

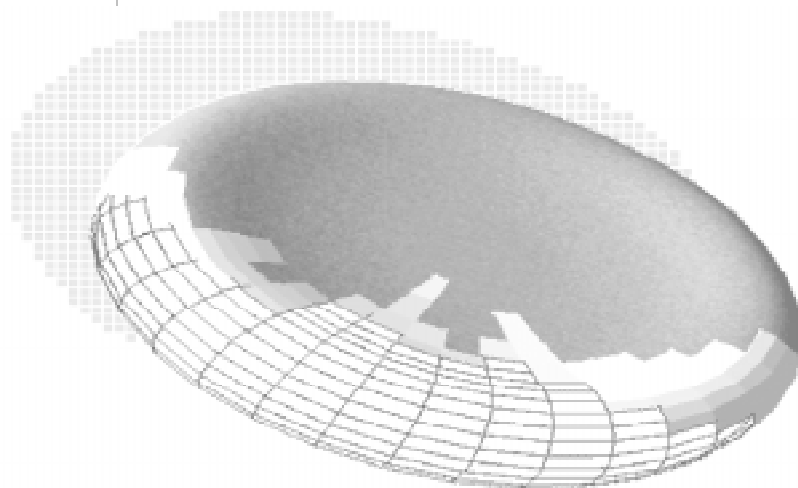
Fachhochschule Aachen
Abteilung Jülich

Labor für angewandte Zellbiophysik

Studiengang: Physikalische Technik

Studienrichtung: Biomedizinische Technik

Photoablation
an
Hartgewebe



Diplomarbeit von

Oliver Kuhne

Jülich im Juni 1998

Diese Arbeit wurde durchgeführt am

Institut für Lasermedizin
Medizinische Einrichtungen
der
Heinrich-Heine Universität Düsseldorf

Betreut durch:

Prof. Dr. P. Hering
(Düsseldorf)

Prof. Dr. G. Artmann
(Jülich)

Diese Arbeit ist selbständig angefertigt und verfaßt.

Es sind keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel benutzt worden.

(Unterschrift)

Inhaltsverzeichnis

Einleitung	1
Kapitel 1	5
Ablationsmechanismen.....	5
1.1 Thermische Ablation.....	6
1.2 Direkte Photoablation.....	9
1.3 Modell der Laserablation.....	13
Kapitel 2	17
Aufbau der biologischen Gewebe.....	17
2.1 Der humane Knochen	17
2.2 Das Holz	25
2.2.1 Chemische Zusammensetzung.....	25
2.2.2. Aufbau des Holzgewebes	27
Kapitel 3	31
Das Experiment.....	31
3.1 Der Ferranti CO ₂ -Laser	31
3.1.1 Das zeitliche Pulsprofil	34
3.1.2 Das räumliche Strahlprofil	36
3.2 Der Baasel Er:YAG-Laser.....	39
3.3 Der Versuchsaufbau.....	41
3.4 Probenpräparation	44
3.5 Lichtmikroskopische Auswertung der Schnitte.....	46
3.6 Die Meßgenauigkeit.....	47
Kapitel 4	48

Ergebnisse.....	48
4.1 Knochen.....	48
4.2 Holz.....	58
Kapitel 5	62
Zusammenfassung und Ausblick	62
Anhang	66
A1: Laserberechnungsgrundlagen.....	66
Pulsüberlagerungsfaktor	66
Strahlcharakteristika.....	67
Schnittparameter	68
A2: Weitere Holzeigenschaften	71
Literaturverzeichnis	74
Danksagung	77

Symbolverzeichnis

a	Temperaturleitfähigkeit	[m ² /s]
A	Schnittfläche	[mm ²]
A	Absorption	[%]
c	Wärmekapazität	[J/g/K]
D	Schnitttiefe	[μm], [mm]
E	Laserenergie	[mJ], [J]
f	Laserfrequenz	[Hz]
f _{rot}	Rotationsfrequenz des Drehtellers	[Hz]
λ	Laserwellenlänge	[μm]
λ	Wärmeleitfähigkeit	[W/m/K]
M ²	Strahlqualität	
N	Pulsüberlagerungsfaktor	
N	Pulsanzahl	
N _{eq}	Äquivalente Pulsanzahl	
v	Frequenz	[Hz]
φ	Energiedichte	[J/cm ²]
P	Laserleistung	[W]
ρ	Dichte	[kg/m ³], [g/cm ³]
r _{rot}	Rotationsradius	[mm]
T	Temperatur	[K]
t	Zeit	[s]
τ	Pulsdauer (FWHM)	[ns]
t _{temp}	Thermische Relaxationszeit	[μs]
w	(Spezifische) Ablationsenergie	[J/mm ³]

w	Strahlradius, $I(w)=I_0/e^2$	[mm]
w_{Fokus}	Strahlradius im Fokus	[mm]
ω	Kreisfrequenz, $\omega=2\pi\nu$	[s ⁻¹]
w_0	Lasertaille	[mm]
z_R	Rayleigh-Länge	[mm]

FWHM Definition der Pulsdauer (full width at half maximum) [ns]

Einleitung

Der im Jahre 1917 von *A. Einstein* [1] beschriebene Prozeß der stimulierten Emission dient als Grundlage der Lasertechnik. Darin ging es um die Lichtverstärkung durch stimulierte Strahlungsemission, die dadurch zustande kommen sollte, daß Materie, d.h. Atome bzw. Moleküle, unter bestimmten Voraussetzungen mit Hilfe von Energie in Form von Strahlung angeregt wird. Konkrete Vorstellungen ergaben sich jedoch erst ein Jahrzehnt später, als im Jahre 1928 *R. Landenburg* und *H. Kopfermann* [2] experimentell zeigen konnten, daß die von *Einstein* theoretisch postulierte stimulierte Emission in der Tat existiert.

Die erste technische Umsetzung dieses Prinzips wurde 1954 von *J.P. Gordon*, *H.J. Zeiger* und *C.H. Townes* [3] mit einem NH_3 -Gastrahlmaser realisiert. Maser bedeutet „Microwave Amplification by Stimulated Emission of Radiation“ (Mikrowellenverstärkung durch stimulierte Strahlungsemission) und Laser „Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation“ (Lichtverstärkung durch stimulierte Strahlungsemission). Diese Arbeiten entstanden unabhängig voneinander in den Vereinigten Staaten von Amerika (*A.L. Schawlow* und *C.H. Townes* [4]) und in der Sowjetunion (*N.G. Basov* und *A.M. Prokhorov* [5]). *C.H. Townes*, *N.G. Basov* und *A.M. Prokhorov* erhielten 1964 gemeinsam für ihre Arbeiten den Nobelpreis für Physik. 1960 gelang es *T.H. Maiman* [6] einen Festkörperlaser (Rubin) zu bauen. Im darauffolgenden Jahr entwickelten *A. Javan*, *W.R. Bennett* und *D.R. Herriott* [7] den He-Ne-Laser als ersten kontinuierlich arbeiteten Gas-Laser.

Die anschließende Entwicklung der Lasertechnik stellt eine technische Revolution dar, die ungezählte praktische Anwendungen in allen Bereichen findet. Aufgrund der Emissionscharakteristika wie der hohen spektralen Energiedichte (Monochromasie), der großen zeitlichen und räumlichen Kohärenz und der Möglichkeit der Erzeugung ultrakurzer Lichtpulse bis in den Bereich von Piko- und Femtosekunden, konnte sich der Laser nicht nur in Wissenschaft und Technik, sondern auch in der Medizin etablieren.

Diesbezüglich wird er seit Mitte der siebziger Jahre als Diagnose- und Therapieinstrument eingesetzt.

Die heute in der Medizin am häufigsten eingesetzten Laser sind in Abb. E.1 zusammengefaßt. Augenscheinlich ist die gute Übereinstimmung der Emissionswellenlänge des Er:YAG-Lasers (2,94 μm) mit dem Maximum der Wasserabsorptionskurve bei 3 μm . Nach dem Er:YAG-Laser besitzt der CO₂-Laser die stärkste Wasserabsorption. Für die Ablation stark absorbierender Medien, wie z.B. menschliches Gewebe (wegen des hohen Wasseranteils), sind gepulste CO₂-Laser deshalb interessant, weil jeder einzelne Puls nur ein kleines Volumen abträgt, ohne das umgebende Material nennenswert zu erwärmen und dadurch zu schädigen.

Haupteinsatzgebiete heutiger CO₂-Laser sind die Dermatologie und einige Bereiche der Chirurgie (z.B. die transmyokardiale Laserrevaskularisierung (TLMR)). In der Chirurgie wird er eingesetzt, weil er mit einer hohen mittleren Leistung betrieben werden kann.

Ein Ziel dieser Arbeit war es Schnittversuche an biologischem Hartgewebe (Knochen und Holz) mit einem gütegeschalteten CO₂-Laser durchzuführen. Ein weiteres Ziel war die Untersuchung des Einflusses von Wasserspray auf die Schnitte.

Die Existenz mit einem von ganz wenigen auf der Welt vorkommenden gütegeschalteten CO₂-Lasern erlaubte es, die ersten Untersuchungen an Hartgeweben durchzuführen. Besonderes Augenmerk beim Schneiden mit diesem einzigartig vorkommenden *mechanisch* gütegeschalteten CO₂-Hochleistungslaser ($P_{\text{Peak}} \leq 100 \text{ kW}$, $E = 15 - 25 \text{ mJ}$) mit ultrakurzen Pulsen (bis 250 ns FWHM) wurde auf den Vergleich von Schneiden mit Wasserspray und ohne Wasserspray gelegt. Das größte Problem bei der Bestrahlung von biologischen Geweben ist die Entstehung von Karbonisationszonen, die das Gewebe schädigen. Ivanenko et al. [8] zeigen auf, daß auch bei hohen Ablationsraten und großer Schnitttiefe durch die Benutzung eines Miniatur-Wassersprays die Karbonisation an hartem biologischen Gewebe deutlich reduziert werden kann.

Über Ausweitungen des Einsatzgebietes von CO₂-Lasern wird in Kooperation mit dem Universitätsspital in Zürich (Untersuchungen an humanem Beckenkamm) und der Kiefer- und Gesichtschirurgie der Universität Düsseldorf (Zähne) nachgedacht. Genaue Ergebnisse der Untersuchungen am Beckenkamm lagen zur Zeit der Beendigung der Arbeit noch nicht vor. Die Untersuchungen an Zähnen sind noch im Anfangsstadium, wurden aber von den Medizinern als vielversprechend tituiert.

Um einen Vergleich mit anderen harten Geweben zu erlangen, wurden Versuche an zwei verschiedenen Holzarten (Buchen- und Lärchenholz) durchgeführt. Experimente an Holz schienen deshalb interessant, weil Holz auch zu den harten biologischen Geweben zählt. Der Unterschied zu einem biologischen Material mit geringerer Härte sollte untersucht werden. Über ein mögliches Einsatzgebiet in der Holzindustrie sollte nachgedacht werden. Die Ergebnisse weisen aber nur auf eine beschränkte Einsatzfähigkeit hin.

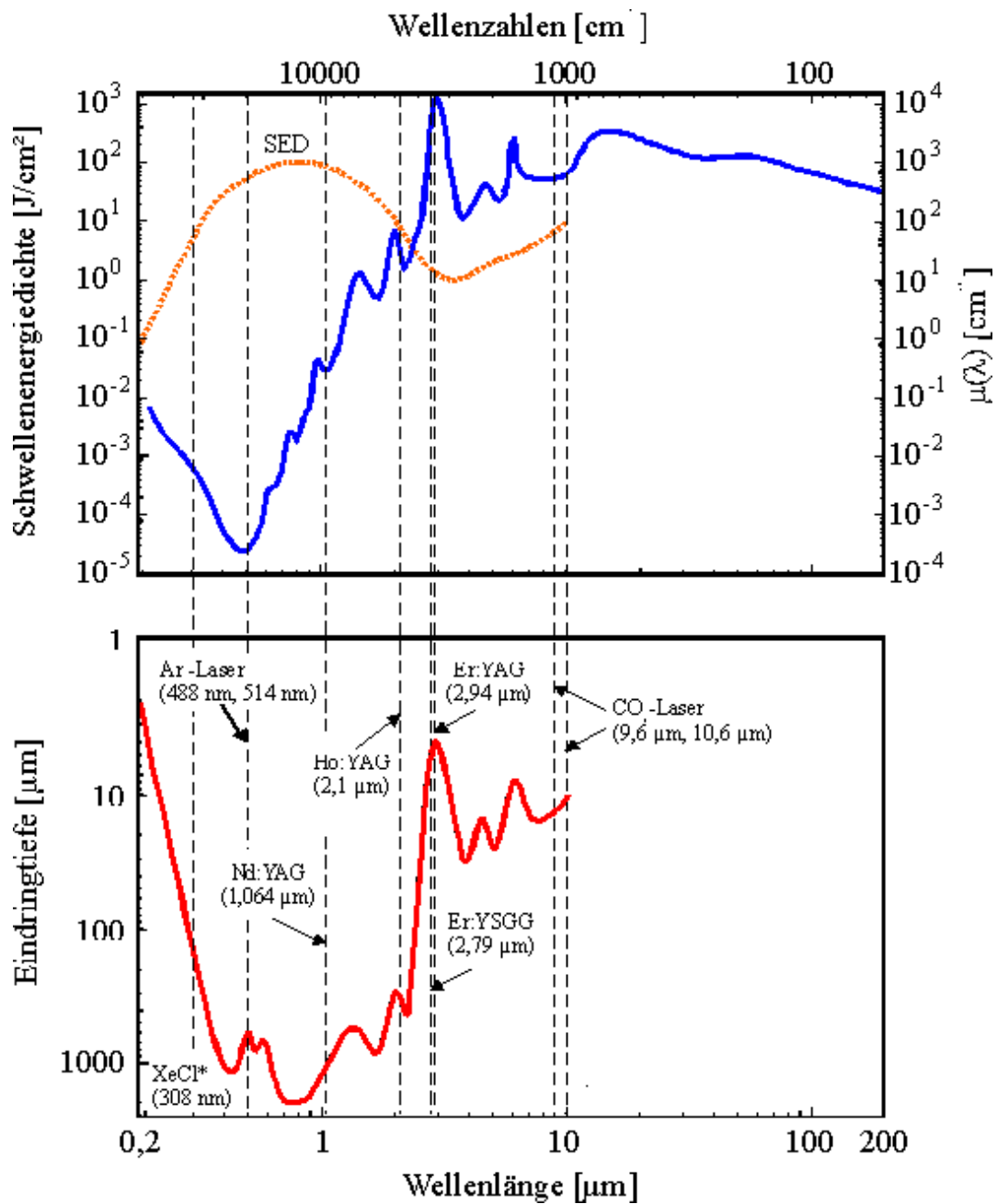


Abb. E.1: Die obere Graphik zeigt den Absorptionskoeffizienten von Wasser $\mu(\lambda)$ in der flüssigen Phase und die Schwellenenergiedichte *SED* für die Photoablation von Weichgewebe über der Wellenlänge [9]. Die untere Graphik zeigt die wellenlängenabhängige Eindringtiefe der Strahlung in das Gewebe nach [10]. Die vertikal verlaufenden gestrichelten Linien repräsentieren die in der Medizin wichtigsten Lasertypen und ihre Wellenlänge.

Kapitel 1

Ablationsmechanismen

Die Anzahl der Wechselwirkungsmechanismen die sich ereignen, wenn Laserlicht auf biologische Gewebe fällt, sind zahlreich. Die spezifischen Gewebecharakteristika, ebenso wie die Laser-Parameter, haben ihren Anteil an dieser Anzahl. Die wichtigsten unter den optischen Gewebe-Eigenschaften sind die Reflektions-, Absorptions- und Streukoeffizienten. Addiert ergeben sie zusammen die totale Transmission bei einer bestimmten Wellenlänge.

Während der ersten Jahre, nach der technischen Realisierung des Lasers durch Maiman im Jahre 1960, wurden viele Studien zur Erforschung der Wechselwirkungseffekte von Licht und Gewebe durchgeführt, wobei unter Benutzung der vielen verschiedenen Lasersysteme die Zahl der möglichen Kombinationen für die experimentellen Parameter grenzenlos ist. Im Rahmen dieser Untersuchungen wurden fünf Kategorien für die Licht-Gewebe-Wechselwirkungen definiert. Diese sind die *photochemische Wechselwirkung*, *thermische Wechselwirkung (thermische Ablation)*, *direkte Photoablation*, *plasma-induzierte Ablation* und die *Photodisruption* [11].

Im folgenden soll hier aber nur auf die thermische Ablation und die direkte Photoablation genauer eingegangen werden, da diese für Ablation an harten Geweben wichtig sind.

1.1 Thermische Ablation

Bei der thermischen Ablation ist ein lokaler Anstieg der Temperatur der entscheidende Faktor. Abhängig von der Bestrahlungsdauer und der Intensität des Laserpulses unterscheidet man verschiedene Effekte wie Koagulation, Vaporisation, Karbonisation und Schmelzen (Tab 1.1).

Temperatur	37 – 60 °C	über 60 °C	bis 100 °C	100 °C bis einige 100 °C	
Wirkung	Erwärmung	Koagulation	Vaporisation Austrocknung	Verkohlung	Verdampfung Verbrennung
Optisches Verhalten	Änderung nicht sichtbar	weißgraue Färbung, erhöhte Streuung	konstante Streuung	br.-schwarze Färbung starke Absorption	Entstehung von Rauch
Mechanisches Verhalten	Änderung nicht erkennbar	Auflockerung	Entzug von Flüssigkeit, Schrumpfung	starke Schädigung des Gewebes	Abtragung von Gewebe

Tab. 1.1: Gewebeveränderungen durch thermische Effekte bei weichem Gewebe [12].

Bis zu 45 °C sind keine irreversiblen Schäden zu erwarten (bei Krebsgewebe liegt diese Schwelle bei etwa 42,5 °C). Je nach Bestrahlungsdauer tritt der Gewebetod zwischen 45 und 60 °C ein, wobei die Grenze durch die Nekrosezone (irreversibler Schaden; Abb. 1.1) gegeben wird. Bei weiterer Wärmezufuhr bleibt die Temperatur im Weichgewebe am Siedepunkt des Wassers bei 100 °C solange konstant, bis das Gewebewasser vollständig verdampft ist. Erst nach der Austrocknung des Gewebes ist ein weiterer Temperaturanstieg zu verzeichnen. Karbonisierung setzt ab 150 °C ein; visuell erscheint das Gewebe schwarz. Ab 300 °C wird das weiche Gewebe verdampft, es entsteht ein Substanzverlust.

Bei harten biologischen Gewebesubstanzen, wie Knochen und Zähnen, stellt sich der Prozeß etwas anders dar. Die schnelle Energiedeposition in einer μm dicken Schicht führt zu einem enormen Überdruck, in dem im Gewebe enthaltenen Wasser und den Kollagen-Molekülen. Der nun folgende explosionsartige Ausstoß zerstört die feste Struktur der betroffenen Schicht. Die Tatsache einer solchen Wasser-Mikroexplosion bei der Ablation von hartem Knochen- und Zahn-Gewebe bei $\lambda = 3 \mu\text{m}$ (Wasser-Absorptionsmaximum) zeigen [13] und [14], bestätigt durch die Analyse von Debris-Partikeln durch [15].

Eine schematische Darstellung der verschiedenen Zonen im Gewebe zeigt Abb. 1.1. Die Größe der einzelnen Zonen hängt von den optischen Gewebeeigenschaften und somit vom verwendeten Lasertyp ab [12].

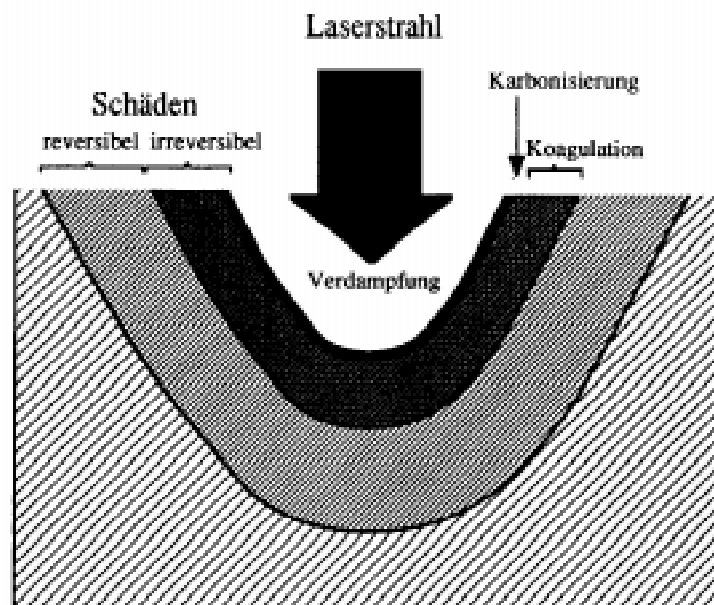
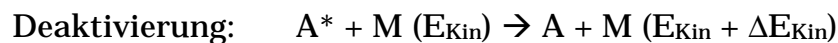


Abb. 1.1: Die verschiedenen Wirkungszonen beim Schneiden von Gewebe [16].

Die Höhe der Temperatur und die Zeit sind also die entscheidenden Faktoren bei allen thermischen Laser-Gewebe-Wechselwirkungen. Zur theoretischen Beschreibung der thermischen Reaktion muß ein Modell der Temperaturverteilung innerhalb des Gewebes hergeleitet werden. Dazu ist es notwendig die Vorgänge, die während der thermischen Ablation vor sich gehen, genauer zu untersuchen.

