahnmedizin seit längerem bemüht, die rotierenden Instrumente mittels neuer Technologien zu ersetzen. Eine **Perspektive** bietet hierbei der Laser.

Nicht jeder Laser eignet sich für die Bearbeitung von Zahnhartsubstanz. 1964 wurde erstmals der Versuch unternommen, mit den zu dieser Zeit zur Verfügung stehenden Lasersystemen, Schmelz und Dentin abzutragen [4]. Der dabei verwendete Rubin-Laser konnte zwar Schmelz und Dentin verdampfen, es kam aber zu einer erheblichen thermischen Schädigung des umliegenden Gewebes. Spätere Versuche mit kontinuierlich strahlenden CO₂-Lasern wurden ebenfalls wegen zu geringer Effektivität und der großen thermischen Schäden abgebrochen. Erst 24 Jahre später **konnte mit dem** Erbium:YAG-Laser Zahnhartsubstanz erfolgreich abgetragen **werden** [5]. 1989 zeigten HIBST und KELLER, dass die Präparation von Kavitäten in Schmelz und Dentin ohne klinisch relevante Nebeneffekte möglich ist [6,7].

Für die Kavitätenpräparation sind die Erbium-Laser bis heute die einzigen Systeme, die für die Praxis kommerziell angeboten werden. Da aber die CO₂-Laser mit der Emissionswellenlänge von 9,6 µm und die Ultra-Kurzpuls Laser als Alternativen **für die** Hartgewebsbearbeitung an Bedeutung gewinnen, werden sie an dieser Stelle mit vorgestellt.

Geräte: Die Erbium-Laser

Wie das Neodymium gehört das Erbium zu den Elementen der "Seltene Erden" und wird als laseraktives Medium (Er³⁺ Ion) in eine synthetische, für den Laser transparente Trägermatrix eingebettet. Auch hier variiert die Emissionswellenlänge des Lasers in Abhängigkeit der ausgewählten Trägermatrix. Für Erbium liegt diese im Spektralbereich zwischen 2,6 – 3 µm.

Anders als beim Nd:YAG-Laser haben sich in der Zahnheilkunde zwei Erbium-Laser etabliert. Diese **sind der** Er:YAG-Laser [8] **und der** Er,Cr:YSGG-Laser [9,10]. Beim Ersten ist das laseraktive Element (Er³⁺ Ion) in eine YAG-Matrix (Trägermatrix) eingebettet. Wie auch schon in Abschnitt 2.4.1 erläutert, beschreibt YAG nichts anderes als die chemische Zusammensetzung dieses Trägermaterials. Für den zweiten Lasertyp ist die chemische Zusammensetzung etwas komplexer. Zusätzlich zum Erbium ist die Trägermatrix mit Chromium Ionen (Cr³⁺) dotiert. Dies hat **keinen Einfluss** auf die Emissionswellenlänge des Lasers, steigert aber die Pumpeffizienz bei Blitzlampenbetrieb. Die Abkürzung YSGG gibt die chemische Zusammensetzung dieser Kristalle aus den Elementen Yttrium (Y), Scandium (Sc) und Gallium (Ga) in einer Granatstruktur (G) wieder. Die chemische Formel lautet: Y₃Sc₂Ga₃O₁₂.

Daraus ergibt sich die Namensgebung dieser Lasersysteme: Der Er:YAG-Laser mit der Emissionswellenlänge von 2,94 µm und der Er,Cr:YSGG-Laser mit der Emissionswellenlänge von 2,79 µm. **Beide Lasersysteme emittieren Licht im mittleren Infrarot.**

Geräte: Der CO₂-Laser

Der Kohlendioxid (CO₂) Laser ist der leistungsstärkste Gaslaser. Seine technische Realisierung erfolgte im Jahre 1964 durch PATEL [11,12]. Er gehört zur Familie der Vibrations-Rotationslaser und gilt als wichtigster Vertreter der Molekülgaslaser. Mit Leistungen von >100 kW im CW-Betrieb und Energien >100 kJ im Pulsbetrieb bei Pulslängen, die im Bereich Nanosekunden bis Millisekunden liegen, eignet sich dieser Laser

besonders für Materialbearbeitung. Im speziellen Fall der biologischen Hartgewebsbearbeitung von Knochen und Zähne müssen die CO₂-Laser spezielle Anforderungen erfüllen. Für die Zahnheilkunde werden in der Regel sogenannte "low-power sealed tubes" mit CW-Leistungen bis 50 W und gepulst bis 300 W eingesetzt.

Der CO₂-Laser findet in der Zahnheilkunde vielseitigen Einsatz. Die starke Absorption in Wasser und Hydroxylapatit (Abbildung 2, Abschnitt 2.1 "Physikalische Grundlagen" (Seite 3)), dessen Maximum sich bei 9.6 µm befindet, macht ihn zu einem idealen Instrument für die Weich- und Hartgewebearbeitung. In der Weichgewebeschirurgie und bei der Behandlung der Leukoplakie hat sich dieser Laser unter Verwendung der stärksten Emissionslinie von 10.6 µm etabliert [13,14]. Für die Kavitäten- und Knochenpräparation bietet sich die Nutzung der 9.6 µm Emissionslinie an. Mit Pulslängen im Bereich Nano- bis Mikrosekunden (bis ca. 100 µs) und Repetitionsraten von einigen hundert Kilohertz, können unter Verwendung eines Scannersystems sehr gute Präparationen erzielt werden [15-19]. **Derartige Lasersysteme befinden sich derzeit in der klinischen Testphase.**

Geräte: Die Ultra-Kurzpuls Laser

Wie in Besonderheiten des Abschnittes 2.1 "Physikalische Grundlagen" (Seite 2) erwähnt, bilden die ultra-kurzgepulsten Laser ein Novum. **Dieser Lasertyp ist** von größtem Interesse für die Medizin. Die erzeugten Leistungsdichten im Bereich von 10¹¹-10¹⁶ W/cm² generieren einen athermischen Gewebeabtrag durch Photodisruption. Aufgrund der sehr hohen Intensitäten im Bereich von einigen 100 Gigawatt bis in den Terawatt-Bereich, erfolgt die Ionisation des Materials wellenlängenunabhängig, d.h. die bei der Photoablation genutzte gewebespezifische Absorption der Erbium- und CO₂-Laser ist nicht mehr relevant.

In der Zahnmedizin wurden mit einem Femtosekundenlaser erste Untersuchungen erfolgreich durchgeführt (Abb. 1) [20-22]. Der technische Aufwand dieser Geräte ist aber sehr kostspielig, wodurch die ultra-kurzgepulsten Laser in preisliche Dimensionen rücken, die sie im Moment für die klinische Anwendung nicht rentabel machen.

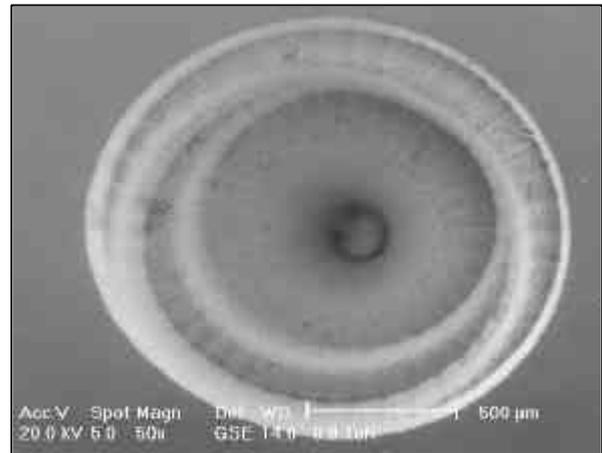


Abb. 1: Beispiel einer Kavitätenform, erzeugt mit einem Femtosekundenlaser plus Scanner-system, dessen Zentrumswellenlänge zwischen 1030-1064 nm liegt [23].

Problemstellung

Die primäre Indikation der Zahnhartsubstanzbearbeitung in der konservierenden Zahnmedizin ist die Entfernung kariös veränderter Gewebeanteile. Konventionell werden dafür mechanische Verfahren eingesetzt, die aufgrund der vorhandenen Härteunterschiede zwischen gesundem und kariös verändertem Material einen mehr oder weniger selektiven Abtrag ermöglichen. Mit dem Ziel gesunde Zahnhartsubstanz weitgehend zu schonen, wird eine selektive Entfernung kariöser Läsionen gefordert, wodurch möglichst wenig gesundes Gewebe mitabgetragen werden soll. An die Präparation werden demnach folgende Kriterien gestellt:

- Zahnhartsubstanzschonung,
- selektive Kariesentfernung,
- Pulpaverträglichkeit,
- Patientenverträglichkeit,
- Wiederherstellung der Funktion,
- Vorbeugung der Entstehung einer neuen Karies.

Rotierende Instrumente

Hohe Drehzahlen, vielschneidige Werkzeuge und feine Diamantschleifkörper führten vom klassischen Bohrer zu einer mehr dem Schleifen ähnlichen Form der Materialbearbeitung. Dadurch wurde eine präzise und möglichst minimalinvasive Kavitätenpräparation möglich. Die durch die feinen Schneidwerkzeuge verringerte Ratterwirkung in Kombination mit einer effizienten Kühltechnologie führten zu einer Verringerung des Schmerzempfindens. Dennoch können Druck-, Vibrations- und Temperaturschmerz niemals völlig unterbunden werden wodurch in vielen Fällen der Einsatz von Anästhetika unerlässlich wird.

