Aus der Klinik für Hals-, Nasen-, Ohrenheilkunde und Kopf- Halschirurgie der Medizinischen Fakultät Charité – Universitätsmedizin Berlin

DISSERTATION

Parameteroptimierung zur Resektion von Septumknochen mit dem CO₂-Laser am Tiermodell Schaf

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

vorgelegt der Medizinischen Fakultät Charité – Universitätsmedizin Berlin

von

Isabelle Hamburger aus München

Gutachter: 1. Priv.- Doz. Dr. med. M. Hopf

2. Priv.- Doz. Dr. med. H. Olze

3. Prof. Dr. med. P. Ambrosch

Datum der Promotion: 20.11.2009

Erklärung

"Ich, Isabelle Hamburger erkläre, dass ich die vorgelegte Dissertation mit dem Thema: "Parameteroptimierung zur Resektion von Septumknochen mit dem CO₂-Laser am Tiermodell Schaf" selbst verfasst und keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel benutzt, ohne die (unzulässige) Hilfe Dritter verfasst und auch in Teilen keine Kopien anderer Arbeiten dargestellt habe."

Datum 15.09.2009

Gewidmet meiner Tochter Lysanne Marie und meinen geliebten Eltern

Inhaltsverzeichnis

Кар.	Seite
Erklärung	.3
1. Einleitung	.1
2. Literaturübersicht	.2
2.1 Makroskopische Anatomie und Histomorphologie des menschlichen Nasenseptums	.2
2.1.1 Knöcherner Anteil	.2
2.1.2 Knorpeliger Anteil	.3
2.1.3 Epithel	.4
2.1.4 Arterielle und venöse Versorgung	.5
2.1.5 Nervale Versorgung	.7
2.2 Septumresektion	.9
2.2.1 Indikationen	.9
2.2.2 Komplikationen und Nebenwirkungen	.9
2.2.2.1 Konventionelle Septumchirurgie	.9
2.2.2.2 Laserbehandlung1	10
2.3 Auswirkungen der durch die Nasenatmungsbehinderung bedingten habituellen Mund	atmung
auf das dentogene System1	10
2.4 Grundlagen der Lasertechnologie1	1
2.4.1 Physikalische Eigenschaften der Laserstrahlung1	1
2.4.2 Lasersysteme1	1
2.4.2.1 Argon-Laser	12
2.4.2.2 KTP-Laser	12
2.4.2.3 Dioden-Laser	13
2.4.2.4 Nd:YAG-Laser1	13
2.4.2.5 Ho:YAG-Laser1	13
2.4.2.6 Er:YAG-Laser1	4
2.4.2.7 CO2-Laser	14
2.4.3 Auswirkung der Gewebeeigenschaften1	15
2.4.3.1 Optische Gewebeeigenschaften	15

2.4.3.2 Thermische Gewebeeigenschaften	17
2.4.4 Wirkungsmechanismen	17
2.4.4.1 Photochemische Effekte	18
2.4.4.2 Photothermische Effekte	19
2.4.4.3 Nichtlineare Effekte	21
2.5 Stand der Forschung über die Anwendbarkeit des CO2-Lasers im Nasenber	eich24
2.5.1 Nasenmuschelreduktion	25
2.5.2 Septumchirurgie	25
2.5.3 Choanalatresie	26
2.5.4 Benigne Tumoren	26
2.5.5 Synechien	26
2.5.6 Extranasale Laseranwendungen	
3. Material und Methoden	
3.1 Versuchstiere	
3.2 Präparation	
3.3 Laserbestrahlung	
3.3.1 Allgemeine Versuchsdurchführung	
3.3.2 Vorversuche	29
3.3.3 Eigentliche Versuchsreihe	30
3.4 Optische Untersuchung und Analyse	
3.5 Mikroskopische/histologische Untersuchung und Analyse	31
4. Ergebnisse	32
4.1 Makroskopisches Bild	
4.2 Lichtmikroskopische Auswertung	
4.3 Darstellung der Messparameter	35
5. Diskussion	45
5.1 Ziel der Studie	45
5.2 Methodendiskussion	45
5.3 Ablation von Knochengewebe	47
5.4 Thermische Schädigung	52
5.5 Schlussfolgerungen	53
5.6 Ausblick	55

6. Zusammenfassung	56
7. Literaturverzeichnis	57
8. Verzeichnis der Abbildungen	67
9. Verzeichnis der Tabellen	69
10. Tabellenanhang	70
11. Danksagung	72
12. Lebenslauf	73

1. Einleitung

Septumdeviationen, also die Abweichung der Nasenscheidewand von der Mittellinie, sind mit 90 % derart häufig, dass sie schon als normal anzusehen sind. Erst eine schwerere Deviation, die oft mit einer Hyperplasie der Nasenmuscheln verbunden ist, führt zu einer (meist einseitigen) Behinderung der Nasenatmung. In diesem Fall bietet sich eine chirurgische Korrektur an. Es besteht ein klarer Trend hin zur minimal invasiven Chirurgie, die sich durch endoskopische Verfahren realisieren lässt. CO₂-Laser für die Mikrochirurgie des Larynx wurden bereits Anfang der 70er Jahre eingeführt. Für rhinologische Anwendungen sollten Laser eine Reihe von Voraussetzungen erfüllen, u. a. sollte das umgebende Gewebe möglichst wenig thermisch geschädigt werden.

Das Ziel der vorliegenden experimentellen Arbeit lag darin, die Parameter Leistung und Zeit bei CO₂-Lasern so zu optimieren, dass im Verhältnis zum Gewebeabtrag (Vaporisationsvolumen) eine möglichst geringe thermische Schädigung (Koagulationsvolumen) entsteht.

