



TECHNISCHE  
UNIVERSITÄT  
WIEN

VIENNA  
UNIVERSITY OF  
TECHNOLOGY

Diplomarbeit

# Temperaturentwicklung bei oralen Lasieranwendungen

Ausgeführt zum Zwecke des Erlangens des akademischen Grades eines  
Diplomingenieurs unter der Leitung von

A. o. Univ. Prof. Dr. phil. Ernst WINTNER

Institut für Photonik

mit Unterstützung von

MSc. Ariej YOUSIF

Institut für Photonik

Durchgeführt am  
Institut für Photonik der Technischen Universität Wien

Eingereicht an der Technischen Universität Wien Fakultät für Physik

von

Stefan ZWINGER

Matr. Nr. 9926824

Augasse 37

7122 Gols

Wien, im November 2007

## Kurzfassung

Für die Behandlung von Entzündungen wird in der Zahnmedizin zunehmend auf den Einsatz von Lasern gesetzt. Die hervorragende antibakterielle Wirkung des Lasers ist seit geraumer Zeit unbestreitbar. Bei vielen Lasern lässt sich die Energie mittels Lichtleiter transportieren und so können oft schwer zugängliche Stellen punktgenau behandelt werden. Ein weiteres Plus dieser Behandlungsmethode ist, dass es keine Nebenwirkungen, wie beispielsweise eine Unverträglichkeit von Antibiotika, gibt. Der einzige negative Faktor ist die Temperaturentwicklung die bei der Einstrahlung des Laserlichts erfolgt. Diese Diplomarbeit beschäftigt sich genau mit diesem Problem. Es wurden verschiedenste Laser in Energiebereichen, die für eine Behandlung von Entzündungen vorgesehen sind getestet. Die Hauptaufgabe bestand darin, an einem Zahnimplantat, welches in einem Kunststoffblock eingeschraubt wurde eine Temperaturkurve während der Einstrahlung von Laserlicht zu messen. Die Messungen erfolgten an zwei verschiedenen Positionen (coronal und apical) und wurden mit Hilfe von zwei Thermoelementen durchgeführt. Mit einem Laptop wurde die aktuelle Temperatur an den betreffenden Positionen aufgezeichnet und so die Temperaturkurve ermittelt. Die verwendeten Implantate besitzen eine Titanoxidoberfläche und werden auch in der Medizin eingesetzt. Um möglichst viele Fragestellungen abdecken zu können wurden zwei verschiedene Versuchsanordnungen gemacht, wobei der Unterschied lediglich in der Art der Implantation im Kunststoffblock lag. Um realitätsnahe Bedingungen zu schaffen wurde der Kunststoffblock in einem Wasserbad auf eine konstante Temperatur von 37 °C gebracht. Ab einer Erhöhung von 10 - 13 °C über der Körpertemperatur kann es bereits zu irreversiblen Schädigungen kommen. Die gesammelten Ergebnisse gaben schließlich einen Aufschluss darüber, ab welcher verwendeten Energie es bei den verschiedenen Lasern zu einer Überschreitung dieses Grenzwertes kommt.

# Danksagungen

Allen voran möchte ich a.o. Univ.-Prof. Dr. phil. Ernst Wintner danken, der mir die Möglichkeit für diese Diplomarbeit gegeben hat.

Mein Dank gilt auch meiner Betreuerin MSc. Ariej Yousif, die mir ihr Wissen zur Verfügung gestellt und mir bei der Auswertung der Ergebnisse geholfen hat.

Dank auch an Dipl.-Ing. Martin Strassl für die wertvollen Informationen die er mir zukommen ließ.

Ebenfalls danken möchte ich dem Team der Universitätszahnklinik Wien rund um Prof. Dr. Andreas Moritz.

Mein Dank gilt insbesondere DDr. Franziska Beer die mir zusätzlich Messungen in ihrer Privatklinik ermöglicht hat und mir auch mit fachlichem Rat zur Seite gestanden ist.

Herzlich bedanken möchte ich mich auch noch bei meinem Freund und Studienkollegen Hannes Tauer, der mich zu dieser Arbeit ermutigt hat und mir auch bei vielen Dingen behilflich war.

Besonderer Dank geht an meine Mutter Elisabeth Zwinger und meinem Freund und Studienkollegen Daniel Punz, die diese Arbeit korrekturgelesen und mich auf Fehler aufmerksam gemacht haben.

Zuletzt möchte ich mich bei meiner Familie und all meinen Freunden bedanken, die mich im Laufe meines Studiums unterstützt haben.

# Inhaltsverzeichnis

<b>1</b>	<b>Grundlegendes zum Laser</b>	<b>1</b>
1.1	Einleitung . . . . .	1
1.2	Aufbau eines Lasers . . . . .	1
1.2.1	Was ist stimulierte Emission? . . . . .	2
1.2.2	Energieniveaus . . . . .	3
1.2.3	Lasermedien . . . . .	4
1.2.4	Arten der Energiezufuhr . . . . .	5
1.2.5	Prinzip der Frequenzverdopplung . . . . .	6
1.2.6	Lichtleiter . . . . .	7
1.3	Wichtige Lasertypen für orale Anwendungen . . . . .	8
1.3.1	Diodenlaser . . . . .	8
1.3.2	Er:YAG und Er,Cr:YSGG . . . . .	8
1.3.3	Nd:YAG . . . . .	9
1.3.4	CO <sub>2</sub> Laser . . . . .	9
<b>2</b>	<b>Medizinischer Hintergrund</b>	<b>10</b>
2.1	Zahnimplantate . . . . .	10
2.2	Wirkung von Laserstrahlung auf biologische Substanzen . . . . .	11
2.3	Behandlung von Periimplantitis mit Laser . . . . .	12
2.4	Wärmeentwicklung als schädliche Nebenwirkung? . . . . .	13
<b>3</b>	<b>Experimentelle Durchführung</b>	<b>14</b>
3.1	Aufbau und Versuchsanordnung . . . . .	14
3.1.1	Luxar, CO <sub>2</sub> Laser . . . . .	18
3.1.2	Elexxion Diodenlaser . . . . .	21
3.1.3	Er,Cr:YSSG, Biolase . . . . .	24
3.1.4	Fotona, Er:YAG . . . . .	27
3.1.5	Fotona, Nd:YAG . . . . .	30
3.1.6	DEKA, KTP (Frequenzverdoppelter Nd:YAG-Laser) . . . . .	32
3.1.7	DEKA, Diodenlaser . . . . .	35
3.1.8	DEKA, CO <sub>2</sub> Laser . . . . .	37
3.1.9	DEKA, Nd:YAG . . . . .	40
<b>4</b>	<b>Diskussion der Ergebnisse</b>	<b>42</b>
4.1	Zusammenfassung und Schlußfolgerungen . . . . .	50
<b>5</b>	<b>Ausblick auf zukünftige Entwicklungen</b>	<b>52</b>

# 1 Grundlegendes zum Laser

Die Informationen für dieses Kapitel wurden aus folgenden Unterlagen entnommen: *Orale Lasertherapie* von A. Moritz, speziell aus dem Kapitel *Grundlegendes zum Laser* von E. Wintner [1], Vorlesungsunterlagen der Lehrveranstaltung *Applications of ultra-short laser pulses* von E. Wintner [2], dem Lehrbuch *Laser* von J. Eichler [3], Informationen über Lasermaterialien stammen aus dem Buch *Solid - State Lasers. A graduate text* von W. Koechner and M. Bass [4] und als allgemeines Nachschlagewerk diente die Internet Enzyklopädie *Wikipedia* [5].

## 1.1 Einleitung

Das Wort Laser ist eine Abkürzung von „Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation“. Der erste Laser, ein Rubinlaser, wurde um 1960 von Theodore Maiman entwickelt. Theoretische Überlegungen gehen bereits auf Albert Einstein zurück. Im Jahr 1964 wurden Charles H. Townes, Nikolai G. Basov und Alexander M. Prochorov „für grundlegende Arbeiten auf dem Gebiet der Quantenelektronik, die zur Konstruktion von Oszillatoren und Verstärkern auf der Basis des Maser-Laser-Prinzips führten“ mit dem Nobelpreis für Physik ausgezeichnet. Seit dieser Zeit sind viele verschiedene Lasersysteme erforscht worden, die ein sehr breites Anwendungsgebiet ermöglichen. Inzwischen haben Laser einen festen Platz in Gebieten der Materialbearbeitung, wissenschaftlichen Forschung und auch der Medizin. Die oralen Laseranwendungen sind ein kleines Teilgebiet auf dem noch viel Forschungsarbeit zu leisten ist.

Grundsätzlich werden Laser nach den verwendeten Lasermaterialien (Festkörperlaser, Halbleiterlaser, Flüssigkeitslaser und Gaslaser), welche im Abschnitt 1.2.3 noch genauer behandelt werden, klassifiziert. Eine weitere Unterteilung kann auf Grund der Pulsdauer getroffen werden. Laser können in kontinuierlicher (CW) Form oder auch im gepulsten Betrieb arbeiten. Die Zeitdauer der Laserpulse erstreckt sich vom Mikrosekundenbereich bis hin zu so genannten ultrakurzen Pulsen in der Größenordnung von Pikosekunden bzw. Femtosekunden.

## 1.2 Aufbau eines Lasers

Jeder Laser besteht aus drei grundlegenden Komponenten. Als erstes sei hier das Lasermedium erwähnt auf das in einem späteren Abschnitt 1.2.3 noch ausführlich eingegangen wird. Zweitens besitzt jeder Laser auch eine externe Energiequelle (Abschnitt 1.2.4) und als dritte Komponente einen optischen Resonator (auch Oszillator oder Kavität genannt). Im Normalfall wird Licht

abgeschwächt, sobald es ein Medium durchdringt, da Lichtquanten von Atomen absorbiert werden und diese zu höheren Energiezuständen anregen. Bei einem Laser soll aber genau das Gegenteil erreicht werden und das ist nur möglich, wenn sich eine große Anzahl von Atomen im Lasermedium bereits auf einem höheren Energieniveau befindet. Der Resonator besteht aus zwei Spiegeln, wobei einer teildurchlässig ist. Die Anforderungen an die optischen Bauteile eines Lasers sind sehr hoch. Beabsichtigte Verluste die durch Auskopplung oder unvermeidbare Verluste die durch Unvollkommenheit der Spiegel, Beugung, Streuung oder Absorption entstehen, müssen kompensiert werden um einen stabilen Betrieb des Lasers gewährleisten zu können. Das bedeutet, dass eine Verstärkung im Lasermedium von genau der Größe der Verluste stattfinden muss.

## 1.2.1 Was ist stimulierte Emission?

Die Wechselwirkungen von Licht mit Materie können unterteilt werden in Absorption, spontane und stimulierte Emission. Bei der Absorption geht ein Elektron von einem niedrigeren Energieniveau  $E_1$  zu einem höheren Energieniveau  $E_2$  über. Man spricht von einem angeregten Zustand. Um einen derartigen Übergang zu erreichen, muss dem System Energie von außen zugeführt werden<sup>1</sup>. Da ein angeregter Zustand  $E_2$  nicht stabil ist haben die Elektronen die Tendenz nach einer bestimmten Zeit  $\tau$  wieder in einen niedrigeren Zustand  $E_1$  überzugehen. Die dabei freiwerdende Energie wird oft wieder als Lichtquant in beliebige Raumrichtung abgestrahlt. Dieser Vorgang gehorcht dem Zerfallsgesetz

$$N_i(t) = N_i(t=0)e^{-t/\tau} \quad (1.1)$$

und wird spontane Emission genannt.

Stimulierte Emission letztendlich bedeutet, dass Photonen die auf ein Medium treffen verstärkt werden. Diese Verstärkung kann nur stattfinden wenn in diesem Medium Besetzungsinversion vorherrscht. Besetzungsinversion beschreibt einen Zustand, in dem mehr Teilchen einen energetisch höheren Zustand  $E_2$  besetzen, als einen energetisch niedrigeren Zustand  $E_1$ . Besetzungsinversion liegt vor wenn

$$N_2 > g_2 \cdot \frac{N_1}{g_1} \quad (1.2)$$

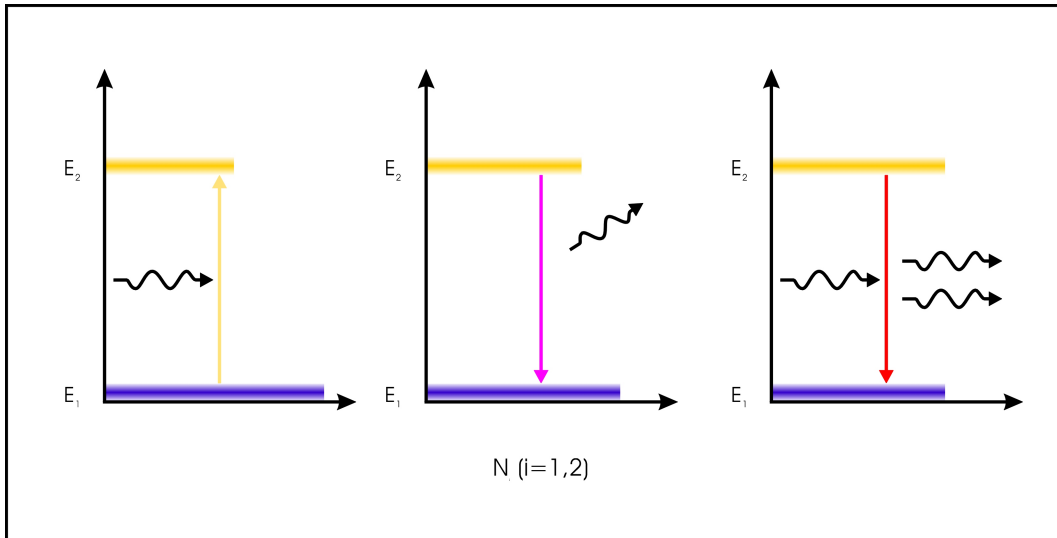
gilt.

...  $g_i$  statistisches Gleichgewicht im Zustand  $i$

Abbildung 1.1 zeigt die drei, für den Laser, wesentlichen Wechselwirkungen von Licht mit Materie.

