

Aus der Klinik für Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde
der Medizinischen Fakultät Charité – Universitätsmedizin Berlin

DISSERTATION

*Die Anwendung des Diodenlasers und des Nd:YAG-Lasers
am septum nasi –
eine experimentelle Vergleichsstudie mit Parameteroptimierung
am Schafsmodell*

zur Erlangung des akademischen Grades
Doctor medicinae (Dr. med.)

vorgelegt der Medizinischen Fakultät
Charité – Universitätsmedizin Berlin

von

Marie-Therese Prinzessin zu Wied

aus Exeter (England)

Gutachter/in: 1. Priv.-Doz. Dr. med. habil. M. Hopf
 2. Prof. Dr. med. S. Jovanovic
 3. Prof. Dr. med. P. Ambrosch

Datum der Promotion: 19.11.2010

Inhaltsverzeichnis

1.	Einleitung	1
1.1	Minimalinvasiver Einsatz von Lasertechnologien in der HNO.....	1
1.2	Aufgabenstellung.....	3
2.	Grundlagen der Laserstrahlung im Gewebe	6
2.1	Biophysikalische Grundlagen.....	6
2.2	Funktion eines Lasers.....	6
2.2.1	Eigenschaften der Laserstrahlung.....	7
2.2.2	Interaktion zwischen Laser und Gewebe.....	9
2.2.2.1	Optische Eindringtiefe.....	11
2.2.2.2	Effektive Wirtktiefe.....	12
2.2.2.3	Thermische Effekte.....	12
2.3	Nd:YAG-Laser.....	14
2.4	Diodenlaser.....	15
3.	Tiermodell: Schaf	17
3.1	Makroskopische Anatomie der Schafsnase.....	17
3.2	Die Nase des Menschen im Vergleich.....	18
3.3	Physiologie und Pathophysiologie der Nasenatmung.....	19
3.4	Septum nasi.....	20
4.	Material und Methodik	22
4.1	Material.....	22
4.1.1	Entnahme der Gewebeproben.....	22
4.1.2	Präparation der Gewebeproben.....	22
4.1.3	Einsatz des Endoskops.....	23

4.1.4	Vorbereitung der Lasersysteme und Lichtleiterfasern.....	23
4.1.5	„contact mode“.....	24
4.1.6	Preblackening der Faserspitze.....	24
4.2	Methodik.....	25
4.2.1	Auswahl der Laserparameter	25
4.2.2	Versuchsaufbau und -ablauf	27
4.2.3	Histologische Aufarbeitung	27
4.2.3.1	Zuschneiden der Knochen- und Knorpelpräparate	27
4.2.3.2	Vorbereitung zum Ausgießen der Präparate	29
4.2.3.3	Ausgießen der Präparate	29
4.2.3.4	Trimmen und Schneiden der Präparate.....	30
4.2.3.5	Anfärben und Eindecken der Gewebepräparate	32
4.2.3.6	Mikroskopische Beurteilung.....	33
4.2.4	Meßsystem	34
4.2.4.1	Axiovert (Zeiss)	34
4.2.4.2	Mikroskopische Messungen.....	35
4.3	Parameterkombinationen, graphische Darstellung	37
4.4	Reihenfolge der Versuche, Dokumentation	38
5.	Messergebnisse	39
5.1	Parameterkombination 5W/0,5s.....	39
5.1.1	Diodenlaser	39
5.1.2	Nd:YAG-Laser.....	41
5.1.3	Vergleich der beiden Laser	43
5.2	Parameterkombination 15W/0,5s.....	43
5.2.1	Diodenlaser	43
5.2.2	Nd:YAG-Laser.....	45

5.2.3	Vergleich der beiden Laser	47
5.3	Parameterkombination 25W/0,5s.....	47
5.3.1	Diodenlaser	48
5.3.2	Nd:YAG-Laser.....	49
5.3.3	Vergleich der beiden Laser	51
5.4	Gegenüberstellungen der Ergebnisse	51
5.4.1	Mittelwerte der Ablationstiefe	53
5.4.2	Mittelwerte der Ablationsbreite	55
5.4.3	Mittelwerte der Ablation.....	58
5.4.4	Mittelwerte der Karbonisationszone.....	61
5.4.5	Mittelwerte der Koagulationszone.....	63
6.	Diskussion	66
6.1	Evaluierung der Untersuchungsergebnisse.....	66
6.1.1	Energiedichte der beiden Laser im Knorpelgewebe	67
6.1.2	Energiedichte der beiden Laser im Knochengewebe.....	69
6.2	Gewebespezifische Besonderheiten der Wirkungsweise des Diodenlasers beim septum nasi im Vergleich zum Nd:YAG-Laser.....	72
6.3	Leistungsabhängiger Einfluss	75
6.4	Vor- und Nachteile der laserinduzierten Therapie an der Nasenscheidewand beim Einsatz von Diodenlaser und Nd:YAG-Laser	76
7.	Zusammenfassende Darstellung und Ausblick	81
8.	Anhang: Tabellarische Darstellungen und Graphiken	83
8.1	Parameterkombination 5W/0,5s.....	83
8.2	Parameterkombination 15W/0,5s.....	96
8.3	Parameterkombination 25W/0,5s.....	109
8.4	Gegenüberstellung der Mittelwerte, statistische Abweichungen.....	123
9.	Literaturverzeichnis	152

10.	Danksagung	161
-----	-------------------------	-----

Abbildungsverzeichnis

Abb. 1: Laserarten und ihre physikalischen Eigenschaften.....	9
Abb. 2: Wirkungszonen eines Lasereinschusses	11
Abb. 3: Nd:YAG-Laser (Quelle: Martin Medizintechnik).....	14
Abb. 4:Diodenlaser (links) mit angeschlossenem Videoturm (rechts).....	15
Abb. 5: Durchschuss 30W/0,5s, Knorpelgewebe, Diodenlaser, 2,5x.....	26
Abb. 6: Durchschuss 30W/0,5s, Knorpelgewebe, Diodenlaser, 10x.....	26
Abb. 7: Durchschuss 30W/0,5s, Knochengewebe, Diodenlaser, 2,5x	26
Abb. 8: Präparatekassetten mit verschiedenen Aufbewahrungsbehältern.....	28
Abb. 9: Einbettautomat Citadel 1000 (Fa. Shandon).....	28
Abb. 10: Kassetten mit Gewebepräparaten in Paraffin eingelegt.....	30
Abb. 11: Wärmeplatte mit Wärmebad.....	31
Abb. 12: Färbepalette	33
Abb. 13: Inverses Mikroskop des Axioverts mit angeschlossener Kamera	34
Abb. 14: Computer des Axioverts	34
Abb. 15: Übersichtsbild Diodenlaser, Knorpelgewebe 5W/0,5s, 2,5x.....	39
Abb. 16: Ausmessung der Tiefe, Breite und Koagulation Diodenlaser, Knorpelgewebe, 5W/0,5s, 10x.....	40
Abb. 17: Ausmessung der Karbonisationszone Diodenlaser, Knorpelgewebe, 5W/0,5s, 20x	40
Abb. 18: Übersichtsbild Diodenlaser, Knochengewebe, 5W/0,5s, 2,5x	40
Abb. 19: Ausmessung der Tiefe, Breite und Koagulation Diodenlaser, Knochengewebe, 5W/0,5s, 10x	41
Abb. 20: Ausmessung der Karbonisation Diodenlaser, Knochengewebe, 5W/0,5s, 20x.....	41
Abb. 21: Übersichtsbild Nd:YAG, Knorpelgewebe, 5W/0,5s, 2,5x	41

Abb. 22: Ausmessung der Tiefe, Breite und Koagulation Nd:YAG, Knorpelgewebe, 5W/0,5s, 10x	42
Abb. 23: Ausmessung der Karbonisation Nd:YAG, Knorpelgewebe, 5W/0,5s, 20x.....	42
Abb. 24: Übersichtsbild Nd:YAG, Knorpelgewebe, 5W/0,5s, 2,5x	42
Abb. 25: Ausmessung der Tiefe, Breite und Koagulation Nd:YAG, Knorpelgewebe, 5W/0,5s, 10x	43
Abb. 26: Ausmessung der Karbonisationszone Nd:YAG, Knorpelgewebe, 5W/0,5s, 20x.....	43
Abb. 27: Übersichtsbild Diodenlaser, Knorpelgewebe, 15W/0,5s, 2,5x.....	44
Abb. 28: Ausmessung der Tiefe, Breite und Koagulation Diodenlaser, Knorpelgewebe, 15W/0,5s, 10x.....	44
Abb. 29: Ausmessung der Karbonisationzone Diodenlaser, Knorpelgewebe, 15W/0,5s, 20x	44
Abb. 30: Übersichtsbild Diodenlaser, Knochengewebe, 15W/0,5s, 2,5x	45
Abb. 31: Ausmessung der Tiefe, Breite und Koagulation Diodenlaser, Knochengewebe, 15W/0,5s, 10x	45
Abb. 32: Ausmessung der Karbonisationzone Diodenlaser, Knochengewebe, 15W/0,5s, 20x	45
Abb. 33: Übersichtsbild Nd:YAG, Knorpelgewebe, 15W/0,5s, 2,5x	46
Abb. 34: Ausmessung der Tiefe, Breite und Koagulation Nd:YAG, Knorpelgewebe, 15W/0,5s, 10x	46
Abb. 35: Ausmessung der Karbonisationzone Nd:YAG, Knorpelgewebe, 15W/0,5s, 20x.....	46
Abb. 36: Übersichtsbild Nd:YAG, Knochengewebe, 15W/0,5s, 2,5x.....	47
Abb. 37: Koagulationstiefe und –breite Nd:YAG, Knochengewebe, 15W/0,5s, 10x.....	47
Abb. 38: Karbonisationzone nach Nd:YAG-Laserbestrahlung, Knochengewebe, 15W/0,5s, 20x	47
Abb. 39: Übersichtsbild Diodenlaser, Knorpelgewebe, 25W/0,5s, 2,5x.....	48

Abb. 40: Vaporisationstiefe und –breite und Koagulation Diodenlaser, Knorpelgewebe, 25W/0,5s, 10x.....	48
Abb. 41: Karbonisationszone Diodenlaser, Knorpelgewebe, 25W/0,5s, 20x	48
Abb. 42: Übersichtsbild Diodenlaser, Knochengewebe, 25W/0,5s, 2,5x	49
Abb. 43: Vaporisationstiefe und –breite und Koagulation, Diodenlaser, Knochengewebe, 25W/0,5s, 10x	49
Abb. 44: Karbonisationszone Diodenlaser, Knochengewebe, 25W/0,5s, 20x	49
Abb. 45: Übersichtsbild Nd:YAG, Knochengewebe, 25W/0,5s, 2,5x	50
Abb. 46: Vaporisationstiefe und –breite, Koagulation Nd:YAG, Knorpelgewebe, 25W/0,5s, 10x	50
Abb. 47: Karbonisationszone Nd:YAG, Knorpelgewebe, 25W/0,5s, 20x.....	50
Abb. 48: Übersichtsbild Nd:YAG, Knochengewebe, 25W/0,5s, 2,5x	51
Abb. 49: Vaporisationstiefe und –breite, Koagulation Nd:YAG, Knochengewebe, 25W/0,5s, 10x	51
Abb. 50: Karbonisationszone Nd:YAG, Knorpelgewebe, 25W/0,5s, 20x.....	51

Diagrammverzeichnis

Diagramm 1: Gegenüberstellung der Mittelwerte Ablationstiefe, Knorpel	53
Diagramm 2: Gegenüberstellung der Mittelwerte Ablationstiefe, Knochen	54
Diagramm 3: Gegenüberstellung der Mittelwerte Ablationsbreite, Knorpel	56
Diagramm 4: Gegenüberstellung der Mittelwerte Vaporisationsbreite, Knochen	57
Diagramm 5: Gegenüberstellung der Mittelwerte Ablationsvolumina in μm^2 , Knorpel.....	58
Diagramm 6: Gegenüberstellung der Mittelwerte Ablationsvolumina in μm^2 ,Knochen	60
Diagramm 7: Gegenüberstellung der Mittelwerte Karbonisationszone, Knorpel	61
Diagramm 8: Gegenüberstellung der Mittelwerte Karbonisationszone, Knochen.....	62
Diagramm 9: Gegenüberstellung der Mittelwerte Koagulationszone, Knorpel	63
Diagramm 10: Gegenüberstellung der Mittelwerte Koagulationszone, Knochen.....	64

1. Einleitung

1.1 Minimalinvasiver Einsatz von Lasertechnologien in der HNO

In der von Wullstein 1952 entwickelten Otochirurgie wurde durch die Einführung der Endoskopie in der Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde die Grundlage für die heutige Mikrochirurgie geschaffen [71]. Ein weiterer Entwicklungsschritt war die Einführung des Lasers in mikrochirurgischen Therapieverfahren. Im Jahr 1960 gelang es Theodore Harold Maiman [15, 100] aus den USA erstmals, einen Laser in Betrieb zu nehmen. Die technische Realisierung des ersten Lasers gelang ihm in den Hughes Research Laboratories in Malibu, Kalifornien [65].

Das Indikationsspektrum für die mögliche Anwendung von Laserstrahlung in der Medizin ist durch die innovative minimalinvasive Operationstechnik breit. Der minimalinvasive Ansatz ist eine Voraussetzung für den maximalen Schutz des umliegenden gesunden Gewebes [40]. Die Gewebewirkung wird von der physikalischen Eigenschaft des Lasers bestimmt. Daher haben die einzelnen Laser ihre speziellen Einsatzgebiete z.B. zum Koagulieren, Vaporisieren oder Schneiden.

Der weit verbreitete Gebrauch der ersten Laser war durch die Kosten, ihre Größe, das Gewicht und dadurch begrenzt, dass sie nicht transportfähig waren [81]. Dies hat sich geändert. Heutzutage sind der Dioden- und Nd:YAG-Laser in kleiner, leichter und transportfähiger Form zu erwerben. Eine wesentliche Erweiterung der Anwendungsgebiete ergab sich durch die Kombination und Einkoppelung des Lasers in flexible und starre Endoskope [92, 34]. Erst so fand der Laser eine breitere Anwendung in zahlreichen Disziplinen der Medizin. Heutzutage hat die Laserbehandlung einen festen Platz in der Medizin und damit auch im Fachgebiet der HNO. Hierfür gibt es mehrere Gründe.

Die Laserbehandlung zeigt verschiedene Vorteile wie z.B. eine einfache Handhabung und Durchführbarkeit, wodurch Zeit eingespart wird und eine Steigerung der Effektivität resultiert [48], im Vergleich zu konventionellen Eingriffen. Zum einen kommt man beim Einsatz des Lasers im Vergleich zu den herkömmlich-operativen Eingriffen mit minimalinvasiver Chirurgie aus. Der obligatorische Hautschnitt entfällt, wodurch das Risiko einer Wundinfektion reduziert wird [66] und das gesamte Operationstrauma inklusive der postoperativen Schmerzen verringert wird. Außerdem ist die Lasertherapie dem herkömmlich operativen Eingriff bzgl. der Blutungsneigung in der stark vaskularisierten Nase durch den induzierten Hämostase-Effekt [108] und bzgl. der minimal entstehenden Ödembildung überlegen. Dadurch ist das gesamte Operationsfeld

besser einsehbar. Zugleich wird auch die Gefahr eines Umgebungstraumas minimiert, da gesundes Gewebe nicht penetriert werden muss. Ferner ermöglicht die Laseranwendung ein exaktes und präzises Arbeiten.

Zum anderen erweitert die Lasertechnologie die diagnostischen und therapeutischen Möglichkeiten. So ermöglicht der Laser ein Abtasten der verschiedenen Strukturen in der Nase, wodurch der Befund sichergestellt werden kann. Die Lasertherapie mit ihrem schonenden, belastungs- und nebenwirkungsarmen Behandlungsverfahren kann ambulant durchgeführt werden und entlastet damit nicht nur den Patienten selbst, sondern trägt ebenfalls zur Kostenreduzierung in der Rekonvaleszenz sowie Nachsorge und Rehabilitation bei. Kamenetzki et al. [53] bewiesen in ihrer Studie für den Patienten eine um ca. 12,4 Tage kürzere berufliche Ausfallzeit und deutlich geringere Schmerzen mit dem Lasereingriff. Laserunterstützte Operationen der Nase verlaufen ambulant, sind praktisch blutlos, und der Patient hat kaum Schmerzen [68, 50]. Insbesondere Risiko- und schwache Patienten profitieren von dieser Methode, denn sie verlieren wenig Blut, brauchen ggf. nur eine leichte, lokale Oberflächenanästhesie, und können kurz nach der Behandlung wieder mobilisiert werden. Im Gegensatz dazu muss der Patient bei konservativer Operation stationär aufgenommen werden, der postoperative Heilungsprozess verläuft entschieden langsamer, und die postoperativ erforderlichen Nasentamponaden [57, 115, 97, 96], die als lästig empfunden werden, müssen mehrere Tage getragen werden. Die Laserbehandlung ist durch ihre kurze Operationszeit und den zugleich hervorragenden Ergebnissen bei Patienten sehr beliebt [49, 57].

Abgesehen von den Vorteilen für den Patienten selbst hat die minimalinvasive Chirurgie heutzutage in unserem Gesundheitssystem ganz allgemein hohe Priorität. Da die Bettenkapazität der Krankenhäuser aus Kostengründen immer mehr eingeschränkt wird, ist diese Art der Behandlung ein günstiger Kompromiss für Patienten, Krankenkassen und das Gesundheitswesen insgesamt. Die Behandlungskosten sinken, weil entweder ambulant behandelt werden kann oder aber entschieden kürzere Liegezeiten der Patienten bestehen. Nur anfangs, bei der Anschaffung eines Lasergerätes, scheinen die Therapie- und Operationsverfahren mit dem Laser kostenintensiv zu sein, jedoch sinken die Behandlungsfixkosten pro Patient mit zunehmender Patientenzahl. Dies bestätigen Steiner und Novitzki [98] in ihrer Studie.

Der Laser hat heute eine Schlüssel-Position in der minimal invasiven Behandlung der HNO [109]. Sein besonderer Vorteil ist, dass er die gewünschten Therapie-Ergebnisse unmittelbar erzielt. Bei Nasenatmungsbehinderungen aufgrund von Obstruktionen erbringt er z.B. eine sofortige Verbesserung des Luftflusses in der Luftwegspassage mit daraus resultierender verbes-

serter Atmung [33]. Dieses Ergebnis geht gleichzeitig mit einer unmittelbaren Verbesserung der Lebensqualität für den Patienten einher. Liegt eine Nasenscheidewandverkrümmung vor, so kann diese durch Lasereinsatz unter Schonung der Schleimhaut begradigt werden. Starke Auswüchse der Scheidewand werden genauso mit Hilfe eines Lasers abgetragen [59].

Als chirurgisches Instrument ist der Laser zur Behandlung der Nase und Nasennebenhöhle seit 1987 in Berlin an der Charité, Campus Benjamin Franklin Klinikum im Einsatz. Formveränderungen der Nasenscheidewand, die als Septumdeviation, Spannungsseptum, Sporn- und Leistenbildungen bezeichnet werden, sind eine häufige Ursache behinderter Nasenatmung [85] und eignen sich insbesondere für die Anwendung der Lasertherapie. Zu den häufigsten Eingriffen gehören die Verkleinerung der unteren Nasenmuschel und die Abtragung von Septumleisten und -spornen bei Zustand nach bestehender Septumdeviation zur Verbesserung einer behinderten Nasenatmung. Die Laserbehandlung wird als eine effektive und problemlose Therapieform angesehen und ist durch ihre ambulante Anwendung zeit- und kostensparend [48].

Nach weit über 40 Jahren spielen Laser heute eine wichtige Rolle in unserem täglichen Leben. Neben dem Einsatz in der Forschung wird die Lasertechnologie in der Kommunikation und in der audiovisuellen Industrie verwendet [51]. Diodenlaser werden überall z.B. als Geldkartenleser und CD-Player [77, 93] genutzt. Der gepulste Ruby Laser gehört zu den ersten Lasern [15]. Prof. Lenz setzte den Laserstrahl weltweit erstmalig 1976 in der Nase zur Verbesserung der Nasenatmung ein [59]. 1977 wurde der Argon-Laser erstmals eingesetzt und kurz darauf wurden der CO₂-Laser, der Neodymium YAG-Laser und der Diodenlaser entwickelt und eingesetzt [69].

Die verschiedensten Lasersysteme sind heute fester Bestandteil im klinischen HNO-Betrieb und finden sich verstärkt auch im niedergelassenen Bereich [92]. Laut Literatur sind am ältesten und weitesten verbreitet bislang der CO₂-Laser und der Argon-Laser [6]. Neben Erfahrungen mit diesen beiden Lasern wird auch über erfolgreiche Anwendungen mit dem Nd:YAG-Laser berichtet, der demgemäß Gegenstand der vorliegenden Untersuchungen ist. Neuerdings wird zunehmend der Diodenlaser zur Behandlung der Nasenatmungsbehinderung eingesetzt. Diese neuartige Technologie bietet möglicherweise weitere Vorteile und erlaubt ein noch präziseres Arbeiten. Die Einzelheiten bzgl. des Nasenseptums sind noch nicht erforscht. Dies bestätigt Lippert [62] in seiner Studie.

1.2 Aufgabenstellung

Gegenstand der vorliegenden Untersuchung ist die Messung, Gegenüberstellung und Evaluierung der erzielbaren Ergebnisse bei verschiedenen Leistungs-Parametern der bisherigen

Nd:YAG-Lasertechnologie im Vergleich zur neuen Diodenlaser-Technologie am septum nasi. Durch Modifikationen an den zur Verfügung stehenden Lasersystemen in Bezug auf Pulsenergie, Pulslänge, Pulsform und Wellenlänge ist eine weitergehende Verbesserung des Bearbeitungsverfahrens möglich, d.h. eine Steigerung der Ablationsrate bei gleichzeitig kalkulierbarer thermischer Nebenwirkung im Gewebe [92]. Dies ist ein wichtiger Fortschritt und für die klinische Anwendung von großer Bedeutung. Dieser Vergleich ist wichtig, da sich die Lasertechnologie im Bereich des septum nasi noch keineswegs vollständig durchgesetzt hat. So sind z.B. am Krankenhaus Weißensee/Parkklinik Weißensee im Zeitraum von 6 Jahren nur 12 Patienten [6] an der Nasenscheidewand mittels Laser therapiert worden. Der Vergleich ist auch deshalb wichtig, weil Probleme immer dann entstehen, wenn für eine Operation oder einen Operationsschritt ein nicht geeigneter Laser eingesetzt wird oder seine Leistung falsch gewählt wird, so auch Behrbohm et al [6]. Es gilt vielfältige Entscheidungen vor dem therapeutischen Lasereinsatz zu treffen. Es geht u.a. darum, das geeignete Lasersystem für eine bestimmte Indikation sowie die daran gekoppelten Parameter, wie z.B. Leistung und Leistungsdichte des Lasers, auszuwählen [100]. Dies wird auch von Levine [60] berichtet. Da heutzutage außerdem die finanziellen Ressourcen begrenzt sind, müssen die Kosten dieser immer wichtiger werdenden medizinischen Hilfsmittel genau mit dem davon ausgehenden Benefit abgewogen werden [34].

Von verschiedenen Firmen werden vermehrt Diodenlaser angeboten. In Anwendungsfeldern und Applikationstechniken sind sich beide Laser ähnlich und vergleichbar. Gegenüber dem Nd:YAG-Laser ist die Strahlungsausbreitung bei dunklen, blutreichen Geweben eher etwas geringer, bei sehr hellen, wasserhaltigen Geweben ist dagegen die optische Eindringtiefe besser [91].

In dieser Untersuchung werden hierzu eine Reihe von Versuchen am Schaf vorgenommen und beschrieben. Die Untersuchungen anhand des Schafmodells sind sinnvoll, da der anatomische Aufbau der Schafsnase dem der Menschennase ähnlich ist. Die vorliegende Studie stellt einen Methodenvergleich mit experimentellem Ansatz dar. Um exakte und vergleichbare Messungen durchführen zu können, ist es erforderlich, eine spezifische Messmethodik zu entwickeln, das den Einsatz beider Lasertypen unter gleichen Bedingungen ermöglicht. Nur dann ist feststellbar, ob sich bei Einsatz des Diodenlasers Vorteile gegenüber der herkömmlichen Lasermethode ergeben oder nicht. Im Rahmen der Parameteroptimierung für den Einsatz des neuartigen Diodenlasers an der Nasenscheidewand wird es darauf ankommen, bei welcher Leistung und dementsprechender Frequenz die besten Ergebnisse erzielt werden.

Ziel der Untersuchung ist, ein möglichst klares Bild über die Wirkungsweise und gegebenenfalls die Vorteile des Diodenlasers beim Einsatz an der Nasenscheidewand zu gewinnen. Hierzu werden in einem ersten Abschnitt (unten 2.) die Technik und Funktionsweise des Nd:YAG-Lasers erläutert und sodann dem neuartigen Diodenlaser gegenübergestellt. Anschließend werden auch die biophysikalischen Grundlagen des Einsatzes von Laserlicht im Gewebe behandelt.

In einem zweiten Abschnitt (unten 3.) werden die anatomisch im Rahmen der Laseranwendung wichtigen Strukturen der Nase beim Mensch und Schaf präsentiert und zusammengefasst, um die exakte Wirkungsweise der beiden Lasertypen im Knochen- und Knorpelgewebe darstellen zu können.

Der dritte Abschnitt (unten 4.) behandelt Material und Methodik. Zur Vorbereitung der Versuche sind die Gewebeproben zu entnehmen und zu präparieren. Ferner ist der Laser samt Laserfaser für die Versuche einzustellen. Zur Methodik gehören die Auswahl der Parameterkombinationen der beiden Laser sowie die genaue Darstellung des gesamten Versuchsaufbaus und der Versuchsdurchführung. Anschließend wird die histologische Aufarbeitung der Präparate exakt erläutert. Danach folgen die Beschreibung des Meßsystems sowie die Ausmessungen der Lasereinschüsse mittels Axiovert.

Die Ergebnisse der Untersuchung (unten 5.) werden in drei unterschiedliche Parameterkombinationen der Lasereinstellung unterteilt und anhand von verschiedenen Tabellen, Graphiken und Diagrammen aufgeführt und erläutert. Die Diagramme finden sich im Text, während die Tabellen und Graphiken zur besseren Übersichtlichkeit im Anhang zusammengefasst sind.

Daran schließt sich die Diskussion der Studie an (unten 6.). Zunächst werden die Ergebnisse der Untersuchung gegenübergestellt. Anschließend folgt die Evaluierung dieser Ergebnisse mit Hilfe von statistischen Auswertungen. Auf dieser Grundlage lassen sich die Auswirkungen des Einsatzes von Laserlicht der beiden Lasertypen auf Knorpel- und Knochengewebe vergleichen. Danach werden die gewebespezifischen Unterschiede der Wirkungsweise des Dioden- sowie des Nd:YAG-Lasers aufgezeigt.

Das Gesamtergebnis der vorliegenden Untersuchung wird in einer Zusammenfassung (unten 7.) dargestellt. Dabei werden die Vor- und Nachteile der laserinduzierten Therapie an der Nasenscheidewand beim Einsatz von Dioden- und Nd:YAG-Laser beschrieben. Den Abschluss bildet ein Ausblick auf die künftig zu erwartende Rolle des Diodenlasers im Anwendungsbereich der Nasenscheidewand.

2. Grundlagen der Laserstrahlung im Gewebe

2.1 Biophysikalische Grundlagen

Bevor die variierenden Eindringtiefen von Diodenlaser und Nd:YAG-Laser [55] näher untersucht werden können, ist zunächst auf die biophysikalischen Grundlagen der Laserbestrahlung im Gewebe einzugehen.

Eine wichtige Voraussetzung für den Lasereinsatz ist die Kenntnis der Strahlenwirkung auf das zu behandelnde Gewebe. Hierbei kommt es, wie von Berlien/Müller dargelegt [10], zum einen auf die optischen Eigenschaften des Lasers an, die ihrerseits von den Anwendungsparametern bestimmt werden, also der Wellenlänge, der zeitlichen Dauer der Anwendung und der Leistungsstärke. Zum anderen spielen die optischen und thermischen Eigenschaften des Gewebes eine Rolle, d.h. die Ausbreitung des Laserlichts im Gewebe wird von Faktoren wie der Absorption, der Streuung und der Brechung bestimmt [87]. Die Stärke der Absorption der Laserstrahlung hängt im Wesentlichen von der Gewebeart und der Laserwellenlänge ab. Die DEKA LMS GmbH [19] gibt bei der Anwendung des Lasers im Gewebe folgende Regel an: je größer der pro Flächeneinheit absorbierte Energiebetrag, desto größer die Wirkung. Dabei ist zu beachten, dass biologisches Gewebe kein homogen absorbierendes und streuendes Material ist.

Bei der vorliegenden Untersuchung kommt hinzu, dass die Nasenscheidewand aus einem knöchernen und einem knorpeligen Anteil besteht, also aus zwei verschiedenen Gewebearten. Unter dem Gesichtspunkt der Laseranwendung kommt es auf die unterschiedlichen optischen Eigenschaften des Gewebes an. Zum Beispiel wird die Strahlung des CO₂-Lasers stark von Wasser absorbiert [24], während das Laserlicht des Nd:YAG-Lasers mehr von pigmentierten Zellen aufgenommen wird [13, 82, 101]. Folglich liegt bei Behandlungen von gefäßreichem Gewebe (z.B. Leber) mit dem CO₂-Laser die Tiefe der Schädigungszone bei 0,1mm, während bei Behandlungen der gleichen Gewebeart mit dem Nd:YAG-Laser die effektive Eindringtiefe auf 5mm ansteigt [14]. Für die vorliegende Untersuchung ist entscheidend, welche optischen Eigenschaften sich bei der Anwendung der hier zu vergleichenden Nd:YAG- und Diodenlaser ergeben.

2.2 Funktion eines Lasers

Die Bezeichnung „Laser“ ist ein englischsprachiges Kunstwort. Laser ist ein Akronym und steht im Englischen für die Abkürzung *light amplification by stimulated emission of radia-*

tion, d.h. Lichtverstärkung durch stimulierte Strahlungsemission. Dieser Prozess resultiert daraus, dass elektromagnetische Wellen aus dem Spektralbereich des sichtbaren Lichtes verstärkt werden.

Die grundlegende Idee bzgl. der Funktion aller Laser wurde in den 50-iger Jahren von Basov und Prochorov geschaffen (Nobelpreis 1964). Sie beinhaltet die theoretische Grundlage der stimulierten Emission als Basis für die Erzeugung von Laserstrahlung [51]. Bei der spontanen Emission sind Zeitpunkt und Richtung der Lichtaussendung zufällig, während bei der stimulierten Emission die Eigenschaften des entstehenden Lichtteilchens mit denen des stimulierenden Photons übereinstimmen. Hieraus resultiert die Lichtverstärkung mit gleicher Frequenz, Phase, Polarisation und Ausbreitungsrichtung [84, 32].

Der sichtbare Teil des elektromagnetischen Spektrums liegt zwischen 400nm und 750nm [103]. Die Laserstrahlung reicht von 200nm bis zu 10 μ m (= 10.000nm). Die Ausbreitung der Strahlung erfolgt offensichtlich in Lichtgeschwindigkeit $c = 300.000\text{km/s}$. Diese errechnet sich aus der Wellenlänge λ und der Frequenz ν [9]:

$$c = \lambda \times \nu$$

2.2.1 Eigenschaften der Laserstrahlung

Die Besonderheiten des Lasers erklären sich durch die Physik der Laserstrahlung. Die wesentlichen drei Eigenschaften der Laserstrahlung sind die *Monochromasie*, die *Kollimation* und die *Kohärenz* des Lichtes. Dies wird auch von Dörschel und Haina beschrieben [21, 32]. Unter monochromatischem Licht ist ein sehr schmaler Wellenlängenbereich der Strahlung zu verstehen. Seine Wellenzüge haben die gleiche Länge, Frequenz und Energie. Kollimation bezeichnet die weitgehende Parallelität des Strahlenbündels, und Kohärenz beschreibt, dass die Wellenzüge der Laserstrahlung einer gleichen räumlichen und zeitlichen Phase (Frequenz) innerhalb des Lichtstrahles zugeordnet sind. Das Resultat dieser Strahlform ist die Grundlage für die gute Fokussierbarkeit auf einen sehr kleinen Brennfleck (Durchmesser um 1 μ m) [104]. Damit werden gleichzeitig höhere Leistungs- und Energiedichten als mit jeder anderen Lichtquelle erreicht, die die Wechselwirkungen im Gewebe erst ermöglichen [91].

Entscheidend hierfür ist das eingesetzte Lasermedium. Hierzu zählen: freie Atome, Ionen, Farbstoffmoleküle, dotierte Halbleiter und freie Elektronen. Je nach Lasermedium kann man Gas-, Flüssigkeits-, Halbleiter- und Festkörperlaser unterscheiden. Ein weiteres Unterscheidungsmerkmal ist die Art der Laserstrahlung: entweder diskrete Laserlinien, d.h. ein sehr

begrenzt Wellenlängenintervall, wie z.B. beim Nd:YAG-Laser, oder eine kontinuierliche Laserstrahlung, also Strahlung in einem größeren Wellenlängenbereich (z. B. Diodenlaser).

Die unterschiedlichen Laserarten beruhen auf einem gemeinsamen Entstehungsprozess, der als stimulierte Emission bezeichnet wird und die Laserstrahlung bewirkt. Hauptbestandteile des Lasers sind die Pumpquelle, das Lasermedium und der Resonator. Die Pumpquelle bezeichnet die Energiequelle, die das Lasermedium anregt. Als Energiequellen kommen Blitzlampen, elektrische, chemische oder quantenelektronische Quellen in Betracht. Durch sie wird das Lasermedium angeregt. Die emittierten Photonen werden mit Hilfe des Resonators (mindestens zwei Spiegel) fortlaufend in das Lasermedium reflektiert. Im Bereich zwischen den Spiegeln befindet sich das Lasermedium als Lichterzeuger. In diesem Resonator entwickelt sich eine stehende Lichtwelle, da das Licht zwischen den Spiegeln hin- und herläuft. Die Spiegel verstärken nicht nur die Lichtwellen, da sie die Emission weiterer Photonen anregen, sondern selektieren auch die Lichtstrahlen, die parallel, unidirektional und kohärent angeordnet sind. Dadurch erhält der Laser seine Lichtverstärkung und Präzision [51]. Bis auf den Endspiegel haben alle Spiegel ein Reflektionsvermögen von fast 100%. Durch das geringere Reflektionsvermögen dieses Endspiegels können die Photonen in einem räumlich gebündelten Laserstrahl austreten.

Die Laserleistung bestimmt sich nach der Anzahl der Photonen pro Zeiteinheit. Sie wird in Joule pro Sekunde (Watt) gemessen. Die Leistungsdichte/Lichtintensität richtet sich nach der Laserleistung pro Fläche, gemessen in Watt pro cm^2 . Die Energiedichte (Bestrahlungsdosis) drückt die in einem Strahlenquerschnitt enthaltene Energie aus. Sie wird in Joule pro cm^2 gemessen. Die Frequenz der Laserstrahlung wird durch das aktive Medium bestimmt. Je nach Medium können auch mehrere Wellenlängen auftreten.

Für medizinische Anwendungen stehen verschiedene Lasersysteme mit ganz unterschiedlichen Eigenschaften sowohl für diagnostische als auch für therapeutische Zwecke zur Verfügung. Die jeweiligen Laser unterscheiden sich in ihrer Betriebsart und Wellenlänge. Die Absorption, die Streuung und die Eindringtiefe richten sich nach den optischen Eigenschaften des Gewebes, die abhängig von der Gewebeart und der Wellenlänge sind. Folglich hängt die chirurgische Wirkung von den optischen Eigenschaften des Gewebes, der Wellenlänge sowie der Leistung des Lasers ab. Die nachfolgende tabellarische Übersicht hierzu haben Behrbohm et al. [6] in ihrer Studie erstellt, die sich auf die Rhinologie bezieht:

Laserart	Wellenlänge	Betriebsart	Optische Eindringtiefe	Hauptsächliche Gewebewirkung	Anwendungs-Modalität
CO ₂	10,6µm	Cw	Ca. 0,15mm	Schneiden, Abtragen, Koagulieren (begrenzt)	kontaktlos
Argon	488/514nm	Cw	Ca. 2,0mm	Koagulieren, Schneiden (begrenzt)	kontaktlos
KTP	532nm	Cw	Ca. 2,0mm	Koagulieren, Schneiden (begrenzt)	kontaktlos
Ho-YAG	2,1µm	Gepulst	Ca. 0,4mm	Koagulieren, Schneiden	kontaktlos
Nd:YAG	1,064µm	Cw	1,5-4,0mm	Koagulieren, Schneiden (in Kontakt)	kontaktlos In Kontakt
Dioden	980nm	Cw	1,5-4,5mm	Koagulieren, Schneiden (in Kontakt)	kontaktlos In Kontakt

Abb. 1: Laserarten und ihre physikalischen Eigenschaften

2.2.2 Interaktion zwischen Laser und Gewebe

Die Größe des Laserbrennpunktes hängt einerseits von den Eigenschaften der Laserfaser selbst und andererseits vom Abstand zwischen Gewebe und Laserfaserspitze ab (Geometrie, Material). Zickefoose [115] berichtet in ihrer Studie, dass ein kleiner fokussierter Brennpunkt entsteht, wenn der Arzt die Laserfaser nahe bzw. auf das Gewebe platziert. Die Größe des Brennpunktes nimmt zu und wird gleichzeitig defokussiert, je weiter die Laserfaser vom Gewebe weg bewegt wird. Daher muss entschieden werden, ob der Laserstrahl im „contact mode“ – d.h. die Laserfaserspitze liegt direkt auf dem zu therapierenden Gewebe auf - oder im „non-contact mode“ – d.h. der Laser beschießt das Gewebe aus einem gewissen Abstand heraus - appliziert wird. Laut Literatur [113, 67, 106] bezeichnen einige Autoren den Nd:YAG-Laser wegen seiner hohen Eindringtiefe im non-contact-mode als problematisch. Der Vorteil der Laserapplikation im Kontaktmodus liegt beim Diodenlaser in seinem präzisen Gewebeeinschuss, wie Janda et al. [49] in ihrer Studie berichten. Da ein exaktes und präzises Arbeiten in den anatomisch engen und kleinen Strukturen der Nase erwünscht ist, wird in der vorliegenden Arbeit der Kontaktmodus verwendet.

Nachdem der Laserstrahl auf das Gewebe getroffen ist, finden unterschiedliche, von der Gewebestruktur abhängige Vorgänge, wie Absorption, Streuung und Reflexion bei spezifischer

Anisotropie statt [14]. Das Abtragen von Gewebe durch Verdampfung und Vergasung (Vaporisation) wird „Ablation“ genannt. Während der Ablation sinkt die Oberfläche immer tiefer in das Gewebe. Es entsteht dort also ein Loch [46].

Die Photonen werden als Laserstrahlung in das Zielgewebe transferiert. Durch die Absorption an Molekülen oder Atomen werden diese wiederum in einen energetisch höheren Zustand gebracht. Der Absorptionsprozess geht mit einer Aufheizung des umliegenden Gewebes einher, wobei Temperaturen zwischen 55°C und 90°C [38] erreicht werden. In der Tiefe des Gewebes nimmt jedoch die Temperatur immer mehr ab. In der Zone der höheren Temperatur entsteht eine irreversible Schädigung des Gewebes.

Der Lasereinschuss kreiert eine charakteristische Gewebealteration. Der Einschuss ist mit der Form eines Kraters oder Zylinders zu vergleichen.

Je nach Bestrahlungsdauer wird eine entsprechende Temperatur im bestrahlten Gewebe erzeugt, und je nach erreichter Temperatur werden unterschiedliche Gewebewirkungen erzielt. Die Photonen des Laserstrahls breiten sich diffus aus. Damit nimmt die thermische Wirkung in der Tiefe des Gewebes ab [105]. Dafür sind Streu- und Absorptionsprozesse von Bedeutung. Es bildet sich dementsprechend ein Temperaturgradient im Gewebe aus. Direkt an der Einstrahlungsstelle im Gewebe steigt die Temperatur auf über 300°C [38] an. Es entsteht ein Vaporisationskegel (Verdampfung), der von einem Karbonisationssaum (Temperaturen über 150°C) [36] gerahmt ist. Dies ist die Zone der irreversiblen Schädigung. In der nächsten Schicht liegt die Koagulationszone. Darunter befindet sich die Zone der reversiblen thermischen Veränderungen, die das Areal des nicht tangierten Umgebungsgewebes abgrenzt. Die Ausdehnung der verschiedenen Zonen richtet sich nach der Laserart, dessen Parametereinstellung und dem bestrahlten Gewebe.

Die nachfolgende schematische Darstellung [10] zeigt die verschiedenen Wirkungszonen eines Laserkraters.

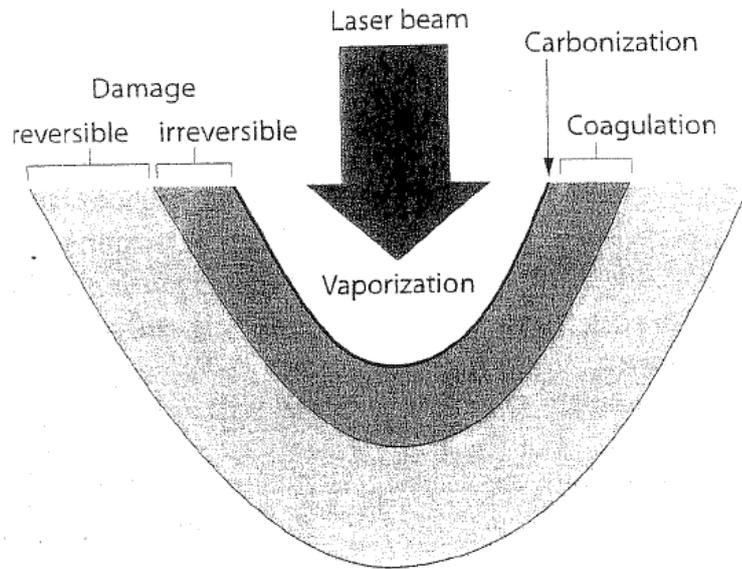


Abb. 2: Wirkungszonen eines Lasereinschusses

Laser beam: Laserstrahl $> 300^{\circ}\text{C}$

Vaporization: Vaporisation (Ausbildung eines Vaporisationskegels direkt unterhalb der Faserspitze)

Carbonization: Karbonisation (Karbonisat bildet sich an der Oberfläche des Kraters)

Coagulation: Koagulation (liegt direkt unterhalb der Karbonisationszone)

Irreversible damage: irreversible Schädigung (Karbonisation und Koagulation)

Reversible damage: reversible Schädigung (Zone der reversiblen thermischen Veränderungen)

Vaskularisierte Bereiche haben den Vorteil, dass sie die thermische Energie abtransportieren können. Somit verfügen sie über einen eingebauten Kühlungsmechanismus. Um nun einen identischen Koagulationseffekt zu erreichen, muss die Nd:YAG- oder Diodenlaser-Expositionszeit entsprechend verlängert werden.

2.2.2.1 Optische Eindringtiefe

Je nach Gewebe bildet sich eine spezifische optische Eindringtiefe der Laserstrahlung aus. Ein gewisser Anteil wird unmittelbar an der Oberfläche aufgrund des Brechungsindex direkt reflektiert. Ein weiterer Teil der Strahlung dringt in das Gewebe ein, wird dort gestreut,

wobei es zu einer Remission (indirekte Reflektion) der Strahlung kommt, so dass sie das Gewebe wieder verlässt. Der Grad der Streuung hängt von der Gewebeart des bestrahlten Materials ab. Teile des Gewebes absorbieren die Laserstrahlung, insbesondere Wasser, Hämoglobin, Melanin und Myoglobin. Es wird also nur ein Teil der Strahlung im Gewebe absorbiert und kann therapiewirksam werden. Dies wird in einer Studie von Jacques [46] bestätigt.

Die optischen Eigenschaften der Eindringtiefe setzen sich demnach aus mehreren Prozessen zusammen:

- Reflektion, Remission (Brechung)
- Lichtstreuung
- Absorption
- Anisotropie (mittelbar)

Im Zuge der Absorption geht die Energie der eingestrahnten Photonen in thermische Energie der absorbierenden Moleküle über.

2.2.2.2 Effektive Wirtktiefe

Auf der Grundlage der Eigenschaften der optischen Eindringtiefe läßt sich auch die davon zu unterscheidende effektive Wirtktiefe der Laserstrahlung ermitteln, für die zusätzliche Parameter maßgeblich sind. Diese effektive Wirtktiefe des Laserstrahls hängt wesentlich von der Laserart und dessen Wellenlänge einerseits und von den Applikationsparametern andererseits ab. Wie Jaehne et al. [47] in ihrer Studie berichten, weisen die verschiedenen Lasertypen aufgrund ihrer jeweiligen Wellenlänge eine unterschiedliche Eindringtiefe in das Gewebe und damit verbunden unterschiedliche Eigenschaften in ihrer Anwendung auf. Zu den Applikationsparametern gehören die optische Eindringtiefe, der Anwendungsmodus, die Expositionszeit und die Leistungsdichte. Weiterhin sind auch die thermischen Effekte wie Wärmekapazität, Wärmeleitung und lokale Kühlungsprozesse zu berücksichtigen.

2.2.2.3 Thermische Effekte

Für die thermischen Wirkungen ist kennzeichnend, dass die Strahlungsenergie in Wärmeenergie umgewandelt wird, die zur Temperaturerhöhung und damit zu thermischen Veränderungen des Gewebes führt [87]. Die Anwendung des Lasers in der Medizin macht sich den Umstand zunutze, dass durch Laserstrahlung ausgelöste hohe Temperaturen im Gewebe ein gesteuertes Zellsterben ermöglichen können. Dieser Effekt hängt maßgeblich von der Wirkungsdauer des Lasers und der dabei entstehenden Temperatur ab. In der Tiefe des Gewebes nimmt die ab-

sorbierte Strahlungsmenge ab, d.h. auch die Wärmeenergie und damit die Temperatur nehmen in der Tiefe des Gewebes ab.

