

**Temperaturentwicklung am Arbeitsende der
Applikationsfaser bei dentalen Diodenlasern**

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

Pegah Karagah
aus Teheran/Iran

2009

Angefertigt mit Genehmigung der
Medizinischen Fakultät der Universität Bonn

1. Gutachter: Prof. Dr. M. Frentzen
2. Gutachter: Prof. Dr. C. H. Meyer

Tag der Mündlichen Prüfung: 24.07.2009

Aus der Poliklinik für Parodontologie, Zahnerhaltung und Präventive Zahnheilkunde Zentrum für
Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde der Rheinischen Friedrich-Wilhelms-Universität Bonn
Direktor: Professor Dr. Dr. S. Jepsen

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

Für meine lieben Eltern, die immer an mich geglaubt und mich unterstützt haben.

Inhaltsverzeichnis

Abkürzungsverzeichnis	7
------------------------------	---

1. Einleitung

1.1 Allgemeine Einführung	8
1.2 Wirkungsmechanismus von Laserstrahlung auf biologisches Gewebe	10
1.3 Einsatz des Diodenlasers in der Zahnheilkunde	14
1.4 Delivery- Systeme	19
1.5 Fragestellung	20

2. Material und Methode

2.1 Versuchsaufbauten zur Temperaturmessungen	21
2.2 Laser-System	22
2.3 Delivery-System	23
2.4 Messungen mit Wasserzuführung	25
2.5 Messungen ohne Wasserzuführung	26
2.6 Übersichten der Versuchssystematik und Auswertung	26
2.7 Statistische Auswertungen	28

3. Versuchsergebnisse

3.1 Deskriptive Beschreibung	
3.1.1 Temperaturmessungen in cw-Betrieb	32
3.1.2 Temperaturmessungen in gepulstem-Betrieb	38
3.2 Statistische Evaluierung der Messwerte	42

4. Diskussion

4.1 Zusammenfassung der Ergebnisse	45
4.2 Vergleich der Ergebnisse mit Literaturbefunden	46
4.3 Ausblick / Perspektiven	48

5. Zusammenfassung 49**6. Anhang**

6.1 Hersteller	51
6.2 Tabellen	52

7. Literaturverzeichnis 70**8. Danksagung** 73**9. Lebenslauf** 74

Abkürzungsverzeichnis

Abb.	Abbildung
cw	continue waves
f	Frequenz
Gr.	Gruppe
Hz	Hertz
max.	maximal
NaCl	Natrium-Chlorid
P	Leistung
s	Sekunde
t	Zeit
T	Temperatur
Tab.	Tabelle
Vers.	Version
W	Watt

1. Einleitung

1.1 Allgemeine Einführung

Das Wort Laser ist ein Akronym und steht für Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation, zu Deutsch: Lichtverstärkung durch stimulierte Strahlenemission. Der im Jahre 1917 von Albert Einstein beschriebene Prozess der stimulierten Emission führte nach einer mehr als 40-jährigen Entwicklungsperiode zur theoretischen Beschreibung eines Lichtoszillators im sichtbaren und infraroten Spektralbereich. Basierend auf dieser Arbeit von A.L. Schawlow und C. H. Townes wurde 1960 der erste Laser (Rubinlaser) von T. H. Maiman realisiert. Im darauf folgenden Jahr entwickelten A. Javan, W. R. Bennett und D. R. Herriott den He-Ne-Laser als ersten kontinuierlich arbeitenden Gas-Laser. Seit dieser Zeit hat der Laser die Optik grundlegend revolutioniert. Ein Laser besteht im Prinzip aus drei Hauptbestandteilen, dem laseraktiven Material, der Pumpe und dem Resonator. Nach der Betriebsart werden zwei Lasertypen unterschieden, zum einen der Impulslaser und zum andern der kontinuierlich arbeitende Laser. Das Laserlicht wird durch Monochromasie, extreme zeitliche und räumliche Kohärenz und sehr hohe Energiedichte charakterisiert und dadurch vom herkömmlichen Licht unterschieden. Ein weiterer Unterschied zum herkömmlichen Licht ist, dass Laserlicht stark kollimiert ist, d.h. es wird ein nahezu paralleles Strahlenbündel erzeugt. Die großen Vorteile des Lasers von monochromer Strahlung mit niedriger Divergenz wurden durch extrem hohen Energieaufwand erkauft. Die Wirkungsgrade der ersten Laser lagen bei weniger als 0,1 %. Auch heute noch sind Wirkungsgrade zwischen 0,5 – 5 % durchaus üblich. Aufgrund seiner Emissionscharakteristika wie der hohen spektralen Energiedichte, der Monochromasie, der großen zeitlichen und räumlichen Kohärenz, der vollständigen Amplitudenstabilität bei stationärem Betrieb und der Möglichkeit der Erzeugung ultrakurzer Lichtpulse bis in den Nano- und Femtosekundenbereich konnte sich der Laser nicht nur in Wissenschaft und Technik (z. B. zur Messung von Entfernungen und Schadstoffen, zum Bohren feinsten Löcher, zum Schweißen und Schneiden von Bauteilen), sondern auch in der Medizin (z.B. in der Ophthalmologie, der Endoskopie, der Dermatologie, der Chirurgie und auch in vielen Bereichen der Zahnheilkunde) etablieren. Dort wird er seit Mitte der siebziger Jahre als Diagnose- und Therapieinstrument eingesetzt. Es werden zwei große Gruppen von Lasern für die Zahnmedizin angeboten, die so genannten Softlaser,

deren Befürworter eine biostimulierende Wirkung postulieren, und Hardlaser, mit denen invasive Schritte durchgeführt werden können. Eine Übersicht über mögliche Laseranwendungen in der Zahnheilkunde gibt Tab. 1.

Beispiele für Mögliche Anwendungen	Lasertyp
Kariesprävention und Therapie -Kariesdiagnostik (Spektroskopie) -Schmelzhärtung -Fissurenversiegelung -Caries-profunda-Behandlung -Kariesentfernung -Präparation -Oberflächenkonditionierung -analgetische Effekte -Photopolymerisation (Aushärtung lichtpolymerisierende Kunststoffe)	Dioden-, Farbstoff-, Argonionenlaser Nd:YAG-, CO ₂ -Laser CO ₂ -,Nd:YAG-, Excimer-Laser CO ₂ -,Nd:YAG-Laser Er:YAG-, TEA-CO ₂ -, Excimer-Laser Er:YAG-, TEA-CO ₂ -, Excimer-Laser CO ₂ -,Nd:YAG-, Er:YAG-, Excimer- Laser HeNe-, Dioden-Laser Argonionen-, Farbstofflaser
Endodontie -Vitalitätsprüfung -Wurzelkanalsterilisation -Wurzelkanalaufbereitung -Versiegelung des apikalen Deltas -Thermoplastische Wurzelkanalfüllung	HeNe-, Dioden-Laser Nd:YAG-, CO ₂ -, Ho:YAG-Laser Excimer-, Nd:YAG-Laser CO ₂ -,Nd:YAG-Laser CO ₂ -,Nd:YAG-Laser
Parodontologie -Gingivaexcision -Sterilisation der Wurzeloberfläche -Reinigung der Wurzeloberfläche -Kürettage des Taschengewebes -Biostimulation	CO ₂ -,Nd:YAG-, Er:YAG-Laser Nd:YAG-, CO ₂ -Laser Nd:YAG-, CO ₂ -, Er:YAG-, Excimer- Laser CO ₂ -,Nd:YAG-Laser HeNe-, Dioden-Laser

Tab. 1: Laseranwendungen in der Zahnheilkunde

1.2 Wirkungsmechanismus von Laserstrahlung auf biologisches Gewebe

Die Wirkung der Laserstrahlung basiert auf zwei Phänomenen, die Strahlungsenergie und das Phänomen des sog. „Hot Tip“. Die Faserspitze kann im „non-contact-mode“ und im „contact-mode“ geführt werden. Im „non-contact-mode“ wird die Faser mit einem Abstand zum Zielgewebe geführt, wobei der Pilotstrahl richtungweisend ist. Folglich ist eine Strahlenaufweitung zu beobachten und die Energieflächendichte sinkt. Wird die Faserspitze ohne Berührung mit dem zu bestrahlendem Gewebe geführt, wird nur die Strahlungsenergie wirksam. Im „contact-mode“ wird die Faserspitze unter Berührung mit dem Zielgewebe geführt, hier werden die Strahlungsenergie und das Phänomen des „Hot Tip“ wirksam. Ein Vorteil dieser Methode ist die einfachere Führung der Faserspitze. Der bereits vorhandene Effekt des „Hot Tip“ wird verstärkt wirksam. Bader (2000) bestätigt, dass der Diodenlaser im cw-Betrieb und einer niedrigen Leistung, im „contact-mode“ für Weichgewebsexisionen und zur Bakterienreduktion in parodontalen Taschen eingesetzt werden kann. Mavrogiannis et al. beschreiben, dass für die Gingivektomie und der Gingivoplastik die optische Faser des Diodenlasers im engen Kontakt zum Zielgewebe gehalten werden muss.

Stübinger et al. (2006) beschreiben den Einsatz des Dioden-Lasers im „contact-Mode“ als ein geeignetes Instrument für den Bereich der Weichgewebschirurgie.

Die Laser-Gewebe-Wechselwirkung hängt zum einen von den Eigenschaften des verwendeten Lasersystems, zum anderen von den optischen und thermischen Eigenschaften des bestrahlten Gewebes ab (Koort, 1994; Pearson et al., 2003). Zu den Laser-Gewebe-Wechselwirkungen zählen die photochemische Reaktionen, photothermische Wechselwirkungen und nichtlineare Prozesse. Dabei dominieren bei niedrigen Leistungsdichten und langen Expositionszeiten photochemische Prozesse, bei mittleren Leistungsdichten und Expositionszeiten thermische Vorgänge und bei Leistungsdichten von über 10^7 Watt/cm² und ultrakurzen Expositionszeiten im Nanosekundenbereich nicht lineare Wirkungen (Berlin et al., 1997). Eine photochemische Reaktion ist z.B. die photoinduzierte Dissoziation, die man im Wesentlichen für die sog. Photodynamische Therapie (PDT) nutzt (Koort, 1994). Die photothermischen Wechselwirkungen der Laserstrahlen beruhen auf der Absorption der Photonen im Gewebe mit nachfolgender Umwandlung der Laserenergie in Wärme (Koort, 1994). Das Ausmaß der Absorption ist abhängig von Gewebeart und Laserwellenlänge. Je stärker das Licht absorbiert wird, umso geringer ist seine Eindringtiefe und umso höher sind die thermischen Effekte, die zum

Verdampfen der Zellbestandteile führen (Kreisler et al., 2001). Grundlage für einen chirurgischen Lasereinsatz ist die photothermische Interaktion zwischen Laserlicht und Gewebe (Neckel, 2002). Eine Einteilung der thermischen Effekte in Abhängigkeit von der Temperatur und der phänomenologischen Veränderung des Gewebes stellt die Tab. 2 dar. Bis ca. 40 °C sind alle Gewebeschädigungen reversibel. Zwischen 40 und 45 °C kommt es zu Wassereinlagerung (Ödemisierung) des Gewebes und zu enzymatischen Veränderungen. Temperatureinwirkungen zwischen 60 und 100 °C bewirken eine Koagulation (Denaturierung von Proteinen und Kollagen) und führen zu einer Nekrose. Zu den optischen und mechanischen Veränderungen ist festzustellen, dass sich das Gewebe bei dieser Bestrahlung typisch weißlich-grau färbt und die Streuung im Gewebe zunimmt. Schrumpfungerscheinungen durch Gewebeaustrocknung werden bei Temperaturen zwischen 100 und 150 °C beobachtet. Über 150 °C beginnt die Karbonisierung, wobei sich das Gewebe schwarz färbt, die Absorption erhöht sich dabei schlagartig, so dass nun schnell 300 °C erreicht werden und das Gewebe unter Rauch- und Gasentwicklung verdampft. Moritz (2006) untersuchte die unterschiedlichen Eindringtiefen von Dioden- ($\lambda=940$ nm) und Nd:YAG-Laser im Weichgewebe. Sie beobachteten eine abnehmende Eindringtiefe bei zunehmender Karbonisierung und fordern eine möglichst rasche initiale Karbonisation an der Inzisionsstelle, um die tiefer liegenden Gewebe vor Schäden zu schützen. Die optischen, mechanischen und thermischen Eigenschaften von Gewebe ändern sich während der Laserbestrahlung, deswegen ist die Bestrahlungszeit von großer Bedeutung (Koort, 1994). Zu den nichtlinearen Prozessen zählt die Photoablation, damit ist ein gewebeabtragender Vorgang gemeint. Damit photoablative Wechselwirkungen zum Vorschein kommen, können kurze, energiereiche Laserpulse im Nanosekundenbereich (10^{-9} s) zu einem nahezu athermischen Bearbeiten genutzt werden (Koort, 1994). Neben den Applikationsparametern, die von dem Anwender frei gewählt werden können, haben auf die erzielbaren Laserwirkungen auch die Gewebeeigenschaften, die sich grob in optische und thermische Gewebeeigenschaften unterteilen lassen, einen entscheidenden Einfluss. Die optischen Gewebeeigenschaften bestimmen die primäre Verteilung des Laserlichtes im Therapievolumen und die thermischen Gewebeeigenschaften beschreiben die Umwandlung der Lichtenergie in Wärme sowie deren Transport durch Wärmeleitung (Berlin et al., 1997). Zu den optischen Eigenschaften zählen die Absorption, die Streuung, die Remission, die Reflexion, die Transmission und die Brechung. Ein Teil der Strahlung wird im Gewebe absorbiert und somit therapiewirksam. Durch die Absorption der elektromagnetischen Strahlung wird deren Energie im Gewebe aufgenommen und in eine

andere Energieform umgewandelt, abhängig von der Energiedosis und der Art des Gewebes (Mettraux, 2004). Die Wellenlänge ist die primäre Determinante der Absorption. Der Diodenlaser absorbiert leicht in Pigmenten und im Hämoglobin, nicht aber im Wasser. Das Prinzip der Biomodulation von Zellen nach Laserbestrahlung einer spezifischen Wellenlänge basiert darauf, dass Einfluss auf die mitochondriale Atmungskette oder auf die Kalziumkanäle in der Membran genommen wird, und dadurch der Zellmetabolismus gefördert wird (D'Arcangelo et al., 2007). D'Arcangelo et al. erklären, dass diese Effekte eine exzellente Koagulationsfähigkeit des Laserstrahls verursachen.

Ein Anteil der Laserenergie wird dabei direkt oder auch nach multiplen Streuereignissen transmittiert (Berlin et al., 1997). Mit Streuung ist gemeint, dass aus einem Strahlenbündel, die Materie durchsetzt, Strahlung seitlich herausgestreut wird (Gonsior, 1994). Ein weiterer Anteil der Photonen wird im Gewebe gestreut und verlässt dieses als Remissionsstrahlung und ein geringer Prozentsatz wird aufgrund eines Brechungsindexsprungs direkt an der Oberfläche reflektiert (Berlin et al., 1997). Abb. 1 veranschaulicht das optische Verhalten einer Gewebeschicht bei Bestrahlung mit Laserlicht. Diodenlaser, die 810 nm emittieren, werden gut in dunklem Gewebe, wie Hämoglobin und Melanin, absorbiert (Neckel, 2002). Yeh et al. (2005) bestätigen das gute Absorptionsverhalten in Hämoglobin und Melanin und fügen hinzu, dass Soft-Laser eine geringere Absorption in Wasser und Hydroxylapatite zeigen. Die eingebrachte Wärme ermöglicht das Schneiden im Gewebe und tötet so alle Bakterien und Keime. Unter der thermischen Wirkung von Laserstrahlung versteht man im Wesentlichen das Verdampfen (Schneiden) und das Koagulieren von Gewebe (Koort, 1994). Die thermische Wirkung der Laserstrahlung im Gewebe beruht auf der Absorption der Strahlung und Umwandlung der Laserenergie in Wärme. Koort (1994) bestätigt, dass dabei Lichtquanten mit den Molekülen oder Molekülverbänden in dem Zielmaterial in Wechselwirkung treten. In der Tab. 3 sind Parameter aufgeführt, die die Wirkung von Laserstrahlung in Gewebe maßgeblich beeinflussen. Zusammenfassend ist zu sagen, dass die optischen, thermischen und mechanischen Eigenschaften eines Gewebes ausschlaggebend für die Erzeugung einer bestimmten Gewebstemperatur im Gewebe sind. Die Effekte bei der Laserbestrahlung von parodontalen Geweben hängen im Wesentlichen von der verwendeten Wellenlänge, der Pulsenergie, der Frequenz und der Fokusfläche des Lasers ab (Plagmann, 1998; Kreisler et al., 2001).

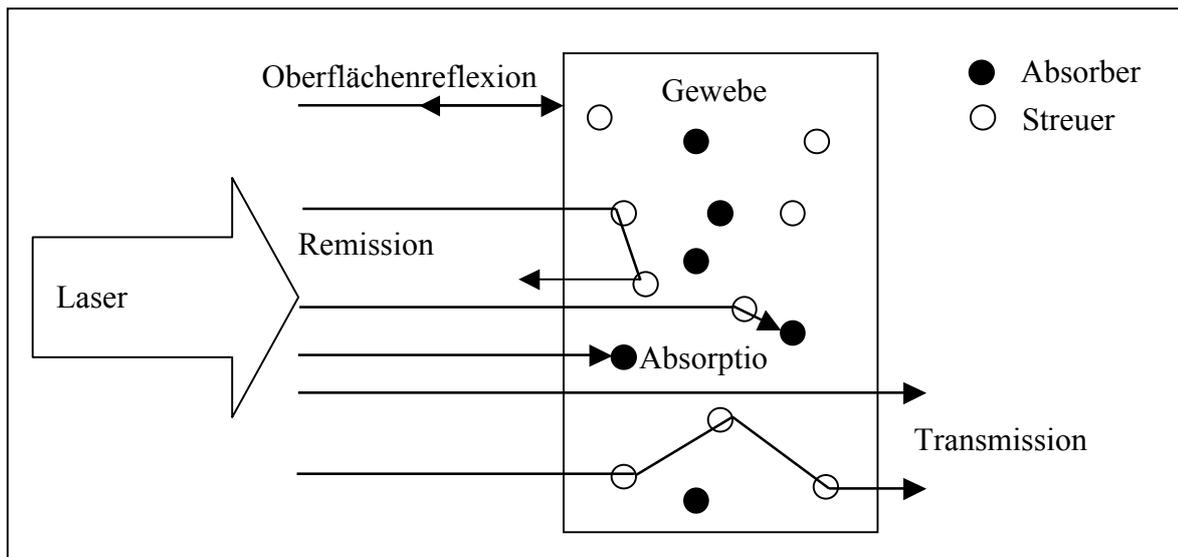


Abb. 1: Optisches Verhalten einer Gewebeschicht bei Bestrahlung mit Laserlicht

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

Tab. 2: Gewebeeffekte in Abhängigkeit von der Temperatur

Eigenschaften des Lasers	Optische und thermische Eigenschaften des Gewebes
<ul style="list-style-type: none"> -Wellenlänge -Energieflussdichte -Bestrahlungsdauer -Leistung -Repetitionsrate/cw 	<ul style="list-style-type: none"> -Absorptionskoeffizient -Streukoeffizient -Dichte -Wassergehalt -chemische Struktur -Wärmeleitfähigkeit -Wärmespeicherung -Wärmeabfluss

Tab. 3 : Parameter, die die Wirkung von Laserstrahlung in Gewebe maßgeblich beeinflussen

1.3 Einsatz des Diodenlasers in der Zahnheilkunde

Der Diodenlaser ist seit Mitte der 90iger Jahre auf dem Dentalmarkt erhältlich und gehört zu den etablierten Lasertypen, die in der Zahnmedizin eingesetzt werden. Ein Laser besteht im Prinzip aus 3 Hauptbestandteilen, dem laseraktiven Medium, der Pumpe und dem Resonator (Gilde, 1994). Dioden-Laser, auch Halbleiterlaser genannt, nutzen einen Festkörper als Medium, um elektrische Energie in Lichtenergie umzuwandeln. Die Erzeugung des Laserlichtes erfolgt direkt durch kohärente Kopplung nach Anlegen der elektrischen Energie am Halbleiter. Da bei diesem Lasertyp Strom direkt in Laserlicht umgewandelt werden kann (Injektionslaser), wird ihm weltweit große Beachtung geschenkt. Die nutzbaren Wellenlängen für die Verwendung in der Zahnmedizin liegen im nahen Infrarotbereich und reichen von 635 bis 980 nm. Das Leistungsspektrum reicht von 1 mW bei 635 nm bis 20 W bei 810 nm. Dioden-Laser werden einerseits direkt als „Soft-Laser“ für niederintensive Wechselwirkungen, wie Biostimulation (z.B. Beschleunigung der Wundheilung, Schmerzbeseitigung, sogar Laser-Akupunktur) oder Weichgewebewechselwirkungen, wie die Sterilisation oder Beschneidung im Bereich des Zahnfleisches, genutzt (Moritz, 2006). Dank der meist hervorragenden Absorption der Wellenlängen von Diodenlasern im durchblutetem bzw. pigmentiertem Gewebe (z.B. durch Hämoglobin) und der relativ geringen Absorption in Zahnhartgeweben können z.B. chirurgische

Maßnahmen des Weichgewebes in naher Distanz zu Schmelz, Dentin und Zement erfolgen, ohne diese Strukturen zu schädigen (Krause et al., 2007). Durch dieses Absorptionsverhalten eignet sich der Dioden-Laser sehr gut für die Weichgewebschirurgie zum Schneiden und Koagulieren sowie für die Weichgewebskürettage, des Weiteren zur Dekontamination keimbesiedelter Oberflächen (Krause et al., 2007). Hier konnte vor allem gezeigt werden, dass besonders das gramnegative, anaerobe Keimspektrum durch das Laserlicht suffizient geschädigt wird (Bach et al., 1995; 2000). Das Einsatzgebiet des Diodenlasers ist sehr breit gefächert. Zu den Indikationen des Diodenlasers gehören die Gewebs- und Oberflächendesinfektion, wie bei der parodontalen Therapie, der endodontischen Behandlung im Wurzelkanal und der aPDT (antiinfektiöse photodynamische Therapie), der Laserfluoreszenzdiagnostik sowie der laserunterstützten Aufhellung von Zähnen.

Der Einsatz von Lasern in der Endodontie zielt auf die Keimreduktion im Wurzelkanal speziell in den lateralen Dentintubuli. Der Dioden-Laser mit einer Wellenlänge von 810 nm eignet sich in besonderem Maße für diese Therapie, da diese Wellenlänge eine hohe Transmission durch Hydroxylapatit und Wasser aufweist (Krause et al., 2007). Der 980 nm Diodenlaser zeigt, bedingt durch seine erhöhte Wasserabsorption im Vergleich zu 810 nm keine ganz so hohe Transmissionsleistung, woraus sich geringere Keimreduktionen ergeben (Krause et al., 2007). Ein besonderes Problem bei der Anwendung von Lichtleitern für Laser in der Endodontie ist die Bruchgefahr der Fasern, da die Faserfragmente meist nicht mehr zu entfernen sind (Frentzen, 1994). Moritz et al. (1997) beschreiben, dass aus verschiedenen Studien bekannt ist, dass der Dioden-Laser die Zellproliferation stimuliert bzw. auch einen inhibitorischen Effekt auf entzündungsfördernde Enzyme aufweist. Mehl et al. (1999) beschreiben, dass das berührungslose Arbeiten keinen direkten Wundkontakt erfordert, da Laserlicht auch noch über eine gewisse Entfernung wirkt und damit eine genaue Anpassung der Faser an den Kanal überflüssig macht.

