

Aus der Klinik und Poliklinik für Hals-, Nasen- und Ohrenheilkunde
der Ludwig-Maximilians-Universität München
Vorstand: Prof. Dr. med. A. Berghaus

**In-vitro-Untersuchungen zu Koagulations- und
Ablationseigenschaften minimal invasiver
Behandlungsverfahren für die Anwendung
in der HNO-Heilkunde**

Dissertation zum Erwerb des Doktorgrades der Zahnheilkunde
an der Medizinischen Fakultät der
Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von
Boris Mundweil

aus
Osijek

2005

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
Der Universität München

Berichterstatter: Privatdozent Dr. med. Andreas Leunig

Mitberichterstatter: Prof. Dr. Dr. A. Mehl

Mitbetreuung durch den
Promovierten Mitarbeiter: Dr. rer. biol. hum. Ronald Sroka

Dekan: Prof. Dr. med. D. Reinhardt

Tag der mündlichen Prüfung: 26.04.2005

INHALTSVERZEICHNIS

1.EINLEITUNG	Seite 1
1.1. Minimalinvasive Methoden in der HNO	1
1.2. Laser	1
1.2.1. Indikation	2
1.2.2. Laserprinzip	3
1.3. Argon-Plasma-Beamer	5
1.3.1. Indikation	5
1.3.2. Prinzip	5
1.4. Ziel der vorliegenden Untersuchungen	6
2.MATERIAL UND METHODEN	7
2.1. Medizinische und technische Grundlagen	7
2.1.1. Laserlicht-Gewebe-Wechselwirkungen	7
2.1.2. Lasersysteme	10
2.1.3. Argon-Plasma-Beamer	12
2.1.3.1. Gewebewechselwirkung	12
2.1.3.2. Sicherheit	12
2.1.3.3. Gerätebeschreibung	13
2.2. Versuchsprotokoll	13
2.2.1. Versuchsaufbau	13
2.2.2. Versuchsdurchführung	14
2.3. In-vitro-Gewebeproben	15
2.4. Versuchsparameter	16
2.4.1. Laser	16
2.4.2. Argon-Plasma-Beamer	17
2.4.3. Behandlungsspezifische Parameter	17
2.4.3.1. Durchzugsgeschwindigkeit	17
2.4.3.2. Winkeleinstellung	17
2.5. Auswertung	18

2.5.1. Läsionsgrößen	18
2.5.2. Ablationsvolumina	19
2.5.3. Karbonisation	20
2.5.4. Statistische Bewertung	21
3. ERGEBNISSE	23
3.1. Allgemeines	23
3.2. Gerätesysteme	23
3.2.1. CO ₂ - Laser	23
3.2.2. Erbium:YAG-Laser	25
3.2.3. Holmium:YAG-Laser	29
3.2.4. Neodymium:YAG-Laser	35
3.2.5. Diodenlaser DL-940	37
3.2.6. Diodenlaser DL-830	39
3.2.7. Argon-Plasma-Beamer	41
3.3. Vergleich der Geräte anhand ihrer induzierten Gewebewirkung	45
3.3.1. Ablation	45
3.3.2. Koagulation	49
3.3.3. Gesamtschädigungsbereich	51
3.3.4. Vergleich des Karbonisationsgrades	52
3.3.5. Läsionsformen	53
4. DISKUSSION	56
4.1. Methodik	56
4.1.1. Gewebeproben	56
4.1.2. Lasersysteme und Argon-Plasma-Beamer	56
4.1.3. Versuchsprotokoll	58
4.2. Messergebnisse	60
4.2.1. CO ₂ - Laser	60
4.2.2. Erbium:YAG-Laser	60
4.2.3. Holmium:YAG-Laser	61
4.2.4. Neodymium:YAG-Laser	63

4.2.5. Diodenlaser DL-940	64
4.2.6. Diodenlaser DL-830	64
4.2.7. Argon-Plasma-Beamer	64
4.3. Vergleich der Gewebsdefekte	66
4.3.1. Koagulation	66
4.3.2. Karbonisation	68
4.3.3. Ablation	69
4.3.4. Läsionsformen	71
4.4. Klinischer Stellenwert der Messergebnisse	71
5. ZUSAMMENFASSUNG UND SCHLUSSFOLGERUNG	73
6. LITERATURVERZEICHNIS	76
7. DANKSAGUNG	81
8. LEBENSLAUF	82

1. EINLEITUNG

1.1. Minimalinvasive Methoden in der HNO

Zahlreiche Operationen im Bereich der Nase und den Nasennebenhöhlen können heutzutage ohne einen chirurgischen Hautschnitt im Gesicht durchgeführt werden. Am Kehlkopf, Rachen und an der Speiseröhre sind selbst bei Tumorerkrankungen Operationen ohne Skalpell möglich. Mit Wegfall des Hautschnittes werden das Operationstrauma und auch die postoperativen Schmerzen reduziert. Der Patient kann damit schneller mobilisiert und frühzeitig aus der stationären Behandlung entlassen werden. Kürzere Liegezeiten und geringere Schmerzen verringern die Gefahr einer tiefen Beinvenenthrombose oder einer Pneumonie. In der von Wullstein (1952) entwickelten Otochirurgie wurde durch die Einführung des Operationsmikroskopes in der HNO die Grundlage für die heutige Mikrochirurgie geschaffen. Im Zuge der Miniaturisierung der klassischen Operationstechniken vollzog sich der Schritt von der Makro- zur Mikrochirurgie. Dabei wird das erkrankte Gewebe mit einem speziellen Instrumentarium und mit Hilfe der Endoskopie behandelt. Die in dieser Arbeit beschriebenen Verfahren der Laserbehandlung und Elektrokoagulation mit Argon-Plasma-Beamer gehören zu den minimalinvasiven Therapieverfahren in der Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde.

1.2. Laser

Nachdem Albert Einstein im Jahr 1917 die theoretische Möglichkeit der stimulierten Emission als Grundlage für die Erzeugung von Laserstrahlung beschrieben hatte, gelang es Theodore Maiman 1960 erstmals, einen Laser in Betrieb zu nehmen. Das Akronym LASER steht für „Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation“, Lichtverstärkung durch stimulierte Emission von Strahlung. Heute, über 40 Jahre später, sind Laser zu einem etablierten Werkzeug der Therapie in zahlreichen Disziplinen der Medizin und so auch in der Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde geworden.

Bei den ersten in der HNO-Heilkunde eingesetzten Lasersystemen handelt es sich um den Argon- und den CO₂-Laser. Mittlerweile sind zur Behandlung der verschiedensten Krankheiten eine Reihe von weiteren Lasersystemen eingesetzt worden, unter anderem

Dioden-, Rubin-, Ho:YAG-, Er:YAG-, Nd:YAG-Laser sowie Farbstoff-Laser für die photodynamische Therapie [Ste-02].

1.2.1. Indikation

Die Zahl der Anwendungsgebiete für medizinische Lasersysteme wächst ständig unter besonderer Berücksichtigung des Anspruches der minimal invasiven Chirurgie. Wegen den unterschiedlichen Ablations- und Koagulationseigenschaften der Laserstrahlung in Wechselwirkung mit Gewebe werden verschiedene Lasersysteme in vielen Bereichen der Medizin verwendet. Auch in der Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde ist die Laseranwendung für viele therapeutische und diagnostische Verfahren weit verbreitet: Behandlung der Nasenmuschelhyperplasie, endoskopische Chirurgie in der Nase und den Nasennebenhöhlen, photodynamische Therapie von Kopf- und Halstumoren, chirurgische Eingriffe im Mittelohr wie z.B. Stapedotomie, Therapie des Tinnitus, Therapie der Zungen und Tonsillenhypertrophie, endoskopische Laserchirurgie im Pharynx und Larynx, Laserchirurgie von benignen Läsionen der Stimmbändern etc. [Gre-01].

Ein großer Vorteil in der Anwendung der Laserstrahlung liegt in der induzierten Hämostase. Dabei werden kleinere Blutgefäße koaguliert und damit „verschweißt“ [Ame-87, Apf-87, Has-88, Roe-87, Sac-84, Sim-82, Ban-89, Ber-89, Dav-90, Din-81, Dov-90, Eic-91, Gol-81, Gros-85, Len-80, Osw-88, Whe-88]. Der Blutverlust ist minimiert, wodurch die Sicht auf das Operationsfeld verbessert und ein präzises Vorgehen erleichtert wird. Die Fähigkeit zur Blutstillung hängt von der Wellenlänge und der applizierten Lichtenergie ab. Während mit dem CO₂-Laser nur kleine Gefäße (Durchmesser bis 0,1 mm) koaguliert werden, können größere Gefäße vor allem mit dem Argon- und dem Nd:YAG-Laser okkludiert werden (Durchmesser bis zu 2 mm) [Ber-89, Dav-90, Din-81, Eic-91]. Eine besondere Art der Blutstillung besteht darin, sehr gefäßreiches Gewebe mit Laserlicht „vorzubestrahlen“, um damit die Gefäße initial zu verschließen und die nachfolgende therapeutische Intervention mit verringertem Blutverlust durchzuführen [Len-77].

Bei laserchirurgischen Eingriffen in der Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde können bei hinreichender Erfahrung mit dem jeweils verwendeten Lasersystem die Schnitttiefe und –breite präzise genutzt werden, um das umliegende Gewebe nur wenig zu traumatisieren. Eine genaue Applikation der Laserstrahlung wird zusätzlich durch verschiedene Handstücke und Mikroskope unterstützt [Rös-98, And-90].

Es wird berichtet, dass ausgedehnte Eingriffe mittels Laser mit geringeren postoperativen Beschwerden verbunden sind. Hierbei wird angeführt, dass die Laserstrahlung, ähnlich wie bei Blutgefässen, die Nervenendigungen „verschweißt“ und somit die Schmerzperzeption und postoperative Beschwerdesymptomatik verringert [Alb-81, And-90, Aro-89, Buc-89, Eas-86, Ban-89, Len-80].

Ein wesentlicher Vorteil der Laserchirurgie besteht darin, dass viele Operationen ambulant und in Lokalanästhesie durchgeführt werden können. Damit werden die durchschnittlichen Hospitalisationszeiten gesenkt und Kosten eingespart [Bai-87, Ban-86, Car-82, Cro-89].

Trotz der Vorteile der Laserchirurgie im Kopf- und Halsbereich sind auch technische und ökonomische Nachteile zu nennen. So sind die im medizinischen Bereich verwendeten Lasersysteme heute noch sehr teuer. Deshalb teilen sich oft mehrere Fachbereiche das gleiche Lasergerät. Auch die schlechte Transportfähigkeit der empfindlichen Lasergeräte führt zur Bindung des Geräts an eine Krankenhausabteilung. Die frühere Annahme, Lasergeräte seien zu groß und unhandlich, ist heute nicht mehr allgemein gültig. So sind z.B. CO₂-Lasersysteme durch modifizierte Gasbehälter wesentlich kleiner geworden [And-90]; außerdem wurden tragbare Dioden- und Argonlasereinheiten entwickelt.

1.2.2. Laserprinzip

Die Bezeichnung LASER ist ein Akronym, das aus den Anfangsbuchstaben der die Funktion beschreibenden Wörter besteht: „**L**ight **A**mplification by **S**timulated **E**mission of **R**adiation“, d.h. Lichtverstärkung durch stimulierte Emission von Lichtstrahlen.

Laserstrahlung weist sich gegenüber der elektromagnetischen Strahlung anderer Lichtquellen durch eine hohe Kohärenz, die Monochromasie und die Parallelität und damit der optimalen Fokussierbarkeit aus. Hierdurch kann mittels optischer Systeme wie Linsen und Mikroskope die Leistungsdichte vergrößert werden. Jede unsachgemäße oder auch ungewollte Wechselwirkung von Laserlicht mit dem Gewebe führt in Abhängigkeit von der Leistungsdichte zu mehr oder minder großen Schädigungen. Bei jeglicher Verwendung von Laserstrahlung ist die entsprechende Unfallverhütungsvorschrift in der aktuellen Fassung zu beachten [BGV B2].

Die Wechselwirkung der Laserstrahlung mit biologischem Gewebe ist von spezifischen Parametern der Laserstrahlung und des Gewebes abhängig. Auf Seiten der Laserstrahlung sind dies die emittierte Wellenlänge, die Leistungsdichte und Bestrahlungsfläche, die applizierte Energie pro Gewebsvolumen und für gepulste Laserstrahlung zusätzlich die Pulsdauer, Pulsenergie und die Repetitionsrate. Auf Seiten des Gewebes stehen dem die spezifischen optischen Eigenschaften, die Wärmetransporteigenschaften und die biochemische Zusammensetzung gegenüber [Gre-01].

In Abhängigkeit von diesen Eigenschaften werden unterschiedliche Lasersysteme für die gewünschten Effekte angewendet. Der CO₂-Laser mit einer sehr starken Wasserabsorption wirkt oberflächlich und eignet sich bevorzugt zum Schneiden. Der Diodenlaser besitzt aufgrund reduzierter Hämoglobinabsorption eine deutlich größere Eindringtiefe und wird zum Koagulieren und Abtragen von Gewebe benutzt. Der Ho:YAG-Laser emittiert Licht der Wellenlänge $\lambda=2080$ nm in hochenergetischen, kurzen Laserimpulsen und wirkt abtragend und koagulierend zugleich. Die Bestrahlung mit dem Er:YAG-Laser führt zur maximalen Lichtabsorption durch das Wasser im Gewebe ($\lambda = 2940$ nm). Diese Absorption bietet die Voraussetzung für die Abtragungswirkung ohne nennenswerte thermische Randzonen. Der Nd:YAG-Laser hat im Vergleich zu Diodenlaser eine etwa um den Faktor 3 geringere Absorption im Wasser und damit eine erhöhte Tiefenwirkung.

Einsteiger im Gebiet der Lasermedizin sehen sich häufig einer schwierigen Entscheidungsfindung gegenüber gestellt, wenn es darum geht, das geeignete Lasersystem für eine bestimmte Indikation auszuwählen. Vor dem sicheren Einsatz der Laserstrahlung ist es notwendig, Erfahrungen über die Dynamik der oberflächlich sichtbaren und in der Tiefe wirkenden Veränderungen des Gewebes während der Bestrahlung zu sammeln. Hierfür sind einerseits in-vitro-Experimente am Gewebe geeignet, und andererseits führt ein reger Informationsaustausch mit erfahrenen Kollegen zu einem schnellen Lernprozess.

Bisherige in-vitro-Experimente untersuchten häufig nur den Vergleich von drei und weniger Lasersystemen auf deren Wechselwirkung mit nur einer Gewebeart. Es gibt wenige Untersuchungen, die die gängigsten Lasersysteme auf Koagulations- und Ablationseigenschaften bei verschiedenen Gewebesorten und Parameter untereinander vergleichen.

1.3. Argon-Plasma-Beamer

Die Argon-Plasma-Koagulation (APC) ist ein Verfahren der monopolaren Hochfrequenz-Chirurgie, bei dem der HF-Strom durch ionisiertes und elektrisch leitfähiges Argongas kontaktfrei auf das Gewebe appliziert wird. Vorteile wie begrenzte Eindringtiefe, geringe thermische Schäden des benachbarten Gewebe und die mögliche Anwendung im flexiblen Systemen machen es zu einem idealen Instrumentarium für die Gewebskoagulation in der HNO-Chirurgie.

1.3.1. Indikation

Der Argon-Plasma-Beamer eignet sich insbesondere zur thermischen Koagulation von Gewebeoberflächen, beispielsweise zur Stillung flächiger Blutungen und zur schichtweisen Devitalisierung pathologischer Gewebe, wobei eine gleichmäßige Koagulationstiefe von maximal 3 mm erreichbar ist. Deswegen stellt der APC eine alternative zur Laserkoagulation dar und findet Anwendung in der HNO-Chirurgie: wie z.B. bei der Reduktion hyperplastischer Nasenmuscheln, Behandlung der hereditären hämorrhagischen Teleangiektasien in der Nasenschleimhaut (Morbus Osler), Abtragung von Leukoplakien, Entfernung der Tonsillen, Behandlung einer progredienten juvenilen Larynxpapillomatose, usw. [Ber-98, Ber-03].

1.3.2. Prinzip

Bei der Argon-Plasma-Beamer-Technik wird der HF-Strom durch ionisiertes und elektrisch leitfähiges Argongas kontaktfrei auf das Gewebe appliziert. Die Ionisation des Argon Gases erfolgt im hochfrequenten, elektrischen Feld zwischen der Elektrode des Applikators und dem Gewebe. Hierzu ist eine ausreichende Feldstärke des elektrischen Feldes erforderlich, welche der elektrischen Spannung zwischen der Elektrode und dem Gewebe proportional und zum Abstand zwischen der Elektrode und der Gewebeoberfläche reziprok proportional ist.

Prinzipiell können auch andere Gase hierzu verwendet werden, denn alle Gase sind elektrisch ionisierbar. Der Vorteil dieser Applikationstechnik besteht darin, dass der HF-Strom berührungsfrei auf das zu koagulierende Gewebe appliziert werden kann. Argon eignet sich im Vergleich zu anderen Gasen besonders gut, weil es mehrere vorteilhafte und für diesen Anwendungszweck relevante Eigenschaften hat; Argon kann in einem hochfrequenten

elektrischen Feld ionisiert werden und ergibt ein stabiles, ruhiges Plasma. Argon ist chemisch inert und geht auch im ionisierten Zustand keine stabilen chemischen Verbindungen mit anderen Elementen oder Stoffen ein, d.h. es verhält sich zum Gewebe neutral. Argon ist nicht toxisch und bei bestimmungsgemäßer Anwendung medizinisch unbedenklich. Argon ist außerdem im Vergleich zu anderen Edelgasen preiswert.

Die Argon-Plasma-Koagulation ist dadurch gekennzeichnet, dass der HF-Strom durch einen relativ dünnen Plasmakanal von der aktiven Elektrode zur Gewebeoberfläche und divergent in das Gewebe hineinfließt. Da die Fläche, durch welche der HF-Strom aus dem Plasmakanal in das Gewebe hineinfließt, relativ klein ist, wird die Stromdichte infolge der divergenten Stromverteilung innerhalb des Gewebes schon in geringer Tiefe so klein, dass keine thermische Schädigung tieferer Gewebeschichten entstehen kann.

1.4. Ziel der vorliegenden Untersuchungen

Ziel der vorliegenden Arbeit ist es, die Ablations- und Koagulationseigenschaften verschiedener Lasersysteme und des Argon-Plasma-Beamers unter Berücksichtigung der spezifischen Parameter (Leistung, Leistungsdichte, Repetitionsrate, applizierte Energie, Spotgröße) und der spezifischen Behandlungstechnik (Einstrahlwinkel, Durchzugs-Geschwindigkeit) bei unterschiedlichen Weichgewebesorten am in-vitro-Modell zu untersuchen.

2. MATERIAL UND METHODEN

2.1. Medizinische und technische Grundlagen

2.1.1. Laserlicht-Gewebe-Wechselwirkungen

Die Wirkung von Laserstrahlung auf biologisches Gewebe hängt einerseits von der emittierten Wellenlänge des Lasers und andererseits von den optischen Eigenschaften (Absorption und Streuung) des Gewebes ab [Eic-91]. Zusätzlich spielt auch die auftreffende Bestrahlungsdichte, deren Einwirkdauer und somit die applizierte Energiedichte eine wichtige Rolle.

Je nach Wellenlänge und Energie des eingestrahnten Laserlichtes und Art des biologischen Materials lassen sich folgende grundsätzliche Wechselwirkungen unterscheiden:

1. Photochemische Wechselwirkungen: Bei geringen Leistungsdichten und relativ langen Bestrahlungszeiten von mehreren Minuten bis Stunden werden die Moleküle in den Zellen angeregt. Thermische Effekte werden erst ab einer Gewebetemperatur von über 40°C induziert. Beispiele: Biomodulation von Stoffwechselfvorgängen [Eic-81], Laserakupunktur [Sta-98] und photodynamische Therapie [Ste-02].

2. Thermische Wechselwirkungen: Bei höheren Leistungsdichten und relativ kurzen Einwirkzeiten von einigen Millisekunden bis zu mehreren Sekunden. Dieses sind typische Größenbereiche für den Einsatz chirurgischer Laser bei der Photokoagulation und Photovaporisation.

3. Nichtlineare Wechselwirkungen: Bei sehr hohen Leistungsdichten und in der Regel sehr kurzen Bestrahlungszeiten im Mikro- bis Nanosekundenbereich. Hierin liegt der typische Anwendungsbereich gepulster Lasersysteme zur Photoablation und Photodisruption.

Wie in der Abbildung 1 dargestellt ist, werden durch Absorption von Licht unterschiedliche Temperaturen im Gewebe induziert und somit unterschiedliche Gewebereaktionen hervorgerufen. Dabei ist auch eine Veränderung der optischen und thermischen Eigenschaften des Gewebes festzustellen. Temperaturen bis 60°C bewirken keine sichtbare Schädigung, wenn die Einwirkdauer gering ist. Bei Gewebetemperaturen um 60-65°C kommt es zu lokaler Enzyminduktion mit Proteindenaturierung (Photokoagulationsprozess), Ödembildung und

Auflockerung der Zellmembran. Es wird der typische Farbumschlag nach weiß beobachtet, was eine Erhöhung des optischen Streukoeffizienten bedeutet. Eine weitere Erwärmung bewirkt lokale Gewebnekrosen mit entzündlicher Reaktion und fibrotischem Umbau. Temperaturen um 100°C führen zu einer Austrocknung und einer Schrumpfung des Gewebes, einhergehend mit einer Reduktion der Wärmeleitfähigkeit des Gewebes. Oberhalb von 100°C kommt es zur Verfärbung des Gewebes ins Braune und ab Temperaturen von über 150°C verkohlt das Gewebe (Karbonisation). In diesem Temperaturbereich nimmt der Absorptionskoeffizient des Gewebes ständig zu. Höhere Temperaturen bewirken eine Verdampfung des Gewebes mit Pyrolyse (Photovaporisation).

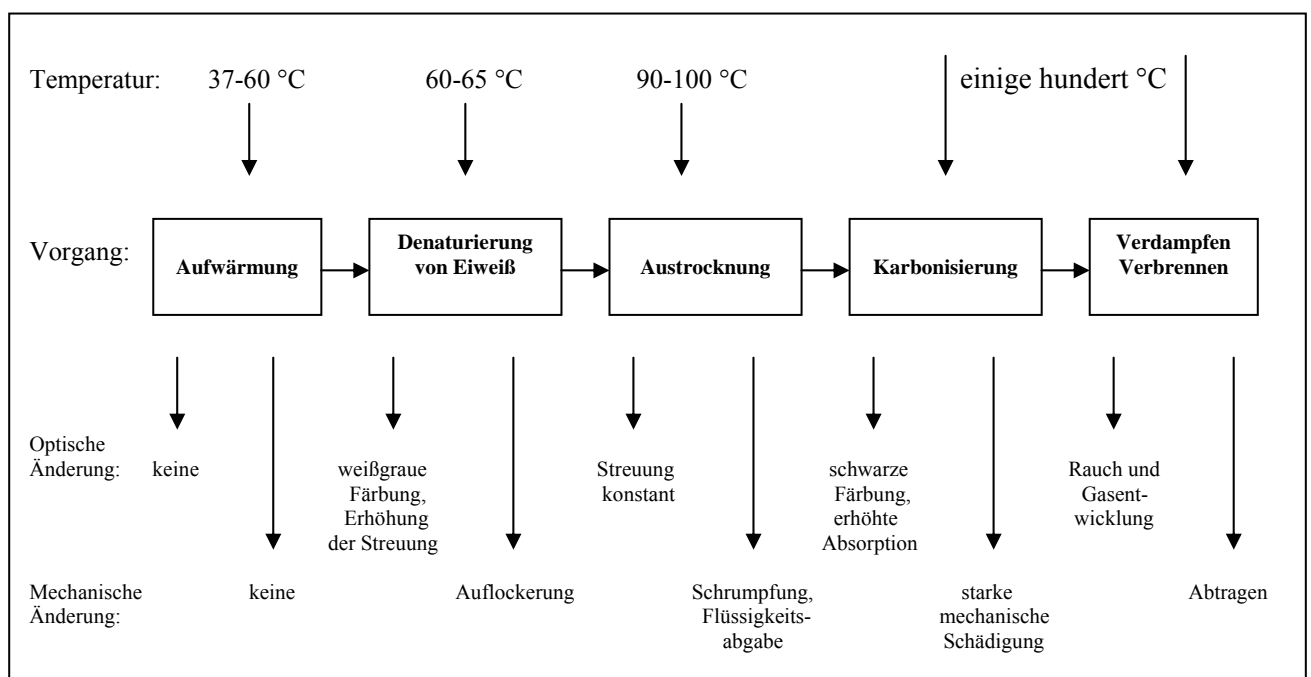


Abb.1 : Optische und mechanische Veränderungen von Gewebe durch Laserstrahlung in Abhängigkeit der Temperatur [Berl-89].

Abtragung (Ablation) von Gewebe durch Laserlicht kommt infolge der Verdampfung zustande. Am Ablationsrand bildet sich eine Karbonisationszone. Diese Randzone absorbiert die Laserenergie und verhindert ein tieferes Eindringen des Laserlichtes ins Gewebe. Aufgrund der Wärmeleiteigenschaft ist die Karbonisationzone von einer Koagulationszone umgeben. Wie in Abb. 2 schematisch dargestellt, führen Vaporisation, Karbonisation und Koagulation zu einer Schädigung des Gewebes.

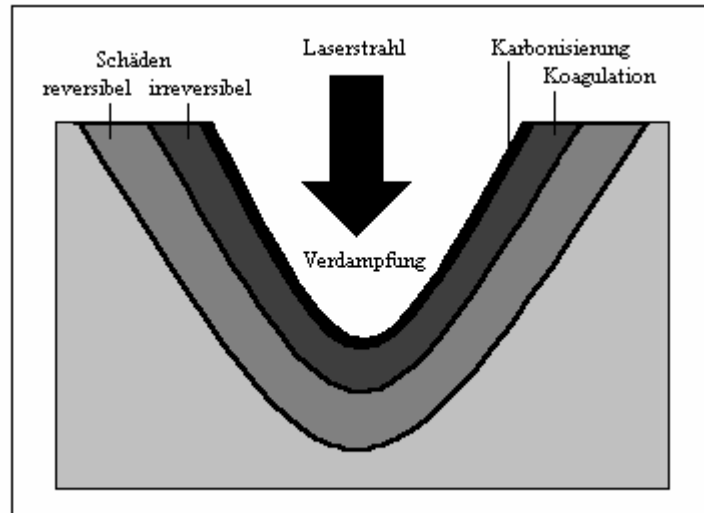


Abb. 2: Wirkung des Lasers auf biologisches Gewebe [Berl-89].

Laserlicht wird entweder an der Gewebeoberfläche reflektiert oder nach dem Eindringen ins Gewebe gestreut bzw. absorbiert. Gewebe besteht zum größten Teil aus Wasser und Proteinen, somit folgt die wellenlängenabhängige Absorption insbesondere dem Verlauf der Wasserabsorption mit hohen Absorptionskoeffizienten im spektralen UV-Bereich und dem IR-Bereich. Im sichtbaren Spektralbereich wird das Licht insbesondere von Proteinen, Hämoglobin und anderen Chromophoren im Gewebe absorbiert. Die optische Eindringtiefe des Lichtes hängt von dem Maß der Absorption der Photonen durch das Gewebe ab, wie es in Abb. 3 dargestellt ist. Falls Gewebe eine spezielle Wellenlänge sehr gut absorbiert, so wird die gesamte Energie des Lichts bereits in dieser dünnen Schicht absorbiert (z.B. Karbonisierungsschicht). Die optische Eindringtiefe des Lichtes ist sehr klein und die Wechselwirkung wird auf eine sehr oberflächliche Schicht begrenzt. Bei geringer Absorption können Photonen auch tiefere Geweberegionen erreichen.

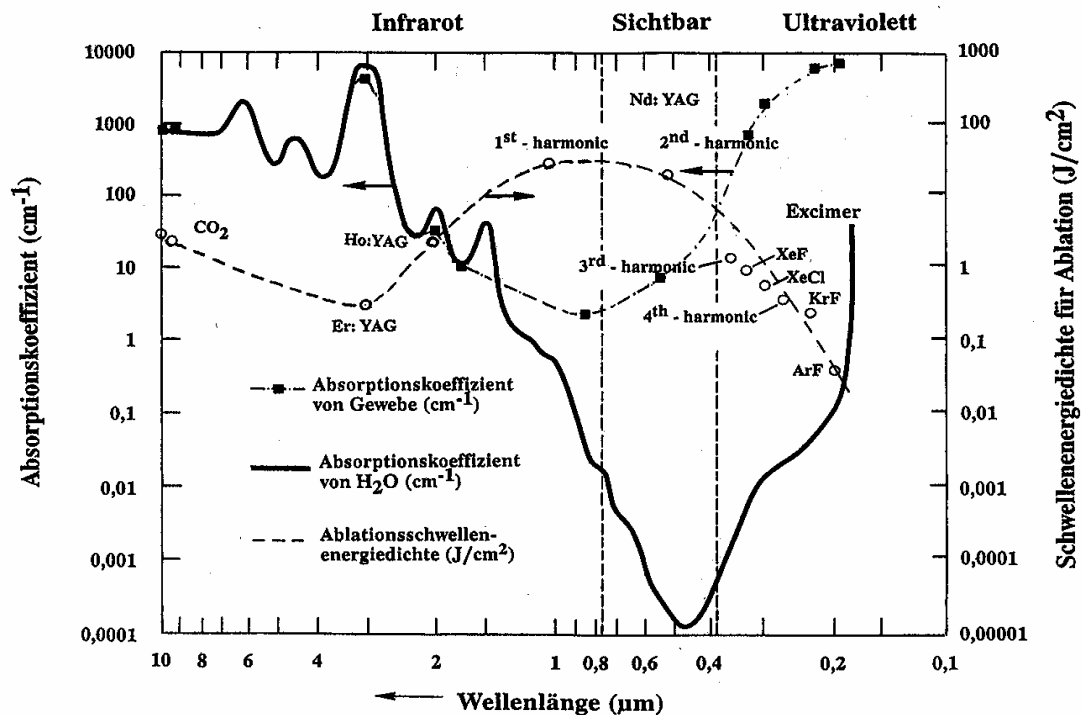


Abb. 3: Absorptionsspektrum des Wassers und des Gewebes [Berl-89].

