

**Gingivainzision mit Diodenlasern bei Anwendung
eines Kühlsystems**

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Hohen Medizinischen Fakultät
der Rheinischen Friedrich-Wilhelms-Universität
Bonn

Dilek Ekinci

aus Brühl

2014

Angefertigt mit Genehmigung der
Medizinischen Fakultät der Universität Bonn

1. Gutachter: Professor Dr. med. dent. Matthias Frentzen
2. Gutachter: Professor Dr. med. dent. Werner Götz

Tag der Mündlichen Prüfung: 04.06.2014

Aus der Poliklinik für Parodontologie, Zahnerhaltung und Präventive Zahnheilkunde des
Zentrums für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde Bonn
Direktor: Professor Dr. Dr. S. Jepsen

Meiner Familie gewidmet

Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung	7
1.1 Allgemeine Einführung	7
1.2 Laser versus Elektrochirurgie	9
1.3 Lasertypen	12
1.4 Vorteile und Nachteile der Laseranwendung gegenüber dem Skalpell.....	15
1.5 Indikation von Laser in der oralen Weichgewebschirurgie	17
1.6 Diodenlaser und Lasergewebeinteraktion.....	21
1.7 Diodenlaser.....	25
1.8 Gingivainzision.....	33
1.9 Ziel und Fragestellung	36
2. Material und Methode	37
2.1 Versuchsaufbau	37
2.1.1 Schweinekiefer	39
2.1.2 Präparatevorbereitung und Bearbeitung	39
2.1.3 Laseranwendung mit Kühlung	39
2.2 Versuchsablauf	41
2.3 Herstellung der histologischen Präparate	42
2.3.1 Auswertung	43
2.4 Histometrische Auswertung	44
3. Versuchsergebnisse	46
3.1 Ergebnisse der Fotodokumentation	46
3.2 Ergebnisse der histometrischen Auswertung.....	47
3.3 Deskriptive Beschreibung der histometrischen Auswertung	48
3.4 Gegenüberstellende Betrachtung der Bearbeitungseffekte mit und ohne Kühlung	54
4. Diskussion	57
4.1 Zusammenfassung der Ergebnisse	57
4.2 Methodenkritik	59
4.3 Vergleich der Ergebnisse mit den Literaturbefunden	61
4.4 Schlussfolgerung	63
5. Zusammenfassung	65

6. Anhang	66
7. Abbildungsverzeichnis	75
8. Tabellenverzeichnis.....	77
9. Literaturverzeichnis.....	78
10. Danksagung.....	90
11. Lebenslauf.....	91

1. Einleitung

1.1 Allgemeine Einführung

Lasieranwendungen sind heute integrativer Bestandteil der modernen Zahnheilkunde. Das Kunstwort Laser steht als Akronym für "Light amplification by stimulated emission of radiation", gemeint ist Lichtverstärkung durch induzierte Emission von Strahlung. Laserstrahlung hat die Kardinaligenschaften Monochromasie, Kohärenz sowie eine hohe Energiedichte. Mit dieser Technologie kann elektromagnetische Strahlung vom ultravioletten über den sichtbaren bis zum infraroten Bereich erzeugt werden. Entdeckt wurde das Laserprinzip von Theodore Maiman im Jahre 1960. Zur Einordnung der Laserstrahlung in das elektromagnetische Spektrum zeigt Abbildung 1 eine genauere Übersicht. Für die Zahnheilkunde stehen verschiedenste Lasertypen wie Diodenlaser, Nd:YAG-Laser, CO₂-Laser, Argonlaser, Er:YAG-Laser oder Er,Cr:YSGG-Laser für unterschiedliche Indikationen zur Verfügung (Stabholz et al., 2003). Die erwähnten Lasertypen finden in der Gingivalchirurgie, präprothetischen Chirurgie, bei Abtragung von Hyperkeratosen sowie Präkanzerosen und gutartigen Tumoren Verwendung (Rowson, 1995); darüber hinaus finden Laser auch bei Excochleation von Zysten im Knochen, aber auch in der Fehlbildungschirurgie, bei Narbenkorrekturen und in der ästhetischen Chirurgie bei so genanntem „Skin resurfacing“ Anwendung. Endodontie, Fissurenversiegelung sowie Behandlung überempfindlicher Zahnhälse sind ebenfalls Einsatzgebiete für Diodenlaser in der konservierenden Zahnheilkunde. Eine Erwartung, die sich schon in einigen Teilbereichen der Medizin erfüllt hat, ist die Hoffnung auf eine schmerzarme Behandlung durch Lasereinsatz. Große Erwartungen werden auch in eine mögliche Keimreduzierung im Behandlungsgebiet durch den Einsatz von Lasern gesteckt. Auf dem Gebiet der Parodontologie wird über eine Reduktion der untersuchten Krankheitserreger Aggregatbakter *Actinobacillus actinomycetemcomitans*, *Porphyromonas gingivalis* und *Prevotella intermedia* nach erfolgter Behandlung von Wurzeloberflächen mit einem gepulsten Nd:YAG-Laser berichtet (Cobb et al., 1992). Eine antimikrobielle Wirkung wird durch UV-Laser ebenfalls erreicht (Frentzen et al., 1992). Alles in allem ist der Lasereinsatz breit gefächert, und zeigt die Tendenz, immer mehr Indikationsgebiete zu erobern.

Frequenz		Wellenlänge		Bezeichnung und Anwendung		
↓ Hz 100 1000 10 ⁴ 10 ⁵ 10 ⁶ 10 ⁷ 10 ⁸ 10 ⁹ 10 ¹⁰ 10 ¹¹ 10 ¹² 10 ¹³ 10 ¹⁴ 10 ¹⁵ 10 ¹⁶ 10 ¹⁷ 10 ¹⁸ 10 ¹⁹ 10 ²⁰ 10 ²¹ 10 ²² Hz	unter 50 Hz	über 6000 km	Elektrisch erzeugte Wellen Niederfrequenz Hochfrequenz Optisch erzeugte Wellen	Felder rings um technische Wechselstrom-leitungen		
	50 Hz-	6000 km-		Felder rings um Leitungen von Mikrophon-strömen		
	-20 Hz	-15 km		Langwellen	Radio	
	20 kHz-	15 km-		Mittelwellen		
	-300 kHz	-1 km		Kurzwellen		
	300 kHz-	1000 m-		Ultrakurzwellen	Fernsehen	
	-3 MHz	-100 m				
	3 MHz-	100 m-		Kürzeste auf elektrischem Weg erzeugte Wellen	Technisch noch nicht ausgenutzt	
	-30 MHz	-10 m				
	30 MHz-	10 m-				
	3·10 ⁸ Hz-	1 m-		Optisch erzeugte Wellen	Infrarotstrahlen	Wärmestrahlen
	-3·10 ⁹ Hz	-1 dm			Sichtbares Licht	
	3·10 ⁹ Hz-	1 dm-			Ultraviolett-strahlen	Quecksilber-dampflampe
	-3·10 ¹⁰ Hz	-1 cm			Röntgenstrahlen	
3·10 ¹⁰ Hz-	1 cm-	γ-Strahlen	Atomphysik			
-3·10 ¹² Hz	-0,1 mm	Wellenkomponente der Höhenstrahlen				
	0,1 mm-					
	-0,8 μm					
	800 nm-					
	-400 nm					
	400 nm-					
	-10 nm					
	10 nm					
	-10 pm					
	10 pm -					
	-0,1 pm					
	unter 0,1 pm					

Laser

Abb. 1: Übersicht über das elektromagnetische Wellenspektrum (nach Heywang et al., 1985)

1.2 Laser versus Elektrochirurgie

Laserlicht hat ideale Eigenschaften, um in der Parodontaltherapie als Schneidinstrumentarium Anwendung zu finden. Die zeitliche und räumliche Kohärenz des Laserlichts macht es möglich, die Strahlung so stark bzw. intensiv zu bündeln, dass ohne Einsatz von Skalpell Gewebe gezielt inzidiert werden kann. Mit Hilfe der Laseranwendung kann eine deutliche Keimreduktion in der Parodontaltherapie wie auch in der Endodontie erreicht werden; zu erwähnen ist beispielsweise die "bakterizide Wirkung des CO₂-Lasers in Bezug auf den Problemkeim *Enterococcus Faecalis*" (Moritz et al., 1995; Blanc et al., 1994). Bei Nd:YAG-Laserung in Zahnfleischtaschen findet eine effektivere Bakterienreduktion als bei mechanischer Wurzeloberflächenglättung allein statt (Ben Hatit et al., 1996).

Des Weiteren stellt Blutungsarmut aufgrund der entstehenden Koagulation im Operationsgebiet einen zusätzlichen Vorteil dar; dies ist besonders bei Behandlung von Hämophiliepatienten wünschenswert. Gezielter Abtrag ohne Bluten und gleichzeitige Sterilisation werden ebenso genannt wie die Reduktion von postoperativen Schmerzen. Im Bereich des Lasergebrauchs ist durch die Auswahlmöglichkeit der verschiedenen Parameter wie Wellenlänge, Betriebsmodus, Faserart, Faserstärke und Leistung das Ausmaß der Koagulation im Vergleich zur Elektrochirurgie gezielter zu steuern. Um verlässliche Daten zu erhalten, werden in in-vitro-Studien die Nekrosezonen bei Laseranwendung gemessen und mit den eingestellten Parameter in Zusammenhang gebracht. Abbildung 2 stellt verschiedene Lasersysteme mit unterschiedlichen Wellenlängen dar. Der Betriebsmodus ist als Dauerstrich (continuous wave, cw) oder gepulst variierbar. Die Leistungseinstellungen des Laserbetriebs gehen von Softlaser (mW) über mittlere Leistungslaser (W) bis hin zu Hochleistungslaser (kW) (Franetzki, 1991). In Abhängigkeit von der verwendeten Wellenlänge, der Expositionszeit und des Betriebsmodus (cw oder gepulst, lange oder kurze Pulse) kann die Koagulation und die Eindringtiefe gut kontrolliert und damit thermische Schäden im angrenzenden Gewebe vermieden werden (Brandly, 1997; Walsh et al., 1988). Ein weiterer Vorteil ist die Zeitersparnis durch Reduktion der operationspflichtigen Instrumente. Die Akzeptanz bei ängstlichen Patienten, insbesondere bei Kindern, wird dadurch erhöht (Martens, 2003). In diesem Sinne erfolgt beispielsweise das unblutige und schnelle Entfernen eines Lippenbändchens für

Angstpatienten reibungsloser. Nach chirurgischen Eingriffen kann aufgrund der Koagulation auf Nahtmaterial verzichtet werden. Ebenfalls geht die Wundheilung schneller von statten; durch die zahlreichen koagulierenden Kapillaren und Lymphgefäße bleibt bei der Laseranwendung eine Ödembildung mehr oder weniger aus, so dass demzufolge die Narbenbildung nicht stark ausgeprägt ist (Zimmermann et al., 1984).

In der Elektrochirurgie macht man sich den thermischen Effekt des entstehenden Lichtbogens zunutze. Als Synonym für Hochfrequenzchirurgie gilt der Begriff Diathermie, wobei hier Wechselstrom mit hoher Frequenz, ca. 1-4 MHz, bei chirurgischen Maßnahmen am Weichgewebe zur Anwendung kommt, um Gewebe gezielt zu schneiden. Es kommen verschiedene Formen von Elektroden zum Einsatz wie zum Beispiel Kugel-, Platten-, Walzenelektroden, bei deren Gebrauch es zu einer so genannten Tiefenkoagulation des Gewebes bei Temperaturen von 50-80 °C kommt. Durch die Stromstärke kann man die Tiefe der Koagulation beeinflussen. Bei hoher Stromstärke bildet sich eine Karbonisationszone, ein Brandschorf, der die weitere Tiefenausbreitung der Wärme hemmt. Neben der Entfernung des zu exzidierenden Gewebes wird die Elektrode ebenfalls zur Blutstillung genutzt, vor allem bei arteriellen Sickerblutungen, um somit das blutende Gefäß durch Dehydratation zu verkochen und die Blutung zu stoppen.

Bei der Koagulation existieren verschiedene Einteilungen wie Fulguration und Dessikation; bei ersterem wird eine oberflächliche Koagulation durchgeführt, wobei die Gewebeflüssigkeit durch Funkenüberschlag an der Spitze der Elektrode verdampft, obwohl die Elektrode über dem Gewebe geführt wird und nicht wie bei der Dessikation sich im Gewebe befindet. Da gut durchblutetes Gewebe einen geringen Widerstand darstellt, kann es beim Elektrodengebrauch insbesondere bei schlecht durchbluteten Geweben zum Klebeeffekt kommen und bei trockenem Gewebe zum Ausbleiben des Stromflusses und Koagulation führen. Insbesondere kommt es bei der Elektrotomie zu einer so genannten Zellsprengung direkt an der aktiven Elektrode, wobei man mit einem impulsmodulierten Strom einen nicht glatten und mit unmoduliertem Strom einen glatten Schnitt erzielen kann. Jedoch ist die intensive Hitzeentwicklung auf engstem Raum mit Wasserdampfexplosionen an der Elektrodenspitze ein wesentlicher Nachteil; die Steuerung der Nekrose- bzw. Koagulationszone ist schlecht zu beeinflussen. Von der Stromstärke abhängig ist es, ob ein so genannter Schorfschnitt, d.h. Koagulationsschnitt mit langsamer Schnitfführung bei erhöhter Stromstärke oder ein Scharfschnitt mit geringer

Stromstärke und intensiver Hitzeentwicklung erreicht wird. Die Ergebnisse überschneiden sich sowohl bei Laser- wie auch bei Elektrochirurgieanwendung; bei Laseranwendung kann eine feinere Regulierung durch eine gezielte Wellenlängenauswahl, Betriebsmodus und Faserdurchmesser erfolgen als bei Elektrotomiegebrauch. Bei letzterem ist vor allem wegen einer erhöhten Rauchentwicklung während Inzision am Gewebe eine Absaugung unvermeidlich.

Lasersysteme können bei chirurgischem Einsatz und insbesondere in der konservierenden Zahnheilkunde mit einem Kühlsystem ausgestattet sein (Bach, 1998); die Tiefenausbreitung der Wärmeentwicklung kann hierdurch teilweise vermieden werden. Laserbehandlungen werden unter Umständen ohne Anästhesie durchgeführt und stellen somit keine besondere Belastung für den Patienten dar (Gutknecht, 1998).

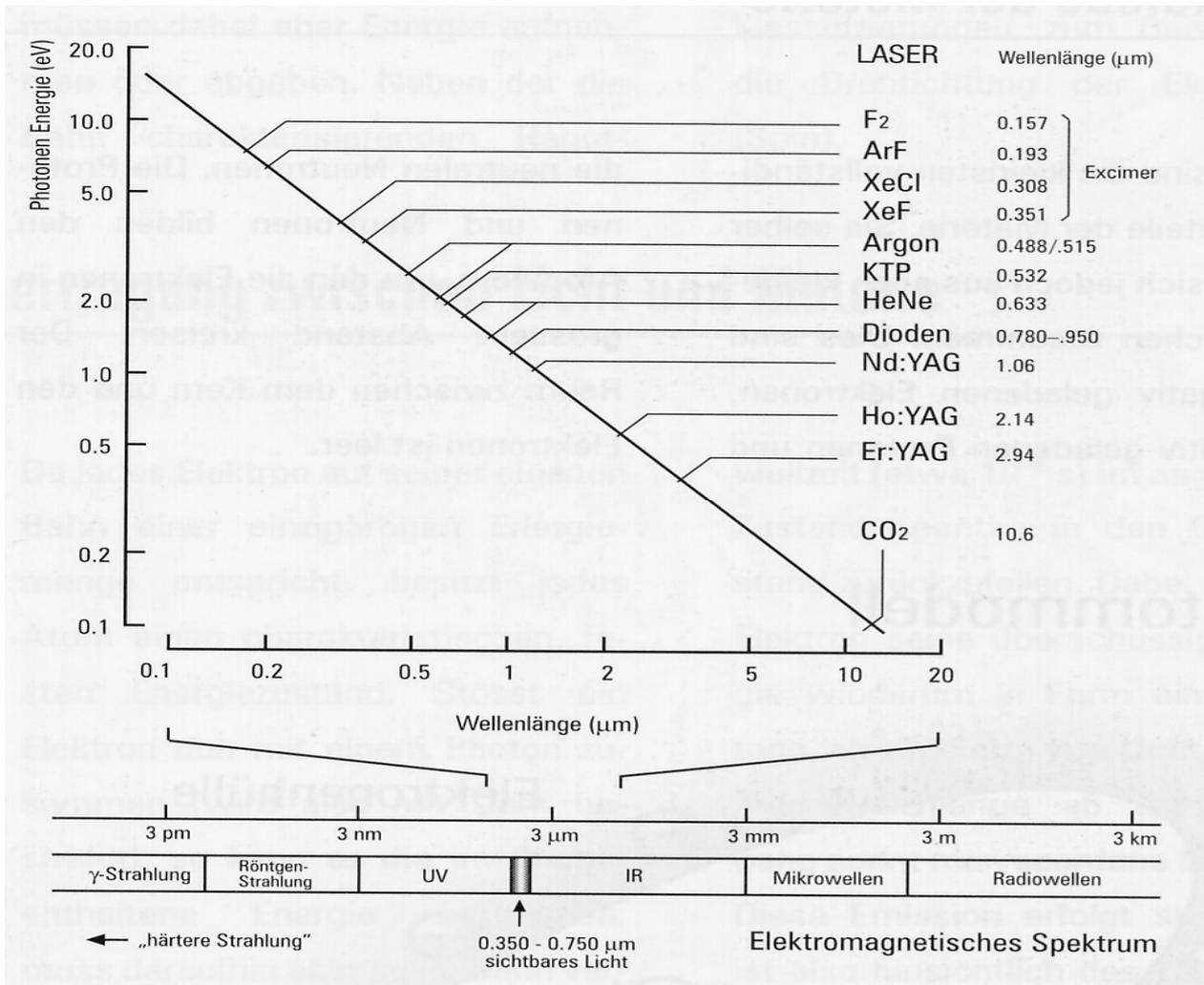


Abb. 2: Laserlicht im elektromagnetischen Spektrum im Bereich des sichtbaren Lichts (Bach et al., 1998)

1.3 Lasertypen

Lasersysteme lassen sich in verschiedene Hauptgruppen einteilen, zum Beispiel die Halbleiter-/Diodenlaser, die Festkörperlaser und die Gruppe der Gaslaser. Diodenlaser für chirurgische Indikationen variieren in dem Wellenlängenbereich von 810 nm bis 980 nm, haben eine gute Absorption im Hämoglobin und Melanin bei geringer Absorption im Wasser. Es ist möglich, mit der Faser sowohl mit und ohne Kontakt zu arbeiten, wobei sich hinsichtlich bakterizider und koagulierender Effekte keine wesentlichen Unterschiede bemerkbar machen. Das Wellenlängenspektrum erlaubt einen Einsatzbereich von prä- bzw. periprothetischer Chirurgie über Parodontaltherapie bis hin zur Periimplantitistherapie und Endodontie. Diodenlaser kommen ebenfalls als Softlaser zum Einsatz. Das Laserlicht wird über flexible Quarzglasfasern geleitet. Durch die mittlere Eindringtiefe ist bei Nd:YAG-Laser die bakterizide Tiefenwirkung besser als bei Diodenlaser; jedoch ist bei beiden die Schneidfähigkeit bei wenig pigmentiertem oder anämischen Gewebe schlechter, bei gut pigmentiertem Gewebe ist der Abtrag wesentlich zügiger. Beispielsweise kann der Nd:YAG-Laser eine Koagulation des Gewebes bis zu einer Tiefe von 5,5 mm bewirken (Seipp et al., 1989). Die Faserspitze ist stets mindestens 1 cm frei, sauber vorzuschneiden, da sonst bei hohem Verschleiß die Energiedichte und die Effizienz abnehmen. Bei Verschmutzung kommt es zu einer unkontrollierten Gewebeerhitzung.

Der Nd:YAG-Laser mit einer Wellenlänge von 1064 nm ist in die Gruppe der Festkörperlaser einzuordnen; hier ist eine Absorption im Wasser kaum vorhanden, im Hämoglobin sowie in Melanin hervorragend und somit sehr geeignet für den Einsatz im stark vaskularisierten Gewebe wie zum Beispiel bei der Hämangiomtherapie. Bei dieser Art von Therapie kann der Laserstrahl zur ausreichenden Kühlung und zur Vermeidung breiter Karbonisationszonen (=Verkohlung des Gewebes bei Verbrennung 4.Grades) durch ein Eisplättchen geleitet werden (Pascal, 2007). Lasersysteme können mit integrierter Wasserkühlung ausgestattet sein; einerseits werden dadurch thermische Schädigungen in der Parodontaltasche vermieden und andererseits gleichzeitig das Blut mit dem Granulationsgewebe ausgespült. In der Regel wird der Nd:YAG-Laser fokussiert angewendet, kann jedoch auch wegen der hohen Pulsspitzenleistung ohne Kontakt benutzt werden. Gutknecht et al. (2002) wiesen an parodontal vorkommenden Bakterien nach, dass nach Nd:YAG-Laseranwendung eine kurz- und mittelfristige

Reduktion schädigender Bakterien wie *Aggregatibacter Actinobacillus actinomycetemcomitans*, *Porphyromonas gingivalis* und *Prevotella intermedia* auftritt. Die Wiederbesiedlung ist zwar nicht zu verhindern, aber Qualität und Quantität verändert sich mit Verschiebung zu den aeroben Bakterien. Bei *Aggregatibacter Actinobacillus actinomycetemcomitans* zeigte sich in der konventionell behandelten Gruppe im Rahmen der Parodontaltherapie überhaupt keine Bakterienreduktion.

Ein weiterer Festkörperlaser ist der so genannte Er:YAG-Laser mit einer Wellenlänge von 2940 nm; die Absorption ist im Wasser und auch in Hydroxylapatit gut. Deswegen ist der Erbium-Laser sowohl für Weichgewebsabtrag wie auch zum Abtragen von Hartgewebe wie Schmelz, Dentin und Knochen gut geeignet (DenBesten et al., 2001). Das Laserlicht wird unmittelbar an der Oberfläche absorbiert. Durch den hohen Dampfdruck bei der plötzlichen Erhitzung kommt es zu einer mikroexplosionsartigen Abtragung des Gewebes in Form von Partikeln (Keller et al., 1993). Im Gegensatz zum CO₂-Laser handelt es sich beim Er:YAG-Laser um eine thermomechanische Wirkungsweise. Da die optische Eindringtiefe ca. 1 µm beträgt, wird dieser Laser auch beim so genannten „Skin resurfacing“ genutzt; hier ist eine integrierte Kühlung obligat. Ebenso weist die Anwendung dieses Lasers bei der Oralchirurgie, beispielsweise bei der Wurzelspitzenresektion, gegenüber der üblichen Methode mit rotierenden Instrumenten Vorteile auf wie eine gute bakterizide Wirkung und eine zügigere Wundheilung. In der Implantologie kann der Erbium-Laser zur Implantatbettauflbereitung und Pilotbohrung herangezogen werden (Olivier et al., 2003; Salina et al., 2003). Mit Einsatz von Er:YAG-Laser sind ebenfalls Osteotomien möglich (Abu-Serriah et al., 2004). Ein weiterer Festkörperlaser ist der Er,Cr:YSGG-Laser. Er wird bei einer Wellenlänge von 2780 nm ebenfalls wie der Er:YAG-Laser gepulst betrieben. Hier ist die Absorption im Wasser und auch im Hydroxylapatit wegen der etwas geringeren Wellenlänge dementsprechend etwas geringer. Dadurch kann dieser Lasertyp vermehrt in der Weichgewebschirurgie genutzt werden. In die Gruppe der Festkörperlaser gehört unter anderem auch der Holmium:YAG-Laser bei einer Wellenlänge 2100 nm mit vermehrtem Einsatz in der arthroskopischen Kiefergelenkschirurgie. Farbstofflaser mit grünem, gelbem oder blauem Licht (510 nm, 577 nm, 620 nm) sind so genannte Flüssigkeit-(Dye)-Laser mit variabler Wellenlänge (z.B. Alexandrit-Laser) von 755 nm, die vermehrt zur Entfernung von Tätowierungen, pigmentierten Läsionen, Gefäßanomalien oder gar bei Exzision von

pyogenem Granulom eingesetzt werden.

Als dritte und letzte Gruppe der Laser stehen die Gaslaser bzw. der CO₂-Laser mit einer Wellenlänge von 10600 nm, wobei der Betriebsmodus sowohl als gepulst oder im cw-Modus ausgewählt werden können. Wichtige hervorzuhebende Eigenschaften sind geringe thermische Effekte und somit das nahezu vollständige Ausbleiben einer Karbonisationszone; demzufolge ist jedoch die Koagulation nicht ausreichend, kann aber teilweise durch Umstellen auf den cw-Modus kompensiert werden. Durch die hohe Wellenlänge bedingt wird der CO₂-Laser lediglich in der Weichgewebeschirurgie angewandt unter den bekannten Aspekten wie Frenektomien, Vestibulumplastiken, Abtrag von Präkanzerosen wie Lichen ruber, Leukoplakien sowie Hyperplasien (Pick et al., 1985). Außerdem ist die Sterilisation sowohl des Zahnes als auch der Alveole bei Zahnreplantationen möglich und erfolgreich (Melcer et al., 1987). Ein weiterer Anwendungsbereich ist die Behandlung von übersensiblen Zahnhälsen und die direkte Pulpaüberkappung (Blanken, 2005; Lan et al., 1996). Die Anwendung erfolgt im so genannten „non-contact Modus“; genau wie der Erbium-Laser kann der CO₂-Laser auch zur „Skin resurfacing“ eingesetzt werden.

Nach Laseranwendung kann es zu einer Hypopigmentierung kommen und auf histologischer Ebene ist eine Elastizitätszunahme aufgrund der Verstärkung der dermalen Kollagenfasern zu beobachten. VISSER et al. (1991) halten indes den CO₂-Laser wegen der umständlichen Handhabung, dem großen Gefährdungspotential für Nachbarstrukturen sowie der unbefriedigenden Relation von Schnitttiefe zu Schnittbreite ungeeignet für die Parodontalchirurgie, während PICK et al. (1987) eine akzeptable und in vielen Fällen sogar dem Skalpell überlegene Alternative für den Chirurgen sehen. Zur Erweiterung des Einsatzspektrums kann beispielsweise im Hartgewebe die Wellenlänge des CO₂-Lasers von 9600 nm genutzt werden. Einen Einblick bezüglich Lasertypen und ihrer verschiedenen Indikationsgebiete gewährt Tabelle 1.