---

<sup>1</sup>Dieser Vorgang wird Pumpen genannt und in Abschnitt 1.2.4 behandelt

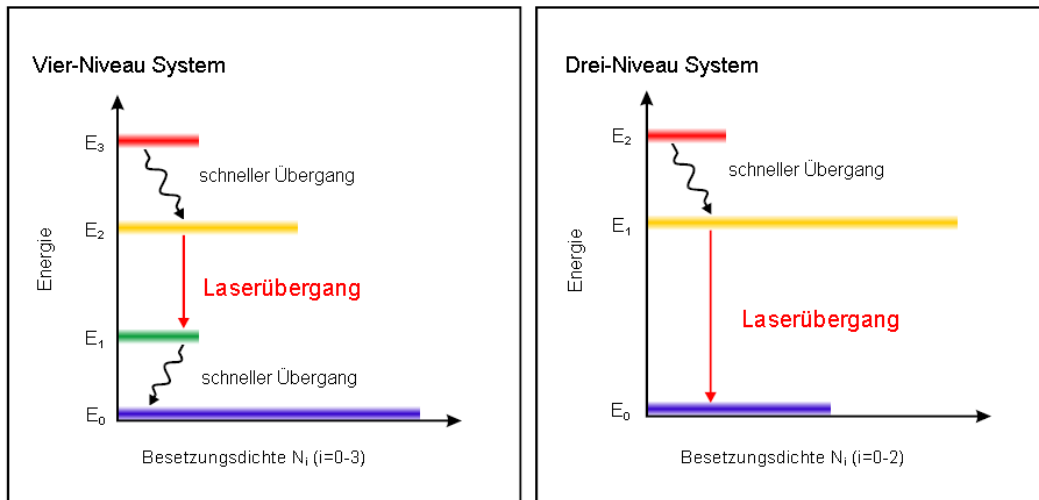


**Abbildung 1.1:** Links: Absorption - ein Lichtquant wird absorbiert und regt einen höheren Energiezustand an; Mitte: spontane Emission - ein Lichtquant wird in beliebige Raumrichtung emittiert; Rechts: stimulierte Emission - ein Photon wird beim Durchgang eines Mediums verstärkt.

## 1.2.2 Energieniveaus

Quantenmechanisch betrachtet kann sich ein, in einem Atom gebundenes Elektron nur in einem diskreten Energiezustand befinden. Bei Übergängen von einem Zustand in einen anderen Zustand werden daher auch nur diskrete Energien absorbiert bzw. emittiert. Theoretisch würde schon ein System mit zwei Energiezuständen ausreichen um einen Laser konstruieren zu können. Allerdings lässt sich in der Praxis bei einem Zwei-Niveau-System keine Besetzungsinversion erreichen, da die Wahrscheinlichkeit von Absorption und stimulierter Emission gleich sind. Das bedeutet, wenn die Besetzungen  $N_2$  und  $N_1$  einmal gleich sind, kann keine Nettoveränderung der Zustände auf Grund der gleichen Raten für Absorption und stimulierter Emission erreicht werden. Folglich kann es daher auch zu keiner Verstärkung des Lichtes kommen.

In der Praxis arbeitet man daher mit Drei- oder Vier-Niveau Systemen um eine Besetzungsinversion erreichen zu können. Ein Beispiel für ein Drei-Niveau System ist Yb:YAG. Die meisten Materialien die verwendet werden sind aber Vier-Niveau Systeme wie z.B. Nd:YAG oder CO<sub>2</sub>. Wie aus der Abbildung 1.2 ersichtlich ist existiert sowohl beim Drei- als auch beim Vier-Niveau System ein separates Pumpniveau ( $E_2$  bzw.  $E_3$ , rot). Das Lasermedium muss so beschaffen sein, dass von diesem obersten Niveau ein rascher, strahlungsloser Übergang zum eigentlichen oberen Laserniveau ( $E_1$  bzw.  $E_2$ , gelb) erfolgt. Beim Drei-Niveau System erfolgt der Laserübergang in den Grundzustand ( $E_0$ , blau). Dies hat allerdings den Nachteil, dass der Grundzustand hart gepumpt werden muss, um eine Besetzungsinversion zu erreichen. Das Vier-Niveau System hingegen besitzt ein separates unteres Laserniveau ( $E_1$ , grün) wodurch Besetzungsinversion viel leichter realisiert werden kann. Dieses untere Laserniveau muss natürlich auch die Eigenschaft besitzen, dass es möglichst rasch in den Grundzustand übergeht.



**Abbildung 1.2:** Links beim 4-Niveau System entleert sich das untere Laserniveau in den Grundzustand und dadurch muss nicht so hart gepumpt werden um Besetzungsinversion zu erreichen. Rechts bei 3-Niveau System muss viel mehr Energie aufgewendet werden um Besetzungsinversion zu erreichen.

### 1.2.3 Lasermedien

Es gibt eine sehr große Zahl an Lasermedien, die ein breites Anwendungsspektrum erlauben. Es sollen zunächst einmal die grundlegenden Unterschiede von den verschiedenen Lasermedien erläutert werden. Eine genauere Spezifikation erfolgt dann im Abschnitt 1.3 wo auch speziell auf die Laser eingegangen wird, die für Anwendungen in der Zahnmedizin in Frage kommen, bzw. mit denen die Messungen für diese Arbeit durchgeführt wurden. Laser kann man grundsätzlich in drei verschiedene Arten unterteilen: Gaslaser, Halbleiterlaser und Festkörperlaser. In den folgenden drei Unterabschnitten werden diese Lasermedien beschrieben.

#### Gaslaser

Dabei handelt es sich um einen Laser dessen verstärkendes Medium sich in gasförmigen Zustand befindet. Das Lasermedium eines Gaslasers kann ein reines Gas, ein Gasgemisch oder Metaldampf sein. Mit dieser Art von Laser ist es möglich Strahlung vom Ultraviolett- bis in den fernen Infrarotbereich zu erzeugen. Gepumpt werden diese Laser zumeist durch elektrische Gasentladungen wobei Entladungsströme von einigen  $10^{-3}$  A bei kontinuierlicher Anregung bis



zu  $10^3$  A bei Impulsanregung erreicht werden. Jedoch ist auch eine Energiezufuhr mit Mikrowellenstrahlung oder durch optisches Pumpen möglich, wobei diese Arten selten verwendet werden. Der Gasdruck im Resonator liegt zwischen 10 und einigen  $10^6$  Pa. Der am häufigsten verwendete Gaslaser ist der  $\text{CO}_2$  Laser, der auch in der Medizin zur Anwendung kommt.

### Halbleiterlaser

Der Vorteil dieses Lasers liegt darin, dass er preiswert ist und sowohl im continuous wave (CW), als auch im gepulsten Modus betrieben werden kann. Außerdem sind Halbleiterlaser sehr kompakt und es kann ein Wirkungsgrad von bis zu 50 % erreicht werden.

Das Prinzip eines Halbleiterlasers basiert auf eine Laserdiode mit starker Dotierung, die in Durchlassrichtung bei hohen Stromdichten betrieben wird. Dadurch diffundiert ein Strom von Ladungsträgern über den pn-Übergang und es bildet sich eine so genannte Diffusionszone aus. In diesem Bereich herrscht eine Nichtgleichgewichts-Konzentration die eine Besetzungsinversion darstellt. Wegen der Bandstruktur sind in Halbleitern die Energiezustände nicht scharf und die emittierte Strahlung ist daher ziemlich breitbandig.

### Festkörperlaser

Das verstärkende Medium besteht bei dieser Art des Lasers aus einem kristallinen oder glasartigen Festkörper, der mit laseraktiven Ionen dotiert<sup>2</sup> ist. Diese Fremdatome sind das eigentliche aktive Medium des Festkörperlasers und ihre Wahl bestimmt die Eigenschaft des Lasers. Als Ionen für die Dotierung steht eine Vielzahl von Materialien zur Verfügung. Die Wichtigsten dabei sind die Übergangsmetalle  $\text{Cr}^{3+}$ ,  $\text{Ti}^{3+}$  und die seltenen Erden wie  $\text{Nd}^{3+}$  und  $\text{Er}^{3+}$ . Als wichtige Wirtskörper müssen YAG (Yttrium-Aluminium-Granat) und YSGG (Yttrium-Scandium-Gadolinium-Granat) erwähnt werden. Diese besitzen günstige thermische und mechanische Eigenschaften. Eine gute Wärmeleitfähigkeit ist vor allem bei hohen Leistungen wichtig. Außerdem zeichnen sich diese Kristalle durch eine geringe Absorption aus. Weitere wichtige Wirtskristalle sind noch Saphire und Rubin.

### 1.2.4 Arten der Energiezufuhr

Ein wichtiger Aspekt bei der Konstruktion eines Lasers ist die Energiezufuhr (auch Pumpen genannt). Es hängt vom verwendeten Lasermedium ab, welche Art der Energiezufuhr gewählt wird. Gaslaser werden zumeist elektrisch durch eine Gasentladung im aktiven Medium selbst gepumpt. Festkörperlaser werden immer optisch gepumpt. Zum Pumpen werden Blitz- oder Bogenlampen sowie Diodenlaser verwendet. Beim Halbleiterlaser dient ein stromdurchflossener pn-Übergang als aktives Medium. Somit handelt es sich beim Diodenlaser um einen direkt elektrisch gepumpten Laser.

---

<sup>2</sup>Dotieren nennt man das Einbringen (Implantation) von Fremdatomen in einen Werkstoff in sehr geringer Konzentration.

Folgenden Eigenschaften haben Einfluss auf die „Pumpfähigkeit“ eines Niveaus:

- Temperatur des Systems, und damit Besetzung der Niveaus gemäß Boltzmann-Verteilung
- Anregungsrate
- Wirkungsquerschnitte  $\sigma$
- Lebensdauer der Zustände im angeregten Niveau
- Lebensdauer der Zustände der Energieniveaus, über die sich das gepumpte Niveau entleert

### 1.2.5 Prinzip der Frequenzverdopplung

Das Prinzip der Frequenzverdopplung beruht auf nichtlineare „Prozesse“. Bei geringen Intensitäten einer Strahlung können näherungsweise nur die linearen Effekte betrachtet werden. Bei einem Laser hat das Licht eine ausreichende Intensität, dass die nichtlinearen Effekte nicht mehr vernachlässigt werden können. Trifft eine elektromagnetische Welle auf ein nicht leitendes Medium entsteht eine dielektrische Polarisation<sup>3</sup>. Man verwendet nichtlineare optische Kristalle, die man in den Resonator einbringt, da dort die Intensität am größten ist. Betrachtet man die Polarisation bei hohen Feldstärken so ist diese nun von mehreren Ordnungen abhängig (Taylorreihenentwicklung)

$$\mathbf{P} = \varepsilon_0 \sum_n \chi^{(n)} \mathbf{E}^n, \quad (1.3)$$

wobei  $\varepsilon_0$  die Vakuum-Dielektrizitätskonstante und  $\chi^{(n)}$  die dielektrische Suszeptibilität  $n$ -ter Ordnung ist.

Für die Frequenzverdopplung ist nur der Term zweiter Ordnung ( $n = 2$ ) entscheidend. Wenn sich eine starke elektromagnetische Welle der Frequenz  $\omega$  in  $z$ -Richtung in der Materie ausbreitet, wird an einer gegebenen Stelle ein zeitabhängiges Strahlungsfeld erzeugt:

$$E(t) = E_0 \sin(\omega t), \quad (1.4)$$

das eine Polarisation zweiter Ordnung hervorruft, und die obige Gleichung wie folgt aussehen lässt

$$\|\mathbf{P}^{(2)}\| = \varepsilon_0 \chi^{(2)} E^2 = \varepsilon_0 E_0^2 \chi^{(2)} \sin^2(\omega t). \quad (1.5)$$

---

<sup>3</sup>Polarisation bedeutet eine Ladungsverschiebung in einem nicht leitenden Material, was normalerweise zu einem Dipol führt.

Unter Zuhilfenahme der trigonometrischen Identität  $\sin^2(x) = \frac{1-\cos(2x)}{2}$  wird damit

$$\| \mathbf{P}^{(2)} \| = \frac{\varepsilon_0 E_0^2 \chi^{(2)}}{2} - \frac{\varepsilon_0 E_0^2 \chi^{(2)}}{2} \cos(2\omega t). \quad (1.6)$$

Wie aus Gleichung 1.6 zu sehen ist, besteht die Polarisation zweiter Ordnung aus einem konstanten Term und einem Term der mit der Frequenz  $2\omega$  schwingt. Im nichtlinearen Medium wird nun durch diesen zeitabhängigen Term eine Sekundärstrahlung ebenfalls der Frequenz  $2\omega$  erzeugt. Da diese Sekundärstrahlung durch destruktive Interferenz eliminiert werden würde und es auch zu Rückkonversion zur Grundwelle kommt, muss die Brechzahl in Ausbreitungsrichtung für die Grundwelle gleich der der ersten Harmonischen sein. Es muss somit gelten

$$n_\omega = n_{2\omega}. \quad (1.7)$$

Diese Bedingung kann durch die Verwendung von doppel brechenden Medien erreicht werden.

## 1.2.6 Lichtleiter

Ein Lichtleiter besteht aus transparentem, lichtdurchlässigem Material, meist Glas oder Kunststoff. Die Brechzahl ist im Inneren eines Lichtleiters entlang der Achse groß und nimmt nach außen hin ab. Diese Abnahme kann entweder sprunghaft (Stufenindexfaser), oder verlaufend (Gradientenindexfaser) von statten gehen. Durch Aufbringung eines so genannten cladding (Hülle mit niedriger Brechzahl) kann vermieden werden, daß es zu unerwünschten Auskoppelungen von Licht kommt.

Ein Lichtleiter bedient sich des Prinzips der Totalreflexion. Trifft ein Lichtstrahl unter dem Winkel  $\varphi_1$  auf die Grenzschicht zwischen zwei Materialien mit unterschiedlichen Brechzahlen  $n_1$  und  $n_2$ , wobei  $n_1 > n_2$ , so gilt nach dem Snelliusschen Brechungsgesetz

$$\frac{\sin \varphi_1}{\sin \varphi_2} = \frac{n_1}{n_2} \quad (1.8)$$

das  $\varphi_2$  nicht größer als  $\frac{\pi}{2}$  sein kann, da ansonsten der ausfallende Strahl nicht mehr durch die Oberfläche hindurchgehen würde.

Wenn der Winkel des einfallenden Lichtes  $\varphi_1$  zum Einfallslot größer ist, als der Grenzwinkel der Totalreflexion  $\varphi_c$  kommt es zu keinem Eindringen<sup>4</sup> des Lichtstrahles in das optisch dünnere Medium mehr. Der Lichtstrahl wird somit vollständig reflektiert. Für den Grenzwinkel der Totalreflexion  $\varphi_c$  gilt

$$\varphi_c = \arcsin\left(\frac{n_2}{n_1}\right). \quad (1.9)$$

---

<sup>4</sup>Bis auf einen schwachen, exponentielle abfallenden Anteil - das evaneszente Feld.

