

Die Er:YAG-Laserosteotomie – eine Alternative in der Oralchirurgie?

Neben konventionellen und piezoelektrischen Osteotomiemethoden konnte in jüngster Vergangenheit auch der Erbium Yttrium Aluminium Granat (Er:YAG-)Laser vielversprechende Resultate bei der Durchtrennung und dem Abtrag von mineralisierter Hartschubstanz zeigen. Im Folgenden sollen auf der Basis der Laser-Gewebe-Interaktion die Vor- bzw. Nachteile der Er:YAG-Laserosteotomie dargestellt werden.

Dr. Stefan Stübinger/Zürich, Schweiz

■ Seit der ersten „light amplification by stimulated emission of radiation“ (laser) durch Theodore H. Maiman im Jahre 1960¹ hat sich das Anwendungsspektrum der Lasertechnologie in der Folge nicht nur für die industrielle Materialbearbeitung, sondern auch für diverse medizinische Applikationen rapide weiterentwickelt. Unterschiedliche Hochleistungs-Lasersysteme kommen seit langer Zeit vor allem in der weiterverarbeitenden Industrie, z.B. für die Spezialverarbeitung von Kunststoffen, Glaskeramiken und Metallen, als auch im Bereich der Luft- und Raumfahrt zum Einsatz. Die Roboter- und computergesteuerten Laser werden dabei einerseits zum präzisen Schneiden und Prägen von dreidimensionalen und komplexen Formteilen sowie andererseits für die Hochglanzpolitur von Oberflächen verwendet. Aufgrund der vielfältigen Einsatzmöglichkeiten und der langjährigen Erfahrung und intensiven Forschung werden Laser jedoch auch immer häufiger für spezielle und komplexe Indikationen in medizinisch-chirurgischen Disziplinen eingesetzt.

Die verwendeten Lasermedien sind dabei in erster Linie Festkörper, Flüssigkeiten, Gase, Halbleiterelemente und freie Elektronen, die durch die stimulierte Emission zur Abgabe einer monochromatischen, kohärenten und kollimierten Strahlung angeregt werden.² Grundsätzlich differenziert man dabei je nach Art der Anregung bzw. der Lichtemission zwischen einem kontinuierlich strahlenden (cw, continuous wave) und einem gepulsten Lasersystem.³

Die biologische Wirkung von Laserstrahlung auf vitales Gewebe hängt analog zur industriellen Materialverarbeitung einerseits von den individuellen Eigenschaften des Zielgewebes, andererseits von den physikalischen Leistungsmerkmalen der verwendeten Wellenlänge ab. Von zentraler Bedeutung sind in diesem Zusammenhang vor allem die genauen Kenntnisse über spezifische Einstellungsparameter wie Pulsdauer, Pulsfrequenz, Fokusgröße und Pulsspitzenleistung, die letztendlich die Grundlage für die Berechnung der applizierten Energie-, Leistungs- und Pulsenergie darstellen.

Im Zusammenspiel mit der genutzten Wellenlänge des Laserlichts lassen sich dadurch die unterschiedlichen Laser-Gewebe-Interaktionen erklären und im weiteren Verlauf für bestimmte Indikationen und Applikationen adäquat nutzen.⁴ Für die Effektivität und den nachhaltigen Behandlungserfolg einer Laserbehandlung ist die

zielgerichtete Anpassung der Parameter an den klinisch gestellten Befund und das Gewebe entscheidend. Hieraus erklärt sich auch die Tatsache, dass es ebenso wie in der industriellen Materialverarbeitung, bei der sowohl anorganische als auch organische Materialkomponenten mit dem Laser bearbeitet werden können, keinen „Universallaser“ geben kann, der mit einer Parameterauswahl eine uneingeschränkte und schonende Ablation von Hart- und Weichgewebe ohne Einschränkungen und Nebenwirkungen zulässt.