Indikation	Mögliche Laser
Gingivalchirurgie	CO ₂ , Nd:YAG, Dioden, Argon, Er,Cr:YSGG
Präprothetische Chirurgie	CO ₂ , Nd:YAG, Dioden, Er:YAG, Er,Cr:YSGG
Dekontamination bei Periimplantitis	CO ₂ , Dioden, ER:YAG, Er,Cr:YSGG
Hyperkeratosen	CO ₂ , Nd:YAG, Dioden, Dye
Präkanzerosen	CO ₂ , Nd:YAG, Dioden, PDT (He-Ne)
Gutartige Tumore	CO ₂ , Nd:YAG, Dioden, Argon, Er:YAG, Er,Cr:YSGG
Zysten im Knochen, Zysten im Weichgewebe	Er:YAG, Er,Cr:YSGG, CO ₂ -TEA, CO ₂ , Nd:YAG, Dioden, Argon
Fehlbildungschirurgie	CO ₂
Narbenkorrekturen	Er:YAG, CO ₂

Tab. 1: Indikationen für in der zahnärztlichen Chirurgie verwendeten Laser (Moritz, 2006)

1.4 Vorteile und Nachteile der Laseranwendung gegenüber dem Skalpell

Der Laser kann das konventionelle Instrumentarium für einen operativen Eingriff nicht ersetzen. Dennoch ist die Möglichkeit in Hinblick auf eine Reduktion des OP-Bestecks gegeben. Damit verbunden steigt die Akzeptanz bei vor allem ängstlichen Patienten bzw. bei Kindern. Eine schonende Arbeitsweise senkt die Schmerzsensation. Bei Skalpellanwendungen kann nicht auf eine Anästhesie verzichtet werden. Bei Laseranwendung ist es meist ausreichend, sehr geringe Mengen an Anästhesie zu applizieren. Durch Laserbestrahlung werden in Studien besonders in den Parodontalligamentzellen signifikant die Prostaglandin E₂ und Interleukin 1-beta-Produktionen gehemmt (Shimizu et al., 1995). Diese Wirkungen haben in den ersten 72 Stunden nach einer Verletzung Einfluss auf die Ödembildung und dadurch auf die Durchblutung. Aufgrund Minimierung der Entzündungsmediatoren und der zusätzlichen koagulierenden Effekte des Lasers werden Gefäße im OP-Gebiet verschlossen, so dass nicht nur übersichtlicher und unter geringer Blutung und geringem Blutverlust gearbeitet werden kann, sondern die Wundheilung schneller vonstatten geht sowie die postoperative Ödembildung fast unauffällig gering ist. So zeigen Er:YAG-Laserinzisionen, wie nach mechanischer Wundsetzung mit

dem Skalpell bereits nach zwei Tagen eine geschlossene Epithelschicht, wohingegen Laserschnitte mit stärkeren thermischen Nebenwirkungen wiederum eine erhebliche zeitliche Verzögerung der Wundheilung zur Folge haben (Kaufmann et al., 1996). Bei Exzisionen ist nach Er:YAG-Laserapplikation beispielsweise der epitheliale Wundheilungsverlauf, vergleichbar der Skalpellexzision, nach 8-10 Tagen abgeschlossen. Der Verzicht auf Naht und Verbandmaterial postoperativ trägt zu einer zügigeren Arbeitsweise bei; dies ist den hämostatischen Effekten des Lasers zu verdanken.

Ein wesentlicher Vorteil ist auch das weite Einsatzspektrum des Lasers begonnen von Weichgewebeschirurgie in der Parodontaltherapie bis hin zur Oralchirurgie von der Vestibulumplastik, Wurzelspitzenresektion, Endodontie, Kariesdiagnostik etc. Die Möglichkeiten der guten und genauen Führung der Faserspitze erlaubt ein gezieltes Schneiden wie auch eine Feinmodellation am Weichgewebe mit geringer Eindringtiefe. In der Parodontaltherapie wurde in einer in vivo Studie der Blutungsindex der Probanden untersucht, wovon eine Gruppe mit und andere Gruppe ohne Diodenlaser behandelt worden waren; aufgrund des höheren bakteriziden Effekts des Diodenlasers im Vergleich zur konventionellen Parodontaltherapie wies die Lasergruppe eine schnellere Wundheilung und Attachmentgewinn auf (Moritz et al., 1998). Die lasergeführte Parodontaltherapie ist hämostatisch und weniger invasiv (Bader et al., 2000).

Ein Nachteil der Laseranwendung ist die schlecht kontrollierbare Eindringtiefe. Die Eindringtiefe des Laserstrahls kann zwar im Gewebe gemessen werden, jedoch bleibt immer das Risiko, dass Gewebeanteile durch die Tiefenwirkung des Laserstrahls Schaden annehmen und die Nekrose bzw. Karbonisationszone unkalkulierbar sich ausweiten können. Bei einer Leistung von 1,5 W und langer Applikationsart wird bereits über Schäden an gelaserten Oberflächen berichtet (Bach, 1998); die rapide Erwärmung bewirkt in der Folge die schnelle Vaporisation der Wassermoleküle und es kommt zu einer explosionsartigen mechanischen Ablation im Bereich der Apatitkristalle (Hibst, 1992). Lasersysteme mit integrierter Kühlung inhibieren bis zum gewissen Grad den wesentlichen Nachteil des Lasers bezüglich Verkohlung des Gewebes (Burkes et al., 1992). Ein weiterer Nachteil des Lasers könnte der Marktpreis sein. Das Preis-Leistungs-Verhältnis muss abgewägt werden. Die Zeit- und Materialersparnis spricht für eine Investition in eine Laserapparatur; es sollten jedoch Praxen sein, die Laseranwendung in das Praxiskonzept integriert haben und eine etablierte Erfahrung nachweisen

können. So könnte sich diese Investition auf lange Zeit hin rentieren.

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass sowohl Laser- wie auch Skalpellanwendung sich ergänzen. Ein Vorteil bei Skalpelinzision besteht darin, dass die Schnittführung sehr viel gezielter, genauer, präziser erfolgen kann und keine Nekrosegefahr des Gewebes besteht. Eine ausreichende Anästhesie ist jedoch obligat. Auf eine Naht lässt sich nicht verzichten, um die Wundränder komplikationslos verheilen zu lassen. Hier erfolgt wiederum eine weniger hämostatische Arbeitsweise als bei Laseranwendung. Aufgrund dessen muss folglich mit postoperativen Schwellungen sowie Ödembildungen gerechnet werden; dementsprechend wird die Schmerzsymptomatik ungünstig beeinflusst und die Wundheilungsphase verlängert.

1.5 Indikation von Laser in der oralen Weichgewebschirurgie

Der Einsatzbereich des Lasers in der Zahnheilkunde ist breit gefächert; begonnen von Oralchirurgie, Endodontie, Kariesdiagnostik, Parodontaltherapie bis hin zur Dekontamination von Implantatoberflächen reicht das Anwendungsspektrum (Bach, 1998). Auch im Rahmen des Bleichverfahrens wird Laserenergie eingesetzt (Baik et al., 2001). Im Hinblick auf das Gebiet der Implantologie kommt Laserlicht vermehrt bei Periimplantistherapie zur Geltung (Kreisler et al., 2002). In diesem Zusammenhang wird der Gebrauch von Er:YAG-, CO₂- und Diodenlaser empfohlen (Bach et al., 2000). Laserdurchgeführte Frenektomien, bevorzugt in der Pädiatrie, senken den Schweregrad der Behandlung, insbesondere bei unkooperativen Kindern (Guelmann et al., 2003). In dieser Behandlungsgruppe wird Er,Cr:YSGG-Laser zur Kavitätenpräparation verwendet (Matsumoto et al., 2002); einer der wesentlichen Vorteile gegenüber der konventionellen Methode liegt hier in der verminderten Verletzungsgefahr bei unerwarteter Bewegung des kleinen Patienten. Mit diesem Laser lässt sich ebenso eine Kronen- sowie Veneerpräparation ermöglichen (Schalter, 2005). In der Endodontie wird die Überlegenheit von Er:YAG- und Nd:YAG-Laser gegenüber konventionellen Methoden bezüglich Elimination des smearlayers während der Wurzelkanalaufbereitung unterstrichen (Takeda et al., 1999).

Im Zusammenhang mit der oralen Weichgewebschirurgie ist das Augenmerk vermehrt auf die Parodontalbehandlung zu richten. In der Parodontaltherapie steht nach initialer

Mundhygieneinstruktion und erfolgreich abgeschlossener Hygienephase die geschlossene Kürettage in mehreren Sitzungen an, die erfolgreich mit Handinstrumenten aber auch vor allem mit Schall- und Ultraschallsystemen zumeist erfolgt; der Lasereinsatz ist in diesem Gebiet aufgrund der guten bakteriziden Wirkung wünschenswert, kann aber allein keine gründliche Konkremententfernung und Wurzeloberflächenglättung herbeiführen (Schwarz et al., 2001); zudem besteht ohne integrierte Kühlung im Lasersystem ein größeres Risiko der Kieferknochennekrose, da die Eindringtiefe und der thermische Einfluss nicht genau im Voraus bestimmt werden können. Die Eindringtiefe kann zwischen 1 und 1,5 mm variieren, die etwa den topographischen Gegebenheiten der marginalen Gingiva entsprechen (Bach, 1998). Für den Vorgang der Kürettage wird empfohlen, das Laserlicht hierbei nicht auf die Wurzeloberfläche zu richten, sondern gezielt von der Basis der Parodontaltasche nach koronal zu bewegen (Neill et al., 1997). So werden potentielle Gefahren im Hinblick auf Gewebe- bzw. Pulpaschädigung ausgeschlossen bzw. minimiert. Die hohe Absorption des Laserlichts auf dunklen Oberflächen, wie beispielsweise im Falle von Hämoglobin, erlaubt den Einsatz des Diodenlasers für die Schnittführung in der Zahnmedizin (Bach, 1998); dennoch sind die Eindringtiefen nicht genau kalkulierbar. Zur Vermeidung hoher Vaporisationseffekte sollte Laserlichtleistung nicht mehr als 2,5 Watt betragen.

In einem Beispielfall einer Herpes-Labialis-Therapie mit einem Softlaserhandstück T4 mit 4 mm Durchmesser, Pulsleistung von 1,5 Watt bei einer Frequenz von 1500 Hz und einer Pulsdauer von 444 μ s wird berichtet, dass die durchschnittliche Leistung von 1 Watt auf 1,95 Watt erhöht wird, wenn der Patient nach einer Minute über keinerlei Verbesserung der Symptome der behandelten Region berichtet (Moghtader, 2011). Indikationsbezogen und therapieabhängig kann die Laserleistung schrittweise erhöht werden. Diese Vorgehensweise dient zur Vermeidung der Übererwärmung, der Schmerzempfindung und Entstehung ungünstiger Vaporisationseffekte. Eine effektive Konkremententfernung wird mittels des Er:YAG-Lasers erreicht (Ando et al., 1996); aufgrund der Wellenlänge von 2940 nm ist die Absorption nicht nur im Wasser gut, sondern auch im Hartgewebe. Hier besteht die Möglichkeit, in einen Er:YAG-Laser ein so genanntes Detektionslaser (InGaAsP Diodenlaser) einzubauen, welches Konkremeente bei einer Wellenlänge von 655 nm durch Laserstrahlung zur Fluoreszenz anregt und damit zur genauen Detektion dieser auf der Wurzeloberfläche führt. Durch die Wasserkühlung ent-

stehen hier beim "thermomechanischen Ablationsvorgang" keine Karbonisationszonen, jedoch können in histologischen Präparaten Defekte im Wurzelzement nachgewiesen werden (Lee et al., 2004); diese jedoch sind nicht so ausgeprägt wie bei Anwendung von Handinstrumenten, wo eine Dentinexposition vermehrt auftritt. Zudem sind mit Laser Zahnhälse desensibilisierbar, indem Dentintubuli verschlossen werden. Die Heilungsphase ist bei dieser Art der Behandlung erheblich kürzer als bei konventioneller Parodontaltherapie, da dem Gewebe durch die Laserbestrahlung Energie zugeführt wird und postoperative Beschwerden dadurch wesentlich gemildert werden (Stenger, 2004). Die bakterizide Wirkung des Lasers ist hier hervorzuheben, insbesondere eine Hemmung des Wachstumspotentials von *Porphyromonas gingivalis* und *Aggregatibacter Actinobacillus actinomycetemcomitans*. Bakteriensuspensionen von *Porphyromonas gingivalis* und *Aggregatibacter Actinobacillus actinomycetemcomitans* wurden mit Energiedichten von 0,04–10,6 J/cm² mit einem Er:YAG-Laser bestrahlt; ab 0,3 J/cm² konnte bereits eine Hemmung des Bakterienwachstums nachgewiesen werden (Ando et al., 1996). Diese Ergebnisse belegen das hohe bakterizide Potenzial des Er:YAG-Lasers bereits bei niedrigen Energiestufen. Ähnliche Effekte konnten in weiteren Studien beobachtet werden (Hibst et al., 1996; Mehl et al., 1999). Zusätzlich kommt es bei einer Energiedichte des Er:YAG-Lasers von 300 mJ/cm² (100 mJ/15 Hz) zu einem Abtrag und Reduktion von Lipopolysachhariden von erkrankten Wurzeloberflächen bis zu 83,1 % (Yamaguchi et al., 1997; Sugi et al., 1998).

Der CO₂-Laser wird in präprothetischer Chirurgie zum Abtragen von Schlotterkamm, bei Vestibulum- bzw. Mundbodenplastiken sowie von Gingivektomie bis hin zur Exzision von Hyperplasien eingesetzt (Pick et al., 1985). Im Bereich der korrektiven Phase einer Parodontalbehandlung sind viele Lappenoperationen mit inbegriffen, die von teil-, vollmobilisierten Lappenoperationen bis hin zu modifizierten Widman-Lappenoperationen reichen. Je nach Fall kommt der Diodenlaser in der Mukogingivalchirurgie zur Transplantatentnahme im Zusammenhang mit einer Rezessionsdeckung zum Einsatz. Während bei teilmobilisierten Lappenoperationen zusätzlich zur offenen Kürettage Korrekturen am Alveolarknochen vorgenommen werden können, wird auf jegliche Knochenirritation bei der modifizierten Widman-Lappenoperation verzichtet; hier kann jedoch bei tiefen Knochentaschen und verdickter Gingiva eine interne Gingivektomie durchgeführt werden; die einzelnen Inzisionen (wie paramarginal, marginal, horizontal) sind ebenso

mit Diodenlaser vollziehbar. Bei einem vollmobilisierten Lappen wird zusätzlich zur Wurzeloberflächenreinigung eine Osteoplastik vorgenommen. In der regenerativen Parodontitistherapie kann Laserlicht aufgrund seiner bakteriziden Effekte eingesetzt werden. Auf Skalpell und Nahtmaterial lässt sich jedoch wegen der zu fixierenden Membran nicht verzichten. Mit Hilfe des Lasers besteht in der Mukogingivalchirurgie eine schonende, blutungsarme Transplantationsentnahmemöglichkeit. In Oralchirurgie, begonnen mit Vestibulumplastik, Wurzelspitzenresektionen, Entfernung störender Schleimhautbänder, wie auch in der Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie im Hinblick auf Gaumenspaltopoperationen wird meist der CO₂-Laser angewandt.

Besonderes Interesse liegt hier darin, die Blutung aufgrund der koagulierenden Effekte zu limitieren und postoperativ eine schnellere komplikationslose Wundheilung zu erlangen. Bei Biopsieentnahme eines Tumorgeschehens mittels Laserinzision wird über eine reduzierte Metastasestreuung im Vergleich zu der konventionellen Methode mittels Skalpellschnitt berichtet (Lanzafame et al., 1986). Dies ist auf die koagulierten Blut- und Lymphgefäße zurückzuführen, welche dadurch nicht mehr als Metastasewege dienen können. In der Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie ist beispielsweise in einigen Fällen eine bestimmte Tiefenwirkung erwünscht, wie bei der Therapie von verhornendem Plattenepithelkarzinom mittels CO₂-Laser. Hier kann auf eine Kühlung des Fasers verzichtet werden. Das Wirkungsprinzip dieses Verfahrens besteht u. a. darin, dass sich bestimmte Substanzen in Malignomen anreichern und dort unter dem Einfluss von Licht zytotoxische Effekte entfalten. Bei extrem hohen Leistungsdichten können bereits winzige Gewebepartikel oder Sekrettropfen auf Spiegeln oder Faserenden zu Zerstörungen der optischen Oberflächen führen (Wrobel, 1989); hier sollte wiederum auf eine Kühlung zurückgegriffen werden. Bei Verwendung der Glasfasern hat die Spülung der Faser den Aspekt, das Faserende zu kühlen, wobei als Spülflüssigkeiten alle physiologisch neutralen Medien wie Kochsalz- oder Ringerlösung in Frage kommen. Die Zuführung erfolgt entweder mittels einer Schlauchpumpe oder einer Tropfflasche. Allerdings ist dieses Verfahren nur bei Lasern im Sichtbaren und nahen Infrarot anwendbar. Andere Laserwellenlängen werden von Wasser in unterschiedlichem Umfang absorbiert und verlieren somit teilweise ihre schneidende Wirkung. Tabelle 1 stellt verschiedenste Untergruppen der Laser und deren Einsatzgebiete dar.

1.6 Diodenlaser und Lasergewebeinteraktion

Der Halbleiter- bzw. Diodenlaser für chirurgische Indikationen arbeitet im infraroten Wellenlängenbereich von 810 nm bis 980 nm. Damit es zu einer Lichtemission bei Diodenlaseranwendung kommen kann, muss es zu einer Aktivierung aller Atome im so genannten Wirkkristall kommen. Bei Festkörperlasern sieht dies etwas anders aus; nur die im Wirkkristall eingelagerten laseraktiven Atome sind für die Lichtemission von Nöten. Die Lichtverstärkung kommt durch Übergänge in zwei aneinandergrenzenden Schichten im Halbleiter zustande; diese beiden Schichten sind zum einen der so genannte Leitungsband mit Elektronenüberschuss und der Valenzband mit Elektronenmangel; sie stellen die Energiebänder dar. Die Distanz dieser beiden Bänder ist abhängig vom ausgewählten Kristall. Wenn nun das Licht angeregt wird, kann ein Elektron unter gleichzeitiger Absorption des Photons vom Valenzband auf das Leitungsband springen, und bei gleichzeitig anzulegender Spannung wird ein benachbartes Elektron in die freie Stelle wechseln. Somit entsteht bei beiden Bändern ein Stromfluss und bei Zurückfallen des Elektrons in das tiefer liegende Energieband kommt es zur Spontanemission von Licht; letztendlich kommt es zur gewünschten Laseremission mit Hilfe von so genannten eingebauten entsprechenden Spiegel und Rückkopplungsmechanismen, die hier nicht weiter erläutert werden.

Beim Diodenlaser wird elektrische Energie direkt in optische Energie umgewandelt; der Wellenlängenbereich erlaubt im Vergleich beispielsweise zum CO₂-Laser einen hohen Wirkungsgrad bei minimalen thermischen Schädigungen, so dass auf Kühlung verzichtet werden könnte; indikationsabhängig kann eine integrierte Kühlung empfohlen werden. Im Rahmen einer Hämangiomtherapie der Lippe wird über eine Kombinationstherapie berichtet, bestehend aus simultaner Kühlung bei Diodenlaserlichtapplikation mit Anfertigung eines Eis-Faserhalter-Kombiblockes, der sich durch geringe postoperative Beschwerden im Sinne von gering ausgeprägten Schmerzen, Schwellung und sehr geringer Narbenbildung auszeichnet; dazu wird der Eisblock mit dem integrierten Faserhalter möglichst bündig auf das Hämangiom aufgesetzt und die Laserfaser durchgeschoben (Bach, 2011). Bei richtiger Laseranwendung werden bleibende Schäden auf Zähne wie auf Parodontium ausgeschlossen (Kreisler et al., 2001; Aoki et al., 2000); den Empfehlungen zu Folge sollte der Lasereinsatz unter niedrigen Leistungsparametern mit pa-

parallel zur Wurzeloberfläche geführter Faserspitze erfolgen. Der Diodenlaser kann sowohl im continuous-wave-Modus oder aber im gepulsten Zustand mit kurzzeitigen Spitzenleistungen im Gigawattbereich betrieben werden. Wichtig erscheint die Zusammensetzung des Zielgewebes, welche die Absorptionsverhältnisse nach Laserinteraktion variieren lässt (Dederich, 1991). Absorption von Licht bedeutet Wechselwirkung zwischen Strahlung und bestrahlter Materie bzw. Gewebe; dies ist verbunden mit Energieabgabe und Energieumwandlung von Laserlicht bei Durchdringen unterschiedlicher Materialien. Explizit ausgedrückt ist Absorption Energieverlust des Laserlichts bei Durchdringen der absorbierenden Schicht. Mit Hilfe der Absorption wird die optische Eindringtiefe kontrolliert. Wasser zeigt beispielsweise Absorptionsmaxima bei Wellenlängen von 2780–10600 nm. Dies entspricht zum Beispiel Er,CrYSGG-, Er:YAG- sowie CO₂-Lasersystemen.

Im Gegensatz dazu liegt das Transmissionsmaximum des Wassermoleküls bei kürzeren Wellenlängen wie bei Dioden- und Nd:YAG-Lasern. Transmission stellt die Durchlässigkeit der Materie für Licht dar; je weniger Energieverlust des Laserlichts nach Durchdringen der Materie erfolgt, desto höher liegt der Transmissionsgrad. Lasergewebeinteraktion variiert je nach Gewebeeigenschaften, die sich nicht nur beispielsweise auf die Dicke und Breite der „attached gingiva“ beziehen sondern auch auf deren Pigmentierung. Da CO₂-Laser vermehrt durch Wasser im Gewebe absorbiert wird, bleibt das Inzisionsergebnis sowohl bei einer hell rosa beschaffenen Gingiva wie auch melanin pigmentierter Gingiva gleich. Dioden- und Nd:YAG-Laser jedoch werden im Gewebe durch Pigmente wie Hämoglobin und Melanin verstärkt absorbiert. Aufgrunddessen müssen Einstellungen der Laserparameter bei pigmentiertem Gewebe reduziert werden (Niamtu, 2004). Die Absorptionskurven der verschiedenen Bindegewebskomponenten mit jeweiligen Lasersystemen veranschaulicht die untere Abbildung 3.

Durch die genaue Einstellung der Pulsdauer, Pulsfrequenz, Fokusgröße und Pulsspitzenleistung kann die jeweils individuelle Lasergewebeinteraktion ermittelt werden. Treffen die Photonen auf die Gewebeoberfläche, können weitere unterschiedliche Effekte auftreten außer Absorption oder Transmission der Lichtquanten. Diese sind Reflexion und Streuung in dem bestrahlten Objekt. Reflexion ist ein geringer Prozentsatz des Laserlichtes, welcher die direkt an der Oberfläche wieder zurückgestrahlte Laserenergie darstellt. Streuung ist die Ablenkung des Lichtes im Gewebe und hängt von inhomoge-

nen Gewebestrukturen ab. Jede Zelle hat für sich genommen einen anderen Brechungsindex im Gegensatz zu ihren umgebenden Medien. Wellenlängen, die sehr viel länger sind als der Zelldurchmesser (d.h. Wellenlänge >1 mm), werden nur wenig von zellulären Strukturen gestreut. Da im medizinischen Bereich Laseranwendung vom infraroten bis zum ultravioletten Spektrum reicht, wird eine Streuung nicht zu vermeiden sein. Je nach Gewebearart, welche jeweils individuelle Wärmeleitfähigkeit und Wärmekapazität aufweist, kommt es bei der Lichtabsorption im Gewebe zu unterschiedlichen Effekten. Von Vaporisationseffekten wird gesprochen, wenn in Gewebeflüssigkeit nach Bestrahlung $100\text{ }^{\circ}\text{C}$ erreicht werden, und Wasser anfängt zu verdampfen. Temperaturmaxima im bestrahlten Zielgewebe erreichen während der Phase der Absorption höchste Werte (White et al., 1995); in diesem Bereich werden die meisten Gewebedestruktionen beobachtet.

Weitere zu beobachtenden Effekte sind Koagulation, Verminderung der Blutung, Ausbleiben einer Ödembildung sowie Schwellung und dementsprechend eine schnelle Wundheilung. Auf mikroskopischer bzw. zellulärer und molekularer Ebene sind Karbonisationszonen sowohl in horizontaler wie auch vertikaler Ausdehnung zu erkennen. Laserstrahlen haben einen positiven Einfluss auf die Atmungskette der Zellmitochondrien mit Steigerung des Glukosestoffwechsels; ATP-Bildung und Energiepotential steigen. Membranpotential erhöht sich, die Zellmembranstabilität wird verbessert. Die Erhöhung der Protein- und Kollagensynthese führt zu effektiveren Reparaturmechanismen in den Zellen; die zügigere Wundheilung lässt sich dadurch erklären. Auf molekularer Ebene betrachtet steigt durch die angekurbelte DNA- und RNA-Synthese die Mitoserate der Fibroblasten mit verbesserter Zugfestigkeit, Epithelisierung und Granulation. Die Narbenbildung wird beschleunigt. Ebenso steigt die Abwehrleistung der Leukocyten, da aufgrund des gestiegenen Energievorrats die Sauerstoffutilisation zunimmt und somit die reparative Phase bei der Wundheilung schneller erfolgen kann. Hämatomresorption und Hyaluronidaseaktivität sind gesteigert; dadurch verbessert sich die Mikrozirkulation, eine Revaskularisierung wird begünstigt und beschleunigter Lymphabfluss lässt ausgeprägte Ödembildung und Schwellung ausbleiben. Ein weiterer wichtiger Punkt ist die reduzierte Schmerzwahrnehmung, was einerseits auf die Membranstabilisierung und somit auf verminderte neuronale Exzitation, verbesserte Repolarisation und zur Anhebung der Schmerzschwelle zurückzuführen ist und andererseits auch auf die gleichzeitige

Hemmung der Prostaglandinsynthese. Dadurch werden die Entzündungsreaktion sowie die Ausschüttung der proinflammatorischen Mediatoren unterdrückt. Des Weiteren vermeidet Bakterienreduktion nach Diodenlasergebrauch eine Infektion und die Wundheilung wird beschleunigt (Moritz et al., 1997). Die Freisetzung von Beta-Endorphinen wird bei Laserakupunktur zur Durchblutungserhöhung genutzt. Je nachdem, in welchem Wellenlängenbereich gearbeitet wird, ändert sich die Eindringtiefe des Laserstrahls; im Infrarotbereich ist die Tiefenwirkung groß. Bei oberflächlich zu behandelnden Gewebestrukturen wird in der Dermatologie beispielsweise der Rotlichtlaser eingesetzt. Dies veranschaulicht, dass Lasergebrauch in der gesamten Medizin Anwendung findet und in Zukunft neue Gebiete hinzukommen werden.

