

**Untersuchung der Wirkung von medizinischen  
CO<sub>2</sub>-Lasern mit unterschiedlichen Betriebsarten an  
geeigneten Gewebe-Modellen**

**Bachelor Thesis**

Zur Erlangung des akademischen Grades

**Bachelor of Science**

**Hochschule Furtwangen University  
Fakultät Maschinenbau und Verfahrenstechnik  
Studiengang Medical Engineering**

Von

**Daniel Troxler**

Geboren am 20. Februar 1985 in Emmendingen

Umkirch, den 31. August 2011

Betreuer:

Prof. Dr. Ulrike Busolt

Dr. Manfred Glotz

**Thema der Bachelorarbeit:**

Untersuchung der Wirkung von medizinischen CO<sub>2</sub>-Lasern mit unterschiedlichen Betriebsarten an geeigneten Gewebe-Modellen

**Verfasser:** Daniel Troxler

1. **Betreuer:** Prof. Dr. Ulrike Busolt
2. **Betreuer:** Dr. Manfred Glotz

**Semester:** 7 Semester

**Kurzfassung:**

Ziel dieser Arbeit ist die experimentelle Ermittlung der Gewebewirkung eines medizinischen CO<sub>2</sub>-Lasers zur Optimierung seiner Anwendungen. Zunächst werden die relevanten Größen dargestellt, um die folgenden Versuche und Inhalte im Zusammenhang erläutern zu können. Ein Überblick von Wettbewerbsprodukten zu den Geräten MCO25plus und MCO50plus der KLS Martin Group ordnet die Systeme in den Zusammenhang medizinischer CO<sub>2</sub>-Laser ein. Die für die unterschiedlichen Applikationen verfügbaren Handstücke werden dargestellt und die physikalische Größen und Wirkparameter erläutert. Die zu den Aufgaben zählenden, verschiedenen vorklinischen Tests werden im Detail dargestellt. Durch Recherchieren von Literatur werden verschiedene Gewebemodelle herausgestellt und zur Optimierung der Anwendungsparameter verwendet. An biologischem Gewebe vom Schwein wird die fraktionierte Anwendung des CO<sub>2</sub>-Lasers erprobt und die erzielten Effekte verbessert. Künstliches Gewebe kommt für diesen Zweck ebenfalls zum Einsatz. Weiterhin werden die Beobachtungen der Anwendung des Lasers am Patienten dokumentiert und erläutert. Neben der Dermatologie ergeben sich weitere Anwendungsbeobachtungen, z.B. in der laserunterstützten Stapeschirurgie.

**Schlüsselwörter:**

CO<sub>2</sub>-Laser, HNO, Dermatologie, Gewebemodell

**Title of the Bachelor Thesis:**

Evaluation of the effect from medical CO<sub>2</sub> lasers with different operation modes on appropriate tissue models

**Author:** Daniel Troxler

1. **Examiner:** Prof. Dr. Ulrike Busolt
2. **Examiner:** Dr. Manfred Glotz

**Semester:** 7. Semester

**Abstract:**

The aim of the thesis is the experimental evaluation of tissue effect with medical CO<sub>2</sub> lasers for the optimization of application parameters. First the relevant parameters are described to explain the resulting tests and contents in context. An overview of competitive products draws the devices MCO25plus and MCO50plus from the KLS Martin Group in comparison to other international medical CO<sub>2</sub> lasers. The available hand pieces for different applications are presented and the physical variables and setup parameters are explained. The tasks include the different pre-clinical tests, which are discussed in detail. A literature research features different tissue models. They are used for the optimization of the application parameters. The fractional application of the CO<sub>2</sub> laser is tested in order to improve the achieved effects on porcine tissue. Artificial tissue is also used for this purpose. Furthermore the clinical evaluation of laser application on patients is documented and discussed. In addition, the dermatological use offers further options, for example the application in the laser-based stapes surgery.

**Keywords:**

CO<sub>2</sub>-Laser, ENT, dermatology, tissue model

## Eidesstattliche Erklärung

Ich erkläre hiermit an Eides statt, dass ich die vorliegende Arbeit selbständig und ohne unzulässige, fremde Hilfe angefertigt habe.

Die verwendeten Literaturquellen sind im Literaturverzeichnis vollständig zitiert.

Umkirch, den 31. August 2011

Unterschrift: .....

## Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung.....	1
2	Motivation und Ziele .....	2
3	Stand der Forschung .....	3
3.1	Grundlagen zum Laser .....	3
3.1.1	Der CO <sub>2</sub> -Laser.....	4
3.1.2	Laser-Gewebe-Wechselwirkungen.....	7
3.2	Medizinische Grundlagen .....	12
3.2.1	Das Mittelohr .....	12
3.2.2	Dermatologie und ästhetische Chirurgie.....	13
4	Analyse der Mitbewerber am Markt.....	17
4.1	Lumenis UltraPuls .....	17
4.2	MiXto <sup>SX</sup> .....	20
4.3	FRAXEL® re:pair.....	22
4.4	Sandstone Medical Matrix Fractional CO <sub>2</sub> .....	23
4.5	Alma Lasers Pixel CO <sub>2</sub> .....	24
5	Der MCO25plus/MCO50plus.....	25
5.1	Aufbau und Funktion .....	26
5.2	Zubehör .....	28
6	Material und Methode.....	32
6.1	Untersuchung der Wirkung des fraktionierten Laser-scannens mit dem CO <sub>2</sub> -Laser MCO50plus auf dem Holz-spatel .....	32
6.2	Untersuchung der Wirkung des fraktionierten Laser-scannens mit dem CO <sub>2</sub> -Laser MCO50plus am Schweinehaut-Modell.....	33
6.2.1	Handstück Powerfrac .....	34
6.2.2	Handstück Softfrac .....	34
6.3	Untersuchung der Eindringtiefe des CO <sub>2</sub> -Lasers MCO50plus.....	35

6.4	Fraxeltime.....	37
7	Ergebnisse .....	39
7.1	Untersuchung der Wirkung des fraktionierten Laserscannens mit dem CO <sub>2</sub> -Laser MCO50plus auf dem Holzspatel .....	39
7.2	Untersuchung der Wirkung des fraktionierten Laser-scannens mit dem CO <sub>2</sub> -Laser MCO50plus am Schweinehaut-Modell.....	41
7.2.1	Handstück Powerfrac, Brennweite f = 63 mm.....	42
7.2.2	Handstück Softfrac, Brennweite f = 144 mm .....	45
7.3	Untersuchung der Eindringtiefe des CO <sub>2</sub> -Lasers MCO50plus .....	49
7.3.1	Handstück Softfrac .....	49
7.3.2	Handstück Powerfrac .....	52
7.4	Fraxeltime.....	54
8	Diskussion .....	56
8.1	Untersuchung der Wirkung des fraktionierten Laserscannens mit dem CO <sub>2</sub> -Laser MCO50plus auf dem Holzspatel .....	56
8.2	Untersuchung der Wirkung des fraktionierten Laser-scannens mit dem CO <sub>2</sub> -Laser MCO50plus am Schweinehaut-Modell.....	56
8.3	Untersuchung der Eindringtiefe des CO <sub>2</sub> -Lasers MCO50plus .....	58
8.4	Fraxeltime.....	59
9	Klinische Anwendungsbeobachtung.....	62
9.1	Stapedotomie .....	62
9.2	Dermatologie .....	63
10	Zusammenfassung und Ausblick.....	68
	Abbildungsverzeichnis .....	A
	Tabellenverzeichnis .....	C
	Literaturverzeichnis .....	D
	Glossar.....	G
	Anhang.....	H

## 1 Einleitung

Der Begriff Laser ist die Abkürzung für Light Amplifikation by Stimulated Emission of Radiation, was übersetzt Lichtverstärkung durch angeregte Strahlungsemission bedeutet. Bereits Albert Einstein beschrieb 1917 die stimulierte Emission als eine Umkehr der Absorption [17,18]. Diese theoretischen Überlegungen wurden 1928 erstmals von Ladenburg et al. im Experiment nachgewiesen. Es vergingen einige Jahre, bis 1954 der erste Maser von Townes hergestellt wurde. Dieser besaß das gleiche Funktionsprinzip, wie später der Laser, anstelle des Lichts wurde jedoch elektromagnetische Strahlung gebündelt und verstärkt. Nachdem diese Funktionsweise auf den optischen Bereich übertragen war, entwickelte 1960 Maiman den ersten (Rubin-) Laser [19]. Aufgrund desselben Funktionsprinzips wurde er anfänglich als optischer Maser bezeichnet. Mit dieser Entwicklung war der Grundstein für die heutige Lasertechnologie gelegt. Von nun an schritt die Entwicklung des Lasers schnell voran. Bereits einige Monate später schuf Javan den ersten Gaslaser. Der erste CO<sub>2</sub>-Laser entwickelte 1964 Patel bei den Bell Laboratories [20,21].

In der Medizin wurden durch den Laser neue und schonendere Behandlungsverfahren etabliert. Durch Medizintechnikunternehmen wie die KLS Martin Group wird diese innovative Technologie den Ärzten zur Verfügung gestellt. Die Verwendung von medizinischen Lasern gewinnt immer mehr an Bedeutung und bringt für die Zukunft ein enormes Entwicklungspotenzial. Die Technik bringt dem Anwender immer mehr Sicherheit. Auf diese Weise kann für eine routinemäßig verlaufende Therapie und Behandlung gesorgt werden. Viele der heute üblichen Behandlungen wären durch diese Technik nicht möglich. Einer der entscheidenden Vorteile liegt in der kontaktlosen Behandlung und der Einsatzmöglichkeit in der Mikrochirurgie. So kann das Laserlicht in ein Operationsmikroskop eingekoppelt und so punktgenau und ohne Patientenkontakt genutzt werden. Auch die Behandlung von Hautkrankheiten wurde revolutionär verändert, was auch in der ästhetischen Medizin genutzt wird. So ist die Abheilungszeit einer fraktionierten Laserbehandlung um Größenordnungen kürzer, als dies noch bei einer flächigen Abtragung der Fall war.

## 2 Motivation und Ziele

Die Behandlung mit dem Laser gewinnt in der Medizin zunehmend an Bedeutung. In diesem Marktsegment ist die KLS Martin Group mit verschiedenen Lasertypen international vertreten. Die beiden CO<sub>2</sub>-Lasers MCO25plus und MCO50plus finden hauptsächlich in den Fachdisziplinen Gynäkologie, Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde und Dermatologie bzw. medizinische Ästhetik ihre Anwendung. In den zuletzt genannten Gebieten konnte die Behandlung in den letzten Jahren einen enormen Zuwachs verzeichnen. Ursache dafür sind neue Laserverfahren, wie das fraktionierte Scannen. Dieses soll nun auch in den CO<sub>2</sub>-Lasern der KLS Martin Group Einzug erhalten.

Dazu werden in dieser Arbeit die beiden neuen Handstücke Softfrac und Powerfrac validiert. Dieser Prozess ist in verschiedene Schritte eingeteilt. Zuerst erfolgen Tests auf dem Holzspatel, um die Software weiter zu optimieren. Danach werden vorklinische Untersuchungen an Tiergewebe durchgeführt, um die Anwendung in der Praxis möglichst realitätsgetreu zu simulieren. In einem weiteren Schritt soll ein Gewebemodell gefunden werden, mit dessen Hilfe verschiedene Messungen durchgeführt werden können. Im Vordergrund steht hier die Bestimmung der Eindringtiefe des Laserstrahls in das Gewebe beim fraktionierten Scannen. Zuletzt wird das neue Verfahren in der Klinik vom Arzt angewandt. Außerdem soll die Anwendung des CO<sub>2</sub>-Lasers in der HNO-Heilkunde, vor allem bei der Stapeschirurgie, begleitet werden. Hier liegt das Augenmerk auf der Auswahl der optimalen Parameter für die Stapedotomie.

Mit diesem Aufgabenspektrum sollen die Geräte MCO25plus und MCO50plus der KLS Martin Group erweitert und optimiert werden. Durch diese Weiterentwicklung wird die Marktposition unter den Wettbewerbern stabilisiert und weiter gestärkt.



### 3 Stand der Forschung

In diesem Kapitel werden die für das Verständnis der später folgenden Versuche und Anwendungsberichte notwendigen Grundlagen kurz erläutert. Alle hier erwähnten Kenntnisse können in Standardwerken nachgelesen werden.

#### 3.1 Grundlagen zum Laser

Um die Funktionsweise eines Lasers zu verstehen, sind einige physikalische Kenntnisse erforderlich. Diese sind ferner in jedem Standardwerk nachzulesen. [1,2,3,11]

##### Laserprinzip

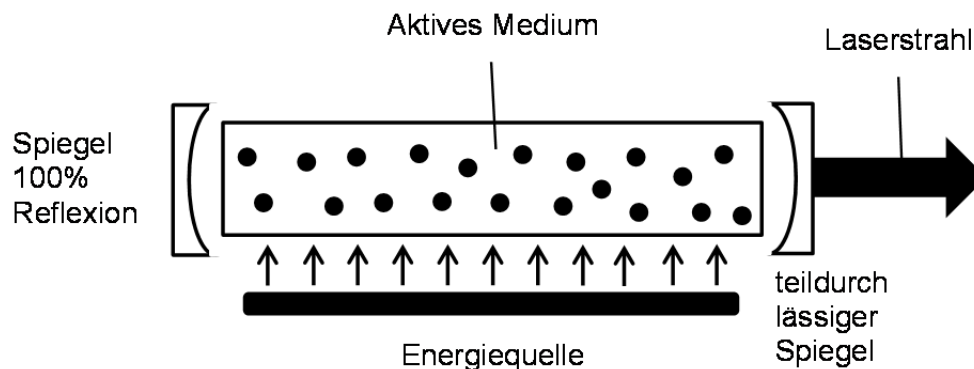


Abb. 3.1: Prinzip eines CO<sub>2</sub>-Lasers

Ein Laser erzeugt kohärentes, monochromatisches und paralleles Licht, welches gut in einem Punkt zu fokussieren ist. Die Lichterzeugung findet im aktiven Medium durch induzierte Emission statt. Eine detailliertere Beschreibung der Lichterzeugung ist im Kapitel CO<sub>2</sub>-Laser nachzulesen.

##### Verstärkung, Resonator, Besetzungsinversion

Die Lichtverstärkung beruht auf zwei Forderungen, die erfüllt werden müssen. Eine dieser Bedingungen ist die Besetzungsinversion. Hierbei sind die oberen Energieniveaus gegenüber den unteren stark höher besetzt. Um eine Inversion zu erzeugen, muss mittels einer Pumpquelle dem System Energie zugeführt werden. Diese Energiezufuhr wird beim CO<sub>2</sub>-Laser mittels Elektronenstoß in einer Gasentladung realisiert. Durch diesen Vorgang ist es einfach möglich, kontinuierlich Energie zu zuführen. [2, 11]

Die zweite Bedingung für eine Verstärkung des Lichtes hängt vom Verhältnis der induzierten Emission ab. Nur wenn diese gegenüber der spontanen Emission deutlich überwiegt, ist eine Verstärkung überhaupt möglich. Diese Forderung wird durch die Rückkopplung im Resonator erfüllt. [2]

Im optischen Resonator wird das entstandene Laserlicht zwischen zwei parallel angeordneten Spiegeln reflektiert. Durch die Oszillation zwischen den beiden Spiegeln entsteht eine stehende Lichtwelle, welche das aktive Medium ständig durchdringt. Dadurch wird die Anzahl der induzierten Emissionen gesteigert und so eine fortlaufende Verstärkung bewirkt. Ein Teil der kohärenten, monochromatischen Lichtwellen wird am teildurchlässigen Spiegel ausgekoppelt. [12] Ein einfaches Modell eines optischen Laserresonators ist in Abb. 3.1 zu sehen.

### Anregungstypen

Das Grundprinzip des Lasers ist immer gleich. Einen Unterschied gibt es u.a. bei den Anregungsmedien, welche die wesentlichen Eigenschaften des jeweiligen Lasers bestimmen. So werden u.a. zwischen Festkörper-, Flüssigkeits-, Halbleiter-, Farbstoff- und Gaslaser differenziert. Zur Anwendung kommt in dieser Arbeit jedoch ausschließlich der CO<sub>2</sub>-Laser aus der Gruppe der Gaslaser. Deshalb wird nachfolgend das Augenmerk auf diesen Lasertyp gelegt.

#### 3.1.1 Der CO<sub>2</sub>-Laser

Der CO<sub>2</sub>-Laser gehört zur Gruppe der Gaslaser, genauer zu den Moleküllasern. Seine Vorzüge liegen in einer hohen Ausgangsleistung im Kilowattbereich sowie einem hohen Wirkungsgrad von bis zu 30%.

Wie in Abb. 3.2 ersichtlich wird, besitzt der CO<sub>2</sub>-Laser drei Energieniveaus, auf welchen sich die atomaren Vorgänge abspielen. Im Gegensatz zu anderen Laserarten wird hier jedoch eine relativ geringe Energie benötigt, um die Energieniveaus zu überwinden. Das hat seinen Grund in den drei Normalschwingungen, welche vom CO<sub>2</sub>-Molekül ausgeführt werden. Unterschieden wird zwischen der symmetrischen Streckschwingung ( $10^0_0$ ), der Knickschwingung ( $01^0_0$ ) und der asymmetrischen Streckschwingung ( $00^0_1$ ). [2]

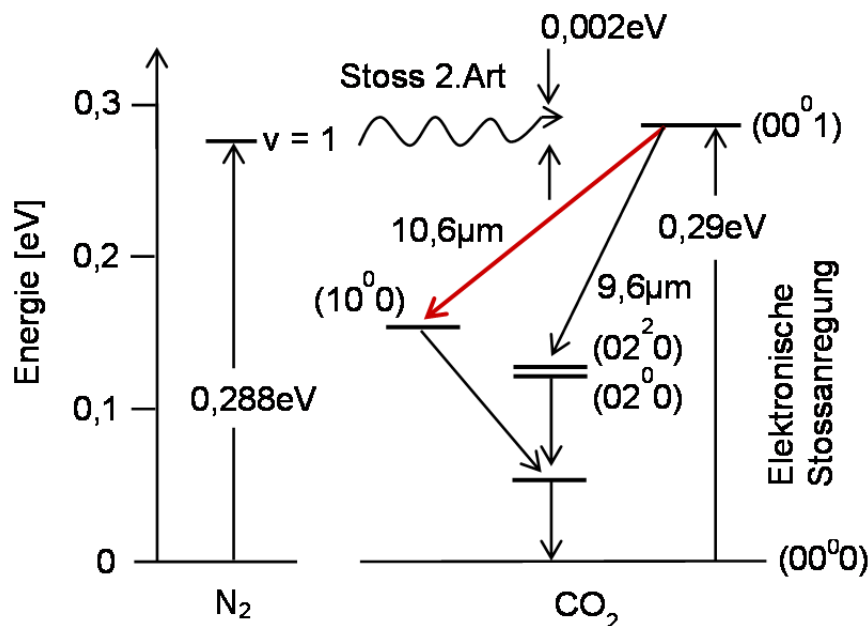


Abb. 3.2: vereinfachtes Energieniveauschema des  $CO_2$ - und  $N_2$ -Moleküls

Die Zahlen in Klammern geben Auskunft über das jeweils entsprechende Energieniveau (Abb. 3.2). Durch diese Schwingungen ist bereits ein bestimmter Energiebetrag vorhanden, wodurch die Elektronen einfacher auf das vorgesehene Energieniveau springen können. Des Weiteren ist aus Abb. 3.2 ersichtlich, dass der  $CO_2$ -Laser mit den Wellenlängen 10,6  $\mu m$  und 9,6  $\mu m$  Strahlung im infraroten Bereich emittiert.

Mit der Wellenlänge 10,6  $\mu m$  arbeiten auch die unten verwendeten  $CO_2$ -Laser. Aus diesen beiden Gründen beschränken sich die nachfolgenden Erläuterungen auf diesen Wellenlängenbereich.

Die Wellenlänge 10600 nm entspricht genau der Energiedifferenz des Übergangs vom  $(00^0 1)$ - zum  $(10^0 0)$ -Niveau. Um jedoch zuerst auf das  $(00^0 1)$ -Niveau zu kommen, bedarf es eines Pumpprozesses. Dabei werden Elektronen des  $CO_2$ -Moleküls auf ein höheres Energieniveau „gepumpt“, was durch eine elektronische Stoßanregung des  $CO_2$ - $N_2$ -He-Gasgemischs erfolgt. „Die angeregten  $CO_2$ -Moleküle sammeln sich im langlebigen  $(00^0 1)$ -Niveau, dessen Lebensdauer“ von verschiedenen Faktoren abhängig ist [2, S. 257]. Auch das  $N_2$  nimmt an diesem Anregungsprozess teil und unterstützt den Laserprozess durch Stöße mit dem  $CO_2$ . [11]

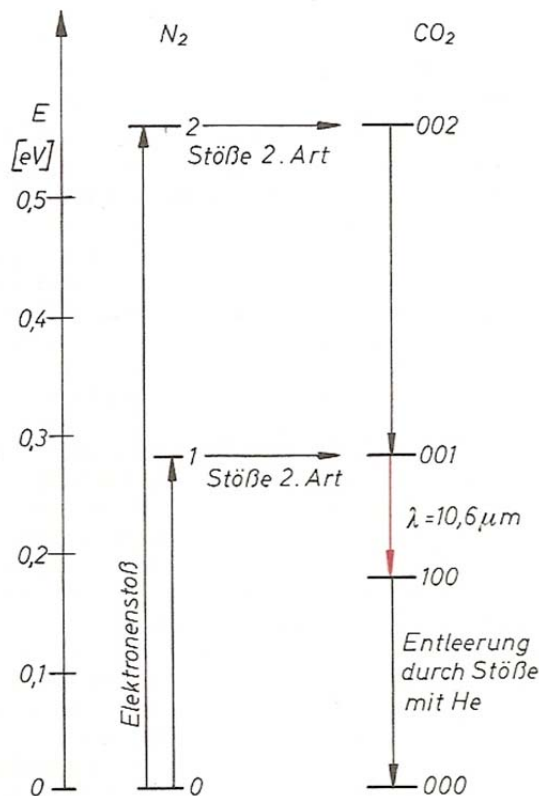


Abb. 3.3: Energieniveauschema für den CO<sub>2</sub>-Laser [11]

Allein bei Inversion ist eine induzierte Emission möglich, deshalb muss das Energieniveau (00<sup>0</sup>1) überbesetzt werden. Die Inversion ist nicht direkt durch eine elektrische Entladung zu erzeugen, weshalb ein Umweg genutzt wird. Wie in Abbildung 3.3 zu sehen ist, befinden sich das (00<sup>0</sup>1)-Niveau des CO<sub>2</sub> und das Niveau 1 des N<sub>2</sub> energetisch auf derselben Höhe. Zudem hat das Niveau 1 des Stickstoffes durch seinen metastabilen Zustand eine relativ lange Lebensdauer, was die Wahrscheinlichkeit von Zusammenstößen mit dem CO<sub>2</sub> erhöht. So wird die Energie des N<sub>2</sub> durch Stöße zweiter Art auf das CO<sub>2</sub> übertragen. Die daraus resultierende Überbesetzung wird durch Übergänge vom (00<sup>0</sup>2)-Niveau noch weiter ausgebaut. Das im Laserprozess vorhandene Helium entleert die unteren Niveaus zügig, ist selbst aber nicht am Anregungsprozess beteiligt. Durch Stöße mit der Rohrwand findet ebenfalls eine Entleerung statt, jedoch in weitaus geringerem Umfang als durch die bereits genannten Effekte. [11]

## **Superpulse**

Wie auch bei anderen Lasertypen tritt beim CO<sub>2</sub>-Laser ein Überspringen beim Einschalten auf. Nach Beginn des Pumpprozesses entsteht eine Besetzungszahl im oberen Energieniveau N<sub>2</sub>. Zu diesem Zeitpunkt des Anschwingens ist die Photonendichte im Resonator noch sehr gering, weshalb die induzierte Emission vernachlässigt werden kann. Die dadurch entstehende hohe Besetzungsinversion bewirkt ein sehr schnelles Aufbauen des Strahlungsfeldes. Da die Photonendichte den Gleichgewichtswert weit übersteigt, entleert sich das obere Laserniveau sehr schnell. Folglich ist es nicht mehr möglich, durch den Pumpvorgang ausreichend Atome anzuregen. Daher sinkt die Laserleistung auf einen minimalen Wert ab, was durch die geringe Inversion unterhalb des Schwellwerts verursacht wird. Da jetzt wieder eine kleine, induzierte Emission vorhanden ist, kann der Pumpprozess von Neuem beginnen und so das obere Laserniveau besiedeln. [1]

Der bei diesem Vorgang entstehende Spike des Laserlichtes dauert ca. 0,45 ms und findet beim CO<sub>2</sub>-Laser aufgrund seiner athermischen Gewebeeigenschaften bei diversen medizinischen Anwendungen seinen Einsatz [35]. Dazu wird die Laserröhre in sehr kurzen Abständen ein und wieder ausgeschaltet, sodass gerade nur die gewünschten Spikes entstehen. Auf diese Weise werden zeitlich schnell aufeinander folgende Spikes erzeugt. Der erste Spike des Anregungsvorgangs im aktiven Medium wird im Folgenden als Superpulse bezeichnet.