Aus Abbildung 3 wird ersichtlich, dass sich die Wellenlänge des Erbium:YAG- Lasers im Bereich des Absorptionsmaximums von Wasser befindet. Die Laserlichtenergie wird nahezu vollständig von Wasser absorbiert. Diese optimale Absorption bietet die Voraussetzung für eine Ablationswirkung ohne nennenswerte thermische Randzone. Der CO₂-Laserstrahl wird ebenfalls stark absorbiert, so dass dieses Lasersystem als Schneide-Laser gut geeignet ist [Ste-02].

2.1.2. Lasersysteme

Die vorliegenden Untersuchungen wurden mit sechs verschiedenen Lasersystemen durchgeführt:

-CO₂-Laser: Bei diesem Dauerstrichlaser (continuous wave) dient CO₂-Gas als aktives Medium für die Erzeugung der Emissionswellenlänge von 10600 nm (Sharplan 20, Freiburg, Deutschland). Für den Lichttransport zum Gewebe wird beim CO₂-Laser ein Spiegelarmoptiksystem mit Fokussierhandstück genutzt. Die einstellbare Leistung bei diesem Gerät konnte zwischen 1 und 20 Watt variiert werden.

-Erbium:YAG-Laser: Dieser Festkörperlaser basiert auf der Emission von Licht der Erbium-Atome, mit denen das Trägerkristall (Yttrium-Aluminium-Granat) als aktives Material dotiert ist. Der Er:YAG-Laser (MediLas E, Dornier MedTech, Germering, Deutschland) emittiert eine Wellenlänge von $\lambda=2940$ nm in einer Laserpulsdauer von 250 μ s. Aufgrund der hohen Absorption des Lichtes durch Lichtwellenleiter wird ein Spiegelarmoptiksystem mit einem adaptierten Handstück und Fokussiereinheit zur Einstellung der Bestrahlungsfläche (Spotfläche) verwendet. Die Repetitionsrate (von 0.5 bis 20 Hz) und die Impulsenergie (von 0.3 bis 4 J) sind stufenweise verstellbar, die maximale emittierte Leistung für dieses System beträgt 20 Watt. Die Ausgangsleistung der Laserenergie pro Sekunde [Watt] errechnet sich aus dem Produkt der Energie eines Einzelimpulses [Joule] und der Anzahl der Impulse pro Sekunde [Hz].

-Holmium:YAG-Laser (MediLas H, Dornier MedTech, Germering, Deutschland): Dieser Festkörperlaser besitzt als aktives Medium ein mit insbesondere Holmium Atomen dotiertes YAG Kristall. Der Ho:YAG-Laser ist ein Hochenergiepulslaser, der die Wellenlänge von $\lambda=2080$ nm emittiert. Die durchschnittliche Laserpulsdauer beträgt 250 μ s. Der Transport der gepulsten Lichtenergie nach Verlassen des Laserresonators erfolgt mittels einer Quarzglasfaser (550 μ m Quarzglas-Kerndurchmesser) mit nur geringem Wasseranteil, was eine minimierte Laserlichtabsorption in dem Lichtwellenleiter zur Folge hat. Die Gesamtenergie der applizierten Laserbestrahlung konnte sowohl durch Änderung der Energie der Einzelimpulse als auch durch die Anzahl der Impulse variiert werden. Die Energie eines Einzelimpulses wurde bei diesem Gerät von 0.5 bis 2 Joule verändert. Die Repetitionsrate war von 5 bis 20 Hz einstellbar. Die maximale Leistung dieses Holmium:YAG-Laser liegt bei 40 Watt.

-Neodymium:YAG-Laser: Dieser Festkörperlaser enthält ein mit Neodymium dotiertes YAG-Kristall als aktives Material. Für die vorliegende Untersuchung wurde der Dauerstrichlaser (continuous wave) der Firma Dornier MedTech (MediLas N, Germering, Deutschland) mit der emittierten Wellenlänge von 1064 nm genutzt. Als Transmissionssystem diente eine Quarzglasfaser mit Kerndurchmesser von 400 μ m. Die einstellbare Leistung bei diesem Gerät konnte zwischen 1 und 60 Watt variiert werden.

-Dioden-Laser: Das aktive Medium besteht aus einem Halbleiterkristall, dessen Valenz- und Leitungsband als aktive Zone für den Laserübergang genutzt werden. Je nach Halbleitereigenschaft kann eine Wellenlänge von $\lambda=940$ nm (MediLas D, Dornier MedTech, Germering, Deutschland) oder $\lambda=830$ nm (Indigo 830, Indigo, Palo Alto, USA) emittiert werden. Im Rahmen dieser Untersuchung wurden beide cw Diodenlaser-Typen genutzt.

Während beim Diodenlaser DL-940 eine Leistung zwischen 1-40 Watt in einen 610 µm Quarzglas-Kerndurchmesser-Lichtwellenleiter eingekoppelt werden kann, sind beim Diodenlaser DL-830 bis zu 20 Watt Laserleistung in einen Lichtwellenleiter (800 µm Kerndurchmesser) einkoppelbar.

2.1.3. Argon-Plasma-Beamer

Der Argon-Plasma-Beamer (APC-300, ERBE Elektromedizin GmbH, Tübingen, Deutschland) ist ein reines Koagulationsgerät und wurde in dieser Arbeit für den Koagulationsvergleich verwendet. Bei der Argon-Plasma-Koagulation wird der für die thermische Koagulation erforderliche hochfrequente Strom durch ionisiertes, elektrisch leitfähiges Argon Gas (Argon Plasma) auf das zu koagulierende Gewebe appliziert. Die Bestrahlung mit dem hochfrequenten APC-Strom erzeugt eine thermische Koagulation am biologischen Gewebe ohne ablativ Eigenschaften. Die Vorteile gegenüber den konventionellen Elektrokoagulationsverfahren liegen darin, dass durch den ionisierten Argon-Gas-Plasmakanal kein Kontakt zum Gewebe nötig ist (aseptisches Arbeiten) und dass sich auch bei großen Abständen (bis 1 cm) die Elektronen in Richtung Plasmakanal ausbreiten.

2.1.3.1. Gewebewechselwirkung

Durch APC-Behandlung der Geweboberfläche entsteht ein kraterförmiger Koagulationsaum. An der Oberfläche entsteht eine schwammartige, trockene Desikkations- oder Karbonisationszone (Abb. 5 und 47), die wie eine Isolationsschicht funktioniert und weitere Koagulation in der Gewebetiefe verhindert. Diese Austrocknung führt zugleich zu einer Gewebsverkohlung an der Geweboberfläche. Eine Vaporisation der trockenen Gewebematrix kann wegen des chemisch inertem Verhaltens des Argons nicht entstehen [Berg-03].

2.1.3.2. Sicherheit

Bei der Argon-Plasma-Beamer-Koagulation sind folgende Sicherheitskriterien zu beachten: Argon ist physiologisch nicht absorbierbar und darf deswegen nicht in Blutgefäße eingebracht werden. Zur Ionisation des Argons ist eine HF-Spannung von mehreren 1000 V erforderlich, deswegen muss stets darauf geachtet werden, dass die elektrische Isolation der Applikatoren und Leitungen einwandfrei ist. Die aktive Elektrode darf das Gewebe nicht direkt berühren,

weil sonst ein Schneideeffekt und eine unkontrollierte Koagulation des berührten Gewebes verursacht werden kann. Die Düse des Applikators darf nicht gegen das Gewebe gedrückt werden, weil hierdurch ein Gasemphysem verursacht werden kann. Der Patient muss trocken und elektrisch isoliert gegen leitfähige Gegenstände (z.B. OP-Tisch, Infusionsständer) sein.

Bei Patienten mit Herzinsuffizienz sowie bei Patienten mit angeborenen Herzfehlern oder Herzschrittmachern ist diese Koagulationsmethode kontraindiziert, da es durch den HF-Strom zu Störung des Erregungsleitungssystems des Herzens kommen kann.

2.1.3.3. Gerätebeschreibung

Das Equipment für die Argon-Plasma-Koagulation besteht aus einer Argon-Gas-Quelle, einem Hochfrequenzgenerator und den für die jeweilige Anwendung geeigneten Applikatoren. Die Aktivierung der Argon-Gas-Quelle und des Hochfrequenzgenerators erfolgt durch Finger oder Fußschalter, die können zweckmäßigerweise so miteinander gekoppelt werden, dass die Aktivierung des Hochfrequenzgenerators automatisch die Argon-Gas-Quelle mitaktiviert. Die Leistung bei diesem Gerät (APC-300, ERBE Elektromedizin GmbH, Tübingen, Deutschland) konnte zwischen 1 und 60 Watt variiert werden. Die minimale Gasflussrate (Argonflow) betrug 0,1 l/min und die maximale 9 l/min.

2.2. Versuchsprotokoll

2.2.1. Versuchsaufbau

Die Untersuchungen der Proben erfolgten auf einem stufenlos verstellbaren Hubtisch (Modell Boy 116, Rudolf Grauer AG, Degersheim, Schweiz). Damit eine konstante Durchzugsgeschwindigkeit der Energieapplikation gewährleistet war, wurde ein Schrittmotor (Modell Doppelspur-Vorschubeinheit 1; Isel-Automation, Eiterfeld, Deutschland) verwendet. Die Steuerung des Schrittmotors erfolgte über eine entsprechende Software eines PC-Rechners.

In Abb. 4 ist der experimentelle Aufbau schematisch dargestellt. Der Lichtwellenleiter bzw. die Spiegelarmoptik wurden mit Hilfe eines verstellbaren Stativs an der linearen Schrittmotoreinheit (Leybold Didactic GmbH, Hürth, Deutschland) befestigt. Im Kontaktverfahren wurde „Kontakt“ mittels einer Laborwaage (Modell BP 2100, Sartorius AG, Göttingen, Deutschland) mit einem initialen Druck entsprechend einer Gewichtszunahme von 30 bis 40 mg definiert.

Das Kontaktverfahren nach dieser Definition konnte mit dem APC-Gerät nicht durchgeführt werden, da die Aktivelektrode mit dem Gewebe verklebt. Aus diesem Grund erfolgten die Versuche mit dem Argon-Plasma-Beamer unter einem Abstand von 1 mm zwischen Aktivelektrode und Gewebeoberfläche.

Sämtliche Experimente wurden wegen der zum Teil erheblichen Rauch- und Geruchsentwicklung unter einem Luft-Abzug durchgeführt.

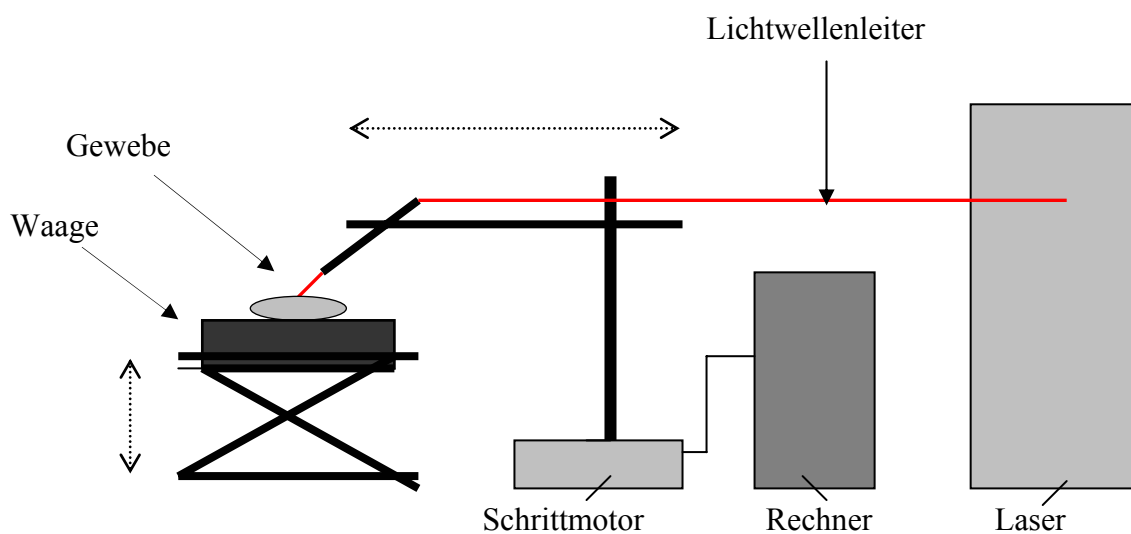


Abb. 4: Skizze des Versuchsaufbaus.

2.2.2. Versuchsdurchführung

Die Energieapplikation wurde bei allen Experimenten auf 30 mm Fahrstrecke der Schrittmotoreinheit festgesetzt. Für jeden Parameter wurden über drei dieser Strecken Energien appliziert, so dass pro Parameter insgesamt 90 mm der Gewebeoberfläche behandelt wurde. Der laterale Abstand zwischen den Durchzugsstrecken variierte von 5 bis 10 mm, ein Überlappen der Gewebefeffekte wurde dadurch vermieden (siehe Abb. 5 und Abb. 6).

Bei Lasersystemen mit Lichtwellenleiter stand das plan polierte Lichtwellenleiterende während der Energieapplikation ständig unter Kontakt mit der Gewebeoberfläche. Die Spiegelarmoptiken von Er:YAG- und CO₂- Laser wurden mit ihrem Abstandhalter auf definierten Gewebekontakt gebracht. Aufgrund der Verunreinigung der Argon-Plasma-

Beamer-Applikationseinheit im Kontakt mit dem Gewebe musste ein Abstand von 1 mm eingehalten werden.

Alle Versuche wurden bei 20-22 °C Raumtemperatur durchgeführt. Die verschiedenen Gewebeprobeen wurden vor jedem Experiment auf die physiologische Körpertemperatur (36°C) aufgewärmt und gleichwertig schnell behandelt.

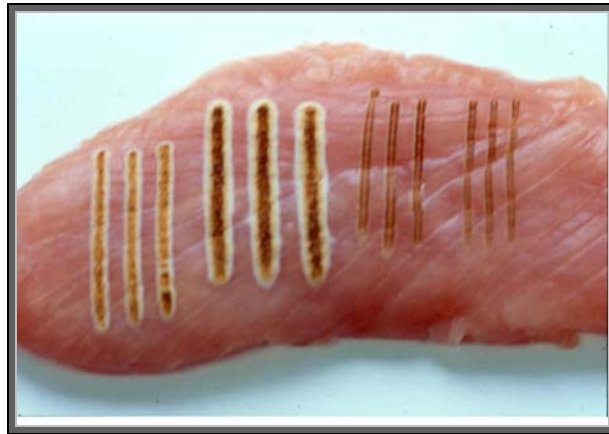


Abb. 5: Frische Putenmuskulatur behandelt mit (von links nach rechts): Argon-Plasma-Beamer (20 und 50 W) und Diodenlaser DL-830 mit 20 und 10 Watt Leistung.

2.3. In-vitro-Gewebeprobeen

Als in-vitro Gewebemodell wurden handelsübliche Fleischsorten verwendet. Diese waren im Einzelnen: schlachtfrische Putenmuskulatur (Abb. 5), 10 Minuten gekochte (koagulierte) Putenmuskulatur (Abb. 11) und schlachtfrische Rinderleber (Abb. 6). Alle Gewebeprobeen wurden noch am Tag des Erwerbs verarbeitet. Das Gewebe stand für die Experimente in Form von plangeschnittenen Blöcken (1 cm dick) zu Verfügung. Das Gewicht dieser Versuchsblöcke betrug zwischen 79,1 und 107,4 g (Pute) und zwischen 68,3 bis 88,6 g (Rinderleber). Das zu untersuchende Material wurde vor der Untersuchung auf 36°C in einem Wasserinkubator aufgewärmt (Julabo MP, Seelbach, Deutschland), um die menschliche Körpertemperatur zu simulieren.



Abb. 6: Leber behandelt mit (von links nach rechts): Argon-Plasma-Beamer (20 und 50 W) und Diodenlaser DL-830 mit 20 und 10 Watt Leistung.

2.4. Versuchsparameter

2.4.1. Laser

Bei allen Lasertypen wurde die Leistungseinstellung am Gerätedisplay in Watt gesteigert. Für den Vergleich mit den gepulsten Lasersystemen (Ho:YAG- und Er:YAG-Laser) wurde die Leistung (Watt) aus der jeweiligen Repetitionsrate (Hz) und der Energie des Einzelimpulses (Joule) durch multiplizieren errechnet.

Beim CO₂-Lasersystem wurden Leistungseinstellungen von 1, 3, 5, 10, 15 und 20 Watt gewählt. Außerdem konnte man bei diesem Lasersystem die Bestrahlungsoberfläche durch Änderung des Spotdurchmessers ändern. Als Standardwert wurde der Spotdurchmesser von 1 mm und zum Vergleich 2,5 mm gewählt. Die Errechnung der Bestrahlungsoberfläche erfolgte durch die Formel für die Kreisoberfläche ($r^2 \cdot \pi$).

Beim Er:YAG-Lasersystem wurde eine Energie/Pulse von 0,3, 0,5, 1, und 2 Joule und eine Repetitionsrate von 5, 10, 15 und 20 Hz gewählt. Die resultierende Leistung konnte man von 1,5 Watt bis zu dem Maximalwert von 20 Watt variieren. Für den direkten Vergleich wurde eine konstante Energie pro Puls von 1 Joule gewählt, während die Repetitionsrate von 5 über 10 und 15 auf 20 Hz erhöht wurde. Wie beim CO₂-Lasersystem war auch hier die Bestrahlungsoberfläche durch die Änderung des Spotdurchmessers variierbar (Standard = 1 mm, Vergleich = 2,5 und 5 mm).

Beim Ho:YAG-Lasersystem wurde eine Energie/Pulse von 0,5, 1, 1,5 und 2 Joule und eine Repetitionsrate von 5, 10, 15 und 20 Hz gewählt. Die Leistungseinstellungen wurden dabei von 5 Watt bis zu einem Maximalwert von 40 Watt geändert. Für den Vergleich mit anderen Geräten wurde die konstante Energie pro Puls von 1 Joule verwendet, während man die Repetitionsrate von 5 über 10 und 15 auf 20 Hz erhöht hat.

Beim Nd:YAG-Lasersystem sind Leistungseinstellungen von 3, 5, 10, 15, 20, 30 und 40 Watt gewählt worden.

Die Leistungseinstellung beim Diodenlasersystem DL-940 betrug 1, 3, 5, 10, 15 und 20 Watt.

Beim Diodenlaser DL-830 wurden Leistungen von 3, 5, 10, 15 und 20 Watt eingestellt.

2.4.2. Argon-Plasma-Beamer

Die einstellbare Leistung konnte man hier zwischen 1 und 60 Watt variieren, wobei die experimentell gewählte Leistungen 5, 10, 15, 20, 30, 40, 50 und 60 Watt betragen.

Als Standardabstand der Aktivelektrode zur Geweboberfläche wurde 1 mm und als Vergleich bei 50 Watt Leistungseinstellung auch 5 und 9 mm gewählt.

Bei allen Versuchen betrug die Argongasflussrate 0,3 l/min und zum Vergleich bei 50 Watt Leistungseinstellung auch 0,1 und 0,5 l/min.

2.4.3. Behandlungsspezifische Parameter

2.4.3.1 Durchzugsgeschwindigkeit

Die Durchzugsgeschwindigkeit des jeweiligen Laserstrahls bzw. der Aktivelektrode (beim Argon-Plasma-Beamer) über das Gewebe wurde über die rechnergesteuerte Schrittmotoreinheit definiert. Aus dem Vergleich zur klinischen Anwendung ist eine Geschwindigkeit von 3 mm/sec als „langsam“ und zum Vergleich eine Geschwindigkeit von 5 mm/sec als „schnell“ definiert worden. Diese wurden in zwei Versuchsserien als Parameter eingesetzt.

2.4.3.2. Winkeleinstellung

Der Winkel des jeweiligen Laserstrahls bzw. der Aktivelektrode zum Gewebe wurde über das bewegliche Stativ geändert und zur Geweboberfläche gemessen. Auch hier wurden ähnlich

der klinischen Anwendung zwei verschiedene Winkel (30° und 60°) gewählt und in zwei Versuchsserien als Parameter eingesetzt.

2.5. Auswertung

Nach jedem Experiment ist der Gewebedefekt, bestehend aus Ablationskrater und angrenzendem Koagulationsbereich, ausgemessen, die jeweiligen Volumina berechnet, die Form der Läsionen bestimmt und der Grad der Karbonisation anhand einer semiquantitativen Bewertungsskala ermittelt worden.

2.5.1 Läsionsgrößen

Für die Messung der Tiefe und Breite der Läsion wurden zunächst mit einem Skalpell neun Querschnitte der Gewebeproben für jeden experimentellen Parameter erzeugt (Abb. 47 und 48). Die Breiten und Tiefen wurden jeweils mit einem 0,1 mm genauen Tasterzirkel nach Iwanson (Abb. 7) unter einem Binokularen Mikroskop (Leica MZ 12, Solms, Deutschland) bei 16-facher Vergrößerung gemessen und in eine Tabelle eingetragen.



Abb. 7: Tasterzirkel nach Iwanson (Zahntechnisches Instrument, Dentaldepot Bauer und Reif, München, Deutschland).

Zuerst ist die Gesamtbreite der Läsion und dann die Ablationsbreite gemessen worden.

In Abb. 8 ist der schematische Zusammenhang der Messgrößen und in Gleichung 1 die Berechnung der Einzelwerte wiedergegeben. Die Differenz von Gesamtbreite und

Ablationsbreite c entspricht der doppelten Koagulationsbreite. Durch Halbierung ergibt sich die Koagulationsbreite auf der Seite der Läsion. Konnte keine Ablationsbreite bestimmt werden, so wurde für den Vergleich die Gesamtbreite der Koagulation halbiert.

$$\text{Gleichung 1: } b = ((2 \cdot b + c) - c) / 2$$

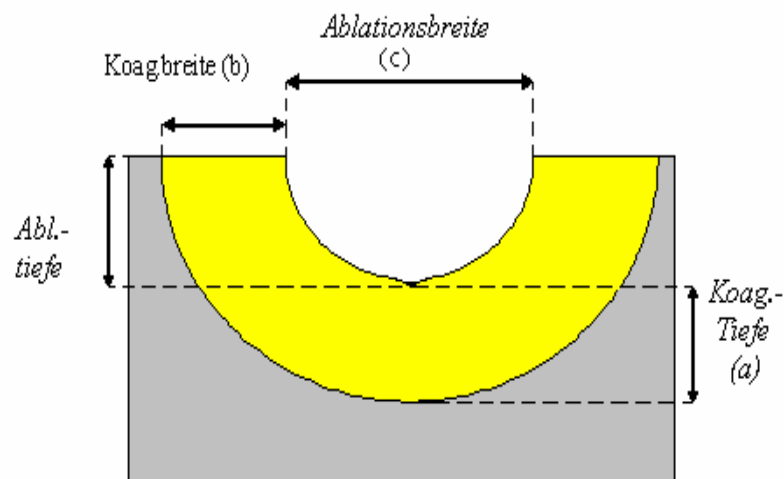
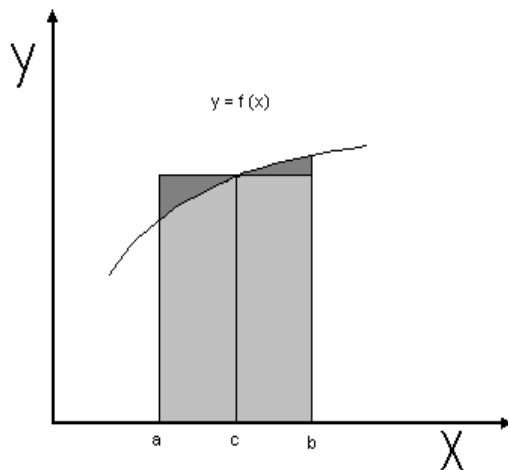


Abb. 8: Messung des Läsionsquerschnitts.

2.5.2. Ablationsvolumina

Das abgetragene oder koagulierte Volumen wurde aus den Läsionsquerschnitten und der Länge der Läsionen errechnet. Die Länge der Läsionen war in allen Fällen aufgrund der Schrittmotoreinstellung mit 90 mm bekannt. Die Fläche der thermischen Läsionen sind mittels einer Halbmillimeterquadratfolie unter dem Lichtmikroskop gemessen (Auszählung der Quadrate nach dem Mittelwertsatz für bestimmte Integrale) und somit berechnet worden (Abb. 9). Bei einer Standardstrecke von 90 mm und einer Durchzugsgeschwindigkeit von 3 mm/sec resultiert eine Bestrahlungsdauer von 30 Sekunden. Durch multiplizieren mit 2 ergibt sich die Angabe des Abtrages in cm^3/min . Für die Variierung des Parameters „Durchzugsgeschwindigkeit“ ergeben sich, je nach gewählter Geschwindigkeit, andere Umrechnungsfaktoren.



$$\int_a^b f(x) dx = (b-a) \cdot f(c)$$

mit $a < c < b$, wenn $f(x)$ stetig auf $[a, b]$

Abb. 9: Mittelwertsatz für bestimmte Integrale (Riemannsche Summe).

Das Koagulationsvolumen konnte nur beim Argon-Plasma-Beamer und Ho:YAG- Laser gemessen werden. Bei den anderen Lasersystemen wurde nur ein schmaler (bis 0,5 mm) Koagulationssaum sichtbar. Wegen diesen kleinen Werten war es nicht möglich, die Koagulationsvolumina zu berechnen. Aus diesem Grunde wurden bei der Koagulation nur die Tiefen und die Breiten verglichen.

Das Gesamtschädigungsvolumen besteht aus dem Areal irreversibel geschädigten Gewebes (Abb. 2). Dieses setzt sich aus dem sichtbar koagulierten Volumen, entstanden durch Laser- und Argon-Plasma-Beamer-Bestrahlung, und dem abladierten Volumen zusammen (in cm^3/min).

2.5.3. Karbonisation

Nach der Applikation wiesen die Läsionen eine oberflächliche Verkohlung (Karbonisation) des Gewebes auf. Diese wurde semiquantitativ in einer farbabhängigen Bewertungsskala in sechs Karbonisationsgraden unterteilt:

Karb.grad	Subjektive Farb-Bewertung
1	Nativ
2	Gelb
3	Hellbraun
4	Braun
5	Dunkelbraun
6	Schwarz



Abb.10: CO₂-Laser (10 Watt), Putenmuskulatur.



Abb.11: CO₂-Laser (20 Watt), koagulierte Putenmuskulatur.

In Abbildung 10 ist eine Karbonisation Grad 3 an der hellbraunen Farbe und in Abbildung 11 die Ausmaße einer Karbonisation Grad 6 an der schwarzen Farbe zu erkennen.

2.5.4. Statistische Bewertung

Aus allen Einzelmessungen wurden für die jeweiligen Parameter die Mittelwerte (mean) und ihre Standardabweichungen (stddev) berechnet und im Diagramm als Funktion des Parameters dargestellt (Software: Sigma Plot for Windows, 2001).

Bei den Abbildungen 11 bis 40 stellt die Abszisse die Leistung in Watt dar (außer in Abb. 23 und 24). Auf der Ordinate sind die im jeweiligen Experiment untersuchten Parameter aufgetragen.

Um die Experimente besser miteinander vergleichen zu können, sind jeweils mindestens zwei Graphen in einer Abbildung zusammengefasst.

Die jeweiligen Wertpaare sind zur besseren Anschaulichkeit durch Linien miteinander verbunden. Diese Linien stellen keine experimentell ermittelten Größen dar, sondern entsprechen der kürzesten Verbindung benachbarter Wertpaare.

Die in positiver und negativer Richtung vertikal verlaufenden Balken der Wertpaare entsprechen den errechneten Standardabweichungen.

Bei der Fehlerermittlung muss besonderes Augenmerk auf die Berechnung des abgetragenen Volumens durch optische Vermessung gerichtet werden. Auch wenn Unregelmäßigkeiten in der Kraterbildung nur minimal ausfielen und die Zählung der Quadrate auf der Halbmillimeterfolie zur Kontrolle mehrmals erfolgten, muss mit einem Fehler von $\pm 7/100$ gerechnet werden, da sich die elastischen Gewebsquerschnitte nach dem Schneiden verändern. Vernachlässigt wurden Fehler der Messungenauigkeit der Waage (Werkangabe $\pm 1/100$) und der für den Schrittmotor zur Regulierung der Durchzugsgeschwindigkeit beschriebene Fehler (Werkangabe $\pm 1/100$).

Die statistische Analyse der objektiven Parametern wurde durch die Anwendung des nicht-parametrischen Friedmanntests für verwandte Variablen ausgeführt [SPSS].

3. ERGEBNISSE

3.1. Allgemeines

Folgende Standardeinstellungen (S) gelten für alle Experimente, sofern nicht in den zugehörigen Legenden oder Bildunterschriften anders definiert:

Die Durchzugsgeschwindigkeit lag bei 3 mm/sec, der Einstrahlwinkel der jeweiligen Laserstrahl bzw. Aktivelektrode betrug 60° und als Standardgewebe wurde Putenmuskulatur verwendet.