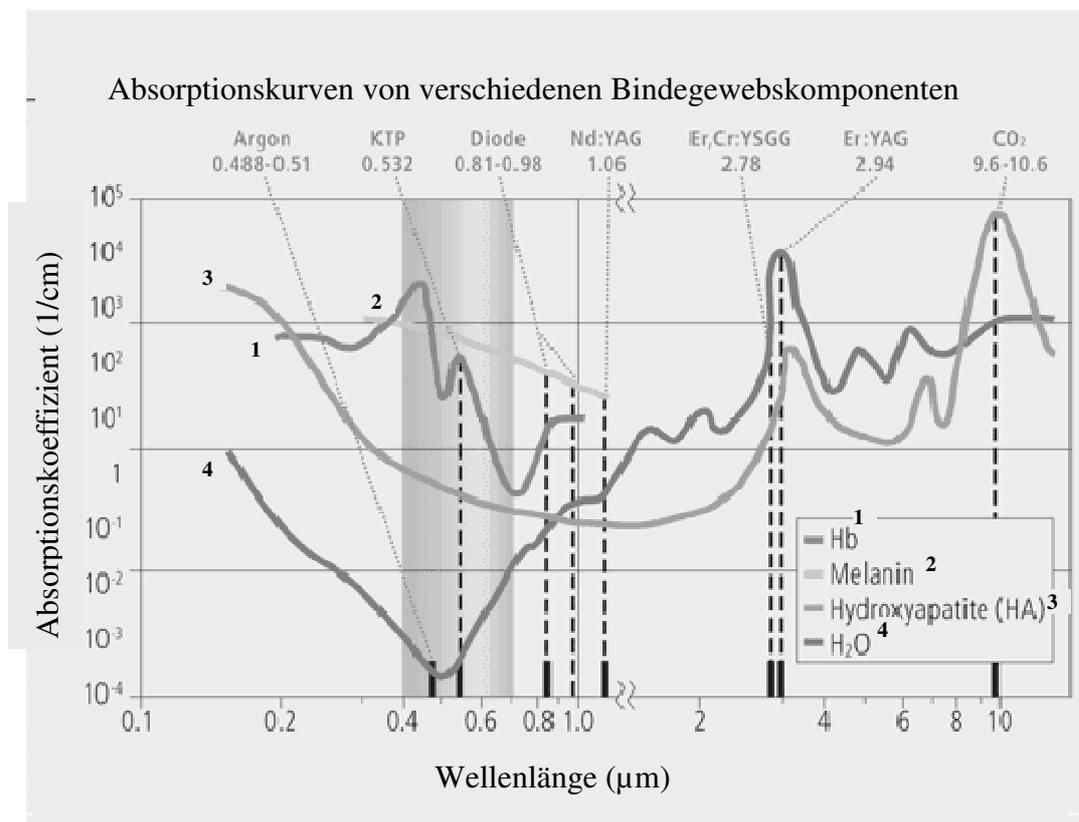


Abb. 3: Absorptionsmaxima verschiedener Laser in Abhängigkeit von verschiedenen Bindegewebskomponenten (Coluzzi, 2008)

1.7 Diodenlaser

Als Synonym für den Begriff Diodenlaser wird ebenfalls der Begriff Halbleiterlaser verwendet. Halbleiter sind Festkörper, die bei 0 °K ein vollständig besetztes Valenzband, aber unbesetztes Leitungsband haben und bei höherer Temperatur elektrisch leitend sind (Schneider, 1998). Die elektrische Leitfähigkeit des Halbleiterlasers ist wie bei den Metallen auf der Grundlage aufgebaut, dass die Elektronen der äußersten Schale nicht an das jeweilige Atom gebunden sind. Dementsprechend wird ein so genanntes Leitungsband als der Bereich definiert, wo sich die äußeren beweglichen Elektronen befinden, sowie ein so genanntes Valenzband, welches die fest an das Atom gebundenen Elektronen enthält. Je nachdem, wie die Energiedifferenz zwischen diesen beiden Bändern ist, wirkt der Festkörper entweder als Isolator oder als Leiter. Damit der Diodenlaser als elektrischer Leiter fungieren kann, ist die Energiedifferenz zwischen dem Valenz- und Leitungsband gering; wird entsprechend Wärme zugeführt, verlassen die beweglichen Elektronen das Valenzband. Eingebaute Fremdatome können sowohl als Elektronendonator wie auch als Elektronenakzeptor wirken. Folglich existieren im Leitungsband n-Leiter mit Zusatzelektronen, d.h. Donatoren, und p-Leiter mit Defektelektronen im Valenzband, d.h. Akzeptoren. Beschreibungen zufolge sind im Halbleiterlaser solche p- und n-Leiter zu einer pn-Halbleiterdiode kombiniert (Schneider, 1998). Damit es zu einer induzierten Laseremission kommt, wird an die Diode eine Spannung angelegt, wobei ein Photon auf ein bereits angeregtes Elektron auftrifft. Zur Veranschaulichung kann die untere Abbildung 4 herangezogen werden.

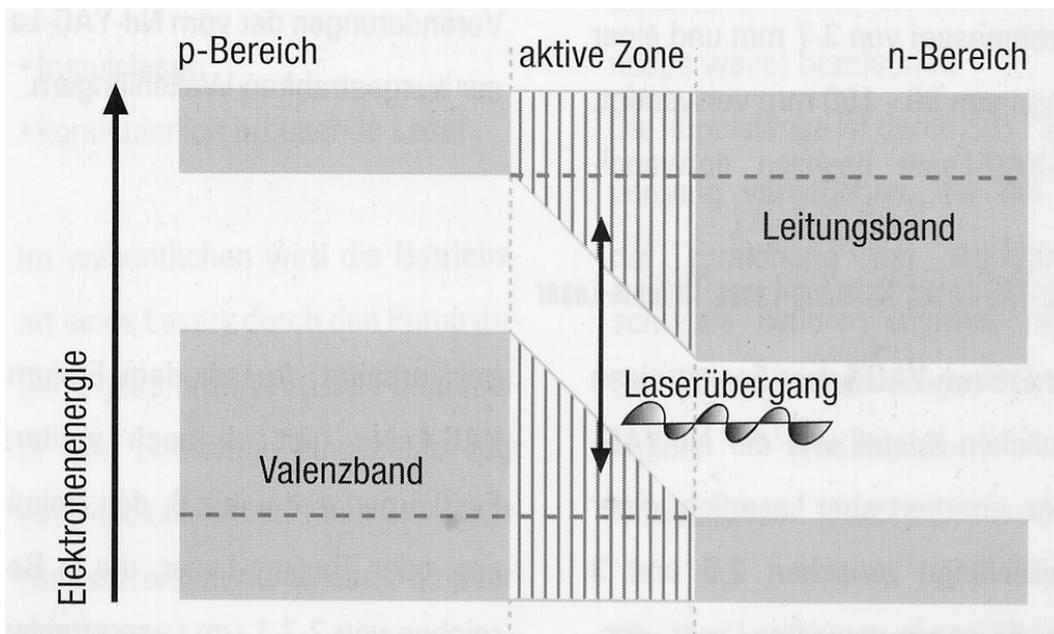


Abb. 4: Übergang von Elektronen im sogenannten pn- Übergangsbereich zwischen Valenz- und Leitungsband eines Halbleiters (Bach et al., 1998)

Dabei induziert das Photon den Zerfall eines angeregten Energieniveaus, ein zweites Photon mit gleicher Phase und Wellenlänge wird erzeugt. Im Grunde entstehen zwei Photonen mit gleicher Energie, gleiche Ausbreitungsrichtung und gleiche räumliche und zeitliche Phase. Wegen der stimulierten Emission hat sich die Bezeichnung "Laser" etabliert, was soviel bedeutet wie "Light amplification by stimulated emission of radiation". Bei der Gingivainzision mittels Laserstrahl kommen verschiedene Wirkungszonen in Betracht. Genannt werden können neben dem Vaporisationseffekt im Gewebe, d.h. Verdampfung, andere Effekte wie Karbonisierung, der eine Koagulationsschicht folgt mit der oberen irreversiblen geschädigten Zone und darunter eine geschädigte reversible Zone (s. u. Tabelle 2 und Abbildung 5). Die Oberfläche des mit Laserstrahl unmittelbar in Kontakt getretenen Weichgewebes weist aufgrund der Temperaturentwicklungen von über 300 °C neben den Effekten Verdampfung und Vergasung eine sogenannte Karbonisationsschicht, welche topographisch unterhalb der „vaporisierten“, verdampften Arealen liegt und Temperaturspitzen von über 150 °C aufweist; die Hitzeübertragung des Laserstrahls erfolgt auf das Gewebe so intensiv, dass die Zellen im Rahmen der Vaporisierung verdampfen und somit eine „thermische Läsion“ erfahren. Unterhalb dieser Zone kommt es in der Karbonisationsschicht aufgrund der Laserinteraktion

zur Verkohlung der Zellstrukturen, welche visuell als schwärzlich angefärbte Zone erkennbar sind. Temperaturen zwischen 60-100 °C führen zur Koagulation des Gewebes mit Trocknung, Kollagendenaturierung und Membrandefekte, welche als „irreversible“ Zone auf Abbildung 5 dargestellt ist. Thermische Einwirkungen auf Gewebe von über 37 °C führen aufgrund Aktivitätshemmung von Enzymen und Zelltod zu „irreparablen“ Zellstrukturen (Tabelle 2). Die irreversible Zone wird als Nekrosezone bezeichnet und dient zur Ausmessung der Laserstrahleinwirkung im Gewebe. Die daruntergelegene Zone mit Temperaturentwicklungen von bis zu 37 °C weist aufgrund der Aufrechterhaltung der Enzymaktivität und Zellatmung keine zurückbleibenden Schäden auf (Abbildung 5).

Temperatur (C)	Gewebeeffekte
37 °	keine irreversiblen Gewebeschäden
40-45 °	Enzyminduktionen, Ödemausbildung, Membranauflockerung und in Abhängigkeit von der Zeit Zelltod
60 °	Proteindenaturierung, beginnende Koagulation und Nekrosen
80 °	Kollagendenaturierung, Membrandefekte
100 °	Trocknung
Über 150 °	Karbonisierung
300 ° >	Verdampfung, Vergasung

Tab. 2: Thermische Wirkungen (Berlien et al., 1989)

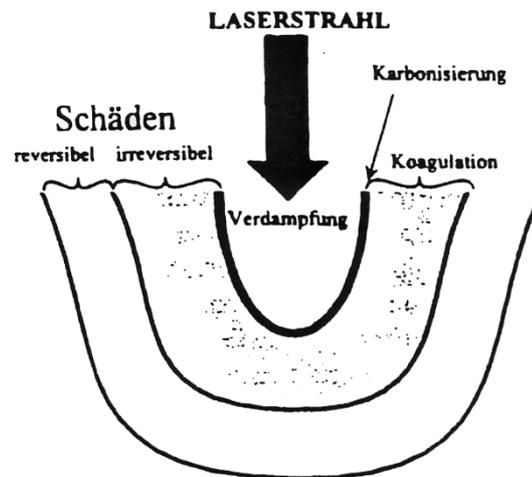


Abb. 5: Die verschiedenen Wirkungszonen beim Schneiden von Gewebe (Berlien et al., 1989)

Der Vision-Laser MDL 15[®] beispielsweise ist ein Gallium-Aluminium-Arsenid-Diodenlaser (Ga Al As), welches direkt fasergekoppelt ist. Die Leistung kann von 0,01–15 Watt und Impulsdauer zwischen 0,5-1 ms eingestellt werden; hierbei erfolgen Laserstrahlen nur kurzzeitig mit hohen Spitzenleistungen im Gigawattbereich. Durch den Dauerbetriebsmodus cw (continuous wave) kann dies umgangen werden; beim Dauerstrich trifft der Laserstrahl bei gleich bleibender Leistung auf das zu inzidierende Gewebe. Die Wellenlänge beträgt 980 nm bei einer Strahlendivergenz von mehr als 40°. Beim Laser hat das Licht eine Richtung und die emittierende Fläche ist nur wenige 100 µm groß; somit lässt sich eine Fokussierung auf eine 300 µm Fläche mit nahezu 80 % realisieren. Eine gezielte und präzise Inzision wird dadurch ermöglicht. Tritt beispielsweise 15 Watt Laserlicht am Ende einer 300 µ Faser aus, so ist die Energiedichte dort größer als 5000 Watt/cm². Die absorbierte Laserstrahlung im Gewebe wird in Wärme umgesetzt. Zur Vermeidung einer ausgedehnten Temperaturerhöhung und Wärmeausbreitung im Gewebe ist eine Kühlung bei Laseranwendung sinnvoll. Abbildung 6 veranschaulicht die Titanhandstücke eines Medizinlasers.

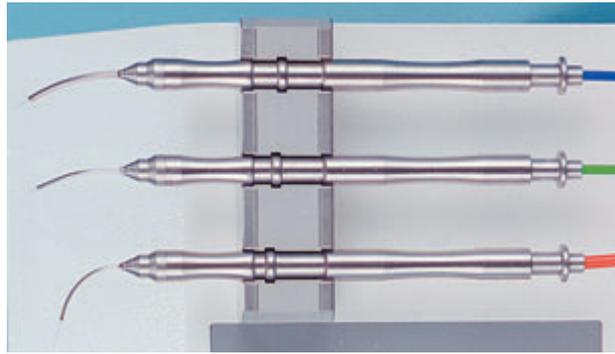


Abb. 6: Handstücke Medizinlaser MDL-15 CLASSIC Vision-Laser MDL 15[®] (aus vision-lasertechnik.de)

Ora-Laser 01 I.S.T.[®] ist ebenfalls ein Gallium-Aluminium-Arsenid-Injektionslaser; durch sogenannte Injektion von Elektronen, d.h. durch Stromfluss, kommt es zur Anregung des Lasers. Die maximale Ausgangsleistung beträgt 10 Watt bei einer Impulsdauer von 10-50 ms bei 10-50 Hz; auch an diesem Gerät ist der continuous wave (Dauerbetriebsmodus) einstellbar. Die Wellenlänge liegt bei 809 nm. Die Strahlendivergenz an dem Ora-Laser 01 I.S.T.[®] ist 24°. Als Delivery-System werden Glasfasern mit verschiedenen Durchmessern (400 µm/600 µm) eingesetzt; vor Gebrauch ist die Schutzhülle der Glasfaser zu entfernen und die Faserspitze 1 cm sauber vorzuschneiden. Zur besseren Handhabung wird die Faser in ein Titanhandstück eingeführt. Eine unvorbereitete Version der Glasfaserspitze mit dem hartplastikbeschichteten Mantel ist unten dargestellt (Abbildung 7).

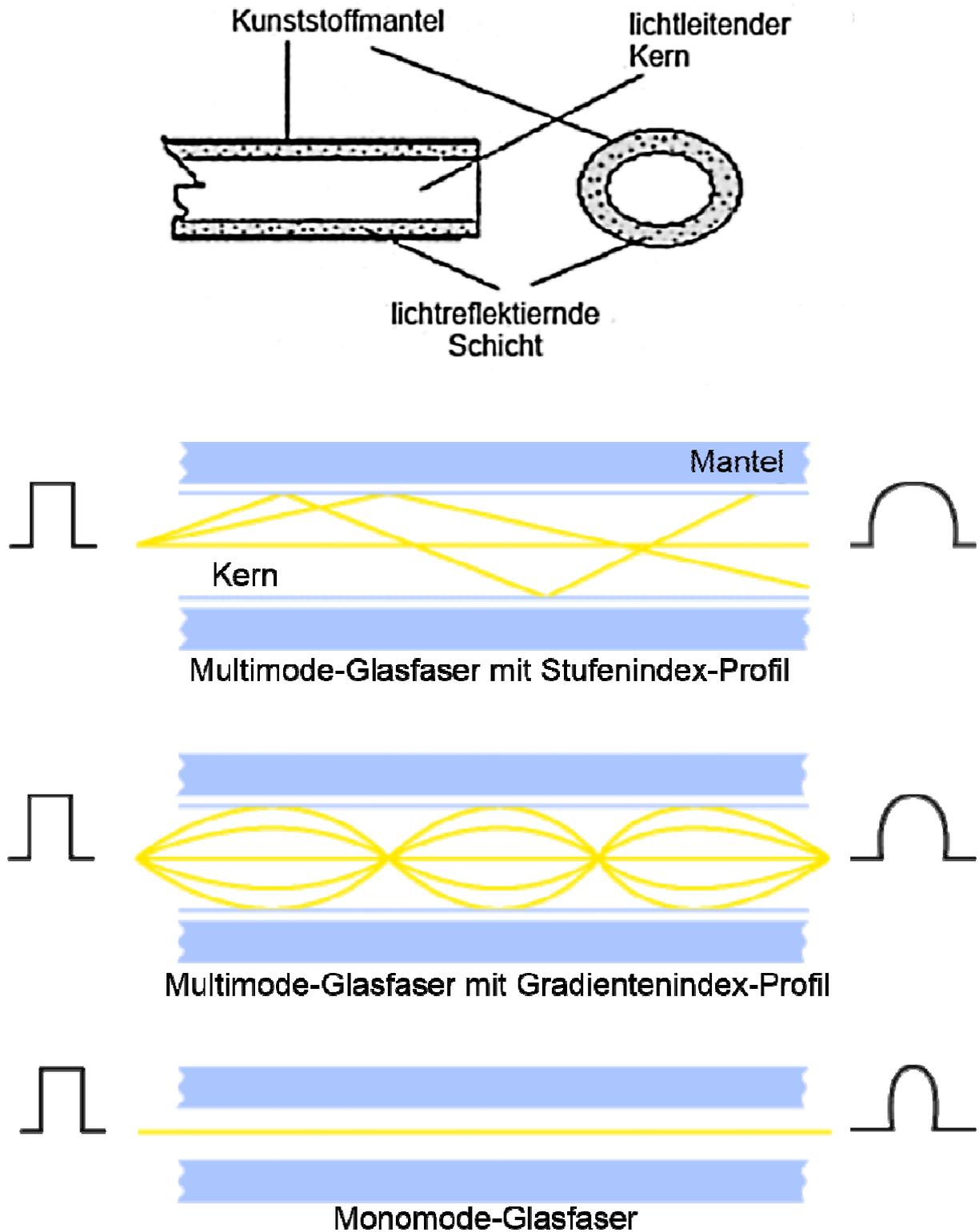


Abb. 7: Glasfaserstruktur und die Lichtleitung/Wellenleitung (aus visionlasertechnik.de)

Die Übersicht über die optischen Komponenten eines medizinischen Lasersystems wird in der unten dargestellten Abbildung 8 vorgeführt.

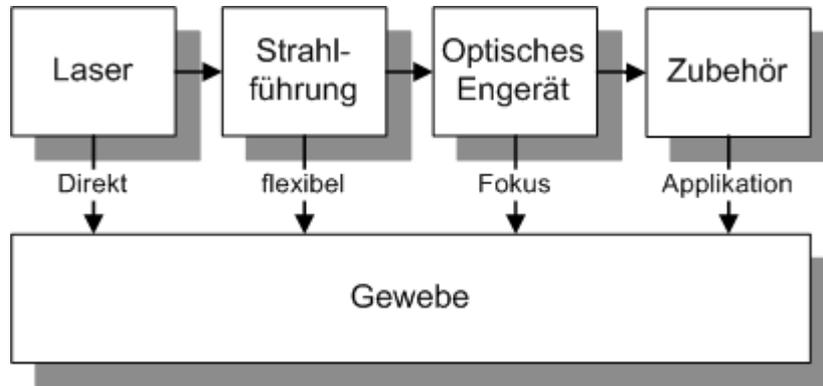


Abb. 8: Übersicht über die optischen Komponenten eines medizinischen Lasersystems (Berlien et al., 1989)

Beim Treffen von Laserstrahlung auf Gewebe können vier verschiedene Effekte von Lichtverarbeitung eintreten (Meister et al., 2004):

- Reflexion
- Transmission
- Streuung
- Absorption

Wie schon aus dem Namen zu entnehmen ist, gelangt das Licht bei der Reflexion nicht in tiefe Bereiche des Gewebes, sondern wird von der Oberfläche zurückgeworfen. Bei der Transmission wird das Gewebe ohne Wirkung durch den Laserstrahl durchstrahlt. Damit es zu einer erkennbaren Wirkung im Gewebe mittels Laserstrahlung kommt, muss das Laserlicht in Interaktion mit den biologischen Gewebearten treten, die bei folgenden Phänomenen wie Absorption und Streuung zum Vorschein kommen. Bei der Streuung kommt es zu einer Verteilung des Laserlichts in der Tiefe, was jedoch auch von gewebeeitigen Faktoren abhängt wie Absorptionskoeffizient, Streukoeffizient, Wärmetransport, Wärmeleitung und Vaskularisation des jeweiligen Gewebes (Walsh, 2003). In der vorliegenden Studie war das Zielgebiet lediglich auf die gut vaskularisierte Gingiva beschränkt, wobei hier die Vermeidung einer Tiefenwirkung des Laserstrahls im

Vordergrund stand. Die photochemischen Reaktionen im Bereich des Gingivaepithels wurden unter dem Mikroskop begutachtet, fotografiert, ausgemessen und miteinander in tabellarischer Gliederung verglichen. Die Absorption stellt im Gegensatz zur Streuung eine höhere Penetration des Laserlichts in die Gewebestrukturen (Niemz, 2003). Durch diesen Effekt lassen sich größere Gefäße gut koagulieren; im Falle einer endoskopischen Tumorablation werden neben Gefäßen größere Gewebeareale koaguliert, die in der Folge abgebaut werden (Philipp et al., 1995).

Ergänzend hierzu werden allgemein Gewebefeffekte des Laserlichtes in der unteren Abbildung 9 zusammengefasst. Verschiedene Temperaturzonen bringen verschiedene Effekte mit sich; die vom Laserstrahl den größten Abstand aufweisende und während Laserbestrahlung die unterste Gewebsschicht bildende aufgewärmte Gewebzone von 37–60 °C hinterlässt weder optische noch mechanische Änderungen nach Laserinteraktion. Darübergerlegene Gewebzonen weisen aufgrund der Streuung des Laserstrahls in den Gewebiszellen Denaturierungen von Eiweißstrukturen bei Hitzeentwicklungen von 60–65 °C auf, welche dadurch aufgelockert werden sowie eine irreversible, reparationsbedürftige Zone hinterlassen. Dem Laserstrahl noch weiter, nah gelegene Gewebsabschnitte zeigen eine konstante Streuung des Laserlichtes bei Temperaturen von 90–100 °C mit Flüssigkeitsschwund der Zellen und Schrumpfung. Mit Laserstrahl unmittelbar in Kontakt befindlichen Gewebsoberflächen erfahren aufgrund der erhöhten Laserlichtabsorption höhere Temperaturgradienten als 100 °C mit schwarzer Färbung im Sinne von Karbonisierung sowie Rauch- und Gasentwicklung. Eine Gewebsabtragung der zu bearbeitenden Gewebsoberflächen erfolgt somit mittels mechanischer Schädigung und Verdampfung.

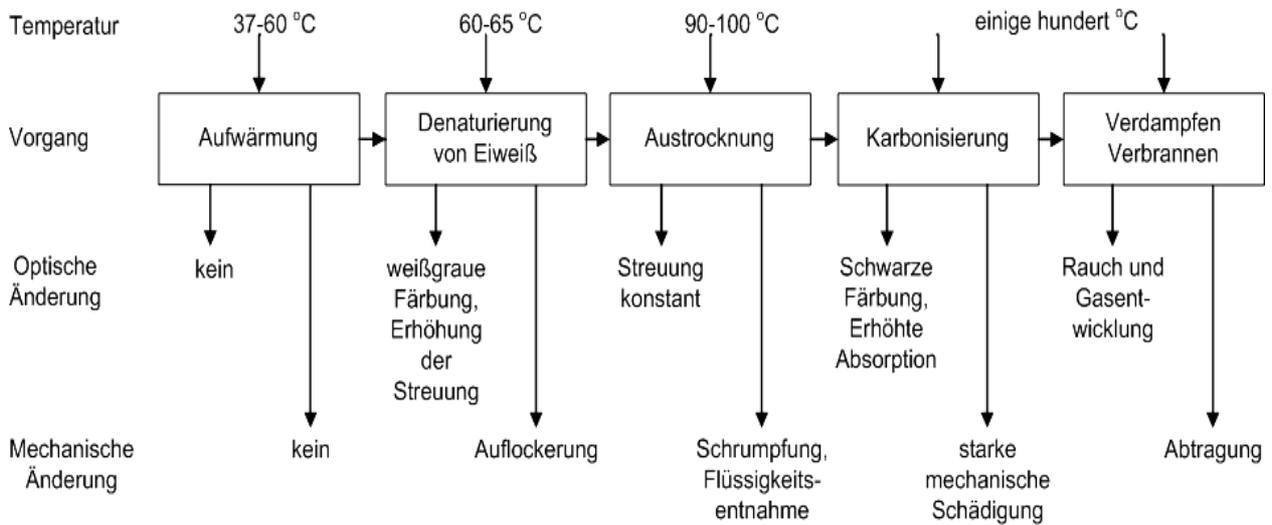


Abb. 9: Änderung der optischen, thermischen und mechanischen Eigenschaften von Geweben während der Laserbestrahlung (Berlien et al., 1989)

1.8 Gingivainzision

In der intraoralen Weichteilchirurgie werden gegenwärtig zur Gingivamodellation, Exzision und Inzision zahlreiche verschiedene Lasersysteme verwendet; koagulierendes Schneiden und Abtragen von oralen Weichgeweben werden damit verbunden (Frentzen, 1993). Inzisionen bei mukogingivalchirurgischen Eingriffen im Sinne von Frenulotomie, Frenektomie, Vorbereitung von freien Schleimhauttransplantaten sowie abtragende oder modellierende Maßnahmen an der Gingiva wie Gingivektomie, Gingivoplastik und Entfernung von Epuliden stellen unter anderem weitere Anwendungsmöglichkeiten im Bereich der Parodontaltherapie dar; unter anderem können mit Lasern ebenfalls Entepithelisierungen als Maßnahme zur gesteuerten Geweberegeneration durchgeführt werden (Centy et al., 1997).

Gutknecht et al. (2010) berichten, dass für Weichgewebsschnitte, beispielsweise bei der Inzision eines Abszesses, wo ein keimfreier Schnitt mit möglichst geringer Blutung durchgeführt werden soll, sowohl der 810 nm- bzw. 980 nm-Diodenlaser als auch der gepulste Nd:YAG-Laser eingesetzt werden können. Bei der Frenektomie (Lippen-, Wangen, Zungenbändchen) eignen sich der 810 nm-Diodenlaser und der CO₂-Laser recht gut. Gutknecht et al. (2010) halten fest, dass der Nd:YAG-Laser und der 980 nm-Diodenlaser mit großer Vorsicht eingesetzt werden sollten, da durch die höhere thermische Wirkung dieser Wellenlänge (< 100 µs) besonders häufig Nekrosen entstehen

können. Bei Er:YAG-Lasern eignen sich sehr lange Pulsdauern ($> 700 \mu\text{s}$) für die Frenektomie und die Weichgewebschirurgie. Den Einsatz von Er,Cr:YSGG-Laser und Er:YAG-Laser empfehlen Gutknecht et al. (2010) nur mit speziellen chirurgischen Tips im Bereich der Weichgewebschirurgie. Der Er:YAG-Laser wird sehr viel stärker im Wasser absorbiert, d. h. er trennt Weichgewebe allein schon durch die Interaktion mit dem Wasser in den Zellen auf, ohne dass ein hoher thermischer Effekt benötigt wird. Es kommt zu Mikrorupturen und dadurch auch zu erhöhten Blutungen. Der CO_2 -Laser hat beispielsweise dagegen eine sehr hohe Absorption auf der Gewebeoberfläche. Bedingt durch seine andere Betriebsart (Dauerstrichlaser) hat man eine höhere thermische Belastung an der Oberfläche und nicht in der Tiefe des Gewebes. Deshalb hinterlässt man karbonisierte Oberflächen mit geringer Blutungsneigung. Mit dem langgepulsten Er:YAG-Laser werden vermehrt kleine Gefäße verschlossen. Die Blutungsneigung ist also geringer, aber nicht ganz unterbunden, was wiederum zu einer schnelleren Heilung führt (Gutknecht et al., 2010).

Unter dem Aspekt der Wundheilungsphysiologie ist bei der Implantatfreilegung der langgepulste Er:YAG-Laser nahezulegen, da aufgrund der Einsetzbarkeit der chirurgischen Tips und Einstellbarkeit der Pulsdauer ($800\text{--}1000 \mu\text{s}$) kleine Gefäße gut verschlossen werden können, ohne dabei im Vergleich zum Dioden- und CO_2 -Laser karbonisierte und nekrotisierte Gingivaareale zu hinterlassen (Gutknecht et al., 2010). Der fasergeführte Diodenlaser mit seiner Wellenlänge im infraroten Bereich von $808\text{--}980\text{ nm}$ eignet sich hierbei für die Behandlung kleinerer intraoraler Läsionen; die hohe Absorption dieser Wellenlänge im Blut lässt Diodenlaser zur Gingivamodellierung, insbesondere zur Hämangiomtherapie geeignet erscheinen (Bach, 2011). Des Weiteren stellen aktuelle Veröffentlichungen in der mukogingivalen Chirurgie den Einsatz des Diodenlasers bei der Lösung kammnah ansetzender Bänder (Inzision), der Entfernung kleiner gutartiger Tumoren (Exzision), bei der Gingivektomie sowie Zahnfreilegung in den Vordergrund (Lee et al., 2006).

Der CO_2 -Laser eignet sich ebenfalls zur Exzision von gutartigen intraoralen Schleimhautläsionen und ist in einer Studie durch seine geringe thermische Schädigungszone dem Diodenlaser überlegen (Suter, 2010). Ein weiterer Fallbericht beschreibt die Durchtrennung bzw. Inzision des störenden Zungenbändchens mit dem CO_2 -Laser als zügige elegante Methode und verglichen mit dem Skalpell auch einfacher (Bullock, 1995).