Die Wirkungsdauer ist nicht nur zeitlich zu verstehen, sondern wird auch von der Streuung des Lichtbündels bestimmt, d.h. davon, wie stark das Laserlicht fokussiert ist. Die Laserstrahlung wird teilweise vom Gewebe absorbiert. Durch die Absorption wird die Laserenergie zum großen Teil in Wärme umgewandelt. Dadurch entsteht eine bestimmte Temperaturverteilung im betroffenen Gewebe, die von dessen thermodynamischen Eigenschaften abhängig ist. Neben der Streuung, wodurch ein Teil des Lichts seitlich aus der Einstrahlrichtung gestreut und dort absorbiert wird, wird gleichzeitig durch Wärmeleitung sowie durch den Blutstrom Wärme abgeführt. Dadurch entsteht ein Temperaturgradient sowohl in der Tiefe als auch in der Breite des bestrahlten Gewebes [36].

Je nach erreichter Temperatur sind unterschiedliche Gewebereaktionen und Effekte zu sehen: zwischen 40 und 60°C kommt es zu Störungen des zellulären Stoffwechsels und der Membranfunktionen und nachfolgend zu Ödembildung, Gewebesauflockerung und vermehrter Proteinsynthese. Hierbei sind irreversible Gewebeschäden erst ab über 50°C zu erwarten [36]. Diese thermisch-dynamischen Reaktionen können zu einer Apoptose in den betroffenen Arealen führen. Zur Proteindenaturierung und damit Beginn der Koagulationsreaktion kommt es zwischen 60 und 100°C. Darüber hinaus gehende Temperaturen führen zu einer Wasserverdampfung mit Austrocknung und Schrumpfung des Gewebes. Die Wärmeleitfähigkeit wird herabgesetzt. Ab ca. 150°C beginnt die Karbonisation (Verkohlung). Das Gewebe färbt sich schwarz und ist mechanisch stark geschädigt. Karbonisation ändert das Absorptionsverhalten insofern, als hierdurch eine erhöhte Absorption der Laserstrahlung eintritt und als Folge sehr schnell hohe Temperaturen erreicht werden [36]. Ab 300°C verdampft Gewebe (Vaporisation) [91]. Hieraus resultiert die Schneidewirkung des Lasers. Durch Wärmeleitung in benachbarte Regionen bilden sich um den Laserschnitt (Vaporisationszone) eine Zone der Karbonisation und eine der Koagulation [84].

Wie oben unter II.2.2.2 erwähnt sind für die thermodynamischen Effekte auch die Wärmekapazität und die Wärmeleitfähigkeit des Gewebes maßgeblich. Dabei spielen auch die verschiedenen lokalen Kühlungsdispositionen eine entscheidende Rolle: Zum einen das Gewebe selbst mit seinen Blutgefäßen, zum anderen können spezielle Kühlungsmaßnahmen (z. B. Gas-Spray) vom Operateur verwendet werden, je nach der Größe des bestrahlten Feldes.

2.3 Nd:YAG-Laser

Oben unter II.2.1 wurden mehrere Lasertypen, unter anderem der CO₂- und der Argonlaser erwähnt. Bei diesen beiden Lasertypen handelt es sich um die ersten Lasersysteme, die anfänglich in der HNO-Heilkunde eingesetzt wurden [100]. Heutzutage werden im Fachbereich der HNO die moderneren Laser – also der Nd:YAG- sowie der Diodenlaser – wegen ihrer besseren Wirkungsgrade vorgezogen. Mit dem Nd:YAG-Laser liegen die größten Erfahrungen in der endonasalen Anwendung vor [3]. Die vorliegende Untersuchung stellt die Wirkungsweisen dieser beiden moderneren Lasersysteme gegenüber.

Der Neodymium-Yttrium-Aluminium-Garnett-Laser (Nd:YAG-Laser) zählt zu den Festkörperlasern. Er wurde von Geusic et al. [29] 1964 entwickelt und wurde zunächst hauptsächlich zur Hämostase gastrointestinaler Blutungen eingesetzt. Das Medium dieses Lasers besteht



aus einem Wirtskristall aus Yttrium – Aluminium- und Granat- Atomen, der mit Neodymium dotiert ist.

Der Nd:YAG-Laser erwärmt und trocknet das Gewebe zuerst aus, bis sich daraus eine Karbonisationszone bildet. Diese Karbonisationszone absorbiert sehr stark die Nd:YAG-Laserstrahlung, wodurch eine schnelle Vaporisation und Ablation und noch mehr Karbonisat resultieren [46].

Abb. 3: Nd:YAG-Laser (Quelle: Martin Medizintechnik)

Die Strahlung liegt im nahen Infrarotbereich bei einer Wellenlänge von 1064nm [86] und hat im Gewebe eine große Eindringtiefe (7 - 8mm) mit starker Lichtstreuung bei geringer Absorption [36]. Die hohe Eindringtiefe des Nd:YAG-Lasers erklärt sich dadurch, dass dessen Wellenlänge bei Wasser nur minimal absorbiert wird [82]. Das Laserlicht wird darüber hinaus im Umfeld der Karbonisationszone durch Streuung relativ homogen im Gewebe verteilt [111]. Dies macht diesen Lasertyp im non-contact Verfahren zu einem ausgesprochenen Koagulationsinstrument [49], mit dem Schnittwirkungen nur bei entsprechender Anwendungsweise effektiv sind [6]. Bei niedrigen Laserleistungen kann auch durch lange Bestrahlungszeiten mit dem Nd:YAG Laser kein Schneiden erreicht werden, da die Energie durch Wärmeleitung in das umliegende Gewebe vollständig abgeführt wird, so dass nur eine Koagulation des Gewebes entsteht. Ein effektives Schneiden tritt erst bei Leistungen über 70W mit niedrigen Schnittgeschwindigkeiten auf [36]. Folglich ist dieser Laser schlechter beim Schneiden zu kontrollieren,

besonders in Gewebe mit zahlreichen kleinen Strukturen, wie es in der Nase der Fall ist. Ist eine Vaporisation mit möglichst schmalen Koagulationssaum erwünscht, wird die Kontaktmethode angewandt [91]. Hierzu wird die Faserendfläche vorgeschwärzt.

Der Nd:YAG-Laser kann in unterschiedliche Modi eingestellt werden. Im kontinuierlichen Modus („continuous wave“) erbringt der Laser Leistungen von 150W; der Durchmesser des Lasereinschusses kann, wie Raulin [86] berichtet, je nach Gewebe von 600 μ m bis mehrere mm variieren. Die Strahlung dieses Lasers kann über dünne Lichtleiter (200-600 μ m) übertragen werden, was den Vorteil hat, dass er endoskopisch anwendbar ist.

2.4 Diodenlaser

Der Diodenlaser gehört ebenfalls zu den Festkörperlaser. Sein Medium besteht aus dotierten Halbleiterkristallen. Obwohl das Lasermedium ein Festkörper ist, werden Diodenlaser – auch Halbleiterlaser genannt – von den Festkörperlaser unterschieden.

Der Diodenlaser arbeitet im nahen Infrarot-Spektrum und funktioniert nach dem ähnlichen Prinzip wie der Nd:YAG-Laser [46]. Er wird von Wasser und Blut absorbiert und erzielt eine exzellente Koagulation im Gewebe, allerdings mit geringerer Eindringtiefe als beim Nd:YAG-Laser, so die Studie von Janda et al. [49]. Der Diodenlaser wird er im Gegensatz zum Nd:YAG-Laser zu einem etwas höheren Grad absorbiert [76].



Abb. 4: Diodenlaser (links) mit angeschlossenem Videoturm (rechts)

Diodenlaser bestehen aus einem p-n-Übergang. Der Strom wird im n-Bereich durch negative Elektronen und im p-Bereich durch positive Löcher transportiert. Die Wellenlänge der Strahlung hängt vom Halbleitermaterial ab und liegt zwischen etwa 700nm und 1,7 μ m und mehr [22]. Die sehr kleinen und kompakten Diodenlaser erzeugen invertierte Zustände durch den elektrischen Strom, wobei Stromdichten von mindestens 50mA eingesetzt werden. Im Gegensatz zum Nd:YAG-Laser werden durch elektrischen Strom direkt Photonen erzeugt. Dadurch ist auch eine einfache Modulation des Laserstrahls möglich. Diodenlaser können kontinuierlich und gepulst arbeiten und erbringen Leistungen zwischen 1W – 60W [25]. Zu seinen charakteristischen Eigenschaften gehört sein Wirkungsgrad (40%), der wesentlich höher ist als der von anderen Lasertypen, und damit gehört er zu den effizientesten Wandlern von elektrischer Energie in kohärente Strahlung [55].

Der Diodenlaser eröffnet besonders der Mikrochirurgie und der Phototherapie neue Möglichkeiten. Die hohe Leistung kombiniert mit einer mittleren Eindringtiefe sind optimale Voraussetzungen zur Anwendung in Nase und Nasennebenhöhlen. Seine Attraktivität erhöht sich noch mehr aufgrund seines hohen Wirkungsgrades, wodurch der Einsatz von leistungsstarken Netzgeräten und Kühlsystemen entfällt. Wie der Nd:YAG-Laser ist auch der Diodenlaser endoskopisch anwendbar. Die Lebensdauer der Dioden ist zwar begrenzt. Dies wirkt sich jedoch dank der inzwischen möglichen industriellen Serienherstellung nicht mehr kostensteigernd aus [26].

Der Diodenlaser ist eine technologische Innovation [77], der durch seine leichte, kompakte und preiswerte Bauweise besonders gut transportfähig ist [68, 76]. Deshalb ist er sowohl in der Klinik als auch in der Praxis für den niedergelassenen Arzt sehr gut geeignet [77] und bietet zahlreiche Einsatzmöglichkeiten.

In der vorliegenden Studie wird mit dem Diodenlaser der Wellenlänge 980nm gearbeitet.

3. Tiermodell: Schaf

Als Tiermodell wird das Schaf gewählt, das sich seit Jahrzehnten für diese Untersuchungen bewährt hat [92]. Der Schafskopf hat sich als ideales Übungsmodell für laserchirurgische Eingriffe herausgestellt, da er sich anatomisch gut eignet und leicht im Fleischereifachhandel oder in Schlachtbetrieben zu erwerben ist.

3.1 Makroskopische Anatomie der Schafsnase

Die Nase des Schafs ist in den Gesichtsschädel integriert. Die äußere Nase (Nasus externus) reicht von der Nasenspitze (Apex nasi) über den Nasenrücken (Dorsum nasi) bis zur Nasenwurzel (Radix nasi). Die Nasenöffnungen liegen im Bereich eines Organs, das man als Nasenspiegel, Planum nasale, bezeichnet [56]. Das stabile Nasengerüst wird vom Nasenbein (Os nasalis) und der Nasenscheidewand (Septum nasi) mit den Dreiecksknorpeln gebildet, während das mobile Gerüst von den Flügelknorpeln mit medialem und lateralem Schenkel gestützt wird.

Die Nasenwand besteht aus drei Schichten, nämlich einer äußeren Hautschicht, einer knöchernen bzw. rostral knorpeligen stützenden Mittelschicht und innen aus der Nasenschleimhaut. Die Nasenlöcher (Nares) sind seitlich durch eine Flügelrinne (Sulcus alaris) geschwungenspaltförmig erweitert. An den Umschlagändern der äußeren Haut in der Peripherie der Nasenöffnungen befindet sich ein kurzer Nasenvorhof (Vestibulum nasi), der in die Nasenhöhle (Cavum nasi) mündet.

Das median liegende Septum unterteilt die Nasenhöhlen in eine rechte und eine linke Höhle. Von der Nasenspitze (Apex nasi) setzt sie sich als knorpelige Pars mobilis septi nasi schädelhöhlenwärts in die knöcherne Lamina perpendicularis des Os ethmoidale fort. Der knorpelige Anteil der Nasenscheidewand wird dorsal vom Nasenbein und ventral vom Pflugscharbein begrenzt [38].

In die Nasenhöhle des Schafs ragen drei Muscheln:

- dorsale Nasenmuschel oder Nasoturbinale (Concha nasalis dorsalis)
- ventrale Nasenmuschel oder Maxilloturbinale (Concha nasalis ventralis)
- Ethmoturbinale (Concha nasalis media)

Dadurch wird das Cavum nasi in mehrere Nasengänge (Meatus nasi), die sich über die gesamte Länge der Nasenhöhlen erstrecken, gegliedert. Die Stützlamellen der Conchae bestehen hauptsächlich aus Knorpel, selten sind sie knöchern [56]. Beim Vergleich zur Humananatomie entspricht die Concha nasalis ventralis in ihrer Ausprägung und Lage der unteren Nasenmuschel (Concha inferior) beim Menschen. Die Concha nasalis ventralis des Schafs hat eine besondere Bedeutung. Sie besitzt mehrere mit Luft gefüllte Zellen, die von ihrem Aufbau her mit der lufthaltigen mittleren Nasenmuschel (Concha bullosa media) beim Menschen vergleichbar ist [39].

Zu den drei Nasengängen gehören der Meatus nasi dorsalis, der oberhalb der Concha nasalis dorsalis liegt. Zwischen der Concha nasalis dorsalis und ventralis befindet sich der Meatus nasi medius und unterhalb der Concha nasalis ventralis liegt der Meatus nasi ventralis.

Im Nasengrund (Fundulus nasi) leiten die Nasengänge in die Siebbeingänge (Meatus ethmoidales) über. In dieser Region befindet sich das Riechfeld (Regio olfactoria).

3.2 Die Nase des Menschen im Vergleich

Neben wenigen anderen Tieren besitzt nur der Mensch eine eigentliche Nase. Bei Tieren ist die Nase im Gegensatz zum Menschen mit in die rostralen Kopfpforten eingebaut, ohne hervorzuspringen.

Die Form der äußeren Nase wird einerseits durch die rechteckigen, paarig angelegten Knochen (Ossa nasalia) am oberen Teil des Nasenrückens und andererseits durch die ebenfalls paarig angelegten Dreiecks- und Flügelknorpel (Cartilago nasi lateralis und Cartilago alaris major) im mittleren und kaudalen Bereich der Nase bestimmt. Man unterscheidet das stabile Nasengerüst (Ossa nasalia, knöchernes und knorpeliges Septum mit den Dreiecksknorpeln) vom mobilen Nasengerüst (Flügelknorpel mit medialem und lateralem Schenkel) [7]. Insbesondere der Nasenflügelknorpel, der das mobile Gerüst der Nase stützt, ist wichtig für die funktionsfähige Nasenatmung, da er mit seinen beiden Schenkeln (Crus mediale und laterale) die Form der Nasenlöcher festlegt.

An der Peripherie der Nasenöffnung sieht man zuerst den Nasenvorhof (Vestibulum nasi), der in die Nasenhaupthöhlen übergeht. Diese werden durch die Nasenscheidewand (septum nasi) in zwei Haupthöhlen geteilt, die beide jeweils ihre eigene Gefäß- und Nervenversorgung haben. Schon 1882 stellte Zuckerkandl [116] in seinen anatomischen Studien fest, dass das Nasenseptum nicht genau, sondern ungefähr in der Mitte der beiden lateralen Nasenwände steht und nicht immer symmetrisch ist. Er umschrieb dies als physiologische Septumdeviation.

Ein deformiertes Septum ist die häufigste Ursache für eine Obstruktion in der Nase und eine pathologische Veränderung des Septums kommt bei fast allen Deformitäten der Nase vor. Daher ist eine Septumkorrektur fundamental wichtig sowohl im Hinblick auf die Funktion als auch auf die Ästhetik einer Rhinoplastik [69].

Wie bei der Schafsnase besteht das Nasenseptum des Menschen aus einem vorderen knorpeligen und einem hinteren knöchernen Anteil. Der Aufbau der verschiedenen Schichten in der Nasenwand des Schafs stimmt mit dem Aufbau in der Menschennase überein.

In der Nasenhöhle des Menschen werden wie beim Schaf drei Nasenmuscheln (Conchae nasales) und die ihnen zugeordneten Nasengänge (Meatus nasi) unterschieden:

- Concha nasalis inferior (untere Nasenmuschel) mit dem korrespondierenden unteren Nasengang (Meatus nasi inferior)
- Concha nasalis bullosa media (mittlere Nasenmuschel) mit dem dazugehörigen mittleren Nasengang (Meatus nasi medius)
- Concha nasalis superior (obere Nasenmuschel) mit dem ihm zugeordneten oberen Nasengang (Meatus nasi superior)

Die untere Nasenmuschel bildet einen selbständigen Knochen, der mit der medialen Kieferhöhlenwand verbunden ist. Die mittlere und obere Nasenmuschel gehören zum Siebbein [85].

Beim Menschen sowie beim Schaf gibt es vier Nasennebenhöhlen (Sinus paranasales): Sinus maxillaris (Kieferhöhle), Cellulae ethmoidales (Siebbeinzellsystem), Sinus sphenoidalis (Keilbeinhöhle) und Sinus frontalis (Stirnhöhle).

3.3 Physiologie und Pathophysiologie der Nasenatmung

Die Nase hat viele unterschiedliche Funktionen. Sie ist zugleich Atmungs- und Sinnesorgan. Eine gestörte Nasenatmung führt regelmäßig zunächst zu funktionellen und später auch zu morphologischen Veränderungen der Nasenschleimhaut. Als Anfangsteil des physiologischen Atemweges kommt der Nase große Bedeutung bei der Aufbereitung der inspirierten Atemluft zu. Der Respirationsapparat filtert und klimatisiert die inspirierte Luft für die tieferen Atemwege durch Befeuchtung und Anwärmung. Störungen der Klimatisierungsfunktion können durch altersbedingte Austrocknung der Nasenschleimhaut oder durch chronisch entzündliche Veränderungen oder durch Resektionen bei endonasalen Operationen auftreten.

Die Atemluft gelangt als turbulente Strömung in die Nase. Es kommt zu einer Verwirbelung verschiedener Luftschichten. Dank der anatomischen Strukturen in der Nase wird die Geschwindigkeit der Inspirationsluft gefiltert und gedämpft. Bei Septumdeviationen, knorpeligen oder knöchernen Spornbildungen der Nasenscheidewand sowie Hyperplasien der Nasenmuscheln oder eine Septumperforation kann diese Funktion erheblich eingeschränkt werden [84]. Damit kann das nasale Atemzugvolumen reduziert werden und zu einer ausgeprägten Nasenatmungsbehinderung führen. Diese turbulente Luftströmung beeinträchtigt auch die Ventilation und Drainage der paranasalen Sinus über deren natürliche Ostien [41].

Die Nase verfügt über drei verschiedene Abwehrsysteme: mechanische Abwehr (mukoziliärer Apparat), unspezifische Abwehr (Abwehrstoffe im Nasensekret) und zelluläre Abwehr (neutrophile Granulozyten, Makrophagen, Monozyten und NK-Zellen). Der mukoziliäre Apparat ist für die Reinigung der Atemluft verantwortlich. Störungen führen zu einem ineffektiven Schleimtransport mit der Folge, dass unreine Bestandteile der Atemluft im Respirationstrakt zurück bleiben und weitere Pathomechanismen (z.B. Nasenatmungsbehinderung, Einschränkung des Geruchssinns) auslösen können.

Weiterhin ist die Nase für die Funktion des Geruchssinns zuständig. Septumdeviationen, knorpelige oder knöcherne Spornbildungen der Nasenscheidewand, Septumleisten oder eine Septumperforation können die Ursache für einen erheblich eingeschränkten Geruchssinn mit gleichzeitig bestehender Nasenatmungsbehinderung darstellen. Dadurch büßt der Patient erheblich an Lebensqualität ein.

Da man heutzutage den vielseitigen Funktionen der Nase wenig Aufmerksamkeit schenkt, tendiert man bei Nasenatmungsbehinderungen dahin, die Luftwegspassage in der Nase zu erweitern, anstatt die für die Nasenfunktion wichtigen Strukturen zu rekonstruieren [69]. Die anatomischen Strukturen der Nasenhaupthöhle sind demnach ausschlaggebend für eine unbehinderte Nasenluftpassage.

3.4 Septum nasi

Das Septum spielt eine zentrale Rolle in der Nase. Es verbindet die vordere Nase mit dem Gesichtsschädel. Da die Seitenknorpel am Septum aufgehängt sind, ist es zugleich für die Konfiguration der Nasenhaupthöhle als auch für die äußere Form der Nase verantwortlich. Viele Nasenprobleme sind daher auf das Septum zurück zu führen.

Der knorpelige Teil der Nasenscheidewand ist Bestandteil der Isthmusregion und beeinflusst wesentlich Richtung, Form und Geschwindigkeit des Luftstromes. Eine Septumdeviation ist damit auch die häufigste Ursache für eine gestörte Ventilationsfunktion der Nase [5].

Die Septumdeviation ist sehr häufig und kommt schon bei Neugeborenen zu 58% vor [83]. Bei Kindern und Erwachsenen liegt die Fallrate zwischen 16% [112] und 88% [12, 17]. Eine Nasenseptumperforation kann zu erheblichen Beschwerden führen. Häufige Symptome sind eine behinderte Nasenatmung, Borkenbildung, Nasenbluten oder Pfeifgeräusche so Grützenmacher et al. [31]. Eine Septumdeviation geht allerdings nicht immer mit Beschwerden einher. Laut einer Studie von Sipila und Suonpaa [94] gibt es verschiedene Fälle, in denen Patienten mit Septumdeviation nach konservativer Behandlung beschwerdefrei sind. Daher sollte zwischen physiologischer und pathologischer Septumdeviation unterschieden werden. Physiologisch ist in diesem Fall definiert als Septumdeviation ohne subjektive und objektive Obstruktion bzw. Behinderung der Nasenatmung [69]. Bei pathologischer Septumdeviation hat der Patient Beschwerden. Zuvor sollte allerdings eine Muschelhyperplasie oder eine Isthmusstenose ausgeschlossen werden.

Folglich spielt die Septumchirurgie eine wichtige Rolle und ist daher auch Bestandteil der vorliegenden Untersuchung.

4. Material und Methodik

Die vorliegende Untersuchung stützt sich auf Präparate der Nasenscheidewand des Schafs. Diese Präparate sind aufgrund ihrer Ähnlichkeit mit der menschlichen Nase ein geeignetes Tiermodell für den Laserbeschuss, um die Effekte der Laserbehandlung zu simulieren. Das Material der Schafspräparate wird in Abschnitt IV.1 erörtert, während Abschnitt IV.2 die Methodik der Versuchsreihe behandelt.

4.1 Material

Für die Zwecke der vorliegenden Untersuchung werden folgende Präparate des septum nasi des Schafs als Gewebeproben ausgewählt:

- Knorpelgewebe (cartilago septi nasi, lamina quadrangularis) und
- Knochengewebe (septum nasi, lamina perpendicularis)

Die Auswahl der Schafspräparate beruht darauf, dass auch die menschliche Nase derartige Knochen- und Knorpelgewebe aufweist. Die bei Schafspräparaten gewonnenen Erkenntnisse lassen sich daher auch auf die menschliche Nase übertragen.

4.1.1 Entnahme der Gewebeproben

Die Gewebeproben stammen entweder aus Schafsköpfen vom Schlachthof direkt oder aus tiefgefrorenen Schafsköpfen. Der tiefgefrorene Schafskopf wird einen Tag vor der geplanten Gewebeprobenentnahme bei Raumtemperatur oder im Kühlschrank aufbewahrt, damit er auftauen kann. Dadurch wird die Präparation erheblich erleichtert.

Ideal ist eine Vorpräparation des Schafskopfes, indem der Kopf beim Schlachthof bzw. bei der Fleischerei in verschiedene coronare oder sagittale Schnittbilder mit einer Schichtdicke von 1,0cm – 1,5cm gesägt wird.

4.1.2 Präparation der Gewebeproben

Die Präparation der Gewebeproben beginnt damit, dass die Nasenscheidewand des Schafs mithilfe eines 11er-Skalpells von dem darüber liegenden Nasenbein sowie dem Nasenknorpel getrennt und auf eine glatte Unterlage gelegt wird. Sodann lässt sich von dem Präparat die Schleimhaut vorsichtig abziehen, ggf. unter Zuhilfenahme kleiner Schnitte am Rande des Präparates. Die Schleimhaut wird für die vorliegende Untersuchung nicht benötigt.

Das freigelegte septum nasi wird in mehrere kleine, rechteckige Stücke geschnitten; jedes Stück hat eine Länge von etwa 1 – 1,5cm. Die Präparate sind nun für den Laserbeschuss vorbereitet.

4.1.3 Einsatz des Endoskops

Die Präparation der Gewebeproben des Schafs ist damit abgeschlossen. In vielen Fällen wird der endoskopische Eingriff mit Videokontrolle dem offenen herkömmlich-chirurgischen Eingriff vorgezogen [18]. Das betrifft auch die Behandlung in der Nase. Hopf et al. [40] vertreten in ihrer Studie die Meinung, dass die minimalinvasive Chirurgie basierend auf Mikroendoskopie und Laserapplikation die Strategie der Zukunft darstellen.

In dieser Studie ist eine endoskopische Vergrößerung oder Überwachung nicht notwendig, da die Präparate gut sichtbar und zugänglich sind. Nur bei der Behandlung der menschlichen Nasenscheidewand wird üblicherweise ein Endoskop eingesetzt, um einen genauen Überblick über den Zustand und die Lageverhältnisse in der Nase zu erhalten.

4.1.4 Vorbereitung der Lasersysteme und Lichtleiterfasern

Bei der Vorbereitung der Lasersysteme kommt es darauf an, geeignete Voraussetzungen für den Einsatz der Lasertechnologie zu schaffen. Das bedeutet zunächst, dass der Laserstrahl das präparierte Gewebe exakt senkrecht treffen muss. Andernfalls wäre der Lichtabstand am äußeren und inneren Rand des Präparats unterschiedlich, mit der Folge, dass die Auswirkungen des Lasers nicht einheitlich beurteilt werden könnten und somit das Ergebnis insgesamt verfälscht wäre.

Ferner muss die Lichtleiterfaser am vorderen Ende glatt und rechtwinklig abgeschnitten sein, um ein gleichmäßiges Ansetzen des Lasers auf der Oberfläche des Gewebes zu gewährleisten. Zusätzlich wird der Schutzmantel der Lichtleiterfaser um einige Millimeter gekürzt. Nur dann lässt sich das Gewebe punktgenau treffen.

Zu bedenken ist auch, dass die Lichtleiterfaser im Kontaktverfahren (contact – mode) nur einmal Verwendung findet. Nach jedem Versuch wird die Faser abgeschnitten bzw. gekürzt, um den gleichen roten oder grünen Pilotstrahl zu erzeugen. Die Versuche müssen und können daher so vorgenommen werden, dass eine gleichmäßige, sichere und effektive Laserapplikation möglich wird.

Schließlich spielt bei der Versuchsreihe das Auflagegewicht der Laserquelle auf dem Präparat eine entscheidende Rolle. Die Messergebnisse sind nur dann vergleichbar, wenn bei

jedem Versuch das gleiche Auflagegewicht verwendet wird. Es bedarf daher eines mechanischen Hilfsmittels, das eine reproduzierbare Einstellung der Auflagekraft der Faser auf das Gewebe erlaubt. Als solches Hilfsmittel eignet sich ein Flaschenzug, der eigens für die vorliegende Untersuchung konstruiert wurde. Der Flaschenzug erlaubt eine gleichmäßige und messbare Gewichtung der Auflage der Laserquelle auf dem Präparat. Bei nur manuellem Einsatz wäre kein präziser Vergleich möglich.

Diese vier Voraussetzungen gelten gleichermaßen für den Diodenlaser und den Nd:YAG-Laser.

4.1.5 „contact mode“

Aus den genannten vier Voraussetzungen für die Durchführung der geordneten Laserapplikation ist ersichtlich, dass kein Laserfaser-Abstandhalter benötigt wird. Vielmehr wird im „contact mode“ gearbeitet, so dass die Laserfaserspitze direkt auf dem Präparat aufliegt. Wie schon Levine [61] in seiner Studie berichtet, ist der optimale Abstand zwischen Laserfaserspitze und Gewebe für die Laserwirkung sehr wichtig und wird daher in dieser Studie vernachlässigt.

4.1.6 Preblackening der Faserspitze

Preblackening beschreibt das Schwärzen des distalen, dem Gewebe aufliegenden Faserendes vor der eigentlichen Laserapplikation im Kontaktverfahren.

Durch ein bis zwei kurze Laserbeschießungen auf Kork oder Holz bleibt die eingestrahlte Energie an der Faserendfläche haften und erzeugt lokal eine hohe Absorption der Laserstrahlung [91] und eine extreme Temperaturerhöhung (300°C – 600°C). Dadurch wird eine großvolumige Streuung der Photonen im Gewebe verhindert, so dass der Vaporisationsvorgang besser eingeschränkt und die Koagulation des Gewebes reduziert werden kann. Während vor allem Laser im nahen Infrarot-Bereich kaum an homogenen Materialien absorbieren, ist mit diesen Lasern dennoch ein kontrolliertes Arbeiten mit dem Kontaktverfahren möglich, bei dem die gesamte Laserenergie an einer im Betrieb verrußten Glasfaserspitze (Preblackening) absorbiert wird. Laut Ilgner et al. [44] sinkt hierdurch die Halbwerttiefe der eingestrahlten Leistung von ca. 8mm im Nicht-Kontakt- auf unter 1mm im Kontaktmodus.

Das Preblackening der Faserspitze sollte vor jeder Laserapplikation durchgeführt werden.

4.2 Methodik

Die Methodik der Versuchsreihe orientiert sich an der Zielvorstellung der Untersuchung, d.h. es geht darum, die möglicherweise unterschiedlichen Wirkungsweisen zweier Lasertechnologien in Bezug auf bestimmte Präparate herauszuarbeiten.

Die Experimente werden unter gleichen Bedingungen mit identischen Laserparametern durchgeführt. Die jeweils 6 Versuche einer Parameterkombination werden an 6 verschiedenen Schafen durchgeführt. Als Standardeinstellung ist festgelegt, dass das von Schleimhaut frei präparierte Gewebe auf Zimmertemperatur (20°C) erwärmt ist und anschließend die Laserstrahlanwendung im Kontaktmodus erfolgt. Bei allen Experimenten wurden die Vorsichtsmaßnahmen (insbesondere Augenschutz) streng eingehalten. Schutzbrillen müssen von Arzt, Patient und Arzthelfer während der Lasertherapie getragen werden [57].

4.2.1 Auswahl der Laserparameter

Bei unsachgemäßer Wahl der Leistungs- und Bestrahlungsparameter ist mit erhöhten Komplikationsmöglichkeiten zu rechnen [38, 80, 114]. Zunächst wurden Vorversuche an isolierten Präparaten der Nasenscheidewand des Schafs vorgenommen zur Auswahl geeigneter Laserparameter. Die *in vitro* Versuchsdurchführung erfolgte an der Charité Berlin, Campus Benjamin Franklin, Standort Steglitz. Die ersten Vorversuche fanden zunächst unter Einsatz der Parameter 1W und 30W statt, wobei jeweils die Pulsdauer 0,5 s betrug.

Bei Leistungen von 1W/0,5s zeigten sich auf dem Präparat keine Auswirkungen der Laserstrahlung. Dieses Ergebnis wiederholte sich bei den ersten 5 Vorversuchen. Bei 1W Laserstärke und der Pulsdauer von 0,5s reichte die Lichtkraft nicht aus, um sichtbare Auswirkungen auf dem Gewebe (Knochen ebenso wie bei Knorpel) hervorzurufen.

Weitere Vorversuche wurden bei 30W durchgeführt. Beim Einsatz der 30W wurden die Präparate durchschossen. Es kam zu einer vollständigen Perforation. Dieses Ergebnis wiederholte sich bei den Vorversuchen mehrfach. Auffällig war, dass beim Einsatz von 25W noch keine Perforation eintrat.

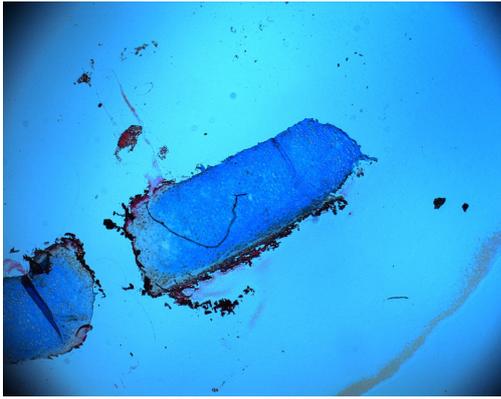


Abb. 5: Durchschuss 30W/0,5s, Knorpelgewebe, Diodenlaser, 2,5x

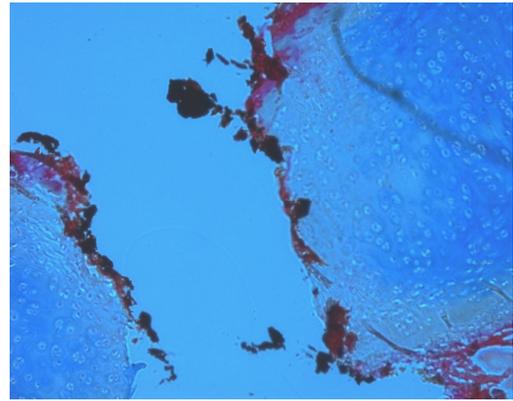
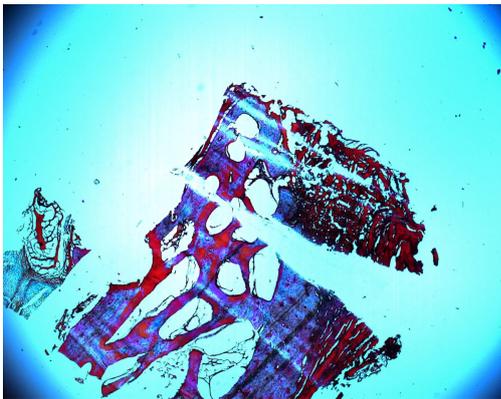


Abb. 6: Durchschuss 30W/0,5s, Knorpelgewebe, Diodenlaser, 10x



Beim Einsatz von 30W ist also die Strahlung so stark, dass das Gewebe (Knochen und Knorpel) kreisrund durchschossen wird und lediglich eine Perforation entsteht. Diese Läsion ist unerwünscht, da sie kein weiteres Arbeiten mit den beschossenen Gewebeflächen ermöglicht. Infolge dessen liefert auch der Einsatz der

**Abb. 7: Durchschuss 30W/0,5s, Knochen-
gewebe, Diodenlaser, 2,5x**

30W keine für
die vorliegende

Untersuchung brauchbaren Ergebnisse und ist somit zu vernachlässigen.

Eine Fortsetzung der Versuche mit den Leistungen 1W und 30W ist daher nicht sinnvoll; sie kommen folglich bei der Auswahl der Laserparameter nicht in Betracht. Für die Versuchreihe soll einerseits die Leistung von 25W nicht überschritten werden, während andererseits der Standardwert von 5W als unterste Leistungsstufe der Untersuchung dient. Zweckmäßig erscheint es, zwischen 5W und 25W eine mittlere Leistungsstufe einzubeziehen, um ein vollständiges Bild über die Auswirkungen der Laserstrahlung auf das hier zu untersuchende Gewebe zu erhalten.

In der vorliegenden Untersuchung erfolgten daher Bestrahlungsserien mit den folgenden drei Parameterkombinationen:

- 5W/0,5s
- 15W/0,5s
- 25W/0,5s

Die Standard-Pulsdauer von 0,5s bleibt unverändert. Für jede Laserleistung mit konstanter Expositionszeit wurden jeweils sechs Laserapplikationen durchgeführt.

Der Unterschied in der Schneidecharakteristik zwischen Dioden- und Nd:YAG-Laser wurde demgemäß bei den beschriebenen Laserparametern untersucht und durchgeführt, wobei die chirurgische Technik für beide Lasertypen gleich war. Palmer [81] ist auf die gleiche Weise in seiner Studie vorgegangen. Auffälligkeiten oder Besonderheiten ergaben sich hierbei nicht.

4.2.2 Versuchsaufbau und -ablauf

Die Messungen selbst erfolgten in der Weise, dass die Laserquelle in der jeweiligen, hier zu untersuchenden Version in einen einfachen Flaschenzug integriert ist. Der Flaschenzug ist stets mit einem einheitlichen Gewicht von 20g ausgestattet und liegt mit der Laserfaser direkt auf dem Präparat auf. Der Sinn des Flaschenzugs besteht darin, das Gewebe immer mit der gleichen Kraft zu beschießen, was bei manueller Laserführung nicht gegeben wäre. Hierdurch werden die gleichen Bedingungen für die Durchführung der Laserbestrahlungen geschaffen. Das Gewebe selbst bleibt während des Versuchs unbewegt [107]. Auf diese Weise ist sichergestellt, dass der Einsatz der jeweiligen Lasertechnologie unter exakt vergleichbaren Voraussetzungen möglich wird.

Das Präparat wird auf dem Versuchstisch platziert und die Laserfaser mit dem integrierten Flaschenzug aufgelegt. Die Bestrahlung des Präparates mit der vorgeschwärmten Laserfaser erfolgt nach den vorgenannten Parametern. Die Ergebnisse des Versuches werden unmittelbar nach der Durchführung genau dokumentiert. Ein Präparat vom gleichen Tiermodell wird mit dem Diodenlaser (Fa. Dornier Medilas D fibertom) und dem Nd:YAG-Laser (Fa. Martin Medizintechnik MY 60) bestrahlt.

Nach der Laserbestrahlung werden die Präparate zur Fixierung in 4% Formalin-Lösung im Kühlschrank aufbewahrt.

4.2.3 Histologische Aufarbeitung

Histologisch ist zu erkennen, dass die Gewebeveränderung nach Laserbestrahlung den klinischen Effekt der Lasertherapie widerspiegelt. Die äußere Haut bleibt unbeeinträchtigt [1]. Um die morphologischen Veränderungen nach der Laserbestrahlung exakt vergleichen zu können, müssen die Präparate histologisch als Semidünnschnitt aufgearbeitet werden.

4.2.3.1 Zuschneiden der Knochen- und Knorpelpräparate

Die Präparate werden entkalkt. Der Knorpel wird 24 - 30 Stunden in 5% Salpetersäure eingelegt, während der Knochen ein bis zwei Tage in 5% Salpetersäure verbleibt. Dies ist ab-

hängig von der Elastizität der Knochen- bzw. Knorpelpräparate und wurde daher zwischendurch unter Zuhilfenahme einer Pinzette geprüft.

Anschließend werden die Präparate in destilliertem Wasser (aqua dest.) ausgespült. Mit Hilfe eines 11er oder 20er Skalpell wird nun wenige Millimeter um die Lasereinschüsse herum geschnitten, so dass kleine viereckige Stücke entstehen. Diese Stücke werden dann in die Mitte von Präparatebehältern, sog. Plastikkassetten, die vorher eindeutig gekennzeichnet werden, gelegt, sofort verschlossen und in 70% Alkohol aufbewahrt.



Abb. 8: Präparatekassetten mit verschiedenen Aufbewahrungsbehältern

Im nächsten Schritt werden die Präparate entwässert, damit Paraffin in das Gewebe eindringen kann. Dazu legt man die Kassetten in das dafür vorgesehene Entwässerungskörbchen eines Einbettautomaten.

Hierbei wird das Tauchprinzip [90] angewendet, d.h. der Korb mit den Präparatekassetten wird vom Automaten auf- und abbewegt, während er von einem zum nächsten Behälter, gefüllt mit verschiedenen Medien, getaucht und damit ausgewaschen wird. In dieser Untersuchung durchläuft der Korb eine 12-stündige Entwässerungsreihe mit den verschiedenen Behältern des Einbettautomaten Citadel



Abb. 9: Einbettautomat Citadel 1000 (Fa. Shandon)

1000 (Fa. Shandon) wie folgt:

- 2 x 1 Stunde 70% Alkohol
- 2 x 1 Stunde 80% Alkohol
- 2 x 1 Stunde 96% Alkohol
- 2 x 1 Stunde absoluter Alkohol
- 2 x 1 Stunde Aceton
- 2 x 2 Stunden Paraffin

Das Paraffin wird innerhalb dieser Reihe bis zur Verflüssigung erwärmt, damit die Präparate dort eingetaucht werden können. Laut einer Studie von Scholz, Umkirch und Grothves-Spork [92] führt die Entkalkung und anschließende Einbettung in Paraffin zu Schrumpfungsartefakten.

In jedem weiteren Durchlauf der aufsteigenden Alkohol-Behälter der Entwässerungsreihe sind die Präparate befreit vom Wassergehalt. Nachdem dann das Gewebe in Paraffin getränkt wurde, tritt Paraffin anstelle des Wassers und durchdringt das Gewebe. Dadurch können die Präparate ohne weiteres bis zum Schneiden (ggf. mehrere Jahre) tiefgekühlt aufbewahrt werden, und zusätzlich wird das Schneiden erleichtert.

4.2.3.2 Vorbereitung zum Ausgießen der Präparate

Um das Ausgießen zu erleichtern, sollten folgende Dinge bereitgehalten werden.

- Zunächst wird eine Wärmeplatte auf 60°C – 70°C erhitzt. Darauf werden dann metallene Einbettungsrähmchen bzw. Ausgießformen gelegt.
- Danach wird eine Schale, gefüllt mit erwärmtem flüssigem Paraffin, aus dem Brutschrank (60°C) genommen und in die Ausgießformen bis knapp unter den oberen Rand gegossen. Die Schale wird nun auch auf die Wärmeplatte gestellt, damit das Paraffin nicht fest wird.
- Weiterhin braucht man eine angewärmte Pinzette und eine Kälteplatte, die man neben die Wärmeplatte legt.

In dieser Arbeit wurden gefrorene Metallplatten als Kälteplatten verwendet.

4.2.3.3 Ausgießen der Präparate

Nach 12 Stunden werden die Plastikkassetten aus der Entwässerungsreihe genommen und nebeneinander auf die Wärmeplatte gelegt. Bei den nächsten Schritten wird zügig gearbeitet, damit das Paraffin nicht fest wird:

1. Deckel der Plastikkassetten lösen und werfen
2. mit Hilfe der warmen Pinzette Lasereinschuss anschauen und erwägen, wie man das Präparat am günstigsten in die Einbettungsrähmchen platziert, um gleichzeitig eine plane und glatte Auflage und den kürzesten Schneideweg zu erlangen
3. Einbettungsrähmchen auf die gefrorene Metallplatte legen und schnell das Präparat mit der erwärmten Pinzette so in die Mitte der Form legen, dass der Einschuss seitlich liegt
4. Kurz abwarten bis das Präparat senkrecht und gerade in dem fester werdenden Paraffin steht, dann Pinzette lösen

5. beschriftete Plastikkassette nun als Deckel auf Einbettungsrahmen legen und mit flüssigem Paraffin auffüllen
6. Wiederholung der Schritte 2 bis 5 für die restlichen Präparate
7. ca. 10 Minuten antrocknen lassen, danach in den Tiefkühler stellen
8. nach 2 - 3 Stunden Einbettungsrahmen von Plastikkassette lösen und hoch stehende Ränder des Präparates grob zurück schneiden
9. Präparate bis zum Schneiden tiefgekühlt lassen

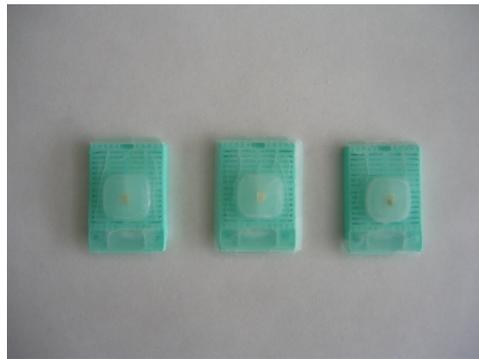


Abb. 10: Kassetten mit Gewebepreparaten in Paraffin eingelegt

Nun sind die Gewebepreparate zum Trimmen und Schneiden fertig vorbereitet.

4.2.3.4 Trimmen und Schneiden der Präparate

Zu Beginn werden die Standardglasobjektträger vorbereitet, indem man sie seitlich an den matten Enden mit Bleistift beschriftet und ganz dünn mit Eiweißglycerin bestreicht, damit die Serienschritte besser haften bleiben. Mit Hilfe einer Pipette werden die Objektträger mit 25°C - 30°C warmem Wasser beträufelt. Dadurch können die Schnitte besser auf den Objektträgern angeordnet werden und sich gleichzeitig strecken und entfalten.

Für das Trimmen und Schneiden der eingebetteten Präparate wird ein Sägemicrotom (Fa. MICROM HM 350, Heidelberg) verwendet. Dazu leitet man folgende Schritte ein:

1. tiefgekühltes Präparat in die Vorrichtung der Microm HM 350 Schneidemaschine legen
2. Schneideabstand auf 4 µm einstellen
3. Oberfläche des Präparates dem Messer so weit annähern, bis das Messer genau in die oberflächlichste Schicht des Blockes einschneidet
4. Präparat trimmen, d.h. die ersten Schnitte verwerfen, bis man die gewünschte Ebene erreicht hat

5. den darauf folgenden Schnitt unter Zuhilfenahme eines feuchten Pinsels auf Objektträger auftragen
6. die nächsten 5 Schnitte verwerfen
7. den folgenden Schnitt wieder auf Objektträger auftragen
8. die nächsten 5 Schnitte verwerfen, so dass man die Veränderungen im Gewebe alle 20 μm (4 μm x 5 Schnitte) beurteilen kann
9. weiter fortfahren, bis man die gesamte Läsion von einem Laserschuss vollständig auf die Objektträger aufgetragen hat
10. Objektträger anschließend auf Heizplatte (Strecktisch) bei 30°C - 35°C [90] legen zum Strecken der Präparate
11. danach kurz in warmes (30°C) Wasserbad halten, damit sich die Präparate vollständig strecken und entfalten
12. zuletzt reiht man die Objektträger in ein Färbekörbchen ein, damit man mit dem Färben beginnen kann

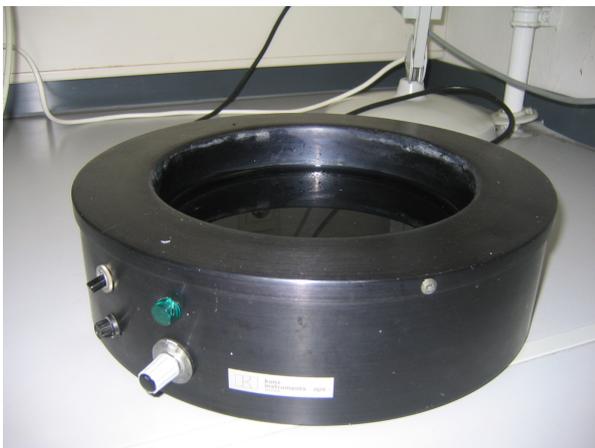


Abb. 11: Wärmeplatte mit Wärmebad

Um das Schneiden zu erleichtern, sollte man die Präparate zwischendurch immer kühlen, z.B. mit tiefgefrorenen Metallplatten, oder für kurze Zeit wieder in den Tiefkühler stellen. Horch hebt in seiner Studie die berührungsfreie aseptische, von der Sägeblattgeometrie unabhängige Schnittführung als besonderen Vorteil hervor [40].