Die grosse Bandbreite vorhandener rotierender Werkzeuge und Winkelstücke erlaubt eine genaue Abstimmung an den geforderten Präparationszweck. Der Vorteil rotierender Instrumente liegt in der Möglichkeit der Gestaltung sehr präziser Kavitätenformen, bedingt durch die geometrisch exakt definierte Form des Schneidwerkzeugs sowie in der sensitiven Handhabung des Werkzeuges während der Präparation. Trotz all dieser Vorteile sind den rotierenden Instrumenten bei einem kariesselktiven und/oder minimalinvasiven Substanzabtrag Grenzen gesetzt. Bei der Präparation mit rotierenden Instrumenten bildet sich eine 1-5 µm dicke Schmierschicht aus, die vor der Versorgung mit modernen Adhäsivtechniken entfernt werden muß. Problematisch ist auch die entstehende Wärmeentwicklung beim Einsatz rotierender Instrumente [24-26]. Anwenderspezifisch hängt die Temperaturentwicklung von der Handhabung, im speziellen von der Schnittgeschwindigkeit, dem ausgeübten Druck und der Schärfe des Bohrers ab. Dementsprechend ist eine effektive Kühlung während der Präparation unerlässlich. Ein weiteres Risiko stellt die Möglichkeit der Verletzung anliegenden Gewebes dar. Sowohl Weichgewebe als auch die an die Präparationsstelle angrenzenden intakten Nachbarzähne sind hierbei gefährdet [27,28].

Kinetische Kavitätenpräparation [29]

Dieses Präparationsverfahren nutzt einen beschleunigten Partikelstrom als Werkzeug für den Materialabtrag. Ähnlich wie beim Sandstrahlen werden Aluminiumoxid-Partikel durch einen Luftstrom mitgerissen und über einen Schlauch auf die Präparationsstelle gelenkt. Der Partikelstrom bricht Fragmente aus dem Gewebeverbund und bewirkt den Abtrag der Zahnhartsubstanz. Die Drücke solcher Systeme liegen zwischen 5 und 15 bar, wobei die kugelförmigen Partikel einen Durchmesser zwischen 10 und 50 µm aufweisen. Dieses Präparationsverfahren ermöglicht einen sehr feinen Abtrag und demnach die Herstellung läsionsspezifischer Kavitätenformen. Zudem kommt die Erzeugung mikroretentiver Muster an den Kavitätenwänden, die den Verbund zwischen Gewebe und Adhäsiv verbessern. Die typischerweise bei den rotierenden Instrumenten entstehende Schmierschicht entfällt, was somit auch den Einsatz der Säureätztechnik überflüssig macht [30].

Ein Nachteil bilden die auftretenden Partikelstaubwolken. Deshalb sind spezielle Vorkehrungen notwendig, um ein Einatmen der Partikel durch den Patienten, den Zahnarzt oder die Helfere in zu vermeiden (Kofferdamm und gute Absaugung).

Präparation mit dem Laser

Bei der Laserpräparation wird der Abtrag mittels Energieaustausch durch die Einkopplung elektromagnetischer Strahlung in das bestrahlte Gewebe erzielt. Die Anwendbarkeit einer bestimmten Laserwellenlänge wird durch die optischen Eigenschaften der zu bearbeiteten Substanz bestimmt. Bei den praxistauglichen Dentallasern (Er:YAG- und Er,Cr:YSGG-Laser) erfolgt der Abtrag thermomechanisch. Die derzeit gültige Theorie der Gewebeablation besagt, dass die Laserenergie das im Gewebe enthaltene Wasser schlagartig erhitzt. Dabei entsteht Wasserdampf, der expandiert. Die Volumenausdehnung geschieht so vehement, dass kleine Gewebestücke aus dem Verbund des Gewebes herausgesprengt werden. Da die Ablation also durch das im Gewebe enthaltene Wasser (Zahnschmelz: 12 Vol%, Dentin: 25 Vol%) [31,32] vermittelt wird, werden keine Temperaturen über dem Schmelzpunkt von Hydroxylapatit für den Abtrag von Schmelz und Dentin benötigt. Aufgrund der hohen Absorption der Wellenlängen beträgt die Eindringtiefe des Lichts in die Zahnhartsubstanzen nur wenige Mikrometer. Läuft der wasservermittelte Ablationsprozess optimal, wird fast die gesamte eingestrahelte Energie für den Abtrag verbraucht. Im Gewebe verbleibt dann nur wenig Energie, die in Temperatureffekte konserviert wird. Das erwärmte Gewebe wird in der Regel bereits mit dem folgenden Laserpuls abgetragen. Diese Tatsachen führen dazu, dass bei sachgerechter Anwendung der Erbium-Laser eine thermische Schädigung des Zahnmarks ausgeschlossen werden kann [33].

Für einen effektiven und sicheren Abtrag ist ein extern zugeführtes Wasserspray notwendig, ähnlich dem bei rotierenden Instrumenten zur Kühlung. Dieses Wasser legt sich als Wasserfilm auf die zu bearbeitende Oberfläche und verhindert eine Dehydration. Neuere Untersuchungen legen die Vermutung nahe, dass die Laserstrahlung Effekte in diesem Wasserfilm verursacht, die die Ablation zusätzlich unterstützen und

möglicherweise sogar den größeren Beitrag zum Abtrag leisten [34]. Phänomene wie Kanalbildung, Kavitation, Rückstoss und Schockwellen werden diskutiert [35,36].

Die Zahnhartsubstanzen weisen in den Wellenlängenbereichen von 3 bis 12 µm hohe Absorptionen auf (siehe Abbildung 2, Abschnitt 2.1 "Physikalische Grundlagen" (Seite 3) und [37,38]), wodurch die Eindringtiefe des Lichtes gering und damit die Gefahr einer thermischen Schädigung des Zahnes ausgeschlossen werden kann. Aufgrund der hohen Absorption reagiert die Strahlung in diesem Wellenlängenbereich sehr sensitiv, was bei einer unterschiedlichen Zusammensetzung der Gewebestruktur zu verschiedenen Abtragseffizienzen führt, wodurch die Selektivität bei der Ablation gegeben ist.

Wie bei der kinetischen Kavitätenpräparation entsteht bei Verwendung des Erbium-Lasers an den Kavitätenwänden ein mikroretentives Muster, welches die Komposithaftung unterstützt [39]. Ob jedoch vollständig auf die Anwendung der Säureätztechnik bei der anschließenden Versorgung mit Adhäsiven verzichtet werden kann, steht immer noch zu Diskussion.

Indikationen und Kontra-Indikationen

Die Anwendung der Erbium-Laser in der Kariestherapie wird von einer zwischenzeitlich gesicherten Evidenz gestützt. Seit der Einführung dieser Wellenlänge gibt es zahlreiche klinische Untersuchungen. Alle diese Untersuchungen kommen zu dem Schluss, dass Erbium-Laser ein sicheres Instrument zur Kariestherapie darstellen [40-44]. Zusätzlich sind sowohl der Er:YAG- als auch der Er,Cr:YSGG-Laser in den USA von der FDA (Food and Drug Administration) für diese Indikation zugelassen worden [45].

Die klassische Indikation eines Erbiumlasers ist die Therapie primärer kariöser Läsionen. Eine gute Zugänglichkeit und direkte Sicht auf die Kavität erleichtert die Handhabung des Lasers. Aus diesem Grund kann die Versorgung von Klasse V Kavitäten und die erweiterte Fissurenversiegelung als Domäne des Lasers bezeichnet werden. Aber auch die Versorgung aller anderen Kavitätenklassen ist grundsätzlich möglich. Dabei ist allerdings zu beachten, dass unterminierende Karies aufgrund des senkrechten Austritts des Lichts aus dem Applikator nur schwierig zu entfernen ist. In diesem Fall muss mehr gesunde Zahnhartsubstanz geopfert werden, was dem minimalinvasiven Anspruch einer Lasertherapie entgegensteht.

Eine relative Kontraindikation ist in der Versorgung vorbehandelter Kavitäten zu sehen. Obwohl die Wissenschaft gezeigt hat, dass sich Kompositfüllungen abtragen lassen, sollte diese Anwendung auf sehr kleine und oberflächliche Füllungen beschränkt bleiben. Außer Zweifel steht, dass die dabei auftretenden Temperaturen deutlich über denen beim Abtrag der Zahnhartsubstanzen liegen [46]. Welche möglicherweise gesundheitsschädlichen Abbrandprodukte und Gase bei dieser Anwendung entstehen, ist noch nicht bekannt. Die Entfernung von Zementen sollte ebenfalls nicht erfolgen. Hierbei treten sehr hohe Temperaturen auf, welche nicht nur den Zahn sondern auch die Applikatoren beschädigen können.

