

**Energietransmission bei humanem Dentin unter Verwendung von
Diodenlasern der Wellenlängen 809 nm und 970 nm**

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

Christine Krause geb. Manz
aus Köln

2008

Angefertigt mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät der Rheinischen Friedrich-Wilhelms-Universität Bonn

1. Gutachter: Professor Dr. M. Frentzen
2. Gutachter: Professor Dr. C. BouraueI

Tag der Mündlichen Prüfung: 28.10.2008

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

Diese Dissertation ist auf dem Hochschulschriftenserver der ULB Bonn
http://hss.ulb.uni-bonn.de/diss_online elektronisch publiziert.

Meiner Familie gewidmet

Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung.....	6
1.1. Allgemeine Einführung.....	6
1.2. Zahnhartsubstanzbearbeitung mit dem Laser.....	10
1.2.1. <i>Kariesprävention</i>	10
1.2.2. <i>Desinfektion</i>	11
1.2.3. <i>Hartsubstanzabtragung</i>	11
1.2.4. <i>Accidentielle Bestrahlung von Zahnhartsubstanz</i>	13
1.3. Laser-Gewebe-Interaktion.....	13
1.4. Optische Eigenschaften von Dentin.....	20
1.5. Bewertung der unterschiedlichen Wellenlängen im Bereich der Diodenlaser ..	21
1.6. Gewebedesinfektion in der Endodontie mit Diodenlasern.....	23
1.7. Ziel der vorliegenden Arbeit.....	25
2. Material und Methode.....	26
2.1. Material.....	26
2.1.1. Der SIROLaser®.....	26
2.1.2. Der ORA-LASER 01 I.S.T.®.....	27
2.1.3. Vorbereitende Maßnahmen.....	27
2.1.3.1. Herstellung der Versuchsproben.....	27
2.1.3.1.1. Zahnschnitte.....	27
2.1.3.2. Versuchsaufbau.....	28
2.2. Durchführung der Untersuchung.....	29
2.2.1. Messung der Transmission im Dentin.....	29
2.2.2. Dokumentation der Proben.....	30
2.3. Statistische Auswertung.....	30
3. Ergebnisse.....	31
4. Diskussion.....	37
5. Zusammenfassung.....	41
6. Tabellen.....	43
7. Literaturverzeichnis.....	49
8. Danksagungen.....	64
9. Lebenslauf.....	65

1. Einleitung

1.1. Allgemeine Einführung

Schon in den frühen 60er Jahren begann die Erforschung des Lasers im zahnmedizinischen Bereich mit besonderem Augenmerk auf die Wechselwirkung mit dentalen Weich- und Hartgeweben (Sulewski, 2000). Den ersten Laser stellte Theodore Maiman vor. Hierbei handelte es sich um einen Festkörperlaser, den so genannten Rubinlaser (Ertl und Müller, 1995), mit dem 1964 erstmals versucht wurde, kariöse Zahnhartsubstanzen zu entfernen (Goldman et al., 1964). Stern et al. führte 1972 den CO₂-Laser in die Zahnheilkunde ein. Zu Beginn der 80er wurden die ersten Experimente mit einem Nd:YAG-Laser durchgeführt (Yamamoto und Sato, 1980). Schon wenige Jahre später konnte von Hibst und Keller 1989 erstmalig mit der Einführung des gepulsten Er:YAG-Lasers Zahnhartsubstanz bearbeitet werden (Becker, 1995). Der Diodenlaser eroberte 1995 den zahnärztlichen Markt (Convissar und Goldstein, 2003). Das Wort Laser ist ein Akronym und steht für *Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation*, d.h. bei einem Laser handelt es sich um einen „Lichtverstärker mit stimulierter Strahlenemission“. Diese Erklärung des Laserprinzips stellt die wichtigste Bedingung für das physikalische Verständnis der Laseranwendung in der Zahnheilkunde dar (Becker, 1995). Die Grundlage der Laserverstärkung ist ein Prozess der „induzierten Emission“. Dabei werden Elektronen in ein höheres Energieniveau angehoben. Als Lasermedien kommen alle Stoffe in Frage, bei denen eine Besetzungsinversion erzeugt werden kann. Dies ist u.a. bei folgenden Stoffen möglich:

- freie Atome, Ionen, Moleküle in Gasen und Dämpfen
- Farbstoffmoleküle, gelöst in Flüssigkeiten
- Atome, Ionen, eingebaut im Festkörper
- dotierte Halbleiter und
- freie Elektronen.

Die Einordnung der Laser erfolgt nach verschiedenen Kriterien:

- dem aktiven Medium (Festkörper, Gas, angeregtes Edelgashalogenid (Eximer- Laser), Farbstoff, Halbleiter)
- der Betriebsart (Dauerstrich (continuous wave, cw), gepulst)
- der Wellenlänge (Röntgen, UV, sichtbares Licht, Infrarot) und
- der Leistung (Softlaser: mW; mittlere Leistungslaser: W; Hochleistungslaser: kW) (Franetzki, 1991).

Als besondere Merkmale der elektromagnetischen Strahlung von Lasern gelten

1. die Kohärenz, d.h. alle Wellenzüge sind exakt in Phase zueinander, sowohl in der Zeit als auch im Raum
2. die Kollimation, d.h. das Strahlenbündel ist fast parallel zueinander. Über große Entfernung nimmt ein Laserstrahl nur wenig an Durchmesser zu
3. die Monochromasie, d.h. alle Wellenzüge haben die gleiche Wellenlänge, Frequenz und Energie
4. die Intensität

(Weber, 1987).

Zum heutigen Zeitpunkt befinden sich unterschiedliche Lasersysteme in den verschiedenen Indikationsgebieten der Zahnheilkunde im Einsatz. Ihr elektromagnetisches Spektrum bewegt sich im infraroten, sichtbaren oder ultravioletten Bereich (Stabholz et al., 2003; Meister und Franzen, 2007). Zu den wichtigsten Lasern der Zahnmedizin zählen der Er:YAG-, Er:YYSG-, Nd:YAG-, CO₂-, Halbleiter- (Dioden) und der Excimer-Laser (Sulieman, 2005).

Bei dem Diodenlaser handelt es sich um einen Halbleiterlaser, der die Kombination von Aluminium, Gallium und Arsenid oder Gallium und Arsenid verwendet, um elektrische Energie in Lichtenergie umzuwandeln. Nutzbare Wellenlängen in der Zahnmedizin liegen im nahen Infrarotbereich zwischen 635 nm und 980 nm. Diodenlaser können in verschiedenen Betriebsarten betrieben werden. Man unterscheidet den Dauerstrich- (continuous wave, cw) von Pulsbetrieb (Meister und Franzen, 2007). Weiterhin wird die

Energie der Diodenlaser, je nach klinischer Indikation in Kontakt mit dem Gewebe oder mit einem Nicht-Kontakt-Handstück übertragen (Krause und Frentzen, 2007).

Der Argon⁺-Laser wird in der Zahnheilkunde zwar noch verwendet, ist auf dem Dentalmarkt jedoch nicht mehr erhältlich (Coluzzi, 2005).

Da die Absorption oder Reflexion von den individuellen Eigenschaften des Lasertyps, insbesondere der jeweiligen Wellenlänge, sowie von dem bestrahlten Zielgewebe abhängt, kann ein Lasersystem allein nicht alle Indikationen für Laseranwendungen in der Zahnmedizin erfüllen (Stabholz et al., 2003). Bei einigen Lasern wird das Licht von Wassermolekülen absorbiert, z.B. beim CO₂- und Er:YAG-Laser, bei anderen von Pigmenten, wie z.B. beim Nd:YAG- und Diodenlaser (Convissar und Goldstein, 2003). Verschiedene Wellenlängen erreichen unterschiedliche Penetrationstiefen im Zielgewebe. Die des Erbium-Typs werden hauptsächlich an der Oberfläche absorbiert, wohingegen der Diodenlaser tiefer in das Zielgewebe eindringen kann (Coluzzi, 2005). Obwohl es Überlappungen in der Interaktion zwischen den verschiedenen Lasertypen mit dem Zielgewebe gibt, hat jede Wellenlänge ihre spezifische Qualität, welche sich für ein bestimmtes Anwendungsgebiet eignet (Coluzzi, 2000).

Wellenlänge (nm)	Lasertyp	Anwendungen
308	XeCl-Excimer-Laser	Wurzelkanalaufbereitung, Reinigung der Wurzeloberfläche, Fissurenversiegelung, Kariesentfernung, Präparation
488/512	Argon ⁺ -Laser	Wurzelkanalreinigung Spektroskopie (Kariesdiagnostik), Koagulation, Gingivektomie Photopolymerisation
633	HeNe-Laser	Laser-Doppler-Flussmessung, Desensibilisierung
635/ 660	Diodenlaser	antiinfektiöse photodynamische Therapie
780-820	Diodenlaser	Laser-Doppler-Flussmessung, Spektroskopie (Kariesdiagnostik), Desensibilisierung, Pulpaüberkappung, Wurzelkanaldesinfektion, Biostimulation, analgetische Effekte, geschlossene Kürettage

810-980	Diodenlaser	Gewebedesinfektion in der Endodontie und Parodontologie, Weichgewebschirurgie
980	Diodenlaser	Wurzelkanal-desinfektion, geschlossene Kürettage, Periimplantitis (geschlossen)
1064	Nd:YAG-Laser	Desensibilisierung, Pulpaüberkappung, Pulpaextirpation, Wurzelkanalreinigung und -desinfektion, Wurzelkanalaufbereitung, Koagulation, Schmelzhärtung, Fissurenversiegelung, Gingivaexzision, Sterilisation der Wurzeloberfläche, offene und geschlossene Kürettage
2780	Er,Cr:YSGG-Laser	Präparation von Zahnhartsubstanz
2940	Er:YAG-Laser	Präparation von Zahnhartsubstanz, Extirpation der Pulpa, Wurzelkanalaufbereitung, Reinigung und Desinfektion des Wurzelkanals, chirurgisches Schneiden, offene Kürettage
10600	CO ₂ -Laser	Desensibilisierung, Pulpaüberkappung, Pulpaamputation, Wurzelkanalsterilisation, chirurgisches Schneiden und Abtragung, Gingivaexzision, Schmelzhärtung, Fissurenversiegelung, Kariesentfernung, Sterilisation der Wurzeloberfläche, offene Kürettage

Tab. 1. Anwendungsgebiete von verschiedenen Lasertypen in der Zahnmedizin

1. 2. Zahnhartsubstanzbearbeitung mit dem Laser

Mit der Einführung des Lasers in die Zahnheilkunde ergaben sich u.a. Einsatzmöglichkeiten in der

1. Kariesprävention
2. Desinfektion
3. Hartsubstanzabtragung
4. Accidentiellen Bestrahlungen von Zahnhartsubstanzen

1.2.1. Kariesprävention

Studien zur Verbesserung der Säureresistenz des Zahnschmelzes wurden bereits zu Beginn der 70er Jahre durchgeführt. Ferner suchte man nach weiteren Möglichkeiten Schmelzrisse zu schweißen und Fissuren zu versiegeln (Frentzen und Koort, 1991). Zur Kariesprävention kann die oberste Schmelzschicht (5-10 µm) ohne schädigende Tiefenwirkung mit Hilfe des Lasers so verändert werden, dass deren Demineralisation durch eine Reduktion der Löslichkeit und Permeabilität des Zahnschmelzes verhindert wird (Borggreven et al., 1980; Oho und Morioka, 1990; Stern, 1971; Stern et al., 1972). Dies gelingt durch die Verdampfung der organischen Komponenten und der Schmelzung der anorganischen Komponenten des Schmelzes (Featherstone und Nelson, 1987). Hierfür werden sowohl gepulste CO₂-Laser, als auch Nd:YAG-Laser (Stern, 1974b) verwendet. Während der Bestrahlung interagiert das Laserlicht mit der Phosphatgruppe des Hydroxylapatits, das die Strahlung absorbiert und in Hitze umwandelt. Dabei erhitzt sich die Zahnoberfläche auf eine Temperatur von 400°C, wohingegen die der Pulpa nur einen Anstieg von maximal 4°C verzeichnet. Durch die hohe Temperatur wird das Carbonat zersetzt und hinterlässt einen hydroxylartigen Kristall, der weniger löslich ist als der originale Kristall (Featherstone, 2000). Unter dem optischen Mikroskop kommt es zu keiner sichtbaren morphologischen Veränderung. Das Rasterelektronenmikroskop lässt hingegen eine glasartige Schmelze (Sinterung des Schmelzes) erkennen (Stern, 1974a). Eine weitere Methode stützt sich auf die Verbesserung der Fluoridaufnahme in den Zahnschmelz durch die Einwirkung eines Nd:YAG- oder CO₂-Lasers (Tagomori und Morioka, 1989; Walsh, 1994).

1.2.2. Desinfektion

Die desinfizierende Wirkung von Laserenergie macht man sich sowohl in der Parodontologie als auch in der Endodontie zu Nutze. Das hauptsächliche Ziel in beiden Bereichen besteht darin, eine möglichst vollständige Elimination von pathogenen Bakterien von der Wurzeloberfläche bzw. der Wurzelkanalwand zu erreichen. Auf die Möglichkeiten der Laserdesinfektion in der Endodontie wird näher im Abschnitt 1.6. eingegangen.

In der Parodontologie sollen Bakterientoxine im Wurzelzement durch Laserlicht inaktiviert werden (Pick et al., 1985). Durch die Bestrahlung konnte die Plaquebesiedelung auf der Wurzeloberfläche reduziert werden (Cobb et al., 1992). Erste Studien mit dem Nd:YAG- Laser zeigten jedoch Veränderungen des Wurzelzements bei schon geringer Ausgangsleistung. Es konnte gezeigt werden, dass die Wurzeloberfläche karbonisiert und sich die Zementschicht vom Wurzelzement ablöst (Morlock et al., 1992). Des Weiteren wurde schon bei kurzen Bestrahlungszeiten eine Temperaturerhöhung innerhalb der Pulpa nachgewiesen (Sinofsky, 1986). Erst mit dem Einsatz des Er:YAG- Lasers in der Parodontologie konnte bereits bei niedrigem Energieeinsatz eine Entfernung von Konkrementen und ein hoher bakterizider Effekt gezeigt werden, ohne dabei parodontale oder Zahnstrukturen zu gefährden (Ando et al., 1996; Schwarz et al., 2001; Yamaguchi et al., 1997). Auch der Diodenlaser zeigt eine zentrale Rolle in der faseroptischen Desinfektion von Zahnfleischtaschen. Als besonders geeignet scheint hierfür z.B. der Diodenlaser mit einer Wellenlänge von 810 nm zu sein. Er kann die auf der Wurzeloberfläche angelagerten Keime, z. B. durch Ankopplung an Pigmente der Keime, zerstören (Krause und Frentzen, 2007).