2. Literaturübersicht

2.1 Makroskopische Anatomie und Histomorphologie des menschlichen Nasenseptums

2.1.1 Knöcherner Anteil

Die rechte und die linke Nasenhöhle, Cavitas nasi, sind durch die Nasenscheidewand, Septum nasi, getrennt. Am Septum nasi, das demzufolge die mediale Wand bildet, unterscheidet man an knöchernen Anteilen die Lamina perpendicularis des Os ethmoidale, sie setzt die Crista galli unterhalb der Siebplatte fort und befindet sich im hinteren oberen Teil. Das Vomer liegt im hinteren unteren Bereich. Zusammen werden sie als Septum nasi osseum bezeichnet. Die Lamina perpendicularis steht selten in der Medianebene, meist weicht sie nach der einen oder anderen Seite ab. Vervollständigt wird der knöcherne Wandteil im oberen Anteil durch die schmale Fläche der Crista sphenoidale und des Rostrum sphenoidale. Im unteren Teil durch die Seitenfläche der Crista nasalis der Maxilla und des Gaumenbeins. In diesem Bereich ist auch die Sutura vomeromaxillaris zu finden.

Die Knochen der Nasenscheidewand zählen zu den platten Knochen und werden lediglich aus einer einheitlichen Knochenschicht gebildet, die keinen spongiösen Knochen einschließen. Periost bedeckt den Großteil der Knochenoberfläche, fehlt jedoch in den Bereichen, an denen Knorpel dem Knochen anliegt.



Abb. 1: Nasenscheidewand, Septum nasi osseum, mit angrenzenden Schädelknochen, Paramedianschnitt (R.Putz und R.Pabst, 2004),

2.1.2 Knorpeliger Anteil

Die Nasenscheidewand besteht in ihrem vorderen Anteil aus einer etwa vierseitigen hyalinen Knorpelplatte (Cartilago septi nasi). Diese dringt mit einem schmalen Streifen (Processus posterior sphenoidalis) nach hinten oben zwischen Lamina perpendicularis und Vomer vor. In manchen Fällen kann als Relikt ein kleiner Knorpelstreifen (Cartilago vomeronasalis), parallel zum Unterrand des Scheidewandknorpels, hinter der Spina nasalis anterior der Maxilla, persistieren. Häufig ist sogar zu beobachten, dass die knorpelige Scheidewand gegen die Nasenspitze hin membranös wird, was zu einer erhöhten Beweglichkeit der Nasenspitze führt.

Überzogen wird die gesamte Knorpeloberfläche von dichtem Bindegewebe, dem Perichondrium.

2.1.3 Epithel

Wie in der gesamten Nasenhöhle so ist auch die Schleimhaut im Bereich des Septum nasi nicht einheitlich gestaltet. Man unterscheidet die Schleimhäute der

- a; Regio cutanea
- b; Regio respiratoria
- c; Regio olfactoria

Als *Regio cutanea* wird der größte Bereich des Vestibulum nasi bezeichnet und ist nach lateral durch eine Epithelleiste (Limen nasi) begrenzt. Es entspricht in etwa der Ausdehnung der Nasenflügel und ist ein mit dem Finger zugängliches Gebiet, das auch den vorderen, knorpeligen Teil des Septums mit einschließt. Entsprechend der erhöhten mechanischen Beanspruchung in diesem Teil ist die Regio cutanea mit einem verhornten Plattenepithel ausgekleidet. Die äußere Haut setzt sich ein Stück weit in das Vestibulum fort und enthält hier Schweiß- und Talgdrüsen, die den Vorhof geschmeidig halten. Weiter findet sich dort eine besondere Art von Haaren, Vibrissae, in deren Umgebung zahlreiche, bereits oben erwähnte, Talg- und apokrine Knäuldrüsen (Glandulae vestibularis nasi) liegen.

Größere Partikel der Atemluft werden durch die Vibrissae abgefiltert und dienen damit als Schutzgitter.

Im dorsaleren Teil des Vestibulums verliert das Epithel des Septums dann allmählich seine Keratinschicht, geht in ein mehrreihiges hochprismatisches und letztendlich in das typische respiratorische Epithel der *Regio respiratoria* über. Dieses mehrreihige Zylinderepithel mit Flimmerbesatz bedeckt das komplette Septum, ausgenommen einem kleinen Abschnitt gegenüber der oberen Nasenmuschel. Der Flimmerschlag des Epithels ist pharynxwärts gerichtet, wodurch haftengebliebene Luftpartikel zum Schlucken nach hinten in den Nasopharynx befördert werden. Das Epithel besitzt eine auffallend dicke Basalmembran und eine Lamina propria, die dem Knochen und Knorpel fest anliegt. Die Schleimhaut ist gegenüber dem Knochen bzw. Knorpel nicht verschieblich, da eine Submukosa fehlt. Im Epithel eingebettet liegen zahlreiche Becherzellen, in der Lamina propria seromuköse Glandulae nasales, deren Ausführungsgänge auf der Epitheloberfläche münden. Das durch sie produzierte dünnflüssige, schleimhaltige Sekret überzieht die Schleimhaut und bewirkt ein Festhalten von Staub- und Luftpartikeln. Die auch als Riechschleimhaut bezeichnete *Regio olfactoria* nimmt beim Menschen einen etwa 5 cm großes Areal ein. Sie besteht aus pigmentiertem (bräunliche Färbung), mehrreihigen, hochprismatischem Epithel mit drei den unterschiedlichen Zelltypen Stützzellen, Basalzellen und Sinneszellen.

Stützzellen reichen von der Basallamina bis zur Oberfläche, sie sind apikal breit und zylindrisch, basal schmal und können sezernieren, außerdem weisen sie an ihrer freien Oberfläche Mikrovilli auf. An der Oberfläche bilden sie mit den Sinneszellen ein gut entwickeltes Schlussleistennetz. Auch haben sie rötlich-braune Pigmente, die der Regio olfactoria die typische Farbe verleihen.

Basalzellen liegen einschichtig an der Basis des Epithels, sie können klein, rund oder kegelförmig sein. Sie werden auch als Ersatz- oder Vorläuferzellen bezeichnet, da sie vermutlich dem Ersatz von Stützzellen dienen.