3.2. Gerätesysteme

3.2.1. CO₂- Laser

Die CO₂-Laserbestrahlung zeigte gute Schneideeigenschaften und tiefe Ablationskrater. Die abladierten Läsionen wiesen im Querschnitt eine V-förmige Kraterstruktur auf (Abb. 42 und 48).

In Abb. 12 ist die Breite der abladierten Krater bei unterschiedlichen Parametern als Funktion der Leistung dargestellt. Bei Steigerung der Leistung bis 10 Watt zeigten die Ablationsbreiten eine deutliche Zunahme, die im Bereich von 10 bis 20 Watt langsam in Sättigung gehen. Bei der Standardeinstellung wurde die größte Ablationsbreite erzielt (von 0,7 mm bei 1 Watt bis 2,9 mm bei einer Maximalleistung von 20 Watt). Eine Geschwindigkeitserhöhung von 3 auf 5 mm/sec resultierte eine Verringerung der Breite von 0,1 mm bei 1 Watt bis 0,8 mm bei 20 Watt auf. Die 30°-Winkeleinstellung und das Lebergewebe zeigten ähnliche Breiten des abladierten Kraters, die bis zu 0,6 mm geringer als bei den Standardparametern ausfielen. Deutlich schmalere Ablationskrater wurden bei koaguliertem Gewebe erzielt (von 0,3 mm bei 1 Watt bis 0,75 mm bei 20 Watt Leistung).

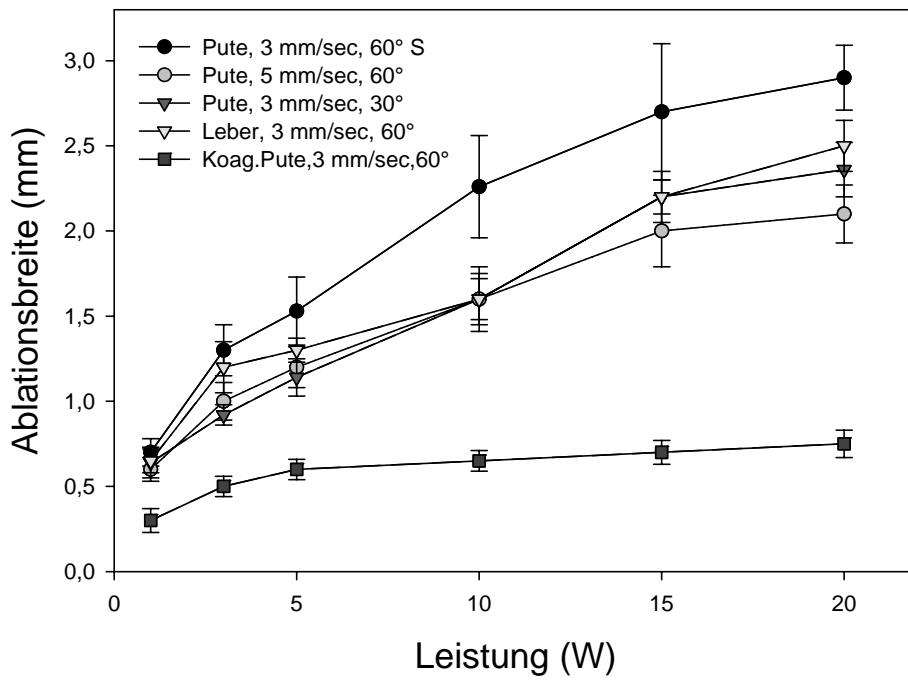


Abb. 12: Vergleich der Ablationsbreiten bei verschiedenen Parametern des CO₂-Lasers (Spotdurchmesser = 1 mm).

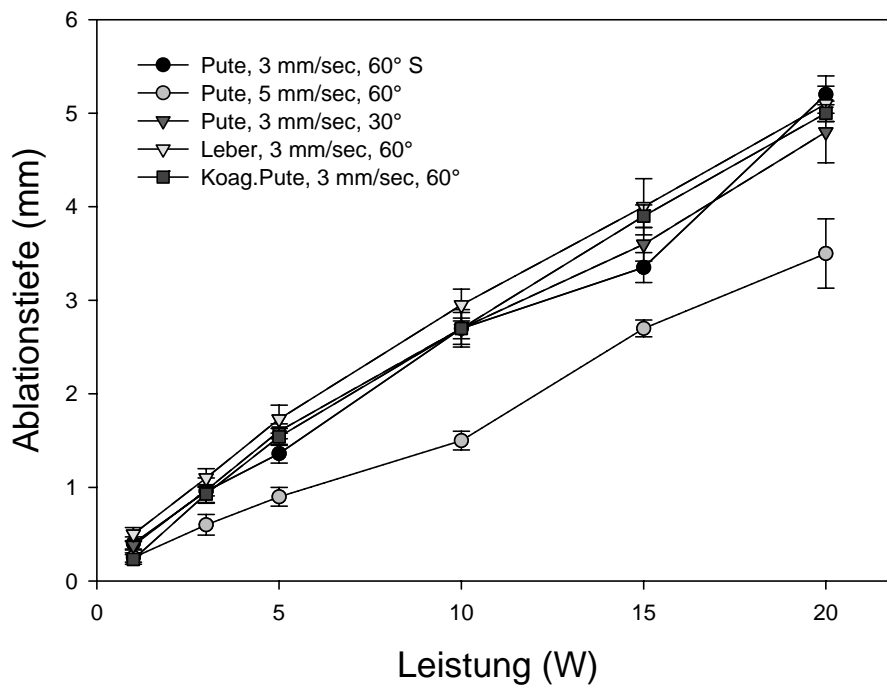


Abb. 13: Vergleich der Ablationstiefen bei verschiedenen Parametern des CO₂-Lasers (Spotdurchmesser = 1 mm).

In Abb. 13 ist die Tiefe der Ablationskrater bei unterschiedlichen Parametern in Abhängigkeit der applizierten Leistung dargestellt. Alle untersuchten Parameter außer der Geschwindigkeitsänderung zeigten ähnliche Ablationstiefen mit nahezu parallelem und kontinuierlich ansteigendem Verlauf der Verbindungslinien (von 0,25 mm bei 1 Watt bis 5,2 mm bei einer Maximalleistung von 20 Watt). Im Vergleich mit der Standardeinstellung wurde bei einer Durchzugsgeschwindigkeit von 5 mm/sec eine Tiefenreduzierung bis zu 1,5 mm bei 20 Watt festgestellt.

Die Standardeinstellung zeigt einen Karbonisationsgrad von 1 bei 1 Watt bis zu Karbonisationsgrad 4 bei 20 Watt Leistung. Eine erhöhte Geschwindigkeit wies bei 15 und 20 Watt Leistung um 1 Grad niedrigere Verkohlung auf. Lediglich bei koaguliertem Gewebe und bei Leber führte die Laserbestrahlung bei 15 und 20 Watt Leistung zu vollständiger Karbonisation mit Grad 6 (Abb. 11).

Unter der Karbonisationsschicht wies die CO₂-Laserbestrahlung bei allen Parametern eine 0,1 mm (stddev = 0,05 mm) bei 1 Watt bis 0,5 mm (stddev = 0,12 mm) bei 20 Watt dünne Koagulationsschicht auf (Abb. 42 und 48). Dabei zeigten die Koagulationsbreiten und die Koagulationstiefen die gleichen Werte.

Eine Vergrößerung der Bestrahlungsoberfläche von 0,8 auf 5 mm² resultierte bei CO₂-Laserbestrahlung eine flächenhafte, oberflächlich abtragende Wirkung des Laserstrahls (bis 1 mm Ablationstiefe bei 20 Watt Maximalleistung (stddev = 0,09 mm)). An die Ablationszone grenzte eine 0,1 bis 0,4 mm breite Koagulationszone an.

3.2.2. Erbium:YAG-Laser

Durch die hohe Wasserabsorption (Abb. 3) bei dieser Wellenlänge werden mit dem gepulsten Lasersystem sehr gute Ablationseigenschaften erzielt. Der beim Abtrag entstehende Krater zeigt im Querschnitt eine keilförmige Form (Abb. 45).

Abb. 14 stellt die Breite der Ablationskrater bei unterschiedlichen Parametern als Funktion der Leistung dar. Die Ablationsbreite variierte bei der Standardeinstellung zwischen 1,45 mm bei 5 Watt und 3,3 mm bei 20 Watt Maximalleistung. Die Änderung der Durchzugsgeschwindigkeit von 3 auf 5 mm/sec wies eine Reduktion der Kraterbreite auf (um 0,15 mm bei 5 Watt bis 0,4 mm bei 20 Watt Leistung). Nur die Einstrahlwinkeländerung auf 30° bewirkte eine Steigerung der Ablationsbreite, besonders bei 5 und 10 Watt Leistung (um 0,7 und 0,5 mm). Auch die Bestrahlung der Leber wies eine bis 0,4 mm große Abnahme der Ablationsbreite auf. Besonders bei koagulierter Putenmuskulatur kam es zu einem

wesentlichen Rückgang der Kraterbreite im Vergleich mit dem Standardgewebe mit deutlich flacherem Verlauf der Verbindungslinien (von 0,45 mm bei 5 Watt bis 1,7 mm bei 20 Watt Leistung).

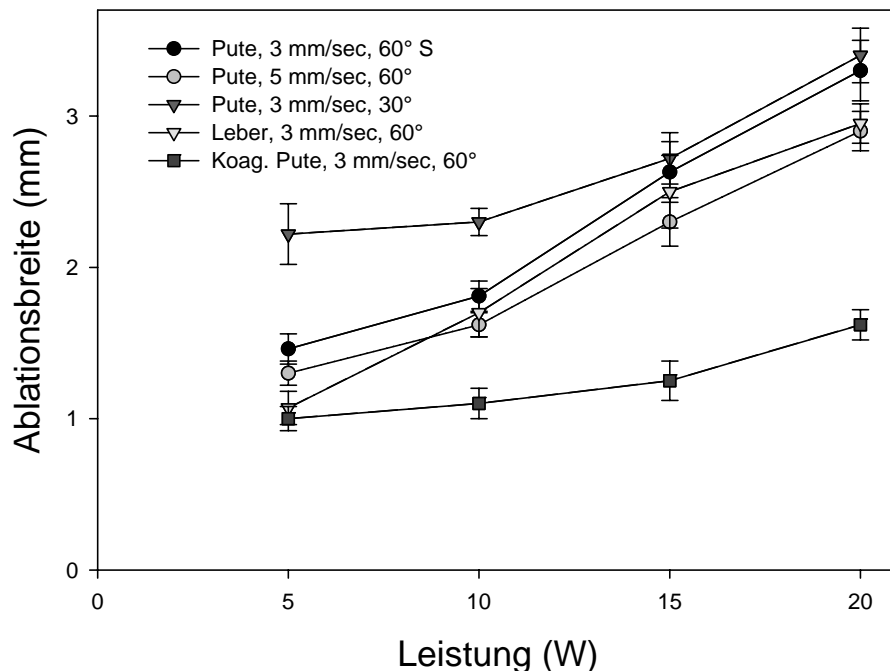


Abb. 14: Vergleich der Ablationsbreiten bei verschiedenen Parametern des Er:YAG-Lasers (Spotdurchmesser = 1 mm).

In Abb. 15 ist die Tiefe der ablatierten Krater bei unterschiedlichen Parametern als Funktion der Leistung dargestellt. Der Verlauf der Verbindungslinien ist bei allen Parametern nahezu parallel und kontinuierlich ansteigend. Bei der Standardeinstellung wurden die größten Ablationstiefen erzielt (von 1,23 mm bei 5 Watt bis 3,2 mm bei 20 Watt Maximalleistung). Nur bei 20 Watt wurde bei der Leberbestrahlung eine Differenz von 0,8 mm bei sonst ähnlichen Werten festgestellt. Alle anderen Einstellungen zeigten eine deutliche Ablationstiefenreduktion, wie auch bei der koagulierten Putenmuskulatur (0,7 mm bei 5 Watt bis 1,6 mm bei 20 Watt weniger als bei den Standardparametern).

Bei allen Parametern und Leistungseinstellungen wurde bei der Er:YAG-Laserbestrahlung keinerlei Karbonisation festgestellt. Die Oberfläche wies eine weiße und sehr schmale Koagulationszone auf.

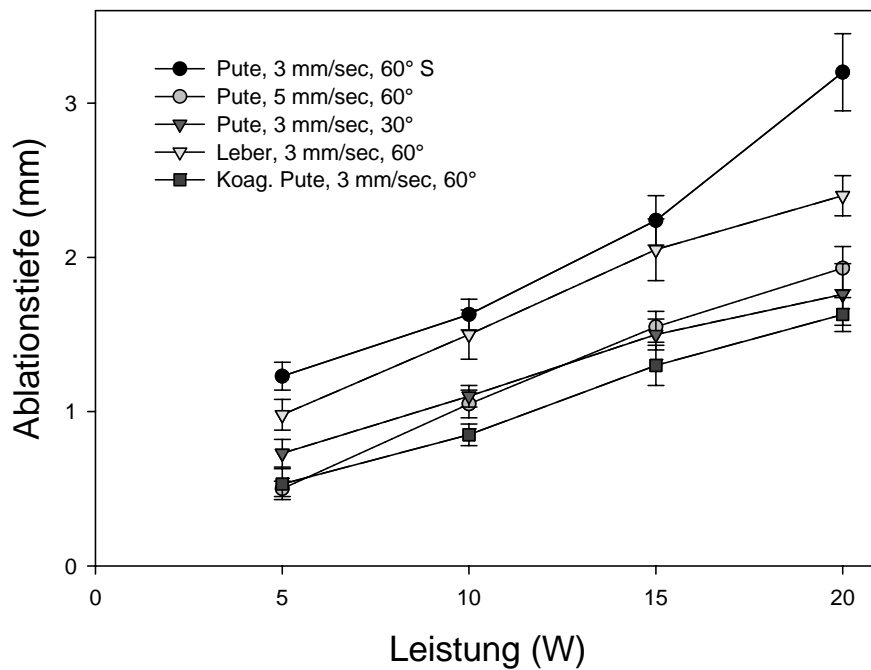


Abb. 15: Vergleich der Ablationstiefen bei verschiedenen Parametern des Er:YAG-Lasers (Spotdurchmesser = 1 mm).

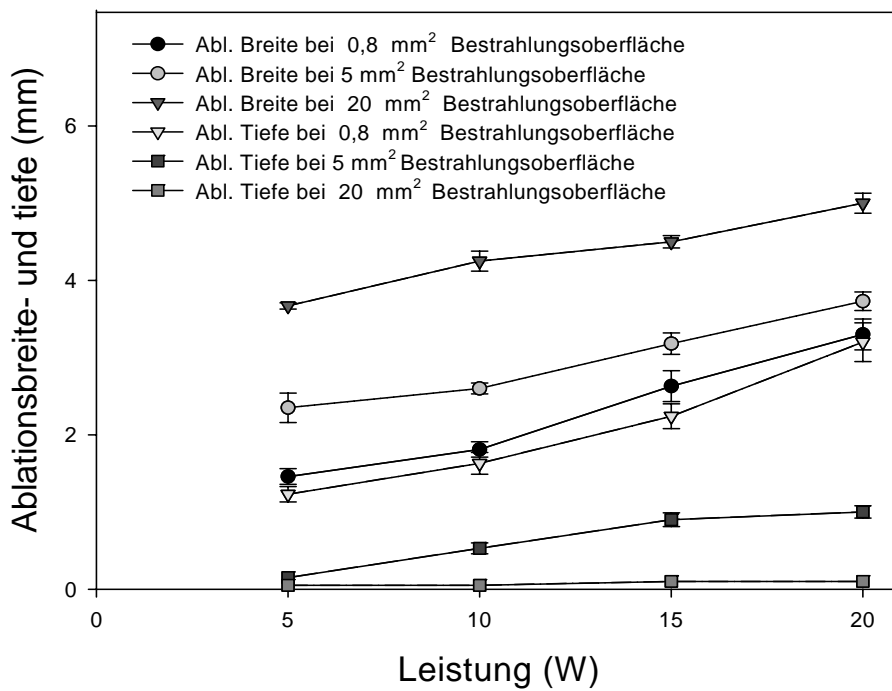


Abb. 16: Vergleich der Ablationsbreiten- und tiefen des Er:YAG-Lasers bei unterschiedlicher Bestrahlungsoberfläche.

Abb. 16 zeigt den Einfluss von unterschiedlichen Bestrahlungsoberflächen auf die Ablationswerte. Aus der Grafik ist zu erkennen, dass Breite und Tiefe der ablatierten Krater bei der Standardeinstellung (0,8 mm² Bestrahlungsfläche) sehr ähnliche Werte aufweisen. Durch Vergrößerung der Bestrahlungsfläche (auf 5 und 20 mm²) wurde ein Rückgang der Ablationstiefe und gleichermaßen eine Zunahme der Ablationsbreite festgestellt. Rechnet man die Pulsenergie (J/Puls) in die Energiedichte (J/cm²) um, wird deutlicher, dass bei der Standardeinstellung (wo die applizierte Energiedichte (J/cm²) durch eine kleinere Bestrahlungsfläche deutlich höher liegt) wesentlich mehr Tiefeneinwirkung erzielt wird. Bei der größeren Bestrahlungsoberfläche ist die Ablationsbreite ausgeprägter als die Tiefe.

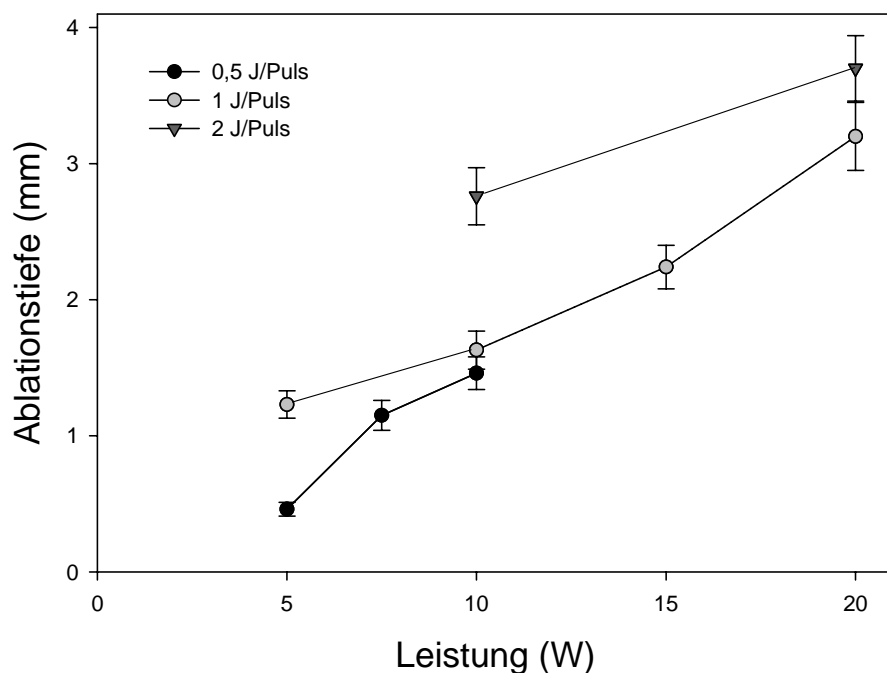


Abb. 17: Vergleich der Ablationstiefen bei unterschiedlicher Energie/Puls-Einstellung des Er:YAG-Lasers (Spotdurchmesser = 1 mm).

In Abb. 17 ist der Einfluss von Energie/Puls auf die Ablationstiefe dargestellt. Aus der Grafik wird deutlich, dass höhere Werte für die Pulsenergie bei gleicher Leistung (d.h. bei gleichzeitig niedriger Repetitionsrate) tiefere Ablationskrater erzielen. Zum Beispiel konnte durch eine Pulsenergie von 0,5 Joule/Puls und einer Repetitionsrate von 20 Hz nur eine Kratertiefe von 1,46 mm, während bei gleicher Leistung (10 Watt) aber anderen Parametern (2 Joule/Puls und 5 Hz Repetitionsrate) eine Ablationstiefe von 2,76 mm erzielt werden

konnte. Zusammenfassend kann abgeleitet werden, dass die Pulsenergie einen größeren Einfluss auf die Kratertiefe als die Repetitionsrate hat.

3.2.3. Holmium:YAG-Laser

Dieses gepulste Lasersystem ($\lambda=2080$ nm) erzeugte unter Kontaktverfahren eine dicke Koagulationsschicht. Der Läsionsquerschnitt wies eine wannenförmige Kontur auf, wobei die Ablations- und Koagulationsschichten die gleiche Form zeigten (Abb. 41).

In Abb. 18 ist die Ablationsbreite bei unterschiedlichen Parametern als Funktion der Leistung dargestellt.

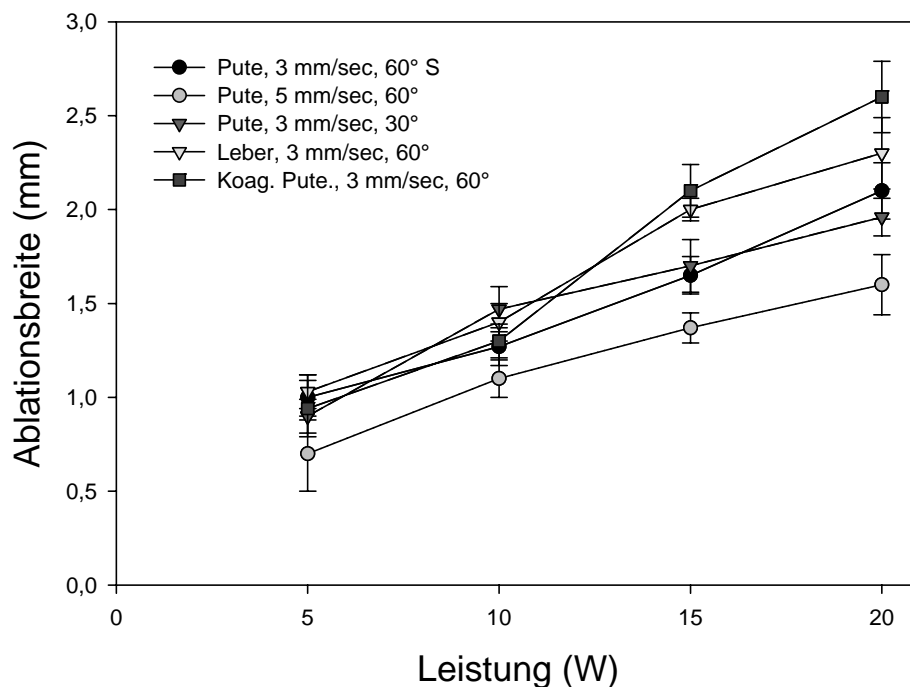


Abb. 18: Vergleich der Ablationsbreiten bei verschiedenen Parametern des Ho:YAG-Lasers (Spotdurchmesser = 550 μ m).

Die Standardeinstellung wies einen Breitenabtrag zwischen 1 mm bei 5 Watt und 2,1 mm bei 20 Watt Leistung mit kontinuierlich ansteigenden Verbindungslinien auf. Die Erhöhung der Durchzugsgeschwindigkeit auf 5 mm/sec wies eine Reduktion der Ablationsbreite um 0,3 mm bei 5 Watt bis 0,5 mm bei 20 Watt Leistung auf. Bei der Einstrahlwinkelreduktion auf 30° wurde keine wesentlich sichtbare Veränderung im Vergleich mit den Standardparametern beobachtet. Auch die Bestrahlung der Leber wies bei 5 und 10 Watt keinen besonderen

Unterschied auf. Dagegen zeigte sich bei 15 Watt eine Breitensteigerung um 0,35 mm und bei 20 Watt um 0,2 mm. Die koagulierte Putenmuskulatur zeigte bei 5 und 10 Watt auch keinen Unterschied, lediglich bei 15 Watt eine Verbreiterung um 0,45 mm und bei 20 Watt um 0,5 mm mit deutlich steilerem Verlauf der Verbindungslinien in der Grafik.

Die Abb. 19 stellt die Tiefe der ablatierten Krater bei unterschiedlichen Parametern als Funktion der Leistung dar.

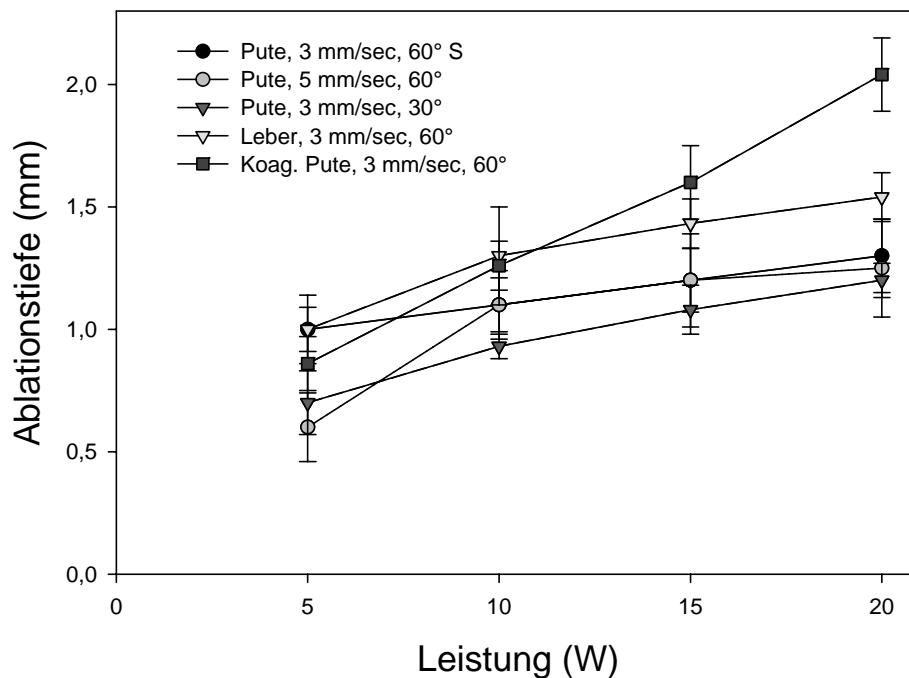


Abb. 19: Vergleich der Ablationstiefen bei verschiedenen Parametern des Ho:YAG-Lasers (Spotdurchmesser = 550 μ m).

Bei Steigerung der Leistung von 5 auf 20 Watt kam es zu einer Vergrößerung der Ablationstiefe von 1 auf 1,3 mm unter den Standardparametern (Pute, $v = 3$ mm/sec, 60°). Die Erhöhung der Durchzugsgeschwindigkeit auf 5 mm/sec wies, außer bei 5 Watt Leistung (um 0,4 mm flachere Ablationstiefe), keine messbare Veränderung auf. Bei der Einstrahlwinkelreduktion auf 30° trat eine Reduktion der Ablationstiefe um 0,3 mm bei 5 Watt bis 0,1 mm bei 20 Watt auf. Bei der Bestrahlung von Lebergewebe trat eine Steigerung der Tiefenausdehnung im Vergleich zu Standardeinstellung (um 0,2 mm bei 10 Watt bis 0,25 mm bei 15 Watt Leistung) auf. Während bei 5 Watt Leistung das koagulierte Gewebe eine Reduktion der Kratertiefe um 0,15 mm aufwies, wurde dagegen bei 10 bis 20 Watt eine

deutliche Vergrößerung der Ablationstiefe mit steilerem Verlauf der Verbindungslinien im Grafen festgestellt (um 0,15 bis 0,75 mm).

Bei der Standardeinstellung wurde ein Karbonisationsgrad von 1 bei 5 Watt bis 4 bei 20 Watt Leistung erzeugt. Bei vorkoagulierter Putenmuskulatur kam es zur Steigerung der Verkohlung um jeweils einen Grad bei 15 und 20 Watt Leistung.

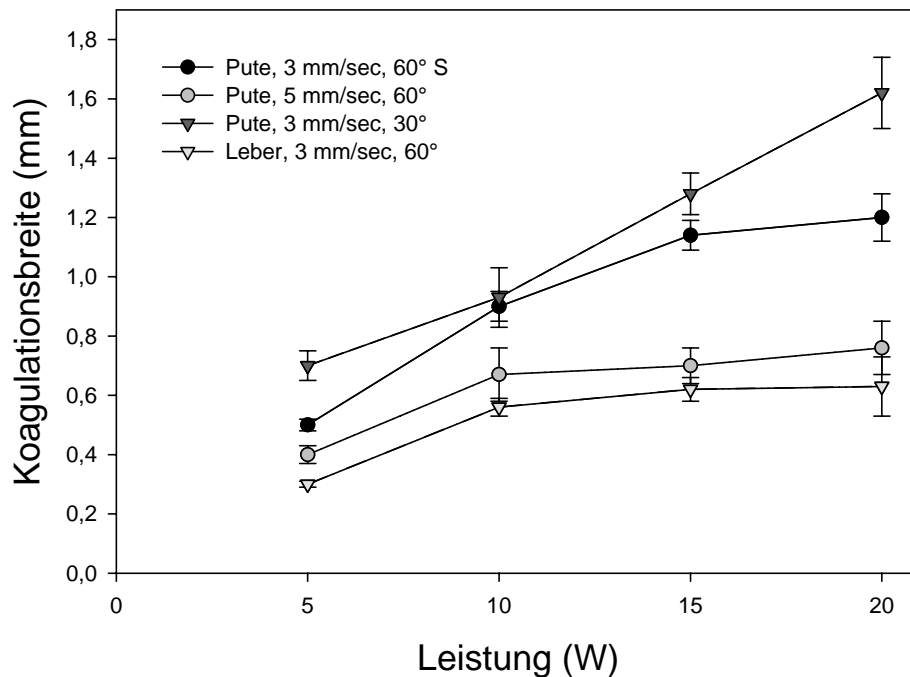


Abb. 20: Vergleich der Koagulationsbreiten bei verschiedenen Parametern des Ho:YAG-Lasers (Spotdurchmesser = 550 μm).