Als absolute Kontraindikation ist die Entfernung von Amalgamfüllungen zu sehen. Grund hierfür ist das Entstehen gefährlicher Quecksilberdämpfe. Gusslegierungen und Keramiken können ebenfalls nicht bearbeitet werden.

Ähnlich wie bei der Verwendung rotierender Instrumente kann es während der Bestrahlung zu einer Irritation der umliegenden Weichgewebe kommen. Da die Wellenlängen der Erbium-Laser keine koagulierende Wirkung haben, sind bei der Behandlung von Patienten mit Gerinnungsstörungen die gleichen Vorsichtsmaßnahmen zu treffen, wie bei der Verwendung rotierender Instrumente.

Die Erbium-Laser für den klinischen Einsatz

Wie schon in der Einleitung erwähnt, sind der Er:YAG- und der Er,Cr:YSGG-Laser Standard für den klinischen Einsatz im Bereich der Zahnhartsubstanzbearbeitung. Sie gehören damit zur "Königsklasse" unter den Dentallasern. In Abbildung 2 sind einige der momentan auf dem Markt erhältlichen Erbium-Laser abgebildet.

Die Systeme beinhalten je nach Hersteller unterschiedliche Ausstattungen. Es gibt Kombinationslasergeräte, in denen mehrere Laser integriert sind, so z.B. Er:YAG- und Nd:YAG-Laser oder Er:YAG- und CO₂-Laser. Auch bietet ein Hersteller ein sogenanntes Feedback-System für die selektive Entfernung von Konkrementen am Zahnhals unter Schonung des Wurzelzements an. Auch bei der Lichtübertragung vom Laser zum Patienten gibt es die unterschiedlichsten Varianten. Das Erbiumlicht kann über einen Spiegelgelenkarm (Laser links), eine Lichtleitfaser (2^{ter} Laser von links, Laser rechts) oder mittels Hohlwelle (3^{ter} Laser von links) vom Gerät zum Handstück geleitet werden. Meist findet im Handstück eine 90 Grad Umlenkung statt. Ausgekoppelt wird die Strahlung durch ein Fenster (non-contact Handstück) oder einen Applikator-Tip für die Quasi-Kontakt Nutzung am Zahn. Bei ersterem, dem non-contact Handstück, ist eine Fokussierung des Strahls notwendig, wodurch sich der Arbeitspunkt zwischen 6 und 8 mm hinter dem



Abb. 2: Beispiele kommerziell erhältlicher Erbium-Lasersysteme.

Auskoppelfenster, abhängig vom Hersteller, befindet. Das Arbeiten mit einem solchen "freien" Arbeitspunkt erfordert viel Übung und macht eine kontinuierliche Reinigung des Auskoppelfensters notwendig. Im Gegensatz dazu kommt die Verwendung eines Handstückes mit Applikator-Tip der gewohnten taktilen Arbeitsweise des Zahnsztes entgegen.

Erbium-Laser sind gepulste Lasersysteme. Die Effektivität eines solchen Lasersystems wird vordergründig anhand der Durchschnittsleistung, gemessen in Watt [W], bestimmt. Diese resultiert aus dem Produkt von Pulsenergie und Puls wiederholungsrate. Dabei muß gewährleistet sein, daß ausreichende Pulsenergie generiert werden muß, um einen effektiven Abtrag zu erzielen. Eine hohe Pulsfrequenz alleine ist demnach kein Garant für einen schnellen Abtrag.

Im Detail unterscheiden sich die Geräte zusätzlich bezüglich des räumlichen und zeitlichen Strahlprofils des emittierten Laserpulses. In Abhängigkeit des verwendeten Lichtübertragungssystems verändert sich das räumliche Strahlprofil, die sogenannte TEM-Mode. Sie beschreibt die räumliche Intensitätsverteilung des Lichtfeldes im Laserresonator und ist das direkte Ergebnis der hohen Kohärenz des Laserlichtes. Abbildung 3 zeigt Beispiele solcher Strukturen, die sich direkt z.B. durch Bestrahlung von Thermopapier beobachten lassen.

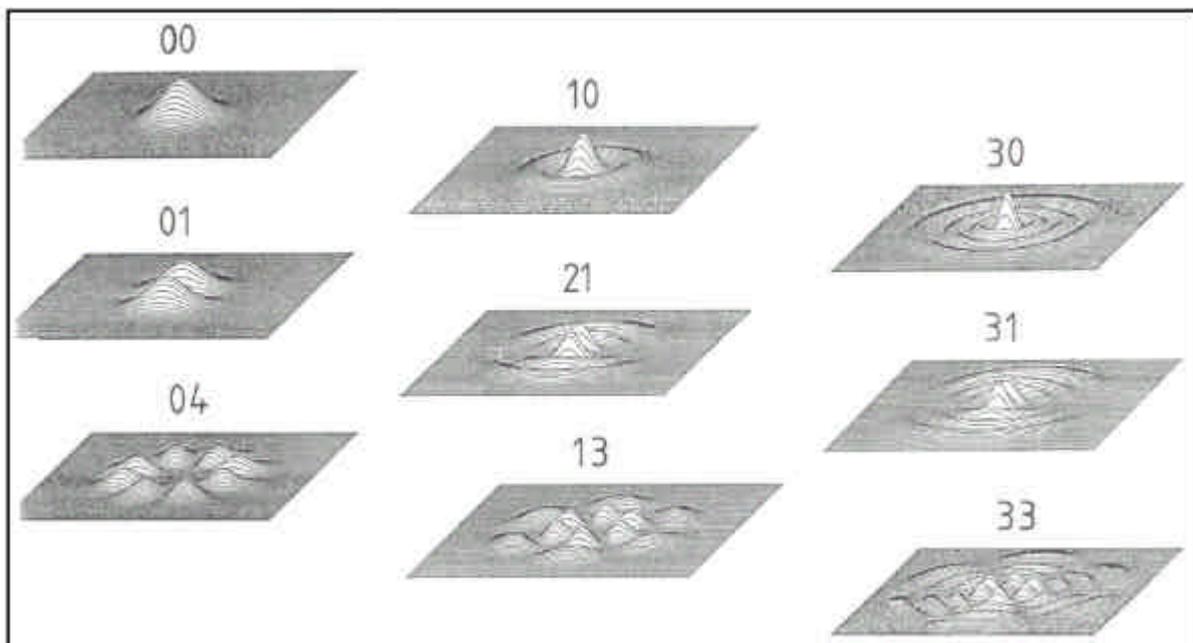


Abb. 3: Transversal angeregte Modenstruktur für einen Resonator mit kreissymmetrischen Spiegeln [47].

Bei der Übertragung des Laserlichtes durch einen Spiegelgelenkarm bleibt die TEM-Mode erhalten. Wird das Licht durch eine Lichtleitfaser geleitet, wird das Strahlprofil aufgrund von Laufzeitdifferenzen zerstört. Am Ende tritt das Licht dann mit einer gaussförmigen Intensitätsverteilung aus dem Lichtleiter aus (Abb. 2, links oben TEM₀₀). Auch bei der Hohlwelle erscheint bei geringen Biegeradien die Intensitätsverteilung gaussförmig. Bei stärkerer Biegung kann sich das Profil aber in Form von Halbmonden oder Ringstrukturen verzerren, was mit der ursprünglichen TEM-Mode nichts mehr gemein hat. Dies verdeutlicht, daß innerhalb des Strahlprofils bei gleicher Pulsenergie völlig unterschiedliche Energiedichteverteilungen auftreten, deren Auswirkungen sich beim Gewebeabtrag manifestieren.

Die Pulslänge τ eines Lasersystems wird durch sein zeitliches Pulsprofil (Abb. 4) vorgegeben. Dieses beschreibt die Zeitspanne eines Pulses von seinem Startpunkt bis zu seinem Ende. Als einheitliche Definition der Pulslänge τ wird die Pulsbreite bei halber Intensitätshöhe, die sogenannte "FWHM"-Breite (full width at half maximum) verwendet. In Abbildung 3 sind zwei Beispiele von Laserpulsen mit unterschiedlichen Pulslängen dargestellt.