## 1.3 Wichtige Lasertypen für orale Anwendungen

### 1.3.1 Diodenlaser

Die Wellenlänge eines Diodenlasers ist vom verwendeten Halbleitermaterial abhängig. Für die Herstellung von Laserdioden werden in den meisten Fällen Verbindungen von Elementen der dritten und fünften Hauptgruppe im Periodensystem verwendet. Ein Beispiel dafür ist GaAs, wobei mit dieser Verbindung Wellenlängen von ca. 800 nm erzeugt werden können. Durch die Verwendung von GaAlAs sind Wellenlängen zwischen 790 - 830 nm möglich. Um jede gewünschte Wellenlänge herstellen zu können, werden auch ternäre und quaternäre Halbleiter verwendet (z.B. GaAlAsP oder GaInAs). Diese Laser können bei Raumtemperatur gepulst und auch CW betrieben werden. Es gibt auch Verbindungen die auf Bleisalz basieren, aber diese können nur bei tiefen Temperaturen ( $T < 100$  K) betrieben werden und strahlen im Infrarotbereich zwischen 3 und 30  $\mu\text{m}$ . Silicium ist für die Herstellung von Diodenlasern nicht geeignet, da seine Ladungsträgerrekombination die Mitwirkung von Phononen benötigt und das mit der Laserfunktion inkompatibel ist.

### 1.3.2 Er:YAG und Er,Cr:YSGG

Bei diesen Lasern handelt es sich um Festkörperlaser, wobei in den YAG- oder YSGG-Kristall  $\text{Er}^{3+}$ -Ionen eingebettet sind. Die Dotierung ist sehr hoch und liegt im Normalfall bei etwa 50% wobei im Kristall die Y-Ionen durch Er-Ionen ersetzt werden. Beide Kristalle zeichnen sich durch hohe Wärmeleitfähigkeit, hohe Festigkeit und geringe Absorption aus. Gepumpt wird ein Erbium Laser mittels Blitz- oder Bogenlampen und auch durch Diodenlaser. Diese Laser können nur gepulst betrieben werden wobei Pulsenergien von 10 - 100 mJ erreicht werden. Werden höhere Energien benötigt, muss ein Verstärker eingesetzt werden. Die Wellenlänge des Er:YAG-Lasers liegt bei etwa 2940 nm und ist somit im Bereich vom Absorptionsmaximum des Wassers. Der Übergang zwischen dem  $I_{11/2}$  und  $I_{13/2}$  Niveau ist für diese Wellenlänge verantwortlich. Strahlung dieser Frequenz kann nicht mehr effektiv mittels Lichtleiter transportiert werden und daher werden Spiegelgelenksarme verwendet. Er:YAG- oder auch Er,Cr:YSGG-Laser werden bevorzugt in der Medizin zur Abtragung von Gewebe verwendet.

Er,Cr:YSGG-Laser sind dem Er:YAG-Laser sehr ähnlich. Der verwendete YSGG-Kristall (Yttrium-Scandium-Gadolinium-Granat) besitzt, wie bereits erwähnt, ähnliche Eigenschaften wie der YAG-Kristall, allerdings sind höhere Verstärkungen möglich. Durch die Kodotierung mit Cr verbessert sich die Pumpwirkung. Die Wellenlänge des Er,Cr:YSGG-Lasers liegt bei etwa 2780 nm und hängt vom verwendeten Kristall ab.

### 1.3.3 Nd:YAG

Der Nd:YAG Laser ist der am häufigsten verwendete Festkörperlaser. Bei diesem Laser wird der YAG-Kristall mit  $\text{Nd}^{3+}$ -Ionen dotiert. Der wichtigste Übergang findet zwischen den  $F_{3/2}$  und  $I_{11/2}$  Niveaus statt und entspricht einer Wellenlänge von 1064 nm. Nd:YAG-Laser sind Vierniveausysteme. Der Nd:YAG-Laser kann gut frequenzverdoppelt werden, wobei dann eine Wellenlänge von 532 nm im sichtbaren, grünen Bereich entsteht. Diese Art von frequenzverdoppelten Lasern wird in der Medizin häufig als KTP-Laser bezeichnet. Dieser Ausdruck leitet sich aus der chemischen Formel (KTP,  $\text{KTiOPO}_4$ ) des Materials für die Frequenzverdopplung her. In beiden Fällen ist ein Transport mittels Lichtleitern gut möglich. Ein weiter Vorteil des Nd:YAG-Lasers ist, dass es möglich ist sehr hohe Leistungen damit zu erreichen und sowohl gepulster als auch CW-Betrieb möglich ist. Das Pumpen erfolgt entweder durch Gasentladungslampen mit Xenon- oder Krypton-Füllung oder durch Diodenlaser. Bei lampengepumpten Lasern liegt der Wirkungsgrad lediglich bei nur 3 - 5 %. Bei einem diodengepumpten Nd:YAG-Laser kann allerdings ein Wirkungsgrad von bis zu 25 % realisiert werden.

### 1.3.4 $\text{CO}_2$ Laser

Mit einem  $\text{CO}_2$  Laser können Leistungen bis zu 100 kW erreicht werden, und er besitzt einen Wirkungsgrad von 10 - 20 %. Er eignet sich daher besonders für Anwendungen in der Materialbearbeitung, wie schneiden und schweißen. In der Medizin findet dieser Laser ebenfalls Verwendung, allerdings werden hier nur geringe Leistungen bis zu 10 W verwendet. Das Lasergas ist ein Gemisch aus  $\text{CO}_2$ ,  $\text{N}_2$  und He. Die Anregungsenergie wird über  $\text{N}_2$  auf die  $\text{CO}_2$  Moleküle strahlungslos übertragen. Dabei wird im  $\text{CO}_2$  Molekül einer von drei möglichen Schwingungszuständen angeregt. Das Helium ist nicht direkt am Laserprozess beteiligt, aber es hat die Aufgabe den Wärmetransport im Laserrohr zu erhöhen. Dadurch wird die Stabilität der Entladung verbessert. Eine weitere Aufgabe von Helium ist, dass die  $\text{CO}_2$  Moleküle durch Stöße vom unteren Laserzustand in den Grundzustand übergeführt werden. Bei  $\text{CO}_2$  Lasern handelt es sich um ein Vier-Niveau-System, wobei die Wellenlänge des Hauptüberganges mit  $10,6 \mu\text{m}$  deutlich über dem Bereich sichtbaren Lichtes liegt. Daher ist auch bei diesem Laser die Verwendung von Lichtleitern nicht möglich. Ein  $\text{CO}_2$ -Laser kann sowohl CW als auch gepulst betrieben werden.

## 2 Medizinischer Hintergrund

### 2.1 Zahnimplantate

Zahnimplantate werden in der Medizin schon seit vielen Jahren verwendet. Die bei dieser Arbeit verwendeten Implantate wurden von der Straumann-Gruppe in der Schweiz gefertigt, haben einen Durchmesser von 4,1 mm und eine Länge von 12 mm. Die Oberfläche besteht aus einer mikroporösen Titanschicht die es ermöglicht, dass sich beim Heilprozess Knochenzellen anlagern können. Es handelt sich um endossale Implantate die in den Knochen eingeschraubt werden und die Zahnwurzel ersetzen. Nach einer Zeit von 3 - 6 Monaten sind diese fest mit dem Kieferknochen verbunden und dienen als Träger von Zahnersatz [5].

In dieser Zeit der Heilphase kann es aber leider oft zu Entzündungen kommen die durch Bakterien verursacht werden. Diese Art von Entzündung wird in der Zahnmedizin Periimplantitis genannt. Das Zahnfleisch und der Kieferknochen verwachsen nicht vollständig mit dem Implantat und es bilden sich so genannte Taschen. Dies hat zur Folge, dass die eingesetzte Titanschraube nicht mehr den notwendigen Halt hat und ein weiteres Eindringen von Bakterien und Verunreinigungen erleichtert wird. Diese Ursachen können schließlich zum gänzlichen Verlust des Implantates führen. Eine moderne Methode diese Entzündungen zu behandeln stellt die Bestrahlung mittels geeignetem Laserlicht dar.

## 2.2 Wirkung von Laserstrahlung auf biologische Substanzen

Der Großteil der verwendeten Informationen stammt aus den Vorlesungsunterlagen *Laser applications in medicine* von E. Wintner [6].

Die Wirkungsweise von Laserstrahlen auf biologische Substanzen ist von zwei wichtigen Faktoren abhängig. Zum einen von der Leistung und zum anderen von der Wellenlänge des Laserlichts.

In Abbildung 2.1 sieht man den Absorptionskoeffizienten in Abhängigkeit der verwendeten Wellenlänge. Zu beachten ist, dass Wasser im UV-Bereich und bei einer Wellenlänge von etwa  $3 \mu\text{m}$  ein deutliches Maximum besitzt. Im sichtbaren Bereich ist bei Wasser kaum Absorption zu beobachten. Das Absorptionsmaximum von  $\text{H}_2\text{O}$  liegt somit im Bereich der Erbium dotierten Laser, die bei diesem Experiment verwendet wurden (Er:YAG  $2,94 \mu\text{m}$  und Er,Cr:YSSG  $2,78 \mu\text{m}$ ). Da in jedem biologischen Gewebe, im Gegensatz zu dem in Kapitel 3 beschriebenen Experiment, Wasser vorhanden ist, kann davon ausgegangen werden, dass die Ergebnisse *in vitro* von den gesammelten Daten abweichen können.

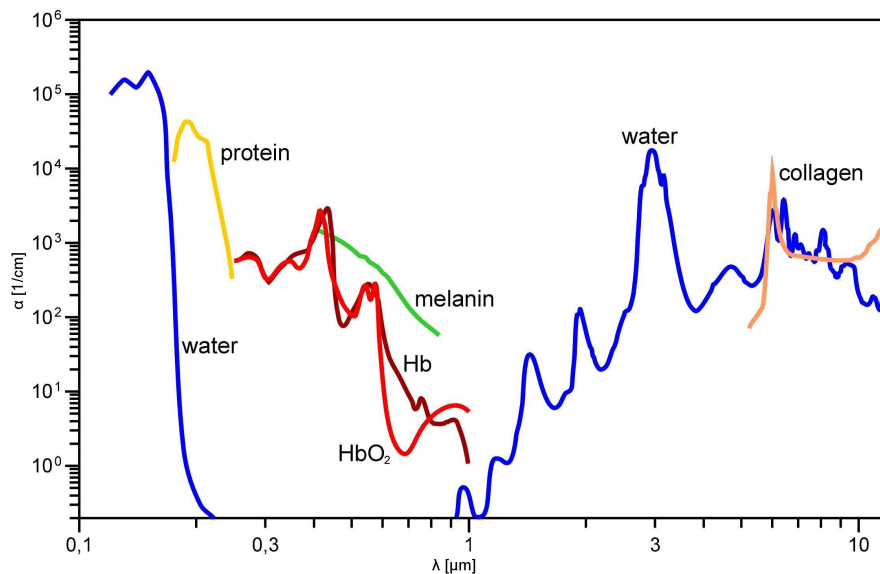


Abbildung 2.1: Absorptionskoeffizient in Abhängigkeit von der Wellenlänge

Für die leistungsabhängige Wirkung kann folgende Unterteilung getroffen werden, wobei die Leistung von oben nach unten ansteigt:

1. Auslösung von biologischen Reaktionen ohne merkbare Erwärmung
2. Lokale Gewebserwärmung ohne Schädigung seiner Lebensfähigkeit
3. Beeinträchtigung der Enzymtätigkeit
4. Wasserentzug und Schrumpfung von Gewebe
5. Irreversible Koagulation <sup>5</sup>
6. Karbonisierung
7. Verdampfen (Vaporisierung) von Gewebe
8. Erzeugung von Plasma

Die oben genannten Wirkungsweisen erlauben somit in der Medizin ein breites Spektrum von Anwendungen. Stimulation von Gewebe zur schnelleren Heilung, Blutstillung, Operationen und Zerstörung von Krebszellen sind einige Beispiele die den Laser in den letzten Jahren zu einem hilfreichen Werkzeug gemacht haben. Durch die unterschiedlichen Absorptionseigenschaften ist es möglich Gewebe, welches nicht unmittelbar an der Oberfläche liegt, gezielt zu behandeln ohne zuvor das oben liegende Gewebe entfernen zu müssen.

### 2.3 Behandlung von Periimplantitis mit Laser

Wie bereits einleitend beschrieben kann Periimplantitis zum totalen Verlust eines Zahnimplantates führen. Daher ist man in der Zahnmedizin bemüht eine wirkungsvolle Behandlung, die der Entzündung und der damit verbundenen Rückentwicklung von Zahnfleisch und Knochen entgegenwirkt, zu finden. Da die antibakterielle Wirkung von Lasern schon seit geraumer Zeit bekannt ist, war es nahe liegend Laserlicht zur Bekämpfung von Periimplantitis einzusetzen. Bei dieser Methode wird in erster Linie versucht das Implantat möglichst flächendeckend mit Laserlicht zu bestrahlen. Allerdings ist bei der Behandlung nicht auszuschließen, dass auch das umliegende Gewebe direkt oder durch Reflexion bestrahlt wird. Daher ist es unumgänglich in einem Leistungsbereich zu arbeiten, der weder für das Zahnfleisch noch für den Knochen schädlich ist. Es muss aber auch gewährleistet werden, die Bakterien möglichst vollständig zu zerstören. Auch die Absorption spielt in diesem Zusammenhang eine wesentliche Rolle. Zum einen wird das Laserlicht durch das metallische Implantat absorbiert und auch reflektiert und zum anderen trifft das Licht auch auf organisches Gewebe.

Bei den Behandlungen wird so weit wie möglich darauf geachtet, die Faser bzw. Spitze des Handstückes in Kontakt mit dem Implantat zu bringen, um

---

<sup>5</sup>Unter Koagulation versteht man eine Denaturierung (strukturelle Veränderung) von Eiweißstoffen durch Temperaturerhöhung wie z. B. Blutgerinnung.



somit eine Bestrahlung des umliegenden Gewebes zu vermeiden. Daher kann davon ausgegangen werden, dass der Großteil der Absorption am Implantat stattfindet.

In den letzten Jahren konnten bei der Behandlung von Periimplantitis gute Erfolge erzielt werden. Allerdings gibt es noch genügend Forschungsarbeit auf diesem Gebiet zu verrichten.