1.2.3. Hartschubstanzabtragung

Die ersten Versuche mit Hilfe von Laserlicht kariöses Dentin zu exkavieren und Kavitäten zu präparieren wurden mit Rubinlasern durchgeführt (Goldman et al., 1964). Dabei kam es jedoch aufgrund von starken thermischen Wechselwirkungen zu Rissbildungen und Verfärbungen der Zähne (Goldman et al., 1964; Lobene und Fine, 1996). Man kam zu dem Schluss, dass kurze Laserpulslängen Mikroexplosionen

zuließen, jedoch eine Wärmeleitung in umliegende Zahnareale ausgeschlossen werden konnte. Die Mikroexplosion kommt durch schlagartiges Verdampfen der organischen Matrix und des Wassers zustande, so dass anorganische Bestandteile aus dem bestrahlten Zahnmaterial herausgerissen werden. Dieser Prozess läuft jedoch nur bei gepulsten Lasern ab, deren Strahlung stark von der organischen Matrix oder Wasser absorbiert wird (Dörschel et al., 1993). Energiereiche Pulse zogen jedoch große Eindringtiefen mit sich und hatten aufgrund der kräftigen Mikroexplosionen ebenfalls ungewollte mechanische Schäden zur Folge. Viel versprechende Ansätze ergaben sich Ende der 80er Jahre durch die Einführung des Er:YAG-Lasers (Hibst und Keller, 1989). Mit diesem Laser konnte sowohl kariöse als auch gesunde Zahnhartsubstanz bearbeitet werden, ohne Entstehung von ausgedehnten thermischen Schäden (Becker, 1995). Da die Wellenlänge des Er:YAG-Lasers im Bereich des maximalen Absorptionsspektrum von Wasser liegt, bietet er im Vergleich mit anderen Lasertypen die effektivste Bearbeitung von Schmelz und Dentin (Bornstein, 2003). Als Nachteil ist jedoch die Entstehung einer veränderten Oberflächenstruktur nach der Laserbearbeitung zu sehen, so dass die Kavität mit rotierenden Instrumenten nachbearbeitet werden sollte, um einen dichten Verbund des Restaurationsmaterials zur Zahnoberfläche zu erhalten (Haller et al., 1993; Hoffmann et al., 1992). Bei der Verwendung eines Nd:YAG-Lasers konnten hingegen keine makroskopischen Strukturveränderungen der Zahnhartsubstanzen beobachtet werden (Altshuler et al., 1991). Seine Wellenlänge liegt jedoch nicht im Absorptionsmaximum von Wasser, so dass es zu einer Absorption im pulpalen Gewebe mit einer daraus resultierenden thermischen Schädigung kommen kann (Goodies et al., 2002; Becker, 1995). Da der Nd:YAG-Laser über hervorragende Absorbtionseigenschaften von pigmentiertem Gewebe verfügt, erscheint er für die Entfernung von kariösem Dentin gut geeignet. Neben dem Er:YAG- und Nd:YAG-Laser wurden weitere Versuche der Hartsubstanzabtragung mit dem CO₂-Laser durchgeführt. Dabei kam es jedoch zu ausgedehnten Rissbildungen (Featherstone und Nelson, 1987). Ferner kann es zu irreversiblen Schädigungen der Pulpa kommen. Eine Bearbeitung von Schmelz und Dentin durch die Verwendung des CO₂-Lasers scheint daher ungeeignet (Goodies et al., 2002).

1.2.4. *Accidentielle Bestrahlung von Zahnhartsubstanz*

Bei der Anwendung von Laserstrahlung in der Mundhöhle kann es neben thermischer Schädigung der bestrahlten Gewebe insbesondere an den zahnärztlichen Instrumenten zu einer versehentlichen und unkontrollierten Reflexion der Laserstrahlung kommen, so dass es zu einer Schädigung benachbarter oraler Weich- und Hartgewebe kommen kann (Neiburger und Miserendino, 1988). Messungen mit dem CO₂- Laser zeigten eine starke Reflexion der Strahlung sowohl an polierten als auch unpolierten Füllungsoberflächen. An polierten Goldoberflächen wird bei einem Bestrahlungswinkel von 45° im Durchschnitt mehr als 90% der Energie reflektiert (Sievers et al., 1993). Polierte Amalgamoberflächen reflektierten 85% der Energie. Die histologische Auswertung von mit solchen Laserenergien bestrahlten Gingivapräparaten zeigte schon bei geringen Ausgangsleistungen und kurzen Expositionszeiten deutliche Veränderungen und Schädigungen aufgrund thermischer Nebenwirkungen.

1.3. **Laser-Gewebe-Interaktion**

Trifft ein Laserstrahl auf biologisches Gewebe, können unterschiedliche Eigenschaften beobachtet werden. Diese sind abhängig von

- den optischen Eigenschaften der biologischen Materie (z.B. Transmission, Absorption, Reflexion oder Streuung)
- der Wellenlänge der emittierten Strahlung - diese reicht von energiearmer Strahlung im Bereich der Infrarotstrahlung bis zur energiereichen Strahlung im ultravioletten Spektralbereich
- der Energieflächendichte pro Zeit
- der Art der Energieabgabe (mit oder ohne Kontakt zum Gewebe)
- der zeitlichen Strahlungseigenschaft, z.B. der Impulsdauer und -frequenz
- der Bestrahlungsdauer

Wenn ein Laserlicht auf ein Gewebe trifft, können eine Reihe von Prozessen in Gang gesetzt werden. Der Strahl kann reflektiert werden, ohne einen Effekt zu haben. Er kann aber auch direkt durch das Gewebe passieren, ebenfalls ohne einen Effekt zu erzielen. Eine weitere Möglichkeit besteht darin, dass der Strahl absorbiert wird und die Energie transferiert wird, z.B. in Wärme. Eine letzte Möglichkeit wäre die Streuung, die einen Effekt erzielen kann, oder auch nicht (Pearson und Schuckert, 2003).

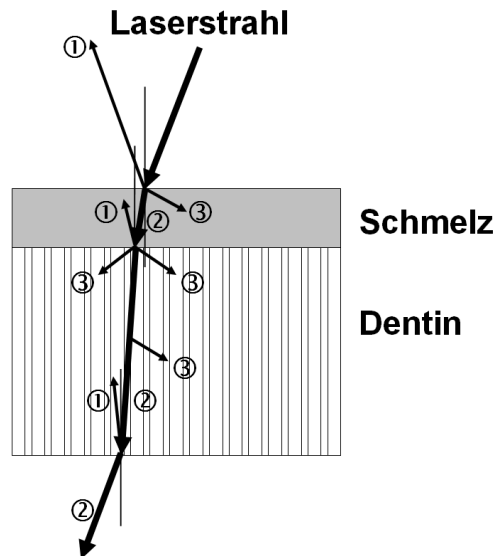


Abb. 1: Optische Eigenschaften der Zahnhartgewebe: Nur die absorbierte Energie wird im Bestrahlungsfeld wirksam; die reflektierte und transmittierte Laserstrahlung kann zu Nebeneffekten außerhalb des eigentlichen Bestrahlungsfeldes führen. 1 = Reflexion, 2 = Transmission, 3 = Absorption, Streuung

Um die Energie des Laserstrahls auf das Gewebe übertragen zu können, ist deren Absorption wichtig, da nur dieser Anteil wirksam werden kann (Frentzen und Koort, 1991; Roggan et al., 1997). Die Menge an Energie, die von einem Gewebe absorbiert werden kann, hängt neben der verwendeten Wellenlänge und Leistung, sowie von den Eigenschaften der einzelnen Gewebe ab. Hierzu zählen z.B. ihr Wassergehalt und Pigmentierung (Coluzzi, 2000). Je höher die Absorptionsrate des Gewebes für das entsprechende Laserlicht ist, desto größer ist die Auswirkung und Änderung der Materie. Das Absorptionsspektrum des zu bearbeitenden Materials kann bereits Aufschluss über die mögliche Effektivität eines Lasers geben (Morioka und Tagamori, 1989). Bei hoher Absorption verringert sich die Eindringtiefe ins Gewebe, dadurch werden gleichzeitig die in tieferen Gewebeschichten auftretenden Begleiterscheinungen reduziert (Koort, 1994).

Die Streuung innerhalb eines Gewebes wird durch die Interaktion von einzelnen Atomen oder Molekülen, durch zusammenhängende Atome oder Moleküle (intrazelluläre Strukturen, Zellen, Teilchen) oder durch die optische Inhomogenität, die für biologische Strukturen charakteristisch ist (Streuungskoeffizient), mit dem Laserlicht verursacht. Das Ausmaß der Streuung wird durch den Grad der Absorption beeinflusst: hohe Absorption minimiert die Streuung. Die Streuung schwächt auch die Auswirkung der thermischen Effekte des Lasers ab, da durch sie das Laserlicht auf eine größere Fläche verteilt wird; die Energieflussdichte ist also gering (Dederich, 1993; Frentzen und Koort, 1991). Bei biologisch, inhomogenen Geweben sind auch Streuungseffekte zu beobachten, die schädigende Nebeneffekte weit über das Bearbeitungsfeld hinaus verursachen können. Diese Streustrahlung kann für die Breite der Nekrosezone ausschlaggebend sein (Frentzen und Koort, 1995). Je nach Brechungseigenschaften wird die Energie über ein unterschiedliches Volumen gestreut, so dass z.B. Destruktionszonen am Rande des eigentlichen Arbeitsgebietes unterschiedlich groß ausfallen.

Ein anderer Teil des Lichtes wird direkt an der Oberfläche reflektiert und er kann somit im Gewebe nicht wirksam werden (Frentzen und Koort, 1991). An der Oberfläche von Zahnhartsubstanzen, insbesondere beim Schmelz treten die Reflexionserscheinungen auf, die eine Energieankopplung verhindern (Taylor et al., 1956). Bei der Reflexion prallt das Laserlicht an der Gewebeoberfläche ab und wird nach außen gelenkt. Dies kann an äußeren Oberflächen und an Grenzen verschiedenartiger Gewebe (z.B. an der Schmelz-Dentin-Grenze) geschehen. Reflexion limitiert somit die in das Gewebe eindringende Energie (Frentzen und Koort, 1991; Dederich, 1993). Die Reflexion kann jedoch gefährlich werden, da sie unkontrolliert andere Gewebe bestrahlt, was zur Zerstörung führen kann (Coluzzi, 2000).

Bei der Transmission durchdringen die Laserstrahlen das Gewebe ohne irgendeine Wirkung zu entfalten. Das Transmissionsspektrum ist ebenso wie das Absorptionsspektrum von der Wellenlänge bzw. der Frequenz der Strahlung abhängig (Frentzen und Koort, 1991). Je nach Wellenlänge kann die applizierte Energie z.B. Schmelz und Dentin ohne große Energieverluste durchdringen, um dann in tieferen Gewebsschichten, aufgrund ihrer abweichenden Zusammensetzung, absorbiert zu werden (Frentzen und Koort, 1995). Dadurch wird auch benachbartes Gewebe bestrahlt,

was von therapeutischem Nutzen, als auch für unerwünschte Nebeneffekte verantwortlich sein kann.

Bei der Interaktion zwischen Laser und Gewebe können im Weiteren folgende Effekte beobachtet werden:

- der photochemischen Effekt als nichtthermischer Effekt, wie z.B. die Biostimulation und photodynamische Therapie
 - die photothermische Wirkung als thermischen Effekt, wie z.B. die Koagulation und Vaporisation
 - die nichtlinearen Prozesse, wie z.B. die Photoablation und Photodisruption
- (Hibst, 1997)

Photochemische Wirkung

Grundlage der Photochemie ist die Veränderung der chemischen und physikalischen Eigenschaften von Atomen und Molekülen durch ihre Anregung nach Absorption von Photonen. Die thermischen Effekte der Laserstrahlung treten dabei in den Hintergrund. Man unterscheidet die photoinduzierte Isomerisierung von der photoinduzierten Ionisierung und Dissoziation, die ihrerseits zur photoinduzierten Synthese führen können (Letokov, 1983) (Abb. 2).

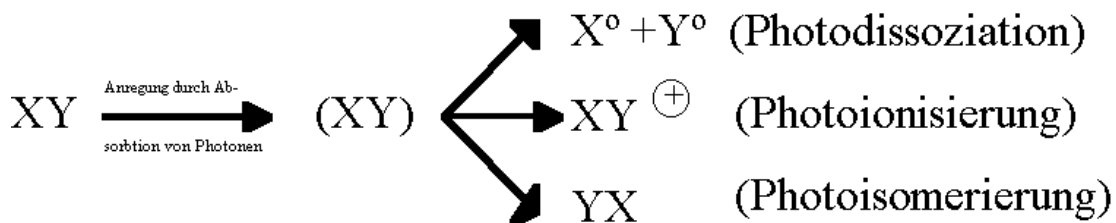


Abb. 2: Photochemische Effekte der Laserenergie. Durch Absorption der Laserenergie wird das Molekül angeregt. Das angeregte Molekül kann in Abhängigkeit von der Zahl der absorbierten Photonen in Radikale zerfallen (Photodissoziation), Elektronen abgeben (Photoionisierung) oder in eine andere Konformation übergehen bzw. andere Isomere bilden (Photoisomerisierung)

Der photochemische Effekt stimuliert eine chemische Reaktion, wie z.B. die Aushärtung von Kompositen. Es können jedoch auch chemische Verbindungen getrennt werden, wie bei der photodynamischen Therapie, die in der Onkologie eine wichtige Rolle spielt (Coluzzi, 2000), neuerdings aber auch in der Zahnmedizin immer mehr an Bedeutung gewinnt (Braun, 2007).

Photothermische Wirkung

Bei der Absorption des Laserlichts erfolgt eine Umwandlung der elektromagnetischen Strahlung in Wärmeenergie, das Material wird erwärmt. Wird der Siedepunkt des Gewebes überschritten, tritt Wasser als Dampf aus und das Gewebe trocknet aus. Bei weiterer Temperaturerhöhung wird eine chemische Zersetzung und Verkohlung (Karbonisierung) beobachtet (Abb. 3). Die Temperaturerhöhung und ihre Tiefenwirkung, die durch die Laserstrahlung hervorgerufen werden kann, sind abhängig von den optischen Eigenschaften der Probe, der Wärmeleitfähigkeit und der Wärmespeicherung des Materials, sowie vom Wärmeabfluss, falls Wärmetransportsysteme in der Probe (z.B. Gefäßsysteme) bestehen (Steiner, 1996) (Abb.3).

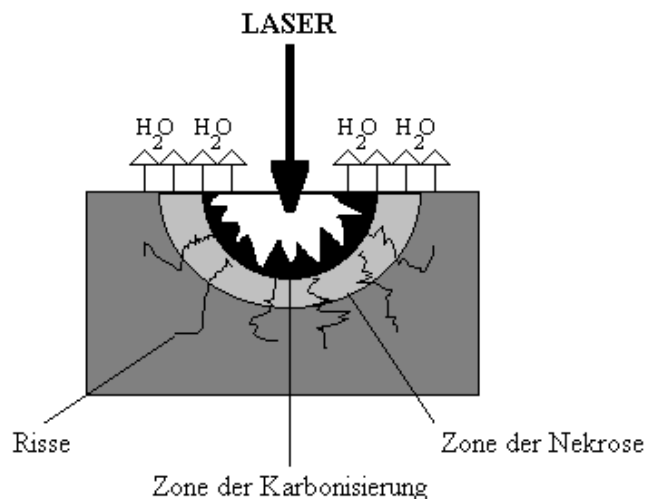


Abb. 3: Photothermische Wirkung der Laserstrahlung. Durch Absorption der Strahlung entsteht Hitze, durch die Wasser verdampft und Eiweiße denaturiert werden.