Auf der mikroskopischen Ebene haben thermische Effekte ihren Ursprung in der Absorption, die durch die molekularen Vibrations-Rotations Banden, gefolgt von einem strahlungslosen Übergang, hervorgerufen werden. Die Wechselwirkung von Licht mit einem Molekül A kann als ein Zwei-Stufen-Prozeß angesehen werden. Erstens: die Absorption eines Photons mit einer Energie $h\nu$ befördert das Molekül in einen angeregten Schwingungszustand A^* , und zweitens: die inelastischen Stöße von A^* mit einem Partner M des umgebenden Mediums führen zu einer Deaktivierung von A^* und einer simultanen Zunahme der kinetischen Energie von M. Der Temperaturanstieg entsteht durch die Transformation von Photonenenergie in kinetische Energie. Dieser Zwei-Stufen-Prozeß kann folgendermaßen beschrieben werden:



Um die Frage zu beantworten, wie effektiv dieser Zwei-Stufen-Prozeß ist, müssen beide Schritte einzeln betrachtet werden. Erstens: Absorption wird durch die große Anzahl an verfügbaren Schwingungszuständen der meisten Biomoleküle erleichtert. Zweitens: die Deaktivierung erfolgt sehr schnell auf einer ps-Zeitskala.

1.2 Direkte Photoablation

Die direkte Photoablation basiert auf einer unmittelbaren molekularen Dissoziation durch hoch-energetische UV-Photonen.

Die direkte Photoablation wurde 1982 von Srinivasan und Mayne-Banton entdeckt. Sie identifizierten dies als „ablative Photodekompensation“, d.h., daß Material entfernt wird wenn es von sehr intensiver Laserstrahlung belichtet wird. Typische Schwellenwerte für diese Art von Interaktionen sind $10^7 - 10^8 \text{ W/cm}^2$ für Laserpulse im Nanosekunden-Bereich. Die Ablationstiefe, also die Tiefe, die pro Puls abgetragen wird, ist bestimmt durch die Pulsenergie bis zu einer bestimmten Sättigungsschwelle. Die Geometrie des Schnittes wird durch die räumlichen Parameter des Laserstrahls bestimmt. Der größte Vorteil dieser Ablationstechnik liegt in der Präzision des Schneidprozesses. Er ist sehr gut vorhersehbar und der dabei entstehende thermische Schaden am anliegenden Gewebe ist gering.

Der Charakter der Bindungen in den organischen Polymeren ist in erster Linie kovalent. Um eine physikalische Erklärung des Ablationsprozesses zu erlangen, nimmt man an, daß zwei Atome A und B durch ein gemeinsames Elektron verbunden sind. Das korrespondierende Energie-Niveau-Diagramm des Grund- und des angeregten Zustandes, ist in Abb. 1.2 dargestellt. Verursacht durch die makromolekulare Struktur ist jedes Elektronen-Niveau abermals in mehrere Schwingungszustände aufgeteilt. Die Absorption eines Photons kann die beiden Atome in einen angeregten Zustand $(AB)^*$ befördern. Die Anregung untersteht dem *Franck-Condon* Prinzip. Dieses sagt aus, daß der Abstand zwischen den Kernen der beiden Atome A und B, während des Anregungsprozesses, aufgrund der großen Kernmassen, nicht verändert wird. Daher wird der Übergang, in Abb. 1.2 charakterisiert durch eine vertikale Linie im Energie-Niveau-Diagramm, begünstigt.

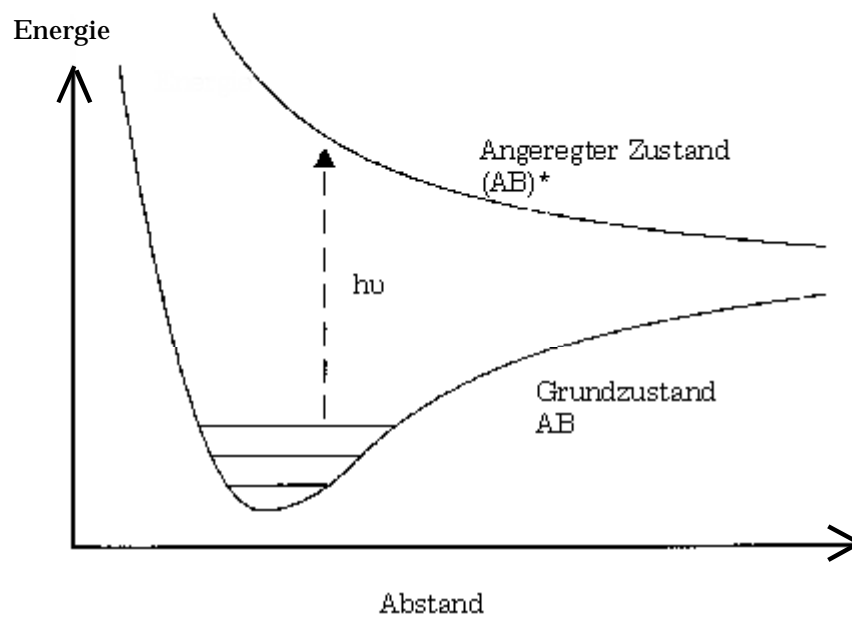
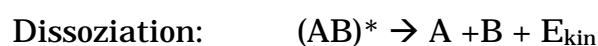


Abb. 1.2: Energie-Niveau-Diagramm der direkten Photoablation [11].

Wenn ein UV-Photon absorbiert wird, kann der Energiegewinn hoch genug sein, um einen Elektronenzustand zu erreichen, welcher die Bindungsenergie übersteigt. In diesem Fall dissoziiert das Molekül bei der nächsten Vibration. Photoablation im UV kann daher als ein Zwei-Stufen-Prozess zusammengefaßt werden.



Die ausgeworfenen Photoprodukte von Ablationen mit Excimer-Lasern wurden in zahlreichen Studien analysiert, z.B. von Srinivasan und Mayne-Banton (1982) und Brannon et al. (1985). Eine Zusammensetzung von einzelnen Atomen (C, N, H, O), Molekülen (C_2 , CN, CH, CO) und stabilen Fragmenten (MMA-Monomer, HCN, Benzol) wurde beobachtet. Interessant ist dabei, daß die Zusammenstellung der Produkte wellenlängenabhängig ist. Außerdem wurde beobachtet, daß eine bestimmte Schwellenintensität notwendig ist, um Photoablation zu erreichen. Oberhalb dieser Intensität in Abhängigkeit vom Absorptionskoeffizienten und der eingestrahelten Intensität wird eine ganz bestimmte Tiefe ablatiert. Zur gleichen Zeit ist ein Knall zu hören und ein Lichtblitz an der lichteinfallenden

Seite zu beobachten. Wenn die Ausgangsintensität so groß ist, daß die Ablationstiefe kleiner ist als die korrespondierende optische Absorptionslänge, treffen nachfolgende Pulse kleine Stücke ausgeworfenen Gewebes. Nur die ersten Pulse sind in ihrer Wirkung gleich. Demnach wird eine nichtlineare Abhängigkeit zwischen der Anzahl der einfallenden Pulse und der Schnitttiefe beobachtet. In der Praxis werden die Schnittiefen über mehrere Pulse gemittelt und dann die Schnitttiefe (Ablationstiefe) pro Puls errechnet. Dieser Wert ist für die meisten Materialien mit einer Genauigkeit von $\pm 5\%$ reproduzierbar. Dies ist ein guter Wert, wenn man die Inhomogenitäten der einzelnen Gewebearten berücksichtigt. In Abb. 1.3 ist nochmals das Prinzip der direkten Photoablation wiedergegeben.

Absorption von hochenergetischen UV-Photonen



Dissoziation



Auswurf von Fragmenten



Ablation

Abb. 1.3: *Prinzip der „direkten Photoablation“.*

In den achtziger Jahren kam die Frage auf, ob „direkte Photoablation“ auf einem photochemischen oder auf einem photothermischen Prozeß beruht. Heute sollte man in Betracht ziehen, die Photoablation – oder das Synonym ablative Photodekomposition in dem Sinn von UV-Ablation – als einen eigenständigen Wechselwirkungsmechanismus zu betrachten, mit Sicherheit aber nicht als reinen photochemischen oder thermischen Prozeß. Dies sollte in Betracht gezogen werden, weil sowohl der photochemische, als auch der photothermische Prozeß die „direkte Photoablation“ nicht ausreichend beschreiben. Während der Photoablation ist bei der Dissoziation ein chemischer Übergang involviert, den man fälschlicher-

weise auch „photochemische Ablation“ nennen könnte. Der Begriff „photochemisch“ sollte nur für lichtempfindliche Wechselwirkungen im UV mit langen Pulsen verwendet werden. Und nur die Ablation, begründet auf UV-Photonen, sollte „direkte Photoablation“ genannt werden.

Im Fall der „direkten Photoablation“ wurde erläutert, daß die Energie eines einzelnen UV-Photons ausreicht, um das Molekül AB zu dissoziieren. Bei thermischen Wechselwirkungen ist das ganz anders. Die Photonenenergie ist nicht groß genug, um die Moleküle in einen abstoßenden Zustand zu bringen. Das Molekül wird in einen Schwingungszustand innerhalb des Grundzustandes bzw. zu einem ziemlich kleinen elektronischen Zustand mit all seinen Schwingungszuständen angeregt. Der entscheidende Parameter, um diese beiden Mechanismen – „direkte Photoablation“ und thermische Ablation – zu unterscheiden ist die Photonenenergie, beziehungsweise die Laserwellenlänge. Nur wenn z.B. $h\nu > 3,6 \text{ eV}$ oder anders ausgedrückt $\lambda < 350 \text{ nm}$ ist, ist die Dissoziation von C-C-Bindungen möglich. Natürlich können auch einige Photonen mit $h\nu < 3,5 \text{ eV}$ absorbiert werden. Dann nehmen diese Moleküle an Energie zu und können auch in einen dissoziierten Zustand, anhand der Mehr-Photonen-Absorption, gelangen. Während der Zeit die ein solcher Multi-Stufen-Absorptionsprozeß benötigt, werden die angrenzenden Gewebeareale vibratorisch angeregt, was zu einem Temperaturanstieg im umliegenden Gewebe und zu einem sichtbaren thermischen Effekt (gewöhnlich Vaporisation oder Schmelzen) führt.

In der Realität kann die direkte Photoablation nur für 193 nm Wellenlänge von ArF-Excimer-Lasern beobachtet werden. Höhere Wellenlängen bringen eine mehr oder weniger große thermische Schädigungszone mit sich [11].

1.3 Modell der Laserablation

Um zu einem vereinfachten Modell zu gelangen, welches die Abhängigkeit von Ablationstiefe zu einfallender Laser-Energiedichte Φ beschreibt, wird als Grundlage die Gültigkeit des *Lambert-Beerschen-Gesetzes* angenommen, welches durch

$$\Phi(z) = \Phi_0 * \exp(-\alpha z) \quad (1.1)$$

beschrieben wird, wobei z die Dicke der durchstrahlten Probe beschreibt, Φ_0 die einfallende Laser-Energiedichte und $\alpha(\lambda)$ der Absorptionskoeffizient des Gewebes ist. Für eine vollständige Beschreibung der Photoablation muß noch einiges andere mit in Betracht gezogen werden, wie z.B. Zeit, Wärmeverluste, Absorption an Ablationsdebriden, räumliche Strahlprofile .

Um die Abnahme der Energiedichte zu berechnen, muß Gleichung (1.1) nach z differenziert werden; dadurch gelangt man zu:

$$-\frac{\partial \Phi}{\partial z} = \alpha * \Phi(z) \quad (1.2)$$

Die Ablation geht nur dann vonstatten, wenn Φ einen gewissen Schwellenwert Φ_s übersteigt:

$$\alpha * \Phi(z) \geq \alpha * \Phi_s , \quad (1.3)$$

Diese Bedingung setzt voraus, daß ein gewisser Betrag an Energie pro Volumeneinheit und Zeit absorbiert wird, damit Ablation zustande kommt. Die Schwellen-Energiedichte Φ_s wird durch die minimale Anzahl an Bindungen, die dissoziiert werden müssen um eine Aufspaltung zu gewährleisten, beschrieben. Man erhält dann:

$$\Phi_0 * \exp(-\alpha z) \geq \Phi_S \quad (1.4)$$

Die Ablationstiefe D an der $\Phi(z) = \Phi_S$ ist, wird durch folgende Gleichung beschrieben:

$$D = \frac{1}{\alpha} * \ln\left(\frac{\Phi_0}{\Phi_S}\right) \cong 2,3 * \log_{10}\left(\frac{\Phi_0}{\Phi_S}\right) \quad (1.5)$$

In Abb. 1.4. ist der schematische Verlauf der Gewebeabtragung bei der Ablation aufgezeigt.

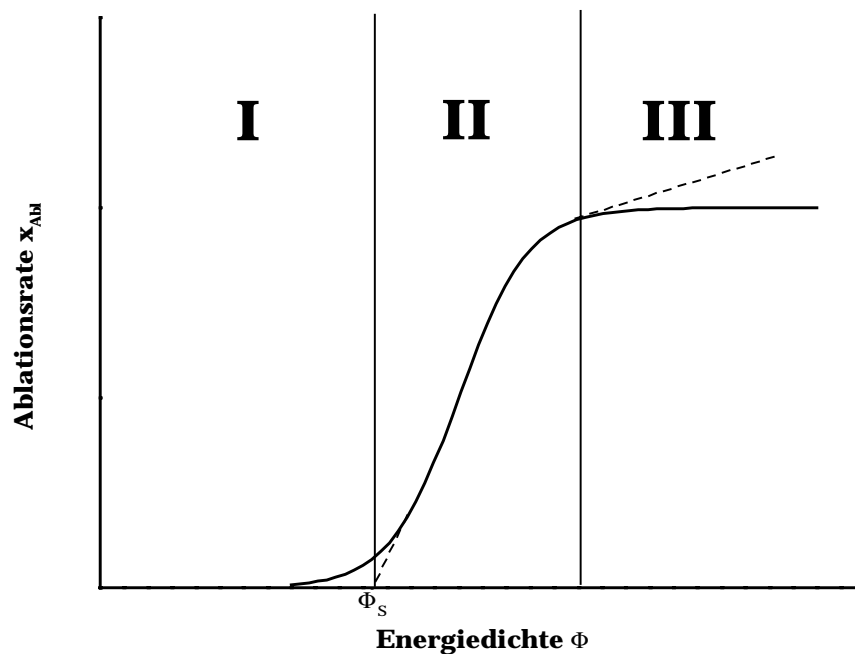


Abb. 1.4: *Prinzipieller Verlauf der Ablation. Die durch einen Einzelpuls abgetragene Schichtdicke (Ablationsrate) ist über der Energiedichte aufgetragen ($\Phi_S = \text{Ablationsschwelle}$).*

Bei Energiedichten in der Zone I führt die eingestrahelte Laserstrahlung nur zu einem Aufheizen des Gewebes. Daran schließt sich bei etwas höheren Energiedichten ein Übergangsbereich (Zone II) an, in dem die Erwärmung zu einem Abdampfen von Gewebe führt. Hier findet die Gewebeablation statt. An der Ablationsschwelle (Φ_S) steigt die Ablationsrate sehr stark an, d.h. das bestrahlte Gewebsvolumen fliegt explosionsartig weg. Gleichzeitig hört man einen wahrnehmbaren Knall und oft ist ein heller Lichtblitz auf der dem Laser zugewandten Seite sichtbar. Anschließend flacht die Kurve ab, weil nicht mehr die gesamte Laserstrahlung zur Wirkung kommt. Dieser „Sättigungsbereich“ (Zone III) wird durch die Ablationsprodukte und durch ein laserinduziertes Plasma verursacht, das sich über der Oberfläche bildet und einen Teil der einfallenden Strahlung absorbiert und somit nicht mehr zur Gewebeablation beiträgt. Die Ablation wird zum Teil durch die Ablationsschwelle charakterisiert. Diese hängt vom Absorptionskoeffizienten des Gewebes bei der benutzten Laserwellenlänge ab.

Laser:		CO ₂	Er:YAG	Ho:YAG	Nd:YAG	XeCl	ArF
Wellenlänge λ		10,6 μm	2,94 μm	2,1 μm	1,44 μm	308 nm	193nm
Photonenenergie eV		0,1	0,4	0,6	0,9	4,0	6,4
Absorption (μ_a) und Streu (μ_s) Koeffizienten cm^{-1}	Blut:	$\approx \mu_a(\text{H}_2\text{O})$	$\approx \mu_a(\text{H}_2\text{O})$	27,91 /203,5	34,35 /359,4	250-260	
	Muskel:	$\approx \mu_a(\text{H}_2\text{O})$	$\approx \mu_a(\text{H}_2\text{O})$				
	Myo- kard:	$\approx \mu_a(\text{H}_2\text{O})$	$\approx \mu_a(\text{H}_2\text{O})$				
H ₂ O $\mu_a \text{ cm}^{-1}$		860	12000	36	11	0,0058	0,1
Absorptionslänge ϕ_a		15 μm	1 μm	$\approx 200 \mu\text{m}$	$\approx 300 \mu\text{m}$	$\approx 6 \mu\text{m} ?$	
Energiedichte an der Ablationsschwelle ϕ_0		3 J/cm ²	0,2 J/cm ²	40 J/cm ²	60 J/cm ²		

Tab. 1.2: *Optische Charakteristika und Ablationscharakteristika von einigen menschlichen Geweben bei verschiedenen Wellenlängen nach [17].*

Das störende Plasma kann entweder durch einen optischen Durchbruch (Pulsdauern im Nano- und Pikosekundenbereich), oder auch thermisch durch schnelles thermisches Aufheizen von absorbierender Materie mit Hilfe der Laserstrahlung auf mehrere 1000 °C (bei Pulsdauern im Bereich von Mikrosekunden) entstehen. Der Prozeß des optischen Durchbruchs ionisiert aufgrund der hohen elektrischen Feldstärke der Laserstrahlung (ca. 10^9 V/m) die Materie.

In beiden Fällen bewirken diese Plasmen sekundäre Prozesse. Die Ausdehnung des „heißen Plasmas“ erfolgt mit einem vielfachen der Schallgeschwindigkeit, welche vom Medium übertragen wird. Diese Expansion führt zu einer hörbaren akustischen Welle, einer sogenannten Schockwelle, und damit zu mechanischen Kräften, die z.B. die Nachstarmembran (Zerstörung der hinteren Linsenkapselmembran) zerreißen oder ähnlich wie in der extrakorporalen Stoßwellenlithotripsie die Körperkonkremente in Fragmente zertrümmern [18] kann.

Kapitel 2

Aufbau der biologischen Gewebe

Um den Einfluß der einzelnen Gewebestandteile bei der Ablation zu verdeutlichen, wird in diesem Kapitel eine Übersicht über den Aufbau und die Zusammensetzung der beiden behandelten Gewebearten (Knochen und Holz) gegeben.

2.1 Der humane Knochen

Der vitale Knochen erfüllt wichtige Aufgaben im Organismus. Er dient dem Organismus als Stütze und Schutz gefährdeter Weichteile, er spielt eine wichtige Rolle im Mineralhaushalt und – durch das in ihm eingeschlossene Knochenmark – bei der Blutbildung.

Die Festigkeit des Knochens beruht auf der Härtung der organischen Grundsubstanz (Kollagen) durch Mineralsalze, die den kollagenen Fasern als elektronenmikroskopisch sichtbare Kristalle von der Form des Hydroxylapatits angelagert sind. Die chemische Analyse des Knochengewebes ergibt für einen Menschen mittleren Alters die in Tab. 2.1 dargestellte Zusammensetzung in Gewichtsprozent.

20 % organische Matrix	95 % Kollagen Grunds substanz, bestehend aus Glykoaminoglykagen 5 % andere Proteine
50 – 60 % anorganische Salze	85 % Hydroxylapatit $3 \cdot \text{Ca}_3\text{OH}(\text{PO}_4)_2 \cdot \text{Ca}(\text{OH})_2$ (die wichtigste kristalline Modifikation von Kalziumphosphat $\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$) 10 % Kalziumkarbonat CaCO_3 1,5 % Magnesiumphosphat $\text{Mg}_3(\text{PO}_4)_2$ 0,3 % Kalziumfluorid CaF_2 0,2 % Kalziumchlorid CaCl_2
20 % Wasser	

Tab. 2.1: Die Zusammensetzung des humanen Knochens (Kompakta).

Als biologisch außerordentlich aktives Gewebe ist der Knochen sowohl in chemischer als auch in morphologischer Hinsicht in stetem Umbau. Wird er für längere Zeit ruhiggestellt, so werden ihm nicht nur Mineralsubstanzen entzogen, sondern auch seine innere Struktur geändert (*Inaktivitätsatrophie*).

Jeder Knochen ist nach dem *Leichtbauprinzip* so konstruiert, daß mit einem Minimum an Material ein Maximum an Leistung erreicht wird (*Maximum-Minimum-Prinzip*, W. Roux, 1895). Deshalb haben alle Knochen nur außen eine feste Schale (Kompakta) und innen ein Balkenwerk (Spongiosa) oder einen größeren Hohlraum. Das Prinzip des Leichtbaus erfordert nicht nur eine Verdickung der Kompakta des Knochens dort wo er besonders stark beansprucht wird und eine Einsparung von Material an weniger beanspruchten Stellen, sondern auch strukturelle Anpassung der Spongiosa an die funktionellen Anforderungen. Die Bälkchen in ihr ordnen sich so an, daß sie überwiegend nur auf Druck und Zug und nicht auf Biegung beansprucht werden. Wird ein Knochen stark auf Biegung und Abscherung beansprucht, wie dies am oberen Femurende (Oberschenkelknochen) geschieht, so überschneiden sich die Spongiosabälkchen (Druck- und Zugbälkchen) spitzbogenartig, um die Biegung zu verhindern [19].