In Abb. 20 ist die Breite der Koagulationszonen bei unterschiedlichen Parametern als Funktion der Leistung dargestellt. Bei der Standardeinstellung wurde eine Koagulationsbreite von 0,5 mm bei 5 Watt bis 1,2 mm bei 20 Watt Leistung festgestellt. Außer bei 30° Winkeleinstellung zeigte sich ein steiler Anstieg der Verbindungslinien zwischen 5 und 10 Watt und danach eine Abflachung zwischen 10 und 20 Watt Leistung (Sättigung). Bei Erhöhung der Durchzugsgeschwindigkeit auf 5 mm/sec wurde eine Reduktion der Koagulationsbreite festgestellt (um 0,15 mm bei 5 Watt bis 0,45 mm bei 20 Watt). Die Änderung des Einstrahlwinkels auf 30° bewirkte eine Vergrößerung der Koagulationsbreite von 0,05 bis 0,4 mm im Vergleich mit den Standardparametern mit kontinuierlich ansteigendem Verlauf. Besonders das Lebergewebe zeigte eine deutlich geringere Breite im

Vergleich mit den Standardeinstellungen (zwischen 0,35 mm bei 5 Watt und 0,6 mm bei 20 Watt Leistung).

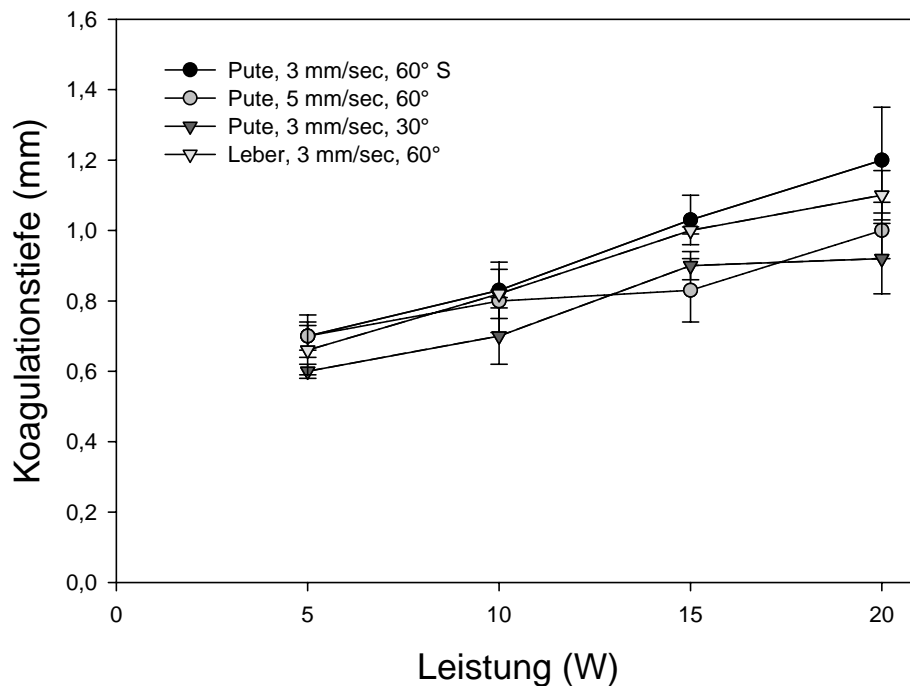


Abb. 21: Vergleich der Koagulationstiefen bei verschiedenen Parametern des Ho:YAG-Lasers (Spotdurchmesser = 550 μm).

In Abb. 21 ist die Koagulationstiefe bei unterschiedlichen Parametern als Funktion der Leistung dargestellt. Bei der Standardeinstellung wurden die größten Koagulationstiefen gemessen (von 0,7 mm bei 5 Watt bis 1,2 mm bei 20 Watt Leistung). Während bei 5 und 10 Watt eine Steigerung der Durchzugsgeschwindigkeit kaum Änderungen aufwies, kam es bei 15 und 20 Watt Leistung zu einer Reduktion der Koagulationstiefe (zwischen 0,1 mm bei 5 Watt und 0,3 mm bei 20 Watt). Das Lebergewebe zeigte dabei kaum Unterschiede zum Standardparameter.

Abb. 22 zeigt die Gesamtschädigung bei Pulsenergien von 1 und 2 Joule bei gleicher Repetitionsrate (Gewebetyp Pute, Einstrahlwinkel von 60°, Durchzugsgeschwindigkeit von 3 mm/sec). Aus dem Diagramm ist deutlich zu sehen, dass bei gleicher Leistung der Volumenabtrag bei 2 J/Puls größer ist als bei 1 J/Puls und dass ein kontinuierlicher Anstieg zu verzeichnen ist. Bei 10 Watt ist dieser 0,1 cm^3/min und bei 20 Watt schon um 0,3 cm^3/min größer. Daraus kann festgestellt werden, dass bei gleicher Leistung die Veränderung der Repetitionsrate weniger Einfluss auf Volumenabtrag aufweist als die Pulsenergie. Somit wird

bei z.B. 2 Joule/Puls und 5 Hz Repetitionsrate mehr Volumen abgetragen als bei 1 Joule/Puls und 10 Hz Repetitionsrate, obwohl die gleiche Leistung von 10 Watt appliziert wurde. Dabei wiesen die Ablationsbreiten- und tiefen größere Veränderungen als die Koagulationswerte auf. Die Karbonisationsgrade blieben bei diesem Vergleich unverändert.

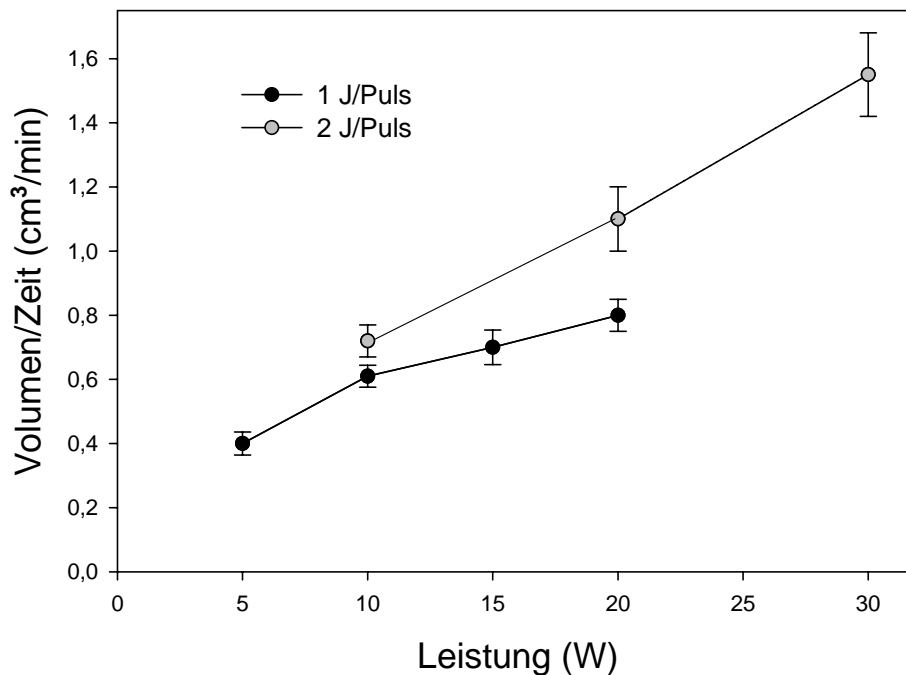


Abb. 22: Vergleich des Volumenabtrages bei unterschiedlicher Pulsenergie des Ho:YAG-Lasers (Spotdurchmesser = 550 μm , Gewebetyp Pute, Einstrahlwinkel = 60° $v = 3 \text{ mm/sec}$).

Abb. 23 stellt den Einfluss von Energie/Pulseinstellung bei gleicher Repetitionsrate auf den Gesamtvolumenabtrag dar (Gewebetyp Pute, Einstrahlwinkel von 60° , Durchzugsgeschwindigkeit von 3 mm/sec). Es ist deutlich zu sehen, dass bei 15 und 20 Hz Repetitionsrate und 2 Joule/Puls deutlich größere Volumina abgetragen wurden (bis zu 2,2 cm^3/min). Die applizierte Leistung ist im Vergleich bei 2 Joule/Puls doppelt so groß wie bei 1 Joule/Puls.

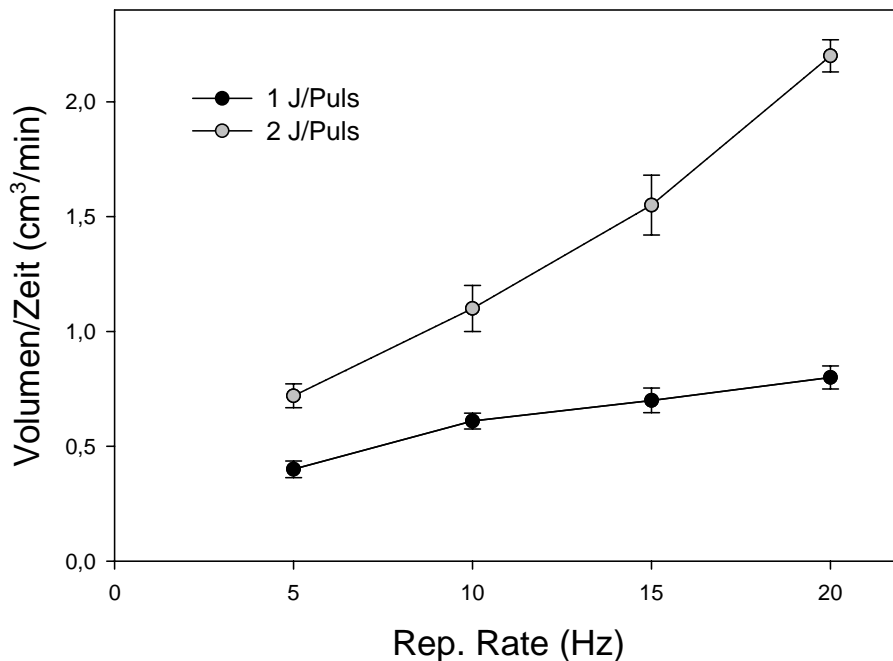


Abb. 23: Einfluss der Repetitionsrate auf den Volumenabtrag bei unterschiedlicher Pulsenergie des Ho:YAG-Lasers (Spotdurchmesser = 550 μm , Gewebetyp Pute, Einstrahlwinkel = 60°, $v = 3 \text{ mm/sec}$).

Die Abb. 24 zeigt den Einfluss der Repetitionsrate bei 10 und 20 Hz auf den Gesamtvolumenabtrag bei gleicher Pulsenergie (Gewebesorte Pute, Einstrahlwinkel von 60°, Durchzugsgeschwindigkeit von 3 mm/sec). Bei einer Repetitionsrate von 20 Hz ist die applizierte Leistung zweimal höher als bei einer Repetitionsrate von 10 Hz. Hierdurch ist der gesteigerte Abtrag pro Zeiteinheit zu erklären. Vergleicht man Abb. 23 und 24, dann sieht man, dass die Energie/Pulserhöhung von 1 auf 2 Joule/Puls, insbesondere bei 15 und 20 Hz, einen größeren Unterschied des Volumenabtrags aufweist als die Erhöhung der Repetitionsrate von 10 auf 20 Hz. Das bestätigt, dass der Parameter Energie/Puls einen größeren Einfluss auf den Volumenabtrag hat als die Repetitionsrate hat.

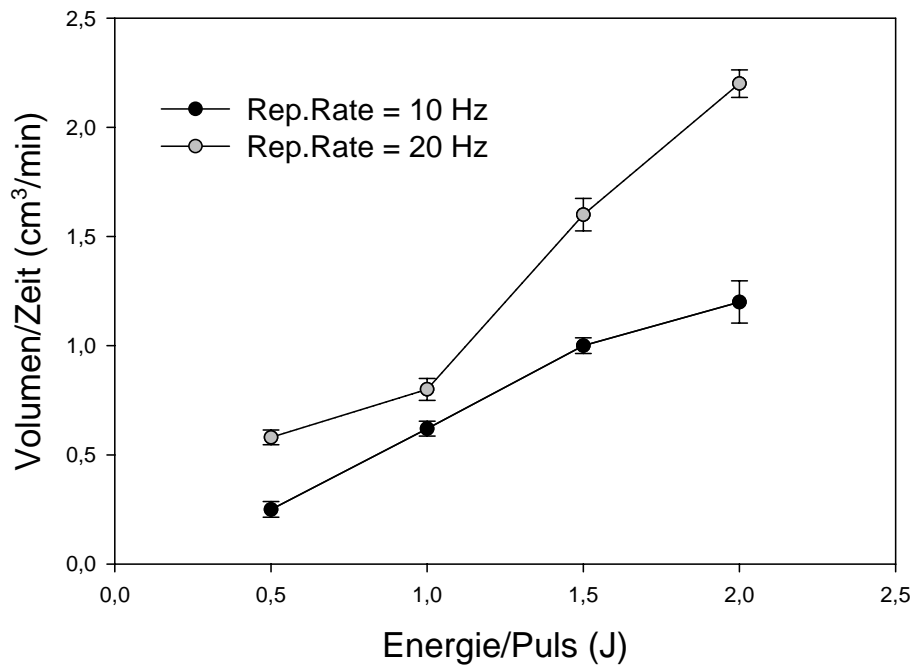


Abb. 24: Einfluss der Energie/Puls-Einstellung auf den Volumenabtrag bei unterschiedlicher Repetitionsrate des Ho:YAG-Lasers (Spotdurchmesser = 550 μm , Gewebetyp Pute, Einstrahlwinkel = 60°, $v = 3 \text{ mm/sec}$).

3.2.4. Neodymium:YAG-Laser

Die „continuous wave“ Nd:YAG-Laserbestrahlung resultierte eine geringe Ablationswirkung. Die Form des Kraters im Querschnitt entsprach demjenigen einer flachen Wanne (Abb. 44).

Abb. 25 stellt die Ablations- und Koagulationseigenschaften bei der Standardeinstellung dar. Bei der Ablationsbreite konnten Werte zwischen 0,8 mm bei 3 Watt und 1,3 mm bei 40 Watt gemessen werden. Die Laserbestrahlung erzielte eine Ablationstiefe von 0,86 mm bei einer maximalen Leistung von 40 Watt. Die Koagulationszone wies eine Schichtdicke zwischen 0,05 mm bei 3 W bis 0,38 mm bei 40 Watt Maximalleistung auf.

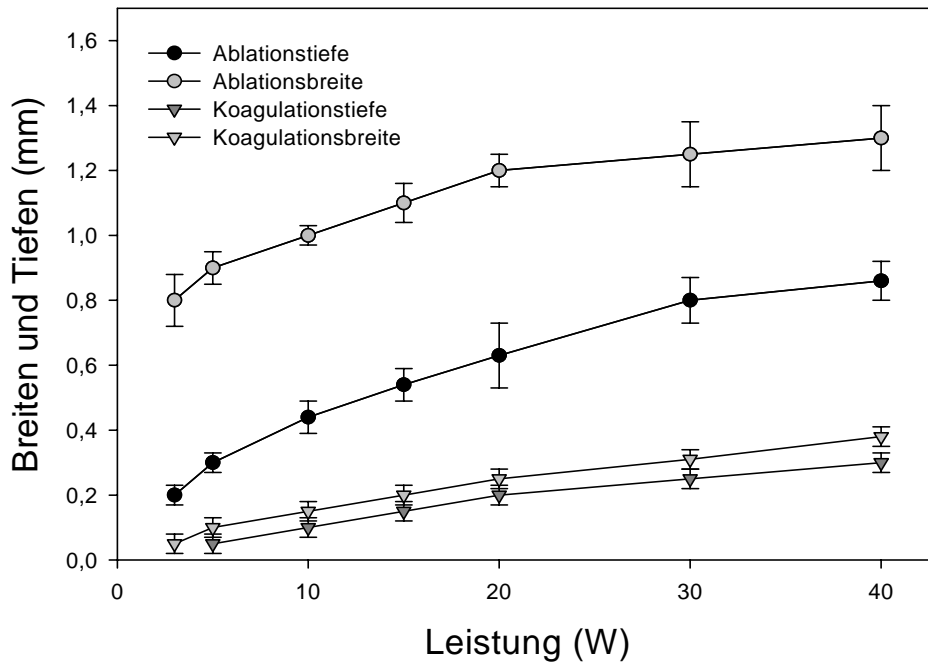


Abb. 25: Vergleich der Ablations- und Koagulationseigenschaften des Nd:YAG-Lasers (Spotdurchmesser = 400 μm).

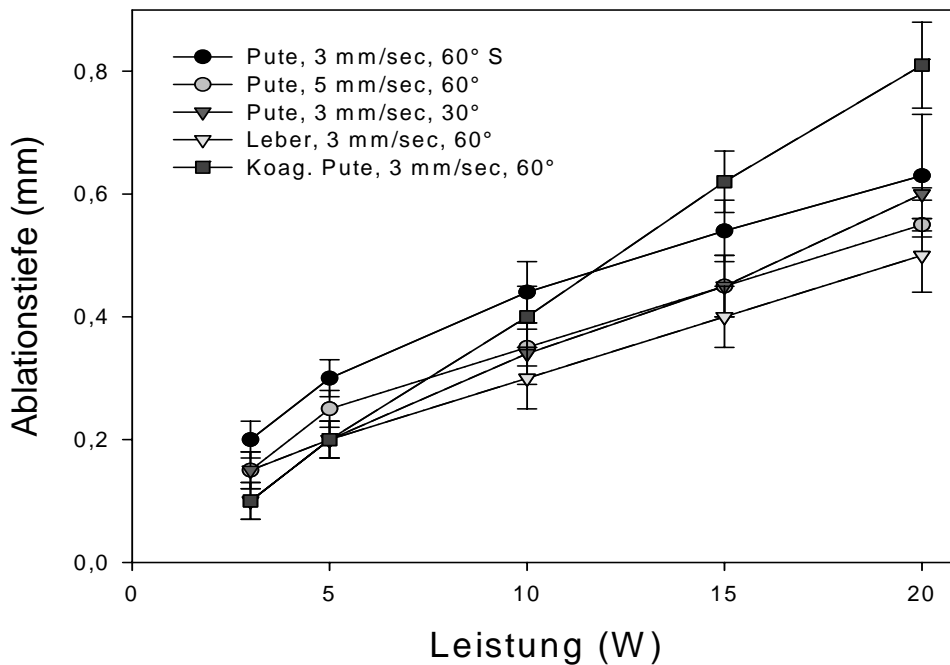


Abb. 26: Vergleich der Ablationstiefen bei verschiedenen Parametern des Nd:YAG-Lasers (Spotdurchmesser = 400 μm).

In Abb. 26 ist die Ablationstiefe bei den unterschiedlichen Parameter als Funktion der Leistung dargestellt. Bei der Standardeinstellung wurde eine Kratertiefe von 0,2 mm bei 3 Watt bis 0,63 mm bei 20 Watt Leistung erzielt. Alle anderen Parametereinstellungen, außer der koagulierten Putenmuskulatur, wiesen eine Reduktion der Ablationstiefe (bis zu 0,15 mm) mit nahezu parallelem Verlauf auf. Im Vergleich zeigte nur die koagulierte Putenmuskulatur bei 15 und 20 Watt eine bis 0,2 mm tiefere Kraterbildung mit deutlich steilerem Verlauf der Verbindungslinien.

Die Standardeinstellung zeigte einen Karbonisationsgrad von 2 bei 3 Watt und 6 bei 40 Watt Maximalleistung. Ein Karbonisationsgrad von 6 wurde bei koagulierter Putenmuskulatur bereits bei einer Leistung von 15 Watt induziert. Die Untersuchungen mit anderen Parametern wiesen dagegen keine Veränderung der Karbonisation im Vergleich mit der Standardeinstellung auf.

Die Koagulationsschicht zeigte kaum Veränderung bei verschiedenen Einstellungen. Nur die Leberbestrahlung wies eine bis zu 0,5 mm breitere Koagulationszone auf (stddev = 0,06 mm).

3.2.5. Diodenlaser DL-940

Der MediLas-D Diodenlaser ($\lambda=940$ nm) induziert einen eher oberflächlichen Gewebeabtrag mit wannenförmiger Kontur (Abb. 46).

In Abb. 27 ist die Breite der abladierten Krater bei unterschiedlichen Parametern als Funktion der Leistung dargestellt. Bei der Standardeinstellung betragen die Ablationsbreiten zwischen 1,15 mm bei 3 Watt und 1,6 mm bei einer Maximalleistung von 20 Watt. Bei Erhöhung der Durchzugsgeschwindigkeit auf 5 mm/sec zeigte sich keine messbare Änderung der Ablationsbreite. Eine bis 0,4 mm breitere Ablation wurde bei Winkelreduktion auf 30° festgestellt. Lediglich bei koaguliertem Gewebe wurde ein signifikanter Rückgang der Kraterbreite (von 0,8 mm bei 3 Watt bis 1 mm bei 20 Watt Leistung) ermittelt.

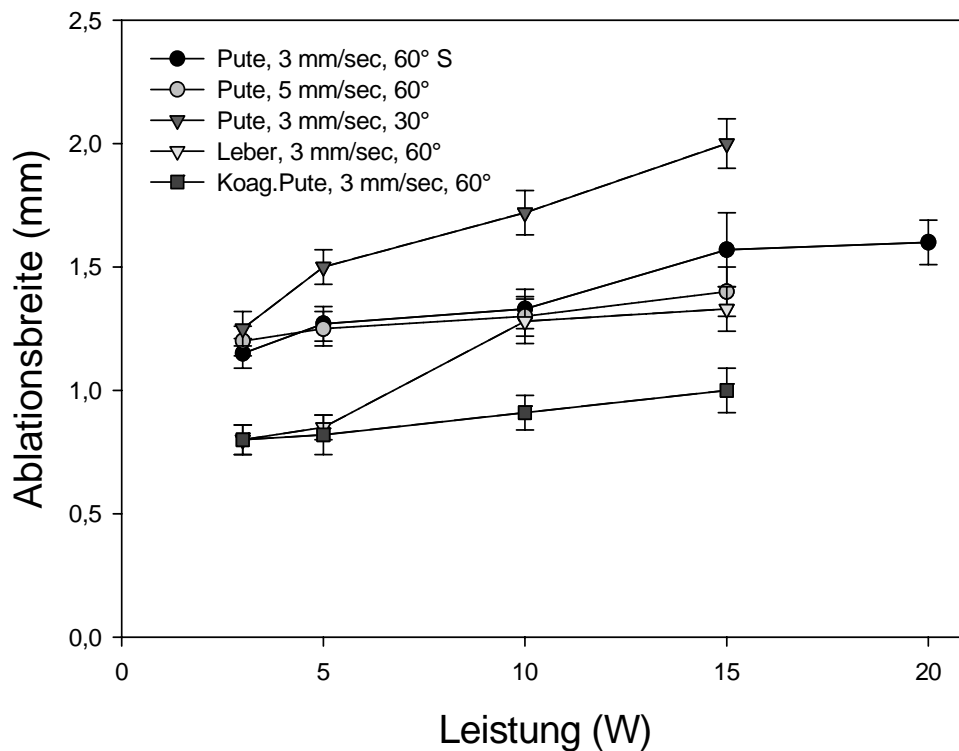


Abb. 27: Vergleich der Ablationsbreiten bei verschiedenen Parametern des Diodenlasers DL-940 (Spotdurchmesser = 610 μm).

Abb. 28 zeigt die Tiefe der ablatierten Krater bei unterschiedlichen Parameter als Funktion der applizierten Leistung. Bei den Standarduntersuchungen wurde eine Ablationstiefe zwischen 0,33 mm bei 3 Watt und 0,8 mm bei 20 Watt Maximalleistung erzielt. Im Vergleich mit der Standardeinstellung zeigten alle Parameter einen nahezu gleich steilen Verlauf der Verbindungslinien. Die Veränderung des Einstrahlwinkels und der Durchzugsgeschwindigkeit führte zu einem deutlichen Rückgang der Kratertiefe (zwischen 0,2 und 0,4 mm). Die Untersuchungen mit Lebergewebe erzielten eine Ablationstiefe von 0,56 mm bei einer Leistung von 15 Watt. Im Gegensatz zur Ablationsbreite wies die koagulierte Putenmuskulatur im Vergleich mit dem Standardgewebe eine Erhöhung der Ablationstiefe auf (bis 0,3 mm bei 15 Watt Leistung).

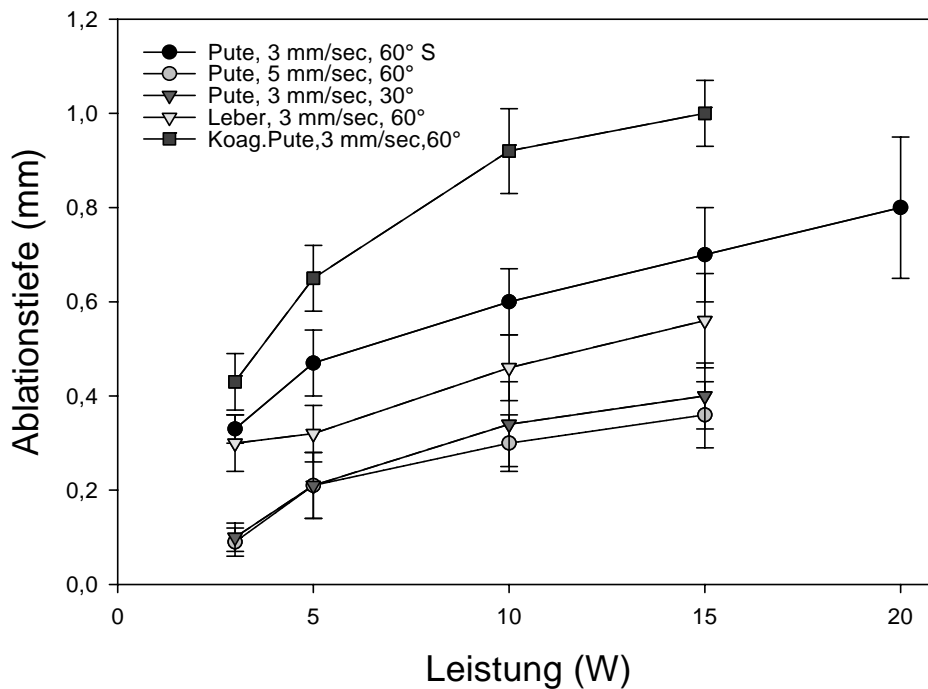


Abb. 28: Vergleich der Ablationstiefen bei verschiedenen Parametern des Diodenlasers DL-940 (Spotdurchmesser = 610 μm).

Mit dieser Laserbestrahlung wurde eine starke Karbonisierungswirkung beobachtet. Während des Experimentes kam es zu einem Anschmelzen des Kunststoffmantels des Lichtwellenleiters, was auf eine erhöhte Temperaturwirkung und Rückkopplung in den Lichtwellenleiter schließen lässt. Unabhängig von der Gewebeart wurden vergleichbar starke Karbonisierungen (von Grad 3 bei 3 W bis Grad 6 bei 20 Watt Maximalleistung) bewirkt.

Unter der Karbonisationsschicht wies die Bestrahlung des Diodenlasers DL-940 eine von 0,1 bis 0,3 mm dünne Koagulationsschicht auf (stddev = 0,04 mm). Dabei zeigten die Koagulationszonen in ihren Breiten und Tiefen sowie bei allen Parametern ähnliche Werte.

3.2.6. Diodenlaser DL-830

Das Diodenlaserlicht der Wellenlänge $\lambda=830$ nm induziert, wie bei der Diodenlaserbestrahlung mit $\lambda=940$ nm, einen eher oberflächlichen Abtrag mit wannenförmiger Kontur (Abb. 46). Eine Beschädigung der Kunststoffummantelung der Glasfaser konnte bei der maximalen Leistung von 20 Watt nicht festgestellt werden.

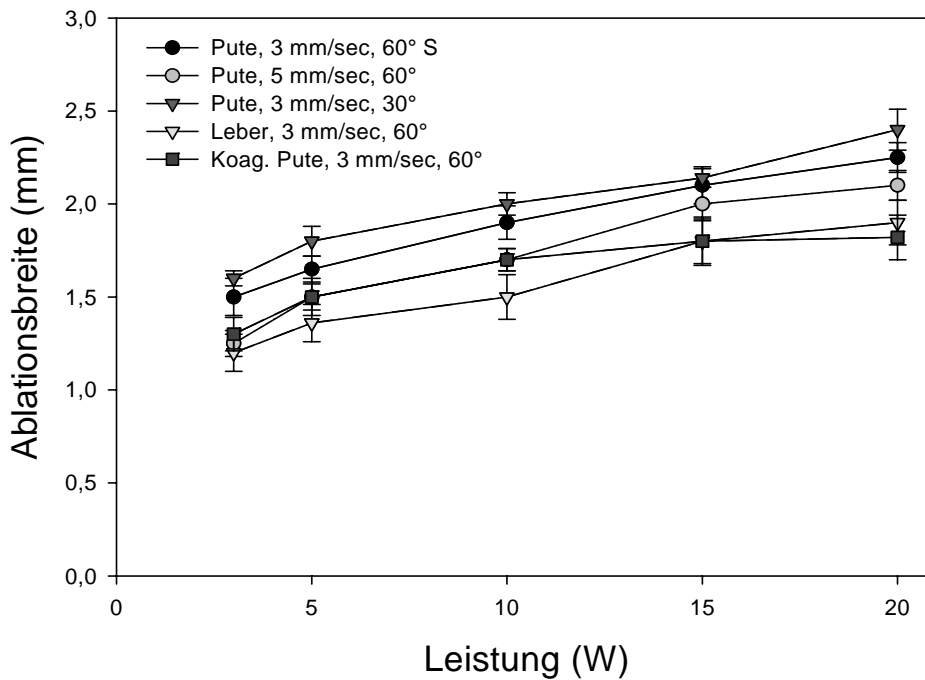


Abb. 29: Vergleich der Ablationsbreiten bei verschiedenen Parametern des Diodenlasers DL-830 (Spotdurchmesser = 800 μm).