Alle grundlegenden Wechselwirkungsprozesse lassen sich in Abhängigkeit der Einwirkzeit, welche durch das zeitliche Pulsprofil, d.h. durch die Pulslänge τ eines Lasersystems bei gegebener Energiedichte beschreiben [48]. Diese wurden bereits als Übersicht in Abbildung 3, Abschnitt 2.1 "Physikalische Grundlagen" (Seite 4) erläutert. Kürzere Pulse liefern höhere Pulsspitzenleistungen (Quotient von Pulsenergie zur Pulslänge), fördern die Effizienz des Abtrags und verhindern somit auch einen höheren Temperatureintrag in das Gewebe. Geeigneter Weise kommen demnach nur die Prozesse der Photoablation und der Photodisruption als athermische Wirkungen für den Abtrag von Zahnhartsubstanz in Frage, was wiederum die Auswahl der geeigneten Lasersysteme einschränkt. Wellenlänge, Pulslänge und die Einfachheit ihres Aufbaus sind demnach die ausschlaggebenden Faktoren, welche die Erbiumlaser als geeignete Laser für die Zahnhartsubstanzbearbeitung favorisieren

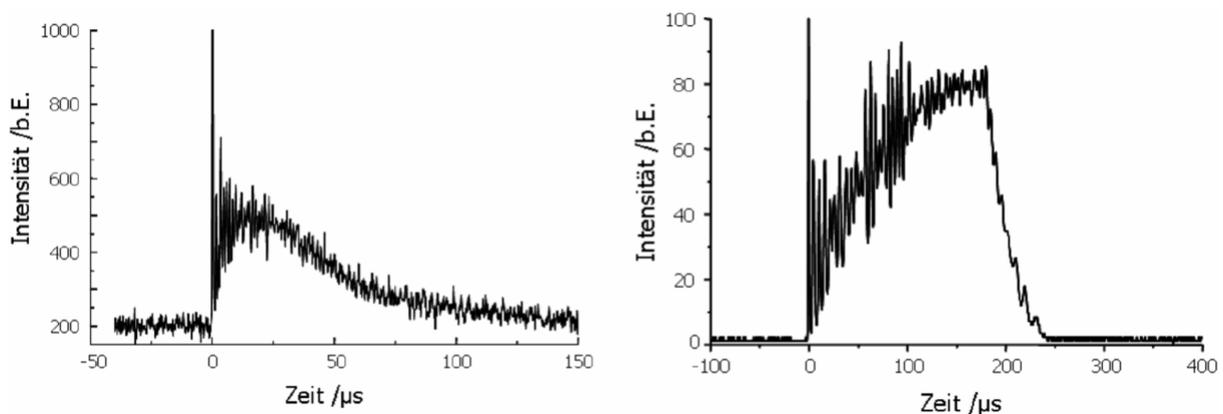


Abb. 4: Zwei Pulse verschiedener freilaufender Er:YAG-Laser mit unterschiedlichen Pulsformen und -längen. Der Puls auf der linken Seite hat eine Pulslänge von 50 μs (FWHM), der Puls auf der rechten Seite eine Pulslänge von etwa 200 μs (FWHM).

Kariesexkavation

Der wasservermittelte Ablationsprozess begünstigt den Abtrag von Karies aufgrund des höheren Wasser- und Proteingehalts im Vergleich zu gesunder Zahnhartsubstanz (erhöhte Selektivität). Das Entfernen von erkrankter Substanz unter vollständiger Schonung der gesunden Zahnschicht ist allerdings auch mit den Erbium-Lasern nur schwer realisierbar. Grund hierfür ist der zu geringe Unterschied in der Ablationsschwelle von kariösem im Vergleich zu gesundem Dentin [49]. Trotzdem sollte für die Entfernung von kariöser Substanz die Pulsenergie des Lasers reduziert werden, um den zuvor beschriebenen geringen Unterschied zwischen erkrankter und gesunder Zahnhartsubstanz vorteilhaft nutzen zu können und eine Überexkavation weitestgehend zu vermeiden.

Das Bild einer vollständig exkavierten Kavität erscheint dem Zahnarzt ungewohnt. Die Dentineoberfläche ist bedingt durch den Abtragmechanismus rau und ohne Glanz (Abb 5). Nur der „Kratztest“ mit der Sonde bietet sich hier als Exkavationskontrolle an.

Vorteilhaft gegenüber der herkömmlichen Exkavation mit rotierenden Instrumenten ist der zusätzlich antibakterielle Effekt von Laserstrahlung. Dieser wird unter anderem in der Endodontie (siehe Kap. 2.4),

Parodontologie und in der industriellen Anwendung zur Oberflächendesinfektion genutzt. Dieser Effekt lässt sich auch für die Erbium-Laser nachweisen [50]. Die antibakterielle Wirkung, gekoppelt mit der Temperatur hat jedoch aufgrund der Wellenlängen (Er:YAG bei 2,94 μm und Er,Cr:YSGG bei 2,79 μm) eine geringe Tiefenwirkung. Eine Überlegenheit gegenüber konventionellen Verfahren – zum Beispiel der Applikation von $\text{Ca}(\text{OH})_2$ -Suspensionen – konnte bisher wissenschaftlich noch nicht belegt werden.

Die Abtragsgeschwindigkeit der Erbium-Laser in Schmelz und Dentin ist ein kontrovers diskutiertes Thema. Wie oben bereits erwähnt, ergeben sich bauart- und leistungsbedingt bereits Unterschiede zwischen den verschiedenen Lasersystemen. Ein Vergleich zu den herkömmlichen rotierenden Instrumenten lässt sich wissenschaftlich nur schwierig ziehen, da die Abtragsrate der rotierenden Instrumente von einer Vielzahl von Faktoren (Schnittgeschwindigkeit, Anpressdruck und Schärfe des Instrumentes), beeinflusst wird. Betrachtet man die Präparations-geschwindigkeit alleine, so schneidet der Laser unzweifelhaft schlechter ab. In der klinischen Routine ist aber zu berücksichtigen, dass zum Beispiel ein Instrumentenwechsel für die verschiedenen Arbeitsschritte entfällt. Abbildung 6 zeigt ein Beispiel wo in Kombination sowohl die Turbine als auch der Erbium-Laser zum Einsatz kamen.



Abb. 5: Bild zweier vollständig exkavierter Klasse V Kavitäten. Die Dentineoberfläche ist rau und ohne Glanz. Die makroskopisch erkennbare und mit der Sonde tastbare Rauigkeit nach der Bestrahlung vergrößert die Anhaftungsfläche und liefert Vernetzungsunter-schnitte.

Photo: Praxis Dr. Rieß.



Abb. 6: a) Ausgangsbefund einer insuffizienten Klasse V Füllung an den Zähnen 44 und 45. Zur Verkürzung der Behandlungszeit wurden die Füllungen grob mit der Turbine entfernt. Anschließend wurden die Füllungsreste und die Caries Profunda vollständig mit dem Er:YAG-Laser exkaviert b). Die Dentineoberfläche erscheint matt. Die Konditionierung der Kavität für das Adhäsiv erfolgte lediglich durch selektive Säureätzung des Schmelzrandes. c) zeigt die Situation direkt nach der Fertigstellung.

Photos: Praxis Dr. Rieß.



Behandlungsablauf

Der Behandlungsablauf einer Zahnhalskaries mit dem Er:YAG-Laser soll hier am Beispiel einer Fall-dokumentation beschrieben werden (Abb.7) [51].

Bei den zu füllenden Defekten der Klasse V (Abb. 7a und 7b) wurde zunächst die Wurzelkaries mit dem Er:YAG-Laser, bei verwendeten Pulsenergien von 120-180 mJ und einer Pulswiederholrate von 10 Hz für Dentin, flächig abgetragen. Die Entfernung der Kunststofffüllung im Zahnhalsbereich des Zahnes 13 und die Präparation der schmelzbedeckten Kavitätenränder der Zähne 13-22 wurden mit Pulsenergien im Bereich von 180-300 mJ und 10 Hz, Einstellwerte für Schmelzpräparationen, durchgeführt.



Abb. 7a: Ausgangsbefund Zahnhalskaries der Frontzähne 13 bis 11.



Abb. 7b: Ausgangsbefund Zahnhalskaries der Frontzähne 21 und 22.

Die Abbildungen 7c und 7d zeigen, dass die Kavitätenpräparation (Klasse V) ca. 0,3 mm oberhalb des Gingivarandes begann und bis zum Beginn der schmelzbedeckten Kavitätenränder erfolgte. Die Präparation mit dem Er:YAG-Laser fand also ausschließlich im Dentin statt. Der schmelzbedeckte Rand der Kavitäten wurde nur wenig mit dem Erbium-Laser präpariert. Es sind nur kleinflächige Einschussbereiche auf dem Schmelzrand erkennbar.



Abb. 7c: Kavitätenpräparation der Zähne 13-11 im Dentin und geringfügig am schmelzbedeckten koronalen Rand der Klasse V Kavitäten.



Abb. 7d: Kavitätenpräparation der Zähne 21 und 22 nahezu ausschließlich im Dentin und nur geringfügig am Schmelzbedeckten koronalen Rand der Klasse V Kavitäten.

Die Entfernung des kariösen Dentins wurde optisch und durch Sondierung mit der zahnärztlichen Sonde kontrolliert. Eine Einfärbung mit Kariesrevelatoren fand nicht statt.

Die Oberflächen des bestrahlten Dentins, die als *Kraterrassen* bezeichnet werden kann, war bei der Berührung mit der zahnärztlichen Sonde grundsätzlich als hart zu bezeichnen. Durch die Laserpräparation war palpatorisch und makrooptisch eine raue Oberfläche im Dentin feststellbar. Die Kavitätenpräparation mit dem Laser wurde ohne Anästhesie durchgeführt. Der Patient gab an, dass er während der Präparation

nahezu keine Schmerzen verspürte. Vereinzelt waren für ihn kurze, nadelstich-artige Sensationen synchron zum Laserpuls am präparierten Zahn fühlbar. Anschließend wurden die koronalen Schmelzränder konventionell mit der Turbine und einem Feinkorn-Diamanten angeschrägt.