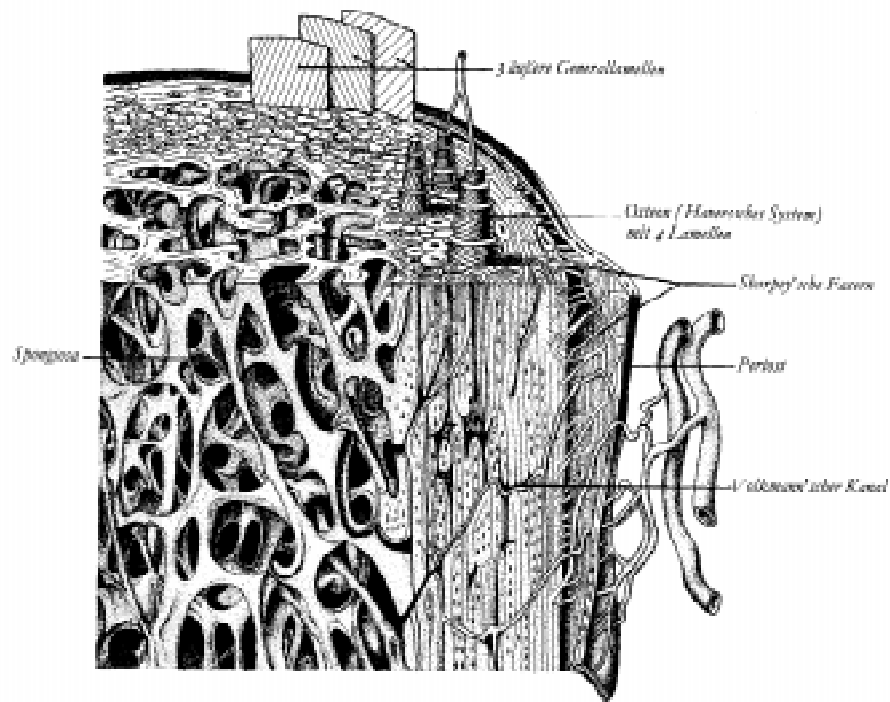


Abb. 2.1: Schema des Knochenbaus (nach Benninghoff).

Charakteristisch für den hier abgebildeten Knochen sind Knochenlamellen (Dicke 3 – 7 μm). In einer Knochenlamelle verlaufen die Kollagenfasern weitgehend parallel zueinander. Die Richtung des Faserverlaufs wechselt in der Regel von Lamelle zu Lamelle, häufig rechtwinklig. Osteozyten (Knochenzellen) liegen überwiegend an der Lamellengrenze, können jedoch gelegentlich auch in der Mitte in der Lamelle liegen. Die Knochenlamellen liegen als

- **Speziallamellen**, Lamellen in einem Osteon (Abb. 2.2), als
- **Schaltlamellen**, z.B. Lamellen zwischen den Osteonen, und als
- **Generallamellen** an der äußeren und inneren Knochenoberfläche vor.

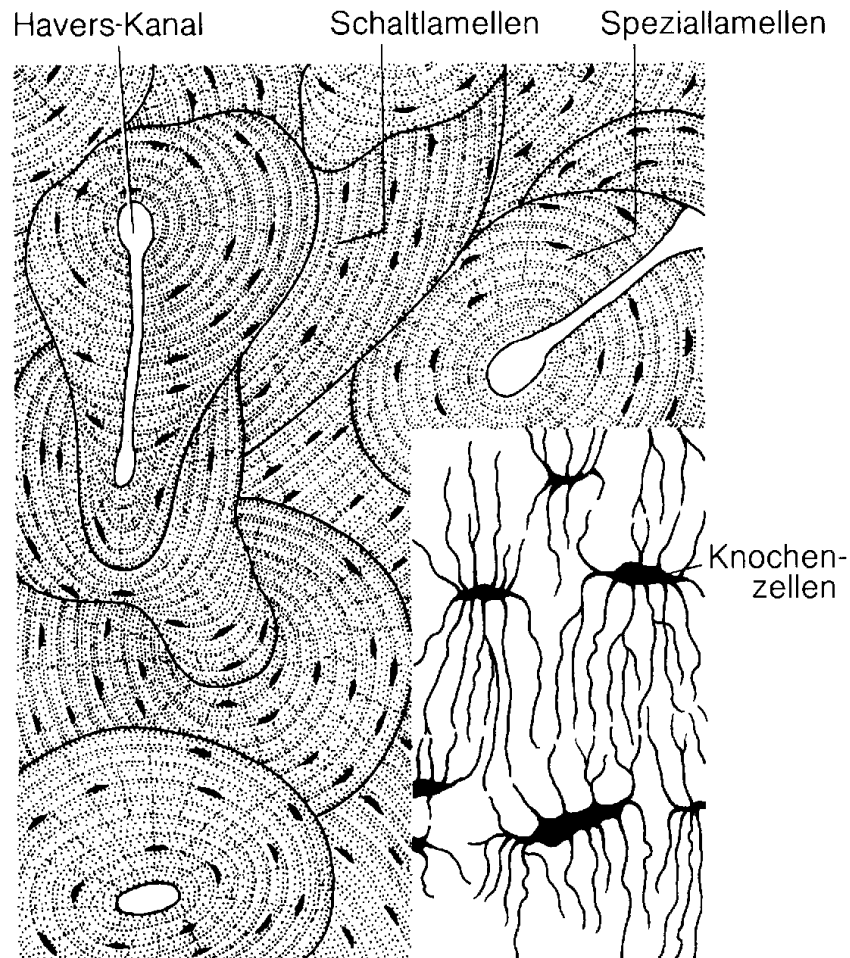


Abb. 2.2: Lamellenknochen: Die Baueinheit ist das Osteon. Hierbei handelt es sich um ein System aus Speziallamellen um den Havers-Kanal, der Blutgefäße, Nerven- und Bindegewebe enthält. Zwischen den Osteonen liegen Schaltlamellen [20].

Osteon, Havers-System (Abb. 2.2)

Hierunter wird ein Komplex aus einem mehr oder weniger zentral gelegenen *canalis centralis*, **Havers-Kanal**, und 4 – 20 konzentrisch um den Kanal angeordneten **Speziallamellen** verstanden. Der Zentralkanal enthält Blutgefäße, Havers-Gefäße, Nerven und lockeres Bindegewebe. Die Durchmesser der Zentralkanäle schwanken zwischen 20 und 100 μm , wobei sie in jüngeren Knochen häufig größer sind als in älteren Knochen.

Vom Zentralkanal aus erfolgt durch Diffusion die Ernährung der in den Knochenhöhlen gelegenen Knochenzellen. Dies wird dadurch ermöglicht, daß Knochenkanälchen und damit die Knochenhöhlen miteinander in Verbindung stehen. Die Knochenkanälchen der innersten Lamelle öffnen sich zum Zentralkanal hin.

In der Speziallamelle verlaufen die Kollagenfaserbündel in der Regel schraubenförmig, der Steigungswinkel ändert sich von Lamelle zu Lamelle. In zwei aufeinanderfolgenden Lamellen sind die Fasern gegenläufig. Regelmäßig wechseln einzelne Kollagenfasern von einer Lamelle zur anderen über.

Jedes Osteon wird von seiner Umgebung durch eine kollagenfaserarme, grundsubstanzreiche Kittlinie abgesetzt. Vollständige Osteone kommen nur in den Diaphysen (Abb. 2.3) von Röhrenknochen vor. Ein Diaphysenosteon kann eine Länge von mehreren Zentimetern erreichen (durchschnittlich 0,5 – 1 cm).

Schaltlamellen (*Lamellae interstitiales*) (Abb. 2.4)

Schaltlamellen sind Lamellenbruchstücke. In der Kompakta von Röhrenknochen-Diaphysen füllen sie die Räume zwischen den Osteonen aus. Die nicht mehr vorhandenen Anteile der Osteone haben sich im Knochenumbau, der während des ganzen Lebens erfolgt, verringert. Der Bau der Schaltlamellen entspricht dem der Speziallamellen.

Lamellenbruchstücke kommen aber nicht nur zwischen den Osteonen vor, sondern – als einziger Baustein des Knochens – überall dort, wo Osteone fehlen. Beispielsweise in der Spongiosa der Epiphysen oder den kurzen Knochen. In Abb. 2.3 sind schematisch die einzelnen Bauelemente eines Röhrenknochens dargestellt. Für die in dieser Arbeit durchgeführten Experimente wurde der sich in der Mitte befindliche Teil, die sogenannte Diaphyse, verwendet.

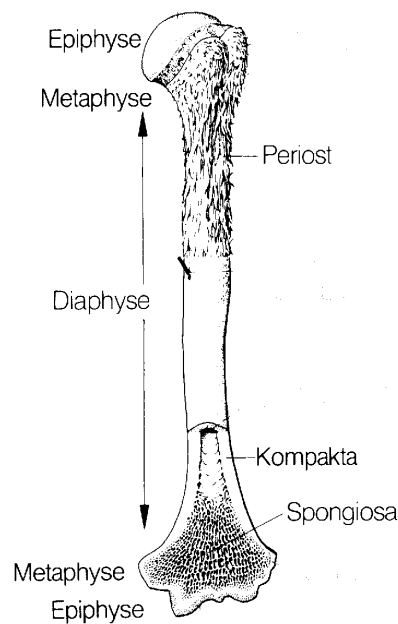


Abb. 2.3: Schematische Darstellung der Bauelemente eines Röhrenknochens (Humerus). Der distale Knochenabschnitt ist längs halbiert, um Kompakta und Spongiosa zu veranschaulichen [20].

Generallamellen (Abb. 2.4)

Bei den Generallamellen handelt es sich um jeweils mehrere Lamellen, die an der äußeren und inneren Oberfläche den Knochen als Ganzes umschließen. Die äußeren Generallamellen liegen unter dem Periost und sind geschlossen. Die inneren Generallamellen sind zur Knochenhöhle hin orientiert. Sie sind nicht sehr zahlreich und insbesondere im Bereich der Spongiosa (z.B. in den Epiphysen, den platten und kurzen Knochen) an vielen Stellen unterbrochen.

Periost (Abb. 2.1).

Das Periost besteht aus Bindegewebe und gliedert sich in ein

- *stratum osteogenicum*, das der äußeren Knochenoberfläche anliegt und sehr zellenreich ist, und in ein
- *stratum fibrosum*, einer äußeren faserreichen Schicht.

In der zellenreichen Schicht kommen osteogene Zellen vor, die sich bei Reizung, z.B. nach einem Knochenbruch, in Osteoblasten umwandeln können.

Die Kollagenfasern des Periost dringen als sogenannte *Sharpey-Fasern* in den Knochen ein und befestigen das Periost am Knochen.

Das Periost endet am Gelenkknorpel sowie an den Befestigungen von Sehnen und Bändern. Wenn das Periost an anderer Stelle fehlt, kann es dort zum Knochenabbau kommen.

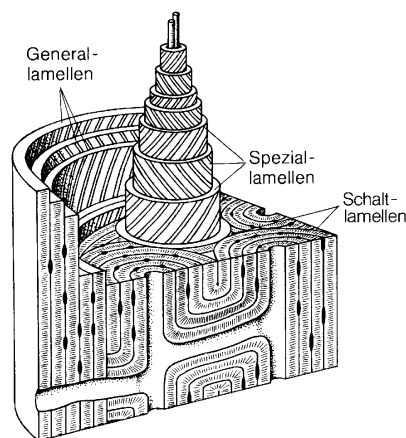


Abb. 2.4: Räumliche Darstellung von Grundlamellen und Speziallamellen. Der Steigungswinkel der Kollagenfasern ist in den einzelnen Systemen unterschiedlich und von Lamelle zu Lamelle in der Regel gegenläufig [20].

Bei der Wechselwirkung zwischen Licht und Knochen reicht es nicht aus, nur den Aufbau des Knochens zu beschreiben, sondern es ist auch nötig die physikalischen Parameter anzugeben. Diese sind notwendig um Vergleiche mit anderen Gewebearten anzustellen. In Tab. 2.2 sind biologische Gewebe mit ihren thermophysikalischen Eigenschaften aufgeführt. Die thermische Relaxationszeit gibt an, wieviel Zeit ein Gewebe benötigt, um die Wärme an das umliegende Gewebe weiterzugeben. Dabei ist der Faktor α der Gesamtabsorptionskoeffizient der jeweiligen Gewebearten. Die Absorptionskoeffizienten der einzelnen Gewebebestandteile sind bekannt, so daß sich der Gesamtabsorptionskoeffizient über die Volumenanteile der einzelnen Bestandteile (Kollagene, Minerale, Wasser) abschätzen läßt.

	Muskel	Knochen <i>Kompakta</i>	Zahn <i>Schmelz</i>
Schmelztemperatur	100 °C (Siedepunkt des Wassers)	1280 °C (Hydroxylapatit)	1280 °C
Dichte ρ [g / cm ³]	1,05	2	3
Wärmekapazität c [J / g / K]	3,6	1,2 – 1,3	0,71 – 0,75
Wärmeleitfähigkeit λ [W / cm / K]	0,5	0,5 – 0,6	0,65 – 1,07
Temperaturleitfähigkeit $\delta = \lambda / \rho * c$ [cm ² / sec]	0,0013	0,0019 – 0,0025	0,0028 – 0,0050
Thermische Relaxationszeit $t_{temp} = \rho * c / 4 * \lambda * \alpha^2$ [μ s] (für 9,6 μ m – Pulse)	570	20	3

Tab. 2.2: *Typische thermophysikalische Eigenschaften von Biogeweben nach [8].*

2.2 Das Holz

2.2.1 Chemische Zusammensetzung

Dem französischen Chemiker H. Braconnet gelang es 1819 zu zeigen, daß sich Holz unter Einwirkung von starken Säuren zu einem erheblichen Teil zu Kohlenhydraten abbauen läßt. In Elementaranalysen ist später der Nachweis erbracht worden, daß sich die Holzarten in der elementaren Zusammensetzung nur geringfügig unterscheiden (Tab. 2.3). Die Holztrockensubstanz enthält demnach ungefähr 50 % Kohlenstoff, etwa 44 % Sauerstoff und 6 % Wasserstoff. Der Anteil an Stickstoff und Asche liegt unterhalb der Meßgenauigkeit dieser Richtwerte [21].

Holzart	C	H	N	O	Asche
Lerche	49,6	5,8	0,2	44,2	0,2
Buche	49,0	6,1	0,1	44,3	0,5
Eiche	50,2	6,0	-	43,4	0,4
Birke	48,9	6,1	0,1	44,6	0,3
Tanne	50,4	5,9	0,05	43,35	0,3
Fichte	50,3	6,2	0,04	43,06	0,4

} In den Experimenten verwendet

Tab. 2.3: Elementare Zusammensetzung des Holzes (Alle Angaben in %) nach [22].

Bei Betrachtung der chemischen Zusammensetzung des Holzes können folgende Beobachtungen gemacht werden.

Die **Holocellulose** als Gesamtkomplex der polymeren Kohlenhydrate ist zu 60 bis 85 % in Holz enthalten. Sie gliedert sich in die eigentliche Cellulose und die Holzpolylosen. Bei einer totalen Hydrolyse des Holzes geht Holocellulose in Lö-

sung. Lignin bleibt zurück und bildet einen Anteil von 20 – 35 %. Der Anteil der Nebenbestandteile (Mineralstoffe, Farbstoffe, Harze) des Holzes liegt zwischen 0,3 % und > 10 %.

In Holz ist zwischen 12 und 15 % **Wasser** enthalten. Dies wird allerdings nicht als % Wasser angegeben, sondern als Holzfeuchte, die sich aufgrund der hygroscopischen Eigenschaften des Holzes in Abhängigkeit der relativen Luftfeuchte der Umgebung ändert. Die Feuchtezunahme bei steigender Luftfeuchte geschieht infolge Einlagerung (Absorption) von Wassermolekülen in die Zellwandsubstanz. Die Trocknung erfolgt bei abnehmender Luftfeuchte durch Abgabe (Desorption) an die Umgebungsluft. Bei Lagerung in feuchtegesättigter Luft beziehungsweise bei rd. 100 % relativer Luftfeuchte erreicht das Holz den Fasersättigungsbereich mit rund 30 % Holzfeuchte. In Gl. 2.1 ist Definition der Holzfeuchte wiedergegeben.

$$u = \frac{m_U - m_O}{m_O} * 100 (\%) \quad (2.1)$$

Hierbei ist m_U als Masse der Probe im momentanen „Originalzustand“ und m_O als Masse der darrtrockenen Holzprobe (Gewicht nach dem Darren) definiert. Als Darre wird die Vorrichtung zum Trocknen bezeichnet.

Die **Cellulose** bildet mit einem Anteil von 35 – 50 % den Hauptbestandteil im Holzgefüge und ist der technisch wertvollste Teil der Holocellulose. Als ein bedeutsames Polysaccharid bzw. Makromolekül stellt sie die Gerüstsubstanz der Zellwand dar. Die Holzpolylose, auch als Hemicellulose bezeichnet, umfaßt neben der Cellulose mit einem Anteil von 20 – 30 % den Gesamtanteil aller polymeren Kohlenhydrate der Holzzellwand. Sie sind uneinheitlich zusammengesetzt und lassen sich hydrolytisch in Zucker spalten.

Das **Lignin** ist nach der Cellulose der mengenmäßig wichtigste individuelle Rohstoff der Natur. Lignine sind reich verästelt und untereinander zu einem Makromolekül dreidimensional vernetzt. Sie scheinen in die interfibrillären Räume hineinzuwachsen und damit die Zellwand druckfest zu machen. Bei den einheimischen Holzarten beträgt der Ligninanteil 20 – 30 %.

2.2.2. Aufbau des Holzgewebes

Der Holzteil des Baumes hat drei Funktionen zu erfüllen: die Wasserleitung, die Stoffspeicherung und die mechanische Festigung. Entsprechend unterscheiden sich auch drei Gewebearten: das Leitgewebe, das Speichergewebe und das Festigungsgewebe. Hinzu kommen noch Sondergewebsarten, wie das Reaktions- und Wundholz, auf das hier aber nicht näher eingegangen werden soll.

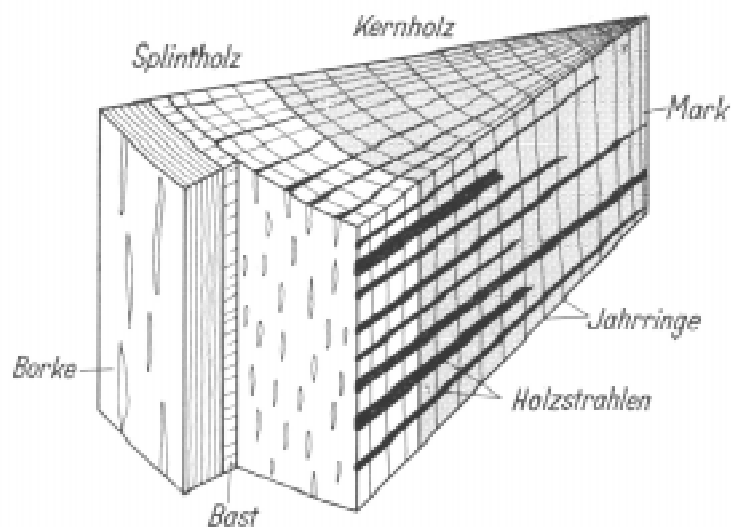


Abb. 2.5: Holzkeil mit den charakteristischen makroskopischen Erkennungsmerkmalen, wie z.B. Holzstrahlen und Jahrringen [22].

Mark (Abb. 2.5)

Das in der Mitte befindliche Mark, von dem bis zur Rinde reichenden Holzteil umgeben, ist ein abgestorbenes, parenchymatisches Gewebe, das einen Durchmesser von einigen Millimetern aufweist und meist rundlich, aber auch dreieckig oder fünfeckig sein kann.

Das Mark dient im ersten Jahr dem jungen Sproß als Wasserleitung, wird jedoch schon im zweiten Jahr von einer Holzschicht umgeben, die dann die Wasserlei-

tung übernimmt und das Mark an einer weiteren Ausdehnung hindert, so daß es schließlich abstirbt.

Holzstrahlen (Abb. 2.5, Abb.2.6)

Die Holzstrahlen sind feine, radial verlaufende Linien. Sie dienen der radialen Stoffleitung und –speicherung und sind in allen Nadel- und Laubhölzern vorhanden. Da nur primäre Holzstrahlen von der Rinde bis zum Mark reichen, werden diese als „Markstrahlen“ bezeichnet. Die sekundären Strahlen enden blind im Holz und werden daher als „Holzstrahlen“ oder einfach nur als „Strahlen“ bezeichnet.



Abb. 2.6: Holzstrahl aus einer Lerche [22].

Jahrringe (Abb. 2.5)

Die Jahrringe geben uns vor allem Auskunft über wachstumsfördernde oder -hemmende Faktoren, die während des Baumwachses vorlagen.

Jahrringe sind die jährlichen, ringförmigen Zuwachsschichten des Baumes. Sie werden vom Kambium ausgebildet, wobei nur der jüngste Jahrring oben in der Krone im letzten Jahrestrieb ausläuft. Jahrringe entstehen für uns sichtbar, wenn die Holzausbildung schichtweise während des Dickenwachstums erfolgt und gleichzeitig eine unterschiedliche Struktur zu Beginn und gegen Ende der Vegetationsperiode vorliegt.

Gefäße: Die Gefäße der Laubhölzer, auch als „Tracheen“ bezeichnet, dienen vorwiegend der Wasserleitung zwischen Wurzeln und Krone. Desweiteren erfüllen sie die Funktion der Wasserspeicherung und können zudem Luft enthalten.

Tracheiden stellen einen Übergang von der Tracheide zum Gefäß dar. Sie begleiten die Tracheen und dienen der Wasserleitung. Desweiteren weisen sie keine Enddurchbrechung auf, sind allseitig geschlossen und ähneln in Form, Größe und Wandverdickung den kleineren Gefäßgliedern.

Fasertracheiden stellen einen Übergang von Tracheide zu Librinformfaser dar. Sie dienen der Festigung, können jedoch auch Speicher- und Leitungsfunktionen übernehmen. Sie sind langgestreckte, mehr oder weniger dickwandige, meist englumige, zugespitzte Zellen.