### **3.1.2 Laser-Gewebe-Wechselwirkungen**

Beim Auftreffen eines Lichtstrahls auf Gewebe gibt es drei unterschiedliche Effekte, die in der Medizin zu Diagnose und Therapie genutzt werden können. Diese sind Reflexion (Streuung), Absorption und Transmission und werden hier kurz erläutert.

#### **3.1.2.1 Reflexion**

Bei der Reflexion an der Oberfläche tritt das Licht nicht in das Gewebe ein und kann somit auch keine Wechselwirkung hervorrufen. Der Lichtstrahl wird stattdessen entsprechend den Gesetzmäßigkeiten der Optik reflektiert. Die Reflexion des Lichtes wird zu diversen diagnostischen Zwecken genutzt, hat jedoch keine Relevanz für die hier gewünschte Applikationstechnik.

Kommt es zu einer Reflexion innerhalb des Gewebes, wird der Effekt auch als Streuung bezeichnet. Die Intensität des Laserstrahls wird hierbei verringert. Einzelne Strahlen des Lichtbündels werden reflektiert und tragen damit nicht mehr zur gewünschten Gewebewirkung bei.

### 3.1.2.2 Absorption

Für die Therapie ist die entscheidende Gewebewechselwirkung des Lichts die Absorption. Die Energie des Lichts wird im Gewebe aufgenommen und ruft u.a. thermische Gewebereaktionen hervor. Dazu zählt die Hyperthermie, die Koagulation, die Vaporisation oder auch die Karbonisation. Diese Gewebewechselwirkungen treten je nach Temperatur des Gewebes auf, sind aber ebenso von anderen Parametern, wie Bestrahlungsintensität und Expositionszeit, abhängig. Zunächst soll die Lichtschwächung betrachtet werden, welche im Lambert-Beer'schen Gesetz beschrieben ist:

$$I = I_0 \cdot e^{-\mu_a \cdot c \cdot d}$$

wobei  $\mu_a$  dem Absorptionskoeffizienten,  $c$  der Konzentration der Absorber,  $d$  der Schichtdicke,  $I_0$  der einfallenden Lichtintensität und  $I$  der geschwächten Lichtintensität entspricht. Die meiste Lichtenergie wird wegen der Exponentialfunktion an der Oberfläche des Gewebes absorbiert. Die Größen  $\mu_a$  und  $c$  hängen stark vom Absorber ab, der im biologischen Gewebe hauptsächlich aus Wasser, Proteinen, Hämoglobin oder Melanin besteht. [4]

Durch die oben beschriebene Absorption erhöht sich die Temperatur des Gewebes und es kommt zu den erwähnten Gewebereaktionen. Tabelle 3.1 gibt eine Übersicht.

Irreversible Gewebeschäden sind bis zu einer Temperatur von 45°C nicht zu erwarten. Je nach Gewebeart kommt es ab 45 – 60 °C zum Gewebetod, womit die Nekrosezone festgelegt ist. Bei einer Temperatur von ca. 150 °C karbonisiert das Gewebe und erst ab 300 °C ist ein Gewebeabtrag durch Vaporisation zu verzeichnen. [22]

In Abbildung 3.4 sind die einzelnen Zonen dargestellt, welche durch den thermischen Effekt beim Laser entstehen können.

Temperatur:	37 – 60 °C	Über 60 °C	Bis 100 °C	100 bis einige 100 °C	
Wirkung:	Erwärmung	Koagulation	Austrocknung	Verkohlung	Vergasung Verbrennung
Optisches Verhalten:	Änderung nicht sichtbar	Weißgraue Färbung, erhöhte Streuung	Konstante Streuung	Braun.-schwarze Färbung, starke Absorption	Entstehung von Rauch
Mechan. Verhalten:	Änderung nicht erkennbar	Auflockerung	Entzug von Flüssigkeit, Schrumpfung	Starke Schädigung des Gewebes	Abtrag von Gewebe

Tab. 3.1: Gewebeveränderung durch thermische Effekte [4]

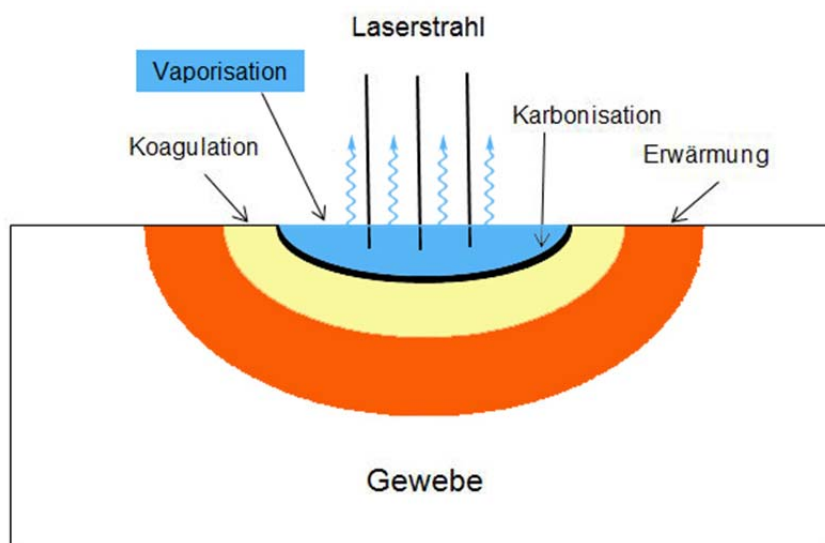


Abb. 3.4: Gewebeschädigung einer Laserläsion [modifiziert aus 22, S.3-21]

Weitere wichtige Einflussfaktoren auf die Gewebereaktion stellen die Bestrahlungsintensität und die Expositionszeit dar. Je mehr Leistung appliziert wird und je länger dieser Vorgang sich vollzieht, desto stärker sind die thermischen Gewebeeffekte. Eine hohe Leistungsdichte des Lasers führt zu einem schnellen Anstieg der Gewebetemperatur, was vor allem beim Schneiden bzw. der Ablation von Gewebe verwendet wird. Bei einer geringen Leistungsdichte und einer langen Bestrahlungszeit kommt es hingegen zur Koagulation und Austrocknung

des Gewebes, da eine langsame und lang anhaltende Erwärmung stattfindet. Bei schnell aufeinanderfolgenden Pulsen bleibt dem Gewebe nicht genügend Zeit für die Abkühlung, sodass sich die applizierte Energie teilweise addiert. Dieser Vorgang ist in Abbildung 3.5 grafisch dargestellt.

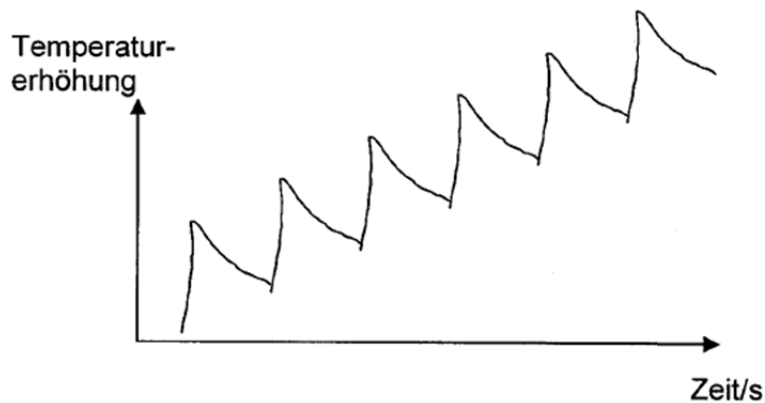


Abb. 3.5: Erhöhung der Gewebetemperatur durch schnell aufeinander folgende Pulse [4]

Die Absorption im Gewebe hängt, außer von den bereits genannten Faktoren, auch von der Wellenlänge des Laserlichtes ab. Da das zu behandelnde Gewebe zum Großteil aus Wasser besteht, ist das Absorptionsspektrum des Wassers für die Gewebewirkung ausschlaggebend. Dieses ist in Abbildung 3.6 dargestellt. Daraus geht die hohe Absorption des CO<sub>2</sub>-Lasers hervor. Lediglich der Er:YAG-Laser weist mit einer Wellenlänge von 2,9 µm einen noch höheren Absorptionskoeffizienten auf.

Für den CO<sub>2</sub>-Laser spricht jedoch, dass auch andere Stoffe des menschlichen Organismus bei der Wellenlänge 10,6 µm gut absorbiert werden. [4]

Um die gewünschte Gewebewirkung zu erzielen, ist nicht ausschließlich ein möglichst hoher Absorptionskoeffizient ausschlaggebend. Je höher dieser ist, desto schneller wird die applizierte Laserenergie absorbiert. Das führt zu einer oberflächlicheren und damit geringeren Eindringtiefe. Gerade beim Schneiden ist jedoch eine höhere Eindringtiefe wünschenswert, um die Behandlungsdauer möglichst kurz zu halten. Die Schnitttiefe kann beim CO<sub>2</sub>-Laser vom Anwender präzise kontrolliert werden. Mit beiden Lasern können sehr feine Gewebeschichten abgetragen werden, wobei der CO<sub>2</sub>-Laser eine größere Bandbreite an Möglichkeiten bietet. Beispiele für dessen Anwendung finden sich in der Dermatologie und ästhetischen Medizin oder auch in der HNO-Heilkunde. Gerade im zuletzt genannten Bereich ist eine möglichst geringe thermische Wir-



kung in Kombination mit einer hohen Eindringtiefe gewünscht.

Der Er:YAG-Laser arbeitet weitgehend athermisch und verursacht so eine geringe Schädigung des umliegenden Gewebes. Dagegen findet beim CO<sub>2</sub>-Laser eine thermische Wirkung statt, die jedoch im Vergleich zu anderen Lasersystemen schwach ausfällt. Die dadurch verursachte Koagulation an den Geweberändern ist hilfreich um eventuell auftretende Blutungen zu stillen. Der thermische Effekt kann auch für diverse Anwendungen in der Medizin genutzt werden, wie beispielsweise das Kollagen-Shrinking. Darauf wird jedoch an späterer Stelle eingegangen.

Durch den bereits beschriebenen Superpuls ist auch beim CO<sub>2</sub>-Laser die athermische Wirkungsweise anwendbar.

Die genannten Gründe zeigen klar auf, dass der CO<sub>2</sub>-Laser für ein breiteres Spektrum an Behandlungen geeignet ist, als der Er:YAG-Laser. Der CO<sub>2</sub>-Laser ermöglicht eine gewebeschonende und effektive Behandlung.

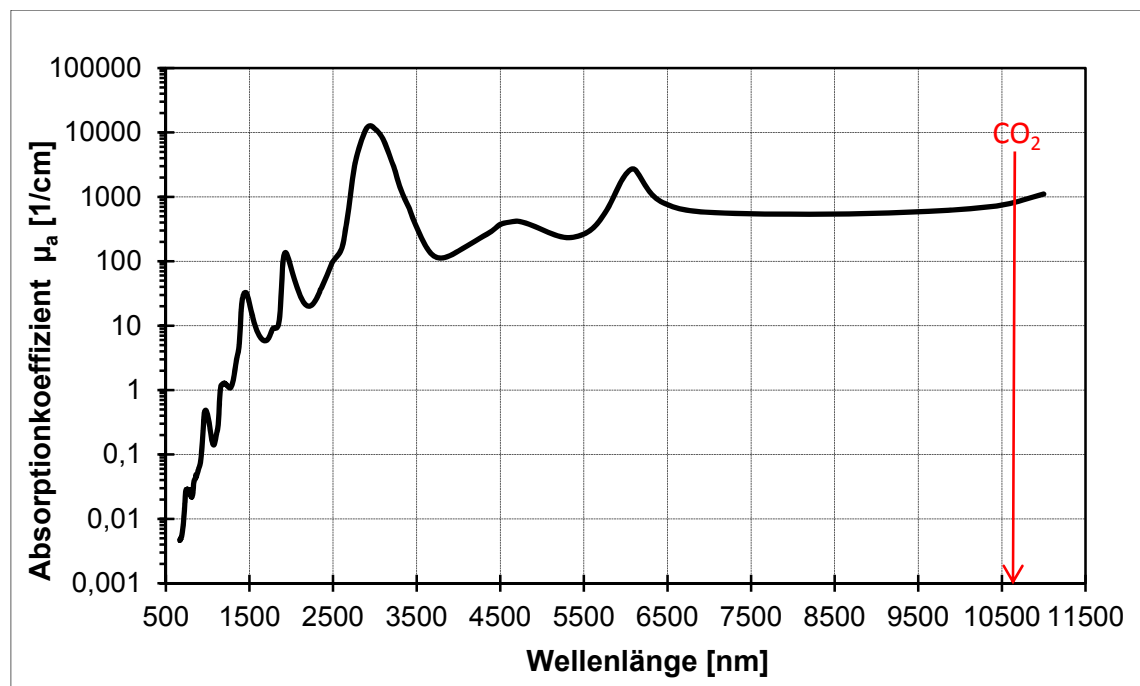


Abb. 3.6: Absorptionskoeffizient von H<sub>2</sub>O, erstellt nach Daten vom LMTB

### 3.1.2.3 Transmission

Das transmittierte Licht kann lediglich zu diagnostischen Zwecken benutzt werden, da es durch das Gewebe durchtritt und somit keine Reaktion auslöst. Aus diesem Grund wird auf die Transmission hier auch nicht weiter eingegangen.

## **3.2 Medizinische Grundlagen**

In diesem Kapitel werden die medizinischen Grundlagen zu den im Folgenden beschriebenen Erkrankungen und die jeweiligen Therapiemöglichkeiten erläutert. Sämtliches hier beschriebenes Wissen ist auch in jedem Standardwerk nachzulesen. [5, 6, 7, 9,12,14]

### **3.2.1 Das Mittelohr**

Das Mittelohr ist distal durch das Trommelfell und proximal durch das Innenohr abgegrenzt. Es besteht aus der Paukenhöhle und enthält Hammer, Ambos und Steigbügel (Stapes). Letzterer ist durch die Steigbügelfußplatte mit der Cochlea verbunden, welche zum Innenohr gehört. Für die hier beschriebene Therapie ist nur der Steigbügel mit den benachbarten Strukturen von Bedeutung, deshalb werden im Folgenden die restlichen anatomischen Strukturen außer Betracht gelassen. Die Schallübertragung im Mittelohr beginnt am Trommelfell, das die Schallwellen an die Gehörknöchelchen überträgt. Dabei werden die Schallwellen in eine mechanische Bewegung umgewandelt, welche vom Hammer über den Ambos zum Steigbügel weitergeleitet werden. Von diesem wird die Bewegung wiederum auf die Stapesfußplatte übertragen. Die Schwingungen führen daraufhin zu einer Druckänderung der Perilymphe, der Gehörflüssigkeit des Innenohres.

#### **3.2.1.1 Otosklerose**

Die Otosklerose ist durch eine sklerotische Veränderung der Stapesfußplatte charakterisiert. Dadurch kommt es zu einer Schallleitungsschwerhörigkeit, da die Stapesfußplatte nicht mehr die nötige Elastizität aufweist. Durch die sklerotische Veränderung kann die mechanische Bewegung der Gehörknöchelchen nicht mehr auf die Perilymphe übertragen werden.

Anfangs bemerkt der Patient eine langsam ansteigende Schwerhörigkeit, die mit der Stapesfixation in einer Taubheit enden kann [5, 6, 7]. Jovanovic spricht von ungefähr 200.000 Betroffenen und „annähernd 5.000 Neuerkrankungen pro Jahr, die einer chirurgischen Behandlung zugeführt werden könnten“ [5, S. 5]. Dabei liegt das Alter der Erkrankten meistens zwischen 15 und 40 Jahren [5].

### **3.2.1.2 Stapeschirurgie**

Bei der Stapeschirurgie wird der Steigbügel durch eine Prothese ersetzt. Es gibt zwei operative Verfahren, die Stapedektomie und die Stapedotomie. Letzteres wird heute allen anderen Therapiemethoden vorgezogen.

Durch die operative Behandlung kann die Unterbrechung der Hörleitung meist vollständig behoben werden. Das postoperative Hörergebnis ist dabei deutlich besser gegenüber anderen Behandlungsmethoden, wie beispielsweise einer Infusionstherapie mit Natriumfluorid. Die Schallwahrnehmung entspricht jedoch qualitativ nicht vollständig der, des physiologischen Ohrs.

Die Stapedektomie (vollständige Resektion des Stapes) ist die operativ schwierigere Methode mit einer höheren postoperativen Komplikationsrate, wie Ertaubung oder einer geringere Knochenleitung. Aus diesem Grund wird heute in der Regel die Stapedotomie angewandt. Hierbei wird der Steigbügel komplett abgetrennt, jedoch die Fußplatte erhalten. In diese wird nach der Perforation ein Titanpiston eingelassen, der einen Durchmesser von ca. 0,4 mm besitzt. Nun kann die mechanische Bewegung der Gehörknöchelchen wieder auf die Perilymphe übertragen werden. [5]

Um die Perforation durchzuführen, können zwei grundlegend unterschiedliche Verfahren zum Einsatz kommen. Zum einen kann das Loch mechanisch mittels eines Fußplatten-Perforators herbeigeführt werden. Dabei besteht jedoch ein erhöhtes Risiko, die Stapesfußplatte zu zerstören. Deshalb wird heute in den meisten Fällen eine laserunterstützte Stapedotomie durchgeführt. Dem Laser kommt hierbei seine kontaktlose Applikation zugute, was das Operationsrisiko deutlich vermindert. Für diese Behandlungsmethode eignet sich besonders gut der CO<sub>2</sub>-Laser mit einer Wellenlänge von 10600µm, wie Jovanovic in seiner Untersuchung feststellte. [5]

### **3.2.2 Dermatologie und ästhetische Chirurgie**

Die menschliche Haut ist das größte Organ des Körpers und besteht aus drei Schichten, der Oberhaut (Epidermis), der Lederhaut (Dermis) sowie der Unterhaut (Subcutis). Letztere besteht aus Binde- und Fettgewebe, spielt aber hier keine Rolle.

Die Dermis ist aus Bindegewebefasern aufgebaut und kann in das Stratum

reticulare (Geflechtschicht) und das Stratum papillare (Papillarschicht) unterteilt werden. Durch die elastischen und kollagenen Fasern ist die Haut dehnbar und stabil. Die Dicke der Lederhaut variierte je nach Körperregion zwischen 0.3 mm und 2,4 mm [24]. Ihre Zusammensetzung bestimmt das Aussehen der Haut, glatt und frisch oder faltig und ausgetrocknet.

Die Epidermis besteht aus den Schichten Stratum basale (Basalzellschicht), Stratum spinosum (Stachelzellschicht), Stratum granulosum (Körnerschicht) und Stratum corneum (Hornschicht). Da keinerlei Blutgefäße vorhanden sind, kommt es bei der an späterer Stelle genannten Behandlung zu keinen Blutungen. Die Dicke der Oberhaut ist abhängig von der Körperregion zwischen 0.03 mm bis 4 mm [24].

Bei der unten beschriebenen Behandlung wird lediglich die Epidermis und teilweise die Dermis beschädigt, um die Hauterneuerung anzuregen. In diesen beiden Hautschichten befinden sich u.a. auch die Zellen und Fasern, welche die Hautfarbe und –elastizität bestimmen. Werden diese erneuert, kann damit Einfluss auf das äußere Erscheinungsbild der Haut genommen werden. Dieser Effekt wird vor allem in der ästhetischen Medizin ausgenutzt.

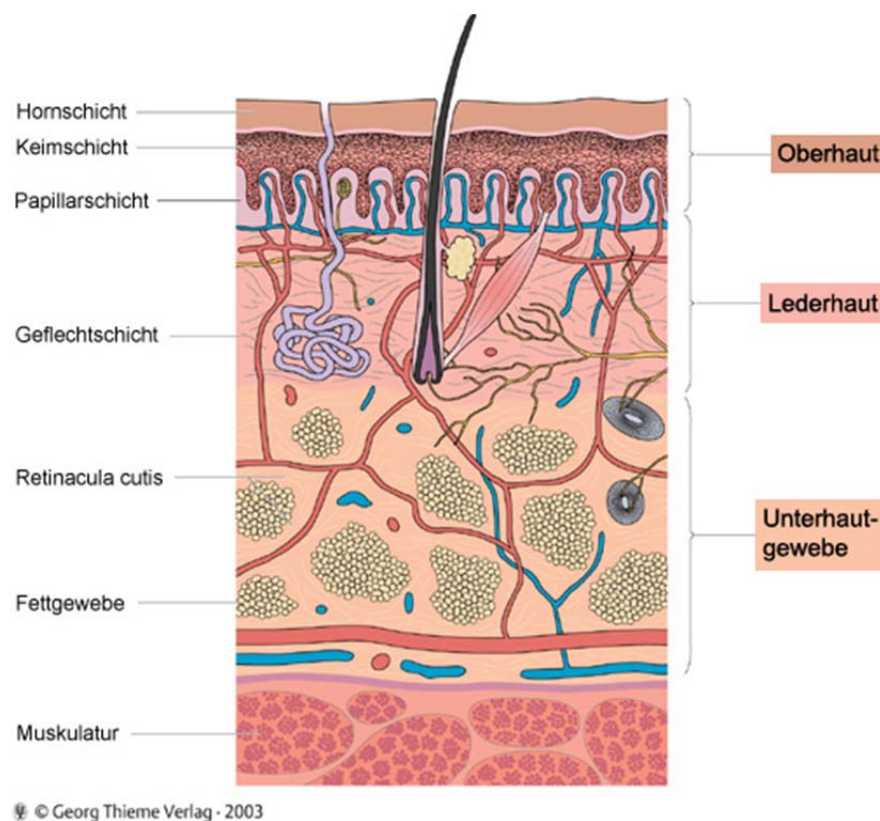


Abb. 3.7: Der Aufbau der Haut [23]

Im Gegensatz zum Aufbau verändert sich das Aussehen der Haut im Laufe der Lebensjahre. Vergleicht man die Haut eines Neugeborenen mit der einer 80-Jährigen, so sind für den Betrachter erhebliche Unterschiede festzustellen. Das äußere Erscheinungsbild des Menschen wird entscheidend durch die Haut bestimmt. So gilt eine glatte und straffe Haut als ein Zeichen von Jugend, Gesundheit, Leistungsfähigkeit sowie Vitalität und Schönheit. Eine makellose Haut wird im heutigen Schönheitsideal mit Attraktivität und Vitalität gleichgesetzt. Dadurch entsteht der Eindruck, eine höhere soziale Akzeptanz zu bekommen.

[9]

Aus diesen Gründen haben viele Menschen das Bestreben, dieses Schönheitsideal zu erreichen und zu erhalten. Gerade mit steigendem Alter nimmt die Elastizität der Haut ab und es entstehen Falten. Aber auch dermatologische Erkrankungen und ihre Folgen hinterlassen Spuren an der Haut. So treten nach der Acne vulgaris in einigen Fällen Narben auf, am häufigsten nach falscher Behandlung. Um diese Defizite wieder auszugleichen sowie dermatologische Erkrankungen zu behandeln, kann eine ablative Laserbehandlung durchgeführt werden. Hierzu sind verschiedene Applikationsformen möglich. Bei der Behandlung von dermatologischen Erkrankungen wie Keratosen, Warzen oder Hauttumoren kann ein CO<sub>2</sub>-Laser mit Scanfunktion verwendet werden, wie in [10] beschrieben wurde. Vor allem im Bereich der ästhetischen Medizin, beispielsweise dem Laser Skin-Resurfacing oder die Entfernung von Narben, kann alternativ auch ein fraktionierter Laserscan verwendet werden. Dieser findet in einigen Fällen auch bei den davor genannten Hauterkrankungen Anwendung. Auch bei den später noch erläuterten Anwendungsbeobachtungen wird das fraktionierte Scannen zur Behandlung verschiedenster pathologischer Hauterkrankungen verwendet, wie beispielsweise der Keratose.

