

Weichteilchirurgie mit dem Diodenlaser – theoretische und klinische Aspekte

Seit es 1960 Theodore H. Maiman zum ersten Mal gelang „light amplification by stimulated emission of radiation“ (laser) mittels eines Rubin-Kristalls zu erzeugen (Maiman 1960), hat sich das therapeutische Anwendungsspektrum der erzeugten Lichtquanten in der Folge für zahlreiche medizinische Indikationen als geeignet erwiesen.

Stefan Stübinger^{1,2}, Belma Saldamli^{1,2}, Philipp Jürgens^{1,2}, Georges Ghazal², Hans-Florian Zeilhofer^{1,2}

■ Als Lasermedien werden vornehmlich Festkörper, Flüssigkeiten, Gase, Halbleiterelemente und freie Elektronen verwendet, die durch die stimulierte Emission zur Abgabe einer monochromatischen, kohärenten und kollimierten Strahlung angeregt werden (Stratigos et al. 1998). Man unterscheidet dabei grundsätzlich je nach Art der Anregung bzw. der Lichtemission entweder kontinuierlich strahlende oder gepulste Laser (Dederich & Bushick 2004). Dabei liefert der Laser im cw-Betrieb einen stetigen Lichtstrahl mit einer moderaten gleich bleibenden Leistung, wohingegen im gepulsten Zustand kurzzeitig Spitzenleistungen im Gigawattbereich erzielt werden können. Nur durch die Angabe der spezifischen Einstellungsparameter wie Pulsdauer, Pulsfrequenz, Fokusgröße und Pulsspitzenleistung, die die Grundlage für die Berechnung der applizierten Energie-, Leistungs- und Pulsenergie darstellen, sowie der jeweiligen Wellenlänge des Laserlichts lassen sich die unterschiedlichen Laser-Gewebe-Interaktionen erklären und für die unterschiedlichen Therapieansätze nutzen (Welch 1984 & Coluzzi 2004).

Laser-Gewebe-Interaktion

Treffen die Photonen auf die Gewebeoberfläche kann es je nach Wellenlänge und Gewebeart entweder zu einer Absorption, Reflexion, Streuung oder Transmission der Lichtquanten kommen (Meister et al. 2004a). Für die eigentlichen biophysikalischen Licht-Gewebe-Effekte sind jedoch nur die absorbierten Photonen im Zusammenhang mit den gewebetypischen Eigenschaften wie Wärmeleitfähigkeit und Wärmekapazität von Bedeutung (Walsh 2003). Die absorbierten Photonen charakterisieren die vor Ort applizierte Energiedichte und bewirken je nach Einwirkzeit fotochemische, fothermische oder nichtlineare Effekte (Niemz 2003). Low-Level-Lasertherapie und Biostimulation (fotochemische Reaktionen) sowie Koagulation und Vaporisation (fothermische Reaktionen) spielen bei der Behandlung von oralen Hart- und Weichgeweben eine entscheidende Rolle

(Meister et al. 2004b). Im Bereich der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde lassen sich hierfür zahlreiche Lasersysteme verwenden, wobei sich der Diodenlaser als einer der wenigen Laser sowohl für die fotochemische (Khadra et al. 2004) als auch die fothermische (Adams & Pang 2004) Therapie hervorragend eignet. Im Folgenden sollen daher anhand einiger Fallbeispiele die klinischen Anwendungsmöglichkeiten des Diodenlasers, basierend auf den theoretischen Grundlagen, dargestellt werden.

Material und Methode

Über einen Zeitraum von einem Jahr wurden 40 laserchirurgische intraorale ambulante Eingriffe an der Zunge, der Gingiva und der Wangenschleimhaut an zwei Kliniken durchgeführt. Zur Anwendung kamen ein ora-laser 01 i.s.t (Abb. 1) und ein ora-laser jet (Abb. 2) (ORALIA, Konstanz, Deutschland). Die verwendeten GaAlAs-Diodenlaser hatten eine Wellenlänge von 810 nm und wurden sowohl im gepulsten (ora-laser jet, Pulslänge 10 µs–50 ms) als auch im continuous wave (ora-laser 01 i.s.t) Modus verwendet. Bei dem ora-laser jet wurde eine Pulsausgangsleistung von 5 W, eine Frequenz von 10 Hz und Laserfasern von 200–600 µm verwendet. Die vom Hersteller angegebene Puls-Pausen-Relation betrug 1:1. Der ora-laser 01 i.s.t wurde mit einer Ausgangsleistung von 4 W und Fasern der Stärke 400 und 600 µm genützt. Die flexiblen Glasfasern wurden unter kontrolliertem und direktem Kontakt der Faser Spitze mit dem Zielgewebe geführt. Das laserchirurgische Prozedere stellte sich bei allen Eingriffen ungefähr gleich dar und lief nach folgendem Schema ab: Nach Stellen der Operationsindikation, Aufklärung und Einverständniserklärung des Patienten wurde im betreffenden Operationsgebiet eine Lokalanästhesie mit Adrenalinzusatz gesetzt. Aus Sicherheitsgründen trugen alle Patienten während des Eingriffes eine Schutzbrille. Bei den laserassistierten Eingriffen handelte es sich primär um die Entfernung von kleineren benignen Schleimhautveränderungen im Bereich der Wange, der Zunge und des Alveolarfortsatzes (Abb. 3 bis 8). Auf zusätzliche blutstillende Maßnahmen wurde in allen Fällen verzichtet. Abschließend wurden die offenen Laser-