Die thermomechanische Bearbeitung von Gewebeproben ist eine Variante der thermischen Wechselwirkung vor allem bei Knochen und Zahnhartsubstanzen. Wird die Wärmeenergie in Form von Laserpulsen appliziert, kann es bei starker Energie-

absorption der Strahlung z.B. durch Wasser in Abhängigkeit von morphologischen Strukturen zu einer eng umschriebenen Erhitzung von organischen Gewebeanteilen kommen. Infolge der schlagartigen Verdampfung von Wasser treten Mikroexplosionen auf, die das umgebende Gewebe aus der Kavität herausreißen. Die thermische Belastung des Gewebes ist geringer als bei rein thermischer Wechselwirkungsweise. Eine effektive Abtragung von Knochen und Dentin scheint möglich (Oho und Morioka, 1990; Sinofsky, 1986, Abb.4).

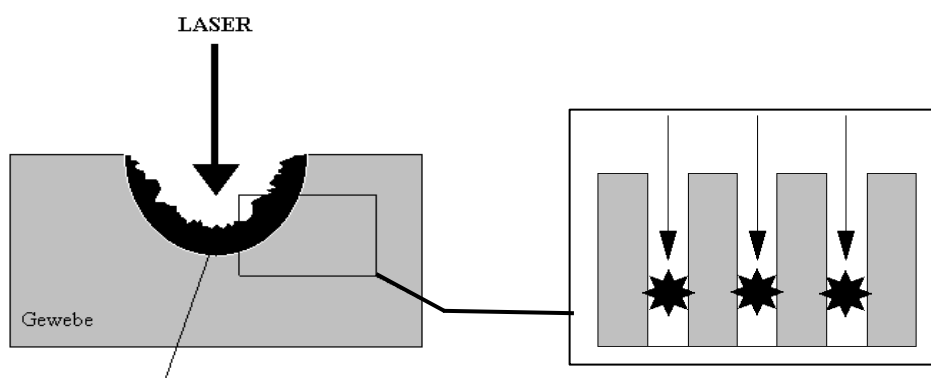


Abb. 4: Thermomechanische Bearbeitung am Beispiel von Zahnhartsubstanz. Mikroexplosionen in stark absorbierenden wasserhaltigen Zonen führen zur Zerstörung des Gewebes. Detail: Dentin mit Dentinkanälen; explosionsartiges Verdampfen von Wasser

Photoablation

Bei sehr kurzen Laserpulsen ($< 1 \mu\text{s}$) und Energiefussdichten von $> 10^7 \text{ W/cm}^2$ können Gewebe durch sogenannte photoablativ Prozesse zerlegt werden. In Modellvorstellungen geht man von einer laserinduzierten Dissoziation der Molekülstrukturen bzw. einer „thermomechanischen Dekomposition“ aus, die sich auf Schichtdicken von wenigen Mikrometern beschränkt. Eine Übertragung von Wärmeenergie in die Umgebung ist durch die sehr kurze Interaktionszeit stark eingeschränkt. Laserenergie, die während des Ablationsprozesses nicht absorbiert wurde, wird bei der plötzlichen Volumenexpansion der Ablationsfragmente verbraucht (Abb.5).

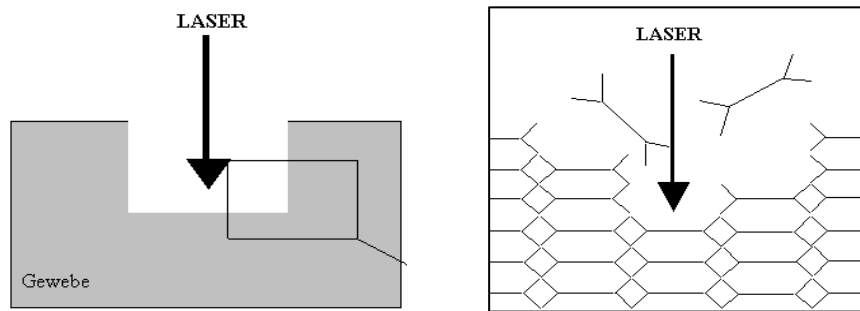


Abb. 5: Photoablation durch laserinduzierte Dissoziation. Durch Absorption energiereicher Photonen während weniger Nanosekunden werden die chemischen Bindungen gebrochen und die entstehenden Molekülfragmente durch Absorption bis dahin unverbrauchter Photonen mit hoher Geschwindigkeit aus der Bearbeitungszone entfernt. Die Eindringtiefe der Photonen ist auf wenige Mikrometer begrenzt

Photodisruption

Mit sehr hohen Energiedichten und ultrakurzen Laserpulsen kann im Fokus des Laserstrahls durch die dort sehr hohen elektrischen Feldstärken die Materie ionisiert werden. Dieser Prozess ist unabhängig von der Absorption der Strahlung durch Materie und wird deshalb auch in transparenten Medien wie Luft beobachtet. Im so entstandenen Plasma wird die Laserenergie sehr effektiv absorbiert. Die bei diesem Vorgang entstehende Schockwelle kann zur Mikrofragmentierung, zur Photodisruption, z.B. von Festkörpern führen. Die aufgebauten Druckwellen liegen in einer Größenordnung von bis zu einigen Hundert kbar (Abb.6).

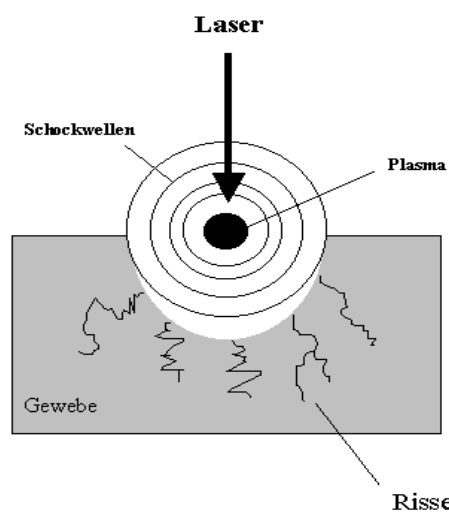


Abb. 6: Photodisruption: Der „optische Durchbruch“ liegt im Fokus des Laserstrahls, die von dort ausgehende Schockwelle zerstört das Gewebe

1.4. Optische Eigenschaften von Dentin

Bei der Zahnhartsubstanz Dentin handelt es sich um ein vitales Gewebe, das zu adaptativen und defensiven Reaktionen fähig ist. Während der Zahnbildung mauern sich die dentinbildenden Zellen (Odontolasten) nicht ein, sondern ziehen sich aus der dicker werdenden Dentinschicht zurück und hinterlassen lediglich einen verlängerten Fortsatz im Dentin. Es entsteht somit radiär von der Pulpa ausgehend die Dentinkanälchen, die den so genannten wasserähnlichen Dentinliquor enthalten. Dieser steht unter einem Druck von 35 mm Hg (Schroeder, 2000). Je nach Intensität kann die Wechselwirkung des Lichtes und der Zahngewebe in drei Gattungen eingeteilt werden:

- Lineare (unabhängig von der Intensität)
- Nicht lineare (fakultativ abhängig von der Intensität)
- Kraftwechselwirkung (obligat abhängig von der Intensität)

Die linearoptischen Eigenschaften der Zahnhartgewebe weisen fünf Problembereiche auf:

- Reflexion und der Durchgang an der Zahnoberfläche
- Lichtausbreitung im Zahnschmelz
- Reflexion und Lichtdurchgang an der Schmelz-Dentin-Grenze
- Lichtausbreitung im Dentin
- Reflexion und Lichtdurchgang an der Pulpa-Dentin-Grenze

Bei der Lichtausbreitung im Zahnschmelz und im Dentin ist das Phänomen der Wellenausbreitung beschrieben (Altshuler et al., 1991). In Zahnhartgeweben kommt es neben der Streuung von Licht teilweise auch zu einem Lichteinfang in die Wellenleiter. Diese sind im Zahnschmelz durch die Schmelzprismen und am Dentin durch die amorph mineralisierte Substanz zwischen den Dentinkanälchen definiert. Durch die Besonderheit der Lichtausbreitung in diesen Wellenleitern entsteht dort eine Lichtabschwächung. Die Anisotropie der Lichtschwächung in den Wellenleitern ist eine wichtige Folgerung, um die Lichtausbreitung in den Wellenleitern zu verstehen. Das heißt, dass die Transparenz des Dentins wesentlich verschieden sein kann, abhängig

davon ob die Wellenleiter parallel oder rechtwinklig vom Strahl getroffen werden (Altshuler, 1993). So ist die Transparenz sehr hoch, wenn der Laserstrahl im 90° Winkel auf die Wellenleiter trifft. Eine komplette Darstellung des Zahnes als optisches Modell ist aufgrund der vielen zu berücksichtigten Faktoren kaum möglich. Die weitere Erforschung optischer Parameter der Zahnhartsubstanz wird in Zukunft sicherlich eine wichtige Grundlage für die Weiterentwicklung und Verbesserung des Lasermethoden auf diesem Gebiet sein (Altshuler, 1993). Die optischen Eigenschaften von Zahnhartgewebe werden charakterisiert durch den Brechungsindex der Materie, den Streukoeffizienten, den Absorptionskoeffizienten und die Streuungsanisotropie (Wigdor et al., 1995). Welche Effekte an der Zahnhartsubstanz geschehen, hängt von der Energieverteilung und der deponierten Gesamtenergie im Zahn ab (Moritz, 2006). Zahnschmelz und Dentin verhalten sich aufgrund ihrer Zusammensetzung deutlich unterschiedlich im Bezug auf ihre optischen Eigenschaften (Moritz, 2006). Dentin enthält im Gegensatz zu Schmelz einen erhöhten Anteil von Wasser und Proteinen. Im sichtbaren Wellenlängenbereich (400-700 nm) ist nur eine geringe Absorption vergleichbar zum Schmelz festzustellen, wohingegen die Streuung im Dentin erheblich höhere Werte zeigt als im Schmelz. Der eigentliche Unterschied zwischen Schmelz und Dentin liegt im Streukoeffizienten. Im Zahnschmelz nimmt er mit zunehmender Wellenlänge ab, im Dentin dagegen bleibt er relativ gleich (Moritz, 2006).

Im mittleren Infrarotbereich nimmt der Absorptionskoeffizient im Dentin als auch im Schmelz enorm zu. Das heißt, dass die Laserenergie direkt an der Oberfläche absorbiert wird und der Streukoeffizient vernachlässigbar ist (Wigdor et al., 1995).

1.5. Bewertung der unterschiedlichen Wellenlängen im Bereich der Diodenlaser

Die Wellenlängen von 810 nm und 980 nm werden gut von pigmentierten Geweben und weniger gut von Zahnhartsubstanzen absorbiert. Die Verwendung von Diodenlasern mit diesen Wellenlängenbereichen eignen sich daher im besonderen Maße für die Desinfektion von Wurzelkanälen, insbesondere der Dentintubuli (Karlovic et al., 2005; Schoop et al., 2004; Klinke et al., 1997; Odor et al., 1999; Moritz et al., 1997a; Moritz et

al., 1997b; Gutknecht et al., 2004) oder als adjuvante Therapie bei der parodontalen Behandlung bei der Taschendekontamination, ohne hierbei einen unmittelbar schädigenden Einfluss auf Zahnstrukturen wie Schmelz oder Dentin zu nehmen (Coluzzi, 2000). Für den Einsatz in der Endodontie haben sich Diodenlaser beider Wellenlängen bewährt (Wang et al., 2005). Da jedoch die Absorption von Wasser bei der Wellenlänge von 980 nm höher ist als bei 810 nm, kommt es bei der Verwendung dieser Wellenlänge im Wurzelkanal mit 30%-40% zu einer geringeren Bakterienreduktion als bei 810 nm mit einer Keimreduktion von 63% (Gutknecht et al., 2004). Verglichen mit einem Nd:YAG Laser, der bei einer Wellenlänge von 1064 nm arbeitet, ist die Penetrationstiefe in die Dentinkanälchen geringer. Dies führt jedoch auch zu einer Herabsetzung von nicht beabsichtigten, thermischen Nebenwirkungen auf das parodontale Gewebe und den Alveolarknochen (Wang et al., 2005). Was den thermischen Effekt betrifft wurde sowohl für die Diodenlaser der Wellenlänge 810 nm als auch 980 nm gezeigt, dass alleinig der gewählte Wellenlängenbereich nicht über einen kritischen, das Gewebe zerstörenden Temperaturbereich, führt (Gutknecht et al., 2005; Wang et al., 2005). Verglichen mit anderen Lasertypen, z.B. Er:YAG, Er:Cr:YAGG und Nd:YAG, werden bei den Diodenlasern die geringsten Temperaturveränderungen beobachtet (Schoop et al., 2004). Verantwortlich für eine Temperaturerhöhung waren die jeweilig verwendeten Therapiedauer (Moritz et al., 1997a).

In der Parodontologie kommt es zur Anwendung der Diodenlaser im Wellenlängenbereich 810 nm und 980 nm zur unterstützenden Therapie nach der mechanischen Bearbeitung der Wurzeloberflächen (Borrajo et al., 2004). Hierdurch soll durch Bestrahlung mit Laserlicht Hypersensibilitäten vorgebeugt und die parodontale Tasche desinfiziert werden (Gutknecht et al., 2001). Dadurch, dass 96% der parodontalpathogenen Keime pigmentiert sind, kommt es durch die entsprechenden Wellenlängen zu einer Absorption und zur selektiven Zerstörung der Bakterien. Der antimikrobielle Effekt der Laserbestrahlung konnte in Studien bestätigt werden (Dörtbudak et al., 2001; Bach et al., 2000). Unterschiedliche Beobachtungen gibt es bezüglich dem Vorkommen von Nebeneffekten, wie Veränderungen der Wurzeloberfläche. Während in einigen Studien keine Veränderungen der Zahnhartsubstanzen angegeben wurden (Borrajo et al., 2004; Castro et al., 2006; Kreisler et al., 2001), konnten in anderen Untersuchungen

Karbonisierungserscheinungen und Oberflächenabspaltungen der Wurzeloberfläche beobachtet werden (Kreisler et al., 2002a; Kreisler et al., 2002b; Schwarz et al., 2003), wofür teilweise Blutbestandteile bzw. das Hämoglobin, welches gut die Wellenlängen 810 nm und 980 nm absorbiert, verantwortlich erscheint (Kreisler et al., 2002b).

Für die Weichgewebschirurgie hat sich der 810 nm Diodenlaser bewährt. Es konnte gezeigt werden, dass im Vergleich zum Nd:YAG-Laser eine bessere Schnittführung sowie eine höhere Koagulation erzielt werden kann, was eine höhere Blutarmut im Operationsgebiet und somit eine bessere Sicht des Behandlers bietet (Rastegar et al., 1992). Diese Wirkung ist auch hier auf die erhöhte Absorption der Laserstrahlung durch Hämoglobin begründet. Durch diese höhere Absorption wurden allerdings auch kleinere Penetrationstiefen verglichen mit einem Nd:YAG-Laser beobachtet (Wilder-Smith et al., 1997; Perry et al., 1997). In einer anderen Studie konnten jedoch tiefere Inzisionen mit einem 810 nm Diodenlaser verglichen zu CO₂- bzw. Nd:YAG-Laserbestrahlungen festgestellt werden (Goharkhay et al., 1999). Auch für den 980 nm Diodenlaser konnte eine gute Koagulationsfähigkeit gezeigt werden (Romanos und Nentwig, 1999). Verglichen mit anderen Lasern wurde ein besser definierter Inzisionsrand festgestellt. Jedoch wurde eine erhöhte thermische Wirkung im Weichgewebe mit erhöhter Gefahr der Nekrosenbildung beschrieben (Krause und Frentzen, 2007). Die gewünschte Wirkung hängt dennoch von den gewählten Parametern, wie Leistung und Bestrahlungsdauer ab.