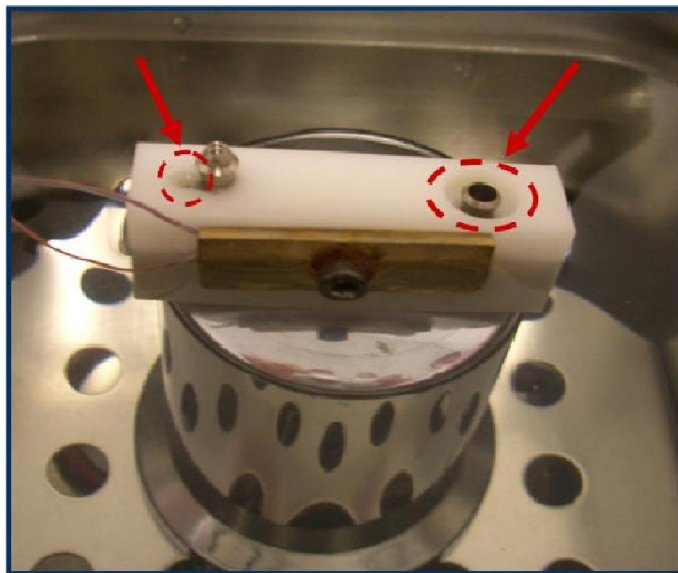
### 2.4 Wärmeentwicklung als schädliche Nebenwirkung?

Die Absorption des Laserlichtes erwärmt das Implantat und diese Wärme wird von Metall bis zum Knochen, in dem das Implantat eingeschraubt ist, weitergeleitet. Der Grenzwert einer Temperaturerhöhung von biologischem Gewebe liegt bei 47 - 50 °C. Das bedeutet ab einer Erhöhung von 10 - 13 °C über der Körpertemperatur kann es bereits zu einer irreversiblen Schädigung des Gewebes kommen [7]. Es muss daher gewährleistet werden, diesen Schwellwert auf keinen Fall zu überschreiten.

# 3 Experimentelle Durchführung

## 3.1 Aufbau und Versuchsanordnung

Zweck dieser Diplomarbeit war es, mit Hilfe der in den folgenden Abschnitten angeführten Laser Temperaturmessungen an Implantaten durchzuführen. Dazu wurden zuerst in einen Kunststoffblock, der annähernd die gleichen thermodynamischen Eigenschaften wie Knochengewebe besitzt, zwei Implantate eingeschraubt. Die verwendeten Implantate besitzen eine titanoxidbeschichtete Oberfläche, einen Durchmesser von 4,1 mm und eine Länge von 12 mm (Straumann, Schweiz). Wie man aus Abbildung 3.1 erkennen kann wurde eines der Implantate (rechts) so angebracht, dass an jeder Stelle eine Behandlung mit dem Laser möglich war. Man sieht auch sehr gut, wie die Thermolemente angebracht wurden. Diese wurden so befestigt und verschraubt, dass es möglich war, sie ohne großen Aufwand zu tauschen. Das linke Implantat war so eingeschraubt, dass es nur an etwa einem Viertel der Seitenfläche eine zugängliche Stelle für den Laser gab. Somit ergaben sich zwei unterschiedliche Aufgabenstellungen, die sich auch durch ihre Art der Messungen unterscheiden.



**Abbildung 3.1:** Versuchsaufbau mit der Versuchsanordnung 1 (links) und Versuchsanordnung 2 (rechts).

### 3 Experimentelle Durchführung

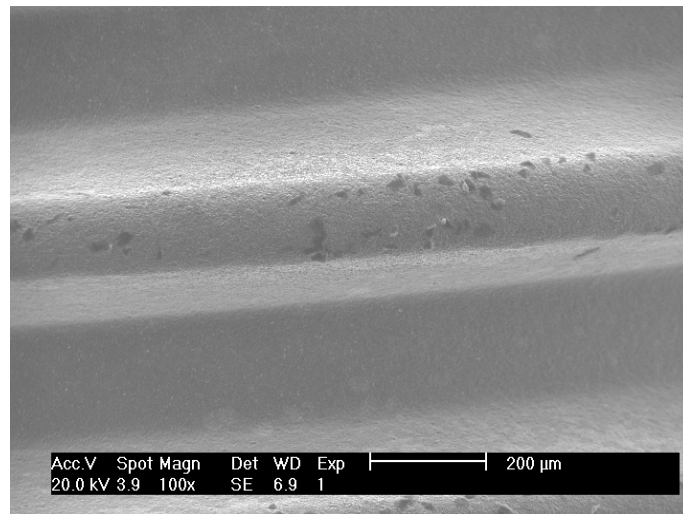
Das Implantat links in Abbildung 3.1 (Versuchsanordnung 1 bezeichnet) soll Taschen simulieren wie sie üblicherweise entstehen, wenn sich das Zahnfleisch und der Knochen teilweise zurückbildet. In der Praxis ist es möglich diese Taschen durch gezielte Laserbehandlung zum verschwinden zu bringen. Daher ist es notwendig die gesamte zugängliche Stelle zu bestrahlen, um Bakterien die sich in Taschen einnisten zu zerstören. Der Laser wurde an die unterste zugängliche Stelle an das Implantat gebracht und mit einer langsamen Bewegung bis zur Oberkante, außerhalb des Kunststoffblocks geführt. Soweit wie möglich wurde dabei die Faser bzw. die Spitze des Handstückes in Kontakt mit dem Implantat gebracht. Diese Bewegung wurde dreimal wiederholt was einem Zeitraum von 5 s entspricht. Jede Messreihe besteht aus insgesamt vier Wiederholungen des oben genannten Vorganges. Zwischen den einzelnen Bestrahlungen wurde jeweils eine Pause von 5 s gemacht um das Implantat abkühlen zu lassen.

Die Versuchsanordnung rechts in Abbildung 3.1 (Versuchsanordnung 2 bezeichnet) erlaubte eine Bestrahlung des Implantats an der gesamten Seitenfläche. Von oben betrachtet kann man sich das Implantat als einen Kreis vorstellen, den man in vier gleichmäßige Viertel unterteilt. Bei den Messungen wurde die Faser bzw. Spitze des Handstückes an die unterste zugängliche Stelle des Implantats gebracht und mit der Bestrahlung begonnen. Mit langsamen schlangenförmigen Bewegungen wurde der Laser über etwa ein Viertel der Seitenfläche nach oben geführt. Dabei war die Faser bzw. Spitze des Handstückes ständig in Kontakt mit dem Implantat. Nach dreimaliger Wiederholung dieses Vorganges im gleichen Viertel (5 s dauer) wurde die Position gewechselt und das nächste Viertel behandelt. Somit konnte eine Bestrahlung an jeder zugänglichen Stelle mit dem Laser erreicht werden. Da in der Praxis bei Behandlungen dieser Art vermieden werden soll, dass die Temperaturen zu hoch werden, legt man zwischen den Bestrahlungen Pausen ein. Nachdem die gesamte Oberfläche des Implantats behandelt war (entspricht 20 s Gesamtdauer), wurde ebenfalls eine Pause von 5 s gemacht, um einen zu hohen Anstieg der Temperatur zu vermeiden. Nach der Pause wurde wieder der Vorgang vom Beginn dreimal wiederholt, so dass es schließlich vier Bestrahlungseinheiten gab. Bei diesem Experiment war die Bestrahlungsdauer pro Durchgang viermal so lang wie bei der zuvor beschriebenen Versuchsanordnung. Das erklärt auch die höheren Temperaturen die mit diesem Setup erreicht wurden.

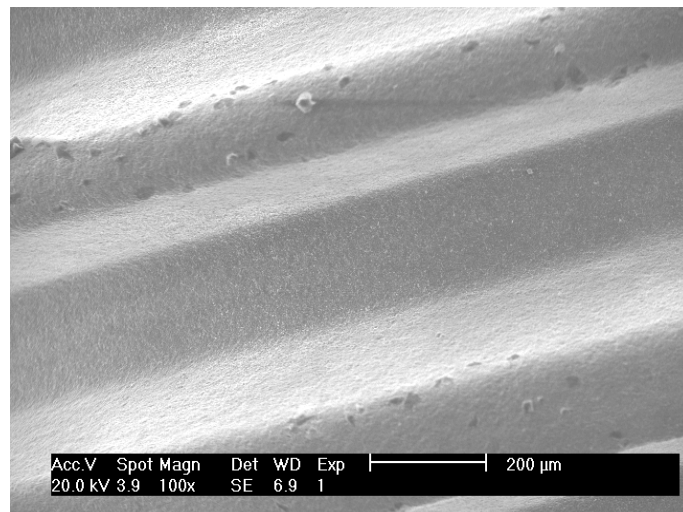
### 3 Experimentelle Durchführung

Vor Beginn der Temperaturmessungen wurde eine Versuchsreihe mit verschiedenen Lasern gemacht, welche zeigen sollte ob bei der Einstrahlung von Laserlicht Schäden am Implantat verursacht wurden. Dazu wurden die Implantate mit einem ESEM (Environmental Scanning Electron Microscope) untersucht und anschließend mit dem Laser einige Sekunden bestrahlt. Nach erfolgter Laserlichteinstrahlung wurden die Proben abermals mit dem ESEM untersucht. Die Bilder zeigten eine homogene Oberfläche mit keinen veränderten oder geschmolzenen Flächen [7].

Als Beispiel sind hier die beiden Abbildungen 3.2 und 3.3 zu sehen. Die kleinen Partikel die an der Oberfläche zu erkennen sind, entstanden bei der Untersuchung.



**Abbildung 3.2:** *DEKA-KTP*,  $\lambda = 532\text{nm}$ , 10Hz, 50-50ms Puls, 2.5W



**Abbildung 3.3:** *Elexion-Diodenlaser*,  $\lambda = 810\text{nm}$ , 20 Hz, 1.05W

### 3 Experimentelle Durchführung

Um bei dem Versuch möglichst praxisnahe Bedingungen zu schaffen, befand sich die Versuchsanordnung in einem Wasserbad (Julabo MWB), welches auf einer konstanten Temperatur von 37 °C gehalten wurde. Abbildung 3.4 zeigt den gesamten Versuchsaufbau. Der Kunststoffblock mit den Titanimplantaten befindet sich in dem Wasserbad. Die Thermoelemente liefern eine temperaturabhängige Spannung, welche mit Hilfe des Multilogger Thermometers HH506RA in eine Temperaturdifferenz umgerechnet wird. Diese Informationen gelangen schließlich über eine Schnittstelle zu einem Laptop wo sie in einer Microsoft Excel Datei aufgezeichnet wurden. Mit dem Computer war es möglich jede Sekunde einen Messwert zu erfassen und somit konnte ein zeitlicher Verlauf während und auch nach der Bestrahlung mit dem Laser aufgezeichnet werden.



**Abbildung 3.4:** Das Implantat befindet sich im Wasserbad und die Thermoelemente sind über den Multilogger mit dem Laptop verbunden.

Bereits im Jahr 2002 wurde eine ähnliche Versuchsreihe mit Zahnimplantaten gemacht [8]. Allerdings wurden bei diesem Experiment nur zwei verschiedene Laser (CO<sub>2</sub> Laser und ein GaAlAs Diodenlaser mit einer Wellenlänge von 809 nm) verwendet. Außerdem erfolgte die Bestrahlung kontinuierlich und es wurde lediglich gemessen, ab welcher Bestrahlungsdauer die Grenzwerte überschritten wurden. Somit blieben noch viele Fragen offen. Daher wurde versucht sie mit diesem Experiment zu beantworten.

Durch die Verwendung von 9 verschiedenen Lasern und die unterschiedlichen Implantierungsarten konnte eine deutliche Erweiterung des obigen Experimentes erreicht werden. Außerdem wurde die Bestrahlung möglichst praxisnah durchgeführt und auch kurze Pausen eingelegt.

Die wichtigsten Daten, die es bei dieser Versuchsreihe herauszufinden galt, waren die maximalen Temperaturanstiege, die bei der Einstrahlung des Laserlichtes erreicht werden. Die Auswertung wurde für den apicalen und coronalen Messpunkt separat vorgenommen. In den folgenden Abschnitten werden diese maximalen Temperaturanstiege in Tabellenform wiedergegeben.

#### 3.1.1 Luxar, CO<sub>2</sub> Laser

Ein CO<sub>2</sub> Laser emittiert Licht im Infrarotbereich mit einer Wellenlänge von 10600 nm. Die Einstellungsmöglichkeiten bei diesem Modell waren sehr beschränkt und am Handstück gab es keine Möglichkeit eine Spitze einzusetzen. Daher war es sehr schwer das Implantat flächendeckend mit dem Laser zu überstreichen, ohne dabei den Kunststoffblock ebenfalls zu bestrahlen. Nach einiger Zeit stellte sich heraus, dass der CO<sub>2</sub> Laser den Kunststoffblock im Laufe der Messungen schwer beschädigt hatte. Der größte Schaden entstand am freiliegenden Implantat (Versuchsanordnung 2). Ein Teil des Blocks wurde geschmolzen und das coronale Thermoelement teilweise freigelegt. Somit wurden die Temperaturmessungen leider bei diesem Experiment weitgehend verfälscht. Es ist nicht klar zu sagen, ab welchen Zeitpunkt das Thermoelement freigelegt wurde.

Zusätzlich zu den Messungen am Implantat wurden noch Temperaturmessungen der zwei Tips gemacht. Eines der Thermoelemente wurde in Kontakt mit der Außenseite des jeweiligen Tips gebracht und mit dem zuvor beschriebenen Setup wurde die Temperaturentwicklung gemessen. Die Ergebnisse sind in den folgenden Grafiken dargestellt.

**Ergebnisse Versuchsanordnung 1**

**Tabelle 3.1:** *Luxar, CO<sub>2</sub> Laser coronaler Messpunkt*

Leistung [W]		Maximaler Temperaturanstieg [°C]
lt. Anzeige	gemessen	
2,0	1,5	7,1
3,0	2,2	11,1
4,0	2,9	15,9

**Tabelle 3.2:** *Luxar, CO<sub>2</sub> Laser apicaler Messpunkt*

Leistung [W]		Maximaler Temperaturanstieg [°C]
lt. Anzeige	gemessen	
2,0	1,5	6,0
3,0	2,2	8,8
4,0	2,9	13,0

Ergebnisse Versuchsanordnung 2

**Tabelle 3.3:** *Luxar, CO<sub>2</sub> Laser coronaler Messpunkt*

Leistung [W]		Maximaler Temperaturanstieg [°C]
lt. Anzeige	gemessen	
2,0	1,5	22,6
3,0	2,2	36,4
4,0	2,9	54,5

**Tabelle 3.4:** *Luxar, CO<sub>2</sub> Laser apicaler Messpunkt*

Leistung [W]		Maximaler Temperaturanstieg [°C]
lt. Anzeige	gemessen	
2,0	1,5	8,5
3,0	2,2	11,8
4,0	2,9	17,4



### 3.1.2 Elexxion Diodenlaser

Dieser Diodenlaser emittiert Licht mit einer Wellenlänge von 810 nm welches mit Hilfe von Lichtleitern weitertransportiert werden kann. Der Elexxion Diodenlaser bietet eine Fülle an Einstellungsmöglichkeiten, wobei drei davon relevant für die Behandlung von Bakterien an Implantaten sind. Es sind dies die Einstellungen Periimplantitis, Pocket treatment und Implant decontamination [9]. Alle Messungen wurden mit einer 300  $\mu\text{m}$  Faser durchgeführt.