In der Parodontologie zielt der Einsatz des Diodenlasers auf die Dekontamination keimbesiedelter Zahnfleischtaschen. Nach Abschluss der Vorbehandlung und der mechanischen Konkremententfernung kann der Laser zur Keimreduktion eingesetzt werden. Andreana (2005) bestätigt, dass der Dioden-Laser, wegen seiner dekontaminierenden und biostimulierenden Effekte, als Zusatz zu der konventionellen Therapie hinzugezogen werden kann. Das steigende Risiko, dass sich eine Antibiotikaresistenz entwickeln kann sollte auch hervorgehoben werden, weshalb der Laser als Zusatz zur konventionellen Therapie als neue Methode vorgeschlagen wird

(Karlsson, 2008). Der 810 nm Diodenlaser sollte hier zum Einsatz kommen, da die Interaktion bei dieser Wellenlänge das angrenzende Hartgewebe nicht zerstört, jedoch eine gute Wirkung auf das in der Tasche vorhandene Keimspektrum hat (Krause et al., 2007). Der Diodenlaser kann die auf der Wurzeloberfläche angelagerten Keime, z.B. durch Ankopplung an Pigmenten der Keime, zerstören. Die Effekte bei der Laserbestrahlung von parodontalen Geweben hängen im Wesentlichen von der verwendeten Wellenlänge, der Pulsenergie, der Repetitionsrate (Frequenz) und der Fokusfläche des Lasers ab. Moritz et al. (1997) bestätigen, dass der Dioden-Laser (810 nm) den chemischen Spüllösungen hinsichtlich der Bakterienreduktion bei weitem überlegen ist. Schwarz et al. (2008) konnten zeigen, dass der Dioden-Laser in in-vivo Anwendung für die nicht chirurgische parodontale Behandlung, Schäden in Form von Rinnen und kraterförmigen Defekten an der Wurzeloberfläche verursacht, die in allen Zahnquerschnitten zu sehen waren.

Bei dem Krankheitsbild der Periimplantitis kann der Diodenlaser zur Dekontamination der keimbesiedelten Implantatoberfläche eingesetzt werden. Hartmann et al. (1997) konnten nachweisen, dass bei allen Patienten die *Porphyromonas gingivalis* Kulturen vollständig und andere Markerkeime teilweise eliminiert werden konnten. Umfangreiche Studien belegen, dass durch Applikation von Diodenlaserlicht (unter Beachtung bestimmter Leistungs- und Zeitparameter) keine Schädigung von periimplantärem oder peridontalem Knochen oder der Pulpa zu befürchten ist, gleichzeitig aber das anaerobe, gramnegative Keimspektrum, das für beide bakterielle Erkrankungen verantwortlich ist, suffizient beschädigt werden kann. Yeh et al. (2005) bestätigen, dass der Dioden-Laser zur Implantatfreilegung ein zusetzten ist, in dem das Weichgewebe unter Bestrahlung verdampft wird, vorausgesetzt dass auf dem Alveolarkamm, über dem Implantat, eine gesunde keratinisierte Schicht vorhanden ist. Bei Einhaltung von sinnvollen Leistungs- und Zeitparametern, welche in klinischen Langzeitstudien ermittelt und nachhaltig bestätigt wurden (Moritz et al., 1997; Gutknecht, 1997; Bach et. al., 1995; 1998; 2000; 2001) kann eine thermische oder morphologische Schädigung der Implantatoberfläche und des umliegenden Knochengewebes definitiv ausgeschlossen werden. Die aPDT (antiinfektiöse photodynamische Therapie) kann im Rahmen der systematischen parodontalen Therapie oder der Wurzelkanal desinfektion angewandt werden, bei der pathogene Keime durch einen Photosensibilisator angefärbt werden, um diese dann durch Lichtaktivierung z.B. mit Hilfe eines 660 nm Diodenlasers selektiv zu eliminieren (Krause et al, 2007). Eine weitere Möglichkeit ist in der Detektion von Karies und mineralisierten Auflagerungen wie Zahnstein und Konkrementen gegeben (Krause et al, 2007). Bei Anregung mit einem 655 nm Diodenlaser kann bei kariösen

Läsionen sowie in Zahnstein und Konkrementen Fluoreszenzstrahlung induziert werden, deren Intensität sich signifikant von dem in gesundem Dentin oder Wurzelzement unterscheidet (Krause et al., 2007).

Die laserunterstützte Zahnaufhellung basiert auf dem Wirkungsmechanismus des photokatalytischen Bleichverfahrens. Hierbei dient die Laserenergie zur Beschleunigung des Bleichvorgangs, dabei wird ein Teil des Laserlichts vom Bleichgel absorbiert und in Wärme umgewandelt, wodurch die chemische Reaktion beschleunigt wird (Krause et al., 2007). Um die Lichtabsorption und somit die Wärmeentwicklung erhöhen zu können, kann dem Bleichgel ein Farbstoff zugefügt werden. Das In-office-Bleaching mit einem Laser erreicht perfekte Ergebnisse, ohne die Zahnhartsubstanz zu beschädigen.

Für zahlreiche intraorale chirurgische Weichgewebsverfahren wie z.B. Frenektomie, Gingivektomie, Gingivoplastik etc. stellen Laser eine mögliche Alternative zum Skalpell dar (Krause et al., 2007). Weitere Vorteile der Laserbehandlung in der Chirurgie und Parodontologie sind des Weiteren blutärmere Eingriffe (Koagulationsverschluss der Blutgefäße), eine Minderung des Bakteriämierisikos, geringere postoperative Schwellungen (Versiegelung von Lymphgefäße) und eine bessere Wundheilung (Biostimulation). D'Arcangelo et al. (2007) beschreiben, dass bei der Benutzung eines Diodenlasers mit einer Wellenlänge von 808 nm im cw-Mode, Incisionen mit einem Diodenlaser verglichen zur konventionellen Chirurgie mehrere Vorteile bieten, es kann nämlich auf eine Naht verzichtet werden und die Blutungsneigung wird enorm gesenkt. D'Arcangelo et al. (2007) erwähnen als Nachteil jedoch auch, die histologisch nachweisbare thermische Schädigung um die Laser induzierte Incision, die von flüchtige Hitze bis zur Protein Denaturierung, Karbonisierung oder Verbrennung reichen kann. Nachteil des Lasereinsatzes besteht darin, dass die Tiefenwirkung nur mangelhaft kontrollierbar ist und die Zahnoberflächen zusätzlich und umständlich vor dem Laserstrahl geschützt sowie Knochenberührung vermieden werden müssen, da sonst deutliche Hartgewebsschäden eintreten werden (Plagmann, 1998).

Weitere Indikationen des Diodenlasers sind die Behandlung von überempfindlichen Zahnhälsen und die Behandlung von Aphthen und Herpes simplex labialis. Bei der Bestrahlung von überempfindlichen Zahnhälsen ist zu erwähnen, dass die Gefahr einer irreparablen Pulpaschädigung durch Überhitzung nicht auszuschließen ist (Plagmann, 1998). Der Dioden-Laser könnte aufgrund seiner kontinuierlichen bzw. getakteten Arbeitsweise in Kombination mit einem Fluoridgel in der Behandlung von Dentinhypersensibilität von Vorteil sein (Moritz, 2006). Für Hartgewebsbearbeitung ist der Diodenlaser aufgrund thermischer Belastung der Pulpa und

des peridontalen, respektive periimplantären Knochens nicht geeignet (Bach et al., 1996). Gutknecht beschreibt als allgemeine Vorteile des Lasereinsatzes in der Zahnmedizin das einfache Handling, die hohe Patientenakzeptanz, teilweise Verzicht auf Anästhesie und der Einsatz bei Patienten mit hämorrhagischen Diathesen.

Die Wirkung der Laserausstrahlung auf bestimmten Geweben hängt sowohl von der Wellenlänge des Lasers, als auch vom Absorptionsvermögen des Gewebes in der gelaserten Zeit ab (Moritz et al., 1997). Voraussetzung für eine korrekte Laseranwendung mit geringen Nebenwirkungen ist die Wahl der korrekten Leistung und Applikationsdauer des Laserlichtes, die der entsprechenden Therapie angepasst werden müssen, so dass thermische Schäden an Pulpa und Knochen vermieden werden können. Momentan gibt es für den zahnärztlichen Bereich verschiedene Lasersysteme, die in unterschiedlichen Bereichen eingesetzt werden (Becker, 1995). Aufgrund der Vielfältigkeit der zu bearbeitenden Gewebe gibt es nicht "DEN" Laser (Will, 1993). Es ist eine unabdingbare Notwendigkeit, das Absorptionsverhalten der verwendeten Laserwellenlänge zu beachten, mit der Konsequenz, dass derzeit kein universelles Lasermedium existiert, welches die Bearbeitung aller Gewebe des zahnmedizinischen Fachgebietes ermöglicht. Eine Übersicht der verschiedenen Lasertypen, die in der Zahnheilkunde ihren Einsatz finden gibt Tabelle 4.

Lasertyp	Wellenlänge (µm)	Betriebsmodus	Delivery- System
CO ₂	10,600	cw oder Puls	Spiegelarm/Hohlleiter
TEA- CO ₂	10,600	Puls	Spiegelarm
Er:YAG	2,940	Puls	Spiegelarm/Fasersystem
Ho:YAG	2,120	Puls	Fasersystem
Nd:YAG	1,064	cw oder Puls	Fasersystem
Nd:YLF	1,053	Puls	Fasersystem
Rubin	0,690	Puls	Fasersystem
Diodenlaser	0,650-0,950	cw oder Puls	Fasersystem
HeNe	0,633	cw	Fasersystem
Farbstoff	0,450-0,900	cw	Fasersystem
Nd:YAG 2 v	0,532	cw	Fasersystem
Argan-Ionen	0,488-0,514	cw	Fasersystem
XeCl*-Eximer	0,308	Puls	Fasersystem
ArF*-Eximer	0,193	Puls	Spiegelarm

Tab. 4: Laser für zahnmedizinische Anwendungen

1.4 Delivery-Systeme

Der Laser als Energiequelle kann in den seltensten Fällen direkt in den medizinischen Anwendungsbereichen genutzt werden. In der Regel sind daher Strahlführungs- und Applikationssysteme notwendig. Drei Möglichkeiten der Strahlführung lassen sich unterscheiden, die direkte Bestrahlung von Gewebe, die Strahlführung über Spiegelarm und die Strahlführung über flexiblen Lichtleitern (Glasfaser) (Koort, 1993). Bei der Direktankopplung wird die Laserstrahlung unmittelbar auf das Bestrahlungsobjekt gelenkt, dies ist jedoch in den meisten medizinischen Anwendungsgebieten nicht realisierbar. Spiegelarmsysteme sind für Laserstrahlung notwendig, deren Wellenlängen bislang nicht oder nur mit großen Verlusten durch flexible Fasersysteme übertragen ließen, wie z.B. CO₂-, Er:YAG- und Excimerlaser. Zu den Vorteilen von Spiegelarmsystemen gehören die gute Fokussierbarkeit und der geringen Verluste bei der Energieübertragung. Jedoch ist die geringe Flexibilität ein Nachteil. Glasfaser sind dagegen flexible Lichtleiter und somit sehr vorteilhaft für medizinische Anwendungen (Koort, 1993). Beim Diodenlaser erfolgt der Lichttransport über flexible Quarzglasfaser, ein Umstand, der den breiten Einsatz dieses Lasers vereinfacht (Moritz, 2006). Der Spektralbereich, in dem Glasfasern heute anwendbar sind, umfasst den Bereich des sichtbaren Lichtes, des nahen Ultraviolett (bis ca. 300 nm) und des nahen Infrarot (bis ca. 2 µm). Die eingeschränkte Fokussierbarkeit durch den weitgehenden Verlust der Kohärenz im Lichtleiter und die begrenzte Energieflussdichte, die nicht überschritten werden darf, um die Glasfaser nicht zu zerstören, sind als Nachteile zu erwähnen. Die Lichtleitung durch eine Glasfaser beruht auf dem Prinzip der Totalreflexion an den Grenzflächen optischer Medien (Koort, 1993). Ursprünglich wurden für die Telekommunikation optische Lichtleiter verwendet. Diese optischen Lichtleiter können ebenfalls zur Weiterleitung des Laserlichtes eingesetzt werden. Der Kern, bestehend aus Glas, Silicium oder Kunststoff, wird durch eine dunkle Isolierung abgeschirmt. Durch Totalreflexion im Kern wird das sichtbare Licht, Infrarot- und Ultraviolettlicht, an den Wirkort gebracht. Kunststofffaser haben den Vorteil, dass sie am besten sichtbares Licht weiterleiten können und flexibler sind als Silicium- oder Glasfaser, haben jedoch den Nachteil dass sie Licht einer geringen Intensität leiten können. Glas- und Siliciumfasern zeichnen sich durch einen geringeren Energieverbrauch, besonders im Infrarotbereich der Wellenlänge 1,0- 1,6 µm, aus. Nd:YAG- Laser, Argon- und Holmium-Laser können durch Siliciumfasern befördert werden. Holmium-Laser sind besonders auf wasserarme Fasern angewiesen, da das Wasser zu stark das emittierte Licht absorbieren

würde. CO₂- und Er-YAG-Laser können nicht durch optische Fasern gelenkt werden, sie erreichen ihren Wirkort durch Reflexion an Spiegeln, die in einem Gelenkarm installiert sind. Durch die Entwicklung der "hollow glass guide technology" steht ein Delivery-System für diese Art Laser zur Verfügung, welches sich durch flexible Röhren kleinen Durchmessers und kurzen Fokusabstandes auszeichnet.

Ein deutlicher Vorteil von Lasern mit einem fiberoptischen Delivery-System besteht darin, dass der fiberoptische Tip einen Überzug des karbonisierten Gewebes behält (auf der Tip Oberfläche), die einen Teil der Laserenergie absorbiert, folglich Gewebedurchdringen minimiert und die Gefahr des Thermalschadens an benachbarten Geweben reduziert (Mavarogiannis et al., 2004).

1.5 Fragestellung

Das Ziel der vorliegenden Arbeit ist, die unterschiedlichen Temperatureffekte an der Spitze des Delivery-Systems eines Diodenlaser mit und ohne Zuführung eines Kühlmediums (physiologische Kochsalzlösung), zu bestimmen. Die Temperatureffekte an der Faserspitze des Delivery-Systems sollten unter Variation bestimmter Leistungsparameter des Diodenlasers (Leistung, Frequenz bzw. cw-Mode und Dauer der Applikation) in verschiedenen Distanzen zum Austrittsfenster bestimmt werden. Des Weiteren wurde bestimmt, in wieweit verschiedene Kühlmengen einen Einfluss auf die Temperatureffekte haben und in wieweit verschiedene Laserparameter einen Einfluss auf die Temperaturentwicklung an der Faserspitze nehmen.

2. Material und Methode

2.1 Versuchsaufbauten der Temperaturmessungen

Die Temperaturmessungen erfolgten an der Spitze des Delivery-Systems eines Diodenlasers (Vision MDL-15), mittels eines Thermoelementes (Jumotherm), bei unterschiedlichen Laserparametern und Kühlmediumsmengen. Das Delivery-System, Glasfaser mit einem Durchmesser von 400 μm , wurde in einem modifiziertem Winkelstück (Elusug) eingespannt, welches eine Zusatzöffnung/-halterung (Spülrohr) aufwies. In diese Zusatzöffnung wurde ein dünner Schlauch mit einem Innendurchmesser von ca. 2 mm eingespannt. Dieser Schlauch wurde an einer Pumpe (Desaga Heidelberg) angeschlossen, welche physiologische Kochsalzlösung in den Schlauch hinein pumpt. An der Pumpe konnte die genaue Kühlwassermenge (0 ml/min, 2 ml/min oder 4 ml/min) eingestellt werden, wobei in den Versuchsgruppen 1, 4, 7 und 9 ohne Kühlwasser (d.h. mit 0ml/min), in den Versuchsgruppen: 2, 5, 8 und 10 mit 2 ml/min und in den Versuchsgruppen 3 und 6 mit 4 ml/min gearbeitet wurde. Über den Schlauch wurde die Kühlwassermenge direkt an die Faserspitze geführt, wodurch die Faserspitze laminär umspült wurde. Das Winkelstück wurde an einer Halterungsstange ca. 30 cm oberhalb der Tischplatte stabil befestigt. Unterhalb des Winkelstücks wurde ein Behälter auf der Tischebene aufgestellt, damit die physiologische Kochsalzlösung die durch den Schlauch befördert wurde, aufgefangen werden konnte. An der Spitze des starr fixierten Delivery-Systems wurde die Spitze des Thermoelementes auf Kontakt herangeführt, in den Versuchsgruppen 1, 2, 3, 7 und 8 in einem Abstand von 1 mm und in den Versuchsgruppen 4, 5, 6, 9 und 10 in einem Abstand von 5 mm, und mittels einer weiteren Halterungsstange fixiert. Zur Eichung der Strahlungsintensität des Lasers wurde ein Leistungsmessgerät (Sciencetech) an einer Halterungsstange befestigt. Stichprobenartig wurde die Leistung des Laserstrahles zwischen den Temperaturmessungen gemessen, so dass sichergestellt werden konnte, dass die Strahlenintensität während der gesamten Messungen konstant bleibt. Eine schematische Darstellung des Versuchsaufbaus gibt die Abb. 2 wieder.

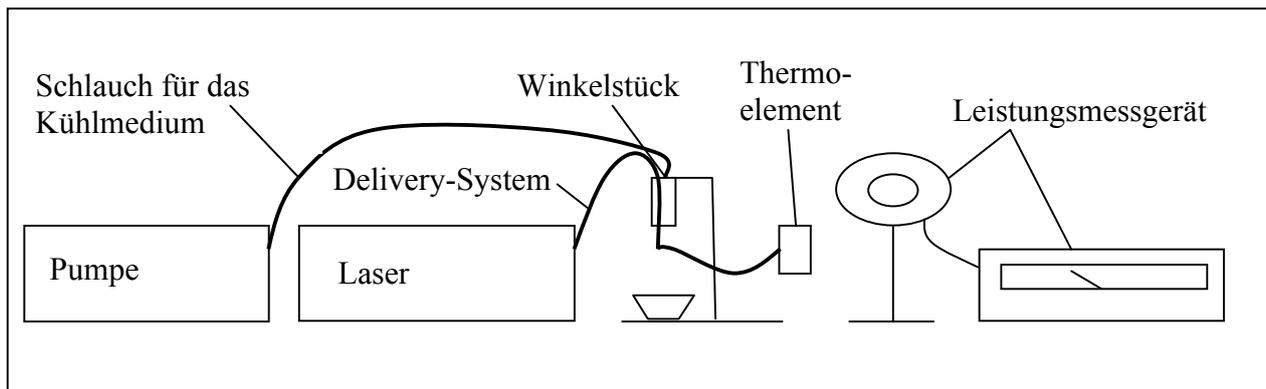


Abb. 2: Versuchsaufbau: Mittels einer Pumpe wird physiologische Kochsalzlösung durch das Winkelstück an die Spitze des Delivery-Systems, des Diodenlasers gepumpt. Die Temperatur wird mittels des Thermoelementes gemessen. Durch das Leistungsmessgerät wurde die Strahlenleistung des Laserstrahls stichprobenartig kontrolliert.

2.2 Laser-System

Bei dem verwendeten Lasersystem handelt es sich um einen Diodenlaser MDL-15 von der Firma Vision. Das emittierte Licht hat eine Wellenlänge von $980 \text{ nm} \pm 10 \text{ nm}$. Die Leistung kann zwischen 0,01 bis max. 15 W eingestellt werden. Die Pulsfrequenz ist zwischen 1 bis maximal 1000 Hz (Impulse/s) einstellbar, jedoch besteht auch die Möglichkeit den Modus auf cw (Dauerstrich) einzustellen. Dabei liefert der Laser im cw-Betrieb einen stetigen Lichtstrahl mit einer moderaten gleich bleibenden Leistung, wohingegen im gepulsten Zustand kurzzeitig Spitzenleistungen im Gigawattbereich erzielt werden können. Die Emissionsdauer kann zwischen 1 bis 60 s bzw. auf dem Modus unendlich (dauerhaft) eingestellt werden. Die Erzeugung des Laserlichts erfolgt direkt durch kohärente Kopplung nach Anlegen der elektrischen Energie am Halbleiter. Zum Aufbau eines Lichtverstärkers wird ein Material, bei dem induzierte Emission möglich ist, zwischen zwei parallele Spiegel gebracht. Um in der Medizin den Diodenlaser einsetzen zu können, ist es in der Regel notwendig, das Laserlicht zu bündeln, um es in einer Glasfaser einzukoppeln und zum Behandlungsort zu leiten. Dies wird durch ein optisches System ermöglicht. Als Delivery-System dient ein hartbeschichtetes Glasfasersystem, das zur Übertragung der Laserenergie auf die Behandlungsstelle dient. Um den verschiedenen Anforderungen gerecht zu werden, werden Fasersysteme mit verschiedener Dicke (200, 400, 600 μm) angeboten. Bei den Messungen wurde ein Fasersystem mit einem Durchmesser von 400 μm

verwendet. Die Glasfaser wird durch ein Handstück aus Titan geführt, welches zur Stabilisierung der Glasfaser und zur besseren Handhabung dient.

Weitere Technische Daten des verwendeten Lasersystems:

- Gallium Aluminium-Arsenid-Laserdioden direkt fasergekoppelt
- Strahlendivergenz: $> 40^\circ$
- Laser der Klasse 4
- Pilotlaser der Klasse 1

2.3 Delivery-System

Als Delivery-System wurde eine hartplastikbeschichtete Glasfaser mit einem Durchmesser von 400 μm verwendet. Ein Schnitt durch eine Glasfaser veranschaulicht Abb. 3.

Als Winkelstück wurde ein modifiziertes Winkelstück der Firma ELUSUG, mit einem integriertem Spül-Saug-Kanüle verwendet Abb. 4. Die ELUSUG Spül-Saug-Kanüle wird für Spülungen im Wurzelkanal und von Zahnfleischtaschen verwendet. Das Handstück weist zwei Rohre auf, zum einen ein Spül- und zum anderen ein Saugrohr. Dieses Handstück wurde für diese Versuchsreihe umfunktioniert. Durch das Spülrohr wurde das Delivery-System geführt und durch das Absaugrohr wurde die physiologische Kochsalzlösung gepumpt. Dabei wurde die physiologische Kochsalzlösung nicht als Spray abgegeben, die Lösung umgab tropfenweise die Spitze des Delivery-Systems.

Eine schematische Zeichnung der umspülten Spitze des Delivery-Systems stellt die Abb. 5 dar.

