

Theragnostik und All-in-One-Laser

Zukunftsstrategien in der Laserzahnheilkunde

Rückblickend auf 50 Jahre Laserforschung lässt sich eine stetige Weiterentwicklung dieser Technologie in der Zahnheilkunde feststellen. Zwischenzeitlich stehen eine Reihe evidenzbasierter Anwendungen, zum Beispiel in der Kariesdiagnostik und -entfernung, in der Endodontie, der Parodontologie sowie in der Chirurgie zur Verfügung. Vor allem unter dem Aspekt, dass in Zukunft Antibiotika wesentlich kritischer eingesetzt werden müssen, bietet die antimikrobielle Photodynamische Therapie (aPDT) ein großes Potenzial.

Prof. Dr. Matthias Frentzen, Dipl.-Phys. Florian Schelle, Priv.-Doz. Dr. Jörg Meister/Bonn

n Laseranwendungen sind mittlerweile zwar für eine Vielzahl von zahnärztlichen Anwendungen entwickelt und erprobt worden, jedoch werden hierfür jeweils adäquate Lasertypen benötigt. Für die Diagnostik und antimikrobielle Photodynamische Therapie sind zum Beispiel andere Laser notwendig als für die Chirurgie oder Kariestherapie. Dies macht die Anwendung von Lasertechnologien in der Zahnheilkunde momentan noch sehr aufwendig. Es muss daher durch technische Weiterentwicklungen versucht werden, die Vielzahl der unterschiedlichen, häufig auf wenige Indikationen begrenzten Systeme durch All-in-One-Laser zu ersetzen. Eine Herausforderung für die Zukunft wird auch die Verknüpfung von Diagnostik und Therapie (Theragnostik) in situ sein, um neue Behandlungsdimensionen für unsere Patienten zu erschließen.

Die zurzeit etablierten Laseranwendungen zum Abtragen, Schneiden und Koagulieren von Geweben bzw. zur Entfernung der Karies beruhen in der Regel auf thermischen Effekten, die je nach Lasertyp eine unterschiedliche Tiefenwirkung haben. Formgebende Präparationen, vergleichbar den rotierenden Instrumenten, sind in der Regel noch nicht möglich. Nur bei wenigen Anwendungen können Diagnostik und Therapie miteinander verbunden werden. Hier zeigen neue Lasertechnologien, zu denen auch die Ultrakurzpuls laser gehören, zukunftsweisende Perspektiven auf.

Optische Detektions- und Diagnoseverfahren

Optische Detektionsverfahren für klinische Anwendungen konnten bisher im Rahmen der Kariesdiagnostik und Konkrement- bzw. Biofilmdetektion entwickelt werden. Die Technik der Fluoreszenzdiagnostik steht hierbei im Vordergrund. Derzeit wird versucht, diese Möglichkeiten auch in anderen Indikationsfeldern (z.B. Schleimhautdiagnostik) zu etablieren.

Neben der Fluoreszenzdiagnostik ist die Spektroskopie ein weiteres gängiges Verfahren, welches für analytische Zwecke genutzt werden kann (siehe Ultrakurzpuls laser). Andere bildgebende Verfahren wie die Optische Kohärenztomografie (OCT) oder die Terahertztechnologie stehen erst am Anfang ihrer Einsatzmöglichkeiten.

Bei der OCT handelt es sich um ein Bildgebungsverfahren, welches auf eine spezielle Eigenschaft des Lichtes, die Kohärenzlänge, zurückgreift. Hierbei wird Licht von geringer Kohärenzlänge mithilfe eines Interferometers zur Entfernungsmessung reflektierender oder streuender Materialien eingesetzt. Anhand der Messung von Amplitude und Phase sowie der Flugzeit der zurückgestreuten Photonen ist es möglich, im Sinne eines Kohärenzschalters die Photonen einem definierten Ort am oder im Material zuzuordnen (Abb. 1). Je geringer die Kohärenzlänge der Strahlungsquelle folglich ist, desto genauer sind die Ortsbestimmung und die Tiefenauflösung.