Eingebettet zwischen Stütz- und Basalzellen liegen die Sinneszellen, hierbei handelt es sich um bipolare Rezeptor- bzw. Nervenzellen. Die Spitzen der Riechzellen sind zu Riechkolben erweitert und ragen etwas über die Epitheloberfläche hinaus. Sie besitzen zur Oberflächenvergrößerung, parallel orientierte Zilien (Riechhärchen). Diese sind lang und passiv beweglich. Die Oberfläche der Zilien wiederum ist mit zahlreichen Duftrezeptoren bestückt, wobei jeder Rezeptor auf mehrere Stoffe anspricht, so dass der Mensch etwa 1000 verschiedene Stoffe wahrnehmen kann. Basal gehen aus den Sinneszellen marklose Nervenfasern hervor, die in den Fila olfactoria durch Schwann-Zellen zu Bündeln zusammengefasst werden. Da Riechzellen ihre Erregung praktisch "selbst" zum ZNS leiten, werden sie auch als primäre Sinneszellen bezeichnet.

In der Lamina propria kommen tubulo-alveoläre Drüsen (Bowman-Drüsen), die seröses Sekret produzieren, die Ausführungsgänge münden an der Oberfläche der Regio olfactoria. Für die Aufnahme von Gerüchen ist der Schleim von großer Bedeutung, da sich die Riechstoffe hierin lösen und dadurch mit den Riechhärchen in Kontakt kommen, wodurch eine Erregung bzw. Rezeptorpotential ausgelöst wird.

2.1.4 Arterielle und venöse Versorgung

Die arterielle Versorgung des Septum nasi erfolgt im Wesentlichen durch zwei Arterien. Im vorderen Teil durch die Arteria opthalmica und im hinteren Teil durch die Arteria maxillaris. Die A. opthalmica ist ein Ast der A. carotis interna, sie liegt in der Orbita und gibt von dort aus einzelne Endäste zur Versorgung der Nasenhöhle ab. Für die Nasenscheidewand ist die A. ethmoidalis anterior ausschlaggebend, sie zweigt sich in der Orbita von der A. opthalmica ab, zieht zusammen mit dem gleichnamigen Nerven durch das Foramen ethmoidale anterius des Siebbeins in die vordere Schädelgrube. Von dort gelangt sie über das Dach der Nasenhöhle, die Siebbeinplatte, in das Cavitas nasi, wo sie in die Schleimhaut des vorderen Septums einstrahlen und diese versorgen. Ebenfalls in der Orbita spaltet sich die A. ethmoidalis posterior ab, sie tritt direkt durch das Foramen ethmoidale posterius in die Nasenhöhle ein und ist ausschließlich für die Schleimhaut im Ausbreitungsgebiet der Nn. olfactorii zuständig.

Die A. maxillaris, der stärkste Endast der A.carotis externa, teilt sich auf ihrem Weg aus der tiefen seitlichen Gesichtsregion zur Fossa pterygopalatina in drei Abschnitte. Im dritten Abschnitt findet die Endaufteilung in der Fossa statt, dort tritt die A. sphenopalatina durch das Foramen sphenopalatinum in die Nasenhöhle ein und spaltet sich in die Nasenäste A.nasalis posterior lateralis und A. nasalis posterior septi auf. Letztere zieht, wie der Name schon sagt, gemeinsam mit dem N. nasopalatinus, zur Schleimhaut des hinteren Teils des Septum nasi und versorgt dieses mit arteriellem Blut.

Die Schleimhaut des Septums, wie auch die Schleimhaut der kompletten Nasenhöhle, besitzt aufgrund der unterschiedlichen Arterien ein reich entfaltetes und komplex organisiertes Gefäßsystem. Die einzelnen Gefäße bilden in unmittelbarer Nähe zum Periost ein engmaschiges Gefäßnetz untereinander, von dort aus steigen dann arkadenartige Äste zum Epithel auf, von denen sich kleine Äste wiederum abzweigen und senkrecht zum Epithel verlaufen. Dadurch bilden die kleineren Gefäße ein dichtes Kapillarnetz direkt unterhalb des Epithels. Außerdem bleibt noch zu bemerken, dass die Strömungsrichtung des Blutes von der Schädelbasis aus nach vorne gerichtet ist, also genau entgegengesetzt dem Luftstrom.

In der Lamina propria verlaufen weite, muskulöse Venen, die miteinander verzweigt sind und in ihrer Gesamtheit einen Venenplexus bilden. In diesem Plexus wird die Strömungsgeschwindigkeit des Blutes herabgesetzt, wodurch ein schnelles Vorwärmen der Atemluft ermöglicht wird. Auch bei Klimaveränderungen können sich die Venen durch eine Veränderung der Lumenweite rasch anpassen indem sie die Luftbeschaffenheit und die Blutzufuhr aufeinander abstimmen. In einigen Bereichen der Regio respiratoria, am Septum nasi im vorderen knorpeligem Anteil in Höhe der mittleren Muschel – "Locus Kieselbachi" –, kommen Schwellkörper vor. Dabei handelt sich es um Gefäßkomplexe mit weiten Lakunen, in deren Wänden sich Sphinkter aus glatten Muskelfasern befinden. Gespeist werden diese Lakunen von den Venen des oberflächlichen Kapillarnetzes. Diese Schwellkörper füllen und entleeren sich in periodischen Abständen von 20-30 min durch Kontraktion und Erschlaffung der Ringmuskulatur der Abflussvenen. Dabei muss jedoch erwähnt werden, dass die beiden Nasenhöhlen und deren Schwellkörper unabhängig von-

einander gefüllt und entleert werden, beim Einströmen des Blutes in den einen Schwellkörper, geht der Luftstrom nun bevorzugt durch die andere Nasenhöhle. Durch toxische Reize in der Atemluft reagiert der Schwellkörper ebenfalls mit einer starken Erweiterung, vermehrter Sekretbildung und einem Anschwellen der Schleimhaut bis zu 0,5 cm (z. B. Schnupfen). Bei allergischen Reaktionen beispielsweise kann es zu einer übernormalen Füllung aller Schwell-körper der Schleimhaut kommen, wodurch der Strömungswiderstand erhöht ist und es zu einer starken Einschränkung der Luftzufuhr durch die Nase kommt.

Damit ein An- und Abschwellen überhaupt erst ermöglicht wird, müssen die kavernösen Schwellkörper Verbindung mit anderen, benachbarten Venensystemen aufnehmen. Diese Kommunikation findet statt, mit den Venengeflechten der Wange, den Venen des Gesicht, hauptsächlich mit dem Plexus pterygoideus, dem Sinus cavernosus und beim Kind noch zusätzlich durch das noch zugängliche Foramen caecum mit dem Sinus sagittalis superior.