Sobald die verschiedenen Schnitte angefertigt sind, werden die Körbchen mit den Objektträgern im Brutschrank bei 60°C für 12 Stunden aufbewahrt, um das Paraffin zu verflüssigen und herauszulösen. Anschließend wird das Paraffin durch Eintauchen in Xylol für 2 – 5 Minuten vollständig heraus gelöst, und die Serienschritte durchlaufen danach die Alkoholreihe in absteigender Reihenfolge, wobei die Schnitte in jeder dieser Flüssigkeiten für 1 – 2 Minuten verbleiben sollen. Dies dient der besseren Aufnahme des Gewebes für die Färbung.

4.2.3.5 Anfärben und Eindecken der Gewebepräparate

Bevor mit dem Anfärben begonnen werden kann, müssen die Präparate zuerst entparaffiniert und entwässert werden. Dazu durchlaufen sie die absteigende Alkoholreihe:

- 10 min. Xylol
- 2 x 1 min. Xylol
- 1 min. absoluter Alkohol
- 1 min. 96% Alkohol
- 1 min. 80% Alkohol
- 1 min 70% Alkohol
- spülen in aqua dest.

Obwohl in der Histologie die HE-Färbung als Standardfärbung gilt, ist für die vorliegende Arbeit die Azanfärbung vorzuziehen. Azan hat den Vorteil, dass es den Lasereinschuss sowie die umliegende Karbonisations- und Koagulationszone am besten darstellt. Die Azan-Lösung setzt sich aus folgenden Bestandteilen zusammen:

0,5g Anilinblau wasserlöslich
+ 2g Orange G
+ 8ml Eisessig in 100ml aqua dest.

Die Lösung wird auf 100°C erhitzt. Nachdem diese wieder erkaltet ist, filtriert man sie. Zum Gebrauch muss man sie 1 : 1 mit destilliertem Wasser verdünnen.

Nachdem die Schnitte entparaffiniert wurden, werden sie mit der Azan-Färbung behandelt:

1. 10 – 15 min. in Azokarmin bei 56°C tauchen
2. spülen in aqua dest.
3. ca. 10 min. differenzieren in Anilinalkohol bis nur noch Zellkerne gefärbt sind
4. 30 – 60 sek. unterbrechen in Essig-Alkohol
5. mindestens 1 Std. in 5% Phosphorwolframsäure legen bis das Bindegewebe entfärbt ist

6. spülen in aqua dest.
7. 10 min. in Azan-Lösung tauchen
8. gut spülen in aqua dest.
9. differenzieren in 96% Alkohol (d.h. je 1 min. in 96% Alkohol und in absoluten Alkohol)



Abb. 12: Färbepalette

10. nach Entwässern 3 x 1 min. in Xylol eintauchen
11. eindecken mit dem schnell wirkenden Eindeckmittel Entellan für die Mikroskopie

4.2.3.6 Mikroskopische Beurteilung

Nachdem das Eindeckmittel und die Deckplättchen auf dem Objektträger getrocknet und fest miteinander verbunden sind, kann mit der Untersuchung der Gewebehistologien an dem Mikroskop der Firma Carl Zeiss begonnen werden. Die Schnitte werden zur Auswertung und Beurteilung nach folgenden Kriterien histologisch untersucht und verglichen:

1. Tiefe des Einschusses
2. Breite des Einschusses
3. Ablation
4. Karbonisationssaum
5. Koagulationszone

Hierzu werden die einzelnen Schnitte anfangs auf einer Übersichtsvergrößerung unter dem Mikroskop betrachtet. Danach wird zur nächst höheren Vergrößerung gewechselt und die Ränder der Schnitte werden mit dem Mikroskop genau abgefahren.

Sollten sich keinerlei Veränderungen an den verschiedenen Schnitten des vorliegenden Präparats erkennen lassen, kann der Objektträger mit diesen Schnitten verworfen werden. Sind jedoch ein Einschuss oder aber ein Karbonisationssaum auf einem der Schnitte zu sehen, wird dieser aussortiert und aufbewahrt. Anschließend werden mit Hilfe eines speziellen Meßsystems der Einschuss und die einzelnen Zonen, d.h. die Ablation, die Karbonisations- sowie die Koagulationszone sowie Tiefe und Breite eines Einschusses genau ausgemessen.

4.2.4 Meßsystem

Als Meßsystem wird das Axiovert 40 der Firma Carl Zeiss verwendet. Das Axiovert ist ein computergestütztes Morphometriesystem zur morphometrischen Analyse der einzelnen Präparate. Die fünf für die Untersuchung wesentlichen Größen eines Lasereinschusses (Tiefe, Breite, Ablationsvolumen, Karbonisationssaum sowie Koagulationssaum) können damit eindeutig dargestellt werden.

Die Präparate werden auf dem Bildschirm des angeschlossenen Computers (vgl. nachstehende Abbildungen) dargestellt. Die Messungen erfolgen dann auf dem Computerbild. Zudem verfügt das Axiovert über einen Kameraanschluss, der es ermöglicht, sämtliche Messungen und Messergebnisse im Bild festzuhalten.



Abb. 13: Inverses Mikroskop des Axioverts mit angeschlossener Kamera



Abb. 14: Computer des Axioverts

4.2.4.1 Axiovert (Zeiss)

Das Axiovert 40 kombiniert eine digitale hochauflösende Foto- bzw. Filmkamera mit einem optischen System, das im Wesentlichen aus einem inversen Mikroskop mit austauschbaren Objektiven besteht. Das inverse Mikroskop erzeugt besonders brillante, tiefenscharfe und hochauflösende Bilder bei Hell- und Dunkelfeldkontrast. Die zu betrachtenden Objekte werden mit Hilfe einer Spezialleuchte angestrahlt, um die Kontraste zu optimieren. Zugleich erlaubt der Einsatz von Reflektoraufnahmen, etwaiges Streulicht zu eliminieren, wodurch wiederum die Kontraste verbessert werden.

Die vorliegenden und zu untersuchenden Präparate gehören zu den „dünnen“ Objekten, deren Kontrastierung durch Färbung unterstützt wird. Im Hellfeld erreichen diese dünnen Ob-

jekte den notwendigen Grad an Kontrastierung, um auch feinste Auswirkungen eines Lasereinschusses exakt darstellen zu können.

Der seitlich am Mikroskop angebrachte Kameraport weist eine große Anwendungsbreite für die verschiedenen Kameratypen auf und ermöglicht so, die Mikroskopbilder schnell und effizient via PC zu dokumentieren.

4.2.4.2 Mikroskopische Messungen

Die aufbewahrten Objektträger mit sichtbaren Veränderungen der einzelnen Schnitte werden nun nacheinander auf dem Kreuztisch des Mikroskops platziert.

Auswahl der Präparate

Zunächst wird eine visuelle Auswahl der tiefsten Einschüsse eines Präparates nach der maximalen Eindringtiefe des Lasers makroskopisch und mikroskopisch vorgenommen. Um den tiefsten Einschuss eines Laserschusses festzustellen, wird eine mikroskopische „Vormessung“ durchgeführt. Nur der Objektträger mit dem tiefsten Lasereinschuss eines Präparates wird verwendet, die übrigen werden aussortiert und verworfen. Dadurch wird die Objektträgerzahl erheblich eingeschränkt und eine genaue Auswahl der tiefsten Lasereinschüsse der jeweiligen Präparate erstellt.

Vorgehensweise

Anschließend beginnt die exakte mikroskopische Ausmessung der Präparate. Zur ersten Beobachtung wird ein Objektiv mit kleinerer Vergrößerung gewählt (z. B. x 2,5). So erhält man ein Übersichtsbild des Präparates. Die Karbonisationszone ist gut erkennbar und kann durch ihre schwarze Farbe eindeutig abgegrenzt werden [91]. Die thermische Übergangszone zeichnet sich gegenüber dem unveränderten Gewebe durch eine hellere Verfärbung aus. Um dann den Einschuss genau fokussieren zu können, stellt man die nächst höhere Vergrößerung (z. B. x 10) ein. Für eine noch detailliertere Betrachtung – wie in dieser Untersuchung notwendig, um den Karbonisations- und Koagulationssaum genau darstellen zu können - stellt man wiederum die nächst höhere Vergrößerung (z. B. x 20) ein. Es empfiehlt sich, das Präparat unter mikroskopischer Sicht genau einzustellen, bevor man die Kamera einschaltet und somit das Bild auf den Computer überträgt. Die Längenmessungen am mikroskopischen Objekt erfolgen computergesteuert mit Hilfe eines Messprogrammes. Dieses Programm bietet eine individuelle Kamerasteuerung zur optimalen Darstellung des zu untersuchenden Bildausschnittes und ermöglicht ferner, die aufgenommenen Bilder in wählbaren Standardformaten zu speichern. Vor Beginn der Messungen muss das Präparat scharf abgebildet und eingestellt sein und auf den darzustellenden

Bereich exakt fokussiert sein. Sind diese Voraussetzungen erfüllt, wird der abgebildete Präparate -Ausschnitt im Computer fotografiert.

In der vorliegenden Arbeit wird zunächst ein Übersichtsbild in kleiner Vergrößerung (x 2,5) fotografiert. Das Foto wird zuerst mit allen seinen Einstellungen beschriftet und dokumentiert. Danach können ggf. z. B. die Helligkeit/Dunkelheit und Kontraste des Fotos bearbeitet und verändert werden. Da dieses Bild zu Übersichtszwecken dient, werden hier grundsätzlich keine Messungen vorgenommen. Abschließend wird das Foto in einer Datei abgespeichert.

Um ein zweites, etwas detaillierteres Foto des gleichen Lasereinschusses darzustellen, wird an der Revolverscheibe des Mikroskops gedreht und das nächst höhere Objektiv (x 10) eingestellt. Bei dieser mittleren Vergrößerung sind Länge und Breite sowie Koagulationssaum eines Laserschusses gut ersichtlich. Sobald das Präparat wiederum scharf abgebildet und eingestellt ist, wird das zweite Foto im Computer abgelichtet. Nach Beschriftung und eventueller Bearbeitung des Fotos kann mit dem Ausmessen des Lasereinschusses begonnen werden. Hierbei ist es zweckmäßig, immer die gleiche Reihenfolge der Messungen einzuhalten.

Längenmessung

Begonnen wird mit der Längenmessung. Ausgangspunkt ist der obere Rand des Einschusses; als Endpunkt wird sodann die tiefste Stelle des Einschusses festgelegt. Mit Hilfe der Computermaus lässt sich nun eine gerade Verbindungslinie zwischen beiden Punkten ziehen, und der Computer berechnet automatisch die dadurch abgegrenzte Strecke in Mikrometern.

Breitenmessung

Als zweites wird die Breite gemessen. Hierzu sollte möglichst die Mitte des Einschusses als Ausgangspunkt genommen werden, da der Einschuss in der Tiefe konisch zuläuft. Von dort wird wiederum mittels der Computermaus eine Linie wie ein Lot auf die gegenüberliegende Seite gefällt. Auch hier errechnet der Computer die eingezeichnete Verbindungsstrecke automatisch.

Messung der Karbonisationszone

Die Karbonisationszone ist gut erkennbar. Für die Ausmessung des Karbonisationsssaumes empfiehlt es sich, die Revolverscheibe des Mikroskops wiederum auf die nächst höhere Vergrößerungsstufe zu drehen und einzustellen. Dadurch erhält man einen besseren Überblick über diesen schmalen Saum. Nach dem erneuten Abfotografieren des Präparates werden auch

hier drei Messungsstichproben, ähnlich wie bei der Koagulationszone, gemacht, da die Breite des Karbonisationsssaumes ebenso unregelmäßig erscheint wie im Fall der Koagulation.

Messung der Koagulation

Zuletzt wird bei dieser Vergrößerung des Fotos der Koagulationssaum eines Einschusses gemessen. Da hier erhebliche Breiteschwankungen auftreten und keine klare Begrenzungslinie festgelegt werden kann, sind jeweils drei Messungsstichproben – an der breitesten, einer weniger breiten und an einer schmalen Stelle – zu machen. Scholz, Umkirch und Grothves-Spork bestätigen, dass eine exakte Abgrenzung nicht möglich ist, so dass zusätzliche Auswertungsverfahren herangezogen werden müssen [92].

Das Auswählen, Einstellen, Fotografieren und Ausmessen der gesamten Bilder wird nun bei den einzelnen Präparaten mit den verschiedenen Wattstärken wie oben beschrieben wiederholt. Abschließend werden die Fotos mit den jeweiligen Daten und Ausmessungen im Computer gespeichert.

4.3 Parameterkombinationen, graphische Darstellung

Wie unter Ziffer IV.2.1 beschrieben werden bei den nachfolgenden Versuchen die Parameterkombinationen 5W/0,5s, 15W/0,5s und 25W/0,5s zugrunde gelegt. Gemessen werden jeweils fünf Größen eines Lasereinschusses: die **Tiefe**, die **Breite**, die **Ablation** des Einschusses sowie die bei jeder Laseranwendung entstehende **Karbonisation** und die **Koagulation**. Die Ablation stellt den Vaporisationskegel eines Lasereinschusses dar und wird daher zu den vier gemessenen Größen dazu berechnet. Die Karbonisation und die Koagulation sind als unerwünschte Nebenwirkungen eines Lasereinschusses von besonderer Bedeutung für die vorliegende Untersuchung. Beispielsweise beschreibt Neckel [74] in seiner Studie, dass die Absorptionsfähigkeit des karbonisierten Gewebes für Laserlicht deutlich höher ist und zu exzessiven Temperaturen führen kann. Deshalb ist im Bereich von Karbonisierungen die thermische Schädigungszone deutlich breiter. Die Karbonisation und die Koagulation weisen beide einen sehr unregelmäßigen Saum auf. Diese Schädigungszonen sind schwieriger auszuwerten [16], daher werden bei diesen beiden Größen pro Versuch drei Messungsstichproben genommen. Die Versuchsreihe umfasst je sechs bzw. 18 Versuche und wird anhand einer Tabelle mit nachfolgendem Diagramm dargestellt. Die gewonnenen Werte werden mit Hilfe des Excel-Programms erstellt. Die verschiedenen Werte werden graphisch in Form von zweidimensionalen X/Y-Diagrammen dargestellt. Die einzelnen Punkte werden lediglich zum leichteren Führen des Auges durch Linien miteinander ver-

bunden. Diese Verbindungslinien stellen daher keine zwischen zwei Punkten liegenden Werte dar.

4.4 Reihenfolge der Versuche, Dokumentation

Die Versuchsreihe beginnt mit der Einstellung der Standardparameter 5W/0,5s. Zuerst werden die Versuche bei Knorpel und Knochen mit dem Diodenlaser durchgeführt. Anschließend folgen die Versuche mit dem Nd:YAG-Laser. Jeder Lasereinschuss wird mit seinen verschiedenen Ausmessungen exakt dokumentiert. Die Versuchsdurchführung verläuft mit beiden Lasern unauffällig und plangemäß.

5. Messergebnisse

Die histo-morphologischen Untersuchungen zeigen im bestrahlten Gewebe eine Zytolyse auf, die an der Applikatorspitze des Lasers am ausgeprägtesten ist. Ähnliche morphologische Zellstrukturveränderungen werden in der Studie von Muschter und Hofstetter bestätigt [73].

5.1 Parameterkombination 5W/0,5s

5.1.1 Diodenlaser

Hier zeigen sich folgende Ergebnisse:

Knorpelgewebe:

Der Diodenlaser dringt im Mittelwert um $497,12\mu\text{m}$ in das Knorpelgewebe ein. Die Breite des Kraters liegt im Mittelwert bei $243,77\mu\text{m}$. Die Ablation beträgt demgemäß $112750,57\mu\text{m}^2$. Der Karbonisationssaum misst $5,35\mu\text{m}$ im Mittelwert, während sich beim Koagulationssaum ein Mittelwert von $73,65\mu\text{m}$ ergibt.

Das exakte Messergebnis aller sechs Versuche ist tabellarisch im Anhang dargestellt (Tabelle TD1).

Die nachfolgenden Bilder zeigen den Lasereinschuss in drei verschiedenen Vergrößerungen.

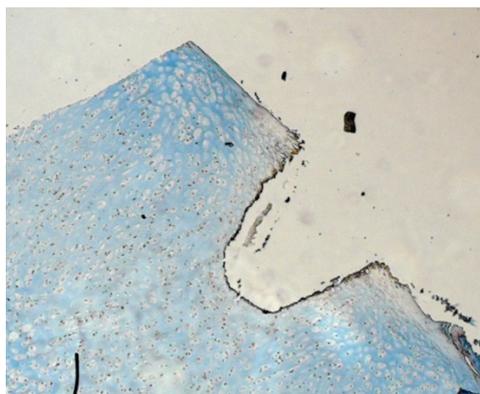


Abb. 15: Übersichtsbild Diodenlaser, Knorpelgewebe 5W/0,5s, 2,5x

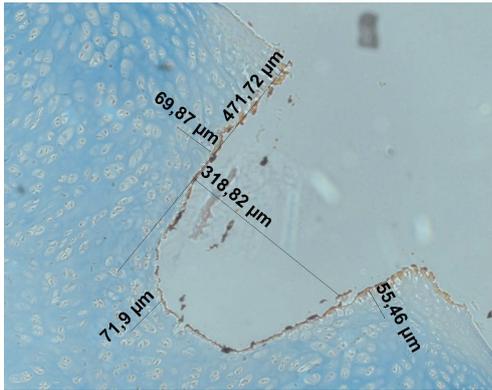


Abb. 16: Ausmessung der Tiefe, Breite und Koagulation Diodenlaser, Knorpelgewebe, 5W/0,5s, 10x

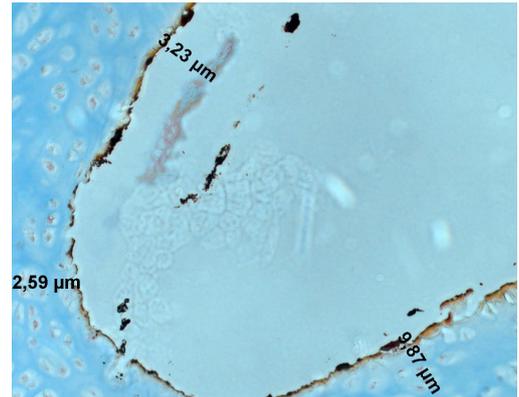


Abb. 17: Ausmessung der Karbonisationszone Diodenlaser, Knorpelgewebe, 5W/0,5s, 20x

Knochengewebe:

Der Diodenlaser dringt im Mittelwert um $521,65\mu\text{m}$ in das Knochengewebe ein. Die Breite des Kraters liegt im Mittelwert bei $429,04\mu\text{m}$. Die Ablation beträgt demgemäß $224658,0\mu\text{m}^2$. Der Karbonisationssaum misst $102,18\mu\text{m}$ im Mittelwert, während sich beim Koagulationssaum ein Mittelwert von $7,72\mu\text{m}$ ergibt.

Das exakte Messergebnis aller sechs Versuche ist tabellarisch im Anhang dargestellt (Tabelle TD2).

Die nachfolgenden Bilder zeigen den Lasereinschuss in drei verschiedenen Vergrößerungen.

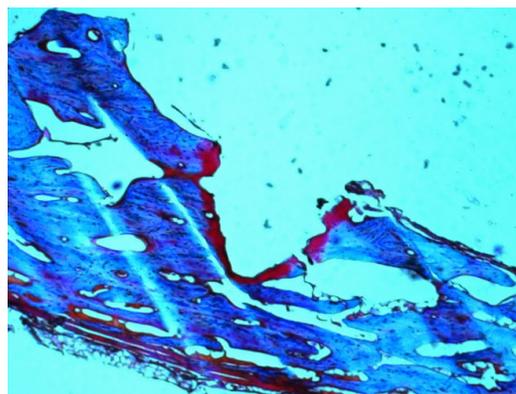


Abb. 18: Übersichtsbild Diodenlaser, Knochengewebe, 5W/0,5s, 2,5x

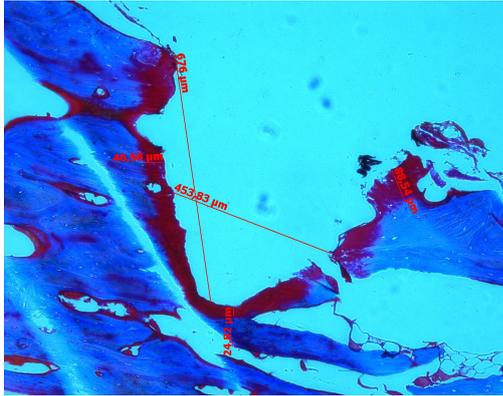


Abb. 19: Ausmessung der Tiefe, Breite und Koagulation Diodenlaser, Knochengewebe, 5W/0,5s, 10x



Abb. 20: Ausmessung der Karbonisation Diodenlaser, Knochengewebe, 5W/0,5s, 20x

5.1.2 Nd:YAG-Laser

Knorpelgewebe:

Der Nd:YAG-Laser dringt im Mittelwert um $551,95\mu\text{m}$ in das Knorpelgewebe ein. Die Breite des Kraters liegt im Mittelwert bei $285,45\mu\text{m}$. Die Ablation beträgt demgemäß $163847,0\mu\text{m}^2$. Der Karbonisationssaum misst $5,74\mu\text{m}$ im Mittelwert, während sich beim Koagulationssaum ein Mittelwert von $100,57\mu\text{m}$ ergibt.

Das exakte Messergebnis aller sechs Versuche ist tabellarisch im Anhang dargestellt (Tabelle TN1).

Die nachfolgenden Bilder zeigen den Lasereinschuss in drei verschiedenen Vergrößerungen.

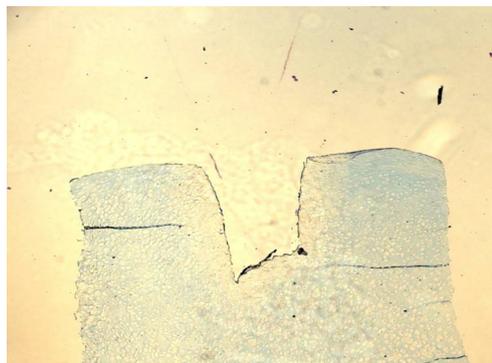


Abb. 21: Übersichtsbild Nd:YAG, Knorpelgewebe, 5W/0,5s, 2,5x

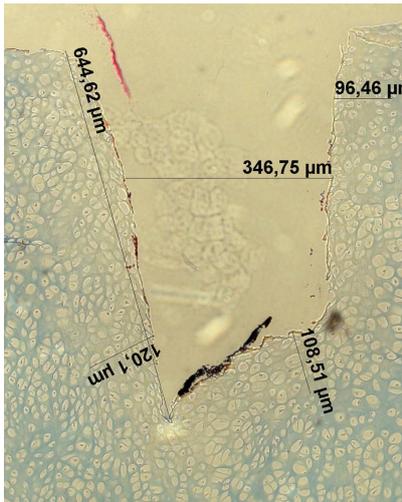


Abb. 22: Ausmessung der Tiefe, Breite und Koagulation Nd:YAG, Knorpelgewebe, 5W/0,5s, 10x

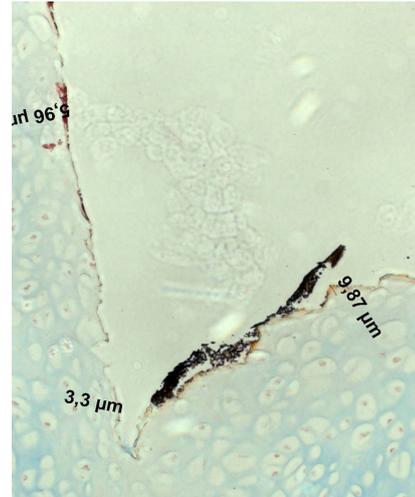


Abb. 23: Ausmessung der Karbonisation Nd:YAG, Knorpelgewebe, 5W/0,5s, 20x

Knochengewebe:

Der Nd:YAG-Laser dringt im Mittelwert um $530,63\mu\text{m}$ in das Knochengewebe ein. Die Breite des Kraters liegt im Mittelwert bei $485,52\mu\text{m}$. Die Ablation beträgt demgemäß $257730,0\mu\text{m}^2$. Der Karbonisationssaum misst $7,90\mu\text{m}$ im Mittelwert, während sich beim Koagulationssaum ein Mittelwert von $123,94\mu\text{m}$ ergibt.

Das exakte Messergebnis aller sechs Versuche ist tabellarisch im Anhang dargestellt (Tabelle TN2).

Die nachfolgenden Bilder zeigen den Lasereinschuss in drei verschiedenen Vergrößerungen.

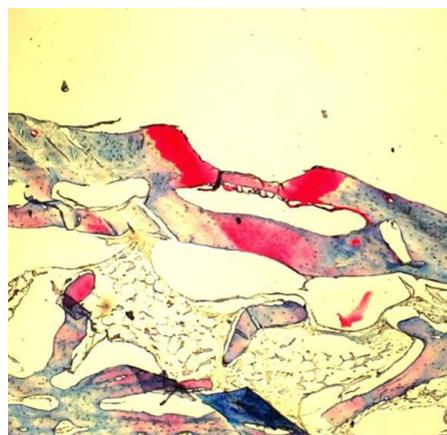


Abb. 24: Übersichtsbild Nd:YAG, Knorpelgewebe, 5W/0,5s, 2,5x

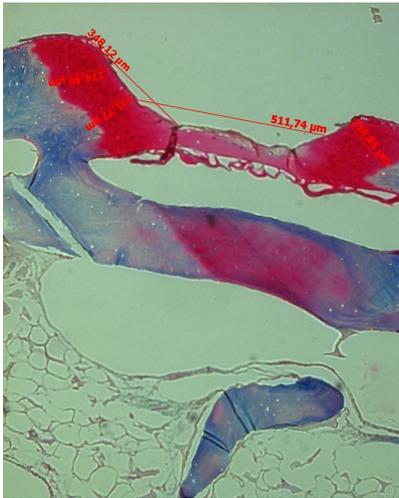


Abb. 25: Ausmessung der Tiefe, Breite und Koagulation Nd:YAG, Knorpelgewebe, 5W/0,5s, 10x

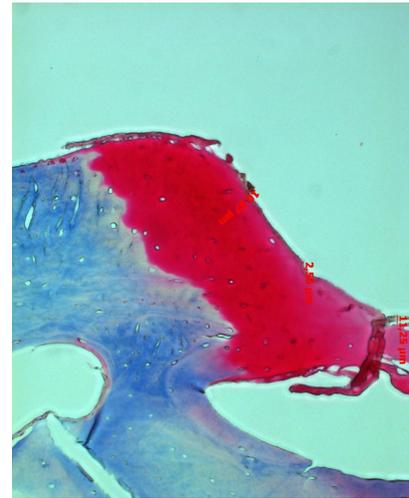


Abb. 26: Ausmessung der Karbonisationszone Nd:YAG, Knorpelgewebe, 5W/0,5s, 20x

5.1.3 Vergleich der beiden Laser

Die Messergebnisse lassen sich dadurch verdeutlichen, dass man sie in Übersichtsgraphiken je nach Lasertyp vergleicht. Begonnen wird mit dem Vergleich der Messung der Vaporisationstiefe beider Laser. Danach folgt der Vergleich der Messung der Vaporisationsbreite, der Ablation, der Karbonisation sowie der Koagulation. Diese Reihenfolge wird stets eingehalten.

Die einzelnen Übersichtsgraphiken finden sich im Anhang in den Tabellen TV1 bis TV10.

5.2 Parameterkombination 15W/0,5s

Als nächste Parameterkombination wird die Leistung auf 15W erhöht, während die Zeiteinstellung bei 0,5s bleibt.

5.2.1 Diodenlaser

Knorpelgewebe:

Der Diodenlaser dringt im Mittelwert um $627,71\mu\text{m}$ in das Knorpelgewebe ein. Die Breite des Kraters liegt im Mittelwert bei $258,48\mu\text{m}$. Die Ablation beträgt demgemäß $162994,0\mu\text{m}^2$. Der Karbonisationssaum misst $8,68\mu\text{m}$ im Mittelwert, während sich beim Koagulationssaum ein Mittelwert von $65,96\mu\text{m}$ ergibt.

Das exakte Messergebnis aller sechs Versuche ist tabellarisch im Anhang dargestellt (Tabelle TD3).

Die nachfolgenden Bilder zeigen den Lasereinschuss in drei verschiedenen Vergrößerungen.

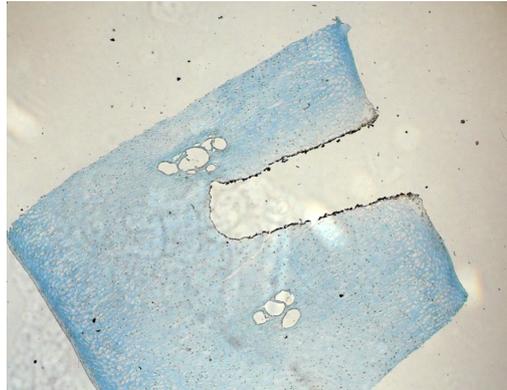


Abb. 27: Übersichtsbild Diodenlaser, Knorpelgewebe, 15W/0,5s, 2,5x



Abb. 28: Ausmessung der Tiefe, Breite und Koagulation Diodenlaser, Knorpelgewebe, 15W/0,5s, 10x

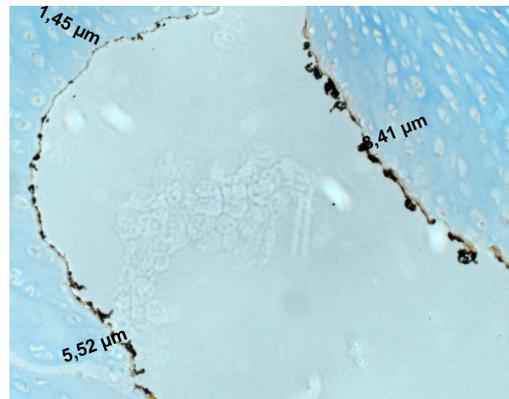


Abb. 29: Ausmessung der Karbonisationzone Diodenlaser, Knorpelgewebe, 15W/0,5s, 20x

Knochengewebe:

Der Diodenlaser dringt im Mittelwert um $897,27\mu\text{m}$ in das Knochengewebe ein. Die Breite des Kraters liegt im Mittelwert bei $674,83\mu\text{m}$. Die Ablation beträgt demgemäß $606223,0\mu\text{m}^2$. Der Karbonisationssaum misst $7,58\mu\text{m}$ im Mittelwert, während sich beim Koagulationssaum ein Mittelwert von $131,44\mu\text{m}$ ergibt.

Das exakte Messergebnis aller sechs Versuche ist tabellarisch im Anhang dargestellt (Tabelle TD4).

Die nachfolgenden Bilder zeigen den Lasereinschuss in drei verschiedenen Vergrößerungen.

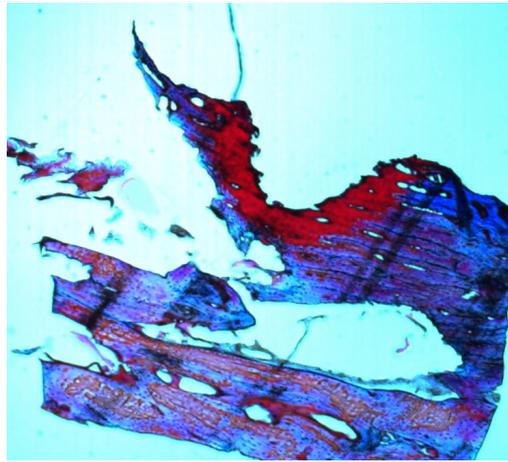


Abb. 30: Übersichtsbild Diodenlaser, Knochengewebe, 15W/0,5s, 2,5x

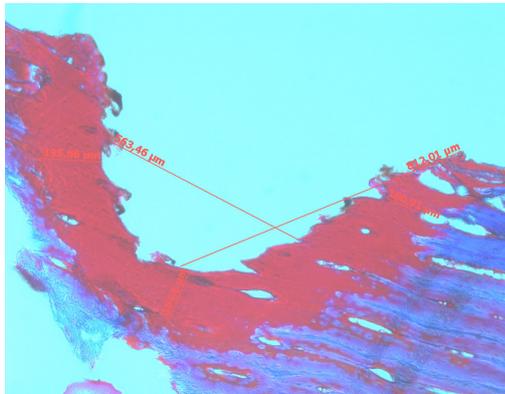


Abb. 31: Ausmessung der Tiefe, Breite und Koagulation Diodenlaser, Knochengewebe, 15W/0,5s, 10x

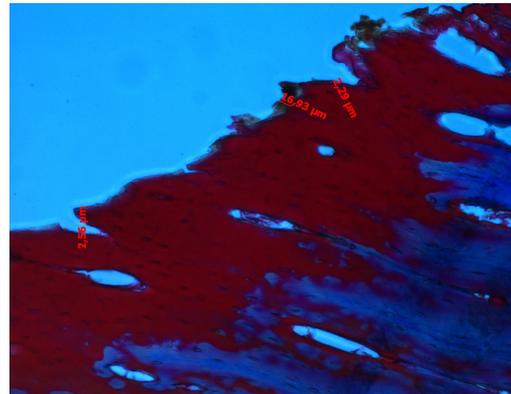


Abb. 32: Ausmessung der Karbonisationzone Diodenlaser, Knochengewebe, 15W/0,5s, 20x

5.2.2 Nd:YAG-Laser

Knorpelgewebe:

Der Nd:YAG-Laser dringt im Mittelwert um $692,2\mu\text{m}$ in das Knorpelgewebe ein. Die Breite des Kraters beläuft sich im Mittelwert auf $368,67\mu\text{m}$. Die Ablation beträgt demgemäß $255550,0\mu\text{m}^2$. Der Karbonisationssaum erstreckt sich auf $8,28\mu\text{m}$ im Mittelwert, während sich beim Koagulationssaum ein Mittelwert von $93,5\mu\text{m}$ ergibt.

Das exakte Messergebnis aller sechs Versuche ist tabellarisch im Anhang dargestellt (Tabelle TN3).

Die nachfolgenden Bilder zeigen den Lasereinschuss in drei verschiedenen Vergrößerungen.

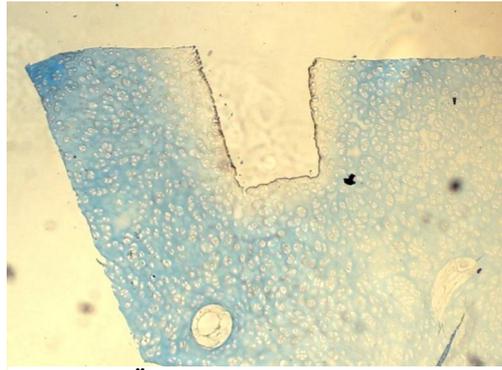


Abb. 33: Übersichtsbild Nd:YAG, Knorpelgewebe, 15W/0,5s, 2,5x

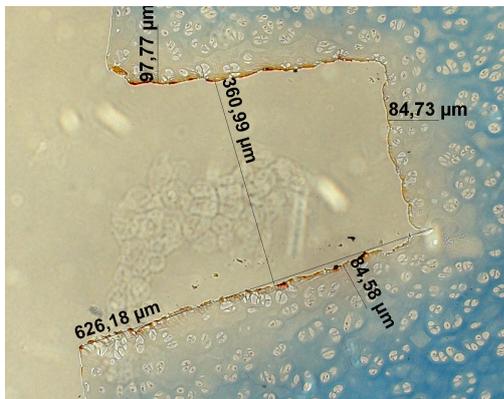


Abb. 34: Ausmessung der Tiefe, Breite und Koagulation Nd:YAG, Knorpelgewebe, 15W/0,5s, 10x

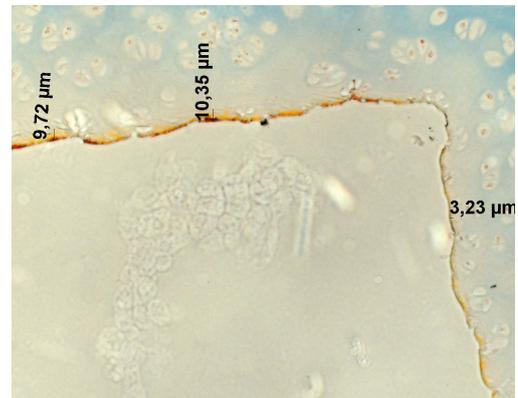


Abb. 35: Ausmessung der Karbonisationzone Nd:YAG, Knorpelgewebe, 15W/0,5s, 20x

Knochengewebe:

Der Nd:YAG-Laser dringt im Mittelwert um $1034,45\mu\text{m}$ in das Knochengewebe ein. Die Breite des Kraters beläuft sich im Mittelwert auf $627,12\mu\text{m}$. Die Ablation beträgt demgemäß $660267,0\mu\text{m}^2$. Der Karbonisationsaum liegt bei $22,51\mu\text{m}$ im Mittelwert, während sich beim Koagulationssaum ein Mittelwert von $174,13\mu\text{m}$ ergibt.

Das exakte Messergebnis aller sechs Versuche ist tabellarisch im Anhang dargestellt (Tabelle TN4).

Die nachfolgenden Bilder zeigen den Lasereinschuss in drei verschiedenen Vergrößerungen.

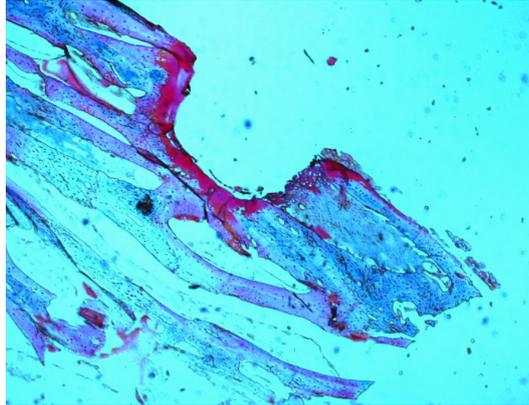


Abb. 36: Übersichtsbild Nd:YAG, Knochengewebe, 15W/0,5s, 2,5x

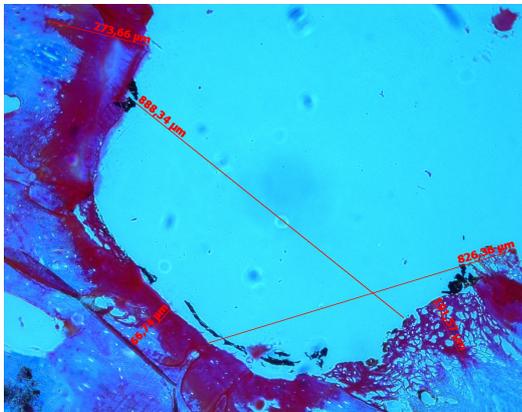


Abb. 37: Koagulationstiefe und -breite nach Nd:YAG, Knochengewebe, 15W/0,5s, 10x

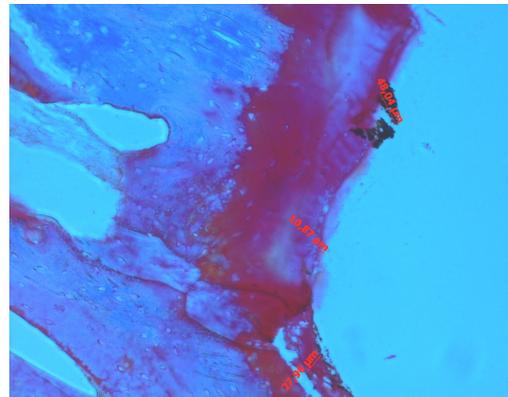


Abb. 38: Karbonisationszone nach Nd:YAG-Laserbestrahlung, Knochengewebe, 15W/0,5s, 20x

5.2.3 Vergleich der beiden Laser

Die Messergebnisse lassen sich wiederum dadurch verdeutlichen, dass man sie in Übersichtsglyphiken je nach Lasertyp vergleicht.

Wie oben beschrieben wird auch hier die Reihenfolge der Vergleichsdarstellungen Tiefe – Breite – Ablation – Karbonisation – Koagulation eingehalten.

Die einzelnen Übersichtsglyphiken finden sich im Abhang in den Tabellen TV11 bis TV20.

5.3 Parameterkombination 25W/0,5s

Als nächste Parameterkombination wird die Leistung auf 25W erhöht, während die Zeiteinstellung bei 0,5s verbleibt.

5.3.1 Diodenlaser

Knorpelgewebe:

Der Diodenlaser dringt im Mittelwert um $1107,55\mu\text{m}$ in das Knorpelgewebe ein. Die Breite des Kraters erstreckt sich im Mittelwert auf $622,53\mu\text{m}$. Die Ablation beträgt demgemäß $703861,0\mu\text{m}^2$. Der Karbonisationssaum misst $17,06\mu\text{m}$ im Mittelwert, während sich beim Koagulationssaum ein Mittelwert von $152,88\mu\text{m}$ ergibt.

Das exakte Messergebnis aller sechs Versuche ist tabellarisch im Anhang dargestellt (Tabelle TD5).

Die nachfolgenden Bilder zeigen den Lasereinschuss in drei verschiedenen Vergrößerungen.

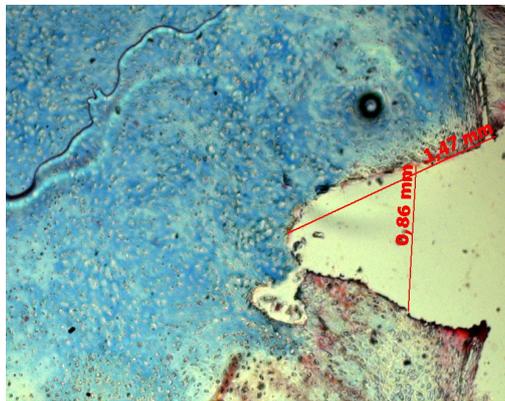


Abb. 39: Übersichtsbild Diodenlaser, Knorpelgewebe, 25W/0,5s, 2,5x

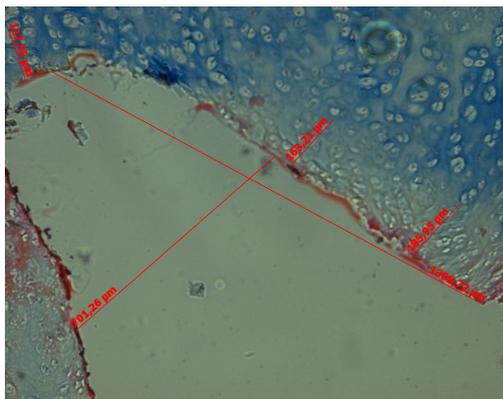


Abb. 40: Vaporisationstiefe und -breite und Koagulation Diodenlaser, Knorpelgewebe, 25W/0,5s, 10x

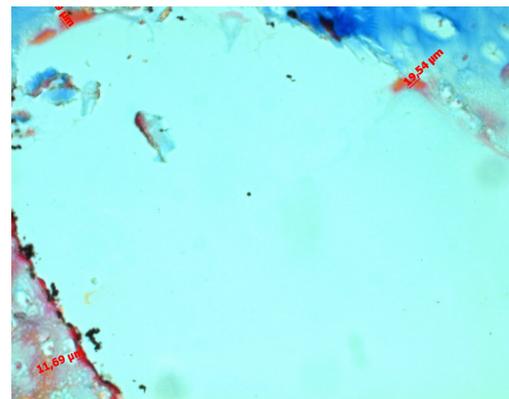


Abb. 41: Karbonisationszone Diodenlaser, Knorpelgewebe, 25W/0,5s, 20x

Knochengewebe:

Der Diodenlaser dringt im Mittelwert um $1473,19\mu\text{m}$ in das Knochengewebe ein. Die Breite des Kraters liegt im Mittelwert bei $953,33\mu\text{m}$. Die Ablation beträgt demgemäß

1411305,0 μm^2 . Der Karbonisationssaum bemisst sich auf 8,87 μm im Mittelwert, während sich beim Koagulationssaum ein Mittelwert von 156,50 μm ergibt.

Das exakte Messergebnis aller sechs Versuche ist tabellarisch im Anhang dargestellt (Tabelle TD6).

Die nachfolgenden Bilder zeigen den Lasereinschuss in drei verschiedenen Vergrößerungen.

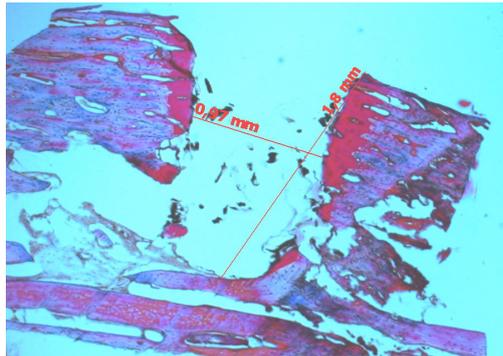


Abb. 42: Übersichtsbild Diodenlaser, Knochengewebe, 25W/0,5s, 2,5x

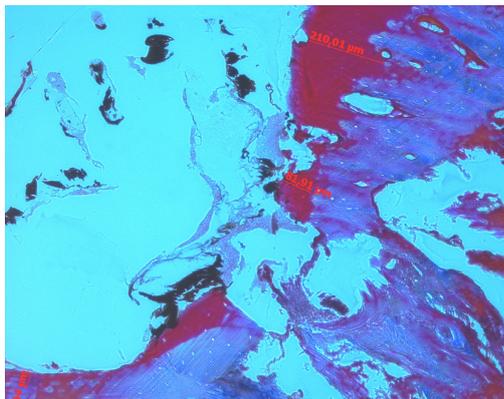


Abb. 43: Vaporisationstiefe und -breite und Koagulation, Diodenlaser, Knochengewebe, 25W/0,5s, 10x

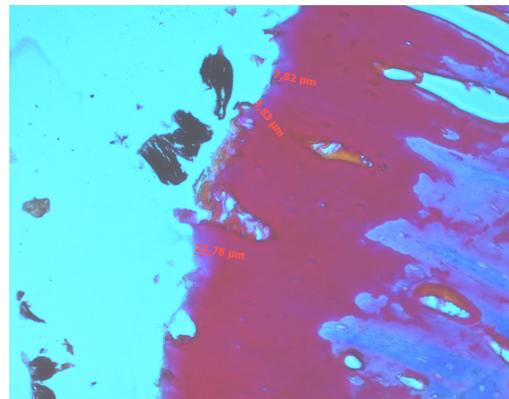


Abb. 44: Karbonisationszone Diodenlaser, Knochengewebe, 25W/0,5s, 20x

5.3.2 Nd:YAG-Laser

Knorpelgewebe:

Der Nd:YAG-Laser dringt im Mittelwert um 1155,40 μm in das Knorpelgewebe ein. Die Breite des Kraters erreicht im Mittelwert 290,21 μm . Die Ablation beträgt demgemäß 368144,0 μm^2 . Der Karbonisationssaum beläuft sich auf 10,66 μm im Mittelwert, während sich beim Koagulationssaum ein Mittelwert von 135,92 μm ergibt.