¹ Universitätsklinik für Wiederherstellende Chirurgie, Abteilung für Kiefer- und Gesichtschirurgie, Universitätsspital Basel, CH-4031 Basel/Schweiz

² Abteilung für Kiefer- und Gesichtschirurgie, Kantonsspital Aarau, CH-5001 Aarau/Schweiz



Abb. 1: Zentrale Einheit des ora-laser o1 i.s.t mit Bedienungsdisplay und den drei Fasern der Stärken 200 μm , 400 μm und 600 μm . – **Abb. 2:** Bedienungseinheit des ora-laser jet mit Touchscreen. – **Abb. 3:** Habituell bedingtes Reizfibrom im linken Zungenrandbereich.

wunden vorsichtig mit physiologischer Kochsalzlösung gereinigt und abhängig von Lage und Größe des Defekts eine oberflächliche Solcoseryl®-Schicht appliziert. Postoperativ erfolgte eine engmaschige Kontrolle.

Ergebnisse

Bei allen Eingriffen erwiesen sich die vorprogrammierten Einstellungen als geeignet und erlaubten einen relativ schnellen und effizienten Gewebeabtrag mit minimaler Blutungstendenz. Insgesamt konnte jedoch im gepulsten Modus eine schnellere Schneidleistung erzielt werden als im cw-Modus (ora-laser o1 i.s.t). Die verschiedenen Laserfasern eigneten sich je nach Indikation für unterschiedlich breite Schnitte oder einen sicher geführten oberflächlichen Gewebeabtrag mit relativ guter Tiefenwirkung. Im gepulsten Modus konnten jedoch saubere Schnitte mit glatteren Wundrändern erzielt werden. Dadurch ließ sich nicht nur die Laserfaser leichter führen, sondern war vielmehr auch die Gewebetraumatisierung geringer. Die koagulierende Wirkung war bei beiden Arbeitsweisen vergleichbar. Nur in einem Fall kam es postoperativ bei einem marcumarierten Patienten zu einer leichten Nachblutung, die jedoch mittels lokaler Druckkompression mit einem Tupfer gestillt werden konnte. In allen anderen Fällen war der Wundheilungsverlauf komplikationslos und nach subjektiver Beurteilung durch die Patienten relativ schmerzarm. Dank der feinen Faserdurchmesser und den damit verbundenen dünnen Schnitten war die Narbenbildung im Mundbereich minimal und führte in der postoperativen Phase weder zu funktionellen noch zu ästhetischen Problemen.

Diskussion

Aufbau und Funktion eines Diodenlasers

Der Diodenlaser gehört zum Typ der auch im Alltag weit verbreiteten Halbleiterlaser mit einem Wellenbereich im sichtbaren Bereich (Jesse 1999). Im Gegensatz zu den Festkörperlasern, bei denen nur die im Wirtskristall eingelagerten laseraktiven Atome für die Lichtemission relevant sind, spielen beim Diodenlaser alle Atome bei der Lasertätigkeit und den Energieniveauübergängen eine entscheidende Rolle. Grundsätzlich sind Diodenlaser ähnlich aufgebaut wie Halbleiterdioden. Die Verstär-