Durch diese komplexen Verbindungen lässt sich auch die Verschleppung von venösen Eiterherden von der Nase und von umliegenden Gebieten in die Nase erklären.

2.1.5 Nervale Versorgung

Bei der Innervation der Nasenscheidewand muss unterschieden werden zwischen sensibler Innervation der Schleimhaut und sympathischen bzw. parasympathischen Nervenfasern die die unterschiedlichen Drüsen und Gefäße innervieren. Außerdem noch die sensorischen Fasern für das Riechepithel.

Bei der sensiblen Innervation wird zwischen dem vorderem Viertel und hinteren drei Viertel des Septum nasi unterschieden. Grundsätzlich erfolgt die gesamte sensible Innervation durch den Nervus trigeminus (5. Hirnnerv). Das vordere Viertel und das Vestibulum werden von Nasenästen des Nervus ophthalmicus (5/1) versorgt. Dieser nämlich gibt in der Orbita über den N. nasociliaris den N. ethmoidalis anterior ab, der dann mit der bereits oben erwähnten Arterie durch das Foramen ethmoidale anterior in die vordere Schädelgrube und über die Siebbeinplatte in die Nasenhöhle zieht. Hier spaltet er sich in drei Endäste Rr. nasales laterales, Rr. nasales externus und Rr. nasales mediales. Letzterer versorgt den vorderen Abschnitt der Schleimhaut des Septums. Zusätzlich erfolgt eine Innervation des vordersten Anteils im Vestibulum über den Endast des N. maxillaris (5/2), der N. infraorbitalis, der nach seinem Austritt aus dem Foramen infraorbitale die Haut der Nasenflügel versorgt und dabei auch in die Regio cutanea des Vestibulum nasi zur zusätzlichen Innervation eindringt.

Die hinteren drei Viertel der Schleimhaut erhalten ihre sensible Qualität über den N. maxillaris (5/2). Der N. maxillaris gelangt aus der vorderen Schädelgrube durch das Foramen rotundum in die Fossa pterygopalatina und teilt sich dann in seine drei Hauptäste auf. In dieser Fossa liegt auch das Ganglion pterygopalatinum, an welchem die sensiblen Fasern jedoch vorbei ziehen oder ohne Synapse hindurchtreten. Zwei bis drei sensible Äste aus diesem Ganglion sind für die Innervation des hinteren Teils des Septums von Bedeutung. Diese Rr. nasales poteriores superiores mediales bzw. septi erreichen durch das Foramen sphenopalatinum die Schleimhaut der Scheidewand. Es ist auch möglich, dass kleine Bereiche über den durch den Canalis palatinus major ziehenden N. palatinus major mitinnerviert werden. Auch bleibt noch zu erwähnen, dass der aus dem Ggl. Pterygopalatinum ziehende N. nasopalatinus ebenfalls durch das Foramen sphenopalatinum in die Nase eintritt und quer über das Septums. Damit ist die sensible Versorgung komplett.

Die parasympathischen Fasern für die Nasendrüsen und Nasengefäße erreichen die Nase mit dem N. petrosus major aus dem N. facialis (7. Hirnnerv), die Fasern werden im Ganglion pterygopalatinum umgeschaltet und die postganglionären Fasern ziehen mit den sensiblen Fasern in die Nasenhöhle.

Sympathische Versorgung erfährt das Septum nasi durch die postganglionären Nervenfasern (N. petrosus profundus), die bereits in einem der oberen Grenzstrangganglion umgeschaltet wurden, die mit der A. maxillaris verlaufen. Sie treten ebenfalls in die Fossa pterygopalatina ein und schließen sich den sensiblen Fasern an.

Die Nn. olfactorii sind ausschließlich für die Regio olfactoria bestimmt und können nur sensorische Impulse aufnehmen. Als zentrale Fortsätze der Riechzellen ziehen die marklosen Fila olfactoria durch die Basalmembran, durch die Lamina propria des olfactorischen Epithels, durch die Lamina cribrosa des Os ethmoidale in die vordere Schädelhöhle, um in Bulbus olfactorius zu enden. Bereits dort erfolgen zahlreiche Umschaltungen, wobei die meisten Axone dann zum olfactorischen Kortex oder zum kortikalen Teil des Mandelkerns ziehen (Sobotta et al. 2004, Junqueira et al. 2004, Samandari und Mai 1995, Frick et al. 1992).

2.2 Septumresektion

2.2.1 Indikationen

Eine Abweichung der Nasenscheidewand von der Mittellinie (seitliche Verlagerung, Verformung) wird als Septumdeviation bezeichnet. Sie ist meist angeboren, kann aber auch traumatisch bedingt sein.

Deviationen ohne subjektive und objektivierbare Nasenatmungsbehinderung sind mit 90 % extrem häufig. Wegen der hohen Inzidenz ist nicht das gerade, sondern das physiologisch deviierte Septum als normal anzusehen. Solche "physiologischen" Septumdeviationen müssen von "pathologischen" unterschieden werden (Beule et al. 2005, Matthias 2007, Mlynski 2006).

Eine schwerere Deviation ist oft mit einer Hyperplasie der Nasenmuscheln verbunden und führt zu einer (meist einseitigen) Behinderung der Nasenatmung. Je nach Schwere kann es dadurch vermehrt zu Dyspnoe und Infektionen wie Sinusitis, Pharyngitis oder Tonsillitis kommen. Auch Epistaxis und seltener Kopfschmerzen können auftreten. Möglich sind auch Schlafstörungen und Schnarchen bis hin zum Schlaf-Apnoe-Syndrom.

Beim Auftreten der Symptome kann eine chirurgische Korrektur (Septumplastik oder Septumresektion) sinnvoll sein.

- Der Begriff Septumplastik bezeichnet einen chirurgischen Eingriff, bei welchem die Nasenscheidewand des Patienten begradigt wird.
- Die Septumresektion ist die submuköse oder subperichondrale Teilentfernung (Fensterung) der Nasenscheidewand.