Das exakte Messergebnis aller sechs Versuche ist tabellarisch im Anhang dargestellt (Tabelle TN5).

Die nachfolgenden Bilder zeigen den Lasereinschuss in drei verschiedenen Vergrößerungen.

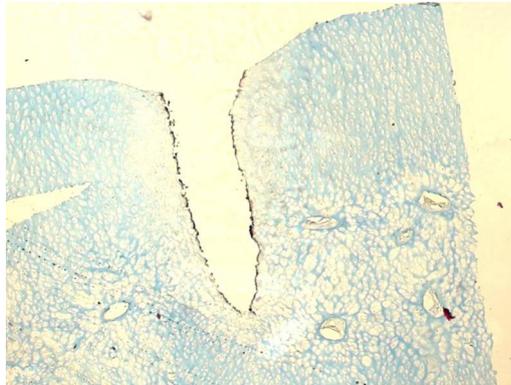


Abb. 45: Übersichtsbild Nd:YAG, Knochengewebe, 25W/0,5s, 2,5x

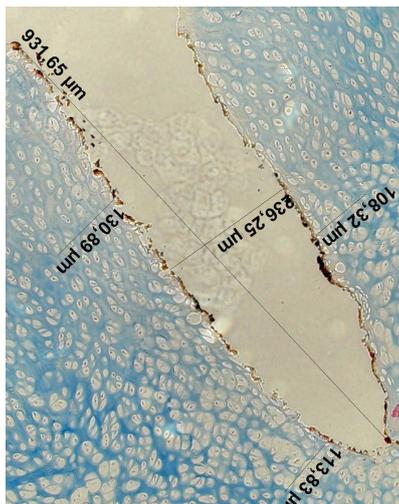


Abb. 46: Vaporisationstiefe und –breite, Koagulation Nd:YAG, Knorpelgewebe, 25W/0,5s, 10x

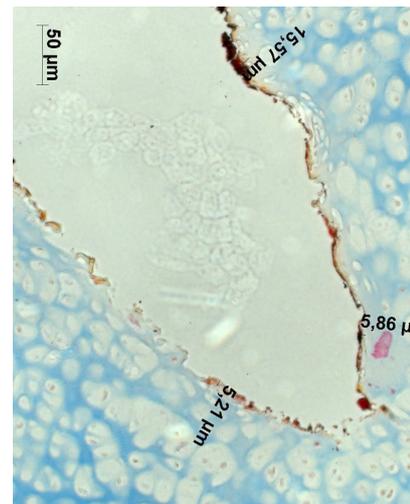


Abb. 47: Karbonisationszone Nd:YAG, Knorpelgewebe, 25W/0,5s, 20x

Knochengewebe:

Der Nd:YAG-Laser dringt im Mittelwert um $1091,84\mu\text{m}$ in das Knochengewebe ein. Die Breite des Kraters beträgt im Mittelwert $671,69\mu\text{m}$. Die Ablation beträgt demgemäß $746829,0\mu\text{m}^2$. Der Karbonisationssaum beträgt $15,06\mu\text{m}$ im Mittelwert, während sich beim Koagulationssaum ein Mittelwert von $147,64\mu\text{m}$ ergibt.

Das exakte Messergebnis aller sechs Versuche ist tabellarisch im Anhang dargestellt (Tabelle TN6).

Die nachfolgenden Bilder zeigen den Lasereinschuss in drei verschiedenen Vergrößerungen.

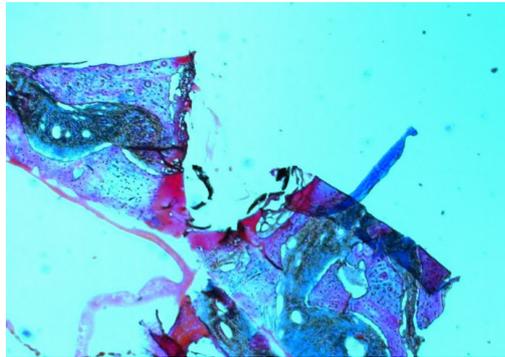


Abb. 48: Übersichtsbild Nd:YAG, Knochengewebe, 25W/0,5s, 2,5x

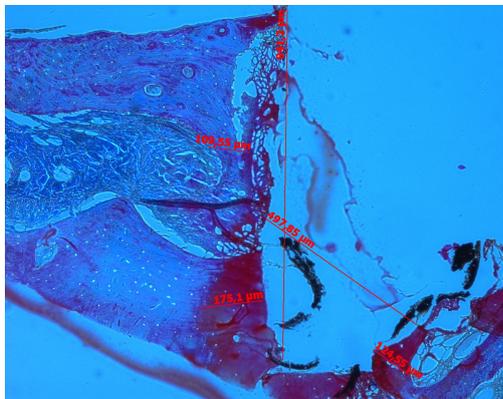


Abb. 49: Vaporisationstiefe und -breite, Koagulation Nd:YAG, Knochengewebe, 25W/0,5s, 10x

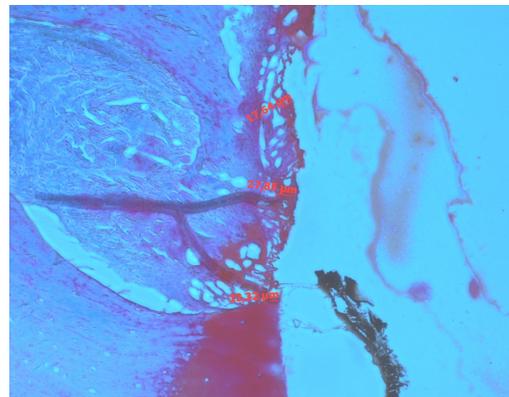


Abb. 50: Karbonisationszone Nd:YAG, Knorpelgewebe, 25W/0,5s, 20x

5.3.3 Vergleich der beiden Laser

Die Messergebnisse lassen sich wiederum dadurch verdeutlichen, dass man sie in Übersichtsgraphiken je nach Lasertyp vergleicht.

Wie oben beschrieben wird auch hier die Reihenfolge der Vergleichsdarstellungen Tiefe – Breite – Ablation – Karbonisation - Koagulation eingehalten.

Die einzelnen Übersichtsgraphiken finden sich im Abhang in den Tabellen TV21 bis TV30.

5.4 Gegenüberstellungen der Ergebnisse

Für jede Versuchsreihe (sechs Versuche) werden zur besseren Übersicht der Mittelwert (arithmetisches Mittel) der Messergebnisse bzgl. der Messkriterien Vaporisationstiefe, Vaporisationsbreite, Ablation, Karbonisation und Koagulation berechnet ($\bar{x} = \sum x_i/n$) [35]. Soweit 18

Versuche vorgenommen wurden (Karbonisations- und Koagulationssaum), ist eine zweifache Mittelwertbildung erforderlich, um die Vergleichbarkeit mit den übrigen Werten herzustellen.

Die beim Einsatz der beiden Lasertypen erzielten Mittelwerte werden sodann in einer Tabelle gegenübergestellt und in Form von Balken-Diagrammen sichtbar gemacht. In der dritten Spalte der jeweiligen Tabelle wird die Differenz des Einschusses der beiden Lasersysteme berechnet. Die Tabellen und die Diagramme differenzieren nach dem verwendeten Gewebe (Knorpel bzw. Knochen), dem Messkriterium (Vaporisationstiefe, Vaporisationsbreite, Ablation, Karbonisation, Koagulation) und nach den drei Parameterkombinationen (5W/0,5s, 15W/0,5s, 25W/0,5s), so dass die Wirkungsweisen der beiden Laser unter identischen Voraussetzungen exakt verglichen werden können.

Nach Feststellung der Wirkungsunterschiede der beiden hier untersuchten Lasertypen folgt für die durchgeführten Messzyklen eine statistische Berechnung und Auswertung der folgenden Werte:

- Standardabweichung (STABW)
- Standard Error (SE)
- T-quantile (95% des Konfidenzintervalls)
- Konfidenzintervall (CI)
- Untere Grenze des Konfidenzintervalls (unt. Grenze)
- Obere Grenze des Konfidenzintervalls (ob. Grenze)
- p-Wert t-Test.

Ziel dieser Berechnung ist zum einen die Berücksichtigung der Fehleranalyse der Messwerte und zum anderen die bessere Darstellung der Gewebealteration in Abhängigkeit von der jeweiligen Laserleistung. Außerdem lässt sich damit eine Aussage über die Signifikanz der Messergebnisse zwischen Dioden- und Nd:YAG-Laser treffen.

Die erste Tabelle und das erste Diagramm beschreiben die Eindringtiefe der beiden Laser zunächst im Knorpelgewebe bei den drei Parameterkombinationen. Anschließend werden die gleichen Messergebnisse im Knochengewebe dargestellt. Der erste Balken (hell) steht für den Diodenlaser, der zweite (dunkel) für den Nd:YAG-Laser. Die Laserstrahlung beider Laser wird gleichmäßig in alle Geweberichtungen emittiert, was auch Krespi et al. [57] in ihrer Studie beschreiben.

In der vorliegenden Untersuchung wurde bei den Präparaten das Entstehen einer kraterförmigen Gewebealteration beobachtet.

5.4.1 Mittelwerte der Ablationstiefe

Die Gegenüberstellung erfolgt zum einen mit Hilfe der Auswertung der exakten Messergebnisse (siehe Tabelle TM1), zum anderen durch das nachstehende Diagramm Nr.1.

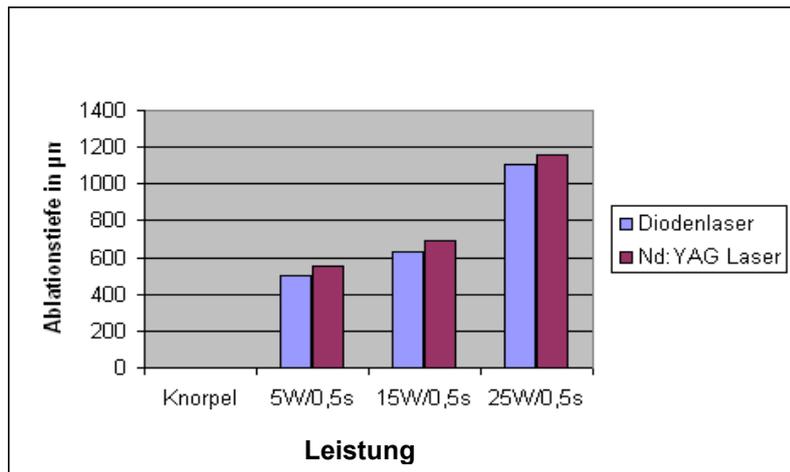


Diagramm 1: Gegenüberstellung der Mittelwerte Ablationstiefe, Knorpel

Im obigen Diagramm 1 ist klar ersichtlich, dass bei beiden Lasertypen und bei allen drei Parameterkombinationen die Eindringtiefe mit ansteigender Leistung zunimmt, jedoch nicht proportional zur ansteigenden Leistung. Die Eindringtiefe bei 15W ist nicht dreimal größer als bei 5W, sondern nur geringfügig größer, bei 25W nur etwa doppelt so groß. Dieses Ergebnis gilt gleichermaßen für beide Lasertypen.

Der Diodenlaser weist bei allen drei Parameterkombinationen im Knorpelgewebe eine geringere Eindringtiefe als der Nd:YAG-Laser auf.

Ausgehend vom Nd:YAG-Laser ermäßigt sich die Vaporisationstiefe beim Diodenlaser bei 5W/0,5s um **9,94%**, bei 15W/0,5s um **9,32%** und bei 25W/0,5s um **4,14%**. Mit steigender Leistung nehmen die Unterschiede ab. Der Unterschied zwischen 5W und 15W ist nur gering (**0,62%**), obwohl mit dreifacher Leistung gearbeitet wird. Der Unterschied zwischen 15W und 25W steigt wiederum deutlich an (**5,18%**), jedoch auch nicht im gleichen Verhältnis zur Leistung.

Im Durchschnitt hat der Diodenlaser eine um **7,8%** geringere Vaporisationstiefe.

Bei der Berechnung der statistischen Abweichungen ergeben sich unter Gegenüberstellung der Vaporisationstiefe der beiden hier untersuchten Lasertypen die folgenden, in der Tabelle TS1 aufgeführten Werte.

Die laut Tabelle TS1 errechneten p-Werte liegen sämtlichst $p > 0,05$ und bestätigen daher, dass die statistischen Abweichungen bei den gefundenen Messunterschieden zwischen den beiden Lasern in dem hier untersuchten Bereich der Vaporisationstiefe nicht signifikant sind.

In Tabelle TM2 sowie im folgenden Diagramm wird der Vergleich zwischen beiden Lasern unter den gleichen Voraussetzungen im Knochengewebe aufgeführt.

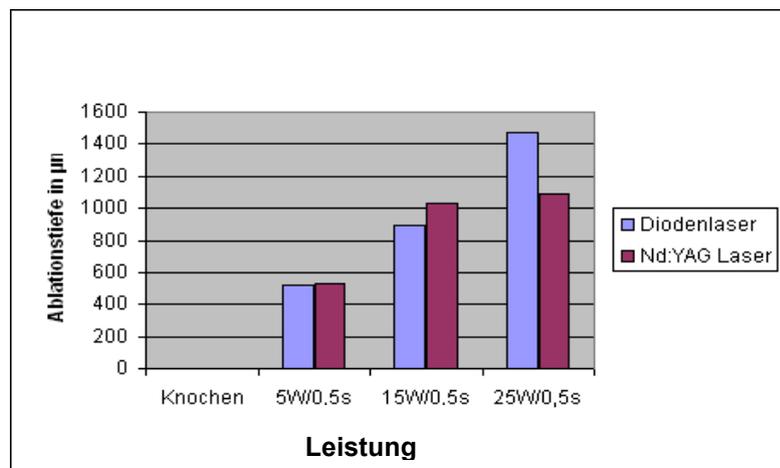


Diagramm 2: Gegenüberstellung der Mittelwerte Ablationstiefe, Knochen

Das 2. Diagramm zeigt, dass im Knochengewebe bei allen Parameterkombinationen die Eindringtiefe der beiden Lasertypen ebenfalls mit zunehmender Leistung ansteigt. Wiederum steigt die Eindringtiefe nicht in gleichem Maße an wie die Leistung, jedoch stärker im Vergleich zum Knorpeldiagramm. Im Knochengewebe ist die Eindringtiefe bei 15W/0,5s etwa doppelt so hoch wie bei 5W/0,5s, während im Fall des Knorpels nur ein Unterschied von wenigen μm bzw. 0,62% besteht. Bei der Parameterkombination 25W/0,5s ist es umgekehrt. Die Vaporisationstiefe des Diodenlasers übersteigt hier die des Nd:YAG-Lasers um 381,35 μm . Im Gegensatz dazu bleibt die Vaporisationstiefe des Diodenlasers im ersten Diagramm ausnahmslos unterhalb der des Nd:YAG-Lasers.

Betrachtet man den Verlauf der Vaporisationstiefen beim Diodenlaser im Einzelnen, dann sieht man, dass die Vaporisationstiefe zwischen 5W und 15W um $(897,27\mu\text{m} - 521,65\mu\text{m} = 375,62\mu\text{m})$ und zwischen 15W und 25W um $(1473,19\mu\text{m} - 897,27\mu\text{m} = 575,92\mu\text{m})$ kontinuierlich zunimmt. Je höher also die Leistung, desto größer die Vaporisationstiefe. Für den Nd:YAG Laser ist dieser Verlauf nicht zutreffend. Der Unterschied zwischen 5W und 15W ist sehr hoch

(503,82 μm) und übersteigt damit den des Diodenlasers um (503,82 – 375,62 =) 128,20 μm . Der Abstand zwischen 15W und 25W ist hingegen nur sehr gering (1091,84 – 1034,45 =) 57,39 μm , trotz einer um 10W stärkeren Leistung.

Wie im Knorpeldiagramm ergibt sich beim Diodenlaser in der Parameterkombination 15W/0,5s die geringste Vaporisationstiefe (um 137,19 μm geringer) verglichen mit dem Nd:YAG-Laser. Bei 5W/0,5s unterscheiden sich beide Laser nur minimal (-8,99 μm beim Diodenlaser). Ein großer Unterschied dagegen zeigt sich im Vergleich zum Knorpelgewebe bei 25W/0,5s. Der Diodenlaser dringt hier um (1473,19 – 1091,84 =) 381,35 μm tiefer ein als der Nd:YAG-Laser.

Ausgehend vom Nd:YAG-Laser ist bei 5W/0,5s die Vaporisationstiefe beim Diodenlaser um **1,69%** geringer, bei 15W/0,5s ist sie sogar deutlich geringer (**13,26%**), während es bei 25W/0,5s genau umgekehrt ist. Die Vaporisationstiefe des Diodenlasers übersteigt hier die des Nd:YAG-Lasers um **34,93%**.

Im Durchschnitt ermäßigt sich die Eindringtiefe beim Diodenlaser in den Parameterkombinationen 5W und 15W um **7,48%**. Unter Einbeziehung der Werte bei der Parameterkombination 25W/0,5s ergibt sich als Durchschnittswert eine um **6,7%** höhere Eindringtiefe beim Diodenlaser. Dieser Befund ist verursacht durch das Messergebnis des Diodenlasers bei der Parameterkombination 25W/0,5s dieser Versuchsreihe.

In der Tabelle TS2 werden die statistischen Abweichungen der im Knochengewebe festgestellten Messergebnisse dargestellt.

Die in Tabelle TS2 aufgeführten p-Werte sind $p > 0,05$ und bleiben beim Dioden- und Nd:YAG-Laser auch im Knochengewebe bzgl. des Messkriteriums Vaporisationstiefe nicht signifikant.

5.4.2 Mittelwerte der Vaporisationsbreite

Gegenübergestellt werden die exakten Messergebnisse rein zahlenmäßig (siehe Tabelle TM3) sowie durch das nachstehende Diagramm 3.

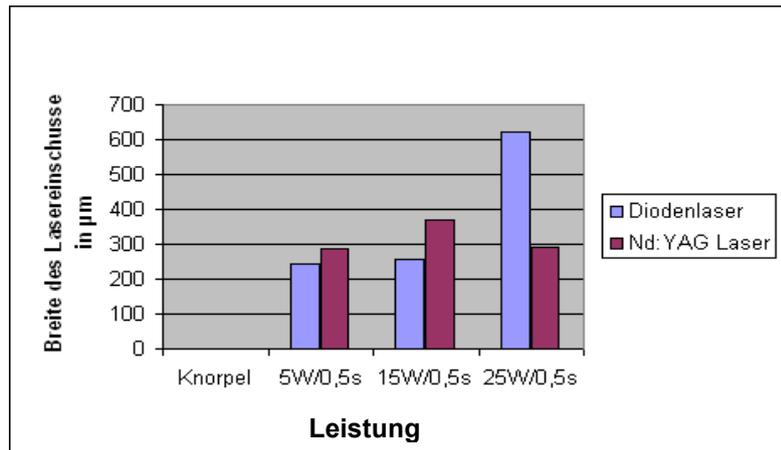


Diagramm 3: Gegenüberstellung der Mittelwerte Ablationsbreite, Knorpel

Die Messergebnisse im 3. Diagramm zeigen, dass bei beiden Lasertypen die Vaporisationsbreite in den Parameterkombinationen 5W/0,5s und 15W/0,5s mit zunehmender Leistung ansteigt, während bei 25W/0,5s eine gegensätzliche Entwicklung eintritt: hier steigt nur die Vaporisationsbreite bei Anwendung des Diodenlasers an; die Vaporisationsbreite beim Nd:YAG-Laser nimmt ab.

Die Vaporisationsbreite des Diodenlasers im Knorpelgewebe ist bei 5W/0,5s um 41,68µm und bei 15W/0,5s um 110,19µm geringer als beim Nd:YAG-Laser. Jedoch kehrt sich die Situation bei 25W/0,5s ins Gegenteil um. Hier kann man eine Zunahme der Vaporisationsbreite beim Diodenlaser feststellen sowie eine kleinere Vaporisationsbreite beim Nd:YAG-Laser. Die Vaporisationsbreite beim Diodenlaser ist mehr als doppelt so groß im Vergleich zum Nd:YAG-Laser (Diodenlaser: 622,53µm; Nd:YAG-Laser: 290,21µm). Der Unterschied beträgt 332,33µm.

Ausgehend vom Nd:YAG-Laser ist die Differenz der Vaporisationsbreite beim Diodenlaser **-14,60%** bei 5W/0,5s, bei 15W/0,5s beträgt sie **-29,89%**. Bei diesen Parameterkombinationen ist die Vaporisationsbreite des Diodenlasers um fast 15% bzw. um fast 30% geringer als bei Verwendung des Nd:YAG-Lasers. Bei 25W/0,5s ist es umgekehrt. Hier ergibt sich beim Nd:YAG-Laser eine um 332,33µm geringere Vaporisationsbreite, während die Vaporisationsbreite beim Diodenlaser um **114,51%** höher ist. Auffällig ist beim Nd:YAG-Laser die Abnahme der Einschussbreite (290,21µm) im Vergleich zur Parameterkombination 15W/0,5s (368,67µm) – ein Wert, der nur geringfügig höher ist als bei der Parameterkombination 5W/0,5s (285,45µm).

Im Durchschnitt hat der Diodenlaser eine um **23,34%** größere Vaporisationsbreite als der Nd:YAG-Laser. Dieses Resultat ist bedingt durch die vergleichsweise sehr große Vaporisationsbreite des Diodenlasers bei 25W/0,5s, während die Vaporisationsbreite bei 5W/0,5s und bei 15W/0,5s geringer ausfällt als beim Nd:YAG-Laser. Aufgrund der besonderen Werte bei der 25W/0,5s Parameterkonstellation ist es sinnvoll, wiederum auf den Durchschnittswert bei den beiden übrigen Parameterkombinationen hinzuweisen, der **-22,25%** beträgt.

Die Tabelle TS3 zeigt die statistischen Abweichungen der Messergebnisse bzgl. der Vaporisationsbreite auf.

Bei 5W/0,5s liegt der ermittelte $p > 0,05$. Folglich ist die statistische Abweichung bei der Vaporisationsbreite zwischen beiden Lasern nicht signifikant. Bei der Parameterkombination 15W/0,5s ist $p < 0,05$. Die statistischen Abweichungen der Messergebnisse zur Vaporisationsbreite der beiden Lasertypen sind hier erstmals hoch signifikant. Bei 25W/0,5s ist dagegen der p-Wert wiederum nicht signifikant.

In Tabelle TM4 sowie im folgenden Diagramm wird der Vergleich zwischen beiden Lasern unter den gleichen Voraussetzungen im Knochengewebe aufgeführt.

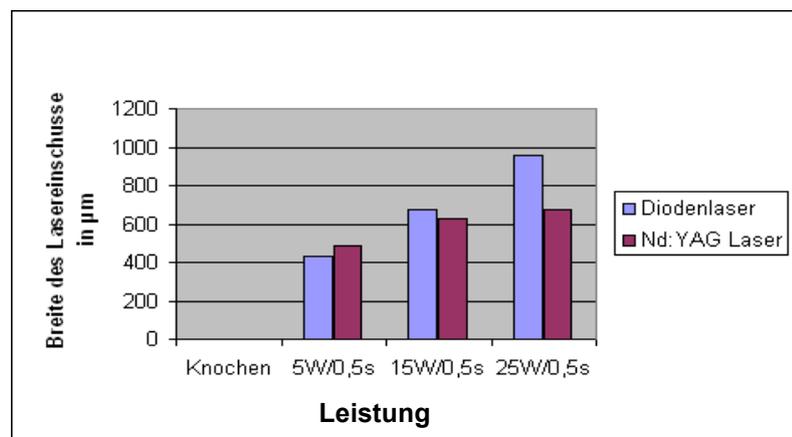


Diagramm 4: Gegenüberstellung der Mittelwerte Vaporisationsbreite, Knochen

In diesem 4. Diagramm ist ersichtlich, dass die Vaporisationsbreite beider Lasertypen mit zunehmender Leistung unterschiedlich ansteigt. Bei der ersten Parameterkombination 5W/0,5s ist die Vaporisationsbreite des Diodenlasers um 56,48µm geringer als die des Nd:YAG-Lasers. Dagegen übersteigt der Diodenlaser schon bei 15W/0,5s die Vaporisationsbreite des Nd:YAG-Lasers deutlich um 47,70µm. Besonders bei 25W/0,5s zeigt der Diodenlaser eine erheblich ausgeprägtere Vaporisationsbreite (281,64µm) verglichen mit dem Nd:YAG-Laser.

Eine Besonderheit der Messergebnisse dieses Diagramms liegt darin, dass der Diodenlaser nur in der Parameterkombination 5W/0,5s eine geringere Vaporisationsbreite auf-

weist, während sowohl bei 15W/0,5s als auch insbesondere bei 25W/0,5s die Vaporisationsbreite des Nd:YAG Lasers geringer ist. Bei 15W/0,5s beträgt der Unterschied zum Diodenlaser $47,7\mu\text{m}$; bei 25W/0,5s beträgt er $281,64\mu\text{m}$.

Ausgehend vom Nd:YAG-Laser hat der Diodenlaser bei der Parameterkombination 5W/0,5s eine geringere Vaporisationsbreite von **11,63%**. Bei den beiden anderen Parameterkombinationen ist es umgekehrt. Hier hat der Diodenlaser – wie aus dem Diagramm ersichtlich – bei 15W/0,5s eine um **7,61%**, bei 25W/0,5s sogar eine um **41,93%** größere Vaporisationsbreite als der Nd:YAG-Laser.

Im Durchschnitt ist die Vaporisationsbreite beim Diodenlaser um **12,64%** größer als beim Nd:YAG-Laser. Dieses Ergebnis beruht darauf, dass die Vaporisationsbreite nur bei 5W/0,5s geringer ist, während sie bei 15W/0,5s und bei 25W/0,5s über den Werten des Nd:YAG-Lasers liegt. Betrachtet man lediglich die 5W und 15W Parameterkombinationen, dann ergibt sich ein Durchschnittswert von **-4,02%**.

Die Berechnung der statistischen Abweichungen der gefundenen Werte zur Vaporisationsbreite im Knochengewebe findet sich in Tabelle TS4.

Bei der Parameterkombination 5W/0,5s zeigt sich, dass die statistischen Abweichungen der Messergebnisse der beiden Laserarten nicht signifikant ($p>0,05$) sind, genau so wie zuvor im Knorpelgewebe. Auch bei der Parameterkombination 15W/0,5s sind die statistischen Abweichungen der beiden Laser nicht signifikant ($p>0,05$). Eine statistische Signifikanz liegt bei 25W/0,5s vor ($p<0,05$).

5.4.3 Mittelwerte der Ablation

Die Gegenüberstellung erfolgt zum einen mit Hilfe der Auswertung der exakten Messergebnisse (siehe Tabelle TM5), zum anderen durch das nachstehende Diagramm Nr.5.

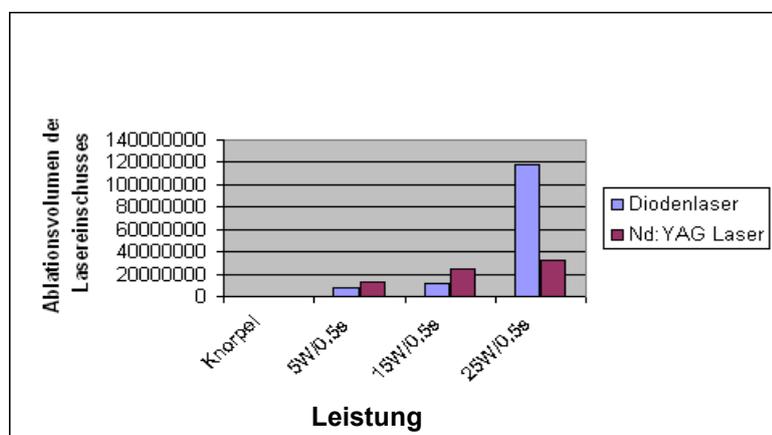


Diagramm 5: Gegenüberstellung der Mittelwerte Ablationsvolumina in μm^2 , Knorpel

In diesem 5. Diagramm wird deutlich, dass das Volumen der Ablation mit zunehmender Leistung bei beiden Lasertypen unterschiedlich ansteigt. Bei den Parameterkombinationen 5W/0,5s und 15W/0,5s ist im Fall des Diodenlasers ein jeweils geringeres Ablationsvolumen feststellbar, während bei 25W/0,5s das Ablationsvolumen des Diodenlasers deutlich ausgeprägter ist als beim Nd:YAG Laser.

Im Fall der Parameterkombination 5W/0,5s ist das Ablationsvolumen um $5.239.968\mu\text{m}^2$ geringer als beim Nd:YAG-Laser. Bei 15W/0,5s erhöht sich die Differenz auf $-13.494.619\mu\text{m}^2$. Demgegenüber übersteigt das Ablationsvolumen des Diodenlasers bei 25W/0,5s das des Nd:YAG-Lasers um $86.530.546\mu\text{m}^2$. Auffallend ist der besonders hohe Anstieg des Ablationsvolumens beim Diodenlaser im Vergleich zu den Werten bei 5W und bei 15W.

Ausgehend vom Nd:YAG-Laser ergibt sich, dass das Ablationsvolumen des Diodenlasers bei 5W/0,5s um **39,3%** geringer, und bei 15W/0,5s um **53,98%** geringer ist als im Fall des Nd:YAG-Lasers. Umgekehrt erhöht sich das Ablationsvolumen des Diodenlasers bei 25W/0,5s um **268,24%**. Die auffällige Höhe des Ablationsvolumens bei 25W/0,5s schreibt die schon in den vorherigen Diagrammen feststellbare Wirkungsweise des Diodenlasers bei dieser Parameterkonstellation fort.

Im Durchschnitt erhöht sich das Ablationsvolumen des Diodenlasers um **58,32%** im Vergleich zum Nd:YAG-Laser. Wiederum ist dieses Ergebnis stark beeinflusst von dem wesentlich höheren Ablationsvolumen des Diodenlasers bei der 25W/0,5s Parameterkombination. Bei Berechnung des Durchschnittes der Parametereinstellungen 5W/0,5s und 15W/0,5s ermäßigt sich der Wert auf **46,64%**.

In der Tabelle TS5 werden die statistischen Abweichungen der gemessenen Ablationsvolumina dargestellt.

Bei der Parameterkombination 5W/0,5s sind infolge des ermittelten p-Wertes die statistischen Abweichungen der gemessenen Ablationsvolumina der beiden Lasertypen nicht signifikant. Auch bei der Parameterkombination 15W/0,5s sind die statistischen Abweichungen des Dioden- und der Nd:YAG-Laser nicht signifikant, da hier wie auch oben $p > 0,05$ ist. Auffällig bei der Parameterkombination 25W/0,5s ist, dass hier wiederum beide Laser hoch signifikant sind ($p < 0,01$).

In Tabelle TM6 sowie im folgenden Diagramm wird der Vergleich zwischen beiden Lasern unter den gleichen Voraussetzungen im Knochengewebe aufgeführt.

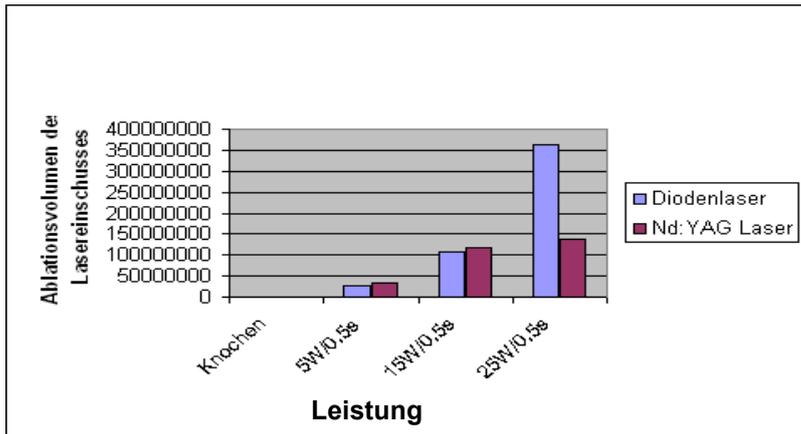


Diagramm 6: Gegenüberstellung der Mittelwerte Ablationsvolumina in μm^2 , Knochen

Aus diesem Diagramm (Nr. 6) geht hervor, dass das Volumen der Ablation wiederum mit zunehmender Leistung bei beiden Lasertypen ansteigt, jedoch in unterschiedlichem Maße. Bei den Parameterkombinationen 5W/0,5s und 15W/0,5s ist im Fall des Diodenlasers ein jeweils geringeres Ablationsvolumen feststellbar, während bei 25W/0,5s das Ablationsvolumen des Diodenlasers deutlich größer ist als beim Nd:YAG-Laser, ähnlich wie beim 5. Diagramm.

Im Fall der Parameterkombination 5W/0,5s ist das Ablationsvolumen um $6.953.190\mu\text{m}^2$ geringer als beim Nd:YAG-Laser. Bei 15W/0,5s erhöht sich die Differenz auf $-8.749.115\mu\text{m}^2$. Demgegenüber übersteigt das Ablationsvolumen des Diodenlasers bei 25W/0,5s das des Nd:YAG-Lasers um $225.452.959\mu\text{m}^2$. Auffallend ist erneut der besonders hohe Anstieg des Ablationsvolumens beim Diodenlaser im Vergleich zu den Werten bei 5W und bei 15W. Insgesamt weisen die Diagramme 5 (Knorpel) und 6 (Knochen) eine weitgehende Ähnlichkeit auf.

Ausgehend vom Nd:YAG-Laser zeigt sich, dass das Ablationsvolumen des Diodenlasers bei 5W/0,5s um **21,06%** geringer, und bei 15W/0,5s um **7,44%** geringer ist als im Fall des Nd:YAG-Lasers. Umgekehrt erhöht sich das Ablationsvolumen des Diodenlasers bei 25W/0,5s um **162,33%**. Die auffällige Höhe des Ablationsvolumens bei 25W/0,5s schreibt die schon in den vorherigen Diagrammen feststellbare Wirkungsweise des Diodenlasers bei dieser Parameterkombination fort.

Im Durchschnitt erhöht sich das Ablationsvolumen des Diodenlasers um **44,61%** im Vergleich zum Nd:YAG-Laser. Wiederum ist dieses Ergebnis stark beeinflusst von dem wesentlich höheren Ablationsvolumen des Diodenlasers bei der 25W/0,5s Parameterkombination. Betrachtet man lediglich die Parameterkombinationen 5W und 15W, dann reduziert sich beim Diodenlaser das Ablationsvolumen um durchschnittlich **14,25%**.

In der Tabelle TS6 werden die statistischen Abweichungen der Messergebnisse im Knorpelgewebe berechnet.

Die drei ermittelten p-Werte im Knorpelgewebe ähneln sehr den drei p-Werten im vorher beschriebenen Knorpelgewebe. Bei 5W/0,5s und 15W/0,5s sind der Dioden- und der Nd:YAG-Laser nicht signifikant ($p > 0,05$), während die Mittelwerte bei der Parameterkombination 25W/0,5s beider Laser signifikant sind ($p < 0,05$).

5.4.4 Mittelwerte der Karbonisationszone

Die Gegenüberstellung erfolgt zum einen mit Hilfe der Auswertung der exakten Messergebnisse (siehe Tabelle TM7), zum anderen durch das nachstehende Diagramm Nr.7.

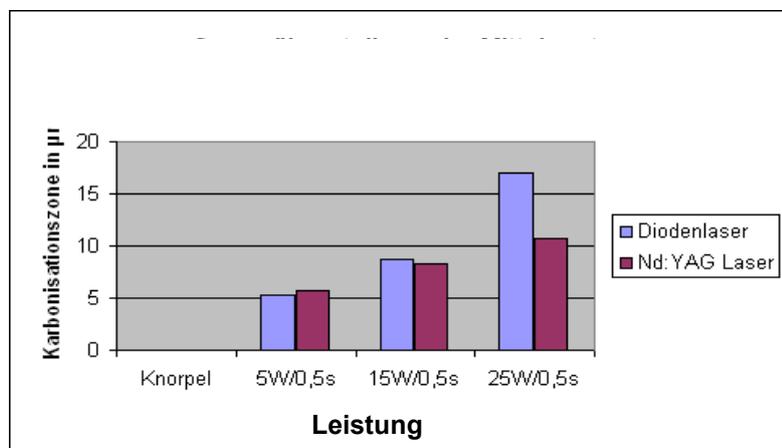


Diagramm 7: Gegenüberstellung der Mittelwerte Karbonisationszone, Knorpel

In diesem 7. Diagramm ist ersichtlich, dass der Karbonisationssaum beider Lasertypen mit zunehmender Leistung ansteigt. Bei der ersten Parameterkombination 5W/0,5s ist der Karbonisationssaum des Diodenlasers um $0,38\mu\text{m}$ schmäler als der des Nd:YAG-Lasers. Dagegen übersteigt der Diodenlaser schon bei 15W/0,5s den Karbonisationssaum des Nd:YAG-Lasers um $0,41\mu\text{m}$. Besonders bei 25W/0,5s zeigt der Diodenlaser einen deutlich ausgeprägteren Karbonisationssaum von $6,40\mu\text{m}$ verglichen mit dem Nd:YAG-Laser.

Eine Besonderheit der Messergebnisse dieses Diagramms liegt darin, dass der Diodenlaser nur in der Parameterkombination 5W/0,5s einen geringeren Karbonisationssaum aufweist, während sowohl bei 15W/0,5s als auch insbesondere bei 25W/0,5s der Karbonisationssaum des Nd:YAG-Lasers geringer ist.

Ausgehend vom Nd:YAG-Laser ergibt sich bei der Parameterkombination 5W/0,5s ein geringerer Karbonisationssaum von **6,6%** beim Diodenlaser. Bei den beiden anderen Parameterkombinationen ist es umgekehrt. Hier hat der Diodenlaser – wie aus dem Diagramm ersichtlich –

bei 15W/0,5s einen um **4,95%**, bei 25W/0,5s sogar einen um **60,03%** größeren Karbonisationsraum als der Nd:YAG-Laser.

Im Durchschnitt ist der Karbonisationsraum beim Diodenlaser um **19,46%** größer als beim Nd:YAG-Laser. Dieses Ergebnis beruht darauf, dass der Karbonisationsraum nur bei 5W/0,5s geringer ist, während er bei 15W/0,5s und bei 25W/0,5s über den Werten des Nd:YAG-Lasers liegt. Betrachtet man lediglich die 5W und 15W Parameterkombinationen, dann ergibt sich ein Durchschnittswert von **-0,83%**.

Wie vorher erwähnt, wird für die Karbonisationszonenberechnung aufgrund der 18 Messungstichproben der Mittelwert zweifach bestimmt. In der Tabelle TM8 wird zunächst aus den jeweils 3 Messungen ein Mittelwert berechnet.

Aus diesen 6 neu gebildeten Mittelwerten wird nun ein 2. Mittelwert berechnet, mit dem nachfolgend die Berechnung der statistischen Abweichungen (Tabelle TS8) erfolgt. Die drei ermittelten p-Werte bzgl. des Karbonisationsraumes im Knorpelgewebe sind in allen Parameterkombinationen nicht signifikant ($p > 0,05$).

In Tabelle TM9 sowie im folgenden Diagramm Nr.8 wird der Vergleich zwischen beiden Lasern unter den gleichen Voraussetzungen im Knochengewebe aufgeführt.

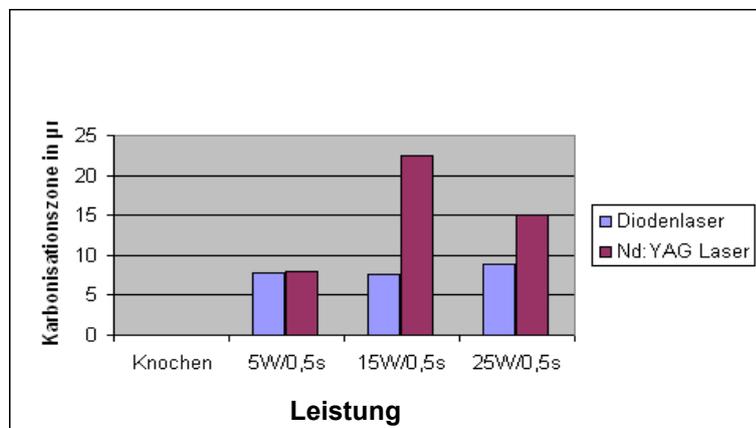


Diagramm 8: Gegenüberstellung der Mittelwerte Karbonisationszone, Knochen

Im 8. Diagramm sieht man, dass der Karbonisationsraum nicht unbedingt mit zunehmender Leistung ansteigt.

Bei allen Parameterkombinationen weist der Diodenlaser eine geringere Karbonisationszone auf als der Nd:YAG-Laser. Die Differenz zwischen beiden Lasern beträgt bei 5W/0,5s nur $0,18\mu\text{m}$, das sind **-2,28%**, bei 15W/0,5s sind es $14,93\mu\text{m}$ bzw. **-66,33%**. Interessant ist der mehr als verdoppelte Unterschied des Karbonisationsraumes des Nd:YAG-Lasers bei 15W/0,5s, wäh-

rend der Diodenlaser trotz steigender Leistung bei dieser Parameterkombination eine geringfügig kleinere Karbonisationszone aufweist als bei 5W/0,5s. Bei der dritten Einstellung der Parameter (25W/0,5s) ist der Karbonisationssaum des Diodenlasers nur leicht größer als bei den vorherigen Kombinationen. Dagegen fällt beim Nd:YAG-Laser der Karbonisationssaum bei 25W/0,5s trotz steigender Leistung um $7,45\mu\text{m}$. Der Diodenlaser weist bei dieser Parameterkombination dennoch eine um $6,19\mu\text{m}$ (= **41,10%**) geringere Karbonisationszone auf als der Nd:YAG-Laser.

Im Durchschnitt ermäßigen sich die Werte beim Diodenlaser um **36,57%** im Vergleich zum Nd:YAG-Laser. Bezogen auf die Parameterkombinationen 5W und 15W beträgt der Durchschnittswert **-34,31%**.

Für die Karbonisationszone im Knochengewebe wird der 1. Mittelwert in Tabelle TM10 berechnet.

Aus diesen 6 neu gebildeten Mittelwerten wird nun ein 2. Mittelwert berechnet, mit dem nachfolgend die Berechnung der statistischen Abweichungen (Tabelle TS9) erfolgt.

Der ermittelte p-Wert zeigt für beide Laser bei der Parameterkonstellation 5W/0,5s keine statistische Signifikanz ($p > 0,05$). Dagegen ist der p-Wert bzgl. des Karbonisationssaums bei 15W/0,5s und 25W/0,5s im Knochengewebe bei beiden Lasern hoch signifikant ($p < 0,01$).

5.4.5 Mittelwerte der Koagulationszone

Die Gegenüberstellung erfolgt zum einen mit Hilfe der Auswertung der exakten Messergebnisse (siehe Tabelle TM11), zum anderen durch das nachstehende Diagramm Nr.9.

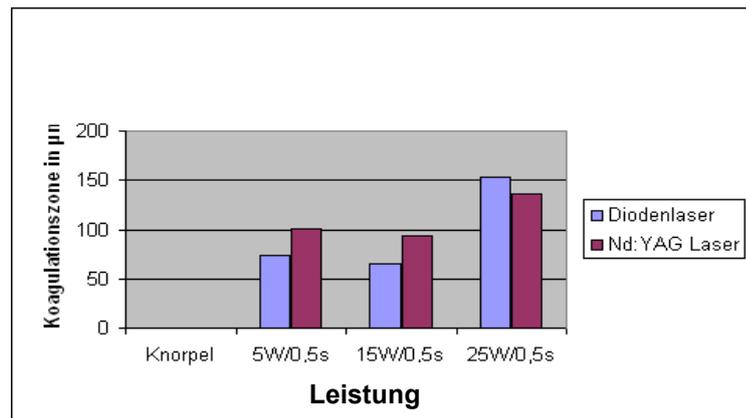


Diagramm 9: Gegenüberstellung der Mittelwerte Koagulationszone, Knorpel

Im 9. Diagramm sieht man, dass die Koagulationszone nicht unbedingt mit zunehmender Leistung ansteigt, ähnlich wie beim 7. Diagramm.

Bei den Parameterkombinationen 5W/0,5s und 15W/0,5s weist der Diodenlaser eine geringere Koagulationszone auf als der Nd:YAG-Laser. Bei 5W/0,5s beträgt die Differenz zwischen beiden Lasern 26,92µm, das sind **-26,77%**, bei 15W/0,5s sind es 27,55µm oder **-29,47%**. Interessant ist hierbei, dass beide Laser eine geringere Koagulationszone bei 15W/0,5s haben als bei 5W/0,5s. Bei der dritten Einstellung der Parameter (25W/0,5s) ist die Koagulationszone in beiden Fällen größer als bei 5W und 15W, jedoch kehrt sich das Verhältnis der beiden Lasertypen untereinander wiederum um. Die Koagulationszone des Diodenlasers ist um 16,96µm bzw. **12,48%** größer als beim Nd:YAG-Laser.

Im Durchschnitt ermäßigt sich der Wert beim Diodenlaser um **14,59%** im Vergleich zum Nd:YAG-Laser. Bezogen auf die Parameterkombinationen 5W und 15W beträgt der Durchschnittswert **-28,12%**.

Wie vorher erwähnt, wird auch für die Koagulationsberechnung aufgrund der 18 Messungsstichproben der Mittelwert zweifach bestimmt. In der Tabelle TM12 wird zunächst aus den jeweils 3 Messungen ein Mittelwert berechnet.

Aus diesen 6 neu gebildeten Mittelwerten wird nun ein 2. Mittelwert berechnet, mit dem in Tabelle TS10 die Berechnung der statistischen Abweichungen erfolgt.

Der Koagulationssaum bei 5W/0,5s sowie 15W/0,5s ist bei beiden Lasern statistisch signifikant ($p < 0,05$). Bei 25W/0,5s ist der Koagulationssaum zwischen beiden Lasern wiederum nicht signifikant. Auffällig ist, dass die statistische Signifikanz der Werte mit zunehmender Leistung abnimmt.