Diesbezüglich werden Vorteile des Lasers in einer weiteren Studie an Kindern in Sri Lanka erwähnt (Kato et al., 2002). Wäre die Flexibilität der Laseranwendung insbesondere bei Kindern nicht gegeben, könnten Ankyloglossien bei Verzicht auf Frenektomien (Lippenbändchen- bzw. Zungenbändchenexzision) zu Zahnfehlstellungen führen, Entstehen von parodontalen Läsionen begünstigen und Sprachstörungen verursachen (Pindborg, 1993). Als weiteres werden Retentionszysten mit dem CO₂-Laser entweder in toto exzidiert oder bei größerer Extension – insbesondere bei der Ranula - marsupialisiert (Pajarola et al., 2001).

Laserlicht wird in der intraoralen Chirurgie unter anderem für die Periimplantitis- und Parodontalbehandlung sowie in der postoperativen Wundbehandlung eingesetzt. Im Bereich der Oralchirurgie (Gingivamodellierung/Exzision/Inzision) kann der Er:YAG-Laser beispielsweise zur Depigmentierung und Abtragung der nicht pathologischen Melaninzonen eingesetzt werden, um ästhetische Ansprüche der Patienten zu erfüllen (Rosa et al., 2007; Azzeh et al., 2007).

Zusammenfassend ist festzustellen, dass Lasereingriff selbst verglichen mit dem konventionellen Einsatz des Skalpells als blutärmer und schmerzfreier beschrieben wird (Capodiferro et al., 2008). Die Heilung erfolgt per secundam. Auch bei niedriger Energiedosis ist in der ersten Woche eine deutliche Gewebereaktion gegenüber dem Gebrauch des Skalpells zu sehen (D`Arcangelo et al., 2007). Dennoch wird die sekundäre Heilung nach Laserexzision als rascher und narbenfreier gegenüber der konventionellen offenen Heilung der Mundschleimhaut eingeschätzt (Capodiferro et al., 2008).

1.9 Ziel und Fragestellung

Die vorliegende Arbeit beschäftigt sich mit den Effekten und den Nebenwirkungen eines Diodenlasers im Rahmen der intraoralen Weichgewebschirurgie im Bereich der Parodontaltherapie, insbesondere im Zusammenhang mit Gingivainzision, Exzision bzw. Gingivafeinmodellation. Darüber hinaus wurden die eigenen Ergebnisse mit einer Untersuchung verglichen, bei der keine Kühlung mit NaCl-Lösung vorgenommen wurde.

Zu beantwortende Fragen waren:

- 1) Ist es möglich, Exzisionen bzw. Inzisionen am marginalen Parodontium mit Diodenlasern zum Teil unter Nutzung einer integrierten Kühlung vorzunehmen, ohne tiefer liegende Gewebestrukturen zu verletzen?
- 2) Wie tief bzw. breit sind die jeweiligen Nekrosezonen in den jeweiligen Schnitten?
- 3) Wird das Schnittbild durch den jeweiligen Faserdurchmesser (400 μm und 600 μm) beeinflusst?
- 4) Wie sieht der Vergleich mit Studien ohne Kühlung aus?

2. Material und Methode

2.1 Versuchsaufbau

Die Gingivainzisionen erfolgten im Bereich der attached Gingiva an Schweinekiefern mit Hilfe eines Diodenlasers bei unterschiedlichen Laserparametern mit zwei verschiedenen Geräten, einmal der sogenannte Vision-Laser MDL 15[®] bei einer Wellenlänge von 980 nm und des Weiteren das Ora-Laser 01 I.S.T.[®] mit einer Wellenlänge von 809 nm. Bei beiden Geräten wurden unter 2 ml/min Kühlung mit physiologischer Kochsalzlösung mit Faserstärken von 400 µm und 600 µm gearbeitet. Die Kühlungseinheit war über ein Schlauchsystem, welches einen Innendurchmesser von 5 mm hatte, mit dem Winkelstück des Lasersystems verbunden. In das Winkelstück wurden je nach Versuchsreihe die Glasfasern 400 µm und 600 µm eingespannt. Die Kühlmengende von 2 ml/min wurde vor jeder Versuchsreihe durch Pipettierung an einer mit dem Schlauchsystem verbundenen Pumpe (Desaga, Heidelberg) eingestellt. Während der Inzisionen wurde die Glasfaserspitze kontinuierlich von dem Kühlmedium umspült.

Die Applikation des Laserlichts erfolgte dauerhaft (continuous wave) unter Kontakt der Faserspitze ohne hohen Anpressdruck auf der „attached gingiva“. Zum Vergleich mit den Laserinzisionen wurde jedes Mal als Vergleichsinzision ein Skalpellschnitt gesetzt; alle Inzisionen, sowohl Skalpell wie auch Laser, wurden histologisch untersucht und lediglich die Laserinzisionen ausgemessen.

Die erste Versuchsgruppe wurde bei beiden Lasersystemen mit der Faserstärke von 400 µm durchgeführt. In der zweiten Versuchsreihe wurden beide Lasergeräte mit der Faserstärke von 600 µm eingesetzt. Als dritte und letzte Versuchsreihe wurden bei beiden Lasersystemen unterschiedliche Fasergrößen benutzt; Vision-Laser MDL 15[®] mit 400 µm Fasergröße und Ora-Laser 01 I.S.T.[®] mit 600 µm Faserstärke.

Alle vorliegenden Versuche wurden bei Einstellungen im Dauerbetrieb-Modus, d.h. continuous-wave-Modus, bei Leistungsstärken von 4 Watt durchgeführt. Unter Dauerbetrieb-Modus lässt sich verstehen, dass das Laserlicht permanent durch das Delivery-System bzw. durch die Glasfaserspitze geführt wird. Wird unter Impuls-Modus gearbeitet, so sind Spitzenleistungen des Laserlichts auf wenige ms beschränkt, wovon hier kein Gebrauch gemacht wurde. Weitere Einstellmöglichkeiten bei beiden Lasersystemen wurden hier nicht angewandt.

Ergänzende technische Daten der verwendeten Lasersysteme:

Vision-Laser MDL 15[®]:

- Gallium Aluminium-Arsenid-Laserdioden direkt fasergekoppelt
- Impulsdauer: 0,5 ms - 1 s
- Leistung: 0,01 - 15 W
- Strahlendivergenz: > 40°
- Laser der Klasse 4
- Pilotlaser der Laserklasse 1

Hersteller 1: Vision GmbH

Vision-Laser MDL 15[®]
Lasermesstechnik
Dammweg 1
D - 31552 Rodenberg

Ora-Laser 01 I.S.T.[®]:

- Gallium Aluminium Arsenid Laserdioden (durch patentierte Optik zusammengesetzt und fokussiert)
- Impulsdauer 10 - 50 ms
- Leistung: 0,01 – 10 W
- Strahlendivergenz : 24°
- Pilotlaser

Hersteller 2: Oralia GmbH

Ora - Laser 01 I.S.T.[®]
Seriennummer 01 - 077
Taborweg 25 - 27
D - 78467 Konstanz

2.1.1 Schweinekiefer

Die Versuche wurden an insgesamt 12 Schweinekiefern durchgeführt. Die unbehandelten, schlachtfrischen Schweinekiefer wurden von einer Metzgerei in Bonn (Metzgerei Schintz) zur Verfügung gestellt. Unmittelbar nach Schächtung folgte die Lieferung der Schweinekiefer; diese wurden mittels physiologischer Kochsalzlösung bei Raumtemperatur feucht gelagert. Es musste sehr behutsam mit der Gingiva umgegangen werden, um die Epithelschicht, soweit es ging, unversehrt zu erhalten.

2.1.2 Präparatevorbereitung und Bearbeitung

Als Handinstrumente wurden zwecks der Schnitfführung scharfe Skalpelle der Firma „Seather“ in der Größe von Nr. 9 verwandt; zum Abpräparieren der inzidierten attached Gingiva kamen Raspatorien und Pinzetten in Gebrauch. Es wurde darauf geachtet, dass es sich um scharfe, nicht benutzte Skalpelle handelt, um den Unterschied zwischen Skalpellinzision und Laserinzision eindeutig, unverfälscht darzustellen. Neben dem Skalpellschnitt wurden die Laserinzisionen jeweils mit 400 µm und 600 µm Faserstärke unter Anwendung beider Lasersysteme durchgeführt (Vision-Laser MDL 15[®], mit Ora-Laser 01 I.S.T.[®]). Dabei wurde durch eine Kühlvorrichtung eine Kühlung mittels 0,9 % NaCl-Lösung bei einer Einstellung von 2 ml/min gewährleistet. Das Einsatzgebiet der Skalpelle und des Lasers war im Unterkiefer, bevorzugt im Prämolaren- sowie im Molarenbereich.

Die Gingivapräparate wurden nach dem Abpräparieren von dem knöchernen Unterkiefer auf mit 0,9 % NaCl befeuchteten Gazeläppchen gelegt und spätestens nach 1/2 h-1 h mit flüssigem Stickstoff und Isopentan in gekühlter Weise bis zur Vorbereitung der histologischen Schnitte in bis zu -20 °C vorgekühlten Kryostaten aufbewahrt; unmittelbar danach wurden die Präparate in einer Dicke von 2 µm geschnitten und auf Objektträger gebracht.

2.1.3 Laseranwendung mit Kühlung

Bei den Versuchsabläufen wurde 0,9 % ige NaCl-Lösung mit einer Einstellung von 2 ml/min zur Gewebekühlung herangezogen. Die Gingivainzision wurde unter Faserkontakt ohne Anpressdruck durchgeführt. Die Kühlung wurde zur Vermeidung einer schädli-

chen Tiefenwirkung des Laserstrahls sowie zur Vermeidung einer Gewebeaustrocknung eingesetzt. Beim Lasereinsatz kann es zur Karbonisation wie auch Austrocknung der Gewebestrukturen kommen. In den karbonisierten Gewebeschichten wird aufgrund der veränderten optischen Eigenschaften die Laserstrahlung sehr viel effizienter absorbiert (Berlien et al., 1989). Unter dieser Bedingung ist berührungsloses Schneiden von Gewebe bei gleichzeitiger Koagulation möglich. Bei den vorliegenden Versuchsreihen wurde unter Faserkontakt gearbeitet, nachdem der so genannte mechanische Mantel der Faser am Kontaktende entfernt worden war. Diese Applikationsart wird als so genanntes "bare fiber" bezeichnet (Berlien et al., 1989). Das Faserende wurde mindestens 1 cm lang sauber und mit glattem Schnitt vom umhüllten hartplastikbeschichteten Mantel befreit. Die in den Versuchsreihen angewandten Lasersysteme sind jeweils mit separaten Handstücken bestückt gewesen; sie bestehen aus einem metallenen Titangehäuse, welche im Innern einen Hohlraum zur Einführung der jeweils zu benutzenden Fasern aufweisen. Die Fasern wurden nach entsprechender Einführung in das metallene Handstück ohne Abknickung mittels einer Schraube festgezogen, so dass während der Benutzung der Faser keine Dehiszenzen entstehen konnten. Nach entsprechender Präparation der Faserspitze mit Entfernung bzw. Abstreifen des Kunststoffmantels um den Quarzkern mit ca. 1 cm Länge konnte mittels einem zusätzlichen Zuführungsgang des Handstücks das Kühlsystem über einen dichten Plastikschlauch mit einer Dicke von 2 mm und einem Lumen von 0,5 cm an die zu benutzende Einheit angeschlossen werden. Die Menge der Kühlung wurde vor jedem Lasereinsatz verifiziert und anschließend erneut vor Versuchsbeginn mit Hilfe eines Messzylinders und einer Pipette kontrolliert. So entsprach die Menge der 0,9 % igen NaCl-Kühlung 2 ml/min.

Eine sogenannte modifizierte ELUSUG Spül-Saug-Kanüle wurde benutzt. Das eingesetzte Handstück weist zwei Rohre auf, bestehend aus einem Spül- und Saugrohr. Die hartplastikbeschichteten Glasfaser mit den Durchmessern 400 µm und 600 µm wurden als Delivery-System durch das Spülrohr geführt. Die physiologische Kochsalzlösung wurde an das Absaugrohr angeschlossen und diente als Kühlmedium während Lasereinsatz. Abbildung 10 stellt die Kühleinheit mit Spannzangenmechanik dar.

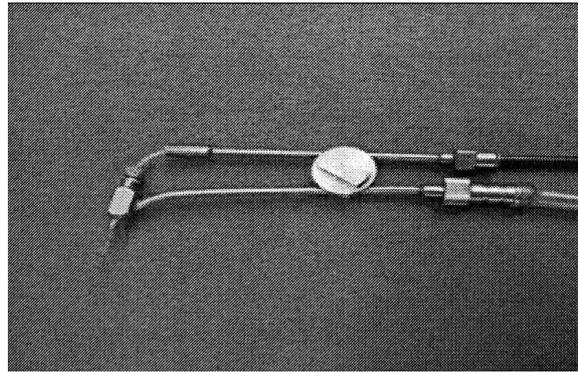


Abb. 10: Kühlungseinheit mit Spannzangenmechanik (Karagah, 2009)

2.2 Versuchsablauf

Von den insgesamt 12 Schweinekiefern, die zu Versuchszwecken herangezogen wurden, wurden vorerst diese aussortiert, welche visuell eine verletzte bzw. fehlende Epithelschicht der Gingiva aufwiesen. Nur solche mit unversehrter Epithelschicht wurden für die Versuche herangezogen. Unter feuchter Lagerung der Kiefer mittels physiologischer Kochsalzlösung bei Raumtemperatur von 20 °C und Vorbereitung der Apparaturen inklusive der Kühlungseinrichtung, wurde nach Aufsetzen der Schutzbrille mit den Gingivainzisionen begonnen. Diese Inzisionen wurden nach vorgegebenen Parametern systematisch zuerst mit dem Vision-Laser MDL 15[®], danach mit Ora-Laser 01 I.S.T.[®] durchgeführt. In der ersten Versuchsreihe wurde lediglich die Faserstärke 400 µm angewendet. Die Kühlungseinheit mit 0,9 % NaCl wurde vorher auf 2 ml/min eingestellt. Die Faserspülung erfolgte mit dem Effekt eines laminären Flüssigkeitsstroms, zum einen, um eine Verschmutzung der Faserspitze zu vermeiden und zum anderen, um so eine optische Kopplung des Laserlichts zu umgehen. Skalpellschnitte wurden ohne Kühlung durchgeführt.

Die zweite Versuchsreihe erfolgte nach den gleichen Prinzipien mit der Faserstärke von 600 µm bei beiden Lasersystemen. Bei der dritten und abschließenden Versuchsreihe wurden unterschiedliche Faserstärken benutzt, 400 µm Faser bei Vision-Laser MDL 15[®] und 600 µm bei Ora-Laser 01 I.S.T.[®].

Nachdem die entsprechenden Versuche durchgeführt wurden, wurden die bearbeiteten Gingivaflächen mit einem scharfen Skalpell Nr. 9 unmittelbar neben den Laserinzisionen als dritte Inzisionsstelle inzidiert. Pro Präparatstück waren drei Inzisionen vorhanden; die Präparate wurden in Form von Quadraten umschnitten und mit Raspatorium und Pinzette vorsichtig vom Kieferknochen abpräpariert.

Im ersten Versuchsablauf wurden der Reihenfolge nach drei Inzisionen durchgeführt; die erste Inzision wurde durch die 400 µm Faser mit Vision-Laser MDL 15[®] gesetzt, die zweite Inzision erneut mit der 400 µm Faser jedoch mit dem Ora-Laser 01 I.S.T.[®] und die dritte Inzision erfolgte mittels Skalpell. So wurde auch mit dem zweiten Versuchsablauf verfahren mit der Ausnahme, dass nun statt der 400 µm Faser die 600 µm Faser bei beiden Lasergeräten eingesetzt wurde; hier erfolgte ebenfalls als Vergleichsschnitt eine Skalpelinzision. Im dritten und letzten Versuchsschritt wurde die erste Inzision durch 400 µm Faser mit dem Vision-Laser MDL 15[®], die zweite durch die 600 µm Faser mit dem Ora-Laser 01 I.S.T.[®] und die dritte Inzision mittels Skalpell gesetzt. Diese Präparate wurden in feuchten Gazeläppchen bis zum Einfrieren mittels flüssigem Stickstoff und Isopentan aufbewahrt. Die eingefrorenen Präparate wurden in dem -20 °C tiefgefrorenen Kryostaten in 2 µm dünne histologische Schnitte geschnitten, auf Objektträger gebracht und im Anschluss mit Hämatoxylin-Eosin-Färbemethode gefärbt.

2.3 Herstellung der histologischen Präparate

Die 2 µm dünnen Schnitte wurden auf Objektträger gebracht, ohne die einzelnen Gewebestrukturen zu zerquetschen. Nach Platzierung der Objektträger in die entsprechenden Halterungen wurde die Hämatoxylin-Eosin-Färbemethode angewandt. Dazu kamen die Präparate für eine Minute in die Hämatoxylin-Lösung, um anschließend zehn Minuten unter lauwarmem Leitungswasser gespült zu werden. Im Anschluss daran wurden die Präparate für weitere fünf Minuten in der Eosinlösung belassen. Im nächsten Schritt, nachdem die Objektträger in destilliertem Wasser zweimal umgespült worden waren, wurden diese in absteigender Alkoholreihe jeweils eine Minute lang behandelt. Abschließend konnten die Objektträger abgedeckt und unter dem Mikroskop nach näherer Betrachtung ausgewertet, fotografiert sowie detailliert ausgemessen werden. Für die Darstellung der einzelnen Gewebestrukturen ist auf chemischer Ebene die Hauptbindungskraft, die Ionenbindung, näher zu betrachten. Hier binden sich saure Farbstoffe an basische Proteine des Gewebes, was eine gewisse Affinität von bestimmten Farbstoffen an bestimmte Gewebereinheiten bestätigt. Bei der Hämatoxylin-Eosin-Färbung erscheinen die Zellkerne sowie Bakterien blau, das Zytoplasma und Kollagen rot. Zur Veranschaulichung dessen sind einige Exemplare der Präparatereihen in den Abbildungen 15-26 dargestellt.

2.3.1 Auswertung

Die hergestellten Präparate wurden nach Selektion bezüglich gut erhaltenen Gewebestrukturen unter dem Forschungsmikroskop¹ näher betrachtet. Jedes Präparat wurde zunächst mit einem Fotoaufsatz² (und Fuji-Film³) unter 1,6 facher Vergrößerung fotografiert; anschließend wurden alle drei Inzisionen pro Präparat unter 10 facher Vergrößerung fotografiert, um miteinander verglichen und bezüglich Nekrosezonen ausgemessen zu werden. Beispiele der angefertigten Präparate sind in Abbildungen 15–26 dargestellt. Auf den Fotos mit allen drei Inzisionen (bei 1,6 facher Vergrößerung) sind Vision-Laser MDL 15[®]-, Ora-Laser 01 I.S.T.[®]- und Skalpelinzision von links nach rechts betrachtet dargestellt. Auf den Fotos mit 10 facher Vergrößerung sind die jeweiligen Inzisionen separat abgebildet; hier sind die Ausdehnungen der Gingivaschnitte, ausgehend von Epithelschicht der Gingiva mit Übertritt der Basalmembran bis in das bindegewebige Lamina propria, genauer nachvollziehbar. Zusätzlich wurden die Breite und Tiefe des Gewebedefektes festgehalten. Die Messungen wurden mittels eines Stereomikroskops⁴ unter 50 facher Vergrößerung durchgeführt; die Skalierung des Gerätes war in bestimmten Einheiten vorgegeben; zehn Einheiten entsprachen 1,9 mm und eine Einheit stand somit für 0,19 mm. In mehreren Schritten wurden die einzelnen Inzisionen ausgemessen, umgerechnet in mm-Angaben und tabellarisch bezüglich Standardabweichungen, Durchschnitts- bzw. Medianwerten und der Varianz geordnet.

¹Dialux 20 EB Leitz Wetzlar

²Wild MPS 51 Heerburg Switzerland IT CANNON DA 115339-1

³Fuji-Film Chrom Provia 100F

⁴Stereomikroskop von Firma Wild Heerbrugg Wild MPS 51 Foto Aufsatz

2.4 Histometrische Auswertung

Die vorbereiteten Serienschritte wurden lichtmikroskopisch mit dem unter Abschnitt 2.3.1. erwähnten Forschungsmikroskop untersucht und anschließend fotografiert. Abbildung 23 stellt alle Messpunkte dar, die unter dem Stereomikroskop unter 50 facher Vergrößerung zum Ausmessen der Messstrecken Breite, Tiefe und Nekrosezonen N1, N2 und N3 der Laserschnitte herangezogen wurden.

Die Messpunkte der jeweiligen Messstrecken lassen sich wie folgt definieren:

-Die erste Messstrecke für die Breite wurde an zwei Messpunkten gemessen; die Messpunkte befinden sich definitionsgemäß jeweils links und rechts an den nach Schnittsetzung mit Diodenlaser entstehenden obersten intakten Inzisionsrändern, die in waagerechter Ebene in Höhe des Gingivaepithels miteinander verbunden, die Messstrecke für die Breite ergeben (Abbildung 11).

-Die zweite Messstrecke für die Tiefe wurde an weiteren zwei Messpunkten in der vertikalen Dimension der Schnitttiefe gemessen, definiert vom tiefsten entstehenden Punkt nach Laserinzision bis zum oberen intakten Epithelbereich (Abbildung 11).

- Weitere Messstrecken bilden die Nekrosezonen N1, N2 und N3; jede dieser Messstrecken wurde unmittelbar unterhalb der Epithelschicht an jeweils zwei Messpunkten, die Nekrosezone begrenzenden Bereichen, in der Abbildung 11 mit Pfeilen markierten Linien N1/N2/N3, gemessen. Die Messpunkte der Messstrecken N1, N2 und N3 liegen an Endpunkten der Nekrosezonenausdehnung und stellen die eindeutige Grenze zwischen untergegangenen Zellen der Nekrosezone und dem darunterliegenden gesunden, von Laserstrahl lediglich bis 37 °C erwärmten nicht koaguliertem Gewebe dar (Abbildungen 15-26). Topographisch liegt die erste Messstrecke der Nekrosezone N1 oben links der schüsselförmigen bzw. konkavförmigen Laserinzision und wird in horizontaler Ebene etwas unterhalb der Epithelschicht an zwei Messpunkten ausgemessen. Die Messstrecke N2 befindet sich rechts oben der Laserinzision und unterliegt ebenfalls horizontaler Ausmessung mit zwei Messpunkten. Die Messstrecke N3 ist am tiefsten Punkt der Laserinzision lokalisiert. Hier liegen die Messpunkte in vertikaler Ebene angeordnet, zum einen am kaudalsten und zum anderen am kranialsten Grenzbereich der Nekrosezone.

Die Nekrosezone ist definitionsgemäß eine Koagulationszone mit Denaturierung von Eiweißstrukturen und Untergang der Epithel- und Bindegewebszellen (Apoptose= Zell-

tod), in diesem Fall herbeigeführt durch den hohen thermischen Einfluss bei Laseranwendung. Sie überschreitet die Epithel-Bindegewebsgrenze und hebt sich mit mikroskopisch erkennbarem Farbunterschied vom gesunden, hell dargestellten Bindegewebe ab. Auf histologischen Präparaten erscheint sie als dunkle, unmittelbar unterhalb der Karbonisationsschicht gelegene Zone mit verstärkter Anfärbung (Abbildung 23). Die Karbonisation ist definiert als Verbrennung des Gewebes, verursacht durch den entstehenden hohen Temperaturgradienten und Hitzeentwicklung während Laserinzision. Karbonisationszonen wurden an der obersten Schicht des Epithels nach Diodenlaseranwendung beobachtet; diese Zonen wurden nicht ausgemessen. Sie erscheinen als dünne schwärzlich-bräunlich angefärbte „karbonisierte Areale“ (siehe Abbildung 22).

Die Werte der Ausmessungen sind mit der entsprechenden Skalierung und dem richtigen Faktor (0,19 mm= 1 Einheit) in mm Einheiten umgerechnet worden. Entsprechend beispielsweise eine der gemessenen Zonen 3 Einheiten unter dem Forschungsmikroskop, wurde die Breite dieser Zone als 0,57 mm festgehalten (3 Einheiten x 0,19 mm= 0,57 mm). Die berechneten Werte dienten als Basis zur Ermittlung der arithmetischen Mitte, der Varianz, der Schätzung der Standardabweichung aus der Stichprobe und dem Medianwert für jede der Kategorien Breite, Tiefe und Nekrosezonen N1, N2 und N3 (Tabellen 3-5).

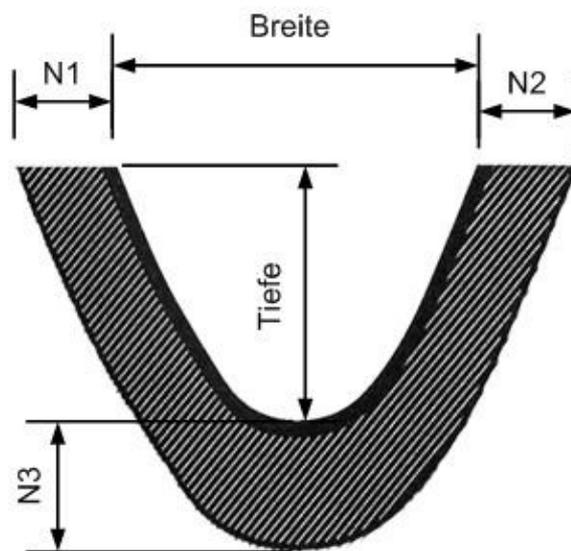


Abb. 11: Messstrecken der Inzisionen: Breite= Breite der Inzision, Tiefe= Tiefe der Inzision; Messstrecken Nekrosezonen ausdehnungen: N1= Nekrosezone 1, N2= Nekrosezone 2, N3= Nekrosezone 3

3. Versuchsergebnisse

3.1 Ergebnisse der Fotodokumentation

Insgesamt liegen drei Versuchsgruppen vor. In der ersten Versuchsgruppe wurde bei beiden Lasersystemen, Vision-Laser MDL 15[®] (Wellenlänge 980 nm) und Ora-Laser 01 I.S.T.[®] (Wellenlänge 809 nm), mit 400 µm Faserstärke gearbeitet. In der zweiten Versuchsgruppe wurde 600 µm Fasergröße bei beiden Laserapparaturen verwandt; in der dritten Gruppe wurden 400 µm Faserstärke bei Vision-Laser MDL 15[®] und 600 µm Faserdicke bei Ora-Laser 01 I.S.T.[®] eingesetzt. In allen Versuchsdurchgängen lagen 4 Watt und cw-Modus als Einstellungen vor. 11 histologische Präparate waren zur Auswertung für die erste Versuchsgruppe, 5 für die zweite und 9 für die dritte Gruppe vorhanden. Jede der Versuchsreihen wurde separat ausgewertet. Die Ergebnisse der histometrischen Auswertung sind den Tabellen 3-5 zu entnehmen.

Die Mikrofotografien stellen Effekte nach Diodenlaserbestrahlung mit 809 nm (Ora-Laser 01 I.S.T.[®]) und 980 nm (Vision-Laser MDL 15[®]) Wellenlänge dar. Als Vergleichsinzision hierzu sind Skalpellinzisionen ebenfalls fotografisch festgehalten.

Die Skalpellschnitte weisen als Ergebnis eine weitgehende Schonung des Inzisionsgewebes auf. Beispielsweise zeigt Abbildung 12 glatte Wundränder ohne Karbonisationszonen und strukturell weitgehend erhaltene Epithel- und Bindegewebszonen mit Basallamina und Lamina propria.

Im Bereich der Laserschnitte sind folgende Merkmale zu erkennen:

- eine dunkle Karbonisationszone (siehe Abbildung 22) an oberflächlich angrenzenden Inzisionsrändern, die in unmittelbarem Kontakt mit dem Laserstrahl standen;
- dicht unterhalb der Karbonisationszone folgt eine etwas breitere, ebenfalls dunkle Nekrosezone (siehe Abbildung 26), die eine scharf abgegrenzte Koagulation des bindegewebigen Lamina propria darstellt.
- angrenzend an die Nekrosezone folgt eine helle Zone der Lamina propria des Bindegewebes, welches weitgehend die histologische Grundstruktur beibehalten hat (siehe Abbildung 23).