Wie bereits zuvor beschrieben war der Kunststoffblock bei vorangegangenen Messungen mit dem  $\text{CO}_2$  Laser beschädigt worden. Das Thermoelement an der coronalen Position war nicht mehr vollständig in den POM-Block eingebettet. Das erklärt auch, warum es bei den Ergebnissen der Versuchsanordnung 2 zu einem derart hohen Temperaturanstieg kam. Die Messungen an der apicalen Position wurden durch diesen Defekt vermutlich nur wenig beeinflusst. Leider konnten diese Messungen bislang nicht wiederholt werden, da der Elexxion-Diodenlaser bis zum Schreiben der Diplomarbeit nicht betriebsbereit war. Nach diesen Messungen wurde der Kunststoffblock ausgetauscht um diesen Fehler zu beheben. Um die Messungen vollständig wiederzugeben zu können werden aber dennoch die Ergebnisse der ersten Messung mit dem schadhafte Kunststoffblock verwendet. Auf eine Messung der Versuchsanordnung 2 mit der Einstellung Periimplantitis 4,61 W wurde verzichtet, da bereits bei der vorangegangenen Einstellung der Schwellwert bei weitem überschritten wurde.

**Ergebnisse Versuchsanordnung 1**

**Tabelle 3.5:** *Elexxion Diodenlaser, coronaler Messpunkt*

Leistung [W]		Maximaler Temperaturanstieg [°C]		
lt. Anzeige	gemessen	Periimplantitis	Pocket treatment	Implant decontamination
1,05	0,36	-	2,5	2,4
1,50	0,45	-	2,9	2,3
1,95	0,54	-	3,5	2,5
2,69	1,15	2,7	-	-
3,84	1,43	2,7	-	-
4,61	1,70	2,9	-	-

**Tabelle 3.6:** *Elexxion Diodenlaser, apicaler Messpunkt*

Leistung [W]		Maximaler Temperaturanstieg [°C]		
lt. Anzeige	gemessen	Periimplantitis	Pocket treatment	Implant decontamination
1,05	0,36	-	2,4	2,3
1,50	0,45	-	2,7	2,3
1,95	0,54	-	3,1	2,3
2,69	1,15	2,4	-	-
3,84	1,43	2,6	-	-
4,61	1,70	2,4	-	-

Ergebnisse Versuchsanordnung 2

**Tabelle 3.7:** *Elexxion Diodenlaser, coronaler Messpunkt*

Leistung [W]		Maximaler Temperaturanstieg [°C]		
lt. Anzeige	gemessen	Periimplantitis	Pocket treatment	Implant decontamination
1,05	0,36	-	24,2	24,8
1,50	0,45	-	18,4	25,5
1,95	0,54	-	19	33,4
2,69	1,15	51,9	-	-
3,84	1,43	66,2	-	-
4,61	1,70	-	-	-

**Tabelle 3.8:** *Elexxion Diodenlaser, apicaler Messpunkt*

Leistung [W]		Maximaler Temperaturanstieg [°C]		
lt. Anzeige	gemessen	Periimplantitis	Pocket treatment	Implant decontamination
1,05	0,36	-	10,1	12,1
1,50	0,45	-	11,9	14,3
1,95	0,54	-	9,8	13,2
2,69	1,15	12,2	-	-
3,84	1,43	17,6	-	-
4,61	1,70	-	-	-

### 3.1.3 Er,Cr:YSSG, Biolase

Bei diesem Gerät ist es möglich die Leistung und die Frequenz im gepulsten Laserbetrieb einzustellen. Der Er,Cr:YSSG-Laser emittiert Licht mit einer Wellenlänge von 2780 nm. Die Messungen wurden mit einer Repeditionsrate von 20 Hz und 50 Hz mit unterschiedlichen Leistungseinstellungen durchgeführt. Außerdem verfügt dieser Laser über ein Luft- und Wasser-Kühlsystem. Bei allen Experimenten wurde hier eine Einstellung von 30% Wasser- und 30% Luftkühlung verwendet. Weiters war es noch möglich das Handstück des Lasers mit verschiedenen Tips<sup>6</sup> zu versehen. Hier wurde ausschließlichs der Tip MZ4 verwendet, da sich dieser laut Hersteller am besten für die Behandlung von Infektionen eignet [10].

Wie sich herausstellte, war nur in der Anfangsphase der Messung ein leichter Temperaturanstieg zu beobachten. Die Kühlung mit den oben genannten Einstellungen war auch bei höherer Laserenergie ausreichend und es kam zu keinen nennenswerten Temperaturanstiegen bei keiner der durchgeführten Messungen. Bei allen Messungen konnte sogar ein Rückgang der Temperatur selbst bei langer Bestrahlungsdauer beobachtet werden. Dabei beläuft sich dieser Rückgang im Rahmen von 6 - 8 °C und ist nahezu unabhängig von der Energieeinstellung.

---

<sup>6</sup>Tips sind Spitzen, die in das Handstück eingesetzt werden können. Durch unterschiedliche Dicken und Längen können schwer zugängliche Stellen leicht erreicht werden, allerdings wird durch die Verwendung von Tips die Leistung verändert.

**Ergebnisse Versuchsanordnung 1**

**Tabelle 3.9:** *Biolase MD, apicaler Messpunkt*

Leistung [W]		Maximaler Temperaturanstieg [°C]	
lt. Anzeige	gemessen	20 Hz	50 Hz
0,75	0,60	0,1	-
1,0	0,97	0,1	-
1,5	1,30	0,3	-
2,0	1,70	0,1	-
2,5	2,10	0,3	-
0,75	0,62	-	0,2
1,0	1,05	-	0,5
1,5	1,30	-	0,2
2,0	1,95	-	0,2
2,5	2,42	-	0,5

**Tabelle 3.10:** *Biolase MD, coronaler Messpunkt*

Leistung [W]		Maximaler Temperaturanstieg [°C]	
lt. Anzeige	gemessen	20 Hz	50 Hz
0,75	0,60	0,4	-
1,0	0,97	0,5	-
1,5	1,30	0,2	-
2,0	1,70	0,2	-
2,5	2,10	0,3	-
0,75	0,62	-	0,7
1,0	1,05	-	0,2
1,5	1,30	-	0,5
2,0	1,95	-	0,3
2,5	2,42	-	0,2

Ergebnisse Versuchsanordnung 2

**Tabelle 3.11:** *Biolase MD, apicaler Messpunkt*

Leistung [W]		Maximaler Temperaturanstieg [°C]	
lt. Anzeige	gemessen	20 Hz	50 Hz
0,75	0,60	0,1	-
1,0	0,97	0,1	-
1,5	1,30	0,1	-
2,0	1,70	0,3	-
2,5	2,10	0,1	-
0,75	0,62	-	0,1
1,0	1,05	-	0,2
1,5	1,30	-	0,1
2,0	1,95	-	0,3
2,5	2,42	-	0,2

**Tabelle 3.12:** *Biolase MD, coronaler Messpunkt*

Leistung [W]		Maximaler Temperaturanstieg [°C]	
lt. Anzeige	gemessen	20 Hz	50 Hz
0,75	0,60	0,2	-
1,0	0,97	0,1	-
1,5	1,30	0,2	-
2,0	1,70	0,2	-
2,5	2,10	0,1	-
0,75	0,62	-	0,1
1,0	1,05	-	0,1
1,5	1,30	-	0,1
2,0	1,95	-	0,2
2,5	2,42	-	0,2

### 3.1.4 Fotona, Er:YAG

Der Dualis SP von Fotona ist ein Kombinationslaser, der aus zwei Einheiten besteht. Der hier behandelte Er:YAG Laser und der im nächsten Abschnitt angeführte Nd:YAG Laser.

Im Prinzip ist der Fotona Er:YAG Laser mit dem Er,Cr:YSSG von Biolase vergleichbar. Die Wellenlänge der emittierten Strahlung beträgt 2940 nm. Auch hier besteht die Möglichkeit mit einem Luft- und Wasserstrahl zu kühlen. Unabhängig von der Frequenz kann auch noch die Pulsdauer eingestellt werden. Wird die gleiche Energie über einen längeren Zeitraum verteilt auf das Implantat übertragen, so werden nicht so hohe Spitzenleistungen erreicht. Daher wurden für die Messungen die Einstellungen mit langer bzw sehr langer Pulsdauer verwendet. Bei den langen Pulsen beträgt die Dauer der einzelnen Pulse 320  $\mu s$  und bei den sehr langen Pulsen 630  $\mu s$ . Durch diese Maßnahme kann ein hoher Temperaturanstieg vermieden werden. Wie auch beim Biolase MD konnten hier verschiedene Tips in das Handstück eingesetzt werden. Allerdings ist schwer zu beurteilen ob dieser Effekt bei dieser Versuchsreihe einen Einfluß auf das Ergebniss hatte, denn bei allen Experimenten wurde die Kühlung genutzt. Selbst bei geringer Kühlung (jeweils Stufe 3 Luft- und Wasserkühlung auf einer Skala von 1 - 10) wurden ebenso wie beim Er,Cr:YSSG von Biolase kaum Temperaturanstiege beobachtet. Da diese Messungen sehr zeitaufwendig sind und bereits bei der Versuchsanordnung 1 kaum merkbare Änderungen der Temperaturkurve gemessen werden konnten, wurde bei der Versuchsanordnung 2 auf einige Messungen verzichtet [11].

Auch hier wurde ein Rückgang der Temperatur zwischen 6 - 10 °C beobachtet. Wobei zu erwähnen ist, daß bei der 2. Versuchsanordnung ein stärkerer Temperaturrückgang gemessen wurde.

Ergebnisse Versuchsanordnung 1

**Tabelle 3.13:** *Fotona, Er:YAG, coronaler Messpunkt*

Leistung [W]		Maximaler Temperaturanstieg [°C]		
lt.	Anzeige gemessen	10 Hz, long pulse	10 Hz, very long pulse	
	1,2	1,34	0,3	-
	1,5	1,68	0,2	-
	2,0	2,26	0,1	-
	2,5	2,88	0,2	-
	1,2	1,39	-	0,2
	1,5	1,74	-	0,2
	2,0	2,42	-	0,2
	2,5	3,05	-	0,2

**Tabelle 3.14:** *Fotona, Er:YAG, apicaler Messpunkt*

Leistung [W]		Maximaler Temperaturanstieg [°C]		
lt.	Anzeige gemessen	10 Hz, long pulse	10 Hz, very long pulse	
	1,2	1,34	0,4	-
	1,5	1,68	0,1	-
	2,0	2,26	0,0	-
	2,5	2,28	0,1	-
	1,2	1,39	-	0,2
	1,5	1,74	-	0,1
	2,0	2,42	-	0,2
	2,5	3,05	-	0,2



Ergebnisse Versuchsanordnung 2

**Tabelle 3.15:** *Fotona, Er:YAG, coronaler Messpunkt*

Leistung [W]		Maximaler Temperaturanstieg [°C]	
lt. Anzeige	gemessen	10 Hz, long pulse	10 Hz, very long pulse
1,2	1,34	0,1	-
1,5	1,68	-	-
2,0	2,26	-	-
2,5	2,28	0,3	-
1,2	1,39	-	-
1,5	1,74	-	-
2,0	2,42	-	-
2,5	3,05	-	0,2

**Tabelle 3.16:** *Fotona, Er:YAG, apicaler Messpunkt*

Leistung [W]		Maximaler Temperaturanstieg [°C]	
lt. Anzeige	gemessen	10 Hz, long pulse	10 Hz, very long pulse
1,2	1,34	0,1	-
1,5	1,68	-	-
2,0	2,26	-	-
2,5	2,28	0,2	-
1,2	1,39	-	-
1,5	1,74	-	-
2,0	2,42	-	-
2,5	3,05	-	0,3

### 3.1.5 Fotona, Nd:YAG

Der zweite Laser der Dualis SP Einheit ist ein Nd:YAG Laser mit einer Wellenlänge von 1064 nm. Für die Messungen wurde eine 300  $\mu\text{m}$  Faser verwendet. Auffallend im Laufe der Messungen war, daß die Titanoxid-Oberfläche des Implantates sichtbar beschädigt wurde. Vor allem war dieser Effekt bei der Versuchsanordnung 2 gut zu beobachten. Es ist zwar anzunehmen, daß dies nur einen geringen Effekt auf die Temperaturmessungen hatte, aber es kann durchaus zu einer Veränderung des Absorptionsverhaltens der Oberfläche kommen. Aber letztlich sollte in der Praxis eine mögliche Beschädigung des Implantats vermieden werden [11].

#### Ergebnisse Versuchsanordnung 1

**Tabelle 3.17:** *Fotona, Nd:YAG, coronaler Messpunkt*

Leistung [W]		Maximaler Temperaturanstieg [°C]	
lt. Anzeige	gemessen	10 Hz	20 Hz
1,0	0,65	3,7	-
1,5	0,85	6,5	-
0,75	0,55	-	2,3
1,0	0,70	-	3,9
1,5	0,90	-	6,4
2,0	1,15	-	8,3
2,5	1,30	-	11,1

**Tabelle 3.18:** *Fotona, Nd:YAG, apicaler Messpunkt*

Leistung [W]		Maximaler Temperaturanstieg [°C]	
lt. Anzeige	gemessen	10 Hz	20 Hz
1,0	0,65	3,2	-
1,5	0,85	5,6	-
0,75	0,55	-	2,0
1,0	0,70	-	3,3
1,5	0,90	-	5,5
2,0	1,15	-	7,2
2,5	1,30	-	9,5

Ergebnisse Versuchsanordnung 2

**Tabelle 3.19:** *Fotona, Nd:YAG, coronaler Messpunkt*

Leistung [W]		Maximaler Temperaturanstieg [°C]	
lt. Anzeige	gemessen	10 Hz	20 Hz
1,0	0,65	8,7	-
1,5	0,85	13,3	-
0,75	0,55	-	5,3
1,0	0,70	-	8,3
1,5	0,90	-	17,9
2,0	1,15	-	21,5

**Tabelle 3.20:** *Fotona, Nd:YAG, apicaler Messpunkt*

Leistung [W]		Maximaler Temperaturanstieg [°C]	
lt. Anzeige	gemessen	10 Hz	20 Hz
1,0	0,65	5,1	-
1,5	0,85	8,3	-
0,75	0,55	-	3,3
1,0	0,70	-	5,4
1,5	0,90	-	10,2
2,0	1,15	-	13,4

### 3.1.6 DEKA, KTP (Frequenzverdoppelter Nd:YAG-Laser)

In der Medizin wird ein frequenzverdoppelter Nd:YAG als KTP-Laser bezeichnet. Dieser Laser emittiert Licht mit einer Wellenlänge von 532 nm und liegt somit im sichtbaren, grünen Bereich. Alle Messungen wurden mit einer 300  $\mu\text{m}$  Faser durchgeführt. Bei diesem Gerät war es möglich die Pulse detailliert einzustellen. Es gab die Möglichkeit die Dauer der einzelnen Pulse und auch die Pausen<sup>7</sup> zwischen den Pulsen zu wählen. In der nachfolgenden Tabelle gilt für die erstgenannte Zeit immer die Pulsdauer (T-on) [12].