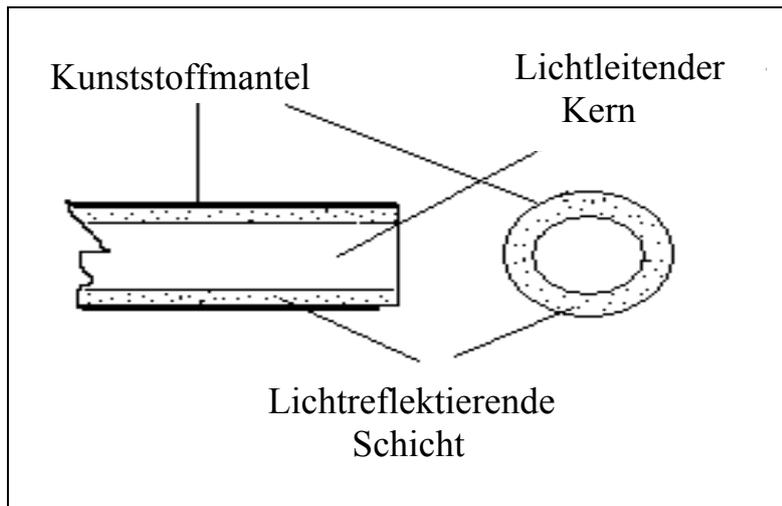


Abb. 3: Schnitt durch eine Glasfaser, als Delivery-System eines Diodenlasers



Abb. 4: Foto: modifiziertes Winkelstück mit integriertem Spülsystem

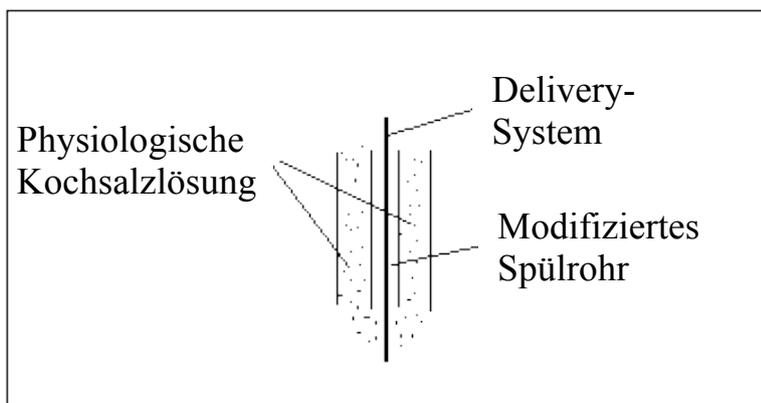


Abb. 5: Schematische Darstellung der umspülten Spitze des Delivery-Systems eingespannt im modifizierten Winkelstück

2.4 Messungen mit Kühlmediumzufuhr

Es wurden sechs Messreihen mit Kühlmediumzufuhr und jeweils unterschiedlichen Parametern durchgeführt. Als Kühlmedium wurde physiologische Kochsalzlösung verwendet. Variiert wurde die Kühlmenge, der Modus continue waves (cw) oder Pulsung/ Frequenz (Hz), der Abstand (mm) und die Zeit (s), während die Leistung (W) bei jeder Messreihe gleich gewählt wurde (1,3 und 6 W). Die Kühlmenge wurde mittels einer Pumpe eingestellt. Am Lasergerät wurden die Parameter cw-Mode bzw. die Pulsung, die Zeit und die Leistung eingestellt. Von der Spitze des Delivery-Systems aus wurde der Abstand gemessen, wo die Spitze des Temperaturmessgerätes anzubringen war. Die 1. Messreihe wurde mit 2 ml/min physiologische Kochsalzlösung, cw und 1mm Abstand durchgeführt, wobei diese Parameter fest eingestellt wurden. Die Messung wurde mit drei verschiedenen Zeitparametern: 5, 10 und 20 s, und drei verschiedenen Leistungen: 1, 3 und 6 W, durchgeführt. Die Temperaturmessung wurde mit jeder Leistung zweimal durchgeführt, wobei die Temperatur an der Spitze des Delivery-Systems einmal vor Applikation des Laserlichtes gemessen wurde, und einmal nach Applikation des Laserlichtes. Diese Messungen wurden jeweils fünfmal durchgeführt (n=5). Insgesamt ergaben sich für die 1. Messreihe 90 Messwerte. Bei der 2. Messreihe wurde lediglich die Kühlmenge auf 4ml/min erhöht, die weiteren Parameter wurden nicht verändert, somit ergaben sich wieder 90 Messwerte. Bei der 3. Messreihe wurden beim Lasergerät die Parameter von cw auf Pulsung umgestellt und die Zeit fest auf 20s eingestellt. Die weiteren Parameter blieben konstant. Für die Pulsung wurden folgende Werte eingestellt: 10, 50, 500 und 1000 Hz. Insgesamt ergaben sich 120 Messwerte. Die 4. Messreihe entsprach der 1. Messreihe, mit dem Unterschied des Abstandes, welches auf 5 mm erhöht wurde. Es ergaben sich 90 Messwerte. Bei der 5. Messreihe blieben alle Parameter der 4. Messreihe konstant, mit dem Unterschied das die Kühlmenge auf 4ml/min erhöht wurde. 90 Messwerte wurden gemessen. Bei der 6. Messreihe wurden die Parameter der 3. Messreihe eingestellt, wobei der Abstand statt 1mm nun 5 mm betrug. Es ergeben sich 90 Messwerte. Stichprobenartig, ca. zur Anfang, Mitte und gegen Ende jeder Messreihe, wurde eine Eichung der Strahlenintensität des Lasers am Eichungsgerät durchgeführt und der Wert wurde abgelesen. Bei korrekten Werten wurde die Messreihe fortgesetzt. Es ergab sich während der Versuchsdurchführung jedoch nie die Notwendigkeit zur Nacheichung. Nach jeder Messreihe wurde die Spitze des Delivery-Systems kontrolliert, ob Abnutzungserscheinungen vorzufinden sind. Dabei wurde der Pilotstrahl auf ein weißes Blatt Papier gelenkt. Wenn ein kreisrunder Strahl vorzufinden war, wurde die Messreihe

fortgesetzt. Falls jedoch dieser Strahl Streuung vorwies, musste das Faserende erneuert werden, da ansonsten das Licht nicht mehr ungehindert durchtreten konnte. Dieses Verfahren wird „Stripping“ genannt. Unter festem Druck wurde mit dem Diamanten der Kunststoffmantel durchgestoßen, dadurch wurde die Glasfaser angeritzt und ließ sich mit Fingerdruck sauber entfernen. Mit einem Cutter wurde der Kunststoffmantel abgezogen.

2.5 Messungen ohne Kühlmediumzufuhr

Es wurden vier Messreihen ohne Kühlmediumzufuhr durchgeführt. Die 1. Messreihe wurde in dem Modus cw, mit 1 mm Abstand durchgeführt. Die Zeit- und Leistungseinstellungen waren die gleichen, wie bei den Messreihen mit Kühlmediumzufuhr. Somit wurden 90 Messwerte gemessen. Die 2. Messreihe wurde im gepulsten Modus: 10, 50, 500 und 1000 Hz, mit 1 mm Abstand durchgeführt. Die Zeit wurde auf 20 s eingestellt, die Leistung blieb konstant. Es wurden 120 Messwerte gemessen. Die Parameter der 3. Messreihe entsprachen der 1. Messreihe, mit dem Unterschied, dass der Abstand auf 5mm erhöht wurde. 90 Messwerte wurden gemessen. Die 4. Messreihe wurde im gepulsten Modus, gemäß der 2. Messreihe, mit einem Abstand von 5 mm durchgeführt. Gemessen wurden 120 Messwerte. Die Messreihen ohne Kühlmediumzufuhr erfolgten unter gleichen Bedingungen und Voraussetzungen wie die Messreihen mit Kühlmediumzufuhr.

2.6 Übersichten über die Versuchssystematik und Auswertung

Aus den Abschnitten 2.4 und 2.5 ergibt sich eine Aufteilung der 10 Messreihen in 2 Versuchsgruppen, zum einen die Messreihen im cw-Mode zum anderen die Messreihen im gepulsten Mode. Jeder Parametersatz (Messreihe) wurde fünf Mal durchgeführt. Eine Auflistung gibt die Tab. 5.

Messungen im cw-Betrieb:

1. ohne Kühlmittelzufuhr, cw, 1 mm Abstand, Zeit (5, 10 und 20 s), P (1, 3 und 6 W)
2. mit Kühlmittelzufuhr (2 ml/min) , cw, 1 mm Abstand, Zeit (5, 10 und 20 s), P (1, 3 und 6 W)
3. mit Kühlmittelzufuhr (4 ml/min), cw, 1 mm Abstand, Zeit (5, 10 und 20 s), P (1, 3 und 6 W)
4. ohne Kühlmittelzufuhr, cw, 5 mm Abstand, Zeit (5, 10 und 20 s), P (1, 3 und 6 W)
5. mit Kühlmittelzufuhr (2 ml/min), cw, 5 mm Abstand, Zeit (5, 10 und 20 s), P (1, 3 und 6 W)
6. mit Kühlmittelzufuhr (4 ml/min), cw, 5 mm Abstand, Zeit (5, 10 und 20 s), P (1, 3 und 6 W)

Messungen im gepulsten Mode:

7. ohne Kühlmittelzufuhr, Pulsung (10, 50, 500 und 1000 Hz), 1 mm Abstand, 20 s, P (1, 3 und 6 W),
8. mit Kühlmittelzufuhr (2 ml/min), Pulsung (10, 50, 500 und 1000 Hz), 1 mm Abstand, 20 s, P (1, 3 und 6 W)
9. ohne Kühlmittelzufuhr, Pulsung (10, 50, 500 und 1000 Hz), 5 mm Abstand, 20 s, P (1, 3 und 6 W)
10. mit Kühlmittelzufuhr (2 ml/min), Pulsung (10, 50, 500 und 1000 Hz), 5 mm Abstand, 20 s, P (1, 3 und 6 W)

Tab. 5: Übersicht über die 10 Messreihen

Während der praktischen Durchführung der Temperaturmessungen wurden die Messergebnisse dokumentiert und anschließend tabellarisch mit dem Computerprogramm Excel aufgelistet und deskriptiv in Histogrammen dargestellt und statistisch ausgewertet (Tab. 6, siehe Anhang).

Aus den Werten, bestehend aus den Medianen der Temperaturerhöhungen ΔT ($^{\circ}\text{C}$), der Leistung P (W), der Frequenz (Hz) und der Zeit (s), wurden dreidimensionale Diagramme erstellt [Für die Messreihen im cw-Mode: x-Achse t (s), y-Achse T ($^{\circ}\text{C}$) und z-Achse P (W), für die Messreihen mit Pulsung: x-Achse f (Hz), y-Achse T ($^{\circ}\text{C}$) und z-Achse P (W)].

2.7 Statistische Auswertungen

Zur Auswahl eines geeigneten statistischen Tests kam eine Prüfung auf Normalverteilung der Daten mittels Shapiro-Wilk-Test zur Anwendung. Da die vorliegenden Daten nicht alle normal verteilt waren (von 102 Daten waren 14 nicht normal verteilt; Tab. 7, siehe Anhang), kam bei der Auswertung der nicht-parametrische Mann-Whitney-Test zur Anwendung.

Alle Auswertungen wurden mittels SPSS (Vers. 15.0, SPSS inc., Chicago, USA) vorgenommen. Eine statistische Signifikanz wurde ab einem Wert von $p \leq 0,05$ angenommen.

Es wurde überprüft, in wie weit die Parameter Zeit, Leistung, Modus (cw bzw. gepulst), Frequenz, Lage des Messpunktes und die Kühlmediummenge, einen Einfluss auf die Ergebnisse haben. Die getesteten Parameter-Kombinationen sind in Abb. 6a, 6b und 6c angegeben, wobei die drei Abbildungen durch die jeweils unterschiedliche Laserleistung (1 , 3 und 6 W) charakterisiert sind.

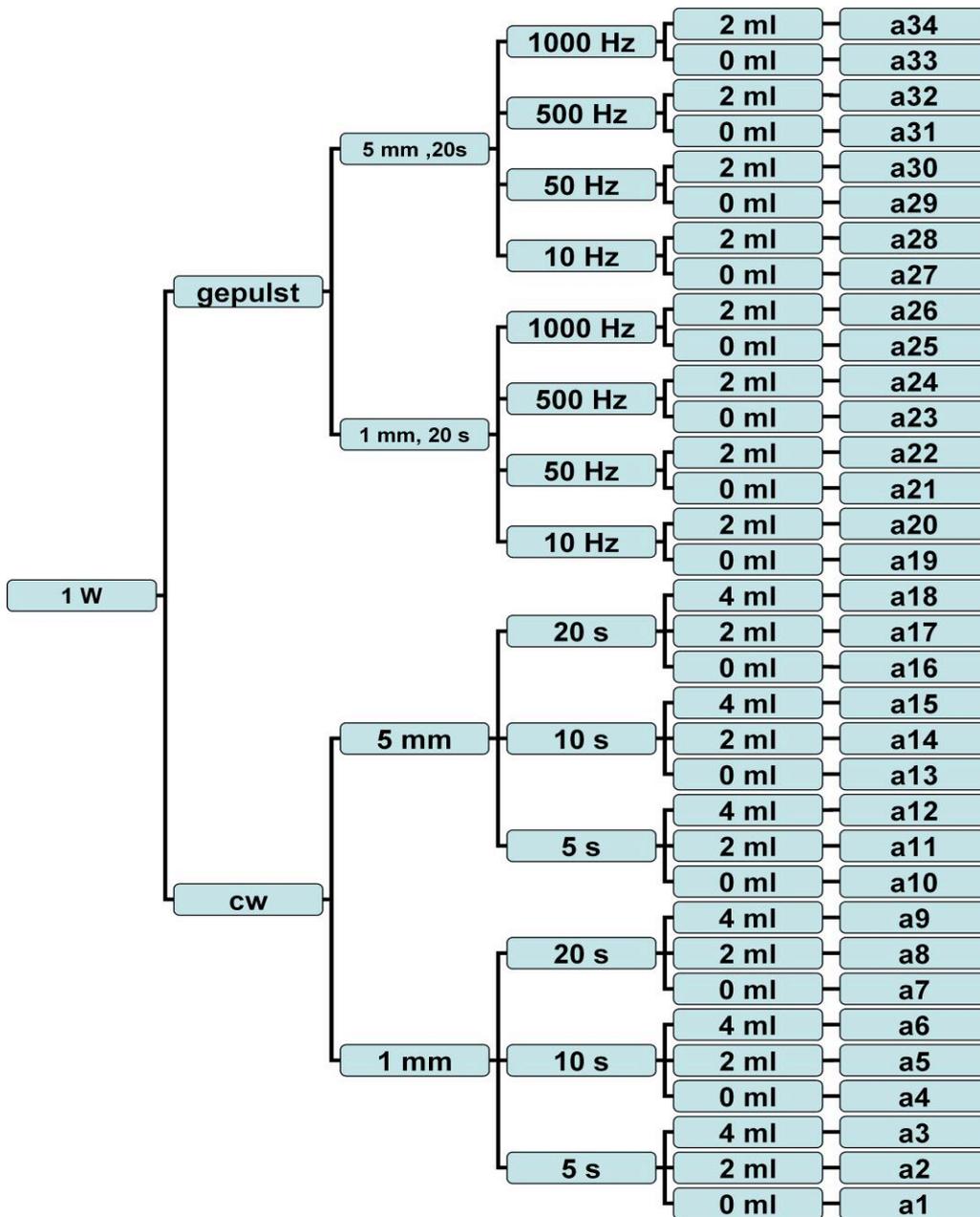


Abb. 6a: Darstellung der statistisch überprüften Parameter-Kombinationen für die Leistung 1 W. Im Rahmen der statistischen Untersuchung, bezogen auf die Signifikanz der Parameter, wurden drei Hauptgruppen angesetzt, ausgehend von den unterschiedlichen Laserleistungen (1, 3, 6 W). Die nächste Unterteilung erfolgte anhand des Modus (cw / gepulst). Die weiteren Unterteilungen waren wie folgt bezogen auf die Distanz zwischen dem Messpunkt und dem Austrittsfenster: Im cw-Mode wurde eine Unterteilung der Applikationszeit (5, 10, 20 s), im gepulsten-Mode eine Unterteilung nach der Frequenz (10, 50, 500, 1000 Hz) bei festgesetzter Zeit (20 s) vorgenommen. Eine weitere Unterteilung folgte für die Kühlwassermenge (0, 2, 4 ml/min). Insgesamt gibt es 34 Gruppen, die jeweils mit a1 bis a34 gekennzeichnet wurden.

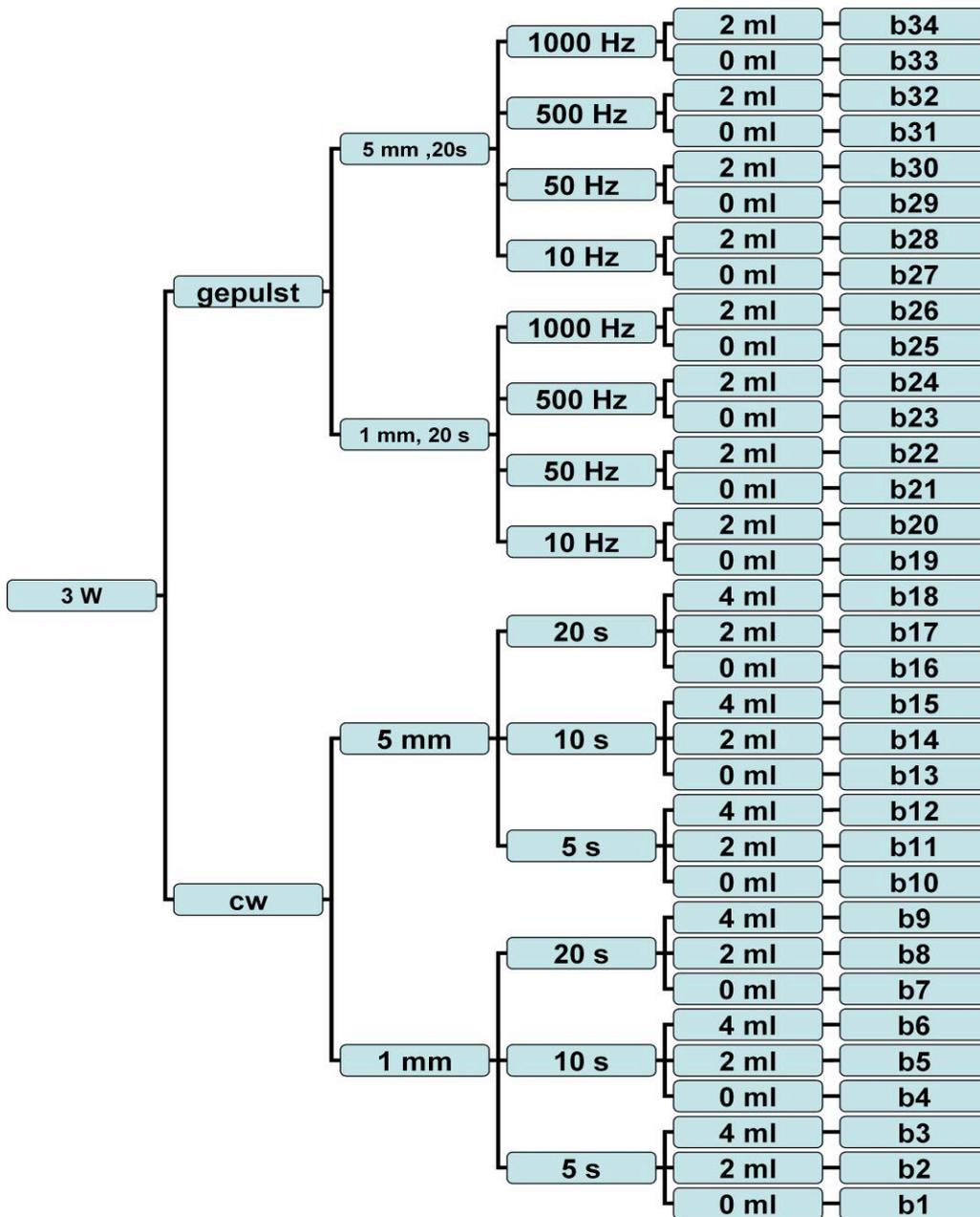


Abb. 6b: Darstellung der statistisch überprüften Parameter-Kombinationen für die Leistung 3 W. Im Rahmen der statistischen Untersuchung, bezogen auf die Signifikanz der Parameter, wurden drei Hauptgruppen angesetzt, ausgehend von den unterschiedlichen Laserleistungen (1, 3, 6 W). Die nächste Unterteilung erfolgte anhand des Modus (cw / gepulst). Die weiteren Unterteilungen waren wie folgt bezogen auf die Distanz zwischen dem Messpunkt und dem Austrittsfenster: Im cw-Mode wurde eine Unterteilung der Applikationszeit (5, 10, 20 s), im gepulsten-Mode eine Unterteilung nach der Frequenz (10, 50, 500, 1000 Hz) bei festgesetzter Zeit (20 s) vorgenommen. Eine weitere Unterteilung folgte für die Kühlwassermenge (0, 2, 4 ml/min). Insgesamt gibt es 34 Gruppen, die jeweils mit b1 bis b34 gekennzeichnet wurden.

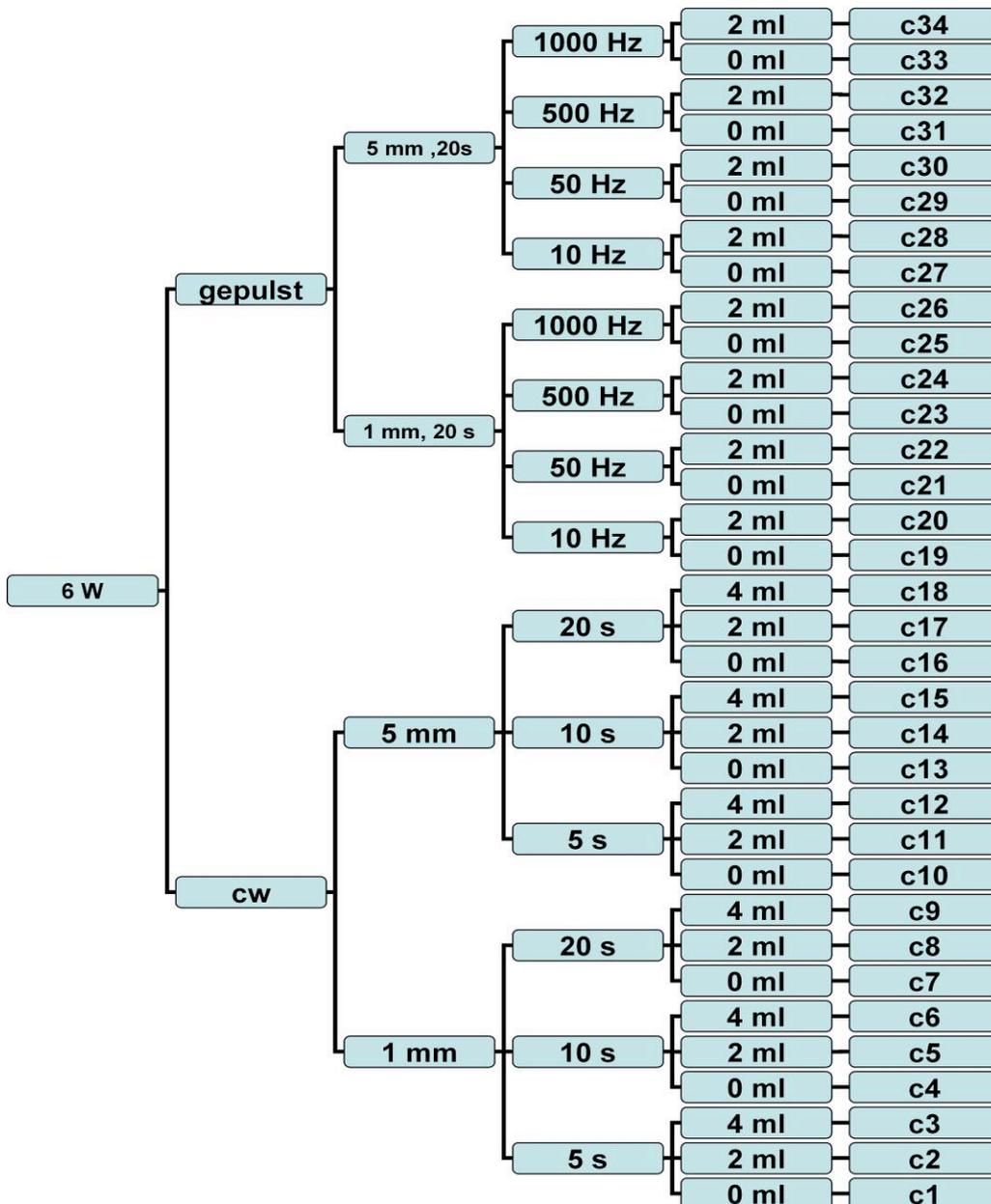


Abb. 6c: Darstellung der statistisch überprüften Parameter-Kombinationen für die Leistung 6 W. Im Rahmen der statistischen Untersuchung, bezogen auf die Signifikanz der Parameter, wurden drei Hauptgruppen angesetzt, ausgehend von den unterschiedlichen Laserleistungen (1, 3, 6 W). Die nächste Unterteilung erfolgte anhand des Modus (cw / gepulst). Die weiteren Unterteilungen waren wie folgt bezogen auf die Distanz zwischen dem Messpunkt und dem Austrittsfenster: Im cw-Mode wurde eine Unterteilung der Applikationszeit (5, 10, 20 s), im gepulsten-Mode eine Unterteilung nach der Frequenz (10, 50, 500, 1000 Hz) bei festgesetzter Zeit (20 s) vorgenommen. Eine weitere Unterteilung folgte für die Kühlwassermenge (0, 2, 4 ml/min). Insgesamt gibt es 34 Gruppen, die jeweils mit c1 bis c34 gekennzeichnet wurden.