Librinformfasern, auch als Holz-, Hart- oder Sklerenchymfasern bezeichnet, sind axial langgestreckte, zugespitzte, mehr oder weniger dickwandige Zellen, die der Festigung dienen. Es sind überwiegend tote Zellen, die entweder Luft oder Wasser führen.

Die Librinformfasern bilden als Festigungsgewebe bei den meisten Laubhölzern mit 50 – 60 % den Hauptbestandteil der Holzmasse und sind damit mitbestimmend für Rohdichte, Festigkeitseigenschaften und Bearbeitbarkeit der jeweiligen Holzart.

Neben der Bewertung über die Zusammensetzung und den genauen Aufbau des Holzes spielt für die technische Bewertung der Holzart der Kennwert **2 W : L** (Runkelzahl, Wandigkeit, mit W als Wanddicke und L als Lumendurchmesser) (siehe Tab. 2.4) eine wichtige Rolle. Über die Runkelzahl kann auf das physikalische und mechanische Verhalten des Holzes geschlossen werden. Ein sehr hoher

Wandanteil bei geringem Lumen bewirkt eine hohe Dichte, wodurch eine erschwerte Bearbeitung und hohe Dauerfestigkeit hervorgeht. Die Wanddicken und Lumendurchmesser der Libriformfaser nehmen vom Splint zum Kern (Mark) ab und weichen auch innerhalb des Jahrringes oder der Zuwachszone voneinander ab.

Holzart	Faserlänge [μm]	Wanddicke 2 W [μm]	Runkel-Zahl 2 W : L
Lerche	3400	6	0,14 Fh
		9	0,68 Sh
Buche	1200 – 1700	8 – 10	1,05 – 1,44
Eiche	1400	4	0,35
Birke	1250	5	0,62
Tanne	4300	4	0,11 Fh
		9	0,56 Sh
Fichte	2900	4	0,11 Fh
		11	0,61 Sh

Tab. 2.4: Faserlängen, Faserwanddicken und Wandigkeit (Mittelwerte) unterschiedlicher Holzarten nach [22].

Fh: Frühholz, Sh: Spätholz

Zusammengefaßt ist zu bemerken, daß in der Holzanatomie als „Faser“ jede langgestreckte, also parenchymatische Holz- oder Bastfaser zu verstehen ist.

Die Fasern werden somit durch ihren Typ, durch ihre Anordnung, Form, Wanddicke, Lumendurchmesser, Wandigkeit 2 W : L, Länge, mengenmäßigen Anteil und Sonderausbildungen charakterisiert [22].

Kapitel 3

Das Experiment

Dieses Kapitel beschreibt den Aufbau und die Wirkungsweise der beiden verwendeten Lasertypen. Desweiteren werden der Versuchsaufbau, die Vorbereitung der Proben und die Auswertungsmethode der gemachten Schnitte durchgeführt.

Die Ablationsversuche wurden mit einem gütegeschalteten CO₂-Laser der Fa. Ferranti durchgeführt, der bei einer Pulswiederholrate von 4,9 kHz eine Leistung bis 125 Watt liefert. Zusätzlich wurden mit einem freilaufenden Er:YAG-Laser der Fa. Baasel Lasertech vergleichende Untersuchungen realisiert. Der Er:YAG-Laser liefert bei einer Pulswiederholrate von 1 Hz eine Energie zwischen 360 mJ und 600 mJ.

3.1 Der Ferranti CO₂-Laser

Für diese Ablationsversuche wurde ein modifizierter, kommerzieller CO₂-Laser benutzt. Dieser gleichstromangeregte Laser vom Typ Ferranti MFK ist mit 1 kW cw-Leistung im 10,6 µm Bereich für ein entsprechendes Gasgemisch vom Hersteller angegeben. Der verwendete CO₂-Laser wurde am Max-Planck-Institut für Quantenoptik (MPQ-Garching) in einen mechanisch gütegeschalteten Hochleistungslaser mit ultrakurzen Pulsen (bis 250 ns FWHM) und Wellenlängenselektion über Gitter und Absorptionszelle umgebaut (Abb.3.1). Durch die in den Oszillator eingesetzte Absorptionszelle wird das Anschwingen der 10,6 µm Linie verhindert, wenn dies erwünscht ist. Das Oszillator-Verstärker-System besteht aus 12 Entladungsröhren mit je 2 m aktivem Medium, in welchem die Anre-

gung mittels einer longitudinal betriebenen Gasentladung erfolgt. Die 9P22 Linie¹ (dies entspricht einer Wellenlänge von $\lambda = 9,569 \mu\text{m}$) wurde durch das druckluftgekühlte Gitter (30 Linien pro Millimeter) in Littrow-Anordnung eingestellt.

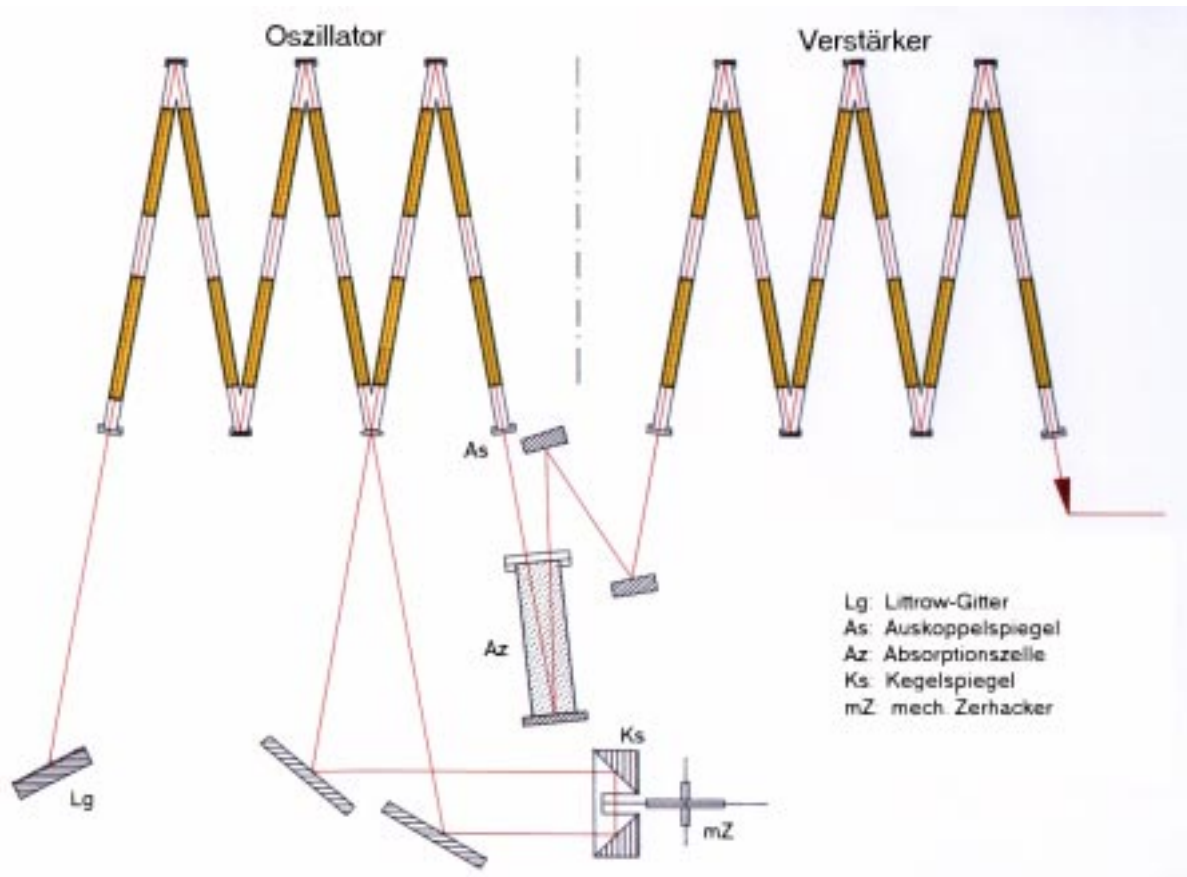


Abb. 3.1: Schematischer Aufbau des modifizierten CO_2 -Lasers der Fa. Ferranti. Das Gitter in Littrow-Anordnung stellt den Endspiegel des Oszillators dar. Durch eine rotierende Chopperscheibe (mechanischer Zerhacker) erfolgt die Güteschaltung im Linienfokus eines Kegelspiegels. Wird die Absorptionszelle mit einem Gasgemisch aus SF_6 , Butan und N_2 gefüllt, kann so das Anschwingen der $10,6 \mu\text{m}$ Linie zusätzlich unterdrückt werden [23].

¹ Die Abkürzung 9P22 bezeichnet den Rotationsübergang $J = 21 \rightarrow J = 22$ des P-Zweiges ($\Delta J = 1$) des Rotations-Schwingungs-Bandes, der im Fall des hier verwendeten CO_2 -Laserüberganges noch durch die Kennzeichnung des $9 \mu\text{m}$ Bandes ($00^0_1 - 02^0_0$) ergänzt wird.

Die Güteschaltung, auch Q-Switch genannt, wird dadurch erreicht, daß in einen Kegelspiegel eine Chopperscheibe (mechanischer Zerhacker) eingesetzt wird, wie das in Abb. 3.2 gezeigt ist. Die hohe Symmetrie des Kegelspiegels, verbunden mit dem resultierenden Linien- statt Punktfokus, hat den Vorteil, langwierige und häufige Justage überflüssig werden zu lassen und die thermische Belastung des Chopper-Materials zu reduzieren. Die wichtigste hierbei auftretende Tatsache ist, daß bei einem Linienfokus kein optischer Durchbruch an der Luft entsteht. Um eine Langlebigkeit zu gewährleisten und aufgrund der hohen mechanischen Beanspruchung durch Fliehkräfte, besteht dieses Chopper-Material aus einer Schwedenstahl genannten Metallegierung.

Die Eigenschaften des Lasers werden wesentlich durch die Güte Q des Resonators bestimmt. Geringe Güte ist gleichbedeutend mit hohen Verlusten, wodurch das Anschwingen des Lasers verhindert wird. Gelingt es nun, die Güte eines Resonators bewußt eine Zeitlang gering zu halten, so wird das obere Laserniveau während dieser Spanne durch den Pumpvorgang aufgefüllt. Weit stärker, als das beim Resonator geringerer Güte möglich wäre, denn bei diesem setzt sofort nach Erreichen der für den Lasereinsatz notwendigen Inversionsschwelle die stimulierte Emission ein. Dadurch wird die Besetzungsdichte des oberen Laserniveaus begrenzt. Erhöht man mit Hilfe eines Modulators die Güte in sehr kurzer Zeit, setzt die Lawine der induzierten Emission ein und räumt das obere Laserniveau in einem sogenannten Riesenimpuls leer [24].

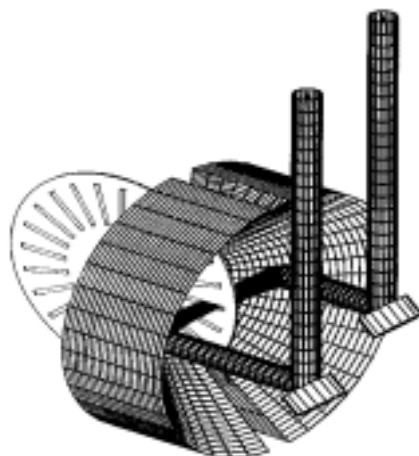


Abb. 3.2: Darstellung des Güteschalters bestehend aus dem mechanischen Zerhacker (Chopperscheibe) und dem Kegelspiegel.

3.1.1 Das zeitliche Pulsprofil

Mit dem mechanischen Güteschalter lassen sich Pulse mit einer Dauer von 250 ns FWHM (Full Width at Half Maximum = volle Halbwertsbreite) erzeugen. Ein einzelner Puls besitzt eine Intensitätsverteilung wie sie beispielhaft in Abb. 3.3 dargestellt ist. Gemessen wurde diese Intensitätsverteilung mit Hilfe eines Photodetektors der Fa. *Vigosystem Limited*. Der Detektor liefert die Signale an ein Oszilloskop, die dann von einem PC ausgelesen werden können.

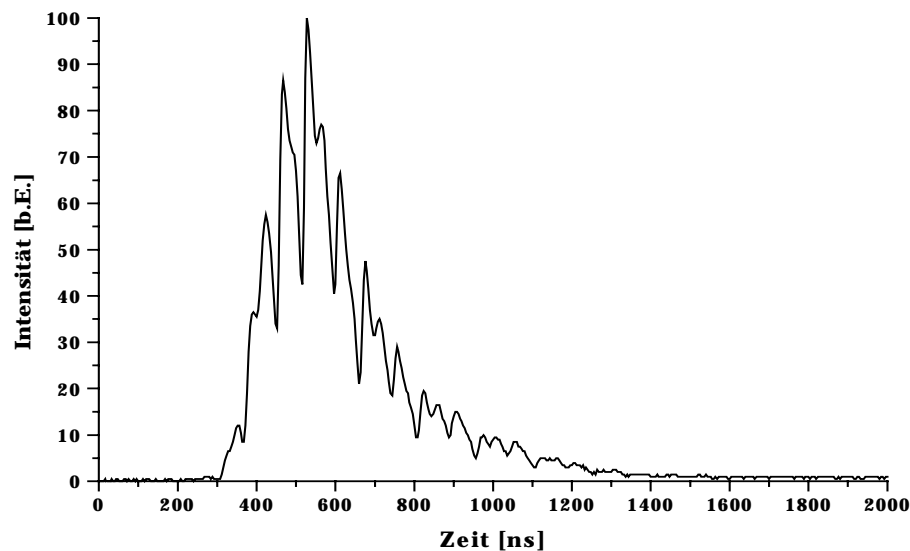


Abb. 3.3: Zeitprofil eines einzelnen gütegeschalteten Pulses bei einer Puls-wiederholrate von 4,9 kHz und einer Wellenlänge von 9,57 μm .

Diese Intensitätsverteilung kommt durch Modenkopplung zustande. Die longitudinalen Moden haben untereinander einen Frequenzabstand von

$$\Delta\nu = \frac{c}{2L}. \quad (3.1)$$

Dabei ist c die Lichtgeschwindigkeit und L die optische Weglänge zwischen den Endspiegeln. Der longitudinale Modenabstand des langen Hauptoszillators ist viel kleiner als die spektrale Breite der mit dem Gitter ausgewählten und vom Laser verstärkten Linie. So entstehen die feinen Pulsstrukturen, wie in Abb. 3.3 gezeigt.

Wird über 25 Einzelpulse gemittelt, so ergibt sich ein Intensitätsprofil wie in Abb. 3.4 dargestellt.

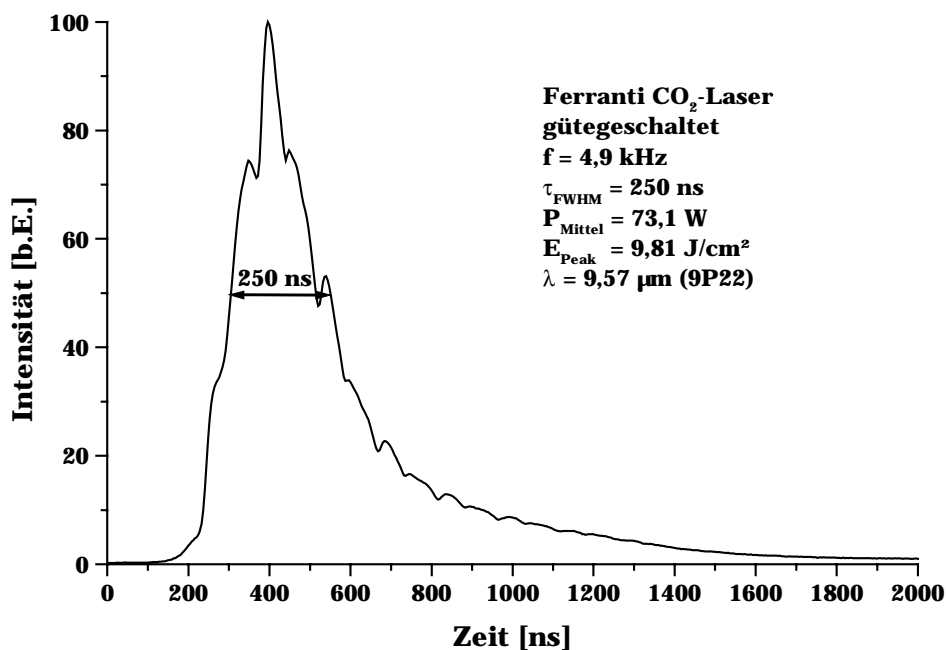


Abb. 3.4: Profil von 25 gemittelten Einzelpulsen des güteschalteten CO₂-Lasers.

3.1.2 Das räumliche Strahlprofil

Um die in dieser Arbeit erzielten Ergebnisse auswerten zu können, muß das räumliche Strahlprofil, insbesondere der Strahldurchmesser bekannt sein. Zu diesem Zweck wurde eine Meßapparatur mit Lochblende und Leistungsmeßkopf aufgebaut. Die preßluftgekühlte Messingblende (Lochdurchmesser 0,3 oder 0,5 mm) wurde gemeinsam mit dem Meßkopf von einem Schrittmotor senkrecht durch den Laserstrahl bewegt. Die Ansteuerung und Datenspeicherung erfolgte durch ein selbstgeschriebenes Programm unter der Benutzung des Programmes Lab-View der Fa. National Instruments.

Einerseits ist zwar der Zeitaufwand gegenüber der Messung mit der Schneidmethode [25, 26] für die Messung mit einer Lochblende größer, da der Strahl in unterschiedlichen Höhen (von der optischen Bank aus gesehen) gemessen werden muß, andererseits aber braucht das Strahlprofil nicht rotationssymmetrisch zu sein [27].

Im Idealfall emittiert der Laser einen Strahl mit gaußscher Intensitätsverteilung (TEM_{00}), dessen Ausbreitung Abb. 3.5 zeigt, und dessen Intensitätsprofil mit folgender Formel beschrieben werden kann:

$$I(r) = I_0 \exp(-2r^2/w^2) \quad (3.2)$$

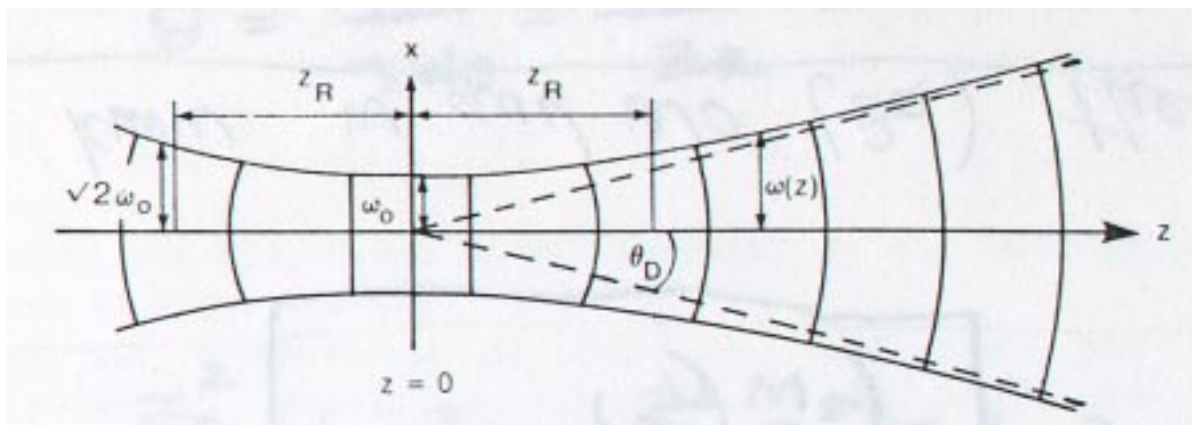


Abb. 3.5: Ausbreitung eines Gaußstrahls. Mit w_0 wird der Strahltaillenradius benannt und mit $w(z)$ der sich im Abstand z befindliche Strahlradius. Der mit z_R gekennzeichnete Bereich wird als Rayleigh-Länge bezeichnet. Im Abstand von z_R verdoppelt sich die Querschnittsfläche. Mit Θ_D wird der halbe Fernfeld-Divergenzwinkel beschrieben [10].

Üblicherweise entstehen im Resonator des CO₂-Lasers auch Anteile höherer transversaler Moden. Es wird nun der Strahlqualitätsfaktor M^2 eingeführt, um die Gleichungen, die die Ausbreitung eines Gaußstrahls beschreiben, weiterhin nutzen zu können. Der Strahlqualitätsfaktor M^2 gibt an, um wieviel der vorhandene Strahl vom idealen Gaußstrahl abweicht. Das bedeutet, daß bei gleichem Strahldurchmesser, der tatsächliche Strahl um M^2 größer ist, und sich so um M^2 schlechter fokussieren läßt.

Da die räumlichen Intensitätsverteilungen höherer Moden immer breiter¹ sind, als die eines Gaußstrahls, wobei die relative Verbreiterung jedoch nicht vom Ort (z) auf der Ausbreitungsachse abhängt, gilt folgende Definition:

$$W(z) = M \cdot w(z) \quad (3.3)$$

¹ Mit Breite ist hier der Durchmesser gemeint, in dem $1/e^2$ also 86% der Leistung enthalten ist, da die reinen Laguerre-Gauß-Intensitätsverteilungen aus mehreren Intensitätsmaxima bestehen.

Dabei ist $W(z)$ der tatsächliche Strahlradius (hier: $w_{\text{Fokus}} = 0,44 \text{ mm}$) und $w(z)$ der Strahlradius des entsprechenden idealen Gaußstrahls. Daher kann durch Ersetzen der Wellenlänge mit $M^2 \cdot \lambda$ der gesamte Formelsatz für Gaußstrahlen weiterbenutzt werden.

3.2 Der Baasel Er:YAG-Laser

Um einen Vergleich mit dem CO₂-Laser zu bekommen, wurden ergänzende Versuche mit einem Er:YAG-Laser durchgeführt.