Die Konditionierung der Klasse V Kavitäten erfolgte mit 35%iger Phosphorsäure **selektiv** im Bereich der angeschrägten Schmelzareale für 30 Sekunden. Danach wurden insbesondere die angeätzten Schmelzränder mit dem Wasserspray für ca. 15-20 Sekunden pro Zahn abgespült und die gesamte Kavität mit „wedelnder“ Luft getrocknet, bis die kreidigweiße Schmelzoberfläche soeben erkennbar wurde (Abb. 7e und 7f).



Abb. 7e: Zähne 13 und 12 nach Ansträgung und selektiver Ätzung des Schmelzrandes; 11 noch nicht geätzt (fehlende Kreidigkeit).



Abb. 7f: Zähne 21 und 22 nach Schmelzrand-ansträgung und selektiver Ätzung der Schmelzoberfläche; die Dentin-oberfläche wurde nicht geätzt.

Die gesamte Kavität wurde in der Folge mit einem Schmelz-Dentin-Adhäsiv (Syntac classic: Primer, Adhäsiv, Heliobond) nach Herstellerangaben konditioniert und anschließend die Kavität in Mehrschicht-technik mit dem Mikrofill-Komposit Durafill (Farbe BO und G gefüllt). Es wurde kein Kofferdamm appliziert. Zur Verdrängung der marginalen Gingiva wurden lediglich Retraktionsfäden (ohne Zusatzstoffe) an den Zähnen 21 und 22 gelegt.

Abschließend wurden die Kunststoffoberflächen nachkonturiert und in konventioneller Technik poliert. Die Abbildungen 7g und 7h zeigen das Behandlungsergebnis unmittelbar nach Ausführung der genannten Behandlungsschritte.



Abb. 7g: Ansicht der Zähne 13-11 unmittelbar nach dem Füllen in Schmelz-Dentin-Mehrschicht- Adhäsiv Technik (Klasse V Kavität).



Abb. 7h: Ansicht der Zähne 21 und 22 unmittelbar nach dem Füllen in Schmelz-Dentin-Mehrschicht-Adhäsiv Technik (Klasse V Kavität).

Ergebnisse nach sechs Jahren Liegedauer der Füllung

Da zwischenzeitlich der Zahn 13 aus prothetischen Gründen überkront wurde, sind nachfolgend in der Übersichtsabbildung 8 nur die Klasse V Füllungen der Zähne 12, 11, 21 und 22 beurteilbar.

Der optische Eindruck der Füllungen 12, 11, 21 und 22 ist sechs Jahre nach Inkorporation im Ganzen als gut zu bezeichnen.

Der klinische Befund zeigte:

- Randspalt-Freiheit im Zervikalbereich aller Füllungen bei Sondierung
- unverfärbte Füllungsänder
- gute bis sehr gute Glattheit der Oberfläche
- leichter Materialverlust (Desintegration) am koronalen Füllungsrand der Zähne 21 und 22 durch Abrasion

Der Patient ist mit dem Ergebnis nach wie vor sehr zufrieden und würde eine entsprechende Therapie mit Lasereinsatz jederzeit wieder durchführen lassen. Besonders positiv wurde die schmerzarme und vibrationsfreie Präparation und der Komfort der anästhesiefreien Behandlung beurteilt.



Abb. 8: Gesamtübersicht der Klasse V Füllungen der Zähne 12, 11, 21 und 22 mehr als sechs Jahre nach Laserpräparation und Versorgung mit Kunststofffüllungen in Schmelz-Dentin- Mehrschicht Adhäsiv Technik.

Photo: Praxis Dr. Rieß.

Fissurenversiegelung

Die Fissurenkaries stellt trotz der gegebenen Präventionsmöglichkeiten durch Fluoridierung und Fissurenversiegelungsmittel ein gängiges Problem in der Zahnheilkunde dar [52]. Obwohl eine regelmäßige Fluoridzunahme durch die Verwendung von Zahnpasten, Mundwässern, professionell anzuwendenden Präparaten und verordneten Medikamenten gegeben ist, können sich dennoch Grübchen- und Fissurenkaries zu Genüge entwickeln. Dies weist darauf hin, dass Fluorid anscheinend bei Grübchen und Fissuren weniger wirksam ist, als auf glatten Zahnoberflächen. Basierend auf der Tatsache, dass bakterielle Plaque mit den Borsten einer Zahnbürste in den engen Fissuren und Grübchen schwer zu entfernen sind, geht die Wirkung von verwendeten Fissurenversiegelungsmitteln im Laufe der Zeit verloren und somit neuerlich Angriffspunkte für die Karies gegeben sind.

In wieweit eine Fissurenkaries behandlungsfähig ist, lässt sich heutzutage mit der Methode der Laser-Fluoreszenzmessung feststellen. Da auch bei makroskopisch intakter Zahnoberfläche, zum Teil begünstigt durch die Auswirkung von Fluoridierungsmaßnahmen, kariöse Läsionen bis ins Dentin reichen, stellt sich gerade die Diagnostik dieser sogenannten „hidden caries“ [53-55] im Röntgenbild häufig als schwierig dar [56-58]. Unter Verwendung dieser Laser-Fluoreszenzmessung kann die übliche klinische und röntgenologische Kariesdiagnostik bei bleibenden Zähnen und Milchzähnen ergänzt werden [59-61].

Die Fissurenversiegelung ist eine der beliebtesten Indikationen für die Laserpräparation mit dem Er:YAG-Laser, vor allem in der Kinderzahnheilkunde. Die nachfolgenden Punkte beschreiben das Vorgehen mit dem Laser.

- Nach der mechanischen Reinigung des Zahnes mit einer Prophylaxepaste oder mit einem Pulverstrahlgerät empfiehlt sich das Anlegen eines Kofferdams zur absoluten Trockenlegung.
- Die Schaffung eines retentiven Musters in der Fissur richtet sich nach den Orientierungshilfen aus Tabelle 1 für die Schmelzanschrägung und -konditionierung. Verfärbte Fissuren oder Fissuren, bei denen eine Karies nicht ausgeschlossen werden kann, werden mit dem Laser erweitert (Abb. 9). Die Erweiterung erfolgt mit den Laser-Einstelldaten für die normale Schmelzkonditionierung.
- Anschließend wird ein handelsüblicher Versiegler mit einer Kanüle oder einem Pinsel aufgetragen. Die Aushärtung erfolgt mit einem Lichtpolymerisationsgerät gemäß Herstellerangaben.
- Zuletzt erfolgt die Okklusionskontrolle.

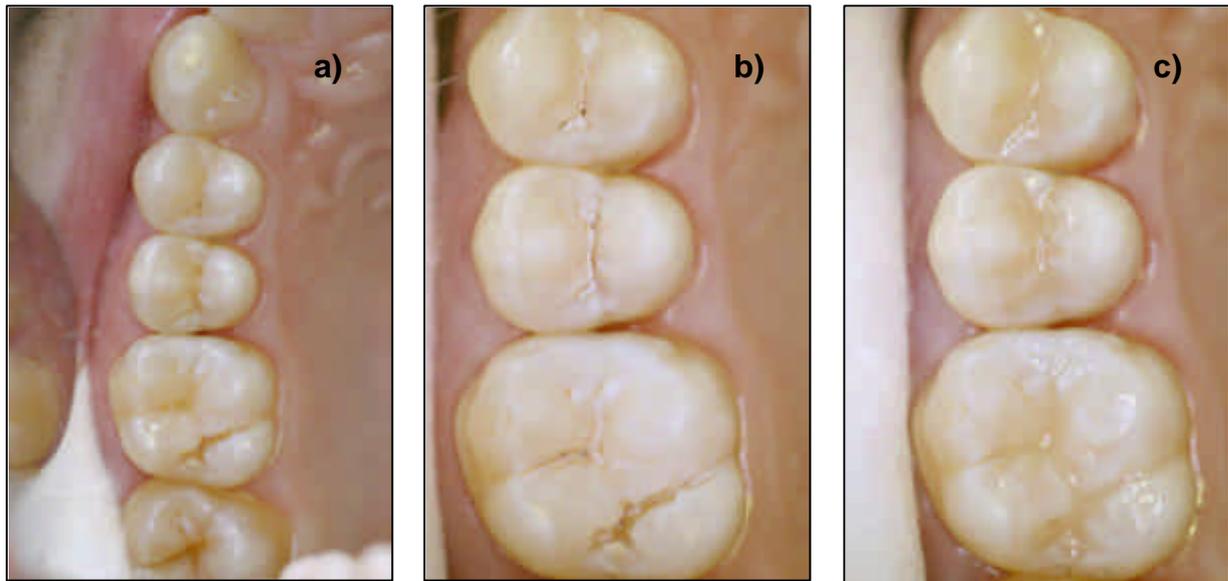


Abb. 9: a) Ausgangsbefund, Fissuren an den Zähnen 14 bis 16 vor der Versiegelung, b) vorsichtige Erweiterung der Fissur mit dem Er:YAG-Laser, versiegelte Fissuren.
 Photos: Praxis Dr. Rieß

Schmerzensation

Die in der Literatur vorliegenden klinischen Untersuchungen zum Einsatz der Erbium-Laser in der Kariestherapie bescheinigen ausnahmslos eine hohe Patientenakzeptanz. Die Laserbehandlung wird von der überwiegenden Zahl der Patienten als schmerzlos bzw. schmerzarm bezeichnet. Die Verwendung einer Lokalanästhesie ist nur im Ausnahmefall notwendig [62]. Zusätzlich zeigten histologische und immunhistochemische Untersuchungen nach Erbium-Laserpräparation eine geringere Expression von Entzündungsfaktoren sowie mildere und lokalisiertere Entzündungszeichen [63,64].