1.6. Gewebedesinfektion in der Endodontie mit Diodenlasern

Der Erfolg einer endodontischen Behandlung basiert hauptsächlich auf der Eliminierung der Mikroorganismen im Wurzelkanal (Byström und Sundqvist, 1981; Sjögren et al., 1990). Neben einer manuellen oder maschinellen Instrumentierung der Wurzelkanalwände kann ein gleichzeitiges Spülen mit Natriumhypochloritlösung (NaOCl) bei einmaliger Anwendung die Anzahl der Bakterien auf 50% reduzieren (Sundqvist, 1993). Problematisch erscheint hierbei jedoch die geringe Eindringtiefe von Spüllösungen von nur ungefähr 100 µm - 130 µm in die Dentintubuli (Berutti et al., 1997). Demgegenüber sind Bakterien in der Lage bis zu einer Tiefe von 1100 µm in die

Dentintubuli vorzudringen (Kouchi et al., 1980). Zum Abtöten der Bakterien ist es wichtig, dass die Spüllösung in direktem Kontakt mit den Mikroorganismen steht. Um dieses Ziel zu erreichen kommen Ultraschallgeräte zur Erhöhung der Reinigungseffektivität von Wurzelkanälen zum Einsatz. Durch die Ultraschallwellen kann die Spüllösung tiefer in die Dentinschichten eindringen und bei einmaliger Anwendung sogar 70% der Bakterien eliminieren (Sjögren und Sundqvist, 1987). Bezogen auf die Eindringtiefe in die Dentintubuli zeigten sich ultraschallaktivierte Spülmethode der manuellen Spülung überlegen (Schrader, 2007). Weitere, auf Druck-Saug Technologie basierende Spülsysteme bei denen eine Eindringtiefe der Spüllösungen in die Dentinkanälchen von über 250 µm erreicht werden, sind viel versprechend (Hauser et al., 2007).

Der Einsatz von Diodenlasern in der Endodontie hat, durch seine *in vitro* und *in vivo* Studien nachgewiesenen desinfizierenden Wirkung im Wurzelkanal, an Bedeutung gewonnen (Gutknecht et al., 2000, 2004; Wang et al., 2005; Schoop et al., 2004; Klinke et al., 1997). Aufgrund der physikalischen Gegebenheiten des Laserlichts im nahen Infrarotbereich sind es neben dem Nd:YAG-Laser die Diodenlaser, deren Wellenlängen nur wenig von der Zahnhartsubstanz absorbiert werden und daher in den tiefen Dentinschichten ihre Wirkung entfalten können. Genau diese Tatsache wird z.B. bei der Wurzelkanaldesinfektion genutzt. Das Laserlicht bzw. Laserenergie kann mit Hilfe von feinen optischen Fasern bis in die apikale Region des Wurzelkanals hineingebracht werden (Frentzen, 2002; Stabholz et al., 2003). Somit können für Spüllösungen unerreichbare Teile des tubulären Systems erreicht und Bakterien eliminiert werden (Klinke et al., 1997). Durch eine tiefe Penetration in das tubuläre Gewebe wird eine ausreichende Bakterizidie auch in den tieferen Schichten erreicht. Der Einsatz von Lasern in der Endodontie zielt auf die Keimreduktion im Wurzelkanal speziell in den lateralen Dentintubuli ab. Untersuchungen zu Diodenlasern mit einer Wellenlänge von 810 nm lieferten nach mikrobiologischen Untersuchungen Erfolg versprechende Ergebnisse. Die mit *E.coli* und *Enterococcus faecalis* beimpften Wurzelkanäle bei extrahierten Zähnen bovinem Ursprungs zeigten durchschnittliche Reduktionen der Bakterienbesiedlung durch die Bestrahlung mit dem Diodenlaser von bis zu 99,9% (Moritz et al., 1997a; Gutknecht et al., 1997). In Vergleichsstudien mit konventionellen Wurzelkanaldesinfektionsmaßnahmen wurde ebenfalls eine größere Reduktion der

Keime bereits nach der ersten Bestrahlung beobachtet (Moritz et al., 1997d), bzw. konnte ein tendenziell besseres Resultat erzielt werden, verglichen mit Natriumhypochlorit jedoch ohne statistische Signifikanz (Gutknecht et al., 2002). Von Vorteil ist, dass der Diodenlaser, verglichen mit einem Nd:YAG-Laser, einen ähnlichen bakteriziden Effekt aufweist, es aufgrund der etwas geringeren Penetrationstiefe der Laserstrahlung in die Dentinkanälchen jedoch zu einem etwas geringeren Temperaturanstieg kommt (Wang et al., 2005; Moritz et al., 1997d). Der antibakterielle Effekt war bei Verwendung eines 810 nm Diodenlasers höher als bei einem 980 nm Diodenlaser, was auf eine höhere Energietransmission im Dentin zurückzuführen ist (Gutknecht et al., 2000, 2004). Es konnte weiterhin gezeigt werden, dass unter Verwendung von Diodenlasern verschiedener Wellenlängen die bakterizide Wirkung im Dentin der Wurzelkanalwand von der Dentindicke, der eingestellten Leistung des Lasers sowie von der verwendeten Wellenlänge abhängt. Was die thermische Wirkung angeht, so konnte bei adäquater Parameterwahl auch für diesen Wellenlängenbereich eine Erwärmung, die über einen kritischen, das Gewebe zerstörenden Temperaturbereich hinausgeht, ausgeschlossen werden.

1.7. Ziel der vorliegenden Arbeit

Die Ergebnisse der vorgenannten Untersuchungen mit Diodenlasern bezogen auf die antibakterielle Wirkung im Wurzelkanal und damit ihrer Energietransmission durch das Wurzelentin wurden mit Dentinproben bovinem Ursprungs durchgeführt. Ziel der vorliegenden Studie war es daher zu überprüfen, inwieweit ein Unterschied in der Energietransmission bei Verwendung von humanem Dentin unterschiedlicher Dicken mit Diodenlasern der Wellenlängenbereiche 809 nm und 970 nm vorliegt und inwiefern der Anstellwinkel der Faserspitzen der untersuchten Lasersysteme zum Dentin die Transmissionseigenschaften beeinflusst.

2. Material und Methode

2.1. Material

2.1.1. Der SIROLaser®

Bei dem SIROLaser® (Sirona, Bensheim; Abb. 7) handelt es sich um einen Diodenlaser der Klasse IV. Er arbeitet bei einer Wellenlänge von 970 nm bei einer Leistung zwischen 0,5 bis 7 W und einer Frequenz von 1 Hz bis 10 kHz. Über flexible Fasern variabler Dicken (200 μm , 320 μm oder 400 μm) wird das Laserlicht zum Zahn geleitet. In dem vorliegenden Versuch wurde eine Quarzfaser mit einem Durchmesser von 320 μm und einer Länge von 3 m verwendet (Sirona, Bensheim). Die gewählten Laserparameter betragen 1,3 W im Dauerstrich (cw)-Modus.



Abb. 7: SIROLaser®: Diodenlaser mit einer Wellenlänge von 970 nm

2.1.2. Der ORA-LASER 01 I.S.T.®

Bei dem Diodenlaser ORA-LASER 01 I.S.T.® (Oralia, Konstanz, Abb. 8) handelt es sich um einen Gallium-Aluminium-Arsenid-Injektionslaser. Der Laser arbeitet bei einer Wellenlänge von 809 nm bei einer Leistung zwischen 0 bis 6 W und einer Frequenz von 10-50 Hz. Auch hier wurde eine 320 µm Faser mit einer Länge von 3 m verwendet. Die gewählten Laserparameter betragen 2,1 W im Dauerstrich-Modus.



Abb. 8: ORA-Laser 01 I.S.T.®: Diodenlaser mit einer Wellenlänge von 809 nm

2.1.3. Vorbereitende Maßnahmen

2.1.3.1. Herstellung der Versuchsproben

2.1.3.1.1. Zahnschnitte

Insgesamt wurden zehn, aus parodontologischen Gründen frisch extrahierte Molaren in Natrium-Azid (0,001% NaN_3) gelagert. Anschließend wurden die Zähne in horizontaler Richtung mit einem Dreikomponentenkleber (Technovit 4000, Heraeus Kulzer GmbH, Werheim) auf einer Trägervorrichtung befestigt. So vorbereitet wurde aus den Zähnen

mit Hilfe einer Innenlochsäge (Sägemikrotom 1600, Leitz, Leica Vertriebs GmbH, Bensheim) parallel zur Pulpa Längsschnitte angefertigt (Abb.9), die sich in jeweils 10 Schnitte von 100 μm , 200 μm und 300 μm aufteilen. Insgesamt erhielt man so 60 Messpunkte, die sich auf jeweils 10 Messpunkte im apikalen sowie im mittleren Wurzel Drittel jedes 100 μm -, 200 μm - und 300 μm -Schnittes verteilen.

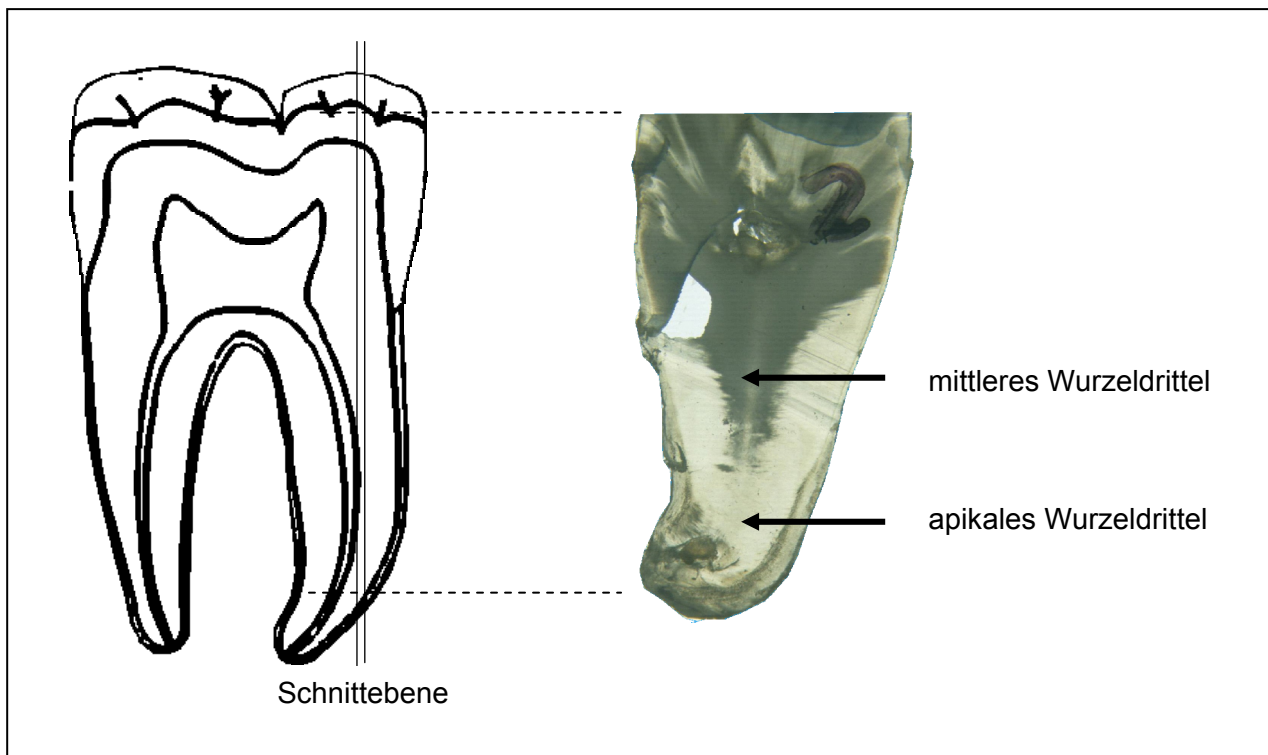


Abb. 9: Beispiel für einen aus Molaren gefertigten Zahnschnitt. Messungen der Transmission im Dentin im apikalen und mittleren Wurzel Drittel

2.1.3.2. Versuchsaufbau

Zur Messung der Transmission wurden die Zahnschnitte mit Blauwachs auf einer Plexiglasscheibe befestigt. Um die Messungen durch den Kunststoff der Platte nicht zu beeinflussen, wurde in diese ein 1 cm großes Loch geschnitten. Die so mit den Zahnschnitten präparierte Platte wurde in eine Haltevorrichtung eingespannt, dessen Winkel sich variabel einstellen ließ. Vor der Plexiglasplatte wurde die jeweilige Faserspitze in einem 1 mm Abstand zu den Zahnschnitten justiert. Hinter der

Plexiglasplatte befand sich in einem Abstand von 4 cm ein Messkopf (Scientech, Boulder (Co), USA) mit dem die jeweilige Leistung, angegeben in Watt [W], gemessen werden konnte. Hieraus ließ sich die jeweilige Transmission der Laserenergie durch den Zahnschnitt ermitteln (Abb. 10).

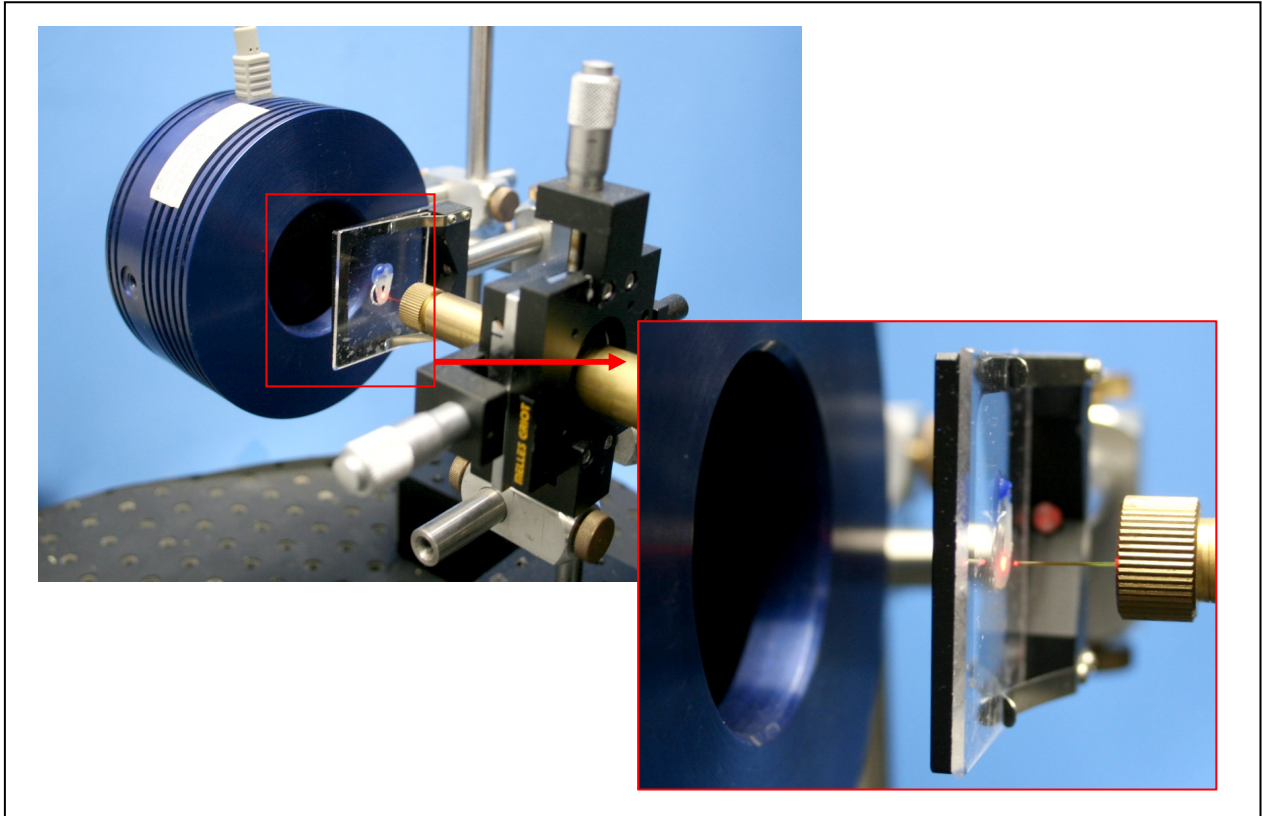


Abb. 10: Versuchsaufbau zur Messung der Lasertransmission: Über eine Faser wird das Laserlicht zu den auf einer Plexiglasplatte befestigten Zahnschnitt geleitet. Die Transmission wurde mit Hilfe einer dahinter liegenden an einen Wattmesser angeschlossenen Membran gemessen und in Watt [W] angegeben. Der Winkel der Faserspitze zum Dentinschnitt ließ sich variabel verändern

2.2. Durchführung der Untersuchung

2.2.1. Messung der Transmission im Dentin

Vor den Messungen wurden die Laser zueinander geeicht: hierzu wurden die verwendeten Laser in ihren Leistungsparametern so eingestellt, dass die mit dem

Wattmeter gemessene Leistung 1 Watt betrug. Daraus ergaben sich Einstellungen beim SiroLaser[®] von 1,3 W und beim ORA-LASER 01 I.S.T.[®] von 2,1 W. Um die Abhängigkeit des auftreffenden Winkels der Laserstrahlung zur Zahnprobe auf die Transmission der Laserstrahlung zu evaluieren, wurden die Messungen in einem Winkel der Faserspitze zu den Zahnschnitten von 90°, 45° sowie 30° durchgeführt.