kung des Lichtstrahls kommt durch Übergänge in zwei aneinandergrenzende Schichten, das sog. Leitungs- und Valenzband, im Halbleiter zustande, wobei in einem Band ein Elektronenüberschuss (n-Dotierung) und im anderen ein Elektronenmangel (p-Dotierung) vorherrscht. Der Abstand und die Breite der Energiebänder werden dabei vom gewählten Kristall bestimmt. Bei entsprechender Lichtanregung kann nun ein Elektron unter gleichzeitiger Absorption des Photons vom Valenzband auf das Leitungsband überspringen. Wird an den Kristall zusätzlich eine elektrische Spannung angelegt, kann ein benachbartes Elektron in die „freie“ Stelle wechseln, wodurch es in der Folge in beiden Bändern zu einem Stromfluss kommt. Ein Zurückfallen eines Elektrons in das tiefer liegende Energieband bewirkt die Spontanemission von Licht. Damit es wie beim Gas- oder Festkörperlaser zur gewünschten Laseremission kommt, sind jedoch neben der Rekombination der Elektronen in der p-n-Kontaktschicht entsprechende Spiegel und Rückkopplungsmechanismen nötig (Knappe 2003).

Vergleich mit CO₂-Lasersystemen

Der Diodenlaser zeichnet sich vor allem durch seinen hohen Wirkungsgrad, der durch die direkte Umsetzung von elektrischer in optische Energie zustande kommt, und seine geringen äußeren Abmessungen aus. Aufwendige Kühlmechanismen wie bei andern Lasertypen (z.B. CO₂-Laser) sind nicht nötig. Dank der guten Koagulationswirkung, der guten visuellen Kontrolle der Laser-Gewebe-Interaktion, der relativen Schmerzarmut (Hopp et al. 2004b), der Reduzierung des Instrumentariums im Operationsgebiet auf ein Minimum sowie der verminderten Traumatisierung benachbarter Gewebestrukturen (Romanos & Nentwig 1999) eignet sich der Diodenlaser für einen unkomplizierten und universellen Einsatz.

Indiesem Zusammenhang ist vor allem das schmale Band der thermischen Gewebeschädigung auch bei tiefen Schnitten bemerkenswert. Sowohl die horizontale als auch die vertikale Ausdehnung der Traumatisierung ist weder von der gewählten Faserstärke noch dem Einstellungsmodus (cw oder gepulst) abhängig (Goharkhay et al. 1999). Diese Eigenschaft des Diodenlasers steht im Gegensatz zu den klinischen Ergebnissen, die vom CO₂- und dem Nd:YAG-Laser bekannt sind. Bei beiden Lasertypen ist nämlich der thermische Schaden an den angrenzenden Weichgewebestrukturen, insbesondere beim cw-Betrieb, deutlich ausgeprägter als im gepulsten Modus



Abb 4: Exzision des Fibroms mit dem Diodenlaser (cw, 4W, 600 µm Faser). – **Abb. 5:** Direkt postoperatives Ergebnis nach Laseroperation. Die gute Koagulierung mit minimaler Weichgewebstraumatisierung (thermische Nekrosezone) ist deutlich sichtbar. – **Abb. 6:** Komplikationslose Wundheilung nach vier Wochen. Die Schleimhaut im ehemaligen Operationsgebiet zeigt makroskopisch keine Veränderungen.

(Fitzpatrick et al. 1991). Auch über eine oberflächliche Karbonisation von tiefer liegendem Alveolarknochen bei Weichteilexzisionen mit dem CO₂-Laser wurde schon berichtet (Wilder-Smith et al. 1997). Aus diesem Grunde sollte bei allen modellierenden Eingriffen an einer dünnen Gingiva mit einem CO₂-Laser auf eine Schonung des Knochens geachtet werden und die Lichtexpositionszeit auf ein Minimum reduziert werden, da es sonst zu einer Nekrose mit anschließender Sequesterbildung kommen kann. Zwar ist prinzipiell auch mit dem Diodenlaser bei entsprechender Puls- und Ausgangsleistung eine vergleichbare thermische Schädigung von Hartgewebe möglich (Kreisler et al. 2001), jedoch ist das akzidentelle Risiko für eine derartige Verletzung bei einem Weichteileingriff bedeutend geringer, da es durch das haptische Feedback der Faser, vergleichbar mit dem Skalpell, nur in Ausnahmefällen zu einem direkten Knochenkontakt kommt. Bei großen oberflächlichen Läsionen wie z.B. lichenoiden oder leukoplakischen Mundschleimhautveränderungen (Bornstein et al. 2003) oder Depigmentierung der Gingiva (Esen et al. 2004) ist der Diodenlaser jedoch dem CO₂-Laser unterlegen, da durch die feinen Laserfasern eine effiziente, gleichmäßige und flächige Behandlung mittels Vaporisation sehr zeitaufwendig ist (Hopp & Schlär 2003, Hopp et al. 2004). Die Hauptindikation des Diodenlasers

bei Weichteileingriffen liegt damit hauptsächlich im gezielten und schnittanalogen thermischen Abtrag von Gewebe. Durch die punktförmige Ablation mittels feiner Fasern (Newman & Anand 2002) lassen sich in der intraoralen Weichteilchirurgie nicht nur besondere Schnittgeometrien, sondern auch spezielle minimalinvasive Operationstechniken verwirklichen, die mit einem Skalpell ansonsten nur schwer möglich sind.