Laser-Gewebe-Interaktion

Abhängig von der gewählten Wellenlänge des Lasers und den gewebetypischen Eigenschaften wie Wärmeleitfähigkeit und Wärmekapazität des Zielgewebes kommt es entweder zu einer Absorption, Reflexion, Streuung oder Transmission der applizierten Lichtquanten.⁵ Für die biophysikalischen Licht-Gewebe-Effekte sind jedoch in erster Linie die absorbierten Photonen von Bedeutung.⁶ Prinzipiell lassen sich dadurch die Wechselwirkungen von Laserstrahlen mit biologischen Gewebestrukturen folgendermaßen unterteilen:

1. Fotochemische Wirkung.
2. Thermische Wirkung.
3. Nichtlineare Effekte wie z.B. die Fotoablation und die Fotodisruption.

Fotochemische Prozesse (z.B. Low-Level-Lasertherapie und Biostimulation) lassen sich durch eine Laseranwendung mit eher kleinen Intensitäten erzielen. Dabei werden auf sichtbares oder UV-Licht ansprechende Moleküle im Gewebe angeregt und dadurch in letzter Instanz chemische Reaktionsabläufe induziert. Bei nachfolgender Steigerung der Intensität werden jedoch die chemischen Reaktionsabläufe durch die zunehmende thermische Wirkung der Laserstrahlung überlagert. Die absorbierte Laserenergie führt durch eine Stimulation von Vibrationsniveaus oder elektrischen Energieniveaus im Molekül zu einer merklichen Erwärmung des bestrahlten Gebiets. Je nach Temperatur ist eine Enzyminduktion, Proteindenaturierung oder eine Koagulation möglich. Bei extrem hohen Temperaturen kommt es zu einer Vaporisation oder auch zu einer Karbonisation (Verkohlung). Während in der Medizin solche Effekte aufgrund

der kollateralen Gewebeschädigung unerwünscht sind, lassen sich diese oberflächlichen thermischen Einschmelzungserscheinungen z.B. bei der Verarbeitung von Metallen für eine flächige Politur nutzen. Eine Politur mittels „heißen Lichts“ ist dabei zehn- bis hundertmal schneller als konventionelle Methoden.

Nichtlineare Prozesse (Fotoablation, Fotodisruption) treten nur bei größeren Intensitäten mit kurzen Laserpulsen auf. Die Fotoablation ist jedoch das physikalische Phänomen, das sich auch zum Schneiden von mineralisierter Hartsubstanz wie Zähne oder Knochen nutzen lässt. In diesem Zusammenhang kommt beim Zahnmediziner unweigerlich der Wunsch nach einem Laserschwert à la „Star Wars“ auf, wobei, wie bereits erwähnt, eine solche universale Schneidewirkung mit nur einer Laserwellenlänge unter physiologischen Bedingungen nicht möglich ist, da Weich- und Hartgewebe unterschiedlich auf die applizierte Laserenergie reagieren und die Wirkung damit unterschiedlich ausfällt.⁷

Generell eignen sich neben angepassten CO₂-Lasersystemen speziell die Erbium dotierten Laser und der im UV-Bereich strahlende Excimerlaser für das direkte Schneiden von mineralisierter Hartsubstanz. Grundvoraussetzung ist dabei, dass die Laserparameter genau an die biologischen Eigenschaften des Knochens angepasst werden. Während die Knochenablation mit Lasern im Infrarotbereich (CO₂- und Erbiumlaser) durch eine thermo-mechanische Reaktion ausgelöst werden kann, kommt es bei UV-Lasern (Excimerlaser) zu einer sogenannten direkten Fotoablation.⁸ Hauptvorteil dieses Prozesses ist der präzise und fast athermische Abtrag von Gewebe ohne Vaporisations- oder Koagulationseffekte. Grund hierfür ist das direkte Aufbrechen von molekularen Bindungen, nachdem eine Anregung stattgefunden hat sowie eine bestimmte Schwellenenergiedichte überschritten wurde. In der Folge werden einzelne Atome oder feste Verbindungen durch den explosionsartigen Mechanismus herausgeschleudert.⁹ Kommt es jedoch zu einer weiteren Erhöhung der Energiedichte, bildet sich ein oberflächliches Plasma, also eine ionisierte Oberflächenschicht, die die Strahlung absorbiert und damit einen Abtrag verhindert. Durch die direkte Fotoablation, bei der also nicht die gesamte Laserenergie in thermische Energie überführt wird, kann somit eine tiefe Nekrosezone vermeiden werden. Rasterelektronenmikroskopische Analysen von UV-bestrahltem Knochen zeigen keine Zellzerstörungen und eine gute Knochenheilung nach 100 Tagen.¹⁰