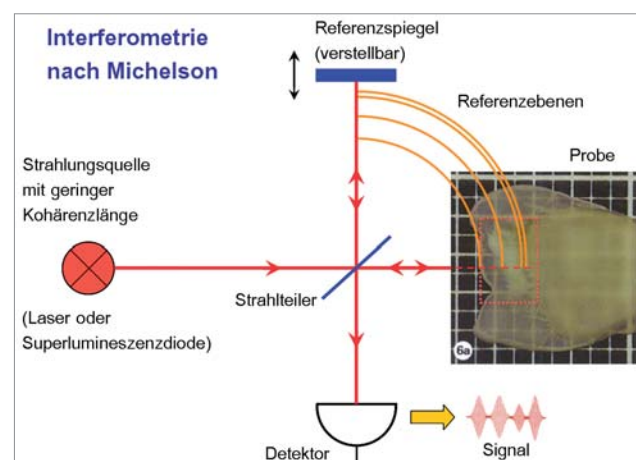


Abb. 1: Prinzipische Skizze der Funktionsweise der Optischen Kohärenztomografie (OCT). Die Überlagerung der Phasenfronten von Referenz- und Signalwelle (Referenzebenen) in der Detektorebene liefert das auszuwertende Signal.

Die OCT ist ein nichtinvasives, berührungsloses, in Realzeit und in vivo anzuwendendes Verfahren, welches von Suboberflächen hochaufgelöste Bilder liefert. Sie arbeitet im Wellenlängenbereich zwischen 600 nm und 2 µm. Damit lassen sich wasserhaltige und pigmentierte Gewebe geringer Absorption untersuchen, wofür nur minimale Leistungen der Strahlungsquelle im µW-Bereich notwendig sind. Die Tiefenauflösung hängt von der verwendeten Strahlungsquelle ab. So liefern Superlumineszenzdioden eine Tiefenauflösung von 10 bis 15 µm, wohingegen diese mit Ultrakurzpuls lasern bis auf 1 µm re-

Syneron™
DENTAL LASERS

*Express
your mastery*

Besuchen Sie uns zu einem Willkommenstrunk
und lassen Sie sich vom

LITETOUCH™

mit der einzigartigen Laser-im
Handstück-Technologie faszinieren

Die 1. Wahl des Zahnarztes für
Hart-und Weichgewebsbehandlungen



duziert werden können. Zur klinischen Anwendung eignet sich die OCT für die quantitative Erfassung der Demineralisation von Zahnhartgeweben sowie für die subgingivale Konkrement- und Kariesdetektion.

Ein weiteres bildgebendes Verfahren ist die Terahertztechnologie. Für die Bildgebung werden in der Regel Wellenlängen um die $30\ \mu\text{m}$ bzw. $10^{12}\ \text{Hz}$ (Terahertz) verwendet. Wie bei der OCT handelt es sich ebenfalls um eine nichtionisierende Strahlung, welche in der medizinischen Anwendung mit Leistungen um $1\ \mu\text{W}$ appliziert wird. Im Sinne einer Ladungsverschiebung hat die Strahlung keinen Einfluss auf das menschliche Gewebe. Thermische Einflüsse sind ebenfalls vernachlässigbar. Die Erzeugung von gepulster Terahertzstrahlung basiert auf der Ultrakurzpulslasertechnologie (UKPL). Nach Bestrahlung eines Zink-Tellur Targets (ZnTe) mit dem UKPL wird Terahertzstrahlung vom Target emittiert. Die Bilderzeugung wird durch Messung von Laufzeitunterschieden entweder in Reflexion oder in Transmission vorgenommen. In der Zahnheilkunde lässt sich dieses Verfahren gleichermaßen zur Kariesdetektion einsetzen.

