

In der Zahnheilkunde konnten sich in den letzten zehn Jahren Diodenlaser – primär im Infrarotbereich (800–1.000 nm) – für chirurgische Indikationen auf evidenzbasierten Grundlagen etablieren.¹ Sie werden vornehmlich zum Schneiden und Abtragen von oralen Weichgeweben^{2,3}, aber auch für die Desinfektion von Zahnfleischtaschen verwendet.⁴ Diese Lasertechnologie gilt im Vergleich zu Gas- oder Festkörperlaser aus technischer Sicht als wenig anfällig und aufwendig; bei korrekter Anwendung sind die Nebeneffekte aus klinischer Sicht gut abschätzbar.⁵



Ein neues Diodenlasersystem für zahnmedizinische Anwendungen im blauen Lichtspektrum (445 nm)

Biomedizinische Prüfung und klinische Aspekte

Prof. Dr. Matthias Frentzen, Dr. Dominik Kraus, Dr. Joana Reichelt, Dr. Christoph Engelbach, Dr. Claudia Dehn, Priv.-Doz. Dr. Jörg Meister, Zentrum für ZMK Bonn/AG Laser in der Zahnheilkunde

Einführung

Die Weiterentwicklung von Laserdioden ermöglichte es, das Emissionsspektrum von Diodenlasern zu erweitern. Technisch sind heute daher auch Laserapplikationssysteme, die im blauen Lichtspektrum strahlen, realisierbar.⁶ Aus biomedizinischer Sicht bieten diese

Wellenlängen signifikante Vorteile bei Beibehaltung einer etablierten Grundtechnologie. Blaues Licht wird bereits in einer großen Anzahl von medizinischen Indikationsstellungen klinisch angewendet.^{7,8} Aufgrund der bisher verfügbaren Strahlungsleistung konnten chirurgische Applikationen jedoch noch nicht im signifikanten Maße ver-

wirklicht werden. Ansätze hierzu finden sich aber bereits seit einigen Jahren in der Literatur.^{6,9}

Die Modifikation der Diodenlasertechnologie für die Zahnheilkunde hin zu im blauen Lichtspektrum emittierenden Systemen kann aufgrund der biophysikalischen Eigenschaften eine große Anzahl von Vorteilen gegenüber der

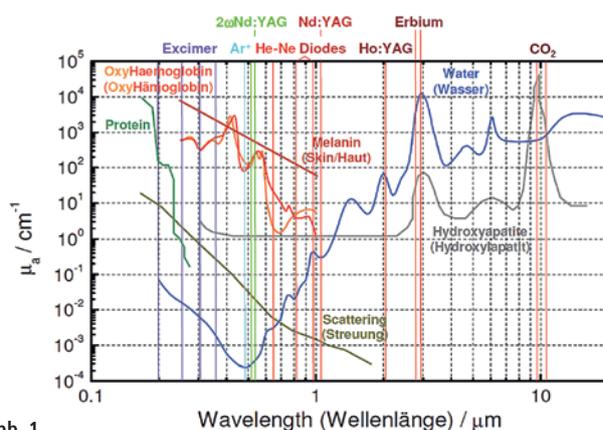


Abb. 1

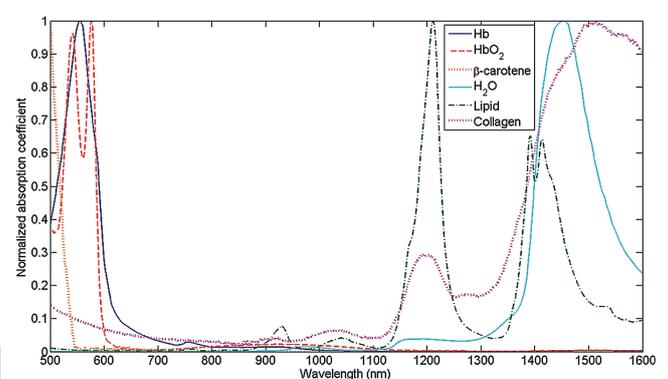


Abb. 2

Abb. 1: Überblick über Absorptionskonstanten unterschiedlicher biologischer Materialien bei verschiedenen Wellenlängen. – **Abb. 2:** Absorptionskonstanten im Wellenlängenbereich von 500–1.000 nm von Komponenten des Bindegewebes (nach 25).