Schlussfolgerung

Letztendlich ist der Diodenlaser nicht nur wegen seiner Schonung von Nachbarstrukturen, sondern auch wegen seiner sauberen und effektiven Schneidleistung zu einem wertvollen und praktischen Instrument in der oralen Weichgewebechirurgie geworden. Mit ihm lassen sich fast alle kleineren und mittleren Weichteilläsionen und -korrekturen mit einem sehr guten postoperativen Resultat behandeln. Die nahtfreie und minimalinvasive Methode verkürzt zudem die Behandlungszeit und bringt so auch für den Patienten einen entscheidenden Vorteil mit sich. Bei größeren speziell flächigen Läsionen empfiehlt es sich jedoch weiterhin, entweder auf andere Lasersysteme oder konventionelle Methoden zurückzugreifen.

NEU: sterilisierbare Patientenbrille



verschiedene Laserschutzfilter verfügbar
geringes Gewicht, beste Trageigenschaften

LASERVISION
we protect your eyes

LASERVISION GmbH & Co. KG
D-53075 Bad Honnef
Am Markt 10 • 53075 Bad Honnef
Phone: +49 225 114 22 60
Fax: +49 225 114 22 11
E-Mail: info@laser-vg.com
Web: www.laser-vg.com





Abb. 7: Persistierende Mund-Antrum-Verbindung im rechten Oberkiefer nach Weisheitszahnentfernung. Im Fistelgang befindet sich im vorliegenden Bild eine Parodontalsonde zur Tiefenbestimmung.

Abb. 8: Exzision des Fistelgangs mit der 200 µm Faser des Diodenlasers im gepulsten Modus. Mit der dünnen Faser ist im Vergleich zum Skalpell ein gezielter und feiner Abtrag bis in die Tiefe möglich.

Zusammenfassung

In der intraoralen Weichteilchirurgie werden im Moment zahlreiche verschiedene Lasersysteme verwendet. Die eigentliche Wirkung der Laserstrahlung basiert in diesem Zusammenhang einerseits auf den physikalischen Laserparametern und andererseits auf den charakteristischen Gewebeeigenschaften des Zielgewebes. Vor allem der fasergeführte Diodenlaser mit seiner Wellenlänge im sichtbaren Bereich eignet sich hierbei hervorragend für die Behandlung kleinerer intraoraler Läsionen. Anhand von 40 laserchirurgischen Eingriffen konnten die effiziente Schneideleistung, die koagulierende Wirkung und die minimale Schädigung angrenzender Nachbarstrukturen bei ambulanten Operationen mit dem Diodenlaser nachgewiesen werden. Postoperativ kam es im Wundheilungsverlauf zu keinen Komplikationen. Aufgrund der koagulierenden Wirkung und der feinen Schnitte, die mit den flexiblen Fasern im contact-mode möglich sind, eignet sich der Diodenlaser sehr gut für eine minimalinvasive und atraumatische Weichteilchirurgie, da in vielen Fällen im Vergleich zum Skalpell auf eine zusätzliche Naht verzichtet werden kann und die Faser einen leichten Zugang auch zu anatomisch schwierigen Stellen zulässt.

Danksagung

Die Autoren bedanken sich bei der Firma ORALIA (Konstanz-Dettingen, Deutschland) für die Unterstützung und die Bereitstellung des ora-laserjet. Des Weiteren gilt der Dank Herrn Stefan De Maddalena für die Bildverarbeitung.