2.2.2 Komplikationen und Nebenwirkungen

2.2.2.1 Konventionelle Septumchirurgie

Nach den Übersichten von Schwab und Pirsig (1997) sowie Rettinger und Kirsche (2006) können bei der Septumresektion und der Septoplastie zahlreiche Komplikationen auftreten. Hierzu zählen Deformitäten, septale Perforation, Infektionen, Adhäsionen, Blutungen, Nervenverletzungen und Erblindung. Die Komplikationen können bereits in einer falschen Indikationsstellung und Diagnose ihren Ursprung haben. Gründe dafür wären eine unvollständige Untersuchung der anatomischen Strukturen und der Nasenfunktion. Komplikationen können sich aus technischen Fehlern während der septalen Operation vom Einschnitt bis hin zur Rekonstruktion des Septums ergeben. Früh- und Spätkomplikationen sind möglicherweise die Folge von Infektionen während der postoperativen Periode. Auch Verletzungen des Weich- oder Hartgewebes können zu Komplikationen führen.

2.2.2.2 Laserbehandlung

Es finden sich in der Literatur noch keine Hinweise zu möglichen Komplikationen bei der Anwendung des Lasers in der Septumchirurgie. Dies kann natürlich auch damit zusammenhängen, dass bis heute noch nicht so viele Erfahrungen vorliegen. Demgegenüber wurden einige Vorteile der Laserbehandlung beschrieben. So kann auf die bei der traditionellen Septumplastik notwendigen Mobilisierung von Schleimhaut und Knorpel bzw. Knochen verzichtet werden. Zudem sind die möglichen Komplikationen einer konventionellen Septumplastik, wie Blutungen, Septumperforationen, Instabilität mit Veränderungen der äußeren Form, stark vermindert. Schließlich wird das vomeronasalen Organ geschont (Lippert 2003). Eingesetzt werden der CO₂-(Kamami 1997, Kamami et al. 2000) und der Nd:YAG-Laser (Scherer et al. 1999, Werner und Rudert 1992).

2.3 Auswirkungen der durch die Nasenatmungsbehinderung bedingten habituellen Mundatmung auf das dentogene System

Die permanente Nasenatmung ist eine wichtige Voraussetzung für die normale Gebiss- und Kieferentwicklung. Dagegen begünstigt eine Mundatmung eine falsch abgesenkte Zungenruhelage. Liegt die Zunge nicht am Gaumen, sondern am Mundboden, kann die Zunge den Oberkiefer nicht korrekt ausformen (Eckert-Möbius 1953). Es bildet sich dann ein hoher, schmaler Gaumen. Des Weiteren kann nur bei einem kompetenten Mundschluss eine ausreichende Ausbildung der Lippenmuskulatur erfolgen. Diese ist wiederum entscheidend für eine korrekte Einstellung der oberen Schneidezähne (Klink-Heckmann und Bredy 1999).

Permanente Mundatmung führt zudem zu einer Austrocknung der Zähne, insbesondere der oberen Schneidezähne. Dadurch fehlen wichtige Speichelfunktionen wie das gründliche Wegspülen der Nahrung, das Neutralisieren von Säuren und die antibakterielle Wirkung des Speichels. Dadurch können die Zähne kariesanfälliger werden und die Infektneigung wird erhöht (Harzer 1999). Zudem ist das Risiko einer Gingivitis erhöht (Gulati et al. 1998).

2.4 Grundlagen der Lasertechnologie

2.4.1 Physikalische Eigenschaften der Laserstrahlung

Mit dem Akronym LASER (Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation) wird ein physikalisches Prinzip zur Erzeugung elektromagnetischer Strahlung bezeichnet (Philipp und Berlien 2003).

Die besonderen Merkmale der elektromagnetischen Strahlung von Lasern sind Kohärenz, Kollimation, Monochromasie sowie hohe Energiedichten (Dörschel 2000):

- Kohärenz bedeutet, dass die Wellenzüge sowohl zeitlich als auch räumlich phasengleich verlaufen.
- Kollimation liegt vor, wenn sich das Strahlenbündel auch auf großen Entfernungen nur wenig aufweitet, da die Strahlen nahezu parallel verlaufen.
- Monochromasie heißt, dass alle Wellenzüge die gleiche Wellenlänge, d.h. die gleiche Frequenz bzw. Energie besitzen.
- Eine hohe Energiedichte liegt vor, wenn das erzeugte Licht auf engstem Raum aufgrund der Kohärenz gebündelt werden kann.

2.4.2 Lasersysteme

Die technische Verwirklichung des Laserprinzips erfordert immer bestimmte Grundelemente: Ein Lasermedium, in dem eine induzierte Emission von Photonen hervorgerufen werden kann, eine Pumpquelle als Energielieferant für diesen Effekt und ein Resonatorsystem aus Spiegeln, das es erlaubt, diesen Effekt zu verstärken (Dörschel und Müller 2000).

Grundlagen für eine Klassifizierung der verschiedenen Lasergeräte können – unter Anwendungsaspekten – die Ausgangsleistung, die Wellenlänge der emittierten Strahlung und der Betriebsmodus. Die Wellenlänge reicht vom UV- bis zum IR-Spektrum (Abb. 2).

Beim Betriebsmodus wird eine kontinuierliche oder gepulste Arbeitsweise unterschieden. Je nach Frequenz und Leistung des Lasers kann die Strahlungsenergie über Spiegelarme oder Lichtleitfasern, auch als Delivery-Systeme bezeichnet, geleitet werden (Frentzen und Koort 1991).



Abb. 2: Photonenenergie verschiedener Lasersysteme (Frentzen und Koort 1991)

2.4.2.1 Argon-Laser

Der Argon-Laser (Gaslaser) erzeugt blau-grünes Licht mit Wellenlängen von 488 nm und 514 nm. Diese Wellenlängen werden gut von Melanin und Hämoglobin absorbiert (Lippert et al. 1994). Aus der selektiven Absorption durch Blut leitet sich das hohe Koagulationsvermögen ab. Es lassen sich Gefäße bis zu 1 mm Durchmesser verschließen. Der Strahl kann durch ein Mikroskop, ein Handstück oder durch flexible Lichtleiter appliziert werden. Zur Gewebeabtragung sind hohe Energiedichten erforderlich. Auch dünner Knochen lässt sich abtragen (Lippert 2003).