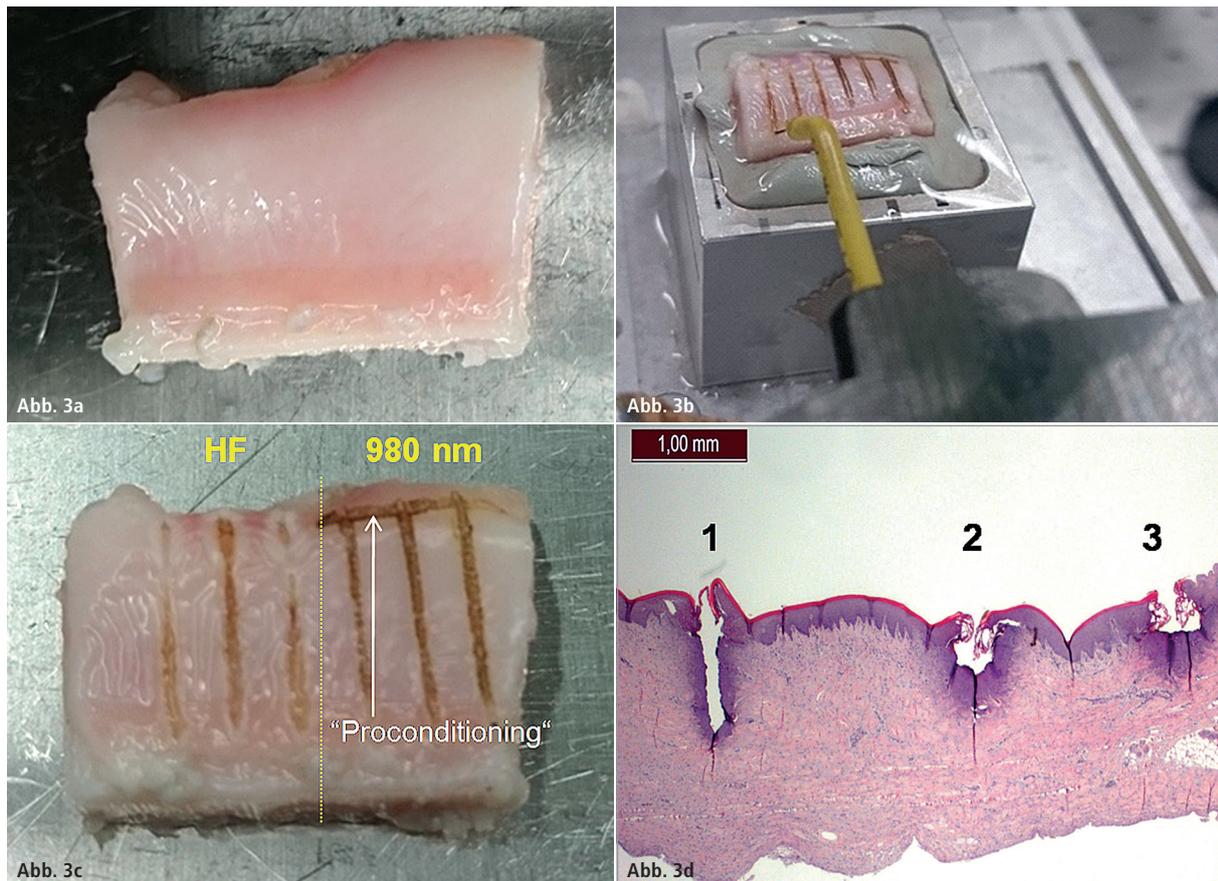


Abb. 3: Experimenteller Aufbau zur Durchführung von standardisierten Gingivainzisionen: **a)** Gingivaprobe aus der Mandibula des Schweins (Knochensegment mit befestigter Gingiva); **b)** auf der optischen Bank fixierte Probe; **c)** Beispiel für bestrahlte Probe (HF vs. 980 nm, 3 W, cw, 5 mm/s); **d)** histologischer Schnitt der Probe aus Abb. 3c (HE-Färbung).

etablierten Diodenlasertechnologie im Infrarotbereich eröffnen. Hierzu zählt u. a. eine vergleichbare Arbeitseffektivität bei wesentlich geringeren Energieparametern. Hierdurch lassen sich systembedingte Nebeneffekte erheblich reduzieren. Darüber hinaus wird die Wundheilung günstig beeinflusst.¹⁰ Antimikrobielle Effekte, die im Vergleich zu infraroter Strahlung wesentlich stärker ausgeprägt sind, begünstigen eine Desinfektion kontaminierter Gewebeareale.^{11–13} Hiermit wird im Sinne einer Prophylaxe Wundinfektionen entgegengewirkt. Klinische Erfahrungen mit Lichtstrahlung im Bereich von 445 nm liegen in vielen Fachdisziplinen der Medizin bereits vor, spezifische Nachteile dieser Wellenlänge sind zurzeit nicht bekannt.

Biophysikalische Eigenschaften von 450 nm-Laserstrahlung

Die mögliche Anwendung eines Laserapplikationssystems mit einer Emis-

sionswellenlänge von 445 nm für chirurgische Eingriffe am oralen Weichgewebe (Inzision/Exzision sowie Keimreduktion und Hämostase) setzt eine hohe Absorption der verwendeten Strahlung in diesen Geweben voraus, um effektiv arbeiten zu können. Primär handelt es sich um gut durchblutete orale Schleimhäute einschließlich des subepithelialen Bindegewebes. Hierzu zählen die freie Gingiva, Attached Gingiva, Alveolarmukosa, Wangenschleimhäute, Gaumen- und Zungenschleimhaut.

Die Absorptionskonstanten für eine Wellenlänge von 445 nm zeigen eine hohe Absorption im Bereich von Melanin sowie Hämoglobin (Abb. 1). Darüber hinaus steigt im Wellenlängenbereich des blauen Lichtes auch die Absorption im Kollagen stark an (Abb. 2). Die Absorption im Wasser ist hingegen geringer als bei den konventionellen chirurgischen Diodenlasern im Wellenlängenbereich von 800–1.000 nm. Ebenso wie die

Absorption von Melanin, Hämoglobin und Kollagen steigt auch die Streuung im Bereich des blauen Lichtes stark an (Abb. 1). Die erhöhte Absorption im Vergleich zu konventionellen Diodenlasern sowie auch die verstärkte Streuung der Strahlung im bearbeiteten Gewebeabschnitt können zu einer Reduktion der thermischen Gewebelastung außerhalb des bestrahlten Arbeitsfeldes führen. Die wellenlängenbezogenen Absorptionskonstanten sind somit eine Grundlage für eine effektive Begrenzung von biologischen Nebeneffekten außerhalb des Bestrahlungsfeldes.

Die Absorption der Wellenlänge 445 nm im Wasser ist gering. Dies bedeutet, dass bei chirurgischen Eingriffen von Schleimhäuten die nicht pigmentierte Muzinschicht von der Strahlungsenergie nahezu vollständig transmittiert wird. Die Gewebeabtragung setzt direkt ein; es muss nicht wie bei Diodenlasern der Wellenlängen 810–980 nm erst zu einer s. g. Initialisierung bei der Schnitt-

führung kommen. Die biophysikalischen Effekte einer blauen Laserstrahlung begünstigen somit eine effektive Gewebeabtragung von Beginn an.