3. Versuchsergebnisse

3.1 Deskriptive Beschreibung

3.1.1 Temperaturmessungen in cw-Betrieb

Die Temperaturmessungen der ersten Messreihe [ohne Kühlmittelzufuhr, cw, 1 mm Abstand, Zeit (5, 10 und 20 s)] verdeutlichen, dass der Medianwert des Temperaturanstieges abhängig von der Laserleistung ist, siehe Abb. 7. Der mediane Temperaturanstieg gemessen bei 5 Versuchsreihen lag bei 1 W zwischen 48,3-56,5 °C, bei 3 W 149-169,8 °C und bei 6 W 280,2-304,5 °C. Im Laufe der Applikationszeit stieg die Temperatur im geringen Maße an. Die erreichte Temperaturspitze lag nach 20 s bei einer Leistung von 1 W um 8,2 °C, bei einer Leistung von 3 W um 20,8 °C und bei einer Leistung von 6 W um 24,3 °C höher, als nach 5 s.

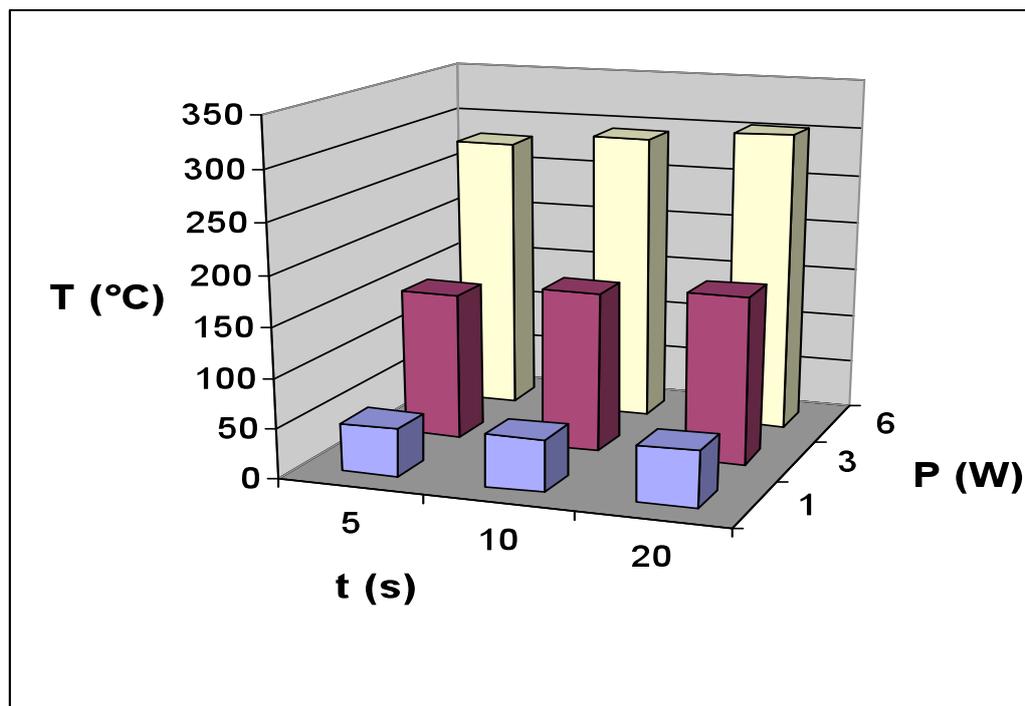


Abb. 7: Temperaturmessungen in cw-Betrieb und ohne Kühlmittelzufuhr an der Faserspitze, bei einem Abstand von 1 mm. Die Temperaturentwicklung ist von der verwendeten Laserleistung abhängig. Die Applikationszeit spielt eine untergeordnete Rolle für den medianen Temperaturanstieg, (n=5).

Bei der Betrachtung der Temperaturmessungen der zweiten Messreihe [mit Kühlmittelzufuhr (2 ml/min), cw, 1 mm Abstand, Zeit (5, 10 und 20 s)] wird verdeutlicht, dass der Medianwert des Temperaturanstieges abhängig von der Laserleistung ist, siehe Abb. 8. Der mediane Temperaturanstieg gemessen bei 5 Versuchsreihen lag bei 1 W zwischen 29,9-33 °C, bei 3 W 66,5-68,2 °C und bei 6 W 71,8-80,5 °C. Im Gegensatz zu Abb. 5 ist im Laufe der Applikationszeit kaum ein Anstieg der Temperatur zu entnehmen. Bei einer Laserleistung von 1 W steigt die Temperatur nach 10 s (33 °C) um 3,1 Grad und nach 20 s (30,8 °C) um 0,9 Grad, als nach 5 s (29,9 °C). Bei einer Leistung von 3 W sinkt die Temperatur nach 10 s (66,5 °C) um 2 Grad und nach 20 s (68,2 °C) sinkt die Temperatur um 0,3 Grad, als nach 5 s (68,5 °C). Bei einer Leistung von 6 W steigt die Temperatur nach 10 s (81,2 °C) um 0,7 Grad und nach 20 s (71,8 °C) sinkt die Temperatur um 8,7 Grad, als nach 5 s (80,5 °C). Die medianen Temperaturanstiege unter Kühlmittelzufuhr (2 ml/min) liegen deutlich unter den Werten der vorherigen Versuchsreihe ohne Kühlung.

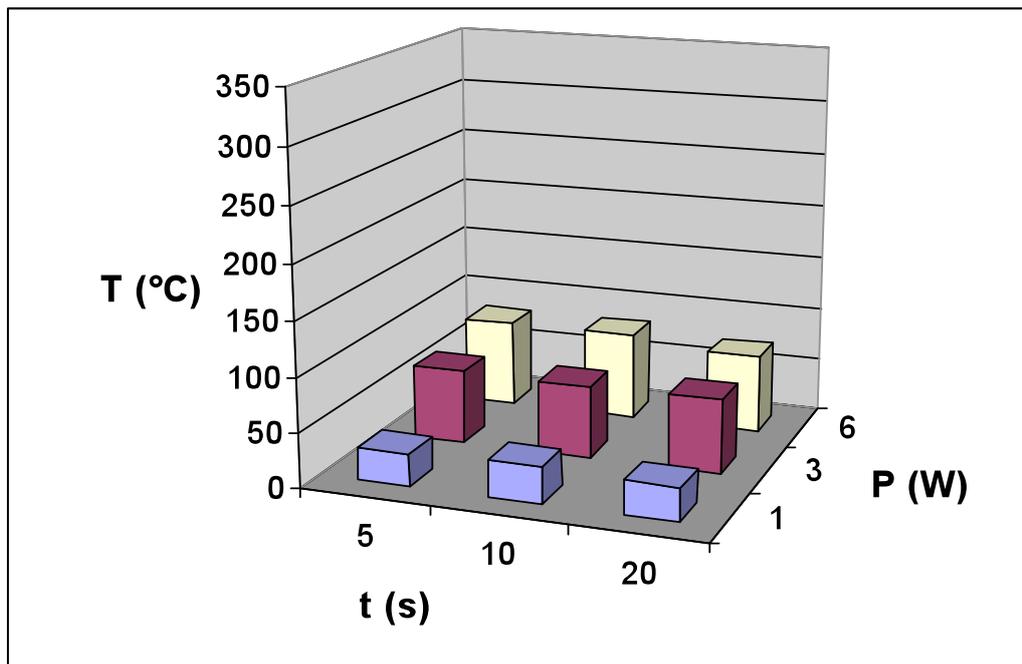


Abb. 8: Temperaturmessung in cw-Betrieb und mit Kühlmittelzufuhr (2 ml/min) an der Faserspitze, bei einem Abstand von 1 mm. Die Temperaturentwicklung ist von der verwendeten Laserleistung abhängig. Die Applikationszeit spielt eine untergeordnete Rolle für den medianen Temperaturanstieg, (n=5).

Bei der Betrachtung der Temperaturmessungen der dritten Messreihe [mit Kühlmittelzufuhr (4 ml/min), cw, 1 mm Abstand, Zeit (5, 10 und 20 s)] wird verdeutlicht, dass der Medianwert des Temperaturanstieges abhängig von der Laserleistung ist, siehe Abb. 9. Der mediane Temperaturanstieg gemessen bei 5 Versuchsreihen lag bei 1 W zwischen 12,3-13,3 °C, bei 3 W 34,1-40,2 °C und bei 6 W 58,7-61,6 °C. Die erreichte Temperaturspitze lag nach 20 s bei einer Leistung von 1 W um 1 °C und bei einer Leistung von 6 W um 2,9 °C höher, als nach 5 s. Bei einer Laserleistung von 3 W steigt die Temperatur nach 10 s (40,2 °C) um 6,1 °C und nach 20 s (37,8 °C) um 3,7 °C. Die medianen Temperaturanstiege unter Kühlmittelzufuhr (2 ml/min) liegen deutlich unter den Werten der vorherigen Versuchsreihen, Gruppe 1 und 2.

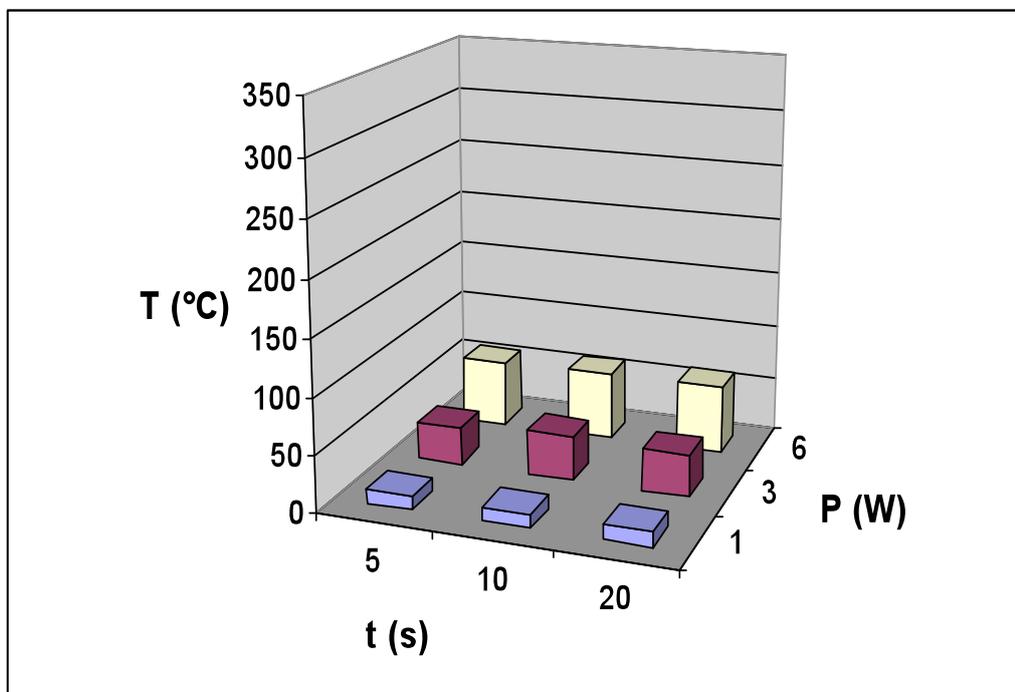


Abb. 9: Temperaturmessung in cw-Betrieb und mit Kühlmittelzufuhr (4 ml/min) an der Faserspitze, bei einem Abstand von 1 mm. Die Temperaturentwicklung ist von der verwendeten Laserleistung abhängig. Die Applikationsdauer spielt eine untergeordnete Rolle für den medianen Temperaturanstieg, (n=5).

Bei der Betrachtung der Temperaturmessungen der vierten Messreihe [ohne Kühlmittelzufuhr, cw, 5 mm Abstand, Zeit (5, 10 und 20 s)] wird verdeutlicht, dass der Medianwert des Temperaturanstieges abhängig von der Laserleistung ist, siehe Abb. 10. Der mediane Temperaturanstieg gemessen bei 5 Versuchsreihen lag bei 1 W zwischen 8-17,9 °C, bei 3 W 26,4-56 °C und bei 6 W 54,4-100,3 °C. Im Laufe der Applikationszeit stieg die Temperatur im geringen Maße an. Die erreichte Temperaturspitze lag nach 20 s bei einer Leistung von 1 W um 9,9 °C, bei einer Leistung von 3 W um 29,6 °C und bei einer Leistung von 6 W um 45,9 °C höher, als nach 5 s. Im Vergleich zu der Abb. 5 fällt auf, dass der Abstand hier eine maßgebliche Rolle spielt, die Temperaturanstiege sind stark abgefallen.

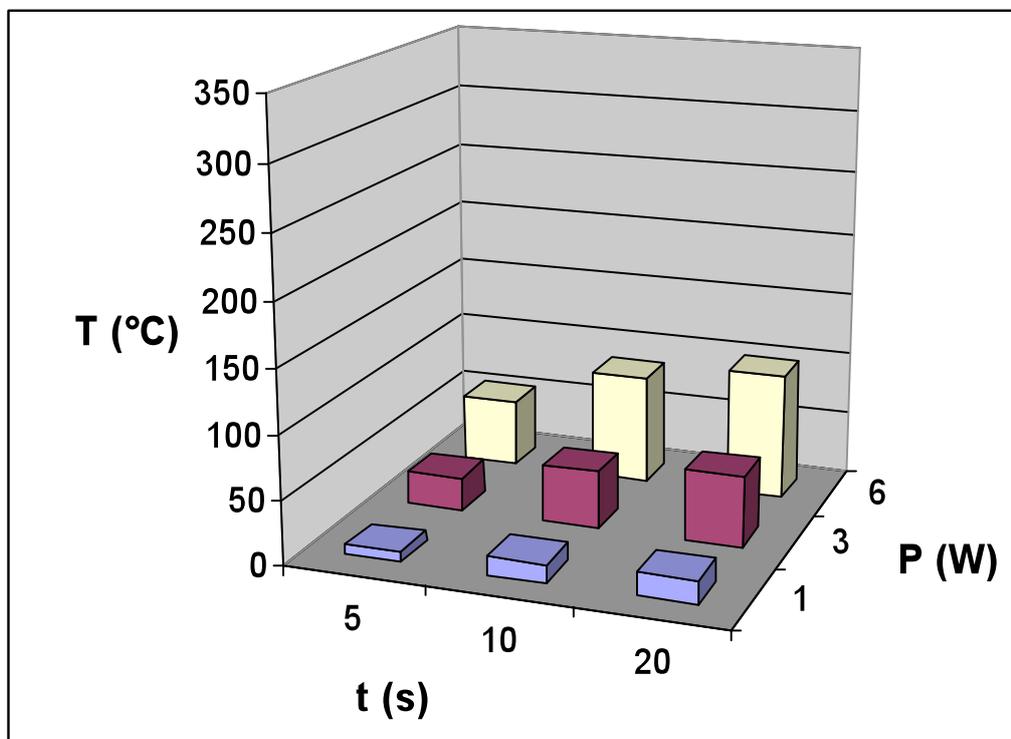


Abb. 10: Temperaturmessung in cw-Betrieb und ohne Kühlmittelzufuhr an der Faserspitze, bei einem Abstand von 5 mm. Die Temperaturentwicklung ist von der verwendeten Laserleistung abhängig. Die Applikationsdauer spielt eine untergeordnete Rolle für den medianen Temperaturanstieg, (n=5).

Bei der Betrachtung der Temperaturmessungen der fünften Messreihe [mit Kühlmittelzufuhr (2 ml/min), cw, 5 mm Abstand, Zeit (5, 10 und 20 s)] wird verdeutlicht, dass der Medianwert des Temperaturanstieges abhängig von der Laserleistung ist, siehe Abb. 11. Der mediane Temperaturanstieg gemessen bei 5 Versuchsreihen lag bei 1 W zwischen 4,2-5,2 °C, bei 3 W 15-17,2 °C und bei 6 W 28,4-30,9 °C. Die erreichte Temperaturspitze lag nach 20 s bei einer Leistung von 1 W um 1 °C, bei einer Leistung von 3 W um 2,2 °C höher, als bei 5s. Bei einer Leistung von 6 W steigt die Temperatur nach 10 s (30,9 °C) um 2,5 °C an und nach 20 s (30,8 °C) um 2,4 °C, als nach 5 s (28,4 °C). Im direkten Vergleich mit der Abb. 8 wird deutlich, dass mit der Vergrößerung des Abstandes der Messstelle von 1 mm auf 5 mm, der Temperaturanstieg um ein vielfaches gesunken ist.

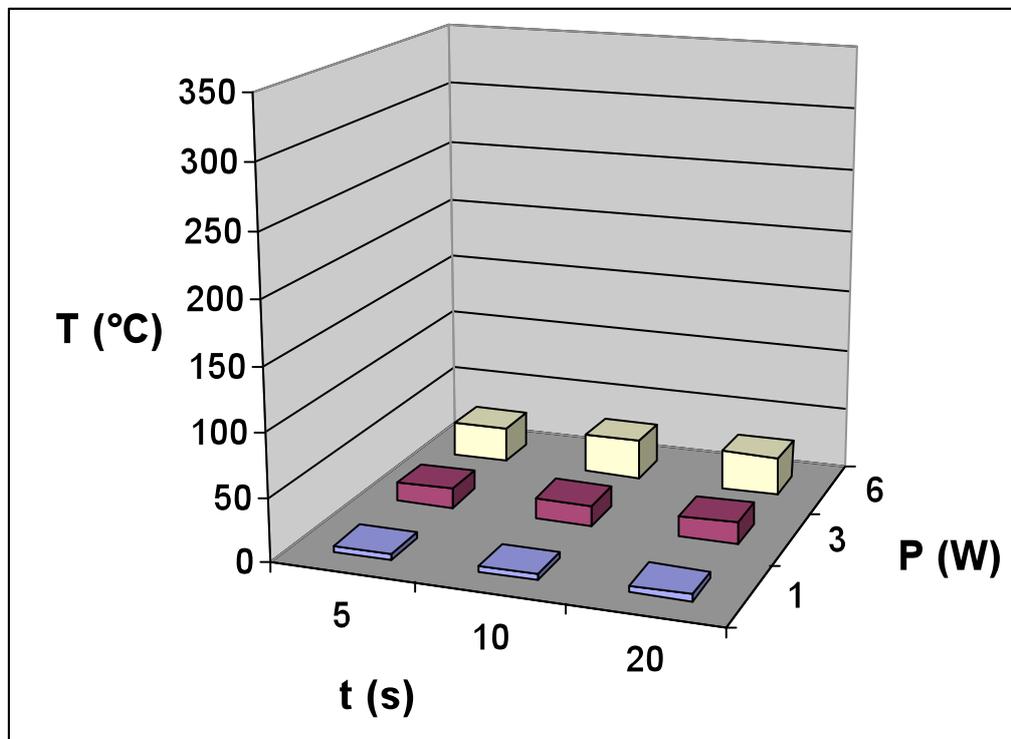


Abb. 11: Temperaturmessung in cw-Betrieb und mit Kühlmittelzufuhr (2 ml/min) an der Faserspitze, bei einem Abstand von 5 mm. Die Temperaturentwicklung ist von der verwendeten Laserleistung abhängig. Die Applikationsdauer spielt eine untergeordnete Rolle für den medianen Temperaturanstieg, (n=5).

Bei der Betrachtung der Temperaturmessungen der sechsten Messreihe [mit Kühlmittelzufuhr (4 ml/min), cw, 5 mm Abstand, Zeit (5, 10 und 20 s)] wird verdeutlicht, dass der Medianwert des Temperaturanstieges abhängig von der Laserleistung ist, siehe Abb. 12. Der mediane Temperaturanstieg gemessen bei 5 Versuchsreihen lag bei 1 W zwischen 2,3-2,8 °C, bei 3 W 8,9-10,4 °C und bei 6 W 17,5-18,8 °C. Die erreichte Temperaturspitze lag nach 20 s bei einer Leistung von 1 W um 0,5 °C, bei einer Leistung von 3 W um 1,5 °C höher und bei einer Leistung 6 W um 1,3 °C, als bei 5 s. Beim Vergleich der Abb. 9 mit der Abb. 10 fällt auf, dass die Verdoppelung der Kühlmenge, von 2 ml/min auf 4 ml/min, eine maßgebliche Auswirkung auf die Temperatur hat, die Temperatur nimmt ab.

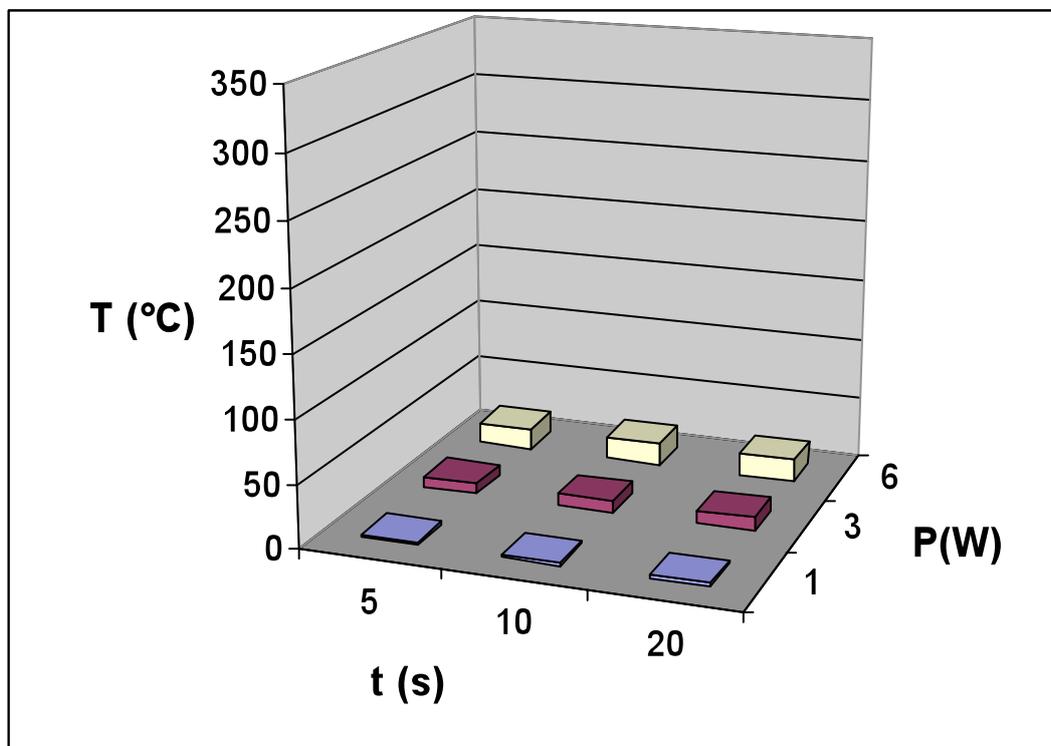


Abb. 12: Temperaturmessung in cw-Betrieb und mit Kühlmittelzufuhr (4 ml/min) an der Faserspitze, bei einem Abstand von 5 mm. Die Temperaturentwicklung ist von der verwendeten Laserleistung abhängig. Die Applikationsdauer spielt eine untergeordnete Rolle für den medianen Temperaturanstieg, (n=5).