Weiterentwicklung konventioneller Lasersysteme

Die heute am Markt erhältlichen Dentallaser unterliegen einem kontinuierlichen Prozess der Weiterentwicklung. Sowohl bei den Diodenlasern als auch bei den Erbiumlasern lassen sich solche Schritte zeitnah nachverfolgen. Im Sinne einer Erweiterung des Therapiespektrums wird hier insbesondere auf die Laserparameter Einfluss genommen. Von besonderer Bedeutung sind hierbei die Pulsdauer, die Pulsenergie bzw. -leistung und die Pulswiederholrate. Bei den Diodenlasern lassen sich z. B. Trends zu kürzeren Pulsdauern (μs) bei gleichzeitigem Anstieg der Leistung (einige $10\ \text{W}$) und Erhöhung der Pulswiederholrate (im kHz-Bereich) beobachten. Für die Erbiumlaser ist der Trend genau umgekehrt. Bei einer Pulswiederholrate von etwa $50\ \text{Hz}$ geht der Trend eindeutig zu geringeren Pulsenergien (unterer $100\ \text{mJ}$ -Bereich). Des Weiteren liefert die größere Variation der Pulsdauer (μs bis ms) eine Erweiterung des Therapiespektrums von der Hartgewebsbearbeitung bis hin zu einfachen chirurgischen Maßnahmen.

Ultrakurzpulslasertechnologie

Bei der Ultrakurzpulslasertechnologie (UKPL) werden sehr kurze Lichtblitze (Piko- und Femtosekunden) erzeugt, die mit hohen Repetitionsraten (kHz-Bereich) mit einem ultraschnellen Scannersystem über eine definierte Arbeitsfläche geführt werden. Dies führt dazu, dass in vielen kleinen, sehr schnell ablaufenden Schritten das zu bearbeitende Gewebe ohne signifikanten Wärmeeintrag pro Puls bearbeitet werden kann. Ein zusätzlicher wünschenswerter Effekt bei dieser Art der Materialbearbeitung ist die hohe Präzision, welche in erster Linie nur durch die Größe des Fokusdurchmessers

Abb. 2: Zahnhartsubstanzbearbeitung mit dem UKPL. Die Präparationsspur zeigt eindrucksvoll die problemlose Bearbeitung von Schmelz und Dentin mit dem UKPL.



limitiert ist (Abb. 2). Um realistische Kavitäten zu erzeugen, muss dann natürlich der feine Strahl mithilfe eines Scansystems so abgelenkt werden, dass die gewünschte Form entsteht (Abb. 3).

Ein modengekoppelter Laser mit einer Durchschnittsleistung von $10\ \text{W}$ und einer Pulsdauer von einigen Piko- bis Sekunden erreicht, je nach Repetitionsrate (Anzahl der Pulse pro Sekunde), typische Pulsspitzenleistungen von mehreren Millionen Watt. Bei zusätzlich guter Fokussierung lassen sich somit Intensitäten von einigen Gigawatt ($\text{GW} = 10^9\ \text{W}$) pro Quadratzentimeter erzielen. Bei diesen Größenordnungen treten bei der Licht-Materie-Wechselwirkung Effekte auf, die in der Physik keiner linearen Gesetzmäßigkeit mehr folgen (nichtlineare Optik). Einer dieser Effekte ist die Mehrphotonenabsorption, aufgrund derer bei ausreichend hohen Intensitäten Materialien für die verwendete Wellenlänge nicht mehr transparent wirken. In der Regel sind diese bei modengekoppelten, fokussierten Lasern so hoch, dass sich nahezu jedes Material damit bearbeiten und abtragen lässt – weitestgehend unabhängig von dessen Absorptionsspektrum. Dies reicht von oralen Weichgeweben über Knochen und Dentin bis hin zu Kunststoffen und Metallen. Eine weitere Besonderheit ist dabei, dass die auf das Material übertragene Energiemenge aufgrund der enorm kurzen Pulsdauern in der Größenordnung von lediglich einigen Mikrojoule ($\mu\text{J} = 10^{-6}\ \text{J}$) liegt, d.h. der durch den Abtragsprozess entstehende Wärmeeintrag pro Puls ist gering. Durch Variation der Laserparameter kann ein solches System aber auch dahingehend modifiziert werden, dass Effekte konventioneller Laser zur Verfügung stehen. Die Bearbeitung von Materialien mit und ohne thermische Nebeneffekte sowie auch eine Detektionskomponente sind Grundlage für den Aufbau eines All-in-One-Lasersystems.