Der Vergleich der biophysikalischen Eigenschaften von Laserstrahlung von Diodenlasern mit 445 nm und 810–980 nm zeigt, dass in beiden Fällen bei der Lasergewebeinteraktion gleichermaßen photothermische Effekte im Vordergrund stehen. Die unterschiedlichen Absorptionskonstanten begünstigen jedoch bei 445 nm die Vaporisation oraler Weichgewebe im Vergleich zu IR-Lasern bei 810–980 nm.

Voruntersuchungen zur Anwendung von 445 nm-Diodenlasern

Für die Untersuchungen von Lasereffekten und -nebenwirkungen unter In-vitro-Bedingungen eignen sich im Besonderen Präparate aus Schweinekiefern als Modellsystem. Die makroskopische Textur, die Dimensionen und die histologische Struktur sind den menschlichen Geweben sehr ähnlich, sodass valide Aussagen getroffen werden können.^{17–22}

Zu Untersuchungen von Schnitteffektivität und histologisch nachweisbaren

Nebeneffekten bei der Gewebeabtragung wurden Gingivapräparate aus den vestibulären Unterkieferflächen von frisch geschlachteten Schweinen gewonnen (Abb. 3a). Sie bestanden aus einem rechteckigen Knochensegment mit aufgelagerter Gingiva. Diese Präparate wurden in physiologischen Kochsalzlösungen gelagert und unmittelbar nach Entnahme auf einer optischen Bank fixiert (Abb. 3b). Diese

Bank war mit einem Verschiebetisch ausgestattet, der zur Simulation konstanter Schnittgeschwindigkeiten auf eine Vorschubgeschwindigkeit von 1 bzw. 5 mm/s eingestellt war. Die Schnittgeschwindigkeiten sollten das Spektrum von konventionellen Laserapplikationen abdecken. Die Präparate wurden unter Anwendungen desselben Laserapplikationssystems (Durchmesser 320 µm) sowohl mit