## ablatives Skin-Resurfacing

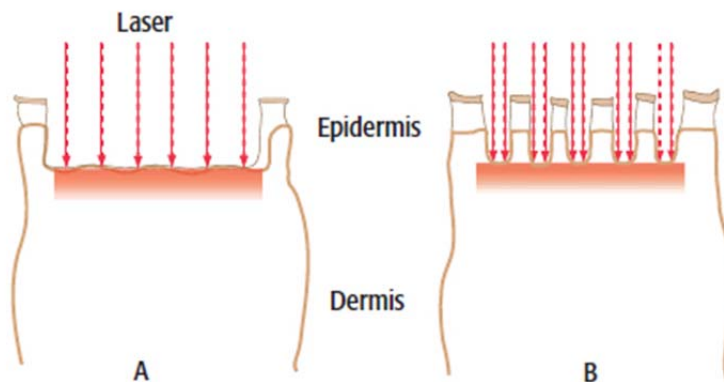
fraktionierter CO<sub>2</sub>-Laser

Abb. 3.8: Methodenvergleich [vgl. 14]

Beim ablativen Skin-Resurfacing wird die Epidermis schichtweise entfernt, sodass ein thermischer Schaden in der Dermis entsteht (Abb. 2.2, A). Dieser regt eine vermehrte Bildung von Kollagen an, was wiederum zur Straffung der Haut führt. Die Methode sorgt für eine relativ lange Ausfallzeit der Patienten, da durch die großflächige Hautabtragung eine hohe Hautschädigung verursacht wird. Hingegen bei der Anwendung eines fraktionierter CO<sub>2</sub>-Laser werden lediglich mikroskopisch kleine Ablationszonen (MAZ) bestrahlt (Abb. 2.2, B). Auch hier kommt es zur Kollagenbildung und damit zu einer Hautstraffung. Durch die noch vorhandenen Hautstege erholt sich die Haut jedoch schneller, was die Ausfallzeit der Patienten deutlich verkürzt. Die Reepithelisierung der Haut wird beim fraktionierten CO<sub>2</sub>-Laser gegenüber dem konventionellen Laserverfahren deutlich erleichtert. Zudem wird das Potenzial für Nebenwirkungen, wie Hyperpigmentierung, gesenkt. [14]

## 4 Analyse der Mitbewerber am Markt

Der CO<sub>2</sub>-Laser MCO25plus bzw. der MCO50plus mit seiner neuen Funktion zum fraktionierten Scannen soll möglichst erfolgreich am Markt positioniert werden. Um dies zu ermöglichen, war es notwendig, die Wettbewerber zu analysieren und besser kennenzulernen. Die Stärken und Schwächen der Geräte konnten teilweise erprobt werden. So war es möglich, die ersten beiden hier vorgestellten Produkte zu testen. Die entsprechenden Ergebnisse werden nachfolgend kurz erläutert.

### 4.1 Lumenis UltraPuls



Abb. 4.1: Lumenis UltraPulse Encore [26]

Der UltraPuls der Firma Lumenis ist ein medizinischer CO<sub>2</sub>-Laser für verschiedene Disziplinen. Sein Anwendungsbereich liegt hauptsächlich bei der ästhetischen Chirurgie bzw. Dermatologie, wo er unter dem Namen UltraPuls Encore beworben wird. Im Bereich Chirurgie ist das Gerät unter dem Namen UltraPulse SurgiTouch erhältlich. Im Gegensatz zu den meisten CO<sub>2</sub>-Lasern besitzt dieses Gerät eine RF-angeregte Laserröhre. Mit dieser wird ein sogenannter Ultrapuls erzeugt, der höhere Ablationstiefen zulassen und weitgehend athermisch arbei-



ten soll. Ermöglicht wird dieser Pulstyp durch die RF-Anregung, da der sonst übliche Superpuls nicht realisierbar ist.

Die Bedieneinheit des UltraPuls Encore besteht aus einem Touchscreen, normbedingt sind noch ein Schlüssel- und ein Notausschalter vorhanden. Die Bedienung ist benutzerfreundlich gestaltet. So kann der Anwender über den Touchscreen das Fachgebiet auswählen und im nächsten Schritt seine gewünschten Einstellungen vornehmen. Als Beispiel seien hier die Ablationstiefe und die Länge einer Linie genannt. So soll dem Anwender auf den ersten Blick die Laserwirkung ersichtlich sein.

Das Gerät besitzt einen Spiegelgelenkarm, über den der Laserstrahl vom Gerät zum Patienten geführt wird. Alternativ ist als Zubehör auch eine sogenannte FiberLase erhältlich, die eine komfortablere Anwendung ermöglichen soll. Die Spitzenleistung des UltraPuls kann im cw-Betrieb von 1 bis 60 W variiert werden. Für das Gerät ist auch ein Scanner und diverses Zubehör erhältlich.

Dadurch kann das Einsatzspektrum wesentlich erhöht werden. So gibt es beispielsweise die beiden Funktionen ActiveFX und DeepFX, die einen fraktionierten Laserscan ermöglichen. Für letzteres Verfahren wird ein Handstück verwendet, das tiefe Ablationen bis in die Dermis ermöglichen soll. Dazu wird der sogenannte UltraPuls verwendet, bei dem 30 mJ in 1 ms abgegeben werden können. Beim Aktive FX wird ein sogenannter Computer Pattern Generator (CPG) benutzt, der lediglich oberflächliche Ablationen an der Epidermis verursacht. Da dieses Handstück kolliminiert ist, kann der Abstand zum Gewebe vom Anwender beliebig variiert werden. Ferner besitzt das Handstück einen Anschluss für eine Rauchgasabsaugung, um gesundheitsschädliche Dämpfe sofort absaugen zu können. [25]

## Anwendung

In Abbildung 4.2 ist die Ablation des Ultrapuls Encore mit den unterschiedlichen Handstücken zu sehen. Die beiden oberen Holzspatel zeigen das Ergebnis mit dem Handstück ActiveFX. Da hier die Möglichkeit besteht, ohne Abstandshalter zu arbeiten, sind die Figuren teilweise etwas verwackelt. Dadurch ist die Homogenität der Punkte nicht eindeutig gegeben. Die Ablation ist mit der Einstellung 100 bzw. 150 mJ sehr oberflächlich, wie gewünscht. Auf dem obersten Holzspatel sind die drei verschiedenen Punktdichten zu sehen. Der untere Holzspa-



tel zeigt die Anwendung des Handstücks DeepFX. Hier sind die Punktdichten 5% bzw. 10% bei einer Energie von 22,5 mJ zu sehen.

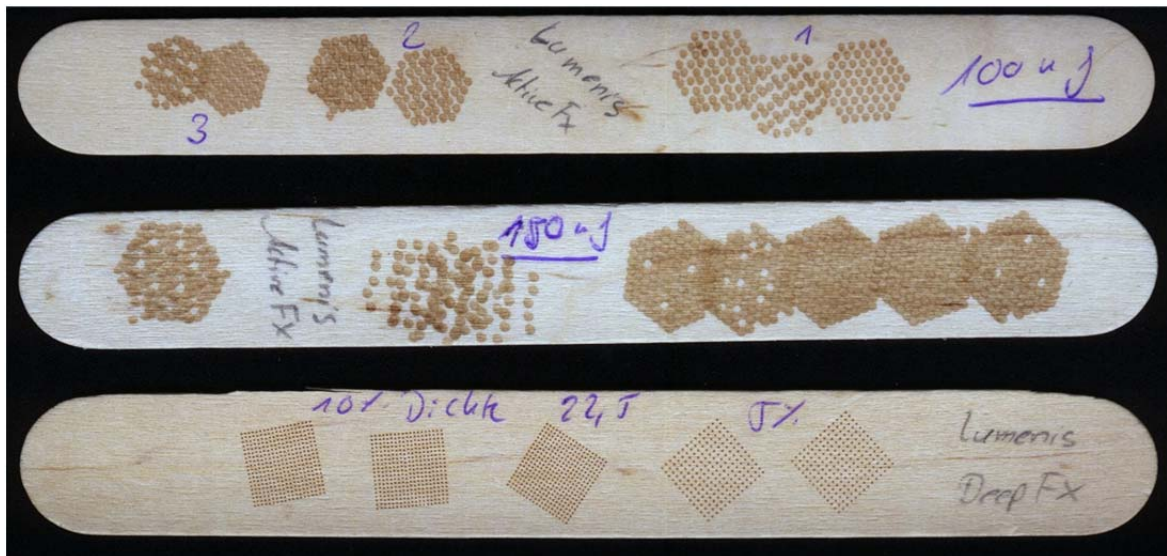


Abb. 4.2: Ablation auf Holzspateln mit dem Ultrapulse Encore

## 4.2 MiXto<sup>SX</sup>



Abb. 4.3: Mixto SX Lasergerät [28]

Das Gerät MiXto<sup>SX</sup> wird von Lasering hergestellt und in Deutschland durch MG Laser vertrieben. Es basiert auf dem Gerät „Slim E30“ der gleichen Firmen und wurde mit einem zusätzlichen Scanner und dem fraktionierten Laserscan ausgerüstet. Der Laserstrahl wird in einer DC angeregten Röhre erzeugt. Die Leistung im cw-Betrieb kann zwischen 0,5 und 30 W variiert werden, im Pulsbetrieb zwischen 5-25 W. Die Bedienung erfolgt über eine Folientastatur, die unterhalb und rechts des LCD-Displays angeordnet ist. Des Weiteren wird der Laserstrahl über einen 7-Spiegel-Gelenkarm mit einem Arbeitsradius von 130 cm zum Anwenderhandstück geleitet. Die Eindringtiefe ins Gewebe ist mit 0,1 bis 0,2 mm angegeben. Außerdem ist das Gerät mit einer Superpulsfunktion ausgestattet, was eine weitgehend athermische Behandlung ermöglichen soll. Diese soll Peakleistungen bis zu 300 W erlauben. Der Scanner arbeitet mit einer Frequenz von bis zu 10 kHz, um eine feine und gleichmäßige Struktur zu schaffen.

Das Einsatzgebiet des MiXto<sup>SX</sup> ist hauptsächlich die Dermatologie und ästhetische Medizin. Die Anwendungsmöglichkeiten erstrecken sich jedoch auch auf Behandlungen der HNO, Gynäkologie und Dentalchirurgie.

Die fraktionierte Laserbehandlung, hier MiXto-Methode genannt, wird mittels

eines Algorithmus erzeugt. Dabei werden die einzelnen Punkte in einer bestimmten Reihenfolge vom Laserstrahl gesetzt.

Das Verfahren wird im cw-Modus durchgeführt, was eine hohe thermische Diffusion schaffen soll. Die Dwell time ist variabel zwischen 2,5 und 16 ms einstellbar. Durch zwei verschiedene Scannerhandstücke können unterschiedliche Spotgrößen erzeugt werden. So ist der Spot mit 180  $\mu\text{m}$  Durchmesser für eine tiefere Gewebewirkung gedacht, wohingegen der 300  $\mu\text{m}$  große Spot für oberflächlichere Behandlungen genutzt werden kann. Die Dichte des fraktionierten Laserscans kann zwischen den Werten 5 und 40 variiert werden. [27]

### Anwendung

In Abbildung 4.4 ist die Anwendung des MiXto-Lasers auf einem Holzspatel zu sehen. Es wurden allgemein gebräuchliche Einstellungen verwendet, wie sie auch am Patienten eingesetzt und vom Hersteller empfohlen werden. Die Punkte sind unregelmäßig angeordnet und variieren bei jeder der Ablationen. Es ist kein homogenes Muster zu erkennen, zwischen den Punkten befinden sich teilweise große Lücken. Außerdem fällt bei näherem Betrachten auf, dass einige der MAZ eine höhere Tiefenwirkung aufweisen.

Die Bedienung des Geräts war bei der Anwendung nicht intuitiv und optimal möglich.



Abb. 4.4: Ablation auf dem Holzspatel mit dem MiXto-Laser

### 4.3 FRAXEL® re:pair



Abb. 4.5: FRAXEL re:pair [30]

Der FRAXEL® re:pair ist eines von drei Geräten unter dem Namen FRAXEL®, die von Solta Medical hergestellt und vertrieben werden. Hierbei handelt es sich um Geräte, welche ausschließlich in der ästhetischen Medizin ihre Anwendung finden. Aus diesem Grund ist hier auch kein weiteres Zubehör erhältlich. Der CO<sub>2</sub>-Laser arbeitet mit einer Wellenlänge von 10,6 µm und einer maximalen Spitzenleistung von 40 W. Der Laserstrahl wird vom Gerät über den Spiegelgelenkarm zum Scanner übertragen. Die Bedienung erfolgt über einen Touchscreen. Im Gegensatz zu den sonst verfügbaren Geräten besitzen die FRAXEL® Laser einen Rollscanner. Dieser tastet die Bewegung über die Haut ab und liefert der Geschwindigkeit angepasste Laserpulse. Über die Energie, welche von 5 bis 70 mJ wählbar ist, kann die Behandlungstiefe bestimmt werden. Außerdem ist die Dichte der einzelnen Punkte variabel einstellbar zwischen 5 und 70%. Ferner ist im Anwenderhandstück eine Rauchgasabsaugung integriert, um das verdampfte Gewebe sofort absaugen zu können. Laut Hersteller soll das Gerät viermal schneller arbeiten, als andere am Markt verfügbaren Geräte. [29]

#### 4.4 Sandstone Medical Matrix Fractional CO<sup>2</sup>



Abb. 4.6: Matrix Fractional CO<sup>2</sup> und Ultrafine Fractional Scanner [32]

Die Firma Sandstone Medical Technologies vertreibt die beiden CO<sub>2</sub>-Laser Systeme Matrix LS-25 und Matrix LS-40 und den externen Scanner UltraFine. Die beiden CO<sub>2</sub>-Laser Systeme sind außer für die Dermatologie und ästhetische Medizin auch noch für weitere Anwendungsgebiete geeignet. Der Laserstrahl wird in einer DC-angeregten Röhre erzeugt. Die maximale Leistung soll 25 bzw. 40 W im cw-Betrieb betragen. Hier ist auch ein Einzel- oder Mehrfachpuls möglich. Außerdem soll das Gerät einen Superpuls für eine athermisch Behandlung erzeugen können. Die Spitzenleistung ist hier mit 200 W angegeben. Durch einen Spiegelgelenkarm mit einem Arbeitsradius von 135 cm ist die Strahlweiterleitung gewährleistet. Die Bedienkonzepte der Geräte sind unterschiedlich. Der Matrix LS-40 wird vom Anwender über einen Touchscreen bedient. Die Geräte Matrix LS-25 und Ultrafine verfügen über Tasten und ein LCD-Display. Außerdem sind verschiedene Handstücke und ein Mikromanipulator als Zubehör erhältlich. Um das fraktionierte Scannen zu ermöglichen, wird der Scanner Ultrafine benötigt. Dieser besitzt eine eigene externe Steuerung und soll auch in Kombination mit Geräten anderer Hersteller betrieben werden können. Der Scanner ermöglicht fünf unterschiedliche Figuren. Des Weiteren ist die Figurengröße, die Dichte der MAZ und die Pulsdauer einstellbar. Letzteres soll zwischen 0,02 und 2 ms wählbar sein. Die Spotgröße ist zwischen 150 µm und 2 mm angegeben. Die Ablationstiefe soll 100 bis 600 µm betragen. [31]

## 4.5 Alma Lasers Pixel CO<sub>2</sub>



Abb. 4.7: Alma Pixel CO<sub>2</sub> Fractional Laser [34]

Das Gerät Pixel CO<sub>2</sub> wird von Alma Lasers hergestellt und vertrieben. Dabei handelt es sich um einen RF-angeregten CO<sub>2</sub>-Laser mit einer Wellenlänge von 10,6  $\mu\text{m}$ . Der CO<sub>2</sub>-Laser findet hauptsächlich in der ästhetischen Medizin seine Anwendung, kann aber auch in der Chirurgie oder anderen Fachbereichen verwendet werden. Die maximale Spitzenleistung liegt bei 40 bzw. 70 W im cw- und Puls-Betrieb. Dabei kann die Impulsdauer von 50 bis 1000 ms gewählt werden. Außerdem soll auch ein Superpuls möglich sein. Hier ist eine Impulsdauer von 50 bis 1000  $\mu\text{s}$  auswählbar. Im Pixel-Mode kann die Leistung in drei Stufen gewählt werden. Die Energie ist hier variabel zwischen 10 und 500 mJ einstellbar. Für die Strahlweiterleitung wird ein Spiegelgelenkarm mit 7 Spiegeln genutzt. Die Bedienung erfolgt über einen Touchscreen. Des Weiteren hat das Gerät einen Scanner integriert, der u.a. das fraktionierte Scannen ermöglicht. Dazu sind zwei Handstücke erhältlich, das PixelHP und das iPixelCO<sub>2</sub>. Beim Letzteren handelt es sich um einen Rollscanner, der mit 7 Spots nebeneinander arbeiten soll. Ferner gibt es Handstücke für die Chirurgie und ein Ultraschall-Modul. [33]



## 5 Der MCO25plus/MCO50plus

Die beiden Geräte MCO25plus und MCO50plus sind medizinische CO<sub>2</sub>-Laser der KLS Martin Group. Ihre Leistung beträgt 25 bzw. 50 W, was ihre Bezeichnung symbolisiert. Der CO<sub>2</sub>-Laser verfügt über cw- und Pulsmodi und kann sowohl zum Schneiden mit einem fokussierten Strahl als auch zur oberflächlichen Hautabtragung verwendet werden.

Die Anwendungen der beiden chirurgischen Laser sind vielseitig und reichen von der Dermatologie über die Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde bis zur Gynäkologie.



Abb. 5.1: CO<sub>2</sub>-Laser MCO50plus und MCO25plus [35]

## 5.1 Aufbau und Funktion

Jedes Gerät beinhaltet als Hauptkomponente eine CO<sub>2</sub>-Laserröhre mit einer Wellenlänge von 10,6 µm im infraroten Bereich. Diese erzeugt die Laserleistung für die medizinische Anwendung. Weiterhin ist ein sichtbarer Diodenlaser mit einer Wellenlänge von 635 nm integriert. Dieser wird als Zielstrahl benutzt, um den Ort der Laseranwendung zu markieren. Selber besitzt er jedoch keine eigene Gewebewirkung.

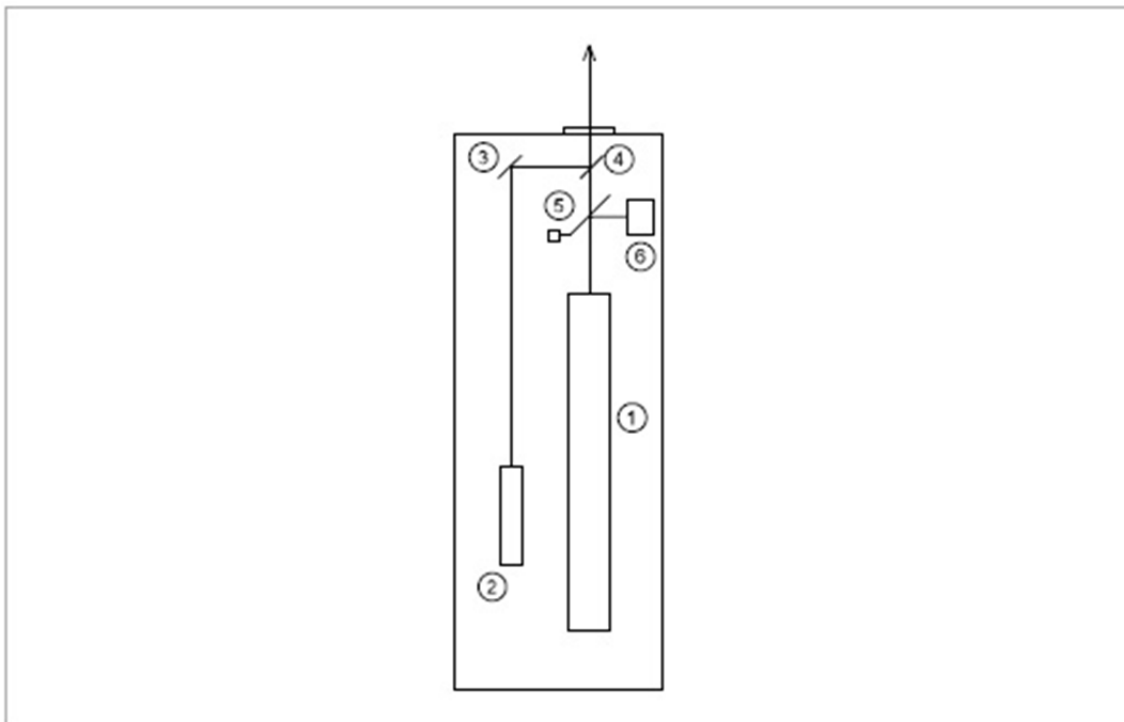


Abb. 5.2: Schematischer Aufbau des MCO25/50plus; (1) Laserröhre, (2) Pilotlaser, (3) Umlenkspiegel, (4) Teildurchlässiger Spiegel, (5) Shutter, (6) Messvorrichtung

Der Pilotstrahl (2) wird über den ersten Umlenkspiegel (3) zum CO<sub>2</sub>-Laserstrahl geführt und durch einen teilreflektierenden Spiegel in den Strahlengang des CO<sub>2</sub>-Laserstrahls eingekoppelt, sodass beide Laserstrahlen auf dem weiteren Verlauf exakt denselben Strahlengang besitzen. Der CO<sub>2</sub>-Laserstrahl wird in der Laserröhre (1) erzeugt und nach Öffnen des Sicherheitsshutters (5) nach außen geführt. Bei geschlossenem Shutter wird der CO<sub>2</sub>-Strahl in ein Leistungsmessgerät (6) umgelenkt und kann zur Überprüfung der abgegebenen Leistung verwendet werden. Der Shutter öffnet nur bei Betätigen des Fußschalters und nach erfolgreicher Leistungsmessung. So kann sichergestellt werden, dass eine korrekte Leistung abgegeben wird.



Um eine optimale Lichtleitung im fernen, infraroten Bereich zu gewährleisten, wird ein Spiegelgelenkarm für die weitere Strahlführung bis zum Anwenderhandstück verwendet. Lichtwellenleiter aus Quarzglas sind für die Wellenlänge  $10,6\ \mu\text{m}$  nicht geeignet. Das Quarzglas enthält als Verunreinigung OH-Gruppen, dadurch wird die Lichtenergie des  $\text{CO}_2$ -Lasers absorbiert und die Faser zerstört. Außerdem ist die Transmission von Siliziumoxid im fernen Infrarot Bereich nicht mehr ausreichend gegeben.

Der Spiegelgelenkarm besitzt an jedem der sieben Gelenke einen Umlenkspiegel für  $45^\circ$ , d.h.  $90^\circ$  Strahlumlenkung. Durch die  $90^\circ$ -Umlenkung an jedem der 7 Gelenkpunkte wird eine Strahlverformung verhindert und eine hohe Flexibilität für die Beweglichkeit des vom Anwender geführten Handstücks erreicht. Außerdem verfügt der Spiegelgelenkarm über ein ausgleichendes Federsystem, wodurch keine großen Kräfte auftreten. Die Kraftwirkung der Federn kann je nach adaptiertem Zubehör in zwei Stufen variiert werden, sodass eine optimale Aустарierung der Handstücke für den Anwender gegeben ist. Der Spiegelgelenkarm ist in zwei Positionen sicher verriegelt, um im unbenutzten Zustand nicht willkürlich herum zu pendeln.

Der Laserstrahl wird in einer Glasröhre, die mit einem  $\text{CO}_2$ - $\text{N}_2$ -He-Gasgemisch befüllt ist, erzeugt. Als Energiequelle dient für die Anregung des Lasergasgemischs Gleichstrom. Über diesen kann der Laserstrahl moduliert und so verschiedene Pulse geformt werden. Die Steuerung übernimmt ein Mikrocontroller, der das Herz der Elektronik bildet.

Um ein Überhitzen und damit eine Funktionsbeeinträchtigung der Laserröhre zu vermeiden, wird diese mittels eines Wasserkreislaufs gekühlt. Die Rückkühlung des Wassers übernimmt ein Luft-Wasser-Wärmetauscher.

Ferner können zwei weitere Platinen ergänzt werden, mit denen die Scannerfunktion realisiert wird. Der Scanner wird im folgenden Kapitel erläutert.

Bei der Anwendung des Lasers entsteht durch die Gewebeeffekte zwangsläufig Rauch, der die Sicht und den Strahlengang des Handstücks beeinträchtigen kann. Um einer Verschmutzung der Linse vorzubeugen, besitzt das Gerät eine integrierte Gasspülung in Form eines kleinen Kompressors. Dieser erzeugt saubere Luft, die über eine Spülleitung für den schnellen Abzug des verdampften Gewebes sorgt.

Die Bedienung des Lasers erfolgt durch den Anwender mittels einer Folientastatur. Diese beinhaltet 21 Tasten und ist unterhalb des LCD-Displays angeordnet. Im ersten Schritt wählt der Anwender eine Pulsart oder eine Figur. Im zweiten Schritt können die gewünschten Einstellungen über die entsprechenden Tasten vorgenommen werden. Auf diese Weise ist eine einfache und überschaubare Bedienbarkeit für den Anwender gewährleistet. [35]

## 5.2 Zubehör

Um für verschiedene Anwendungen eine optimale Handhabung des CO<sub>2</sub>-Lasers zu ermöglichen, ist eine breite Palette an Zubehör erhältlich. So kann der Scanner SoftScan plus R den Funktionsumfang des Gerätes wesentlich erweitert und bekannte Anwendungen einfacher gestalten. Dazu sind die oben erwähnten Platinen und ein externer Scanner notwendig. Letzterer wird am Ende des Siegelgelenkarmes montiert. Der Scanner selbst besitzt zwei gering rotierende Spiegel, die jeweils über einen Schrittmotor bewegt werden. Damit ist jede beliebige, zweidimensionale Figur im Öffnungsbereich des Handstücks mit dem Laserstrahl zu erzeugen.