2.4.2.2 KTP-Laser

Beim Kalium-Titanyl-Phosphat-(KTP-)Laser (Festkörperlaser) handelt es sich um einen Nd:YAG-Laser (siehe Kap. 2.4.2.4), dessen Licht durch einen KTP- (Kalium-Titanyl-Phosphat-) Kristall geleitet wird. Dadurch kommt es zu einer Frequenzverdoppelung des Lichts, was einer Halbierung der Wellenlänge auf 532 nm entspricht (Hopf et al. 2001). Das grüne Licht wird ähnlich der Argon-Laserstrahlung überwiegend von den Gewebspigmenten absorbiert. Der KTP-Laser ist jedoch wesentlich leistungsstärker als der Argon-Laser. Das Laserlicht kann über flexible Fasern geleitet werden (Levine 1989).

2.4.2.3 Dioden-Laser

Einige Dioden-Laser emittieren Licht im nahen Infrarotbereich (805-980 nm). Je nach Wellenlänge zeigt sich eine hohe Absorption an Wasser (980 nm) oder eine selektive Ankopplung an Hämoglobin (805 nm). Da das Laserlicht über flexible Lichtleiter geleitet werden kann, eignet sich der Laser besonders für endoskopische Eingriffe. Die Modulation der Behandlungsparameter ermöglicht koagulative und vaporisierende Effekte an der Schleimhaut sowie die Abtragung von Knorpel und Knochen (Hopf et al. 1998).

2.4.2.4 Nd:YAG-Laser

Der Nd:YAG-Laser ist ein Festkörperlaser mit einem Kristall aus Yttrium-Aluminium-Granat. Seine Wellenlänge liegt im nahen Infrarotbereich (1064 nm). Das Licht wird stärker im Blut als im umliegenden Gewebe absorbiert. Im Gegensatz zum Argon- oder KTP-Laser liegt keine selektive Absorption durch Hämoglobin vor. Das Koagulationsvermögen resultiert aus der starken Streuung an zellulären Bestandteilen. Bei längeren Expositionszeiten verteilt sich die Strahlungsenergie relativ gleichmäßig im Volumen, wobei ein großer Strahlungsanteil von den Gefäßen absorbiert wird. Durch Wärmeleitung kann eine effektive Einwirktiefe von bis zu 10 mm erreicht werden. Bei fortschreitender Gewebeaustrocknung kommt es zu einer Vaporisation und Koagulation an der Gewebeoberfläche (Hopf et al. 2001). Durch Vorschwärzen der Faserspitze kann die optische Eindringtiefe in das Gewebe moduliert und eine kontrollierte Vaporisation im Kontaktbetrieb erreicht werden. Mit dem Nd:YAG-Laser können Gefäße bis zu einem Durchmesser von 1,5 mm koaguliert werden. Das Nd:YAG-Laserlicht wird über flexible Lichtleiter appliziert, so dass eine Vielzahl endoskopischer Anwendungen möglich ist (Werner und Rudert 1992).

2.4.2.5 Ho:YAG-Laser

Der Ho:YAG-Laser ist ein gepulstes Lasersystem mit einer Wellenlänge im Infrarotbereich (2050-2130 nm). Die Laserstrahlung wird in Einzelpulsen über flexible Lichtleiter emittiert. Die im Millisekundenbereich applizierte hohe Energie führt zu einer punktförmigen Überhitzung von Wasser im Gewebe und damit zu einer explosionsartigen Gewebevaporisation mit Herausschleudern der bestrahlten Gewebsanteile. Dieser Vorgang verursacht nur eine geringe thermische Schädigung der umliegenden Strukturen. Aufgrund der starken Absorption in Wasser eignet sich der Ho:YAG-Laser zur präzisen Abtragung von Knochen und Weichgewebe (Metson 1996).

2.4.2.6 Er:YAG-Laser

Der Er: YAG-Laser weist eine Wellenlänge im Infrarotbereich auf (2940 nm). Die Laserstrahlung wird deutlich stärker von Knochen absorbiert als die Ho:YAG-Laserstrahlung, so dass eine präzise, weitgehend athermische Knochenabtragung möglich ist. Der hämostatische Effekt ist allerdings sehr schwach ausgeprägt (Oswal et al. 2002).

2.4.2.7 CO₂-Laser

Der CO₂-Laser emittiert im fernen Infrarotbereich (10600 nm). Die hochgradige Absorption der CO₂-Laserstrahlung im Gewebswasser ermöglicht einen präzisen Schnitt an der Schleimhaut, ohne eine weit über die Vaporisationszone hinausgehende thermische Schädigung zu verursachen. Die Eindringtiefe beträgt weniger als 0,1 mm. Die Koagulationseigenschaften des CO₂-Lasers sind beschränkt, so können lediglich Blutgefäße mit einem Durchmesser von bis zu 0,5 mm verschlossen werden (Lippert et al. 1994). Da Knochen relativ wenig Wasser enthält, ist der CO₂-Laser nicht gut zur Knochenabtragung geeignet. Die Applikation des CO₂-Laserstrahls erfolgt üblicherweise über ein Mikroskop mit Mikromanipulator oder über spezielle Fokussierhandstücke. Zur flächenhaften Abtragung werden mikroprozessor-gesteuerte Scannersysteme eingesetzt (Oswal et al. 2002). Der Strahl kann nur geradeaus gelenkt werden, so dass die Anwendbarkeit in der Nase eingeschränkt ist. Flexible Lichtleiter wie die sog. Hohlwellenleitern (hollow wave guide) oder IR-Fasern sind für die endonasale Anwendung zu dick und führen durch Selbstabsorption zu einem Leistungsverlust von 60-70 % (Metson 1996).