In Tabelle TM13 sowie im folgenden Diagramm Nr.10 wird der Vergleich zwischen beiden Lasern unter den gleichen Voraussetzungen im Knochengewebe aufgeführt.

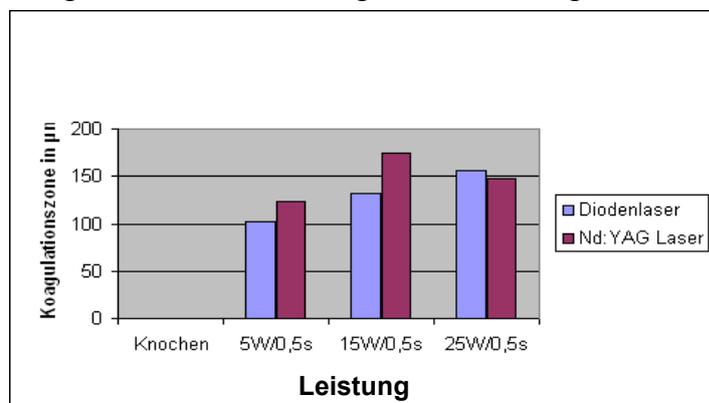


Diagramm 10: Gegenüberstellung der Mittelwerte Koagulationszone, Knochen

Dieses Diagramm 10 zeigt bei zunehmender Leistung eine entsprechend zunehmende Koagulationszone für den Diodenlaser. Im Fall des Nd:YAG-Lasers fehlt diese Regelmäßigkeit. Hier nimmt die Koagulationszone bei 15W im Vergleich zu 5W zu, während sie bei 25W auf einen Wert zwischen den beiden vorherigen Werten zurückgeht. Bei 25W ist demgemäß die Koagulationszone des Nd:YAG-Lasers geringfügig kleiner als die des Diodenlasers. In den Fällen 5W und 15W weist der Diodenlaser eine deutlich geringere Koagulationszone auf, ähnlich wie im Knorpeldiagramm (Diagramm 9, siehe oben S.63).

Der Diodenlaser führt bei 5W/0,5s zu einer um $21,77\mu\text{m}$ bzw. **17,56%** geringeren Koagulationszone, bei 15W/0,5s beträgt die Differenz zum Nd:YAG-Laser $42,69\mu\text{m}$ oder **24,52%**. Bei der Parameterkombination von 25W/0,5s hat hingegen der Diodenlaser einen höheren Koagulationssaum von $8,86\mu\text{m}$ oder **6%** verglichen mit dem Nd:YAG-Laser.

Im Durchschnitt reduziert sich die Koagulationszone beim Diodenlaser insgesamt um **12,03%**. Betrachtet man lediglich die Parameterkombinationen 5W und 15W, dann beträgt der Durchschnittswert **-21,04%**.

Wie zuvor im Knorpelgewebe wird jetzt auch im Knochengewebe der 1. Mittelwert aus den 18 Versuchen berechnet (Tabelle TM14).

Nun wird der 2. Mittelwert errechnet, woraus anschließend die statistische Bewertung (Tabelle TS11) vorgenommen wird.

Der Koagulationssaum im Knochengewebe ist bei allen drei Parameterkombinationen bzgl. statistischer Abweichung nicht signifikant ($p > 0,05$). Im Gegensatz zum Knorpelgewebe ist keine Tendenz der p-Werte zu erkennen.

6. Diskussion

Die vollständigen Messergebnisse unter Gegenüberstellung des Diodenlasers und des Nd:YAG-Lasers erlauben im Rahmen der vorliegenden Untersuchung eine Evaluierung der gefundenen Ergebnisse.

6.1 Evaluierung der Untersuchungsergebnisse

Die Evaluierung wird dadurch erleichtert, dass sich die vorliegende Untersuchung an die inzwischen international üblichen Standardbedingungen hält. Bei der Parameterkombination wird durchgängig eine Bestrahlungsdauer von 0,5s zugrunde gelegt, im Einklang mit der Erkenntnis, dass die Laserstrahlung nur für eine kurze Zeitschiene auf Gewebe appliziert werden sollte aufgrund der sonst erhöhten möglichen Komplikationsgefahr [110, 80, 114]. Aus der klinischen Erfahrung in der Humanmedizin ist bekannt, dass die Lasertherapie eine deutliche Schrumpfung des Organs verursacht [4, 72, 89]. Die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit zeigen einen ähnlichen Effekt. Daher ist die Verwendung kleinerer Leistungen und kurzer Bestrahlungszeit (5W/0,5s) bei der Laseranwendung an der Nasenscheidewand zu bevorzugen, um genauer und präziser an den minimalen Strukturen in der Nase arbeiten zu können. Darüber hinaus kommt es laut einer Studie von Neckel [74] bei der Laseranwendung zu einer kontinuierlichen Temperaturerhöhung, so dass möglichst geringe Ausgangsenergien verwendet werden sollten.

Bezüglich der Leistungsdichte der Laser ist festzuhalten, dass als Ausgangspunkt der vorliegenden Untersuchung der Nd:YAG-Laser die Standard – Parameterkombination dient, d.h. 5W/0,5s. Diese Kombination ist sowohl in Deutschland als auch international der übliche Standard. Sie bildet die Grundlage wissenschaftlicher Untersuchungen zum Einsatz des Lasers (siehe 9. internationaler Laserkongress) [45]. Auch beim Diodenlaser hat sich diese Parameterkombination standardmäßig herausgebildet, wie auf dem internationalen Laserkongress im Februar 2005 in Berlin von Frau Priv.-Doz. Dr. Marietta Hopf berichtet wurde. Newman [76] arbeitete in seiner Studie mit Leistungen zwischen 4-6W, während das Krankenhaus Neukölln auch Leistungen zwischen 7-10W [91] verwendete. Als obere Grenze wird zunächst die Laserleistung von 30W festgelegt. Palmer [81] und Ilgner et al. [44] hatten in ihrer Studie 20W als obere Grenze für den Vergleich beider Laser festgemacht. Die vorliegende Untersuchung hat die Obergrenze für den Vergleich beider Laser auf 25W angehoben, um das Bild abzurunden. Die Untersuchung beschränkt sich bewusst nicht auf die Gegenüberstellung der Standard-

Parameterkombinationen von Nd:YAG- und Diodenlaser, sondern bemüht sich um eine breitere Parameterkombination, in der Erwartung, dass dadurch die Untersuchungsergebnisse aussagekräftiger sind.

Nachstehend wird der Vergleich zwischen der Leistungs- und Energiedichte beim Einsatz beider Laser dargestellt. Hierbei ist zusätzlich zwischen den Ergebnissen von Knorpel und Knochen zu differenzieren.

6.1.1 Energiedichte der beiden Laser im Knorpelgewebe

Während der Absorption geht die Energie der eingestrahnten Photonen in thermische Energie der absorbierenden Moleküle über. Laut FEELS [38] liegt die optische Eindringtiefe für den Nd:YAG-Laser zwischen 2,5 bis 8mm, für den Diodenlaser zwischen 2 bis 4mm. Diese Angabe ist für beide Lasersysteme abhängig von der Zusammensetzung des bestrahlten Gewebes. Der Nd:YAG-Laser hat im Vergleich zum Diodenlaser eine etwa um den Faktor 3 geringere Absorption im Wasser und damit eine erhöhte Tiefenwirkung [71].

Aus der Literatur ist auch bekannt, dass die Absorption des Diodenlasers (980nm lange Infrarotstrahlung) im pigmentierten Gewebe, besonders im Oxyhämoglobin, gegenüber dem Nd:YAG-Laser (Wellenlänge 1064 nm) deutlich erhöht ist. Somit hat der Diodenlaser mit einer Wellenlänge von 980nm eine geringere optische Eindringtiefe, sowohl im nativen als auch im koagulierten Gewebe [68].

Der Diodenlaser erreicht beispielsweise ein Peak in der Absorptionskurve von Wasser (4-fach höher als beim Nd:YAG-Laser) [68], d.h. der Diodenlaser hat eine geringere Eindringtiefe im Gewebe.

Die Ergebnisse der vorliegenden Untersuchung weisen in die gleiche Richtung. Vergleicht man die 5 Diagramme, die sich auf das Knorpelgewebe beziehen, dann wird erkennbar, dass bei der Leistungsdichte 5W/0,5s und 15W/0,5s das Ausmaß der Gewebeabtragung bei Anwendung des Diodenlasers geringer ausfällt als bei Anwendung des Nd:YAG-Lasers – mit Ausnahme der Karbonisationszone, bei der umgekehrt die Energiedichte des Diodenlasers geringfügig größer ist. In der Tendenz lässt sich bei der Leistungsdichte 5W/0,5s und 15W/0,5s beim Diodenlaser eine geringere Energiedichte feststellen. Ist eine bestimmte Gewebeabtragung intendiert, dann muss beim Einsatz des Diodenlasers in diesem Bereich dessen geringere Energiedichte berücksichtigt werden. Laut der Untersuchung von Niamtu [77] penetriert der Nd:YAG-Laser mit seiner 1064nm Wellenlänge das Gewebe tiefer und kann demnach in tieferen Gewe-

belagen größere Effekte erzielen. Bei Eingriffen an oberflächlichen Gewebestrukturen ist er dagegen weniger effektiv.

Bei der Parameterkombination 25W/0,5s weist der Diodenlaser nur eine im Vergleich zum Nd:YAG-Laser leicht geringere Vaporisationstiefe auf, während alle übrigen Knorpel-Diagramme umgekehrt eine z.T. deutlich geringere Energiedichte des Nd:YAG-Lasers zeigen. Das gilt insbesondere für das Ablationsvolumen, die Vaporisationsbreite - die das Ablationsvolumen maßgeblich beeinflusst - und die Karbonisationszone, ferner in geringerem Maße für die Koagulation.

Im Durchschnitt vergrößert sich die Energiedichte des Diodenlasers bei allen 3 Leistungsdichten um **15,75%**, wobei dieses Ergebnis vor allem durch die großen Wirkungsunterschiede bei der Leistungsdichte 25W/0,5s beeinflusst ist. Legt man lediglich die Leistungsdichten 5W/0,5s und 15W/0,5s zugrunde, dann ergeben sich im Einzelnen durchschnittliche Energiedichten von

Vaporisationstiefe:	-9,63%
Vaporisationsbreite:	-22,25%
Ablationsvolumen:	-46,64%
Karbonisationszone:	- +0,83%
Koagulationszone:	-28,12%

insgesamt wird das Knorpelgewebe bei Anwendung des Diodenlasers um **-21,49%** geringer beansprucht als beim Nd:YAG-Laser.

Dem gegenüber nimmt bei der Leistungsdichte 25W/0,5s die Energiedichte bei Anwendung des Diodenlasers im Durchschnitt um

Vaporisationstiefe:	-4,14%
Vaporisationsbreite:	+114,51%
Ablationsvolumen:	+268,24%
Karbonisationszone:	+60,03%
Koagulationszone:	+12,48%

insgesamt demnach um **90,22%** zu.

Diese Zahlen bestätigen die aus den Diagrammen bereits ersichtliche unterschiedliche Energiedichte der beiden Laser bei zunehmender Leistungsdichte im Knorpelgewebe. Lässt sich bei der Leistungsdichte 5W/0,5s und 15W/0,5s noch eine einheitliche Tendenz erkennen, die auf eine durchschnittlich um 21,49% geringere Energiedichte des Diodenlasers hinausläuft, so wird bei der Parameterkombination 25W/0,5s die durchschnittlich um 90,22% höhere, also fast doppelt so hohe Energiedichte des Diodenlasers im Knorpelgewebe im Vergleich zum Nd:YAG-Laser deutlich.

Der Diodenlaser weist bei allen drei Parameterkombinationen im Knorpelgewebe eine geringere Energiedichte als der Nd:YAG-Laser auf. Dieser Befund steht im Einklang mit der Darstellung der Biolitec AG Broschüre [11], wonach die thermische Eindringtiefe beim Diodenlaser im Vergleich zum Nd:YAG-Laser geringer ist. Bei der Leistungsdichte 5W/0,5s beträgt laut Diagramm 1 (siehe oben S. 74) die Differenz der Eindringtiefe 54,84µm, bei 15W/0,5s sind es 64,48µm und bei 25W/0,5s nur noch 47,85µm. Am eindeutigsten ist der Abstand bei 15W/0,5s. Der Nd:YAG-Laser ist daher schlechter zu kontrollieren [95] und weist ein größeres Risiko der Septumperforation auf [23].

Hieraus folgt ferner, dass mit steigender Leistungsdichte die Unterschiede der Energiedichte der beiden Laser abnehmen. Der Unterschied zwischen 5W und 15W ist nur gering (0,62%), obwohl mit dreifacher Leistung gearbeitet wird. Der Unterschied zwischen 15W und 25W steigt wiederum deutlich an (5,18%), jedoch nicht proportional zur Leistung. Zu ähnlichen Ergebnissen kommt die Untersuchung von Scholz, Umkirch und Grothves-Spork [92]. Darin heißt es, dass sich die prozentuale Steigerung auf höhere Leistungen nicht direkt auf größere Schnitttiefen übertragen lässt.

Im 7. Diagramm (siehe oben S. 84) ist ersichtlich, dass die Ausdehnung des Karbonisationsaums beider Lasertypen mit zunehmender Leistung ansteigt. Im Gegensatz dazu zeigt die Studie von Neckel [74] auf, dass sich bei niedrigerer Leistung (1,5W und 5W) mehr Karbonisierungen finden als bei höherer Leistung (20W und 25W). Dieses Ergebnis wird in der vorliegenden Studie nicht bestätigt.

6.1.2 Energiedichte der beiden Laser im Knochengewebe

Versuche bzgl. der Laserosteotomie wurden schon an verschiedenen Versuchstieren und Leichenknochen durchgeführt [70, 28]. Übereinstimmend berichten die Autoren über auftretende Heilungsverzögerungen, welche sie alle auf die thermische Schädigung und dabei besonders auf die verbleibende Karbonisationszone zurückführen [92]. Auch wenn der Heilungsverlauf nach

der Lasertherapie in der vorliegenden Arbeit nicht weiter verfolgt wird, so sind diese Literaturstellen doch insofern von Interesse, als die Laserosteotomie nur dann wirksam eingesetzt werden kann, wenn die genauen Wirkungsweisen der jeweiligen Laser bekannt sind. Hierbei spielt bei der vorliegenden Arbeit der Vergleich der Leistungs- und Energiedichte des Dioden- und Nd:YAG-Lasers eine entscheidende Rolle.

Vergleicht man die 5 Diagramme, die sich auf das Knochengewebe beziehen (siehe oben Diagramm 2, S.54; Diagramm 4, S.57; Diagramm 6, S.60; Diagramm 8, S.62; Diagramm 10, S.64), dann wird erkennbar, dass bei der Leistungsdichte 5W/0,5s und 15W/0,5s die Energiedichte beim Diodenlasers geringer ausfällt als bei Anwendung des Nd:YAG-Lasers – mit Ausnahme der Vaporisationsbreite, bei der umgekehrt die Energiedichte des Diodenlasers geringfügig größer ist. In der Tendenz lässt sich, wie schon im Knorpelgewebe, bei diesen Leistungsdichten eine geringere Energiedichte im Knochengewebe feststellen. Ist eine bestimmte Gewebeabtragung intendiert, dann müsste dies bei Einsatz des Diodenlasers wegen dessen insoweit geringerer Energiedichte in diesem Bereich berücksichtigt werden.

Bei der Parameterkombination 25W/0,5s weist der Diodenlaser nur bei der Karbonisationszone eine im Vergleich zum Nd:YAG-Laser deutlich geringere Energiedichte auf, während alle übrigen Knochen-Diagramme umgekehrt eine z.T. erheblich höhere Energiedichte des Diodenlasers im Vergleich zum Nd:YAG-Laser zeigen. Das gilt insbesondere für das Ablationsvolumen, aber auch für die Vaporisationstiefe und die Vaporisationsbreite, die das Ablationsvolumen maßgeblich beeinflussen, und in geringerem Maße für die Koagulation.

Im Durchschnitt vergrößert sich die Energiedichte des Diodenlasers bei allen 3 Leistungsdichten um **3,07%**, wobei dieses Ergebnis durch die gegenläufigen Wirkungsunterschiede bei der Leistungsdichte 25W/0,5s beeinflusst ist. Legt man lediglich die Leistungsdichten 5W/0,5s und 15W/0,5s zugrunde, dann ergibt sich ein Durchschnittswert von

Vaporisationstiefe:	-7,48%
Vaporisationsbreite:	-4,02%
Ablationsvolumen:	-14,25%
Karbonisationszone:	-34,31%
Koagulationszone:	-21,04%,

insgesamt also eine geringere Energiedichte (**-16,22%**) bei Anwendung des Diodenlasers im Knochengewebe.

Dem gegenüber nimmt bei der Leistung 25W die Energiedichte bei Anwendung des Diodenlasers im Durchschnitt um

Vaporisationstiefe:	+34,93%
Vaporisationsbreite:	+41,93%
Ablationsvolumen:	+162,33%
Karbonisationszone:	-41,10%
Koagulationszone:	+6%,

insgesamt demnach um **40,82%** zu.

Diese Zahlen bestätigen die aus den Diagrammen bereits ersichtlichen unterschiedlichen Energiedichten der beiden Laser bei zunehmender Leistungsdichte. Lässt sich bei der Leistungsdichte 5W/0,5s und 15W/0,5s noch eine einheitliche Tendenz erkennen, die auf eine durchschnittlich um 16,22% geringere Energiedichte des Diodenlasers hinausläuft, so wird bei der Parameterkombination 25W/0,5s die durchschnittlich um 40,82% höhere Energiedichte des Diodenlasers deutlich.

Bei allen Parameterkombinationen weist der Diodenlaser eine geringere Karbonisationszone auf als der Nd:YAG-Laser. Dies wird auch in einer Studie von Prof. Neu und Prof. Garen festgestellt [75]. Darin wird beschrieben, dass infolge der größeren Wellenlänge des Nd:YAG-Lasers die thermischen Schädigungszonen vergrößert sind und die optomechanischen Effekte zu unregelmäßigen Kanten- und Oberflächenqualitäten führen. Auch Steiner und Werner [100] berichten in ihrer Studie, dass die Indikationsstellung für den Einsatz des Nd:YAG-Lasers nur bei nicht knöchernen Deformitäten gegeben ist.

Das Diagramm Nr. 10 (siehe oben S.64) zeigt bei zunehmender Leistung eine entsprechend zunehmende Koagulationszone für den Diodenlaser. Janda et al. [49] berichten in ihrer Studie ebenfalls über die größere Koagulationszone des Diodenlasers.

6.2 Gewebespezifische Besonderheiten der Wirkungsweise des Diodenlasers beim septum nasi im Vergleich zum Nd:YAG-Laser

Schon aufgrund der bisherigen Analyse ist sichtbar geworden, dass die unterschiedlichen Energiedichten bei Dioden- und Nd:YAG-Laser keineswegs gleichmäßig im Knorpel- und Knochengewebe auftreten. Daraus folgt, dass diese Unterschiede jedenfalls *auch* gewebespezifisch bedingt sind, wie nachstehend im Einzelnen darzustellen ist. In der Literatur ist sowohl laut Palmer [81] als auch laut Newman [76] der Diodenlaser eine gute und effektive Alternative zum Nd:YAG-Laser, während Taylor und seine Kollegen [102] in ihrer Studie den exakt gleichen Gewebe-Effekt, die gleiche Zellantwort und die gleiche Entwicklung der Wundheilung für beide Laser bei einer Leistung von 10W beschreiben. Janda et al. [49] weisen in ihrer Studie besonders auf den blutstillenden Effekt durch die tiefe Koagulation des Diodenlasers hin. Ähnliche Effekte werden für den Nd:YAG-Laser von Lippert und Werner [63] sowie von Olthoff [79] und seinen Kollegen beschrieben. Anderson und Parrish [2] hatten schon 1983 die Hypothese aufgestellt, dass man die selektive Thermolyse des Ziel-Gewebes exakt voraus sagen könnte, wenn man nur die richtige Wellenlänge, Pulslänge und Leistung des Lasers für das jeweilige Zielgewebe wählt.

Vorliegend ist bei der Vaporisationstiefe (Diagramm 1 und 2, siehe oben S. 53 und S.54) zu sehen, dass die Laserstrahlung in beiden Gewebearten bei 5W ähnlich tief eindringt. Betrachtet man die Diagramme genauer, so ist festzustellen, dass der Diodenlaser im Knochen etwas tiefer eindringt ($521,65\mu\text{m}$) als im Knorpel ($497,12\mu\text{m}$, Differenz: $24,53\mu\text{m} = 4,7\%$), während die Eindringtiefe des Nd:YAG-Lasers beim Knochengewebe ($530,63\mu\text{m}$) geringer ausfällt als beim Knorpelgewebe ($551,95\mu\text{m}$, Differenz: $21,32\mu\text{m} = 4,02\%$).

Deutlicher ist der Unterschied bei 15W. Der Diodenlaser hat im Knochengewebe eine Eindringtiefe von $897,27\mu\text{m}$, im Knorpelgewebe nur von $627,71\mu\text{m}$ (Differenz: $269,56\mu\text{m} = 30,04\%$). Der Nd:YAG-Laser hat beim Knochen eine Eindringtiefe von $1.034,45\mu\text{m}$, beim Knorpel aber lediglich von $692,2\mu\text{m}$ (Differenz: $342,25\mu\text{m} = 33,08\%$).

Bei 25W hat der Diodenlaser im Knochengewebe eine Eindringtiefe von $1.473,19\mu\text{m}$, im Knorpelgewebe nur $1.107,55\mu\text{m}$ (Differenz: $365,64\mu\text{m} = 24,82\%$). Die Eindringtiefe des Nd:YAG-Lasers beim Knochen beträgt $1.091,84\mu\text{m}$, beim Knorpel $1.155,4\mu\text{m}$ (Differenz: $63,56\mu\text{m} = 5,5\%$), weist also in beiden Gewebearten nur geringfügige Unterschiede auf.

Im 3. und 4. Diagramm (siehe oben S.56 und S.57, Vaporisationsbreite) liegt die Eindringtiefe des Diodenlasers bei 5W im Knochengewebe bei $429,04\mu\text{m}$, im Knorpelgewebe bei

nur 243,77 μm (Differenz: 185,27 μm = 43,18%). Beim Nd:YAG-Laser lauten die entsprechenden Zahlen 485,52 μm und 285,45 μm (Differenz: 200,07 μm = 41,21%).

Bei 15W ist die Vaporisationsbreite des Diodenlasers beim Knochengewebe 674,83 μm , beim Knorpel 258,48 μm (Differenz: 416,35 μm = 61,7%). Beim Nd:YAG-Laser lauten die entsprechenden Zahlen 627,12 μm und 368,67 μm (Differenz: 258,45 μm = 41,21%).

Im Bereich 25W weist der Diodenlaser beim Knochen eine Vaporisationsbreite von 953,34 μm auf, beim Knorpel 622,53 μm (Differenz: 330,81 μm = 34,7%). Der Nd:YAG-Laser hat im Knochengewebe lediglich eine geringfügig größere Vaporisationsbreite als bei 15W (671,69 μm), im Knorpelgewebe sogar eine eindeutig geringere Vaporisationsbreite als bei 15W (290,21 μm , Differenz: 381,49 μm = 56,8%). Newman [76] berichtet in seiner Studie auch über die große Einschusstiefe (bis zu 10mm) des Diodenlasers in biologisches Gewebe.

Die bislang diagnostizierten Unterschiede zwischen Knochen und Knorpelgewebe werden bei der Betrachtung der Ablationsvolumina bestätigt und sogar verdeutlicht. Bei 5W beträgt das vom Diodenlaser ausgelöste Ablationsvolumen im Knochengewebe 26.083.108 μm^2 , im Knorpelgewebe 7.947.964 μm^2 (Differenz: 18.135.144 μm^2 = 68,9%). Die entsprechenden Zahlen beim Nd:YAG-Laser lauten 33.036.298 μm^2 und 13.187.032 μm^2 (Differenz: 19.848.366 μm^2 = 59,55%).

Ein ähnliches Bild ergibt sich bei 15W. Das Ablationsvolumen des Diodenlasers im Knochengewebe beträgt 108.792.665 μm^2 , im Knorpelgewebe 11.398.453 μm^2 (Differenz: 97.394.212 μm^2 = 89,6%). Beim Nd:YAG-Laser ergibt sich im Knochen ein Ablationsvolumen von 117.541.780 μm^2 , im Knorpel von 24.893.072 μm^2 (Differenz: 92.648.708 μm^2 = 78,75%).

Bei 25W ist das Ablationsvolumen des Diodenlasers im Knochengewebe 364.523.856 μm^2 , im Knorpelgewebe 118.545.606 μm^2 (Differenz: 245.978.250 μm^2 = 66,41%). Beim Nd:YAG-Laser lauten die entsprechenden Zahlen 139.070.897 μm^2 und 32.015.060 μm^2 (Differenz: 107.055.837 μm^2 = 77,08%).

In den beiden Diagrammen 7 und 8 (siehe oben S.61 und S.62, Karbonisation) zeigt der Diodenlaser bei 5W im Knochengewebe eine Karbonisationszone von 7,72 μm , im Knorpelgewebe von 5,35 μm (Differenz: 2,37 μm = 30,7%). Beim Nd:YAG-Laser beträgt die Karbonisationszone im Knochen 7,9 μm und im Knorpel 5,74 μm (Differenz: 2,16 μm = 27,34%).

Eindeutiger ist der Unterschied bei 15W. Der Diodenlaser hat im Knochengewebe eine Karbonisationszone von 7,58 μm , im Knorpelgewebe sogar von 8,68 μm (Differenz: 1,1 μm = 12,67%). Hier ist erstmals das Knorpelgewebe stärker betroffen als das Knochengewebe. Der

Nd:YAG-Laser zeigt daher besonders deutlich das übliche Bild; er hat beim Knochen eine Karbonisationszone von $22,51\mu\text{m}$, beim Knorpel von nur $8,28\mu\text{m}$ (Differenz: $14,23\mu\text{m} = 63,22\%$).

Im Bereich 25W weist der Diodenlaser im Knochengewebe eine Karbonisationszone von $8,87\mu\text{m}$ auf, im Knorpelgewebe $17,06\mu\text{m}$, also zum 2. Mal einen beim Knorpel erheblich höheren Wert auf (Differenz: $8,19\mu\text{m} = 51,99\%$). Der Nd:YAG-Laser hat im Knochengewebe einen Wert von $15,06\mu\text{m}$, im Knorpelgewebe $10,66\mu\text{m}$ (Differenz: $4,4\mu\text{m} = 29,22\%$).

Im 9. und 10. Diagramm (siehe oben S.63 und S.64) bzgl. der Koagulation zeigen sich folgende Zahlen: Bei 5W beträgt die Koagulationszone des Diodenlasers im Knochen $102,18\mu\text{m}$, im Knorpel $73,65\mu\text{m}$ (Differenz: $28,53\mu\text{m} = 27,92\%$). Beim Nd:YAG-Laser ergibt sich eine Koagulation im Knochen von $123,94\mu\text{m}$ und im Knorpel von $100,57\mu\text{m}$ (Differenz: $23,37\mu\text{m} = 18,86\%$).

Im Bereich 15W weist der Diodenlaser beim Knochen eine Koagulation von $131,44\mu\text{m}$ auf, bei Knorpel $65,96\mu\text{m}$ (Differenz: $65,48\mu\text{m} = 49,82\%$). Der Nd:YAG-Laser hat im Knochengewebe eine Koagulation von $174,13\mu\text{m}$, im Knorpelgewebe von $93,5\mu\text{m}$ (Differenz: $80,63\mu\text{m} = 46,3\%$).

Bei 25W beträgt die Koagulation des Diodenlasers im Knochengewebe $156,5\mu\text{m}$, im Knorpelgewebe $152,9\mu\text{m}$ (Differenz: $3,6\mu\text{m} = 2,3\%$). Beim Nd:YAG-Laser lauten die entsprechenden Zahlen $147,64\mu\text{m}$ und $135,92\mu\text{m}$ (Differenz: $11,72\mu\text{m} = 7,94\%$).

Insgesamt gesehen ist die Energiedichte des Diodenlasers im Knorpel- sowie im Knochengewebe bei 5W und 15W eindeutig geringer als die des Nd:YAG-Lasers. Das bedeutet, dass der Diodenlaser insoweit bei gleicher Leistungsdichte das Gewebe weniger abträgt. Dagegen überschreitet der Diodenlaser bei der Parameterkombination 25W/0,5s die Energiedichte des Nd:YAG-Lasers sehr deutlich. Hier wird umgekehrt das Gewebe durch den Nd:YAG-Laser in geringerem Maße abgetragen. Dieses Phänomen wird in der Literatur auch beim Velure S9 Dioden-Lasersystem beschrieben [68]. Hiernach hat der Diodenlaser eine geringere Eindringtiefe im nativen und koagulierten Gewebe als der Nd:YAG-Laser. Daraus ergibt sich konsequenterweise bei entsprechender Leistung ein höheres koaguliertes Gewebavolumen bzw. ein stärkerer Temperaturanstieg in diesem Areal.

Interessant ist, dass die Ergebnisse der Studie von Palmer [81], die anhand der histopathologischen Untersuchung der Lasereinschüsse im Weichgewebe die genau gleichen thermischen Effekte beim Diodenlaser aufzeigen wie beim Nd:YAG-Laser, sich offensichtlich

nicht für den Bereich des Hartgewebes bestätigen lassen. Vielmehr zeigen sich erhebliche Wirkungsunterschiede an beiden Lasertypen.

Wie die Diskussion deutlich gemacht hat, ergeben sich zusammenfassend erhebliche *gewebespezifische* Unterschiede bei der Anwendung des Dioden- und Nd:YAG-Lasers. Ausgangspunkt ist, dass im Knochengewebe bei allen Leistungsdichten eine stärkere Gewebeabtragung durch die Laserstrahlung beider Lasertypen festzustellen ist. Das Knorpelgewebe zeigt sich resistenter gegenüber der Laserbestrahlung.

Die gewebebedingten Wirkungsunterschiede sind beim Diodenlaser ausgeprägter als beim Nd:YAG-Laser – mit zwei Ausnahmen bei der Karbonisationszone in den Bereichen 15W und 25W. Dort zeigt sich beim Knochengewebe eine geringere Energiedichte als beim Knorpel. In allen übrigen Fällen ist es umgekehrt. Im Durchschnitt hat der Diodenlaser im Knochengewebe eine um 31,34% stärkere Einwirkung als im Knorpelgewebe. Beim Nd:YAG-Laser beträgt der Unterschied zwischen beiden Gewebearten sogar 39,34%.

6.3 Leistungsabhängiger Einfluss

In den experimentellen Versuchen an der Nasenscheidewand von Schafen wurden morphologische Veränderungen in Abhängigkeit von unterschiedlichen Leistungen (5W, 15W und 25W) und einer einheitlichen Bestrahlungszeit von 0,5s untersucht. Das Ausmaß der Energiedichte variierte in Abhängigkeit von der Strahlungsleistung und den hier verwendeten Lasertypen. Durch histologische Aufarbeitung der Proben konnten morphologische Veränderungen bei der Vaporisationstiefe, Vaporisationsbreite, Ablationsvolumen, Karbonisationszone und Koagulationszone im behandelten Gewebeareal nachgewiesen werden.

Bei Gesamtbetrachtung aller Untersuchungsergebnisse und Diagramme fällt auf, dass der Diodenlaser grundsätzlich mit zunehmender Leistungsdichte auch zu einer *größeren Energiedichte* führt. Dies gilt nicht bei der Karbonisation (Diagramm 8, siehe oben S.62) im Knochengewebe im Verhältnis zwischen 5W und 15W; hier fällt die Energiedichte des Diodenlasers bei 15W etwas kleiner aus als bei 5W, trotz der dreifachen Leistungsdichte. Die zweite Ausnahme betrifft die Koagulation im Verhältnis zwischen 5W und 15W im Knorpelgewebe (Diagramm 9, siehe oben S.63); dort ist wiederum die Koagulationszone bei 15W ebenfalls geringfügig kleiner als bei 5W, obwohl mit einer dreifachen Leistungsdichte gearbeitet wird.

Ein weiteres Gesamtmerkmal zeigt sich darin, dass die Energiedichte des Diodenlasers nicht proportional zur Leistungsdichte zunimmt. Die Kurve der Energiedichte verläuft *degressiv*. Auffällig sind die eher kleinen Wirkungsunterschiede zwischen 5W und 15W (z.B. Diagramme

1 und 3, siehe S.53 und S.56), während zwischen 15W und 25W erhebliche Wirkungsunterschiede sichtbar werden (z.B. Diagramme 5 (S.58), 6 (S.60) und 7 (S.61)). Nur die Karbonisationszone im Knochengewebe variiert trotz unterschiedlicher Leistungsdichte kaum.

Als drittes Gesamtmerkmal zeichnet sich ab, dass die Energiedichte des Diodenlasers in den Bereichen 5W und 15W grundsätzlich *geringer* ausfällt als beim Nd:YAG-Laser. Eine Ausnahme betrifft die Vaporisationsbreite im Knochengewebe bei 15W (Diagramm 4, siehe oben S.57), die beim Diodenlaser um 7,61% größer ist als beim Nd:YAG-Laser. Eine weitere Ausnahme ergibt sich bei der Karbonisationszone im Knorpelgewebe bei 15W, die um 4,95% größer ist verglichen mit dem Nd:YAG-Laser.

Im Bereich 25W dreht sich das Verhältnis zwischen Diodenlaser und Nd:YAG-Laser um. Charakteristisch ist hier zum einen, dass die Energiedichte des Nd:YAG-Lasers in der Regel erheblich geringer ausfällt als beim Diodenlaser. Eine Ausnahme gilt für die Vaporisationstiefe (Diagramm 1, siehe oben S.53); sie liegt beim Diodenlasers um 4,14% unter dem Nd:YAG-Laser. Eine zweite Ausnahme betrifft die Karbonisationszone im Knochengewebe (Diagramm 8, siehe oben S.62); hier hat der Diodenlaser eine um 41,1% geringere Karbonisationszone als der Nd:YAG-Laser. Zum anderen variiert die Energiedichte des Nd:YAG-Lasers bei 25W in der Regel nur geringfügig im Vergleich zu den Werten bei 15W (z.B. Diagramme 2 (S.54), 4 (S.57), 5 (S.58), 6 (S.60), 7 (S.61)). In den Diagrammen 3, 8 und 10 (siehe oben S.56, 62 und 64) nimmt die Energiedichte des Nd:YAG-Lasers im Vergleich zu 15W sogar ab. Nur im 1. Diagramm (siehe oben S.53) hat der Nd:YAG-Laser bei 25W eine erheblich höhere Energiedichte als bei 15W.

Daraus folgt, dass der Nd:YAG-Laser in den Bereichen 5W und 15W in der Regel eine *stärkere Gewebewirkung* hervorruft als der Diodenlaser, während im Bereich von 25W umgekehrt in der Regel nur der Diodenlaser eine im Verhältnis zu der geringeren Leistungsdichte höhere Gewebewirkung aufweist. Dieses Ergebnis deutet auf eine bei zunehmender Leistungsdichte auch zunehmende Lichtkraft des Diodenlasers hin, worauf auch die Ergebnisse anderer Studien hinauslaufen [55]. Demgegenüber nimmt die Lichtkraft des Nd:YAG-Lasers in der Regel bei der Leistungsdichte 25W/0,5s im Verhältnis zu 15W/0,5s ab.

6.4 Vor- und Nachteile der laserinduzierten Therapie an der Nasenscheidewand beim Einsatz von Diodenlaser und Nd:YAG-Laser

Die wesentlichen Vorteile der beiden Laserarten bestehen in der sehr geringen Blutung, die bei der Operation auftritt, und in der geringen Schwellung des Gewebes nach der Operation,

was den Laser-Einsatz in der Nase besonders geeignet erscheinen lässt [6, 99]. Krespi et al. [58] zeigen in ihrer Studie die geringe Komplikationsrate beim Einsatz des Lasers auf. Ein weiterer Vorteil beider Laser besteht in der Transmittierbarkeit des Lichtes über dünne Quarzfasern (400-600 μ m), was einen atraumatischen Zugang zum Zielorgan ermöglicht [82, 27, 88, 40]. Allgemein bleibt festzuhalten, dass bei der Laseranwendung das Prinzip der maximalen Schleimhautschonung erreichbar ist. Großflächige Abtragungen können vermieden werden [6].

Sowohl Hellinger [37] als auch Janda et al. [49] berichten in ihren Studien über ähnliche Effekte der beiden Lasertypen, heben jedoch, was den Nd:YAG-Laser und andere Laserarten betrifft, beim Diodenlaser als besonderen Vorteil seine guten Koagulations-Effekte, seine geringen Kosten und seine kleinen Ausmaße hervor.

In der vorliegenden Untersuchung führen die diagnostizierten Wirkungsunterschiede zwischen Diodenlaser und Nd:YAG-Laser zunächst zu dem Ergebnis, dass beide Lasertypen im Bereich des septum nasi keinesfalls substituierbar sind. Vielmehr unterliegen beide Lasertypen eigenen Wirkungsweisen und Gesetzmäßigkeiten, die durch die unterschiedlichen Lichteigenschaften bedingt sind. Der Nd:YAG-Laser wird weniger durch Blut absorbiert als der Diodenlaser und penetriert somit auch das Gewebe um 3 – 4 mm tiefer [20, 49]. Die Unterschiede lassen sich durch Parameteroptimierung nicht beseitigen. Es ist daher notwendig, für den Diodenlaser ein eigenes Anwendungsprofil zu erarbeiten, in dem die spezifischen Wirkungseigenschaften berücksichtigt sind. Daraus ergeben sich dann auch die Vor- und Nachteile des Diodenlasers im Vergleich zum Nd:YAG-Laser.

Insgesamt gesehen sind die Wirkungsunterschiede beider Lasertypen im Bereich 5W/0,5s nahezu gleichartig. Der Diodenlaser unterschreitet in allen 10 Diagrammen die entsprechende Energiedichte des Nd:YAG-Lasers um durchschnittlich 15,14%. Das bedeutet, dass der Diodenlaser bei gleicher Leistungsdichte (5W/0,5s) eine um durchschnittlich **15,14%** geringere Effektivität aufweist als der Nd:YAG-Laser. Auch Loosen [64] beschreibt in seiner Studie, dass die Strahlung des Diodenlasers im Vergleich zum Nd:YAG-Laser bei gleicher Leistung erheblich geringer ist. Die geringere Strahlung ist bei der minimalinvasiven Mikrochirurgie der Nasenscheidewand zu berücksichtigen, da es um die Behandlung von kleinsten Strukturen geht und somit ein präzises Arbeiten notwendig ist. Um die gleiche Strahlung wie beim Nd:YAG-Laser zu erreichen, wäre beim Einsatz des Diodenlasers eine entsprechend höhere Leistungsdichte, verbunden mit einem auch höheren Energieeinsatz, erforderlich. Zu dem gleichen Ergebnis kommt Niedergethmann [78] in seiner Studie, in der er für beide Lasersysteme eine nahezu gleiche ablativ Kapazität aufzeigt, wobei allerdings der Diodenlaser mit eingeschränkter Energie arbeitet.

Horak et al. [42] raten in ihrer Studie dazu, den Nd:YAG-Laser einzusetzen, um eine große Vaporisation und Koagulation zu erzielen. Interessant ist, dass das Sankt Gertrauden Krankenhaus in Berlin den Argon- oder Nd:YAG-Laser bei Behandlungen in der Nase favorisiert [6].

Im Bereich 15W sind die Wirkungsunterschiede beider Laser einerseits ausgeprägter, andererseits nicht einheitlich in allen 10 Diagrammen. In 8 Diagrammen unterschreitet der Diodenlaser wiederum die Energiedichte des Nd:YAG-Lasers, in 2 Diagrammen (Diagramm 4 bzgl. Vaporisationsbreite/Knochen, siehe oben S.57, und Diagramm 7 bzgl. Karbonisationszone/Knorpel, siehe oben S.61) ist der Effekt bei gleicher Energiedichte des Diodenlasers geringfügig größer. Insgesamt gesehen hat auch hier der Diodenlaser eine durchschnittlich um **22,17%** geringere Energiedichte als der Nd:YAG-Laser. Der Diodenlaser hat bei 15W also ebenfalls einen geringeren Effekt bei gleicher applizierter Energiedichte verglichen mit dem Nd:YAG-Laser.

Bei der Parameterkombination 25W/0,5s ist es umgekehrt. Der Diodenlaser übertrifft hier in 8 Diagrammen die entsprechenden Energiedichte des Nd:YAG-Lasers erheblich. Lediglich im 1. Diagramm (Vaporisationstiefe/Knorpel, S.53) und im 8. Diagramm (Karbonisationszone/Knochen, S.62) unterschreitet der Diodenlaser die Energiedichte des Nd:YAG-Lasers. Im Durchschnitt hat er eine um 65,52% größere Energiedichte als der Nd:YAG-Laser. Das bedeutet, dass der Diodenlaser bei 25W eine sehr gute Strahlqualität aufweist. Dies wird auch von Knappe [55] berichtet, der auf den kleinen Raumbedarf und die hohe Effizienz des Diodenlasers sowie die daraus sich ergebenden Vorteile sowohl in der Praxis als auch in der Klinik hinweist.

Einen besonderen Stellenwert bei der Bewertung der Vor- und Nachteile der spezifischen Wirkungsunterschiede von Dioden- und Nd:YAG-Laser im Knorpel- und Knochengewebe haben die Merkmale Karbonisationszone und Koagulationszone, da es sich insoweit um unerwünschte Nebenwirkungen der Laserstrahlung handelt. Die für Therapiezwecke einsetzbaren Wirkungen der Laserstrahlung sind nur die in den Diagrammen 1 bis 6 (S.53, S.54, S.56, S.57, S.58, S.60) festgehaltenen Merkmale Vaporisationstiefe, Vaporisationsbreite und Ablationsvolumen (Vaporisationskegel). Daraus ergibt sich als Grundregel, dass derjenige Lasertyp vorteilhaft ist, der weniger unerwünschte Nebenwirkungen aufweist und somit ein präziseres Operieren ermöglicht.

Betrachtet man die Diagramme 7 bis 10 (S.61, S.62, S.63, S.64) unter diesem Blickwinkel, dann fällt die trotz ansteigender Leistungsdichte fast gleich bleibende Karbonisationswirkung des Diodenlasers im Knochengewebe auf (Diagramm 8, siehe oben S.62), die folglich eine entsprechende Gewebeschonung bewirkt. Tatsächlich ist die Karbonisationswirkung bei 25W

nur unwesentlich größer als bei 5W, bei 15W sogar etwas geringer als bei 5W. Dem gegenüber ist die Karbonisationswirkung beim Nd:YAG-Laser im Bereich 5W etwa gleich groß wie beim Diodenlaser, im Bereich 15W dagegen mehr als doppelt so groß und im Bereich 25W immer noch um etwa 1/3 höher als beim Diodenlaser. Hieraus resultiert beim Diodenlaser eine erhebliche Gewebeschonung im Knochengewebe bei den drei untersuchten Parameterkombinationen.

Im 7. Diagramm (Knorpel, siehe oben S.61) zeigt sich, wie dargelegt, dass der Karbonisationssaum mit zunehmender Leistungsdichte beim Diodenlaser deutlich mehr ansteigt als beim Nd:YAG-Laser, insbesondere im Verhältnis zwischen 15W und 25W. Allerdings ist der Ausgangswert bei 5W beim Diodenlaser etwas niedriger als beim Nd:YAG-Laser; beide Werte liegen unterhalb der Vergleichswerte für Knochengewebe. Im Bereich 15W ist der Karbonisationssaum des Diodenlasers im Knorpelgewebe bereits geringfügig größer als im Knochengewebe, während der Nd:YAG-Laser hier einen wesentlich geringeren Karbonisationssaum bewirkt als im Knochengewebe. Ein erheblich höherer Karbonisationssaum des Diodenlasers im Vergleich zum Nd:YAG-Laser ergibt sich dann im Bereich 25W, wobei dieser Höchstwert nur leicht über dem entsprechenden Wert des Nd:YAG-Lasers im Knochengewebe und damit immer noch wesentlich unterhalb des Höchstwertes des Nd:YAG-Lasers bei 15W im Knochengewebe liegt. Insgesamt gesehen weist der Diodenlaser daher in den hier untersuchten Parameterkombinationen einen deutlich geringeren Karbonisationssaum auf und ist daher unter diesem Gesichtspunkt vorzugswürdig.

Beim Merkmal Koagulation (Diagramme 9 und 10, siehe oben S.63 und S.64) fällt die insgesamt höhere Effizienz der jeweils applizierten Energiedichte beider Laser im Knochengewebe auf. Der Diodenlaser unterschreitet in den Bereichen 5W und 15W die entsprechenden Werte des Nd:YAG-Lasers beträchtlich, während im Bereich 25W eine geringfügig stärkere Energiedichte im Knochengewebe beim Diodenlaser zu verzeichnen ist (Diagramm 8, S.62). Ähnliche Aussagen lassen sich zur Energiedichte im Knorpelgewebe treffen (Diagramm 9, S.63). Auf dem dort niedrigerem Niveau der Energiedichte – dies wurde oben bereits erwähnt – unterschreitet wiederum der Diodenlaser in den Bereichen 5W und 15W die entsprechenden Koagulationszonen des Nd:YAG-Lasers sehr deutlich, während in dem Bereich 25W eine leicht erhöhte Koagulationszone beim Einsatz des Diodenlasers im Vergleich zum Nd:YAG-Laser festzustellen ist, wobei beide Werte hier annähernd gleich ausfallen wie im Knochengewebe. Insgesamt weist der Diodenlaser nach Maßgabe der Diagramme 9 (S.63) und 10 (S.64) eine deutlich geringere Koagulationszone auf und ist daher auch unter diesem Aspekt vorzuziehen.

Betrachtet man die Diagramm-Gruppen 1 bis 6 (S.53, S.54, S.56, S.57, S.58, S.60) einerseits und 7 bis 10 (S.61, S.62, S.63, S.64) andererseits, so lässt sich zusammenfassend feststellen, dass die beim Diodenlaser insgesamt deutlich geringeren unerwünschten Nebenwirkungen (Karbonisation, Koagulation) im Interesse der Gewebeschonung und des präziseren Operierens einen erheblichen Vorteil darstellen. Dem gegenüber fällt die aus den Diagrammen 1 bis 6 in der Tendenz resultierende geringere Energiedichte des Diodenlasers weniger ins Gewicht, insbesondere deshalb, da sie durch eine eher geringfügige und leicht steuerbare Erhöhung der Leistungsdichte ausgeglichen werden kann, ohne dass deshalb die unerwünschten Nebenwirkungen signifikant zunehmen.