Bei der Gewebearbeitung mit dem UKPL wird in der Regel ein Plasma erzeugt, das Aufschluss über das bearbeitete Material bzw. Gewebe geben kann. Durch eine spektrale Analyse des Plasmas kann das ablatierte Material charakterisiert und klassifiziert werden. Solche Techniken werden im Rahmen der Laser Induced Break-

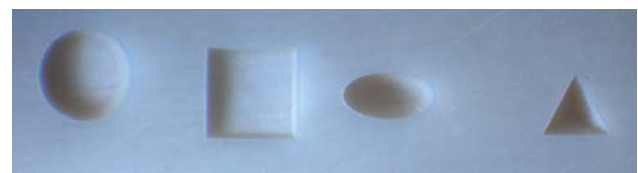


Abb. 3: Virtuelle Instrumentenbox für die Kavitätenpräparation mit dem UKPL unter Verwendung eines Scansystems.

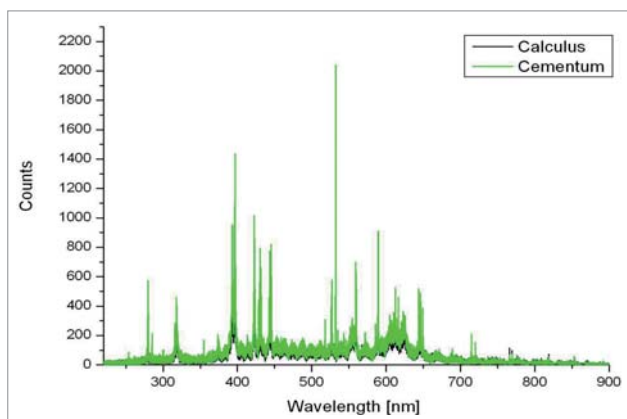


Abb. 4: Plasmaanalyse mittels Laser Induced Breakdown Spectroscopy (LIBS) während der Bearbeitung von Wurzelzement mit dem UKPL.

down Spectroscopy (LIBS, Abb. 4) angewendet. Die Einsatzgebiete reichen heute bereits von der quantitativen Laboranalyse bis zur Archäologie und Betonanalyse.

Ein weiterer Nebeneffekt der hohen Intensitäten ist die Erzeugung von Oberschwingungen der Lasergrundwellenlänge im Material, d.h. die Erzeugung einer zweiten bzw. dritten Harmonischen oder auch Frequenzverdopplung (Abb. 5) bzw. -verdreifachung. Diese vom bearbeiteten Material selbst erzeugten Wellenlängen können wiederum zur Spektral- oder Fluoreszenzanalyse verwendet werden. Lasersysteme auf Basis der Pikosekudentechnologie sollen dem Anwender später ermöglichen:

- minimalinvasiv Zahnhartsubstanz (Schmelz und Dentin) und mineralisierte Auflagerungen (Zahnstein bzw. Konkremete) schmerzfrei abzutragen, einschließlich einer objektiven Analyse des entfernten Materials;
- eine das umgebende Gewebe schonende Bearbeitung von Knochen, z. B. im Rahmen implantologischer Maßnahmen, durchzuführen;
- chirurgische Maßnahmen an gesunden und erkrankten oralen Weichgeweben, einschließlich der Analyse des abzutragenden Materials vorzunehmen;
- ein Biofilmmangement der oralen Plaque assoziierten Erkrankungen in den Bereichen der Kariologie, Endodontie und Parodontologie vorzunehmen.

Die Ultrakurzpulslasertechnologie stellt hohe Anforderungen an die Entwicklung praxistauglicher Systeme, sodass mit einer kurzfristigen Verfügbarkeit nicht zu rechnen ist. Die Optionen für Detektion und Therapie, die diese Technik bietet, erfüllen die Grundlagen für ein All-in-One-Lasersystem. Daher erscheint die weitere Auseinandersetzung mit dieser Thematik erforderlich.