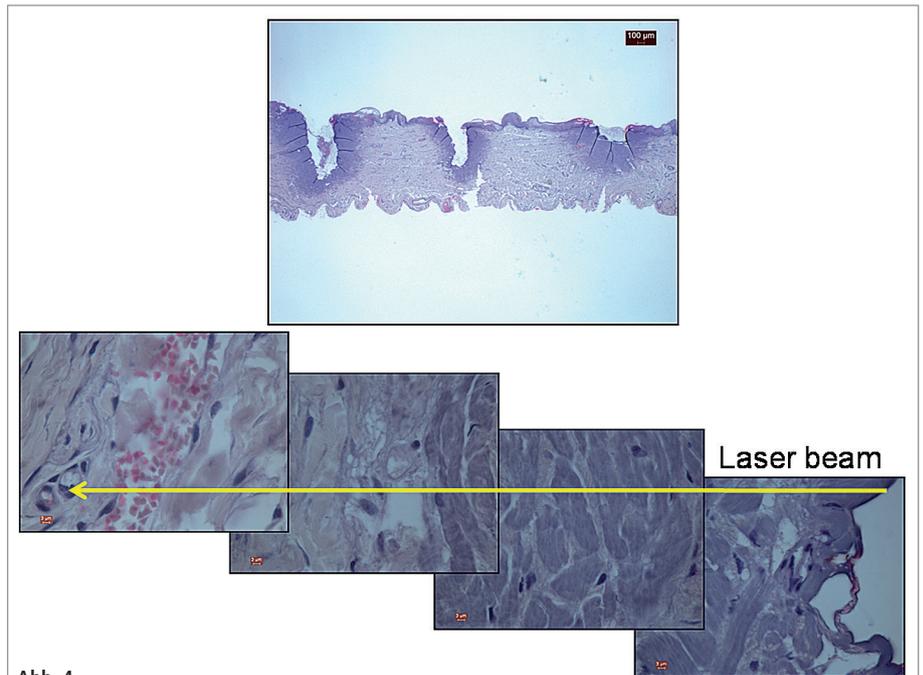


Abb. 4

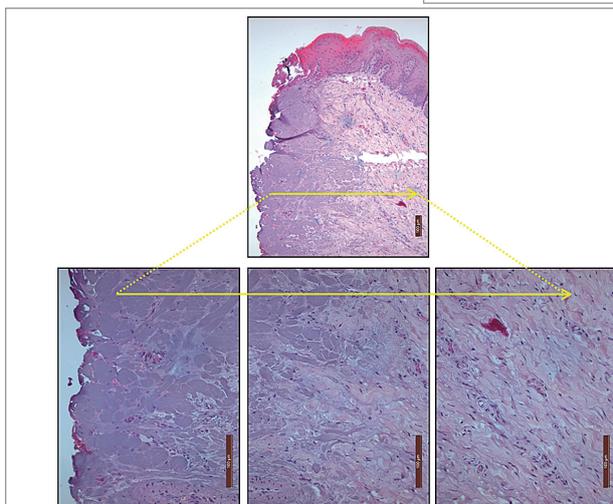


Abb. 5

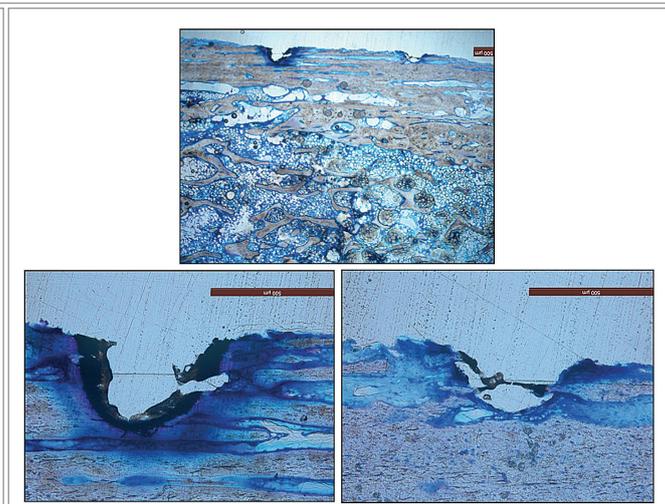
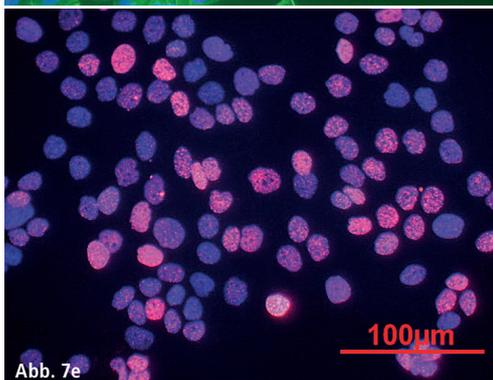
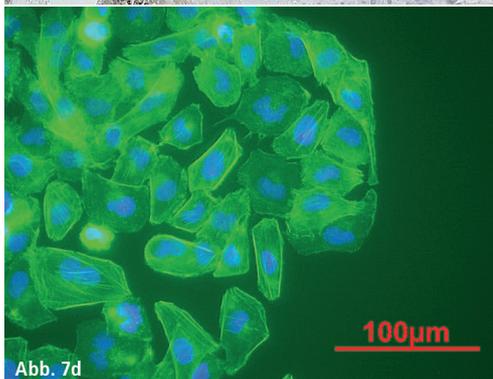
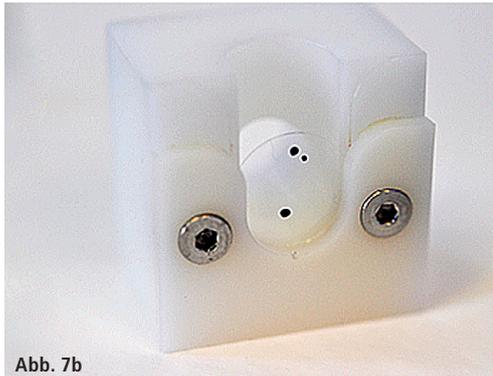
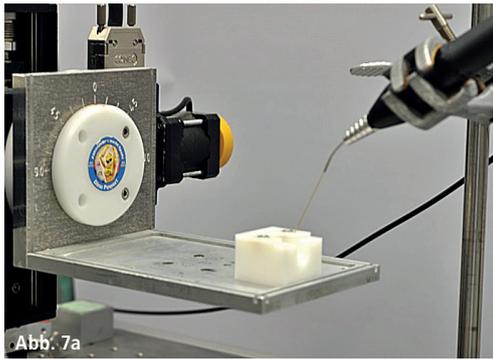


Abb. 6

Abb. 4: Ex-vivo-Probe einer Schweinegingiva nach Inzision mit 445 nm (2 W, cw). Die hochauflösende Fotocollage zeigt die morphologische Veränderung des Gewebes beginnend von der Oberfläche der Inzision: Die Karbonisationszone ist sehr dünn, in den darunter liegenden Schichten wurde die Grundstruktur des Gewebes weitestgehend erhalten, es liegt nur eine verstärkte Anfärbung vor, im Bindegewebe sind keine Vakuolenbildungen und Blutungen festzustellen. – **Abb. 5:** Detaillierte Darstellung des subepithelialen Bindegewebes nach Inzision mit 445 nm (2 W, cw). Eine unterminierende Blasenbildung im Bereich der Lamina propria, wie sie von 980 nm bekannt ist, ist nur sehr geringgradig ausgeprägt. Unterhalb der Schnittebene ist die Gewebemikrostruktur weitestgehend erhalten, hämorrhagische Einblutungen in das Gewebe sowie Koagelbildung in den Gefäßen sind nicht zu beobachten. – **Abb. 6:** Histologischer Dünnschliff aus einer Schweinemandibel nach Bestrahlung mit einem 980 nm-Diodenlaser (2 W, cw, links) und einem 445 nm-Diodenlaser (2 W, cw, rechts). Bei 980 nm ist eine weitreichende Karbonisationszone umgeben mit einem Nekrosebereich zu beobachten. Bei 445 nm ist eine schmale Karbonisationszone mit nicht ausgeprägter umgebender Nekrose zu beobachten (unentkalkter Dünnschliff, Färbung: Toluidinblau).



einem 445-nm- als auch bei einem 980-nm-Diodenlaser im Kontaktmodus bestrahlt. Es erfolgten lineare Schnittführungen ausgehend von einer zuvor markierten Startlinie. Die Schnittführungen wurden mit dem 445-nm-Laser mit einer Leistung von 1,5 W und 2 W mit diesem 445-nm-Diodenlaser sowie mit einem 980-nm-Laser bei 3 W durchgeführt. Als Referenz dienten Schnittführungen, die mit einem Skalpell sowie mit HF-Chirurgie ausgeführt wurden (Abb. 3c). Von der Gingiva dieser Präparate wurden nach Ablösung des Weichgewebes von der Knochenunterlage Paraffinschnitte in HE-Färbung hergestellt, die lichtmikroskopisch untersucht wurden (Abb. 3d).