7. Zusammenfassende Darstellung und Ausblick

Auf der Grundlage der durchgeführten experimentellen Untersuchungen und der angefertigten Diagramme sowie Analysen ergibt sich ein Gesamtbild über die spezifische Wirkungsweise des Diodenlasers beim septum nasi im Vergleich zum herkömmlichen Nd:YAG-Laser. Durch histologische Aufarbeitung der verschiedenen Laserschüsse konnten die morphologischen Veränderungen im behandelten Gewebeareal nachgewiesen werden.

Für den klinischen Einsatz an der Nasenscheidewand erwies sich in dieser Untersuchung die Laserleistung von 5W bei einer Bestrahlungsdauer von 0,5s als optimal – ein Ergebnis, das auch beim Internationalen Laserkongress in Berlin im Februar 2005 herausgearbeitet worden ist.

Die vorliegende Untersuchung hat zudem gezeigt, dass die diagnostischen und therapeutischen Vorteile, die für den Einsatz der Lasertechnologie am septum nasi sprechen, auch und insbesondere für den Diodenlaser gelten, der darüber hinaus spezifische Vorteile im Vergleich zum Nd:YAG-Laser bietet. Verglichen mit dem Nd:YAG-Laser und anderen Lasergeräten liegt der Vorzug des Diodenlasers in der endonasalen Chirurgie insbesondere in seinen guten Koagulations-Effekten, seiner preiswerten Anschaffung und seiner kleinen Ausmaße, wodurch er in jedem Raum passt [49]. Wegen der geringeren Eindringtiefe in das Gewebe [77] eignet sich der Diodenlaser sehr gut für die Lasertherapie in der Nase mit ihren anatomisch kleinen und engen Strukturen. Die Kombination von geringerer Eindringtiefe sowie geringerer Karbonisations- und Koagulationszone führt auch unter Berücksichtigung der Variabilität der Laserparameter zu einer besseren und verfeinerten Steuerbarkeit des Diodenlasers, die sich positiv auf die bei operativen Eingriffen in der Nasenscheidewand erforderliche gute Schneide-Eigenschaft auswirkt, während der Nd:YAG-Laser als nicht sehr präzises Schneideinstrument gilt [33].

Die spezifischen Vorteile des Diodenlasers rühren daher, dass es einerseits keine gravierenden Wirkungsunterschiede gegenüber dem Nd:YAG-Laser bei der Anwendung im Bereich der Nasenscheidewand gibt, andererseits die unerwünschten Nebenwirkungen (Koagulation, Karbonisation) in erheblich geringerem Maße auftreten als beim Nd:YAG-Laser. Aus diesen Gründen ist es nicht zu empfehlen, in der Praxis beide Lasertypen parallel einzusetzen. Vielmehr ist es im Interesse der weiteren Effizienzsteigerung minimal invasiver mikrochirurgischer Eingriffe im Bereich des septum nasi, aber auch allgemein aus Gründen der Rationalisierung und der Kostendämpfung sinnvoll, sich auf *ein Lasersystem* zu konzentrieren und ausschließlich mit dem Diodenlaser als dem moderneren und – wie aus der vorliegenden Untersuchung hervorgeht

– für den Patienten auch schonenderen System zu operieren. Mittelfristig wird vermutlich der Nd:YAG-Laser vom Diodenlaser abgelöst werden, der in seiner Wirkung insgesamt gesehen im Bereich des septum nasi überlegen ist, bei gleichen technischen Parametern weitaus geringere räumliche Abmessungen aufweist und eine geringere elektrische Anschluss-Leistung benötigt [6, 38].

8. Anhang: Tabellarische Darstellungen und Graphiken

8.1 Parameterkombination 5W/0,5s

Tabelle TD1:

<u>Diodenlaser: Knorpel 5W/0,5s</u>						
	Tiefe μm	Breite μm	Ablation μm^2		Koagulation μm	Karbonisation μm
1. Versuch	437,04	221,4	96760,66	1. Versuch	88,82	3,23
2. Versuch	590,52	264,63	156269,31		72,52	5,52
3. Versuch	471,72	318,82	150393,77		70,05	13,75
4. Versuch	493,65	204,67	101035,35	2. Versuch	19,15	4,88
5. Versuch	511,01	217,59	111190,67		30,21	3,57
6. Versuch	478,71	235,53	112750,57		32,01	4,12
Mittelwert	497,12	243,77	121400	3. Versuch	69,87	3,23
					71,9	2,59
					55,46	9,87
				4. Versuch	42,56	3,59
					86,02	4,24
					118,98	7,19
				5. Versuch	77,43	1,45
					80,82	4,43
					83,43	3,3
				6. Versuch	125,37	9,05
					87,19	9,08
					113,83	3,29
				Mittelwert	73,65	5,35

Tabelle TD2:

Diodenlaser: Knochen 5W/0,5s

	Tiefe μm	Breite μm	Ablation μm^2		Koagulation μm	Karbonisation μm
1. Versuch	444,67	403,9	179602,21	1. Versuch	143,33	5,27
2. Versuch	439,2	499,76	219494,59		111,97	6,67
3. Versuch	519,6	473,68	246124,13		115,01	26,09
4. Versuch	596,62	505,76	301746,53	2. Versuch	52,27	7,11
5. Versuch	477,57	285,11	136159,98		52,74	13,27
6. Versuch	652,21	406,04	264823,35		46,18	2,75
Mittelwert	521,65	429,04	224658	3. Versuch	124,78	6,33
					95,89	1,53
					138,31	21,48
				4. Versuch	145,71	1,84
					113,53	4,12
					161,56	13,77
				5. Versuch	44,18	1,72
					68,73	2,75
					105,9	4,27
				6. Versuch	33,35	1,84
					88,08	5,11
					197,66	13,04
				Mittelwert	102,18	7,72

Tabelle TN1:

Nd:YAG: Knorpel 5W/0,5s

	Tiefe μm	Breite μm	Ablation μm^2		Koagulation μm	Karbonisation μm
1. Versuch	527,61	258,11	136181,42	1. Versuch	108,2	6,47
2. Versuch	639,6	329,07	210473,17		83,43	9,19
3. Versuch	374,04	173,92	65053,037		108,2	5,96
4. Versuch	660,39	340,23	224684,49	2. Versuch	111,99	6,96
5. Versuch	465,44	264,63	123169,39		92,18	2,89
6. Versuch	644,62	346,75	223521,99		86,65	2,74
Mittelwert	551,95	285,45	163847	3. Versuch	91,84	2,74
					68,58	1,94
					86,88	9,33
				4. Versuch	116,02	5,33
					93,65	2,67
					117,9	4,53
				5. Versuch	108,46	5,86
					95,62	12,93
					115,56	4,57
				6. Versuch	96,46	9,87
					108,51	3,3
					120,1	5,96
				Mittelwert	100,57	5,74

Tabelle TN2:

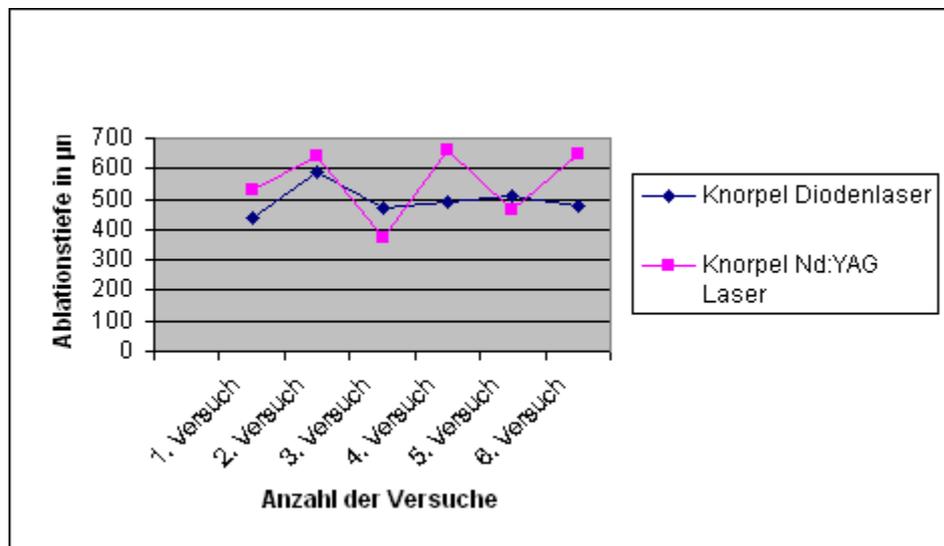
Nd:YAG: Knochen 5W/0,5s

	Tiefe μm	Breite μm	Ablation μm^2		Koagulation μm	Karbonisation μm
1. Versuch	580,01	414,16	240216,94	1. Versuch	109,42	7,54
2. Versuch	612,01	495,76	303410,08		82,45	5,56
3. Versuch	342,05	438,71	150060,76		195,59	18,1
4. Versuch	619,34	500,56	310016,83	2. Versuch	109,42	3,23
5. Versuch	648,12	511,47	331493,94		100,64	19,02
6. Versuch	382,27	552,44	211181,24		105,6	4,53
Mittelwert	530,63	485,52	257730	3. Versuch	125,58	4,14
					78,23	5,96
					148,89	6,47
				4. Versuch	100,81	8,43
					104,36	5,82
					96,75	10,14
				5. Versuch	150,85	10,87
					174,46	2,56
					131,77	11,25
				6. Versuch	168,83	9,43
					109,08	5,63
					138,26	3,58
				Mittelwert	123,94	7,90

Tabelle TV1: *Vaporisationstiefe, Knorpel*

Vergleich der Ablationstiefenmessungen der beiden Laser, 5W/0,5s in μm

	Diodenlaser	Nd:YAG Laser
1. Versuch	437,04	527,61
2. Versuch	590,52	639,6
3. Versuch	471,72	374,04
4. Versuch	493,65	660,39
5. Versuch	511,01	465,44
6. Versuch	478,71	644,62

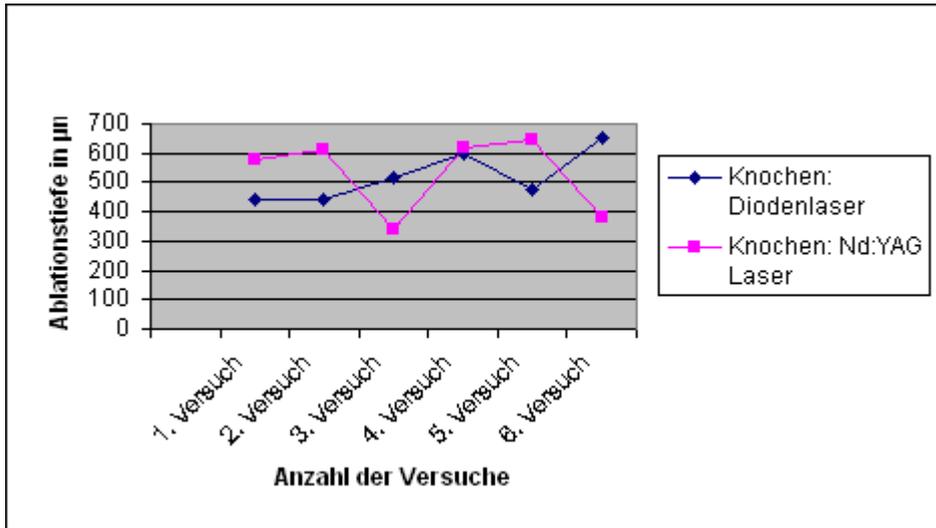


Graphik 1: Vergleich der Ablationstiefe bei 5W/0,5s, Knorpel

Tabelle TV2: *Vaporisationstiefe, Knochen*

Vergleich der Ablationstiefenmessungen der beiden Laser, 5W/0,5s in μm

	Diodenlaser	Nd:YAG Laser
1. Versuch	444,67	580,01
2. Versuch	439,2	612,01
3. Versuch	519,6	342,05
4. Versuch	596,62	619,34
5. Versuch	477,57	648,12
6. Versuch	652,21	382,27

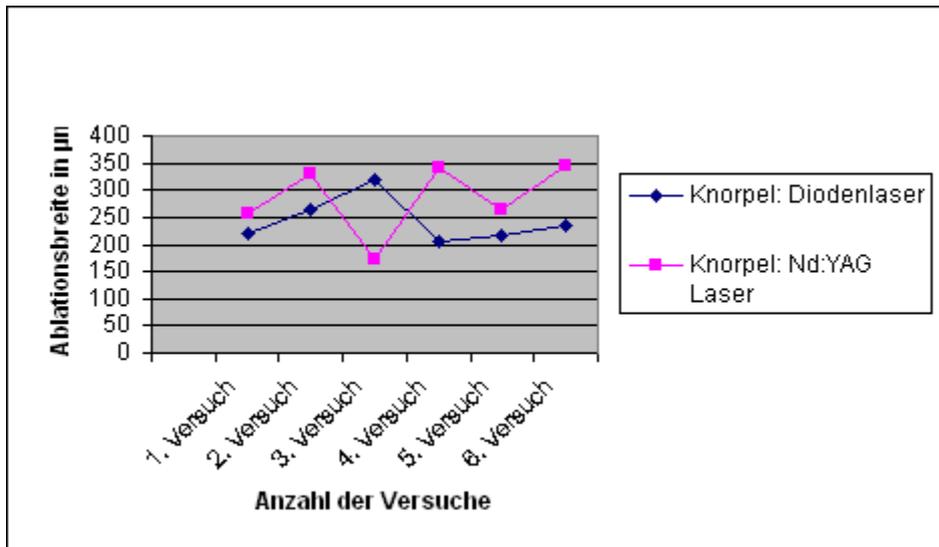


Graphik 2: Vergleich der Ablationstiefen bei 5W/0,5s, Knochen

Tabelle TV3: Vaporisationsbreite, Knorpel

Vergleich der Messungen der Vaporisationsbreite der beiden Laser, 5W/0,5s

	Diodenlaser	Nd:YAG Laser
1. Versuch	221,4	258,11
2. Versuch	264,63	329,07
3. Versuch	318,82	173,92
4. Versuch	204,67	340,23
5. Versuch	217,59	264,63
6. Versuch	235,53	346,75

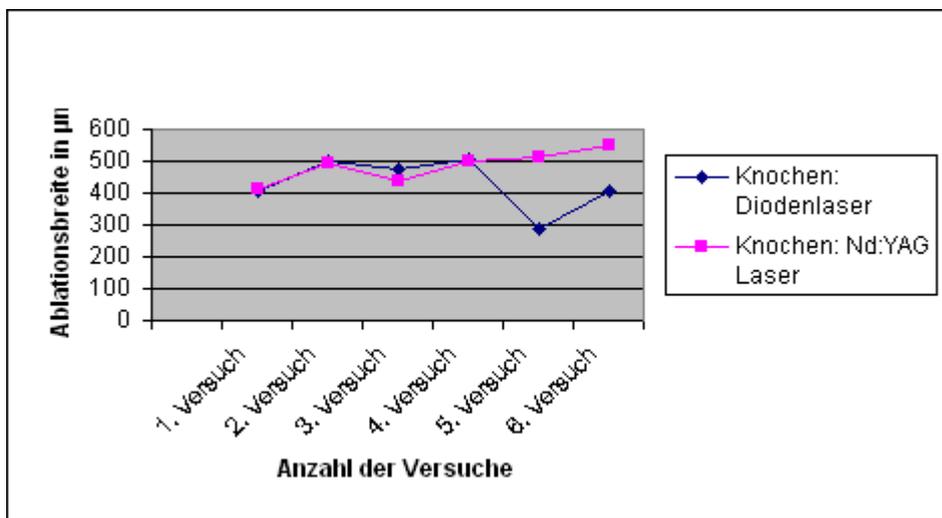


Graphik 3: Vergleich der Vaporisationsbreite bei 5W/0,5s, Knorpel

Tabelle TV4: Vaporisationsbreite, Knochen

Vergleich der Messungen der Vaporisationsbreite der beiden Laser, 5W/0,5s

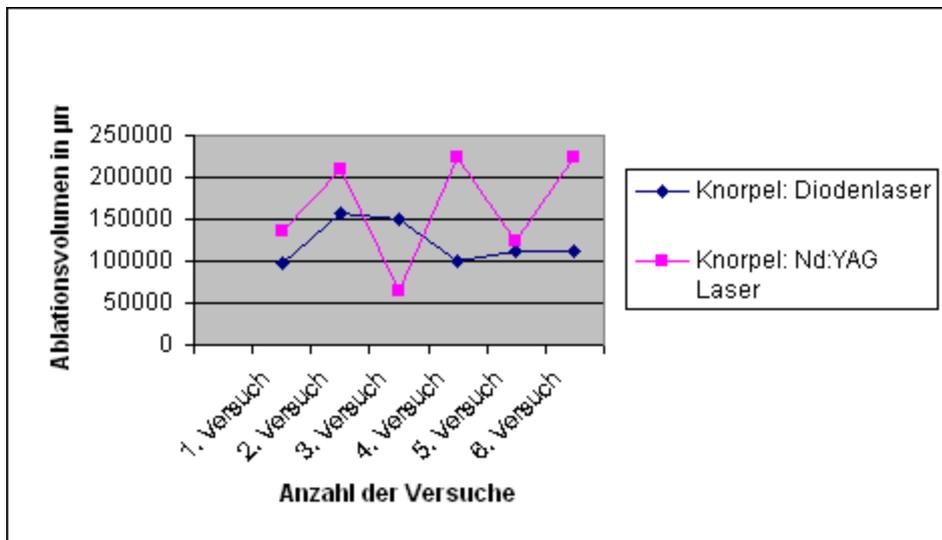
	Diodenlaser	Nd:YAG Laser
1. Versuch	403,9	414,16
2. Versuch	499,76	495,76
3. Versuch	473,68	438,71
4. Versuch	505,76	500,56
5. Versuch	285,11	511,47
6. Versuch	406,04	552,44



Graphik 4: Vergleich der Vaporisationsbreite bei 5W/0,5s, Knochen

Tabelle TV5: Ablation, Knorpel**Vergleich der Ablation (Vaporisationszonen) der beiden Laser, 5W/0,5s in μm^2**

	Diodenlaser	Nd:YAG Laser
1. Versuch	96760,66	136181,42
2. Versuch	156269,31	210473,17
3. Versuch	150393,77	65053,04
4. Versuch	101035,35	224684,49
5. Versuch	111190,67	123169,39
6. Versuch	112750,57	223521,99

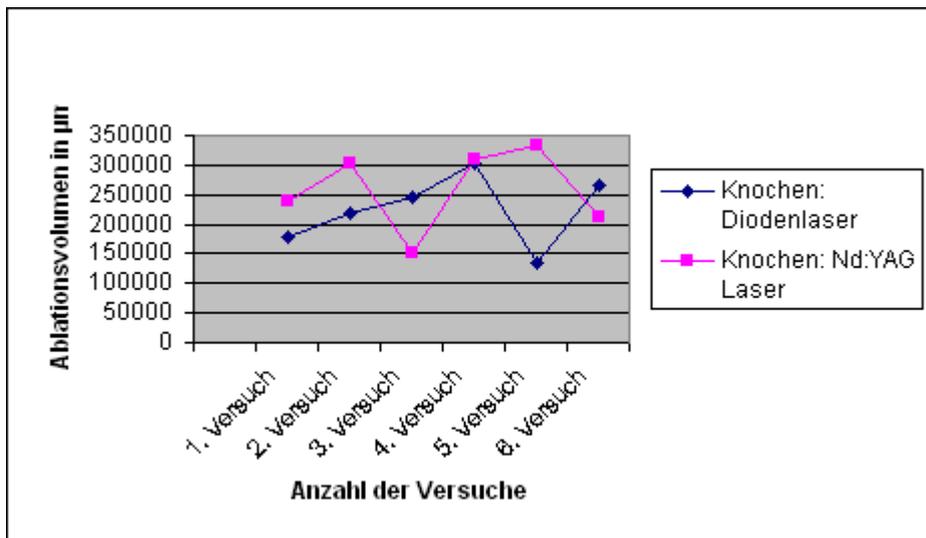


Graphik 5: Vergleich der Ablationsvolumina bei 5W/0,5s, Knorpel

Tabelle TV6: Ablation, Knochen

Vergleich der Ablation (Vaporisationszonen) der beiden Laser, 5W/0,5s in μm^2

	Diodenlaser	Nd:YAG Laser
1. Versuch	179602,21	240216,94
2. Versuch	219494,59	303410,08
3. Versuch	246124,13	150060,76
4. Versuch	301746,53	310016,83
5. Versuch	136159,98	331493,94
6. Versuch	264823,35	211181,24

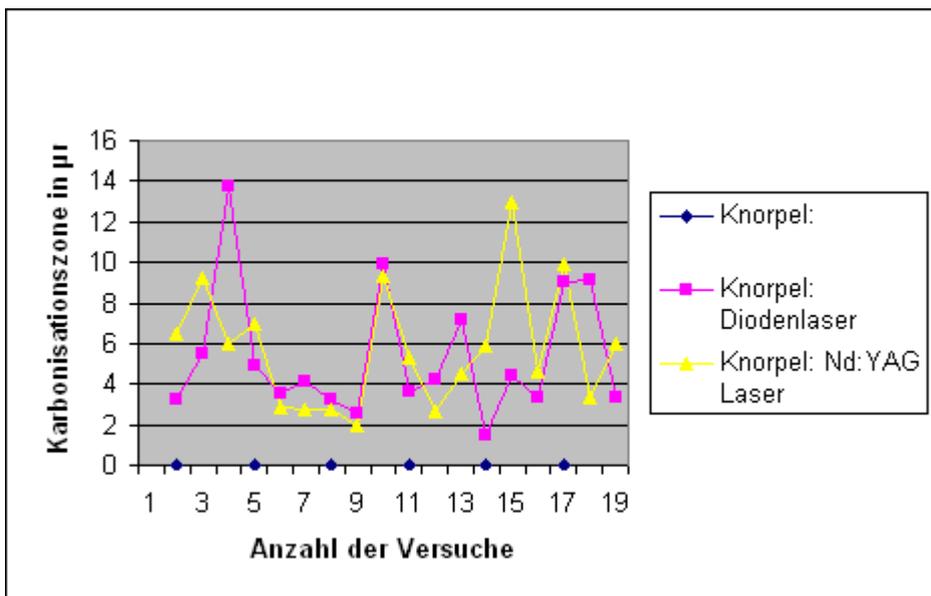


Graphik 6: Vergleich der Ablationsvolumina bei 5W/0,5s, Knochen

Tabelle TV7: Messung der Karbonisationszone, Knorpel

Vergleich der Karbonisationszone der beiden Laser, 5W/0,5s in μm

	Diodenlaser	Nd:YAG Laser
1. Versuch	3,23	6,47
	5,52	9,19
	13,75	5,96
2. Versuch	4,88	6,96
	3,57	2,89
	4,12	2,74
3. Versuch	3,23	2,74
	2,59	1,94
	9,87	9,33
4. Versuch	3,59	5,33
	4,24	2,67
	7,19	4,53
5. Versuch	1,45	5,86
	4,43	12,93
	3,3	4,57
6. Versuch	9,05	9,87
	9,08	3,3
	3,29	5,96

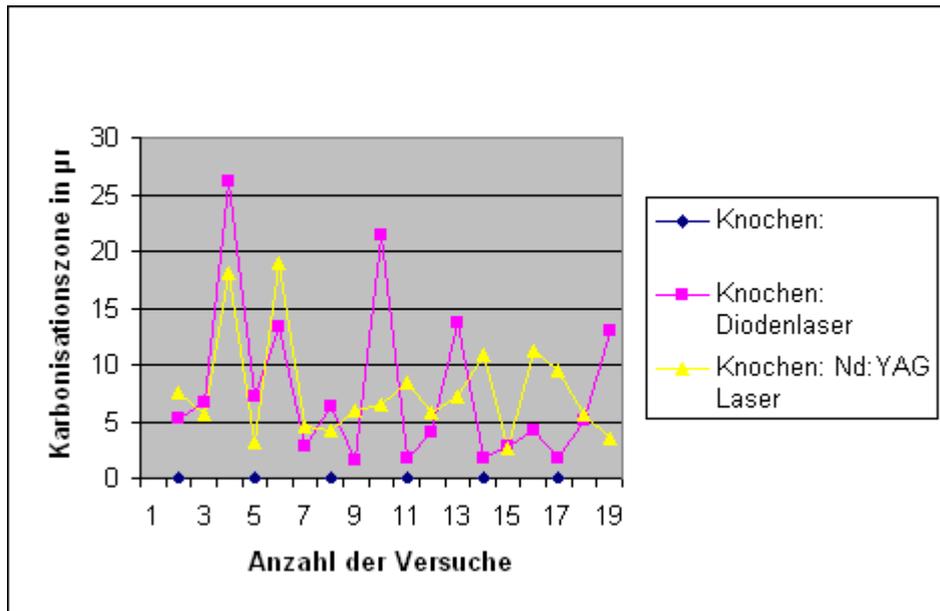


Graphik 7: Vergleich der Karbonisationszone bei 5W/0,5s, Knorpel

Tabelle TV8: *Karbonisationszone, Knochen*

Vergleich der Karbonisationszone der beiden Laser bei 5W/0,5s

	Diodenlaser	Nd:YAG Laser
1. Versuch	5,27 6,67 26,09	7,54 5,56 18,1
2. Versuch	7,11 13,27 2,75	3,23 19,02 4,53
3. Versuch	6,33 1,53 21,48	4,14 5,96 6,47
4. Versuch	1,84 4,12 13,77	8,43 5,82 7,14
5. Versuch	1,72 2,75 4,27	10,87 2,56 11,25
6. Versuch	1,84 5,11 13,04	9,43 5,63 3,58



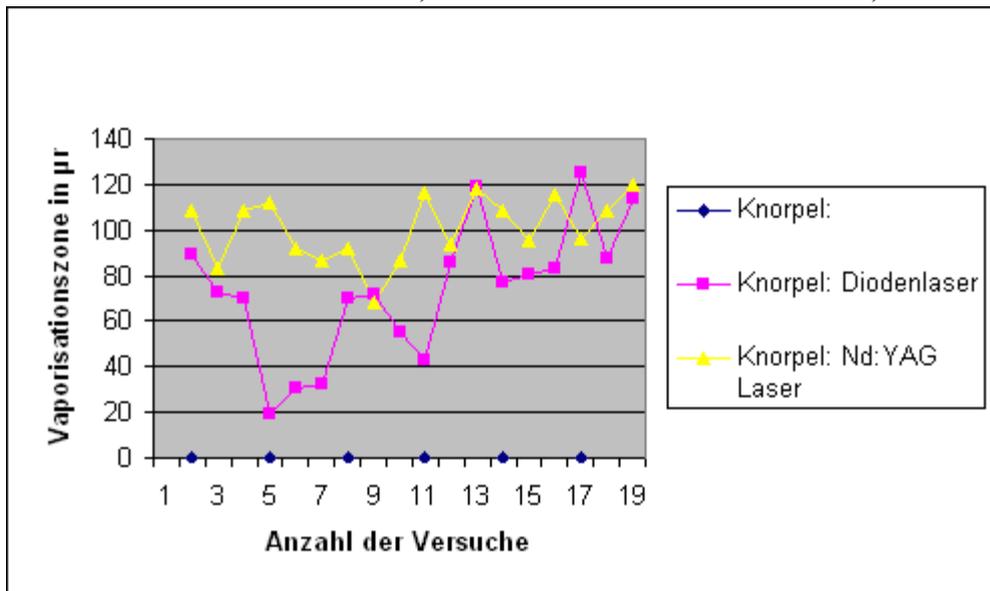
Graphik 8: Vergleich der Karbonisationszone bei 5W/0,5s, Knochen

Tabelle TV9: Messung der Koagulation, Knorpel

Vergleich der Koagulationszone der beiden Laser, 5W/0,5s in μm

Knorpel:

	Diodenlaser	Nd:YAG Laser
1. Versuch	88,82	108,2
	72,52	83,43
	70,05	108,2
2. Versuch	19,15	111,99
	30,21	92,18
	32,01	86,65
3. Versuch	69,87	91,84
	71,9	68,58
	55,46	86,88
4. Versuch	42,56	116,02
	86,02	93,65
	118,98	117,9
5. Versuch	77,43	108,46
	80,82	95,62
	83,43	115,56
6. Versuch	125,37	96,46
	87,19	108,51
	113,83	120,1

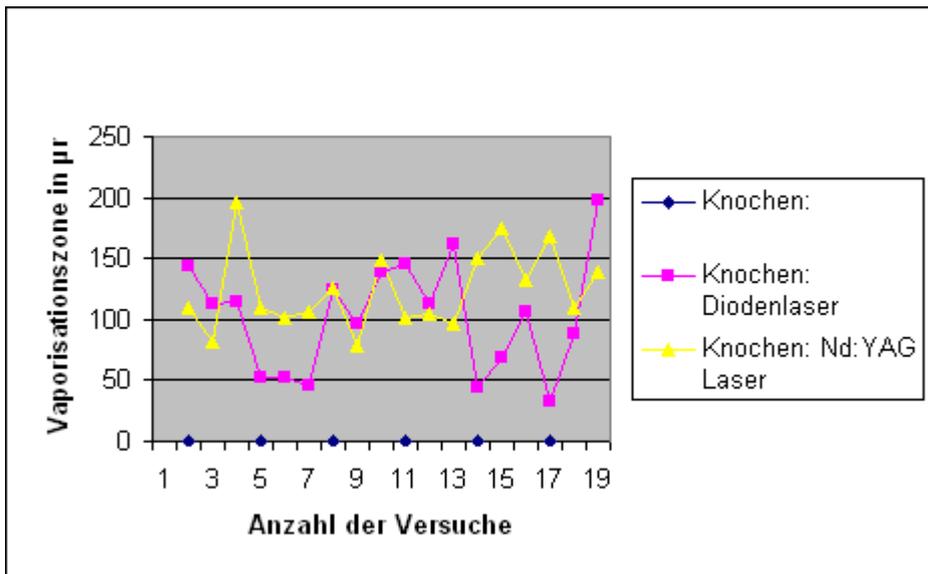


Graphik 9: Vergleich der Koagulationszone bei 5W/0,5s, Knorpel

Tabelle TV10: *Messung der Koagulation, Knochen*

Vergleich der Koagulationszone der beiden Laser, 5W/0,5s in μm

	Diodenlaser	Nd:YAG Laser
1. Versuch	143,33	109,42
	111,97	82,45
	115,01	195,59
2. Versuch	52,27	109,42
	52,74	100,64
	46,18	105,6
3. Versuch	124,78	125,58
	95,89	78,23
	138,31	148,89
4. Versuch	145,71	100,81
	113,53	104,36
	161,56	96,75
5. Versuch	44,18	150,85
	68,73	174,46
	105,9	131,77
6. Versuch	33,35	168,83
	88,08	109,08
	197,66	138,26



Graphik 10: Vergleich der Koagulationszone bei 5W/0,5s, Knochen

8.2 Parameterkombination 15W/0,5s

Tabelle TD3:

Diodenlaser: Knorpel 15W/0,5s

	Tiefe μm	Breite μm	Ablation μm^2		Koagulation μm	Karbonisation μm
1. Versuch	609,08	223,98	136421,74	1. Versuch	32,59	10,37
2. Versuch	301,26	269,74	81261,87		71,73	14,28
3. Versuch	900,32	299,04	269231,69		66,37	15,37
4. Versuch	503,72	210,29	105927,28	2. Versuch	26,51	7,79
5. Versuch	605,23	325,89	197238,41		33,68	17,35
6. Versuch	846,67	221,91	187884,54		44,2	16,97
Mittelwert	627,71	258,48	162994	3. Versuch	46,29	6,5
					49,78	3,3
					47,93	11,89
				4. Versuch	34,02	5,52
					54,49	1,45
					73,74	3,41
				5. Versuch	86,78	6,4
					70,15	7,23
					109,76	12,75
				6. Versuch	107,78	7,63
					101,52	4,7
					129,89	3,4
				Mittelwert	65,96	8,68

Tabelle TD4:

Diodenlaser: Knochen 15W/0,5s

	Tiefe μm	Breite μm	Ablation μm^2		Koagulation μm	Karbonisation μm
1. Versuch	836,61	818,76	684982,80	1. Versuch	75,04	7,6
2. Versuch	1030,3	740,1	762525,03		91,25	6,14
3. Versuch	1030,11	620,9	639595,30		135,76	2,29
4. Versuch	861,91	641,42	552846,31	2. Versuch	142,14	13,27
5. Versuch	812,01	563,46	457535,16		62,27	5,72
6. Versuch	812,65	664,31	539851,52		203,3	8,44
Mittelwert	897,27	674,83	606223	3. Versuch	108,59	10,93
					87,05	18,16
					168,6	3,58
				4. Versuch	97,07	10,05
					72,39	4,6
					200,82	7,67
				5. Versuch	100,91	2,29
					164,6	16,93
					195,86	2,56
				6. Versuch	172,12	8,51
					94,93	5,22
					193,24	2,56
				Mittelwert	131,44	7,58

Tabelle TN3:

Nd:YAG: Knorpel 15W/0,5s

	Tiefe μm	Breite μm	Ablation μm^2		Koagulation μm	Karbonisation μm
1. Versuch	626,18	360,99	226044,72	1. Versuch	97,77	9,72
2. Versuch	593,06	364,75	216318,64		84,73	10,35
3. Versuch	639,56	340,91	218032,4		84,58	3,23
4. Versuch	682,59	432,08	294933,49	2. Versuch	70,5	7,14
5. Versuch	742,28	331,84	246318,2		108,83	2,04
6. Versuch	869,5	381,43	331653,39		95,62	7,54
Mittelwert	692,2	368,67	255550	3. Versuch	89,35	7,76
					109,73	8,43
					93,66	11,07
				4. Versuch	74,86	11,51
					84,73	4,09
					97,41	5,86
				5. Versuch	91,3	13,75
					63,57	6,87
					106,01	5,05
				6. Versuch	129,11	9,87
					85,73	8,41
					115,55	16,33
				Mittelwert	93,5	8,28

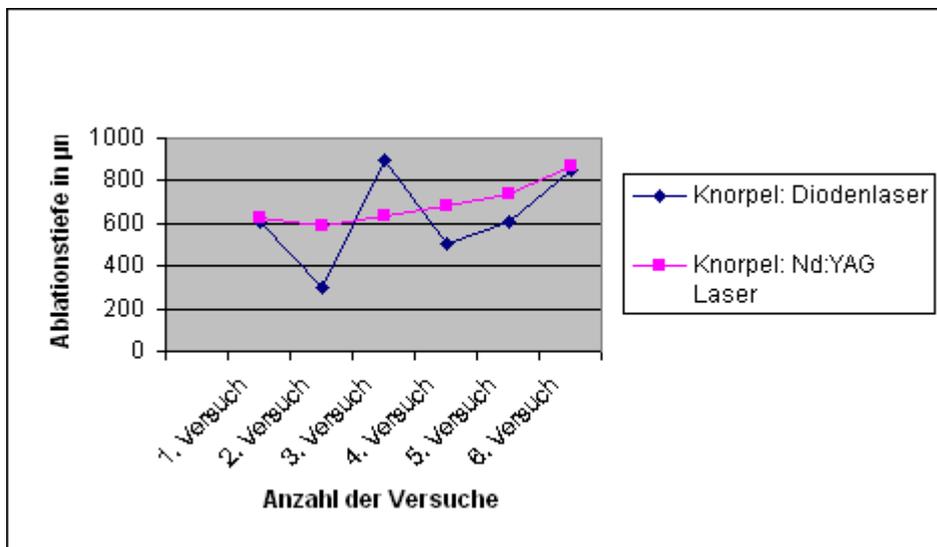
Tabelle TN4:

Nd:YAG: Knochen 15W/0,5s

	Tiefe μm	Breite μm	Ablation μm^2		Koagulation μm	Karbonisation μm
1. Versuch	1096,94	617,01	676822,95	1. Versuch	190,15	7,11
2. Versuch	813,85	403,97	328770,99		259,98	27,34
3. Versuch	878,34	403,04	354006,15		287,47	55,26
4. Versuch	1488,77	696,21	1036496,56	2. Versuch	93,62	13,34
5. Versuch	826,36	888,34	734088,64		59,7	5,11
6. Versuch	1102,44	754,16	831416,15		169	23,8
Mittelwert	1034,45	627,12	660267	3. Versuch	181,84	12,32
					125,31	18,08
					112,39	4,4
				4. Versuch	195,47	7,67
					159,28	43,17
					198,61	23,02
				5. Versuch	191,57	48,04
					66,74	10,87
					273,66	27,96
				6. Versuch	192,69	16,5
					191,51	8,51
					185,42	52,72
				Mittelwert	174,13	22,51

Tabelle TV11: *Vaporisationstiefe, Knorpel***Vergleich der Ablationstiefenmessungen der beiden Laser, 15W/0,5s n μm**

	Diodenlaser	Nd:YAG Laser
1. Versuch	609,08	626,18
2. Versuch	301,26	593,06
3. Versuch	900,32	639,56
4. Versuch	503,72	682,59
5. Versuch	605,23	742,28
6. Versuch	846,67	869,5

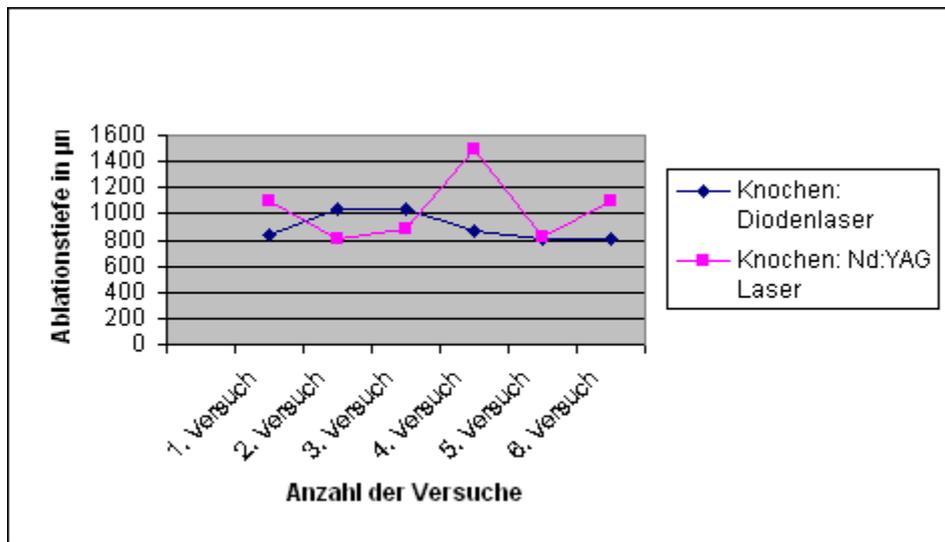


Graphik 11: Vergleich der Ablationstiefe bei 15W/0,5s, Knorpel

Tabelle TV12: *Vaporisationstiefe, Knochen*

Vergleich der Ablationstiefenmessungen der beiden Laser, 15W/0,5s in μm

	Diodenlaser	Nd:YAG Laser
1. Versuch	836,61	1096,94
2. Versuch	1030,3	813,85
3. Versuch	1030,11	878,34
4. Versuch	861,91	1488,77
5. Versuch	812,01	826,36
6. Versuch	812,65	1102,44

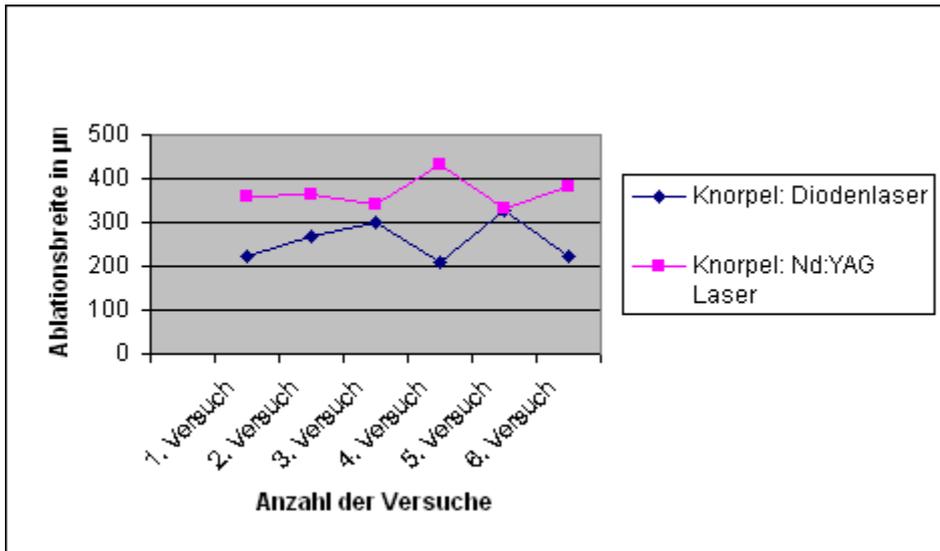


Grafik 12: Vergleich der Ablationstiefe bei 15W/0,5s, Knochen

Tabelle TV13: *Vaporisationsbreite, Knorpel*

Vergleich der Messungen der Vaporisationsbreite der beiden Laser, 15W/0,5s in μm

	Diodenlaser	Nd:YAG Laser
1. Versuch	223,98	360,99
2. Versuch	269,74	364,75
3. Versuch	299,04	340,91
4. Versuch	210,29	432,08
5. Versuch	325,89	331,84
6. Versuch	221,91	381,43

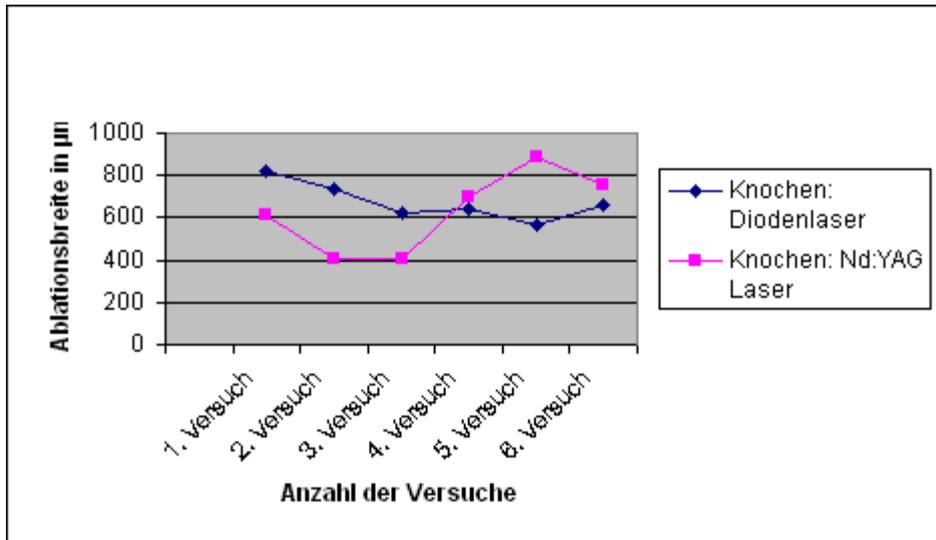


Graphik 13: Vergleich der Vaporisationsbreite bei 15W/0,5s, Knorpel

Tabelle TV14: Vaporisationsbreite, Knochen

Vergleich der Messungen der Vaporisationsbreite der beiden Laser, 15W/0,5s in µm

	Diodenlaser	Nd:YAG Laser
1. Versuch	818,76	617,01
2. Versuch	740,1	403,97
3. Versuch	620,9	403,04
4. Versuch	641,42	696,21
5. Versuch	563,46	888,34
6. Versuch	664,31	754,16

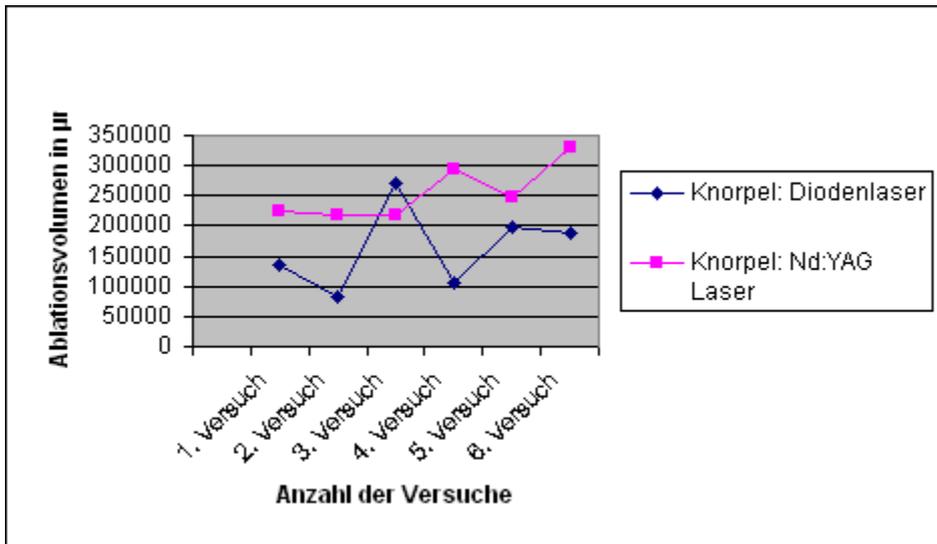


Graphik 14: Vergleich der Vaporisationsbreite bei 15W/0,5s, Knochen

Tabelle TV15: Ablation, Knorpel

Vergleich der Ablation (Vaporisationszonen) der beiden Laser, 15W/0,5s in μm^2

	Diodenlaser	Nd:YAG Laser
1. Versuch	136421,74	226044,72
2. Versuch	81261,87	216318,64
3. Versuch	269231,69	218032,40
4. Versuch	105927,28	294933,49
5. Versuch	197238,40	246318,20
6. Versuch	187884,54	331653,36