2.2.2. Dokumentation der Proben

Zur Dokumentation wurden die Proben über einen an ein Mikroskop (Wild, Heerbrugg, Schweiz) angeschlossenen Fotoautomaten (Wild MPS 45 Photoautomat, Wild, Heerbrugg, Schweiz) bei sechsfacher Vergrößerung im Durchlichtverfahren fotografiert.

2.3. Statistische Auswertung

Um die Dentinproben als statistische Einheit betrachten zu können, wurde der Mittelwert der Messungen im apikalen und mittleren Wurzeldrittel erhoben. Für die statistische Analyse wurden sowohl Median, Minimum und Maximum berechnet. Die erhobenen Werte der Transmission wurden mit Hilfe des Shapiro-Wilk Tests auf Normalverteilung überprüft. Da nicht alle Werte normal verteilt waren, wurden sie mit dem Wilcoxon-Test verglichen. Unterschiede wurden mit einer Irrtumswahrscheinlichkeit von $\alpha = 0,05$ als statistisch signifikant betrachtet.

3. Ergebnisse

Die Energietransmission des Laserlichts durch das Dentin war abhängig von der verwendeten Wellenlänge, der Dicke des Dentinschnittes und von dem verwendeten Anstellwinkel der Faserspitze zur Dentinoberfläche.

Unabhängig von dem verwendeten Anstellwinkel der Faserspitze der Laser und der Dentindicke waren die gemessenen Transmissionswerte [W] bei den Wellenlängen 809 nm und 970 nm signifikant unterschiedlich ($p < 0,05$, Wilcoxon, Abb. 11). Diese fielen für den 809 nm Diodenlaser geringer aus. Der Median lag bei Verwendung der Wellenlänge von 809 nm bei 0,28 [W] (Min: 0,1, Max: 0,8) und bei 970 nm bei 0,4 [W] (Min: 0,1, Max: 0,9).

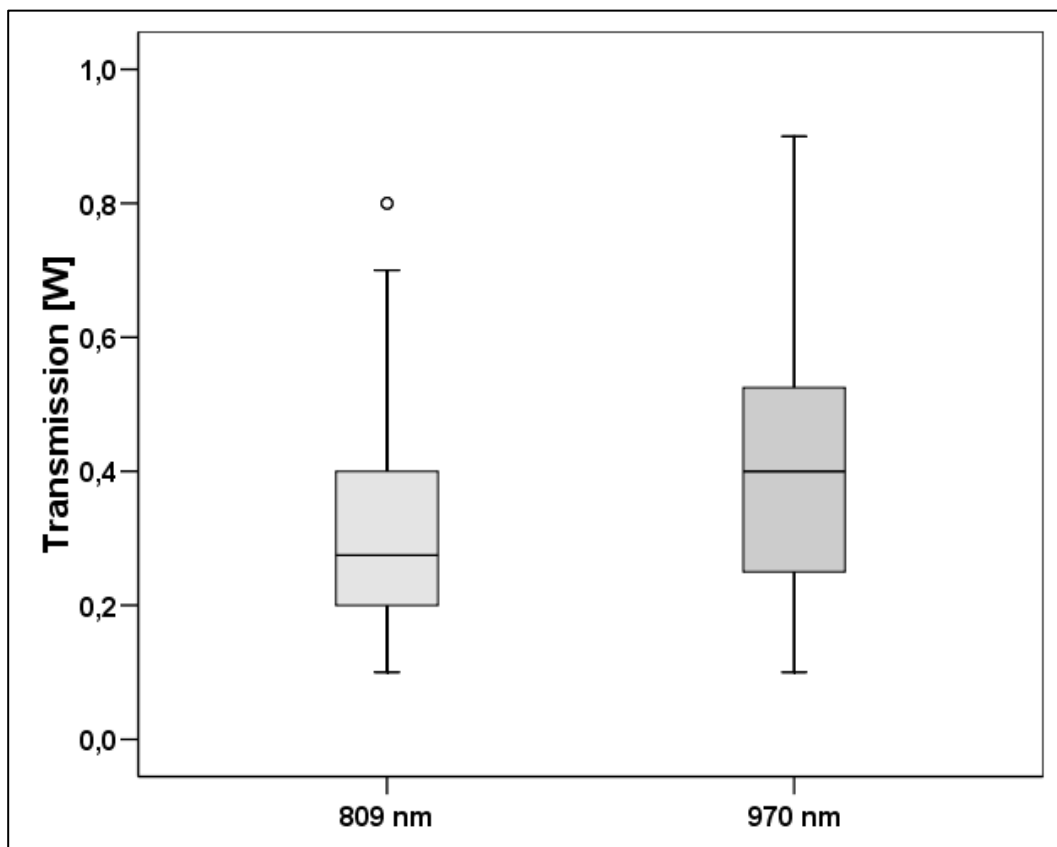


Abb. 11. Boxplot-Diagramm aller gemessenen Werte der Energietransmission [W] bei 809 nm und 970 nm (n=30). Signifikanter Unterschied zwischen den verwendeten Wellenlängen ($p < 0,05$, Wilcoxon). Boxplots zeigen Median, Minimum und Maximum sowie Ausreißer

Durch Verringerung des Anstellwinkels der Faserspitze der verwendeten Laser zur Oberfläche der Dentinschnitte verringerten sich auch die gemessenen Werte für die Transmission. Diese waren sowohl innerhalb eines Wellenlängenbereichs als auch im Vergleich der Laser untereinander signifikant unterschiedlich ($p < 0,05$, Wilcoxon, Abb. 12). Bei Verwendung der Wellenlänge von 809 nm betrug der Median bei einem Anstellwinkel von 90° 0,45 [W] (Min: 0,2, Max: 0,8) bzw. 0,28 [W] (45° , Min: 0,1, Max: 0,6) und 0,2 [W] (30° , Min: 0,2, Max: 0,5). Bei der Wellenlänge 970 nm lag der Median der Werte bei einem Anstellwinkel von 90° bei 0,55 [W] (Min: 0,15, Max: 0,9), 0,4 [W] (45° , Min: 0,15, Max: 0,7) und 0,25 [W] (30° , Min: 0,1, Max: 0,55).

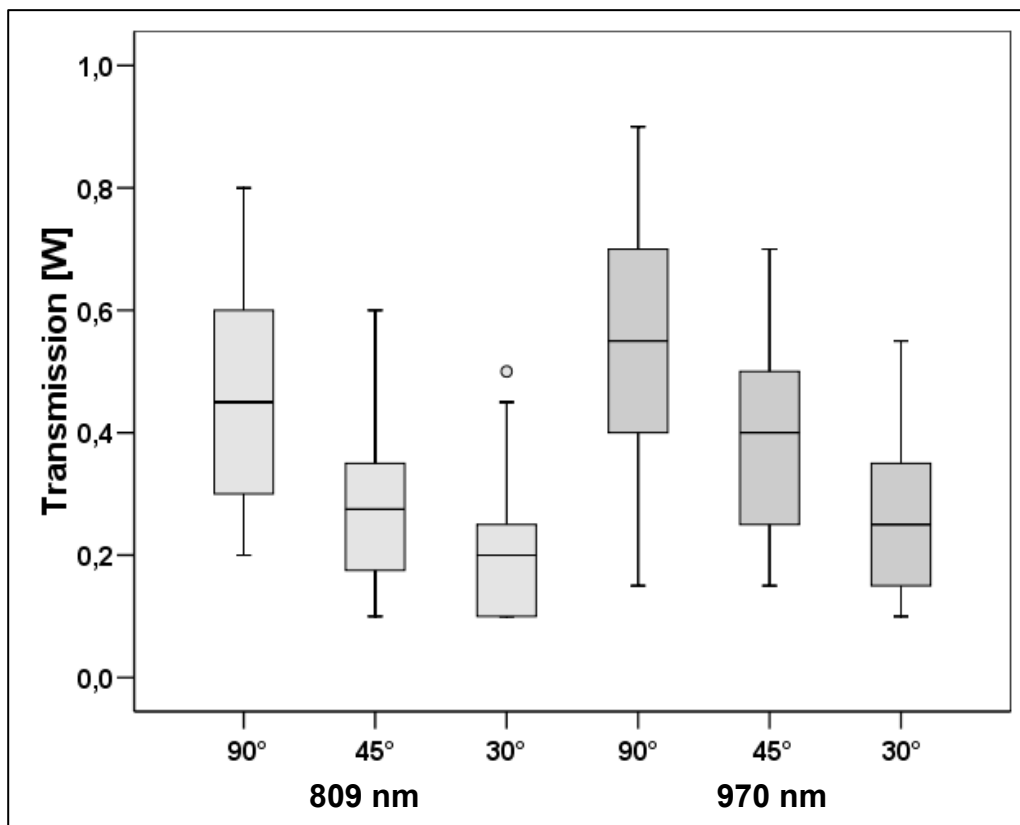


Abb. 12. Boxplot-Diagramm der Energietransmissionswerte [W] abhängig von dem verwendeten Anstellwinkel zwischen der Faserspitze der Laser und dem Zahnschnitt ($n = 30$). Verringerung der Transmission bei Abflachung des Anstellwinkels bei beiden Wellenlängen. Boxplots zeigen Median, Minimum und Maximum sowie Ausreißer

Bei Zunahme der Dicke [μm] der Dentinschnitte konnte innerhalb beider Wellenlängenbereiche eine statistisch signifikante Verringerung der Transmissionsleistung beobachtet werden ($p < 0,05$, Wilcoxon) (Abb. 13). Bei Verwendung der Wellenlänge von 809 nm und einer Dicke des Zahnschnitts von 100 μm betrug der Median 0,35 [W] (Min: 0,1, Max: 0,7), bei 200 μm 0,3 [W] (Min: 0,1, Max: 0,6) und bei 300 μm 0,2 [W] (Min: 0,1, Max: 0,8) während bei 970 nm der Median bei 100 μm 0,45 [W] (Min: 0,1, Max: 0,9), bei 200 μm 0,35 [W] (Min: 0,1, Max: 0,8) und bei einer Dicke von 300 μm 0,3 [W] (Min: 0,1, Max: 0,9) betrug.

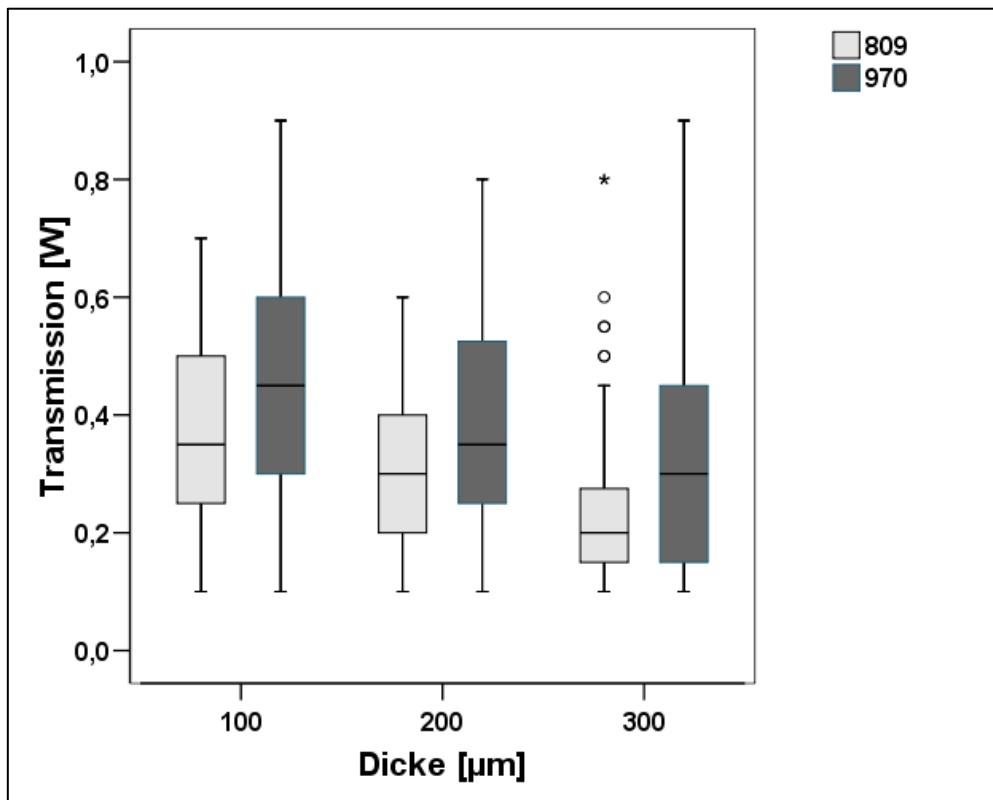


Abb. 13. Boxplot-Diagramm der Energietransmission [W] bezogen auf die Dicken [μm] der Zahnproben ($n = 30$). Verringerung der Transmission bei Zunahme der Dentindicke. Boxplots zeigen Median, Minimum und Maximum sowie Ausreißer

Eine Verringerung der Transmissionsleistung bei Abflachung der Winkeleinstellung konnte auch innerhalb der unterschiedlichen Dentindicken bei Verwendung der verschiedenen Wellenlängen gezeigt werden ($p < 0,05$, Wilcoxon, Abb. 14 a-c). Bei einer Dentindicke von $100 \mu\text{m}$ und Verwendung der Wellenlänge von 809 nm betrug der Median $0,53 \text{ [W]}$ (Min: $0,3$, Max: $0,7$) bei einer Winkeleinstellung von 90° , $0,33 \text{ [W]}$ (Min: $0,2$, Max: $0,55$) bei 45° und $0,25 \text{ [W]}$ (Min: $0,1$, Max: $0,45$) bei 30° . Bei gleicher Dentindicke und Verwendung der Wellenlänge von 970 nm lag der Median bei $0,65 \text{ [W]}$ (Min: $0,25$, Max: $0,9$) bei 90° , $0,48 \text{ [W]}$ (Min: $0,15$, Max: $0,65$) bei 45° und $0,3 \text{ [W]}$ (Min: $0,1$, Max: $0,55$) bei 30° (Abb. 14 a).