3.2 Ergebnisse der histometrischen Auswertung

In der ersten Versuchsgruppe liegen die Werte bei Vision-Laser MDL 15[®] für die Breite der Laserschnitte zwischen 0,17–0,55 mm und für die Tiefe zwischen 0,15–0,44 mm. Bei Ora-Laser 01 I.S.T.[®] ergeben sich für die Breite Ausdehnungen von 0,25–1,14 mm und für die Tiefe von 0,27–0,63 mm. Vision-Laser MDL 15[®] weist in der Tiefe und Breite weniger invasive Inzisionen auf und liefert für Nekrosezone 1 Werte zwischen 0,06–0,15 mm und für Nekrosezone 2 Ausmessungen zwischen 0,06–0,23 mm. Die zweite Lasereinheit weist ähnliche Werte für Nekrosezone 1 mit 0,06–0,13 mm und Nekrosezone 2 mit 0,04–0,19 mm auf. Die vertikale Ausdehnung der Nekrosezone 3 ähnelt ebenfalls bei beiden Laserapparaturen. Das Lasergerät mit der Wellenlänge 980 nm gibt hier Werte von 0,04–0,15 mm vor; die Wellenlänge 809 nm führt zu Ausdehnungen zwischen 0,06–0,15 mm für die gleiche Kategorie. Außer der Nekrosezone 1 und 2 ergeben die Beobachtungen bezüglich der ersten Versuchsgruppe insgesamt höhere Werte für Ora-Laser 01 I.S.T.[®].

Die zweite Versuchsreihe ergibt Werte von 0,40–0,84 mm für die Breite und 0,32–0,46 mm für die Tiefe der Laserschnitte bei Vision-Laser MDL 15[®] (Wellenlänge 980 nm). Bei Ora-Laser 01 I.S.T.[®] (809 nm Wellenlänge) betragen die Werte für die Breite 0,44–0,68 mm und für die Tiefe 0,38–0,42 mm. Das Lasersystem mit der Wellenlänge 980 nm weist hier tendenziell größere Werte auf. Die gleiche Lasereinheit lässt für Nekrosezone 1 Ausdehnungen von 0,06–0,10 mm und für Nekrosezone 2 0,08–0,17 mm feststellen. Ora-Laser 01 I.S.T.[®] schweift mit 0,08–0,10 mm für Nekrosezone 1 und 0,10–0,11 mm für Nekrosezone 2 nicht stark von der ersten Lasereinheit ab. Die vertikale Ausdehnung der Nekrosezone 3 ist bei beiden Laserapparaturen mit Minimal- und Maximalwerten von 0,08–0,15 mm identisch. Außer annähernden Ergebnissen im Bereich der Nekrosezonen führt Vision-Laser MDL 15[®] hier zu größeren Laserinzisionen.

Die dritte Versuchsreihe lässt für Vision-Laser MDL 15[®] in den Kategorien der Breite Werte von 0,91–1,14 mm und der Tiefe von 0,55–0,65 mm ermitteln. Ora-Laser 01 I.S.T.[®] weist hier Ausmessungen von 0,72–0,93 mm für die Breite und 0,11–0,17 mm für die Tiefe auf. Auffallend ist die geringe Ausdehnung der Tiefe für das zweite Lasersystem mit der Wellenlänge 809 nm. Bei Vision-Laser MDL 15[®] liegen Ergebnisse für die

Nekrosezone 1 zwischen 0,23–0,27 mm und Nekrosezone 2 zwischen 0,06–0,23 mm vor. Ora-Laser 01 I.S.T.[®] lässt mit 0,13–0,19 mm für Nekrosezone 1 und 0,13–0,15 mm für Nekrosezone 2 insgesamt kleinere Werte feststellen. Die vertikale Ausdehnung der Nekrosezone 3 ist erneut bei beiden Lasersystemen mit Minimal- und Maximalwerten von 0,11–0,17 mm gleich. Mit Ausnahme von Nekrosezone 3 tendiert Vision-Laser MDL 15[®] erneut zu erhöhten Werten.

3.3 Deskriptive Beschreibung der histometrischen Auswertung

In den folgenden Abbildungen von 12–14 sind histometrische Auswertungen der Laserschnitte mit Wertetabellen dargestellt.

Vergleicht man in der ersten Versuchsgruppe mit 11 histologischen Präparaten die Medianwerte der beiden Lasersysteme, wird deutlich, dass bei Ora-Laser 01 I.S.T.[®]-Anwendung größere Werte auf größere Gewebedefekte hinweisen. Da bis einschließlich der Faserstärke bei beiden Lasersystemen gleiche Einstellungen gegeben waren, können die Ergebnisse für die erste Versuchsreihe von unterschiedlichen Wellenlängen der beiden Lasersysteme abhängig gemacht werden; die kleinere Wellenlänge (809 nm bei Ora-Laser 01 I.S.T.[®]) vermag hier breite, dimensioniertere Inzisionen herbeizuführen, die sich insbesondere im Bereich der Breite und Tiefe der Laserinzisionen auszeichnen, weniger im Bereich der Nekrosezonenausdehnung.

Folgende Ergebnisse mit Medianwerten und den dazugehörigen jeweiligen Minimal- und Maximalwerten lassen sich in der ersten Versuchsgruppe bei Verwendung des Vision-Laser MDL 15[®] (400 µm Faserstärke, 980 nm Wellenlänge, 4 Watt, cw-Modus) beobachten: der Median für die Breite liegt bei 0,42 mm (Min: 0,17 mm, Max: 0,55 mm), für die Tiefe bei 0,34 mm (Min: 0,15 mm, Max: 0,44 mm), für die Nekrosezone 1 0,10 mm (Min: 0,06 mm, Max: 0,15 mm), für die Nekrosezone 2 0,11 mm (Min: 0,06 mm, Max: 0,23 mm) und Nekrosezone 3 0,10 mm (Min: 0,04 mm, Max: 0,15 mm). Folgende Werte liegen bei Ora-Laser 01 I.S.T.[®]-Anwendung in der ersten Versuchsserie vor (400 µm Faserstärke, 809 nm Wellenlänge, 4 Watt, cw-Modus): der Median für die Breite beträgt 0,76 mm (Min: 0,25 mm, Max: 1,14 mm), für die Tiefe 0,36 mm (Min: 0,27 mm, Max: 0,63 mm), für die Nekrosezone 1 0,11 mm (Min: 0,06 mm, Max: 0,13 mm), für die Nekrosezone 2 0,11 mm (Min: 0,04 mm, Max: 0,19 mm) und Nekrosezone 3 0,10 mm (Min: 0,06 mm, Max: 0,15 mm).

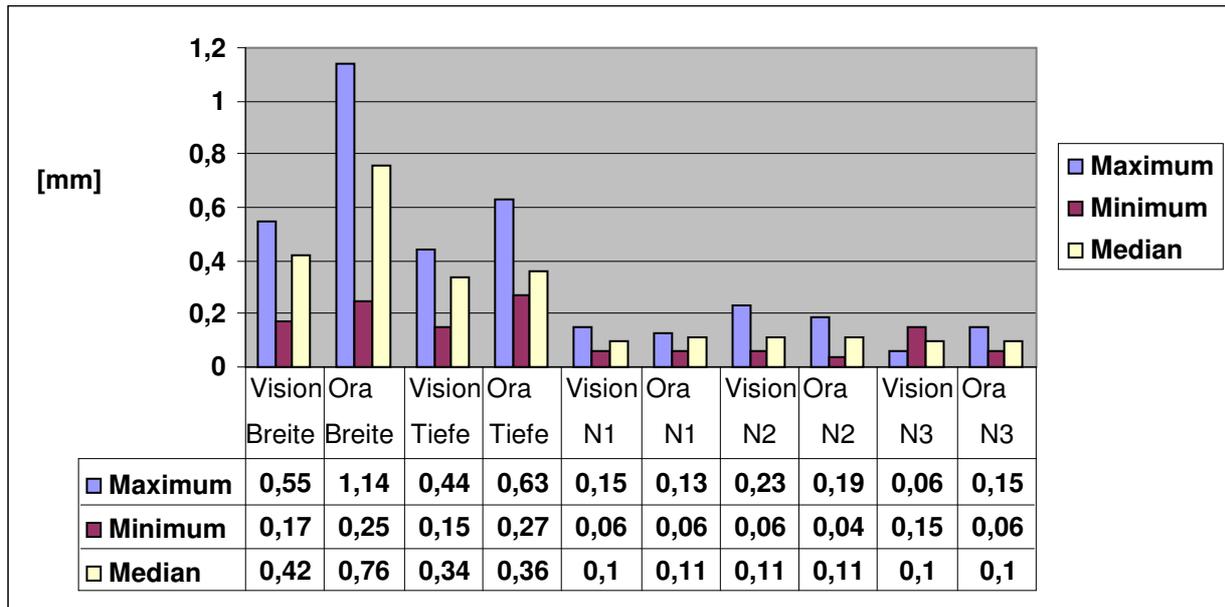


Abb. 12: Histometrische Auswertung der 1.Versuchsreihe mit 400 µm Faserstärke mit Darstellung der Ausmaße von Laserinzisionen in den jeweiligen Bereichen **Breite**, **Tiefe**, durch 6 Messpunkte ermittelte Nekrosezonen N1-3 mit **N1** (=Nekrosezone 1), **N2** (=Nekrosezone 2), **N3** (=Nekrosezone 3) mit Minimal-, Maximal- und Medianwerten vom jeweiligen Lasergerät **Vision** (=Vision-Laser MDL 15[®]), **Ora** (=Ora-Laser 01 I.S.T.[®]) sowie zugehörige Wertetabelle der Ausmessungen (n=11)

In der zweiten Versuchsreihe mit 5 Präparateserien waren die gleichen Parameter eingestellt, mit dem Unterschied der Faserstärke 600 μm bei beiden Laserapparaturen. Die Werte von Ora-Laser 01 I.S.T.[®] liegen in etwas niedrigeren Bereichen; dies zeigt, dass bei Erhöhung der Faserstärke von 400 μm auf 600 μm die Gewebsdefekte sich bei der Laserapparatur mit größerer Wellenlänge von 980 nm (Vision-Laser MDL 15[®]) ebenfalls erhöhen. Die Faserstärke von 600 μm wird bei der Wellenlänge von 980 nm eine großflächigere Verteilung des Laserstrahls im Gewebe herbeigeführt haben. Betrachtet man die gerätespezifischen Eigenschaften von Vision-Laser MDL 15[®], ist eine Strahlendivergenz des Laserstrahls hier von ca. 40° möglich. Bei Ora-Laser 01 I.S.T.[®] beträgt dieser Rahmen 24°, daher werden die Gewebeeefekte hier vermehrt konzentriert im kleinen Areal zu erwarten sein als diese von Vision-Laser MDL 15[®]. Unterschiede beider Laserapparaturen liegen im Bereich der Breite und Tiefe vor; die Nekrosezonen weisen wie bereits in der ersten Versuchsreihe trotz Anwendung unterschiedlicher Wellenlängen sehr ähnliche Werte auf.

In der zweiten Versuchsreihe liegen für Vision-Laser MDL 15[®] der Median für die Breite bei 0,53 mm (Min: 0,40 mm, Max: 0,84 mm), für die Tiefe 0,42 mm (Min: 0,32 mm, Max: 0,46 mm), für die Nekrosezone 1 0,10 mm (Min: 0,06 mm, Max: 0,10 mm), für die Nekrosezone 2 0,11 mm (Min: 0,08 mm, Max: 0,17 mm) und Nekrosezone 3 0,10 mm (Min: 0,08 mm, Max: 0,15 mm). Bei Ora-Laser 01 I.S.T.[®]-Anwendung beträgt der Median für die Breite 0,49 mm (Min: 0,44 mm, Max: 0,68 mm), für die Tiefe 0,38 mm (Min: 0,38 mm, Max: 0,42 mm), für die Nekrosezone 1 0,08 mm (Min: 0,08 mm, Max: 0,10 mm), für Nekrosezone 2 0,11 mm (Min: 0,10 mm, Max: 0,11 mm) und Nekrosezone 3 0,11 mm (Min: 0,08 mm, Max: 0,15 mm). Abbildung 13 stellt die Ergebnisse dar.

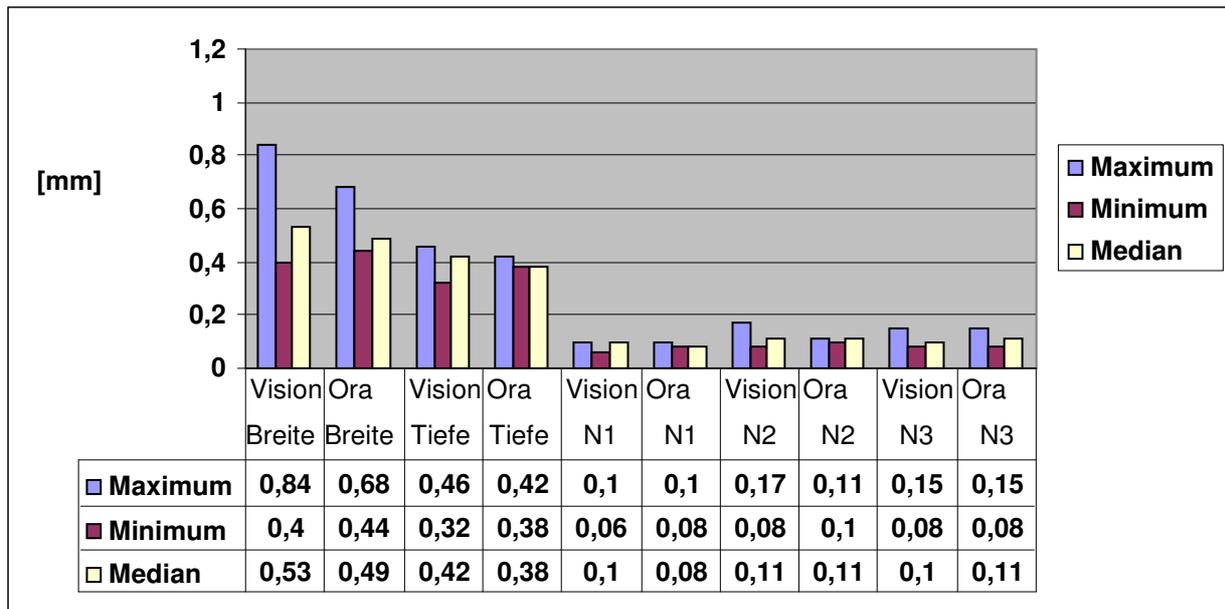


Abb. 13: Histometrische Auswertung der 2.Versuchsreihe mit 600 µm Faserstärke mit Darstellung der Ausmaße von Laserinzisionen in den jeweiligen Bereichen **Breite, Tiefe**, durch 6 Messpunkte ermittelte Nekrosezonen N1-3 mit **N1** (=Nekrosezone 1), **N2** (=Nekrosezone 2), **N3** (=Nekrosezone 3) mit Minimal-, Maximal- und Medianwerten vom jeweiligen Lasergerät **Vision** (=Vision-Laser MDL 15[®]), **Ora** (=Ora-Laser 01 I.S.T.[®]) sowie zugehörige Wertetabelle der Ausmessungen (**n=5**)

In der dritten Versuchsreihe kamen 9 Präparateserien in Betracht, durchgeführt mit Faserstärke 400 µm bei Vision-Laser MDL 15[®] und 600 µm bei Ora-Laser 01 I.S.T.[®]. Alle anderen Parameter blieben konstant.

Trotz geringerer Faserstärke von 400 µm weist Vision-Laser MDL 15[®] mit größerer Wellenlänge von 980 nm in der letzten Ergebnisreihe größere Gewebedefekte auf; dieser Gewebedefekt ist in der Dimension der Breite im Vergleich zu den ersten beiden Versuchsreihen am größten. Ora-Laser 01 I.S.T.[®] (Wellenlänge 809 nm) liefert in der ersten Versuchsreihe mit Faserstärke von 400 µm die ausgeprägtesten Inzisionen, wobei ebenfalls die Kategorie der Breite das größte Ausmaß aufweist (Abbildung 12). Die Wellenlänge von 809 nm lässt in den letzten beiden Versuchsgruppen mit 600 µm weniger invasive Inzisionen ermitteln. Eine Abhängigkeit von Faserstärken und Wellenlängen in Bezug auf Ausdehnungen von Laserinzisionen kann nicht formuliert werden. Der größte signifikante Unterschied zwischen beiden Wellenlängen ist in der letzten Versuchsreihe im Bereich der Tiefe festzustellen, bedingt durch die gerätespezifischen, unterschiedlichen Strahlendivergenzen; die Ausdehnungen der Breite und Nekrosezonen N1-N3 weisen bei beiden Wellenlängen vergleichbar ähnliche Werte auf.

Der Median liegt bei Vision-Laser MDL 15[®] für die Breite 0,99 mm (Min: 0,91 mm, Max: 1,14 mm), für die Tiefe 0,61 mm (Min: 0,55 mm, Max: 0,65 mm), für die Nekrosezone 1 0,25 mm (Min: 0,23 mm, Max: 0,27 mm), für Nekrosezone 2 0,17 mm (Min: 0,06 mm, Max: 0,23 mm) und Nekrosezone 3 0,15 mm (Min: 0,11 mm, Max: 0,17 mm). Bei Ora-Laser 01 I.S.T.[®] beträgt der Median für die Breite bei 0,84 mm (Min: 0,72 mm, Max: 0,93 mm), für die Tiefe 0,15 mm (Min: 0,11 mm, Max: 0,17 mm), für die Nekrosezone 1 0,15 mm (Min: 0,13 mm, Max: 0,19 mm), für die Nekrosezone 2 0,13 mm (Min: 0,13 mm, Max: 0,15 mm) und Nekrosezone 3 0,17 mm (Min: 0,11 mm, Max: 0,17 mm). Abbildung 14 stellt die Ausmessungen dar.

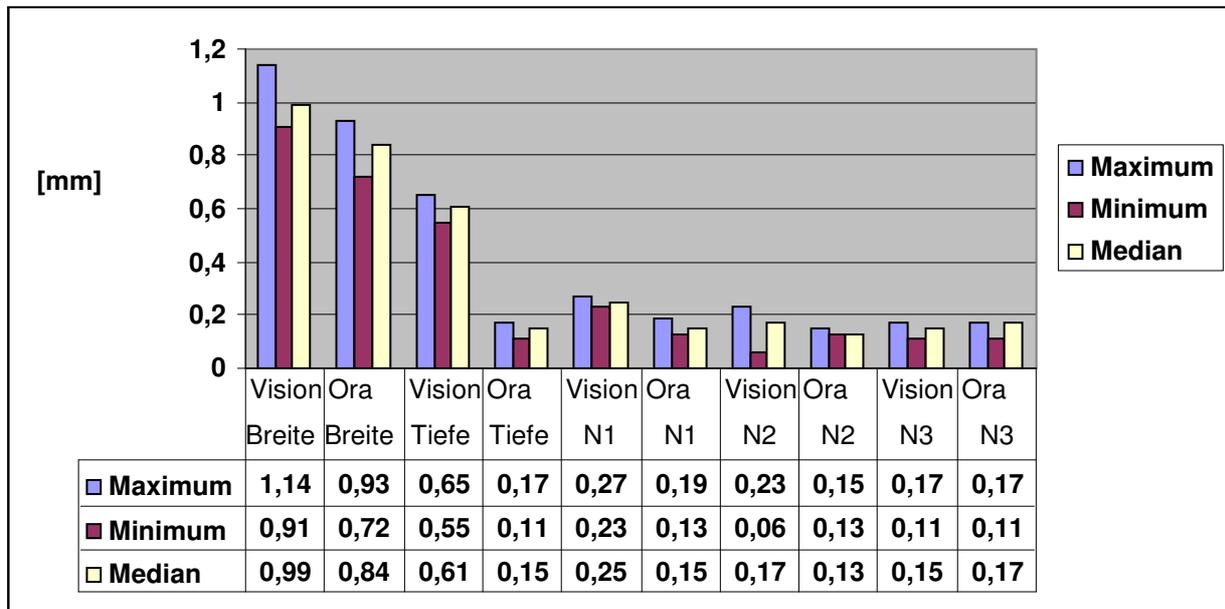


Abb. 14: Histometrische Auswertung der 3. Versuchsreihe mit 600 µm Faserstärke Ora-Laser 01 I.S.T.[®] und 400 µm Faserstärke Vision-Laser MDL 15[®] mit Darstellung der Ausmaße von Laserinzisionen in den jeweiligen Bereichen **Breite**, **Tiefe**, durch 6 Messpunkte ermittelte Nekrosezonen N1-3 mit **N1** (=Nekrosezone 1), **N2** (=Nekrosezone 2), **N3** (=Nekrosezone 3) mit Minimal-, Maximal- und Medianwerten vom jeweiligen Lasergerät **Vision** (=Vision-Laser MDL 15[®]), **Ora** (=Ora-Laser 01 I.S.T.[®]) sowie zugehörige Wertetabelle der Ausmessungen (n=9)

3.4 Gegenüberstellende Betrachtung der Bearbeitungseffekte mit und ohne Kühlung

Unabhängig vom Faserdurchmesser (400 μm /600 μm) und Wellenlängen (809 nm/980 nm) gibt es keine dominierenden Unterschiede bei den Bearbeitungseffekten bzw. Werten mit und ohne Kühlung; die Kühlung hat keine besondere Effizienz.

Die Werte mit und ohne Kühlung liegen nah beieinander und sind teilweise gleich; diese wurden tabellarisch von den jeweils ermittelten Minimal- und Maximalwerten im Bereich der Testparameter Schnittbreite, Schnitttiefe und Nekrosezonen N1-N3 bei Wellenlängen 980 nm und 809 nm sowie Faserstärken 400 μm und 600 μm aufgeführt (Tabellen 3 und 4).

Bei Wellenlänge 980 nm und 400 μm Faser sind die Werte mit und ohne Kühlung annähernd gleich; der Minimalwert der Schnittbreite ohne Kühlung ist im Gegensatz zur Inzisionsbreite mit Kühlung (2ml/min physiologischer NaCl-Lösung) geringfügig vergrößert; die Schnittbreite mit Kühlung ist hingegen im Bereich des Maximalwertes höher gelegen. Ebenso verhält sich dies in den Kategorien der Schnitttiefe und Nekrosezonen N1–N3.

Bei gleicher Wellenlänge (980 nm) mit der Faserstärke von 600 μm sind Minimalwerte mit und ohne Kühlung identisch; der Maximalwert mit Kühlung ist vergrößert. Im Bereich der Schnitttiefe sind die Unterschiede vernachlässigbar gering. Ebenso annähernd gleich sind die Ergebnisse bei Nekrosezonen N1-N3 mit dem Unterschied, dass der Maximalwert ohne Kühlung leicht höher angesiedelt ist.

Die 809 nm Wellenlänge mit 400 μm Faser weist mit Kühlung einen erhöhten Maximalwert im Bereich der Schnittbreite auf; die Schnitttiefe ist im Bereich des Minimalwertes mit und ohne Kühlung annähernd gleich, der Maximalwert bei Kühlung liegt etwas höher. Die Messungen der Nekrosezonen N1-N3 mit Kühlung sind in geringem Ausmaß kleiner als die Werte ohne Kühlung.

Mit Faserstärke 600 μm und 809 nm Wellenlänge ist der Minimalwert bei Kühlung kleiner als ohne Kühlung; der Maximalwert mit Kühlung ist hingegen größer. Die aufgeführten Unterschiede bei den Ergebnissen mit und ohne Kühlung sind klein; im Bereich der Schnitttiefe jedoch ergeben sich ohne Kühlung prägnant höhere Werte. Die Nekrosezonen N1-N3 weisen erneut in beiden Bereichen (Kühlung/keine Kühlung) annähernd gleiche Ergebnisse auf.

Wellenlänge bei $\lambda = 980$ nm	Mit Kühlung 2ml/min Werte Minimum – Maximum (mm)	Ohne Kühlung Werte Minimum – Maximum (mm)
Schnittbreite (400 μ m Faser)	0,17–1,14 mm	0,23-0,40 mm
Schnitttiefe (400 μ m Faser)	0,15–0,65 mm	0,25-0,40 mm
Nekrosezonen 1-3 (400 μ m Faser)	0,04–0,27 mm	0,08-0,23 mm
Schnittbreite (600 μ m Faser)	0,40–0,84 mm	0,40-0,60 mm
Schnitttiefe (600 μ m Faser)	0,32–0,46 mm	0,30-0,50 mm
Nekrosezonen 1-3 (600 μ m Faser)	0,06–0,15 mm	0,08-0,30 mm

Tab. 3: Bei Wellenlänge von $\lambda = 980$ nm Minimal- und Maximalwerte der Laserschnitte in den jeweiligen Bereichen der Schnittbreite, Schnitttiefe und Nekrosezonen 1-3 der eigenen Studie mit Kühlung (2ml/min) versus der Werte einer zeitgleich mit gleichen Parametern erbrachten in-vitro Studie ohne Kühlung (Rappoport, 2010)

Wellenlänge bei $\lambda= 809$ nm	Mit Kühlung 2ml/min Werte Minimum – Maximum (mm)	Ohne Kühlung Werte Minimum – Maximum (mm)
Schnittbreite (400 μ m Faser)	0,25–1,14 mm	0,20-0,40 mm
Schnitttiefe (400 μ m Faser)	0,27–0,63 mm	0,20-0,40 mm
Nekrosezonen 1-3 (400 μ m Faser)	0,04–0,19 mm	0,08-0,23 mm
Schnittbreite (600 μ m Faser)	0,44–0,93 mm	0,60-0,65 mm
Schnitttiefe (600 μ m Faser)	0,11–0,42 mm	0,68-0,72 mm
Nekrosezonen 1-3 (600 μ m Faser)	0,08–0,19 mm	0,12–0,27 mm

Tab. 4: Bei Wellenlänge von $\lambda= 809$ nm Minimal- und Maximalwerte der Laserschnitte in den jeweiligen Bereichen der Schnittbreite, Schnitttiefe und Nekrosezonen 1-3 der eigenen Studie mit Kühlung (2ml/min) versus der Werte einer zeitgleich mit gleichen Parametern erbrachten in-vitro Studie ohne Kühlung (Rappoport, 2010)

4. Diskussion

4.1 Zusammenfassung der Ergebnisse

Bei Laserschnitten sind im Vergleich zu Skalpellschnitten koagulierende Effekte stets zu beobachten. Es besteht kein bedeutender Unterschied zwischen den beiden Wellenlängen (Ora-Laser 01 I.S.T.[®] mit 809 nm; Vision-Laser MDL 15[®] mit 980 nm) in Bezug auf die verschiedenen Testparameter Schnittbreite, Schnitttiefe und Nekrosezonen N1-N3 bei Leistung von 4 Watt, cw-Modus und 2ml/min NaCl-Kühlung.

Hieraus stellt sich die Frage, inwieweit die Kühlung das Bearbeitungsergebnis modifiziert oder durch die hohe Transmission im Kühlmedium die thermische Ankopplung an die Gewebe nahezu unverändert ist, so dass der Kühleffekt bei Lasergewebeinteraktion mit einer unterbrochenen Interaktion geprägt wird. Das Laserlicht wird beim Durchtritt durch die physiologische NaCl-Lösung aufgrund des hohen Transmissionsgrades nicht geschwächt. Dadurch wird die gesamte eingestrahlte Energie für den Ablationsprozess verbraucht, das erwärmte Gewebe wird mit dem Laserstrahl abgetragen. Eine weitere in-vitro-Studie, die parallel zu dieser Untersuchung mit den gleichen Parametern ohne NaCl-Kühlung durchgeführt wurde, bestätigt diese Feststellung. Es liegen annähernd ähnliche bzw. gleiche Werte vor (Rappoport, 2010). In der in-vitro-Studie ohne NaCl-Kühlung erstrecken sich die mittlere Tiefe der Laserinzisionen von 0,20-0,72 mm, die mittlere Breite von 0,20–0,65 mm und Ausdehnungen der Nekrosezonen von 0,08–0,30 mm. In der eigenen in-vitro-Studie mit 2ml/min NaCl-Kühlung liegen die Werte für die Tiefe der Laserinzisionen zwischen 0,11–0,65 mm, für die Breite zwischen 0,17–1,14 mm und für die Nekrosezonen zwischen 0,04-0,27 mm (Tabellen 3 und 4).