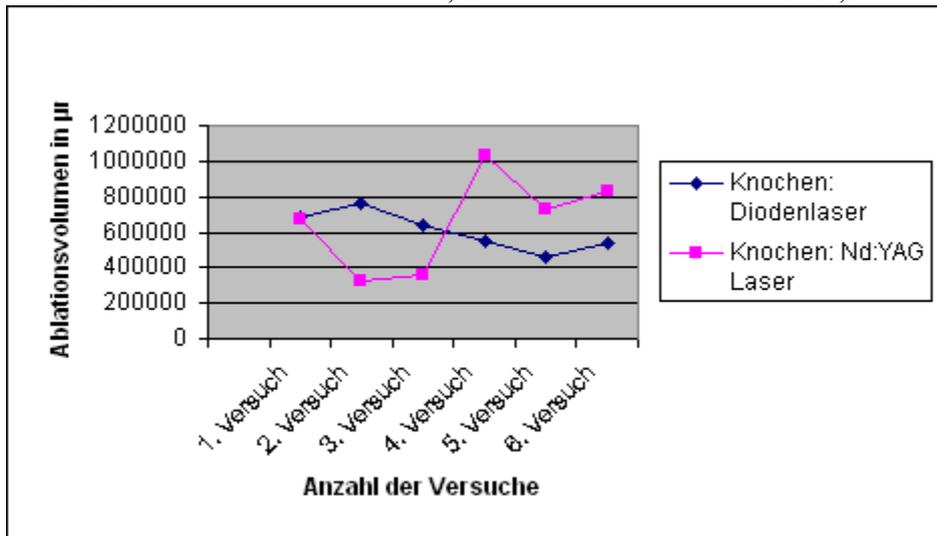


Graphik15: Vergleich der Ablationsvolumina bei 15W/0,5s, Knorpel

Tabelle TV16: Ablation, Knochen

Vergleich der Ablation (Vaporisationszonen) der beiden Laser, 15W/0,5s in μm^2

	Diodenlaser	Nd:YAG Laser
1. Versuch	684982,80	676822,95
2. Versuch	762525,03	328770,98
3. Versuch	639595,30	354006,15
4. Versuch	552846,31	1036496,56
5. Versuch	457535,15	734088,64
6. Versuch	539851,52	831416,15

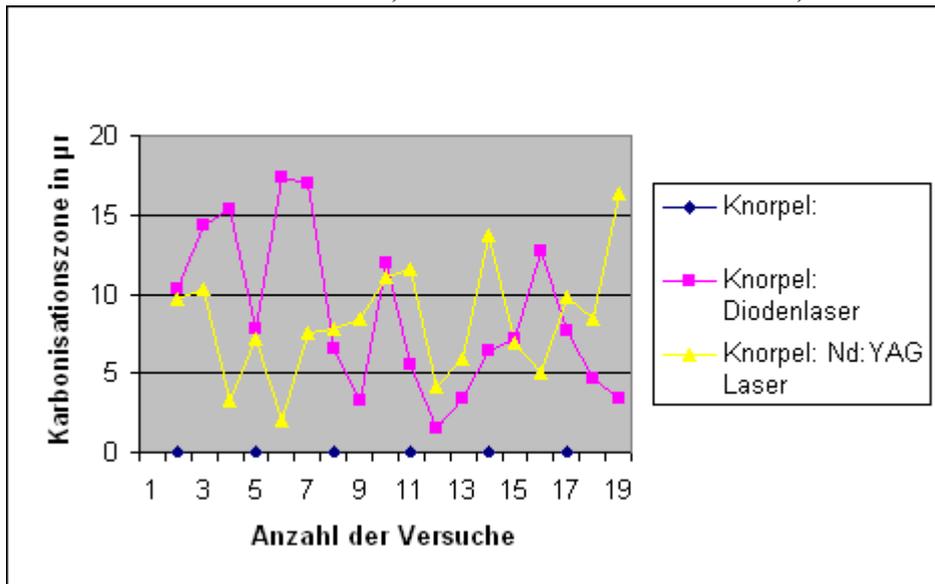


Graphik 16: Vergleich der Ablationsvolumina bei 15W/0,5s, Knochen

Tabelle TV17 Messung der Karbonisation, Knorpel

Vergleich der Karbonisationszonen der beiden Laser bei 15W/0,5s in μm

	Diodenlaser	Nd:YAG Laser
1. Versuch	10,37 14,28 15,37	9,72 10,35 3,23
2. Versuch	7,79 17,35 16,97	7,14 2,04 7,54
3. Versuch	6,5 3,3 11,89	7,76 8,43 11,07
4. Versuch	5,52 1,45 3,41	11,51 4,09 5,86
5. Versuch	6,4 7,23 12,75	13,75 6,87 5,05
6. Versuch	7,63 4,7 3,4	9,87 8,41 16,33

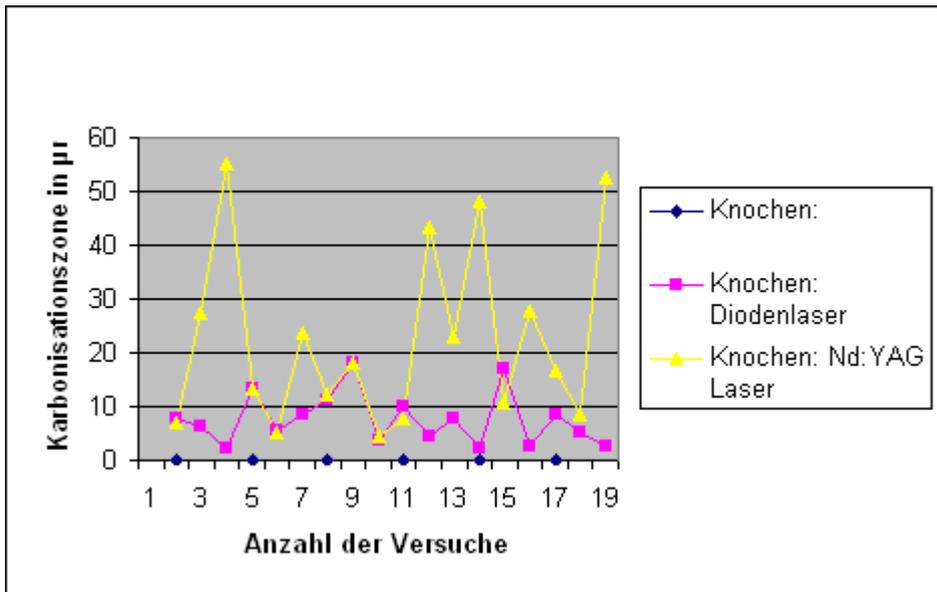


Graphik 17 Vergleich der Karbonisationszone bei 15W/0,5s, Knorpel

Tabelle TV 18: Messung der Karbonisation, Knochen

Vergleich der Karbonisationszonen der beiden Laser bei 15W/0,5s in μm

	Diodenlaser	Nd:YAG Laser
1. Versuch	7,6	7,11
	6,14	27,34
	2,29	55,26
2. Versuch	13,27	13,34
	5,72	5,11
	8,44	23,8
3. Versuch	10,93	12,32
	18,16	18,08
	3,58	4,4
4. Versuch	10,05	7,67
	4,6	43,17
	7,67	23,02
5. Versuch	2,29	48,04
	16,93	10,87
	2,56	27,96
6. Versuch	8,51	16,5
	5,22	8,51
	2,56	52,72

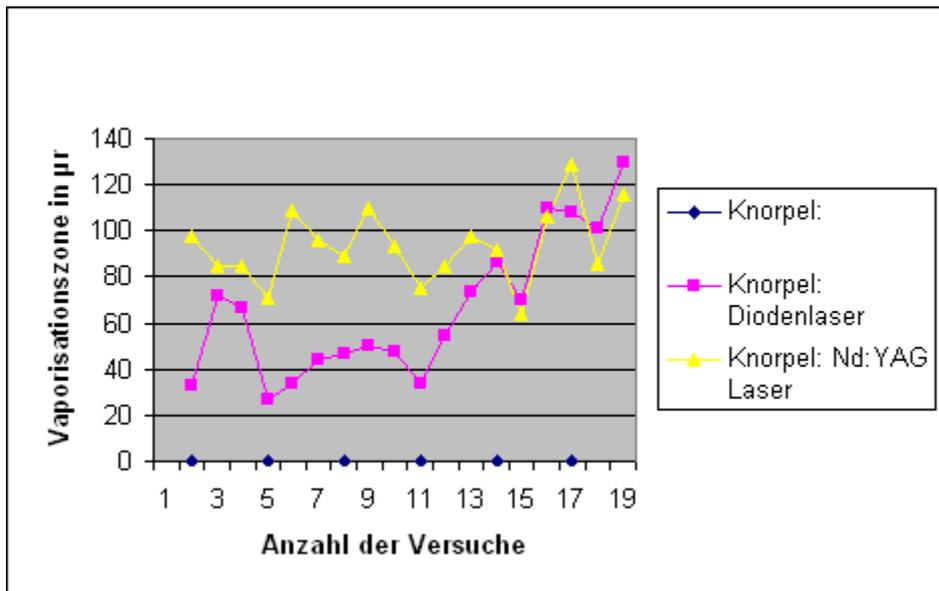


Graphik 18: Vergleich der Karbonisationszone bei 15W/0,5s, Knochen

Tabelle TV19: Messung der Koagulation, Knorpel

Vergleich der Koagulationszonen der beiden Laser, 15W/0,5s in μm

	Diodenlaser	Nd:YAG Laser
1. Versuch	32,59	97,77
	71,73	84,73
	66,37	84,58
2. Versuch	26,51	70,5
	33,68	108,83
	44,2	95,62
3. Versuch	46,29	89,35
	49,78	109,73
	47,93	93,66
4. Versuch	34,02	74,86
	54,49	84,73
	73,74	97,41
5. Versuch	86,78	91,3
	70,15	63,57
	109,76	106,01
6. Versuch	107,78	129,11
	101,52	85,73
	129,89	115,55

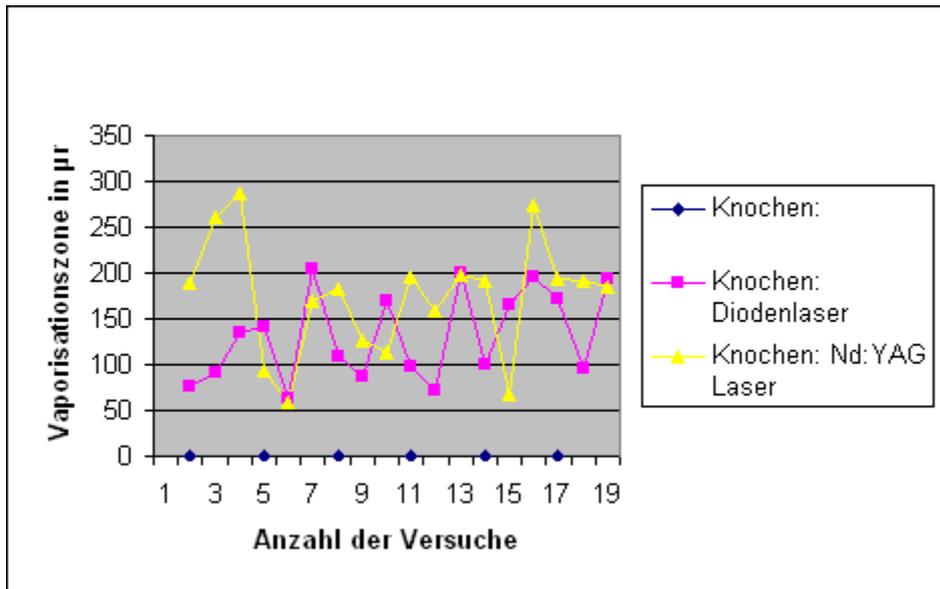


Graphik 19: Vergleich der Koagulationszone bei 15W/0,5s, Knorpel

Tabelle TV20: Messung der Koagulation, Knochen

Vergleich der Koagulationszonen der beiden Laser, 15W/0,5s in μm

	Diodenlaser	Nd:YAG Laser
1. Versuch	75,04	190,15
	91,25	259,98
	135,76	287,47
2. Versuch	142,14	93,62
	62,27	59,7
	203,3	169
3. Versuch	108,59	181,84
	87,05	125,31
	168,6	112,39
4. Versuch	97,07	195,47
	72,39	159,28
	200,82	198,61
5. Versuch	100,91	191,57
	164,6	66,74
	195,86	273,66
6. Versuch	172,12	192,69
	94,93	191,51
	193,24	185,42



Graphik 20: Vergleich der Koagulationszone bei 15W/0,5s, Knochen

8.3 Parameterkombination 25W/0,5s

Tabelle TD5:

<u>Diodenlaser: Knorpel 25W/0,5s</u>						
	Tiefe μm	Breite μm	Ablation μm^2		Koagulation μm	Karbonisation μm
1. Versuch	1308,72	701,26	917752,99	1. Versuch	127,55	17,9
2. Versuch	1299,88	623,79	810852,15		163,21	11,69
3. Versuch	1030	580	597400		185,95	19,54
4. Versuch	818,25	496,67	406400,23	2. Versuch	181,85	41,24
5. Versuch	728,44	623,47	454160,49		100,75	19,44
6. Versuch	1460	710	1036600		187,9	39,36
Mittelwert	1107,55	622,53	703861	3. Versuch	130,4	4,4
					197,84	13,26
					126,43	5,32
				4. Versuch	67,61	19,34
					110,19	10,05
					115,83	18,26
				5. Versuch	101,36	5,22
					180,39	18,48
					173,65	27,96
				6. Versuch	357,4	13,77
					151,18	6,14
					92,34	15,76
				Mittelwert	152,88	17,06

Tabelle TD6:

Diodenlaser: Knochen 25W/0,5s

	Tiefe μm	Breite μm	Ablation μm^2		Koagulation μm	Karbonisation μm
1. Versuch	1840	1160	2134400	1. Versuch	295,58	5,11
2. Versuch	1069,11	1200	1282932		174,13	15,56
3. Versuch	1590	810	1287900		291,36	4,85
4. Versuch	1520	810	1231200	2. Versuch	167,08	4,12
5. Versuch	1020	770	785400		79,84	13,74
6. Versuch	1800	970	1746000		228,92	5,22
Mittelwert	1473,19	953,33	1411305	3. Versuch	145,76	6,33
					129,27	12,32
					182,14	24,04
				4. Versuch	95,94	8,93
					141,78	1,02
					204,56	8,57
				5. Versuch	179,73	6,14
					125,83	1,02
					43,45	7,27
				6. Versuch	210,01	21,78
					81,91	5,83
					39,64	7,82
				Mittelwert	156,5	8,87

Tabelle TN5:

Nd:YAG: Knorpel 25W/0,5s

	Tiefe μm	Breite μm	Ablation μm^2		Koagulation μm	Karbonisation μm
1. Versuch	931,65	236,25	220102,31	1. Versuch	108,32	15,57
2. Versuch	1133,27	387,14	438734,15		113,83	5,86
3. Versuch	585,89	291,55	170816,23		130,89	5,21
4. Versuch	2180	361,15	787307	2. Versuch	159,79	9,61
5. Versuch	461,57	145,06	66955,34		118,69	5,78
6. Versuch	1640	320,09	524947,6		154,38	6,13
Mittelwert	1155,4	290,21	368144	3. Versuch	172,6	9,05
					131,82	6,47
					159,12	12,7
				4. Versuch	136,93	9,08
					183,88	11,92
					126,45	13,58
				5. Versuch	83,03	13,5
					108,66	16,16
					126,79	14,24
				6. Versuch	145,22	9,55
					153,82	12,44
					132,36	15,09
				Mittelwert	135,92	10,66

Tabelle TN6:

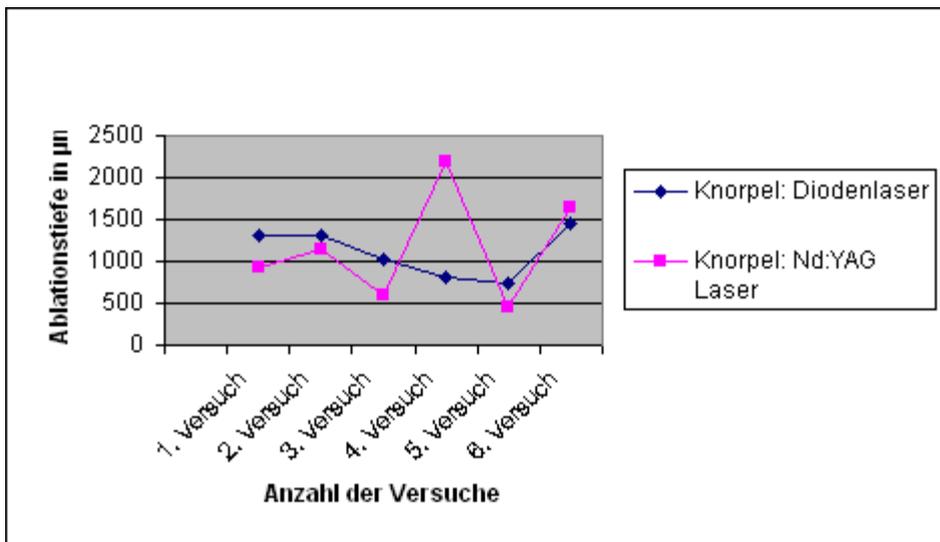
Nd:YAG: Knochen 25W/0,5s

	Tiefe μm	Breite μm	Ablation μm^2		Koagulation μm	Karbonisation μm
1. Versuch	716,02	573,46	410608,83	1. Versuch	76,87	20,11
2. Versuch	1085,68	804,61	873548,99		137,71	7,11
3. Versuch	1618,85	759,94	1230228,87		52,91	12,95
4. Versuch	1182,83	537,05	635238,85	2. Versuch	199	6,65
5. Versuch	1006,45	857,24	862769,20		114,46	10,87
6. Versuch	941,2	497,85	468576,42		72,39	19,58
Mittelwert	1091,84	671,69	746829	3. Versuch	143,45	13,77
					58,25	15,18
					233,58	9,11
				4. Versuch	132,26	4,85
					199,87	6,65
					142,73	37,99
				5. Versuch	124,18	17,38
					227,96	25,27
					332,64	5,83
				6. Versuch	109,55	17,64
					175,1	27,85
					124,55	12,32
				Mittelwert	147,64	15,06

Tabelle TV21: *Vaporisationstiefe, Knorpel*

Vergleich der Ablationstiefenmessung der beiden Laser, 25W/0,5s in μm

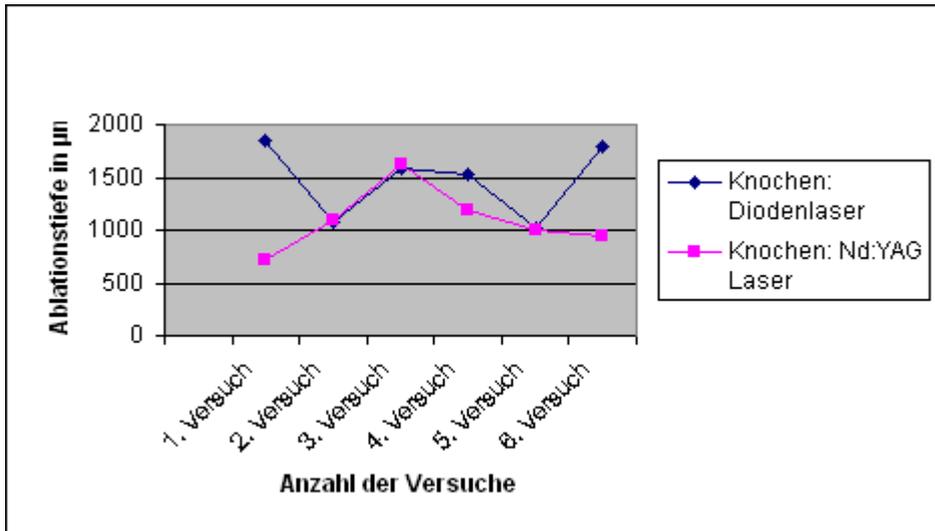
	Diodenlaser	Nd:YAG Laser
1. Versuch	1308,72	931,65
2. Versuch	1299,88	1133,27
3. Versuch	1030	585,89
4. Versuch	818,25	2180
5. Versuch	728,44	461,57
6. Versuch	1460	1640



Graphik 21: Vergleich der Ablationstiefe bei 25W/0,5s, Knorpel

Tabelle TV22: Vaporisationstiefe, Knochen**Vergleich der Ablationstiefenmessung der beiden Laser, 25W/0,5s in μm**

	Diodenlaser	Nd:YAG Laser
1. Versuch	1840	716,02
2. Versuch	1069,11	1085,68
3. Versuch	1590	1618,85
4. Versuch	1520	1182,83
5. Versuch	1020	1006,45
6. Versuch	1800	941,2

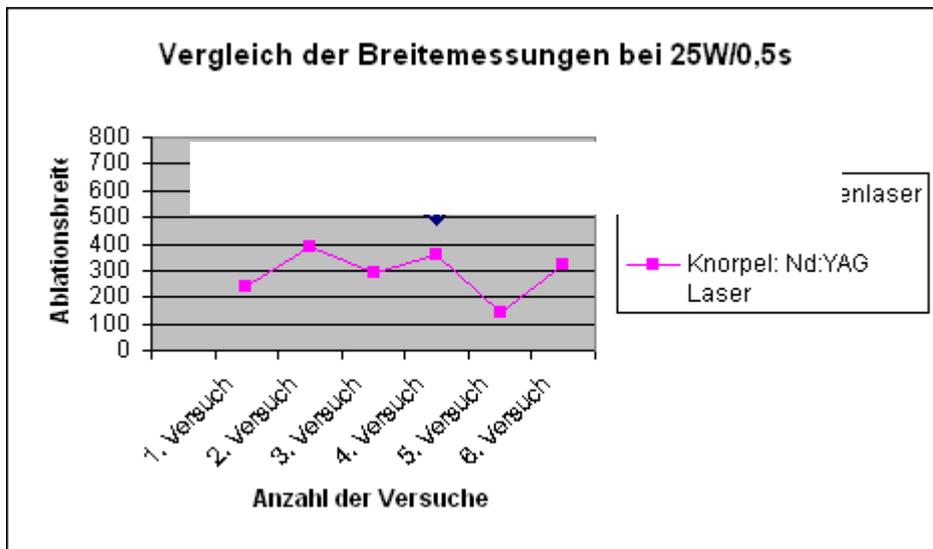


Graphik 22: Vergleich der Ablationstiefe bei 25W/0,5s, Knochen

Tabelle TV23: Vaporisationsbreite, Knorpel

Vergleich der Messungen der Vaporisationsbreite der beiden Laser, 25W/0,5s in μm

	Diodenlaser	Nd:YAG Laser
1. Versuch	701,26	236,25
2. Versuch	623,79	387,14
3. Versuch	580	291,55
4. Versuch	496,67	361,15
5. Versuch	623,47	145,06
6. Versuch	710	320,09

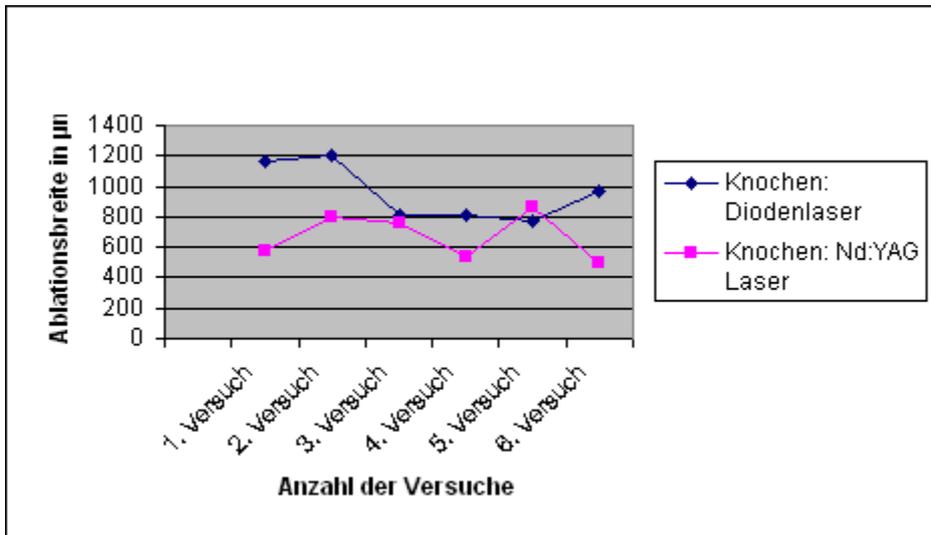


Graphik 23: Vergleich der Vaporisationsbreite bei 25W/0,5s, Knorpel

Tabelle TV24: *Vaporisationsbreite, Knochen*

Vergleich der Messungen der Vaporisationsbreite der beiden Laser, 25W/0,5s in μm

	Diodenlaser	Nd:YAG Laser
1. Versuch	1160	573,46
2. Versuch	1200	804,61
3. Versuch	810	759,94
4. Versuch	810	537,05
5. Versuch	770	857,24
6. Versuch	970	497,85

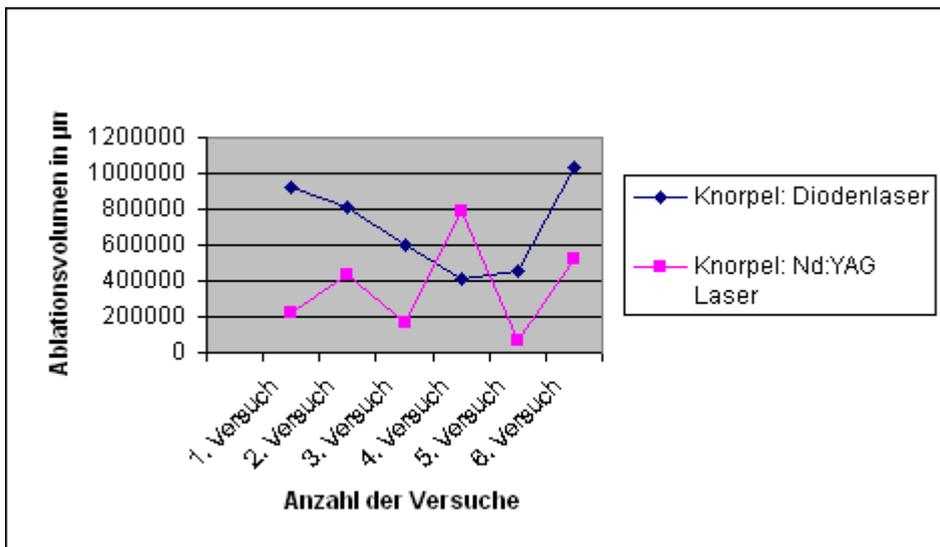


Graphik 24: Vergleich der Vaporisationsbreite bei 25W/0,5s, Knochen

Tabelle TV25: Ablation, Knorpel

Vergleich der Ablation (Vaporisationszonen) der beiden Laser, 25W/0,5s in μm^2

	Diodenlaser	Nd:YAG Laser
1. Versuch	917752,99	220102,31
2. Versuch	810852,15	438734,15
3. Versuch	597400	170816,23
4. Versuch	406400,23	787307
5. Versuch	454160,49	66955,34
6. Versuch	1036600	524947,6

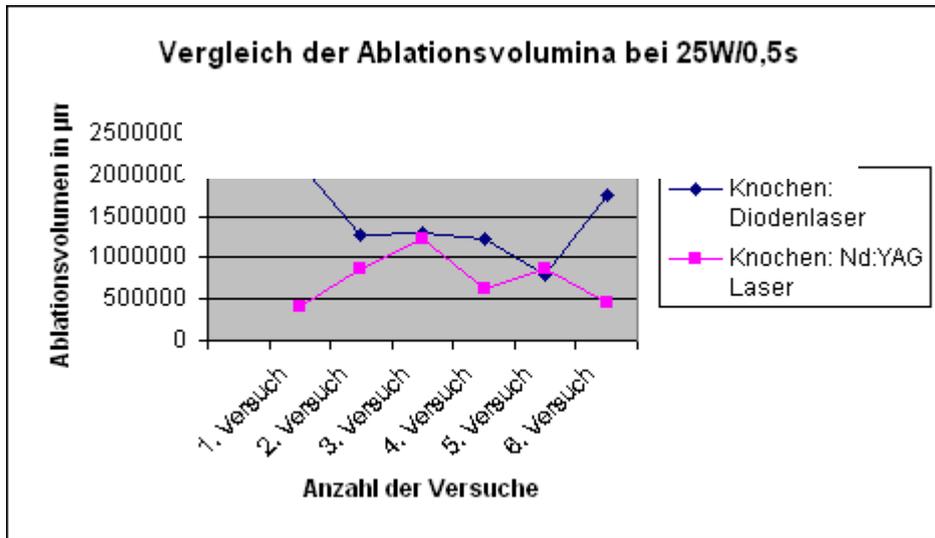


Graphik25: Vergleich der Ablationsvolumina bei 25W/0,5s, Knorpel

Tabelle TV26: Ablation, Knochen

Vergleich der Ablation (Vaporisationszonen) der beiden Laser, 25W/0,5s in μm^2

	Diodenlaser	Nd:YAG Laser
1. Versuch	2134400	410608,83
2. Versuch	1282932	873548,98
3. Versuch	1287900	1230228,87
4. Versuch	1231200	635238,85
5. Versuch	785400	862769,20
6. Versuch	1746000	468576,42

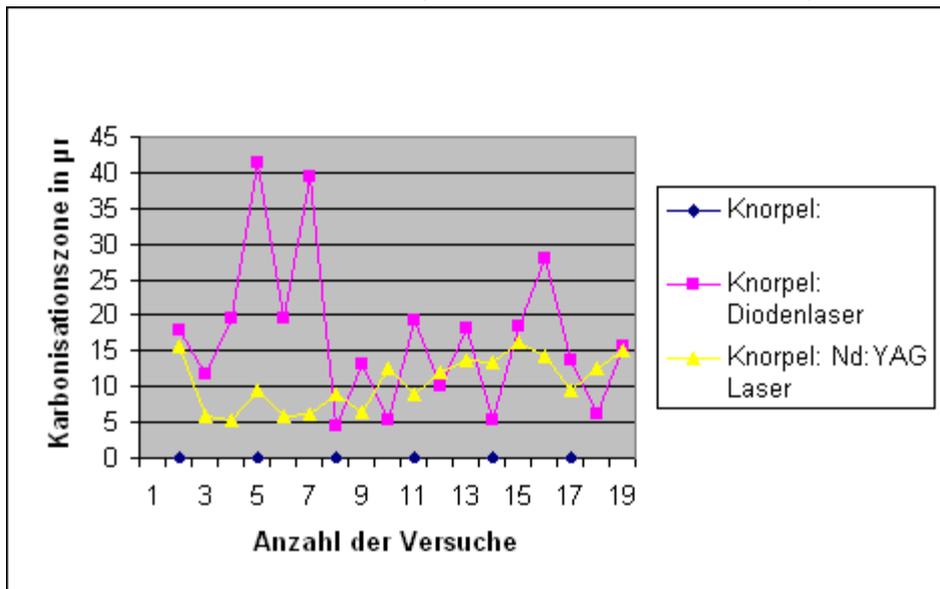


Graphik 26: Vergleich der Ablationsvolumina bei 25W/0,5s, Knochen

Tabelle TV27: Messung der Karbonisation, Knorpel

Vergleich der Karbonisationszonen der beiden Laser bei 25W/0,5s in μm

	Diodenlaser	Nd:YAG Laser
1. Versuch	17,9	15,57
	11,69	5,86
	19,54	5,21
2. Versuch	41,24	9,61
	19,44	5,78
	39,36	6,13
3. Versuch	4,4	9,05
	13,26	6,47
	5,32	12,7
4. Versuch	19,34	9,08
	10,05	11,92
	18,26	13,58
5. Versuch	5,22	13,5
	18,48	16,16
	27,96	14,24
6. Versuch	13,77	9,55
	6,14	12,44
	15,76	15,09

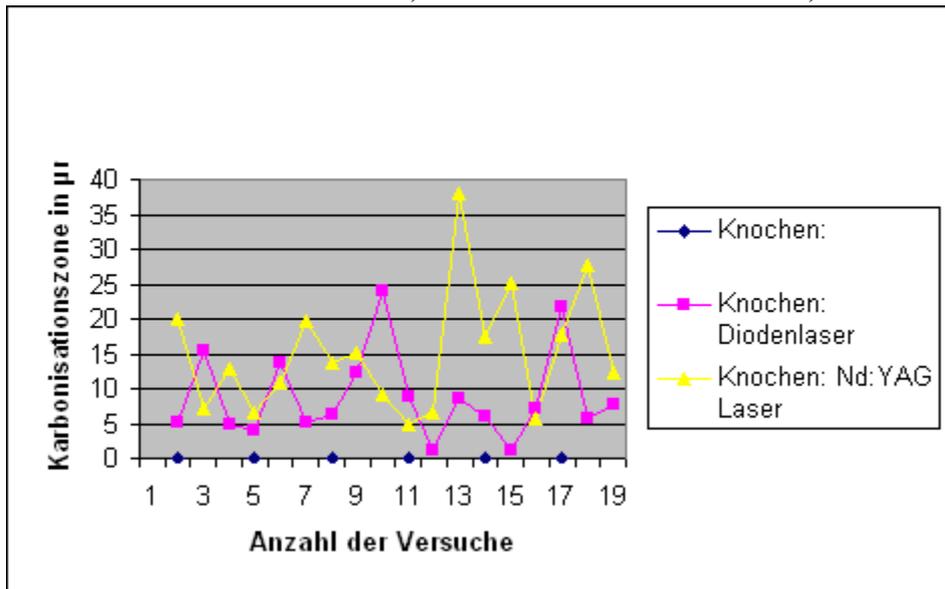


Graphik 27: Vergleich der Karbonisationszone bei 25W/0,5s, Knorpel

Tabelle TV28: Messung der Karbonisation, Knochen

Vergleich der Karbonisationszonen der beiden Laser bei 25W/0,5s in μm

	Diodenlaser	Nd:YAG Laser
1. Versuch	5,11	20,11
	15,56	7,11
	4,85	12,95
2. Versuch	4,12	6,65
	13,74	10,87
	5,22	19,58
3. Versuch	6,33	13,77
	12,32	15,18
	24,04	9,11
4. Versuch	8,93	4,85
	1,02	6,65
	8,57	37,99
5. Versuch	6,14	17,38
	1,02	25,27
	7,27	5,83
6. Versuch	21,78	17,64
	5,83	27,85
	7,82	12,32

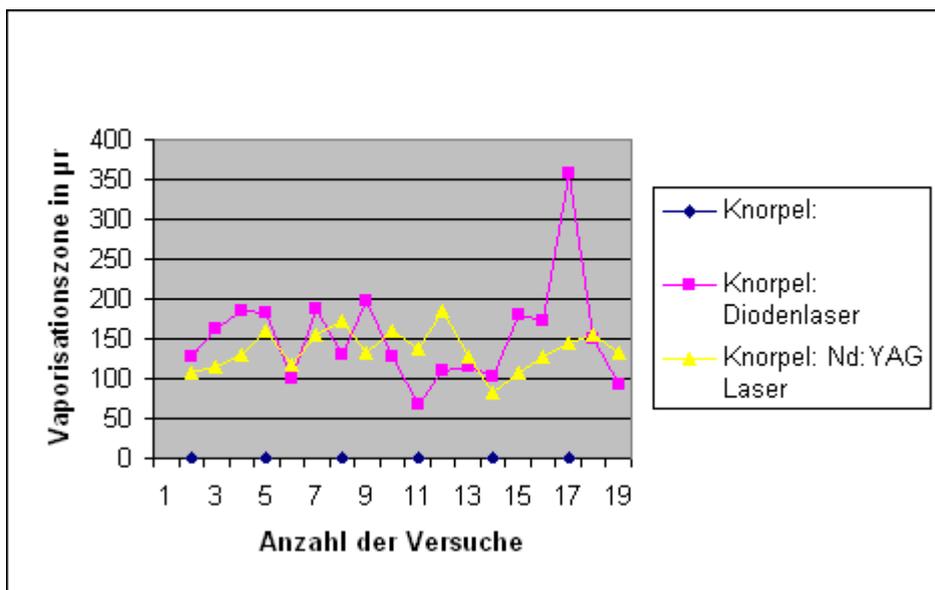


Graphik 28: Vergleich der Karbonisationszone bei 25W/0,5s, Knochen

Tabelle TV29: *Koagulation, Knorpel*

Vergleich der Koagulationszonen der beiden Laser, 25W/0,5s in μm

	Diodenlaser	Nd:YAG Laser
1. Versuch	127,55	108,32
	163,21	113,83
	185,95	130,89
2. Versuch	181,85	159,79
	100,75	118,69
	187,9	154,38
3. Versuch	130,4	172,6
	197,84	131,82
	126,43	159,12
4. Versuch	67,61	136,93
	110,19	183,88
	115,83	126,45
5. Versuch	101,36	83,03
	180,39	108,66
	173,65	126,79
6. Versuch	357,4	145,22
	151,18	153,82
	92,34	132,36

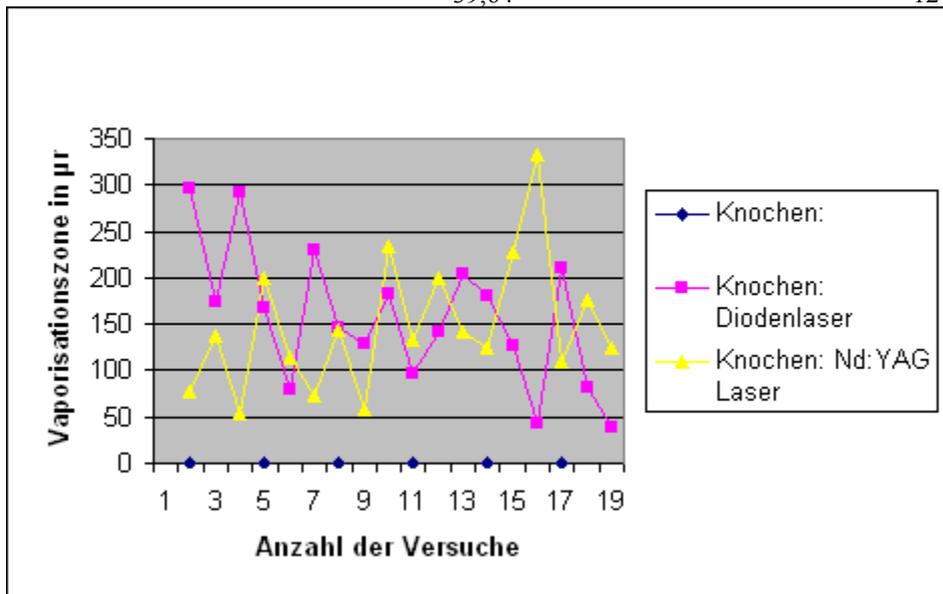


Graphik 29: Vergleich der Koagulationszone bei 25W/0,5s, Knorpel

Tabelle TV30: Koagulation, Knochen

Vergleich der Koagulationszonen der beiden Laser, 25W/0,5s in μm

	Diodenlaser	Nd:YAG Laser
1. Versuch	295,58	76,87
	174,13	137,71
	291,36	52,91
2. Versuch	167,08	199
	79,84	114,46
	228,92	72,39
3. Versuch	145,76	143,45
	129,27	58,25
	182,14	233,58
4. Versuch	95,94	132,26
	141,78	199,87
	204,56	142,73
5. Versuch	179,73	124,18
	125,83	227,96
	43,45	332,64
6. Versuch	210,01	109,55
	81,91	175,1
	39,64	124,55



Graphik 30: Vergleich der Koagulationszone bei 15W/0,5s, Knochen

8.4 Gegenüberstellung der Mittelwerte, statistische Abweichungen

Tabelle TM1:

Gegenüberstellung der Mittelwerte Vaporisationstiefe

	Diodenlaser	Nd:YAG Laser	Differenz
Knorpel			
5W/0,5s	497,11	551,95	-54,84
15W/0,5s	627,71	692,20	-64,48
25W/0,5s	1107,55	1155,40	-47,85

Tabelle TS1:

Diodenlaser: Knorpel 5W/0,5s in μm

Vaporisationstiefe	MW	STABW	SE	tquantile	CI Weite	unt. Grenze	ob. Grenze
437,04	497,11	52,0	21,23	3,16	67,16	429,95	564,27
590,52							
471,72							
493,65							
511,01							
478,71							

Nd:YAG: Knorpel 5W/0,5s in μm

Vaporisationstiefe	MW	STABW	SE	tquantile	CI Weite	unt. Grenze	Ob. Grenze
527,61	551,95	116,41	47,52	3,16	150,34	401,61	702,29
639,6							
374,04							
660,39							
465,44							
644,62							

p-Wert t-Test: 0,31685409

Diodenlaser: Knorpel 15W/0,5s in μm

Vaporisationstiefe

	MW	STABW	SE	tquantile	CI Weite	unt. Grenze	ob. Grenze
609,08	627,71	221,38	90,38	3,16	285,91	341,81	913,62
301,26							
900,32							
503,72							
605,23							
846,67							

Nd:YAG: Knorpel 15W/0,5s in μm

Vaporisationstiefe

	MW	STABW	SE	tquantile	CI Weite	unt. Grenze	ob. Grenze
626,18	692,20	100,99	41,23	3,16	130,42	561,77	822,62
593,06							
639,56							
682,59							
742,28							
869,5							

p-Wert t-Test: 0,53089515

Diodenlaser: Knorpel 25W/0,5s in μm

Vaporisationstiefe

	MW	STABW	SE	tquantile	CI Weite	unt. Grenze	ob. Grenze
1308,72	1107,55	295,0	120,43	3,16	380,97	726,58	1488,52
1299,88							
1030							
818,25							
728,44							
1460							

Nd:YAG: Knorpel 25W/0,5s in μm

Vaporisationstiefe

	MW	STABW	SE	tquantile	CI Weite	unt. Grenze	ob. Grenze
931,65	1155,4	654,36	267,14	3,16	845,07	310,32	2000,47
1133,27							
585,89							
2180							
461,57							
1640							

p-Wert t-Test: 0,87354568

Tabelle TM2:

	Diodenlaser	Nd:YAG Laser	
Knochen			Differenz
5W/0,5s	521,65	530,63	- 8,99
15W/0,5s	897,27	1034,45	-137,19
25W/0,5s	1473,19	1091,84	381,35

Tabelle TS2:

Diodenlaser: Knochen 5W/0,5s in μm

Vaporisationstiefe

	MW	STABW	SE	tquantile	CI Weite	unt. Grenze	ob. Grenze
444,67	521,65	86,41	35,28	3,16	111,6	410,04	633,25
439,2							
519,6							
596,62							
477,57							
652,21							

Nd:YAG: Knochen 5W/0,5s in μm

Vaporisationstiefe

	MW	STABW	SE	tquantile	CI Weite	unt. Grenze	ob. Grenze
580,01	530,63	132,90	54,25	3,16	171,63	359,0	702,26
612,01							
342,05							
619,34							
648,12							
382,27							

p-Wert t-Test: 0,89229529

Diodenlaser: Knochen 15W/0,5s in μm

Vaporisationstiefe

	MW	STABW	SE	tquantile	CI Weite	unt. Grenze	ob. Grenze
836,61	897,27	104,60	42,70	3,16	135,08	762,18	1032,35
1030,3							
1030,11							
861,91							
812,01							
812,65							

Nd:YAG: Knochen 15W/0,5s in μm

Vaporisationstiefe

	MW	STABW	SE	tquantile	CI Weite	unt. Grenze	ob. Grenze
1096,94	1034,45	257,40	105,08	3,16	332,42	702,03	1366,87
813,85							
878,34							
1488,77							
826,36							
1102,44							

p-Wert t-Test: 0,25430584

Diodenlaser: Knochen 25W/0,5s in μm

Vaporisationstiefe

	MW	STABW	SE	Tquantile	CI Weite	unt. Grenze	ob. Grenze
1840	1473,19	353,79	144,44	3,16	456,91	1016,28	1930,09
1069,11							
1590							
1520							
1020							
1800							

Nd:YAG: Knochen 25W/0,5s in μm

Vaporisationstiefe

	MW	STABW	SE	Tquantile	CI Weite	unt. Grenze	ob. Grenze
716,02	1091,84	302,42	123,46	3,16	390,56	701,28	1482,39
1085,68							
1618,85							
1182,83							
1006,45							
941,2							

p-Wert t-Test: 0,072541

Tabelle TM3:

	Diodenlaser	Nd:YAG Laser	Differenz
Knorpel			
5W/0,5s	243,77	285,45	-41,68
15W/0,5s	258,48	368,67	-110,19
25W/0,5s	622,53	290,21	332,33

Tabelle TS3:

Diodenlaser: Knorpel 5W/0,5s in μm

Vaporisationsbreite

	MW	STABW	SE	tquantile	CI Weite	unt. Grenze	ob. Grenze
221,4	243,77	42,07	17,18	3,16	54,33	189,44	298,11
264,63							
318,82							
204,67							
217,59							
235,53							

Nd:YAG: Knorpel 5W/0,5s in μm

Vaporisationsbreite

	MW	STABW	SE	tquantile	CI Weite	unt. Grenze	ob. Grenze
258,11	285,45	66,75	27,25	3,16	86,21	199,24	371,66
329,07							
173,92							
340,23							
264,63							
346,75							

p-Wert t-Test: 0,22481252

Diodenlaser: Knorpel 15W/0,5s in μm

Vaporisationsbreite

	MW	STABW	SE	tquantile	CI Weite	unt. Grenze	ob. Grenze
223,98	258,48	47,26	19,29	3,16	61,03	197,45	319,50
269,74							
299,04							
210,29							
325,89							
221,91							

Nd:YAG: Knorpel 15W/0,5s in μm

Vaporisationsbreite

	MW	STABW	SE	tquantile	CI Weite	unt. Grenze	ob. Grenze
360,99	368,67	35,74	14,59	3,16	46,15	322,52	414,82
364,75							
340,91							
432,08							
331,84							
381,43							

p-Wert t-Test: 0,00104899

Diodenlaser: Knorpel 25W/0,5s in μm

Vaporisationsbreite

	MW	STABW	SE	Tquantile	CI Weite	unt. Grenze	Ob. Grenze
701,26	622,53	79,37	32,40	3,16	102,51	520,02	725,04
623,79							
580							
496,67							
623,47							
710							

Nd:YAG: Knorpel 25W/0,5s in μm

Vaporisationsbreite

	MW	STABW	SE	Tquantile	CI Weite	unt. Grenze	ob. Grenze
236,25	290,21	88,66	36,20	3,16	114,50	175,71	404,71
387,14							
291,55							
361,15							
145,06							
320,09							

p-Wert t-Test: 0,00004510

Tabelle TM4:

	Diodenlaser	Nd:YAG Laser	Differenz
Knochen			
5W/0,5s	429,04	485,52	-56,48
15W/0,5s	674,83	627,12	47,70
25W/0,5s	953,33	671,69	281,64

Tabelle TS4:

Diodenlaser: Knochen 5W/0,5s in μm

Vaporisationsbreite

	MW	STABW	SE	tquantile	CI Weite	unt. Grenze	ob. Grenze
403,9	429,04	83,37	34,04	3,16	107,67	321,37	536,72
499,76							
473,68							
505,76							
285,11							
406,04							