Die vergleichende histologische Auswertung der Präparate führte zu folgenden Ergebnissen:

1. Die histologischen Veränderungen im Schnittbereich sind bei 445 nm und 980 nm qualitativ gleich.
2. Breite der Koagulationszone und Schnitttiefe hängen von der Schnittgeschwindigkeit ab (bei allen Parametern).
3. Die Breite der Koagulationszone ist bei gleicher Schnittgeschwindigkeit bei 980 nm „größer“ als bei 445 nm. Bei 445 nm steigt die Breite der Koagulationszone mit ansteigender Leistung, insbesondere bei „geringer“ Schnittgeschwindigkeit.
4. Bei hoher Schnittgeschwindigkeit ist die Schnitttiefe von 445 nm/2 W und 980 nm/3 W gleich.
5. Die Breite der Koagulationszone ist bei allen 445-nm-Parametern kleiner als bei 980 nm.
6. Die HF-chirurgische Bearbeitung führte zu Ergebnissen, die vergleichbar mit 980 nm sind.

Im Rahmen von „Freihand“-Versuchen zeigte sich bei den Inzisionen unterschiedlicher Tiefe eine gute Schnitt-

effektivität und Blutstillung (Abb. 4). Die Gewebevaporisation setzte unmittelbar nach Aktivierung des Lasers ein. Das Arbeitsfeld blieb aufgrund der Hämostase übersichtlich. Die histologische Analyse (Abb. 4) zeigt drei Schnittführungen unterschiedlicher Tiefe. Mechanische Einwirkungen (Risse/Gewebedeformationen) sind nicht zu beobachten. Die Karbonisierungsschicht an der bearbeiteten Geweboberfläche ist sehr schmal (ca. 1 µm). Um die Schnittführung herum zeigt sich eine Zone verstärkter Anfärbungen, die klar vom unveränderten Gewebe abgegrenzt ist. Im Bereich des Schnittendes sind im Epithel keine unterminierenden Blasenbildungen größeren Umfangs festzustellen. Die morphologische Struktur der Gewebe unterhalb der Schnittwand ist trotz verstärkter Anfärbungen erhalten. Gefäße in diesem Bereich zeigen keine Rupturen (Abb. 5). Erythrozyten sind außerhalb der Gefäße im Gewebe nicht nachweisbar.

In Zusammenfassung deuten die Resultate dieser Versuche darauf hin, dass die Schneideeffizienz bei einer Leistung von 3 W, 980 nm höchstens in derselben Größenordnung liegt wie bei 2 W, 445 nm. Die thermischen Schädigungszonen und der Anteil des karbonisierten Gewebes im Schnittbereich erscheinen bei 980 nm umfänglicher; zudem ist lateral der Inzision bei 980 nm eine breitere Destruktionsfläche im Bereich des Epithels (Ablösung vom subepithelialen Bindegewebe) festzustellen. Diese histologischen Ergebnisse bei 980 nm stimmen im Sinne einer Plausibilitätskontrolle mit der vorliegenden Literatur überein.

Bestrahlungsversuche mit Knochen zeigen ebenfalls eine wesentlich stärker ausgeprägte Karbonisierungs- und Nekrosezone bei 980 nm (980 nm/2 W, cw; 445 nm/2 W, cw) (Abb. 6). Bei

Abb. 7: Untersuchung von Monolayerkulturen; experimenteller Aufbau und Beispiele für eine Schnittführung durch eine Monolayerkultur sowie die Fluoreszenzdetektion von zytoskelettalen Schäden und DANN-Doppelstrangbrüchen: **a)** Probe fixiert auf einem XYZ-Verschiebetisch; **b)** Probenhalter für die „Monolayer-Glasträger“; **c)** Laserinzision des Monolayers mit einem 445-nm-Diodenlaser (2 W, cw) bei vitalmikroskopischer Betrachtung, thermische Effekte sind an den Schnittändern zu beobachten; **d)** Färbung des Zytogerüsts nach 445-nm-Laserbestrahlung mit Phalloidin. Es sind keine schädigenden Aspekte sichtbar (Alexa Fluor Phalloidin, DAPI); **e)** Immunfluoreszenzmikroskopie: DNS-Doppelstrangbrüche, die mit p-H2AX dargestellt werden, traten nur nach Applikation von UV-Strahlung als positive Kontrolle auf.

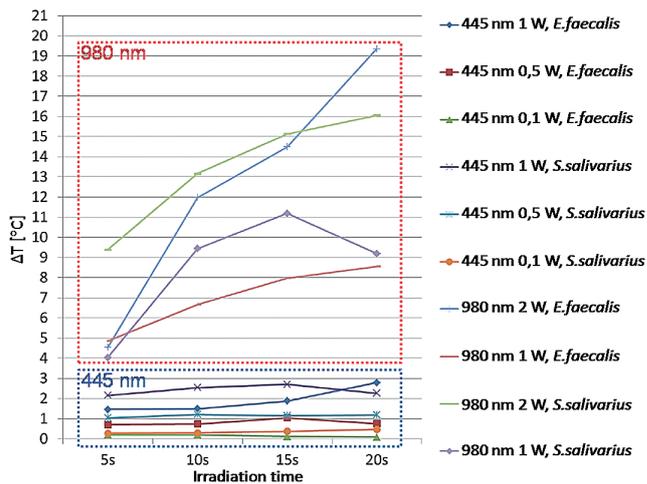


Abb. 8

Abb. 8: Temperaturanstieg ΔT (°C) nach Bestrahlung von *E. faecalis* und *S. salivarius* in Agarplatten unter gleichen Bedingungen mit 445 nm-Laserstrahlung und 980 nm-Laserstrahlung jeweils im cw-Mode. Die 980 nm-Laserstrahlung verursachte signifikant höhere Temperaturanstiege. – **Abb. 9:** Hämostatischer Effekt bei 445 nm-Laserbestrahlung. Koagulation von Schweineblut (0,1 W, cw/non-contact-Mode, Fokusabstand 10 mm).