3.1.2 Temperaturmessungen in gepulstem-Betrieb

Bei der Betrachtung der Temperaturmessungen der siebten Messreihe [ohne Kühlmittelzufuhr, Frequenz (10, 50, 500 und 1000 Hz), 1 mm Abstand, Zeit 20 s] wird verdeutlicht, dass der Medianwert des Temperaturanstieges abhängig von der Laserleistung ist, siehe Abb. 13. Der mediane Temperaturanstieg gemessen bei 5 Versuchsreihen lag bei 1 W zwischen 32,9-38,7 °C, bei 3 W 96,2-111,1 °C und bei 6 W 162,1-177,6 °C.

Mit dem Anstieg der Frequenz ist ein geringer Anstieg der Temperatur bei einer Laserleistung von 3 W zu entnehmen, bei 1000 Hz wurde eine Temperaturerhöhung um 14,9 °C gemessen, als bei 10 Hz. Bei einer Laserleistung von 1 W sinkt die Temperatur bei 50 Hz um 0,5 °C, steigt bei 500 Hz um 1,7 °C und bei 1000 Hz steigt die Temperatur um 5,3 °C, als bei 10 Hz. Bei einer Leistung von 6 W steigt die Temperatur bei 50 Hz um 0,6 °C, bei 500 Hz sinkt die Temperatur um 4,9 °C und bei 1000 Hz sinkt sie weiter um 15,5 °C, als bei 10 Hz.

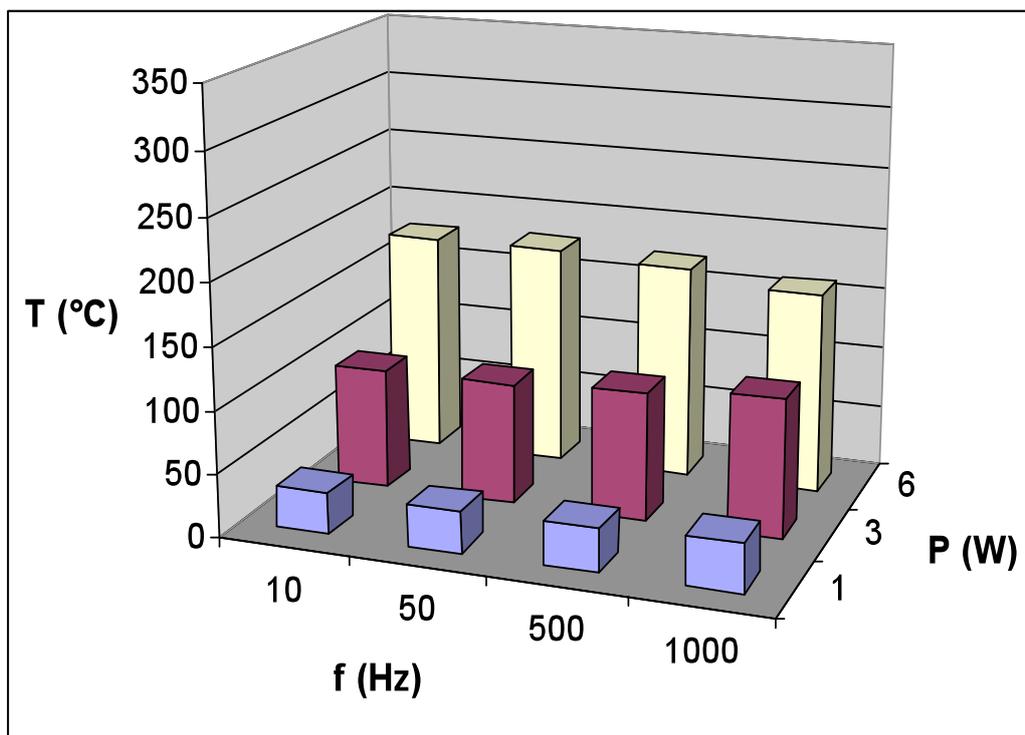


Abb. 13: Temperaturmessungen in gepulstem-Betrieb (10, 50, 500 und 1000 Hz) und ohne Kühlmittelzufuhr an der Faserspitze, bei einem Abstand von 1 mm. Die Temperaturentwicklung ist von der verwendeten Laserleistung abhängig. Die verwendete Frequenz spielt eine untergeordnete Rolle für den medianen Temperaturanstieg, (n=5).

Im Rahmen der Temperaturmessungen der achten Messreihe [mit Kühlmittelzufuhr (2 ml/min), Frequenz (10, 50, 500 und 1000 Hz), 1 mm Abstand, Zeit 20 s] wird verdeutlicht, dass der Medianwert des Temperaturanstieges abhängig von der Laserleistung ist, siehe Abb. 14. Der mediane Temperaturanstieg gemessen bei 5 Versuchsreihen lag bei 1 W zwischen 12,6-15,1 °C, bei 3 W 36,1-40,9 °C und bei 6 W 53,3-56,5 °C. Bei einer Leistung von 1 und 3 W wurde eine kontinuierliche Temperaturerhöhung von 10 Hz auf 1000 Hz gemessen, bei 1 W um 2,5 °C und bei 3 W um 4,8 °C. Bei einer Leistung von 6 W sinkt die Temperatur bei 50 Hz um 0,1 °C, bei 500 Hz um 1,6 °C und bei 1000 Hz um 3,2 °C, als bei 10 Hz.

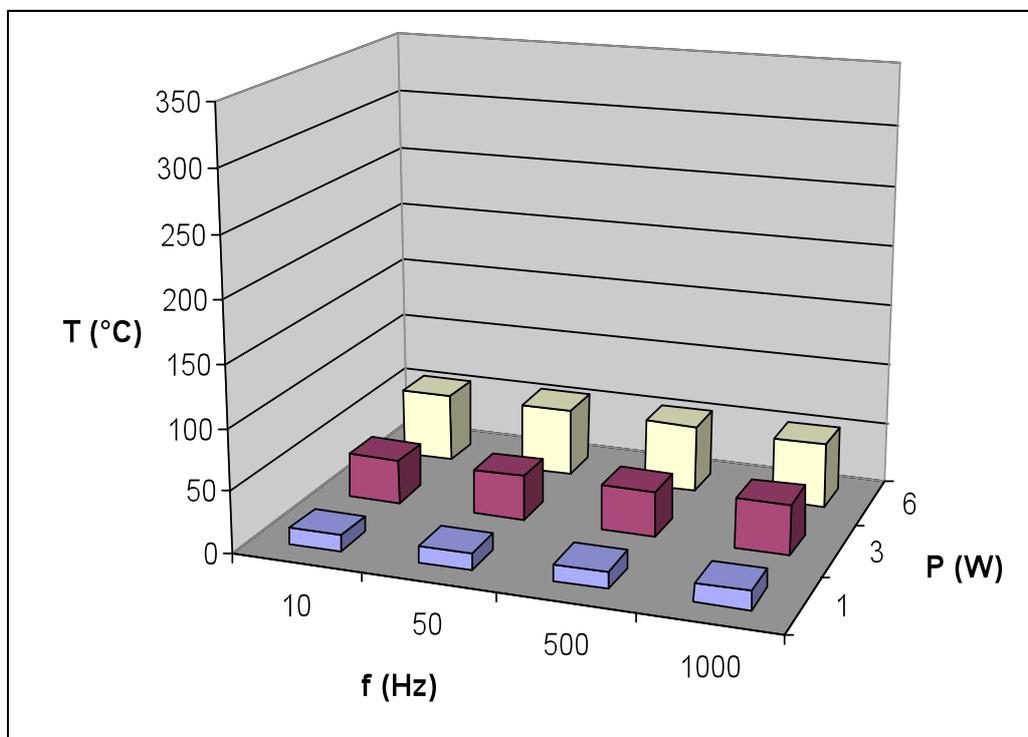


Abb. 14: Temperaturmessungen in gepulstem-Betrieb (10, 50, 500 und 1000 Hz) und mit Kühlmittelzufuhr (2 ml/min) an der Faserspitze, bei einem Abstand von 1 mm. Die Temperaturentwicklung ist von der verwendeten Laserleistung abhängig. Die verwendete Frequenz spielt eine untergeordnete Rolle für den medianen Temperaturanstieg, (n=5).

Bei der Betrachtung der Temperaturmessungen der neunten Messreihe [ohne Kühlmittelzufuhr, Frequenz (10, 50, 500 und 1000 Hz), 5 mm Abstand, Zeit 20 s] wird verdeutlicht, dass der Medianwert des Temperaturanstieges abhängig von der Laserleistung ist, siehe Abb. 15. Der mediane Temperaturanstieg gemessen bei 5 Versuchsreihen lag bei 1 W zwischen 7,6-11,3 °C, bei 3 W 25,1-31,3 °C und bei 6 W 44,2-54,2 °C. Bei einer Leistung von 1 W sinkt die Temperatur bei 50 Hz um 0,6 °C, bei 500 Hz um 2,5 °C und bei 1000 Hz steigt die Temperatur um 1,2 °C, als bei 10 Hz. Bei einer Leistung von 3 W sinkt die Temperatur bei 50 Hz um 3,4 °C, bei 500 Hz um 2,7 °C und bei 1000 Hz steigt die Temperatur um 2,8 °C, als bei 10 Hz. Bei einer Leistung von 6 W sinkt die Temperatur bei 50 Hz um 37,9 °C, bei 500 Hz um 10 °C und bei 1000 Hz um 5,5 °C, als bei 10 Hz.

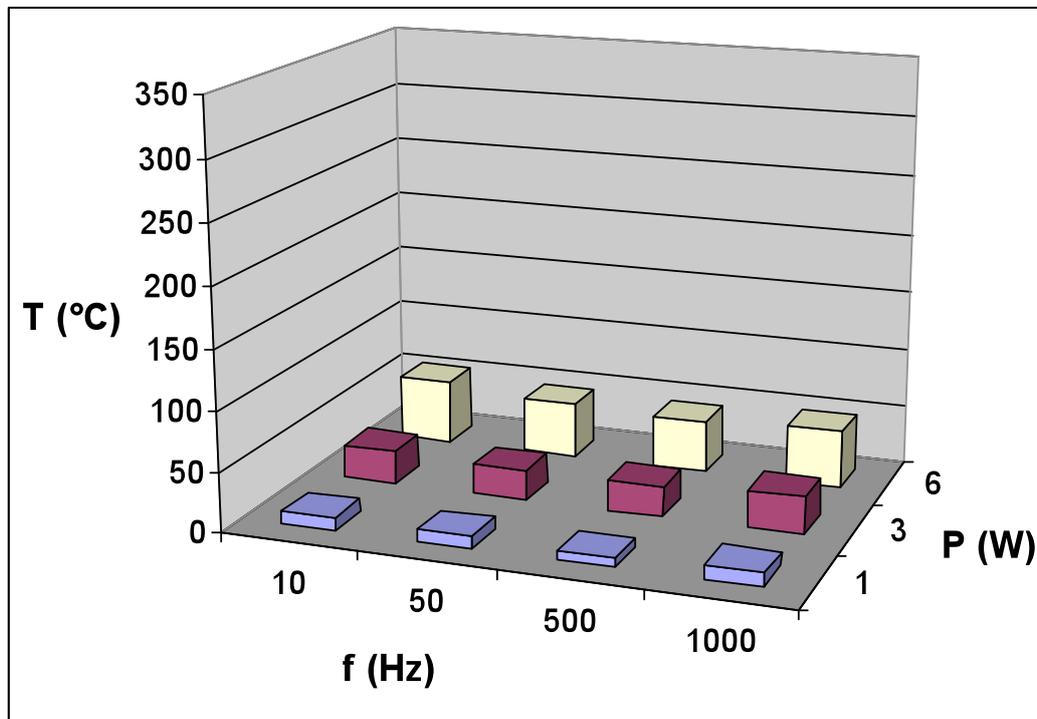


Abb. 15: Temperaturmessungen in gepulstem-Betrieb (10, 50, 500 und 1000 Hz) und ohne Kühlmittelzufuhr an der Faserspitze, bei einem Abstand von 5 mm. Die Temperaturentwicklung ist von der verwendeten Laserleistung abhängig. Die verwendete Frequenz spielt eine untergeordnete Rolle für den medianen Temperaturanstieg, (n=5).

Im Rahmen der Temperaturmessungen der zehnten Messreihe [mit Kühlmittelzufuhr (2 ml/min), Frequenz (10, 50, 500 und 1000 Hz), 5 mm Abstand, Zeit 20 s] wird verdeutlicht, dass der Medianwert des Temperaturanstieges abhängig von der Laserleistung ist, siehe Abb. 16. Der mediane Temperaturanstieg gemessen bei 5 Versuchsreihen lag bei 1 W zwischen 1,9-11,3 °C, bei 3 W 8,2-31,3 °C und bei 6 W 15,6-49,4 °C. Bei einer Leistung von 1 W sinkt die Temperatur bei 50 Hz um 0,2 °C, bei 500 Hz steigt die Temperatur um 0,4 °C und bei 1000 Hz steigt sie um 9,2 °C, als bei 10 Hz. Bei einer Leistung von 3 W sinkt die Temperatur bei 50 Hz um 0,1 °C, bei 500 Hz steigt die Temperatur um 0,3 °C und bei 1000 Hz steigt sie um 23 °C, als bei 10 Hz. Mit dem Anstieg der Frequenz ist ein geringer Anstieg der Temperatur bei einer Laserleistung von 6 W zu entnehmen, bei 1000 Hz wurde eine Temperaturerhöhung um 33,8 °C gemessen, als bei 10 Hz.

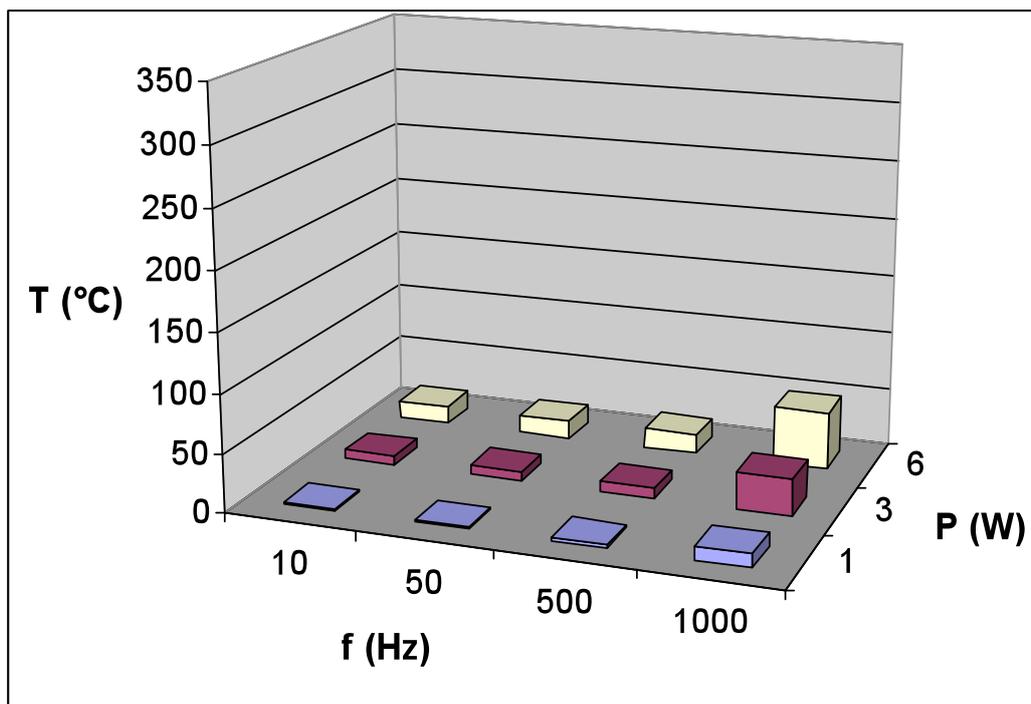


Abb. 16: Temperaturmessungen in gepulstem-Betrieb (10, 50, 500 und 1000 Hz) und mit Kühlmittelzufuhr (2 ml/min) an der Faserspitze. Bei einem Abstand von 5 mm. Die Temperaturentwicklung ist von der verwendeten Laserleistung abhängig. Die verwendete Frequenz spielt eine untergeordnete Rolle für den medianen Temperaturanstieg, (n=5).

3.2 Statistische Evaluierung der Messwerte

Wie bereits im Abschnitt 2.6 beschrieben wurden 10 Messreihen angesetzt, die jeweils 5 Versuchsreihen beinhalteten. Die 10 Messreihen wurden in zwei Gruppen unterteilt, Temperaturmessungen in cw-Betrieb (s. Abschnitt 3.1) und Temperaturmessungen in gepulstem-Betrieb (s. Abschnitt 3.2). Die Auswertung der Ergebnisse erfolgte anhand von Histogrammen, die analog zu den Ergebnissen der 10 Messreihen erfasst worden sind. In den Histogrammen sind die medianen Temperaturanstiege dargestellt. Um direkte Vergleiche zwischen den Versuchsgruppen ziehen zu können, wurde die Höchsttemperatur der x-Achse auf 350 °C festgelegt. Bei allen Messreihen wurden gleiche Energieparameter von 1 W, 3 W und 6 W gewählt. Variiert wurde der Modus (cw oder gepulst), die Lage des Messpunktes (1 mm oder 5 mm), die Kühlwassermenge (keine Kühlung, 2 ml/min oder 4 ml/min). Die Applikationszeit wurde bei den ersten 6 Versuchsgruppen in cw-Betrieb, jeweils mit 5 s, 10 s und 20 s festgelegt. Im gepulsten-Betrieb wurde die Applikationszeit konstant bei 20 s gehalten.

Die Untersuchung der Parameter-Kombination im Mann-Whitney-Test zeigt, dass die Laserleistung in 98 % der Datensätze einen signifikanten Einfluss auf die Temperaturentwicklung an der Faserspitze nimmt, siehe Tab. 8 im Anhang. Die Kühlwassermenge nimmt bei 93,6 % der Datensätze einen signifikanten Einfluss auf das Ergebnis, siehe Tab. 9 im Anhang. Der Parameter Zeit nimmt bei 88,4 % der Datensätze einen signifikanten Einfluss auf das Ergebnis, siehe Tab. 10 im Anhang. Der Parameter Frequenz nimmt bei 80,8 % der Fälle einen signifikanten Einfluss auf das Ergebnis, siehe Tab. 11 im Anhang. Der Vergleich des cw-Modus und des gepulstem-Modus zeigte, dass diese Parameter bei allen Datensätzen einen signifikanten Einfluss auf das Ergebnis nahmen, siehe Tab. 12 im Anhang. Der Abstand zum Messpunkt zeigte auch einen maßgeblichen Einfluss auf das Ergebnis, da alle Parameterkombinationen einen signifikanten Unterschied aufwiesen, siehe Tab. 13 im Anhang. Weiterhin konnte anhand der Daten nach Einzeichnen der nicht signifikant unterschiedlichen Datensätze in den Histogrammen, erkenntlich gemacht werden, dass bei einer vorhandenen Kühlung der Faktor Zeit keine besondere Rolle spielt, siehe Abb. 17 – 20. Weiterhin relativiert sich der Einfluss der Kühlung wie die statistische Bewertung zeigt, wenn sich die eingestellte Leistung auf dem niedrigsten Niveau befindet (1 W).

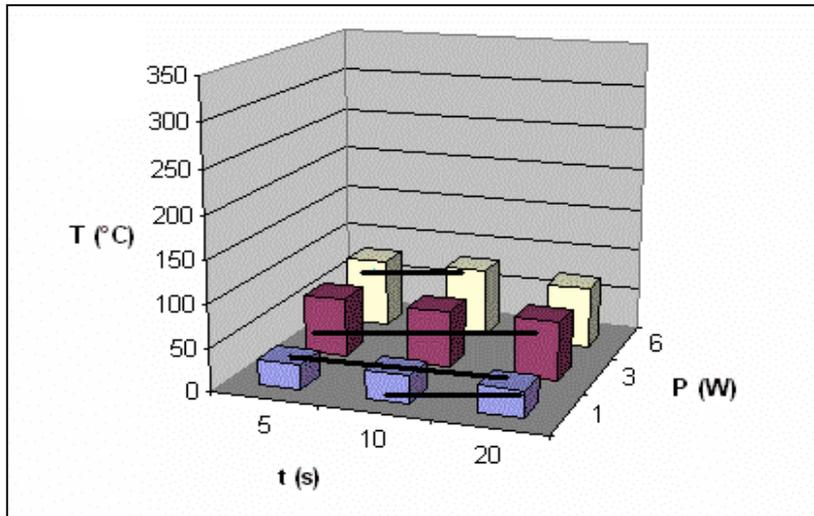


Abb. 17: 2 ml/min Kühlwassermenge, cw-Modus, 1 mm Abstand. Der Verbindungsbalken zeigt die nicht signifikanten Parameter-Kombinationen für den Parameter Zeit. Nach Einzeichnung der Verbindungsbalken in den Diagrammen der Versuchsreihen mit Wasserkühlung, wird deutlich dass es viele Verbindungsbalken zwischen den verschiedenen Zeiten (5, 10, 20 s) gibt, was bedeutet das diese Ergebnisse gleich sind und somit der Faktor Zeit bei einer vorhandenen Wasserkühlung keine besondere Rolle spielt.

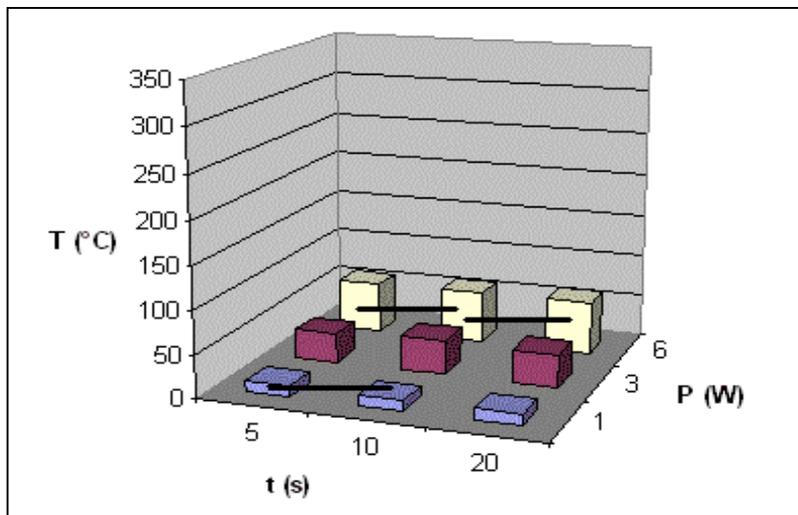


Abb. 18: 4 ml/min Kühlwassermenge, cw-Modus, 1 mm Abstand. Der Verbindungsbalken zeigt die nicht signifikanten Parameter-Kombinationen für den Parameter Zeit. Nach Einzeichnung der Verbindungsbalken in den Diagrammen der Versuchsreihen mit Wasserkühlung, wird deutlich dass es viele Verbindungsbalken zwischen den verschiedenen Zeiten (5, 10, 20 s) gibt, was bedeutet das diese Ergebnisse gleich sind und somit der Faktor Zeit bei einer vorhandenen Wasserkühlung keine besondere Rolle spielt.