Die geometrischen Figuren Dreieck, Quadrat, Rechteck, Sechseck, Kreis, Kreisring und Linie sind über separate Tasten am Gerät anwählbar. Die Linienfigur kann zusätzlich gekrümmt werden. Ein cw-Laserstrahl erzeugt die Figuren mit unterschiedlichen Geschwindigkeiten, die vom Anwender in drei Stufen wählbar sind. Die Geschwindigkeit des Laserstrahls ist festgelegt auf 120 mm/s in den Einstellungen „langsam“ und „mittel“ und 240 mm/s in der Einstellung „schnell“. Dabei wird die gewählte Figur in der Einstellung „langsam“ zweimal abgefahren, um so die entsprechende Gewebewirkung zu erreichen. Damit ergibt sich die vom Anwender empfundene Geschwindigkeit von 60 mm/s. Die genauen Zeiten sind am Beispiel der Figur Kreis, bezogen auf das Scanner-Handstück 127 mm, der nachfolgenden Tabelle zu entnehmen.

Figurengröße [mm]	0,4	0,5	0,6	0,7	0,8	0,9	1	1,1	1,2
Handstück 127 mm	4	4	5	5	6	6	7	7	8
langsam	124	124	202	202	298	298	412	412	544
mittel	62	62	101	101	149	149	206	206	272
schnell	31	31	50	50	73	73	102	102	134

Tab. 5.1: Aktivierungszeit des Laserstrahls bei der Figur Kreis. Alleangaben in ms.

Handstücke mit einer Brennweite von 127 mm und 200 mm sind erhältlich. Diese sind sowohl für eine Anwendung mit Scanner als auch für eine Anwendung ohne Scanner verfügbar. Letztere können mit unterschiedlichen Kontaktspitzen benutzt werden, wie beispielsweise einem Backstop oder einem Winkelstück. Ein weiteres Handstück ist für die Anwendung in der HNO, speziell für Nasenoperationen, erhältlich. Dieses besitzt am distalen Ende einen kleinen Umlenkspiegel, der in verschiedenen Winkeln verfügbar ist. Des Weiteren ist ein Handstück mit der Brennweite 50 mm für Eingriffe in der Dermatologie oder der ästhetischen Chirurgie vorhanden. Für den genannten Anwendungsbereich gibt es auch die beiden Handstücke Softfrac und Powerfrac mit einer Brennweite von 144 mm bzw. 63 mm, die in den unten beschriebenen Versuchen getestet wurden. Um diese nutzen zu können, sind der Scanner und eine spezielle Software erforderlich, die das fraktionierte Laserscannen ermöglicht. Dabei wird am Gewebe nicht mehr die komplette Figur abgetragen, sondern nur noch einzelne, tiefere Punkte wie bereits oben beschrieben. Softfrac hat eine oberflächlichere Wirkung im Vergleich zu Powerfrac, das eine ausgeprägte Tiefenwirkung besitzt. Bei den beiden Handstücken wird anstelle der Scangeschwindigkeit der Füllfaktor in den drei Schritten „leicht“, „mittel“ und „stark“ eingestellt. So kann vom Anwender die gewünschte Dichte der MAZ (mikroskopisch kleine Ablationszonen), bezogen auf die eingestellte Fläche, bestimmt werden. Die Anzahl der MAZ wird generiert, indem die gewählte Fläche der Figur durch die Steps aus der folgenden Tabelle dividiert wird.

	Spotgröße (nominal)	Stark Step	Mittel Step	Leicht Step
Softfrac	0,8 mm	0,8 mm	1,2 mm	1,6 mm
Powerfrac	0,15 mm	0,4 mm	0,6 mm	0,8 mm

Tab. 5.2: Spotgröße beim fraktionierten Scannen

Die Tabelle 5.2 stellt die Spotgröße des Laserstrahls in Abhängigkeit des verwendeten Handstückes dar, dabei ist die tatsächliche Spotgröße immer gleich (nominale Spotgröße). Der Durchmesser in den Steps ist lediglich Berechnungsgrundlage für die unterschiedliche Anzahl an Laserpulsen. So wird beispielsweise der Durchmesser 1,6 mm angenommen, die tatsächliche Spot-

größe beträgt jedoch 0,8 mm. Dadurch sind die Zwischenräume der einzelnen MAZ größer, was auf die Fläche bezogen weniger Laserpulse ergibt.

Im Servicemenü kann über den Punkt Fraxeltime die Dwell time bestimmt werden, welche der Laserstrahl auf einem einzelnen Punkt verharret. Multipliziert man diese Zeit mit der Anzahl der Punkte, so erhält man die Zeit, welche für die komplette Figur benötigt wird. Die Pausen des Laserstrahls, die zum Ändern der Position von einem MAZ zum nächsten benötigt werden, sind dabei so minimal klein, dass sie vernachlässigt werden können.

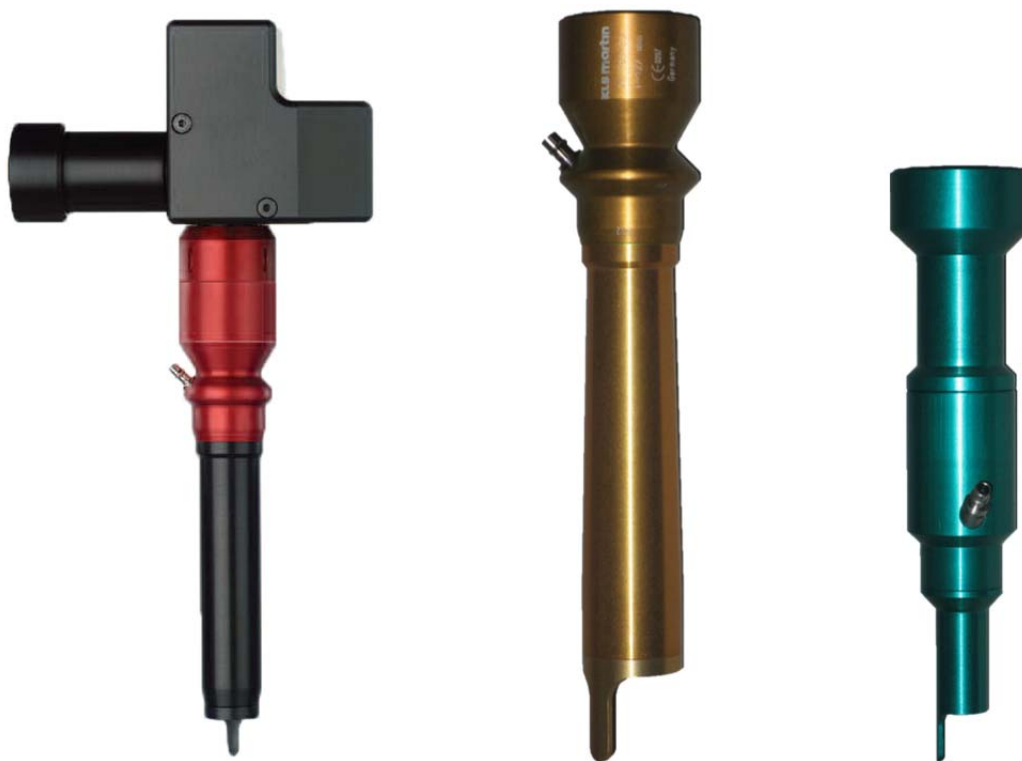


Abb. 5.3: Handstück 127 mm am Scanner montiert (links), Handstück Softfrac (mitte) und Handstück Powerfrac (rechts)

Für Anwendungen in der Mikrochirurgie, wie der HNO oder der Gynäkologie, sind Mikromanipulatoren erhältlich. Diese werden an das Operationsmikroskop adaptiert und somit in den Strahlengang eingebracht. Die Brennweite kann dem verwendeten Mikroskop angeglichen werden. Über einen Joystick wird der Laserstrahl im Blickfeld des Anwenders gesteuert. Damit ist eine präzise Positionierung der Laserablation während der Operation möglich. Für die unterschiedlichen Fachdisziplinen sind zwei verschiedene Mikromanipulatoren vorhanden.

Abbildung 5.4 zeigt den Mikromanipulator MicroPoint 2R, der in der HNO-Heilkunde Anwendung findet. Der Spiegelgelenkarm mit Scanner wird hierbei an dem roten Adapter angeschlossen. Am Joystick ist der zusätzlich erhältliche MicroSwitch montiert. Dadurch ist es dem Operateur während des Eingriffes komfortabel möglich, die Figur Linie zu steuern.



Abb. 5.4: Mikromanipulator MicroPoint 2R

Bei Anwendungen, wie beispielsweise in der Dermatologie, entstehen starke Rauchgase, dessen Einatmung vermieden werden sollte. Dies gilt besonders bei der Behandlung von infektiösem Gewebe. In diesem Fall kann die Rauchgasabsaugung marVac mit dem Lasergerät gekoppelt und so das vaporisierte Gewebe abgesaugt werden. Auf diese Weise wird auch das Sichtfeld des Operateurs freigehalten. Um eine Kopplung der Geräte zu ermöglichen, ist ein zusätzlicher Stromsensor erhältlich. Dieser erkennt automatisch die Aktivierung des CO<sub>2</sub>-Lasers durch eine Messung des Stromflusses. Damit lässt sich die Absaugung auf die Behandlungszeit begrenzen. [35]

## **6 Material und Methode**

Ziel dieser Arbeit ist die Untersuchung der Gewebewirkung von CO<sub>2</sub>-Lasern in unterschiedlichen Anwendungsgebieten. Dazu werden Gewebemodelle herangezogen, die dem humanen Gewebe möglichst nahe kommen sollen. Bei der Auswahl kann auf bereits in der Vergangenheit durchgeführte Studien an Gewebemodellen zurückgegriffen werden. Die Modelle werden in den folgenden Kapiteln näher betrachtet.

Als CO<sub>2</sub>-Laser kam der MCO25plus/MCO50plus der KLS Martin Group zum Einsatz. In den untersuchten Anwendungsbereichen kommt zusätzlich der Scanner Soft Scan Plus R zur Anwendung. So wird in der Stapeschirurgie eine Kreisfunktion genutzt und in der Dermatologie hauptsächlich das Rechteck. Bei allen einstellbaren Figuren sind die Größe und die Geschwindigkeit bzw. der Füllfaktor vom Anwender zu bestimmen. Zusätzlich wird bei der Stapeschirurgie der Mikromanipulator Micropoint 2R verwendet. Dieser wurde an ein Zeiss Operationsmikroskop mit der Brennweite  $f = 250$  mm adaptiert. Bei den Versuchen für den Fachbereich Dermatologie kamen die beiden Handstücke Softfrac ( $f = 144$  mm) und Powerfrac ( $f = 63$  mm) zum Einsatz, die speziell für das fraktionierte Laserscannen konzipiert sind.

### **6.1 Untersuchung der Wirkung des fraktionierten Laserscannens mit dem CO<sub>2</sub>-Laser MCO50plus auf dem Holzspatel**

Die beiden neuen Handstücke für das fraktionierte Scannen sollten an geeigneten Modellen getestet werden. Die erste Voruntersuchung der Gewebewirkung wurde auf einem Holzspatel durchgeführt. Dieser hatte sich bereits in der Vergangenheit für die grobe Beurteilung bewährt. Damit war es möglich, die Gewebewirkung besser abzuschätzen. Außerdem wurde geprüft, ob die Figuren richtig abgebildet werden. Auch die Strahlqualität konnte mit der Ablation auf einem Holzspatel beurteilt werden, um so letztendlich ein optimales Ergebnis zu erhalten. Die Figur Quadrat wurde mit dem Handstück Softfrac in den drei Leistungsstufen 10, 30 und 50 W mit jeweils den drei Füllfaktoren „leicht“, „mittel“ und „stark“ getestet. Die restlichen anwählbaren Figuren wurden analog dazu mit der Spitzenleistung von 30 W und drei Füllfaktoren auf dem Holzspatel

abladiert. Beim Handstück Powerfrac wurden die drei Leistungsstufen 10, 15 und 20 W mit jeweils den drei Füllfaktoren „leicht“, „mittel“ und „stark“ auf die Figur Quadrat angewandt. Die restlichen wählbaren Figuren wurden in der niedrigsten und höchsten Leistungsstufe und analog mit den drei Füllfaktoren getestet. Die verwendeten Werte decken den gesamten, einstellbaren Leistungsbereich ab und werden als praxisnah angesehen. Durch die Untersuchung konnte die Ablation der Figuren beim fraktionierten Scannen überprüft und optimiert werden. Für die Auswertung wurden keinerlei Hilfsmittel benutzt, so dass die Bewertung alleine vom Betrachter abhängig ist.

## **6.2 Untersuchung der Wirkung des fraktionierten Laser-scannens mit dem CO<sub>2</sub>-Laser MCO50plus am Schweinehaut-Modell**

In einem weiteren Schritt wurde die Gewebewirkung des fraktionierten Laserscans mit dem Gerät MCO50plus am Gewebe untersucht. Dazu war es notwendig, ein geeignetes Gewebemodell zu finden. Da sich das fraktionierte Scannen des CO<sub>2</sub>-Lasers auf die Behandlung in der Dermatologie und ästhetischen Medizin beschränkt, war die Wirkung auf die humane Haut von Bedeutung. Hierfür eignete sich als Gewebemodell am besten Schweinehaut in vitro. Wie Meyer feststellte, kann „aus experimenteller Sicht nur das Integument [des] hellhäutige Hausschwein als Struktur- und Funktionsmodell für die Haut des Menschen dienen“ [13, S. 178]. So gibt es zahlreiche Parallelen beim anatomischen und physiologischen Aufbau des Integuments des Hausschweines gegenüber der humanen Haut. Dazu zählen Bau, Biochemismus und physiologische Vorgänge der Epidermis, wie auch deutliche strukturelle Ähnlichkeiten der Dermis. Auch die Versorgung der Blutgefäße sowie der Nerven zeigen eine große Übereinstimmung zur humanen Haut. [13]

In früheren Untersuchungen an der Laser- und Medizin-Technologie GmbH, Berlin wurde bereits Schweinehaut als geeignetes Gewebemodell für die menschliche Haut eingesetzt, um mit dem CO<sub>2</sub>-Laser vorklinische Versuche durchzuführen. [8]

Für die hier durchgeführten experimentellen Untersuchungen wurde die Haut einige Stunden zuvor dem Tier in einem Schlachthof entnommen und enthaart.



Im Labor wurde die Schweinehaut in Quadrate mit einer Größe von ca. 100 cm<sup>2</sup> zerteilt und flach auf der Untersuchungsfläche platziert. Mit dem CO<sub>2</sub>-Laser MCO50plus, unter Verwendung des jeweiligen Handstückes, konnte nun die Haut behandelt werden. Anschließend wurden die Laserläsionen mithilfe eines Mikroskops optisch ausgewertet. Jede abladierte Figur wurde unter dem Mikroskop fotografisch festgehalten.

Die Bewertung der Aufnahmen folgt in Kapitel 7.2.

### 6.2.1 Handstück Powerfrac

Ziel der experimentellen Untersuchung war vor allem die Beurteilung der Ablationsqualität des fraktionierten Laserscans am Gewebe. Die Parameter Spitzenleistung und Füllfaktor, welche die Energiedichte ergeben, wurden verändert. Außerdem wurden verschiedene Figurengrößen verwendet, die jedoch keinen Einfluss auf die Energiedichte hatten. Aus diesem Grund wurde die Figurengröße auch nur beim Handstück Powerfrac ( $f = 63 \text{ mm}$ ) und der Figur Quadrat variiert, um das Argument zu bestätigen. Hier wurden die Größen 2 mm und 5 mm untersucht. Bei allen anderen eingestellten Figuren kam die Figurengröße 4 mm zum Einsatz, die als praxisnah betrachtet werden kann.

Die Haut wurde flach auf der Untersuchungsfläche platziert und in dem vom Handstück (Powerfrac,  $f = 63 \text{ mm}$ ) vorgegebenen Abstand mit dem CO<sub>2</sub>-Laser bestrahlt. Hierzu wurde die Spitze des Handstückes auf die Haut leicht aufgesetzt, sodass sie nicht übermäßig in der Haut einsank. Die kleinstmögliche (10 W) und die größtmögliche Spitzenleistung (20 W) sowie die drei verfügbaren Füllfaktoren „leicht“, „mittel“ und „stark“ kamen hierbei zur Anwendung. In jeder gewählten Einstellung wurden drei Messungen durchgeführt und anschließend bewertet.

### 6.2.2 Handstück Softfrac

Analog zum vorhergehenden Handstück sollte auch hier die Qualität der Ablation im Gewebe bestimmt werden. Verändert wurden die beiden Einstellungen Füllfaktor und Leistung. Letzteres kann von 10 bis 50 W variiert werden. Bei der Figur Quadrat wurde die Leistung in Zehnerschritten verändert. Für die Versuche der restlichen Figuren wurde der kleinste (10 W), ein mittlerer (30 W) und der größte Leistungswert (50 W) gewählt. Beim Füllfaktor kam „leicht“, „mittel“



und „stark“ zum Einsatz. Die Figurengröße sollte auf die applizierte Energiedichte keinen Einfluss haben, weshalb nur eine 7 mm große Figur verwendet wurde. Dies stellt auch für die Praxis eine realistische, mittlere Größe dar. Die Schweinehaut war wiederum im vom Handstück ( $f = 144 \text{ mm}$ ) vorgegebenen Abstand auf der Untersuchungsfläche flach platziert worden. Das Handstück wurde ohne Druck auszuüben auf die Haut aufgesetzt, damit es zu keiner wesentlichen Änderung der Brennweite durch Einsinken in die Haut kommen konnte. In jeder der gewählten Einstellungen wurden drei Messungen durchgeführt.

### **6.3 Untersuchung der Eindringtiefe des CO<sub>2</sub>-Lasers MCO50plus**

Aufgabe war es, die Eindringtiefe ins Gewebe des CO<sub>2</sub>-Lasers MCO50plus zu bestimmen. Damit können die Qualität und vor allem die Wirkung der Laserläsion noch besser beurteilt werden. Außerdem ist die Eindringtiefe ein wichtiges Marketingargument, das auch die Wettbewerber verwenden. So können direkte Vergleiche zwischen dem Produkt von KLS Martin und den Mitbewerbern am Markt durchgeführt werden.

Für die Untersuchung der Eindringtiefe des CO<sub>2</sub>-Lasers musste ein Gewebemodell gefunden werden, welches der humanen Haut sehr nahe kommt und reproduzierbare Ergebnisse erlaubt. Dazu gibt es verschiedene Ansätze. Eine Möglichkeit ist die Verwendung von Holzspateln, die auch vor jeder Anwendung des Lasers als Probematerial benutzt werden. Hier könnte man die Eindringtiefe durch eine mechanische Messung mittels einer Messuhr bestimmen. Diese Methode ist jedoch nur begrenzt möglich, da sich die Werte in einem sehr kleinen Bereich befinden. Die Messuhr kann dabei lediglich grobe Anhaltswerte liefern. Außerdem ist der Durchmesser der abladierten Punkte beim Handstück Powerfrac zu klein, sodass die Messspitze nicht mehr hineinpasst. Auch die Zusammensetzung des Holzes spricht gegen eine Verwendung, da diese in keiner Weise der menschlichen Haut gleichkommt. Mit dieser Methode ist es lediglich möglich, einen Richtwert für die Eindringtiefe zu bestimmen.

Eine andere Möglichkeit wäre die Verwendung toter Schweinehaut. Diese

kommt der menschlichen Haut sehr nahe, wie oben bereits beschrieben wurde. Da die Versuche jedoch nicht alle gleichzeitig stattfinden können, variiert der Wassergehalt der Schweinehaut stark. Durch die fehlende Durchblutung kommt es zu einer raschen Austrocknung und damit zu keinen gleichbleibenden Ergebnissen. Der CO<sub>2</sub>-Laser benötigt jedoch gerade das Wasser, da seine Absorption stark von H<sub>2</sub>O abgänglich ist. Des Weiteren stellt die Untersuchung der Laserläsionen auf der Schweinehaut einen relativ großen Aufwand dar. Die Haut muss für die Laserbehandlung zuerst entsprechend präpariert und anschließend an die Laserablation zügig histopathologisch untersucht werden. Die Untersuchung in der Pathologie ist zeit- und kostenintensiv.

Eine weitere und einfachere Methode zur Bestimmung der Eindringtiefe ist das künstliche Hautmodell. Hierbei handelt es sich um ein dreidimensionales Hautmodell aus dem Labor, welches zum Großteil aus Kollagenfasern besteht. Der Laser würde dieses jedoch zum Schmelzen und eventuell Verkohlen bringen, wodurch das Hautmodell zerstört wäre.\* Damit ist auch dieses Verfahren nicht für die Tiefenbestimmung des CO<sub>2</sub>-Lasers geeignet.

Weitaus vielversprechender ist das Geleemodell. Wie aus der Literatur [15, 16] bekannt ist, kann zur Nachbildung von Gewebeproben künstliches Gewebe verwendet werden. Dabei handelt es sich um ein formfestes Hydrogel. Bei diesem ist der Wasser- und Elektrolytgehalt annähernd immer konstant, was reproduzierbare Messergebnisse erlaubt. Um das künstliche Gewebe herzustellen, kann handelsübliche Gelatine oder Agar-Agar verwendet werden. Diese wird mit destilliertem Wasser bzw. einer 0,9%igen Natriumchlorid Lösung vermischt. Durch die Isotone Kochsalz-Lösung kann der Elektrolytgehalt des humanen Gewebes näherungsweise nachgebildet werden. Um ein frühzeitiges Austrocknen zu verhindern, wird ein hygroskopisches Mittel, wie beispielsweise Glycerin, beigemischt. Für die Verwendung in der HF-Chirurgie wurden ursprünglich auch Woll- oder Leinenfasern beigemischt, um den Schneideffekt realistischer zu gestalten. Da es sich hier jedoch um ein völlig anderes Anwendungsgebiet handelt, wurde auf die Fasern verzichtet. Aufgrund der schnellen Verwendung des künstlichen Gewebes wurde auch kein Konservierungsmittel verwendet, wie beispielsweise 0,1%ige Sorbinsäure. Ferner kann zur farblichen

---

\* Persönliche Mitteilung von Frau Dr. Michaela Kaufmann vom Fraunhofer IGB Stuttgart

Anpassung an die humane Haut ein Farbstoff Anwendung finden, der bei der üblichen Koagulationstemperatur einen Farbumschlag aufweist. Mit diesen sogenannten Thermocolore ist ein noch wirklichkeitsgetreueres, künstliches Gewebe herstellbar. In diesem Fall sollte jedoch die Tiefenwirkung unter dem Mikroskop beurteilt werden, wobei die Einfärbung eher hinderlich gewesen wäre. Die genaue Rezeptur des hergestellten Gewebes ist im Anhang zu finden.

Bei den Versuchen wurde das Gerät MCO50plus verwendet. Es wurde mit den zwei Handstücken Softfrac und Powerfrac gearbeitet. Als Leistung kamen 10, 25 und 50 W beim Handstück Softfrac bzw. 10, 15 und 20 W beim Handstück Powerfrac zum Einsatz. Dabei fanden alle drei Füllfaktoren nacheinander ihre Anwendung. So wurden zuerst die Figuren mit dem Handstück Softfrac und den Einstellungen 10 W und dem Füllfaktor „leicht“ verwendet. Danach kamen bei derselben Leistung die Füllfaktoren „mittel“ und „stark“ zum Einsatz. Mit den beiden Leistungen 25 und 50 W wurde gleichermaßen verfahren. Anschließend wurde mit dem Handstück Powerfrac analog vorgegangen. Es kamen die drei Leistungen 10 W, 15 W und 20 W zum Einsatz.

Nach der Laseranwendung konnten die abladierten Figuren bewertet und vermessen werden. Die Proben wurden in dünne Scheiben geschnitten und unter einem Mikroskop fotografiert. Um bei der Vermessung möglichst genaue Werte zu erhalten, wurden die einzelnen Figuren mit unterschiedlichen Vergrößerungen betrachtet. Die Bilder konnten nun mit einer Software vermessen werden. Dabei musste die jeweilige Vergrößerung des Mikroskops sowie ein Korrekturfaktor mit eingerechnet werden. Letzterer ist bei den unterschiedlichen Vergrößerungen verschieden. Um den Korrekturfaktor zu berechnen, wurde ein Stahllineal unter dem Mikroskop mit exakt der gleichen Vergrößerung fotografiert. Der daraus errechnete Maßstab konnte auf die Bilder des künstlichen Gewebes angewandt werden.

## **6.4 Fraxeltime**

Die Einstellung Fraxeltime befindet sich im Servicemenü und kann damit nicht vom Anwender verändert werden. Dennoch ist es eine wichtige Einstellmöglichkeit, da hiermit die Impulsdauer des Laserstrahls beim fraktionierten Laser-scannen bestimmt wird. Aus diesem Grund sollten die möglichen Einstellungen

getestet und anschließend ein idealer Wert bestimmt werden.