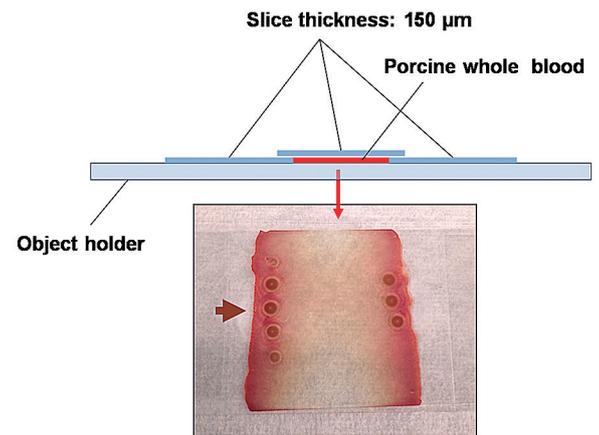


Abb. 9

der Infrarotstrahlung kommt es oberflächlich zu einer Veraschung mit einer ausgeprägten Karbonisierungsschicht. Es schließt sich eine breite Nekrosezone an. Beim Vergleich am selben Schliﬀpräparat mit 445 nm zeigt sich oberflächlich eine schmale Karbonisierungszone, die mit einer ebenfalls schmalen Nekrosezone unterlegt ist.

Zellkulturversuche

Abhängig von den Absorptionseigenschaften der Gewebe und der eingesetzten Wellenlänge finden bei Laserbestrahlung unterschiedliche Laserwirkungen zwischen dem emittierten Licht und dem bestrahlten Gewebe statt. Diese führen bei Diodenlasern primär zu thermischen Effekten. Zur Wirkung von Laserstrahlung der Wellenlänge 445 nm liegen jedoch nur wenige Berichte auf zellulärer Basis vor. Ziel der Studien war es daher, Wechselwirkungseffekte dieser Strahlung im Vergleich zu etablierten IR-Infrarotlasern auf zellulärer Ebene zu untersuchen. Es sollte zum einen überprüft werden, ob sich das Wundheilungsverhalten nach Laserapplikation von mechanischen Interventionen unterscheidet. Darüber hinaus sollte überprüft werden, ob diese Laserstrahlung zu zellschädigenden Effekten führt.²³

Zur Simulation von oralen Weichgeweben wurden HaCaT- und MG-63-Zellen als Monolayerkultur auf Deckgläsern mit

Diodenlasern der Wellenlängen 445 nm und 980 nm bei Leistungen von 2 bzw. 3 W im Dauerstrichbetrieb bestrahlt (Abb. 7). Zur Simulation einer chirurgischen Schnittführung erfolgte eine linienförmige Bestrahlung mit definierter Vorschubgeschwindigkeit (1 mm/s) und definiertem Abstand zur Monolayerkultur (1 mm). Als Referenz diente eine mechanische Wundsetzung mit dem Laserapplikationstip ohne Laseraktivierung (Abb. 7). Nach Bestrahlung wurde die Morphologie der Zellen mittels HE-Färbung dokumentiert und das Wundheilungsverhalten lichtmikroskopisch bewertet. Das Auftreten von Doppelstrangbrüchen nach Bestrahlung wurde durch Fluoreszenzfärbungen (Phalloidin, p-H2AX) analysiert (Abb. 7). Während die thermische Ankopplung bei 445 nm schon bei 2 W erfolgte, wurden hierfür bei 980 nm 3 W und eine pigmentierte Markierung benötigt. Die thermografische Analyse ergab eine deutlich höhere Temperaturentwicklung auf der Monolayeroberfläche während der Bestrahlung mit 445 nm (> 400 °C) im Vergleich zu 980 nm (verstärkte Absorption der Zellen bei 445 nm). Eine Heilung der Monolayerläsion erfolgte sowohl nach Laserbestrahlung mit 445 nm wie 980 nm; die Ergebnisse waren vergleichbar der mechanischen Wundsetzung (Abb. 7).

Ein erhöhtes Auftreten von Doppelstrangbrüchen konnte bei beiden

Lasersystemen nicht nachgewiesen werden.²³ Im Vergleich zu einer Kontrollgruppe nach UV-Bestrahlung zeigten sich keinerlei Unterschiede. Im Gegensatz zu einer UV-Bestrahlung als Vergleichsstandard erhöht die Laserbestrahlung mit beiden Wellenlängen das Risiko von Strangenbrüchen als Indikator für ein genetisches Risiko nicht (Abb. 7).

Antimikrobielle Effekte

Laserstrahlung unterschiedlicher Wellenlängen wird in vielen Indikationsfeldern auch eine antimikrobielle Wirkung zugesprochen. Grundlage für diese Effekte sind thermische bzw. photochemische Effekte, wie man sie z. B. aus dem Bereich der aPDT (antimicrobial photodynamic therapy) kennt. Für infrarote Laserstrahlung (800–1.000 nm) ist dieser Effekt seit einer Reihe von Jahren anerkannt. Studien in der medizinischen Grundlagenforschung zeigten, dass auch blaues Licht (400–500 nm) antimikrobielle Effekte aufweist.¹¹ Somit bietet ein Lasersystem mit 445 nm Wellenlänge ein signifikantes Potenzial für antimikrobielle Effekte, wenn ein solcher Laser z. B. im Rahmen von chirurgischen Indikationen eingesetzt wird. In vergleichenden Untersuchungen wurde daher geprüft, ob die antimikrobielle Wirkung eines chirurgischen Blaulicht-Lasers mit antimikrobiellen