Abb. 29 stellt die Ablationsbreite bei unterschiedlichen Parameter als Funktion der Leistung dar. Alle Parameter zeigen einen nahezu parallelen Verlauf der Verbindungslinien. Bei der Standardeinstellung betragen die Ablationsbreiten zwischen 1,5 mm bei 3 Watt und 2,25 mm bei einer maximalen Leistung von 20 Watt. Bei Erhöhung der Durchzugsgeschwindigkeit auf 5 mm/sec zeigte sich eine Reduktion der Ablationsbreite (um 0,1 bis 0,25 mm). Die Verkleinerung des Einstrahlwinkels auf 30° bewirkte eine geringe Breitensteigerung bis zu 0,15 mm. Auch die Untersuchungen mit anderen Gewebesorten zeigten eine geringere Kraterbreite. Diese Reduktion betrug bei der koagulierten Putenmuskulatur 0,15 bis 0,4 mm und bei der Leber 0,3 bis 0,4 mm im Vergleich zu den Standarduntersuchungen.

In Abb. 30 ist die Tiefe der abladierten Krater bei unterschiedlichen Parametern als Funktion der Leistung dargestellt. Auch hier zeigen die Verbindungslinien einen nahezu parallelen Verlauf. Bei den Standarduntersuchungen wurde eine Ablationstiefe von 0,36 mm bei 3 Watt bis 1 mm bei 20 Watt Maximalleistung erzielt. Im Vergleich zeigte das koagulierte Gewebe eine Steigerung der Kratertiefe bis 0,3 mm. Die Veränderung aller anderen Parameter resultierte in einer Reduktion der Ablationstiefe, besonders bei einer Änderung des

Einstrahlwinkels auf 30° und beim Experiment mit Lebergewebe (zwischen 0,15 und 0,3 mm).

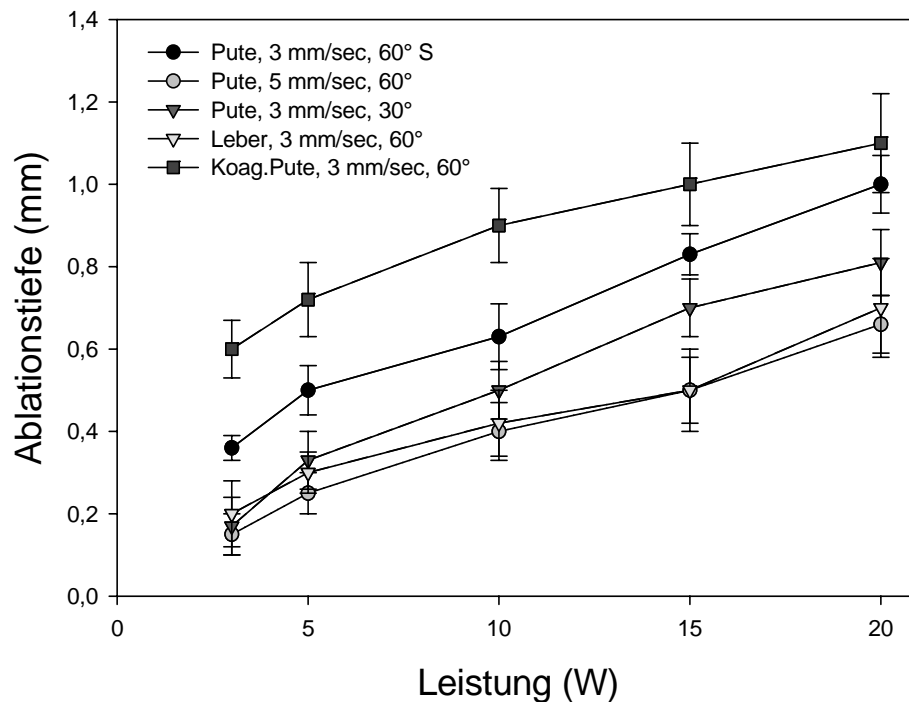


Abb. 30: Vergleich der Ablationstiefen bei verschiedenen Parametern des Diodenlasers DL-830 (Spotdurchmesser = 800 µm).

Eine vollständige Karbonisation (Grad 6) trat nur bei der koagulierten Putenmuskulatur und Leber bei 20 Watt Leistung auf. Bei frischer Putenmuskulatur wurden Verkohlungen von Grad 3 bei 3 Watt bis Grad 5 bei 20 Watt Leistung beobachtet. Die Erhöhung der Durchzugsgeschwindigkeit bewirkte eine Karbonisation, die um einen Grad niedriger ausfiel.

Unter der Karbonisationsschicht wies die Bestrahlung des Diodenlasers DL-830 eine 0,1 bis 0,3 mm dünne Koagulationsschicht auf (stddev = 0,11 mm). Dabei zeigten Koagulationsbreiten- und tiefen ähnliche Werte. Nur die Laserbehandlung von Lebergewebe wies eine breitere Koagulationsschicht bis 0,5 mm auf (stddev = 0,08 mm).

3.2.7. Argon-Plasma-Beamer

Die Experimente mit dem Argon-Plasma-Beamer zeigen gute Koagulationseigenschaften, jedoch ohne Gewebeabtrag.

In Abb. 31 ist das Koagulationsvolumen bei unterschiedlichen Parametern als Funktion der Leistung dargestellt. Dabei zeigen die Grafiken im Vergleich einen nahezu parallelen Verlauf. Die Standarduntersuchungen wiesen einen Volumenabtrag von 0,3 cm³/min bei 10 Watt bis zu 1,5 cm³/min bei 60 Watt Maximalleistung auf. Erhöhung der Durchzugsgeschwindigkeit auf 5 mm/sec führte zur Steigerung des Koagulationsvolumens bis zu 0,3 cm³/min. Die Reduktion des Einstrahlwinkels auf 30° bewirkte keine wesentlich sichtbare Veränderung. Nur bei der Bestrahlung von Lebergewebe kam es zur Abnahme des Volumen/Zeitabtrags bis zu 0,25 cm³/min.

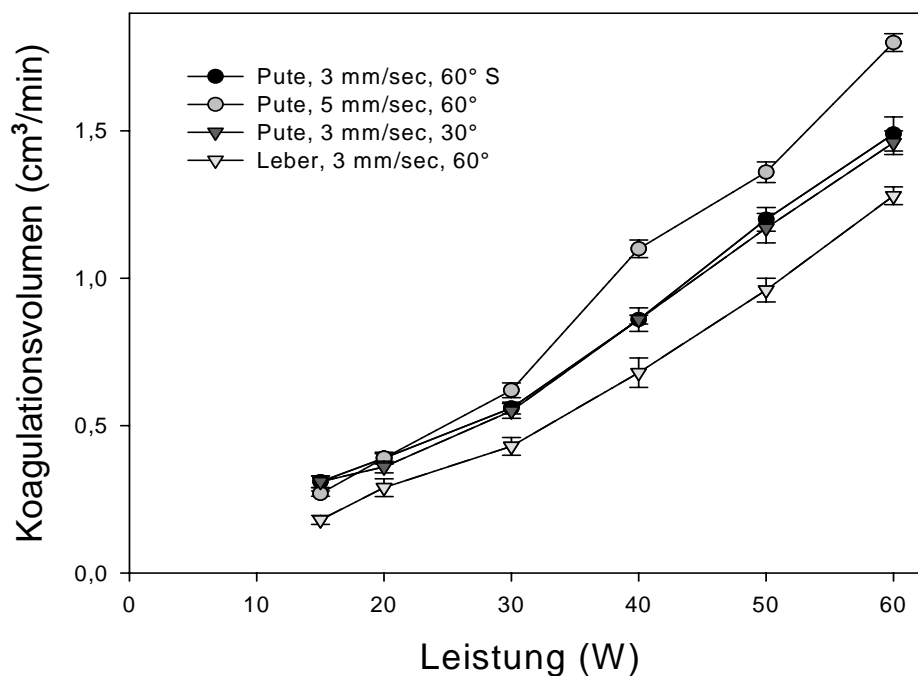


Abb. 31: Vergleich der Koagulationsvolumina bei verschiedenen Parametern des Argon-Plasma-Beamers.

Abb. 32 stellt die Koagulationsbreite bei unterschiedlichen Parametern als Funktion der Leistung dar. Auch hier zeigen die Graphen einen nahezu parallelen Verlauf zueinander. Bei der Standardeinstellung betragen die Koagulationsbreiten zwischen 0,9 mm bei 5 Watt und 3 mm bei einer maximalen Leistung von 60 Watt. Die Gesamtbreite der bestrahlten Läsionen betrug also 6 mm bei einer Leistung von 60 Watt. Eine Änderung durch Verkleinerung des Einstrahlwinkels auf 30° bewirkte keine unterschiedliche Koagulationsbreite. Die Bestrahlung

der Leber oder auch die Erhöhung der Durchzugsgeschwindigkeit zeigten Koagulationsbreiten, die bis zu 0,5 mm geringer waren, als bei den Standardparametern.

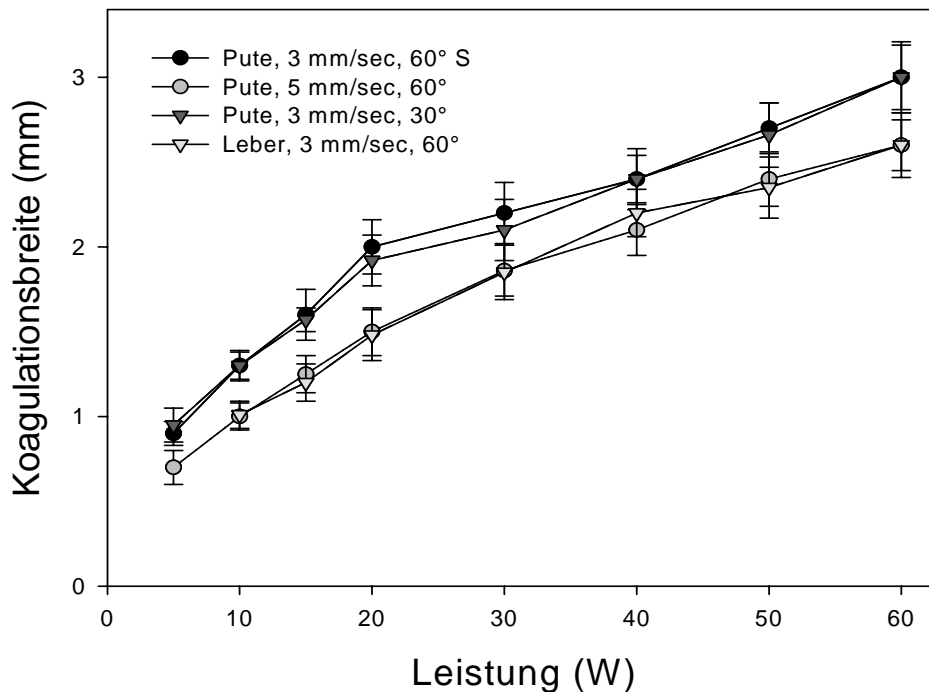


Abb. 32: Vergleich der Koagulationsbreiten bei verschiedenen Parametern des Argon-Plasma-Beamers.

In Abb. 33 sind die Koagulationstiefen bei unterschiedlichen Parametern als Funktion der Leistung dargestellt. Bei der Standardeinstellung wurden die größten Koagulationstiefen erzielt (von 0,4 mm bei 5 Watt bis 1,9 mm bei 60 Watt Leistung). Bei einer Steigerung der Durchzugsgeschwindigkeit auf 5 mm/sec wurde eine Verringerung der Tiefenwirkung bis zu 0,55 mm festgestellt. Die Verkleinerung des Einstrahlwinkels auf 30° wies keine Veränderung auf. Die Bestrahlung der Leber zeigte im Vergleich mit der Standardleistung auch eine Reduktion der Koagulationstiefe bis 0,4 mm.

Der Karbonisationsgrad mit dem Argon-Plasma-Beamer war von der applizierten Leistung abhängig. Die Karbonisation bewegte sich zwischen Grad 1 bei 5 Watt und Grad 5 bei 60 Watt. Lediglich bei der Bestrahlung von Lebergewebe trat schon ab 40 Watt Leistung eine vollständige Verkohlung auf (Grad 6).

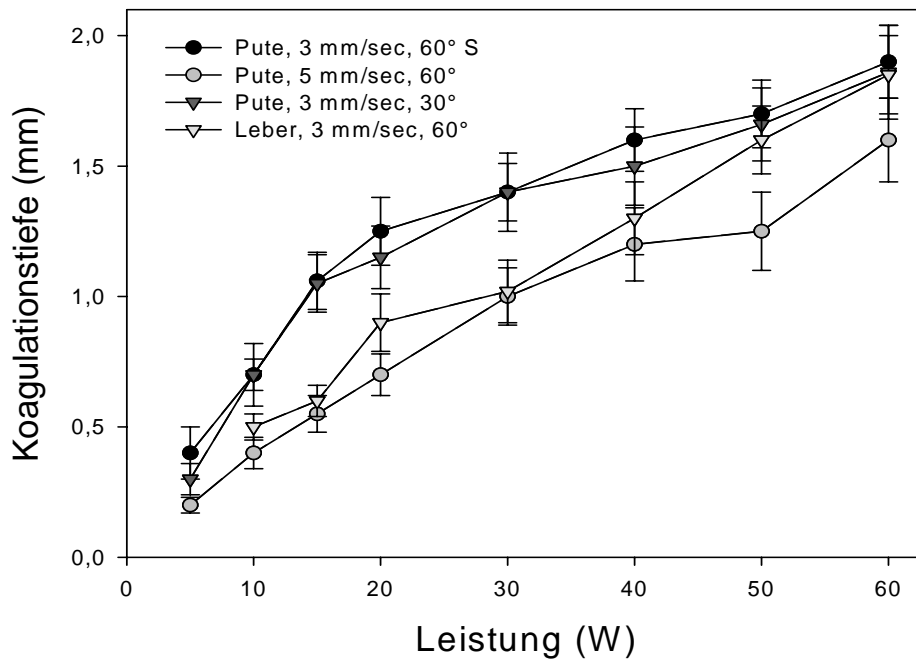


Abb. 33: Vergleich der Koagulationstiefen bei verschiedenen Parametern des Argon-Plasma-Beamers.

Alle Untersuchungen mit dem Argon-Plasma-Beamer wurden bei einem Argongasfluss von 0,3 l/min durchgeführt. Um zu überprüfen, ob der Gasfluss einen Einfluss auf die Koagulation hat, wurden zusätzlich zwei weitere Argongas-Flussraten (0,1 l/min und 0,5 l/min) gewählt. Bei beiden Flussraten konnten keine wesentlichen Änderungen der Koagulationszonen festgestellt werden.

Ferner wurde die Abhängigkeit der Koagulationseigenschaft vom Abstand zwischen der Elektrode und den Gewebeprobe bei 50 Watt Leistung untersucht. Bei 5 mm und 9 mm trat jeweils eine deutlich geringere Karbonisation auf (Grad 2). Bei 5 mm Abstand erhöhte sich die Koagulationsbreite um 0,15 mm (mean = 2,85 mm, stddev = 0,18 mm), die Tiefe verringerte sich dagegen um 0,3 mm im Vergleich zur Standardeinstellung (mean = 1,45 mm, stddev = 0,1 mm). Der 9 mm Abstand zeigte eine Reduktion der Koagulationstiefe um 0,45 mm (mean = 1,25 mm, stddev = 0,12 mm). Die Koagulationsbreite wies eine Steigerung um 0,4 mm auf (mean = 3,1 mm, stddev = 0,18 mm). Folglich wiesen die bestrahlten Läsionen durch die Abstandserhöhung eine Abnahme der Tiefenwirkung und eine Zunahme der Koagulationsbreite auf.

Beim Versuch, dreimal die gleiche Stelle zu bestrahlen, wurde kein wesentlicher Unterschied zur einmaligen Laserbehandlung festgestellt. Bei 50 Watt Leistung kam es bei der dreifachen Bestrahlung zu einer Tiefensteigerung um 0,3 mm (mean = 2 mm, stddev = 0,08 mm) und die Breite stieg um 0,35 mm (mean = 3,05 mm, stddev = 0,16 mm) im Vergleich zu der einmaligen Laserbestrahlung. Es kam dabei zu vollständiger Gewebeverkohlung (Grad 6).

3.3. Vergleich der Geräte anhand ihrer induzierten Gewebewirkung

In diesem Teil wurden Ablations-, Koagulations- sowie Karbonisationseigenschaften der getesteten Geräte verglichen. Der Einfluss der Bestrahlungsfläche (Spotdurchmesser, Faserdurchmesser der Lichtwellenleiter, Fokus oder Defokus bei den Spiegelarm-optiksystemen) bleibt hierbei unberücksichtigt. Es werden nur die Messgrößen als Funktion der Angabe der Leistung an der Gerätekonsole verglichen. Dabei werden die in der klinischen Routine und für jedes Lasersystem üblichen Bestrahlungsflächen (Spotdurchmesser) zu Grunde gelegt.

Folgende Standardeinstellungen gelten für Kapitel 3.3.:

Die Durchzugsgeschwindigkeit lag bei 3 mm/sec, der Einstrahlwinkel der jeweiligen Laserstrahlen bzw. der Aktivelektrode betrug 60° und als Standardgewebe wurde Putenmuskulatur verwendet.

3.3.1. Ablation

Ablationsraten

In Abb. 34 ist das gemessene Ablationsvolumen pro Zeit (Ablationsrate) als Funktion der Leistungsangabe an der jeweiligen Gerätekonsole dargestellt. Die untersuchten Lasersysteme erzeugten unterschiedliche Ablationsvolumina pro Zeit. Bei einer Leistungssteigerung steigt auch die Ablationsrate. Das Laserlicht des CO₂- und Er:YAG-Lasers zeigte die höchsten Ablationsraten mit 0,16 cm³/min bei 5 Watt bis zu 0,94 cm³/min bei einer max. Leistung von 20 Watt. Die höchsten Werte wurden bei der CO₂ Laserbestrahlung erreicht, während das Er:YAG-Laserlicht eine zwischen 12% und 42 % niedrigere Ablationsrate bewirkt.

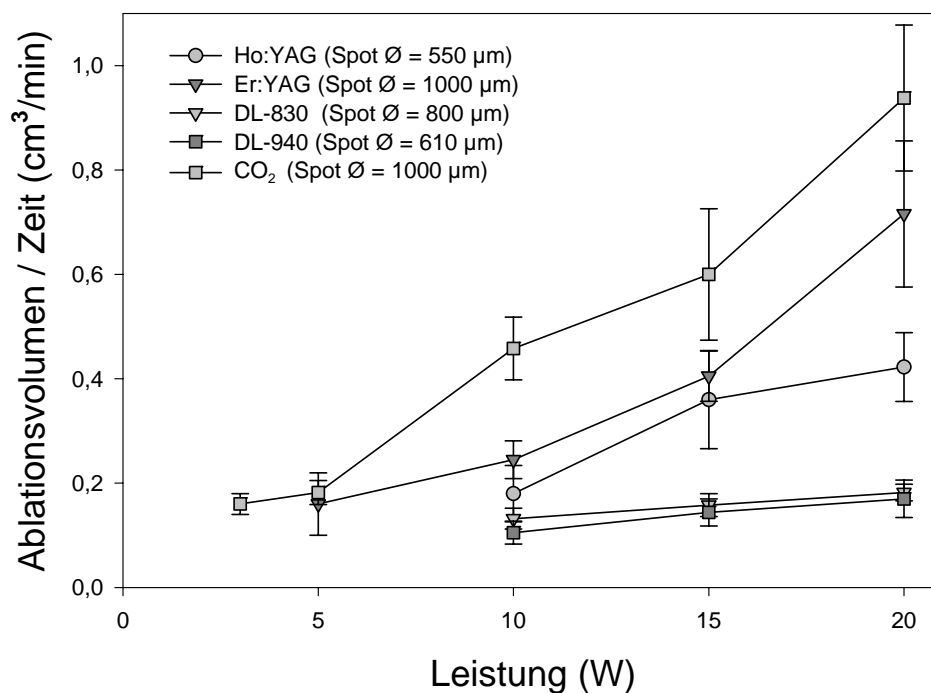


Abb.34: Vergleich der gemessenen Ablationsvolumina als Funktion der Leistungsangabe auf der Laserkonsole für verschiedene Lasersysteme mit den klinisch relevanten Bestrahlungsflächen (d.h. Leistungsvergleich bei unterschiedlichen Bestrahlungsflächen).

Bei Quarzfasergeleiteten Lichtenergien wurde mit der Ho:YAG-Laserbestrahlung der höchste Volumenabtrag ($0,426 \text{ cm}^3/\text{min}$ bei einer Leistung von 20 Watt, Repetitionsrate von 20 Hz und einer Pulsenergie von 1 J/Puls) erzielt. Die beiden Dioden-Laser zeigten im Vergleich mit dem Ho:YAG-Laserlicht geringere Ablationsvolumina (von $0,1 \text{ cm}^3/\text{min}$ bei 10 Watt bis zu $0,18 \text{ cm}^3/\text{min}$ bei einer max. Leistung von 20 Watt) mit deutlich flacherem Verlauf der Graphen. Dabei erzeugte das DL-830-Laserlicht bis zu 12% größere Ablationsvolumina als die Bestrahlung mit DL-940. Das Nd:YAG-Laserlicht zeigte einen vernachlässigbar geringen Volumenabtrag. Aus der Grafik geht hervor, dass insbesondere bei Behandlung mit dem CO₂- und Er:YAG-Laser eine signifikante Zunahme der Ablationsrate bei Erhöhung der Laserleistung zu verzeichnen ist.

Ablationsbreite

In Abb. 35 ist die Ablationsbreite des Ablationskraters als Funktion der Leistungsangabe an der Laserkonsole für die unterschiedlichen Laser dargestellt.

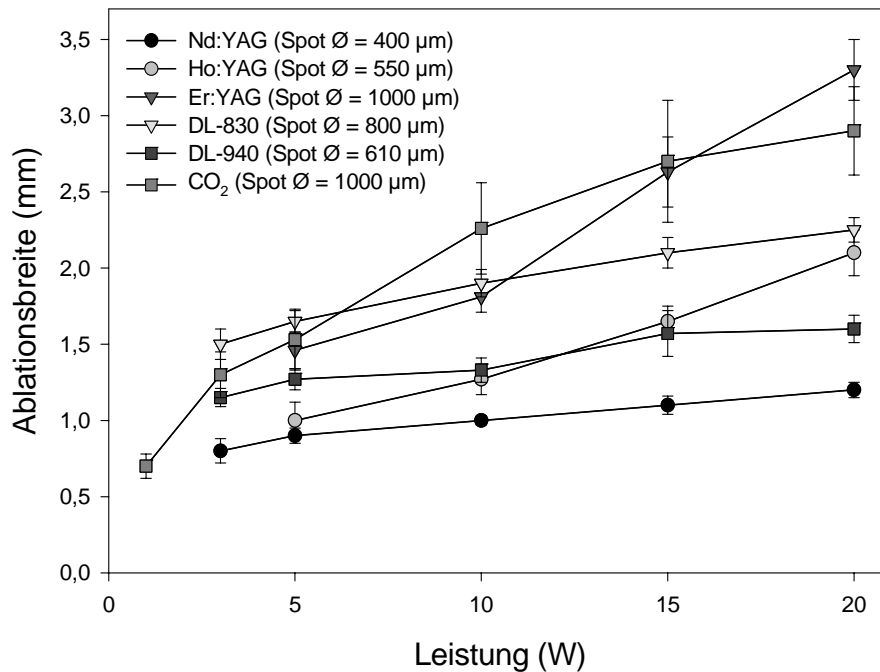


Abb. 35: Vergleich der Ablationsbreiten als Funktion der Leistungsangabe auf der Laserkonsole für verschiedene Lasersysteme mit den klinisch relevanten Bestrahlungsflächen (d.h. Leistungsvergleich bei unterschiedlichen Bestrahlungsflächen).

Vergleichbar mit dem Ablationsvolumen verursacht auch hier das CO₂- und das Er:YAG-Laserlicht die größten Ablationsbreiten (von 1,5 mm bei 5 Watt bis zu 3,3 mm bei einer max. Leistung von 20 Watt). Die DL-830-Laserbestrahlung bewirkte die größte Ablationsbreite von den vier Lasern, welche mit Quarz-Lichtwellenleitern ihre Energie zum Gewebe führen (von 1,5 mm bei 3 Watt bis zu 2,25 mm bei einer max. Laserleistung von 20 Watt). Die Bestrahlung mit dem Diodenlaser DL-940 zeigte keine große Steigerung der Ablationsbreite bei einer Leistungserhöhung von 3 auf 20 Watt (von 1,2 auf 1,6 mm). Das Nd:YAG-Laserlicht wies die geringste Ablationsbreite der untersuchten Systeme auf (von 0,8 mm bei 3 Watt bis zu 1,3 mm bei einer max. Laserleistung von 40 Watt).

Während die beiden Diodenlaser und der Nd:YAG-Laser infolge der Leistungssteigerung keine Verbreiterung des Ablationskraters induzierten, zeigte der Ho:YAG-Laser eine Breitenvergrößerung von 1 bis 2,1 mm.

Ablationstiefe

In Abb. 36 ist die Tiefe der Ablationskrater als Funktion der Leistungsangabe an der jeweiligen Gerätekonsole dargestellt. Während mit den fasergestützten Lasern keine wesentlichen Änderungen der Ablationstiefen bei Steigerung der applizierten Leistung festgestellt werden konnten, zeigte sich beim Er:YAG- und CO₂-Laserlicht dagegen ein wesentlicher Anstieg der Ablationstiefen. Vergleicht man die untersuchten Geräte bei Leistung von 20 Watt, zeigte der CO₂- Laser die höchste Ablationstiefe (5,2 mm), gefolgt vom Er:YAG- Laser (3,2 mm). Beim CO₂-Laser zeigte sich eine Erhöhung der Ablationstiefen von 0,4 auf 5,2 mm durch Steigerung der Leistung von 1 auf 20 Watt und beim Er:YAG-Laser von 1,2 mm bei 5 Watt auf 3,2 mm bei 20 Watt.

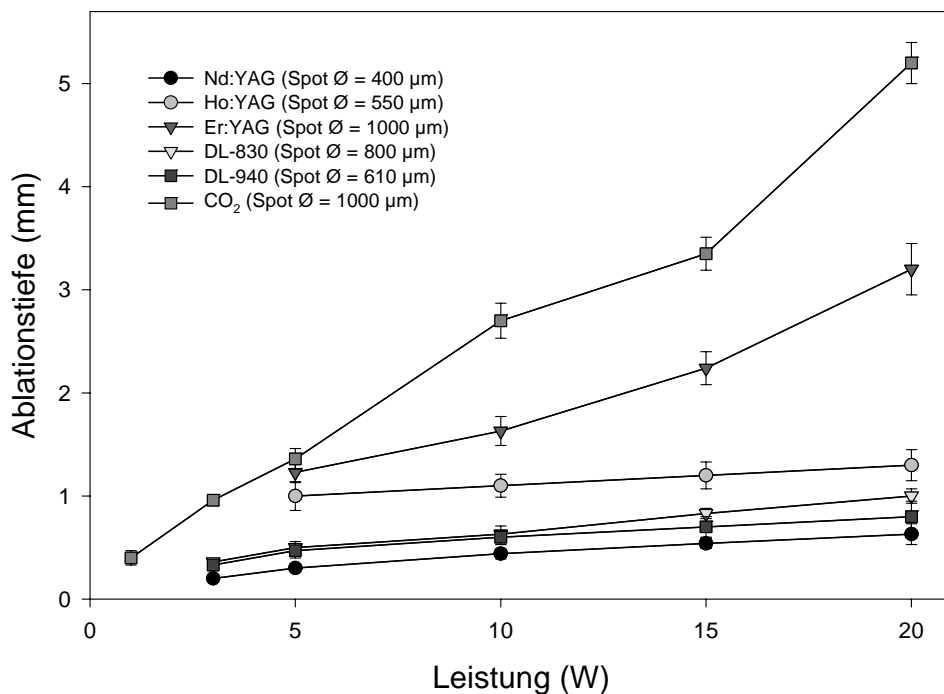


Abb. 36: Vergleich der Ablationstiefen als Funktion der Leistungsangabe auf der Laserkonsole für verschiedene Lasersysteme mit den klinisch relevanten Bestrahlungsflächen (d.h. Leistungsvergleich bei unterschiedlichen Bestrahlungsflächen).

Mit dem Ho:YAG-Laserlicht wurde die geringste Veränderung der Ablationstiefe infolge der Leistungssteigerung von 5 bis auf 20 Watt (von 1 auf 1,3 mm) ermittelt. Die Bestrahlungen mit beiden Diodenlasern wiesen ähnliche Werte auf (von 0,3 mm bei 3 Watt bis zu 1 mm bei einer max. Laserleistung von 20 Watt). Das Nd:YAG-Laserlicht zeigte die geringsten Ablationstiefen (zw. 0,2 und 0,5 mm).

3.3.2. Koagulation

Die Abb. 37 und 38 zeigen, dass nur mit dem Ho:YAG-Laserlicht und dem Argon-Plasma-Beamer Breiten der Koagulationszone von größer als 1 mm erreicht wurden. Mit den anderen Lasersystemen wurde nur ein schmaler Koagulationssaum bis max. 0,5 mm erzeugt.