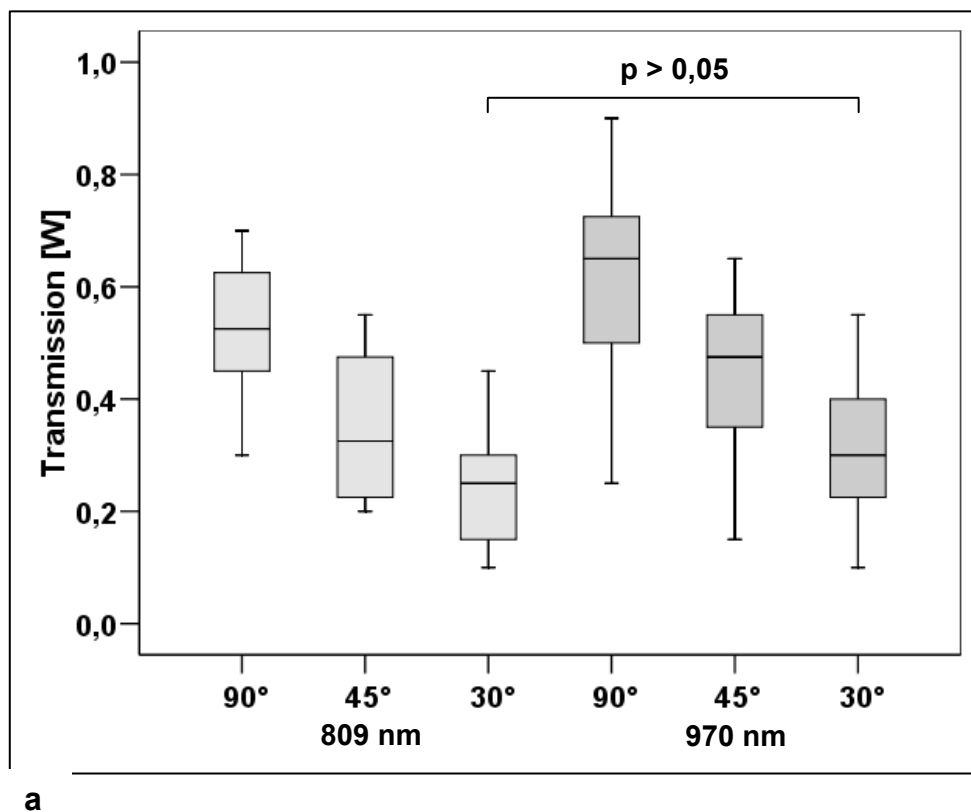
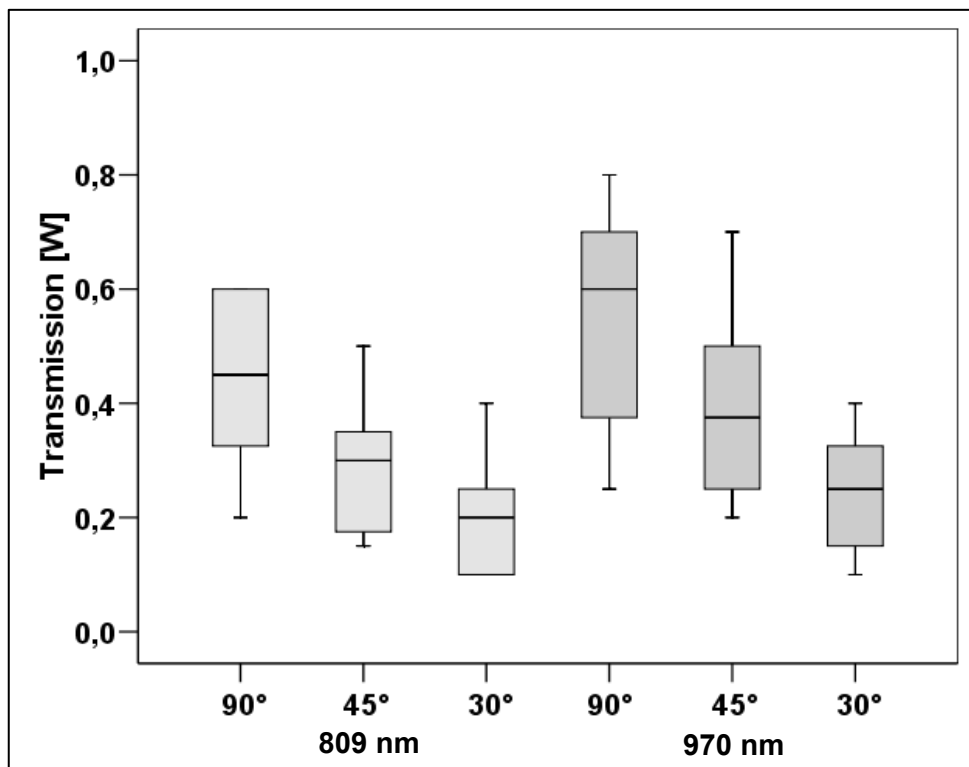


Abb. 14 a. Boxplot-Diagramm der Energietransmission [W] bei einer Dentindicke von $100 \mu\text{m}$ ($n = 10$). Verringerung der Transmission bei Abflachung der Winkeleinstellung in beiden Wellenlängenbereichen. Boxplots zeigen Median, Minimum und Maximum

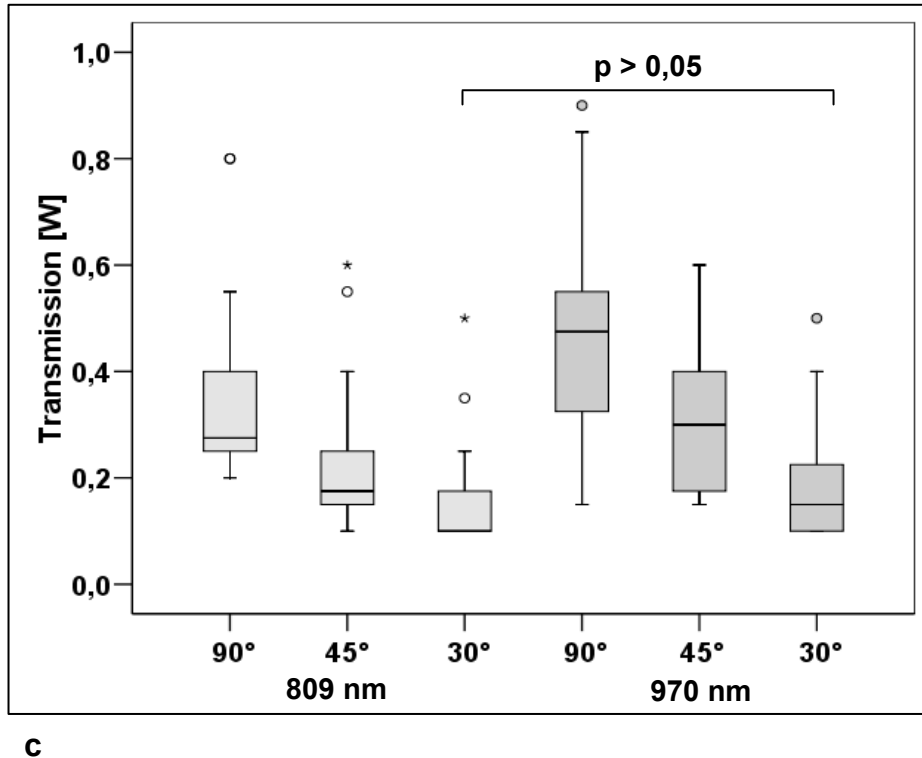
Bei einer Dentindicke von 200 μm und Verwendung der Wellenlänge von 809 nm betrug der Median 0,45 [W] (Min: 0,2, Max: 0,6) bei 90°, 0,3 [W] (Min: 0,15, Max: 0,5) bei 45° und 0,2 [W] (Min: 0,1, Max: 0,4) bei 30°. Bei gleicher Dentindicke und Verwendung der Wellenlänge von 970 nm lag der Median bei 0,6 [W] (Min: 0,25, Max: 0,8) bei 90°, 0,38 [W] (Min: 0,2, Max: 0,7) bei 45° und 0,25 [W] (Min: 0,1, Max: 0,4) bei 30° (Abb. 14 b).



b

Abb. 14 b. Boxplot-Diagramm der Energietransmission [W] bei einer Dentindicke von 200 μm ($n = 10$). Verringerung der Transmission bei Abflachung der Winkeleinstellung in beiden Wellenlängenbereichen. Boxplots zeigen Median, Minimum und Maximum

Bei einer Dentindicke von 300 μm und Verwendung der Wellenlänge von 809 nm betrug der Median 0,28 [W] (Min: 0,2, Max: 0,8) bei einem Winkel von 90°, 0,18 [W] (Min: 0,1, Max: 0,6) bei 45° und 0,1 [W] (Min: 0,1, Max: 0,5) bei 30°. Bei gleicher Dentindicke und Verwendung der Wellenlänge von 970 nm lag der Median bei 0,48 [W] (Min: 0,15, Max: 0,9) bei 90°, 0,3 [W] (Min: 0,15, Max: 0,6) bei 45° und 0,15 [W] (Min: 0,1, Max: 0,5) bei 30° (Abb. 14 c).



c

Abb. 14 c. Boxplot-Diagramm der Energietransmission [W] bei einer Dentindicke von 300 µm. Verringerung der Transmission bei Abflachung der Winkeleinstellung in beiden Wellenlängenbereichen. Boxplots zeigen Median, Minimum und Maximum sowie Ausreißer

Keine Unterschiede in der Transmission zwischen den verschiedenen Wellenlängen konnten einzig innerhalb der Dentindicken von 100 µm und 300 µm bei einer Winkeleinstellung von 30° beobachtet werden ($p > 0,05$, Wilcoxon, Abb. 14 a und c).

4. Diskussion

Der Erfolg einer endodontischen Behandlung basiert hauptsächlich auf der Eliminierung der Mikroorganismen im Wurzelkanal (Byström und Sundqvist, 1981; Sjögren et al., 1990). Um dieses Ziel zu erreichen werden zusätzlich zu der manuellen oder maschinellen Instrumentierung die Wurzelkanäle mit Natriumhypochloritlösung gespült. Problematisch erscheint hierbei jedoch die geringe Eindringtiefe von Spüllösungen (Berutti et al., 1997). Demgegenüber sind Bakterien in der Lage bis zu einer Tiefe von 1100 µm in die Dentintubuli vorzudringen (Kouchi et al., 1980). Zum Abtöten der Bakterien ist es wichtig, dass die Spüllösung in direktem Kontakt mit den Mikroorganismen steht. Um dieses Ziel zu erreichen, kommen ultraschallaktivierte Spülmethode oder auf Druck-Saug Technologie basierende Systeme zum Einsatz (Hauser et al., 2007; Schrader, 2007). Auch hat der Einsatz von Lasersystemen, insbesondere von Diodenlasern, in der Endodontie an Bedeutung gewonnen (Gutknecht et al., 2000, 2004; Wang et al., 2005; Schoop et al., 2004; Klinke et al., 1997). Da nur durch eine tiefe Penetration in das tubuläre Gewebe eine ausreichende Bakterizidie auch in den tieferen Dentinschichten erreicht werden kann, hängt die antibakterielle Wirkung des Laserlichts in hohem Maße von seiner Transmission durch das Wurzelzement ab.

In der vorliegenden Studie konnte gezeigt werden, dass die Transmission des Laserlichts durch das Dentin abhängig von der verwendeten Wellenlänge, der Dicke des Dentinschnittes und von dem verwendeten Anstellwinkel der Faserspitze zur Dentinoberfläche war. Bei Zunahme der Dicke des Dentinschnitts konnte innerhalb der beiden untersuchten Wellenlängenbereiche eine statistisch signifikante Verringerung der Transmissionsleistung beobachtet werden. Diese Ergebnisse unterstreichen die Beobachtungen von anderen Studien, in der ein 810 nm und ein 980 nm Diodenlaser verwendet wurde (Gutknecht et al., 2000, 2004). In diesen Studien wurden die Bakterienreduktionen in Abhängigkeit von verschiedenen dicken Wurzelzementdiscs nach Laserbestrahlung evaluiert. Diese waren, wie auch in der vorliegenden Arbeit 100 µm, 300 µm und 500 µm dick. Mit zunehmender Dentindicke wurden weniger Bakterien eliminiert, was auf eine Abnahme der Energietransmission der Laserstrahlung durch das Dentin zurückzuführen ist.

Unabhängig von dem verwendeten Anstellwinkel der Faserspitze der Laser und der Dentindicke waren die in der vorliegenden Arbeit gemessenen Transmissionswerte bei den Wellenlängen 809 nm und 970 nm signifikant unterschiedlich. Für den 970 nm Diodenlaser konnte eine signifikant höhere Energietransmission im Vergleich zu dem 809 nm Diodenlaser gezeigt werden. Diese Ergebnisse stehen im Widerspruch zu den Ergebnissen anderer Untersuchungen (Gutknecht et al., 2000, 2004). Der Vergleich in diesen Untersuchungen zwischen einem 810 nm und 980 nm Diodenlaser zeigte eine geringere bakterizide Wirkung und somit geringere Transmissionsleistung bei Verwendung der Wellenlänge von 980 nm, was durch eine erhöhte Wasserabsorption bei einer Wellenlänge von 980 nm begründet werden könnte. Dieser Unterschied in den Energietransmissionen der verschiedenen Wellenlängenbereichen könnte auf die Verwendung unterschiedlichen Zahnmaterials und ihrer Charakteristika zurückzuführen werden. Im Gegensatz zu der vorliegenden Arbeit, in der humane Dentinproben verwendet wurden, wurde in den anderen Studien Frontzähne bovinem Ursprungs herangezogen (Gutknecht et al., 2000, 2004). Die Substitution humaner Zähne durch Rinderzähne für wissenschaftliche Untersuchungen ist bekannt. Für den Zahnschmelz liegen einige Untersuchungen im Rahmen von werkstoffkundlichen Studien vor (Fitchie et al., 1993; Kells und Kennedy, 1995; Nakamichi et al., 1983), jedoch sind für das Dentin nur wenige Vergleichsstudien bekannt. Untersuchungen zu den physikalischen Eigenschaften von humanen und bovinen Dentin zeigten, dass die chemische Zusammensetzung beider Dentinarten sehr ähnlich ist, jedoch Unterschiede in der Dichte der Dentintubuli und ihren Durchmessern vorliegen (Esser et al., 1998). Die Anzahl der Dentintubuli bei humanem Wurzeldentin ist mit ca. 50.000 Tubuli pro mm^2 z.B. höher als bei bovinem Wurzeldentin mit ca. 47.000 Tubuli pro mm^2 (Esser et al., 1998; Schroeder, 2000). Zieht man Rückschlüsse aus den Ergebnissen, bei denen der Durchmesser der Tubuli im Kronendentin von Rindern und Menschen verglichen wurde, so lässt sich vermuten, dass der Durchmesser der Dentintubuli boviner Zähne im Wurzeldentin größer ist, als der von humanen Zähnen (Esser et al., 1998). Somit würde eine geringere Kanaldichte im Wurzeldentin von Rinderzähnen im Vergleich zur Kanaldichte humaner Zähne resultieren. Aufgrund des größeren Durchmessers der Dentinkanälchen von bovinen Zähnen spielt der Wassergehalt vermutlich eine

wesentlichere Rolle, welches die Unterschiede in der Energietransmission in dieser Arbeit und den Studien von Gutknecht erklären lassen könnte.