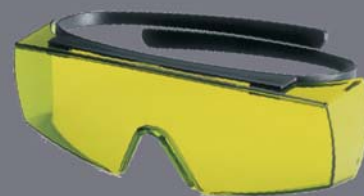
Erbiumlaser in der Knochenchirurgie

Der Er:YAG-Laser ist ein Festkörperlaser und emittiert Infrarotlicht der Wellenlänge 2.940 nm. Die Wellenlänge entspricht einem Absorptionsmaximum von Wasser, wodurch zusammen mit einer sehr kurzen Pulslänge kleine Gewebsvolumina rasch erhitzt werden können und somit explosionsartig vaporisiert werden. Damit eignet sich der Er:YAG-Laser nicht nur zur Bearbeitung von Weichgewebe, sondern vor allem auch von Zähnen und Knochen. Für die Ablation von mineralisierter Hartsubstanz mit dem Er:YAG-Laser ist primär die Gewebeszusammensetzung entscheidend, wobei der Gehalt von interstitiellem Wasser eine große Rolle spielt. Im Zielgewebe kommt es durch Umwandlung der absorbierten Lichtquanten in Wärmeenergie zu einer starken lokalen Erhitzung ohne Karbonisationen.¹¹ Voraussetzung ist jedoch, dass die Laserpulsfrequenz höher ist als die thermische Relaxationszeit des Gewebes. Die rapide Erwärmung bewirkt in der Folge die schnelle Vaporisation der Wassermoleküle und es kommt zu einer mechanischen Ablation der Apatitkristalle. Der Knochen wird schichtweise abgetragen bzw. geschnitten. In diesem Zusammenhang muss aber berücksichtigt werden, dass beim Schneiden von Knochen und Zähnen immer eine zusätzliche Wasserkühlung nötig ist, da es sonst zu Karbonisationseffekten, also massiven thermischen Schäden, kommt. Experimentelle Studien in verschiedenen Tiermodellen konnten jedoch unter Optimierung und Weiterentwicklung

Laserschutz für den weltweiten Dentalmarkt

- Reflektierende, klare Laserschutzbrillen
- Patientenbrillen mit Filter
- Lupenbrillen mit Laserschutz
- Innovative Kunststoff-Überbrillen
- Wiederverwendbare Augenklappen