Lasertyp	Wellenlänge	Zeit	Leistung	Applikation
Argon-Laser	488, 514 nm	0,01 s-cw	0,3-5-15 W	Fasersystem
KTP-Laser	532 nm	0,01 s-cw	1-30 W	Fasersystem
Dioden-Laser	805-980 nm	0,1 s-cw	1-60 W	Fasersystem
Nd:YAG-Laser	1064 nm,	0,01 s-cw	1-120 W	Fasersystem
	1032 nm		1-40 W	
Ho:YAG-Laser	2050-2130 nm	1-2 ms	0,8-4,5 J/Puls	Fasersystem
Er:YAG-Laser	2940 nm	0,1-1 ms	0,2-1,5 J/Puls	Fasersystem
CO ₂ -Laser	10600 nm	<950 µs	1-500 mJ/Puls	Spiegelarm

Tab. 1:Übersicht über die in der Rhinologie eingesetzten Lasersysteme (Lippert2003, Philipp und Berlien 2003)

2.4.3 Auswirkung der Gewebeeigenschaften

Die Auswirkung der Laser auf das Gewebe ist nicht nur von dessen physikalischen Eigenschaften sondern auch von den physikalischen und optischen Eigenschaften des Gewebes (z. B. Färbung, Wärmeleitung) abhängig (Anders et al. 1999, Krause et al. 1997).

2.4.3.1 Optische Gewebeeigenschaften

Die Wirkung der Laserstrahlung auf das Gewebe resultiert aus der Wechselwirkung der einzelnen Photonen mit den Molekülen beziehungsweise Molekülverbänden des bestrahlten Gewebes. Dabei sind vier verschiedene Arten der Interaktion möglich: Reflexion, Transmission, Streuung und Absorption (Roggan et al. 2000) (Abb. 3):



- Abb. 3: Weg eines Photons im Gewebe: Photonen können von der Oberfläche reflektiert, gestreut (rückwärts, diffus oder vorwärts) oder kollimiert transmittiert werden. Bei Absorption entsteht eine Gewebewirkung (Hopf et al. 2001)
 - Bei der totalen Reflexion wird der Laserstrahl an der Gewebeoberfläche reflektiert und hat damit keinen Effekt auf das bestrahlte Gewebe. Es kann allerdings zu Nebeneffekten außerhalb des eigentlichen Bestrahlungsfeldes kommen.

- Transmission (Durchlässigkeit) bedeutet, dass der Laserstrahl das Gewebe durchstrahlt ohne dass es zu einer Wechselwirkung mit dem Gewebe kommt.
- Bei der Streuung führt die Wechselwirkung mit dem bestrahlten Gewebe zu einer Richtungsänderungen der Photonen. Sie ist bei kurzen Wellenlängen am größten und wird mit zunehmender Wellenlänge geringer.
- Die Absorption von Licht bedingt die vollständige Aufnahme der Energie des einfallenden Lichtstrahls. Dabei kommt es zu einer Gewebereaktion, die sich hauptsächlich auf der Oberfläche des bestrahlten Gewebes abspielt.

Die optischen Eigenschaften von Geweben werden durch die Streuung an Grenzschichten wie z. B. Zellmembran, Zellkern und durch die Absorption an Chromophoren wie Melanin, Hämoglobin, Wasser bestimmt und sind zudem von der Wellenlänge abhängig. Im ultravioletten Bereich <300 nm wird die Laserstrahlung überwiegend durch die Zellproteine sowie die Nukleinsäuren absorbiert. Im sichtbaren sowie nahen infraroten Bereich (400-1200 nm) findet die Absorption überwiegend an den Chromophoren wie Hämoglobin, Flavin, Cytochromen und Carotinoiden statt. Im weiteren infraroten Bereich (> 1200 nm) ist hauptsächlich Wasser für die Absorption verantwortlich (Abb. 4) (Philipp und Berlien 2003).



Abb. 4: Absorption und Streukoeffizient (Philipp und Berlien 2003)

Bei den Excimer-Lasern mit Wellenlängen im UV-Bereich, sowie bei den im infraroten Spektralbereich emittierenden Er:YAG- und CO₂-Lasern, deren Eindringtiefe aufgrund der hohen Absorption zwischen 1-20 µm liegt, spielt die Streuung nur eine untergeordnete Rolle. Mit zunehmender Eindringtiefe des Lasers ins bestrahlte Gewebe nimmt auch die Streuung zu. So werden bei Wellenlängen von 450-590 nm etwa 15-40 % des einfallenden Lichtes gestreut, wobei der Laserstrahl zentral noch gebündelt bleibt. Liegen die Wellenlängen zwischen 590 und 1500 nm, verliert der Strahl bei Eindringtiefen von 2-8 nm seine Kollimation und streut diffus ins Gewebe (Berlien und Müller 1989).

2.4.3.2 Thermische Gewebeeigenschaften

Die in das Gewebe einstrahlende Lichtenergie wird hauptsächlich in Wärmeenergie umgewandelt. Voraussetzung hierfür ist, dass die Laserstrahlung von spezifischen Gewebechromophoren absorbiert wird. Hierdurch kommt es im bestrahlten Gewebevolumen zu einer lokalen Temperaturerhöhung. Neben der Strahlungsintensität ist diese von der Wärmeleitung und der Wärmespeicherung des Gewebes sowie dem Wärmeabfluss durch das vaskuläre System abhängig (Berlien und Müller 1989):

- Wärmeleitung: Transport von Wärmeenergie durch Gase, Flüssigkeiten oder Festkörper aufgrund eines vorliegenden Temperaturgradienten in Richtung der niedrigeren Temperatur.
- Wärmespeicherung: Die Fähigkeit des Gewebes, Wärme aufzunehmen, ist von seiner Wärmekapazität abhängig (Einheit: kJ/ kg K).
- Wärmeabfluss durch das vaskuläre System: Blut tritt mit der arteriellen Temperatur in das bestrahlte Gewebevolumen ein, heizt sich im Kapillargebiet auf die lokale Temperatur auf und transportiert die Energie auf venösem Weg wieder ab. Der Wärmeabfluss ist von der Durchblutungsrate abhängig. Allerdings spielt diese Form des Wärmetransportes nur bei längeren Strahlungsexpositionen eine Rolle (cw-Laserbestrahlung), im kurzgepulsten Laserbetrieb ist sie unbedeutend.