Die Ursache für die geringere Schmerzensation des Lasers ist wissenschaftlich nicht abschließend geklärt. Bekannt ist, dass intradentale Nerven durch die Laserpräparation stimuliert werden. Interessanter Weise zeigt eine wissenschaftliche Untersuchung, dass sogar höhere Aktionspotentiale bei A- und C-Fasern zu messen sind, als im Vergleich zu einer Mikromotorpräparation oder mechanischen Stimulation [65]. Diese Beobachtungen korrelieren mit dem physikalischen Verständnis der Laserablation, bei der die Absorption in Wasser dominiert. Diese Tatsache führt möglicherweise zu schlagartigen Flüssigkeitsverschiebungen in den Dentintubuli und damit zur Schmerzauslösung im Sinne der hydrodynamischen Theorie von BRÄNNSTRÖM [66]. Aus diesem Grund müssen andere Quellen für eine geringere Schmerzempfindung diskutiert werden. Eine Ursache ist möglicherweise in der drucklosen und vibrationsarmen Arbeitsweise des Lasers begründet. Es konnte gezeigt werden, dass die Laserpräparation signifikant geringere Vibrationen verursacht als eine Präparation mit rotierenden Instrumenten [67]. Weiterhin ist nicht auszuschließen, dass akustische Phänomene während der Laserpräparation oder andere psychologische Faktoren einen entscheidenden Einfluss auf das Schmerzempfinden während einer Zahnpräparation haben.

Versorgung laserpräparierter Kavitäten

Die Anwendung eines Erbium-Lasers am Zahn hinterlässt, bedingt durch den mikroexplosiven Abtrag der Zahnschubstanz, eine raue und zerklüftete Oberfläche. Aus diesem Grund bietet sich ausschließlich die Versorgung der Kavitäten mit plastischen Füllmaterialien an. Eine Inlay- oder Kronenpräparation ist mit dem Laser derzeit nicht möglich.

Mikroskopisch ähneln die laserbehandelten Oberflächen denen nach Säureapplikation. Im Schmelz wird bei adäquater Leistungseinstellung ein vergleichbares Prismenrelief mit bevorzugt abgetragenem inter- und innerprismatischem Material sichtbar. Das Dentin ist nach Laserbestrahlung weitgehend frei von einem *smear layer*. Die Dentintubuli sind zum Teil geöffnet.

Aufgrund dieses Erscheinungsbildes wurde lange Zeit vermutet, diese Oberflächen seien besonders für die Befestigung von Kompositmaterialien geeignet und eine zusätzliche Ädhäsivtechnik mit Verwendung von Phosphorsäure nach Laseranwendung überflüssig. Der Haftmechanismus von Kompositfüllungen am Zahn ist heute eine der meist untersuchten Gebiete in der Laserzahnheilkunde. Betrachtet man die Vielzahl von

Experimenten in diesem Feld, so ergibt sich aber die Tatsache, dass auf eine Adhäsivtechnik nicht verzichtet werden darf. Nicht zusätzlich konditionierte Laseroberflächen schneiden sowohl im Schmelz als auch im Dentin bei Abzugs- und Farbstoffpenetrationstests signifikant schlechter ab als konditionierte konventionell präparierte oder konditionierte laserpräparierte Oberflächen. Wird der Zahnschmelz nach Laseranwendung mit Säure konditioniert ergeben sich keine signifikanten Unterschiede [68-70]. Die Haftwerte im Dentin sind auch nach Anwendung moderner Haftvermittler signifikant reduziert. Diese Beobachtungen werden damit erklärt, dass die Laseranwendung zu einer Destruktion der Kollagenbestandteile im Dentin führt [71]. Bedingt dadurch lässt sich eine Hybridschicht mit einem freigelegten Kollagengeflecht nicht ausformen. Ob dieses Phänomen einen klinischen Einfluss auf die Haltbarkeit von Kompositfüllungen in laserpräparierten Kavitäten hat, ist derzeit nicht bekannt.

Vorbeugung der Entstehung neuer Karies

Die Anwendung des Lasers zur Kavitätenpräparation ist mit der Hoffnung verbunden, dass die dabei entstehenden Kavitätenwände und -ränder gegenüber einem kariösen Angriff resistent sind. Diese Theorie basiert auf der Tatsache, dass eine Bestrahlung von Zahnschmelz zu einer erhöhten Kariesresistenz führen kann [72]. Die Ursache hierfür ist, dass es bereits bei Temperaturen zwischen 300–400°C zu einem effektiven Verlust von gebundenem Karbonat in den Zahnhartsubstanzen kommt und dadurch eine verringerte Säurelöslichkeit auftritt. Die verringerte Säurelöslichkeit von Zahnschmelz nach Laserbestrahlung konnte *in vitro* und *in situ* auch für die Erbium-Laser nachgewiesen werden [73-75]. Der naheliegende Schluss, diesen Effekt auch bei der Kavitätenpräparation zu erwarten, ist aber nicht ohne weiteres zulässig. Im Gegenteil konnte gezeigt werden, dass nach Laserpräparation eher eine erhöhte Säurelöslichkeit die Folge ist [76]. Die oben erwähnten Temperaturen werden unter Benutzung eines für den Ablationsmechanismus notwendigen externen Wassersprays möglicherweise gar nicht erreicht. Außerdem führt die Laserpräparation zu einer rauen Oberfläche, die einem Säureangriff eine vergrößerte Angriffsfläche bietet.

Auf diesem Gebiet sind sicherlich weitere wissenschaftliche Studien notwendig, um den Effekt der Laserstrahlung auf die Kariesresistenz von Schmelz und Dentin näher zu untersuchen.

Laserparameter und Zusammenfassung

In Tabelle 1 sind Laserparameter als Orientierungshilfen für die Zahnhartsubstanzbearbeitung mit dem Er:YAG- und dem Er,Cr:YSGG-Laser aufgeführt. Die Daten für den Er,Cr:YSGG-Laser basieren auf dem Lasersystem der Fa. Biolase, Typ Millennium Waterlase™.

Indikation	Laser	Pulsenergie	Pulsfrequenz	Pulslänge	ext. Wasserspray
Kariesexkavation - Schmelz - Dentin - Caries profunda	Er:YAG	200-300 mJ	20-30 Hz	100 µs	Ja
		150-250 mJ	5-10 Hz	150-250 µs	Ja
		150-200 mJ	4-10 Hz	250 µs	Ja
Kavitätenpräparation - Schmelz - Dentin - Schmelz - Dentin	Er:YAG	200-300 mJ	20-30 Hz	100 µs	Ja
		150-250 mJ	10-20 Hz	150-250 µs	Ja
	Er,Cr:YSGG	275 mJ	20 Hz	-	Ja
		225 mJ	20 Hz	-	Ja
Fissurenversiegelung - Schmelz	Er:YAG	200-300 mJ	20-30 Hz	50-100 µs	Ja
Schaffung retentiver Oberflächen in Schmelz und Dentin	Er:YAG	120 mJ	10 Hz	100 µs	Ja
	Er,Cr:YSGG	150 mJ	20 Hz	-	Ja
Knochenpräparation	Er:YAG	200-300 mJ	20 Hz	50-100 µs	Ja

Tab. 1: Erbium-Laserparameter als Orientierungshilfen für die Kariestherapie und Kavitätenpräparation.

Mit den Erbium-Lasersystemen (Er:YAG, Er:YSGG) stehen dem Zahnarzt effektive und sichere Instrumente zur Kariestherapie und Kavitätenpräparation zur Verfügung. Die klinische Anwendung ist zwischenzeitlich durch viele Studien abgesichert. Vorteile der Laseranwendung sind der schonende Substanzabtrag und der hohe Patientenzuspruch, der wiederum zum Teil als Marketing-Effekt vom niedergelassenen Zahnarzt genutzt wird. Diesen Vorteilen stehen die hohen Anschaffungskosten, der geringfügig erhöhte Zeitbedarf bei Laseranwendung und ein eingeschränktes Indikationsgebiet gegenüber.

Expertentip

Ratschläge für Parametereinstellungen wie Pulsenergie, Durchschnittsleistung, Pulslänge oder Puls-wiederholrate zur Kariestherapie oder Kavitätenpräparation können aufgrund der am Markt erhältlichen Geräte nicht pauschal gegeben werden. Die in Tabelle 1 angegebenen Laserparameter sind lediglich Orientierungshilfen. Sie ersetzen **KEINE** fundierte Weiterbildung in der klinischen Anwendung der Lasersysteme. Für den Einstieg sollten die Herstellerangaben herangezogen werden, welche wiederum durch wissenschaftliche Studien mit dem angebotenen Gerät belegbar sein sollten. Des Weiteren sind die entsprechenden Sicherheitsaspekte und gesetzlichen Vorschriften (siehe Abschnitt 2.2) zu beachten.