Die Verwendung unterschiedlicher Parameter in Bezug auf die Laserleistung in den erwähnten Studien macht einen Vergleich zwischen diesen Untersuchungen sehr schwierig. In der Studie bei Verwendung eines 810 nm Diodenlasers wurde eine 400 µm dicke Faser bei einer Leistung von 3 W für 30 Sekunden unter Kontakt mit dem Objekt verwandt (Gutknecht et al., 2000). Bei Verwendung eines 980 nm Diodenlasers wurde eine 200 µm dicke Faser bei Leistungen von 1,75 W, 2,3 W und 2,8 W verwandt (Gutknecht et al., 2004). Die eingestellten Winkel zwischen Faserspitze und Dentinoberfläche betragen 5°. Im Gegensatz dazu wurde in der vorliegenden Arbeit jeweils eine 320 µm dicke Glasfaser bei einer Leistung an der Faserspitze von 1 W in einem Abstand von 1 mm zur Dentinprobe gewählt. Die Winkeleinstellungen variierten zwischen 30°, 45° und 90°.

Durch Verringerung des Anstellwinkels der Faserspitze der verwendeten Laser zur Oberfläche der Dentinschnitte verringerten sich auch die gemessenen Werte für die Transmission. Diese unterschiedlichen Ergebnisse lassen sich durch die physikalische Wellenleiterfunktion des menschlichen Dentins erklären (Altshuler, 1993). Diese unterstreicht, dass die Transparenz des Dentins wesentlich unterschiedlich sein kann, je nachdem ob die Wellenleiter parallel oder rechtwinklig vom Strahl getroffen werden.

Derzeit wird die Laserstrahlung unter Verwendung von z.B. Glasfasern axial weitergeleitet. Um bei der Desinfektion eines Wurzelkanalsystems im Rahmen der endodontischen Behandlung eine möglichst große Effektivität zu gewährleisten, müsste die Laserenergie nach den vorliegenden Ergebnissen möglichst in einem rechtem Winkel auf die Dentinoberfläche weitergeleitet werden, um tiefere Dentinschichten zu erreichen, was einen höheren bakteriziden Effekt erwarten ließe. Als erste Entwicklung einer solchen Faser ist die „side-firing“ Spitze zu nennen (Stabholz et al., 2004). Hierbei handelt es sich um eine speziell für den Er:YAG-Laser konstruierte Spitze, die eine laterale Emission der Laserstrahlung ermöglicht. Diese wurde in erster Linie entwickelt, um mögliche Schäden wie Nervirritationen jenseits des Foramen apikale zu vermeiden.

In der vorliegenden Arbeit konnte gezeigt werden, dass unabhängig von der verwendeten Winkeleinstellung der Faserspitzen zur Dentinoberfläche und der Dicke des Dentins die Laserenergietransmission bei Verwendung der Wellenlänge von 970 nm

im Vergleich zu 809 nm erhöht war. Da der Erfolg einer endodontischen Behandlung wesentlich von der antibakteriellen Desinfektion des Wurzelkanalsystems abhängt, könnte der antibakterielle Effekt während der Wurzelkanal desinfektion bei der endodontischen Behandlung durch Verwendung eines 970 nm Diodenlasers gesteigert werden. Weitere, klinische und mikrobiologische Untersuchungen sind notwendig, um die in dieser Arbeit gewonnenen Ergebnisse zu unterstreichen.

5. Zusammenfassung

Der Erfolg einer endodontischen Behandlung hängt wesentlich von der antibakteriellen Desinfektion des Wurzelkanalsystems ab. Für die Desinfektion bei Verwendung von dentalen Lasersystemen spielen dabei die Transmissionseigenschaften der Laserenergie im Dentin eine entscheidende Rolle. In der vorliegenden Arbeit sollte daher überprüft werden, inwieweit ein Unterschied in der Energietransmission durch humanes Dentin unterschiedlicher Dicken bei Verwendung von Diodenlasern der Wellenlängenbereiche 809 nm und 970 nm vorlag und inwiefern der Anstellwinkel der Faserspitzen der Laser zum Dentin die Transmissionseigenschaften beeinflusst.

Aus insgesamt zehn, aus parodontologischen Gründen frisch extrahierten Molaren wurden parallel zur Pulpa Längsschnitte angefertigt, die sich in jeweils 10 Schnitte von 100 µm, 200 µm und 300 µm aufteilen. Insgesamt erhielt man so 60 Messpunkte, die sich auf jeweils 10 Messpunkte im apikalen sowie im mittleren Wurzeldrittel eines 100 µm, 200 µm und 300 µm Zahnschnittes verteilten. Die Laseranregungen der Proben erfolgten in einem Abstand von 1 mm zu den Zahnschnitten unter Verwendung eines 809 nm (ORA-LASER 01 I.S.T.[®]) und 970 nm (SIROLaser[®]) Diodenlaser. Vor den Messungen wurden die verwendeten Laser in ihren Leistungsparametern so eingestellt, dass die mit einem Wattmeter gemessene Leistung an der Faserspitze des jeweiligen Lasers 1 Watt betrug. Um die Abhängigkeit des auftreffenden Winkels der Laserstrahlung zur Zahnprobe auf die Transmission der Laserenergie zu evaluieren, wurden die Messungen in einem Winkel der Faserspitzen zu den Zahnschnitten von 90°, 45° sowie 30° durchgeführt. Mit Hilfe eines Energiemessgeräts wurde die durch die Zahnschnitte transmittierte Lichtenergie [W] gemessen.

Die Transmission des Laserlichts durch das Dentin war abhängig von der verwendeten Wellenlänge, der Dicke des Dentinschnittes und von dem verwendeten Anstellwinkel der Faserspitze zur Dentinoberfläche. Unabhängig von dem verwendeten Anstellwinkel der Faserspitze der Laser und der Dentindicke waren die gemessenen Transmissionswerte [W] bei den Wellenlängen 809 nm und 970 nm signifikant unterschiedlich ($p < 0,05$, Wilcoxon). Durch Verringerung des Anstellwinkels der Faserspitze der verwendeten Laser zur Oberfläche der Dentinschnitte verringerten sich auch die gemessenen Werte für die Transmission. Diese waren sowohl innerhalb eines Wellenlängenbereichs als

auch im Vergleich der Laser untereinander signifikant unterschiedlich ($p < 0,05$, Wilcoxon). Bei Zunahme der Dicke [μm] des Dentinschnitts konnte innerhalb beider Wellenlängenbereichen eine statistisch signifikante Verringerung der Transmissionsleistung beobachtet werden ($p < 0,05$, Wilcoxon).

In der vorliegenden Arbeit konnte gezeigt werden, dass unabhängig von der verwendeten Winkeleinstellung der Faserspitzen zur Dentinoberfläche und der Dicke des Dentins der antibakterielle Effekt während der Wurzelkanaldesinfektion bei der endodontischen Behandlung bei Verwendung eines 970 nm Diodenlasers gesteigert werden könnte.

6. Tabellen

810 nm 100 µm

90°

45°

30°

Messungen apikales Wurzel Drittel [W]		
0,7	0,55	0,45
0,7	0,5	0,3
0,65	0,5	0,3
0,45	0,2	0,15
0,55	0,4	0,3
0,4	0,2	0,15
0,45	0,25	0,15
0,3	0,2	0,15
0,5	0,3	0,25
0,7	0,45	0,35
Messungen mittleres Wurzel Drittel [W]		
0,5	0,5	0,4
0,65	0,3	0,25
0,5	0,2	0,15
0,45	0,3	0,25
0,6	0,35	0,3
0,55	0,5	0,25
0,45	0,35	0,2
0,6	0,3	0,25
0,6	0,35	0,2
0,3	0,2	0,1

810 nm 200 μm

90°

45°

30°

Messungen apikales Wurzel Drittel [W]		
0,3	0,15	0,1
0,45	0,3	0,2
0,4	0,3	0,25
0,6	0,5	0,15
0,6	0,4	0,3
0,6	0,3	0,4
0,35	0,2	0,1
0,3	0,15	0,1
0,5	0,4	0,3
0,5	0,35	0,25
Messungen mittleres Wurzel Drittel [W]		
0,45	0,35	0,3
0,35	0,15	0,1
0,2	0,15	0,1
0,6	0,3	0,2
0,2	0,15	0,1
0,6	0,3	0,2
0,6	0,35	0,25
0,4	0,35	0,25
0,5	0,3	0,2
0,25	0,2	0,1

810 nm 300 μm

90°

45°

30°

Messungen apikales Wurzel Drittel [W]		
0,45	0,25	0,15
0,5	0,25	0,2
0,2	0,15	0,1
0,2	0,15	0,1
0,25	0,15	0,1
0,25	0,15	0,1
0,8	0,55	0,35
0,8	0,6	0,5
0,2	0,15	0,1
0,25	0,2	0,1
Messungen mittleres Wurzel Drittel [W]		
0,25	0,15	0,1
0,55	0,4	0,25
0,35	0,25	0,2
0,25	0,15	0,1
0,35	0,2	0,15
0,25	0,1	0,1
0,3	0,2	0,15
0,3	0,15	0,1
0,25	0,2	0,1
0,3	0,15	0,1

970 nm 100 µm

90°

45°

30°

Messungen apikales Wurzel Drittel [W]		
0,6	0,5	0,35
0,85	0,65	0,55
0,65	0,55	0,4
0,45	0,3	0,25
0,7	0,45	0,3
0,5	0,4	0,2
0,55	0,4	0,3
0,5	0,25	0,1
0,5	0,3	0,2
0,75	0,5	0,5
Messungen mittleres Wurzel Drittel [W]		
0,6	0,45	0,3
0,7	0,55	0,4
0,4	0,3	0,2
0,9	0,5	0,4
0,75	0,5	0,4
0,7	0,4	0,25
0,8	0,6	0,35
0,7	0,6	0,4
0,65	0,55	0,3
0,25	0,15	0,1

970 nm 200 μm

90°

45°

30°

Messungen apikales Wurzel Drittel [W]		
0,25	0,2	0,15
0,7	0,25	0,15
0,4	0,3	0,25
0,6	0,4	0,3
0,6	0,5	0,35
0,8	0,7	0,4
0,3	0,2	0,15
0,35	0,25	0,2
0,7	0,5	0,4
0,6	0,3	0,2
Messungen mittleres Wurzel Drittel [W]		
0,65	0,45	0,3
0,55	0,35	0,25
0,3	0,2	0,1
0,8	0,55	0,4
0,5	0,3	0,15
0,7	0,5	0,25
0,7	0,5	0,35
0,6	0,45	0,3
0,7	0,45	0,25
0,3	0,2	0,1

970 nm 300 μm

90°

45°

30°

Messungen apikales Wurzel Drittel [W]		
0,55	0,45	0,25
0,5	0,4	0,2
0,4	0,15	0,1
0,3	0,15	0,1
0,25	0,15	0,1
0,25	0,15	0,1
0,9	0,6	0,5
0,85	0,4	0,25
0,3	0,2	0,1
0,15	0,25	0,1
Messungen mittleres Wurzel Drittel [W]		
0,45	0,35	0,1
0,5	0,45	0,4
0,55	0,3	0,15
0,55	0,3	0,2
0,45	0,35	0,15
0,35	0,15	0,15
0,55	0,4	0,2
0,4	0,2	0,1
0,6	0,45	0,25
0,55	0,3	0,15

7. Literaturverzeichnis

Altshuler GB.

Die optischen Eigenschaften des Zahnhartgewebes.

In: Berlien HP, Müller G, Hrsg. Angewandte Lasermedizin.

Berlin: ecomed, 1993: VI 3.3.1.- 2.3.

Altshuler GB, Grisimov VN, Ermolaev VS, Vityaz IV.

Human tooth as an optical device.

SPIE 1991; 1429: 95-104

Ando Y, Aoki A, Watanabe H, Ishikawa I.

Bactericidal effect of Erbium: YAG laser on periodontopathic bacteria.

Lasers Surg Med 1996; 19: 190-200

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

Becker J.

Möglichkeiten und Grenzen des Lasereinsatzes in der Zahnmedizin.

ZWR 1995; 6: 464-469

Berutti E, Marini R, Angeretti A.

Penetration ability of different irrigants into dentinal tubules.

J Endod 1997; 23: 725-727

Borggreven JM, van Dijk JW, Driessens FC.

Effect of laser irradiation on the permeability of bovine dental enamel.

Arch Oral Biol 1980; 25: 831-832

Bornstein ES.

Why wavelength and delivery systems are the most important factors in using a dental hard- tissue laser: a literature review.

Compend Contin Educ Dent 2003; 24: 837-847

Borrajo JL, Varela LG, Castro GL, Rodriguez- Nunez I, Torreira MG.

Diode Laser (980nm) as adjunct to scaling and root planning.

Photomed Laser Surg 2004; 22: 509- 512

Braun A.

Anwendung und Möglichkeiten der antimikrobiellen photodynamischen Therapie (aPDT).

Laserzahnheilkunde 2007; 4: 159-164

Byström A, Sundqvist G.

Bacteriologic evaluation of the efficacy of mechanical root canal instrumentation in endodontic therapy.

Scand J Dent Res 1981; 89: 321-328

Castro GL, Gallas M, Nunez IR, Borrajo JL, Varela LG.

Histological evaluation of the use of diode laser as an adjunct to traditional periodontal treatment.

Photomed Laser Surg 2006 ; 24: 64-68

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: 701-709

Coluzzi DJ.

An overview of laser wavelengths used in dentistry.

Dent Clin North Am 2000; 44: 753-765

Coluzzi DJ.

Lasers in dentistry.

Compend Contin Educ Dent 2005; 26: 429-435

Convissar RA, Goldstein EE.

An overview of laser in dentistry.

Gen Dent 2003; 51: 436-440

Dederich DN.

Laser/ tissue interaction: what happens to laser light when it strikes tissue?

J Am Dent Assoc 1993; 124, 57-61

Dörschel K, Ertl T, Müller G.

Physikalische Grundlagen des Lasereinsatzes in der Zahnheilkunde.

In: Berlien HP, Müller G, Hrsg. Angewandte Lasermedizin.

Berlin: ecomed, 1993: IV 3.3.1.

Dörtbudak O, Haas R, Bernhart T, Mailath- Pokorny G.

Lethal photosensitization for decontamination of implant surfaces in the treatment of peri-implantitis.

Clin Oral Implants Res 2001; 12: 104-108

Ertl TH, Müller G.

Lasertypen und Anwendung.