Die verschiedenen Wellenlängen von 809 nm und 980 nm sowie die unterschiedlichen Fasergrößen von 400 µm und 600 µm bewirken annähernd ähnliche Ausdehnungen der Laserschnitte. In der ersten Versuchsreihe wurden bei beiden Laser identische Fasergrößen (400 µm) eingesetzt; Ora-Laser 01 I.S.T.[®] (809 nm) bildet geringfügig ausgehntere Inzisionstiefen, -breiten und Nekrosezonen. In der zweiten Versuchsreihe mit Faserstärke von 600 µm bei beiden Laserapparaturen ergeben sich tendenziell größere Werte beim Einsatz von Vision-Laser MDL 15[®] (980 nm). In der letzten Versuchsreihe führt die 400 µm Faserstärke bei Vision-Laser MDL 15[®] wiederholt zu leicht ausgeprägteren Gewebefeffekten. Ora-Laser 01 I.S.T.[®] mit Faserstärke von 600 µm liefert weniger

invasive Schnitte. Des Weiteren existieren im Bereich der Testparameter in geringem Ausmaß Standardabweichungen. Bei Vision-Laser MDL 15[®] ist in allen Versuchsreihen die geringste Standardabweichung im Bereich der Nekrosezone 1 (=0,03 mm/0,02 mm/0,01 mm) festzustellen; die niedrigsten Standardabweichungen bei Ora-Laser 01 I.S.T.[®] liegen in der ersten Versuchsreihe bei Nekrosezone 1 und Nekrosezone 3 (=0,03 mm), in der zweiten Versuchsreihe bei Nekrosezone 1 und Nekrosezone 2 (=0,01 mm) und in der dritten Versuchsreihe im Bereich der Nekrosezone 2 (=0,008 mm). Die minimalen Standardabweichungen in diesen Bereichen implizieren annähernd konstante Ausdehnungen der Nekrose- bzw. Koagulationszonen und somit eine ungefähre Voraussagbarkeit der Tiefenwirkung des Laserstrahls bei beiden Lasersystemen. Die größte Standardabweichung weist Ora-Laser 01 I.S.T.[®] im Bereich der Breite in der ersten Versuchsreihe auf. In den übrigen Versuchsreihen liegen die größten Standardabweichungen bei beiden Laserapparaturen ebenfalls im Bereich der Breitenmessung (Tabellen 5, 6 und 7).

Die Ausdehnungen der Koagulationszonen, gemessen anhand von Werten der Nekrosezonen N1-N3, sind bei Ora-Laser 01 I.S.T.[®] und Vision-Laser MDL 15[®] nahezu identisch. Den histologischen Ergebnissen zufolge dehnen sich die Nekrose- bzw. Koagulationszonen mit Überschreitung des Gingivaepithels und der Basallamina bis in das bindegewebige Lamina propria und Submukosa aus (Abbildungen 15-26). Die Dicke der Gingiva, abhängig vom dicken oder fragilem Phänotyp, kann zwischen 0,8–1,5 mm variieren (orales Gingivaepithel von 0,2–0,3 mm; Basallamina 50–100 nm; Lamina propria inklusive Submukosa 0,5–1 mm) (Eger et al., 1996). Die Tiefenwirkung des Diodenlasers kann bei dünner Gingivamorphologie Kieferknochennekrosen auslösen. Die Kühlung mit 2ml/min physiologischer NaCl-Lösung führt zu keiner messbaren Schwächung der Diodenlaserenergie während Gewebeinteraktion, während in einer weiteren in-vitro Studie im Zuge der Diodenlaserablation bei Verdopplung der Menge des Kühlmediums (NaCl) Temperaturminimierungen von ca. bis zu 20 °C erreicht werden (Karagah, 2009). Ohne Kühlwassermedium steigen die Temperaturen bei Erhöhung der Wattzahl der Laserapparatur von 56,5 °C bei 1 W auf 169,8 °C bei 3 Watt und 304,5 °C bei 6 W im cw-Modus (Karagah, 2009). Die Verminderung der Leistungsdichte der Laserstrahlen verhindert thermische Nebenwirkungen (Fuchs 1996, Bäumler 2003, Plaetzer 2003). Somit kann der Diodenlasereinsatz im Bereich des Mundschleimhautepithels ohne tief-

reichende Gewebedefekte und Knochennekrosen erfolgen (Krause et al., 1997).

Eine definitive Korrelation und Abhängigkeit zwischen eingesetzten Größenordnungen wie Faserstärke (400 µm/600 µm) und Wellenlänge (809 nm/980 nm) in Bezug auf Laserschnitttiefen und Breiten können nicht formuliert werden. Vielmehr wird durch Einstellung der Laserleistung und Auswahl des Betriebsmodus, entweder Dauerstrich- bzw. cw-Modus oder impulsmodulierte Laserstrahlung, das Bearbeitungsergebnis modifiziert; individuelle Benutzereigenschaften wie Anpressdruck / Kontaktmodus, Verweildauer der Faser pro Zeiteinheit / Schnittgeschwindigkeit sowie Kühlungsparameter (hier 2ml/min NaCl-Lösung) beeinflussen geringfügig bzw. sekundär die Ausdehnungen der Defektzonen.

4.2 Methodenkritik

Die vorliegende Arbeit entspricht einer in-vitro Studie. Laserinzisionen im Bereich der „attached gingiva“ wurden an frisch geschlachteten Schweinekiefern durchgeführt. Das Tier besitzt große Ähnlichkeiten hinsichtlich der Anatomie und Physiologie mit dem Menschen. Der Zahnhalteapparat sowie die dentale Anatomie sind der humanen ähnlich (Hickey et al., 1991). Hickey et al. (1991) sowie Weaver et al. (1962) halten es deshalb für ein geeignetes Modell für zahnmedizinische Studien.

Das Gingivaepithel ist histologisch betrachtet aus 4 Schichten, dem Stratum basale, Stratum spinosum, Stratum granulosum und Stratum corneum aufgebaut. Stratum basale stellt, der Basallamina aufliegend, die Grenzzone zwischen Epithel und Bindegewebe dar. Aus zahnmedizinischer Sicht bestehen einige weitere Gemeinsamkeiten, die das Schwein als Versuchstier geeignet erscheinen lassen. So ist das Schweinegebiss ebenfalls diphyodont (Milchgebiss und bleibendes Gebiss; 2 Zahngenerationen) und heterodont (verschiedenzähmig von Inzisivi, Canini, Prämolaren bis Molaren). Das Schwein besitzt mit 44 Zähnen das vollständigste Gebiss unter den Haussäugetieren (Bieniek et al., 1993; Gier, 1986; Nickel et al., 1987). Die lakteale Dentition ist bereits bei der Geburt vorhanden oder bricht wenige Wochen postpartal durch, der Zahnwechsel beginnt etwa im 5. Lebensmonat. Die permanenten Zähne sind jedoch erst mit 18-20 Monaten komplett. Wegen dieser langen Wechelperiode eignet sich das Schwein ebenfalls für stomatologische Studien des Zahnwechsels sehr gut (Leucht et al., 1982;

Weaver et al., 1962).

Die fehlende Durchblutung der Gingiva während Laserinzision ist ein Nachteil der vorliegenden in-vitro-Studie und stellt eine Schwachstelle dar; aufgrund der fehlenden in-vivo-Verhältnisse sind die Ergebnisse nicht unmittelbar auf die klinische Situation des Patienten zu übertragen. Die fehlende Perfusion der Gingiva während Laserablation wird zu Temperaturerhöhungen und invasiveren Schnitten mit breiteren Karbonisations- bzw. Nekrosezonen geführt haben, da der Wärmetransport durch die Blutzirkulation zur Peripherie hin fehlt. Dies hat Einflüsse auf die Thermodynamik. Bei in-vivo-Verhältnissen würde ein Teil der Wärmeenergie durch Blutfluss aus der bestrahlten Region abtransportiert werden. In der bestrahlten Region kommt es zu einem Anstieg der Bluttemperatur. Das venöse Blut speichert durch seine Wärmekapazität einen Teil der eingestrahlten Energie. Die Wärmemenge wird dann im Kapillargebiet an die Umgebung wieder abgegeben. Schlecht oder gar nicht durchblutetes Gewebe mit geringer Wärmeabtransportmöglichkeit wird durch die Bestrahlung stärker thermisch geschädigt als gut durchblutetes Gewebe.

Die Eindringtiefe der thermischen Veränderung wird durch die Durchblutungsrate beeinflusst. Erst bei längerer Expositionsdauer des Laserstrahls nimmt der Einfluss der Durchblutungsrate ab (Scheller, 2008). Die Wärmeableitung kann auch durch metabolische Prozesse wie Wasserverdampfung und Hitzekonvektion stattfinden. Die Wärmeleitfähigkeit wird in W/mK (=Watt/proMeter Kelvin) angegeben. Die Wärmeleitfähigkeit für Wasser beträgt 0,58 W/mK und für Blut 0,62 W/mK (Scheller, 2008). Ohne kontinuierlich gegebene Perfusion wird die Absorption der Laserstrahlung durch das zirkulierende Hämoglobin minimiert. Der Laserstrahl dringt durch die verminderte Absorption tiefer ins Gewebe, führt zu ausgedehnten Schnitten und lokal ausgeprägten Gewebefeffekten. Hahn et al. (1996) schreiben der Durchblutung während Laserapplikation eine abschirmende bzw. kühlende Wirkung zu. In einem Beispielfall an einem Probanden wird berichtet, dass nach Entfernung eines Reizfibroms auf der Schleimhaut der Lippeninnenseite mit einem Diodenlaser (30 W/20 kHz/16 μ s/400 μ m Faser) unter Infiltrationsanästhesie (0,2 ml Ubistesin) ohne Kühlung weder eine lokale Blutung noch eine Karbonisation festzustellen war (Vock, 2004). In diesem Fall waren die thermischen Nebenwirkungen wie Karbonisierung, bedingt durch den vorhandenen Wärmeabfluss im vaskularisierten bzw. durchbluteten Gewebe, klinisch nicht festzustellen.

Im Rahmen der histologischen Aufbereitung sind Dimensionsänderungen im Bereich der Gingivaschnitte zu erwarten, die nur annähernd die Wirklichkeit wiedergeben. Die Gingivapräparate wurden nach der Methode der Gefrierschnitttechnik bis zu $-196\text{ }^{\circ}\text{C}$ mit Einsatz von Stickstoff und Isopentan schockgefroren bzw. fixiert und bei Temperaturen von $-20\text{ }^{\circ}\text{C}$ im Kryostaten in $2\text{ }\mu\text{m}$ dünne histologische Schnitte geschnitten. Ein schnelles und schonendes Einfrieren der Präparate für den Erhalt der Schnittqualität mit dieser Methode war somit möglich und ebenso essentiell, um weiteren Strukturänderungen vorzubeugen. Aber dennoch können mögliche Frostschäden, welche beim Einfrieren durch wachsende Eiskristalle verursacht werden, in den Zellen entstehen und zu Abweichungen mit nicht 1:1 histologisch darstellbaren Laserinzisionen führen (Moschik, 2006). Auf der mikroskopischen Aufnahme sind sie als weiße Stellen, bei Hämatoxylin-Eosin Färbemethode beispielsweise von violetten Zonen umrandet, erkennbar. Im Zuge des Gefrierprozesses kann es des Weiteren zum „Platzen“ von Epithel- und Bindegewebszellen kommen. Diese erscheinen im histologischen Bild als vakuoleartige Strukturen. Die Spülung der Präparate nach erfolgter Hämatoxylin-Eosin-Färbung in Alkohollösungen mit aufsteigenden Konzentrationen bis zum absoluten Alkohol, um Wasser aus den Gewebeschnitten zu verdrängen, wird folglich zur Schrumpfung des histologischen Präparatestückes und zu weiteren Strukturänderungen in den Gewebeschnitten geführt haben. Bei der histologischen Präparateherstellung kommt es daher zu Dimensionsänderungen im Bereich der ausgemessenen Inzisionen und somit zu Abweichungen von der Wirklichkeit. Die Ergebnisse dieser in-vitro-Studie geben daher Tendenzen vor und sind deshalb als Annäherung für die klinische Situation am Patienten zu betrachten.

4.3 Vergleich der Ergebnisse mit den Literaturbefunden

Die in das Gewebe eindringenden Strahlen werden zum Teil absorbiert, zum Teil gestreut und zum Teil transmittiert. Die Streuung hängt ab von inhomogenen Gewebestrukturen und wird bestimmt durch unterschiedliche Brechungsindizes der verschiedenen Zellen und dem Unterschied zwischen Zellen und deren umgebenden Medien (Walter, 1989). Die optische Eindringtiefe der Laserstrahlung korreliert mit der Absorption der Strahlung. 15 bis 40 % des einfallenden Lichtstrahls werden gestreut und abhängig von der Wellenlänge werden 60 % der einfallenden Lichtstrahlen remittiert (Walter, 1989).

In den Versuchsreihen angewandte Wellenlänge von 980 nm liegt im infraroten Bereich; dabei ist der Wassergehalt des Gewebes wichtig; je höher der Wassergehalt ist, desto höher ist die Absorption am Wirkungsort ohne größere, breitere Ausdehnungen von Karbonisationszonen. Daneben absorbieren Hämoproteine, Pigmente, andere Makromoleküle wie Nucleinsäuren und aromatische Systeme je nach Wellenlänge unterschiedlich stark Laserstrahlen. Im Bereich zwischen 600-1200 nm dringt Strahlung tiefer ins Gewebe ein mit weniger Verlust durch Streuung und Absorption (Walter, 1989). In diesem Bereich ist auf eine in der Dicke ausreichend dimensionierte Gingivamorphologie zu achten.

Die Eindringtiefe der Inzisionen ist in erster Linie abhängig von der ausgesuchten Wellenlänge und Leistung des Lasersystems; die Ergebnisse können gerätespezifisch variieren. Wichtig sind weitere Gegebenheiten wie Kühlung während Laserinteraktion mit dem Gewebe. Unter der NaCl-Kühlung ist eine gewisse Übersichtlichkeit, Sauberkeit, Gewebefreundlichkeit bzw. Schonung zu erreichen. Eine Bakterienreduktion bzw. Sterilisation durch Diodenlaser ist auch bei kleinen operativen Eingriffen am Weichgewebe in der Mundhöhle wünschenswert. Die Wellenlänge des Diodenlasers (790-830 nm) wird beispielsweise besonders gut von den dunklen Oberflächen der melaninproduzierenden Bakterien *Porphyromonas gingivalis* und *Prevotella intermedia* absorbiert und zerstört diese selektiv. Eine signifikante Reduktion von bestimmten Bakterienspezies wie *Bacteroides* und *Fusobacterium* kann gezielter mit anderen Lasersystemen wie Nd:YAG-Laser erreicht werden. Die Laserinzision lässt das Operationsgebiet blutungsärmer und übersichtlicher erscheinen. Die hohe Absorption des Laserlichts bei dunklem Gewebe wie beispielsweise bei polypös veränderter Kieferhöhlenschleimhaut führt ein blutarmes schmerzreduziertes Schneiden herbei (Bach, 1998). Aufgrund der hohen koagulierenden Eigenschaften des Diodenlasers ist ein Verschleppen von entarteten Zellen bei einer Malignomoperation, wie sie oftmals beim Skalpell zu verzeichnen ist, nicht zu erwarten. Eine gute Durchblutung des zu inzidierenden Gewebes ist wichtig, da der Transport der Wärmeenergie in Richtung der niedrigeren Temperatur erfolgt. Durch den lokalen Blutfluss wird Hitze von dem bestrahlten Gewebe weggeführt; bei schlecht durchbluteten Regionen kann es zu unkontrollierbaren Temperaturerhöhungen kommen. Eine gewisse Temperaturerhöhung ist ebenfalls nötig, um eine effiziente Bakteriämie und „Gewebedesinfektion“ zugleich zu erlangen; dies kann neben der parodontalen Weichge-

webschirurgie ebenfalls in der Endodontie ausgenutzt werden. In der Endodontie wird zur Eliminierung der pathogenen Mikroorganismen der Einsatz des Er:YAG-Lasers empfohlen (Biedma et al., 2005).

Durch die integrierte Wasserkühlung wird eine schmerzärmere Behandlung mit Reduktion von thermischen Schäden und postoperativen Beschwerden herbeigeführt; unangenehme Gerüche durch Verkleinerung der Koagulations- und Karbonisationszonen verringern sich zugleich. Eine gute Durchblutung der Gingiva vermeidet schmerzhaftes Karbonisieren bei Lasereinsatz. Bei Rauchern ist aufgrund der Gefäßkonstriktion und Minderperfusion der Gewebeareale bevorzugt auf Skalpellanwendung zurückzugreifen. Insbesondere bei Patienten, die einer Parodontitisbehandlung bedürfen, sollte das Rauchverhalten streng kontrolliert und als Ziel ganz unterlassen werden. Bei Compliance-Problemen müssten diese in erster Linie behoben oder dementsprechend auf Lappenoperationen verzichtet werden. Die Bakterienreduktion durch Laserstrahlung, insbesondere der Keime *Porphyromonas gingivalis* und *Prevotella intermedia*, lässt sich durch Nd:YAG-Anwendung am erfolgreichsten realisieren (Neill et al., 1997). Die Gewebereaktionen sind temperaturabhängig, wobei Karbonisationen erst bei Temperaturen von über 150 °C auftreten; bei 100 °C kommt es zur Trocknung mit vorausgegangener Proteindenaturierung bei 60 °C und Kollagen-denaturierung bei 80 °C im Gewebe. Bis zu 37 °C treten keine irreversiblen Gewebeschäden auf (siehe Tabelle 2). In den durchgeführten Versuchsreihen sind Ausdehnungen der Laserinzisionen bei Vision-Laser MDL 15[®] im Vergleich zu Ora-Laser 01 I.S.T.[®] größer. Obwohl der Faserdurchmesser des Ora-Laser 01 I.S.T.[®] in der letzten Versuchsreihe größer ist als bei Vision-Laser MDL 15[®], sind die Werte bei Ora-Laser 01 I.S.T.[®] kleiner; dies lässt darauf schließen, dass Karbonisations- und Nekrosezonen nicht unmittelbar von der Fasergröße abhängen, sondern sich gerätespezifisch ändern. Es gibt Energiebereiche, in diesem Zusammenhang geltend für Ora-Laser 01 I.S.T.[®], in denen eine Erhöhung derselben Parameter nicht mit einer tieferen Inzision einhergehen (Judy et al., 1993).

4.4 Schlussfolgerung

Die vorliegende Untersuchung hat gezeigt, dass die applizierte Leistung von 4 Watt und Dauerbetrieb cw-Modus wichtige Parameter im Hinblick auf die Ergebnisse darstellen.

Eine untergeordnete Auswirkung haben vielmehr Unterschiede wie Wellenlänge, Faserdurchmesser und Kühlung im nahen Infrarotbereich. Aufgrund diesen Beobachtungen muss man die zusätzliche Anwendung einer Wasserkühlung bei Inzisionen von Weichgewebe mit der Annahme des Kühlungsbedarfes bei vergrößerten Wattleistungen in Erwägung ziehen. Anhand der vorliegenden in vitro-Daten dieser Studie ist bei dieser Laserleistung von 4 Watt und Dauerbetrieb cw-Modus die Kühlung nicht obligat.

In einem Fallbericht wird ein Bereich des melaninpigmentierten Zahnfleisches durch Diodenlaser-Verdampfung (810 nm) mit einem flexiblen Glasfaserlichtleiter und einem luftgekühlten Nicht-Kontakt-Handstück ohne Oberflächen- und Lokalanästhesie und ohne Wasserkühlung entfernt (Prabhujji, 2011). Bei einem weiteren klinischen Fall wird während einer Frenektomie mit Diodenlaser (810 nm) im Kontaktmodus auf Kühlung und lokale Betäubung verzichtet (Prabhujji, 2011).

In der Literatur wird eine Kühlung insbesondere bei Erbium-Laser Er, Cr:YSGG (2780 nm) und Er:YAG-Laser (2940 nm) sowohl im Rahmen von Weichgewebe- und Hartgewebeabtrag eingesetzt, da diese Lasersysteme wegen ihrer hohen Absorption in Wasser eine effiziente ablativ Arbeitweise ermöglichen (Bauer, 2011). Untersuchungen legen nahe, dass die Laserstrahlung Effekte in diesem Wasserfilm verursacht, die die Ablation zusätzlich unterstützen und möglicherweise sogar den grösseren Beitrag zum Abtrag leisten und eine Dehydratation gleichzeitig vermeiden. Phänomene wie Kanalbildung, Kavitation, Rückstoss und Schockwellen werden diskutiert (Fried, 2000).

In einer vergleichbaren in-vitro-Studie mit gleichen Parametern werden bei Diodenlasergebrauch ohne Kühlung im Bereich der „attached gingiva“ den Ergebnissen zufolge ähnliche Ausdehnungen der Inzisionen erreicht (Rappoport, 2010). Eine weitere Vergleichsstudie zeigt bei Diodenlaserablation ohne Kühlung Temperaturen bis zu 304,5 °C bei 6 W im cw-Modus (Karagah, 2009). Bei gleichmäßiger Führung der Faser bleibt die Tiefenwirkung der Laserstrahlung im Bereich der Inzisionsstelle annähernd gleich (Janda et al., 2003). Anhand der Ergebnisse der vorliegenden in-vitro-Studie kann bei Diodenlasergebrauch mit Einstellung der Leistung 4 Watt im cw-Modus mit Wellenlängen von 809 nm und 980 nm sowie Applikationsfaser 400 µm und 600 µm auf eine Kühlung verzichtet werden. Eine schonende Arbeitsweise des Lasers ohne Anpressdruck kann während Lasergewebeinteraktion zusätzliche hohe Temperaturentwicklungen vermeiden.

5. Zusammenfassung

Ziel der vorliegenden Studie war es, zu überprüfen, ob eine Kühlung mit physiologischer NaCl-Lösung bei Laserinzisionen mit Infrarotlaser 809 nm bzw. 980 nm zu einer Veränderung der Effekte und Nebeneffekte führt.

An frisch geschlachteten Schweinekiefern wurden im Bereich der „attached gingiva“ unter NaCl-Kühlung (2 ml/min) Inzisionen mit Diodenlasern (Ora-Laser 01 I.S.T.[®] 809 nm; Vision-Laser MDL 15[®] 980 nm ± 10nm; 4 Watt; cw-Modus) durchgeführt und mit Skalpellinzisionen verglichen. Nach Herstellung histologischer Präparate wurden Laserinzisionen unter einem Stereomikroskop fotografiert und ausgemessen.

Ausgewertet wurden in drei Versuchsdurchgängen Ausmessungen an 25 Präparateexemplaren. Es wurden Applikationssysteme mit Durchmesser von 400 µm und 600 µm eingesetzt; die Laserinzisionen wurden mit einer physiologischen NaCl-Kühlung 2ml/min durchgeführt. Die Ergebnisse dieser Studie wurden mit Ergebnissen einer früheren Untersuchung, die bei sonst identischen Parametern ohne Kühlung durchgeführt wurde, verglichen. Als Faserstärke wurden in der ersten Versuchsserie bei 11 Präparateexemplaren die 400 µm Faser, in der zweiten Versuchsreihe mit 5 Präparateexemplaren die 600 µm Faser eingesetzt. In der dritten Versuchsreihe mit 9 Präparateexemplaren kamen bei Ora-Laser 01 I.S.T.[®] die 600 µm Faser und bei Vision-Laser MDL 15[®] die 400 µm Faser zum Einsatz.

Bei Anwendung des Vision-Laser MDL 15[®] lag die Inzisionstiefe von 0,15-0,65 mm, die Inzisionsbreite von 0,17–1,14 mm, Nekrosezone 1 von 0,06–0,27 mm, Nekrosezone 2 von 0,06–0,23 mm, Nekrosezone 3 von 0,04-0,17 mm. Bei Ora-Laser 01 I.S.T.[®] war die Inzisionstiefe von 0,11–0,63 mm, die Inzisionsbreite von 0,25–1,14 mm, die Nekrosezone 1 von 0,06-0,19 mm, Nekrosezone 2 von 0,04–0,19 mm und Nekrosezone 3 von 0,06-0,17 mm. Wesentliche Unterschiede in Bezug auf die untersuchten unterschiedlichen Faserdurchmesser (400 µm/600 µm) und Wellenlängen (809 nm/980 nm) konnten nicht festgestellt werden. Bei allen Laserinzisionen war eine Koagulationszone nachweisbar. Der Vergleich mit Daten, die ohne Wasserkühlung erhoben wurden, zeigt, dass die Wasserkühlung keinen bedeutenden Einfluss auf die Schneideeffekte bzw. auf die Breite der Koagulationszone hat.

Daher muss in Zweifel gezogen werden, ob die zusätzliche Anwendung einer Kühlung Vorteile im klinischen Gebrauch bringt.