Literatur zu Kapitel 2.4.2

- 1 Micheelis, W., Reich, E. (Gesamtbearbeitung): „Dritte Deutsche Mundgesundheitsstudie (DMS III). Ergebnisse, Trends und Problemanalysen auf der Grundlage bevölkerungsrepräsentativer Stichproben in Deutschland 1997,“ Deutscher Zahnärzte Verlag 1999.
- 2 American Dental Association (ADA): „Future of Dentistry,“ ADA Health Policy Center, Chicago 2001.
- 3 Featherstone, J. D. B.: „Prevention and reversal of dental caries: role of low level fluoride,“ Community Dent. Oral Epidemiol. 27, 31-40 (1999).
- 4 Stern, R. H., Sognaes, R. F.: „Laser beam effect on dental hard tissue,“ J. Dent. Res. 43, 873 (1964).
- 5 Paghdwala, A. F.: „Application of the erbium:YAG laser on hard dental tissues: measurement of the temperature changes and depth of cut,“ In: Profio, A. E. (Hrsg.): Laser Research in Medicine, Surgery and Dentistry. ICALEO'88. Vol.64, 192-201 (1988).
- 6 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. 9(4), 338-344 (1989).
- 7 Keller, U., Hibst, R.: „Experimental studies of the application of the Er:YAG laser on dental hard substances. II. Light microscopic and SEM investigations,“ Lasers Surg. Med. 9(4), 345-351 (1989).
- 8 Zharikov, E. V., Zhekov, V. I., Kulevskii, L. A., Murina, T. M., Osiko, V. V., Prokhorov, A. M., Savel'ev, A. D., Smirnov, V. V., Starikov, B. P., Timoshechkin, M. I.: „Stimulated emission from Er³⁺ ions in yttrium aluminium garnet crystals at $\lambda = 2.94 \mu\text{m}$,“ Sov. J. Quant. Electron. 4(8), 1039-1040 (1975).
- 9 Zharikov, E. V., Osiko, V. V., Prokhorov, A. M., Shcherbakov, I. A.: „Crystals of rare-earth gallium garnets with chromium as active media for solid-state lasers,“ Inorg. Mat. 48, 81-94 (1984).
- 10 Moulton, P. F., Manni, J. G., Rines, G. A.: „Spectroscopic and laser characteristics of Er,Cr:YSGG,“ IEEE J. Quant. Electron. 24(6), 960-973 (1988).
- 11 Patel, C. K. N.: „Interpretation of CO₂ optical maser experiments,“ Phys. Rev. Lett. 12(21), 588-590 (1964).
- 12 Patel, C. K. N.: „Continuous-wave laser action on vibrational-rotational transitions of CO₂,“ Phys. Rev. 136(5A), A1187-A1193 (1964).
- 13 Ishii, J., Fujita, K., Komori, T.: „Laser surgery as a treatment for oral leukoplakia,“ Oral. Oncol. 39(8), 759-769 (2003).
- 14 Ishii, J., Fujita, K., Munemoto, S., Komori, T.: „Management of oral leukoplakia by laser surgery: Relation between recurrence and malignant transformation and clinicopathological features,“ J. Clin. Laser Med. Surg. 22(1), 27-33 (2004).
- 15 Ivanenko, M., Sader, R., Afilal, S., Werner, M., Hartstock, M., von Hänisch, C., Milz, S., Erhardt, W., Zeilhofer, H.-F., Hering, P.: „In vivo animal trials with a scanning CO₂ laser osteotome,“ Lasers Surg. Med. 37, 144-148 (2005).

-
- 16 Ivanenko, M., Werner, M., Afilal, S., Klasing, M., Hering, P.: „Ablation of hard bone tissue with pulsed CO₂ Lasers,” *Medical Laser Application* 20, 13-23 (2005).
 - 17 Featherstone, J. D. B., Nelson, D. G. A.: „Laser effects on dental hard tissues,” *Adv. Dent. Res.* 1(1), 21-26 (1987).
 - 18 Fried, D., Glana, R. E., Featherstone, J. D. B., Seka, W. D.: „Multiple pulse irradiation of dental hard tissues at CO₂ laser wavelengths,” In: Wigdor, H. A., Featherstone, J. D. B., White, J. M. (Hrsg.): *Lasers in dentistry. Proc SPIE 2394*, 41-50 (1995).
 - 19 Wigdor, H. A., Walsh, Jr., J. T.: „Histologic analysis of the effect on dental pulp of a 9.6-µm CO₂ laser,” *Lasers Surg. Med.* 30, 261-266 (2002).
 - 20 Niemz, M. H.: „Cavity preparation with the Nd:YLF picosecond laser,” *J. Dent. Res.* 74(5), 1194-1199 (1995).
 - 21 Strassl, M., Kasenbacher, A., Wintner, E.: „Ultrashort laser pulses in dentistry,” *J. Oral Laser Appl.* 2(4), 213-222 (2002).
 - 22 Niemz, M. H., Kasenbacher, A., Strassl, M., Bäcker, A., Beyertt, A., Nickel, D., Giesen, A.: „Tooth ablation using a CPA-free thin disk femtosecond laser system,” *Appl. Phys. B* 79, 269-271 (2004).
 - 23 Moritz, A., Schoop, U., Straßl, M., Wintner, E.: „Lasergestützte Kavitätenpräparation,” In: Moritz, A. (Hrsg.): *Orale Lasertherapie. Quintessenz Verlags-GmbH, Berlin, Chicago, Tokio 2006*, 119.
 - 24 Zach, L., Cohen, G.: „Pulp response to externally applied heat,” *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol.* 19(4), 515-530 (1965).
 - 25 Kerschbaum, T., Voss, R.: „The risk of crowns,” *Dtsch. Zahnärztl. Z.* 34(10), 740-743 (1979).
 - 26 Kerschbaum, T., Voss, R.: „Practical efficacy of crowns and inlays,” *Dtsch. Zahnärztl. Z.* 36(4), 243-249 (1981).
 - 27 Lussi, A., Gyax, M.: „Iatrogenic damage to adjacent teeth during classical approximal box preparation,” *J. Dent.* 26(5-6), 435-441 (1998).
 - 28 Lussi, A., Kronenberg, O., Megert, B.: „The effect of magnification on the iatrogenic damage to adjacent tooth surfaces during class II preparation,” *J. Dent.* 31(4), 291-296 (2003).
 - 29 Moritz, A., Schoop, U., Straßl, M., Wintner, E.: „Lasergestützte Kavitätenpräparation,” In: Moritz, A. (Hrsg.): *Orale Lasertherapie. Quintessenz Verlags-GmbH, Berlin, Chicago, Tokio 2006*, 80.
 - 30 Moritz, A., Schoop, U., Goharkhay K., Szakacs, S., Sperr, W., Schweidler, E., Wernisch, J., Gutknecht, N.: „Procedures for enamel and dentin conditioning: a comparison of conventional and innovative methods,” *J. Esthet. Dent.* 10(2), 84-93 (1998).
 - 31 Buddecke, E.: „Biochemische Grundlagen der Zahnmedizin,” Walter de Gruyter, Berlin, New York 1981.
 - 32 Duck, F. A.: „Physical properties of tissue,” Academic Press, London, San Diego, New York 1990.
 - 33 Keller, U., Raab, W. H., Hibst, R.: „Die Pulpreaktion während der Bestrahlung von Zahnhartsubstanzen mit dem Er:YAG Laser,” *Dtsch. Zahnärztl. Z.* 46(2), 158-60 (1991).
 - 34 Meister, J., Franzen, R., Forner, K., Grebe, H., Stanzel, S., Lampert, F., Apel, C.: „Influence of the water content in dental enamel and dentin on ablation with erbium YAG and erbium YSGG lasers,” *J. Biomed. Opt.*, accepted, (2006).
 - 35 Fried, D.: „IR laser ablation of dental enamel,” In: Featherstone, J. D. B., Rechmann, P., Fried, D. (Hrsg.), *Lasers in dentistry VI. Proc. SPIE 3910*, 136-148 (2000).
 - 36 Fried, D., Ashouri, N., Breunig, T., Shori, R.: „Mechanism of water augmentation during IR laser ablation of dental enamel,” *Lasers Surg. Med.* 31, 186-193 (2002).
 - 37 Fried, D., Visuri, S. R., Featherstone, J. D. B., Walsh, J. T., Seka, W., Glana, R. E., McCormack, S. M., Wigdor, H. A.: „Infrared radiometry of dental enamel during Er:YAG and Er:YSGG laser irradiation,” *J. Biomed. Opt.* 1(4), 455-465 (1996).
 - 38 Fried, D.: „IR laser ablation of dental enamel,” In: Featherstone, J. D. B., Rechmann, P., Fried, D. (Hrsg.): *Lasers in dentistry VI. Proc SPIE 3910*, 136-148 (2000).