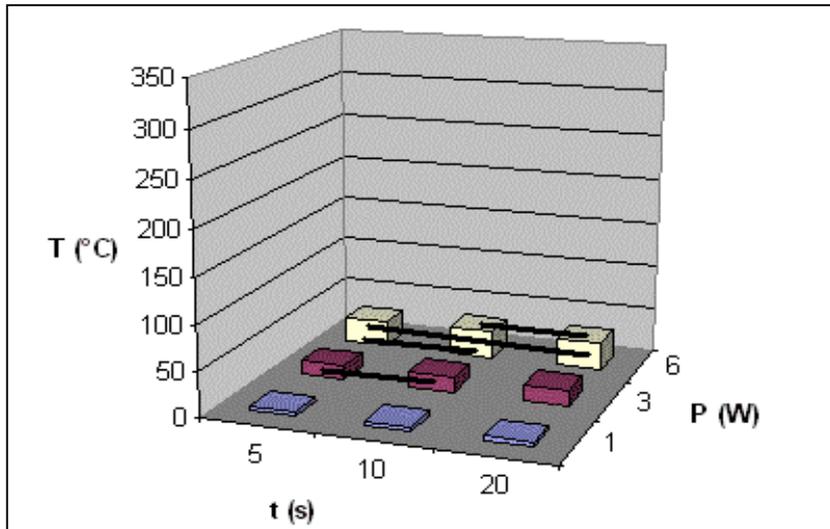


Abb. 19: 2 ml/min Kühlwassermenge, cw-Modus, 5 mm Abstand. Der Verbindungsbalken zeigt die nicht signifikanten Parameter-Kombinationen für den Parameter Zeit. Nach Einzeichnung der Verbindungsbalken in den Diagrammen der Versuchsreihen mit Wasserkühlung, wird deutlich dass es viele Verbindungsbalken zwischen den verschiedenen Zeiten (5, 10, 20 s) gibt, was bedeutet das diese Ergebnisse gleich sind und somit der Faktor Zeit bei einer vorhandenen Wasserkühlung keine besondere Rolle spielt.

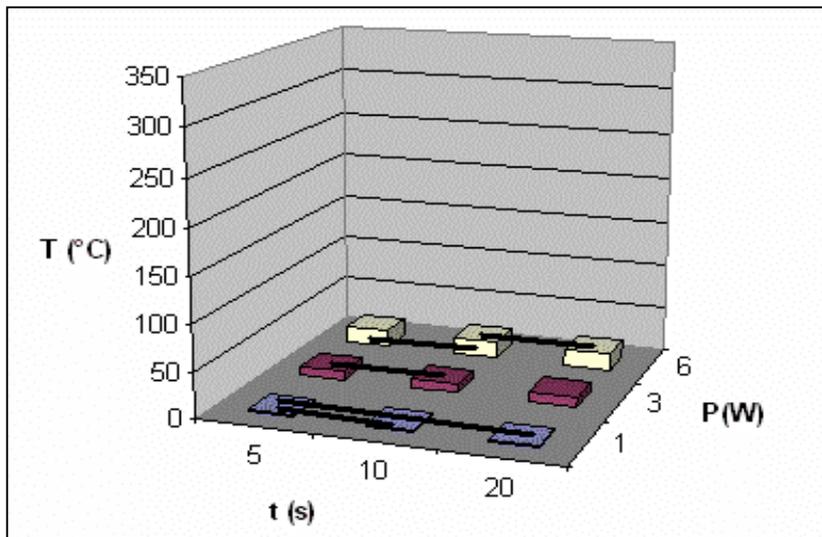


Abb. 20: 4 ml/min Kühlwassermenge, cw-Modus, 5 mm Abstand. Der Verbindungsbalken zeigt die nicht signifikanten Parameter-Kombinationen für den Parameter Zeit. Nach Einzeichnung der Verbindungsbalken in den Diagrammen der Versuchsreihen mit Wasserkühlung, wird deutlich dass es viele Verbindungsbalken zwischen den verschiedenen Zeiten (5, 10, 20 s) gibt, was bedeutet das diese Ergebnisse gleich sind und somit der Faktor Zeit bei einer vorhandenen Wasserkühlung keine besondere Rolle spielt.

4. Diskussion

4.1 Zusammenfassung der Ergebnisse

Die vorliegende Studie beschäftigte sich mit den Temperaturentwicklungen an der Faserspitze eines Diodenlasers, geführt durch ein modifiziertes Winkelstück, wobei unterschiedliche Parameter, wie der Betriebs-Modus des Lasers, die Kühlwassermenge, die Laserleistung, der Abstand zum Austrittsfenster der Strahlung und die Applikationszeit modifiziert wurden.

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass die Temperaturentwicklung an der Faserspitze im Wesentlichen von der verwendeten Laserenergie und der Anwendung, sowie der Menge eines Kühlmediums und nicht von der Applikationsdauer abhängig ist.

Bei der Bearbeitung von biologischem Gewebe basiert die thermische Wirkung der Laserstrahlung auf zwei Effekten, zum einen der Strahlungsenergie an sich und zum anderen der Temperaturerhöhung am Ende der Applikationsspitze. Dieses Phänomen wird auch „Hot Tip“ genannt. Die Faserspitze kann im sog. „non-contact-mode“ und im „contact-mode“ geführt werden. Im „non-contact-mode“ wird die Faserspitze ohne Berührung mit dem zu bestrahlendem Gewebe geführt. Dabei wird nur die Strahlungsenergie wirksam. Als Nachteil dieser Methode ist die erschwerte Strahlenführung auf das Zielgewebe zu nennen. Des Weiteren ist eine Strahlenaufweitung zu beobachten und die Energieflächendichte sinkt. Beim „contact-mode“ wird die Faserspitze unter Kontakt mit dem zu behandelnden Gewebe geführt. Hier wird die Strahlungsenergie in Kombination mit dem Phänomen des „Hot Tip“ wirksam. Ein Vorteil dieser Vorgehensweise ist die einfache und zielgerechte Strahlenführung. Stübinger et al. (2006) beschreiben, dass aufgrund der koagulierenden Wirkung und der feinen Schnitte, die mit den flexiblen Fasern im „contact-mode“ möglich sind, sich der Diodenlaser sehr gut für eine atraumatische Weichteilchirurgie eignet, da in vielen Fällen im Vergleich zum Skalpell auf eine Naht verzichtet werden kann und die Faser einen leichten Zugang auch zu anatomisch schwierigen Stellen zulässt.

Im Rahmen der Gewebeentnahme (Biopsie) wird die Faser mit einem leichten Druck im „contact-mode“ auf das zu excidierende Gewebe gehalten. Dabei wird die Faser senkrecht zum Gewebe gehalten und mit langsamen „hin und her“ Bewegungen weiter in die Tiefe geführt (Mavrogiannis et al., 2004).

Aufgrund der vorliegenden Ergebnisse geht hervor, dass im „contact-mode“ die Faserspitze auch als „Hot Tip“ wirkt. Es ist zu berücksichtigen, dass einige Laserparameter, die Laserleistung und die Kühlwassermenge, einen beeinflussenden Effekt auf die Temperaturentwicklung an der Faserspitze haben. An der Faserspitze konnten Höchsttemperaturen bis zu 304,5 °C gemessen werden (Laserparameter: 6 W und ohne Kühlwassermenge). Basierend auf die an der Faserspitze entstehenden Höchsttemperaturen sind Vergleiche zwischen der Faserführung des Lasers im „contact-mode“ und der Elektrochirurgie möglich. Wird durch die vom Generator abrufbaren Parameter und durch die Wahl einer punktförmig wirksamen Aktivelektrode in biologischem Gewebe die Verdampfungstemperatur erreicht, tritt der Effekt der Gewebetrennung, der Elektrotomie auf. Die für die Elektrotomie erforderlichen Temperaturbereiche liegen über 100°C. Der physiologische Vorgang bei der Elektrochirurgie besteht darin, dass bei genügend großer Hitzeentwicklung in dem der Aktivelektrode anliegenden Gewebe durch Dampfentwicklung dessen Zellstruktur gesprengt und damit die beim Schneiden beabsichtigte Gewebetrennung bewirkt wird (Schön, 1971). Dieses für die Elektrochirurgie etablierte Modell ist aufgrund der vorliegenden Messungen zumindest teilweise auf Diodenlaserapplikationen zu übertragen.

4.2 Vergleich der Ergebnisse mit Literaturbefunden

Die vorliegende Untersuchung hat gezeigt, dass die erzeugte Temperatur an der Faserspitze eines Diodenlasers durch eine laminäre Benetzung mit einem Kühlmittel, hier physiologische Kochsalzlösung, erheblich gesenkt werden kann. Die höchsten Temperaturen wurden in den Versuchsreihen gemessen, in denen im cw-Mode kein Kühlwassermedium eingesetzt wurde (1 W: 56,5 °C / 3 W: 169,8 °C / 6 W: 304,5 °C), siehe 3.1. Bei einer Kühlwassermenge von 2 ml/min wurde eine deutliche Temperaturreduktion gemessen (1 W: 33 °C / 3 W: 68,2 °C / 6 W: 80,5 °C), siehe 3.2. Bei einer Verdoppelung der Kühlwassermenge auf 4 ml/min wurde eine weitere Temperaturreduktion erzielt (1 W: 13,3 °C / 3 W: 40,2 °C / 6 W: 61,6 °C), siehe 3.3. Wie man aus Tab. 2 entnehmen kann, sollten Temperaturen über 150 °C, die zu einer Karbonisierung führen, vermieden werden. Diese Temperaturen werden jedoch schon bei einer Leistung von 3 W im cw-Mode ohne Kühlwasserzufuhr schnell erreicht.

Andreana (2005) erklärt im Rahmen der Parodontaltherapie den unterstützenden Einsatz eines Diodenlasers als sinnvoll. Er beschreibt die Möglichkeit während der Laserapplikation ein feines

Wasserspray zur Spülung einer Parodontaltasche einzusetzen, wobei ein konstantes Absaugen des entstehenden Dampfes erforderlich ist. Der feine Wasserspray dient zur Auswaschung des Granulationsgewebes und falls Notwendig zur Entfernung von Zelltrümmern/Gewebereste und der entstehenden Rauchfahne.

Des Weiteren wurde aus der vorliegenden Studie ersichtlich, dass die gemessene Temperatur an der Faserspitze sehr stark abhängig von der verwendeten Laserleistung ist. Je höher die Laserleistung, desto höher war die Temperatur, die mittels eines Thermoelements an der Faserspitze gemessen werden konnte. In jeder Messreihe wurde eine Temperatursteigerung bei einer Leistungssteigerung von 1 W auf 3 W und von 3 W auf 6 W festgestellt, siehe auch Abb. 5-14. Gutknecht et al. (2005) beschreiben, dass die zuverlässigsten Untersuchungen empfehlen, dass während der endodontischen Behandlung die Temperaturerhöhung auf der Wurzeloberfläche 7 °C nicht überschreiten sollte. Diese Temperaturschwelle von 7 °C wird allgemein als die höchste Temperaturgrenze betrachtet, die biologisch tolerabel ist, um parodontale Schäden zu vermeiden, denn bei einem Temperaturanstieg über 10 °C wird das parodontale Gewebe irreversibel geschädigt (erfolgt bei 3 W und im cw-Mode). Ein Temperaturanstieg um den beschriebenen Betrag wird in der vorliegenden Studie sehr schnell erreicht, deshalb wäre eine laminäre Kühlung empfehlenswert, um nicht das angrenzende Gewebe, wie das Wurzelzement, das Parodont und den Knochen, irreversibel zu schädigen. Der Diodelaser schädigt die Pulpa nicht, wenn die Laserleistung im gepulsten Modus und mit einer Leistung von 2,5 W appliziert wird (Mavrogiannis et al., 2004). Mavrogiannis et al. (2004) beschreiben ebenfalls, dass ein Temperaturanstieg von 5,5 °C die Pulpa irreversibel schädigt. Theodoro et al. (2003) bestätigen, dass ein Temperaturanstieg bis 5 °C in der Pulpa als sicher angesehen werden kann.

Bei der Diodenlaser-Dekontamination von Implantatoberflächen wurde gezeigt, dass nach 9,0 s bei 2,5 W, 12,5 s bei 2,0 W, 18,0 s bei 1,5 W und nach 30,5 s bei 1,0 W 47 °C bereits überschritten wurden. Eine Unterbrechung zur Abkühlung des Implantates und des Knochens wird daher empfohlen (Kreislar et al., 2003).

Die Spülung des Lichtleiters mit Gas oder Flüssigkeit (z.B. Kochsalzlösung) hat die Aufgaben, die Faserspitze vor Kontamination zu schützen und austretendes Blut oder Blutkoagel zu beseitigen (OP-Feld wird freigehalten). Des Weiteren erwähnen Berlien et al. (1990), dass durch eine Flüssigkeitsspülung eine bessere Oberflächenkühlung am Gewebe und damit ein gewisser Oberflächenschutz erreicht wird. Zur Nd:YAG-Lasertherapie in der Urologie, in der Neurochirurgie und bei hysteroskopischen Eingriffen in der Gynäkologie werden Lichtleiter mit

Flüssigkeitsspülung verwendet (Berlien et al., 1990). Temperaturmessungen an der Faserspitze („Tip“) sind z. Zt. von anderen Arbeitsgruppen nicht bekannt.

Die vorliegenden Ergebnisse müssen bei den verschiedenen Laserapplikationen berücksichtigt werden. Sie sind als Hintergrundwissen für die Beschreibung der jeweiligen Laser/Gewebeinteraktionen notwendig. Es wird nicht nur die Strahlungsenergie wirksam, sondern auch die entstehende Hitze an der Faserspitze.

4.3 Ausblick / Perspektiven

Die vorliegenden Untersuchungen haben gezeigt, dass eine laminäre Benetzung der Faserspitze eines Diodenlasers mit einer Wellenlänge von $980 \text{ nm} \pm 10 \text{ nm}$, einen deutlichen Kühlungseffekt hat. Folgende Temperatureffekte können an der Faserspitze entstehen, Schneideeffekte, Nekrose und Kühlung. Für eine ungewollte Temperaturerhöhung an der Faserspitze eines Diodenlasers sind Faktoren wie Schmutzpartikel oder ein nicht adäquater Querschnitt der Faserspitze verantwortlich. Schmutzpartikel an der Faserspitze können durch eine längere Bestrahlung karbonisiert werden und dadurch eine viel zu große Menge der Strahlung absorbieren, zu einer Streuung der Strahlung oder zur Überhitzung des zu bestrahlende Feld führen. Kühlung kann durch Luft, Spray oder durch laminäre Befeuchtung erzielt werden. Ein Spray kann zu ungewollten Nebenwirkungen führen, wie Brechung oder Reflexion der Laserstrahlung. Diese Effekte schwächen die Laserintensität ab, die im Zielgewebe ankommt.

Um das Problem „Schmutzpartikel an der Faserspitze“ zu umgehen, besteht die Möglichkeit der laminären Befeuchtung der Faser/Faserspitze mit einem Kühlmedium, wie in dieser Studie mit physiologischer Kochsalzlösung, damit die Anhaftung von Schmutzpartikel an der Faser verhindert wird. Somit wird durch die laminäre Befeuchtung der Faserspitze eine Absorption der Laserstrahlung durch Schmutzpartikel verhindert, ohne dass das Kühlmedium oder die Kühlungstechnik die optischen Eigenschaften der Strahlführung stört. Eine zu hohe Kühlmenge kann zu einer Überschwemmung des OP-Gebietes und somit zu einer Unübersichtlichkeit führen. Ziel ist es, mit möglichst wenig Kühlmedium eine hohe Effektivität, unter anderem durch Reinigung der Faserspitze zu erreichen.

5. Zusammenfassung

Bei Bestrahlung der Gewebeoberfläche mit Laserlicht kann es je nach Wellenlänge und Gewebeart entweder zu einer Absorption, Reflexion, Streuung oder Transmission der Lichtquanten kommen. Die absorbierte Strahlungsenergie wird in der Regel in thermische Energie umgewandelt. In Abhängigkeit von der Temperatur führen die thermischen Effekte zu Veränderungen des Gewebes. Bei der Laserbestrahlung kann die Wärmeentwicklung im Gewebe direkt durch die Strahlung aber auch indirekt durch das Delivery-System („Hot Tip“) induziert werden. Die vorliegende Studie beschäftigte sich mit den Temperaturentwicklungen an der Faserspitze eines Diodenlasers mit einer Wellenlänge von $980 \text{ nm} \pm 10 \text{ nm}$, geführt durch ein modifiziertes Winkelstück, wobei unterschiedliche Applikationsparameter, wie der Betriebsmodus, die Kühlwassermenge, die Laserleistung, der Abstand der Thermosonde zum Austrittsfenster der Faserspitze und die Applikationszeit variiert wurden.

Es wurden 10 Messreihen mit jeweils 5 Versuchsreihen angesetzt. 6 Messreihen wurden im cw-Betrieb und 4 Messreihen im gepulsten Betrieb durchgeführt. Im cw-Mode wurde in jeder Versuchsreihe die Applikationsdauer variiert: 5, 10 und 20 s. Im gepulsten Betrieb wurde die Applikationsdauer auf 20 s festgelegt. Die Kühlwassermenge wurde wie folgt gewählt: keine Kühlwassermenge, 2 ml/min oder 4 ml/min Kühlwassermenge. Der Abstand zwischen der Thermosonde und dem Austrittsfenster der Faserspitze betrug 1 mm bzw. 5 mm. Alle Messreihen wurden jeweils bei einer Laserleistung von 1 W, 3 W und 6 W durchgeführt und je 5 mal wiederholt. Bei einer Steigerung der Laserleistung von 1 W auf 3 W oder 6 W wurde ein signifikanter Temperaturanstieg festgestellt. Die Zuführung eines Kühlmediums bzw. Erhöhung des Kühlmediums von 2 ml/min auf 4 ml/min führte zu einer geringen Temperaturbelastung. Dagegen hatte der Wechsel vom cw-Betrieb auf den gepulsten Betrieb unter gleichen Bedingungen und gleichen Parametern nur einen geringen Einfluss auf die Temperaturentwicklung an der Faserspitze. Die Steigerung der Frequenz von 10 Hz auf 50 Hz, 500 Hz bzw. auf 1000 Hz hatte ebenfalls nur einen geringen Einfluss auf die Temperaturentwicklung. Die Verlängerung der Applikationszeit beim cw-Modus von 5 s auf 10 s oder 20 s zeigte nur eine geringe Beeinflussung der Temperatur am Austrittsfenster der Faser.

Aufgrund der erheblichen Auswirkungen der Laserparameter auf die Temperaturentwicklung an der Spitze des Applikationssystems muss dieser Effekt („Hot Tip“) bei der praktischen Anwendung von Diodenlasern beachtet werden.

6. Anhang

6.1 Hersteller

Diodenlaser: MDL-15, Vision Lasertechnik GmbH, Göxe

Handstück: ELUSUG, Lege Artis Pharra GmbH, Dettenhausen

Leistungsmessgerät :Scientech, Boulder, CO., USA

Pumpe: STA-Schlauchpumpe, Desaga, Heidelberg

Thermoelement: JUMO therm, JUMO GmbH & Co. KG, Fulda

6.2 Tabellen

Die folgenden Tabellen zeigen die zusammenfassende Darstellung der Rohdaten bezüglich der verschiedenen Messreihen zur Erfassung der thermischen Entwicklung an der Spitze des Delivery-Systems.

	P(W)		Versuch 1	Versuch 2	Versuch 3	Versuch 4	Versuch 5
Zeitintervall 5 s	1	RT	23,5	23,5	23,6	23,8	23,7
	1	TS	71,5	72,5	72,5	71,4	71,7
	3	RT	23,7	23,5	23,6	23,7	23,6
	3	TS	173	178	166	169,7	176,6
	6	RT	23,7	23,5	23,5	23,7	23,5
	6	TS	300	301	305	310	303
Zeitintervall 10 s	1	RT	23,3	23,6	23,5	23,7	23,7
	1	TS	71,7	72	78	78	77,5
	3	RT	23,7	23,5	23,7	23,6	23,6
	3	TS	188,6	181,9	188,6	185	182
	6	RT	23,5	23,7	23,5	23,7	23,7
	6	TS	331	312	316	307	318
Zeitintervall 20 s	1	RT	23,5	23,8	23,5	23,5	23,6
	1	TS	82,6	79	78,7	79,8	80,5
	3	RT	23,4	23,5	23,8	23,6	23,6
	3	TS	196,2	187,4	194,1	195,3	194
	6	RT	23,6	23,7	23,7	23,6	23,7
	6	TS	333	332	326	325	325

Tab. 6: Thermische Entwicklung an der Spitze des Delivery-Systems, Messreihen ohne Kühlmittelzufuhr, cw (continue waves), 1 mm Abstand, Zeit (5, 10 und 20 s), Legende: P=Leistung, W=Watt, s=Sekunde, RT=Raumtemperatur [°C], TS=Temperaturentwicklung an der Spitze des Delivery- Systems nach Laserbestrahlung [°C].

	P(W)		Versuch 1	Versuch 2	Versuch 3	Versuch 4	Versuch 5
Zeit- intervall 5 s	1	RT	21,3	21,5	21,5	21,6	21,4
	1	TS	46,7	51,5	52,3	53,8	52,5
	3	RT	21,5	21,4	21,6	21,5	21,5
	3	TS	89,5	91,9	88,6	91,2	88,8
	6	RT	21,7	21,5	21,4	21,5	21,9
	6	TS	101,8	101,3	103,7	102,4	101,3
Zeit- intervall 10 s	1	RT	21,6	21,8	21,5	21,7	21,7
	1	TS	55,2	54,5	54,4	53,4	55,6
	3	RT	21,7	21,4	21,5	21,7	21,5
	3	TS	89,4	87,6	86,9	88,2	88,1
	6	RT	21,6	21,5	21,3	21,7	21,7
	6	TS	102,6	103,1	103,8	101,6	102,5
Zeit- intervall 20 s	1	RT	21,6	21,3	21,4	21,5	21,5
	1	TS	52,3	52,4	52	58,1	52,9
	3	RT	21,7	21,5	21,7	21,7	21,5
	3	TS	90	90	90,3	90	88,7
	6	RT	21,5	21,7	21,6	21,8	21,9
	6	TS	101,5	91,1	91,2	92,1	91,8

Tab. 7: Thermische Entwicklung an der Spitze des Delivery-Systems, Messreihen mit Kühlmittelzufuhr (2 ml/min), cw (continue waves), 1 mm Abstand, Zeit (5, 10 und 20 s), Legende: P=Leistung, W=Watt, s=Sekunde, RT=Raumtemperatur [°C], TS=Temperaturentwicklung an der Spitze des Delivery- Systems nach Laserbestrahlung [°C].

	P(W)		Versuch 1	Versuch 2	Versuch 3	Versuch 4	Versuch 5
Zeit- intervall 5 s	1	RT	21,3	21,3	21,3	21,3	21,3
	1	TS	33,7	33,5	34,1	33,1	33,4
	3	RT	21,4	21,4	21,7	21,7	21,5
	3	TS	57,4	55	57,4	52,4	56,2
	6	RT	21,7	21,7	21,9	21,7	21,8
	6	TS	80	79,9	80,1	79,3	83,2
Zeit- intervall 10 s	1	RT	21,6	21,7	21,8	21,6	21,6
	1	TS	33,7	34,3	34,1	33,7	34,4
	3	RT	22,4	21,9	21,9	21,7	22,2
	3	TS	69,8	65,5	67,9	68	69,3
	6	RT	22,7	22,9	22,9	22,8	22,7
	6	TS	85,5	84,5	82,8	80,9	85,3
Zeit- intervall 20 s	1	RT	22,9	23,3	22,9	22	22,9
	1	TS	36,5	37	37,2	35,5	35,2
	3	RT	22,7	22,7	22,9	22,9	22,8
	3	TS	61,4	58,6	61,8	60,9	60,4
	6	RT	23,1	22,9	22,8	22,8	23,3
	6	TS	85,7	81,7	85,6	84,1	86

Tab. 8: Thermische Entwicklung an der Spitze des Delivery-Systems, Messreihen mit Kühlmittelzufuhr (4 ml/min), cw (continue waves), 1 mm Abstand, Zeit (5, 10 und 20 s), Legende: P=Leistung, W=Watt, s=Sekunde, RT=Raumtemperatur [°C], TS=Temperaturentwicklung an der Spitze des Delivery- Systems nach Laserbestrahlung [°C].