Dieser in der Medizin eingesetzte blitzlampengepumpte Er:YAG-Laser vom Typ *BLM 800* der Firma Baasel Lasertech emittiert bei einer Wellenlänge von $\lambda = 2,94 \mu\text{m}$. Das aktive Lasermedium, ein Erbium-dotierter YAG-Kristallstab (Yttrium-Aluminium-Granat: Y₃Al₅O₂) wird mit einer Blitzlampe optisch angeregt. Sowohl die Blitzlampe als auch der Kristallstab werden mit Wasser gekühlt.

Bei der Durchführung der Versuche wurde der Laser im freilaufenden Betrieb verwendet.

Das zeitliche Pulsprofil des freilaufenden Er:YAG-Lasers ist in Abb. 3.6 dargestellt. Der freilaufende Laser emittiert innerhalb der Dauer der Blitzlichtintensität eine Folge kurzer Lichtpulse, die sogenannten Spikes. Die Dauer des Gesamtpulses ist abhängig von der verwendeten Blitzlampenspannung und beträgt bei diesem Er:YAG-Laser zwischen 200 und 400 μs . Die einzelnen Spikes haben eine Halbwertsbreite von etwa 1 μs . Besonders in der Anstiegsphase treten zeitweise Spikes auf, deren Intensität weit über dem Maximum des Gesamtpulses liegt. Das Spiking läßt sich geringfügig durch Resonatorjustage ändern [28].

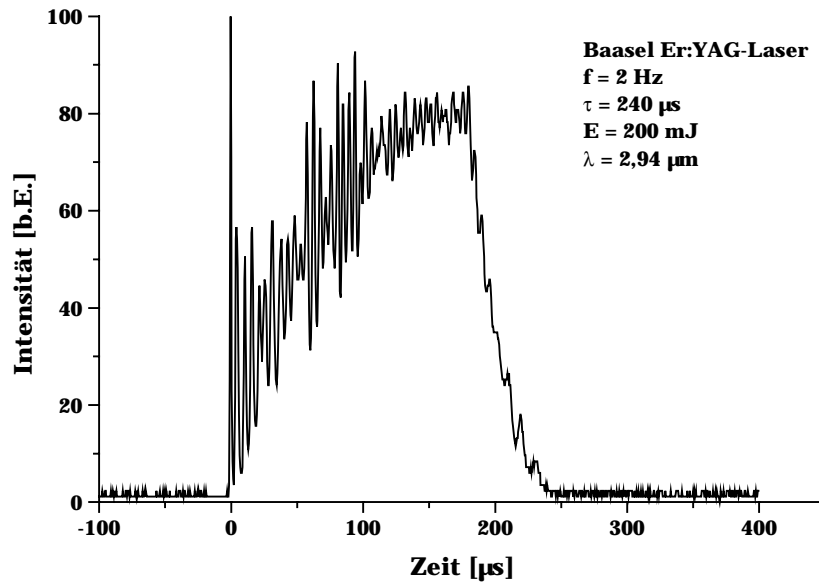


Abb. 3.6: Exemplarischer Einzelpuls des freilaufenden Er:YAG-Lasers.

Um den Laserstrahl möglichst flexibel einsetzen zu können, gelangt der Strahl über einen Spiegelgelenkarm zu einem Handstück, in dem eine fokussierende Linse untergebracht ist. Um ein Eindringen von Ablationsprodukten in das Handstück zu verhindern, ist es möglich daran eine Luftzufuhr anzuschließen. In Abb. 3.7 ist der Baasel-Laser mit dem Spiegelgelenkarm und dem Handstück gezeigt.

Der Laser hat folgende Leistungsdaten (laut Angaben des Herstellers):

Pulsenergie: 200 mJ – 600 mJ

Pulsdauer: 200 µs – 400 µs

Repetitionrate: 2 Hz – 20 Hz



Abb. 3.7: Der Baasel BLM 800 Er:YAG-Laser.

3.3 Der Versuchsaufbau

Die Schneidexperimente an Knochen- und Holzproben erfolgten durch Bestrahlung mit dem fokussierten Strahl des CO₂-Lasers. Es wurden Schnitte angefertigt, da diese besser auszuwerten sind. Vor jedem Experiment wurde die Pulsdauer (MP in Abb. 3.8) mit einem Photodetektor der Fa. *Vigosystems Limited* detektiert, elektronisch an ein Oszilloskop (*Tektronix TDS540, Four channel digitizing oscilloscope*) weitergegeben und dort über den PC ausgelesen. Die Wellenlänge wurde mittels eines Spektralanalysenmeßgerätes (SAM in Abb. 3.8) (*Optical engineering, CO₂ spectrum analyser*) kontrolliert.

Um die Experimente nicht zu beeinflussen, wurde der temperaturabhängige Strahlteiler (S1 in Abb. 3.8) aus dem „Meßstrahl“ (schwarz) herausgenommen, da sonst die Leistung um bis zu 5 % schwankte.

In Abb. 3.8 ist der Strahlengang aufgezeichnet, den der Laserstrahl durchläuft, vom Laser bis zum Experiment. Ein, hinter dem Drehteller aufgestellter Ziegelstein, dient als „Beam-dump“.

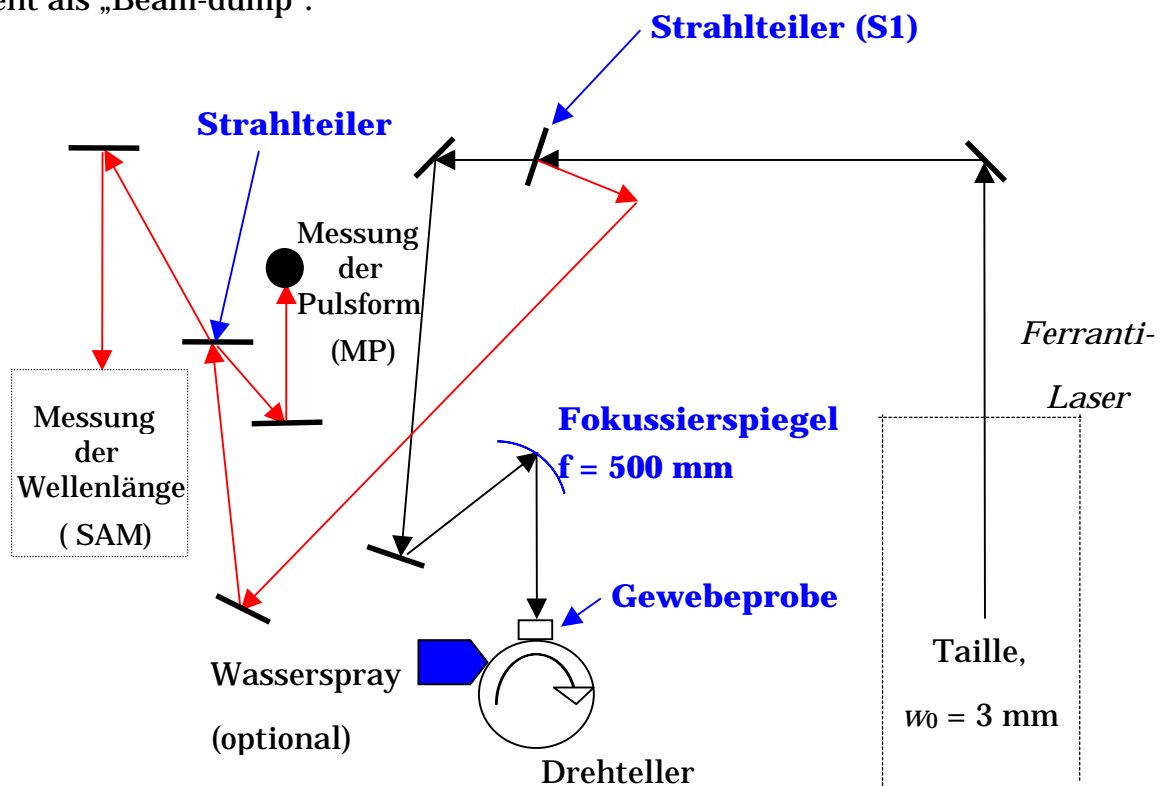


Abb. 3.8: Der Strahlengang.

Die präparierten Knochen oder Holzproben wurden frontal auf dem Drehteller mit einer eigenen Vorrichtung befestigt. Bei Versuchen mit Wasserspray wurde die Gewebeprobe bei jeder Umdrehung durch das Wasserspray angefeuchtet und drehte sich dann weiter in Richtung des Laserstrahls. Der Laserstrahl wurde mit Hilfe eines Metallspiegels genau auf die vordere Fläche der Gewebeprobe fokussiert.

Mit Hilfe eines regulierbaren Labornetzgerätes (abzulesen war die Spannung) wurde der Drehteller auf die gewünschte Frequenz f_{rot} gebracht.

Diese Abhängigkeit (Spannung \rightarrow Frequenz) wurde vor dem Beginn der gesamten Experimente mit Hilfe einer Lichtschranke aufgenommen. Abb. 3.9 zeigt die Eichkurve, mit der später die Drehtellerfrequenzen an dem Labornetzgerät eingestellt wurden.

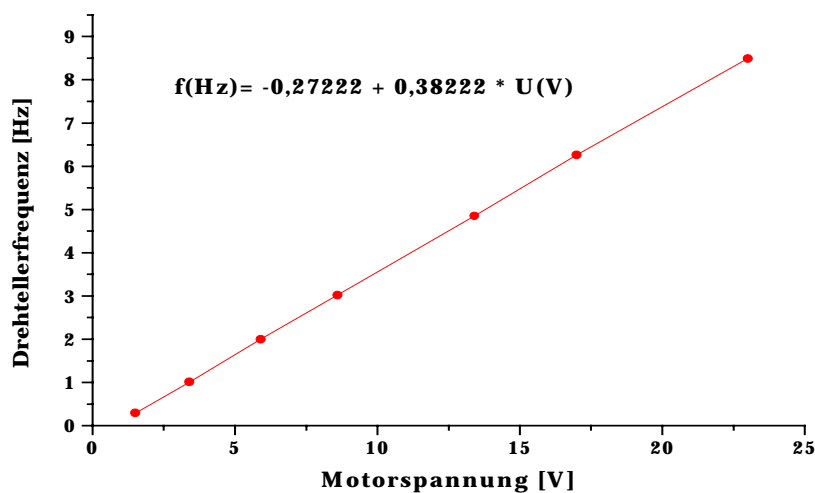


Abb. 3.9: *Lineare Abhängigkeit der Drehtellerfrequenz von der Motorspannung.*

Durch die Drehfrequenz wird einer der wichtigsten experimentellen Parameter eingestellt, der räumliche Pulsüberlagerungsfaktor n . Dieser beschreibt den räumlichen Abstand zweier Pulse voneinander (Abb. 3.10). Bei $n = 0,5$ sind die beiden Pulse genau einen Strahldurchmesser (w_{Fokus}) voneinander entfernt.

$$n = \frac{w_{\text{Fokus}} * f}{2 * \pi * f_{\text{rot}} * r_{\text{rot}}} \quad (3.4)$$

Wobei f die Frequenz des Lasers, r_{rot} der Rotationsradius der Gewebeteile und w_{Fokus} der Strahlradius im Fokus ist (Herleitung im Anhang A1).

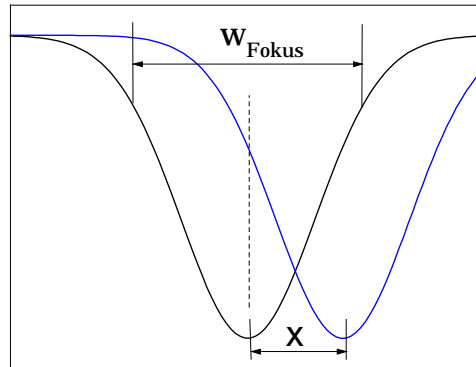


Abb. 3.10: Darstellung des räumlichen Pulsüberlagerungsfaktors n .

Bei den Versuchen mit Wasserspray mußte zusätzlich noch die Wassermenge reguliert werden. Dies geschah zum einen mit Hilfe von Preßluft, die das Wasser, das mittels der Schwerkraft aus einer Nadel heraustropft, zerstäubt. Zum anderen konnte die Wassermenge durch zwei verschiedene Schlauchgrößen reguliert werden. Die hierbei erreichten Durchflußmengen betragen 0,9 ml/min und 2,7 ml/min.

3.4 Probenpräparation

Die Knochen- und Holzproben wurden folgendermaßen für die Experimente präpariert.

Bei der Handhabung der Holzproben mußte nicht sorgfältig auf den Wassergehalt geachtet werden, da es an Luft zwar austrocknet, aber seine natürliche Feuchte (abhängig von der Luftfeuchte) behält. Das verwendete Buchenholz lag in Stabform vor. Der Stab hatte einen Durchmesser von 40 mm und eine Länge von ca. 500 mm und konnte handelsüblich aus einem Baumarkt erworben werden. Das Lärchenholz allerdings war frisch geschlagen (ein Monat alt).

Um die Holzstücke mit dem Laser bestrahlen zu können, mußten sie in kleinere Stücke geschnitten werden, damit diese auf der Halterung des Drehtisches montiert werden konnten. Die geschnitten Proben waren ca. 15 mm breit, 15 mm tief und 30 mm hoch. Das Schneiden erfolgte mit einer Bandsäge. Damit die Verlaufsform der Fasern und Jahresringe keine falschen Versuchsergebnisse lieferten, wurde darauf geachtet, daß die Schnittrichtung bei mehreren Stücken gleich blieb, um dann den Einfluß von Holzstrahlen und Jahrringen zu untersuchen. Es wurden Schnitte parallel zu den Jahrringen und Schnitte senkrecht zu den Jahrringen angefertigt.

Bei den verwendeten Knochen handelte es sich um porcinen femur (Schweineoberschenkelknochen). Porciner Knochen wurde gewählt, weil dieser die ähnlichsten physiologischen Eigenschaften zum menschlichen Knochen besitzt. Für die Experimente wurde nur Kompakta benutzt, da Kompakta die größte Festigkeit besitzt und am schwierigsten zu schneiden ist. Außerdem ist ein Femur groß genug, um mehrere Schnitte an demselben Stück durchzuführen. Durch die Größe sollte eine einigermaßen große Homogenität gewährleistet sein, was eine hohe Reproduzierbarkeit bei mehreren Schnitten zuläßt. Im Gegensatz zur Kompakta ist Spongiosa stärker vom Alter abhängig. Dieses Schwammwerk feiner Knochenbälkchen nimmt im Alter stark ab und hätte bei den Versuchen zu starken Schwankungen in den Ergebnissen geführt.

Die geschnittenen Knochenstücke wurde vor den Experimenten eine halbe Stunde in isotonischer (0,9%) NaCl-Lösung aufbewahrt, damit realistische Bedingungen zum in-vivo Knochen bestehen. Nachdem das Periost (Knochenhaut) entfernt wurde, sind parallel zur Längsachse Stücke aus dem Knochen herausgeschnitten worden. Dies wurde ebenfalls mit der Bandsäge durchgeführt. Aufgrund der Härte des zu schneidenden Materials wurde ein Diamantsägeblatt, mit 0,5 mm Breite, eingesetzt. Die Abmaße der verwendeten Knochenstücke glichen denen des Holzes.

Dieses Schnittverfahren wurde gewählt, um der natürlichen Krümmung des Knochens zu begegnen. Eine nicht senkrecht zum Laserstrahl stehende Fläche würde einerseits falsche Versuchsergebnisse liefern und andererseits Flächen, die unter dem Mikroskop bzw. dann am Monitor nicht mehr auszuwerten sind.

3.5 Lichtmikroskopische Auswertung der Schnitte

Die mit dem Laser geschnittenen Gewebeproben wurden, bevor sie lichtmikroskopisch untersucht wurden, senkrecht zur Schnittrichtung des Lasers durchgeschnitten. Dies wurde praktiziert, um einer möglichen ungenauen Justage in der Querachse zuvorzukommen.

Die mit einem Mikroskop (*Photomikroskop II* von Carl Zeiss) vergrößerten Objekte wurden mit Hilfe einer, auf dem Mikroskop befestigten Kamera (Hitachi *KP-110* für Schwarz-Weiß-Aufnahmen und Sony *XC-003P* für Farbaufnahmen), an einen Frame-Grabber (*Fast Screen Machine II*) übermittelt, der die Bilder dann über die Grafikkarte auf dem Bildschirm anzeigt. Mit einem Grafikprogramm wurden die Bilder dann am PC ausgewertet. Die Bilder wurden am Schnitttrand markiert.

Die Tiefe des Schnittes und die effektive Breite werden direkt angezeigt. Die Fläche, die durch das Umranden des Schnittes entstanden ist, wird dann ausgewertet. Eine vor allen Experimenten ausgewertete Fläche diente als Referenz.

Zur Veranschaulichung von welcher Seite die Schnitte aufgenommen wurden, dient Abb. 3.11. Dort sind die Schnittrichtung des Lasers (x-Achse), die Schnittrichtung der Säge (y-Achse) und die Richtung, aus der die Proben untersucht wurden (z-Achse), aufgezeigt.

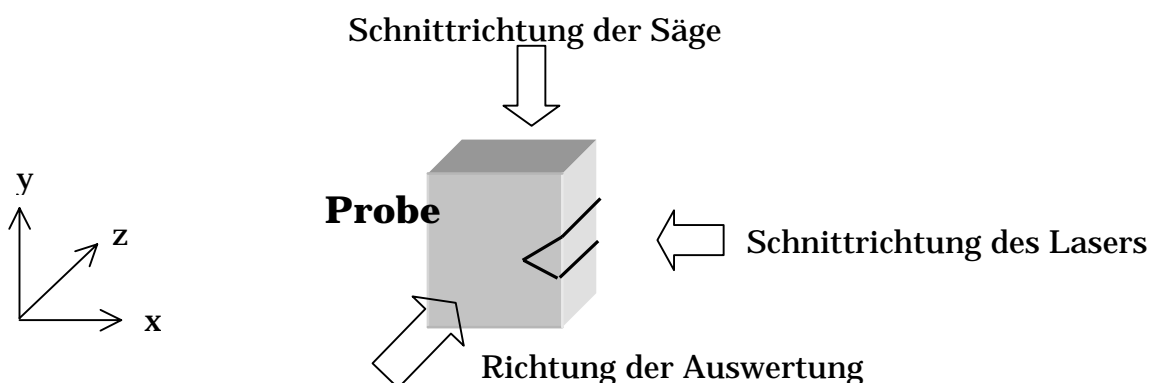


Abb. 3.11: Die Darstellung der einzelnen Verfahrensschritte. Der entstehende Laserschnitt ist schwarz dargestellt.

3.6 Die Meßungenauigkeit

Um bei den Ablationsversuchen möglichst geringe Fehler durch Abweichung der relativen Fokus-Gewebeobjekt-Position zu erhalten, wird ein Fokussierspiegel mit großer Brennweite benutzt ($f = 500 \text{ mm}$). Aufgrund der großen Entfernung des Lasers vom Experiment und dem vorliegenden Strahlradius im Fokus ($w_{\text{Fokus}} = 0,44 \text{ mm}$) wird durch die dabei entstehende „große“ Rayleighlänge von $z_R = 14 \text{ mm}$ die Justageungenauigkeit vernachlässigbar. Auch Schwankungen der Energiedichte während des Schneidens sind vernachlässigbar.

Die Laserleistung wurde mit einem Meßkopf der Fa. Ophir mit einer 0,5%-igen Genauigkeit bestimmt. Bei einer einstündigen Meßreihe schwankte dieser Wert um maximal 2%.

Der größte Fehler entsteht bei der Untersuchung der Gewebeschnitte. Zum einen wird ein Fehler gemacht, bei der Aufnahme der Gewebeschnitte unter dem Mikroskop. Dabei hat eine falsch eingestellte Schärfe zur Folge, daß später auf dem Monitor, der Schnittrand nicht mehr genau bestimmt werden kann. Subjektives Beurteilen des Schnittrandes und das „ungenaue“ Nachfahren des Schnittrandes, verursacht durch die Pixel der Grafikkarte und des Monitors, rufen einen Fehler von max. 20% hervor, wobei darin auch die Inhomogenitäten des Gewebes inbegriffen sind.

Bei dem Aufbau des Experimentes und der Führung des Laserstrahles können nur noch wenige Verbesserungen gemacht werden. Auch bei der Beurteilung des Schnittes wird immer der Mensch der limitierende Faktor sein. Selbst bei einer optimalen Aufnahme des Schnittes, werden zwei Personen den Schnitt immer anders beurteilen bzw. „nachfahren“.

Kapitel 4

Ergebnisse

4.1 Knochen

Ziel dieser Arbeit war die Untersuchung von Gewebeablation an Hartgewebe mit und ohne den Einsatz eines Miniatur-Wassersprays. Hier galt es zu untersuchen, welchen Einfluß Wasser auf die Schnittergebnisse hat, ob die Wassermenge eine Rolle spielt, in welcher Form Karbonisation auftritt und wenn ja, wie stellt sie sich dar. In Abb. 4.1 ist die Schnitttiefe D in Abhängigkeit der äquivalenten Pulsanzahl N_{eq} : Äquivalente Pulsanzahl $N_{eq} = (\text{Anzahl der abladierten Pulse}) \times (\text{effektive Schnittbreite } w_{eff} / \text{Schnittlänge } L_c)$ (zeigt wieviel Laserpulse effektiv auf einer Ablationsstelle wirken, siehe auch Anhang A1) aufgetragen. Die Schnitttiefe steigt bei äquivalenten Pulsanzahlen von ca. 1000 bis auf ca. 2000 μm an.