6. ANHANG

Vision-Laser MDL 15 [®] $\lambda=980$ nm (Faserstärke 400 μ m)						
	Präparat	Breite	Tiefe	Nekrosezonen		
				N1	N2	N3
	P1E1	0,17	0,23	0,10	0,19	0,08
	P1E2	0,17	0,15	0,13	0,23	0,10
	P1E3	0,17	0,17	0,15	0,19	0,13
	P1E4	0,48	0,23	0,08	0,11	0,08
	P1E5	0,55	0,34	0,08	0,06	0,06
	P1E6	0,38	0,42	0,10	0,11	0,06
	P1E7	0,44	0,38	0,11	0,13	0,06
	P1E8	0,44	0,44	0,08	0,11	0,10
	P1E9	0,46	0,32	0,06	0,11	0,04
	P1E10	0,27	0,42	0,10	0,10	0,15
	P1E11	0,42	0,42	0,11	0,11	0,10
Arithmetische Mitte		0,36	0,32	0,10	0,13	0,09
Varianz		0,02	0,01	0,001	0,002	0,001
SD (n=11)		<i>0,14</i>	<i>0,11</i>	<i>0,03</i>	<i>0,05</i>	<i>0,03</i>
Median		0,42	0,34	0,10	0,11	0,08
Ora-Laser 01 I.S.T. [®] $\lambda= 809$ nm (Faserstärke 400 μ m)						
	Präparat	Breite	Tiefe	Nekrosezonen		
				N1	N2	N3
	P1E1	0,25	0,36	0,11	0,13	0,10
	P1E2	0,36	0,51	0,13	0,19	0,08
	P1E3	0,67	0,55	0,13	0,15	0,10
	P1E4	1,14	0,63	0,10	0,13	0,11
	P1E5	0,76	0,48	0,10	0,11	0,08
	P1E6	0,68	0,36	0,08	0,08	0,06
	P1E7	0,76	0,34	0,11	0,11	0,08
	P1E8	0,68	0,44	0,13	0,08	0,10
	P1E9	0,76	0,27	0,06	0,04	0,08
	P1E10	0,76	0,36	0,13	0,11	0,15
	P1E11	0,80	0,36	0,08	0,10	0,11
Arithmetische Mitte		0,69	0,42	0,11	0,11	0,09
Varianz		0,05	0,01	0,001	0,002	0,001
SD (n=11)		<i>0,23</i>	<i>0,11</i>	<i>0,03</i>	<i>0,04</i>	<i>0,03</i>
Median		0,76	0,36	0,11	0,11	0,10

Tab. 5: Ergebnisse 1.Versuchsreihe 400 μ m Faser; Statistik 1 (SD= Standardabweichung aus einer Stichprobe; PE= Präparateexemplar mit Nummerierung; Ausmessungen entsprechen mm-Angaben)

Vision-Laser MDL 15 [®] $\lambda = 980 \text{ nm}$ (Faserstärke 600 μm)						
	Präparat			Nekrosezonen		
		Breite	Tiefe	N1	N2	N3
	P2E1	0,51	0,42	0,10	0,08	0,15
	P2E2	0,84	0,46	0,10	0,13	0,10
	P2E3	0,67	0,44	0,08	0,17	0,10
	P2E4	0,40	0,32	0,10	0,11	0,08
	P2E5	0,53	0,38	0,06	0,11	0,10
Arithmetische Mitte		0,59	0,40	0,08	0,12	0,10
Varianz		0,03	0,003	0,0003	0,001	0,0008
SD (n=5)		<i>0,17</i>	<i>0,05</i>	<i>0,02</i>	<i>0,03</i>	<i>0,03</i>
Median		0,53	0,42	0,10	0,11	0,10
Ora-Laser 01 I.S.T. [®] $\lambda = 809 \text{ nm}$ (Faserstärke 600 μm)						
	Präparat			Nekrosezonen		
		Breite	Tiefe	N1	N2	N3
	P2E1	0,68	0,38	0,10	0,11	0,11
	P2E2	0,63	0,42	0,08	0,10	0,08
	P2E3	0,49	0,38	0,08	0,11	0,11
	P2E4	0,46	0,38	0,08	0,11	0,11
	P2E5	0,44	0,42	0,08	0,10	0,15
Arithmetische Mitte		0,54	0,40	0,08	0,11	0,11
Varianz		0,01	0,0004	0,00007	0,0001	0,0007
SD (n=5)		<i>0,11</i>	<i>0,02</i>	<i>0,01</i>	<i>0,01</i>	<i>0,03</i>
Median		0,49	0,38	0,08	0,11	0,11

Tab. 6: Ergebnisse 2.Versuchsreihe mit 600 μm Faserstärke; Statistik 2 (SD= Standardabweichung aus einer Stichprobe; PE= Präparateexemplar mit Nummerierung; Ausmessungen entsprechen mm-Angaben)

Vision-Laser MDL 15 [®] $\lambda = 980 \text{ nm}$ (Faserstärke 400 μm)						
					Nekrosezonen	
	Präparat	Breite	Tiefe	N1	N2	N3
	P3E1	0,99	0,61	0,23	0,06	0,13
	P3E2	0,91	0,61	0,23	0,13	0,11
	P3E3	1,14	0,65	0,25	0,17	0,11
	P3E4	1,14	0,63	0,23	0,15	0,17
	P3E5	1,10	0,55	0,27	0,23	0,17
	P3E6	0,99	0,61	0,23	0,17	0,15
	P3E7	0,91	0,63	0,25	0,23	0,15
	P3E8	0,95	0,61	0,25	0,19	0,15
	P3E9	0,91	0,59	0,25	0,19	0,13
Arithmetische Mitte		1,00	0,61	0,24	0,17	0,14
Varianz		0,009	0,0007	0,0002	0,003	0,0005
SD (n=9)		<i>0,10</i>	<i>0,03</i>	<i>0,01</i>	<i>0,05</i>	<i>0,02</i>
Median		0,99	0,61	0,25	0,17	0,15
Ora-Laser 01 I.S.T. [®] $\lambda = 809 \text{ nm}$ (Faserstärke 600 μm)						
					Nekrosezonen	
	Präparat	Breite	Tiefe	N1	N2	N3
	P3E1	0,93	0,17	0,17	0,15	0,15
	P3E2	0,87	0,15	0,17	0,13	0,17
	P3E3	0,87	0,17	0,15	0,13	0,17
	P3E4	0,80	0,13	0,13	0,13	0,17
	P3E5	0,76	0,13	0,13	0,13	0,17
	P3E6	0,84	0,13	0,15	0,13	0,11
	P3E7	0,72	0,17	0,19	0,15	0,11
	P3E8	0,84	0,15	0,13	0,13	0,15
	P3E9	0,76	0,11	0,15	0,13	0,17
Arithmetische Mitte		0,82	0,15	0,15	0,14	0,15
Varianz		0,004	0,0004	0,0004	0,001	0,0006
SD (n=9)		<i>0,07</i>	<i>0,02</i>	<i>0,02</i>	<i>0,008</i>	<i>0,02</i>
Median		0,84	0,15	0,15	0,13	0,17

Tab. 7: Ergebnisse 3. Versuchsreihe mit 400 μm Faserstärke (=Vision-Laser MDL 15[®]) und 600 μm Faserstärke (Ora-Laser 01 I.S.T.[®]); Statistik 3 (SD= Standardabweichung aus einer Stichprobe; PE= Präparateexemplar mit Nummerierung; Ausmessungen entsprechen mm-Angaben)

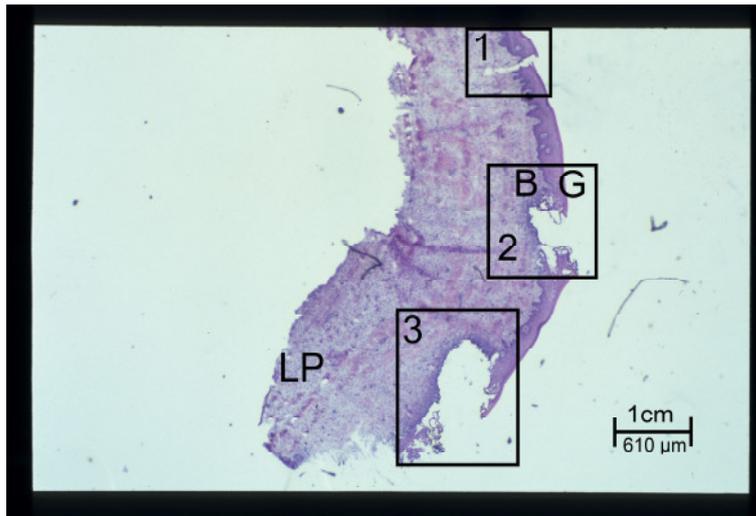


Abb. 15: 1,6 fache Vergrößerung aller 3 Inzisionen mit Skalpellchnitt (=1) und Karbonisations-/Nekrosezonen der Inzisionen von Vision-Laser MDL 15[®] (=2) und Ora-Laser 01 I.S.T.[®] (=3) mit Ausdehnung Gingivaepithel (=G, rechts, dunkle Zone) - Basalmembran (=B, Grenze LP / G) - Lamina propria (=LP, links, helle Zone)
(Bildbreite 10 cm; Vision-Laser MDL 15[®] Schnittbreite auf Bild 9 mm und unter Mikroskop 0,55 mm [Tabelle 5, P1E5]; Maßstab für Bild 1cm:610 µm)

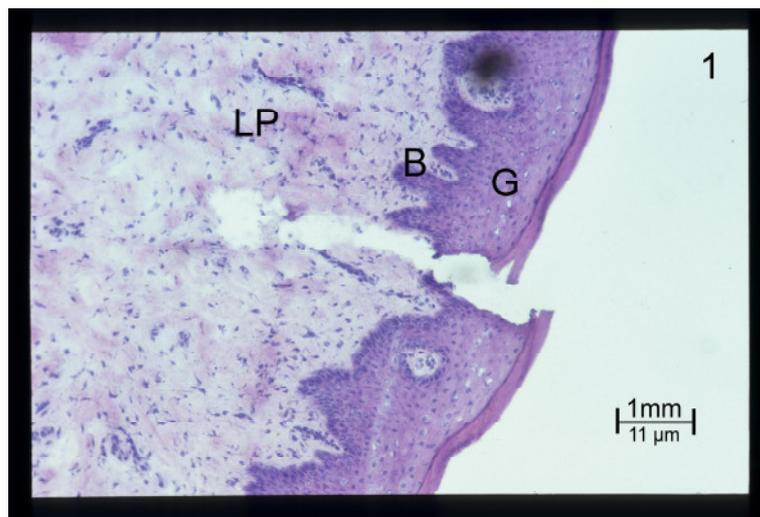


Abb. 16: 10 fache Vergrößerung Skalpellinzision (=1) mit Ausdehnung von Gingivaepithel (=G, links, dunkle Zone)- Basalmembran (=B, Grenze LP / G) - Lamina propria (=LP, rechts, helle Zone)
(Bildbreite 10 cm; Vision-Laser MDL 15[®] Schnittbreite auf Bild 9 mm und unter Mikroskop 0,55 mm [Tabelle 5, P1E5]; Maßstab für Bild 1mm:11 µm)

Abb. 15-16: Beispiele für histologische Präparate mit Darstellung der Karbonisations- und Nekrosezonen nach Diodenlaserablation im Vergleich zu Skalpellinzisionen: 1. Versuchsreihe (Vision-Laser MDL 15[®] 400 µm / Ora-Laser 01 I.S.T.[®] 400 µm) mit Zuordnung der Bewertungskriterien

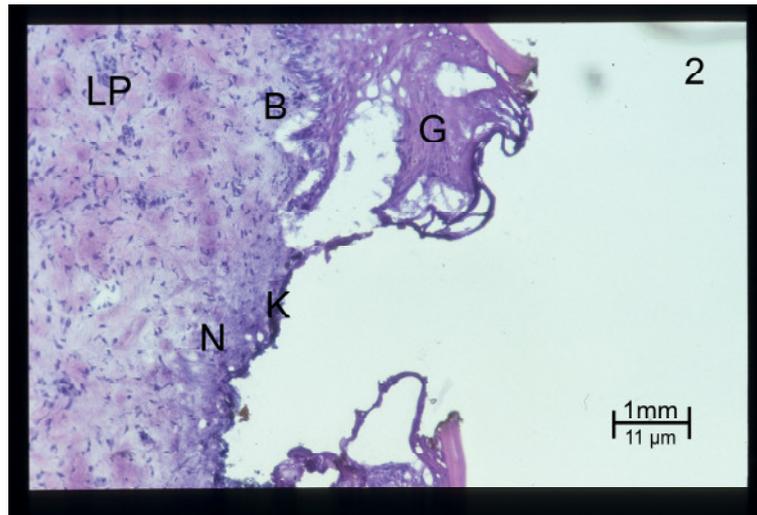


Abb. 17: 10 fache Vergrößerung der Karbonisations-/Nekrosezone (=K/N) von Vision-Laser MDL 15[®]-Inzision (=2) mit Ausdehnung Gingivaepithel (=G, links, dunkle Zone) – Basalmembran (=B, Grenze LP / G) - Lamina propria (=LP, rechts, helle Zone)
(Bildbreite 10 cm; Vision-Laser MDL 15[®] Schnittbreite auf Bild 9 mm und unter Mikroskop 0,55 mm [Tabelle 5, P1E5]; Maßstab für Bild 1mm:11 µm)

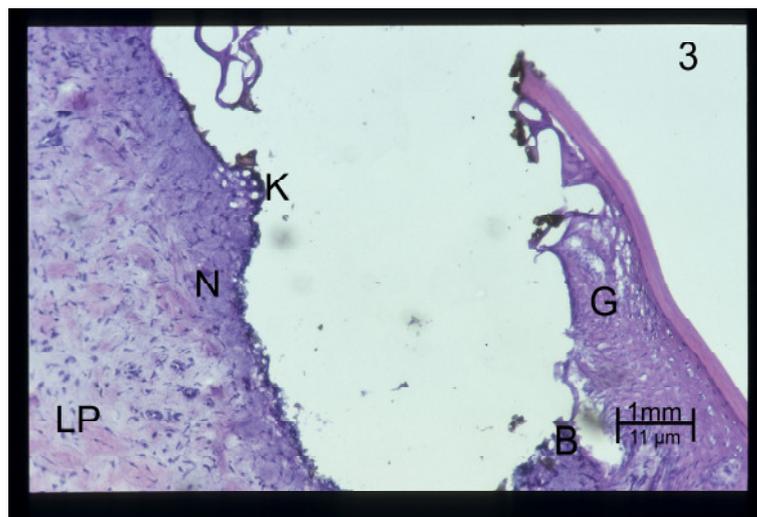


Abb. 18: 10 fache Vergrößerung der Karbonisations-/Nekrosezone (=K/N) von Ora-Laser 01 I.S.T.®-Inzision (=3) mit Ausdehnung von Gingivaepithel (=G, links, dunkle Zone) - Basalmembran (=B, Grenze LP / G) - Lamina propria (=LP, rechts, helle Zone)
(Bildbreite 10 cm; Vision-Laser MDL 15[®] Schnittbreite auf Bild 9 mm und unter Mikroskop 0,55 mm [Tabelle 5, P1E5]; Maßstab für Bild 1mm:11 µm)

Abb. 17-18: Beispiele für histologische Präparate mit Darstellung der Karbonisations- und Nekrosezonen nach Diodenlaserablation im Vergleich zu Skalpellinzisionen: 1.Versuchsreihe (Vision-Laser MDL 15[®] 400 µm / Ora-Laser 01 I.S.T.® 400 µm) mit Zuordnung der Bewertungskriterien

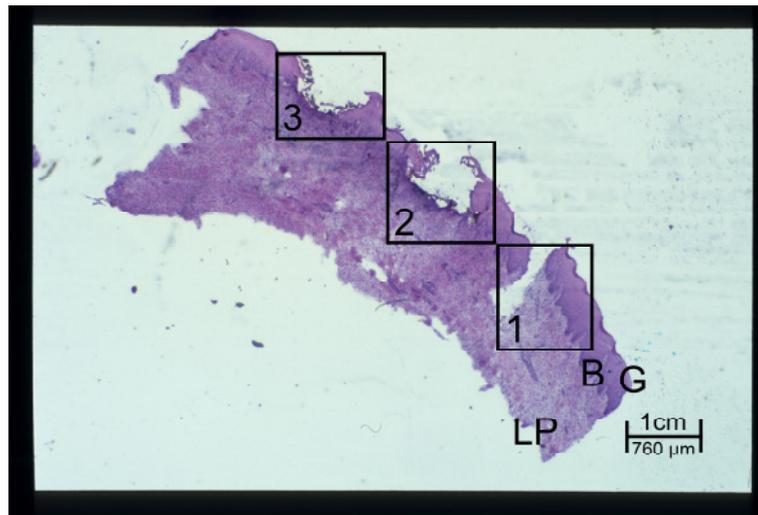


Abb. 19: 1,6 fache Vergrößerung aller 3 Inzisionen mit Skalpellchnitt (=1) und Karbonisations-/ Nekrosezonen der Inzisionen von Vision-Laser MDL 15[®] (=2) und Ora-Laser 01 I.S.T.[®] (=3) mit Ausdehnung Gingivaepithel (=G, rechts, dunkle Zone) – Basalmembran (B, Grenze LP / G) - Lamina propria (=LP, links, helle Zone)
(Bildbreite 10 cm; Ora-Laser I.S.T.[®] Schnittbreite auf Bild 9 mm und unter Mikroskop 0,68 mm [Tabelle 6, P2E1]; Maßstab für Bild 1cm:760 μm)

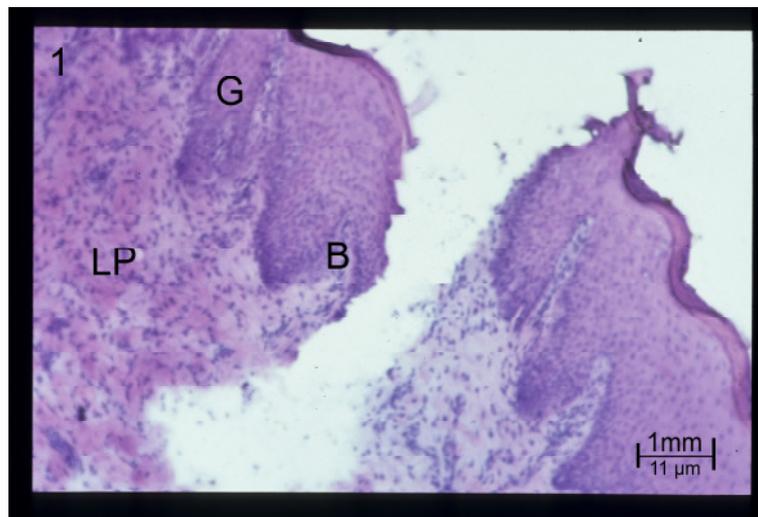


Abb. 20: 10 fache Vergrößerung Skalpellinzision (=1) mit Ausdehnung von Gingivaepithel (=G, rechts, dunkle Zone) - Basalmembran (=B, Grenze LP / G) – Lamina propria (=LP, links, helle Zone)
(Bildbreite 10 cm; Ora-Laser I.S.T.[®] Schnittbreite auf Bild 9 mm und unter Mikroskop 0,68 mm [Tabelle 6, P2E1]; Maßstab für Bild 1mm:11 μm)

Abb. 19-20: Beispiele für histologische Präparate mit Darstellung der Karbonisations- und Nekrosezonen nach Diodenlaserablation im Vergleich zu Skalpellinzisionen: 2.Versuchsreihe (Vision-Laser MDL 15[®] 600 μm / Ora-Laser 01 I.S.T.[®] 600 μm) mit Zuordnung der Bewertungskriterien

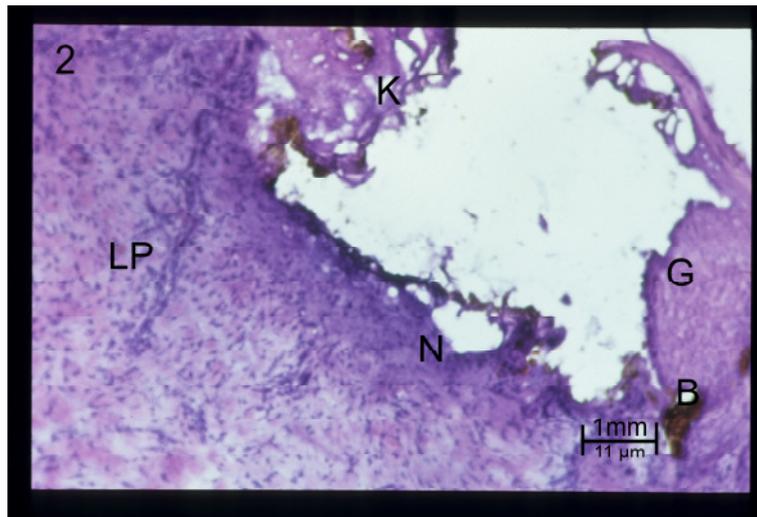


Abb. 21: 10 fache Vergrößerung der Karbonisations-/Nekrosezone (=K/N) von Vision-Laser MDL 15®-Inzision (=2) von Gingivaepithel (=G, rechts) – Basalmembran (=B, Grenze G / LP) – Lamina propria (=LP, links)
 (Bildbreite 10 cm; Ora-Laser I.S.T.® Schnittbreite auf Bild 9 mm und unter Mikroskop 0,68 mm [Tabelle 6, P2E1]; Maßstab für Bild 1mm:11 µm)

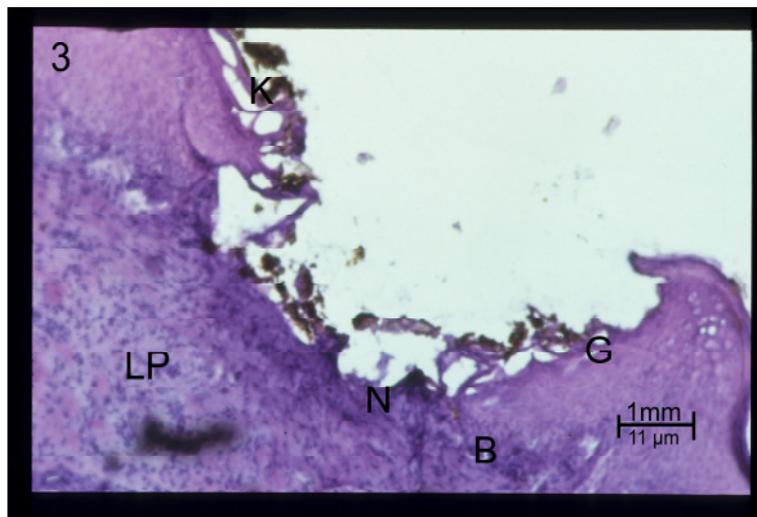


Abb. 22: 10 fache Vergrößerung der Karbonisations-/Nekrosezone (=K/N) von Ora-Laser 01 I.S.T.®-Inzision (=3) mit Ausdehnung Gingivaepithel (=G, rechts) – Basalmembran (=B, Grenze G / LP) – Lamina propria (=LP, links)
 (Bildbreite 10 cm; Ora-Laser I.S.T.® Schnittbreite auf Bild 9 mm und unter Mikroskop 0,68 mm [Tabelle 6, P2E1]; Maßstab für Bild 1mm:11 µm)

Abb. 21-22: Beispiele für histologische Präparate mit Darstellung der Karbonisations- und Nekrosezonen nach Diodenlaserablation im Vergleich zu Skalpellinzisionen: 2.Versuchsreihe (Vision-Laser MDL 15® 600 µm / Ora-Laser 01 I.S.T.® 600 µm) mit Zuordnung der Bewertungskriterien

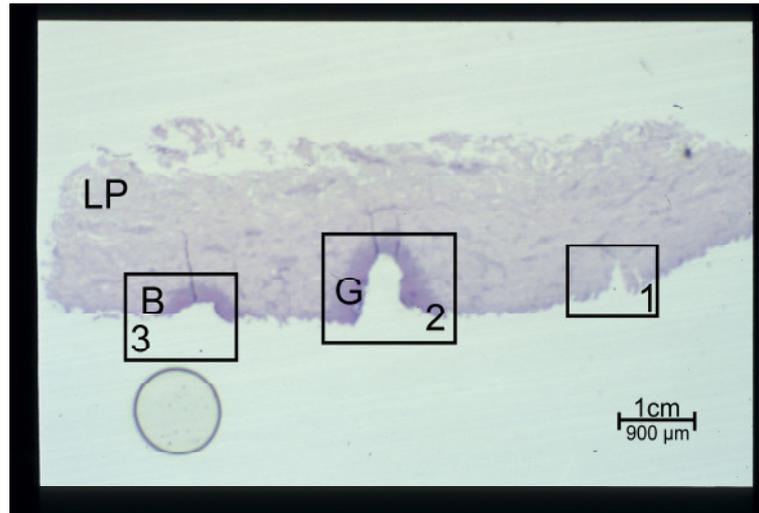


Abb. 23: 1,6 fache Vergrößerung aller 3 Inzisionen mit Skalpellschnitt (=1) und Karbonisations-/Nekrosezonen der Inzisionen von Vision-Laser MDL 15[®] (=2) und Ora-Laser 01 I.S.T.[®] (=3) mit Ausdehnung Gingivaepithel (=G, unterster dunkler Bereich) – Basalmembran (=B, Grenze LP / G) – Lamina propria (=LP, obere helle Zone)
(Bildbreite 10 cm; Ora-Laser I.S.T.[®] Schnittbreite auf Bild 8 mm und unter Mikroskop 0,72 mm [Tabelle 7, P3E7]; Maßstab für Bild 1cm:900 µm)

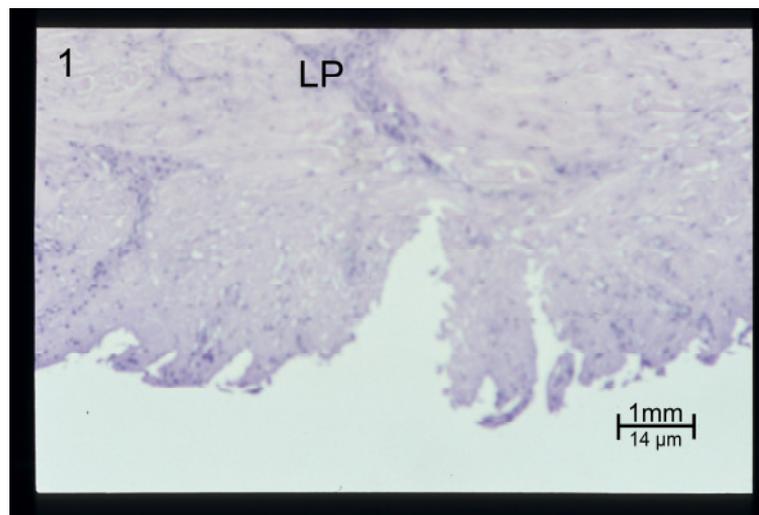


Abb. 24: 10 fache Vergrößerung Skalpelinzision (=1); Gingivaepithel nicht vorhanden; Ausdehnung der Inzision im Bereich der Lamina propria (=LP)
(Bildbreite 10 cm; Ora-Laser I.S.T.[®] Schnittbreite auf Bild 8 mm und unter Mikroskop 0,72 mm [Tabelle 7, P3E7]; Maßstab für Bild 1mm:14 µm)

Abb. 23-24: Beispiele für histologische Präparate mit Darstellung der Karbonisations- und Nekrosezonen nach Diodenlaserablation im Vergleich zu Skalpelinzisionen: 3.Versuchsreihe (Vision-Laser MDL 15[®] 400 µm / Ora-Laser 01 I.S.T.[®] 600 µm) mit Zuordnung der Bewertungskriterien

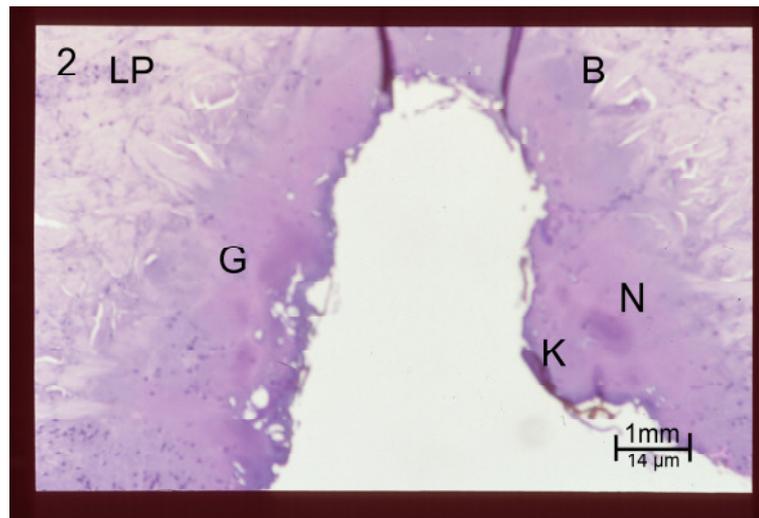


Abb. 25: 10 fache Vergrößerung der Karbonisations-/Nekrosezone (=K/N) von Vision-Laser MDL 15[®]-Inzision (=2) mit Ausdehnung Grenzzone Gingivaepithel (=G) - Basalmembran (=B, Grenze LP / G) – Lamina propria (=LP)
(Bildbreite 10 cm; Ora-Laser I.S.T.[®] Schnittbreite auf Bild 8 mm und unter Mikroskop 0,72 mm [Tabelle 7, P3E7]; Maßstab für Bild 1mm:14 µm)

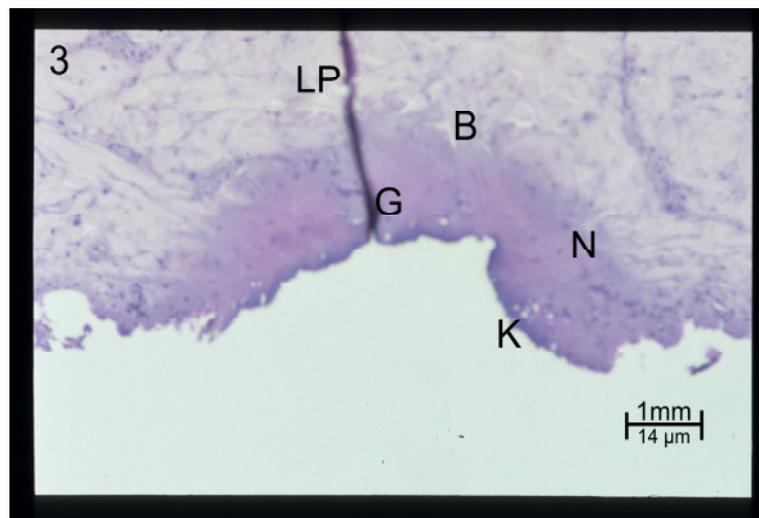


Abb. 26: 10 fache Vergrößerung der Karbonisations-/Nekrosezone (=K/N) von Ora-Laser 01 I.S.T.[®]-Inzision (=3) mit Ausdehnung Grenzzone Gingivaepithel (=G, unten) - Basalmembran (=B, Grenze LP / G) – Lamina propria (=LP, oben)
(Bildbreite 10 cm; Ora-Laser I.S.T.[®] Schnittbreite auf Bild 8 mm und unter Mikroskop 0,72 mm [Tabelle 7, P3E7]; Maßstab für Bild 1mm:14 µm)