#### Ergebnisse Versuchsanordnung 1

**Tabelle 3.21:** *Deka, KTP, coronaler Messpunkt*

Leistung [W]		Maximaler Temperaturanstieg [°C]		
lt. Anzeige	gemessen	20ms - 80ms	50ms - 50ms	50ms - 80ms
1,0	0,23	0,7	-	-
1,5	0,33	0,8	-	-
2,0	0,46	1,1	-	-
2,5	0,55	1,2	-	-
1,0	0,53	-	0,9	-
1,5	0,80	-	1,6	-
2,0	1,10	-	2,2	-
2,5	1,30	-	2,9	-
1,0	0,67	-	-	1,5
1,5	1,01	-	-	2,6
2,0	1,39	-	-	5,6
2,5	1,67	-	-	7,0

<sup>7</sup>T-on bedeutet hier die Pulsdauer und T-off die Zeit zwischen den Pulsen

### 3 Experimentelle Durchführung

**Tabelle 3.22:** *Deka, KTP, apicaler Messpunkt*

Leistung [W]		Maximaler Temperaturanstieg [°C]		
lt.	Anzeige gemessen	20ms - 80ms	50ms - 50ms	50ms - 80ms
1,0	0,23	0,5	-	-
1,5	0,33	0,4	-	-
2,0	0,46	0,7	-	-
2,5	0,55	0,5	-	-
1,0	0,53	-	0,6	-
1,5	0,80	-	0,9	-
2,0	1,10	-	1,1	-
2,5	1,30	-	1,7	-
1,0	0,67	-	-	1,2
1,5	1,01	-	-	2,0
2,0	1,39	-	-	4,1
2,5	1,67	-	-	5,0

### Ergebnisse Versuchsanordnung 2

**Tabelle 3.23:** *Deka, KTP, coronaler Messpunkt*

Leistung [W]		Maximaler Temperaturanstieg [°C]		
lt.	Anzeige gemessen	20ms - 80ms	50ms - 50ms	50ms - 80ms
1,0	0,23	2,1	-	-
1,5	0,33	2,9	-	-
2,0	0,46	4,2	-	-
2,5	0,55	4,9	-	-
1,0	0,53	-	3,9	-
1,5	0,80	-	8,7	-
2,0	1,10	-	9,8	-
2,5	1,30	-	12,3	-
1,0	0,67	-	-	3,8
1,5	1,01	-	-	5,4
2,0	1,39	-	-	10,5
2,5	1,67	-	-	14,8

### 3 Experimentelle Durchführung

**Tabelle 3.24:** *Deka, KTP, apicaler Messpunkt*

Leistung [W]		Maximaler Temperaturanstieg [°C]		
lt. Anzeige	gemessen	20ms - 80ms	50ms - 50ms	50ms - 80ms
1,0	0,23	1,6	-	-
1,5	0,33	2,0	-	-
2,0	0,46	2,7	-	-
2,5	0,55	3,2	-	-
1,0	0,53	-	2,6	-
1,5	0,80	-	5,9	-
2,0	1,10	-	6,8	-
2,5	1,30	-	8,8	-
1,0	0,67	-	-	3,4
1,5	1,01	-	-	5,0
2,0	1,39	-	-	8,7
2,5	1,67	-	-	10,7

### 3.1.7 DEKA, Diodenlaser

Bei diesem Laser handelt es sich um einen Diodenlaser mit einer Strahlungsfrequenz von 980 nm. Der Energietransport erfolgt über eine Lichtleiterfaser. Alle Messungen wurden mit einer 300  $\mu\text{m}$  Faser durchgeführt. Ebenso wie beim Deka KTP-Laser ist es möglich die Pulse detailliert einzustellen. Verwendet wurde zum einen der CW Betrieb und zum anderen eine Pulsfrequenz von 50 Hz mit einer jeweiligen Pulsdauer von 10 ms [13].

#### Ergebnisse Versuchsanordnung 1

**Tabelle 3.25:** DEKA, Diodenlaser, coronaler Messpunkt

Leistung [W]		Maximaler Temperaturanstieg [°C]	
lt. Anzeige	gemessen	50 Hz, 10ms Puls	CW
1,0	0,36	1,8	-
1,5	0,57	2,3	-
2,0	0,76	3,8	-
2,5	0,95	4,2	-
1,0	0,67	-	3,4
1,5	1,10	-	4,8
2,0	1,50	-	7,6
2,5	1,90	-	9,0

**Tabelle 3.26:** DEKA, Diodenlaser, apicaler Messpunkt

Leistung [W]		Maximaler Temperaturanstieg [°C]	
lt. Anzeige	gemessen	50 Hz, 10ms Puls	CW
1,0	0,36	1,8	-
1,5	0,57	2,2	-
2,0	0,76	3,3	-
2,5	0,95	4,1	-
1,0	0,67	-	3,3
1,5	1,10	-	4,4
2,0	1,50	-	6,2
2,5	1,90	-	7,5

Ergebnisse Versuchsanordnung 2

**Tabelle 3.27:** DEKA, Diodenlaser, coronaler Messpunkt

Leistung [W]		Maximaler Temperaturanstieg [°C]	
lt. Anzeige	gemessen	50 Hz, 10ms Puls	CW
1,0	0,36	3,3	-
1,5	0,57	5,4	-
2,0	0,76	7,5	-
2,5	0,95	8,8	-
1,0	0,67	-	6,6
1,5	1,10	-	9,7
2,0	1,50	-	17

**Tabelle 3.28:** DEKA, Diodenlaser, apicaler Messpunkt

Leistung [W]		Maximaler Temperaturanstieg [°C]	
lt. Anzeige	gemessen	50 Hz, 10ms Puls	CW
1,0	0,36	2,6	-
1,5	0,57	4,3	-
2,0	0,76	6,2	-
2,5	0,95	5,1	-
1,0	0,67	-	4,6
1,5	1,10	-	6,6
2,0	1,50	-	11,6



### 3.1.8 DEKA, CO<sub>2</sub> Laser

Mit einer Wellenlänge von 10600 nm fällt der CO<sub>2</sub> Laser bereits in den mittleren Infrarotbereich. Die Energieübertragung erfolgt bei diesem Laser über einen Titan Spiegelgelenksarm. Es ist möglich das Handstück mit verschiedenen Tips auszurüsten. Bei allen Messungen wurde mit 50 Hz Pulsfrequenz gearbeitet. Die Experimente wurden mit zwei verschiedenen Spitzen durchgeführt: Einer Stahlspitze die konisch geformt ist und einer zylinderförmigen Keramikspitze. Auffallend dabei war die sehr unterschiedliche gemessene Energie in Abhängigkeit der beiden Tips [14].

Ebenso wie beim CO<sub>2</sub> Laser von Luxar gab es hier das Problem, dass der Kunststoff block bei der 2. Versuchsanordnung teilweise zerstört wurde. Allerdings wurde sehr genau darauf geachtet, dass keines der Thermoelemente während der Messungen freigelegt wurde. Bis zum Ende der Messreihe war der POM-Block bereits stark beschädigt, doch keines der Thermoelemente wurde freigelegt. Es wurden zuerst die Messungen mit dem Keramiktipp durchgeführt. Das erklärt womöglich auch die höheren Temperaturen bei der anschließenden Messung mit dem Stahltip, da der Kunststoffblock vermutlich bereits dadurch beschädigt wurde. Die ersten deutlich sichtbaren Schäden traten bei 1,6 W mit dem Stahltip auf. Nach Beendigung dieser Messreihe wurde der Kunststoffblock und auch die Implantate ausgetauscht um sicher zu gehen, dass spätere Messungen durch die offensichtliche Beschädigung nicht beeinflusst wurden.

**Ergebnisse Versuchsanordnung 1**

**Tabelle 3.29:** *Deka, CO2 Laser, coronaler Messpunkt*

Leistung [W]		Maximaler Temperaturanstieg [°C]	
lt. Anzeige	gemessen	Stahl-Tip	Keramik-Tip
1,1	0,08	1,9	-
1,5	0,10	2,6	-
2,0	0,16	3,8	-
2,7	0,18	5,9	-
3,0	0,20	7,9	-
1,2	0,60	-	4,4
1,7	0,80	-	7,4
2,0	0,97	-	6,8
2,7	1,43	-	12,9
3,1	1,60	-	15,6

**Tabelle 3.30:** *Deka, CO2 Laser, apicaler Messpunkt*

Leistung [W]		Maximaler Temperaturanstieg [°C]	
lt. Anzeige	gemessen	Stahl-Tip	Keramik-Tip
1,1	0,08	1,7	-
1,5	0,10	2,0	-
2,0	0,16	3,1	-
2,7	0,18	4,6	-
3,0	0,20	6,3	-
1,2	0,60	-	3,4
1,7	0,80	-	5,3
2,0	0,97	-	6,3
2,7	1,43	-	9,3
3,1	1,60	-	11,0

Ergebnisse Versuchsanordnung 2

**Tabelle 3.31:** *Deka, CO2 Laser, coronaler Messpunkt*

Leistung [W]		Maximaler Temperaturanstieg [°C]	
lt. Anzeige	gemessen	Stahl-Tip	Keramik-Tip
1,3	0,08	8,3	-
1,6	0,10	12,3	-
1,9	0,16	13,1	-
1,1	0,60	-	4,9
1,9	0,80	-	9,1
2,2	0,97	-	12,5

**Tabelle 3.32:** *Deka, CO2 Laser, apicaler Messpunkt*

Leistung [W]		Maximaler Temperaturanstieg [°C]	
lt. Anzeige	gemessen	Stahl-Tip	Keramik-Tip
1,3	0,08	3,0	-
1,6	0,10	5,1	-
1,9	0,16	5,8	-
1,1	0,60	-	1,8
1,9	0,80	-	4,0
2,2	0,97	-	5,3

### 3.1.9 DEKA, Nd:YAG

Mit einer Wellenlänge von 1064 nm liegt das emittierte Licht dieses Lasers im nahen Infrarotbereich. Bei allen Experimenten wurde eine 300  $\mu\text{m}$  Faser verwendet. Die Messungen wurden mit 10 Hz und 20 Hz durchgeführt. Ebenso wie beim Fotona Nd:YAG Laser wurde auch die Oberfläche des Implantates im Laufe der Messungen verändert [15].

#### Ergebnisse Versuchsanordnung 1

**Tabelle 3.33:** *Deka, Nd:YAG, coronaler Messpunkt*

Leistung [W]		Maximaler Temperaturanstieg [°C]	
lt. Anzeige	gemessen	10 Hz	20 Hz
1,0	0,70	4,2	-
1,5	1,07	7,4	-
0,8	0,54	-	2,6
1,0	0,70	-	3,8
1,6	1,13	-	5,3
2,0	1,30	-	9,4
2,4	1,50	-	10,1

**Tabelle 3.34:** *Deka, Nd:YAG, apicaler Messpunkt*

Leistung [W]		Maximaler Temperaturanstieg [°C]	
lt. Anzeige	gemessen	10 Hz	20 Hz
1,0	0,70	3,6	-
1,5	1,07	5,5	-
0,8	0,54	-	3,2
1,0	0,70	-	4,1
1,6	1,13	-	6,4
2,0	1,30	-	8,2
2,4	1,50	-	8,1

Ergebnisse Versuchsanordnung 2

**Tabelle 3.35:** *Deka, Nd:YAG, coronaler Messpunkt*

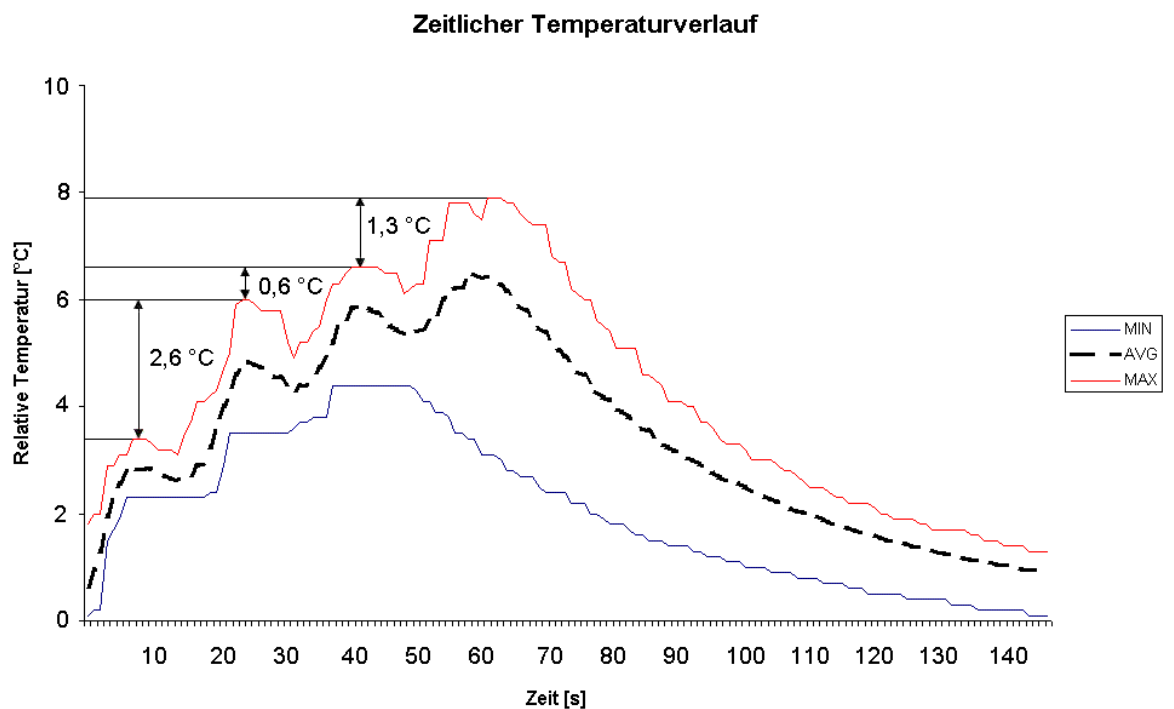
Leistung [W]		Maximaler Temperaturanstieg [°C]	
lt. Anzeige	gemessen	10 Hz	20 Hz
1,0	0,70	7,5	-
1,5	1,07	19,0	-
0,8	0,54	-	10,0
1,0	0,70	-	12,4
1,6	1,13	-	12,4
2,0	1,30	-	19,1
2,4	1,50	-	22,4

**Tabelle 3.36:** *Deka, Nd:YAG, apicaler Messpunkt*

Leistung [W]		Maximaler Temperaturanstieg [°C]	
lt. Anzeige	gemessen	10 Hz	20 Hz
1,0	0,70	3,0	-
1,5	1,07	5,8	-
0,8	0,54	-	8,0
1,0	0,70	-	7,2
1,6	1,13	-	8,5
2,0	1,30	-	11,4
2,4	1,50	-	12,8

## 4 Diskussion der Ergebnisse

Aus den gemessenen Daten können viel mehr Informationen gewonnen werden als der maximale Temperaturanstieg. Der zeitliche Verlauf stellt einen weiteren wichtigen Punkt dar. In Abbildung 4.1 ist die Temperaturentwicklung in Abhängigkeit der Zeit dargestellt. Dabei wurden alle 12 Messungen, die mit der gleichen Einstellung gemacht wurden, zu einer Grafik verarbeitet. Die rote Kurve zeigt die Maximalwerte die dabei erreicht wurden. Deutlich zu erkennen sind die 4 Bestrahlungsperioden und die Pausen dazwischen. Bei einem maximal erreichten Temperaturanstieg von  $7,9\text{ °C}$  benötigt die Probe etwa 80 - 90 Sekunden um wieder auf die Ausgangstemperatur von  $37\text{ °C}$  abzukühlen. Wie bereits im Abschnitt 3.1 beschrieben, wurden Pausen von 5 Sekunden zwischen den einzelnen Bestrahlungen mit dem Laser gemacht.