Unterhalb äquivalenter Pulsanzahlen von 2000 sieht man, daß die beiden Wassermengen (0,9 ml/min und 2,7 ml/min) kaum einen Unterschied in der Schnitttiefe hervorrufen. Das liegt auch an dem großen Meßfehler der Schnitte. Die Fehlerstreuung aufgrund der Knocheninhomogenitäten, ist verhältnismäßig groß, so daß im Rahmen der Meßungenauigkeit von keinem Unterschied zwischen den drei Meßreihen gesprochen werden kann. Bei größeren Schnitttiefen dringt wahrscheinlich das Wasser nicht mehr bis zum Grund des Schnittes vor und kann also auch nicht den Ablationsprozeß beeinflussen. Das könnte an der Tatsache liegen, daß durch die geringe Breite des Schnittes die einzelnen Wassertropfen im Schnitt „hängenbleiben“ und dort dann den Laserstrahl absorbieren. Die Möglichkeit, daß sich im Schnittgrund aber soviel Wasser ansammelt, und dadurch keine Ablation mehr auftritt, ist auch denkbar. Die Größe der Wassermenge (0,9 ml/min oder 2,7 ml/min) ist dann nicht mehr relevant. Die Wassermenge ist noch

groß genug um Karbonisation am Schnittgrund zu verhindern, aber nicht mehr ausreichend um eine größere Tiefe zu erzielen. Der Effekt der beiden Wassermengen (0,9 ml/min bzw. 2,7 ml/min) ist also, wenn überhaupt, sehr klein.

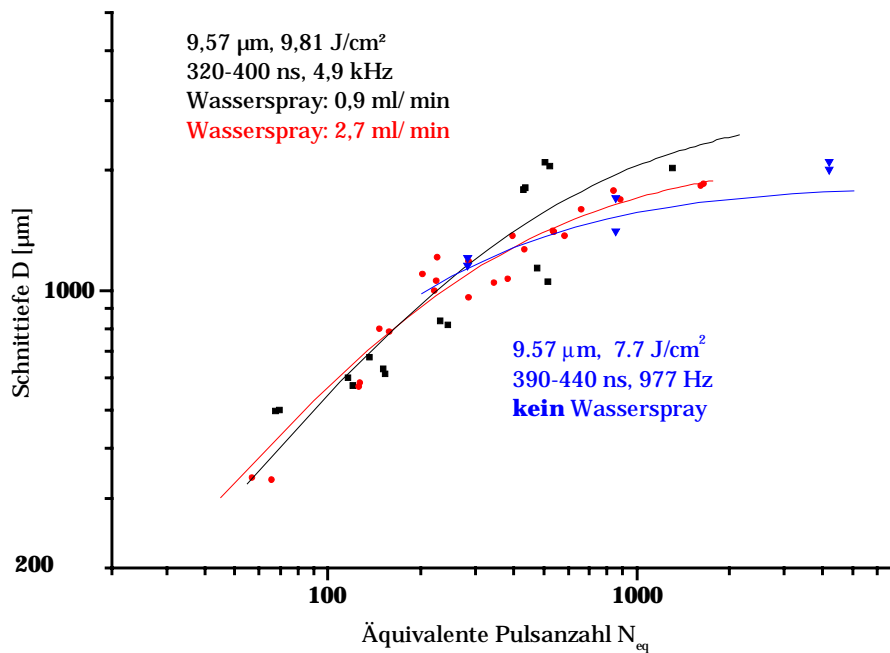


Abb.4.1: Unterschied zwischen den Ablationsergebnissen mit Wasserspray, (0,9 ml/min, 2,7 ml/min) und ohne Wasser (blau), durchgeführt an porcine femur Kompakta (Schweine Oberschenkelknochen). Die verschiedenen Laserparameter sind in der Grafik aufgeführt.

Der entstehende Wasserdampf und die abladierten Gewebstücke werden in Richtung des Laserstrahls zurückgeworfen, so daß der Laserstrahl abgeschwächt, gestreut und reflektiert wird. Reflexion allerdings ist nur wichtig wenn ein Plasma entsteht, wie es in Abb. 4.2 der Fall sein könnte, also falls die Auswurfprodukte bei sehr hohen Energiedichten ionisiert werden (ob das wirklich passiert, konnte in diesen Experimenten nicht bewiesen werden). Diese Abschwächung und die Reflexion zeigt sich in der Nicht-Linearität der Graphen in Abb. 4.1. Dies führt dazu, daß die Graphen augenscheinlich gegen einen Grenzwert konvergieren, wobei jedoch von einem Grenzwert streng genommen nicht

gesprochen werden kann. Man sieht nur, daß die Schnitttiefe sich bei großen Pulszahlen nicht mehr wesentlich ändert. Ob die Schnitttiefe noch weiter ansteigt, oder tatsächlich gegen einen Grenzwert läuft konnte nicht gezeigt werden, da die Rayleigh-Länge für diesen Fall nicht ausreichend war, somit auch keine höheren äquivalenten Pulsanzahlen erreicht werden konnten.

Den Auswurf von Produkten kann man in Abb. 4.2. sehr gut erkennen. Man sieht in dieser Abbildung ein Leuchten direkt am Knochen, welches die Verbrennung oder auch ein entstandenes Plasma sein könnte. Die Ablationsdebride fliegen mit einer Geschwindigkeit von mehreren 100 m/sec heraus [16]. Der in alle Richtungen fliegende Auswurf wird nur an den Stellen sichtbar, an denen die Ablationsdebride die Bahn des Laserstrahls kreuzen.

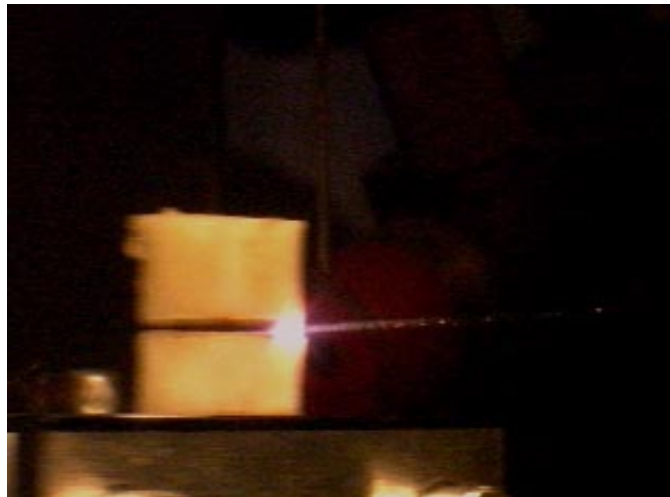


Abb. 4.2: Leuchten der in den Laserstrahl zurückgeworfenen Ablationsdebride. Die Versuche wurden mit 2,7 ml/min Wasserspray an porcine femur durchgeführt ($\Phi = 9,5 \text{ J/cm}^2$). Der Laser strahlt von der rechten Seite und die Kamera steht im 45° Winkel zum Laserstrahl. Die sichtbare schwarze Linie auf der Knochenoberfläche ist der mehrere μm tiefe Schnitt.

Man sieht in Abb. 4.3, daß die Ablationsprodukte sichtbares Licht am Schnittgrund emittieren. Sie absorbieren also stark den Laserstrahl.

Nach langer Bestrahlungsdauer können die Debride nicht ungehindert aus dem Schnittspalt herausfliegen. Deutlich zu erkennen an den nicht sichtbaren Ablationsdebriden.



Abb.4.3: Leuchten am Schnittgrund nach langer Bestrahlungsdauer (ca. 60 sec). Die Schnittbedingungen sind dieselben wie in Abb. 4.2, nur die Schnitttiefe beträgt bereits mehrere 100 μm .

Die Abbildungen 4.2 – 4.4 wurden mit einer CCD-Kamera aufgenommen. Die mittlere Belichtungszeit betrug 1/10000 sec, die Laserfrequenz betrug 4,9 kHz, die Leistung 67,5 Watt.

Betrachtet man die Schnitte unter dem Mikroskop, kann bei beiden Wassermengen (0,9 ml/min und 2,7 ml/min) keine sichtbare Karbonisation festgestellt werden, wie in Abb. 4.4a gut zu erkennen ist.



Abb. 4.4a: Aufnahme von oben in den Schnittspalt eines Schweine Oberschenkelknochens. Es ist keine sichtbare Karbonisation vorhanden. Der Schnitt wurde mit 0,9 ml/min Wasserspray gemacht ($\Phi = 9,8 \text{ J/cm}^2$, $N_{eq} = 1500$). Die Vergrößerung beträgt 10:1.

In Abb. 4.4b ist ein Schnitt ohne den Einsatz eines Wassersprays gezeigt. Sehr deutlich sind nicht nur die Karbonisationsspuren, sondern sogar lokales Schmelzen (Abb.4.4c) zu erkennen, was auf eine Temperatur von über 1000°C schließen läßt (Schmelztemperatur von Hydroxylapatit: 1280°C).



Abb. 4.4b: Deutliche Karbonisationsspuren beim Schneiden ohne Wasser. Die Schnittbedingungen sind dieselben wie in Abb. 4.4a. Die Vergrößerung beträgt 4:1.

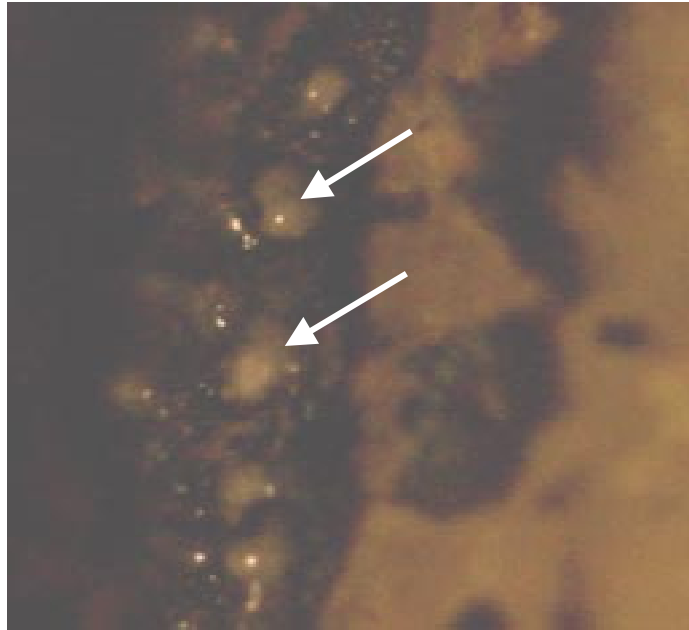


Abb. 4.4c: Aufnahme der Karbonisationsschicht mit teilweise lokalem Schmelzen (Pfeile). Es wurde dieselbe Stelle wie in Abb. 4.4b betrachtet, aber 16-fach vergrößert.

Die spezifische Ablationsenergie w_a gibt die über alle Pulse gemittelte Energie an, die aufgewendet werden muß, um ein bestimmtes Volumen abzutragen. Die nachfolgende Formel zeigt, wie diese spezifische Ablationsenergie berechnet wird.

$$w_a = \frac{E * N}{V_{cut}} = \frac{E * f * t_{IR}}{2 * \pi * r_{rot} * A} \quad (4.1)$$

Hierbei beschreibt E die Pulsenergie, f die Laserfrequenz, N die Gesamtanzahl der Pulse, t_{IR} die Bestrahlungszeit, r_{rot} der Rotationsradius des Drehtellers (siehe auch Anhang A1: Pulsüberlagerungsfaktor) und A die Schnittfläche.

Die spezifische Ablationsenergie pro Puls w_d gibt an wieviel Energie ein einzelner Puls aufwenden muß, um ein bestimmtes Volumen zu abladieren. Sie läßt sich mit folgender Formel berechnen.

$$w_d = \frac{E}{\delta V} = \frac{E}{\frac{dD}{dN_{eq}} * \frac{\pi * w_{eff}^2}{3}} \quad (4.2)$$

Die Parameter sind die Pulsenergie E, die Schnitttiefe pro Puls dD/dN_{eq} und die effektive Schnittbreite w_{eff} (siehe auch Anhang A1: Schnittparameter).

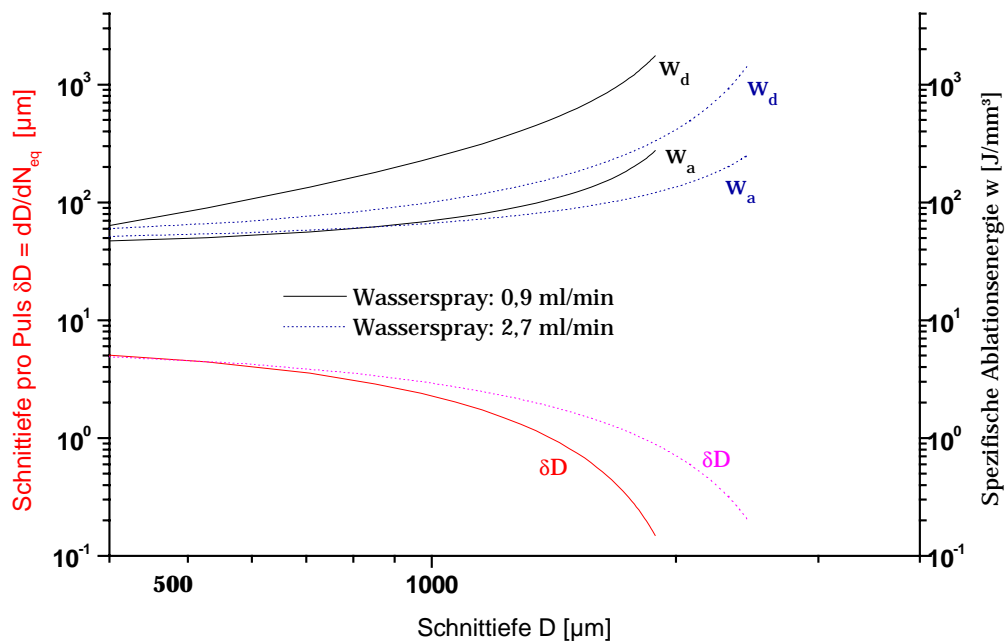


Abb. 4.5: Berechnete Schnittiefen pro Puls und die spezifischen Ablationsenergien für die beiden Wassermengen (0,9 ml/min und 2,7 ml/min). Es wurde porcine femur Kompakta verwendet ($\Phi = 9,81 \text{ J/cm}^2$, $\tau = 320 - 400 \text{ ns}$, $n = 0,5$).

In Abb. 4.5 ist zum einen die Schnitttiefe pro Puls $\delta D = dD/dN_{eq}$ in Abhängigkeit der Schnitttiefe D aufgezeigt und zum anderen die spezifische Ablationsenergie w in Abhängigkeit der Schnitttiefe D. Die Schnitttiefe pro Puls ändert sich mit der Tiefe des Schnittes. Zu Beginn der Ablation schneidet der Laser tiefer pro Puls (5 $\mu\text{m}/\text{Puls}$), dies verringert sich bei größeren Schnittiefen (2 $\mu\text{m}/\text{Puls}$ bei $D = 1000 \mu\text{m}$). Bis ca. 1000 μm Schnitttiefe unterscheiden sich die Kurven der beiden Was-

sermengen (0,9 bzw. 2,7 ml/min) nicht. Die Reduzierung der Schnittiefen pro Puls kommt durch die zunehmende Fläche des Schnittkanals zustande. Eine weitere mögliche Ursache ist die Zunahme von Ablationsdebriden im einfallenden Laserstrahl.

Es zeigt sich also, daß es mit zunehmender Schnitttiefe immer größerer Energien bedarf, um Volumen abzutragen. Der in Abb. 4.5 erkennbare Unterschied in den spezifischen Ablationsenergien w_a und w_d hat keinen physikalischen Hintergrund. Der Unterschied in den Graphen entsteht durch die Meßfehler bei der Auswertung der Schnittiefen. Dieser Effekt verstärkt sich, wenn man die einzelnen Meßpunkte durch einen Fit annähert.

Ein quantitativer Vergleich mit der Literatur [18, 29 – 32] ist nicht direkt möglich, da einzelne Parameter in der Literatur nicht zur Verfügung standen.

Ähnliche Ablationsversuche, mit und ohne Wasserspray, wurden auch mit einem Er:YAG-Laser durchgeführt.

Die Versuche die mit dem Er:YAG-Laser durchgeführt wurden, führten zu ähnlichen Ergebnissen, wie beim CO₂-Laser. Bei dem Einsatz eines Miniatur-Wassersprays nimmt die sichtbare Karbonisation ab. Histologische Untersuchungen, die einen genaueren Aufschluß geben könnten, sind noch nicht gemacht worden.

Obwohl sich der gütegeschaltete CO₂-Laser und der freilaufende Er:YAG-Laser in der Pulsenergie (Er:YAG: einige 100 mJ gegenüber wenigen 10 mJ beim CO₂-Laser) und in der Pulsdauer (Er:YAG: 200 – 400 µs und beim CO₂-Laser: 300 – 400 ns) deutlich unterscheiden, führten beide Laser, aufgrund der in der gleichen Größenordnung liegenden Leistungsdichten, zu qualitativ ähnlichen Ergebnissen. Der CO₂-Laser besitzt eine größere Eindringtiefe (10 – 20 µm [8]) als der Er:YAG-Laser (3 – 5 µm [33]). Dadurch entsteht ein größerer Materialabtrag durch den CO₂-Laser.

Die Experimente mit dem Er:YAG-Laser wurden bei einer Pulswiederholfrequenz von 1 Hz, 200 – 600 mJ Pulsenergie und einer Pulsdauer von 320 µs mit Wasserspray durchgeführt.

Die Abb. 4.6a zeigt ein ohne Wasserspray geschossenes Loch. Es wurde durch ein 3,0 mm dickes Knochenstück (porcine femur *Kompakta*) durchgeschossen. Die Aufnahme zeigt die Läsion von der Eintrittsseite. Deutlich sichtbare Karbonisationsspuren sind am oberen Rand sowie im Schnittkanal zu erkennen.



Abb.4.6a: Sowohl am Rand der Läsion als auch innerhalb des Schnittkanals sind Spuren von Karbonisation (porcine femur Kompakta: Er:YAG-Laser: 1 Hz, 360 mJ, 340 μ s, Lochdurchmesser ca. 1 mm) unter dem Mikroskop deutlich erkennbar. Aufgrund der fehlenden Tiefenschärfe ist dies im Bild nicht deutlich auszumachen. Die Aufnahme wurde mit einer Vergrößerung von 10:1 aufgenommen.

Im Vergleich zu Abb. 4.6a wurde keine sichtbare Karbonisation unter der Verwendung von einem Wasserspray (2,7 ml/min) beobachtet, wie das in Abb. 4.6b deutlich zu erkennen ist. Die sichtbaren Farbunterschiede entsprechen der natürlichen Knochenfärbung.

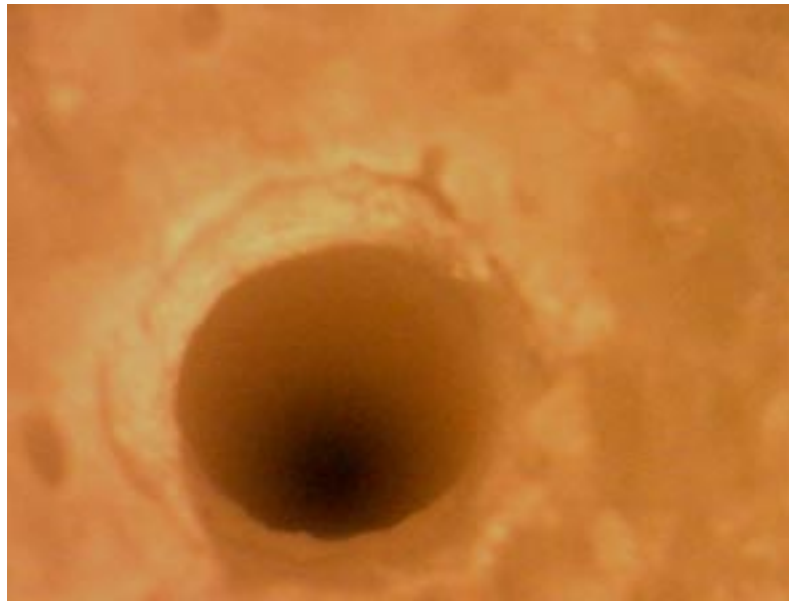


Abb. 4.6b: Beim Schneiden mit Wasserspray ist keine Spur von Karbonisation zu erkennen. Die Vergrößerung der Aufnahme beträgt ebenfalls 10:1. Es wurde derselbe Knochen mit denselben Laserparametern wie in Abb. 4.6a verwendet.

Ein Vergleich mit der Literatur [34 – 36] war nicht möglich, weil aus Zeitgründen nicht mehr Meßreihen mit dem Er:YAG-Laser durchgeführt werden konnten.

4.2 Holz

Der größte Unterschied zwischen Holz und Knochenschneiden mit einem Q-switch CO₂-Laser besteht darin, daß man Holz bei gleicher Energiedichte leichter und tiefer schneiden kann, wie man in Abb. 4.5 erkennen kann. Der Grund dafür ist, daß die einzelnen Bestandteile des Holzes eine geringere Härte als die Knochenbestandteile aufweisen. In dieser Darstellung ist die Schnitttiefe D in Abhängigkeit der äquivalenten Pulsanzahl N_{eq} aufgetragen. Man kann erkennen, daß trotz der großen Fehlerstreuung die Schnitte, die ohne Wasserspray gemacht wurden, tiefer gehen. Das zusätzliche Wasser vermindert also ein effektiveres Schneiden. Der Laserstrahl verbrennt die organischen Bestandteile des Gewebes, so daß es zu einer starken Karbonisation kommt. Bei zusätzlichem Wasserspray hingegen findet die Ablation wie beim Knochenschneiden, also mit einer vernachlässigbaren Karbonisation, statt.