Effekten infraroter Laserstrahlung bei 980 nm vergleichbar ist.²⁴ Insbesondere war zu überprüfen, ob bei geringen thermischen Effekten eine Dekontamination des Operationsfeldes grundsätzlich möglich ist. Hierzu wurden Agarplatten mit Testkeimen (*E. faecalis* und *S. salivarius*) überschichtet und mit Laserlicht der Wellenlängen 445 nm und 980 nm bestrahlt. Hierbei kamen baugleiche Applikationssysteme zum Einsatz. Nach der Laserbestrahlung wurden die mit einer Bakteriensuspension beschichteten Agarplatten mit einem zweiten Nährboden (Overlay-Agar), der spezifischen Nährmedien für die untersuchten Bakterienstämme enthielt, überschichtet und kultiviert. Während der Bestrahlung wurde darüber hinaus mit einer Thermografiekamera die Temperatur im Bestrahlungsfeld vermessen. Bezüglich der Temperaturentwicklung zeigte sich während der Bestrahlungsphase nur ein geringer Temperaturanstieg bei Verwendung der Laserstrahlung im blauen Lichtspektrum. Hingegen kam es bei Bestrahlung mit dem 980 nm-Laser zu

signifikanten Temperaturerhöhungen (Abb. 8).

Bei identischen Versuchsbedingungen konnten bei 445 nm Wellenlänge schon bei Ausgangsleistungen von 0,1 Watt bei 320 µm Faserdurchmesser im non-contact-Mode bakterizide Effekte anhand der Kulturversuche belegt werden. Unter den gleichen Bedingungen war dies bei Verwendung der 980 nm-Strahlung erst bei Ausgangsleistungen von 2 Watt festzustellen. Die Effekte waren nicht abhängig von der Testspezies (*E. faecalis*/*S. salivarius*), die für diese Untersuchung verwendet wurden. Die Ergebnisse zeigen im Vergleich zu infraroter Laserstrahlung ein sehr hohes Potenzial in Bezug auf eine mögliche Antibiose, die bei nur geringer Belastung des Strahlungsfeldes – in den vorliegenden Untersuchungen maximal 3 °C Temperaturerhöhung – erreicht werden kann. Diese Ergebnisse bestätigen eine Reihe von grundlegenden Studien, die von einer nachhaltigen antimikrobiellen Wirkung blauen Lichts ausgehen.^{11–13} Ein solcher Begleiteffekt unterstützt in klinisch re-

levanter Weise die Anwendung eines 445 nm-Lasers für chirurgische Indikationsfelder.¹⁰

Hämostase

Aufgrund der starken Adsorption blauen Laserlichts im Hämoglobin werden ausgeprägte koagulative Effekte bei Anwendung blauer Laserstrahlung erwartet. Zur Überprüfung der Koagulation wurde porcines Vollblut in Probekörpern bei einer Schichtdicke von 150 µm untersucht (Abb. 9). Bei einer Bestrahlung mit blauem Laserlicht (445 nm) kam es selbst bei Ausgangsleistungen von nur 0,1 Watt, cw, appliziert über eine Faser mit 320 µm Durchmesser bei 10 mm Objektstand, schlagartig zu deutlich sichtbaren Koagulationseffekten (Abb. 9).²⁴ Dieses Versuchsergebnis bestätigt die Vorhersage bzgl. einer hohen blutstillenden Potenz dieser Laserstrahlung aufgrund der Wellenlänge (Abb. 1). Dieser Effekt unterstützt nachhaltig Inzisions- und Exzisionsmaßnahmen, insbesondere auch bei Patienten mit antikoagulativer Therapie.



Abb. 10: Tiefe Kronenfraktur bei einem multimorbiden Patienten; Zahnfreilegung mit 445 nm-Diodenlaser (1,5 W, 320 µm Durchmesser); **a)** OP-Situs vor dem Eingriff; **b)** Zustand eine Woche nach OP; **c)** drei Monate nach Durchführung der OP und provisorischem Stiftaufbau (genormter Titanstift und adhäsiver Kompositaufbau). – **Abb. 11:** Kariöse Läsion bis in die Furkation von 47; adhäsive Restauration einschließlich endodontischer Behandlung des Zahns unter adjuvanter Lasergingivektomie mit einem 445 nm-Diodenlaser (1,5 W, cw/320 µm Durchmesser); **a)** Lokalisation der vestibulären, kariösen Läsion; **b)** weitreichende Exzision des gingivalen Weichgewebes, perfekte Blutstillung nach der Gingivektomie; **c)** adhäsive Restauration nach Finieren des marginalen Randes der Kavität mit einem Gingivalrandschräger (Entfernung des dünnen [ca. 2 µm dicken] Karbonisationsbelags auf der marginalen Kavitätenstufe); **d)** Situation vier Wochen nach vestibulärer Kompositrestauration und endodontischer Behandlung, exzellente Ausheilung der Gingiva, keine Verfärbung im Bereich der Füllungsänder sichtbar.