Nd:YAG: Knochen 5W/0,5s in μm

Vaporisationsbreite

	MW	STABW	SE	tquantile	CI Weite	unt. Grenze	ob. Grenze
414,16	485,52	50,53	20,63	3,16	65,26	420,26	550,77
495,76							
438,71							
500,56							
511,47							
552,44							

p-Wert t-Test: 0,18632395

Diodenlaser: Knochen 15W/0,5s in μm

Vaporisationsbreite

	MW	STABW	SE	tquantile	CI Weite	unt. Grenze	ob. Grenze
818,76	674,83	91,12	37,20	3,16	117,68	557,15	792,50
740,1							
620,9							
641,42							
563,46							
664,31							

Nd:YAG: Knochen 15W/0,5s in μm

Vaporisationsbreite

	MW	STABW	SE	tquantile	CI Weite	unt. Grenze	ob. Grenze
617,01	627,12	194,56	79,43	3,16	251,26	375,86	878,38
403,97							
403,04							
696,21							
888,34							
754,16							

p-Wert t-Test: 0,59842839

Diodenlaser: Knochen 25W/0,5s in μm

Vaporisationsbreite

	MW	STABW	SE	Tquantile	CI Weite	unt. Grenze	ob. Grenze
1160	953,33	188,96	77,14	3,16	244,03	709,30	1197,37
1200							
810							
810							
770							
970							

Nd:YAG: Knochen 25W/0,5s in μm

Vaporisationsbreite

	MW	STABW	SE	Tquantile	CI Weite	unt. Grenze	ob. Grenze
573,46	671,69	153,55	62,68	3,16	198,30	473,40	869,99
804,61							
759,94							
537,05							
857,24							
497,85							

p-Wert t-Test: 0,01774826

Tabelle TM5:

Gegenüberstellung der Mittelwerte "Ablationsvolumina" in μm^2

	Diodenlaser	Nd:YAG Laser	
Knorpel			Differenz
5W/0,5s	7947964,13	13187931,95	-5239968
15W/0,5s	11398452,71	24893071,39	-13494619
25W/0,5s	118545605,9	32015059,83	86530546

Tabelle TS5:

Diodenlaser: Knorpel 5W/0,5s

Ablation μm^2

	MW	STABW	SE	tquantile	CI Weite	unt. Grenze	ob. Grenze
5608478	7947964	2999405,4	1224502	3,16	3873573	4074390,85	11821537,4
10826333							
12552899							
5413724							
6333968							
6952381							

Nd:YAG: Knorpel 5W/0,5s

Ablation μm^2

	MW	STABW	SE	tquantile	CI Weite	unt. Grenze	ob. Grenze
9202192	13187932	7259723,5	2963770	3,16	9375548	3812383,56	22563480,3
18132332							
2962005							
20013098							
8533172							
20284793							

p-Wert t-Test: 0,13329868

Diodenlaser: Knorpel 15W/0,5s

Ablation μm^2

	MW	STABW	SE	Tquantile	CI Weite	unt. Grenze	ob. Grenze
7999474,28	11398453	6292503	2568904	3,16	8126434,7	3272018,02	19524887,4
5738531,96							
21077742,4							
5831698,51							
16827947,3							
10915321,8							

Nd:YAG: Knorpel 15W/0,5s

Ablation μm^2

	MW	STABW	SE	tquantile	CI Weite	unt. Grenze	ob. Grenze
213662799	56943071	77032279	31448296	3,16	99483108	-42540037,3	156426179
20656553							
19459398							
33362368							
21399018							
33118290							

p-Wert t-Test: 0,17948524

Diodenlaser: Knorpel 25W/0,5s

Ablation μm^2

	MW	STABW	SE	tquantile	CI Weite	unt. Grenze	ob. Grenze
168489755	118545606	55221673	22544154	3,16	71315866	47229739,6	189861472
132418513							
90711393							
52843369							
74129921							
192680684							

Nd:YAG: Knorpel 25W/0,5s

Ablation μm^2

	MW	STABW	SE	tquantile	CI Weite	unt. Grenze	Ob. Grenze
13613351	32015060	27076245	11053831	3,16	34967536	-2952476,5	66982596,2
44467029							
13037995							
74438971							
2542737,6							
43990276							

p-Wert t-Test: 0,00626496

Tabelle TM6:

	Diodenlaser	Nd:YAG Laser	Differenz
Knochen			
5W/0,5s	26083107,86	33036297,83	-6953190
15W/0,5s	108792665,1	117541779,9	-8749115
25W/0,5s	364523856,4	139070896,9	225452959,5

Tabelle TS6:

Diodenlaser: Knochen 5W/0,5s

Ablation μm^2

	MW	STABW	SE	Tquantile	CI Weite	unt. Grenze	ob. Grenze
18991277	26083108	10266898	4191444	3,16	13259155	12823952,9	39342262,8
28717984							
30521640							
39953552							
10163202							
28150993							

Nd:YAG: Knochen 5W/0,5s

Ablation μm^2

	MW	STABW	SE	Tquantile	CI Weite	unt. Grenze	ob. Grenze
26045963	33036298	10309872	4208988	3,16	13314653	19721644,3	46350951,3
39379492							
17235079							
40626559							
44387878							
30542816							

p-Wert t-Test: 0,26891182

Diodenlaser: Knochen 15W/0,5s

Ablation μm^2

	MW	STABW	SE	Tquantile	CI Weite	unt. Grenze	ob. Grenze
146826658	108792665	32154647	13127080	3,16	41526024	67266641,14	150318689
147745117							
103967009							
92835812,1							
67492604,3							
93888790,9							

Nd:YAG: Knochen 15W/0,5s

Ablation μm^2

	MW	STABW	SE	Tquantile	CI Weite	unt. Grenze	ob. Grenze
109329133	117541780	68475699	27955087	3,16	88432739	29109041,03	205974519
34770523							
37353180,6							
188919483							
170724697							
164153663							

p_ Wert t-Test: 0,78273133

Diodenlaser: Knochen 25W/0,5s

Ablation μm^2

	MW	STABW	SE	Tquantile	CI Weite	unt. Grenze	ob. Grenze
648190151 403044975 273108860 261085199 158325274 443388679	364523856	173057341	70650364	3,16	223494391	141029465	588018248

Nd:YAG: Knochen 25W/0,5s

Ablation μm^2

	MW	STABW	SE	tquantile	CI Weite	unt. Grenze	ob. Grenze
61645310 184009954 244756281 89314177 193626897 61072763	139070897	78382955	31999707	3,16	101227435	37843462	240298332

p-Wert t-Test: 0,01564909

Tabelle TM7:

Gegenüberstellung der Mittelwerte "Karbonisation"

Knorpel	Diodenlaser		Nd:YAG Laser		Differenz
	MW	SE	MW	SE	
5W/0,5s	5,35		5,74		-0,38
15W/0,5s	8,68		8,28		0,41
25W/0,5s	17,06		10,66		6,40

Tabelle TM8:

**Diodenlaser:
Knorpel 5W/0,5s in μm**

Karbonisation	MW
3,23	
5,52	7,5
13,75	
4,88	
3,57	4,19
4,12	
3,23	
2,59	5,23
9,87	
3,59	
4,24	5,01
7,19	
1,45	
4,43	3,06
3,3	
9,05	
9,08	7,14
3,29	

**Nd:YAG:
Knorpel 5W/0,5s in μm**

Karbonisation	MW
6,47	
9,19	7,21
5,96	
6,96	
2,89	4,20
2,74	
2,74	
1,94	4,67
9,33	
5,33	
2,67	4,18
4,53	
5,86	
12,93	7,79
4,57	
9,87	
3,3	6,38
5,96	

**Diodenlaser:
Knorpel 15W/0,5s in μm**

Karbonisation	MW
10,37	
14,28	13,34
15,37	
7,79	
17,35	14,04
16,97	
6,5	
3,3	7,23
11,89	
5,52	
1,45	3,46
3,41	
6,4	
7,23	8,79
12,75	
7,63	
4,7	5,24
3,4	

**Nd:YAG:
Knorpel 15W/0,5s in μm**

Karbonisation	MW
9,72	
10,35	7,77
3,23	
7,14	
2,04	5,57
7,54	
7,76	
8,43	9,09
11,07	
11,51	
4,09	7,15
5,86	
13,75	
6,87	8,56
5,05	
9,87	
8,41	11,54
16,33	

**Diodenlaser:
Knorpel 25W/0,5s in μm**

**Nd:YAG:
Knorpel 25W/0,5s in μm**

Karbonisation		Karbonisation	
	MW		MW
17,9		15,57	
11,69	16,38	5,86	8,88
19,54		5,21	
41,24		9,61	
19,44	33,35	5,78	7,17
39,36		6,13	
4,4		9,05	
13,26	7,66	6,47	9,41
5,32		12,7	
19,34		9,08	
10,05	15,88	11,92	11,53
18,26		13,58	
5,22		13,5	
18,48	17,22	16,16	14,63
27,96		14,24	
13,77		9,55	
6,14	11,89	12,44	12,36
15,76		15,09	

Tabelle TS8:

Diodenlaser: Knorpel 5W/0,5s in μm

Karbonisationszone

	MW	STABW	SE	tquantile	CI Weite	unt. Grenze	ob. Grenze
7,5	5,35	1,71	0,70	3,16	2,20	3,15	7,56
4,19							
5,23							
5,01							
3,06							
7,14							

Nd:YAG: Knorpel 5W/0,5s in μm

Karbonisationszone

	MW	STABW	SE	tquantile	CI Weite	unt. Grenze	ob. Grenze
7,21	5,74	1,59	0,65	3,16	2,06	3,68	7,80
4,20							
4,67							
4,18							
7,79							
6,38							

p-Wert t-Test: 0,69772

Diodenlaser: Knorpel 15W/0,5s in μm

Karbonisationszone

	MW	STABW	SE	Tquantile	CI Weite	unt. Grenze	ob. Grenze
13,34	8,68	4,28	1,75	3,16	5,53	3,16	14,21
14,04							
7,23							
3,46							
8,79							
5,24							

Nd:YAG: Knorpel 15W/0,5s in μm

Karbonisationszone

	MW	STABW	SE	Tquantile	CI Weite	unt. Grenze	ob. Grenze
7,77	8,28	2,01	0,82	3,16	2,60	5,68	10,87
5,57							
9,09							
7,15							
8,56							
11,54							

p-Wert t-Test: 0,83802316

Diodenlaser: Knorpel 25W/0,5s in μm

Karbonisationszone

	MW	STABW	SE	tquantile	CI Weite	unt. Grenze	ob. Grenze
16,38	17,06	8,74	3,57	3,16	11,29	5,77	28,35
33,35							
7,66							
15,88							
17,22							
11,89							

Nd:YAG: Knorpel 25W/0,5s in μm

Karbonisationszone

	MW	STABW	SE	tquantile	CI Weite	unt. Grenze	ob. Grenze
8,88	10,66	2,70	1,10	3,16	3,48	7,18	14,14
7,17							
9,41							
11,53							
14,63							
12,36							

p-Wert t-Test: 0,11743

Tabelle TM9:

	Diodenlaser	Nd:YAG Laser	Differenz
Knochen			
5W/0,5s	7,72	7,90	-0,18
15W/0,5s	7,58	22,51	-14,93
25W/0,5s	8,87	15,06	-6,19

Tabelle TM10:

Diodenlaser:

Knochen 5W/0,5s in μm

Karbonisation	MW
5,27	
6,67	12,68
26,09	
7,11	
13,27	7,71
2,75	
6,33	
1,53	9,78
21,48	
1,84	
4,12	6,58
13,77	
1,72	
2,75	2,91
4,27	
1,84	
5,11	6,66
13,04	

Nd:YAG:

Knochen 5W/0,5s in μm

Karbonisation	MW
7,54	
5,56	10,4
18,1	
3,23	
19,02	8,93
4,53	
4,14	
5,96	5,52
6,47	
8,43	
5,82	8,13
10,14	
10,87	
2,56	8,23
11,25	
9,43	
5,63	6,21
3,58	

Diodenlaser:

Knochen 15W/0,5s in μm

Karbonisation	MW
7,6	
6,14	5,34
2,29	
13,27	
5,72	9,14
8,44	
10,93	
18,16	10,89
3,58	
10,05	
4,6	7,44
7,67	
2,29	
16,93	7,26
2,56	
8,51	
5,22	5,43
2,56	

Nd:YAG:

Knochen 15W/0,5s in μm

Karbonisation	MW
7,11	
27,34	29,90
55,26	
13,34	
5,11	14,08
23,8	
12,32	
18,08	11,6
4,4	
7,67	
43,17	24,62
23,02	
48,04	
10,87	28,96
27,96	
16,5	
8,51	25,91
52,72	

**Diodenlaser:
Knochen 25W/0,5s in μm**

**Nd:YAG:
Knochen 25W/0,5s in μm**

Karbonisation	MW	Karbonisation	MW
5,11		20,11	
15,56	8,51	7,11	13,39
4,85		12,95	
4,12		6,65	
13,74	7,69	10,87	12,37
5,22		19,58	
6,33		13,77	
12,32	14,23	15,18	12,69
24,04		9,11	
8,93		4,85	
1,02	6,17	6,65	16,50
8,57		37,99	
6,14		17,38	
1,02	4,81	25,27	16,16
7,27		5,83	
21,78		17,64	
5,83	11,81	27,85	19,27
7,82		12,32	

Tabelle TS9:

Diodenlaser: Knochen 5W/0,5s in μm

Karbonisationszone

	MW	STABW	SE	tquantile	CI Weite	unt. Grenze	ob. Grenze
12,68	7,72	3,30	1,35	3,16	4,26	3,46	11,98
7,71							
9,78							
6,58							
2,91							
6,66							

Nd:YAG: Knochen 5W/0,5s in μm

Karbonisationszone

	MW	STABW	SE	tquantile	CI Weite	unt. Grenze	ob. Grenze	
	10,4	7,90	1,79	0,73	3,16	2,31	5,60	10,21
	8,93							
	5,52							
	8,13							
	8,23							
	6,21							

p-Wert t-Test: 0,9070495

Diodenlaser: Knochen 15W/0,5s in μm

Karbonisationszone

	MW	STABW	SE	tquantile	CI Weite	unt. Grenze	ob. Grenze	
	5,34	7,58	2,15	0,88	3,16	2,78	4,81	10,36
	9,14							
	10,89							
	7,44							
	7,26							
	5,43							

Nd:YAG: Knochen 15W/0,5s in μm

Karbonisationszone

	MW	STABW	SE	tquantile	CI Weite	unt. Grenze	ob. Grenze	
	29,90	22,51	7,78	3,17	3,16	10,04	12,47	32,55
	14,08							
	11,6							
	24,62							
	28,96							
	25,91							

p-Wert t-Test: 0,00108723

Diodenlaser: Knochen 25W/0,5s in μm

Karbonisationszone

	MW	STABW	SE	tquantile	CI Weite	unt. Grenze	ob. Grenze
8,51	8,87	3,54	1,45	3,16	4,57	4,30	13,44
7,69							
14,23							
6,17							
4,81							
11,81							

Nd:YAG: Knochen 25W/0,5s in μm

Karbonisationszone

	MW	STABW	SE	tquantile	CI Weite	unt. Grenze	ob. Grenze
13,39	15,06	2,71	1,11	3,16	3,50	11,56	18,56
12,37							
12,69							
16,50							
16,16							
19,27							

p-Wert t-Test: 0,00674

Tabelle TM11:

Gegenüberstellung der Mittelwerte Koagulationszone

Knorpel	Diodenlaser	Nd:YAG Laser	Differenz
5W/0,5s	73,65	100,57	-26,92
15W/0,5s	65,96	93,50	-27,55
25W/0,5s	152,88	135,92	16,96

Tabelle TM12:

**Diodenlaser:
Knorpel 5W/0,5s in μm**

Koagulation	MW
88,82	
72,52	77,13
70,05	
19,15	
30,21	27,12
32,01	
69,87	
71,9	65,74
55,46	
42,56	
86,02	82,52
118,98	
77,43	
80,82	80,56
83,43	
125,37	
87,19	108,80
113,83	

**Nd:YAG:
Knorpel 5W/0,5s in μm**

Koagulation	MW
108,2	
83,43	99,94
108,2	
111,99	
92,18	96,94
86,65	
91,84	
68,58	82,43
86,88	
116,02	
93,65	109,19
117,9	
108,46	
95,62	106,55
115,56	
96,46	
108,51	108,36
120,1	

**Diodenlaser:
Knorpel 15W/0,5s in μm**

Koagulation	MW
32,59	
71,73	56,90
66,37	
26,51	
33,68	34,80
44,2	
46,29	
49,78	48
47,93	
34,02	
54,49	54,08
73,74	
86,78	
70,15	88,90
109,76	
107,78	
101,52	113,06
129,89	

**Nd:YAG:
Knorpel 15W/0,5s in μm**

Koagulation	MW
97,77	
84,73	89,03
84,58	
70,5	
108,83	91,65
95,62	
89,35	
109,73	97,58
93,66	
74,86	
84,73	85,67
97,41	
91,3	
63,57	86,96
106,01	
129,11	
85,73	110,13
115,55	

**Diodenlaser:
Knorpel 25W/0,5s in µm**

**Nd:YAG:
Knorpel 25W/0,5s in µm**

Koagulation		Koagulation	
	MW		MW
127,55		108,32	
163,21	158,90	113,83	117,68
185,95		130,89	
181,85		159,79	
100,75	156,83	118,69	144,29
187,9		154,38	
130,4		172,6	
197,84	151,56	131,82	154,51
126,43		159,12	
67,61		136,93	
110,19	97,88	183,88	149,09
115,83		126,45	
101,36		83,03	
180,39	151,8	108,66	106,16
173,65		126,79	
357,4		145,22	
151,18	200,31	153,82	143,8
92,34		132,36	

Tabelle TS10:

Diodenlaser: Knorpel 5W/0,5s in µm

Koagulationszone

	MW	STABW	SE	Tquantile	CI Weite	unt. Grenze	ob. Grenze
77,13	73,65	26,84	10,96	3,16	34,66	38,99	108,30
27,12							
65,74							
82,52							
80,56							
108,80							

Nd:YAG: Knorpel 5W/0,5s in μm

Koagulationszone

	MW	STABW	SE	Tquantile	CI Weite	unt. Grenze	ob. Grenze
99,94	100,57	10,13	4,14	3,16	13,08	87,48	113,65
96,94							
82,43							
109,19							
106,55							
108,36							

p-Wert t-Test: 0,044330893

Diodenlaser: Knorpel 15W/0,5s in μm

Koagulationszone

	MW	STABW	SE	Tquantile	CI Weite	unt. Grenze	ob. Grenze
56,90	65,97	29,19	11,92	3,16	37,70	28,25	103,66
34,80							
48							
54,08							
88,90							
113,06							

Nd:YAG: Knorpel 15W/0,5s in μm

Koagulationszone

	MW	STABW	SE	Tquantile	CI Weite	unt. Grenze	ob. Grenze
89,03	93,50	9,17	3,75	3,16	11,85	81,66	105,35
91,65							
97,58							
85,67							
86,96							
110,13							

p-Wert t-Test: 0,052010908

Diodenlaser: Knorpel 25W/0,5s in μm

Koagulationszone

	MW	STABW	SE	Tquantile	CI Weite	unt. Grenze	ob. Grenze
158,90	152,88	32,65	13,33	3,16	42,16	110,72	195,04
156,83							
151,56							
97,88							
151,8							
200,31							

Nd:YAG: Knorpel 25W/0,5s in μm

Koagulationszone

	MW	STABW	SE	Tquantile	CI Weite	unt. Grenze	ob. Grenze
117,68	135,92	19,34	7,89	3,16	24,97	110,95	160,89
144,29							
154,51							
149,09							
106,16							
143,8							

p-Wert t-Test: 0,29930

Tabelle TM13:

Knochen	Diodenlaser	Nd:YAG Laser	Differenz
5W/0,5s	102,18	123,94	-21,77
15W/0,5s	131,44	174,13	-42,69
25W/0,5s	156,50	147,64	8,86

Tabelle TM14:

Diodenlaser:

Knochen 5W/0,5s in μm

Koagulation	MW
143,33	
111,97	123,44
115,01	
52,27	
52,74	50,40
46,18	
124,78	
95,89	119,66
138,31	
145,71	
113,53	140,27
161,56	
44,18	
68,73	72,94
105,9	
33,35	
88,08	106,36
197,66	

Nd:YAG:

Knochen 5W/0,5s in μm

Koagulation	MW
109,42	
82,45	129,15
195,59	
109,42	
100,64	105,22
105,6	
125,58	
78,23	117,57
148,89	
100,81	
104,36	100,64
96,75	
150,85	
174,46	152,36
131,77	
168,83	
109,08	138,72
138,26	

Diodenlaser:

Knochen 15W/0,5s in μm

Koagulation	MW
75,04	
91,25	100,68
135,76	
142,14	
62,27	135,90
203,3	
108,59	
87,05	121,41
168,6	
97,07	
72,39	123,43
200,82	
100,91	
164,6	153,79
195,86	
172,12	
94,93	153,43
193,24	

Nd:YAG:

Knochen 15W/0,5s in μm

Koagulation	MW
190,15	
259,98	245,87
287,47	
93,62	
59,7	107,44
169	
181,84	
125,31	139,85
112,39	
195,47	
159,28	184,45
198,61	
191,57	
66,74	177,32
273,66	
192,69	
191,51	189,8733333
185,42	

**Diodenlaser:
Knochen 25W/0,5s in μm**

**Nd:YAG:
Knochen 25W/0,5s in μm**

Koagulation	MW	Koagulation	MW
295,58		76,87	
174,13	253,69	137,71	89,16
291,36		52,91	
167,08		199	
79,84	158,61	114,46	128,62
228,92		72,39	
145,76		143,45	
129,27	152,39	58,25	145,09
182,14		233,58	
95,94		132,26	
141,78	147,43	199,87	158,29
204,56		142,73	
179,73		124,18	
125,83	116,34	227,96	228,26
43,45		332,64	
210,01		109,55	
81,91	110,52	175,1	136,4
39,64		124,55	

Tabelle TS11:

Diodenlaser: Knochen 5W/0,5s in μm

Koagulationszone

	MW	STABW	SE	tquantile	CI Weite	unt. Grenze	ob. Grenze
123,44	102,18	33,95	13,86	3,16	43,84	58,34	146,02
50,40							
119,66							
140,27							
72,94							
106,36							

Nd:YAG: Knochen 5W/0,5s in μm

Koagulationszone

	MW	STABW	SE	tquantile	CI Weite	unt. Grenze	ob. Grenze
129,15	123,94	19,94	8,14	3,16	25,75	98,20	149,69
105,22							
117,57							
100,64							
152,36							
138,72							

p-Wert t-Test: 0,20544

Diodenlaser: Knochen 15W/0,5s in μm

Koagulationszone

	MW	STABW	SE	tquantile	CI Weite	unt. Grenze	ob. Grenze
100,68	131,44	20,56	8,39	3,16	26,55	104,89	157,99
135,90							
121,41							
123,43							
153,79							
153,43							

Nd:YAG: Knochen 15W/0,5s in μm

Koagulationszone

	MW	STABW	SE	tquantile	CI Weite	unt. Grenze	ob. Grenze
245,87	174,13	47,19	19,26	3,16	60,94	113,19	235,08
107,44							
139,85							
184,45							
177,32							
189,87							

p-Wert t-Test: 0,06961192

Diodenlaser: Knochen 25W/0,5s in μm

Koagulationszone

	MW	STABW	SE	tquantile	CI Weite	unt. Grenze	ob. Grenze
253,69	156,50	51,53	21,04	3,16	66,55	89,95	223,04
158,61							
152,39							
147,43							
116,34							
110,52							

Nd:YAG: Knochen 25W/0,5s in μm

Koagulationszone

	MW	STABW	SE	tquantile	CI Weite	unt. Grenze	ob. Grenze
89,16	147,64	45,89	18,73	3,16	59,26	88,38	206,89
128,62							
145,09							
158,29							
228,26							
136,4							

p-Wert t-Test: 0,75960

9. Literaturverzeichnis

1. Alster TS, Bryan H, Williams CM. Long-pulsed Nd:YAG laser assisted hair removal in pigmented skin: a clinical and histological evaluation. Arch Dermatol. 2001 Jul; 137(7): 885-9
2. Andersson RR, Parrish JA. Selective photothermolysis: precise microsurgery by selective absorption of pulsed radiation. Science. 1983; 220: 524-527
3. Apfelberg DB, Smith T, Lash H, et al. Preliminary report on the use of the Neodymium-YAG-Laser in plastic surgery. Las Surg Med 1987; 7: 189-198
4. Ascher P, Justich E, Ulrich A. Untersuchungen und Entwicklungen zur interstitiellen Thermotheapie bei der Behandlung von Hirntumoren mit dem Nd:YAG-Laser. Lasermedizin, 1991; 7: 41-51
5. Behrbohm H, Hildebrandt T, Kaschke O. Funktionell-Ästhetische Chirurgie der Nase. Verlag Endo-Press, Tuttlingen 2001
6. Behrbohm H, Kaschke O, Liebetruth J. Laser in der Rhinologie – Erfahrungen mit verschiedenen Lasertypen.
www.sankt-gertrauden.de/sgk-homepage/hno/laser_heilkunde.htm
7. Berghaus A. Rhinoplastik Ästhetisch-plastische Chirurgie der Nase. Verlag Endo-Press, Tuttlingen, 2002
8. Berlien H-P, Müller G. Angewandte Lasermedizin. Springer-Verlag, 1990
9. Berlien H-P, Müller G. Angewandte Lasermedizin. Springer-Verlag, 3. Erg. Lfg. 1990
10. Berlien H-P, Müller G. Applied Laser Medicine. Springer-Verlag Berlin Heidelberg New York, 2003
11. Biolitec AG Broschüre. EVOLVE in der HNO-Chirurgie. Edinburgh, Juni 2002; www.biolitec.de
12. Blaugrund S. The nasal septum and concha bullosa. Otolaryngol Clin North Am 1989; 22: 291-306

13. Boulnois J. Photophysical processes in recent medical laser developments: a review. *Laser in Medical Science* 1986; 1: 47-66
14. Bown SG. Phototherapy of tumors. *World Journal of Surgery*, 1983; 7: 700-709
15. Carruth JAS. Argon laser in the treatment of port wine stains. *Journal of the Royal Society of Medicine* 1984; 77(9): 722-724
16. Charlton A, Dickinson MR, King TA, et al. Erbium, YAG and Holmium:YAG Laser Ablations of Bones. *Lasers in Medical Science*. 5. 1990; 365-373
17. Collet S, Bertrand B, Cornu S, et al. Is septal deviation a risk for chronic sinusitis? Review of literature. *Acta Otorhinolaryngol Belg* 2001; 55: 299-304
18. Crockett DM. Functional Endoscopic Sinus Surgery in Children. *The Western Journal of Medicine*. June 1991; 154(6): 717
19. DEKA LMA GmbH. Medical Laser: Ihr neues Marketingtool eliminiert den Stress auf dem Zahnarztstuhl. www.dekamela.com/tedesco/product.htm
20. Dixon JA, Gilbertson JJ. Cutaneous laser therapy, in high-tech medicine (special issue). *West J Med* 1985 Dec; 143:758-763
21. Dörschel K. Laserstrahlung. In: Berlien H-P, Müller G. *Angewandte Lasermedizin*. Landsberg/Lech 1989, ECOMED, Kap. II-2.3
22. Eichler J, Seiler T. *Lasertechnik in der Medizin*. Springer-Verlag, Berlin 1991
23. Ferri E, Garcia Purrinos FJ, Ianiello F, et al. Surgical Treatment of inferior turbinate hypertrophy. *Acta Otorrinolaringol Esp* 2004; 55: 277-281
24. Frank F. Biophysical fundamentals for laser application in medicine. In: Wallwiener D, Bastert G. *Laser in Gynecology. Possibilities and Limitations*. Berlin, Heidelberg, New York Springer-Verlag, 1992
25. Fuchs B, Philipp C, Berlien H-P. Therapeutische Leitlinien zur Laserbehandlung: Laser in der Medizin. In: Berlien H-P, Müller G. *Angewandte Lasermedizin*. 14. Erg. Lfg. 12/97
26. Fuchs B, Philipp C, Berlien H-P. Therapeutische Leitlinien zur Laserbehandlung: Laser. In: Berlien H-P, Müller G. *Angewandte Lasermedizin*. 16. Erg. Lfg. 12/99
27. Fuchs B, Schnitt I, Roggan A. Laser-induzierte Thermoerapie (LITT) – Geschichte, Stand und Perspektiven. *Minimal Invasive Medizin* 1995; 6(2): 51-57

28. Gertzbein SD, De Demeter D, Cruickshank B, et al. The Effekt of Laser-Osteotomy on Bone Healing. *Lasers Surg. Med.* 1. 1981; 361
29. Geusic JE, Marcos HW, Van Uitert LG. Laser oscillations in Nd-doped yttrium aluminium, yttrium gallium, and gadolinium garnets. *Appl Phys Lett* 1964; 4: 182-201
30. Groteluschen B. Surgical use of the laser. *Fortschr Med* 1976; 94: 33-36
31. Grützenmacher S, Lang C, Saadi R, et al. Erste Erkenntnisse über die nasale Atemströmung bei Septumperforation. *Laryngo-Rhino-Otol* 2002; 81: 276-279
32. Haina D, Landthaler M, Waidlich W. Physikalische und biologische Grundlagen der Laseranwendung in der Dermatologie. *Hautarzt* 1981; 32: 397-401
33. Harrel JH II. Nd:YAG laser therapy in pulmonary medicine. *West J Med* 1988 Jul; 149: 113-114
34. Van Hasselt CA. Laser applications in otorhinolaryngology. *J Hong Kong Med Assoc* Vol. 44, No.1, March 1992
35. Hauser S. Formelsammlung zur beschreibenden Statistik. Institut für allgemeine Wirtschaftsforschung, Freiburg, 2003
36. Helfmann J, Brodzinski T. Thermische Wirkungen. In: Berlien H-P Müller G *Angewandte Lasermedizin*. 13. Erg. Lfg. 10/97
37. Hellinger J: Schmerzlindernd: Nonendoskopische perkutane Laserdiskusdekompression und –nukleotomie: Grundlagen und Erfahrungen mit dem Nd:YAG-Laser. *Laserjournal, Zeitschrift für innovative Lasermedizin*, März 2001
38. Hopf JUG, Hopf M. Funktionell-endoskopische endonasale Laserchirurgie. Verlag Endo-Press, Tuttlingen 2001
39. Hopf JUG, Hopf M, Eichwald H, et al. Das Training zur funktionell-endoskopischen endonasalen Laserchirurgie (FEELS) am Tiermodell Schaf. *Lasermedizin* 15, Urban & Fischer Verlag, Mai 2000
40. Hopf JUG, Hopf M, Gundlach P, et al. Miniature endoscopes in otorhinolaryngologic application. *Min Invas Ther & Allied Technol* 1998; 7/3: 209-218
41. Hopf JUG, Hopf M, Koffroth-Becker C. Minimal invasive Chirurgie obstruktiver Erkrankungen der Nase mit dem Diodenlaser. *Lasermedizin* 14, Urban & Fischer Verlag, 1998/99

42. Horak L, Svec R., Zavoral M., et al. Nd:YAG-Laser vs. Argon Plasmatic Coagulator. Clinicexperience, 2000.
www.laserpartner.cz/lasp/web/en/2000/0009.htm
43. Horch HH. Laser-Osteotomie und Anwendungsmöglichkeiten des Lasers in der oralen Weichteilchirurgie. Habilitationsschriften der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde. 1. Aufl. , Berlin. Quintessenz-Verlag GmbH.1983
44. Ilgner J, Emmerling O, Biesterfeld S, et al. Klinische Erfahrungen mit leistungsgeregelten Kontaktverfahren in der Laserchirurgie der Nasennebenhöhlen und der Rhinobasis. Laryngo-Rhino-Otol 2002; 81: 346-350
45. Internationaler Laserkongress 23. – 26. Februar 2005 in der Charité Universitätsmedizin Berlin Campus Benjamin Franklin
46. Jacques S. Continuous laser ablation of carbonized tissue: simple rules. Oregon Medical Laser Center, NewEtc. May 1998
47. Jaehne M, Wöllmer W, Ussmüller J. Erste Anwendungsergebnisse des Wave-Guide bei der CO2-laserchirurgischen Verkleinerung der hyperplastischen Nasenmuscheln. Laryngo-Rhino-Otol 2002; 81: 289-292
48. Janda P, Sroka R, Betz CS, et al. Die Laserkonchotomie mit Ho:YAG- und Dioden-Laser zur Behandlung von hyperplastischen Nasenmuscheln. Laryngo-Rhino-Otol 2002; 81: 484-490
49. Janda P, Sroka R, Tauber S, et al. Diode Laser Treatment of hyperplastic inferior nasal turbinates. Lasers in surgery and medicine 27: 129-139 (2000)
50. Johnson LP. Paranasal Sinus Applications of Surgical Lasers. 1990; Otolaryng Clin N Am 23 (1): 29-30
51. De Jong, Andrew L. Cutaneous Lesions and the use of the CO2 Laser. Bobby R. Alford Department of Otolaryngology-Head and Neck Surgery, Baylor College of Medicine, Houston, 1994
52. Karduck A, Richter HG. Laser surgery of the vocal cord. An experimental study. Laryngol Rhinol Otol, Stuttgart, 1976; 55: 144-151
53. Kamenetzki P, Leinung M, Lenarz T, et al. Endonasale Interventionen im DRG-Zeitalter: Konventionell vs. Laser. Laryngorhinootologie 2004; 83

54. Kiefhaber P, Nath G, Moritz K. Endoscopic control of massiv gastrointestinal hemor-
rhage by irradiation with high power neodymium:YAG laser. Prog Surg 1977; 5: 140-145
55. Knappe V. Dioden-Laser. In: Berlien H-P, Müller G. Angewandte Lasermedizin. 13. Erg.
Lfg. 10/97
56. Koch T, Berg R. Lehrbuch der Veterinär-Anatomie. Gustav Fischer Verlag, Jena 1990
57. Krespi YP, Mayer M, Slatkine M. Laser Photokoagulation of the inferior turbinates –
operative Techniques in Otolaryngology. Head and Neck Surgery, Vol 5, No. 4 (Dec),
1994; PP 287-291
58. Krespi YP, Slatkine M. Nd:YAG Fiber Delivery System for submucosal Interstitial Co-
agulation of Nasal Turbinates. Las Surg Med 1994; 15: 217-248
59. Lenz H. Nasenatmungsbehinderungen, Schnarchen, Nasenbluten und Allergien der Nase.
Privatklinik Prof. Lenz. Zentrum für Nasen-, Gesichts- und Laserchirurgie Königsdorf,
www.bessere-nase.de/cms/front_content.php?idcat=75
60. Levine HL. Endoscopy and the KTP/532 laser for nasal sinus disease. Ann Otol Rhinol
Laryngol 98: 1989; 46-51
61. Levine HL. The potassium-titanyl phosphate laser for treatment of turbinate dysfunction.
Cleveland, Ohio. Otolaryngol head neck surg 1991; 104: 247
62. Lippert BM. 3 Laser in der Rhinologie. Laryngorhinootologie 2003; 82: 54-76
63. Lippert BM, Werner JA. Nd:YAG-laser light-induced reduction of nasal turbinates.
Laryngorhinootologie 1996; 75: 523-528
64. Loosen P. Diodenlaser – neue Werkzeuge und Komponenten für die industrielle Ferti-
gung. Fraunhofer Institut für Lasertechnik, Aachen,
www.wlt.de/Thempunkt1999Pub/A1x99%20zur_einfuehrung_in_den_schwerpunkt.htm
65. Maiman TH. Stimulated optical radiation in ruby. Nature 1960; 187: 493-494
66. McKenzie A, Carruth JAS. Laser in surgery and medicine. Physics in Medicine and Biol-
ogy 1984; 29(6): 619-641
67. Metson R. Holmium:YAG laser endoscopic sinus surgery: A randomized, controlled
study. Laryngoscope 1996; 106: 1-18
68. MG Laser. Velure S9 Diodenlasersystem,
www.mg-laser.de/html/velure_s9_hno.html

69. Mlynski G. Restorative procedures in disturbed function of the upper airways – nasal breathing. *GMS Curr Top Otorhinolaryngol Head Neck Surg* 2005; 4: Doc 07
70. Moore JH. *Laser Energy in Orthopedic Surgery*. 1. Aufl., Amsterdam, Excerpta Medica. 1973
71. Mundweil B. In-vitro-Untersuchungen zu Koagulations- und Ablationseigenschaften minimal invasiver Behandlungsverfahren für die Anwendung in der HNO-Heilkunde. Diss. München, 2005
72. Muschter R, Hessel S, Hofstetter A. One year experience in interstitial laser coagulation for benign prostatic hyperplasia. *Journal of Urology*. 1993; 149: 466A
73. Muschter R, Hofstetter A. „Thermische“ Therapie der benignen Prostatahyperplasia. *Münchener Medizinische Wochenschrift* 1992; 134: 630-634
74. Neckel C. Eine klinisch und histologische Untersuchung zum Thema CW-mode oder 10.000-Hertz-topgepulster GaAIAs-Diodenlaser. Bad Neustadt, 1998-2001. www.oralia.com/wwwde/neckelppr.html
75. Neu W, Garen W, et al. Wechselwirkung Laserstrahlung und Biogewebe. Bad Oeynhaus, 2004
76. Newman J. Applications of the diode laser in otolaryngology. *Ear, Nose & Throat Journal* New York, Dec 2002
77. Niamtu J. Clinical Applications of the 532-nm Diode Laser für the Treatment of Facial Teleangiectasia and Pigmented Lesions: Literature Review, History, and Discussion of Clinical Experience. *The American Journal of Cosmetic Surgery*. Vol. 18, No. 2, 2001
78. Niedergethmann M. Gewebeablation durch interstitielle Laserapplikation: Standardisierte Quantifizierung und Behandlungsoptimierung. Ruprecht-Karls-Universität Heidelberg, Juli 2002
79. Olthoff A, Martin A, Liebmann F. Nd:YAG-Laser treatment of hyperreflectory and allergic rhinopathy. *Laryngorhinootologie* 1999; 78: 240-243
80. Ossoff RH, Coleman JA, Courey MS, et al. Clinical Application of Lasers in Otolaryngology – Head and Neck Surgery. *Las Surg Med* 1994; 15: 217-248
81. Palmer SE. Use of the GaAlAs Diode Laser in an Equine General Surgery Practice. *AAEP Proceedings*, NJ, 1997; Vol. 43: 233-234

82. Panjehpour M, Overholt BF, Frazier DL. Nd:YAG-Laser induced hyperthermia treatment of spontaneously occurring veterinary head and neck tumors. *Laser in Surgery and Medicine* 1991; 11: 351-355
83. Podoshin L, Gertner R, Fradis M, et al. Incidence and treatment of deviation of nasal septum in newborns. *Ear Nose Throat J* 1991; 70: 485-487
84. Potthoff IK. Der Stellenwert der Lasertherapie in der Behandlung venöser vaskulärer Malformation im Kopf-, Halsbereich. Diss. Bonn 2008
85. Probst R, Grevers G, Iro H. Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde. Georg Thieme Verlag, Stuttgart, 1. Auflage, 2000
86. Raulin C, Greve B. Laser und IPL-Technologie in der Dermatologie und Ästhetischen Medizin. Schattauer, 2001
87. Roggan A, Bindig U, Wäsche W, et al. Eigenschaften von biologischen Geweben. In: Berlien H-P, Müller G. *Angewandte Lasermedizin*. 13. Erg. Lfg: 10/97
88. Roggan A, Dörschel K, Minet O. Optical properties of biological tissues in the near-infrared wavelength range: review and measurements. In: Müller G, Roggan A. *Laser-induced Interstitial Thermotherapy*. Bellingham, Washington, SPIE-Press 1995
89. Roggan A, Handke A, Miller K. Laser induced interstitial thermotherapy of benign prostatic hyperplasia. *Minimal Invasive Medizin*, 1994; 5(2): 55-63
90. Romeis B. *Mikroskopische Technik*. Urban & Schwarzenberg, 17. Auflage
91. Scharschmidt D, Philipp C, Berlien H-P. Grundlagen der Laseranwendung in der HNO. Welcher Laser bei welcher Indikation? Abt. für Lasermedizin, Krankenhaus Neukölln, Berlin
92. Scholz C, Umkirch, Grothves-Spork M. Die Bearbeitung von Knochen mit dem Laser. In: Berlien H-P, Müller G. *Angewandte Lasermedizin*. 5. Erg. Lfg. 7/92
93. Sievers F. Lichtstrahlen im Dienst der Industrie. Verlagsbeilage im Handelsblatt, Mai 2005
94. Siplia J, Suonpaa J. A prospective study using rhinomanometry and patient clinical satisfaction to determine if objective measurements of nasal airway resistance can improve the quality of septoplasty. *Eur Arch Otorhinolaryngol* 1997; 254: 387-390

95. Smith JA, Landau S. Neodymium:YAG laser specifications for safe intravesical therapy. *J Urol* 1989 May; 141(5): 1238-9
96. Soh KBK. Laser Technology in Research, Diagnosis and Therapy in Rhinology. *Clin Otolaryngol.* 1996; 21: 102-110
97. Stammberger H. F.E.S.S.: Endoskopische Diagnostik und Chirurgie der Nasennebenhöhlen und der vorderen Schädelbasis. Verlag Endo-Press, Tuttlingen, 2002
98. Steiner R, Novitzki K-D. Lasermedizin in der WLT – Wissenschaftlichen Gesellschaft Lasertechnik e.V., www.wlt.de/Publica/pub3.htm
99. Steiner W. Die endoskopische Lasertherapie im oberen Aero-Digestif-Trakt. In: Müller G, Berlien H-P. *Angewandte Lasermedizin.* ecomed Landsberg, 1989; III – 3.4.1: 1-5
100. Steiner W, Werner JA. *Laser in der Otorhinolaryngologie Kopf- und Halschirurgie.* Verlag Endo-Press, Tuttlingen, 2002
101. Svaasand LO, Gomer CJ, Morinelli E. On the physical rationale of laser induced hyperthermia. *Laser in Medical Science* 1990; 5: 121-127
102. Taylor D-L, Schafer SA, Nordquist R, et al. Comparison of a high power diode laser with the Nd:YAG laser using in situ wound strength analysis of healing cutaneous incisions. *Lasers in Surg. Med.* 1998; 21: 248-254
103. Tradowsky K. *Laser.* 4. Auflage, Vogel-Verlag, 1979
104. Trautwein AX, Kreibitz U, Oberhausen E, et. Al. *Physik für Mediziner, Biologen, Pharmazeuten.* 5. Auflage, Walter de Gruyter, 1999
105. Tuner J, Hode L. Depth of penetration of laser light in tissue. *Laser Partner Clinixperience,* Stockholm, 2000; No. 15
106. Vollrath M. Ambulante Entfernung von Nasenpolypen durch Laserverfahren? *Dtsch med Wschr* 1997; 122: 347
107. Waidelich W, Waidelich R, Hofstetter A. *Laser in der Medizin/Laser in Medicine.* Springer Verlag, München 1993
108. Walter J, Berlien H-P, Müller G. *Der Laser in der Tiermedizin.* *Der Praktische Tierarzt* 1989; 4: 5-11
109. Werner JA, Dunne AA, Folz BJ, et al. Transoral laser microsurgery in carcinomas of the oral cavity, pharynx, and larynx. *Cancer Control.* 2002 Sep-Oct; 9(5): 379-86

110. Werner JA, Rudert H. Use of the Nd:YAG Laser in otorhinolaryngology. HNO. Kiel 1992 Jul; 40(7): 248-258
111. Wyman D, Swift CL, Siwek R. Optimal temperature control in laser hyperthermia. SPIE Optical Fibers in Medicine V, 1990; 1201: 642-653
112. Yildirim I, Okur E. The prevalence of nasal septal deviation in children from Kahramanmaraş, Turkey. Int J Pediatr Otorhinolaryngol 2003; 67: 1203-1206
113. Zenner HP. Neue Technologien für die endonasale Nasennebenhöhlenchirurgie. HNO 1997; 45: 347-348
114. Zhang B. Comparison of Results of Laser and Routine Surgery Therapy in Treatment of Nasal Polyps. Chin Med J, 1993; 106 [9]: 707-708
115. Zickefoose S. Nasal Surgery – using lasers with endoscopy Surgery. Aorn Journal, November 1989; Vol. 50, No. 5:979-988
116. Zuckerkandl E. Normale und pathologische Anatomie der Nasenhöhle und ihrer pneumatischen Anhänge. Bd.1. Wien: Wilhelm Braumüller, 1882:197

10. Danksagung

Abschliessend danke ich allen, die das Entstehen dieser Untersuchung möglich gemacht haben. Mein ganz besonderer Dank gilt Frau Priv.-Doz. Dr. med. Marietta Hopf für die Überlassung des Themas und die freundliche und ausdauernde Betreuung der Arbeit.

Ebenfalls möchte ich mich bei Frau Heidrun Wolter, die mich sehr hilfsbereit bei der Durchführung der wissenschaftlichen Labortätigkeiten an der Charité Campus Benjamin Franklin unterstützt hat, sowie allen Mitarbeiterinnen und Mitarbeitern des LMTB bedanken.

Weiterhin gilt mein Dank auch Herrn Priv.-Doz. Dr. Hans-Jürgen Schroth PhD für die ideenreiche Unterstützung und die angeregten wissenschaftlichen Diskussionen in Bezug auf das Thema und die Inhalte dieser Arbeit. Ausserdem möchte ich mich auch sehr herzlich bei Herrn Maximilian Schroth bedanken, der mich bei der Darstellung der Inhalte und ebenso bei formellen Fragen beraten hat. Nicht zuletzt danke ich meinem Mann Magnus Prinz zu Wied für seine fortlaufende Unterstützung und Förderung dieser Arbeit.

Lebenslauf

Mein Lebenslauf wird aus datenschutzrechtlichen Gründen in der elektronischen Version meiner Arbeit nicht veröffentlicht.

Erklärung

„Ich, Marie-Therese Prinzessin zu Wied, erkläre, dass ich die vorgelegte Dissertation mit dem Thema: „Die Anwendung des Diodenlasers und des Nd:YAG-Lasers am septum nasi – eine experimentelle Vergleichsstudie mit Parameteroptimierung am Schafsmodell“ selbst verfasst und keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel benutzt, ohne die (unzulässige) Hilfe Dritter verfasst und auch in Teilen keine Kopien anderer Arbeiten dargestellt habe.“

Datum

Unterschrift