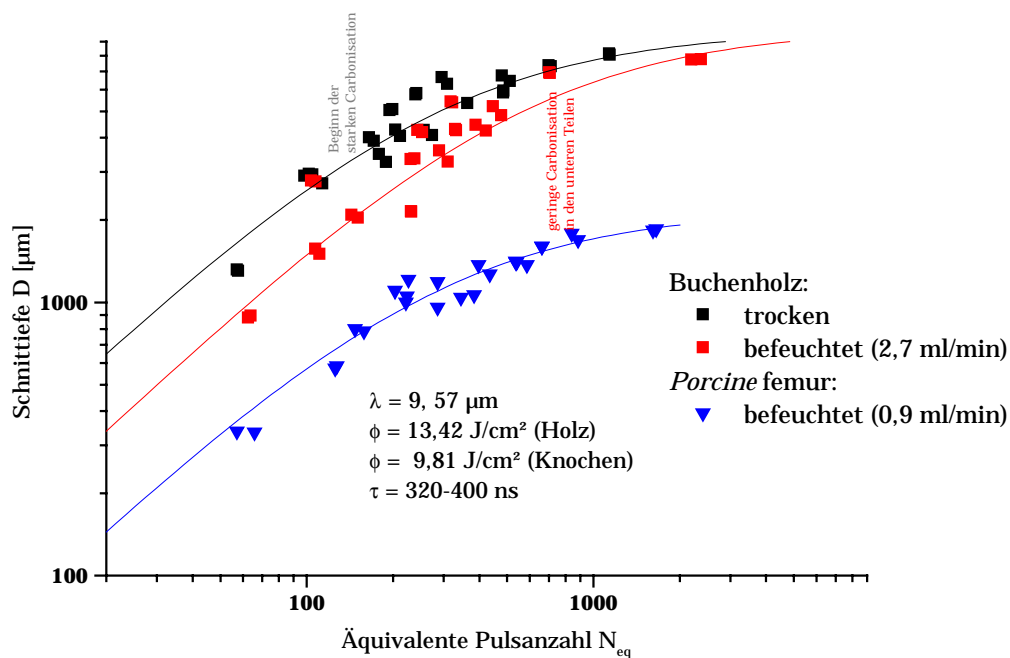


Abb.4.5: *Schnittiefenvergleich zwischen Knochen- und Holzgewebe.*

Bei diesen Schnittiefen zeigt sich aber, daß Holz inhomogener ist als Knochen. Die Schnitte „wandern“ aus der Mittellage raus, was man in Abb. 4.6 sehr gut erkennen kann. Knochen zeigen kein solches Verhalten. Mittellage bedeutet, daß bei einem Schnitt, der normalerweise ein V-Schnitt ist, die Spitze des Schnittes genau in der Mitte der oberen Strecke ist. Dabei haben sie keine Vorzugsrichtung in die sie „wandern“. Warum dies so ist, konnte noch nicht geklärt werden. Der Schnitt wird nicht durch die Holzstrahlen oder durch die Jahresringe beeinflusst, das wurde bei den Experimenten nachgewiesen. Es wurde bei den Experimenten mit Holz darauf geachtet, daß die Holzstrahlen bzw. die Jahresringe bei den Versuchszyklen immer in eine andere Richtung zeigten. Trotz dieser Anordnung des Holzes kam es zu schiefen Schnitten und zwar nicht immer in die gleiche Richtung. Es besteht die Möglichkeit, daß beim „Nachtrocknen“, also beim Trocknen des Schnittes nach der Bestrahlung, eine Veränderung auftritt. Dies wurde aber auch bei den Experimenten widerlegt. Ein gewisser „Lichtleiteffekt“ im Holz könnte die Ursache sein. Dazu wäre es notwendig die Brechungsindices von Holz und Wasserdampf bei den vorliegenden Temperaturen und Wellenlängen zu untersuchen. In Abb.4.6 ist ein solcher Schnitt gezeigt.

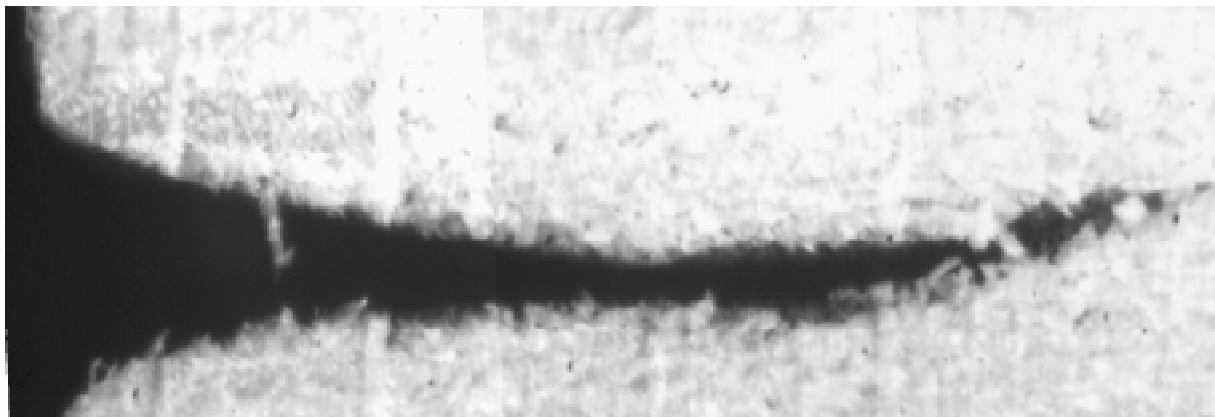


Abb.4.6: CO₂-Laserschnitt in Buchenholz mit Wasserspray (2,7 ml/min) geschnitten. Gesamtschnitttiefe: 7770 µm; $\Phi = 10,3 \text{ J/cm}^2$, $N_{eq} = 2400$.

Das Wasserspray verhindert genau wie beim Knochen die Karbonisation des Gewebes, verhilft aber nicht zu einer größeren Schnitttiefe oder höherer Schneideeffektivität.

Durch die geringere Härte von Holz, „reißt“ der Laserstrahl auch kleine Fragmente aus dem Schnittkanal, so daß die Schnitte „ausgefranst“ aussehen. In Abb. 4.6 ist ein Schnitt mit Wasserspray gezeigt, in Abb. 4.7 ein trockener Schnitt, der die gleichen „Ausfransungen“ aufzeigt. Zwischen Buchenholz und Lärchenholz besteht kein Unterschied, beide Schnittträger „fransen“ gleich stark aus.

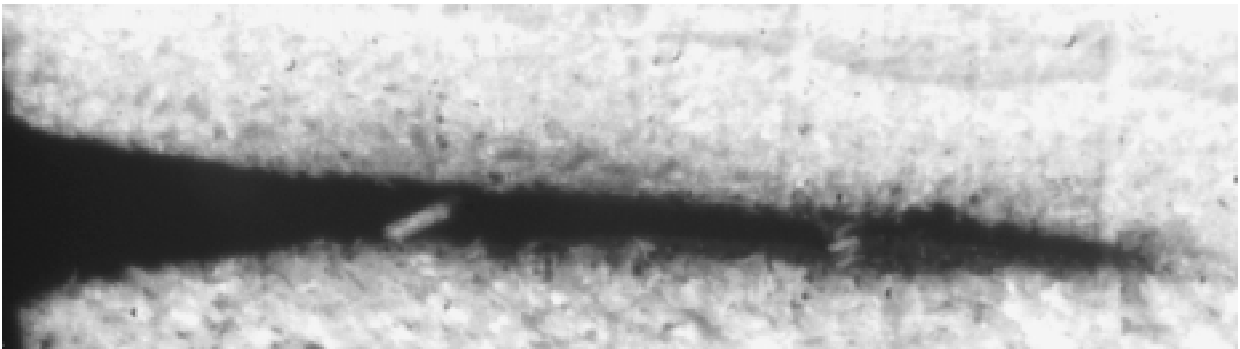


Abb. 4.7: *Schnitt ohne Wasserspray in Buchenholz. Gesamtschnitttiefe: 8058 μm , $\Phi = 10,3 \text{ J/cm}^2$, $N_{\text{eq}} = 1100$.*

In Abb. 4.8 ist die spezifische Ablationsenergie über der Schnitttiefe aufgetragen. Wie auch bei den Knochenexperimenten wird bei steigender Schnitttiefe mehr Energie benötigt um Volumen abzutragen. Lärchenholz und Buchenholz zeigen beide einen ähnlichen Verlauf. Ein deutlicher Unterschied tritt bei gleicher Energiedichte jedoch in der Schnitttiefe auf, obwohl beide Hölzer bei gleichen Umweltbedingungen (rel. Luftfeuchte und Außentemperatur) dieselbe Holzfeuchte besaßen. Lärchenholz läßt sich durch seine weiche Struktur tiefer schneiden als Buchenholz (9300 μm : Lärche gegenüber 7800 μm bei Buche, $\Phi = 10,3 \text{ J/cm}^2$, $N_{\text{eq}} = 2100$: Lärche, $N_{\text{eq}} = 2400$: Buche).

Bei einem trockenen Schnitt ($\Phi = 10,3 \text{ J/cm}^2$, $N_{\text{eq}} = 2100$: Lärche, $N_{\text{eq}} = 1100$: Buche) beträgt die maximale Schnitttiefe in Lärchenholz 11700 μm gegenüber 8200 μm in Buchenholz. Lärchenholz läßt sich sowohl mit Wasserspray als auch ohne tiefer schneiden, trotz geringerer spezifischer Ablationsenergie.

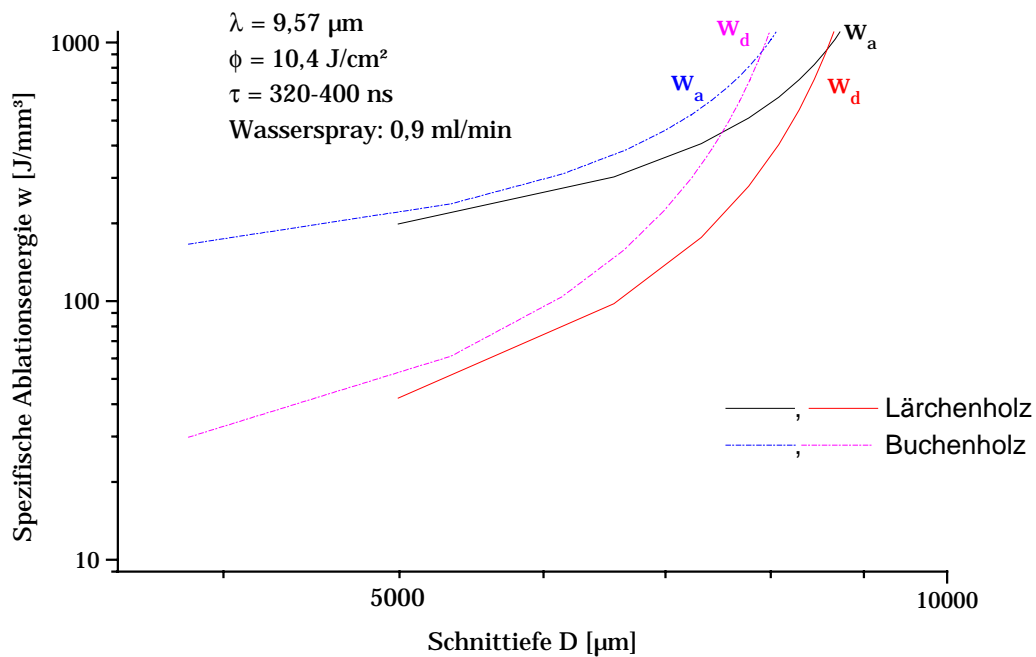


Abb. 4.7: Vergleich der spezifischen Ablationsenergien bei Buchenholz und Lärchenholz mit 2,7 ml/min Wasserspray ($\Phi = 10,4 \text{ J/cm}^2$, $\tau = 320 - 400 \text{ ns}$).

Nach diesen ersten Versuchen scheint es nicht wahrscheinlich, daß der Laser die herkömmlichen Schnittmethoden aus der Holzindustrie verdrängt. Bei einer Verbesserung der Schnittmethode und der Schnittbedingungen könnte die Lasertechnologie in speziellen Bereichen verwendbar sein. Der Laser ist zwar sehr gut in der Lage an Holz eine Oberflächenbearbeitung durchzuführen, aber eben keine tiefen Schnitte. Optisches Altern an Holzmöbeln erscheint mit trockenen Schnitten sehr gut möglich. Durch die Karbonisation des Holzes erhalten die Möbel einen individuellen Charakter, der es auf einfache Weise ermöglicht, Holz altern zu lassen.

Vergleiche mit der Literatur konnten nicht durchgeführt werden, da es keine Literatur gibt, die sich mit diesem Thema beschäftigt.

Kapitel 5

Zusammenfassung und Ausblick

Ziele dieser Arbeit waren die Vergleiche von Ablation an Knochen mit einem gütegeschalteten CO₂-Laser und einem freilaufenden Er:YAG-Laser, mit und ohne Wasserspray, dem Einfluß der Wassermenge, sowie die Untersuchung des Schneidens an Holz durchzuführen. Auf den ersten Blick sieht es so aus, als ob das Schneiden an Holz ähnliche Ergebnisse liefert wie das Schneiden von Knochen. Es zeigte sich jedoch ein Unterschied bei den Schnitten mit und ohne Wasser. Während bei Knochenschnitten die Schnitttiefe mit Wasserspray, unabhängig von den untersuchten Wassermengen, etwas größer ist (1800 µm bei Schnitten ohne Wasserspray, ca. 2000 µm bei Schnitten mit Wasserspray) als bei Schnitten ohne Wasser, zeigte sich diese Eigenschaft bei Holz nicht. Bei Schnitten an Holz ergab sich eine genau kontroverse Situation. Schnitte ohne Wasser gehen etwas tiefer, die Karbonisation ist in diesem Fall aber stärker als bei Schnitten mit Wasser.

Gemessen wurde mit einem mechanisch gütegeschalteten CO₂-Laser mit Gleichstromentladung und einer Wellenlänge von 9,57 µm. Die Wiederholfrequenz bei den bisherigen Experimenten betrug 4,9 kHz und die Pulsdauer lag bei 280 bis 400 ns (FWHM). Die verschiedenen Gewebearten wurden mit dem fokussierten CO₂-Laserstrahl bestrahlt. Um einen Schnitt zu erhalten, wurden die Proben auf einem Drehteller befestigt, der sich am Rand mit einer Geschwindigkeit von 20 – 55 cm/sec drehte.

Beim Knochenschneiden wurden die Experimente von [31] bezüglich der Senkung der Ablationsrate mit der Schnitttiefe bestätigt. Die Größe des Grenzwertes der maximalen Schnitttiefe hängt maßgeblich von den Laser-Parametern ab. Bei diesen Experimenten konnte streng genommen kein Grenzwert bestimmt, jedoch eine Abnahme der Ablationsrate bestätigt werden. Es könnte also auch möglich

sein, daß die Werte für die Schnitttiefe noch weiter ansteigen. Mit steigender Schnitttiefe wird aber die Ablationseffektivität immer niedriger.

Small et al. [37] beschreiben eine Heilungsverzögerung für Schnitte mit dem CO₂-Laser gegenüber der herkömmlich im medizinisch Bereich angewendeten Säge. Dies ist allerdings auf die große Menge an Karbonisat, die bei Schnitten ohne Wasserspray auftritt, zurückzuführen. Unter Verwendung eines Wassersprays wurden Knochenschnitte fast frei von Karbonisationsspuren erzielt, so daß mit einer erheblich verbesserten Wundheilung zu rechnen ist.

Der Vergleich zwischen der „herkömmlichen“ Methode mit Bohrer, Fräse und Säge und den verwendbaren Lasern ist in Tab. 5.1 aufgezeigt. Zum Heilungsverlauf der Laserschnitte werden zur Zeit viele Untersuchungen angestellt um die Heilungsdauer zu verringern. Grothues-Spork [38] beobachtet eine nur geringe Heilungsverzögerung, was durch den Einsatz eines kurz gepulsten Lasers zustande kommt ($\tau \approx 400$ ns).

Klassische Osteotomie		Laserosteotomie	
<i>Säge, Bohrer, Fräse</i>		<i>CO₂, XeCl, Er-YAG</i>	
Vibration	-	+ -	berührungsfrei / Stoßwellen
Blutung	-	+	blutstillende Wirkung
Knochenmehl	-	+ -	Dampf / Trümmer fliegen raus
beschränkte Schnittgeometrie	-	+	beliebige Schnittgeometrie
keine Rückkopplung	-	+	Rückkopplung ist möglich
Heilung in ca. 4 Wochen	+	-	thermische Schäden, Heilungsverzögerung

Tab. 5.1: Vergleich zwischen klassischer Osteotomie und Laserosteotomie.

In den Experimenten wurde eine maximale Schnitttiefe von $D \approx 2000 \mu\text{m}$ beim Schneiden von Knochen mit einem Miniatur-Wasserspray erzielt, die Ergebnisse von $D \approx 1800 \mu\text{m}$ ohne Wasserspray wurden dabei nur geringfügig überschritten ($\Phi = 9,81 \text{ J/cm}^2$ und $N_{\text{eq}} = 4500$ ohne Wasserspray bzw. $N_{\text{eq}} = 2000$: mit Wasserspray). Sichtbare thermische Schäden traten bei den Knochen-Experimenten nur dann auf, wenn ohne Wasserspray gearbeitet wurde.

Jeder einzelne Puls reduziert den Wassergehalt in dem bestrahlten und dem umliegenden Gewebe. Nach einer gewissen Zeit reduziert sich der Wassergehalt so stark, daß der Laserstrahl das Gewebe verbrennt. Ein Wasserspray verhindert dieses und ermöglicht es tiefe Schnitte ohne Karbonisation, bei einer hohen Ablationseffektivität und einer hohen Pulsrepetitionrate, durchführen.

Die Schnittiefen pro Puls sinken mit zunehmender Schnitttiefe. Bei einer Schnitttiefe von $1000 \mu\text{m}$ beträgt die Ablationsrate pro Einzelpuls noch $20 \mu\text{m}$ bei einer Energiedichte von $9,81 \text{ J/cm}^2$ und einer Pulsdauer von $300 - 400 \text{ ns}$.

Bei Versuchen mit unterschiedlichen Wassermengen ($0,9$ bzw. $2,7 \text{ ml/min}$) zeigte sich, daß die Wassermenge in dieser Größenordnung keinen entscheidenden Einfluß hat. Die auftretenden Unterschiede können durch die großen Schwankungen der Meßwerte erklärt werden. Bei beiden Wassermengen entstand keine Karbonisation und die Schnittiefen lagen bei beiden Wassermengen, im Rahmen der Meßgenauigkeit, bei ca. $2000 \mu\text{m}$.

Bei den Holzversuchen zeigte sich, daß Schnitte ohne Wasserspray zu einer deutlich größeren Tiefe führten. Bei Lärchenholz wurden Schnittiefen von $11700 \mu\text{m}$ (ohne Wasserspray) und $8000 \mu\text{m}$ (mit $0,9 \text{ ml/min}$ Wasserspray) erreicht, bei einer Energiedichte von 10 J/cm^2 und einer äquivalenten Pulsanzahl von $N_{\text{eq}} = 2500$. Bei Buchenholz wurde dieser Effekt ebenfalls beobachtet: $6900 \mu\text{m}$ bei Schnitten mit Wasserspray ($2,7 \text{ ml/min}$ Wasserspray, $\phi = 10 \text{ J/cm}^2$, $N_{\text{eq}} = 700$) und $8200 \mu\text{m}$ Schnitttiefe ohne Wasserspray ($\phi = 10 \text{ J/cm}^2$, $N_{\text{eq}} = 1100$).

Des weiteren fiel bei den Experimenten auf, daß bei Pulsanzahlen > 450 die Schnitte im Holz „schief“ wurden. Eine Erklärung dafür konnte nicht gefunden werden.

Auch bei Holz zeigte sich, daß bei zunehmender Schnitttiefe die Ablationsrate abnimmt.

Um die durchgeführten Versuche zu verbessern, wäre eine Optimierung des Wassersprays wünschenswert um das beste Verhältnis von Energiedichte und Wassermenge zu finden, gerade mit Blickrichtung auf einen späteren klinischen Einsatz. Mit der Entwicklung einer Piezo-Pumpe, die auf den Laserstrahl getriggert werden kann und eine wohl definierte Wassermenge abgibt, wurde schon begonnen. Desweiteren muß versucht werden, eine räumliche Trennung zwischen Ablationsdebriden und dem Laserstrahl zu erreichen, so daß die Ablationsdebride nicht in den ankommenden Strahl zurückgeworfen werden. Ein nicht senkrecht auf das Gewebe fallender Strahl wäre wünschenswert.

Um den Laser in der Holzindustrie weiter zu etablieren, müßten noch weitere Versuche unternommen werden, vor allem bezüglich der optimalen Energiedichte. Eine weitere Optimierung der Zufuhr des Wassersprays wäre durchaus denkbar und vor allem wäre eine Erklärung der „schiefen“ Schnitte interessant.

Anhang

A1: Laserberechnungsgrundlagen

Pulsüberlagerungsfaktor

Um den Pulsüberlagerungsfaktor berechnen zu können, werden folgende Gleichungen benötigt:

Die erste Gleichung berechnet die Rotationsgeschwindigkeit des Drehtellers:

$$v_{\text{rot}} = 2 * \pi * f_{\text{rot}} * r_{\text{rot}} \quad (\text{A1.1})$$

wobei w_{Fokus} der Strahlradius im Fokus, v_{rot} die Rotationsgeschwindigkeit des Drehtellers, r_{rot} der Rotationsradius des Gewebestückes vom Drehtellermittelpunkt und f die Frequenz des Lasers ist. Nachstehende Abb. A1.1 zeigt den Drehteller mit seinen wichtigsten Parametern.