-
- 39 Moritz, A., Schoop, U., Straßl, M., Wintner, E.: „Lasergestützte Kavitätenpräparation,“ In: Moritz, A. (Hrsg.): *Orale Lasertherapie*. Quintessenz Verlags-GmbH, Berlin, Chicago, Tokio 2006, 90.
- 40 Cozean, C., Arcoria, C. J., Pelagalli, J., Powell, G. L.: „Dentistry for the 21st century? Erbium:YAG laser for teeth,“ *J. Am. Dent. Assoc.* 128(8),1080-1087 (1997).
- 41 Dostalova, T., Jelinkova, H., Krejsa, O., Hamal, K., Kubelka, J., Prochazka, S., Himmlova, L.: „Dentin and pulp response to Erbium:YAG laser ablation: a preliminary evaluation of human teeth,“ *J. Clin. Las. Med. Surg.* 15(3), 117-121 (1997).
- 42 Keller, U., Hibst, R.: „Effects of Er:YAG laser in caries treatment: a clinical pilot study,“ *Laser Surg. Med.* 20(1), 32-38 (1997).
- 43 Matsumaoto, K., Nakamura, Y., Mazeki, K., Kimura, Y.: „Clinical dental application of Er:YAG laser for Class V cavity preparation,“ *J. Clin. Las. Med. Surg.* 14(3), 123-127 (1996).
- 44 Pelagalli, J., Gimbel, C. B., Hansen, R. T., Swett, A., Winn, D. W. 2nd: „Investigational study of the use of Er:YAG laser versus dental drill for caries removal and cavity preparation –phase I,“ *J. Clin. Laser Med. Surg.* 15(3), 109-115 (1997).
- 45 F. D. A.: www.fda.gov
- 46 Hibst, R., Keller, U.: „Removal of dental filling materials by Er:YAG laser radiation,“ In: O'Brien, S. J., Dederich, D. N., Widgor, H. A., Trent, A. M. (Hrsg.): *Lasers in Orthopedic, Dental, and Veterinary Medicine*. Proc SPIE 1424, 120-126 (1991).
- 47 Hodgson, N., Weber, H.: „Optical Resonators,“ Springer-Verlag, New York 1997.
- 48 Apel, C., Franzen, R., Meister, J., Sarrafzadegan, H., Thelen, S., Gutknecht, N.: „Influence of the pulse duration of an Er:YAG laser system on the ablation threshold of dental enamel,“ *Lasers Med. Sci.* 17, 253-257 (2002).
- 49 Rechmann, P., Hennig, T., von der Hoff, U., Kaufmann, R.: „Caries selective ablation: wavelength 377 nm versus 2.9 nm,“ In: Dov Gal, D. V. M., O'Brian, S. J., Vangsness, C. T., White, J. M., Wigdor, H. A. (Hrsg.): *Laser in Orthopedic, Dental, and Veterinary Medicine II*. Proc SPIE 1880, 235-239 (1993).
- 50 Hibst, R., Stock, K., Gall, R., Keller, U.: „Controlled tooth surface heating and sterilization by the Er:YAG-laser,“ In: Altshuler, G. B., Chiesa, F., Geschwind, H. J., Hibst, R., Krasner, N., Laffitte, F., Maira, G., Neumann, R., Pini, R., Reidenbach, H.-D., Roggan, A., I Mila, M. S. (Hrsg.): *Laser Applications in Medicine and Dentistry*. Proc SPIE 2922:119-126 (1996).
- 51 Rieß, H.: „Die Präparation von Klasse-V-Kavitäten mit dem Er:YAG-Laser – Zwei Kasuistiken mit Langzeitbeobachtungen,“ *Z. Laserzahnheilkunde* 2(2), 89-97 (2005).
- 52 Ogaard, B.: „Effects of fluoride on caries development and progression in vitro,“ *J. Dent. Res.* 69 (Spec. Iss.), 813-823 (1990).
- 53 Ricketts, D., Kidd, E., Weerheijm, K. L., de Soet, H.: „Hidden caries: what is it? Does it exist? Does it matter?,“ *Int. Dent. J.* 47, 259-265 (1997).
- 54 Weerheijm, K. L.: „Occlusal „hidden caries“ ,“ *Dent. Update* 24, 182-184 (1997).
- 55 Weerheijm, K. L., Kidd, E. A. M., Groen, H. J.: „The effect of fluoridation on the occurrence of hidden caries in clinically sound occlusal surfaces,“ *Caries Res.* 31, 30-34 (1997).
- 56 Lussi, A.: „Comparison of different methods for the diagnosis of fissure caries without cavitation,“ *Caries Res.* 27, 409-416 (1993).
- 57 Marthaler, T. M., O'Mullane, D. M., Vrbic, V.: „The prevalence of dental caries in europe 1990-1995,“ *Caries Res.* 30, 237-255 (1996).
- 58 Weerheijm, K. L., de Soet, J. J., van Amerongen, W. E., de Graaff, J.: „Sealing of occlusal hidden caries lesions: an alternative for curative treatment?,“ *J. Dent. Child* 59, 263-268 (1992).
- 59 Braun, A., Graefen, O., Frentzen, M., Nolden, R.: „Vergleich herkömmlich klinisch diagnostizierter Kariesstadien mit Werten der Laser-Fluoreszenz-Messung,“ *Dtsch. Zahnärztl. Z.* 55, 248-251 (2000).
- 60 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.* 109, 14-19 (2001).

-
- 61 Lussi, A., Francescut, P.: „Performance of conventional and new methods for the detection of occlusal caries in deciduous teeth,” *Caries Res.* 37, 2-7 (2003).
- 62 Keller, U., Hibst, R., Geurtsen, W., Schilke, R., Heidemann, D., Klaiber, B., Raab, W. H.: „Erbium:YAG laser application in caries therapie. Evaluation of patient perception and acceptance,” *J. Dent.* 26(8), 649-656 (1998).
- 63 Sonntag, K. D., Klitzmann, B., Burkes, E. J., Hoke, J., Moshonov, J.: „Pulpal response to cavity preparation with Er:YAG and Mark III free electron lasers,” *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol.* 81, 695-702 (1996).
- 64 Takamori, K.: „A histopathological and immunohistochemical study of dental pulp and pulpal nerve fibers in rat after the laser cavity preparation using Er:YAG laser,” *J. Endod.* 26, 95-99 (2000).
- 65 Chaiyavei, S., Yamamoto, H., Takeda, A., Suda, H.: „Response of feline intradental nerve fibers to tooth cutting by Er:YAG laser,” *Lasers Surg. Med.* 27, 341-349 (2000).
- 66 Brännström, M.: „Sensitivity of dentine,” *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol.* 21(4), 517-26 (1966).
- 67 Takamori, K., Furukawa, H., Morikawa, Y., Katayama, T., Watanabe, S.: „Basic study on vibrations during tooth preparations caused by high-speed drilling and Er.YAG laser irradiation,” *Lasers Surg. Med.* 32, 25-31 (2003).
- 68 Ceballos, L., Toledano, M., Osorio, R., Tay, F. R., Marshall, G. W.: „Bonding to Er-YAG-laser-treated dentin,” *J. Dent. Res.* 81(2), 119-122 (2002).
- 69 Gutknecht, N., Apel, C., Schäfer, C., Lampert, F.: „Mikroleakage of composite fillings in Er,Cr:YSGG laser-prepared class II cavities,” *Lasers Surg. Med.* 28, 371-374 (2001).
- 70 van Meerbeek, B., de Munck, J., Mattar, D., van Landuyt, K., Lambrechts, P.: „Microtensile bond strengths of an etch&rinse and self-etching adhesive to enamel and dentin as a function of surface treatment,” *Oper. Dent.* 28(5), 647-660 (2003).
- 71 Ishizaka, Y., Eguro, T., Maeda, T., Tanaka, H.: „Effects of Er:YAG laser irradiation on human dentin: Polarizing microscopic, light microscopic and microradiographic observations, and FT-IR analysis,” *Lasers Surg. Med.* 31, 171-176 (2002).
- 72 Featherstone, J. D. B.: „Caries detection and prevention with laser energy,” *Dent. Clin. North. Am.* 44(4), 955-969 (2000).
- 73 Apel, C., Meister, J., Schmitt, N., Gräber, H. G., Gutknecht, N.: „Calcium solubility of dental enamel following sub-ablative Er:YAG and Er:YSGG laser irradiation in vitro,” *Lasers Surg. Med.* 30, 337-341 (2002).
- 74 Apel, C., Birker, L., Meister, J., Weiss, C., Gutknecht, N.: „The caries preventive potential of sub-ablative Er:YAG and Er:YSGG laser radiation in an intra-oral model. A pilot study,” *Photomed. Laser Surg.* 22(4), 312-317 (2004).
- 75 Apel, C., Meister, J., Götz, H., Duschner, H., Gutknecht, N.: „Structural changes in human dental enamel in connection with the potential use of sub-ablative erbium laser radiation for caries prevention,” *Caries Res.* 39(1), 65-70 (2005).
- 76 Apel, C., Schäfer, C., Gutknecht, N.: „Demineralization of Er:YAG and Er,Cr:YSGG laser-prepared enamel cavities in vitro,” *Caries Res.* 37, 34-37 (2003).