In Abb. 37 ist die Koagulationsbreite in Abhängigkeit der applizierten Leistung für die getesteten Systeme dargestellt.

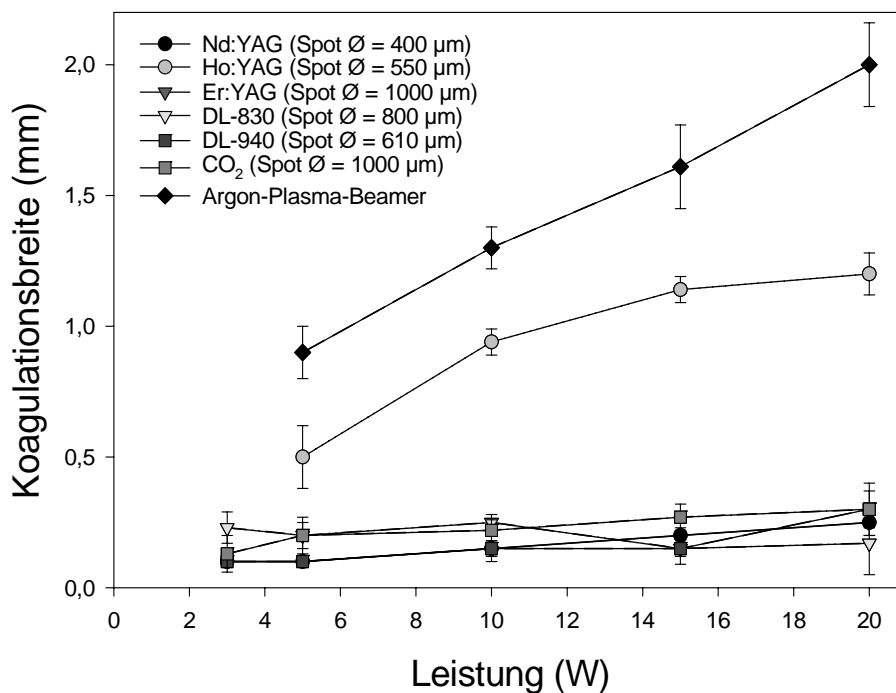


Abb. 37: Vergleich der Koagulationsbreiten als Funktion der Leistungsangabe auf der Laserkonsole für verschiedene Lasersysteme mit den klinisch relevanten Bestrahlungsflächen (d.h. Leistungsvergleich bei unterschiedlichen Bestrahlungsflächen).

Der Argon-Plasma-Beamer zeigte eine lineare Steigerung der Koagulationsbreite bei Erhöhung der Leistung. Das Ho:YAG-Laserlicht induziert dagegen eine Sättigungskurve mit größerer Steigerung der Koagulationsbreite im Leistungsbereich zwischen 5 und 10 Watt (von 0,5 auf 0,94 mm), während bei weiterer Leistungserhöhung von 10 auf 20 Watt die Koagulationsbreite in Sättigung geht (von 0,94 auf 1,2 mm).

Die anderen Lasersysteme wiesen im Vergleich zum Ho:YAG-Laserlicht nur geringe Koagulationsbreiten von 0,1 mm bis 0,3 mm auf. Hierbei bewirkte die CO₂-Laserstrahlung mit 0,3 mm noch den breitesten Koagulationssaum. Bei Er:YAG-Laserbehandlung konnte

trotz Mikroskop mit 16-facher Vergrößerung kein relevanter Koagulationssaum nachgewiesen werden.

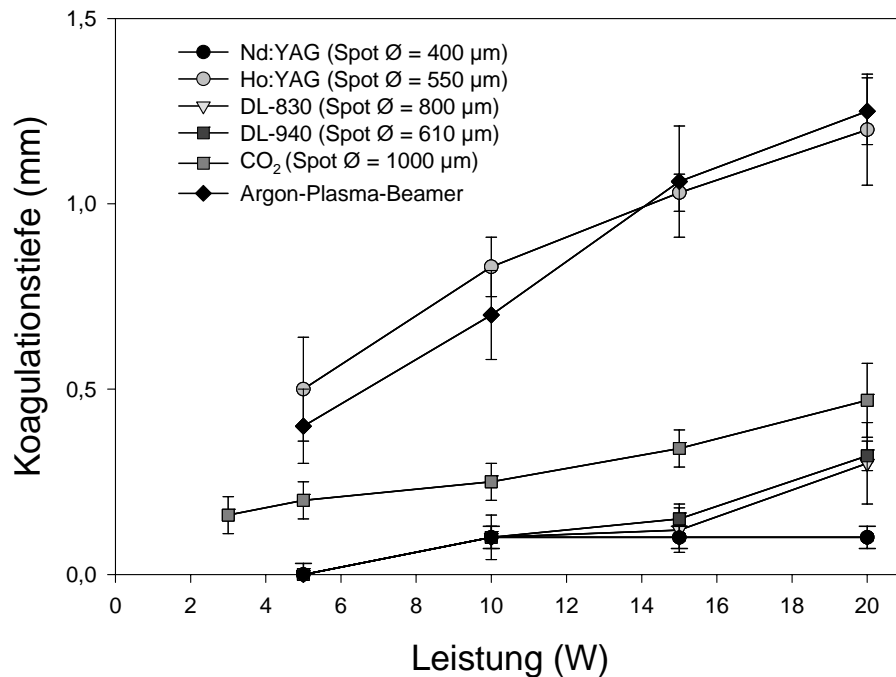


Abb. 38: Vergleich der Koagulationstiefen als Funktion der Leistungsangabe auf der Laserkonsole für verschiedene Lasersysteme mit den klinisch relevanten Bestrahlungsflächen (d.h. Leistungsvergleich bei unterschiedlichen Bestrahlungsflächen).

In Abb. 38 ist die Koagulationstiefe als Funktion der Leistungsangabe an der jeweiligen Gerätekonsole dargestellt. Hierbei zeigten der Ho:YAG-Laser und der Argon-Plasma-Beamer hohe Koagulationseigenschaften mit einer Zunahme der Koagulationstiefe bei Steigerung der Leistung. Die niedrigsten Koagulationstiefen konnten nach Nd:YAG-Laserbestrahlung gemessen werden (0,1 mm). Die Bestrahlung mit beiden Diodenlasern zeigte ähnliche Koagulationstiefen, wobei der Unterschied nicht mehr als 0,03 mm betrug. Die CO₂-Laserbestrahlung wies größere Koagulationstiefen als die Dioden- und die Nd:YAG-Laserbestrahlung auf (0,16 mm bei 3 Watt bis zu 0,47 mm bei 20 Watt). Diese waren aber immer noch deutlich geringer ausgeprägt als nach Argon-Plasma-Beamer und Ho:YAG-Laserbehandlung.

3.3.3. Gesamtschädigungsbereich

Das Gesamtschädigungsvolumen besteht aus dem Areal irreversibel geschädigten Gewebes. Dieser setzt sich aus dem sichtbar koagulierten Volumen, entstanden durch Laser- und Argon-Plasma-Beamer-Bestrahlung, und dem ablatierten Volumen zusammen.

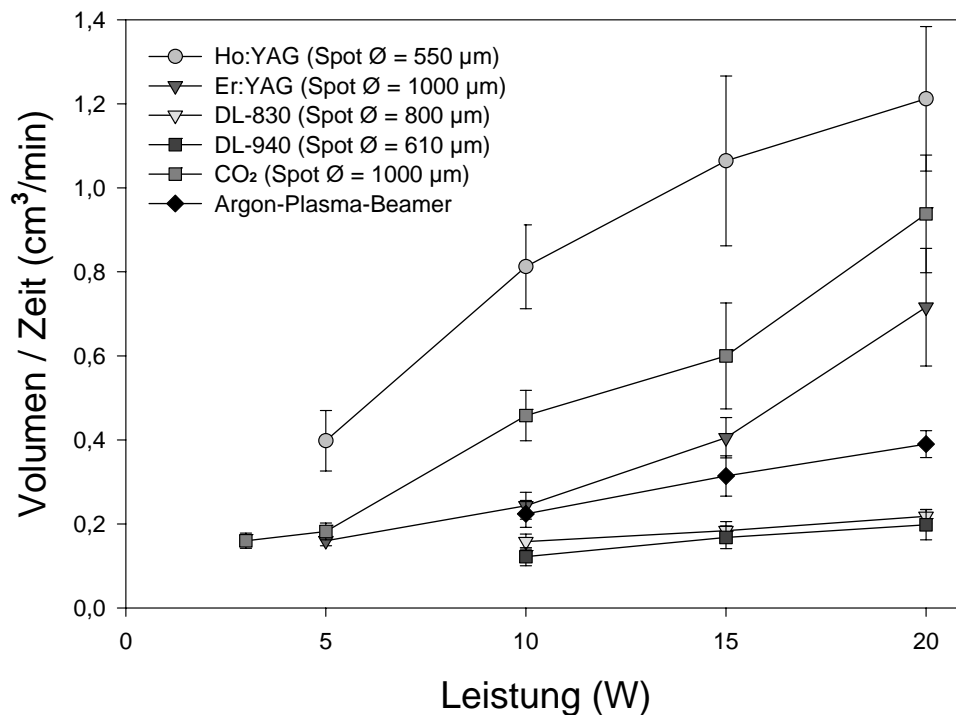


Abb. 39: Vergleich des gemessenen Volumenabtrages als Funktion der Leistungsangabe auf der Laserkonsole für verschiedene Lasersysteme mit den klinisch relevanten Bestrahlungsflächen (d.h. Leistungsvergleich bei unterschiedlichen Bestrahlungsflächen).

In Abb. 39 ist das gemessene Gesamtschädigungsvolumen (Ablationsvolumen und Koagulationsvolumen) pro Zeit in Abhängigkeit der Leistungsangabe auf der Konsole dargestellt. Das Ho:YAG-Laserlicht zeigte die größte Gesamtschädigung bei der Leistungssteigerung von 5 auf 20 Watt (0,4 bis 1,2 cm³/min). Im Vergleich wies das CO₂-Laserlicht 22% bis 55% weniger Gesamtschädigungsvolumen pro Minute auf (von 0,16 cm³/min bei 3 Watt bis zu 0,94 cm³/min bei einer max. Laserleistung von 20 Watt). Das Gesamtschädigungsvolumen bei Er:YAG-Laserbestrahlung entspricht seinem Ablationsvolumen, da hier keine Koagulationszone messbar war (von 0,16 cm³/min bei 5 Watt bis zu

0,72 cm³/min bei einer max. Laserleistung von 20 Watt). Im Gegensatz dazu entspricht bei Argon-Plasma-Beamerbehandlung das Gesamtschädigungsvolumen dem Koagulationsvolumen, da kein Ablationsabtrag vorliegt und eine Leistungssteigerung von 10 auf 20 Watt eine Steigerung von 0,2 auf 0,4 cm³/min nachinduziert. Im Vergleich zum Ho:YAG-Laser zeigten die beiden Diodenlaser geringe Gesamtvolumina (von 0,12 bis 0,2 cm³/min in Abhängigkeit der Leistung). Bei der Nd:YAG-Laserbestrahlung war es wegen einem zu kleinen Volumenabtrag nicht möglich, mit der beschriebenen Methode einen Volumenabtrag zu messen.

3.3.4. Vergleich des Karbonisationsgrades

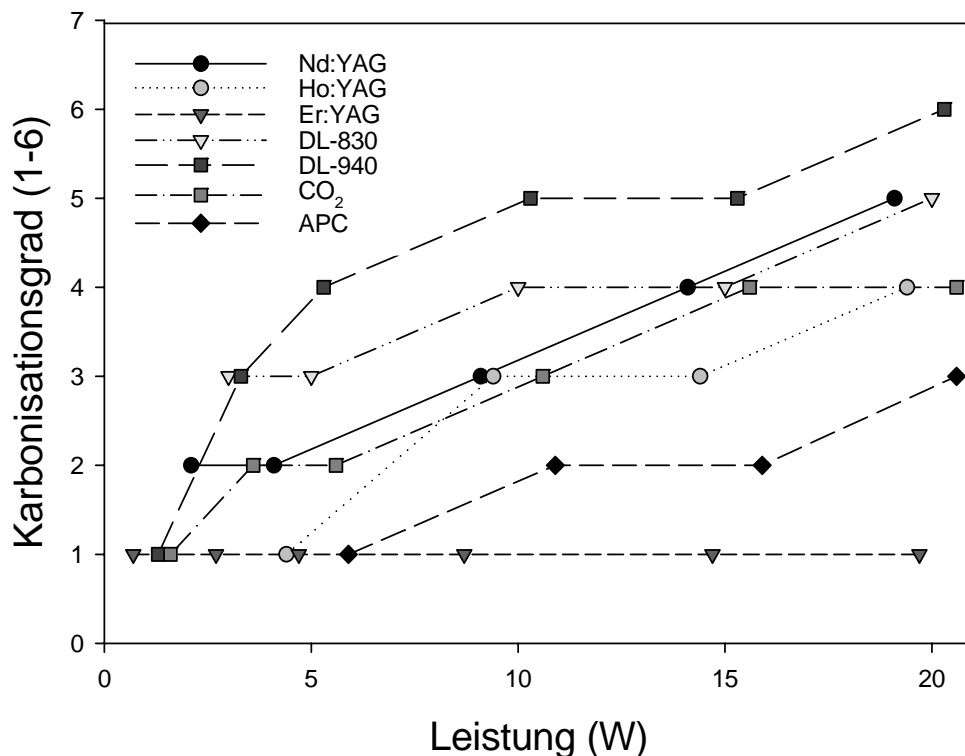


Abb. 40: Vergleich der Karbonisationsgrade als Funktion der Leistungsangabe auf der Laserkonsole für verschiedene Lasersysteme mit den klinisch relevanten Bestrahlungsflächen (d.h. Leistungsvergleich bei unterschiedlichen Bestrahlungsflächen des Laserlichtes). (Zur besseren Übersicht sind Punkte auf der X-Achse zw. 0,3 und 0,9 Watt voneinander entfernt.)

Abb. 40 verdeutlicht, dass das DL-940-Laserlicht den größten Grad der Karbonisation hervorruft (schwarze Karbonisation, Grad 6, bei 20 Watt Leistung). Die Bestrahlung mit dem Diodenlaser DL-830 zeigte jeweils eine um 1 Grad niedrigere Karbonisation. Die CO₂- und Nd:YAG-Lasersysteme wiesen ähnliche Karbonisationsgrade auf, die etwas geringer waren, als nach der Bestrahlung mit Diodenlaser DL-830. Bei der Ho:YAG-Laserbestrahlung wurde eine mittlere Verkohlung festgestellt (Karbonisationsgrad 4 bei 20 Watt Leistung). Der Argon-Plasma-Beamer zeigte eine leichte Verkohlung (Grad 3 bei 20 Watt Leistung). Erst ab 40 W Leistung wurde der Karbonisationsgrad 4 erreicht und bei 60 W Leistung Grad 5. Bei allen Leistungen wurde mit dem Er:YAG- Laserlicht keine Verkohlung festgestellt. Die bestrahlte Oberfläche wies eine weiße und dünne Koagulationszone auf.

3.3.5. Läsionsformen

Mit den getesteten Systemen wurden neben den unterschiedlichen Ablations- und Koagulationseigenschaften auch unterschiedliche Formen der Läsionen im Querschnitt erzeugt. In den folgenden Abbildungen (Abb. 41 bis Abb. 46) sind diese Querschnitte aufgezeichnet und in Abb. 47 und 48 photographisch dargestellt.

In Abb. 42 und 48 ist der Läsionsquerschnitt der CO₂-Laserbestrahlungs aufgezeichnet. Der Ablationsquerschnitt stellt eine V-förmige Kontur dar. Darunter befindet sich ein schmaler Koagulationssaum, der in alle Richtungen gleichmäßig ist und somit auch eine V-förmige Kontur darstellt.

Abb. 45 beschreibt den Läsionsquerschnitt nach Er:YAG-Laserbestrahlung. Der Ablationsquerschnitt weist ebenfalls eine V-förmige Kontur auf, die im Vergleich zur CO₂- Laserlichtläsion breiter ist. Darunter befindet sich ein sehr schmaler, kaum sichtbarer Koagulationssaum, der in allen Läsionsbereichen gleichmäßig schmal verteilt ist.

In Abb. 41 ist der Läsionsquerschnitt des Ho:YAG-Laserlichts dargestellt. Sowohl der Ablations- als auch der Koagulationsquerschnitt zeigte eine wannenförmige Kontur. Von 6 untersuchten Lasersystemen wies die Bestrahlung mit Ho:YAG-Laser im Querschnitt die größte Koagulationszone auf.

Abb. 44 stellt den Läsionsquerschnitt nach Nd:YAG-Laserbehandlung dar. Hier zeigten sowohl der Ablations- als auch der Koagulationsquerschnitt eine wannenförmige Kontur, die aber flacher im Vergleich zum „Ho:YAG-Laserkrater“ und am Rande etwas über die Geweboberfläche erhaben ist.

Schematische Läsionsquerschnitte

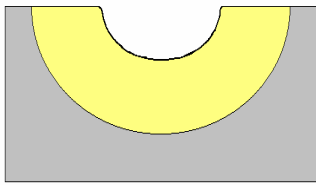


Abb. 41 Ho:YAG-Laser

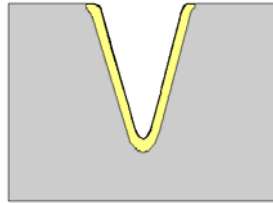


Abb. 42 CO₂-Laser

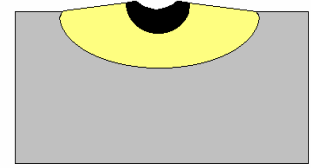


Abb.43 Argon-Pl.-Beamer

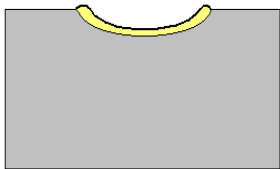


Abb. 44 Nd:YAG-Laser

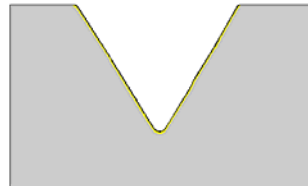


Abb. 45 Er:YAG-Laser

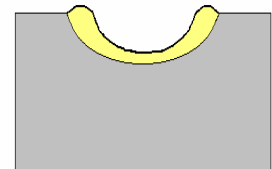



Abb. 46 Diodenlaser

 Koagulationszone

 Karbonisationszone

 Gewebe

In Abb. 46 ist der Läsionsquerschnitt der beiden Diodenlaser zu sehen. Sowohl der Ablations- als auch der Koagulationsquerschnitt haben eine wannenförmige Kontur. Im Vergleich mit der Nd:YAG-Laserstrahlung ist die Ablations- und Koagulationszonen bei den Diodenlasern deutlich ausgeprägter. Am Rand ist die Koagulationszone ebenfalls etwas über dem Gewebeniveau erhaben.

In Abb. 43 ist der Läsionsquerschnitt des Argon-Plasma-Beamers zu sehen. Der Koagulationsquerschnitt hat eine wannenförmige Kontur, die etwas über dem Gewebeniveau erhaben ist. Im Vergleich zum laserbehandelten Gewebe zeigt die Behandlung mit Argon-Plasma-Beamer eine größere Karbonisationsschicht, die sich oben und in der Mitte der Läsion befindet und an einen flachen Vulkan erinnert. In der Abbildung 47 ist ein Querschnitt der

Gewebeprobe nach Einwirkung des Argon-Plasma-Beamers mit 10 Watt Leistung dargestellt. Man sieht ebenfalls einen wannenförmigen Konturverlauf, jedoch ohne ausgeprägte Kraterbildung, wie es bei Leistungseinstellungen ab 20 Watt der Fall ist.



Abb. 47: Läsionsquerschnitt, APC, frische Putenmuskulatur ,10 Watt.

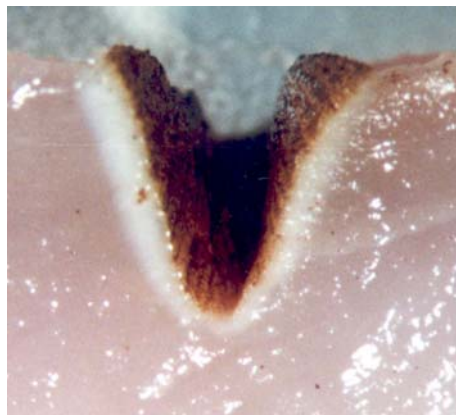


Abb.48: Läsionsquerschnitt, CO₂-Laser, frische Putenmuskulatur, 15 Watt.

4.DISKUSSION

4.1. Methodik

4.1.1. Gewebeproben

In dieser experimenteller Arbeit sind drei verschiedene Gewebesorten untersucht worden; als Standardgewebe wurde handelsübliche, frische Putenmuskulatur verwendet. Dieses Gewebe entspricht in Farbe, Konsistenz und Dichte am ehesten dem Gewebe der Nasenmuscheln, Zunge oder weichem Gaumen. Frische Rinderleber ist mehr durchblutet und enthält Pigmente wie Bilirubin oder Hämoglobin, wodurch die dunkle Färbung bedingt ist [Kre-89]. Auch in der HNO-Heilkunde findet man stark durchblutetes Gewebe, besonders bei den Tumoren (z.B. Fibrome oder Hämangiome [Sch-90]). Für den Vergleich unterschiedlicher induzierter Gewebefeffekte wurde dieser Unterschied genutzt. Die vorkoagulierte Putenmuskulatur zeigte im Vergleich zu Leber und frischer Pute eine meist tiefere Ablation ohne Koagulationszone, was auf den geringeren Wassergehalt und den Pigmentunterschied zurückzuführen ist. Die durchgeführten Untersuchungen dienen dazu, die unterschiedliche Wirkung der Laserstrahlung von bereits koaguliertem gegenüber dem unbehandelten nativen Gewebe qualitativ zu erfassen.

4.1.2. Lasersysteme und Argon-Plasma-Beamer

Es wurde die Wechselwirkung von Licht mit Gewebe bei sechs Lasersystemen und einem Argon-Plasma-Beamer untersucht.

Das CO₂-Lasersystem ($\lambda=10600$ nm) nimmt unter den Lasersystemen in der HNO-Chirurgie eine Art Sonderstellung ein. Da die Strahlung besonders gut vom Wasser absorbiert wird, entfaltet die CO₂-Laserstrahlung schon in den obersten Gewebeschichten ihre Wirkung, so dass je nach Applikationsart Effekte wie oberflächliches Abtragen und besonders Schneiden von Gewebe erzielt werden. Der Ausmaß der Abtragung lässt sich gut kontrollieren. Es entsteht nur ein schmaler Koagulationssaum [Fit-94, Lan-88, Olb-93]. Auftretende Blutungen führen zur Abschwächung der Laserwirkung. Die Blutstillung ist durch die Laserstrahlung aufgrund der wenig koagulierenden Wirkung eher gering.

Die Er:YAG- ($\lambda=2940$ nm) und CO₂-Lasersysteme zeigten im Vergleich ihrer induzierter Gewebefeffekte ähnliche Eigenschaften. Da der Wasserabsorptionskoeffizient für das Er:YAG-Laserlicht sehr hoch ist, besitzt er nahezu keine koagulierende Wirkung. Die kurzen Impulse mit hoher Leistungsdichte bewirken eine Photoablation, bei der das Gewebe in einem kleinen Volumen explosionsartig verdampft, ohne dass Wärmeleitung an das umgebende Gewebe stattfindet. Mit derartiger Laserstrahlung ist auch die Abtragung von Hartgewebe, z.B. Knochen, möglich. Sogar die härteste Substanz des menschlichen Körpers, der Zahnschmelz, kann mit Er:YAG-Laserstrahlung ablatiert werden. Die Nachteile liegen aufgrund des geringen Koagulationspotenzials in einer intraoperativen Blutungsgefahr und in einer möglichen Verletzung benachbarter Strukturen. Wie auch bei der CO₂-Laserstrahlung muss das Er:YAG-Laserlicht mit einer Spiegelarmoptik zum Gewebe geleitet werden. Damit ist eine Behandlung nur an relativ einfach zugänglichen Oberflächen möglich.

Ho:YAG-Laserstrahlung ($\lambda=2080$ nm) wird gut von Wasser absorbiert und weist gleichzeitig auch gute Gewebekoagulation und -ablation auf. Aufgrund der guten Koagulationseigenschaften können auch Teleangiektasien behandelt werden [Osw-92]. Im gepulsten Betrieb wird Lichtenergie im Mikrosekundenbereich auf das Gewebe appliziert. Zwischen den „Pulsen“ kann das Gewebe abkühlen, wodurch eine Weiterleitung von Wärme auf die Umgebung reduziert und thermisch bedingte Nekrosezonen weitestgehend verhindert werden [Osw-92, Gle-95, Sha-91, Sha-92, Woo-93, Met-96]. Auch Knochen kann mit Ho:YAG-Pulsen abgetragen werden [Fey-95]. Durch die gleichzeitige Eigenschaft von Ablation und Koagulation kann auch im endonasalen Bereich präzise gearbeitet werden [Woo-93, Met-96, Gle-95, Sha-91, Sha-92, Jan-01].

Die Strahlung des Nd:YAG-Lasers ($\lambda=1064$ nm) kann tief in das Gewebe eindringen, besitzt gute Koagulationseigenschaften. Diese Eigenschaft wird bei der Behandlung von Hämangiomen, bei der Stillung von kleinen Blutungen, bei Teleangiektasien im Rahmen eines Morbus Osler und zur Behandlung von Tumoren im HNO-Bereich ausgenutzt [Wer-92]. Nachteilig ist aufgrund der Tiefenwirkung das Anschwellen des Gewebes [Lip-96].

Die Diodenlaser mit der Wellenlänge von $\lambda=830$ oder $\lambda=940$ nm weisen sowohl koagulierende als auch schneidende Eigenschaften (im Kontaktverfahren) auf. Das Diodenlaserlicht wirkt aufgrund der etwas geringeren optischen Eindringtiefe effizienter als die Nd:YAG-Laserbestrahlung und erzeugt einen breiteren Koagulationsbereich. Die kompakte Bauform und das geringe Gewicht ermöglichen den interdisziplinären Einsatz und erhöhen somit die Wirtschaftlichkeit in der Lasertherapie sowie eine erhöhte Zuverlässigkeit [Gre-01].

Die Behandlung mit dem hochfrequenten Argon-Plasma-Beamer erzeugt eine thermische Koagulation am biologischen Gewebe ohne Ablation. Die APC-Koagulation ist dadurch gekennzeichnet, dass der HF-Strom durch einen dünnen Plasmakanal von der Aktivelektrode zur Gewebeoberfläche und von da aus divergent in das Gewebe hineinfließt. Infolge der kleinen Bestrahlungsfläche und der divergenten Stromverteilung innerhalb des Gewebes kann keine thermische Schädigung in tiefer liegenden Gewebeschichten entstehen. Deswegen wird der Argon-Plasma-Beamer bei Stillung großflächiger und oberflächlicher Blutungen oder bei Devitalisierung des pathologischen oberflächlich liegenden Gewebes angewendet [Berg-03].

4.1.3. Versuchsprotokoll

Sämtliche Experimente mit verschiedenen Lasersystemen wurden im Kontaktverfahren durchgeführt. Hierbei wurde auch das Aufsetzen der Spiegelarmhandstücke im Falle des Er:YAG- und CO₂-Lasers als Kontakt-Applikation definiert. Dieser Kontakt zwischen Faserende bzw. Spiegelarmoptik mit Gewebeproben wurde mit einer Waage überprüft. Diese Anpressdruckkontrolle war nur vor der Bestrahlung möglich, wobei 30 bis 40 mg als Kontakt definiert wurde. Durch die unregelmäßige Oberfläche der Gewebeproben und durch die Behandlung selbst war eine eindeutige Kontaktkontrolle während der Bestrahlung nicht durchführbar.

Um zu prüfen, ob die Wechselwirkungsdauer einen Einfluss auf die Effekte hat, wurden zwei unterschiedliche Durchzugsgeschwindigkeiten verglichen. Eine erhöhte Bestrahlungsgeschwindigkeit bei der Laserbehandlung führt zur Reduktion der Breiten und Tiefen der erzeugten Krater. Dieses ist verständlich, da durch eine erhöhte Durchzugsgeschwindigkeit die applizierte Energie verringert wird.

Bei Operationen im engen Lumen ist eine orthograde Bestrahlung nicht immer praktikabel. Somit ist oft eine Laserlichtapplikation unter verändertem Auftreffwinkel notwendig. Im Rahmen dieser Arbeit sollte untersucht werden, wie sich die Ablations- und Koagulationseffekte des Gewebes durch Veränderung des Auftreffwinkels von 60° auf 30° verändern. Durch die Abflachung des Einstrahlwinkels auf 30° wurde eine Zunahme der Koagulations- und Ablationsbreite, aber auch eine Reduktion der Koagulations- und der Ablationstiefe festgestellt.

Bei Behandlungen mit dem Argon-Plasma-Beamer kam es zur Verklebung der Aktivelektrode mit dem Gewebe, wenn die Elektrode im direkten Kontakt mit dem Gewebe kam. Somit wurde ein minimaler Abstand von 1 mm gewählt. Das Argon-Plasma-Koagulationssystem ist

prinzipiell ein Nicht-Kontaktverfahren, bei dem im Raum zwischen der Elektrode und dem Gewebe die Ionisation des Argongases erzeugt und somit die Übertragung der Energie ermöglicht wird. Vorteil dieser Bestrahlungsart ist unter anderem die aseptische Koagulation durch Nichtkontakt.