WE PROTECT YOUR EYES



www.uvex-laservision.de

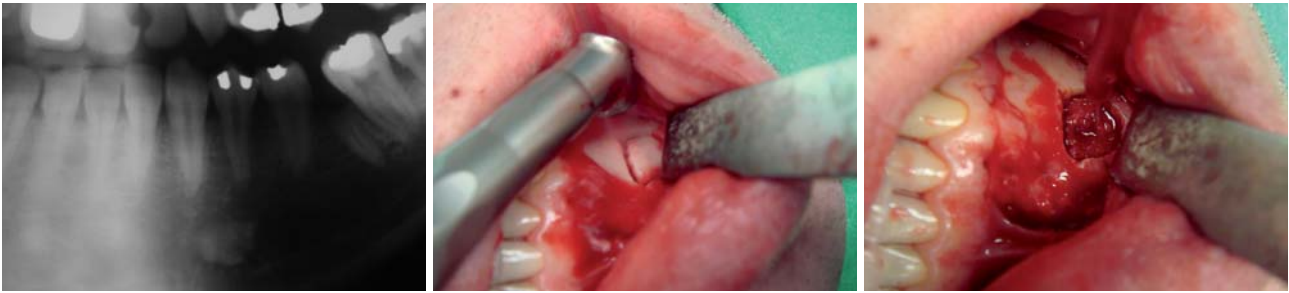


Abb. 1: Ausschnitt aus einem präoperativen Orthopantomogramm zur Darstellung einer röntgenopaken Veränderung (Osteom) im linken Unterkieferalveolarfortsatz Regio 33/34. – **Abb. 2:** Anlegen einer Zugangskavität zu der knöchernen Veränderung unter Anwendung des Er:YAG-Lasers. Pulsenergie 1.000 mJ, Pulsdauer von 300 μ s, Frequenz 12 Hz (berechnete Energiedichte 157 J/cm²). – **Abb. 3:** Nach Laserablation der bedeckenden kortikalen Anteile kann das knöcherne Gewebe vorsichtig entfernt werden.

der Lasersysteme eine niedrige biologische Belastung des Knochens durch adaptierte Laserparameter belegen und damit die allgemeine Auffassung, dass Laserosteotomie unweigerlich zu einer gestörten Wundheilung durch thermisch zerstörten Knochen führt, entkräften. Der Er:YAG-Laser wird gepulst betrieben, wodurch eine Wärmeleitung in die Umgebung fast nicht stattfindet. Spezielle Pulsmuster, die eine konstante Pulsung ohne Wechsel des Abtragregimes zwischen den einzelnen Pulsen ermöglichen, reduzieren die thermische Belastung des Knochens weiter. Die rasche Impulsfolge und die im Vergleich zum CO₂-Laser 15-mal stärkere Absorption des Lichtes in Wasser bewirken also eine minimale Restnekrosezone. Neben der geringen Gewebe- und Knochenschädigung moderner Er:YAG-Lasersysteme besitzt die Laserosteotomie für eine klinische Anwendung zahlreiche weitere Vorteile. Das kontaktlose und damit auch druck- und vibrationsarme Schneiden von Knochen erlaubt nicht nur ein nahezu absolut frei wählbares Schnitt- und Abtragsmuster, sondern ermöglicht auch das Schneiden von extrem feinen und grazilen Knochenstrukturen ohne akzidentelle Frakturgefahr der betroffenen Areale aufgrund eines zu hohen Anpressdrucks. Darüber hinaus stellt für den schmerzempfindlichen Patienten eine drucklose Applikation einen entscheidenden Vorteil dar. Durch das Fehlen einer mechanisch rotierenden bzw. oszillierenden Spanabhebung ist zusätzlich das Risiko einer iatrogenen Verletzung von Nachbarstrukturen deutlich verringert und auch eine Instrumentenfraktur durch Materialermüdung kann ausgeschlossen werden. Die thermomechanische Ablation bewirkt ein blitzartiges Herausschleudern der Mikropartikel, sodass eine

massive Ansammlung und Kumulation von Knochenstäben nicht anfällt. Ein Verkleben oder Verschmieren der Oberfläche im Schnittspaltbereich im Sinne eines Smearlayers findet nicht statt.