Für diese Untersuchung wurde ein Holzspatel verwendet, auf den der Laser abladiert wurde. Die Fraxeltime ist variabel zwischen den Werten 3,0 und 7,5 ms einstellbar. Es wurden die vier Werte 3,0; 4,5; 6,0 und 7,5 ms und der aktuell eingestellt Wert 5,0 ms getestet. Der Abstand von jeweils 1,5 ms erschien als angemessen, da bei den dazwischen liegenden Werten kein bedeutender Unterschied der Laserwirkung auf dem Holzspatel zu erwarten ist. Beim Handstück Softfrac wurde eine Leistung von 20 W und beim Handstück Powerfrac eine Leistung von 15 W gewählt. Der Füllfaktor wurde auf die Einstellung „mittel“ festgesetzt. Um die größtmögliche Fläche für die Beurteilung zur Verfügung zu haben, kam die Figur Quadrat mit einer Größe von 10 bzw. 5 mm zur Anwendung. Die genannten Einstellungen wurden gewählt, da sie auch in der Praxis am Patienten so angewendet werden können. Bei einem Handstück kamen immer die gleichen, oben genannten Einstellungen zum Einsatz, sodass die Ergebnisse vergleichbar sind. Die Ergebnisse sind weiter unten in Kapitel 7.4 erläutert.

## 7 Ergebnisse

In den nachfolgenden Unterkapiteln werden die Ergebnisse zu den in Kapitel 6 beschriebenen Versuchsdurchführungen erläutert.

### 7.1 Untersuchung der Wirkung des fraktionierten Laserscannens mit dem CO<sub>2</sub>-Laser MCO50plus auf dem Holzspatel

Die Untersuchungen auf dem Holzspatel wurden wie oben beschrieben durchgeführt. Die anschließende Betrachtung der Ergebnisse zeigt eine hervorragende Strahlqualität, sowohl mit dem Handstück Softfrac als auch mit dem Handstück Powerfrac. Die einzelnen Figuren sind fehlerfrei und homogen abgebildet. Die einzelnen Laserpulse sind klar abgegrenzt zu sehen. Lediglich der Startpunkt des Scanvorganges weist eine geringfügig höhere Wirkung auf, was hauptsächlich beim Handstück Powerfrac zu erkennen ist. Vor allem bei den Figuren des Handstücks Powerfrac ist zwischen den einzelnen MAZ eine Verbindungslinie zu sehen. Diese ist physikalisch bedingt und verursacht keine relevante Gewebewirkung. Damit kommt diesem Nebeneffekt keine weitere Bedeutung zu und er kann vernachlässigt werden. Die nachfolgenden beiden Bilder stellen im Vergleich die Ergebnisse der beiden Handstücke bei der Figur Quadrat dar.

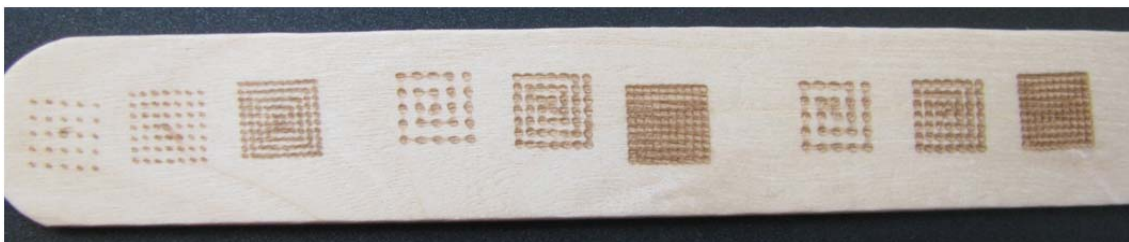


Abb. 7.1: Ablationen der Figur Quadrat mit dem Handstück Softfrac auf dem Holzspatel.

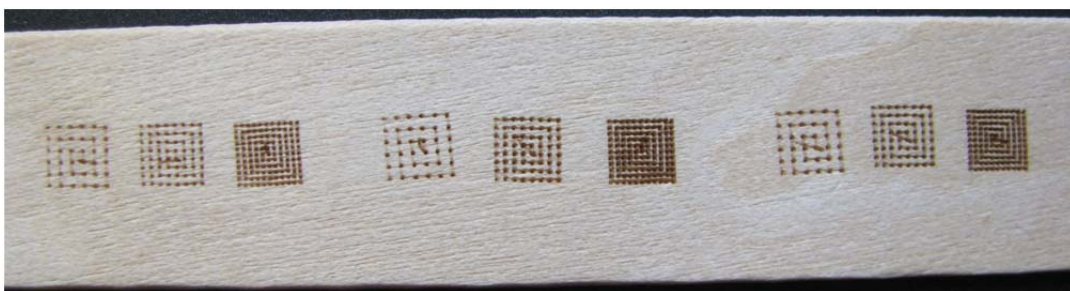


Abb. 7.2: Ablationen der Figur Quadrat mit dem Handstück Powerfrac auf dem Holzspatel.



Abbildung 7.1 zeigt die Ablationsqualität der Scanfigur Quadrat mit dem Handstück Softfrac bei einer Figurengröße von 7 mm. Es sind die drei maximalen Leistungen 10, 30 und 50 W mit jeweils den drei Füllfaktoren „leicht“, „mittel“ und „stark“ in der angegebenen Reihenfolge von links nach rechts zu sehen. In Abbildung 7.2 ist das makroskopische Bild der Ablationsqualität der Scanfigur Quadrat mit dem Handstück Powerfrac bei einer Figurengröße von 4 mm zu sehen. Es sind die drei maximalen Leistungen 10, 15 und 20 W mit jeweils den drei Füllfaktoren „leicht“, „mittel“ und „stark“ in der angegebenen Reihenfolge von links nach rechts zu beobachten. Im Vergleich dazu ist in Abbildung 7.3 eine Gegenüberstellung der Ablationen der beiden Handstücke Softfrac und Powerfrac zu sehen. Es wurde dabei die Figurengröße 7 mm bzw. 4 mm und die Spitzenleistungen 30 W bzw. 15 W verwendet. Die Ablationen mit beiden Handstücken zeigen die drei Füllfaktoren „leicht“, „mittel“ und „stark“.

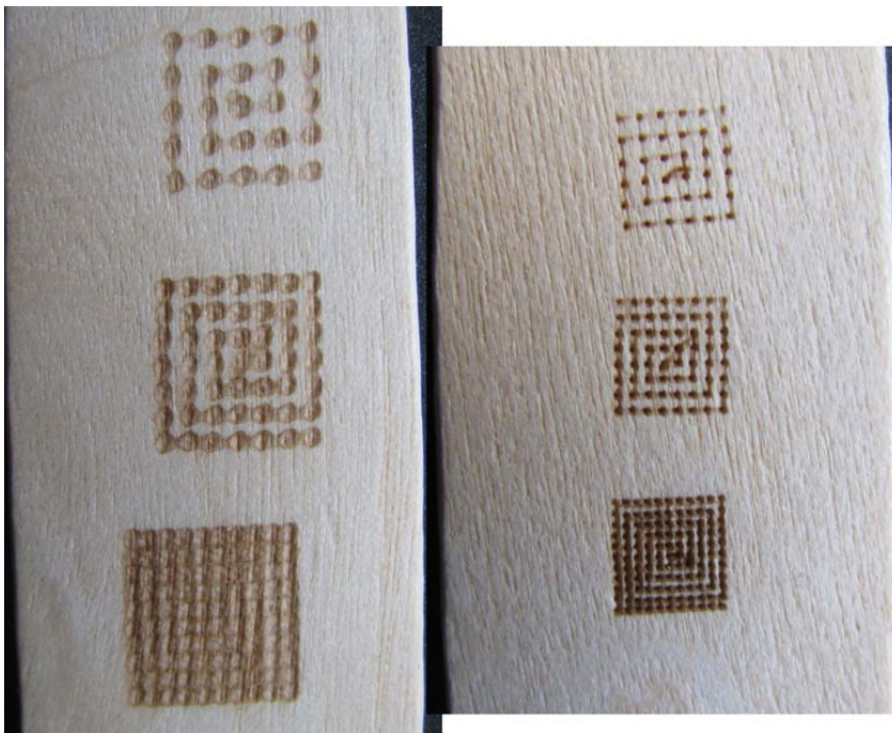


Abb. 7.3: Vergleich der beiden Handstücke Softfrac und Powerfrac.

Alle anderen, verfügbaren Figuren sind in Abbildung 7.4 für das Handstück Softfrac zu sehen. Dabei wurden die Figurengröße mit 7 mm und die Leistung mit 30 W gewählt. Auch hier wurden wieder die drei Füllfaktoren verwendet. Analog dazu sind in Abbildung 7.5 die Ablationen der restlichen, wählbaren Figuren mit dem Handstück Powerfrac dargestellt. Zu sehen sind die drei ver-

schiedenen Figuren mit einer Leistung von 20 W, der Figurengröße 4 mm und den drei vorhandenen Füllfaktoren.

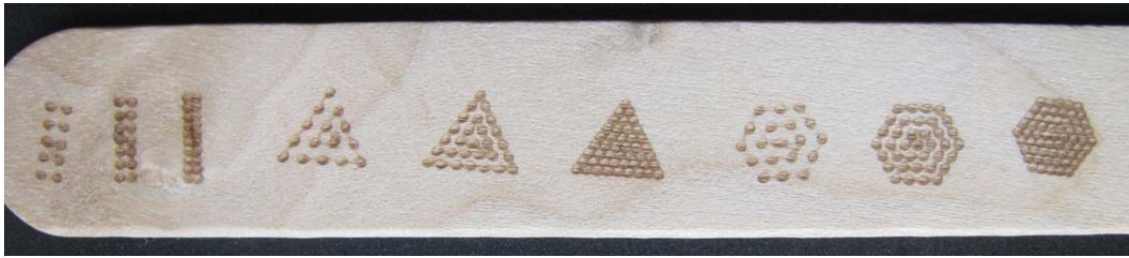


Abb. 7.4: Ablationen mit dem Handstück Softfrac auf einem Holzspatel.

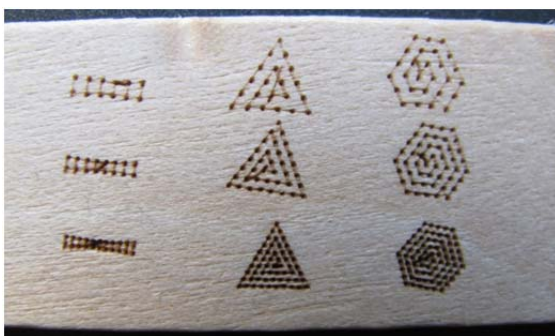


Abb. 7.5: Ablationen mit dem Handstück Powerfrac auf einem Holzspatel.

## 7.2 Untersuchung der Wirkung des fraktionierten Laserscannens mit dem CO<sub>2</sub>-Laser MCO50plus am Schweinehaut-Modell

Die Auswertung der in Kapitel 6.2 beschriebenen Labormessung am Gewebemodell erfolgte mithilfe des Mikroskops Olympus SZ60. Die einzelnen, vaporisierten Figuren auf der Schweinehaut konnten so differenziert beurteilt werden. Da hierfür keine weiteren Hilfsmittel zur Anwendung kamen, unterliegt die Beurteilung dem optischen Eindruck des Betrachters.

Die Fotos der mikroskopischen Betrachtung sind nur bei der Figur Quadrat als Abbildung im Text vorhanden. Die detaillierten Abbildungen aller Figuren, welche die im nachfolgenden Text beschriebenen Ergebnisse enthalten, sind im Anhang zu finden.

### **7.2.1 Handstück Powerfrac, Brennweite $f = 63$ mm**

Es wurden nachfolgend die vier Figuren Quadrat, Rechteck, Dreieck und Sechseck unter Verwendung des Handstückes Powerfrac mit einer Brennweite von 63 mm untersucht. Die Ergebnisse sind im Folgenden beschrieben.

#### **7.2.1.1 Figur Quadrat**

Bei der vorklinischen Untersuchung der Figur Quadrat kamen zwei unterschiedliche Figurengrößen sowie zwei verschiedene Spitzenleistungen zum Einsatz. Mit der Einstellung 10 W und dem Füllfaktor „leicht“ waren bei zwei von drei Proben keinerlei Gewebeschäden des umliegenden Gewebes zu erkennen. Bei einer Probe waren leichte, linienförmige Koagulationszonen zwischen den einzelnen vaporisierten Punkten zu sehen. Außerdem gab es minimale Karbonisationsränder. Die Gewebeeffekte bei einer Spitzenleistung von 20 W waren verstärkt, wie zu erwarten war.

Mit dem Füllfaktor „mittel“ und einer Leistung von 10 W sind teilweise deutliche Koagulationszonen und leichte Karbonisationsränder zu erkennen. Wird die Leistung weiter auf 20 W erhöht, sind verstärkt Koagulationszonen sichtbar. Mit dem Füllfaktor „stark“ und einer Leistung von 10 W waren schwache Koagulationszonen des umliegenden Gewebes und Karbonisationsränder erkennbar. Nach einer Erhöhung der Spitzenleistung auf 20 W verstärken sich diese Gewebeschäden massiv. Hier waren großflächige Koagulationszonen und teilweise starke Karbonisationsränder feststellbar.

Bei beiden Spitzenleistungen waren die MAZ klar abgegrenzt und gut zu erkennen. Lediglich bei einer Spitzenleistung von 20 W und dem Füllfaktor „stark“ kam es zu Verbindungen zwischen den einzelnen punktförmigen Ablationen.

Nach der Minimierung der Figurengröße auf 2 mm konnten ähnliche Ergebnisse beobachtet werden. Mit den Einstellungen 10 W und Füllfaktor „leicht“ waren kaum Schäden des umliegenden Gewebes zu verzeichnen. Teilweise kam es zu minimalen Karbonisationsrändern sowie bei einer Probe zu leichten linienförmigen Koagulationszonen zwischen den vaporisierten Punkten. Nach der Leistungserhöhung auf 20 W verstärkten sich vor allem die Koagulationszonen. Hier waren deutliche linienförmige Koagulationen zwischen den einzelnen vaporisierten MAZ sichtbar.



Werden die Einstellungen mit dem Füllfaktor „mittel“ und einer Leistung von 10 W gewählt, sind keine wesentlichen Schäden des umliegenden Gewebes zu sehen. Nach Auswahl einer Spitzenleistung von 20 W zeigen sich teilweise minimale linienförmige Koagulationen und leichte Karbonisationsränder.

Nach Ändern des Füllfaktors auf „stark“ sind bei einer Leistung von 10 W Karbonisationsränder und teilweise leichte Koagulationszonen zu beobachten. Wird die Spitzenleistung auf 20 W erhöht, kommt es zu starken Koagulationszonen zwischen den vaporisierten Punkten bzw. der Verschmelzung der MAZ zu einer Linie. Auch hier tritt an den Rändern Karbonisation auf.

In den nachfolgenden beiden Abbildungen sind die drei Füllfaktoren „leicht“, „mittel“ und „stark“ bei der Figur Quadrat mit einer Kantenlänge von 2 mm zu sehen. Dabei kamen in Abbildung 7.6 die niedrigste Leistung 10 W und in Abbildung 7.7 die höchste Leistung 20 W zum Einsatz.

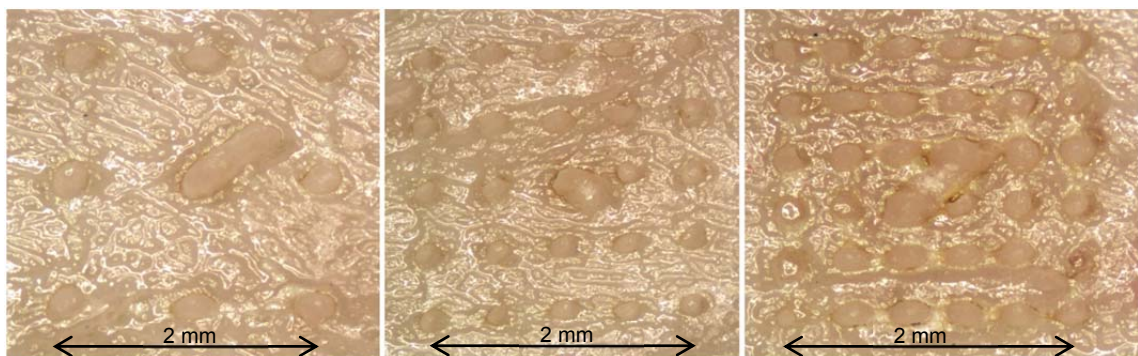


Abb. 7.6: Gewebeversuch unter Verwendung des Handstück Powerfrac und einer Leistung von 10 W.

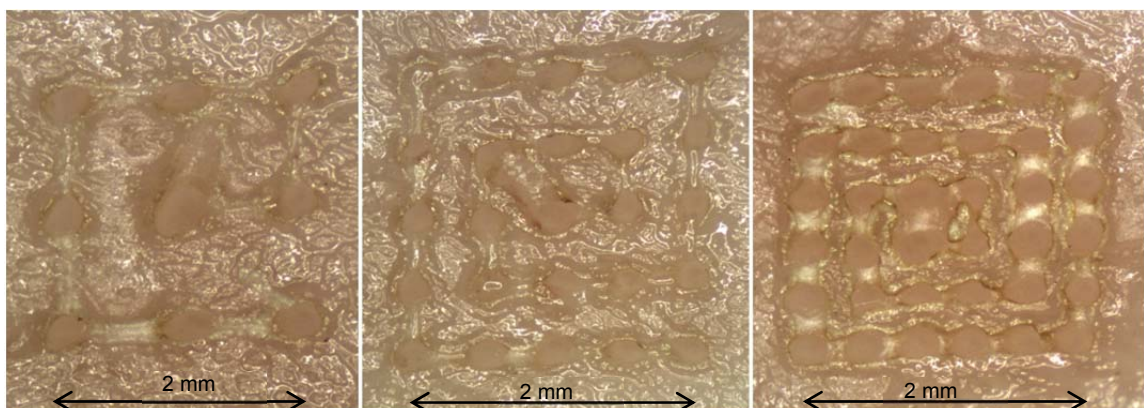


Abb. 7.7: Gewebeversuch unter Verwendung des Handstück Powerfrac und einer Leistung von 20 W.

### **7.2.1.2 Figur Dreieck**

Die vaporisierten Punkte bei der Figur Dreieck waren klar erkennbar und abgegrenzt. Vor allem bei dem Füllfaktor „leicht“ und einer Spitzenleistung von 10 W konnten keinerlei thermische Schäden des umliegenden Gewebes festgestellt werden. Bei einer Leistungserhöhung auf 20 W waren teilweise zwischen den einzelnen Punkten strichförmige Koagulationen sichtbar. Auch konnten hier vereinzelt schwache Karbonisationsränder beobachtet werden.

Nach der Erhöhung des Füllfaktors auf „mittel“ und damit auch einer Erhöhung der Punkteanzahl, verstärken sich die beschriebenen Gewebereaktionen noch weiter. Hier waren bei jeder Probe mit einer Leistung von 10 W eine Koagulation und schwache Karbonisationsränder festzustellen. Der Effekt wurde bei einer Spitzenleistung von 20 W noch deutlich verstärkt, es konnte eine eindeutige Koagulation sowie Karbonisationsränder beobachtet werden.

Nach einer weiteren Erhöhung des Füllfaktors auf „stark“ waren bei einer Leistung von 10 W deutliche Karbonisationsränder sichtbar. Die Koagulation beschränkte sich nun nichtmehr auf eine Linienform, vielmehr waren ganze Bereiche davon betroffen. Bisher konnten jedoch alle vaporisierten Punkte klar abgegrenzt werden. Dies änderte sich nun nach einer Leistungserhöhung auf 20 W. Die MAZ waren jetzt teilweise verbunden und nur noch als Linie zu erkennen. Außerdem kam es zu starken Koagulationszonen und zu Karbonisationsrändern.

### **7.2.1.3 Figur Sechseck**

Auch bei der Figur Sechseck kam es zu ähnlicher Gewebewirkung wie oben beschrieben. Hier waren jedoch schon beim Füllfaktor „leicht“ mit einer Leistung von 10 W Koagulationslinien und auch minimale Karbonisationsränder erkennbar. Bei einer Spitzenleistung von 20 W und sonst gleichen Einstellungen konnte diese Gewebewirkung noch deutlicher beobachtet werden.

Hingegen war beim Füllfaktor „mittel“ leistungsunabhängig ein sehr gutes Ergebnis zu verzeichnen. Hier sind die Karbonisationsränder minimal und auch die Koagulation ist stark eingeschränkt.

Wird der Füllfaktor „stark“ gewählt, zeigt sich auch hier ein überdurchschnittlich gutes Ergebnis. Es treten, ebenfalls leistungsunabhängig, kaum Karbonisationsränder auf. Die Koagulation ist auf den Übergang zu den beiden benachbar-

ten Ablationen beschränkt. Die vaporisierten Punkte sind bei allen gewählten Einstellungen klar abgegrenzt.

#### **7.2.1.4 Figur Rechteck**

Die Ablation der Figur Rechteck unterscheidet sich nur unwesentlich von den bisherigen Beobachtungen bei den anderen Figuren. Auch hier gibt es beim Füllfaktor „leicht“ teilweise minimale Karbonisationsränder sowie linienförmige Koagulationszonen. Bei den unterschiedlichen Leistungen treten keine wesentlichen Unterschiede auf.

Die besten Ergebnisse lieferte wieder der Füllfaktor „mittel“. Hier traten kaum Schädigungen des umliegenden Gewebes auf. Lediglich minimale Koagulationszonen und kaum erkennbare Karbonisationszonen waren sichtbar. Eine Figur nimmt hier eine Außenseiterrolle mit deutlichen Gewebeschädigungen ein, der im Folgenden jedoch keine Bedeutung zugerechnet wird.

Beim Füllfaktor „stark“ verschlechterte sich das Ergebnis deutlich, vergleichbar mit der Figur Dreieck. Hier waren bei einer Spitzenleistung von 20 W die vaporisierten Punkte teilweise nicht mehr klar abgegrenzt. Des Weiteren kam es zu ausgedehnten Koagulationszonen fast über die gesamte Fläche des Rechtecks. Auch Karbonisationsränder waren deutlich sichtbar. Bei einer Leistung von 10 W verbesserte sich die Gewebewirkung dahin gehend, dass die MAZ nun klar abgrenzbar waren. Jedoch traten auch hier deutliche Schäden am umliegenden Gewebe auf.

#### **7.2.2 Handstück Softfrac, Brennweite $f = 144$ mm**

Die Untersuchung der Ablationsqualität des Handstückes Softfrac wurde analog zur vorhergehenden Untersuchung durchgeführt. Das Handstück hat eine Brennweite von 144 mm und beinhaltet die nachfolgenden vier Figuren Quadrat, Dreieck, Sechseck und Rechteck. Die Abbildungen der einzelnen Figuren sind im Anhang zu finden und bei der Figur Quadrat zusätzlich im Text eingefügt.

### 7.2.2.1 Figur Quadrat

Bei einer Leistung von 10 W ist kein Gewebeabtrag sichtbar, lediglich der Startpunkt wurde teilweise vaporisiert und weist einen karbonisierten Rand auf. Im Allgemeinen erscheint die Haut gerötet und zeigt teilweise Koagulationspunkte, jedoch genügt die Leistung nicht für eine Vaporisation der erwarteten Scanfigur. Der Einfluss der drei verschiedenen Füllfaktoren beschränkte sich hier hauptsächlich auf die Stärke der scheinbaren Hautrötung. So trat beim Füllfaktor „leicht“ kaum eine Gewebereaktion auf, wohingegen beim Füllfaktor „stark“ eine deutliche Rötung sichtbar war.

Wird die Leistung auf 20 W erhöht, so zeigt sich ein leichter Gewebeabtrag, verbunden mit Koagulationszonen. Dieser Eindruck verstärkt sich weiter beim Füllfaktor „stark“, wobei auch Karbonisation sichtbar wird. Aber auch hier hält sich der sichtbare, gewünschte Effekt eher gering, es überwiegt die thermische Belastung des umliegenden Gewebes.

Nach einer weiteren Leistungserhöhung auf 30 W sind nun deutliche vaporisierte Punkte sichtbar. Bei den Füllfaktoren „leicht“ und „mittel“ sind teilweise Koagulationszonen im Muster, zudem sind teilweise schwache Karbonisationsränder vorhanden. Beim Füllfaktor „stark“ zeigen sich deutliche Karbonisationsränder und Koagulationen des Gewebes.

Bei einer Spitzelleistung von 40 W sind mit dem Füllfaktor „leicht“ deutliche Vaporisationen mit teilweise schwachen Karbonisationsrändern sowie Koagulationen zu sehen. Dieser Eindruck verstärkt sich zunehmend mit steigendem Füllfaktor. So sind beim Füllfaktor „mittel“ deutliche Karbonisationsränder der MAZ, genauso wie Koagulationen zu verzeichnen. Beim Füllfaktor „stark“ hat sich dieser Effekt noch verstärkt, hier sind die einzelnen Punkte mehrheitlich zu einer Linie verbunden, sodass es hier keine klare Abgrenzung durch Gewebestege gibt.