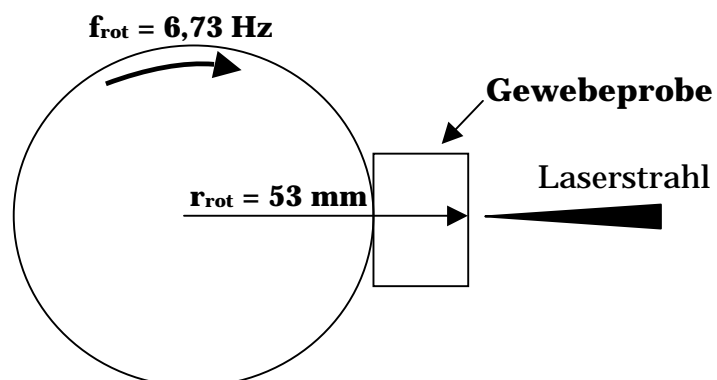


Abb. A1.1 *Der Drehteller mit seinen wichtigsten Parametern.*

Die Rotationsfrequenz war variabel, wurde aber gerade so gewählt, daß der Pulsüberlagerungsfaktor 0,5 betrug, also $f_{\text{rot}} = 6,73$ Hz.

Die zweite Gleichung berechnet den räumlichen Pulsüberlagerungsfaktor n , der angibt, wie weit zwei Pulse voneinander entfernt sind.

$$n = \frac{W_{\text{Fokus}}}{\frac{v_{\text{rot}}}{f}} \quad (\text{A1.2})$$

Strahlcharakteristika

Zur Charakterisierung des Lasers benötigt man einige Formeln, die im weiteren aufgeführt sind: Die Rayleigh-Länge (im Abstand der Rayleigh-Länge z_R verdoppelt sich die Querschnittsfläche)

$$z_R = \frac{\pi * w_0^2}{M^2 * \lambda} \quad (\text{A1.3})$$

mit der Lasertaille w_0 (hier: 3mm), M^2 der Strahlqualitätsfaktor (hier: 1,1: d.h. eine 10 %-ige Abweichung vom idealen gaußschen Strahlprofil) und λ der Laserwellenlänge (9,569 μm).

Um den halben Fernfeld-Divergenzwinkel zu berechnen, ist folgende Formel nötig:

$$\Theta = \frac{w_0}{z_R} \quad (\text{A1.4})$$

Der Strahlradius $w(z)$ und der Wellenfront-Radius $R(z)$ hängen wie folgt vom Abstand z von der Strahltaile ab:

$$w(z) = w_0 * \sqrt{1 + \left(\frac{z}{z_R}\right)^2} \quad (\text{A1.5})$$

$$R(z) = z + \frac{z_R^2}{z} \quad (\text{A1.6})$$

Die neue Divergenz $\Theta_f(z)$, Strahlradiusgröße $w_f(z)$ und Distanz $z_f(z)$ nach dem fokussierenden Spiegel, wobei $f = 500 \text{ mm}$, lassen sich berechnen:

$$\Theta_f(z) = \sqrt{\Theta^2 * \left(1 - \frac{z}{f}\right) + \left(\frac{w(z)}{f}\right)^2} \quad (\text{A1.7})$$

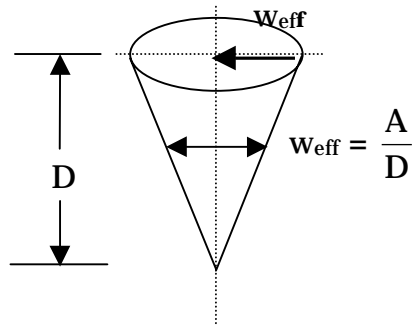
$$w_f(z) = \frac{M^2 * \lambda}{\pi * \Theta_f(z)} \quad (\text{A1.8})$$

$$z_f(z) = \frac{\sqrt{w(z)^2 - w_f(z)^2}}{\Theta_f(z)} \quad (\text{A1.9})$$

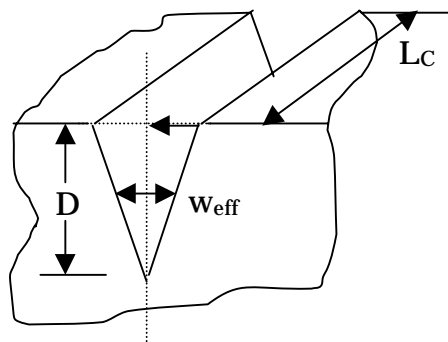
Schnittparameter

Bei der Auswertung der Meßergebnisse und zur Darstellung der Graphen wurde mit nachstehenden Formeln gerechnet. Es wurden einige Vereinfachungen getroffen, vor allem bei der Annahme der Schnittflächen, z.B. das der entstandene Schnitt konisch ist und eine runde Grundfläche besitzt.

Mit stehendem Strahl entsteht folgender konischer Krater:



Nachstehendes Bild ergibt sich bei einem beweglichen Strahl oder einem beweglichen Ziel:



W_{eff} und das Ablationsvolumen pro Puls δV sind in beiden Fällen gleich und durch die Energiedichte wie folgt definiert:

$$\phi = \frac{E}{\pi * W_0^2} \quad (\text{A1.10})$$

Mit der Annahme, daß der bewegte Strahl nach N_{eq} Pulsen eine genauso große Tiefe D wie der stehende Strahl nach N Pulsen eine Länge L_c produziert, folgt die Gleichsetzung der beiden Gleichungen. Damit läßt sich das Ablationsvolumen pro Puls berechnen:

$$\underbrace{D * \frac{\pi * w_{\text{eff}}^2}{3} * \frac{1}{N_{\text{eq}}}}_{\text{stehender Strahl}} = \delta V = \underbrace{\frac{D * w_{\text{eff}} * L_C}{N}}_{\text{bewegter Strahl}} \quad (\text{A1.11})$$

Dabei beschreibt N die Gesamtanzahl der Pulse, t_{IR} die Bestrahlungszeit und L_C die Schnittlänge.

Damit ergibt sich für die äquivalente Pulsanzahl N_{eq} , die beschreibt wieviele Pulse zur Ablation beigetragen haben:

$$N_{\text{eq}} = \frac{\pi * w_{\text{eff}}}{3} * \frac{N}{L_C} = \frac{\pi * w_{\text{eff}}}{3} * \frac{f * t_{\text{IR}}}{2 * \pi * r_{\text{rot}}} \quad (\text{A1.12})$$

A2: Weitere Holzeigenschaften

Die physiologische Gliederung der Jahrringe erfolgt in Früh- und Spätholz, wie es in Nadelhölzern und ringporigen Laubhölzern deutlich in Erscheinung tritt.

Als die ursprüngliche Form sind die Tracheiden anzusehen, von ihnen leiten sich die für die Festigkeit zuständigen Fasertracheiden und Librinformfasern und die für die Wasserleitung zuständigen Gefäßtracheiden und Gefäße (Abb. A2.1) ab.

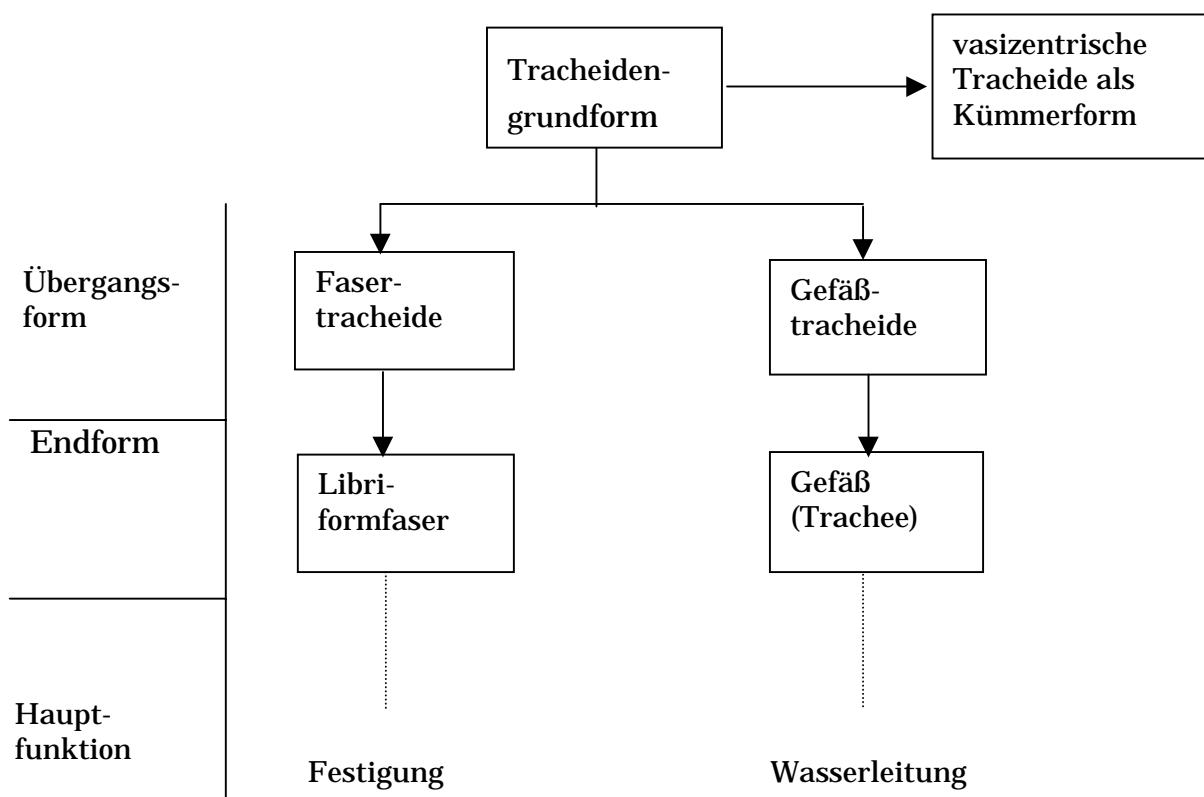


Abb. A2.1: Die Ableitung prosenchymatischer Laubholzzellen von den Tracheiden.

Die Gefäßglieder sind von faserförmiger (Spätholz) oder tonnenförmiger (Frühholz) Gestalt. Die Gefäßgliedlängen liegen typischerweise bei 150 bis 1200 μm (Buche: 300 – 700 μm), wobei eine stockwerkartige Anordnung der Gefäßglieder möglich ist. Die annähernd axial gerichteten Gefäße bilden Röhren von einigen Zentimetern bis zu mehreren Metern Länge aus, insgesamt ein netzförmiges Ge-

fäßsystem, das die Jahrringe überbrücken kann oder innerhalb des Jahrringes verbleibt.

Gefäßwände: Die Gefäßwände verschiedener Holzarten sind innen schraubig verdickt. Diese der Gewebeversteifung dienenden spiraligen Verdickungen sind zugleich ein Bestimmungsmerkmal für die bestimmte Holzart. Sie können im gesamten Gefäß nur am Gefäßgliedende entweder sehr fein oder sehr grob auftreten.

Die Dicke der Gefäßwände ist je nach Holzart unterschiedlich und beträgt bei Buchen zwischen 15 und 100 µm.

Die Längen und Durchmesser der Gefäße und auch der anderen Laubholzelemente verändern sich mit dem Baumalter und der Baumhöhe. Sie nehmen vor allem in den ersten Jahren und Jahrzehnten stark zu.

Als **Gefäßinhalte** können Kernstoffablagerungen mineralischer, gummiartiger oder harzartiger Konsistenz sowie strukturelle Besonderheiten in Form von Thyllen auftreten.

Die **Gefäßanteile** liegen, wie Tab. A2.1 zeigt, zwischen < 5% bis > 30%, wobei die meisten Holzarten einen Gefäßanteil von 10 bis 20% aufweisen. Bei den europäischen Holzarten liegt dieser vergleichsweise hoch.

Holzart	Gefäßanteil [%]	Faseranteil [%]	Holzstrahlanteil [%]
Fichte	-	95	5
Lerche	-	91	9
Buche	10 – 39	40 – 66	16 – 22
Eiche	8 – 40	44 – 58	16 – 29
Birke	25	65	8
Tanne	-	90	10

Tab. A2.1: Gewebeanteile verschiedener Holzarten.

Thyllen sind Auswüchse von vorwiegend Holzstrahlparenchym-Zellwänden des Gefäßes. Sie können dünn- oder dickwandig, mit oder ohne Inhalt (Stärke, Kristalle, Harze, Gummistoff) sein.

Die Form der Thyllen ist von der Gefäßwandverdickung und davon abhängig, ob die Parenchymzellen nur an einer Stelle oder an mehreren zugleich in das Gefäßlumen hineinwachsen. Wachsen zahlreiche Thyllen in ein Gefäß hinein, so platten sie sich an den Berührungsflächen gegenseitig ab und bilden eigentlich ein pseudoparenchymatisches Gewebe, das außerdem die Bearbeitung des Holzes erschweren kann. Die Größe der Thyllen ist stets vom zur Verfügung stehenden Lumen abhängig sowie von der Vakuolisierung. Trotz unterschiedlicher Form und Größe stellen die Thyllen oftmals nur eine einzige Zelle dar, da sie mit der Ausgangszelle durch einen oder mehrere schmale Stege verbunden sind.

Das Längsparenchym, auch als Axial-, Strang- oder vertikales Parenchym bezeichnet, ist bei den Laubhölzern weitaus reichlicher als bei den Nadelhölzern anzutreffen und dient hier ebenso der Leitung von Nähr- und Wuchsstoffen und Speicherung von Reservestoffen. Es ist, wenn überhaupt vorhanden, in seiner Anordnung auf der Ansicht im Querschnitt als ein wertvolles diagnostisches Merkmal zu werten.

Die Holzstrahlzellen des Laubholzes gleichen in ihrem Aufbau denen des Nadelholzes und sind in ihrer Form, Zusammensetzung und Größe ein wichtiges Bestimmungsmerkmal.

Die Form der ausgeschnittenen Holzstrahlen auf dem Tangentialschnitt ist bei den mehrschichtigen Strahlen spindelförmig. Sie kann weiterhin eine symmetrische oder asymmetrische Form haben, da sich die Strahlen im Laufe der Jahre aufspalten und wieder verschmelzen können. Bedingt durch ein fehlendes, bzw. geringes Längenwachstum der Holzfasern sind in der Ansicht im Querschnitt mehr oder weniger breite, radial verlaufende Bänder zu erkennen, die sich bei verschiedenen Holzarten an der Jahrringgrenze auch verbreitern können.

Literaturverzeichnis

- [1] A. Einstein, „Zur Quantentheorie der Strahlung“, Phys. Z. **18**, 121 – 128 (1917).
- [2] R. Landenburg, H. Kopfermann, „Experimenteller Nachweis der negativen Dispersion“, Z. Phys. Chemie Abt. A **139**, 375–385 (1928).
- [3] J.P. Gordon, H.J. Zeiger, C.H. Townes, „Molecular microwave oscillator and new hyperfine structure in the microwave spectrum of NH₃“. Phys. Rev. **95**, 282–284 (1954).
- [4] A.L. Schawlow, C.H. Townes, „Infrared and optical masers“, Phys. Rev. **112**, 1940–1949 (1958).
- [5] N.G. Basov, A.M. Prokhorov, Zhur. Eksp. I. Teoret. Fiz. **27**, 431 (1954).
- [6] T.H. Maiman, „Stimulated optical radiation in ruby“, Nature **187**, 493–494 (1960).
- [7] A. Javan, W.R. Bennett, D.R. Herriott, „Population inversion and continuous optical maser oscillation in a gas discharge containing a He-Ne mixture“, Phys. Rev. Lett. **6**, 106–110 (1961).
- [8] M.M. Ivanenko, P. Hering, „Wet bone ablation with mechanically Q-switched high-repetition-rate CO₂-Laser“, Appl. Phys. B, (1998) in press.
- [9] M.H. Niemz, „Laser-tissue interactions – Fundamentals and applications“, Springer Verlag, Berlin, Heidelberg, New York 1996, 45.
- [10] H.J. Eichler, J. Eichler, „Laser“, Springer Verlag, Berlin, Heidelberg, New York 1995, 47–68.
- [11] M.H. Niemz, „Laser-tissue interactions – Fundamentals and applications“, Springer Verlag, Berlin, Heidelberg, New York 1996.
- [12] J. Eichler, T. Seiller, „Lasertechnik in der Medizin“, Springer Verlag, Berlin, Heidelberg, New York 1991, 217–219.
- [13] J.S. Nelson, L. Yow, Lasers Surg. Med. **8**, 494 (1988).

- [14] J.T. Walsh, T.F. Deutsch, *Lasers Surg. Med.* **9**, 327 (1989).
- [15] J.A. Izatt, N.D. Sankey, *IEEE J. Quant. Electron.* **26**, 2261 (1990).
- [16] R. Hibst, „Untersuchungen zur Physik der Gewebeablation“ in H.-P. Berlien, G.J. Müller „*Angewandte Lasermedizin*“, 14. Aufl., ECOfed, Landsberg/Lech 1996.
- [17] M.M. Ivanenko, P. Hering, „Transmyocardial laser revascularisation: Are new approaches with lasers possible?“ in M. Klein, E. Gams „*TLMR*“, Springer Verlag, Berlin, Heidelberg, New York 1996.
- [18] J. Helfmann, „Nichtlineare Prozesse“ in H.-P. Berlien G.J. Müller „*Angewandte Lasermedizin*“, 13. Aufl., ECOfed, Landsberg/Lech 1996.
- [19] A. Waldeyer, A. Mayet, „Anatomie des Menschen“, 15. Aufl., de Gruyter, Berlin, New York 1987.
- [20] T.H. Schiebler, W. Schmidt, „Lehrbuch der gesamten Anatomie des Menschen“, 4. Aufl., Springer Verlag, Berlin, Heidelberg, New York 1987, 61–63.
- [21] H.H. Bosshard, „Holzkunde 2“, 2.Aufl., Birkhäuser Verlag, Basel, Boston, Stuttgart, 251–252 (1984).
- [22] R. Wagenführ, „Anatomie des Holzes“, 4.Aufl., VEB Fachbuchverlag, Leipzig 1989.
- [23] T. Mitra, „Erforschung der Zerstörschwelle von Spiegeln für die IR-Laserphotochemie in einer Multireflexionszelle“, Diplomarbeit Heinrich-Heine Universität Düsseldorf (1998).
- [24] H. Treiber, „Lasertechnik“, 2.Aufl., Frech-Verlag, Stuttgart 1985.
- [25] A.H. Firester, M.E. Helle, P. Sheng, „Knife-edge scanning measurements of subwavelength focused light beams“, *Appl. Opt.* **16**, 1971–1974 (1977).
- [26] Y. Suzaki, A. Tachibana, „Measurement of μm sized radius of gaussian laser beam using the scanning knife-edge“, *Appl. Opt.* **14**, 2809–2811 (1975).
- [27] R.M. O’Connell, R.A. Vogel, „Abelinversion of knife-edge data from radially symmetric pulsed laser beams“, *Appl. Opt.* **26**, 2528–2532 (1987).

- [28] R. Jung, „Flüssigkeitslichtwellenleiter für gepulste Laser im IR“, Diplomarbeit Heinrich-Heine Universität Düsseldorf (1996).
- [29] F. Dinkelacker, „Die CO₂-Laserosteotomie, Voraussetzung und Möglichkeiten anhand einer tierexperimentellen Studie am Kaninchen-Radius und Schafstibia“, Habilitationsschrift der Medizinischen Fachbereiche der Freien Universität Berlin (1989).
- [30] R.E. Mueller, J. Bird, W.W. Duley, „Laser drilling in an absorbing liquid“, *J. Appl. Phys.* **71** (1992).
- [31] M. Forrer, M. Frenz, V. Romano et al., „Bone-ablation mechanism using CO₂ Lasers of different duration and wavelength“, *Appl. Phys. B* **56**, 104–112 (1993).
- [32] A. German, D. Bunimovich, A. Katzir, „Transmission of pulsed CO₂ Laser beams through „opaque“ liquids by a cavitation effect“, *Appl. Phys. Lett.* **70**, (1997).
- [33] J. Meister, „Flüssigkeitslichtleiter für gepulste Hochleistungslasersysteme im infraroten Spektralbereich“, Dissertation an der Heinrich-Heine Universität Düsseldorf (1998).
- [34] B. Majaron, D. Susteric, M. Lukac et al., „Heat diffusion and debris screening in Er:YAG Laser ablation of hard biological tissue“, *Appl. Phys. B* **66**, 479–487 (1998).
- [35] R.A. Hill, D. Stern, M.L. Lesiecki et al., „Effects of pulse width on Erbium:YAG-Laser photothermal trabecular ablation (LTA)“, *Lasers in Surgery and Medicine* **13**, 440–446 (1993).
- [36] H. Pratisto, M. Frenz, F. Könz, „Combination of erbium and holmium laser radiation for tissue ablation“, *Proc. SPIE* **2681**, (1996).
- [37] J.A. Small, T.P. Osborne, T.Fuller et al., „Observation of carbon dioxide laser and bone burn in the osteotomy of the rabbit tibia“, *J. Oral. Surgery* **37**, 159–166 (1979).
- [38] C. Scholz, Umkirch, M. Grothues-Spark, „Die Bearbeitung der Knochen mit dem Laser“ in H.-P. Berlien, G.J. Müller „*Angewandte Lasermedizin*“, 13. Aufl., ECOmed, Landsberg/Lech 1992.

Danksagung

Zum Abschluß meiner Diplomarbeit am Institut für Lasermedizin möchte ich mich bei allen bedanken, die mich während meiner Arbeit unterstützt haben und die zum Gelingen dieser Arbeit beigetragen haben.

Herrn Prof. Dr. G. Artmann für die sehr gute Betreuung.

Herrn Prof. Dr. P. Hering für das interessante Thema und die sehr gute Betreuung, außerdem seine Bereitschaft als Co-Prüfer zu fungieren.

Herrn Dr. M. Ivanenko für die sehr gute Betreuung und die interessanten Diskussionen.

Herrn Dr. J. Meister und Herrn Dipl. Physiker T. Mitra für die anregenden Diskussionen.

Allen Mitarbeitern des Instituts für Lasermedizin für die gute Atmosphäre.

Meinem besten Freund Thomas Brand für seine außergewöhnliche Freundschaft.

Der größte Dank gilt meinen Eltern, die mir dieses Studium ermöglicht und mich in jeder Hinsicht unterstützt haben und die immer an mich geglaubt haben.