Die Nutzung der Waage als Kontaktkontrolle sollte ursprünglich auch die Bestimmung des Gewichtes des ablatierten Gewebes ermöglichen, und zwar durch Vergleich des Probengewichtes vor und nach der Laserbestrahlung. Die Ablationsrate und der Volumenabtrag sollte dann über die Masse und Gewebisdichte der Proben berechnet werden. Da jedoch auch ohne Bestrahlung ein Gewichtsverlust der Proben nach einer gewissen Dauer festgestellt wurde, wurde auf Volumenbestimmung mittels Quadratfolie zurückgegriffen. Der Gewichtsverlust ist wahrscheinlich auf Austrocknung der Gewebeproben während der Experimente zurückzuführen. Eine weitere Schwierigkeit bestand darin, dass „abgetragene“ Gewebepartikel teilweise unvaporisiert wieder auf der Gewebeprobe landeten und eine Differenzierung der Gewichtsbestimmung unmöglich machten. Auch bei der Argon-Plasma-Beambehandlung war es aufgrund des Elektrodenpflasters unmöglich, den Gewichtsverlust exakt zu bestimmen.

Die Volumenmessmethode mit der Quadratfolie erwies sich als eine gut reproduzierbare Methode mit nur geringen Variationen. Sie orientiert sich ausschließlich an der Geometrie der Gewebedefekte und ist relativ leicht durchzuführen. Allerdings können kleine und flache Gewebeabträge nicht bestimmt werden. Durch die Nutzung einer höheren Vergrößerung am Mikroskop und einer höher auflösenden Rasterung der Quadratfolie könnte eine Verfeinerung der Methode erreicht werden.

Aufgrund der geringen Standardabweichungen konnten im Rahmen dieser Studie klare Ergebnisse bei guter Reproduzierbarkeit erzielt werden, was auch auf die notwendige Sorgfalt bei der Durchführung der Experimente zurückzuführen ist.

Der zahnmedizinische Messzirkel nach Iwanson war bei dieser Arbeit für die Läsionsmessungen im Gegensatz zur klassischen Schieblehre mit vergleichbarer 0,1 mm Genauigkeit das ideale Messgerät. Beide Messinstrumente wurden ausprobiert, wobei sich der Messzirkel als handlicher erwies und die Messungen schneller durchgeführt werden konnten. Die graziilen Messarme des Tasterzirkels (siehe Abb. 7) waren unter dem Mikroskop besser als die der Schieblehre zu erkennen. Auch die Ablesung der Messwerte war mit diesem Instrument schneller und eindeutiger. Das Mikroskopieren musste nicht für jedes Messergebnis unterbrochen werden, wie bei der Schieblehre.

4.2. Messergebnisse

4.2.1. CO₂- Laser

Der CO₂-Laser sendet infrarote Strahlung einer Wellenlänge von $\lambda = 10600$ nm aus. Licht dieser Wellenlänge wird sehr stark in Wasser absorbiert [Lan-88]. Die Eindringtiefe der Strahlung in das Gewebe beträgt wenige 10-tel mm. Das absorbierte Licht wird in Wärme umgewandelt und führt bei Temperaturen über 300°C zum Verdampfen des Gewebes. Diese spezielle Eigenschaft ermöglicht den Einsatz besonders als Schneidelaser [Berl-93].

Eine Tiefenwirkung ist vor allem durch Veränderung des Spotdurchmessers auf der Bestrahlungsoberfläche sowie von der Geschwindigkeits- und Leistungseinstellung abhängig. Bei gleicher Leistung werden bei kleinen Spotflächen tiefere und schmale Ablationskrater erzielt (Schneiden) und bei größeren Spotflächen flachere und breitere Ablationskrater induziert. Bei Geschwindigkeit von 5 mm/sec vermindern sich die Tiefe und die Breite des Ablationskraters, was auf die geringere Bestrahlungsdauer und damit geringere applizierte Energie zurückzuführen ist.

Die Koagulationszone wies in Breiten und Tiefen sowie bei den Parameterwechseln gleich bleibende, bis zu 0,5 mm starke Schichten auf. Durch die hohe Absorption des Lichtes und der induzierten Vaporisation des Gewebes bleibt wenig Wärmeenergie übrig, um das an die Ablationszone benachbarte Gewebe zu koagulieren.

4.2.2. Erbium:YAG-Laser

Die Lichtwellenlänge des Erbium:YAG-Lasers wird besonders gut von Gewebswasser absorbiert, wodurch es zu einer hohen ablativen Wirkung des Gewebes kommt. Somit werden benachbarte Strukturen thermisch nicht verletzt. Werden allerdings im Bestrahlungsgebiet Blutgefäße perforiert, können starke Blutungen entstehen, da eine Koagulation nicht stattfindet.

Bei der Er:YAG-Laserbestrahlung wurde bei allen Parametern keine Karbonisation festgestellt. Durch fast vollständige Absorption bei gepulsten Laserstrahlen wird nahezu die gesamte applizierte Energie im Ablationsvolumen absorbiert, somit bleibt nur sehr wenig Restenergie übrig zur lateraler Diffusion, wodurch die Wärmeerhöhung nur eine geringe Wirkung an den Kraterwänden verursacht.

Die Bestrahlung der vorkoagulierten Putenmuskulatur zeigte eine deutliche Reduktion der Ablationstiefe- und breite, was auf den niedrigeren Wassergehalt der schon vorgekochten Proben und gleichzeitig erhöhten Streukoeffizienten zurückzuführen ist.

Die Erhöhung der Durchzugsgeschwindigkeit auf 5 mm/sec erzeugt einen verminderten Gewebsabtrag. Der Grund hierfür liegt in der Tatsache, dass die Bestrahlungszeit und damit auch die Gesamtenergie auf der gleichen Durchzugsstrecke kleiner sind. Die Berechnung des Volumenabtrages pro Minute zeigt jedoch bei erhöhter Geschwindigkeit eine Erhöhung der Abtragsrate im Vergleich zur niedrigeren Geschwindigkeit. Folglich ist die 5 mm/sec Geschwindigkeit für einen größeren aber oberflächlicheren Abtrag pro Zeit zu gebrauchen.

Die Änderung des Einstrahlwinkels von 60° auf 30° bewirkt eine Verbreiterung und Abflachung der Läsionsgeometrie. Der Grund hierfür ist, dass die Bestrahlungsfläche größer und damit die Leistungsdichte geringer wird.

Unterschiedliche Kombinationen von Einzelimpulsenergie und Repetitionsrate ergaben bei gleicher Gesamtenergie unterschiedliche Ablationsvolumina. Hier zeigten die zunehmenden Einzelpulsenergien einen größeren Einfluss auf den Volumenabtrag als die Repetitionsrate bei der gleichen Leistung.

Durch die Erhöhung der Bestrahlungsfläche von 0,8 mm² auf 5 mm² wurde der Ablationskrater signifikant breiter und flacher. Die Abtragsrate wies dabei eine deutliche Reduktion auf. Besonders bei der Bestrahlungsfläche von 20 mm² kam es nur zu einer oberflächlichen Ablation. Die Ablation ist von der Leistungsdichte abhängig, diese verringert sich um ein vielfaches bei der dargestellten Vergrößerung der Bestrahlungsfläche.

4.2.3. Holmium:YAG-Laser

Emittierend bei einer Wellenlänge von $\lambda=2080$ nm kann durch die relativ hohe Wasserabsorption eine gute Ablation bei gleichzeitig hoher Koagulation erzielt werden. Bei Laserpulsenergien unterhalb der Abtragsschwelle wird nur eine thermische Wirkung erzeugt. Es entsteht eine breite Koagulationszone, die diesem Lasersystem besonders gute Koagulationseigenschaften verleiht [Berl-93].

Unterschiedliche Kombinationen von der Einzelimpulsenergie und der Repetitionsrate ergaben bei gleicher Gesamtenergie unterschiedliche Ablationsvolumina (Abb. 16). Sowohl bei zunehmender Repetitionsrate als auch bei Erhöhung der Einzelpulsenergie wird eine Zunahme der Abtragsrate erzielt.

Zunehmende Einzelpulsenergien zeigten einen größeren Einfluss auf den Volumenabtrag als die Repetitionsrate bei gleicher Leistung. Eine mögliche Erklärung dafür ist, dass bei der steigenden Energie eines Pulses eine größere Tiefenwirkung und höhere Temperatur erzeugt wurde und dadurch ein größerer Abtrag gewährleistet ist.

Der erhöhte Verkohlungsgrad bei der koagulierten Putenmuskulatur lässt sich auf niedrigeren Wassergehalt des schon vorgekochten Gewebes zurückführen. Auch die Tiefe und Breite der abladierten Krater waren bei dieser Gewebesorte höher. Dies kann dadurch erklärt werden, dass durch den reduzierten Wassergehalt die Wärmeleitfähigkeit des Gewebes sinkt und es durch die Wärmesteigerung bei nächstem Laserpuls zur erhöhten Ablation und Karbonisation kommt.

Die Bestrahlung der Rinderleber führte zu einem hohen Abtrag, aber auch zur Reduktion der Koagulationszone im Vergleich mit frischer Putenmuskulatur. Dies ist darauf zurückzuführen, dass Lebergewebe mehr Blut und mehr Pigmente (wie Hämoglobin, Bilirubin) als die Putenmuskulatur beinhaltet. Dies führt zu einer Erhöhung der Absorption des Laserlichts in der Leber. Da mehr Gewebe in diesem Wellenlängenbereich abgetragen wird, ist die Restenergie geringer und somit auch die thermische Wirkung, was zu einer schmaleren Koagulationszone führt.

Das abgetragene Volumen und somit die Tiefe und Breite der Gewebsläsionen war stets kleiner bei der Geschwindigkeitserhöhung auf 5 mm/sec. Der Grund hierfür liegt in der Tatsache, dass die Bestrahlungszeit und damit auch die Gesamtenergie bei gleicher Durchzugsstrecke geringer ist. Bei Bestimmung des Volumenabtrages pro Minute zeigt die erhöhte Geschwindigkeit eine Steigerung der Abtragsrate im Vergleich zur niedrigeren Geschwindigkeit. Folglich ist die 5 mm/sec Geschwindigkeit für einen größeren, aber oberflächlicheren Abtrag pro Zeit nutzbar.

Durch die Verringerung des Einstrahlwinkels auf 30° wurde eine Zunahme der Koagulations- und Ablationsbreite, aber auch eine Reduktion der Koagulations- und der Ablationstiefe festgestellt. In diesem Winkel einfallende Laserstrahlen behalten ihre Richtung im Gewebe, wodurch sich die Länge der Eindringstrecke nicht ändert, aber wegen des flachen Einstrahlwinkels auch die Tiefenwirkung flacher wird. Wegen dem flachen Winkel des Laserstrahls zu der Oberfläche wirkt die thermische Energie vermehrt in den oberflächlichen Schichten, diffundiert seitlich und wirkt in der Tiefe schwächer. Damit lässt sich besonders die größere Koagulationsbreite erklären.

4.2.4. Neodymium:YAG-Laser

Dieser kontinuierlich emittierende Laser wies den geringsten Gewebeabtrag auf. Bedingt durch die geringe Absorption und die starke Lichtstreuung ist es nicht möglich, Gewebe bei mittleren Leistungen (30 Watt) sofort zu verdampfen. Bei niedrigen Laserleistungen kann auch durch lange Bestrahlungszeiten mit dem Nd:YAG-Laser kein Verdampfen erreicht werden. Die Energie zur Temperaturerhöhung wird durch Wärmeleitung in das umgebende Gewebe schnell abgeführt. Ein effektives Schneiden mit den üblichen Fokussierhandstücken tritt erst bei hohen Leistungsdichten mit niedrigen Schnittgeschwindigkeiten auf [Berl-93].

Mit geringer Leistung entsteht nicht ausreichend Wärme, um eine Karbonisation zu induzieren. Entsteht eine Karbonisationsschicht, wird ein Großteil der nachfolgenden Strahlung von dieser Karbonisationsschicht absorbiert und kann nicht weiter in das Gewebe eindringen. Daher ist der Koagulationssaum auf bis zu 1 mm begrenzt. In ähnlicher Weise, wie mit dem Fokussierhandstück, kann die Quarzfasern genutzt werden. Für überwiegend koagulative Verfahren ist eine 600 µm Faser geeignet. Für die mikrochirurgische Kontakt-Vaporisation werden 200 µm Fasern benutzt. Für eine effektive Vaporisation mit einem schmalen Koagulationssaum sollte eine möglichst schmale Faser mit kurzen Expositionszeiten verwendet werden [Berl-94].

Nach Literaturangaben [Berl-94] wird ein effektiver Abtrag erst bei höheren Leistungseinstellungen mit speziellen Fokussierhandstücken oder mit Fasern geringeren Durchmessers erreicht (große Leistungsdichte). Die guten koagulativen Eigenschaften, werden in Non-Kontakt-Verfahren und bei größeren Faserdurchmessern und Leistungen erreicht (geringe Leistungsdichte). Die in dieser Arbeit präsentierten Ergebnisse wurden mit einem Nd:YAG-Laser mit maximaler Leistung von 40 Watt und einer Faser mit 400 µm Durchmesser im Kontaktverfahren durchgeführt. Im Vergleich zu den anderen Lasersystemen, konnten somit nur geringere Gewebeabträge und schmale Koagulationszonen induziert werden.

Unter allen Parametern wies nur die koagulierte Putenmuskulatur eine größere Verkohlung auf, was auf den niedrigeren Wassergehalt des vorgekochten Gewebes zurückgeführt werden kann. Die dadurch erniedrigte Wärmeleitfähigkeit des Gewebes führt zu einer größeren Wärmeentstehung an den Kraterwänden und zur Erhöhung des Karbonisationsgrades.

4.2.5. Diodenlaser DL-940

Die Bestrahlung mit einem Diodenlaser DL-940 führte zu einem oberflächlichen, wannenförmigen Abtrag mit dünner Koagulationsschicht und einer starken Verkohlung.

Wie auch bei Nd:YAG-Laserbestrahlung ist aufgrund der geringen Wasserabsorption bei $\lambda=940$ nm kein großer Abtrag des Gewebes möglich. Die starke Verkohlung und die geringe Koagulationszone resultieren daraus, dass nach der Ablation ein großer Teil der nachfolgenden Strahlung von der Karbonisationsschicht absorbiert wird und diese Zone noch mehr verkohlt. Die Restenergie in Form von Wärme ist zu gering, um eine größere Koagulationszone zu erzeugen.

Wie auch bei Behandlung mit Ho:YAG-Laser führt die Reduktion des Einstrahlwinkels von 60° auf 30° zu einer Breitenerhöhung und Tiefenverminderung der Läsion. Auch bei der Geschwindigkeitssteigerung, wie bei den oben beschriebenen Lasersystemen, wurden die Tiefen und Breiten der Krater vermindert. Das vorkoagulierte Gewebe wies tiefere und engere Krater im Vergleich mit frischer Putenmuskulatur auf.

4.2.6. Diodenlaser DL-830

Mit Licht der Wellenlänge $\lambda=830$ nm konnten ein ähnlicher Abtrag, eine Koagulationsschicht und eine Läsionsform, vergleichbar mit dem Diodenlaser DL-940 erzielt werden. Die Reduktion des Einstrahlwinkels sowie die Steigerung der Geschwindigkeit erzielten vergleichbare Ergebnisse wie nach Applikation des Diodenlasers DL-940. Auch bei diesem Lasersystem wies vorkoaguliertes Gewebe engere und tiefere Ablationskrater auf. Die Bestrahlung von Leber zeigte im Unterschied zu Putenmuskulatur reduzierte Ablationstiefen- und Breiten, aber eine breitere Koagulationsschicht.

4.2.7. Argon-Plasma-Beamer

Die elektrische Energie, die über das ionisierte Argongas kontaktfrei von der Elektrode auf das Gewebe überströmt, wird durch den Gewebewiderstand in Wärmeenergie überführt. Diese Wärme diffundiert in die Tiefe und erzeugt die Koagulation des Gewebes, ohne dass es zur Vaporisation kommt.

Die Steigerung der Geschwindigkeit induzierte eine Reduktion der Koagulationszonen, was sich dadurch erklärt, dass die Summe der Gesamtenergie bei gleicher Durchzugsstrecke

geringer ausfällt. Im Unterschied zu den Lasersystemen konnten bei Winkelreduktion auf 30° gleiche Ergebnisse wie bei dem 60° Winkel beobachtet werden. Der Grund hierfür liegt in der Tatsache, dass elektrische Energie, unabhängig, in welchem Einstrahlwinkel diese auf Gewebe auftrifft, sich immer in Richtung der Elektrode bewegt.

Die reduzierten Koagulationsbreiten- und tiefen bei der Bestrahlung von Leber können auf reduzierte Wärmeleitung dieses Gewebetyps erklärt werden. Aus diesem Grund kam es auch zu stärkerer Karbonisation bei der Leberbestrahlung.

Bei der Erhöhung der Argon-Gas-Fließrate wurde keine größere Koagulation erzielt, so dass eine niedrigere Fließrate aus wirtschaftlichen Gründen zu empfehlen ist. Deutlich größere Gasflussmengen bzw. Strömungsgeschwindigkeiten sind jedoch erforderlich, wenn mit dem Argon-Gas-Strahl Flüssigkeiten von der zu koagulierenden Gewebeoberfläche entfernt werden sollen [Berg-03].

Die Abstandserhöhung der Elektrode zur Gewebeprobe ist mit Tiefenreduktion und Breitensteigerung der Koagulationszonen verbunden. Der Grund hierfür liegt in der Tatsache, dass sich der Argon-Gas-Plasmakanal gering divergent ausbreitet. Somit verteilt sich die gleiche Zahl der Elektronen auf eine größere Oberfläche. Die niedrigere Verkohlung lässt sich auch dadurch erklären.

Der Versuch, mehrmals über die gleiche Strecke zu bestrahlen, zeigte keine wesentliche Veränderung der Koagulationszonen. Das erklärt sich dadurch, dass die vorbestrahlte Koagulationszone durch Wasserentzug für den elektrischen Strom weniger leitfähig ist. Elektrischer Widerstand des Gewebes ist erhöht. Die auf der Gewebsoberfläche entstandene Wärmeenergie führt somit zu starker Verkohlung.

4.3. Vergleich der Gewebsdefekte

Lasersystem	Absorptionskoeffizient von Wasser [cm^{-1}]	Schwellenenergiedichte für Ablation [J/cm^2]
CO ₂	~1000	~20
Er:YAG	~10000	~2
Ho:YAG	~20	~20
Nd:YAG	~1	~200
DL-940	~0,1	~200
DL-830	~0,01	~200

Abb. 49: Absorptionsspektrum des Wassers und Ablationsschwellenenergiedichte aus der Abb. 3 tabellarisch aufgelistet [Berl-89].

4.3.1. Koagulation

Bei Laserbestrahlung entsteht durch die Absorption des Lichtes eine Temperaturerhöhung, die ab ca. 65° C eine Koagulation bewirkt. Diese thermische Veränderung bewirkt eine irreversible Schädigung und trägt zur Gesamtschädigung des Gewebes bei. Die Größe thermischer Randzonen hängt nicht vom Abtragungsprozess, sondern vom Energieeintrag in der Randzone, der Wärmeleitfähigkeit des Gewebes und der Dauer der Wechselwirkung ab. In welchem Maße diese Prozesse zur Koagulation beitragen und wie ihre gegenseitige Beeinflussung ist, ist u.a. von der Laserlichtwellenlänge abhängig. Die Intensität der Laserstrahlen nimmt in der Tiefe exponentiell ab. Die absorbierte Energie führt zur Erwärmung des Gewebes. Es zeigt sich eine umgekehrt proportionale Abhängigkeit der optischen Eindringtiefe vom Absorptionskoeffizienten des Gewebes. Bei den Laserlichtwellenlängen mit niedrigen Absorptionskoeffizienten des Gewebes, wie z.B. beim Nd:YAG-Laserlicht [$\alpha = 4 \text{ cm}^{-1}$], dringen die Laserstrahlen tiefer in das Gewebe ein (optische Eindringtiefe), als die mit hohen Absorptionskoeffizienten, wie z.B. bei CO₂- oder Er:YAG-Laserbestrahlung (siehe Abb. 3 und 49). Zusätzlich zur optisch deponierten Energie wird durch Wärmeleitung die Energie in die Umgebung abgeführt. Für die Reichweite der Wärmeleitung im Gewebe ist neben der Temperaturleitfähigkeit des Gewebes vor allem die Zeit maßgebend, in der die „heißen“ Gebiete mit der „kalten“ Umgebung im direkten Kontakt stehen [Berl-93].

Bei Laserlichtwellenlängen mit großen Absorptionskoeffizienten für Gewebe (siehe Abb.3), wie z.B. beim Er:YAG-Laser [$\alpha > 2700 \text{ cm}^{-1}$], ist die optische Eindringtiefe sehr gering (weniger als 4 μm). Verkürzt man jetzt zusätzlich die Wechselwirkungszeit, was durch die

gepulste Applikationsart bei Er:YAG-Lasersystemen gewährleistet ist (Pulsdauer = 250 μ s), bleibt kaum Restenergie übrig, um eine Koagulationszone zu erzeugen. Das erklärt, warum die Laserlichtbestrahlung mit dem Er:YAG-Laser nur eine mikroskopisch dünne, kaum sichtbare Koagulationszone hervorruft.

Die Lichtwellenlänge des CO₂-Lasers wird vom Gewebe im Vergleich zum Er:YAG-Laser nicht so gut absorbiert und die Ablationsschwellenenergiedichte ist deutlich größer (siehe Abb. 3 und 49). Außerdem ist der Zeitfaktor durch die dauerhafte Applikationsweise signifikant höher. Das erklärt, warum noch genug Restenergie für die Entstehung der Koagulationszone übrig bleibt, trotz guter Gewebsabsorption der Laserstrahlen.

Aus der vorliegenden Untersuchung geht hervor, dass der Ho:YAG-Laser mit der Wellenlänge von 2080 nm eine deutlich breitere und tiefere Koagulation im Vergleich der Lasersysteme erzielt. Der Wasserabsorptionskoeffizient dieser Wellenlänge ist größer als beim Nd:YAG-Laser, jedoch deutlich niedriger im Vergleich zum CO₂- und Er:YAG-Laser (siehe Abb. 3 und 49). Diese Eigenschaft verleiht dem Ho:YAG-Laserlicht gute Koagulationseigenschaften bei gleichzeitig guten Ablationseigenschaften. Die Ablationsschwellenenergiedichte ist im Vergleich mit der Er:YAG-Laserwellenlänge deutlich erhöht (Faktor ca. 10) und der Absorptionskoeffizient deutlich erniedrigt (Faktor ca. 500) Bei den Laserpulsen des Ho:YAG-Lasers verbleibt nach dem Ablationsvorgang viel Laserlichtenergie für die Entstehung der Koagulationszone.

Die Lasersysteme mit großer optischer Eindringtiefe (wie Nd:YAG-Laser und Diodenlaser) zeigten im Kontaktverfahren relativ dünne Koagulationszonen. Der Grund hierfür liegt in der Tatsache, dass ein Teil der Laserstrahlung auch von den verkohlten und somit „angefärbten“ Gewebsschichten absorbiert wird. Entsteht also eine Karbonisationsschicht, wird ein Großteil der nachfolgenden Strahlung von der Karbonisationsschicht absorbiert und kann somit nicht tiefer ins Gewebe eindringen [Berl-94]. Physikalisch gesehen wirkt dann nur die Wärmeleitung. Für die Koagulation mit Nd:YAG-Laserlicht wird das Non-Kontaktverfahren mit geringen Leistungsdichten empfohlen.

Zusammenfassend ergab sich, dass die Kontakt-Applikation vom Ho:YAG-Laserlicht die größten Koagulationszonen im Vergleich zu anderen Lasersystemen induzierte.

Da der Argon-Plasma-Beamer als Elektrokoagulationsgerät keine messbare Bestrahlungsoberfläche aufweist, ist ein Vergleich mit den Lasersystemen nur durch Leistungsvergleich möglich. Hierbei wird deutlich, dass bei der Lichtleistung des Ho:YAG-Lasers mit

vergleichbarer elektrischer Leistung des APC annähernd gleiche Koagulationsvolumina induziert werden.

Aus der Untersuchung wird deutlich, dass das Koagulationspotenzial mit dem APC demjenigen von Dioden-, Er:YAG-, Nd:YAG-, und CO₂-Laser weit überlegen ist.

Der Argon-Plasma-Beamer ist ein reines Koagulationsgerät, das die Koagulationszone nicht durch Lichtenergie (Photonen), sondern durch elektrische Energie (Elektronen) erzeugt. Aufgrund des elektrischen Gewebswiderstandes entsteht eine Temperaturerhöhung, Wärme wird in die Tiefe weitergeleitet (Wärmeleitung) und das Gewebe koaguliert. Wegen seinen sehr guten Koagulationseigenschaften wird der APC bei Stillung großflächiger Blutungen oder aber bei Devitalisierung pathologischer oberflächlicher Gewebeareale genutzt. Die Vorteile gegenüber konventionellen Elektrokoagulationsverfahren liegen darin, dass durch den ionisierten Argon-Gas-Plasmakanal kein Kontakt zum Gewebe nötig ist (aseptisches Arbeiten) und dass sich auch bei großen Abständen (bis 1 cm) die Elektronen in Richtung Plasmakanal ausbreiten. Der Behandlungsnachteil gegenüber Laserlichtkoagulation ist die Tatsache, dass bei herzschwachen Patienten sowie bei Patienten mit angeborenen Herzfehlern oder Herzschrittmachern diese Koagulationsmethode kontraindiziert ist [Berg-03].

4.3.2. Karbonisation

Durch Laserlichtbestrahlung können Temperaturen von 100°C und höher induziert werden. Ab 100°C beginnt das Gewebewasser zu sieden. Als Folge davon werden Zellen zerstört und ein Zusammenziehen der Geweboberfläche ist zu beobachten. Trotz fortgesetzter Laserbestrahlung findet zunächst keine weitere Temperaturerhöhung statt, da die zugeführte Energie als Verdampfungswärme zur Austrocknung des Gewebes verbraucht wird. Erst nach vollständiger Verdampfung des Wassers beginnt die Temperatur im Gewebe wieder zu steigen. Während dieses Prozesses nimmt die Wärmeleitfähigkeit des Gewebes ab. Ab 150°C erfolgt eine Dunkel-Verfärbung des Gewebes bis hin zur Karbonisierung. Das Gewebe wird schwarz, der Absorptionskoeffizient nimmt durch die karbonisierte Oberfläche zu [Gre-01]. Bei der Entstehung einer Karbonisationsschicht wird ein Großteil der Strahlung absorbiert und kann nicht tiefer ins Gewebe eindringen [Berl-94], wirkt sozusagen wie ein „Schild“. Karbonisation geht mit der Verbrennung des Gewebes einher, was sich negativ auf die Wundheilung auswirkt. Durch stärkere Gewebsverbrennungen entstehen auch stärkere Nebenwirkungen bei der Wundheilung mit deutlichen Entzündungszeichen (Rubor, Tumor,

Calor, Dolor). Die schwarz verkohlten Gewebsrückstände sind auch als Kanzerogene zu bewerten. Derartige Prozesse führen zu Narbenbildung [Gre-01].

Die vorliegende Untersuchung belegt, dass mit Dauerstrichlasersystemen höhere Verkohlungsgrade induziert werden als bei gepulsten Laserapplikationssystemen. Das erklärt sich dadurch, dass bei gepulsten Lasern zwischen den Laserpulsen „Bestrahlungspausen“ bestehen, in denen sich das Gewebe abkühlen kann. Im Vergleich der Dauerstrichlasersysteme (z.B. CO₂-Laser mit dem Diodenlaser), oder im Vergleich der gepulsten Lasersystemen (z.B. Er:YAG-Laser mit dem Ho:YAG-Laser), wird deutlich, dass die Systeme, deren Lichtwellenlänge besser vom Gewebe absorbiert wird, niedrigere Karbonisation aufweisen. Durch den erhöhten Absorptionskoeffizienten werden die Laserstrahlen nahezu vollständig vom Gewebe absorbiert, so dass weniger Restenergie für die Koagulation und Verbrennung übrig bleibt. Außerdem werden bei den Laserlichtwellenlängen mit weniger Gewebsabsorption der große Teil der folgenden Laserlichtbestrahlung von der Karbonisationsschicht absorbiert, was zu noch größerer Verkohlung führen würde.

Das Er:YAG-Laserlicht wies auch bei hoher Leistungseinstellung keine Verkohlung auf. Die kurzen Impulse mit hoher Leistungsdichte bewirken eine Photoablation, bei der das Gewebe in einer dünnen Schicht explosionsartig verdampft, ohne Wärmeweiterleitung an das umgebende Gewebe zu bewirken. Eine Karbonisation findet nicht statt.

Der Argon-Plasma-Beamer zeigte im Unterschied zu den Dauerstrichlasersystemen beim Leistungsvergleich deutlich weniger Karbonisation. Das erklärt sich dadurch, dass bei der Laserbestrahlung die Karbonisationszone zusätzlich Laserlicht absorbiert und somit die Verkohlung verstärkt. Da beim Argon-Plasma-Beamer eine Elektronenübertragung stattfindet, kommt es nicht zum selben Phänomen. Die Karbonisation entsteht bei APC-Bestrahlung durch Erhöhung des elektrischen Gewebswiderstands. Die Wärmeleitfähigkeit des Gewebes wird durch Wasserverdampfung geringer, so dass in oberflächlichen Gewebsschichten, besonders bei den hohen Leistungseinstellungen, mehr Karbonisation entsteht.