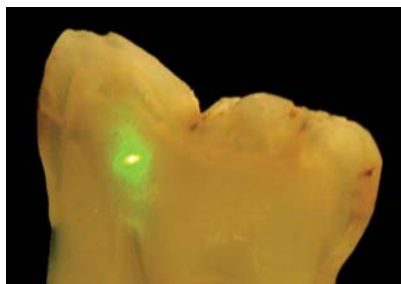


Abb. 5: Erzeugung der zweiten Harmonischen (Frequenzverdopplung) im Dentinkollagen mit dem UKPL unterhalb der Abtragsschwelle. Frequenzverdopplung bedeutet in diesem speziellen Fall eine Wellenlängenhäufung von 1.064 nm auf 532 nm (grünes Leuchten).

Theragnostik

Die Theragnostik stellt eine synergetische Verbindung zwischen Therapie und Diagnostik dar. Sie beschreibt den kontinuierlichen Informationsfluss in Echtzeit hinsichtlich des therapeutischen Status quo während der Behandlung. Jedoch ist deren Verfügbarkeit speziell in der Zahnheilkunde bis dato nur bedingt erhältlich. Als Beispiele seien hier minimalinvasive Maßnahmen in der MKG-Chirurgie am offenen Magnetresonanztomograf (MRT) oder das Laserscaling (siehe unten) genannt.

In der biophotonischen Grundlagenforschung konnten in den letzten Jahren eine Vielzahl von optischen Detektions- bzw. Diagnoseverfahren etabliert werden (zum Beispiel Laserfluoreszenz, Spektroskopie, OCT usw.). Ebenso liegen innovative Erfahrungen für optisch basierte therapeutisch-resektive Verfahren vor (z. B. kurzgepulste 3 µm-Laser mit hohen Repetitionsraten, Ultrakurzpulslaser). Eine signifikante Weiterentwicklung würde die Integration der obengenannten Diagnose- und Therapieverfahren darstellen. Hieraus ergeben sich aus klinischer Sicht synergistische Effekte im Sinne einer minimalinvasiven, Ressourcen schonenden Therapie.

Erstmalig umgesetzt wurde dieses Synergiekonzept beim KaVo KEY III Erbiumlaser. Die Laserfluoreszenzspektroskopie ermöglicht hier eine unmittelbare Kontrolle des Bearbeitungsfeldes. Mithilfe eines optischen Rückkopplungsmechanismus wird eine selektive Ortung, z. B. von subgingivalen Auflagerungen, durchgeführt, wodurch Konkremete von der Zahnoberfläche gezielt abgetragen werden können. Durch das Applikationssystem des Lasers wird der Diagnosestrahl so geleitet, dass je nach Messresultat der Laser entweder automatisch abgeschaltet werden kann oder das Laserscaling solange fortgesetzt wird, bis alle Konkremete entfernt wurden. Durch diese Vorgehensweise soll insbesondere bei minimalinvasivem Vorgehen eine bisher nicht ermöglichte Qualitätssicherung erreicht werden.

Aus technischer Sicht sind solche Steuerungssysteme beispielsweise auch bei der gezielten Erkennung von Leukoplakien denkbar. Gleiches gilt für die Beurteilung der Knochenqualität. Aus klinisch praktischer Sicht sind auch effektive Steuerungssysteme bei der Kariesexkavation wünschenswert. ■

■ KONTAKT

Prof. Dr. Matthias Frentzen
Priv.-Doz. Dr. Jörg Meister

Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
der Universität Bonn

Poliklinik für Parodontologie, Zahnerhaltung und
Präventive Zahnheilkunde

Welschnonnenstraße 17

53111 Bonn

E-Mail: frentzen@uni-bonn.de

jmeister@uni-bonn.de

Web: www.miladi.uni-bonn.de