Diese Merkmale der Er:YAG-Laserosteotomie lassen in der Folge auch einige vorteilhafte Anwendungsmöglichkeiten für chirurgische Eingriffe am Alveolarfortsatz erkennen (Abb. 1–3). Neben der operativen Entfernung von verlagerten und impaktierten Zähnen oder Wurzelresten bzw. einer Wurzelspitzenresektion kann der Laser vor allem für präimplantologische Eingriffe genutzt werden.¹² Ein Abtrag von scharfen Knochenkanten oder eine Knochenglättung von Exostosen sind problemlos möglich und für einen sicheren Einstieg in die klinische Laserosteotomie gut geeignet. Knochentransplantate aus der Kinn- und Retromolarregion (Abb. 4 und 5) lassen sich unter genauer Kenntnis und sorgfältiger Berücksichtigung der umliegenden anatomischen Strukturen ohne größere Probleme entnehmen.¹³ Dennoch sollte in entsprechenden Vorversuchen ein vergleichbarer Eingriff primär geübt werden, um ein Gespür für das Laserhandling, die Ablationsgeschwindigkeit und auch die visuelle Tiefenkontrolle zu bekommen. Nur dadurch lassen sich schwerwiegende spätere Komplikationen vermeiden. Für die alleinige manuelle Implantatbettauflage ohne zusätzliche chirurgische Hilfestellungen wie Bohrschablonen oder Tiefenmessinstrumente oder auch eine laserassistierte Sinusbodenelevation kann der Laser im Moment nicht uneingeschränkt empfohlen werden. Fehlende Tiefenkontrolle und präzises manuelles Einhalten der individuellen Implantatgeometrie erschweren den sicheren Einsatz am Patienten. Ein inno-



Abb. 4: Er:YAG-Laserosteotomie zur Entnahme eines Blocktransplantates aus der Kinnregion. – **Abb. 5:** Das Transplantat kann problemlos gelöst und entnommen werden. Eine thermische Schädigung der zirkulären Knochenränder liegt nicht vor. – **Abb. 6:** Einsatz des Er:YAG-Lasers zum Abtrag einer Bisphosphonat-induzierten Kieferosteonekrose. Dieser Therapieansatz stellt im Moment noch keine Standardmethode dar und bedarf daher weiterer experimenteller und klinischer Forschung.

vativer und verheißungsvoller Einsatz für die Er:YAG-Laserosteotomie stellt die Anwendung bei der Entfernung von Knochensequestern bei einer Bisphosphonat-induzierten Kieferosteonekrose dar (Abb. 6). In jüngster Vergangenheit konnten klinische Fallberichte erfolgreiche und auch nachhaltige Resultate im Bezug auf eine Laserablation der nekrotischen Knochenareale aufzeigen.¹⁴ Nichtsdestoweniger können erst Langzeitstudien mit einem größeren Patientenkollektiv den bleibenden Erfolg dieser Methode im Bezug auf einen Stopp der Progredienz bzw. einer weitgehenden Stabilisierung des Krankheitsbildes in Zukunft belegen. Dennoch konnte sich die Er:YAG-Laserosteotomie trotz der zum Teil vielversprechenden klinischen und experimentellen Ergebnisse und der oben genannten Vorteile zum gegenwärtigen Zeitpunkt noch nicht als wirkliche Alternative für die intraorale Knochenchirurgie etablieren. Neben den apparativen und technischen Limitationen, die einerseits durch die Laserphysik und andererseits durch die eingeschränkte Flexibilität der verschiedenen Lichtleitersysteme charakterisiert sind, lassen im klinischen Alltag vor allem die mangelnde Kenntnis über die biologischen Wirkungen und die möglichen Risiken der Laserstrahlen, nicht nur auf das mineralisierte Zielgewebe, sondern auch auf die benachbarten Regionen, den Praktiker oft vor einem Einsatz des Lasers zum Knochen schneiden zurückschrecken. Dazu kommt noch die oft ungewohnte Bedienung und Applikation des unsichtbaren Laserlichts, welches dem Anwender kein taktiles Feedback gibt, wie er es von einer Säge oder einem rotierenden Instrument gewohnt ist. Daraus resultiert auch eine fehlende und verlässliche Tiefenkontrolle, die augenblicklich einen der Hauptnachteile der Laserosteotomie darstellt und einen routinemäßigen Einsatz für einen ungeübten Praktiker eher ausschließt. Dieser Mangel an haptischer Wahrnehmung und direkter Sicht des eigentlichen Schneidewerkzeugs macht auch die Abschätzung und das stets präzise Einhalten einer geplanten Osteotomielinie ohne Abweichung und Verlust des primären Angulationswinkels der Laserstrahlrichtung im Bezug zur Knochenoberfläche nicht immer einfach. Das Resultat sind letztendlich unerwünschte Unterschnitte bzw. Knochenübersprünge und ein ungewollter massiver Knochenverlust. Alles in allem kann die Summation dieser Nachteile letztendlich im Vergleich zu konventionellen Methoden zu einem partiell insuffizienten Substanzabtrag, einer verlängerten Osteotomiezeit sowie einer beeinträchtigten Wundheilung aufgrund ungeeigneter bzw. falscher Laserparameterwahl und -anwendung führen.