Mit der maximalen Spitzenleistung von 50 W treten auch die maximalen thermischen Nebenwirkungen der Laserbehandlung auf. So gibt es starke Karbonisationsränder, lediglich beim Füllfaktor „leicht“ sind diese teilweise nicht ganz so deutlich zu beobachten. Jedoch kommt es hier auch zu starker Koagulation des umliegenden Gewebes. Beim Füllfaktor „mittel“ ist die Gewebewirkung ähnlich, jedoch verstärkt. Beim Füllfaktor „stark“ sind starke Karbonisation zusehen. Die MAZ sind nicht mehr klar abgegrenzt und das umliegende Gewebe koaguliert.



Die nachfolgenden beiden Abbildungen zeigen die drei Füllfaktoren „leicht“, „mittel“ und „stark“ anhand der Figur Quadrat mit einer Kantenlänge von 7 mm. In Abbildung 7.8 wurde mit einer Leistung von 10 W und in Abbildung 7.9 mit einer Leistung von 50 W behandelt.

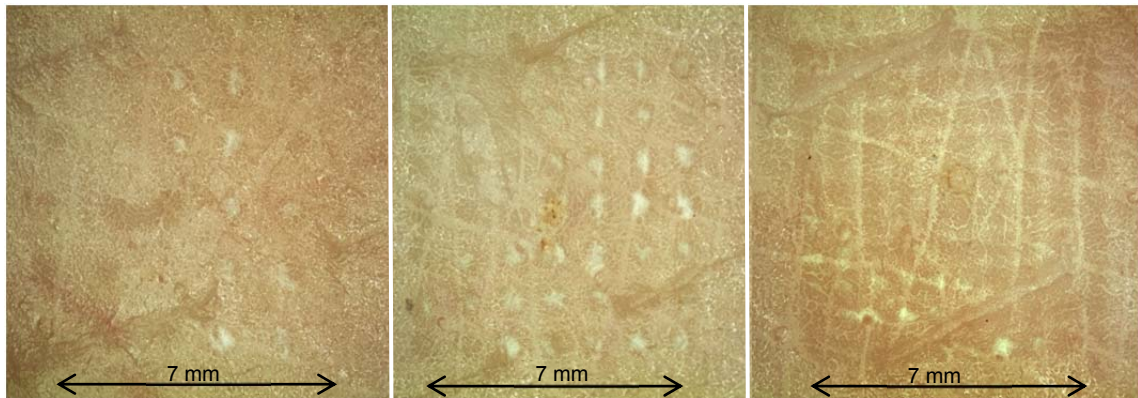


Abb. 7.8: Gewebebehandlung unter Verwendung des Handstücks Softfrac mit einer Leistung von 10 W.

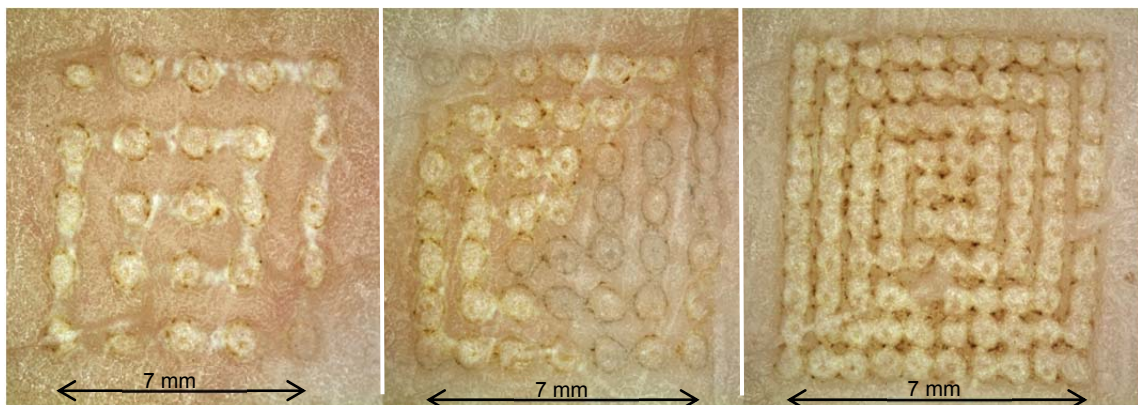


Abb. 7.9: Gewebebehandlung unter Verwendung des Handstück Softfrac mit einer Leistung von 50 W.

#### 7.2.2.2 Figur Dreieck

Auch die Figur Dreieck wurde mit drei verschiedenen Leistungen appliziert. Wird eine Spitzenleistung von 10 W gewählt, so sind unter dem Mikroskop kaum Veränderungen der Haut erkennbar. Beim Füllfaktor „mittel“ sind teilweise leichte Andeutungen der erwarteten Punkte und etwas deutlicher des Startpunktes zu sehen. Dieser Effekt verstärkt sich beim Füllfaktor „stark“ noch weiter, wobei die Wirkung nicht über eine scheinbare leichte Hautrötung hinausgeht. Außerdem ist der Startpunkt teils durch leichte Karbonisation der Haut sichtbar. Dahingehen ist beim Füllfaktor „leicht“ keinerlei laserinduzierte Hautveränderungen zu erkennen.

Eine Erhöhung der Spitzenleistung auf 30 W zeigt deutlich stärkere Ergebnisse.

Hier sind eindeutige MAZ zusehen, die aus der Haut vaporisiert wurden. Bei den beiden Füllfaktoren „mittel“ und „stark“ verstärkte sich die Wirkung noch weiter bis zu Karbonisationsrändern.

Die Leistungssteigerung auf 50 W liefert eine unverkennbar stärkere Gewebewechselwirkung. So sind die MAZ bei den Füllfaktoren „leicht“ und „mittel“ gut zu erkennen und weisen, bis auf einen leichten Karbonisationsrand, keine thermische Wirkung auf das umliegende Gewebe auf. Hingegen beim Füllfaktor „stark“ sind die Punkte teilweise nicht mehr klar zu unterscheiden, die Zwischenstege sind teils vaporisiert worden. Des Weiteren ist eine starke Karbonisation der Ränder zu erkennen.

#### **7.2.2.3 Figur Sechseck**

Bei der Figur Sechseck kommt der Betrachter im Allgemeinen zum selben Ergebnis wie bei den vorangegangenen Figuren. Bei einer Spitzenleistung von 10 W sind lediglich Hautrötungen zu beobachten. Eine Ausnahme bildet der Füllfaktor „stark“, hier sind einzelne punktförmige Koagulationen sichtbar.

Mit einer Spitzenleistung von 30 W verstärken sich die Ergebnisse, sodass jetzt teils vaporisierte Punkte zu sehen sind. Betrachtet man die Ergebnisse bei den Füllfaktoren „leicht“ und „mittel“, so zeigen sich kaum Vaporisationen. Hier sind die Punkte durch eine oberflächliche Koagulation zusehen, wobei die Ränder des Startpunktes teilweise Karbonisation aufweisen. Beim Füllfaktor „stark“ ist die Wirkung weiter verstärkt, die Punkte sind größtenteils vaporisiert. Außerdem sind stellenweise Karbonisationsränder zu sehen.

Nach einer weiteren Erhöhung der Spitzenleistung auf 50 W ist die Gewebewirkung weiter erhöht. Es sind deutliche, ins Gewebe vaporisierte Punkte erkennbar, die beim Füllfaktor „stark“ am deutlichsten ausfallen. Mit der gleichen Tendenz treten auch karbonisierte Ränder auf. Diese sind besonders ausgeprägt beim Füllfaktor „stark“ zu sehen.

#### **7.2.2.4 Figur Rechteck**

Die Ergebnisse der Figur Rechteck reihen sich in die, der vorangehenden Figuren ein. Bei einer Spitzenleistung von 10 W sind keine Vaporisationseffekte am Gewebe sichtbar, lediglich der Startpunkt ist hierbei eine große Ausnahme. Dieser weist auch starke Karbonisationsränder und eine überdimensionale

Größe auf. Die anderen Punkte bewirken eine scheinbar leichte und mikroskopisch sichtbare Hautreizung bzw. -rötung. Die beschriebenen Wirkungen steigen mit zunehmendem Füllfaktor an. So ist bei der Einstellung „leicht“ kaum eine Wirkung auf der Haut zu erkennen, wohingegen die Einstellung „stark“ eine deutliche Gewebereaktion wie oben beschrieben aufweist.

Nach einer Erhöhung der Spitzenleistung auf 30 W sind schon weitaus ausgeprägtere Gewebeeffekte zu sehen. So sind teils punktförmige Vaporisationen sowie Koagulationen zu erkennen. Diese Wirkung zeigt sich besonders deutlich beim Füllfaktor „stark“.

Eine weitere wesentliche Verstärkung der Gewebewirkung zeigt sich nach Erhöhen der Spitzenleistung auf 50 W. Alle MAZ sind nun vaporisiert und weisen teilweise auch Koagulationen und stark karbonisierte Ränder auf.

### **7.3 Untersuchung der Eindringtiefe des CO<sub>2</sub>-Lasers**

#### **MCO50plus**

Die Bestimmung der Eindringtiefe des MCO50plus erfolgte mithilfe eines Geleemodels. Die in Kapitel 6.3 genannten Einstellungen wurden beim künstlichen Gewebe angewandt und anschließend die Ergebnisse unter dem Mikroskop festgehalten. Diese werden im Nachfolgenden erläutert. Dabei kommt es zu relativ großen Schwankungen der Messwerte. Das liegt auch in der Auswertungsmethode begründet, worauf an späterer Stelle noch eingegangen wird.

#### **7.3.1 Handstück Softfrac**

Beim Handstück Softfrac konnte aufgrund der geringen Eindringtiefe nicht für alle Einstellungen ein Wert gemessen werden. Mit einer Leistung von 10 W war die Messung bei den beiden Füllfaktoren „leicht“ und „stark“ nicht möglich. Ergebnisse sind nur beim Füllfaktor „mittel“ vorhanden. Die Werte reichen dabei von 49 µm bis zu 88 µm und liegen im Mittel bei 61 µm. Mit drei unterschiedlichen Vergrößerungen am Mikroskop konnten diese Werte gewonnen werden. Nach Erhöhen der Spitzenleistung auf 25 W liegen die Messergebnisse für den Füllfaktor „leicht“ zwischen 104 µm und 145 µm, im Mittel bei 118 µm. Damit ist die Eindringtiefe mit der Leistung angestiegen, wie vorab schon erwartet wurde. Der Füllfaktor „mittel“ zeigt Werte zwischen 78 µm und 130 µm. Dabei liegt das arithmetische Mittel bei 109 µm. Beim Füllfaktor „stark“ war keine Messung

möglich.

Nach einer weiteren Erhöhung der Spitzenleistung auf 50 W ist eine noch deutlich höhere Eindringtiefe festzustellen. Hier liegen die Messwerte mit dem Füllfaktor „leicht“ im Mittel bei 214  $\mu\text{m}$ . Die Spannweite reicht dabei von 194  $\mu\text{m}$  bis 254  $\mu\text{m}$ . Entgegen den Erwartungen stieg nach Erhöhen der MAZ-Anzahl auch die Eindringtiefe an. Beim Füllfaktor „mittel“ liegen die Messwerte zwischen 207  $\mu\text{m}$  und 301  $\mu\text{m}$ , der Mittelwert beträgt 260  $\mu\text{m}$ . Beim Füllfaktor „stark“ ist die größte Abweichung innerhalb einer Messung zu verzeichnen. Hier reichen die Messwerte von 286  $\mu\text{m}$  bis 389  $\mu\text{m}$ . Das arithmetische Mittel liegt bei 329  $\mu\text{m}$ .

In Abb. 7.10 sind die verschiedenen Eindringtiefen beim Handstück Softfrac, geordnet nach Parameter und Vergrößerung des Mikroskops, zu sehen.

Für die drei verwendeten Leistungen 10, 25 und 50 W lässt sich damit jeweils ein arithmetischer Mittelwert berechnen. Damit ist bei 10 W Spitzenleistung eine Eindringtiefe des Laserstrahls von 61  $\mu\text{m}$  festzustellen. Bei 25 W Leistung erhöht sich der Wert auf 114  $\mu\text{m}$  und bei 50 W Leistung auf 269  $\mu\text{m}$ . Die Werte sind in Abbildung 7.11 grafisch dargestellt.

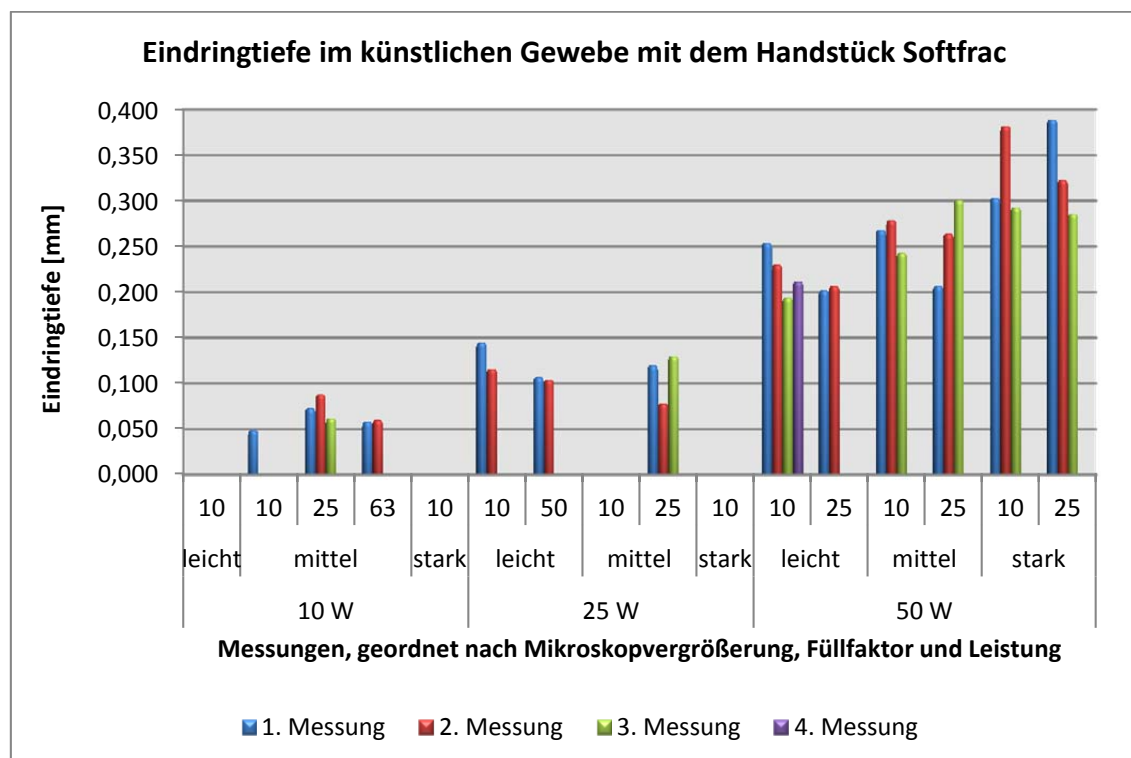


Abb. 7.10: Eindringtiefe beim Handstück Softfrac, gemessen am Geleemodell.



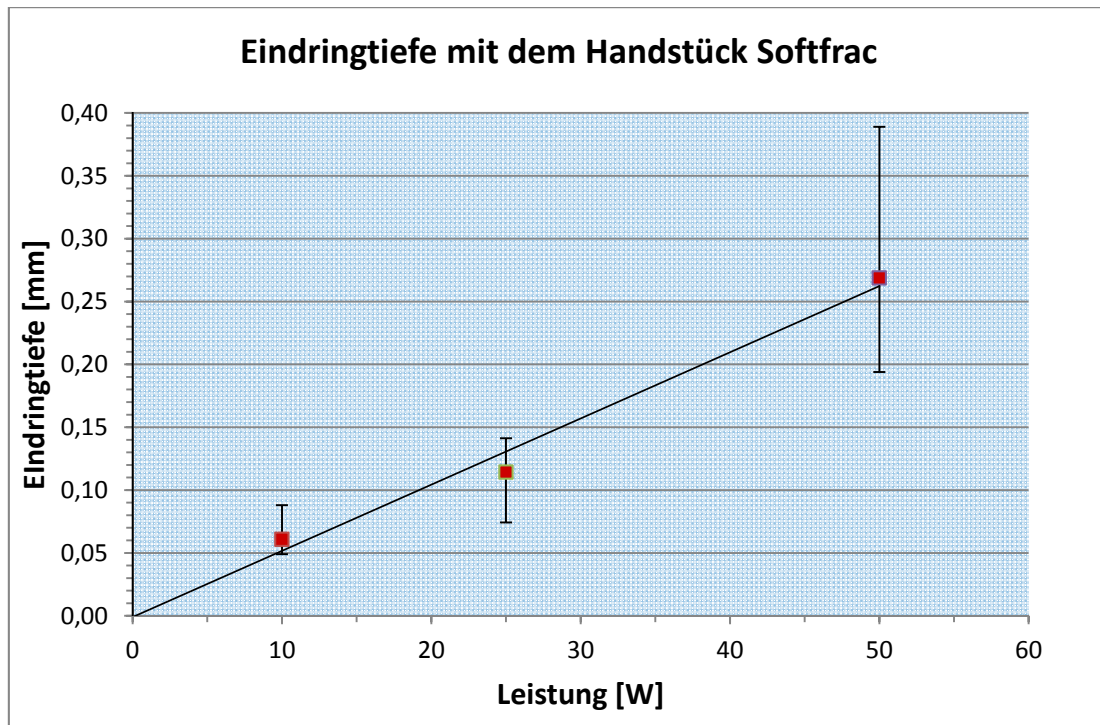


Abb. 7.11: Eindringtiefe des Handstücks Softfrac, bezogen auf die Leistung

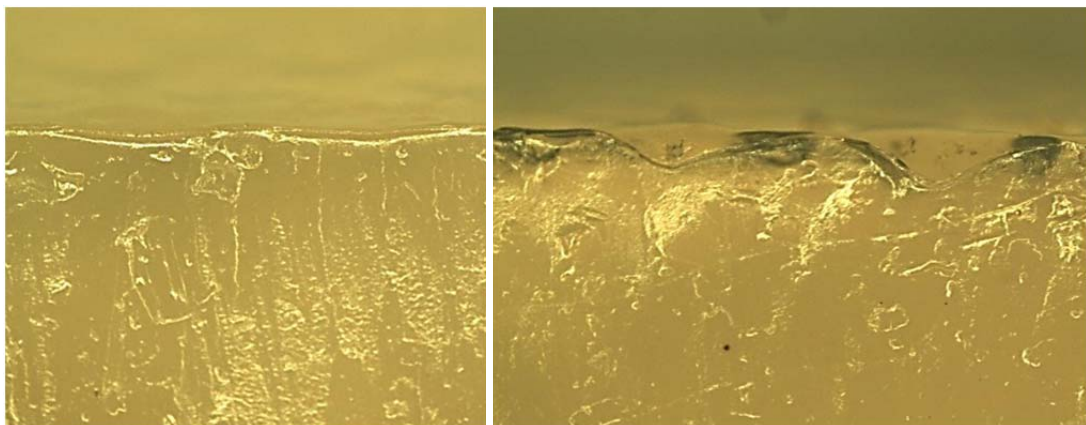


Abb. 7.12: Eindringtiefe beim Handstück Softfrac mit unterschiedlichen Leistungen.

Abbildung 7.12 zeigt die Eindringtiefe mit dem Handstück Softfrac. Auf der linken Seite wurden die Leistung 10 W und der Füllfaktor „mittel“ gewählt. Hier ist kaum eine Vaporisation von Gewebe zu erkennen. Auf der rechten Seite der Abbildung wurde die Leistung auf 50 W erhöht. Hier sind zwei deutlich vaporisierte Einkerbungen zu erkennen. Weiterhin ist an den Randbereichen starke Karbonisation zu beobachten. Beide hier dargestellten Gewebeausschnitte wurden mit einer Mikroskop-Vergrößerung von 25 aufgenommen.

### 7.3.2 Handstück Powerfrac

Beim Handstück Powerfrac konnte die Gewebewirkung sehr gut beobachtet werden. Trotzdem kam es auch hier zu relativ großen Schwankungen der Messwerte. Bei 10 W Leistung ist eine Steigerung der Eindringtiefe mit dem Füllfaktor zu beobachten. Beim Füllfaktor „leicht“, liegt das arithmetische Mittel bei 661  $\mu\text{m}$ . Die gemessenen Werte reichen von 637 bis 695  $\mu\text{m}$ . Beim Füllfaktor „mittel“ liegen die Werte zwischen 664 und 850  $\mu\text{m}$ , der Mittelwert beträgt 748  $\mu\text{m}$ . Eine weitere Steigerung des Füllfaktors lässt die Werte weiter ansteigen. Beim Füllfaktor „stark“ zeigen sich Eindringtiefen von 817 bis 917  $\mu\text{m}$ . Hier liegt der Mittelwert bei 852  $\mu\text{m}$ .

Bei den Messungen der beiden anderen Leistungen ist kein paralleler Anstieg von Eindringtiefe und Füllfaktor mehr zu beobachten. Wird die Leistung 15 W gewählt, steigt der Mittelwert beim Füllfaktor „leicht“ auf 1,220 mm und beim Füllfaktor „mittel“ auf 1,330 mm an. Beim Füllfaktor „stark“ beträgt der Wert 1,265 mm. Die Messwerte bewegen sich dabei im Bereich von 1,113 bis 1,409 mm beim Füllfaktor „leicht“, 1,172 bis 1,433 mm beim Füllfaktor „mittel“ und 1,166 bis 1,379 mm beim Füllfaktor „stark“.

Wird die Leistung auf 20 W weiter erhöht, bleiben die Werte etwa gleich wie davor. Das arithmetische Mittel ist beim Füllfaktor „leicht“ 1,244 mm, beim Füllfaktor „mittel“ 1,318 mm und beim Füllfaktor „stark“ 1,267 mm. Auch hier steigen die Werte nicht mit dem Füllfaktor an. Die Messergebnisse liegen dabei im Bereich von 1,168 bis 1,306 mm beim Füllfaktor „leicht“, 1,204 bis 1,415 mm beim Füllfaktor „mittel“ und 1,210 bis 1,337 mm beim Füllfaktor „stark“.

Wird davon ausgegangen, dass die Füllfaktoren keinen wesentlichen Einfluss auf das Ergebnis haben, lässt sich ein Mittelwert für die drei verwendeten Leistungen berechnen. Dieser beträgt 754  $\mu\text{m}$  bei 10 W, 1272  $\mu\text{m}$  bei 15 W und 1276  $\mu\text{m}$  bei 20 W Spitzenleistung.

In Abbildung 7.13 sind die Messwerte zu sehen, geordnet nach Leistung, Füllfaktor und Vergrößerung des Mikroskops. Abbildung 7.14 stellt die Eindringtiefe bezogen auf die Leistung für das Handstück Powerfrac dar.