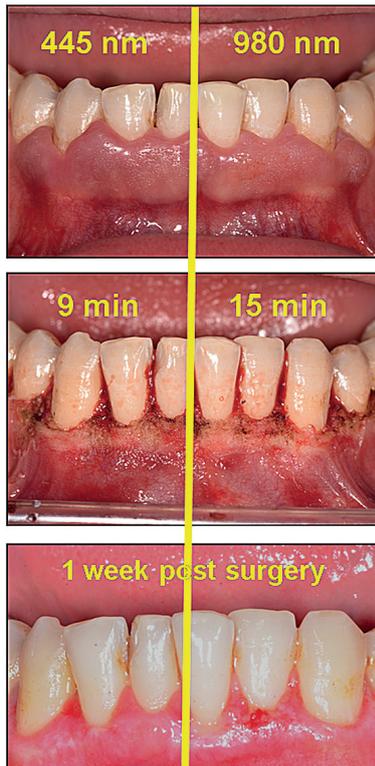


Abb. 12: Gingivektomie im Unterkiefer zur Entfernung einer idiopathischen Gingivahyperplasie unter Benutzung eines 445-nm-Diodenlasers (1,5W, cw/320 µm Durchmesser) und eines 980-nm-Diodenlasers (3W, cw/320 µm Durchmesser) in einem Splitmouth-Design. Die chirurgische Prozedur bei gleicher Ausgangslage konnte mit dem 445-nm-Diodenlaser in einem wesentlich kürzeren Zeitrahmen durchgeführt werden. In beiden Fällen ist nach einer Woche bereits eine gute Ausheilung der breitflächigen Wundsetzung nach Gingivektomie und Gingivoplastik zu beobachten.

Anwendungsbeispiele

Basierend auf den vorliegenden In-vitro-Untersuchungen soll im Rahmen einer klinischen Studie geklärt werden, ob sich die besonderen Eigenschaften der blauen Laserstrahlung auch im klinischen Alltag bewähren. Hierzu wurde eine monozentrische, prospektive, randomisierte, zweiarmige, observer-blinded Studie initiiert, bei der die Effekte der blauen Laserstrahlung mit eingeführten IR-Lasern der Wellenlänge 980 nm verglichen werden sollten (Genehmigung durch Ethik-Kommission der Medizinischen Fakultät der Universität Bonn, Nr.: 095/15).

Im Rahmen dieser Untersuchungen wird der klinische Heilungsverlauf nach laserbasierten präprothetischen

Gingivektomien anhand einer Reihe von klinischen Bewertungsparametern bewertet. Hierzu zählen der Blutungsindex (BOP), die Sulkusflüssigkeits-Fließrate (SFFR), der modified gingival index (MGI), der modified early-wound healing index (mEHI) sowie der Attachment-Status. Als Laserparameter für den Blaulichtlaser wurden 2 Watt, cw, beim 980-nm-Laser 3 Watt, cw verwendet. Für beide Laser wurde ein baugleiches Handstück mit einer Faser von 320 µm eingesetzt. Die Abbildung 10 zeigt beispielhaft eine Gingivektomie nach Kronenfraktur bei einem multimorbiden Patienten (Gerinnungshemmer/Diabetes). Die Abbildung 11 zeigt die Freilegung des marginalen Kavitätenrandes bei einer ausgedehnten vestibulären Karies vor Wurzelkanalbehandlung. Die Abbildung 12 zeigt eine umfassende Gingivektomie bei einer idiopathischen Gingivahyperplasie.

Vorläufige Ergebnisse dieser Studie zeigen, dass sowohl nach Anwendung des 445-nm-Laser, wie auch des 980-nm-Laser keine unerwünschten Zwischenfälle aufgetreten sind. Bei beiden Lasern kam es zu einer guten Wundheilung. In allen bisher behandelten Fällen war eine Schmerzmedikation nach der OP nicht notwendig. Mit beiden Verfahren konnten bewertbare Biopsien generiert werden. Der 445-nm-Laser zeigt allerdings eine höhere Schnitteffektivität, die zu kürzeren OP-Zeiten führt. Eine Faserkonditionierung ist bei 445 nm im Gegensatz zu 980 nm nicht notwendig. Bei 445 nm Wellenlänge begünstigt ein Arbeiten im Non-Kontakt-Modus bzw. eine Reinigung des Applikationstips das Behandlungsergebnis. Insbesondere ist bei 445 nm eine bessere Hämostase feststellbar. Aufgrund der noch zu geringen Fallzahlen steht eine statistische Analyse der Ergebnisse und endgültige Bewertung der Befunde noch aus.

Klinische Bewertung

Die Wellenlänge von 445 nm zeigt bedingt durch die biophysikalischen Eigenschaften dieser Strahlung eine hohe

Ankopplung an die im Sinne einer Inzision bzw. Exzision zu bearbeitenden Gewebe. Der Vergleich der Schnitteffektivität zeigt, dass aufgrund der optischen Eigenschaften bei 445 nm ein kleineres Interaktionsfeld im Gewebe im Vergleich zu 980 nm vorliegt. Die übereinstimmenden Ergebnisse der histologischen Untersuchungen und der Zellkulturversuche zeigen, dass die unterschiedlichen Gewebe und Zellsysteme bei beiden getesteten Lasern, wenn es zur Zellschädigung kommt, im Sinne einer unspezifischen thermischen Interaktion unabhängig vom Zell- bzw. Gewebetyp (Epithel, subepitheliale Bindegewebe, Desmodont) reagieren. Daher führt die Modifikation der Emissionswellenlänge der Diodenlaser nicht zu einer veränderten Risikolage. Insbesondere dadurch, dass die anzuwendenden Laserparameter gegenüber dem IR-Bereich reduziert werden können.

Nachteile oder Risiken im Vergleich zu den bereits etablierten IR-Diodenlasern konnten nicht aufgedeckt werden. Somit stellt die Modifikation der Wellenlänge eine Weiterentwicklung mit klinischer Relevanz in Bezug auf das angestrebte Indikationsspektrum (Inzision/Exzision/Desinfektion) dar.

Einen betreffenden Fallbericht finden Sie auf den Seiten 58ff. dieses Jahrbuches.

Kontakt | **Prof. Dr. Matthias Frentzen**
Welschnonnenstraße 17
53111 Bonn
Tel.: 0228 28722470
frentzen@uni-bonn.de