	P(W)		Versuch 1	Versuch 2	Versuch 3	Versuch 4	Versuch 5
Zeit- intervall 5 s	1	RT	23,2	22,8	23,1	22,9	22,7
	1	TS	27,2	26,9	27,5	26,7	27,1
	3	RT	22,5	22,8	22,8	22,7	22,7
	3	TS	37,4	36,3	39,8	37,1	38
	6	RT	22,5	22,9	22,9	22,7	22,9
	6	TS	53,2	50	46,5	51,4	54,9
Zeit- intervall 10 s	1	RT	22,6	22,7	22,9	22,7	22,4
	1	TS	27,1	26,9	27,7	27,7	27,4
	3	RT	22,5	22,5	22,7	22,9	22,8
	3	TS	38,5	38,9	39,6	39	38,7
	6	RT	22,6	22,9	22,9	22,8	23
	6	TS	53,4	53,7	53,1	53,9	54,4
Zeit- intervall 20 s	1	RT	22,6	22,8	22,7	22,9	22,7
	1	TS	27,9	28	28,1	27,7	27,9
	3	RT	22,7	23	22,6	23	22,9
	3	TS	39,6	40,2	39,4	40,7	40,1
	6	RT	22,7	23	22,8	23,1	22,9
	6	TS	53,8	53	53,9	54,2	53,8

Tab. 9: Thermische Entwicklung an der Spitze des Delivery-Systems, Messreihen mit Kühlmittelzufuhr (2 ml/min), cw (continue waves), 5 mm Abstand, Zeit (5, 10 und 20 s), Legende: P=Leistung, W=Watt, s=Sekunde, RT=Raumtemperatur [°C], TS=Temperaturentwicklung an der Spitze des Delivery- Systems nach Laserbestrahlung [°C].

	P(W)		Versuch 1	Versuch 2	Versuch 3	Versuch 4	Versuch 5
Zeit- intervall 5 s	1	RT	23,1	23	22,9	23,1	22,9
	1	TS	25,5	25	25	25,5	25,3
	3	RT	22,9	23,1	23,1	23,1	23,2
	3	TS	32,4	31,9	32,1	32,1	31,6
	6	RT	22,9	23	23,1	23	23,1
	6	TS	40,9	40,8	39,2	41,8	40
Zeit- intervall 10 s	1	RT	22,9	22,9	22,9	23	23,1
	1	TS	25,5	25,6	25,3	25,5	25,5
	3	RT	22,9	22,9	23	23,3	23
	3	TS	32,2	32,1	32,5	32,5	31,7
	6	RT	22,6	22,8	23,1	23	22,9
	6	TS	41,4	40,9	42,6	41,7	40,9
Zeit- intervall 20 s	1	RT	22,8	22,8	22,8	23,3	23
	1	TS	25,9	25,6	25,7	25,8	25,8
	3	RT	22,9	23,1	23	23,1	22,9
	3	TS	33,2	33,3	33,5	33,6	33,4
	6	RT	23,4	23,5	23,4	23,3	23,1
	6	TS	42,3	41,7	42,4	41,5	43

Tab. 10: Thermische Entwicklung an der Spitze des Delivery-Systems, Messreihen mit Kühlmittelzufuhr (4 ml/min), cw (continue waves), 5 mm Abstand, Zeit (5, 10 und 20 s), Legende: P=Leistung, W=Watt, s=Sekunde, RT=Raumtemperatur [°C], TS=Temperaturentwicklung an der Spitze des Delivery- Systems nach Laserbestrahlung [°C].

	P(W)		Versuch 1	Versuch 2	Versuch 3	Versuch 4	Versuch 5
Zeit- intervall 5 s	1	RT	23,7	23,9	23,9	23,7	23,7
	1	TS	31,9	32,4	31,9	30,7	32
	3	RT	23,5	24	23,8	24,1	24,4
	3	TS	50,1	48,6	50,1	50,8	52,2
	6	RT	24,2	24,4	24,5	24,4	25
	6	TS	80,7	80,4	76,9	80,1	76,3
Zeit- intervall 10 s	1	RT	23,9	23,9	23,8	24	24,1
	1	TS	38,5	37,6	38	37,9	38
	3	RT	25	25,1	25	25,4	25,3
	3	TS	71,1	70,9	71,4	72,3	69
	6	RT	25,2	25,4	25,1	25,4	25,5
	6	TS	114,4	113,9	111,2	111	110,4
Zeit- intervall 20 s	1	RT	25,1	24,5	24,8	24,7	24,9
	1	TS	43,4	41,7	42,4	42,6	43,4
	3	RT	24,5	24,7	24,7	24,9	24,7
	3	TS	82,4	80,5	80	80,1	80,5
	6	RT	24,7	24,5	24,9	24,3	24,9
	6	TS	126	126,7	125,9	123,1	123,2

Tab. 11: Thermische Entwicklung an der Spitze des Delivery-Systems, Messreihen ohne Kühlmittelzufuhr, cw (continue waves), 5 mm Abstand, Zeit (5, 10 und 20 s), Legende: P=Leistung, W=Watt, s= Sekunde, RT=Raumtemperatur [°C], TS=Temperaturentwicklung an der Spitze des Delivery- Systems nach Laserbestrahlung [°C].

	P(W)		Versuch 1	Versuch 2	Versuch 3	Versuch 4	Versuch 5
Frequenz 10 Hz	1	RT	23,6	23,8	24	24,1	24,4
	1	TS	57,8	58	57,5	57,1	56,5
	3	RT	24,3	24,3	23,8	23,9	23,9
	3	TS	123,1	115,7	121,5	121,5	119,5
	6	RT	23,9	23,9	24,2	24,2	24,5
	6	TS	202	201,8	201,5	198,8	204,4
Frequenz 50 Hz	1	RT	24,7	24,7	24,9	24,4	24,3
	1	TS	56,4	56,2	58	58,6	58,1
	3	RT	24,3	24,4	24,7	24,4	24,7
	3	TS	121,4	122	121,5	123,5	121,5
	6	RT	24,7	24,5	24,8	24,7	24,7
	6	TS	199,5	201,9	203,7	203,9	205,4
Frequenz 500 Hz	1	RT	24,5	24,1	24,8	24,9	24,8
	1	TS	60,1	58,7	59,5	59,5	60,9
	3	RT	24,4	24,9	24,7	25	25
	3	TS	129,8	125	130,5	129,6	126,7
	6	RT	25,1	25,3	25,3	25,2	25,1
	6	TS	194,1	200,4	199,4	197,7	179,8
Frequenz 1000 Hz	1	RT	25,4	25,3	24,8	24,8	25
	1	TS	64,2	64,3	63,6	63,9	62,8
	3	RT	24,5	25,4	25,3	24,9	25,1
	3	TS	137	137,3	136,2	134,5	135,7
	6	RT	24,5	25,3	25,3	25,1	25,1
	6	TS	186,1	185,9	187,8	187,4	188,8

Tab. 12: Thermische Entwicklung an der Spitze des Delivery-Systems, Messreihen ohne Kühlmittelzufuhr, Pulsung (10, 50, 500, 1000 Hz), 1 mm Abstand, Zeit 20 s, Legende: P=Leistung, W=Watt, s=Sekunde, RT=Raumtemperatur [°C], TS=Temperaturentwicklung an der Spitze des Delivery- Systems nach Laserbestrahlung [°C], Hz=Hertz.

	P(W)		Versuch 1	Versuch 2	Versuch 3	Versuch 4	Versuch 5
Frequenz 10 Hz	1	RT	22,9	22,9	22,7	23	22,8
	1	TS	35,5	35,7	35,5	35,2	35,2
	3	RT	22,9	22,9	22,9	22,8	22,2
	3	TS	57,8	59,2	58,5	59,2	59,5
	6	RT	23,3	22,9	23,3	23,1	23,5
	6	TS	80,3	79,5	79,7	79	80,2
Frequenz 50 Hz	1	RT	23,2	23,6	23	23,3	22,9
	1	TS	35,7	36,2	35,5	36	35,5
	3	RT	23,5	23,1	23,5	22,9	22,7
	3	TS	58,8	59,5	59	59,5	59,2
	6	RT	22,7	23,4	22,9	22,6	22,6
	6	TS	79	79,1	79,1	79,6	79,5
Frequenz 500 Hz	1	RT	22,2	22,9	22,5	22,9	23,1
	1	TS	36,4	36,4	36,3	37,4	36,8
	3	RT	22,8	23	22,9	22,7	22,7
	3	TS	59,8	60,4	60	59,8	61,9
	6	RT	22,2	22,7	22,9	22,5	22,5
	6	TS	77,9	78,2	76,6	77,4	77,2
Frequenz 1000 Hz	1	RT	22	22,1	22,5	22,3	22,3
	1	TS	37,5	37,6	37,2	36,8	37,4
	3	RT	22,1	22,5	22,6	22,3	22,3
	3	TS	63,7	63,7	62,8	62,3	63,6
	6	RT	22	22,6	22,3	23	22,7
	6	TS	75,4	75,7	76,3	75,8	76

Tab.13: Thermische Entwicklung an der Spitze des Delivery-Systems, Messreihen mit Kühlmittelzufuhr (2 ml/min), Pulsung (10, 50, 500, 1000 Hz), 1 mm Abstand, Zeit 20 s, Legende: P=Leistung, W=Watt, s=Sekunde, RT=Raumtemperatur [°C], TS=Temperaturentwicklung an der Spitze des Delivery- Systems nach Laserbestrahlung [°C], Hz=Hertz.

	P(W)		Versuch 1	Versuch 2	Versuch 3	Versuch 4	Versuch 5
Frequenz 10 Hz	1	RT	23,6	23,5	23,4	23,6	23,5
	1	TS	33,9	33,5	33,5	33,4	33,7
	3	RT	23,5	23,4	23,6	23,7	23,5
	3	TS	52,5	49,7	53,7	53,5	50,9
	6	RT	23,6	23,5	23,7	23,5	23,3
	6	TS	77	77,3	77,3	78,6	78,3
Frequenz 50 Hz	1	RT	24,5	24,8	24,5	24,7	24,5
	1	TS	33	34,4	34,3	34,3	34,3
	3	RT	24,5	24,8	24,9	24,8	24,7
	3	TS	46,5	52,2	51,1	47,5	52,1
	6	RT	24,7	24,8	25	25	25,1
	6	TS	72,5	72,9	65,5	69,7	75,7
Frequenz 500 Hz	1	RT	25,3	25,3	25,3	24,9	24,9
	1	TS	33,2	31,9	33,7	33,4	31,5
	3	RT	24,9	25	24,9	24,8	25,3
	3	TS	49,8	52,4	51,8	51,8	48
	6	RT	25	25,3	25,5	25,4	25,5
	6	TS	69,1	70,2	74	70,2	64,2
Frequenz 1000 Hz	1	RT	23	23,3	24	23,2	23,6
	1	TS	34,8	34,3	35	34,7	35,1
	3	RT	23,8	24	23,8	23,9	24,1
	3	TS	55,5	54,7	55,7	54,9	55,1
	6	RT	24,1	23,9	24	23,8	23,9
	6	TS	74,1	72,6	71,4	72,1	73

Tab. 14: Thermische Entwicklung an der Spitze des Delivery-Systems, Messreihen ohne Kühlmittelzufuhr, Pulsung (10, 50, 500, 1000 Hz), 5 mm Abstand, Zeit 20 s, Legende: P=Leistung, W=Watt, s=Sekunde, RT=Raumtemperatur [°C], TS=Temperaturentwicklung an der Spitze des Delivery- Systems nach Laserbestrahlung [°C], Hz=Hertz.

	P(W)		Versuch 1	Versuch 2	Versuch 3	Versuch 4	Versuch 5
Frequenz 10 Hz	1	RT	22,5	22,3	22,7	21,9	22,6
	1	TS	24,7	24,3	24,5	24,3	24,9
	3	RT	21,9	22,6	22,4	22,1	22,3
	3	TS	30,3	30,7	30,2	30,8	31,3
	6	RT	22,5	22,7	22,9	23	22,3
	6	TS	38,3	37,5	38,2	38,3	39,2
Frequenz 50 Hz	1	RT	22,7	22,5	22,3	22,7	22,5
	1	TS	24,6	24,7	24,7	24,5	24,6
	3	RT	22,2	22,7	22,9	22,7	22,6
	3	TS	31	31	30,7	30,7	30,8
	6	RT	22,6	22,9	23	23	22,9
	6	TS	39	38,8	38,8	38,1	38,7
Frequenz 500 Hz	1	RT	22	22,8	22,5	22,5	22,6
	1	TS	24,7	25,1	25,1	24,9	25
	3	RT	22,3	21,9	22,5	22,4	22,6
	3	TS	31,1	31,5	31,6	31,8	31,5
	6	RT	22,4	22,8	22,9	23	22,6
	6	TS	38,6	40	40,3	39,4	40,1
Frequenz 1000 Hz	1	RT	23	23,3	24	23,2	23,6
	1	TS	34,8	34,2	35	34,7	35,1
	3	RT	23,8	24	23,8	23,9	24,1
	3	TS	55,5	54,7	55,7	54,9	55,1
	6	RT	24,1	23,9	24	23,8	23,9
	6	TS	74,1	72,6	71,4	72,1	73

Tab. 15: Thermische Entwicklung an der Spitze des Delivery-Systems, Messreihen mit Kühlmittelzufuhr (2 ml/min), Pulsung (10, 50, 500, 1000 Hz), 5 mm Abstand, Zeit 20 s, Legende: P=Leistung, W=Watt, s=Sekunde, RT=Raumtemperatur [°C], TS=Temperaturentwicklung an der Spitze des Delivery- Systems nach Laserbestrahlung [°C], Hz=Hertz.

Gruppen	Signifikanz	Normalverteilung?	Gruppen	Signifikanz	Normalverteilung?
a1	0,253	ja	b18	0,042	nein
a2	0,124	ja	b19	0,216	ja
a3	0,955	ja	b20	0,939	ja
a4	0,023	nein	b21	0,08	ja
a5	0,776	ja	b22	0,115	ja
a6	0,332	ja	b23	0,309	ja
a7	0,277	ja	b24	0,006	nein
a8	0,004	nein	b25	0,919	ja
a9	0,366	ja	b26	0,263	ja
a10	0,136	ja	b27	0,492	ja
a11	0,421	ja	b28	0,967	ja
a12	0,375	ja	b29	0,12	ja
a13	0,492	ja	b30	0,783	ja
a14	0,341	ja	b31	0,175	ja
a15	0,044	nein	b32	0,677	ja
a16	0,876	ja	b33	0,347	ja
a17	0,228	ja	b34	0,347	ja
a18	0,025	nein	c1	0,639	ja
a19	0,436	ja	c2	0,494	ja
a20	0,421	ja	c3	0,012	nein
a21	0,372	ja	c4	0,642	ja
a22	0,314	ja	c5	0,976	ja
a23	0,087	ja	c6	0,428	ja
a24	0,708	ja	c7	0,063	ja
a25	0,046	nein	c8	0,001	nein
a26	0,329	ja	c9	0,051	ja
a27	0,928	ja	c10	0,165	ja
a28	0,466	ja	c11	0,458	ja
a29	0,009	nein	c12	0,912	ja
a30	0,078	ja	c13	0,374	ja
a31	0,104	ja	c14	0,777	ja
a32	0,024	nein	c15	0,569	ja
a33	0,247	ja	c16	0,409	ja
a34	0,303	ja	c17	0,004	nein
b1	0,792	ja	c18	0,345	ja
b2	0,41	ja	c19	0,655	ja
b3	0,336	ja	c20	0,852	ja
b4	0,116	ja	c21	0,748	ja
b5	0,816	ja	c22	0,593	ja
b6	0,254	ja	c23	0,057	ja
b7	0,105	ja	c24	0,627	ja
b8	0,033	nein	c25	0,971	ja
b9	0,379	ja	c26	0,811	ja
b10	0,568	ja	c27	0,13	ja
b11	0,838	ja	c28	0,424	ja
b12	0,816	ja	c29	0,689	ja
b13	0,196	ja	c30	0,512	ja
b14	0,35	ja	c31	0,449	ja
b15	0,346	ja	c32	0,205	ja
b16	0,038	nein	c33	0,998	ja
b17	0,492	ja	c34	0,998	ja

Tab.16: Shapiro-Wilk-Test (Test auf Normalverteilung), die Gruppen a1- c34 gehen aus den Abb. 6a-c hervor.

Gruppenkombination	Asympt. Signifikanz	Exakte Signifikanz	Gleich?	Gruppenkombination	Asympt. Signifikanz	Exakte Signifikanz	Gleich?
a1b1	0,009	0,008	nein	a18b18	0,113	0,151	ja
a1c1	0,009	0,008	nein	a18c18	0,009	0,008	nein
b1c1	0,009	0,008	nein	b18c18	0,008	0,008	nein
a2b2	0,009	0,008	nein	a19b19	0,009	0,008	nein
a2c2	0,009	0,008	nein	a19c19	0,009	0,008	nein
b2c2	0,009	0,008	nein	b19c19	0,009	0,008	nein
a3b3	0,009	0,008	nein	a20b20	0,009	0,008	nein
a3c3	0,009	0,008	nein	a20c20	0,009	0,008	nein
b3c3	0,009	0,008	nein	b20c20	0,009	0,008	nein
a4b4	0,008	0,008	nein	a21b21	0,009	0,008	nein
a4c4	0,009	0,008	nein	a21c21	0,009	0,008	nein
b4c4	0,009	0,008	nein	b21c21	0,009	0,008	nein
a5b5	0,009	0,008	nein	a22b22	0,009	0,008	nein
a5c5	0,009	0,008	nein	a22c22	0,009	0,008	nein
b5c5	0,009	0,008	nein	b22c22	0,009	0,008	nein
a6b6	0,009	0,008	nein	a23b23	0,009	0,008	nein
a6c6	0,009	0,008	nein	a23c23	0,009	0,008	nein
b6c6	0,009	0,008	nein	b23c23	0,009	0,008	nein
a7b7	0,009	0,008	nein	a24b24	0,009	0,008	nein
a7c7	0,009	0,008	nein	a24c24	0,009	0,008	nein
b7c7	0,009	0,008	nein	b24c24	0,009	0,008	nein
a8b8	0,009	0,008	nein	a25b25	0,009	0,008	nein
a8c8	0,009	0,008	nein	a25c25	0,009	0,008	nein
b8c8	0,009	0,008	nein	b25c25	0,009	0,008	nein
a9b9	0,009	0,008	nein	a26b26	0,009	0,008	nein
a9c9	0,009	0,008	nein	a26c26	0,009	0,008	nein
b9c9	0,009	0,008	nein	b26c26	0,009	0,008	nein
a10b10	0,009	0,008	nein	a27b27	0,009	0,008	nein
a10c10	0,009	0,008	nein	a27c27	0,009	0,008	nein
b10c10	0,009	0,008	nein	b27c27	0,009	0,008	nein
a11b11	0,009	0,008	nein	a28b28	0,009	0,008	nein
a11c11	0,009	0,008	nein	a28c28	0,009	0,008	nein
b11c11	0,009	0,008	nein	b28c28	0,009	0,008	nein
a12b12	0,009	0,008	nein	a29b29	0,009	0,008	nein
a12c12	0,009	0,008	nein	a29c29	0,009	0,008	nein
b12c12	0,009	0,008	nein	b29c29	0,009	0,008	nein
a13b13	0,009	0,008	nein	a30b30	0,009	0,008	nein
a13c13	0,009	0,008	nein	a30c30	0,009	0,008	nein
b13c13	0,009	0,008	nein	b30c30	0,009	0,008	nein
a14b14	0,009	0,008	nein	a31b31	0,009	0,008	nein
a14c14	0,009	0,008	nein	a31c31	0,009	0,008	nein
b14c14	0,009	0,008	nein	b31c31	0,009	0,008	nein
a15b15	0,009	0,008	nein	a32b32	0,602	0,69	ja
a15c15	0,009	0,008	nein	a32c32	0,009	0,008	nein
b15c15	0,009	0,008	nein	b32c32	0,009	0,008	nein
a16b16	0,009	0,008	nein	a33b33	0,008	0,008	nein
a16c16	0,009	0,008	nein	a33c33	0,009	0,008	nein
b16c16	0,009	0,008	nein	b33c33	0,009	0,008	nein
a17b17	0,009	0,008	nein	a34b34	0,009	0,008	nein
a17c17	0,008	0,008	nein	a34c34	0,009	0,008	nein
b17c17	0,008	0,008	nein	a34b34	0,009	0,008	nein

Tab. 17: Mann-Whitney-Test, die Gruppen a1-c34 gehen aus den Abb. 6a-c hervor. Die Kombinationen stehen für die gegeneinander getesteten Gruppen. Vergleich der Leistungsparameter 1 W, 3 W und 6 W, weitere Parameter konstant.

Gruppen- kombination	Asympt. Signifikanz	Exakte Signifikanz	Gleich?	Gruppen- kombination	Asympt. Signifikanz	Exakte Signifikanz	Gleich?
a1a2	0,009	0,008	nein	b13b15	0,009	0,008	nein
a1a3	0,009	0,008	nein	b14b15	0,009	0,008	nein
a2a3	0,009	0,008	nein	b16b17	0,009	0,008	nein
a4a5	0,009	0,008	nein	b16b18	0,009	0,008	nein
a4a6	0,009	0,008	nein	b17b18	0,008	0,008	nein
a5a6	0,009	0,008	nein	b19b20	0,009	0,008	nein
a7a8	0,009	0,008	nein	b21b22	0,009	0,008	nein
a7a9	0,009	0,008	nein	b23b24	0,009	0,008	nein
a8a9	0,009	0,008	nein	b25b26	0,009	0,008	nein
a10a11	0,009	0,008	nein	b27b28	0,009	0,008	nein
a10a12	0,009	0,008	nein	b29b30	0,009	0,008	nein
a11a12	0,009	0,008	nein	b31b32	0,009	0,008	nein
a13a14	0,009	0,008	nein	b33b34	1	1	ja
a13a15	0,009	0,008	nein	c1c2	0,009	0,008	nein
a14a15	0,599	0,69	ja	c1c3	0,009	0,008	nein
a16a17	0,009	0,008	nein	c2c3	0,009	0,008	nein
a16a18	0,009	0,008	nein	c4c5	0,009	0,008	nein
a17a18	0,524	0,69	ja	c4c6	0,009	0,008	nein
a19a20	0,009	0,008	nein	c5c6	0,009	0,008	nein
a21a22	0,009	0,008	nein	c7c8	0,009	0,008	nein
a23a24	0,009	0,008	nein	c7c9	0,009	0,008	nein
a25a26	0,009	0,008	nein	c8c9	0,009	0,008	nein
a27a28	0,009	0,008	nein	c10c11	0,009	0,008	nein
a29a30	0,009	0,008	nein	c10c12	0,009	0,008	nein
a31a32	1	1	ja	c11c12	0,009	0,008	nein
a33a34	0,197	0,222	ja	c13c14	0,009	0,008	nein
b1b2	0,009	0,008	nein	c13c15	0,009	0,008	nein
b1b3	0,009	0,008	nein	c14c15	0,009	0,008	nein
b2b3	0,009	0,008	nein	c16c17	0,009	0,008	nein
b4b5	0,009	0,008	nein	c16c18	0,008	0,008	nein
b4b6	0,009	0,008	nein	c17c18	0,009	0,008	nein
b5b6	0,009	0,008	nein	c19c20	0,008	0,008	nein
b7b8	0,009	0,008	nein	c21c22	0,009	0,008	nein
b7b9	0,009	0,008	nein	c23c24	0,009	0,008	nein
b8b9	0,009	0,008	nein	c25c26	0,009	0,008	nein
b10b11	0,009	0,008	nein	c27c28	0,009	0,008	nein
b10b12	0,009	0,008	nein	c29c30	0,009	0,008	nein
b11b12	0,009	0,008	nein	c31c32	0,009	0,008	nein
b13b14	0,009	0,008	nein	c33c34	1	1	ja

Tab. 18: Mann-Whitney-Test, die Parameter a1-c34 gehen aus den Abb. 6a-c hervor. Die Kombinationen stehen für die gegeneinander getesteten Gruppen. Vergleich der Wassermenge 0 ml/min, 2 ml/min und 4 ml/min, weitere Parameter konstant.