Hinweis

Dieser Beitrag wurde im Original in der Schweizer Monatschrift für Zahnmedizin publiziert (Schweiz Monatsschr Zahnmed. 2006;116(8):812–20). Der Abdruck dieser Zusammenfassung erfolgt mit Genehmigung des Verlages und Einverständnis der Autoren. ■

Literatur

- Adams TC, Pang PK: Lasers in aesthetic dentistry. Dent Clin North Am. 48:833–60 (2004).
- Bornstein M M, Suter V G, Stauffer E, Buser D: Der CO₂-Laser in der Stomatologie. Teil 2. Schweiz Monatsschr Zahnmed. 113:766–785 (2003).
- Coluzzi DJ: Fundamentals of dental lasers: science and instruments. Dent Clin North Am. 48:751–770 (2004).
- Dederich D N, Bushick R D: Lasers in dentistry: separating science from hype. J Am Dent Assoc. 135:204–212 (2004).
- Esen E, Haytac M C, Oz I A, Erdogan O, Karsli E D: Gingival melanin pigmen-

- and its treatment with the CO₂ laser. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 98:522–527 (2004).
- Fitzpatrick R E, Ruiz-Esparza J, Goldman M P: The depth of thermal necrosis using the CO₂ laser: a comparison of the superpulsed mode and conventional mode. J Dermatol Surg Oncol. 17:340–344 (1991).
- Goharkhay K, Moritz A, Wilder-Smith P, Schoop U, Kluger W, Jakolitsch S, Sperr W: Effects on oral soft tissue produced by a diode laser in vitro. Lasers Surg Med. 25:401–406 (1999).
- Hopp M, Schlär N: Laser in der täglichen Anwendung – Teil 2: Fasergestützte Laser. Zahn Prax 6, 90–104 (2003).
- Hopp M, Schlär N, Perez-Cantó A, Biffar R: Entfernung dystopischen Zungen-gewebes mittels Diodenlaser (980 nm) aus der Retromolarregion. Z. Laserzahnheilkunde 3:185–189 (2004).
- Hopp M, Bogusch G, Biffar R: Speicheldrüsenexstirpation aus der Unterlippe mittels Diodenlaser (980 nm). Z. Laserzahnheilkunde 2:99–104 (2004).
- Jesse K: Laser – Grundlagen und moderne Trends. 1. Aufl. VDE Verlag, Berlin-Offenbach pp 35–54 (1999).
- Khadra M, Lyngstadaas S P, Haanaes H R, Mustafa K: Effect of laser therapy on attachment, proliferation and differentiation of human osteoblast-like cells cultured on titanium implant material. Biomaterials. 26:3503–3509 (2004).
- Knappe V: Diode lasers. In: Berlien H P, Müller G (Eds): Applied laser medicine. 1. Aufl. Springer Verlag, Berlin – New York pp 61–71 (2003).
- Kreisler M, Daublander M, Willershausen-Zonnchen B, d'Hoedt B: Effect of diode laser irradiation on the survival rate of gingival fibroblast cell cultures. Lasers Surg Med. 28:445–450 (2001).
- Maiman T H: Stimulated optical radiation in ruby. Nature 187:493–494 (1960).
- Meister J, Franzen R, Apel C: Grundlagen der Laserzahnheilkunde Teil: 1: Das Licht. Z. Laserzahnheilkunde 1:57–61 (2004a).
- Meister J, Franzen R, Apel C: Grundlagen der Laserzahnheilkunde Teil: 3: Die Licht-Gewebe-Wechselwirkung. Z. Laserzahnheilkunde 3:199–204 (2004b).
- Newman J, Anand V: Applications of the diode laser in otolaryngology. Ear Nose Throat J. 81:850–851 (2002).
- Niemz M H: Laser-tissue interactions – Fundamentals and applications. 3. Aufl. Springer Verlag, Berlin-New York pp 45–149 (2003).
- Romanos G, Nentwig GH: Diode laser (980 nm) in oral and maxillofacial surgical procedures: clinical observations based on clinical applications. J Clin Laser Med Surg. 17:193–197 (1999).
- Stratigos A J, Alora M B, Urioste S, Dover J S: Cutaneous laser surgery. Curr Probl Dermatol 10:127–174 (1998).
- Walsh L J: The current status of laser applications in dentistry. Aust Dent J. 48:146–155 (2003).
- Welch A J: The thermal response of laser irradiated tissue. IEEE J Quant Electron 20:1471–1481 (1984).
- Wilder-Smith P, Dang J, Kurosaki T: Investigating the range of surgical effects on soft tissue produced by a carbon dioxide laser. J Am Dent Assoc 128:583–602 (1997).

■ KONTAKT

Dr. Stefan Stübinger

Universitätsklinik für Wiederherstellende Chirurgie
Abteilung für Kiefer- und Gesichtschirurgie
Kantonsspital/Universitätskliniken – Universität Basel
Spitalstr. 21, CH-4031 Basel/Schweiz
Tel.: +41-61/265 25 25
E-Mail: sstuebing@uhbs.ch