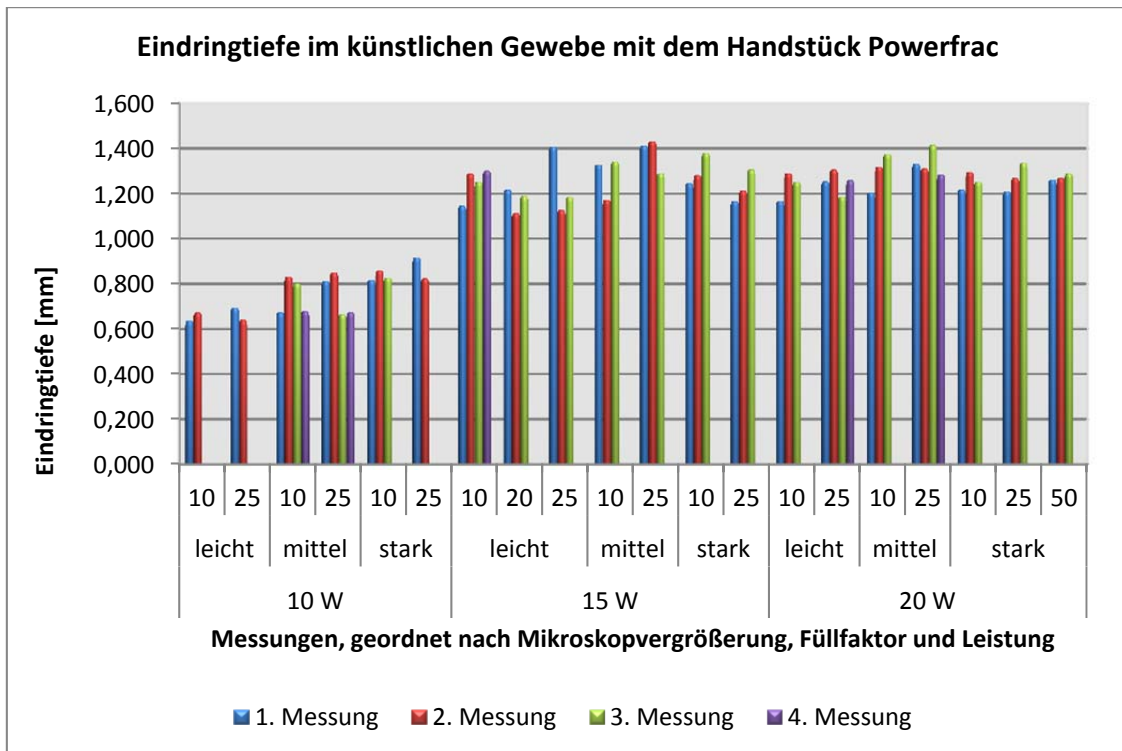


Abb. 7.13: Eindringtiefe am Geleemodell mit dem Handstücks Powerfrac

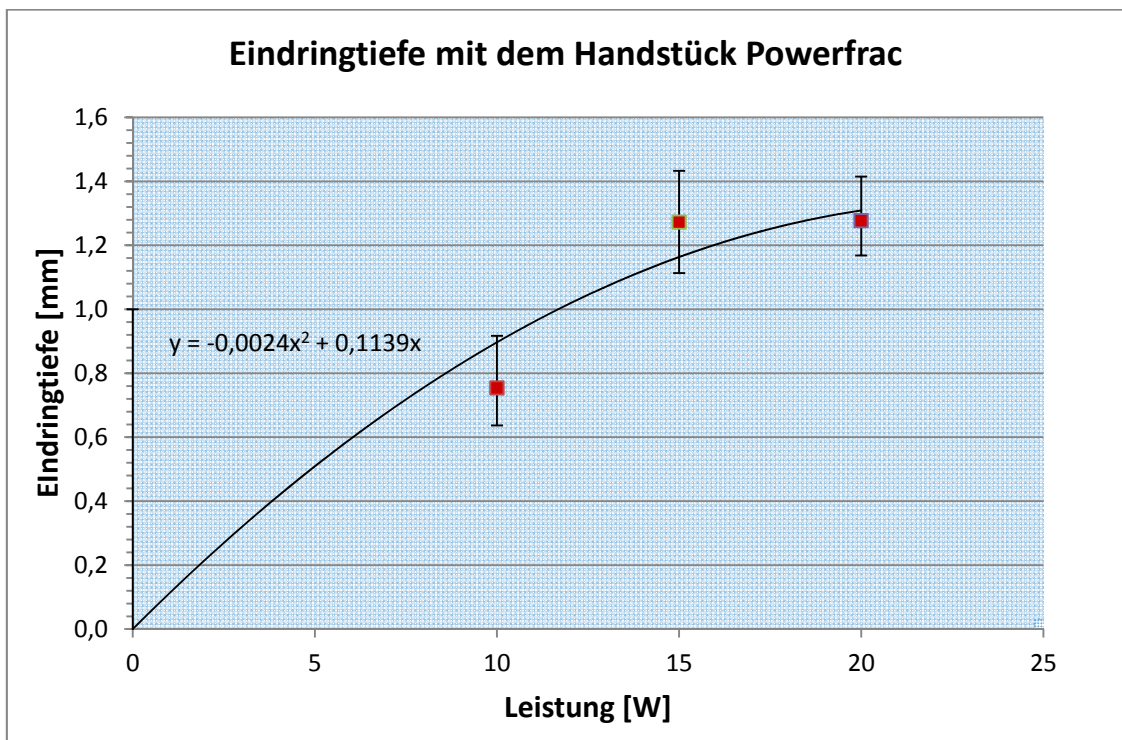


Abb. 7.14: Eindringtiefe des Handstücks Powerfrac, bezogen auf die Leistung

Abbildung 7.15 zeigt die Eindringtiefe ins Geleemodell unter Verwendung des Handstücks Powerfrac. Links kam die Leistung 10 W und der Füllfaktor „mittel“ zur Anwendung. Die rechte Seite der Abbildung zeigt die Ablation nach einer Erhöhung der Leistung auf 20 W. Beide Gewebeausschnitte wurden mit einer Vergrößerung des Mikroskops von 25 aufgenommen.

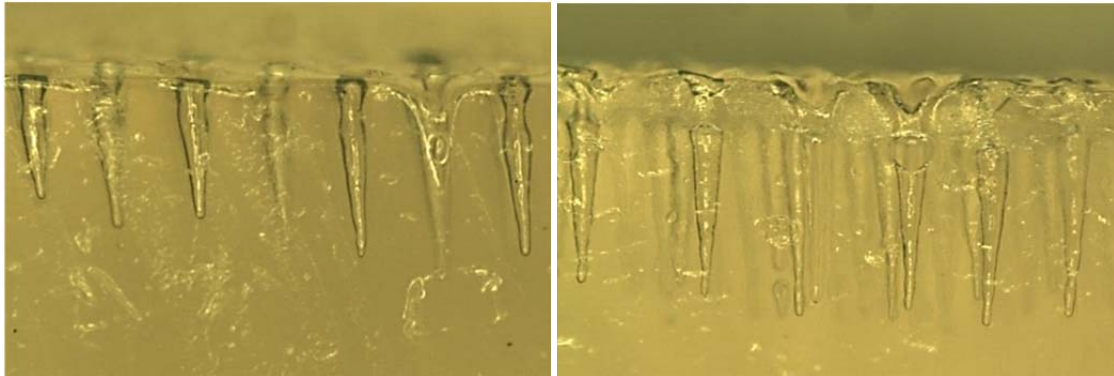


Abb. 7.15: Eindringtiefe beim Handstück Powerfrac mit unterschiedlichen Leistungen

## 7.4 Fraxeltime

Die Bestimmung eines optimalen Wertes für die Fraxeltime ergab sich aus der nachfolgenden Auswertung. Die Bewertung der einzelnen Ablationen mit unterschiedlicher Fraxeltime erfolgte nach rein optischen Gesichtspunkten des Betrachters. So wurde u.a. die Schädigung des Randbereiches beurteilt. Außerdem war eine klare und saubere Abbildung der Figuren von Interesse. Für die möglichst genaue Bewertung der Laserwirkung auf dem Holzspatel wurde ein Mikroskop verwendet.

Die Ergebnisse der beiden relevanten Handstücke wurden hinsichtlich ihrer Gewebewirkung getrennt beurteilt. Beim Handstück Softfrac, mit einer Fraxeltime von 3,0 ms, zeigt sich die schwächste und damit gewebeschonendste Einstellung. Die Laserwirkung ist hier noch sehr oberflächlich, was sich jedoch mit zunehmender Fraxeltime erheblich ändert. So ist schon bei 4,5 ms eine deutliche Einkerbung im Holzspatel zu erkennen. Bei 7,5 ms Impulsdauer zeigt die Laserwirkung bereits starke, unerwünschte Effekte. Es ist eine ausgeprägte Karbonisation der umliegenden Flächen und tiefe Einkerbungen zu sehen.

Die Ergebnisse mit dem Handstück Powerfrac zeigen einen analogen Verlauf. Mit einer Fraxeltime von 3,0 ms zeigt sich auch hier das schwächste Ergebnis. Ab einem Wert von 6,0 ms sind leichte Karbonisationsränder zu sehen, die sich

bei einem Wert von 7,5 ms deutlich verstärken. Außerdem sind hier auch größere und tiefere Ablationskanäle zu erkennen.

Der bisher eingestellte Wert von 5,0 ms zeigt auf dem Holzspatel bei beiden Handstücken leichte Karbonisationsränder, beim Handstück Softfrac sind diese etwas stärker ausgeprägt.

Abbildung 7.16 zeigt die unterschiedlichen, getesteten Einstellungen der Fraxeltime. Links im Bild sind die Ergebnisse unter Verwendung des Handstücks Powerfrac zu sehen. Dabei steigt die Fraxeltime von links nach rechts an. Die fünfte Figur wurde mit dem aktuellen Wert von 5,0 ms erzeugt.

Die Ergebnisse beim Handstück Softfrac sind rechts im Bild dargestellt. Der Wert der Fraxeltime steigt dabei von rechts nach links an. Die fünfte Figur von rechts ist wiederum mit dem aktuellen Wert von 5,0 ms abladiert worden.



Abb. 7.16: Ablationen mit unterschiedlicher Fraxeltime

Die Diskussion sowie eine Empfehlung für die optimale Einstellung der Fraxeltime folgt weiter unten in Kapitel 8.4.



## **8 Diskussion**

In diesem Kapitel werden die Ergebnisse diskutiert und bewertet.

### **8.1 Untersuchung der Wirkung des fraktionierten Laserscannens mit dem CO<sub>2</sub>-Laser MCO50plus auf dem Holzspatel**

Die Untersuchung zeigte die hervorragende Qualität der Ablationen auf dem Holzspatel. Alle Figuren wurden homogen abgebildet und können bedenkenlos am Gewebemodell validiert werden.

Die Eigenschaften des Holzes unterscheiden sich von denen des humanen Gewebes. Da im Holz keine Proteine vorhanden sind, findet auch keine Koagulation bei der Laserbehandlung statt. Die Temperaturen für die Karbonisation und die Vaporisation unterscheiden sich ebenfalls. Ein weiterer wichtiger Unterschied der beiden Gewebearten ist der Wassergehalt. Dieser ist für das Absorptionsverhalten des CO<sub>2</sub>-Lasers entscheidend, wie in Kapitel 3 bereits beschrieben wurde. Beim getrockneten Holz beträgt der Wassergehalt ca. 20%, im Gegensatz zum human Gewebe mit ca. 75%. Damit ist eine deutlich schwächere Ablation auf dem Holzspatel zu erwarten. Durch das veränderte Absorptionsverhalten des Lasers und fehlender Gewebereaktionen können die Ergebnisse der Untersuchung nicht direkt auf das biologische Gewebemodell übertragen werden.

Die Untersuchung diente zur groben Einschätzung der Gewebewirkung des fraktionierten CO<sub>2</sub>-Lasers und zur optischen Überprüfung der einzelnen Figuren. Zu diesem Zweck sind die Ergebnisse auf dem Holzspatel ausreichend und können nun am biologischen Gewebe detaillierter betrachtet werden.

### **8.2 Untersuchung der Wirkung des fraktionierten Laserscannens mit dem CO<sub>2</sub>-Laser MCO50plus am Schweinehaut-Modell**

Im Nachfolgenden werden die Ablationen auf der Schweinehaut bewertet. Dabei wird aufgrund der unterschiedlichen Gewebewirkung zwischen den Handstücken Softfrac und Powerfrac unterschieden. Mit dem Schweinehaut-Modell kann die menschliche Haut am besten simuliert werden, wie bereits in Kapitel 6 erläutert wurde.

Es ist zu beachten, dass die tote Schweinehaut keine Durchblutung mehr besitzt und deshalb auch keine Hautreaktionen mehr auftreten können. Für die Untersuchung unter dem Mikroskop ist das von Vorteil. Die Haut hat so, in der Zeit zwischen Ablation und Untersuchung, keine Möglichkeit zu Veränderungen. Das gestattet eine Untersuchung der abladierten Figur mit den einzelnen MAZ im Zustand direkt nach der Laserläsion. Andererseits gibt die Schweinehaut durch die fehlende Entzündungsreaktion auch nicht das Verhalten der humanen und intakten Haut wieder.

Der Wassergehalt der toten Schweinehaut verändert sich aufgrund der fehlenden Blutzirkulation. Das Wasser ist für das Absorptionsverhalten des CO<sub>2</sub>-Lasers ausschlaggebend, wie in Kapitel 3 beschrieben wurde. Aus diesem Grund muss das Schweinehaut-Model feucht gehalten werden, damit eine annähernd realistische Laserablation stattfinden kann. Wird dem Tiergewebe zu viel Flüssigkeit zugeführt, saugen sich die Hautzellen mit Wasser voll und quellen auf. Auch dieser Zustand würde das Absorptionsverhalten des Lasers ändern und so die Gewebewirkung unkorrekt darstellen.

Ein weiterer Einflussfaktor auf die Gewebewirkung ist die fehlende Spannung der Hautoberfläche. Deshalb sinkt die Spitze des Handstücks sehr leicht in die Haut ein, wodurch die Brennweite geringfügig verändert wird. Dieser Effekt tritt bei der humanen Haut nicht in diesem Umfang auf, da sie eine natürliche Grundspannung besitzt.

Bei der Auswertung unter dem Mikroskop ist die Farbtemperatur der Kaltlichtquelle zu beachten. Diese liegt in einem Bereich unter 4000 K, sodass die Gewebeprobe durch intensive Bestrahlung einen rötlichen Schimmer erhält. Damit lässt sich auch die Rötung in den beobachteten Ergebnissen erklären. Tatsächlich würde eine Rötung durch die verstärkte Durchblutung der Haut auftreten, beispielsweise aufgrund einer Entzündungsreaktion. Da die Gewebeproben jedoch keine Durchblutung mehr besitzen, kann die beobachtete Rötung nur durch den genannten optischen Effekt erklärt werden.

Werden die genannten Einflussfaktoren berücksichtigt, kann ein guter Eindruck von der Laserwirkung am humanen Hautgewebe gewonnen werden.

Bei der Untersuchung hat sich gezeigt, dass bei beiden Handstücken eine geringe Leistung anzustreben ist, um keine Karbonisation in der Behandlungsflä-

che zu erhalten. Dies trifft vor allem auf die Therapie von Narben und Falten zu. Sollen dagegen größere Hautwucherungen abgetragen werden, kann die Leistung erhöht werden. Bei dem Krankheitsbild stellt sich die Frage, ob das fraktionierte Scannen die optimale Behandlungsmethode darstellt. Ein flächiges lineares Scannen zeigt bei dieser Indikation eine höhere Effektivität.

Die Wahl des richtigen Handstücks ist vom Anwender zu treffen und hängt von der gewünschten Therapie ab. Gerade bei Behandlungen mit geringem Gewebeabtrag kann sich der fraktionierte Scan als sinnvoll erweisen. Diese Methode ist gewebeschonender und trägt damit zu einer schnelleren Heilung bei.

Beispiele für die Anwendung des fraktionierten Scannens in der Dermatologie sind in Kapitel 9.2 nachzulesen.

### **8.3 Untersuchung der Eindringtiefe des CO<sub>2</sub>-Lasers**

#### **MCO50plus**

Die Ergebnisse zur Untersuchung der Eindringtiefe des Laserstrahls in das künstliche Gewebe sind in Kapitel 7.3 erläutert worden. Beim Handstück Softrac ist ein linearer Anstieg proportional zur Eindringtiefe zu erkennen. Dagegen steigt die Eindringtiefe beim Handstück Powerfrac nur bis 15 W an, danach kommt es zu einer Stagnation der Messwerte.

Bei der Untersuchung am künstlichen Gewebe traten einige Einflussfaktoren auf, die bei der Bewertung der Ergebnisse berücksichtigt werden müssen. Der Wassergehalt des künstlichen Gewebes beträgt ca. 90% im Gegensatz zu ca. 75% bei humanem Gewebe. Daraus folgt eine größere Absorption des Laserstrahls im künstlichen Gewebe, was wiederum zu einer geringeren Eindringtiefe führt.

Speziell beim Handstück Powerfrac steigen die Messwerte nicht linear an, wie es zu erwarten ist. Für diesen Zusammenhang sind mehrere Gründe denkbar. Die Intensität der ins Gewebe applizierten Energie sinkt mit zunehmender Eindringtiefe. Daraus folgt eine Abnahme der Absorption bis zum Schwellwert  $1/e$ . Unter diesem Wert ist die Energie zu gering, sodass kein weiterer Gewebeabtrag stattfindet. Durch die Verringerung weitet sich das Gaußprofil der Intensitätsverteilung auf. Dabei verkleinert sich der Strahlradius  $w$  innerhalb der Intensitätsverteilung, bis er beim Schwellwert  $1/e$  null erreicht. Der Laserstrahl weitet



sich mit der Intensitätsverteilung auf und vergrößert damit die bestrahlte Fläche. Bei der Aufweitung verkleinert sich die Fläche der Absorption aufgrund der Intensitätsabsenkung. Auf diese Weise entsteht auch die kegelförmige Vaporisation des künstlichen Gewebes.

Ein weiterer Gewebeeffekt ist die Streuung, wie bereits in Kapitel 3 erwähnt wurde. Diese vergrößert sich mit zunehmender Eindringtiefe ins Gewebe und trägt damit zu den Schwankungen beim Handstück Powerfrac bei.

Weiterhin muss die Messabweichung berücksichtigt werden. So konnten die Proben nicht rechtwinklig zur Linse des Mikroskops positioniert werden. Aus diesem Grund kommt es zu einem Abbildungsfehler. Die Unschärfe bei der seitlichen Betrachtung der Proben kann auf diese Weise erklärt werden. Der Rand der Oberfläche ist nicht immer eindeutig zu erkennen, was die Messungen deutlich erschwert hat. Auch die zahlreichen kleinen Luftblasen bereiteten vor allem bei der Auswertung Probleme.

In den Abbildungen 7.11 und 7.13 ist der Fehler der Messergebnisse dargestellt. Dabei zeigen sich teilweise starke Abweichungen von bis zu 103  $\mu\text{m}$  beim Handstück Softfrac und 282  $\mu\text{m}$  beim Handstück Powerfrac. Damit ist klar zu erkennen, dass die gewonnenen Werte nur als Richtwerte angesehen werden dürfen. Diese sind in einem weiteren Schritt zu präzisieren.

## 8.4 Fraxeltime

Für die Fraxeltime einen optimalen Wert zu finden fällt relativ schwer, da es keine Vorgaben und Erfahrungen gibt. Vielmehr orientiert sich der Wert an dem jeweiligen Einsatzgebiet, in dem der Laser seine Anwendung findet. Für einen chirurgischen Einsatz in der Dermatologie ist ein anderer Wert zu empfehlen, als für die ästhetische Medizin. Deshalb ist ein Mittelwert zu finden, mit dem die infrage kommenden Anwendungen optimal durchgeführt werden können.

Der bisher eingestellte Wert von 5,0 ms wurde ausgewählt, da der Wert knapp unterhalb der Mitte des einstellbaren Bereiches liegt. In den Ergebnissen in Kapitel 7.4 wurde bereits beschrieben, dass es zu einer leichten, unerwünschten Gewebewirkung bei diesem Wert kommt.

Die mikroskopische Betrachtung der Ergebnisse von den Mitbewerbern zeigt eine sehr oberflächlich stattfindende Gewebewirkung [vgl. Kapitel 4].

Aus diesen beiden Gründen wird empfohlen, die Fraxeltime weiter abzusenken. Ein Wert von 4,0 – 4,5 ms wird hier für sinnvoll erachtet. Eine Oberflächenwirkung beim Handstück Softfrac könnte so besser gewährleistet werden, ohne dass Karbonisationsrändern oder anderen unerwünschten Gewebeeffekte auftreten. Der empfohlene Wert stellt, nach bisherigen Erkenntnissen, auch eine ausreichende Tiefenwirkung beim Handstück Powerfrac dar, um die gewünschte Wirkung zu erzielen.

Die Anwendung des fraktionierten Laserscannens zum Abtrag von Gewebe in der Dermatologie fordert eine gewisse Tiefenwirkung. Um diese auch beim Handstück Softfrac bereitzustellen, kann die Fraxeltime auf den Wert 5,0 ms gesetzt werden.

Beide beschriebenen Anwendungsgebiete sind für den Einsatz des fraktionierten Laserscannens denkbar. Bisher wurde die Behandlung überwiegend in der ästhetischen Medizin angewandt.

Werden hauptsächlich ausgeprägte Hautwucherungen behandelt, kann bei Auslieferung des Gerätes ein höherer Wert der Fraxeltime sinnvoll sein. Bei dieser Indikation wird großflächig Gewebe abgetragen, wobei nicht die Ästhetik im Vordergrund steht. Wird das Gerät für das Entfernen von Falten oder Narben eingesetzt, so darf die Fraxeltime nicht zu hoch gewählt werden. Andernfalls kann es zu unerwünschten Gewebewirkungen kommen, was beispielsweise Narben verursachen könnte. Damit wäre das gewünschte Ziel, die Ästhetik zu verbessern, verfehlt worden.

Um die gewünschte Laserwirkung am Gewebe zu erzielen, sind auch andere Parameter als die Fraxeltime verantwortlich. Das Ergebnis ist ein Zusammenwirken von Fraxeltime, Leistung und Füllfaktor. Die beiden zuletzt genannten Parameter sind vom Anwender zu wählen, passend zum jeweiligen Handstück.

Um eine gleichbleibende Laserwirkung für alle Einsatzgebiete zu gewährleisten, ist ein Mittelwert für die Fraxeltime anzustreben. Dieser sollte sowohl in der ästhetischen Medizin als auch in der Dermatologie zufriedenstellende Ergebnisse hervorbringen. Aus diesem Grund ist für die Fraxeltime ein Wert von

4,5 ms als sinnvoll zu erachten. Im Gegensatz zum bisherigen Wert wird eine oberflächlichere Gewebewirkung erzielt, um die Behandlung in der ästhetischen Medizin noch besser zu gewährleisten. Andererseits bietet der Laserstrahl eine ausreichende Tiefenwirkung für den Einsatz in der Dermatologie. Auf diese Weise können beide Anwendungsgebiete optimal bedient werden, ohne Änderungen im Servicemenü notwendig zu machen. Sollte in Einzelfällen dennoch der Wunsch zu einer Veränderung der Impulslänge bestehen, kann die Kundenzufriedenheit durch einen Servicetechniker oder direkt bei der Auslieferung sichergestellt werden.

## **9 Klinische Anwendungsbeobachtung**

Die Geräte MCO25plus und MCO50plus wurden im Labor und den oben aufgeführten Versuchen praktisch erprobt. Um deren Handhabung in der Praxis beurteilen und eventuell verbessern zu können, wurde jetzt die klinische Anwendung der Geräte beobachtet. Dabei lagen die Schwerpunkte auf der Stapedotomie und der Dermatologie bzw. medizinischen Ästhetik. Für den erstgenannten Schwerpunkt wurden MCO25plus Geräte im HNO-OP der Uniklinika Tübingen und Freiburg platziert. Hierbei soll die Anwendung bei der Stapedotomie beurteilt werden, da es sich hierbei um eine besonders anspruchsvolle Anwendung handelt. Des Weiteren wurde ein MCO50plus Gerät in die Klinik und Poliklinik für Hautkrankheiten der Universitätsmedizin Greifswald geliefert. Hier soll der fraktionierte Laserscan klinisch erprobt und die Anwendung optimiert werden.

### **9.1 Stapedotomie**

Die erste klinische Anwendungsbeobachtung fand in der Universitätsklinik Tübingen, Abteilung HNO unter Leitung von Dr. Rodriguez statt. Es handelte sich um eine 40 Jahre alte Patientin mit linksseitiger Otosklerose. Der Laser wurde vor OP-Beginn auf einem Holzspatel getestet, wobei sich das erwartete Ergebnis zeigte. Nachdem alle weiteren Vorbereitungen abgeschlossen waren, wurde mit der Operation begonnen. Die OP verlief bis zur Laseranwendung wie geplant, bis auf die Schmerzen der Patientin. Durch die erste Laserabgabe wurde die Stapesfußplatte nicht perforiert. Daraufhin riskierte Dr. Rodriguez eine zweite Laserablation. Da die Fußplatte aufgrund ihrer ungewöhnlichen Dicke noch immer nicht perforiert war, wurden nun mechanische Werkzeuge angewandt. Für eine weitere Laseranwendung wäre das Risiko einer Innenohrschädigung durch Überhitzung zu groß gewesen. Nach erfolgreicher Implantation des Pistons mit 0,45 mm Durchmesser erfolgte ein Hörversuch mit positivem Ergebnis. Dr. Rodriguez erläuterte anschließend, dass die Stapesfußplatte aufgrund ihrer sklerotischen Veränderung bei dieser Patientin ein Vielfaches der Dicke einer normalen Stapesfußplatte hatte. Da die Leistung des Lasers nicht beliebig erhöht werden kann, war in diesem Fall die Perforation mittels Laser nicht möglich.

## 9.2 Dermatologie

Die erste klinische Anwendung des fraktionierten Laserverfahrens mit dem CO<sub>2</sub>-Laser MCO50plus fand in der Universitätsmedizin Greifswald statt. Verantwortlicher ärztlicher Direktor und einer der Anwender des Gerätes ist Univ.-Prof. Dr. med. Michael Jünger aus der Klinik und Poliklinik für Hautkrankheiten.