**Abbildung 4.1:** Versuchsanordnung 1, coronaler Messpunkt, DEKA CO<sub>2</sub> Laser 3,0W (0,2 W real) Stahl-Tip.

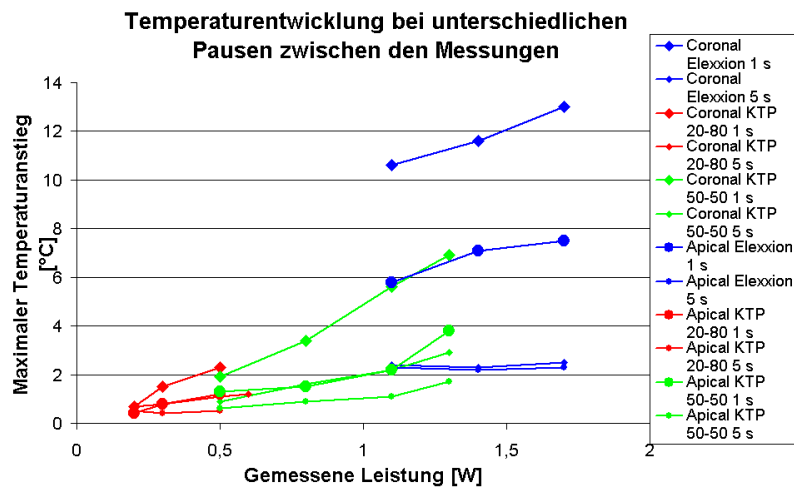
### Kühlmechanismen

Diese Pausen sind ein wichtiger Faktor, der starken Einfluss auf das Temperaturverhalten der Probe nimmt. Es wurden zusätzliche Messungen mit dem Elexxion Diodenlaser durchgeführt, wobei bei einer Messreihe nur jeweils eine Sekunden Pause zwischen den Bestrahlungsperioden gemacht wurde. Wie aus Tabelle 4.1 zu sehen ist, wurde bei der Versuchsreihe mit nur 1 s Pause zwischen den Behandlungen Temperaturen erreicht, die 4 bis 5 mal höher waren als bei der Versuchsreihe mit 5 s Pause. Die angegebenen Werte beziehen sich auf das Setting Periimplantitis und wurden am coronalen Messpunkt aufgenommen. Die eingestellte Leistung bzw. die gemessenen Leistung ist der Tabelle zu entnehmen.

**Tabelle 4.1:** *Elexxion Diodenlaser, Versuchsanordnung 1, Setting Periimplantitis, coronaler Messpunkt*

Leistung [W]		Maximaler Temperaturanstieg [°C]	
lt. Anzeige	gemessen	1 s Pause	5 s Pause
2,69	1,15	10,6	2,7
3,84	1,43	11,6	2,7
4,61	1,70	13,0	2,9

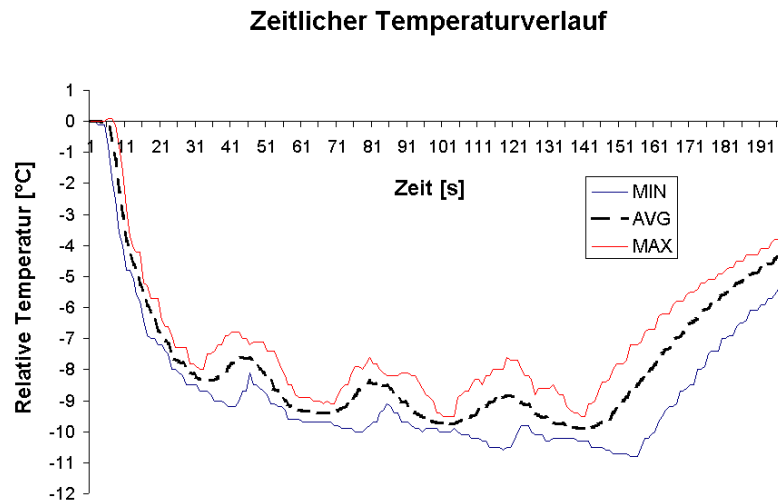
Im Zuge dieser Messreihe wurden auch Werte vom KTP Laser aufgezeichnet. Hier konnten zwar nicht so große Unterschiede festgestellt werden, aber es gab dennoch einen deutlichen Unterschied zu erkennen. Zusammengefasst werden die Messungen in Abbildung 4.2. Die Kurven, die mit den großen Symbolen versehen sind, beziehen sich auf die Messungen mit jeweils 1 s Pause.



**Abbildung 4.2:** *Messreihen mit einer bzw. fünf Sekunden Pause zwischen den Messungen*

## 4 Diskussion der Ergebnisse

Ein weiterer Kühlmechanismus, der allerdings nicht bei allen Lasern zur Verfügung stand, war die Kühlung mittels Wasser- und Luftstrahl. Durch feine Düsen wurde Luft bzw. Wasser auf die durch den Laser bestrahlte Stelle gesprüht, und somit konnte eine sehr gute Kühlung erreicht werden. Wie schon bei den Ergebnissen erwähnt wurde, konnte bei diesen Lasern keine Erwärmung beobachtet werden. Abbildung 4.3 zeigt den maximalen, minimalen und den gemittelten Wert einer Messreihe mit 12 Einzelmessungen. Es handelt sich dabei um die Versuchsanordnung 2 und diese Messreihe wurde mit dem Er:YAG Laser von Fotona mit einer gemessenen Leistung von 2,28 W durchgeführt. Sehr gut zu erkennen sind die vier Bestrahlungsperioden. Wobei hier auffällig ist, dass im Laufe der Bestrahlung die Temperatur abfällt und anschließend in den Pausen ein wenig ansteigt. Man kann somit darauf schließen, dass auch bei einer längeren Bestrahlung und mit einer hohen Leistung kein Temperaturanstieg zu erwarten ist, wenn der Laser eine Wasser- bzw. Luftkühlung besitzt.



**Abbildung 4.3:** *Fotona, Er:YAG*

Somit kann man sagen, dass bei dieser Versuchsreihe zwei Kühlmechanismen zur Verfügung standen:

1. Integrierte Luft- und/oder Wasserkühlung
2. Pausen zwischen den Bestrahlungen

Wie zu sehen war, sind die Pausen bei weitem nicht so effektiv wie eine integrierte Kühlung, aber oft der einzige Weg, da nicht jeder Laser über ein Kühlsystem verfügt. Aber mit der Wahl einer entsprechenden Pause können dennoch zu starke Temperaturanstiege vermieden werden.



### Betriebsart des Lasers

Bei vielen der verwendeten Laser ist es möglich eine Pulsfrequenz oder CW Betrieb einzustellen. Dabei kann folgende Unterteilung getroffen werden:

1. Dauerstrich Betrieb (CW)
2. Gepulster Betrieb
  - a) Hohe Wiederholungsrate (High repetition rate)
  - b) Niedrige Wiederholungsrate (Low repetition rate)

Es ist darauf zu achten, dass mit der entsprechenden Wahl auch die effektive Leistung variiert, auch wenn am Display des Lasers die gleichen Leistungsangaben stehen. Die folgenden beiden Tabellen sollen diesen Unterschied deutlich machen:

**Tabelle 4.2:** *Deka, KTP*

Leistung lt. Anzeige [W]	Gemessene Leistung [W]		
	20ms - 80ms	50ms - 50ms	50ms - 80ms
1,0	0,23	0,53	0,67
1,5	0,33	0,80	1,01
2,0	0,46	1,10	1,39
2,5	0,55	1,30	1,67

**Tabelle 4.3:** *DEKA, Diodenlaser*

Leistung lt. Anzeige [W]	Gemessene Leistung [W]	
	50 Hz, 10ms Puls	CW
1,0	0,36	0,67
1,5	0,57	1,10
2,0	0,76	1,50
2,5	0,95	1,90

Beim KTP Laser war es möglich die Pulse sehr detailliert einzustellen (Tabelle 4.2). Die beiden Angaben bei den Pulsen stellen die Pulsdauer (T-on) und die Pausen zwischen den Pulsen (T-off) dar. Wie zu sehen ist erhöht sich mit Verlängerung der Pulse (T-on) die abgegebene Leistung sehr stark. Klarerweise wurden bei diesen Messungen auch höhere Temperaturen aufgezeichnet.

Ein Vergleich von gepulstem und CW-Betrieb zeigt, dass im CW-Betrieb etwa eine doppelt so hohe Leistungsabgabe erfolgt, wie im Pulsbetrieb. Natürlich wurden auch hier höhere Temperaturanstiege bei der Dauerstricheinstellung beobachtet.

Beim Er,Cr:YSSG von Biolase war nur eine Einstellung der Frequenz möglich.

Ein Vergleich zwischen 20 Hz und 50 Hz zeigt hier keine besonders großen Abweichungen bei der gemessenen Leistung. Man kann daher sagen, dass die tatsächlich emittierte Leistung stark vom verwendeten Lasersystem abhängt. Daher sollte die Leistung der verwendeten Laser in regelmäßigen Abständen gemessen und in Tabellenform festgehalten werden.

Wenn dem Arzt beim Arbeiten mit dem Laser nur die Anzeigen am Display zur Verfügung steht, sollte empfohlen werden, möglichst kurze Pulse zu verwenden und den CW-Betrieb zu meiden.

### **Energiezuleitung**

Hier sollen die Vor- und Nachteile der verschiedenen Arten des Energietransportes diskutiert werden. Im Grunde gibt es zwei Arten die bei den Lasern für medizinische Anwendungen zum Einsatz kommen:

1. Lichtleiter (Faser) und
2. Spiegelgelenksarm

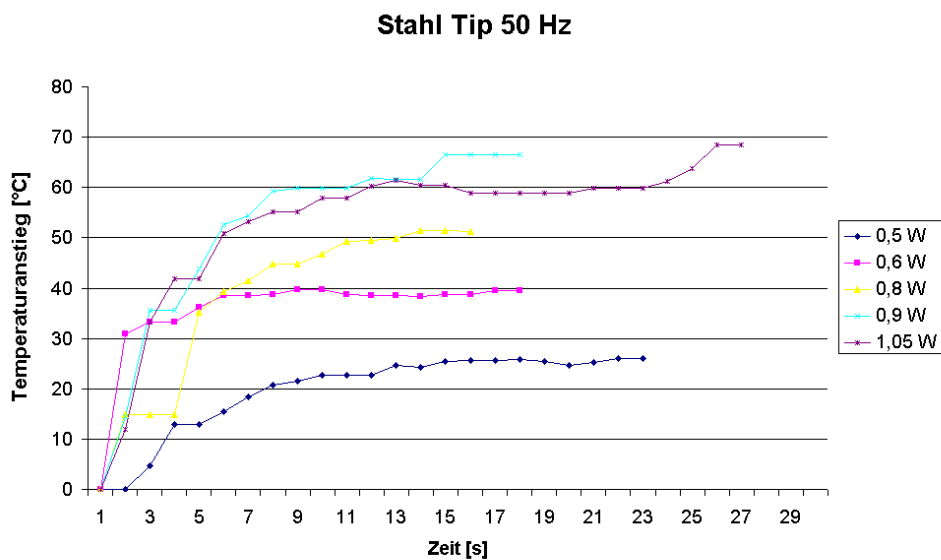
Der Vorteil bei der Verwendung eines Lichtleiters liegt klar auf der Hand. Das Handstück ist sehr flexibel und es können auch schwer zugängliche Stellen erreicht werden. Es ist möglich Fasern mit verschiedenen Durchmesser zu verwenden und somit kann ein Großteil der Problemstellungen abgedeckt werden. Der Faserdurchmesser ist auch entscheidend für die effektive Energie, die letztendlich zur Spitze des Handstücks gelangt.

Ein Lichtleiter funktioniert nach dem Prinzip der Totalreflexion. Es existiert ein maximaler Biegeradius der nicht überschritten werden darf, denn ansonsten kommt es zu einer Auskopplung der Laserstrahlung und somit zu großen Energieverlusten. Die Lichtleiter bestehen aus einem relativ spröden Material und es kann auch vorkommen, dass sie bei starker mechanischer Beanspruchung brechen. Je nach Bauart des Lasers muss dann die gesamte Faser oder ein Teilstück davon ausgetauscht werden. Ein weiteres Problem war, dass bei höherer Leistung die Spitze der Faser geschmolzen ist. Vor allem bei den Diodenlasern war dies der Fall. Allerdings ließ sich dieses Problem leicht beheben, da die geschmolzene Spitze mit einem geeigneten Werkzeug leicht abgetrennt werden konnte.