4.3.3. Ablation

Der Gewebeabtrag durch Laserlicht ist von vielen Faktoren abhängig. Der entscheidende Faktor, der die Laserlichtsysteme so unterschiedlich darstellt, ist die Absorption des Laserlichtes durch verschiedene Gewebemoleküle (Wasser, Hämoglobin, Melanin). Besonders im IR-Spektralbereich spielt der Wasserabsorptionskoeffizient eine große Rolle (siehe Abb. 3 und 49). Als weiterer Faktor muss die Abhängigkeit der Schwellenenergiedichte

von der Wellenlänge genannt werden; es zeigt sich eine umgekehrt proportionale Abhängigkeit der Schwelle vom Absorptionskoeffizienten bzw. eine proportionale Abhängigkeit von der Eindringtiefe der Strahlung. Neben diesen Faktoren ist der Laserlicht-Applikations-Modus gepulst oder dauerhaft von entscheidender Bedeutung. Auch Änderung der Absorption durch bereits abgetragenes Material, oder eine Änderung des Absorptionskoeffizienten durch die hohe Laserintensität beeinflussen den Ablationsverlauf [Berl-93].

CO₂- und Er:YAG-Laserlicht zeigten die größten Ablationswirkungen bei annähernd gleicher Bestrahlungsstärke. Dies liegt insbesondere am Absorptionskoeffizienten für Wasser. Obwohl das Laserlicht der Wellenlänge von 2940 nm einen größeren Wasserabsorptionskoeffizienten als die 10600 nm des CO₂-Lasers aufweist und man somit größere Ablationseigenschaften erwarten würde, ist dies umgekehrt. Der Grund dafür liegt in den unterschiedlichen Betriebsmodi der Laserstrahlung. Die Laserlichtbestrahlung erfolgt bei dem Er:YAG-Laser gepulst, was zur Folge hat, dass sich das Gewebe zwischen den einzelnen Lichtpulsen abkühlen kann und beim nächsten Laserpuls erneut Energie für das Erreichen der Ablationsschwelle verbraucht werden muss. Der CO₂-Laser dagegen ist ein Dauerstrichlaser (cw), wodurch das Gewebe permanent der Laserbestrahlung ausgesetzt ist und bei der Laserstrahlbewegung die benachbarten Gewebeszonen bereits vorgewärmt werden.

Der Ho:YAG-Laser mit der Wellenlänge von $\lambda=2080$ nm wies die besten Ablationseigenschaften unter den lichtwellenleitergestützten Lasersystemen auf. Der Absorptionskoeffizient von Wasser ist bei dieser Lichtwellenlänge deutlich geringer im Vergleich zu Er:YAG- und CO₂-Laserstrahlung, aber auch deutlich größer gegenüber der Lichtwellenlänge, die die beiden Diodenlaser und der Nd:YAG-Laser aussenden. Das erklärt die größeren Ablationszonen des Ho:YAG-Lasersystems im Vergleich mit anderen untersuchten Lichtwellenleitersystemen .

Beide Diodenlaser wiesen ähnliche Ablationseigenschaften auf. Im Leistungsvergleich zeigt der Diodenlaser DL-830 ein geringfügig größeres Ablationsvolumen als Laserlicht des Diodenlasers DL-940. Im Vergleich der Bestrahlungsfläche zeigt jedoch der Diodenlaser DL-940 das geringfügig größere Ablationsvolumen. Dies ist auch zu erwarten, da die Lichtwellenlänge von $\lambda = 940$ nm einen höheren Wasserabsorptionskoeffizienten aufweist als die mit $\lambda = 830$ nm.

Die Versuche mit dem Nd:YAG-Lasersystem mit 1064 nm zeigten im Unterschied zu anderen Systemen wenig Ablationsabtrag. Der Absorptionskoeffizient (α) dieser Wellenlänge [$\alpha = 4$

cm^{-1}] ist im Unterschied zu anderen Lasersystemen sehr niedrig (z.B. bei $\lambda = 2080 \text{ nm}$ [$\alpha = 35 \text{ cm}^{-1}$], $\lambda = 10600 \text{ nm}$ [$\alpha = 600 \text{ cm}^{-1}$], oder $\lambda = 2940 \text{ nm}$ [$\alpha > 2700 \text{ cm}^{-1}$]). Nach Literaturangaben wird ein effektiver Abtrag erst bei höheren Leistungseinstellungen, mit speziellen Fokussierhandstücken oder Fasern schmalere Durchmesser erreicht. Die in dieser Arbeit präsentierten Ergebnisse wurden mit einem Nd:YAG-Lasersystem mit maximaler Leistung von 40 Watt, einer Faser mit 400 μm Durchmesser und im Kontaktverfahren durchgeführt. Damit erklärt sich im Vergleich mit anderen Lasersystemen der geringe Gewebeabtrag.

Zusammenfassend stellt sich heraus, dass unter klinischen Gesichtspunkten sowohl das CO_2 -Laserlicht als auch die Er:YAG-Laserbestrahlung die besten Eigenschaften bei der Gewebeablation aufweisen.

4.3.4. Läsionsformen

In der vorliegenden Untersuchung wurde deutlich, dass in unterschiedlicher Ausprägung zwei prinzipiell verschiedene Läsionsformen beobachtet wurden. CO_2 - und Er:YAG-Laser wiesen durch das fokussierte Laserlicht eine V-förmige Kontur oder einen dreieckförmigen Läsionsquerschnitt auf. Die Quarzglasfasergeleiteten Lasersysteme und der Argon-Plasma-Beamer zeigten wegen divergenter Ausbreitung der Energie einen wannenförmigen, halb-ellipsoiden Läsionsquerschnitt.

Bei den Lasersystemen, deren Lichtstrahlung sehr gut von Gewebe absorbiert wird (Er:YAG- und CO_2 -Laser), bleibt wenig Restenergie für die Koagulation. Deswegen ist die Koagulationszone sehr dünn und der Gesamtquerschnitt entspricht makroskopisch dem Ablationsquerschnitt.

Die breiten Koagulationszonen beim Argon-Plasma-Beamer und dem Ho:YAG-Laser sind durch Wärmediffusion in das Gewebsinnere entstanden und die Wärmeenergie hatte sich innerhalb des Gewebes in alle Richtungen gleichmäßig ausgebreitet. Dadurch entsteht im Querschnitt eine runde, wannenförmige Kontur.

4.4. Klinischer Stellenwert der Messergebnisse

Der Laser gilt im klinischen Alltag als ein geeignetes Instrument, um Weichgewebe ohne Erzeugung von Blutungen abzutragen oder zu koagulieren. Sogar Hartsubstanzen wie Knochen oder Zahnhartsubstanz können mit Hilfe von Laserenergie abgetragen werden. Die

sechs untersuchten Lasersysteme und der Argon-Plasma-Beamer zeigten sehr unterschiedliche Ablation-, Koagulation- und Karbonisationseigenschaften.

Der effektivste Gewebeabtrag mit der höchsten Tiefenwirkung wurde mit dem CO₂-Laserlicht erzielt. Dabei wurde ein relativ enger und tiefer, V-förmiger Kraterquerschnitt produziert. Damit ist seine „Schneideeigenschaft“ unter allen untersuchten Lasertypen am meisten ausgeprägt. Etwas kleinere, aber immer noch sehr effektvolle Ablation zeigte die Er:YAG-Laserbestrahlung. Im Vergleich mit CO₂-Laserlicht wies sie aber breitere und flachere Läsionsquerschnitte auf. Durch die Veränderung des Spotdurchmessers ist bei diesen beiden Spiegelarmoptiksystemen auch oberflächlicher Abtrag möglich, was in der Dermatologie vermehrt ausgenutzt wird (z.B. skin resurfacing). Die quarzglasfasergeleiteten Lasersysteme zeigten im Vergleich zum CO₂- und Er:YAG-Laserlicht unter Kontaktverfahren deutlich weniger Gewebeabtrag. Die Ablationsquerschnitte waren deutlich flacher und in Form einer Wanne. Dabei wies die Ho:YAG-Laserbestrahlung durch bessere Gewebsabsorption seiner Lichtwellenlänge etwas bessere Abtrageigenschaften auf.

Die effektivste Koagulation mit relativ wenig Gewebekarbonisierung bei den untersuchten Lasersystemen zeigte das Ho:YAG-Laserlicht. Seine Koagulationszone ist im Kontaktverfahren allen untersuchten Lasersystemen überlegen, so dass dieses System für Gewebekoagulation empfehlenswert ist. Besonders in Behandlungssituationen, wo Gewebeabtrag in der Kombination mit Gewebekoagulation ohne Blutungsgefahr erwünscht wäre, ist dieses Lasersystem sinnvoll (z.B. bei der Therapie hyperplastischer Nasenmuscheln). Die CO₂- und Er:YAG-Laser dagegen, deren Laserlichtwellenlängen sehr gut von Gewebe absorbiert werden, zeigen eine größere Ablationstiefe als die anderen untersuchten Lasersysteme. Allerdings kann es bei Anwendung dieser zu intraoperativen Blutungen kommen, da das CO₂- und Er:YAG-Laserlicht nur gering ausgeprägte Koagulationseigenschaften aufweisen. Außerdem brauchen diese beiden Lasersysteme ein relativ trockenes, blutungsfreies Operationsgebiet, da ihre Lichtwellenlängen sonst bereits von oberflächlichem Wasser absorbiert werden. Für die blutungsfreie Behandlung wäre eine „Vorkoagulation“ sinnvoll. In diesem Sinne wäre der in dieser Arbeit untersuchte Argon-Plasma-Beamer als „reines Koagulationsgerät“ sehr nützlich. Im Vergleich mit Lasersystemen erzielte er die größten Koagulationszonen mit relativ wenig Gewebeverkohlungen.

5. ZUSAMMENFASSUNG UND SCHLUSSFOLGERUNG

In der Medizin und insbesondere in der Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde finden Lasersysteme derzeit ein breites Anwendungsspektrum und gewinnen neben anderen Operations-Methoden immer mehr an Bedeutung. In der klinischen Routine werden Lasersysteme bereits als alternative Operationsverfahren für unterschiedliche Indikationen eingesetzt. Da die quantitativen Ergebnisse des einzelnen Lasersystems in der Literatur selten angegeben werden, war das Ziel dieser Studie, die häufig eingesetzten Lasersysteme an einem standardisierten In-vitro-Modell vergleichend zu untersuchen und die entstandenen Gewebewechselwirkungen quantitativ zu analysieren.

Als Experimentiermaterial diente frische und gekochte Putenmuskulatur sowie Rinderleber. Auf einem verstellbaren Stativ wurden die Lichtwellenleiter bzw. die Spiegelarmoptiken an einen Schrittmotor befestigt, der sich mit definierter Geschwindigkeit unter Kontakt über das Gewebe bewegte. Variierbare Parameter waren Leistung, Durchzugsgeschwindigkeit sowie der Winkel zwischen Laserstrahl und Behandlungsobjekt.

Gemessen wurden die Ablations- und Koagulationseigenschaften sowie der Volumenabtrag vom Gewebe. Zusätzlich erfolgte die Beschreibung der Läsionsformen und Bestimmung des Karbonisationsgrades. Neben den untersuchten Lasersystemen (CO₂-, Er:YAG-, Ho:YAG-, Nd:YAG- und Diodenlaser) wurde auch die Koagulationseigenschaft des Argon-Plasma-Beamers genauer betrachtet.

Das CO₂-Laserlicht mit einem sehr hohen Wasserabsorptionskoeffizienten wies den effektivsten Gewebeabtrag auf. Bei einer Maximalleistung von 20 Watt bewirkte die Behandlung mit CO₂-Laserlicht Gewebekrater von bis zu 5,2 mm Tiefe. Dabei wurde ein relativ enger und tiefer, V-förmiger Kraterquerschnitt erzielt. Seine „Schneideeigenschaft“ für Weichgewebe ist damit unter allen untersuchten Lasersystemen am stärksten ausgeprägt. Das Ausmaß der Abtragung lässt sich optisch kontrollieren, da sich nur ein schmaler Koagulationssaum anschließt. Eine auftretende Blutung führt zur Abschwächung der Laserwirkung. Desweiteren treten Schwierigkeiten bei der Blutstillung auf, da nur gering ausgeprägte Koagulationseigenschaften bestehen. Der CO₂- und Er:YAG-Laser können nur mit einer technisch aufwendigen Spiegelarmoptik betrieben werden, da eine Weiterleitung mittels einer nicht-toxischen flexiblen Faser derzeit nicht möglich ist. Der Wasseranteil in herkömmlichem Fasermaterial ist zu hoch, sodass es zu einer starken Absorption des

Laserlichts kommt. Durch Veränderung des Spotdurchmessers oder durch Scanner-Techniken ist mit der CO₂-Laserbestrahlung eine oberflächliche Gewebeabtragung möglich.

Das Er:YAG-Laserlicht wies durch eine starke Wasserabsorption gute Ablationseigenschaften auf. Diese starke Absorption ist Voraussetzung für die Abtragung mit geringer thermischer Randzone. Der dabei entstandene Krater zeigte im Querschnitt eine dreieckige Form und die Ränder wiesen bei allen gewählten Parametern keine nennenswerte Karbonisation auf. Sind im Laserlichtareal Blutgefäße vorhanden, kann es zu Blutungen kommen. Ursache dafür ist die geringe Koagulationswirkung bei dieser Wellenlänge. Auch andere weiche sowie harte Gewebsstrukturen können in der Tiefe verletzt werden.

Das gepulste Ho:YAG-Laserlicht wies unter den quarzglasfasergeleiteten Lasersystemen den größten Abtrag auf. Dieses Lasersystem zeigte die effektivste Koagulation mit geringer Karbonisation. Die Koagulationseigenschaft ist auch im Kontaktverfahren im Vergleich zu den untersuchten Lasersystemen erhöht, so dass sich diese Strahlung für Gewebskoagulationen eignet. Die Option, gleichzeitig Ablation und Koagulation zu induzieren, ermöglicht es insbesondere im endonasalen Bereich präzise, mit minimaler Karbonisation und guter Hämostase zu arbeiten.

Das Nd:YAG-Laserlicht wies den geringsten Gewebeabtrag und auch nur eine geringe Koagulationszonen auf. Gemäß der Literatur wird eine effektive Gewebeabtragung, was durch eine geringe Laserlichtabsorption bedingt ist, erst bei höheren Leistungen (ab 50 Watt) mit speziellen Fokussierhandstücken oder mit Fasern geringeren Durchmessers erreicht. Die guten Koagulationseigenschaften werden im Non-Kontakt-Verfahren und bei größeren Faserdurchmessern sowie Leistungen erreicht.

Die beiden Diodenlaser (DL-940 und DL-830) unterschieden sich in den koagulierenden und auch schneidenden Eigenschaften nicht wesentlich voneinander. Das Diodenlaserlicht wirkt aufgrund der geringeren optischen Eindringtiefe effizienter als die Nd:YAG-Laserbestrahlung und erzeugt einen breiteren Koagulationsbereich. In dieser Studie wurde ein hohes Potenzial an Karbonisation für die Diodenlaser festgestellt, was in der klinischen Applikation zu vermeiden ist.

Die Koagulation mittels Argon-Plasma-Beamer wurde in dieser Arbeit als Vergleich zu den Lasersystemen verwendet. Dieses Elektrokoagulationsgerät erzeugt eine ausreichende Koagulation mit nur geringem Auftreten von Gewebeverkohlungen. Im Vergleich mit den Lasersystemen zeigte der Argon-Plasma-Beamer keine ablativen Effekte. Aufgrund der Bestrahlungsfläche und der divergenten Stromverteilung innerhalb des Gewebes entsteht die thermische Schädigung nur in den oberflächlichen Gewebeschichten. Tiefere

Gewebeschichten werden nicht behandelt. Aufgrund dessen wird der Argon-Plasma-Beamer insbesondere oberflächlich bei Stillung großflächiger Blutungen oder z.B. zur Devitalisierung pathologischer Gewebe eingesetzt.

Techniken zur Gewebsablation und Gewebskoagulation sind noch relativ jung und wurden in vergleichenden Studien bisher nur wenig beschrieben. Umfassende Studien unter identischen Bedingungen und vergleichbaren Geräte-Parametern liegen zu diesem Themenkomplex bisher nicht vor. Dies trifft insbesondere auf experimentelle nicht-klinische Arbeiten zu. Die gefundenen Literaturangaben beziehen sich häufig auf rein klinische Arbeiten. Bei vielen Ergebnissen fehlen dabei die Angaben über die Applikationsart, Spotdurchmesser, Läsionsbreiten- und tiefen oder Leistungseinstellung, so dass schwer nachzuvollziehen ist, ob diese vergleichenden Studien überhaupt unter reproduzierbaren Bedingungen durchgeführt worden sind.

Zusammenfassend zeigt die vorliegende Untersuchung, dass durch verschiedene Laserlichtwellenlängen und Applikationsformen unterschiedliche Ablations-, Koagulations- und Karbonisationseigenschaften zu beobachten sind. Der Effekt der Wechselwirkung des Laserlichtes mit Gewebe ändert sich dramatisch, wenn von einer Nicht-Kontakt- in eine Kontakt-Applikation übergegangen wird.

Sowohl die Kenntnisse der Wechselwirkung des Lichtes mit Gewebe für unterschiedliche Laserwellenlängen als auch bei deren spezifischen Betriebsmodi sind von dem geschulten Arzt zu beachten, um den Einsatz des Instrumentes Laser optimal für die klinische Indikation zu wählen. Zusätzlich kommt die Erfahrung und die ständige Fortbildung auf diesem Gebiet für die erfolgreiche Nutzung lasergestützter Intervention für den Benefiz des Patienten in der klinischen Routine eine zentrale Bedeutung zu.

6. LITERATURVERZEICHNIS

- [**Alb-81**] Alberti P.W.: The complications of CO₂ laser surgery in otolaryngology. Acta Otolaryngology Stockh 1981; 91: 375-381
- [**Ame-87**] Amedee R.G., Routman M.H.: Methods and complications of rhinophyma excision. Laryngoscope 1987; 97: 1316-1318
- [**And-90**] Andre P., Chauvandra J., Damia E., Guillaume J.C., Avril M.F. : Lasers in dermatology. Ann Dermatol Venerol 1990; 117: 377-395
- [**Apf-87**] Apfelberg D.B., Maser M.R., Lash H., White D.N., Cosman B.: Superpuls CO₂ laser treatment of facial syringomata. Lasers Surg Med 1987; 7: 533-537
- [**Aro-89**] Aronoff B.L.: Lasers in cutaneous disease. Semin Surg Oncol 1989; 5; 57-60
- [**Bai-87**] Bailin P.L., Ratz J.L., Wheeland R.G.: Laser therapy of the skin. A review of principles and applications. Dermatol Clin 1987; 5: 259-285
- [**Ban-86**] Bandieramonte G., Chiesa F., Lupi M., Di-Pietro S.: The use of laser in microsurgical oncology: indication techniques and results of 5-year experience. Microsurgery 1986; 7: 95-101
- [**Berg-98**] Bergler, W. et al.: Die Argon-Plasma-Koagulation in der Behandlung von hereditären hämorrhagischen Teleangiectasien der Nasenschleimhaut. HNO 46 (1998); 826-830
- [**Berg-03**] Bergler, W.: Argon plasma coagulation surgery in otorhinolaryngology. Department of Otorhinolaryngology, Surg Technol Int. 2003, 11:79-84.
- [**Buc-89**] Buchanan R.B., Carruth J.A., McKenzie A., Williams S.R.: Photodynamic therapy in the treatment of malignant tumors of the skin and head and neck. Eur L Surg Oncol 1989; 15: 400-406

- [Car-82]** Carruth J.A.: Resection of the tongue with CO₂ laser. J Laryngol Otol 1982; 96: 529-543
- [Cro-89]** Crockett D.M., Strasnick B.: Lasers in pediatric otolaryngology. Otolaryngol Clin North Am 1989; 78: 607-619
- [Eas-86]** Eastern J.S.: Lasers in private dermatologic practice. Cutis 1986; 37: 293-299
- [Fit-94]** Fitzpatrick R.E., Goldman M.P.: Cutaneous laser surgery, Mosby 1994; 198-258
- [Gle-95]** Gleich L.L., Rebeiz E.E., Pankratov M.M., Shapshay S.M.: The Ho-YAG laser-assisted otolaryngologic procedures. Arch Otolaryngol Head Neck Surg 1995; 121: 1162-1166
- [Has-88]** Hassard A.D.: CO₂ laser treatment of acne rosacea and rhinophima: how I do it. J Otolaryngology 1988; 17: 336-337
- [Jan-01]:** Janda P.: Ho:YAG-Laseranwendung zur Behandlung der Nasenmuschelhyperplasie. Medizinische Doktorarbeit an der Ludwig-Maximilians-Universität München, 2001
- [Lan-88]** Landthaler M., Haina. D, Hohenleutner, U., et al: Der CO₂-Laser in der Dermatologie: Anwendung und Indikation. Hautarzt 39, 1988; 189-204
- [Len-77]** Lenz H., Eichler J., Knof J., Salk J., Schafer G.: Endonasales Ar-Laser-Strahlführungssystem und erste klinische Anwendungen bei der Rhinopathia vasomotorica. Laryngol Rhinol Otol 1977; 56: 749-755
- [Lip-96]** Lippert B.M., Werner J.A.: Nd:YAG laser light-induced reduction of nasal turbinates. Laryngorhinootologie 1996; 75: 523-528
- [Met-96]** Metson R.: Ho-YAG-laser endoscopic sinus surgery: a randomized, controlled study, Laryngoscope 1996, 106: 1-17

- [Olb-93]** Olbricht S.M.: Use of the carbon dioxide laser in dermatology surgery. *J Derm Surg Oncology*. 19 1993; 364-369
- [Osw-92]** Oswal V.H., Bingham B.J.G.: A pilot study of the Holmium YAG laser in nasal turbinate and tonsil surgery. *J Clin Laser Med Surg* 1992; 10: 211-216
- [Roe-87]** Roenigk R.K.: CO₂ laser vaporisation for treatment of rhinophyma. *Mayo Clin Proc* 1987; 62: 676-680
- [Sac-84]** Sacchini V., Lovo G.F., Arioli N., Nava M., Bandieramonte G.: CO₂ laser in scalp tumor surgery. *Lasers Surg Med* 1984; 4: 261-268
- [Sha-91]** Shapshay S.M., Rebeiz E.E., Bohigian R.K.: Holmium: Yttrium Aluminium Garnet laser-assisted endoscopic sinus surgery: clinical experience. *Laryngoscope* 1991; 101: 142-149
- [Sha-92]** Shapshay S.M., Rebeiz E.E., Pankratov M.M.: Holmium: Yttrium Aluminium Garnet laser-assisted endoscopic sinus surgery: clinical experience. *Laryngoscope* 1992; 102: 1177-1180
- [Sim-82]** Simpson G.T., Shapshay S.M., Vaughn C.W., Strong M.S.: Rhinologic surgery with the CO₂ laser. *Laryngoscope* 1982; 92: 412-415
- [Wer-92]** Werner J.A., Rudert H.: Der Einsatz des Nd-YAG-Lasers in der Hals-, Nasen-, Ohrenheilkunde. *HNO* 1992; 40: 248-258
- [Woo-93]** Woog J.J., Metson R., Pulifato C.A.: Holmium:YAG endonasal laser dacryocystorhinostomy. *Am J Ophthal* 1993; 116: 1-10

Bücher:

- [Ban-89]** Banhidly F., Kasler M.: Fortschritte der Onkologie: The use of lasers in otorhinology and head and neck surgery. Akademik Verlag, Berlin, 1989

- [Berl-89]** Berlien H.P., Fuchs B., Müller G., Philipp C.: Angewandte Lasermedizin. Ecomed Verlagsgesellschaft, Landsberg, 1989
- [Berl-93]** Berlien H.P., Fuchs B., Müller G., Philipp C.: Angewandte Lasermedizin. Ecomed Verlagsgesellschaft, Landsberg, 1993
- [Berl-94]** Berlien H.P., Fuchs B., Müller G., Philipp C.: Angewandte Lasermedizin. Ecomed Verlagsgesellschaft, Landsberg, 1994
- [Berl-97]** Berlien H.P., Fuchs B., Müller G., Philipp C.: Angewandte Lasermedizin. Ecomed Verlagsgesellschaft, Landsberg, 1997
- [BGV B2]** Berufsgenossenschaft der Feinmechanik und Elektrotechnik: Unfallverhütungsvorschriften bei Laserstrahlung, 1997
- [Bro-76]** Bronstein I, Semendjajew K Taschenbuch der Mathematik. Harri Deutsch Verlag, Zürich-Frankfurt (1976) 16. Auflage, S 336
- [Dav-90]** Davis R.K.: Laser in otolaryngology- head and neck surgery. WB Saunders Company, 1990
- [Din-81]** Dinstl K., Fischer P.L.: Der Laser: Grundlagen und klinische Anwendung. Springer Verlag, Berlin, 1981
- [Dov-90]** Dover J.S., Arndt K.A., Geronemus R.G. et al: Illustrated cutaneous laser surgery. Appleton & Lange, 1990
- [Eic-81]** Eichler J: Laser- und Strahlenschutz. Vieweg Verlag, 1981
- [Eic-91]** Eichler J., Seiler T.: Lasertechnik in der Medizin. Springer Verlag, Berlin, 1991
- [Fey-95]** Feyh J: Endoscopic surgery of the nose and paranasal sinuses with the aid of the Ho:YAG laser. Adv Otorhinolaryngol, Karger, Basel, 1995

- [Gol-81]** Goldman L.: The biomedical laser: technology and clinical applications. Springer Verlag, Berlin, 1981
- [Gre-01]** Grevers G., Baumgartner R., Leunig A Laser im Kopf-Hals-Bereich. Springer Verlag, Berlin-Hamburg, 2001
- [Gros-85]** Grossenbacher R.: Aktuelle Otorhinolaryngologie. Georg Thieme Verlag, Stuttgart, New York, 1985
- [Kre-89]** Kreutzig T.: Biochemie. Jungjohann Verlagsgesellschaft Neckarsulm, Stuttgart, 1989
- [Len-80]** Lenz H. (edits by Köbner H.K.): Endonasal surgery: Lasers in Medicine. Wiley & Sons, 1980; Ltd; 63
- [Mar-96]** Markolf H. Niemz : Laser-Tissue interactions. Springer Verlag, Berlin-Heidelberg-New York, 1996
- [Osw-88]** Oswal V. et al: The CO₂ laser in otolaryngology and head and neck surgery. Wright London, 1988
- [Rös-98]** Rösler P.: Entwicklung eines Lichtwellenleiter-Applikationsbesteckes. Diplomarbeit, Laser-Forschungslabor, Klinikum Großhadern, 1998
- [SPSS]** SPSS for statistical analysis. SPSS, Inc. Chicago: SPSS, Inc. 2000
- [Sch-90]** Schwenzer N., Grimm G.: Spezielle Chirurgie. Band 2, Georg Thieme Verlag, Stuttgart, New York, 1990
- [Ste-02]** Steiner W.: Laser in der Otorhinolaryngologie, Kopf und Halschirurgie. Verlag Endo-Press, Tuttlingen, 2002
- [Whe-88]** Wheeland R.G.: Lasers in skin disease. Georg Thieme Verlag, 1988

7. DANKSAGUNG

An dieser Stelle möchte ich all denjenigen Dank aussprechen, die zum Gelingen dieser Arbeit beigetragen haben. Hierbei gilt mein besonderer Dank

meinem Doktorvater Priv.-Doz. Dr. Andreas Leunig für die Überlassung des Themas in der Lasermedizin. Seine freundliche Betreuung und fachliche Kompetenz halfen mir sehr bei der Abfassung dieser Dissertation.

meinem Betreuer Herrn Dr. Ronald Sroka, der mir mit seiner konstruktiven Kritik und Geduld im gesamten Zeitraum dieser Arbeit zur Seite stand. Seinem Fleiß und motiviertem Engagement habe ich es zu verdanken, dass die Fertigstellung dieser Dissertation möglich wurde.

Herrn Dr. Philip Janda für die freundliche Unterstützung und Mitarbeit an der gemeinsamen Publikation (teils auch aus dieser Arbeit), für seine Motivation und positive Ausstrahlung.

Herrn Dr. Reinhold Baumgartner, der mir die Nutzung der Einrichtungen und Gerätschaften des Laser-Forschungslabors zur Verfügung gestellt hat.

allen Mitarbeitern des LFL, die mich freundlich aufgenommen haben und mir durch anregende Diskussionsthemen und technische Hilfestellung weiterhalfen.

Der herzlichste Dank gilt jedoch meiner Ehefrau Tamara, die mich zu jeder Zeit unterstützte und motivierte und somit der Entstehung dieser Arbeit behilflich war.

8. LEBENSLAUF

Persönliche Angaben:

Name: Mundweil
Vorname: Boris
Geburtsdatum: 03.12.1972
Geburtsort: Osijek/Kroatien
Familienstand: verheiratet seit 27.10.2000
Ehefrau: Mundweil Tamara (Zahnärztin)

Familie:

Eltern: Dipl. Ing. Mirjana Mundweil
Dipl. Ing. Vladimir Mundweil
Geschwister: Darko Mundweil (Rechtsanwalt)
Joseph Mundweil (Student)

Schulischer und beruflicher Werdegang:

1979-1987 Grundschule Bratja Ribar/Osijek
1987-1991 Poljoprivredni Skolski Centar/Osijek (Abitur als Tierarzttechniker)
06.1991 Humanmedizinstudium in Osijek (abgebrochen aufgrund des Krieges)
1992-1994 Chemielaborant bei Stahlgruber/Poing
1995-1996 United Nations/Zagreb (Mail & Pouch-office)
06.1995 Goethe Institut/Zagreb (deutsche Mittelstufenprüfung)
05.1996-02.2002 Zahnmedizinstudium an der Ludwig-Maximilians-Universität München
WS 2001/2002 Staatsexamen
04.2002-09.2002 Zahnärztliche Tätigkeit bei Dr. Georg Neudert in Unterschleißheim
11.2002-04.2003 Zahnärztliche Tätigkeit bei Dr. Steuber Ivana in Oberschleißheim
Seit 05.2003 Zahnärztliche Tätigkeit bei Dr. Thomas Oppenberg in München