In: Berlien HP, Müller G, Hrsg. Angewandte Lasermedizin

Berlin: ecomed, 1995: IV 3.3.1.

Esser M, Tinschert J, Marx R.

Materialkennwerte der Zahnhartsubstanz des Rindes im Vergleich zur humanen Zahnhartsubstanz.

Dtsch Zahnärztl Z 1998; 53: 713-717

Featherstone JD.

Caries detection and prevention with laser energy.

Dent Clin North Am 2000; 44: 955-969

Featherstone JDB, Nelson DGA.

Laser effects on the dental hard tissue.

Adv Dent Res 1987; 1: 21-26

Fitchie JG, Zardiackas LD, Givan DA, Anderson L, Caughman WF.

Tensile fatigue of two composite cements bonding three base metal alloys to bovine enamel.

Dent Mater 1993; 9: 28-32

Franetzki, M.

Laser in der Zahnmedizin.

ZMK 1991; 7: 9-14

Frentzen M.

Laser in der Endodontie- eine Übersicht.

ZWR 2002; 111: 375-379

Frentzen M, Koort HJ.

Lasertechnik in der Zahnheilkunde.

Dtsch Zahnärztl Z 1991; 46: 443-454

Frentzen M, Koort HJ.

Laser in der Zahnheilkunde.

In: Heidelberg BJ, Hrsg. Innovationen in der Zahnheilkunde.

Bahlingen: Spitta, 1995: 16/4.1.

Goharkhay K, Moritz A, Wilder-Smith P, Schoop U, Kluger W, Jakolitsch S, Sperr W.
Effects on oral soft tissue produced by a diode laser in vitro.
Lasers Surg Med 1999; 25: 401-406

Goldman L, Hornby P, Mayer R, Goldman B.
Impact of the laser on dental caries.
Nature 1964; 203: 417

Goodies HE, Pashley D, Stabholz A.
Pulpal effects of thermal and mechanic irritants
In: Hargreaves KM, Goodies HE, Hrsg: Seltzer`s and Bender`s dental pulp.
Chicago, IL: Quintessence, 2002: 371-388

Gutknecht N, Alt T, Slaus G, Bottenberg P, Rosseel P, Lauwers S, Lampert F.
Clinical comparison of the bacterial effect of the diode laser and 5% sodium hypochlorite
in necrotic root canals
J Oral Laser Appl 2002; 3: 151-157

Gutknecht N, Franzen R, Meister J, Vanweersch L, Mir M.
Temperature evolution on human teeth root surface after diode laser assisted
endodontic treatment.
Lasers Med Sci 2005; 20: 99-103

Gutknecht N, Franzen R, Schippers M, Lampert F.
Bactericidal effect of a 980nm diode laser in the root canal wall dentin of bovine teeth.
J Clin Laser Med Surg 2004; 22: 9-13

Gutknecht N, van Gogswaardt D, Conrads G, Apel C, Schubert C, Lampert F.
Diode laser radiation and its bactericidal effect in root canal wall dentin.
J Clin Laser Med Surg 2000; 18: 57-60

Gutknecht N, Moritz A, Conrads C, Lampert F.

Der Diodenlaser und seine bakterizide Wirkung im Wurzelkanal: Eine in vitro Studie.

Endodontie 1997; 3: 217-222

Gutknecht N, Zimmermann R, Lampert F.

Lasers in periodontology:state of the art.

J Oral Applications 2001;1: 169-179

Haller B, Hofmann N, Klemen J, Klaiber B.

Er:YAG Laserpräparationen und Komposit- Dentinhaftung in vitro.

Dtsch Zahnärztl Z 1993; 48: 707-712

Hauser V, Braun A, Frentzen M.

Penetration depth of a dye marker into dentine using a novel hydrodynamic system (RinsEndo).

Int Endod J 2007; 40: 644-652

Hibst R .

Technik, Wirkungsweisen und medizinische Anwendung von Holmium- und Erbium-Lasern.

In: Müller JG, Berlien HP, Hrsg. *Fortschritte in der Lasermedizin*,

Landsberg: ecomed, 1997: 15

Hibst R, Keller U.

Experimental studies of the application of Er:YAG laser on dental hard substances:I.

Measurement of the ablation rate

Lasers Surg Med 1989; 9: 338-344

Hofmann H, Haller B, Klaiber B, Käs Dorf A.

Füllungsrandschluß nach Laserpräparation.

Dtsch Zahnärztl Z 1992; 47: 711-713

Karlovic Z, Pezelj- Ribaric S, Miletic I, Jukic S, Grgurevic J, Anic I.
Erbium:YAG laser versus ultrasonic in preparation of root-ended cavities
J Endod 2005; 31: 821-823

Kells BE, Kennedy JG.
Temperature and humidity: Significant factors in resin/ enamel bonding.
European J Prosthodont Rest Dent 1995; 3: 269-274

Klinke T, Klimm W, Gutknecht N.
Antibacterial effect of Nd:YAG laser irradiation within root canal dentin.
J Clin Laser Med Surg 1997; 15: 29-31

Koort HJ.
Die Wirkung von Laserstrahlung auf Gewebe.
Dtsch Zahnärztl Z 1994; 49: 100-105

Kouchi Y, Ninomiya J, Yasuda H, Fukui K, Moriyama T, Okamoto H.
Location of streptococcus mutans in the dentinal tubules of open infected root canals.
J Dent Res 1980; 59: 2038-2046

Krause F, Frentzen M.
Dioden-Laser in der zahnmedizinischen Anwendung.
LaserZahnheilkunde 2007; 4: 151-158

Kreisler M, Al-Haj H, Daubländer M, Duscher H, Willershausen B, d'Hoedt B.
Effect of diode laser irradiation on the root surfaces in vitro.
J Clin Laser Med Surg 2002b; 20: 63-69

Kreisler M, Al- Haj H, d'Hoedt B.
Intrapulpal temperature changes during root surface irradiation with 809nm GaAlAs laser.
Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2002a; 93: 730-735

Kreisler M, Meyer C, Stender E, Daubländer M, Willershausen-Zönnchen , 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

Letokhov VS.

In: Letokhov VS, Hrsg. Nonlinear laser chemistry.

New- York: Springer , 1983

Lobene RR, Fine S.

Interaction of laser radiation with oral hard tissues.

J Prosthet Dent 1996; 16: 589-597

Meister J, Franzen R.

Dentale Lasersysteme. Teil II: Der Dioden- Laser.

LaserZahnheilkunde 2007; 4:185-189

Morioka T, Tagamori S.

Application of the Nd:YAG -laser and flouride in the prevention of dental caries.

In: Yamaoto H, Atsumi K, Kusakari H, Hrsg. *Lasers in dentistry.*

Amsterdam: Excerpta Medica, 1989: 55

Moritz A.

Lasieranwendung in der Präventiv- Zahnmedizin.

In: Moritz A, Hrsg. *Orale Lasertherapie.*

Berlin: Quintessenz, 2006: 197-198

Moritz A, Doertbudak O, Gutknecht N, Goharkhay K, Schoop U, Sperr W.

Nd:YAG laser irradiation of infected root canals in combination with microbiological examinations.

J Am Dent Assoc 1997b; 128: 1525-1530

Moritz A, Gutknecht N, Doertbudak O, Goharkhay K, Schoop U, Wernisch J, Sperr W.
Bacterial reduction in periodontal pockets through irradiation with a diode laser. A pilot study.

J Clin Laser Med Surg 1997c; 15: 33-37

Moritz A, Gutknecht N, Goharkhay K, Schoop U, Wernisch J, Sperr W.
In vitro irradiation of infected root canals with a diode laser: Results of microbiologic, infrared spectrometric, and stain penetration examinations.

Quintessence Int 1997a; 28: 205-209

Moritz A, Gutknecht N, Schoop U, Goharkhay K, Doertbudak O, Sperr W.
Irradiation of infected root canals with a diode laser in vivo: Results of microbiological examinations.

Lasers Surg Med 1997d; 21: 221- 226

Morlock BJ, Pippin DJ, Cobb CM, Killoy WJ, Rapley JW.
The effect of Nd:YAG laser exposure on root surfaces when used as an adjunct to root planning: an in vitro study.

J Periodontol 1992; 63: 637-641

Nakamichi J, Iwaku M, Fusayama T.
Bovine teeth as possible substitutes in the adhesion test.

J Dent Res 1983; 62: 1076-1081

Neiburger EJ, Miserendino L.
Laser reflectance: Hazard in the dental operator.
Oral Surg Oral Med Oral Pathol 1988; 66: 659-661

Odor TM, Chandler NP, Watson TF, Ford TR, McDonald F.
Laser light transmission in teeth: a study of the patterns in different species.

Int Endod J 1999; 32: 296-302

Oho T, Morioka T.

A possible mechanism of acquired acid resistance of human dental enamel by laser irradiation.

Caries Res 1990; 24: 86-92

Pearson GJ, Schuckert KH.

The role of lasers in dentistry: present and future

Dent Update 2003; 30: 70-74

Perry DA, Goodies HE, White JM.

In vitro study of the effects of Nd:YAG laser probe parameters on bovine oral soft tissue excision.

Lasers Surg Med 1997; 20: 39-46

Pick RM, Pecaro BC, Silberman CJ.

The laser gingivectomy. The use of the CO₂ laser for removal of phenytoin hyperplasia.

J Periodontol 1985; 56: 492-496

Rastegar S, Jaques SL, Motamedi M, Kim BM.

Theoretical analysis of equivalency of high power diode laser (810nm) and Nd:YAG laser (1064nm) for coagulation of tissue: Predictions for prostate coagulation.

SPIE Proc 1992; 1649, 150-160

Roggan A, Bindig U, Wäsche W, Zgoda F.

Eigenschaften von biologischen Geweben

In: Berlien HP, Müller G, Hrsg. *Angewandte Lasermedizin*.

Berlin: ecomed, 1997: II 3.1.

Romanos G, Nentwig GH.

Diode laser (980nm) in oral and maxillofacial surgical procedures: clinical observations based on clinical applications.

J Clin Laser Med Surg 1999; 17: 193-197

Schoop U, Kluger W, Moritz A, Nedjelik N, Georgopoulos A, Sperr W.
Bactericidal effect of different laser systems in the deep layers of dentin.
Lasers Surg Med 2004, 35: 111-116

Schrader AC.
Penetrationstiefe einer Natriumhypochlorit-Lösung im Rahmen der Wurzelkanalspülung-
eine in-vitro-Studie-
Med Diss Bonn 2007

Schroeder HE.
Dentinogenesis und Dentin.
In: Schoeder HE, Hrsg. Orale Strukturbiologie.
Stuttgart: Thieme, 2000: 85-118

Schwarz F, Sculean A, Berakdar M, Szathmari L, Georg T, Becker J.
In vivo and in vitro effects of an Er:YAG laser, a GaAlAs Diode laser and scaling and
root planning on periodontally diseased root surfaces: a comparative histological study.
Lasers Surg Med 2003; 32: 359-366

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

Sievers M, Frentzen M, Kosina A, Koort HJ.
Scaling of Root Surfaces with lasers- an in vitro study.
SPIE Dentl Appl Lasers 1993; 2080: 82-87

Sinofsky E.
Comparative thermal modeling of Er:YAG, Ho:YAG and CO₂- laser pulses for tissue
vaporization.
SPIE Laser Med 1986; 712, 188-192

Sjögren U, Hagglund B, Sundqvist G, Wing K.
Factors affecting the long- term results of endodontic treatment
J Endod 1990; 16: 498-504

Sjögren U, Sundqvist G.
Bacteriologic evaluation of ultrasonic root canal instrumentation.
Oral Surg Oral Med Oral Path 1987; 63: 366-370

Stabholz A, Sahar- Helft S, Moshonov J.
Lasers in endodontics.
Dent Clin North Am 2004; 48: 809-832

Stabholz A, Zeltser R, Sela M, Peretz B, Moshonov J, Ziskind D, Stabholz A.
The use of lasers in dentistry: principles of operation and clinical applications.
Compend Contin Educ Dent 2003; 24: 935-948

Steiner U.
Wechselwirkung des Laserlichts mit biologischer Materie.
In: Berlien HP, Müller G, Hrsg. Lasertechnologien und Lasermedizin.
Landsberg: ecomed, 1996: 35

Stern RH.
Dentistry and the laser.
In: Wolbarsht, ML, Hrsg. Laser applications in medicine and biology.
New York- London: Plenum Press, 1971: 91

Stern RH.
The laser in dentistry: a review of the literature.
J Dent Assos S Afr 1974a; 29: 173-176

Stern RH.

Dentistry and the laser.

In: Wolbarsht ML, Hrsg. Laser Applications in Medicine and Biology.

New York - London, Plenum Press, 1974b: 361-388

Stern RH, Vahl J, Sognnaes RF.

Lased enamel: ultrastructural observations of pulsed carbon dioxide laser effects.

J Dent Res 1972; 51: 455-460

Sulewski JG.

Historical survey of laser dentistry.

Dent Clin North Am 2000; 44: 717 -752

Sulieman M.

An overview of the use of lasers in general dental practice: 2. Laser wavelengths, soft and hard tissue clinical applications.

Dent Update 2005; 32: 286-288, 291-294, 296

Sundqvist G.

Mikrobiologie in der Endodontie und die Bedeutung der Asepsis.

In: Akademie Praxis und Wissenschaft in der DGZMK, Hrsg. Endodontie: Neue Erkenntnisse aus Praxis und Wissenschaft.

Schriftreihe APW, Hanser- Verlag; 1993: 29-36

Tagomori S, Morioka T.

Combined effects of laser and fluoride on acid resistance of human dental enamel.

Caries Res 1989; 23: 225-231

Taylor R, Shklar G, Roeber F.

The effects of laser radiation on teeth, dental pulp, and oral mucosa of experimental animals.

Oral Surg 1956; 19: 786-795

Walsh LJ.

Clinical evaluation of dental hard tissue applications of carbon dioxide lasers.

J Clin Laser Med Surg 1994; 12: 11-15

Wang X, Sun Y, Kimura Y, Kinoshita J, Ishizaki NT, Matsumoto K.

Effects of diode laser irradiation on smear layer removal from root canal walls and apical leakage after obturation.

Photomed Laser Surg 2005; 23: 575- 581

Weber H, Herziger G.

In: Weber H, Herziger G, Hrsg: Laser: Grundlagen und Anwendungen.

Weinheim: Physik, 1987

Wigdor HA, Walsh JT Jr, Featherstone JD, Visuri SR, Fried D, Waldvogel JL.

Lasers in dentistry.

Lasers Surg Med 1995; 16: 103-133

Wilder-Smith P, Dang J, Kurosaki T.

Investigating the range of surgical effects on soft tissue produces by a carbon dioxide laser.

J Am Dent Assoc 1997; 128: 583-588

Yamaguchi H, Kobayashi K, Osada R, Sakuraba E, Nomura T, Arai T, Nakamura J.

Effects of irradiation of an Er:YAG laser on root surfaces.

J Periodontol 1997; 68, 1151-1155

Yamamoto H, Sato K.

Prevention of dental caries by acousto-optically Q- switched Nd:YAG Laser irradiation.

J Dent Res 1980; 59: 2171-2177

8. Danksagungen

- 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 Ehemann Herrn Priv.-Doz. Dr. F. KRAUSE für seine wertvolle Unterstützung und Beratung beim Zustandekommen dieser Arbeit.
- Frau MTA M. LANGE sei für die Unterstützung zur Herstellung der histologischen Präparate gedankt.