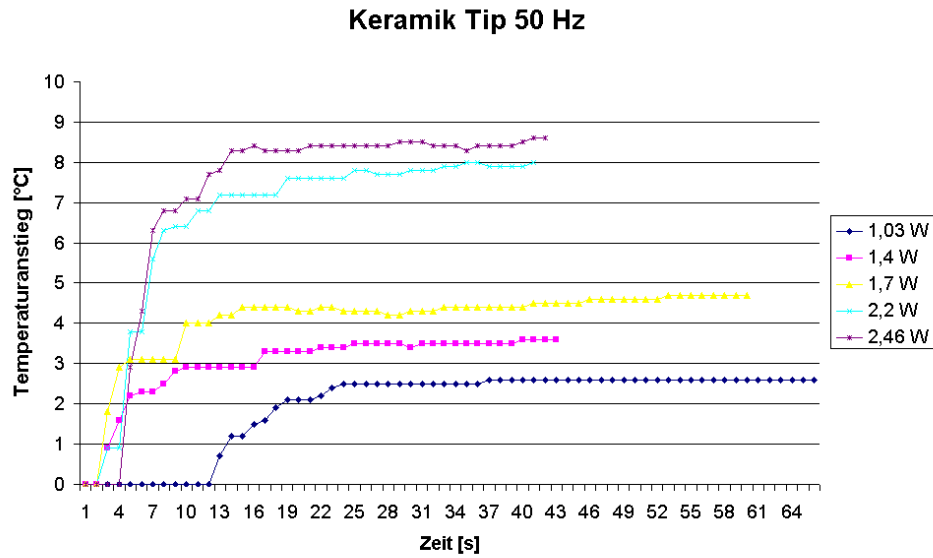
Nicht bei jedem Laser ist die Verwendung von Lichtleitern möglich. Bei langwelliger Laserstrahlung wären die Verluste mit dieser Methode zu groß und daher ist man auf die Verwendung von Spiegelgelenksarmen angewiesen. Um einen möglichst flexiblen Einsatz zu ermöglichen muss das Handstück mit einer Vielzahl von Gelenken versehen werden. Dennoch erreicht die Flexibilität eines Spiegelgelenksarmes bei weitem nicht den Komfort einer Lichtleiterfaser. Am Handstück selbst gibt es die Möglichkeit eine geeignete Spitze einzusetzen, die die gewünschten Anforderungen am besten erfüllt.

#### 4 Diskussion der Ergebnisse

Auch die Wahl der Spitze hat einen großen Einfluss auf das Ergebnis wie aus folgenden Vergleich Stahlspitze - Keramikspitze zu sehen ist. Da bei der Messung der Energie sehr große Unterschiede in Abhängigkeit des verwendeten Tips vorhanden waren, wurde eine zusätzliche Versuchsreihe mit diesem Laser gemacht. Mit einem bereits Eingangs beschriebenen Thermoelement wurde die Temperatur während des Betriebes vom Laser gemessen. Aus den folgenden Abbildungen ist zu erkennen, dass die Stahlspitze einen sehr raschen und auch starken Zuwachs an Temperatur verzeichnen. Das lässt darauf schließen, dass ein Großteil der Energie vom Tip absorbiert wird. Bei der Verwendung von einem Stahlspitze werden bereits bei geringerer Leistung Temperaturanstiege von 50 °C verzeichnet. Die folgenden beiden Grafiken veranschaulichen diesen Temperaturanstieg.



**Abbildung 4.4:** Temperatur der Stahlspitze bei unterschiedlicher Leistung, im gepulsten 50 Hz Betrieb.



**Abbildung 4.5:** Temperatur der Keramikspitze bei unterschiedlicher Leistung, im gepulsten 50 Hz Betrieb.

Ähnlich war auch der Sachverhalt bei den Messungen im CW Betrieb. Der maximale Temperaturanstieg bei Verwendung einer Stahlspitze erreichte 80 °C. Mit einem Keramiktipp hingegen wurde kein Temperaturanstieg über 10 °C verzeichnet.

### Mögliche Fehlerquellen

Die Messungen sollten unter möglichst konstanten, reproduzierbaren Bedingungen abgehalten werden. Allerdings gab es eine Menge von Einflussgrößen, die nicht immer gleich waren. Im Laufe der Messungen wurden bestimmte Rahmenbedingungen geringfügig verändert.

Die teilweise Zerstörung des Kunststoffblocks stellte die größte Fehlerquelle bei diesem Experiment dar. Ohne weitere Untersuchungen ist es schwer zu sagen, wie groß der Einfluss durch das Schmelzen des Kunststoffblocks war, aber die Messungen mit dem beschädigten Block (siehe Abschnitt 3.1.2) lassen zumindest beim coronalen Thermoelement auf eine große Abweichung schließen. Es wurden sicher auch die Messergebnisse des CO<sub>2</sub>-Lasers verfälscht, da sich im Laufe der Messungen durch die Beschädigung die Bedingungen verändert haben.

Um die Konstanz des Wasserbades zu überprüfen, wurden einige Langzeitmessungen durchgeführt. Dazu wurden die Thermoelemente am Implantat der Versuchsanordnung 1 angebracht. Der Kunststoffblock befand sie genau wie bei den Messungen im Wasserbad, welches bereits auf 37 °C eingestellt war. Die Klappe des Wasserbades war bei den Messungen geschlossen. Anschließend wurde über einen Zeitraum von mindestens 20 Minuten die Temperaturentwicklung gemessen. Es waren deutlich Schwankungen der Heiz- und Abkühlphase zu erkennen. Im Laufe der Heizphase stieg die Temperatur innerhalb von 2 - 3 Minuten um maximal 0,6 °C an. Die Abkühlphase dauerte etwa 4 - 5 Minuten wobei dann wieder die Ausgangstemperatur erreicht wurde. Dieser periodische Vorgang fand selbstverständlich auch während der Messungen mit dem Laser statt. Vor allem bei sehr geringen Temperaturanstiegen kann dieser Faktor einen nicht vernachlässigbaren Einfluss haben.

Die letzte Fehlerquelle die hier erwähnt werden soll ist die Handbewegung bei der Durchführung der Messungen. Um möglichst praxisnahe Bedingungen zu schaffen wurden alle Messungen manuell durchgeführt. Daher ist es unmöglich die Bewegungen mit dem Laser exakt zu reproduzieren. Bei jeder Einzelmessung kam es somit zu geringfügigen Abweichungen durch den Winkel der Spitze bzw. Faser zum Implantat und der Bestrahlungsdauer. Doch Abweichungen, die durch die Handbewegung entstehen sind nicht tatsächlich als Fehlerquelle anzusehen, da diese bei jeder Behandlung auftreten. Somit wurden durch diese Art der Messungen praxisnahe Bedingungen geschaffen.

## 4.1 Zusammenfassung und Schlußfolgerungen

Fasst man alle obigen Messungen zusammen so kann man sagen, dass die Bestrahlungsdauer sehr großen Einfluss auf die Temperaturentwicklung nimmt. Beim der Versuchsanordnung 2, wo das Implantat freiliegend war, und daher von allen vier Seiten mit dem Laser behandelt werden konnte wurde der Grenzwert öfters überschritten. Zurückzuführen ist das darauf, dass hier viermal so lange bestrahlt wurde wie bei der ersten Versuchsanordnung.

Sehr geeignet scheinen Laser mit integriertem Kühlmechanismus. Hier war bei keinem der Experimente nur annähernd ein Erreichen des Grenzwertes von 10 °C zu beobachten.

Auffallend war, dass bei der gleichen Energieeinstellung am Laser im CW-Betrieb und auch bei Pulsen mit höherer Frequenz die Temperaturen angestiegen sind. Allerdings war bei diesen Einstellungen auch die effektive Leistung höher und somit ist es ratsam Messungen mit gleicher gemessener Energie zu vergleichen. Wird nun die effektive Leistung betrachtet und die Messungen verglichen zeigt sich, dass es hier nur geringfügige Unterschiede gibt.

Nicht zu empfehlen ist die Verwendung von Stahlstifts, da diese die Energie zu stark absorbieren. Die gemessenen Temperaturen waren zwar nicht so hoch, aber das ist auf die niedrige Energieausbeute zurückzuführen.

Ziel war es, Laser und Einstellungen zu finden, mit denen bedenkenlos Behandlungen an Patienten durchgeführt werden können. Bei einem Anstieg um 4 - 5 °C können Schädigungen durch Temperatureinwirkung ausgeschlossen werden. Es folgt nun eine Auflistung der Laser bei denen es einen maximalen Temperaturanstieg von 5 °C gegeben hat.

- Elexxion Diodenlaser (nur Versuchsanordnung 1)
- Biolase MD
- Fotona Er:YAG
- DEKA KTP wobei es leichte Überschreitungen bei 50ms on - 80ms off gab (bei Versuchsanordnung 2 nur die Einstellung 20ms on - 80ms off)
- DEKA Diodenlaser 50 Hz

#### 4 Diskussion der Ergebnisse

Bei folgenden Lasern hat es eine Überschreitung der kritischen 10 °C Grenze gegeben.

- Luxar CO<sub>2</sub>
- Elexxion Diodenlaser bei Versuchsanordnung 2, wobei es hier das Problem mit dem geschmolzenen Kunststoffblocks gab
- Fotona Nd:YAG (bei Versuchsanordnung 1 nur bei hohen Energieeinstellungen)
- KTP 50ms on - 50 ms off, 50ms on - 80ms off (nur bei Versuchsanordnung 2)
- DEKA Diode CW-Betrieb (nur bei Versuchsanordnung 2)
- DEKA CO<sub>2</sub> mit Keramik-Tip und bei höheren Energieeinstellungen, bei Versuchsanordnung 2 auch mit Stahl-Tip
- DEKA Nd:YAG

## 5 Ausblick auf zukünftige Entwicklungen

Die gesamten Messungen dienen dazu festzustellen, welche Laser geeignet sind um weitere Versuche in Verbindung mit Zahnimplantaten durchzuführen. Es gibt bereits eine große Anzahl an Arbeiten aus der lasergestützten Parodontaltherapie und der Endodontie die die Wirksamkeit gegen Bakterien beweisen [16], [17], [18]. Ebenfalls nachgewiesen sind die sehr guten biostimulierenden Eigenschaften des Lasers. Durch das monocromatische Laserlicht werden Reaktionen in den Zellen hervorgerufen, die den Heilungsprozess beschleunigen.

Das Ziel bei der Behandlung von Periimplantitis ist es eine völlige, defektfreie Wiederherstellung (*restitutio ad integrum*) des Zahnfleisches und vor allem des Knochens zu erreichen. Bis zum jetzigen Zeitpunkt ist es allerdings nur möglich eine pseudo Wiederherstellung zu erzielen. Dabei werden die Bereiche des fehlenden Knochens mit Zahnfleisch aufgefüllt und die Taschen dadurch verkleinert. Es gibt Versuche die auf eine Kombination von Laser und bone morphogenetic protein (BMP) beruhen. Durch diese BMPs soll das Wachstum des Knochens angeregt werden. Diese Versuche sind aber im Moment noch im Anfangsstadium und außerdem sehr teuer.

Ein weiterer Punkt, den es noch zu klären gilt ist, ob die Implantatoberfläche einen Einfluss auf die Regeneration des umliegenden Gewebes besitzt.

Allerdings verfügt man nach den Erkenntnissen dieser Temperaturmessungen über eine breite Palette an Lasern, die für die Behandlung von Periimplantitis bedenkenlos eingesetzt werden können. Somit ist es möglich weitere selektive Versuche mit diesen Lasern durchzuführen.



# Literaturverzeichnis

- [1] Moritz A., Goharkhay K., Schoop U., Strassl M., Verheyen P., Walsh L.J., Wernisch J., Wintner E. *Orale Lasertherapie*. Quintessenz Verlag Berlin, ISBN (3-87652-593-4), 2005
- [2] Wintner E. *Application of ultra-short laser pulses*. TU-Wien, Institut für Photonik, LVA.Nr.: 387.039, Wintersemester 2006/2007
- [3] Eichler J., Eichler H.J. *Laser*. Springer-Verlag, ISBN(3-540-52187-9), ISBN(0-387-52187-9), 1990
- [4] Koechner W., Bass M. *Solid - State Lasers. A graduate text*. Springer-Verlag, ISBN (0-387-95590-9), 2003
- [5] Wikipedia, die freie Enzyklopädie
- [6] Wintner E. *Laser applications in medicine*. TU-Wien, Institut für Photonik, LVA.Nr.: 383.608, Sommersemester 2006
- [7] Yousif A., Zwinger S., Beer F., Verhagen L., Wittschier M., Strassl M., Wintner E. *Investigation on Laser Dental Implants Decontamination*. Journal of laser micro/nanoengineering (JLMN), noch nicht veröffentlicht, 2007
- [8] Kreisler M., Al Haj H., Götz H., Duschner H., d´Hoedt B. *Effect of Simulated CO<sub>2</sub> and GaAlAs Laser Surface Decontamination on Temperature Changes in Ti-Plasma Sprayed Dental Implants*. Laser in Surgery and Medicine, 30 (3): 233-239, 2002
- [9] [http://www.elexxion.com/de/elexxion\\_claros](http://www.elexxion.com/de/elexxion_claros)
- [10] <http://www.biolase.com/waterlasemd/index.php>
- [11] [http://fotona.de/site/index.php?option=com\\_content&task=view&id=22&Itemid=38](http://fotona.de/site/index.php?option=com_content&task=view&id=22&Itemid=38)
- [12] <http://dev.port2.customer.j32.de/dekadls/menu/produkte/smartlite/index>
- [13] <http://dev.port2.customer.j32.de/dekadls/menu/produkte/diodenlaser/index>
- [14] <http://dev.port2.customer.j32.de/dekadls/menu/produkte/co2laser/index>
- [15] <http://dev.port2.customer.j32.de/dekadls/menu/produkte/ndYAGlaser/index>
- [16] Moritz A., Schoop U., Goharkhay K., Jakolitsch S., Kluger W., Wernisch J., Sperr W. *The bactericidal Effect of Nd:YAG, Ho:YAG, and Er:YAG laser irradiation in the root canal: an in vitro comparison*. Journal of clinical laser medicine & surgery, 14 (4): 161-164, 1999

## Literaturverzeichnis

- [17] Schoop U., Kluger W., Moritz A., Nedjelic N., Georgopoulos A., Sperr W. *Bactericidal Effect of Different Laser Systems in the Deep Layers of Dentin*. *Laser in Surgery and Medicine*, 35(2):111-116, 2004
- [18] 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 clinical laser medicine & surgery*, 15 (1): 33-37, 1997