Abb. 25-26: Beispiele für histologische Präparate mit Darstellung der Karbonisations- und Nekrosezonen nach Diodenlaserablation im Vergleich zu Skalpellinzisionen: 3.Versuchsreihe (Vision-Laser MDL 15[®] 400 µm / Ora-Laser 01 I.S.T.[®] 600 µm) mit Zuordnung der Bewertungskriterien

7. Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Übersicht über das elektromagnetische Wellenspektrum (nach Heywang, 1985).....	8
Abbildung 2: Laserlicht im elektromagnetischen Spektrum im Bereich des sichtbaren Lichts. Physikalische Grundlagen. In: Bach G, Gutknecht N, Schneider H, Hrsg. Lasertherapie in der Zahnheilkunde. Diodenlaser in der Praxis. Linnich: Apollonia Verlag, 1998: 13-26.....	11
Abbildung 3: Absorptionsmaxima verschiedener Laser in Abhängigkeit von verschiedenen Bindegewebskomponenten. Coluzzi DJ. Fundamentals of lasers in dentistry: Basic science, tissue interaction, and instrumentation. J Laser Dent 2008; 16 (Spec. Issue):4-10	24
Abbildung 4: Übergang von Elektronen im sogenannten pn- Übergangsbereich zwischen Valenz- und Leitungsband eines Halbleiters. Prinzipieller Aufbau von Lasersystemen. In: Bach G, Gutknecht N, Schneider H, Hrsg. Lasertherapie in der Zahnheilkunde. Diodenlaser in der Praxis. Linnich: Apollonia Verlag, 1998: 27-41.....	26
Abbildung 5: Die verschiedenen Wirkungszonen beim Schneiden von Gewebe. Thermische Wirkungen. In: Berlien HP, Müller G, Hrsg. Angewandte Lasermedizin. Berlin: Ecomed, 1989: II-3.3, 1-8.....	28
Abbildung 6: Handstücke Medizinlaser MDL-15 CLASSIC Vision-Laser MDL15® (visionlasertechnik.de).....	29
Abbildung 7: Glasfaserstruktur und die Lichtleitung/Wellenleitung (visionlasertechnik.de).....	30
Abbildung 8: Übersicht über die optischen Komponenten eines medizinischen Lasersystems. Medizinische Anwendungsprinzipien des Lasers. In: Berlien HP, Müller G, Hrsg. Angewandte Lasermedizin. Berlin: Ecomed, 1989:III-1, 1-5.....	31
Abbildung 9: Änderung der optischen, thermischen und mechanischen Eigenschaften von Geweben während der Laserstrahlung. Thermische Wirkungen. In: Berlien HP, Müller G, Hrsg. Angewandte Lasermedizin. Berlin: Ecomed, 1989: II-3.3, 1-8.....	33
Abbildung 10: Kühlungseinheit mit Spannzangenmechanik. Karagah P. Delivery-Systeme für zahnärztliche Diodenlaser. Inaugural-Dissertation, Medizinische Fakultät, Universität Bonn, 2009; 24.....	41
Abbildung 11: Messpunkte der Inzisionen.	45
Abbildungen 12, 13, 14: Histometrische Auswertungen der Versuchsreihen mit jeweiligen Minimal-, Maximal- und Medianwerten zu den jeweiligen Kategorien (Breite, Tiefe, Nekrosezonen N1, N2, N3).....	49, 51, 53

Abbildung 15: 1,6 fache Vergrößerung aller 3 Inzisionen	69
Abbildung 16: 10 fache Vergrößerung Skalpell-Inzision.....	69
Abbildung 17: 10 fache Vergrößerung der Nekrosezone von Vision-Laser MDL 15 [®] – Inzision.....	70
Abbildung 18: 10 fache Vergrößerung der Nekrosezone von Ora- Laser 01 I.S.T. [®] - Inzision.....	70
Abbildung 19: 1,6 fache Vergrößerung aller 3 Inzisionen	71
Abbildung 20: 10 fache Vergrößerung Skalpell - Inzision.....	71
Abbildung 21: 10 fache Vergrößerung der Nekrosezone von Vision-Laser MDL 15 [®] - Inzision	72
Abbildung 22: 10 fache Vergrößerung der Nekrosezone von Ora-Laser 01 I.S.T. [®] - Inzision	72
Abbildung 23: 1,6 fache Vergrößerung aller 3 Inzisionen	73
Abbildung 24: 10 fache Vergrößerung Skalpell - Inzision	73
Abbildung 25: 10 fache Vergrößerung der Nekrosezone von Vision-Laser MDL 15 [®] – Inzision	74
Abbildung 26: 10 fache Vergrößerung der Nekrosezone von Ora-Laser 01 I.S.T. [®] - Inzision.	74

8. Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Moritz A. Orale Lasertherapie. Quintessenz Bibliothek, 2006; 11:449-500...	15
Tabelle 2: Helfmann J, Brodzinski T. Thermische Wirkungen. In: Berlien HP, Müller G, Hrsg. Angewandte Lasermedizin. Berlin: Ecomed, 1989: II-3.3, 1-8.....	27
Tabelle 3 : Rappoport A. Analyse von Schneideeffekten bei Diodenlasern unterschiedlicher Wellenlänge und Faserstärken in parodontalen Weichgeweben. Inaugural Dissertation, Medizinische Fakultät, Universität Bonn, 2010; 35-38.....	55
Tabelle 4 : Rappoport A. Analyse von Schneideeffekten bei Diodenlasern unterschiedlicher Wellenlänge und Faserstärken in parodontalen Weichgeweben. Inaugural Dissertation, Medizinische Fakultät, Universität Bonn, 2010; 35-38.....	56
Tabelle 5: Statistik 1 zur Abbildung 12	66
Tabelle 6 : Statistik 2 zur Abbildung 13	67
Tabelle 7 : Statistik 3 zur Abbildung 14.....	68

9. Literaturverzeichnis

Abu-Serriah M, Critchlow H, Witters CJ, Ayoub A. Removal of partially erupted third molars using an erbium (Er):YAG laser: A randomized controlled clinical trial. *Br J Oral Maxillofac Surg* 2004; 42: 203-208

Ando Y, Aoki A, Watanabe H, Ishikawa I. Bactericidal effects of Erbium YAG laser on periodontopathic bacteria. *Lasers Surg Med* 1996; 19: 190-200

Aoki A, Sasaki KM, Watanabe H, Ishikawa I. Lasers in nonsurgical periodontal therapy. *Periodontol* 2000; 36: 59-97

Azzeh MM. Treatment of gingival hyperpigmentation by erbium-doped:yttrium, aluminium, and garnet laser for esthetic purposes. *J Periodontol* 2007; 78: 177-184

Bach G. Indikation des Diodenlasers. In: Bach G, Gutknecht N, Schneider H, Hrsg. *Lasertherapie in der Zahnheilkunde. Diodenlaser in der Praxis*. Linnich: Apollonia Verlag, 1998: 61-80

Bach G. Forschungsergebnisse und wissenschaftliche Studien zum Lasereinsatz. In-vivo-Ergebnisse. In: Bach G, Gutknecht N, Schneider H, Hrsg. *Lasertherapie in der Zahnheilkunde. Diodenlaser in der Praxis*. Linnich: Apollonia Verlag, 1998: 52-60

Bach G, Neckel C, Mall C, Krekeler G. Conventional versus laser-assisted therapy of periimplantitis: A five-year comparative study. *Implant Dent* 2000; 9: 247-251

Bach G. Diodenlaserunterstützte Kombinationstherapie eines Hämangioms. *Laser Journal* 2011; 2: 18-21

Bach G. Aktuelles aus Forschung und Wissenschaft. *Laser Journal* 2011; 2: 12-13

Bader H. Use of lasers in periodontics. *Dent Clin North Am* 2000; 44: 779-791

Bäumler W, Abels C, Szeimies RM. Fluorescence diagnosis and photodynamic therapy in dermatology. *Medical Laser Application* 2003; 18: 47-56

Baik JW, Rueggeberg FA, Liewehr FR. Effect of light-enhanced bleaching on in vitro surface and intrapulpal temperature rise. *J Esthet Restorative Dent* 2001; 13: 370-378

Bauer M. Lasereinsatz in der Zahnmedizin. *Laserzahnmedizin* 2011; 11: 23-25

Ben Hatit Y, Blum R, Severin C, Maquin M, Jabro MH. The effects of a pulsed Nd:YAG laser on subgingival bacterial flora and on cementum: An in vivo study. *J Clin Laser Med Surg* 1996; 14: 137-143

Berlien HP, Müller-Stolzenburg N, Stein E. Medizinische Anwendungsprinzipien des Lasers. In: Berlien HP, Müller G, Hrsg. *Angewandte Lasermedizin*. Berlin: Ecomed, 1989: III-1, 1-5

Biedma BM, Varela Pationo P, Park SA. Comparative study of root canals instrumented manually and mechanically, with and without Er:YAG laser. *Photomed Laser Surg* 2005; 23: 465-469

Bieniek HJ, Bieniek KW. *Zahnheilkunde für die Kleintierpraxis*. Ferdinand Enke Verlag, Stuttgart 1993

Blanc P, Bourgeois P, Doyer JP. Study and Evaluation of Root Canal Sterilization with CO₂ Laser. 4th Int. Congress on Lasers in Dentistry, Singapore 1994

Blanken JW. Direct pulp capping using an Er, Cr: YSGG laser. *J Oral Laser Appl* 2005; 5: 107-114

Brandly PF. A review of the use of the Nd:YAG laser in oral and maxillofacial surgery. *J Oral Maxillofac Surg* 1997; 35: 26-35

Bullock N. The use of the CO₂ laser for lingual frenectomy and excisional biopsy. *Compend Contin Educ Dent* 1995; 16: 1118-1123

Burkes EJ JR, Hoke J, Gomes E, Wolbarsht M. Wet versus dry enamel ablation by Er:YAG laser. *J Prosthet Dent* 1992; 67: 847-851

Capodiferro S, Majorano E, Lojudice AM. Oral laser surgical pathology: a preliminary study on the clinical advantages of diode laser and on the histopathological features of specimens. *Minerva* 2008; 57: 1-6

Centty IG, Blank LW, Levy BA. Carbon dioxide laser for deepithelialization of periodontal flaps. *J Periodontol* 1997; 68:763-769

Cobb CM, McCawley TK, Killoy WJ. A preliminary study on the effects of the Nd:YAG laser on root surfaces and subgingival microflora in vivo. *J Periodontol* 1992; 63: 701-707

Coluzzi DJ. Fundamentals of lasers in dentistry: Basic science, tissue interaction, and instrumentation. *J Laser Dent* 2008; 16 (Spec. Issue): 4-10

Dederich D. Laser tissue interaction. *Alpha Omegan* 1991; 84: 33-36

D`Arcangelo C, Di Nardo Di Maio F, Prosperi GD. A preliminary study of healing of diode laser versus scalpel incisions in rat oral tissue: a comparison of clinical, histological and immunohistochemical results. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2007; 103: 764-773

DenBesten PK, White JM, Pelino J. The safety and effectiveness of an Er:YAG laser for caries removal and cavity preparation in children. *Med Laser Appl* 2001; 16: 215-222

Eger T, Müller H-P, Heinecke A. Ultrasonic determination of gingival thickness. Subject variation and influence of tooth type and clinical features. *J Clin Periodontol* 1996; 23: 839-845

Franetzki M. Laser in der Zahnmedizin. *ZMK* 1991; 7: 9-14

Frentzen M, Koort HJ, Nolden R. Scaling der Wurzeloberfläche mit UV-Lasern- eine In-vitro- Studie. *Dtsch Zahnärztl Z* 1992; 47: 394-396

Frentzen M. Laser in der Parodontaltherapie. Eine kritische Übersicht. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 1993; 103: 1585-1592

Fried D. IR laser ablation of dental enamel. In: *Lasers in Dentistry VI*, Featherstone JDB, Rechmann P, Fried D. Eds, *Proceedings of SPIE* 2000; 3910: 136-148

Fuchs B, Berlien HP, Philipp C. Stellenwert des Lasers in der Medizin. Reidenbach: *Lasertechnologien und Lasermedizin*. *Ecomed* 1996; 13: 99–109

Gier RE. Dentition and other oral conditions of the sinclair strain of miniature swine. In: *Tumbleson ME, Hrsg. Swine in Biomedical Research*. New York: Plenum Press, 1986; 1: 633-649

Guelmann M, Britto LR, Katz J. Cyclosporin – induced gingival overgrowth in a child treated with CO₂ laser surgery: A case report. *J Clin Pediatr Dent* 2003; 27: 123-126

Gutknecht N. Diodenlaser in der Parodontologie. In: Bach G, Gutknecht N, Schneider H, Hrsg. Lasertherapie in der Zahnheilkunde, Diodenlaser in der Praxis. Linnich: Apollonia Verlag, 1998: 100-103

Gutknecht N, Raoufi P, Franzen R, Lampert F. Reduction of specific microorganisms in periodontal pockets with the aid of an Nd:YAG Laser – An in vivo study. J Oral Laser Applications 2002; 2: 175–180

Gutknecht N, Franzen R. Laser, eine integrative Technologie in der Zahnheilkunde. Dent Implantol 2010; 14: 252-257

Hahn A, Roggan A, Schädel D, Stock U, Bäuml H, Wondrazek F. Dioptrischen Eigenschaften von dicken Schichten zirkulierenden Humanblutes. Min Invas Med 1996; 7: 79

Helfmann J, Brodzinski T. Thermische Wirkungen. In: Berlien HP, Müller G, Hrsg. Angewandte Lasermedizin. Berlin: Ecomed, 1989: II-3.3, 1-8

Hibst R. Mechanical effects of erbium:YAG-Laser bone ablation. Lasers Surg Med 1992; 12: 125-130

Hibst R, Stock K, Keller U. Controlled surface heating and sterilisation by Er:YAG laser radiation. Proc SPIE 1996; 2922: 119-126

Hickey JS, O`Neal RB, Scheidt MJ, Strong SL, Turgeon D, Van Dyke TE. Microbiologic characterization of ligature- induced peri-implantitis in the microswine model. J Periodontol 1991; 9: 548–553

Janda P, Sroka R, Mundweil B, Betz CS, Baumgartner R, Leunig A. Comparison of thermal tissue effects induced by contact application of fiber guided laser systems. Lasers Surg Med 2003; 33: 93-101

Judy MM, Matthews BL, Hults DF. Soft tissue studies with 805 nm diode laser radiation: thermal effects with contact tips and comparison with effects of 1064 nm Nd:YAG laser irradiation. *Laser Surg Med* 1993; 13: 528-536

Karagah P. Delivery-Systeme für zahnärztliche Diodenlaser. Inaugural-Dissertation, Medizinische Fakultät, Universität Bonn, 2009; 45-46

Kato J, Jayawardena JA, Wijeyeweera RL, Moriya K, Takagi Y. Application of a CO₂ laser through activities of aid to a developing country [English abstract]. *Kokubyo Gakkai Zasshi* 2002; 69: 34-38

Kaufmann R, Hibst R. Pulsed Erbium:YAG Laser Ablation in Cutaneous Surgery. *Lasers Surg Med* 1996; 17: 324-330

Keller U, Hibst R. Therapeutischer Einsatz des Er:YAG- Lasers in der Mundhöhle. *Lasermedizin* 1993; 9: 41-47

Krause LS, Cob CM, Rapley JW, Killoy WJ, Spencer P. Laser irradiation of bone. 1. An in vitro study concerning the effects of the CO₂ laser on oral mucosa and subjacent bone. *J Periodontol* 1997; 68: 872-880

Kreisler M, Kohnen W, Marinello C. Bactericidal effect of the Er: YAG laser on dental implant surfaces: An in vitro study. *J Periodontol* 2002; 73: 1292-1298

Kreisler M, Meyer C, Stender E, Daublander M, Willershausen-Zonnchen B, d`Hoedt B. Effect of Diode laser irradiation on the attachment rate of periodontal ligament cells: An in vitro study. *J Periodontol* 2001; 72: 1312-1317

Lan WH, Liu HC. Treatment of dentin hypersensitivity by Nd:YAG laser. *J Clin Laser Med Surg* 1996; 14: 89-92

Lanzafame RJ, Rogers DW, Naim JO, De Franco CA, Ochej H, Hinshaw JR. Reduction of local tumor recurrence by excision with the CO₂ laser. *Laser Surg Med* 1986; 6: 439-441

Lee BS, Lin CP, Hung YL, Lan WH. Structural changes of Er:YAG laser-irradiated human dentin. *Photomed Laser Surg* 2004; 22: 330-334

Lee EA. Laser assisted gingival tissue procedures in esthetic dentistry. *Pract Proced Aesthet Dent Suppl* 2006; 18: 2-6

Leucht W, Gregor G, Stier H. Das Miniaturschwein. In: Einführung in die Versuchstierkunde. Band 4. Jena: Gustav Fischer Verlag, 1982: 251-344

Martens L. Laser-assisted pediatric dentistry: Review and outlook. *J Oral Laser Applications* 2003; 3: 203-209

Matsumoto K, Hossain M, Hossain MM, Kawano H, Kimura Y. Clinical assessment of Er,Cr:YSGG laser application cavity preparation in children. *J Clin Laser Med Surg* 2002; 20: 17-21

Mehl A, Folwaczny M, Hafner C, Hickel R. Bactericidal effects on 2,94 microns Er:YAG-laser radiation in dental root canals. *J Endod* 1999; 25: 490-493

Meister J, Franzen R, Apel C. Grundlagen der Laserzahnheilkunde, Teil 1: Das Licht. *Z Laserzahnheilkunde* 2004; 1: 57-61

Melcer J. Die Vorteile des CO₂ - Laserstrahls bei vorsätzlich geplanter Replantation, Implantation. *Laser Surg Med* 1987; 3: 240-242

Moghtader D. Herpes labialis einfach, schnell und nachhaltig therapieren. *Laser Journal* 2011; 4: 18-19

Moritz A. Orale Lasertherapie , Quintessenz Bibliothek 2006; 11: 449-500

Moritz A, Schoop U, Nell A, Wernisch J, Sperr W. Veränderungen der Wurzelkanaloberfläche unter Bestrahlung mit dem CO₂ Laser-Ergebnisse einer in vitro Studie. Stomatologie 1995; 92: 343–348

Moritz A, Schoop U, Goharkay K. Treatment of periodontal pockets with a diode. Lasers Surg Med 1998; 22: 302-311

Moritz A, Gutknecht N, Doertbudak O. Bacterial reduction in periodontal pockets through irradiation with a diode laser : A pilot study. J Clin Laser Med Surg 1997; 15: 33-37

Moschik C. Vergleichende immunhistochemische Färbung an unterschiedlich hergestellten Schnittpräparaten der humanen Plazenta, Zellbiologie-Histologie. Gen-au Projekt, Medizinische Fakultät, Universität Graz, 2006; 6-9

Neill ME, Mellonig JT. Clinical efficacy of the Nd:YAG laser for combination periodontitis therapy. Pract Periodontics Aesthet Dent 1997; 9: 1-5

Niamtu J 3rd. The treatment of vascular and pigmented lesions in oral and maxillofacial surgery. Oral Maxillofac Surg Clin North Am 2004; 16: 239-254

Nickel R, Schummer A, Seiferle E. Lehrbuch der Anatomie der Haustiere, Band II, Eingeweide; 6. Auflage. Paul Parey Verlag, Berlin, Hamburg 1987

Niemz M H. Laser-tissue interactions – Fundamentals and applications. 3. Aufl . Springer Verlag, Berlin-New York 2003; 3: 45–149

Olivier W, Morgenroth K. Experimentelle Osteotomien mit dem Er:YAG-Laser im Vergleich zu konventionellen Techniken. Laser Journal 2003; 2: 10-14

Pajarola GF, Nideroest BF. Laser application in oral surgery and stomatology. In: Simunovic Z: Lasers in surgery and dentistry. Vitagraf, Rijeka 2001: 749-764

Pascal, B. Der Dentallaser in der oralen Chirurgie- Masterthese- Teil 2. J Laser 2007; 1: 16-21

Philipp CM, Rohde E, Berlien HP. Nd:YAG laser procedures in tumor treatment. Semin Surg Oncol 1995; 11: 290-298

Pick RM, Pecaro BC, Silberman CJ. The laser gingivectomy. The use of the CO₂ laser for the removal of phenytoin hyperplasia. J Periodontol 1985; 56: 492-496

Pick RM. Use of the CO₂ laser in soft tissue dental surgery. Lasers Surg Med 1987; 7: 207-213

Pindborg JJ. Farbatlas der Mundschleimhauterkrankungen. 5. erw. Aufl. Deutsche Ärzte-Verlag, Köln, 1993; 36-39, 226-227, 292-293, 193-194

Plaetzer K, Kissling T, Verwanger T, Krammer B. The modes of cell death induced by PDT: An Overview. Med Laser Applic 2003; 18819: 7-18

Prabhujji MLV. Zahnfleischhyperpigmentierung mittels Diodenlaser behandeln. ZWP 2011; 7

Prabhujji MLV, Madhu Preetha SS, Moghe AG. Die Frenektomie: Drei Techniken im Vergleich. Laserzahnmedizin 2011; 11: 60-62

Rappoport A. Analyse von Schneideeffekten bei Diodenlasern unterschiedlicher Wellenlänge und Faserstärken in parodontalen Weichgeweben. Inaugural-Dissertation, Medizinische Fakultät, Universität Bonn, 2010; 35-38

Rosa DS, Aranha AC, Eduardo CP, Aoki A. Esthetic treatment of gingival melanin hyperpigmentation with Er:YAG laser short-term clinical observations and patient follow-up. *J Periodontol* 2007; 78: 2018-2025

Rowson JE. The contact diode laser- A useful instrument for excising oral lesions [abstract]. *Br J Oral Maxillofac Surg* 1995; 33: 123

Salina S, Maiorana C, Piattelli A, Lezzi G, Colombo A, Fontana F. Analysis of the implant site prepared with the Er:YAG laser compared to ones prepared with traditionell bur and following analysis of the osteointegration of mini implants in rabbits fibula. 2nd Congress of the European Society for Oral Laser Applic, Florence, 2003

Schalter R. The Er,Cr;YSGG laser in various restorative treatments. *J Acad Laser Dent* 2005; 13: 26-29

Scheller EE. Neue Ansätze zur Knorpelgeweberestitution durch selektiven Wärmeeintrag mittels Laserstrahlung. Inaugural-Dissertation, Medizinische Fakultät, Universität Berlin, 2008; 23–24

Seipp W, Haina D, Seipp V. In: Berlien HP, Müller G, Hrsg. *Angewandte Lasermedizin*. Berlin: Ecomed, 1989: III-3.10.1, 1-5

Shimizu N, Yamaguchi M, Goseki T, Shibata Y, Takiguchi H, Iwasawa T, Abiko Y. Inhibition of prostaglandin E2 and interleukin 1-beta production by low-power laser irradiation in stretched human periodontal ligament cells. *J Dent Res* 1995; 74: 1382-1388

Schneider H. Prinzipieller Aufbau von Lasersystemen. In: Bach G, Gutknecht N, Schneider H, Hrsg. *Lasertherapie in der Zahnheilkunde. Diodenlaser in der Praxis*. Linnich: Apollonia Verlag, 1998: 27-42

Schwarz F, Sculean A, Georg T, Reich E. Periodontal treatment with an Er:YAG laser compared to scaling and root planning. A controlled clinical study. *J Periodontol* 2001; 72: 361-367

Stabholz A, Zeltser R, Sela M. The use of lasers in dentistry: Principles of operation and clinical applications. *Compend Contin Educ Dent* 2003; 24: 935-948

Stenger AP. Der Diodenlaser in der kosmetischen Zahnmedizin. *Spezial Laser* 2004; 2: 52-53

Sugi D, Fukuda M, Minoura S, Ishikawa I. Effects of irradiation of Er:YAG-laser on quantity of endotoxin and microhardness of surface in exposed root after removal of calculus. *Jpn J Conserv Dent* 1998; 41: 1009-1017

Suter VGA. CO₂ and diode laser for excisional biopsies of oral mucosal lesions. *Schweiz Monatschr Zahnmed* 2010; 120: 664-671

Takeda FH, Harashima T, Kimura Y, Matsumoto K. A comparative study of the removal of smear layer by three endodontic irrigants and two types of laser. *J Int Endod* 1999; 32: 32-39

Visser H, Mausberg R, Hornecker E. HF-Chirurgie versus Laser-Chirurgie. Experimentelle Untersuchungen zur Anwendbarkeit in der Parodontologie. *Zahnärztl Welt* 1991; 100: 240-249

Vock M. Chirurgie in vollendeter Einfachheit unter dem Einsatz von Lasern. *Laser J* 2004; 4: 18

Walsh JT, Flotte TJ, Andersson RR, Deutsch TF. Pulsed CO₂ laser tissue ablation: Effect of tissue type and pulse duration on thermal damage. *Lasers Surg Med* 1988; 8: 108-118

Walsh LJ. The current status of laser applications in dentistry. *Aust Dent J* 2003; 48: 146-155

Walter JH. Wirkungsmechanismen von Laserstrahlung im biologischen Gewebe. Eigenschaften von biologischen Geweben. In: Berlien HP, Müller G, Hrsg. *Angewandte Lasermedizin*. Berlin: Ecomed, 1989: II-3.1, 1-7

Weaver ME, Sorenson FM, Jump EB. The miniature pig as an experimental animal in dental research. *Arch Oral Biol* 1962; 7: 17-23

White JM, Goodis HE, Yessik MJ, Myers TD. Histologic effects of a high repetition pulsed Nd: YAG laser on intraoral soft tissue. In: Wigdor HA, Featherstone JD, White JM. (eds) *Proceedings of Lasers in Dentistry*. San Jose, C.A.: International Society for Optical Engineering, 1995: 143-153

Wrobel WG. Absaugungen und Spülungen. In: Berlien HP, Müller G, Hrsg. *Angewandte Lasermedizin*. Berlin: Ecomed, 1989: II-4.8, 1-2

Yamaguchi H, Kobayashi K, Osada R, Sakuraba E, Nomura T, Arai T, Nakamura J. Effects of irradiation of an erbium:YAG laser on root surfaces. *J Periodontol* 1997; 68: 1151-1155

Zimmermann I, Stern J, Frank F, Keiditsch E, Hofstetter A. A interception of lymphatic drainage by Nd:YAG laser irradiation in rat urinary bladder. *Lasers Surg Med* 1984; 4: 167-172

10. Danksagung

Meinem Doktorvater Herrn Prof. Dr. M. FRENTZEN danke ich für die Überlassung des Themas sowie für die intensive Betreuung bei der Durchführung der Arbeit sowie der Korrekturlesung.

Ganz besonderer Dank gilt meinem Vater Herrn Musa Ekinci, meiner Mutter Frau Hava Ekinci und insbesondere meiner Freundin Dr. Serap Yilmaz wie auch ihrem Ehemann Ahmet Yilmaz für deren wertvolle Unterstützung und Beratung beim Zustandekommen dieser Arbeit.

Frau MTA M. LANGE sei für die Unterstützung zur Herstellung der histologischen Präparate gedankt.