Gruppenkombination	Asympt. Signifikanz	Exakte Signifikanz	Gleich?	Gruppenkombination	Asympt. Signifikanz	Exakte Signifikanz	Gleich?
a1a4	0,074	0,095	ja	b21b33	0,009	0,008	nein
a1a7	0,009	0,008	nein	b23b27	0,009	0,008	nein
a4a7	0,009	0,008	nein	b23b29	0,009	0,008	nein
a2a5	0,016	0,016	nein	b23b31	0,009	0,008	nein
a2a8	0,402	0,421	ja	b23b33	0,009	0,008	nein
a5a8	0,117	0,151	ja	b25b27	0,009	0,008	nein
a3a6	0,671	0,69	ja	b25b29	0,009	0,008	nein
a3a9	0,028	0,032	nein	b25b31	0,009	0,008	nein
a6a9	0,036	0,032	nein	b25b33	0,009	0,008	nein
a10a13	0,009	0,008	nein	b20b28	0,009	0,008	nein
a10a16	0,009	0,008	nein	b20b30	0,009	0,008	nein
a13a16	0,009	0,008	nein	b20b32	0,009	0,008	nein
a11a14	0,027	0,032	nein	b20b34	0,009	0,008	nein
a11a17	0,009	0,008	nein	b22b28	0,009	0,008	nein
a14a17	0,035	0,032	nein	b22b30	0,009	0,008	nein
a12a15	0,106	0,151	ja	b22b32	0,009	0,008	nein
a12a18	0,028	0,032	ja	b22b34	0,009	0,008	nein
a15a18	0,173	0,222	nein	b24b28	0,009	0,008	nein
a19a27	0,009	0,008	nein	b24b30	0,009	0,008	nein
a19a29	0,008	0,008	nein	b24b32	0,009	0,008	nein
a19a31	0,009	0,008	nein	b24b34	0,009	0,008	nein
a19a33	0,008	0,008	nein	b26b28	0,009	0,008	nein
a21a27	0,009	0,008	nein	b26b30	0,009	0,008	nein
a21a29	0,009	0,008	nein	b26b32	0,009	0,008	nein
a21a31	0,009	0,008	nein	b26b34	0,009	0,008	nein
a21a33	0,009	0,008	nein	c1c4	0,016	0,016	nein
a23a27	0,009	0,008	nein	c1c7	0,009	0,008	nein
a23a29	0,008	0,008	nein	c4c7	0,047	0,056	nein
a23a31	0,009	0,008	nein	c2c5	0,251	0,31	nein
a23a33	0,008	0,008	nein	c2c8	0,028	0,032	nein
a25a27	0,009	0,008	nein	c5c8	0,016	0,016	nein
a25a29	0,008	0,008	nein	c3c6	0,116	0,151	nein
a25a31	0,009	0,008	nein	c3c9	0,028	0,032	nein
a25a33	0,008	0,008	nein	c6c9	0,599	0,69	nein
a20a28	0,009	0,008	nein	c10c13	0,009	0,008	nein
a20a30	0,009	0,008	nein	c10c16	0,009	0,008	nein
a20a32	0,009	0,008	nein	c13c16	0,009	0,008	nein
a20a34	0,009	0,008	nein	c11c14	0,173	0,222	nein
a22a28	0,009	0,008	nein	c11c17	0,169	0,222	nein
a22a30	0,009	0,008	nein	c14c17	0,829	0,841	nein
a22a32	0,009	0,008	nein	c12c15	0,074	0,095	nein
a22a34	0,009	0,008	nein	c12c18	0,028	0,032	nein
a24a28	0,009	0,008	nein	c15c18	0,346	0,421	nein
a24a30	0,009	0,008	nein	c19c27	0,009	0,008	nein
a24a32	0,009	0,008	nein	c19c29	0,009	0,008	nein
a24a34	0,009	0,008	nein	c19c31	0,009	0,008	nein
a26a28	0,009	0,008	nein	c19c33	0,009	0,008	nein
a26a30	0,009	0,008	nein	c21c27	0,009	0,008	nein
a26a32	0,009	0,008	nein	c21c29	0,009	0,008	nein

a26a34	0,028	0,032	nein		c21c31	0,009	0,008	nein
b1b4	0,009	0,008	nein		c21c33	0,009	0,008	nein
b1b7	0,009	0,008	nein		c23c27	0,009	0,008	nein
b4b7	0,027	0,032	nein		c23c29	0,009	0,008	nein
b2b5	0,028	0,032	nein		c23c31	0,009	0,008	nein
b2b8	0,917	1	ja		c23c33	0,009	0,008	nein
b5b8	0,016	0,016	nein		c25c27	0,009	0,008	nein
b3b6	0,009	0,008	nein		c25c29	0,009	0,008	nein
b3b9	0,016	0,016	nein		c25c31	0,009	0,008	nein
b6b9	0,009	0,008	nein		c25c33	0,009	0,008	nein
b10b13	0,009	0,008	nein		c20c28	0,009	0,008	nein
b10b16	0,009	0,008	nein		c20c30	0,009	0,008	nein
b13b16	0,009	0,008	nein		c20c32	0,009	0,008	nein
b11b14	0,117	0,151	ja		c20c34	0,009	0,008	nein
b11b17	0,009	0,008	nein		c22c28	0,009	0,008	nein
b14b17	0,009	0,008	nein		c22c30	0,009	0,008	nein
b12b15	0,292	0,31	ja		c22c32	0,009	0,008	nein
b12b18	0,008	0,008	nein		c22c34	0,009	0,008	nein
b15b18	0,008	0,008	nein		c24c28	0,009	0,008	nein
b19b27	0,009	0,008	nein		c24c30	0,009	0,008	nein
b19b29	0,009	0,008	nein		c24c32	0,009	0,008	nein
b19b31	0,009	0,008	nein		c24c34	0,009	0,008	nein
b19b33	0,009	0,008	nein		c26c28	0,009	0,008	nein
b21b27	0,009	0,008	nein		c26c30	0,009	0,008	nein
b21b29	0,009	0,008	nein		c26c32	0,009	0,008	nein
b21b31	0,009	0,008	nein		c26c34	0,009	0,008	nein

Tab. 19: Mann-Whitney-Test, die Parameter a1- c34 gehen aus den Abb. 6a-c hervor. Die Kombinationen stehen für die gegeneinander getesteten Gruppen. Vergleich der Zeiten 5 s, 10 s und 20 s, weitere Parameter konstant.

Gruppenkombination	Asympt. Signifikanz	Exakte Signifikanz	Gleich?	Gruppenkombination	Asympt. Signifikanz	Exakte Signifikanz	Gleich?
a19a21	0,009	0,008	nein	b28b30	0,53	0,548	ja
a19a23	0,009	0,008	nein	b28b32	0,028	0,032	nein
a19a25	0,009	0,008	nein	b28b34	0,009	0,008	nein
a20a22	0,915	1	ja	b30b32	0,012	0,008	nein
a20a24	0,009	0,008	nein	b30b34	0,009	0,008	nein
a20a26	0,009	0,008	nein	b32b34	0,009	0,008	nein
a27a29	0,015	0,016	nein	b21b23	0,009	0,008	nein
a27a31	0,009	0,009	nein	b21b25	0,009	0,008	nein
a27a33	0,009	0,009	nein	b23b25	0,009	0,008	nein
a29a31	0,011	0,008	nein	b22b24	0,009	0,008	nein
a29a33	0,008	0,008	nein	b22b26	0,009	0,008	nein
a31a33	0,008	0,008	nein	b24b26	0,009	0,008	nein
a28a30	0,347	0,421	ja	c19c21	0,465	0,548	ja
a28a32	0,047	0,056	nein	c19c23	0,016	0,016	nein
a28a34	0,009	0,008	nein	c19c25	0,009	0,008	nein
a30a32	0,209	0,222	ja	c20c22	0,675	0,69	ja
a30a34	0,009	0,008	nein	c20c24	0,009	0,008	nein
a32a34	0,009	0,008	nein	c20c26	0,009	0,008	nein
a21a23	0,009	0,008	nein	c27c29	0,009	0,008	nein
a21a25	0,009	0,008	nein	c27c31	0,009	0,008	nein
a23a25	0,009	0,008	nein	c27c33	0,009	0,008	nein
a22a24	0,009	0,008	nein	c29c31	0,465	0,548	ja
a22a26	0,008	0,008	nein	c29c33	0,251	0,31	ja
a24a26	0,012	0,008	nein	c31c33	0,028	0,032	nein
b19b21	0,834	0,841	ja	c28c30	0,458	0,548	ja
b19b23	0,009	0,008	nein	c28c32	0,028	0,032	nein
b19b25	0,009	0,008	nein	c28c34	0,009	0,008	nein
b20b22	0,834	0,841	ja	c30c32	0,021	0,016	nein
b20b24	0,047	0,056	nein	c30c34	0,009	0,008	nein
b20b26	0,009	0,008	nein	c23c34	0,009	0,008	nein
b27b29	0,045	0,056	nein	c21c23	0,016	0,016	nein
b27b31	0,059	0,056	ja	c21c25	0,009	0,008	nein
b27b33	0,009	0,008	nein	c23c25	0,117	0,151	ja
b29b31	0,832	0,841	ja	c22c24	0,012	0,008	nein
b29b33	0,009	0,008	nein	c22c26	0,009	0,008	nein
b31b33	0,009	0,008	nein	c24c26	0,016	0,016	nein

Tab. 20: Mann-Whitney-Test, die Parameter a1- c34 gehen aus den Abb. 6a-c hervor. Die Kombinationen stehen für die gegeneinander getesteten Gruppen. Vergleich der Frequenzen 10 Hz, 50 Hz, 500 Hz und 1000 Hz, weitere Parameter konstant.

Gruppenkombination	Asympt. Signifikanz	Exakte Signifikanz	Gleich?		Gruppenkombination	Asympt. Signifikanz	Exakte Signifikanz	Gleich?
7a19a	0,009	0,008	nein		16b27b	0,009	0,008	nein
7a21a	0,009	0,008	nein		16b29b	0,009	0,008	nein
7a23a	0,009	0,008	nein		16b31b	0,009	0,008	nein
7a25a	0,009	0,008	nein		16b33b	0,009	0,008	nein
8a20a	0,009	0,008	nein		17b28b	0,009	0,008	nein
8a22a	0,009	0,008	nein		17b30b	0,009	0,008	nein
8a24a	0,009	0,008	nein		17b32b	0,009	0,008	nein
8a26a	0,009	0,008	nein		17b34b	0,009	0,008	nein
16a27a	0,009	0,008	nein		7c19c	0,009	0,008	nein
16a29a	0,009	0,008	nein		7c21c	0,009	0,008	nein
16a31a	0,009	0,008	nein		7c23c	0,009	0,008	nein
16a33a	0,009	0,008	nein		7c25c	0,009	0,008	nein
17a28a	0,009	0,008	nein		8c20c	0,009	0,008	nein
17a30a	0,6	0,69	nein		8c22c	0,009	0,008	nein
17a32a	0,6	0,69	nein		8c24c	0,009	0,008	nein
17a34a	0,009	0,008	nein		8c26c	0,009	0,008	nein
7b19b	0,009	0,008	nein		16c27c	0,009	0,008	nein
7b21b	0,009	0,008	nein		16c29c	0,009	0,008	nein
7b23b	0,009	0,008	nein		16c31c	0,009	0,008	nein
7b25b	0,009	0,008	nein		16c33c	0,009	0,008	nein
8b20b	0,009	0,008	nein		17c28c	0,008	0,008	nein
8b22b	0,009	0,008	nein		17c30c	0,008	0,008	nein
8b24b	0,009	0,008	nein		17c32c	0,008	0,008	nein
8b26b	0,009	0,008	nein		17c34c	0,008	0,008	nein

Tab. 21: Mann-Whitney-Test, die Parameter a1- c34 gehen aus den Abb. 6a-c hervor. Die Kombinationen stehen für die gegeneinander getesteten Gruppen. Vergleich des cw (continue waves) -Modus mit dem gepulstem Modus (10 Hz, 50 Hz, 500 Hz und 1000 Hz), weitere Parameter konstant.

Gruppenkombination	Asympt. Signifikanz	Exakte Signifikanz	Gleich?	Gruppenkombination	Asympt. Signifikanz	Exakte Signifikanz	Gleich?
a1a10	0,009	0,008	nein	b8b34	0,009	0,008	nein
a2a11	0,009	0,008	nein	b16b19	0,009	0,008	nein
a3a12	0,009	0,008	nein	b16b21	0,009	0,008	nein
a4a13	0,009	0,008	nein	b16b23	0,009	0,008	nein
a5a14	0,009	0,008	nein	b16b25	0,009	0,008	nein
a6a15	0,009	0,008	nein	b17b20	0,009	0,008	nein
a7a16	0,009	0,008	nein	b17b22	0,009	0,008	nein
a8a17	0,009	0,008	nein	b17b24	0,009	0,008	nein
a9a18	0,009	0,008	nein	b17b26	0,009	0,008	nein
a7a27	0,009	0,008	nein	b19b27	0,009	0,008	nein
a7a29	0,008	0,008	nein	b20b28	0,009	0,008	nein
a7a31	0,009	0,008	nein	b21b29	0,009	0,008	nein
a7a33	0,008	0,008	nein	b22b30	0,009	0,008	nein
a8a28	0,009	0,008	nein	b23b31	0,009	0,008	nein
a8a30	0,009	0,008	nein	b24b32	0,009	0,008	nein
a8a32	0,009	0,008	nein	b25b33	0,009	0,008	nein
a8a34	0,009	0,008	nein	b26b34	0,009	0,008	nein
a16a19	0,009	0,008	nein	c1c10	0,009	0,008	nein
a16a21	0,009	0,008	nein	c2c11	0,009	0,008	nein
a16a23	0,009	0,008	nein	c3c12	0,009	0,008	nein
a16a25	0,009	0,008	nein	c4c13	0,009	0,008	nein
a17a20	0,009	0,008	nein	c5c14	0,009	0,008	nein
a17a22	0,008	0,008	nein	c6c15	0,009	0,008	nein
a17a24	0,009	0,008	nein	c7c16	0,009	0,008	nein
a17a26	0,009	0,008	nein	c8c17	0,008	0,008	nein
a19a27	0,009	0,008	nein	c9c18	0,009	0,008	nein
a20a28	0,009	0,008	nein	c7c27	0,009	0,008	nein
a21a29	0,009	0,008	nein	c7c29	0,009	0,008	nein
a22a30	0,009	0,008	nein	c7c31	0,009	0,008	nein
a23a31	0,009	0,008	nein	c7c33	0,009	0,008	nein
a24a32	0,009	0,008	nein	c8c28	0,009	0,008	nein
a25a33	0,008	0,008	nein	c8c30	0,009	0,008	nein
a26a34	0,028	0,032	nein	c8c32	0,009	0,008	nein
b1b10	0,009	0,008	nein	c8c34	0,009	0,008	nein
b2b11	0,009	0,008	nein	c16c19	0,009	0,008	nein
b3b12	0,009	0,008	nein	c16c21	0,009	0,008	nein
b4b13	0,009	0,008	nein	c16c23	0,009	0,008	nein
b5b14	0,009	0,008	nein	c16c25	0,009	0,008	nein
b6b15	0,009	0,008	nein	c17c20	0,008	0,008	nein
b7b16	0,009	0,008	nein	c17c22	0,008	0,008	nein
b8b17	0,009	0,008	nein	c17c26	0,008	0,008	nein
b9b18	0,008	0,008	nein	c19c27	0,008	0,008	nein
b7b27	0,009	0,008	nein	c20c28	0,009	0,008	nein
b7b29	0,009	0,008	nein	c21c29	0,009	0,008	nein
b7b31	0,009	0,008	nein	c22c30	0,009	0,008	nein
b7b33	0,009	0,008	nein	c23c31	0,009	0,008	nein
b8b28	0,009	0,008	nein	c24c32	0,009	0,008	nein
b8b30	0,009	0,008	nein	c25c33	0,009	0,008	nein
b8b32	0,009	0,008	nein	c26c34	0,009	0,008	nein

Tab. 22: Mann-Whitney-Test, die Parameter a1- c34 gehen aus den Abb. 6a-c hervor. Die Kombinationen stehen für die gegeneinander getesteten Gruppen. Vergleich des Abstandes zum Messpunkt 1 mm und 5 mm, weitere Parameter konstant.

7. Literaturverzeichnis

- Andreana S. The use of diode lasers in periodontal therapy: literature review and suggested technique. *Dent Today (United States)*, 2005; 24: 132-135
- Bach G, Krekeler G. Dioden-Hardlaser für die zahnärztliche Therapie. *Phillip Journal* 1996; 13: 179- 185
- Bach G, Krekeler G. Einsatz eines Diodenhalbleiters in der Zahnheilkunde. *ZWR* 1996; 105: 315- 319
- Bach G, Schmelzeisen R. Einsatz eines hochgepulsten Dioden-Hardlaser in der Zahnheilkunde. *Zahn Prax* 2002; 5: 30-37
- Bader HI. Use of Lasers in Periodontics. *Dental Clinics of North Amerika* 2000; 44: 779-791
- Becker J. Möglichkeiten und Grenzen des Lasereinsatzes in der Zahnmedizin. *ZWR* 1995; 104: 464-469
- Berlien HP, Müller G. *Angewandte Lasermedizin*. Zürich: ecomed, 1990
- D`Arcangelo C, Di Nardo Di Maio F, Prosperi DP, Conte E, Baldi M, Caputi S. A primary 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
- Dederich DN, Koort H, Frentzen M. Laseranwendung in der zahnärztlichen Praxis. *Dental Echo* 1993; 2: 20- 24
- Frentzen M. Laser in der Parodontologie. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 1993; 103: 1585-1592
- Frentzen M. Laseranwendungen in der Zahnerhaltung und Parodontologie- eine Übersicht. *Dtsch Zahnärztl Z* 1994; 49: 113- 118
- Gilde H. Grundlagen der Lasertechnologie. *Dtsch Zahnärztl Z* 1994; 49: 95-99
- Gonsior B. Schwächung von Strahlung. In: Gonsior B, HRSG. *Physik für Mediziner, Biologen und Pharmazeuten*. Stuttgart-New York: Schattauer, 1994; 356-361
- Gutknecht N, Franzen R, Meister J, Vanweersch L, Mir M. Temperature evolution on human teeth root surface after diode laser assisted endodontic treatment. *Lasers in Medical Science* 2005; 20: 99-103
- Hartmann HJ, Bach G. Diodenlaser-Oberflächendekontamination in der Periimplantitis-Therapie. *ZWR* 1997; 106: 524-527

- Karlsson MR, Diogo Löfgren CI, Jansson HM. The Effect of Laser Therapy as an Adjunct to Non-Surgical Periodontal Treatment in Subjects With Chronic Periodontitis: A Systematic Review. *J Periodontol* 2008; 11: 2021-2028
- Koort HJ. In: Schriftenreihe Nr. 7 der Zahnärztekammer Westfalen-Lippe „Zahnerhaltung kontrovers“, Die physikalischen Grundlagen der Lasertechnologie, 1993; 83- 89
- Koort HJ. Die Wirkung von Laserstrahlung auf Gewebe. *Dtsch Zahnärztl Z* 1994; 49: 100-105
- Krause F, Frentzen M. Diodenlaser in der zahnmedizinischen Anwendung. *Laser Zahnheilkunde* 2007; 4: 151-158
- Kreisler M, A I Haj H, D`Hoedt B. Temperature changes induced by 809-nm GaAlAs laser at the implant-bone interface during simulated surface decontamination. *Clin Oral Implants Res.* 2003; 14: 91-96
- Kreisler M, d`Hoedt B. Lasereinsatz bei der Behandlung von Mundschleimhauerkrankungen *ZWR* 2001; 110: 317-323
- Kreisler M, Meyer C, Stender E, Daubländer M, Willershausen-Zönnchen B, D`Hoedt B. Effect of Diode Laser Irradiation on the Attachment Rate of Periodontal Ligament Cells: An In Vitro Study. *J Periodonto* 2001; 72: 1312-1317
- Mavrogiannis M, Thomason JM, Seymour RA. Laser in Periodontology. *Dent update* 2004; 31: 535-547
- Mehl A, Folwaczny M, Hickel R. Laserbehandlung in der Endodontie. *ZWR* 1999; 108: 18-24
- Mettraux G. Grundlagen der Lasertherapie in der Zahnmedizin. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 2004; 114: 403-407, 727-733
- Moritz A. Laser in der Zahnmedizin. *Quintessenz* 2002; 53: 264-265
- Moritz A. *Orale Lasertherapie*. Berlin: Quintessenz Verlags-GmbH, 2006
- Moritz A, Gutknecht N, Doertbudak O, Goharkhay K, Schoop U, Schauer P, Sperr W. Bacterial Reduction in Periodontal Pockets Through Irradiation with a Diode Laser: A pilot Study *Journal of Clinikal Laser Medicine & Surgery* 1997; 15: 33-37
- Neckel C. Klinische und histologische Untersuchung zum Thema cw-Mode und GaAlAs-Diodelaser. *ZMK* 2002; 65-67
- Pearson GJ, Schuckert KH. The Role of Lasers in Dentistry: Present and Future. *Dent update* 2003; 30: 70-76

- Plagmann HC. In: Wien, Lehrbuch der Parodontologie. München-Wien: Carl Hanser Verlag, 1998; 554-564; 566-579
- Roggan A, Bindig U, Wäsche W, Zgoda F. Angewandte Lasermedizin. Landberg-Moskau: Berlien HP, Müller G, 1997
- Schön F. Elektrochirurgie in der Zahnheilkunde. Berlin: Buch- und Zeitschriften-Verlag Die Quintessenz, 1971
- Schwarz F, Sculean A, Berakdar M, Szathmari L, Georg T, Becker J. In Vivo and In Vitro of an Er:YAG Laser, a GaAlAs Diode Laser, and Scaling and Root Planing on Periodontally Diseased Root Surface: A Comparative Histologic Study. Lasers in Surgery and Medicine 2008; 32: 359-366
- Stübinger S, Saldamli B, Jürgens P, Ghazal G, Zeilhofer HF. Weichteilchirurgie mit dem Diodenlaser - theoretische und klinische Aspekte. Schweiz Monatsschr Zahnmed 2006; 116: 813-817
- Theodoro HL, Haypek P, Bachmann L, Garcia VG, Scampaio JEC, Zezell DM, Eduardo CP. Effect of Er:YAG and Diode Laser Irradiation on the Root Surface: Morphological and Thermal Analysis. J Periodonto 2003; 74: 838-843
- Yeh S, Jain K, Andreana S. Using a diode laser to uncover dental implants in second-stage surgery. General dentistry 2005; 414-417
- Will G. Der Laser in der Zahnheilkunde. DFZ 1993; 8: 993-994

8. Danksagung

Mein besonderer Dank gilt Herrn Prof. Dr. M. Frentzen für die Überlassung des Dissertationsthemas, für seine Ratschläge und die Betreuung bei der Bearbeitung des Themas.

Ich bedanke mich bei meinem Freund, Jan Steffens, der mich immer unterstützt und motiviert hat weiter zu schreiben.