Der erste Patient war ein 17-jähriger Junge, welcher an papillomatöser epidermaler Nävi litt. Zu Beginn wurde vereinbart, jeweils die Hälfte mit dem fraktionierten Scan und dem Linienscan zu behandeln. Auf diese Weise konnten beide Verfahren direkt verglichen werden. Die Einstellungen variierten während der Behandlung mehrmals. Die Leistung wurde zwischen 20 und 35 W und die Figurengröße zwischen 4 und 10 mm gewählt. Das Handstück wechselte mehrmals zwischen Softfrac und Handstück 127 mm. Dabei wurde überwiegend der Füllfaktor „mittel“ bzw. die Scangeschwindigkeit „leicht“ benutzt. Während der gesamten Anwendung wurde der Zyklus-Modus sowie die Figur Quadrat verwendet. Die behandelnden Ärzte Prof. Dr. Jünger und Dr. Al-Jebori wechselten sich mehrmals ab. Begonnen wurde mit dem Handstück Softfrac. Nach einiger Zeit stellte sich jedoch eine gewisse Ineffizienz des fraktionierten Scans zu Beginn der Behandlung heraus. Aus diesem Grund wurde die Behandlung mit dem Handstück 127 mm im Linienscan auf der zweiten Hälfte der Hautveränderung fortgesetzt. Da auch hier nur ein langsam fortschreitender Behandlungserfolg ersichtlich war, wurde der CO<sub>2</sub>-Laser in den cw-Modus gewechselt. Damit war es möglich, große Hautpartien mit dem Laserstrahl wegzuschneiden, ohne diese komplett vaporisieren zu müssen. Die einzelnen pathologischen Hautwucherungen wurden mit einer Pinzette gehalten und mit dem Laserstrahl im cw-Modus abgetrennt. Danach fand wieder der Linienscan Anwendung und die verbleibende Haut der behandelten Hälfte weiter vaporisiert. Gegen Ende verkleinerte sich die Figurengröße, damit noch gezielter die verbleibenden Hautareale behandeln werden konnten. Anschließend wurde das Gebiet mit dem Handstück Softfrac weiterbehandelt. Um das weitere Vorgehen zu beschleunigen, wurden nun die verbleibenden Hautareale der ersten Hälfte unter Zuhilfenahme einer Pinzette und einer Schere weitgehend abgetrennt. So konnte relativ zügig die Behandlung mit dem Linienscan fortgesetzt werden. Auch dieses Areal wurde anschließend mit dem Handstück Softfrac nachbe-

handelt. Abschließend wurden nach der ca. zweistündigen Prozedur die Wunden versorgt.

In Abbildung 9.1 ist der Behandlungsverlauf dargestellt. Rechts sind die Erkrankung vor der Operation und links das postoperative Ergebnis direkt nach der Behandlung zu sehen.



Abb. 9.1: Pathologische Hautwucherung vor und nach der Behandlung mit dem CO<sub>2</sub>-Laser

Aufgrund der Schwere der Erkrankung wird bei diesem Patienten eine weitere operative Behandlung mit dem Laser erfolgen.

Nachfolgend werden der Heilungsverlauf und die zweite Laseranwendung dargestellt. Abbildung 9.2 zeigt auf der linken Seite das Ergebnis einen Tag nach der Laserbehandlung und auf der rechten Seite vier Wochen postoperativ.



Abb. 9.2: postoperatives Ergebnis nach 1 Tag (links) und 4 Wochen (rechts)





Abb. 9.3: Behandlungsstelle vor und nach der Operation

Nach ungefähr sieben Wochen wurde eine weitere Laserbehandlung des Patienten durchgeführt. In Abbildung 9.3 ist links das postoperative Ergebnis der ersten Behandlung sowie die präoperative Behandlungsfläche der zweiten Laseranwendung zu sehen. Die Abbildung zeigt rechts das Ergebnis nach der zweiten Behandlung. Dabei kamen die beiden Handstücke Softfrac und Powerfrac zum Einsatz. Auf diese Weise können die Resultate direkt miteinander verglichen werden.

Der CO<sub>2</sub>-Laser in Verbindung mit dem fraktionierten Scannen wurde auch bei einer 42-jährigen Patientin mit Morbus Hailey-Hailey in den Achselhöhlen angewandt. Im Gegensatz zum ersten Patienten kam hier ausschließlich das Handstück Softfrac zum Einsatz. Die eingestellten Leistungswerte variierten zwischen 13 und 15 W. Der Füllfaktor wurde zuerst „stark“ und dann „mittel“ gewählt. Bei der Figurengröße variierte der Wert zwischen 6 und 8 mm. Auch bei dieser Anwendung fand durchgehend der Zyklus-Modus Anwendung. Nach Verabreichen der lokalen Anästhesie wurden die zu behandelnden Stellen mithilfe des Handstücks Softfrac therapiert. Die Wunden wurden anschließend mit Vaseline-Creme versorgt und verbunden. Die Behandlung verlief hier relativ zügig, da keine großflächigen Hautareale abgetragen werden mussten, wie es beispielsweise beim Patienten davor der Fall war. Ziel der Behandlung war die Hauterneuerung der entzündeten Areale.

Das Ergebnis der Behandlung stellt Abbildung 9.4 dar. Im oberen Teil der Abbildung ist die Erkrankung vor der Behandlung mit dem Laser, unten das postoperative Ergebnis zu sehen.

Nach sechs Tagen zeigt sich bereits eine deutliche Verbesserung, wie in Abbildung 9.5 dargestellt ist.



Abb. 9.4: Entzündliche Hautveränderung vor und nach der Behandlung mit dem fraktionierten CO<sub>2</sub>-Laser



Abb. 9.5: sechs Tage postoperativ





Abb. 9.6: aktinische Keratose präoperativ



Abb. 9.7: Heilungsverlauf von links: direkt nach der Behandlung, 3 Tage und 4 Wochen postoperativ

Auch andere Erkrankungen wurden in der Unimedizin Greifswald mit dem fraktionierten Laser therapiert. In Abbildung 9.6 ist eine aktinische Keratose vor der Laserbehandlung zu sehen. Das postoperative Ergebnis zu unterschiedlichen Zeitpunkten ist in Abbildung 9.7 dargestellt.

Weiterhin fand eine Anwendung des fraktionierten Lasers bei einem Rhinophym statt. In Abbildung 9.8 ist der Behandlungsverlauf dargestellt.

Wie die durchgeführten Behandlungen gezeigt haben, stellt das fraktionierte Laserscannen eine gute Alternative zum bisher durchgeführten linearen Laserscan dar. Die gewebeschonendere Therapie führt zu einer schnellen Abheilung.



Abb. 9.8: Behandlungsverlauf eines Rhinophyms von links: präoperativ, direkt nach der Behandlung und 12 Tage postoperativ

## **10 Zusammenfassung und Ausblick**

In der Bachelor-Thesis wurden vier Versuche durchgeführt und die Hospitation bei unterschiedlichen Erkrankungen dokumentiert.

Durch die Marktrecherche konnten die Wettbewerbsprodukte analysiert und so die Geräte MCO25plus und MCO50plus der KLS Martin Group in den internationalen Markt eingeordnet werden.

Die beiden Handstücke für das fraktionierte Laserscannen Softfrac und Powerfrac wurden verschiedenen vorklinischen Tests unterzogen.

Durch eine Literaturrecherche konnten Gewebemodelle für die weitere Erprobung gefunden werden. Auf Schweinehaut wurde die Gewebewirkung der verschiedenen Einstellungen beim fraktionierten Laserscannen erprobt und anschließend verbessert. Dabei wurde klar, dass die Aussagekraft der Ergebnisse noch weiter gesteigert werden kann. Durch eine histopathologische Untersuchung der Proben könnte die Qualität der Ergebnisse besser gewährleistet werden. Auch an künstlichem Gewebe wurde die Gewebewirkung getestet und die Eindringtiefe des Laserstrahls bestimmt.

Um möglichst vergleichbare Ergebnisse in Bezug auf das humane Gewebe zu erhalten, wären Tierversuche denkbar. Damit könnten Schwierigkeiten, wie das Austrocknen des Gewebemodells, vermieden werden.

Durch die klinische Anwendungsbeobachtung des MCO50pus wird deutlich, dass der fraktionierte Scan bei zahlreichen dermatologischen Erkrankungen eingesetzt werden kann. Die Resultate sind analog zu denen mit Linienscan, weshalb die Anwendung auf weitere Indikationen ausgedehnt werden kann. Dabei kommt dem fraktionierten Scannen seine geringere Reepithelisierungszeit zugute. Die Haut wird nicht mehr komplett entfernt, und damit der Heilungsprozess beschleunigt. Ist der Überhang der einzelnen Figuren zu groß, relativieren sich die Vorteile zum Linienscan. Gerade bei Behandlungen in der Dermatologie ist die Wahrscheinlichkeit zur intensiven Laserbehandlung relativ hoch, da hier pathologisches Gewebe abgetragen werden soll. Dennoch ist der Einsatz sinnvoll, nicht zuletzt aus Gründen der schnellen Abheilung.

Um die Benutzerfreundlichkeit des fraktionierten Laserscannens weiter zu steigern, könnte beispielsweise die Figurengröße weiter gesteigert werden. Mit einer Figurengröße von beispielsweise 20 mm wäre eine großflächige Behandlung noch einfachen und schneller durchführbar. Auch die Handstücke Softfrac und Powerfrac selbst bieten Potenzial zur Optimierung. So ist ein Ersatz der bisherigen Kontaktspitze zu einem Ring denkbar. Dieser würde einen bessern Halt bei der Anwendung sorgen. Durch eine automatische Erkennung des Handstücks könnte zusätzlich die Bedienerfreundlichkeit erhöht werden.

## Abbildungsverzeichnis

Abb. 3.1: Prinzip eines CO <sub>2</sub> -Lasers.....	3
Abb. 3.2: vereinfachtes Energieniveauschema des CO <sub>2</sub> - und N <sub>2</sub> -Moleküls.....	5
Abb. 3.3: Energieniveauschema für den CO <sub>2</sub> -Laser [11] .....	6
Abb. 3.4: Gewebeschädigung einer Laserläsion [modifiziert aus 22, S.3-21] ....	9
Abb. 3.5: Erhöhung der Gewebetemperatur durch schnell aufeinander folgende Pulse [4] .....	10
Abb. 3.6: Absorptionskoeffizient von H <sub>2</sub> O, erstellt nach Daten vom LMTB .....	11
Abb. 3.7: Der Aufbau der Haut [23] .....	14
Abb. 3.8: Methodenvergleich [vgl. 14] .....	16
Abb. 4.1: Lumenis UltraPulse Encore [26] .....	17
Abb. 4.2: Ablation auf Holzspateln mit dem Ultrapulse Encore .....	19
Abb. 4.3: Mixto SX Lasergerät [28] .....	20
Abb. 4.4: Ablation auf dem Holzspatel mit dem MiXto-Laser .....	21
Abb. 4.5: FRAXEL re:pair [30] .....	22
Abb. 4.6: Matrix Fractional CO <sub>2</sub> und Ultrafine Fractional Scanner [32] .....	23
Abb. 4.7: Alma Pixel CO2 Fractional Laser [34] .....	24
Abb. 5.1: CO <sub>2</sub> -Laser MCO50plus und MCO25plus [35] .....	25
Abb. 5.2: Schematischer Aufbau des MCO25/50plus; (1) Laserröhre, (2) Pilotlaser, (3) Umlenkspiegel, (4) Teildurchlässiger Spiegel, (5) Shutter, (6) Messvorrichtung.....	26
Abb. 5.3: Handstück 127 mm am Scanner montiert (links), Handstück Softfrac (mitte) und Handstück Powerfrac (rechts) .....	30
Abb. 5.4: Mikromanipulator MicroPoint 2R .....	31
Abb. 7.1: Ablationen der Figur Quadrat mit dem Handstück Softfrac auf dem Holzspatel. ....	39

Abb. 7.2: Ablationen der Figur Quadrat mit dem Handstück Powerfrac auf dem Holzspatel. ....	39
Abb. 7.3: Vergleich der beiden Handstücke Softfrac und Powerfrac.....	40
Abb. 7.4: Ablationen mit dem Handstück Softfrac auf einem Holzspatel.....	41
Abb. 7.5: Ablationen mit dem Handstück Powerfrac auf einem Holzspatel. ....	41
Abb. 7.6: Gewebeversuch unter Verwendung des Handstück Powerfrac und einer Leistung von 10 W. ....	43
Abb. 7.7: Gewebeversuch unter Verwendung des Handstück Powerfrac und einer Leistung von 20 W. ....	43
Abb. 7.8: Gewebebehandlung unter Verwendung des Handstücks Softfrac mit einer Leistung von 10 W. ....	47
Abb. 7.9: Gewebebehandlung unter Verwendung des Handstück Softfrac mit einer Leistung von 50 W. ....	47
Abb. 7.10: Eindringtiefe beim Handstück Softfrac, gemessen am Geleemodell. ....	50
Abb. 7.11: Eindringtiefe des Handstücks Softfrac, bezogen auf die Leistung ..	51
Abb. 7.12: Eindringtiefe beim Handstück Softfrac mit unterschiedlichen Leistungen. ....	51
Abb. 7.13: Eindringtiefe am Geleemodell mit dem Handstücks Powerfrac .....	53
Abb. 7.14: Eindringtiefe des Handstücks Powerfrac, bezogen auf die Leistung	53
Abb. 7.15: Eindringtiefe beim Handstück Powerfrac mit unterschiedlichen Leistungen .....	54
Abb. 7.16: Ablationen mit unterschiedlicher Fraxeltime .....	55
Abb. 9.1: Pathologische Hautwucherung vor und nach der Behandlung mit dem CO <sub>2</sub> -Laser .....	64
Abb. 9.2: postoperatives Ergebnis nach 1 Tag (links) und 4 Wochen (rechts). ..	64
Abb. 9.3: Behandlungsstelle vor und nach der Operation .....	65

Abb. 9.4: Entzündliche Hautveränderung vor und nach der Behandlung mit dem fraktionierten CO <sub>2</sub> -Laser.....	66
Abb. 9.5: sechs Tage postoperativ .....	66
Abb. 9.6: aktinische Keratose präoperativ.....	67
Abb. 9.7: Heilungsverlauf von links: direkt nach der Behandlung, 3 Tage und 4 Wochen postoperativ .....	67
Abb. 9.8: Behandlungsverlauf eines Rhinophyms von links: präoperativ, direkt nach der Behandlung und 12 Tage postoperativ.....	67

## Tabellenverzeichnis

Tab. 3.1: Gewebeveränderung durch thermische Effekte [4] .....	9
Tab. 5.1: Aktivierungszeit des Laserstrahls bei der Figur Kreis. Alleangaben in ms. ....	28
Tab. 5.2: Spotgröße beim fraktionierten Scannen.....	29



## Literaturverzeichnis

- [1] **Eichler**, Jürgen; Eichler, Hans Joachim: *Laser – Bauformen, Strahlführung*, Anwendung. 7. Aktualisierte Auflage. Springer, 2010. ISBN: 978-3-642-10461-9
- [2] **Kneubühl**, Fritz Kurt; Sigrist, Markus Werner: *Laser*. 7. überarbeitete und erweiterte Auflage. Wiesbaden: Vieweg+Teubner, 2008. ISBN 978-3-8351-0145-6
- [3] **Eichler**, Jürgen; Seiler, Theo: *Lasertechnik in der Medizin – Grundlagen, Systeme, Anwendungen*. Berlin; Heidelberg: Springer-Verlag, 1991. ISBN 3-540-52675-7
- [4] **Busolt**, Ulrike: *Skript zur Vorlesung Laser in der Medizin*. WS 2010/11, Hochschule Furtwangen University
- [5] **Jovanovic**, Sergije: *Der Einsatz neuer Lasersysteme in der Stapeschirurgie*. zugl. Habil.-Schrift. Landsberg: ecomed, 1996. ISBN 3-609-51100-1
- [6] **Probst**, Rudolf; Grevers, Gerhard; Iro, Heinrich: *Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde*. 3., korrigierte und aktualisierte Auflage. Georg Thieme Verlag, 2008. ISBN 978-3-13-119033-8
- [7] **Boenninghaus**, Hans-Georg; Lenarz, Thomas: *Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde*. 13. Auflage. Heidelberg: Springer Medizin Verlag, 2007. ISBN 978-3-540-48721-0
- [8] **Laser- und Medizin-Technologie gGmbH, Berlin**: *Untersuchung zum klinischen Einsatz des modifizierten CO<sub>2</sub>-Lasers MCO50*. Berlin: September 2000. 6450637
- [9] **Herrmann**, Konrad; Trinkkeller, Ute: *Dermatologie und medizinische Kosmetik*. 2., erweiterte und vollständig neu bearbeitete Auflage. Heidelberg: Springer Medizin Verlag, 2007. ISBN 978-3-540-30093-9
- [10] **Laser- und Medizin-Technologie gGmbH, Berlin**: *Therapeutische Leitlinien für die Anwendung des KLS Martin CO<sub>2</sub>-Lasers MCO 50 mit Scannersystem*. Berlin: August 2005; 6450667

- [11] **Tradowsky**, Klaus: *Laser: Grundlagen, Technik, Basisanwendungen* (Kamprath-Reihe: Technik). 4. Auflage. Würzburg: Vogel Buchverlag, 1988. ISBN 3-8023-0021-1
- [12] **Lanthaler**, Michael; Hohenleuter, Ulrich: *Lasertherapie in der Dermatologie*. 2., vollständig überarbeitete Auflage. Heidelberg: Springer Medizin Verlag, 2006. ISBN 978-3-540-30091-5
- [13] **Meyer**, Wilfried: *Bemerkungen zur Eignung der Schweinehaut als biologisches Modell für die Haut des Menschen*. Hautarzt 47: 178-182. Springer-Verlag, 1996
- [14] **Wyss**, Miriam; Becker-Wegerich, Petra: *Fraktionierter CO<sub>2</sub>-Laser – eine innovative Methode zur Behandlung von Aknenarben*. In: medicos 3/2009, S. 28-31
- [15] **Grund**, Karl Ernst, Prof. Dr. med.; Köhn, Petra; Farin, Günter: Künstliches Gewebe. Offenlegungsschrift EP 0948784 B1, Europäisches Patentamt, 1996
- [16] **Farin**, Günter; Grund, Karl Ernst, Prof. Dr. med.: Trainingsmodell, insbesondere Torso. Offenlegungsschrift DE 19716341 C2, Deutsches Patent- und Markenamt, 1997
- [17] **Einstein**, Albert: Zur Quantentheorie der Strahlung. Physikalische Gesellschaft Zürich Nr.18, 1916
- [18] **Einstein**, Albert: Zur Quantentheorie der Strahlung. Physikalische Zeitschrift Nr.18, 1917
- [19] **Maiman**, T.H.: Stimulated Optical Radiation in Ruby. Nature 187, 06. August 1960. S.493 – 494
- [20] **Patel**, C. K. N.: Interpretation of CO<sub>2</sub> Optical Maser Experiments. Physical Review Letters 12, 1964. S.588
- [21] **Patel**, C. K. N.: Selective Excitation Through Vibrational Energy Transfer and Optical Maser Action in N<sub>2</sub>-CO<sub>2</sub>. Physical Review Letters 13, 1964. S.617

- [22] **Hering**, P, Prof. Dr.; Schwarzmaier, H.-J., Priv.-Doz. Dr.: Einführung in die Lasermedizin, Fortbildungsveranstaltung. Institut für Lasermedizin, Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf
- [23] **Schwegler**, Johann S.: Der Mensch, Anatomie und Physiologie. 3., völlig neu bearbeitete Auflage. Georg Thieme Verlag, 1996, 2002. ISBN 3-13-100153-4
- [24] **Huch**, Renate; Bauer, Christian: Mensch, Körper, Krankheit: Anatomie, Physiologie, Krankheitsbilder; Lehrbuch und Atlas für die Berufe im Gesundheitswesen. 4., überarbeitete und erweiterte Auflage. München, Jena: Urban & Fischer Verlag, 2003. ISBN 3-437-26790-6
- [25] [http://www.surgical.lumenis.com/pdf/UltraPulse\\_SurgiTouch\\_Datasheet.pdf](http://www.surgical.lumenis.com/pdf/UltraPulse_SurgiTouch_Datasheet.pdf); abgerufen am 25.05.2011
- [26] <http://www.asthetik.lumenis.de/ultrapulse>; abgerufen am 03.08.2011
- [27] <http://www.mg-laser.de/pdf/mixto-update.pdf>; abgerufen am 26.05.2011
- [28] <http://tashafomina.livejournal.com/68563.html>; abgerufen am 30.05.2011
- [29] <http://www.fraxel.com/de/fraxel-repair-technology>; abgerufen am 31.05.2011
- [30] [http://www.medicalvision.ch/cmseditor/my\\_documents/my\\_pictures/lasermed/rePair.jpg](http://www.medicalvision.ch/cmseditor/my_documents/my_pictures/lasermed/rePair.jpg); abgerufen am 30.05.2011
- [31] <http://www.sandstonemedicaltechnologies.com/SM-Matrix.pdf>; abgerufen am 03.08.2011
- [32] <http://www.sandstonemedicaltechnologies.com>; abgerufen am 03.08.2011
- [33] [http://www.almalasers.com/media/pdf/Pixel\\_CO2\\_Brochure.pdf](http://www.almalasers.com/media/pdf/Pixel_CO2_Brochure.pdf); abgerufen am 03.08.2011
- [34] <http://usedaesthetic.com/wp-content/uploads/2010/06/almapixel.jpg>; abgerufen am 03.08.2011
- [35] **KLS Martin Group**: Datenarchiv der KLS Martin Group; abgerufen am 12.08.2011

## Glossar

Ablation	Abtragung von Gewebe
distal	von der Körpermitte weg liegend
Expositionszeit	Zeit, welche das Gewebes dem Laserstrahl ausgesetzt ist
HF	Hochfrequenz
Hyperthermie	Erhöhung der Temperatur durch vermehrte Wärmezufuhr
Integument	äußere Haut (Cutis)
Karbonisation	Verkohlung des Gewebes
Koagulation	Gerinnung; Übergang kolloidaler Stoffe aus dem Solzustand in den Gelzustand
kohärent	in der Physik, Frequenz- und phasengleiche Wellen
Kollagen-Shrinking	Schrumpfen von Kollagen bei der Laserbehandlung
kollimiert	Parallelrichtung der Lichtstrahlen in der Optik
MAZ	mikroskopisch kleine Ablationszonen
monochromatisch	einfarbig, Licht mit einer bestimmten Wellenlänge bzw. sehr schmalen Wellenlängenbereich
Nekrose	nach dem Zelltod auftretende intravitale morphologische Veränderungen des Gewebes
pathologisch	krankhaft
proximal	zur Körpermitte hin gelegen
Reepithelisierungszeit	Zeit, welche die Epidermis zur Wundheilung benötigt
RF	Radiofrequenz
sklerotisch	verhärtet
Spike	Spitze, Kurvenzacke
Titanpiston	Mittelohrimplantat, das den Steigbügel ersetzt
Vaporisation	Verdampfung des Gewebes

## Anhang

## ***Herstellung des künstlichen Gewebes***

Zutaten für 200ml:

0,9%ige Isotone Kochsalz-Lösung (93,5%)	187 g
Glyzerin (2,5%)	5 g
Agar-Agar (4%)	8 g

In 1000 ml Isotone Kochsalz-Lösung sind 9 g Natriumchlorid und Wasser für Injektionszwecke enthalten, das entspricht für 200 ml künstliches Gewebe 1,68 g NaCl und 185,32 g Wasser für Injektionszwecke.

Herstellung:

Die Zutaten werden alle gemischt und anschließend erhitzt. Das Agar-Agar wird nur durch kurzes Aufkochen fest!



### Eindringtiefe im künstlichen Gewebe beim Handstück Softfrac

Leistung [W]	Füllfaktor	Vergrößerung Mikroskop	gemessene Werte [mm]			
10 W	leicht	10				
	mittel	10	0,049			
		25	0,073	0,088	0,062	
		63	0,058	0,060		
	stark	10				
25 W	leicht	10	0,145	0,116		
	mittel	50	0,107	0,104		
		10				
		25	0,120	0,078	0,130	
	stark	10				
50 W	leicht	10	0,254	0,230	0,194	0,212
	mittel	25	0,202	0,207		
		10	0,268	0,279	0,243	
		25	0,207	0,264	0,301	
	stark	10	0,303	0,382	0,293	
		25	0,389	0,323	0,286	

### Eindringtiefe im künstlichen Gewebe beim Handstück Powerfrac

Leistung [W]	Füllfaktor	Vergrößerung Mikroskop	gemessene Werte [mm]			
10 W	leicht	10	0,637	0,673		
		25	0,695	0,640		
	mittel	10	0,673	0,831	0,801	0,679
		25	0,812	0,850	0,664	0,673
	stark	10	0,817	0,859	0,827	
		25	0,917	0,824	0,844	
15 W	leicht	10	1,146	1,289	1,252	1,301
		20	1,218	1,113	1,189	
		25	1,409	1,127	1,186	
	mittel	10	1,329	1,172	1,342	
		25	1,413	1,433	1,291	
	stark	10	1,246	1,282	1,379	
		25	1,166	1,213	1,306	
20 W	leicht	10	1,168	1,291	1,252	
		25	1,254	1,306	1,187	1,259
	mittel	10	1,204	1,319	1,376	
		25	1,332	1,311	1,415	1,285
	stark	10	1,218	1,296	1,253	
		25	1,210	1,269	1,337	
		50	1,262	1,269	1,290	

### **CD-Inhalt:**

- Thesis
- Präsentation
- Poster
- Kurzfassung
- Bilder zu den Versuchen
- Bilder zur den klinischen Anwendung