Um in Zukunft den klinischen Einsatz des Lasers vor allem für das Knochen schneiden weiter zu optimieren und die augenblicklichen Nachteile einer manuellen Führung auszuräumen, liegen aktuelle Bestrebungen in der Forschung einerseits auf einer sicheren und reproduzierbaren Tiefenmessung mittels spezieller Sensortechnik und andererseits auf einer voll- bzw. semiautomatischen Führung und Kontrolle der Ablationsrichtung mittels roboter- und computergesteuerter Scannertechnologie.^{15,16} Zusätzliche mathematische Berechnungen und Simula-

tionen der Gewebezusammensetzung, insbesondere des Knochens in Kombination mit einer navigierten dreidimensionalen Laserstrahlführung, sollen den zuverlässigen Lasereinsatz für komplexe Eingriffe am Knochen ermöglichen.¹⁷ Bis jedoch ein klinischer Routineeinsatz dieser Hightech-Systeme für den Praxisgebrauch möglich ist, wird die Laserosteotomie in näherer Zukunft noch auf spezielle Indikationen bzw. den Erfahrungsschatz des Chirurgen beschränkt bleiben.

Schlussfolgerung

Der therapeutische Einsatz von verschiedenen Lasertypen wie z.B. dem CO₂-Laser und dem Erbiumlaser für die Behandlung von Weichgewebe hat sehr gute Ergebnisse gezeigt. Im Bezug auf die uneingeschränkte und routinemäßige Anwendung von diesen Lasern für die Bearbeitung von Hartschubstanzen gibt es jedoch noch einige Nachteile, die überwunden werden müssen. Dazu zählen unter anderem die reduzierte Schnittgeschwindigkeit der Laser im Knochen, das fehlende Feedback-System für eine Tiefenmessung der Schnitte und die Gefahr einer thermischen Schädigung bei mangelnder Wasserkühlung. Auch die Tatsache, dass der Behandler ein grundlegendes Wissen im Bereich der Laserphysik und der Laserlicht-Gewebe-Wechselwirkung haben sollte, kann sich als Hindernis für den Lasereinsatz entpuppen. Ausbildung und Training am entsprechenden Laser sind daher eine zwingende Voraussetzung, um die Vorteile der Lasertherapie erfolgreich in der Praxis umsetzen zu können.

Wichtig für den Chirurgen ist es, je nach Situation den „richtigen“ und damit den Laser, der das optimale Wirkungsspektrum aufweist, auszuwählen. Dabei ist zu beachten, dass es bei falscher Indikationsstellung und Parameterwahl der Lasereinstellung zu irreversiblen thermischen Schäden nicht nur im Zielgewebe, sondern auch in Nachbarstrukturen kommen kann, die letztendlich nicht nur zu einem Misserfolg führen, sondern zum Teil auch schwerwiegende gesundheitliche Komplikationen beim Patienten verursachen können. ■

Anmerkung:

Teile dieser Arbeit wurden von dem NCCR COME des Schweizer Nationalfonds unterstützt.

Eine Literaturliste kann in der Redaktion angefordert werden.

■ KONTAKT

Dr. Stefan Stübinger

Competence Center for Applied Biotechnology and Molecular Medicine, University of Zürich
Winterthurerstr. 190
8057 Zürich, Schweiz
Tel.: +41-44/635 88 74
Fax: +41-44/635 89 17
E-Mail: stefan.stuebinger@cabmm.uzh.ch