2.4.4 Wirkungsmechanismen

Die Wirkungsmechanismen lassen sich in photochemische, photothermische, photoakustische und nichtlineare Effekte einteilen. Das Ausmaß der Wirkungen ist von den Eigenschaften der Laserstrahlung (Wellenlänge, Betriebsart, Leistungsdichte, Interaktionszeit (Abb. 5), Repetitionsrate sowie Anzahl, Dauer und Form der Pulse), den umgebenden Medien (Luft, Wasser, Blut) sowie den optischen und thermischen Eigenschaften des bestrahlten Gewebes abhängig (Lippert et al. 1994).



Abb. 5: Wirkung der Laserstrahlung in Abhängigkeit von Leistungsdichte und Interaktionszeit (Philipp und Berlien 2003)

2.4.4.1 Photochemische Effekte

Photochemische Effekte sind vor allem bei kleinen Intensitäten von maximal 10 W/cm² und langen Bestrahlungszeiten von Bedeutung. Dabei werden Moleküle durch Licht im sichtbaren oder UV-Bereich angeregt und chemische Reaktionsketten ausgelöst. Folgende Arten photochemischer Reaktionen sind bekannt (Senz 2000):

- Photoinduzierte Dissoziation: Durch die Absorption des Laserlichtes in der Elektronenhülle der Atome können bei entsprechender Photonenenergie chemische Bindungen organischer Moleküle aufgebrochen werden. Es entstehen Radikale, die mit organischen Molekülen reagieren und so Zellen zerstören können (Koort 1994). Als Beispiel sei das in der Krebstherapie eingesetzte Hematoporphyrinderivat (HpD) genannt, ein Photosensitizer der sich vermehrt in Karzinomzellen anreichert. Nach Laserbestrahlung wird Sauerstoff auf einem energetisch höheren Niveau (Singulett-Sauerstoff) gebildet, welcher Hydroxylradikale freisetzt und so das Tumorgewebe zerstört.
- Photoinduzierte Isomerisierung: Die Isomerisierung von Molekülen hat zur Folge, dass durch Laserbestrahlung beispielsweise ein Molekül von der cis-Konformation in die trans-Konformation wechselt. Dies ist im gesamten sichtbaren Spektrum des elektromagnetischen Spektrums zu beobachten, z. B. bei der cis/trans-Isomerisierung des Rhodopsins (Sehfärbstoff).

- Photoinduzierte Ionisation: Durch Ein- oder Mehrphotonenanregung können Atome oder Moleküle ionisiert werden. Auf diese Weise lassen sich hohe Dichten an ionisierten Atomen und Molekülen erzeugen.
- Photoinduzierte Synthese: Bei der fotoinduzierten Synthese löst die Lichteinstrahlung bestimmter Frequenz die Bildung von speziellen Stoffen aus. Beispiele hierfür sind die Fotosynthese oder die Bildung von Melanin durch UV-Licht.
- Biostimulation: Durch die Einwirkung von Licht sollen biochemische Reaktionen positiv beeinflusst werden. Ein wissenschaftlicher Nachweis steht jedoch noch aus.

2.4.4.2 Photothermische Effekte

Höhere Intensitäten von 10-10⁶ W/cm² führen zur Erwärmung des Gewebes. Die Folgen für das Gewebe sind temperaturabhängig (Helfmann und Brodzinski 2000) (Tab. 2). Die Wärmeempfindlichkeit der verschiedenen Zellen ist unterschiedlich, z. B. weisen Endothelzellen nur eine geringe thermische Belastbarkeit auf (Philipp und Berlien 2003).

Tempe- ratur	Auswirkung	
37 °C	Keine irreversiblen Gewebeschäden	
>40 °C	Enzymdeaktivierung, im Bereich der Weichgewebe Ödembildung,	
	Membranauflockerungen, Enzyminduktionen und nach längerer Zeit	
	Zelltod	
>60 °C	Proteindenaturierung (reversible und irreversible Veränderungen von	
	Proteinen und Nukleinsäuren) und Koagulation (Gerinnung bzw. Aus-	
	flockung von kolloidalen Flüssigkeiten) und Nekrosen	
>80 °C	Denaturierung von Kollagen und Membrandefekte	
>100 °C	Gewebeaustrocknung, Verdampfung von Wasser	
>150 °C	Karbonisierung (Verkohlung)	
>300 °C	Vaporisation (Verdampfung des Gewebes) und Pyrolyse (thermischer	
	Bruch chemischer Bindungen)	

Tab. 2:	Auswirkungen von	Wärme auf das Gewebe	(Helfmann und Brodzinski 2000)
			(**************************************

Neben der Temperatur ist auch die Dauer der Lasereinwirkung und damit Erwärmung für das Ausmaß der Schädigung entscheidend. Je kürzer die Zeitdauer ist, desto höher ist die Temperatur die ohne irreversible Gewebeschädigung vertragen wird und umgekehrt (Helfmann und Brodzinski 2000).

Die Erwärmung ist von den Eigenschaften des Laserlichtes sowie den optischen (siehe Kap. 2.4.3.1) und thermischen Gewebeeigenschaften (siehe Kap. 2.4.3.2) abhängig. Die photothermischen Wirkungen konzentrieren sich zunächst nur auf das Absorptionsvolumen. Dieses ist bei hoher Absorptionrate klein und bei geringer Absorptionrate entsprechend größer (Helfmann und Brodzinski 2000). Bei großer Absorption mit einer nur wenige Mikrometer messenden Eindringtiefe dient die zugeführte Energie zu einem großen Teil der Ablation. Dagegen reicht die Energie pro Volumeneinheit bei geringer Absorption nicht zur Ablation aus, was zu einer starken Erwärmung des Gewebes führt (Jahn et al. 1994).

Vom Absorptionsvolumen ausgehend wird ein Teil des Laserlichtes durch Streuung nach den Seiten abgelenkt und dort remittiert oder absorbiert, ein Teil der entstehenden Wärme wird durch Wärmeleitung oder das vaskuläre System abgeleitet. So bildet sich von der Oberfläche des Gewebes in die Tiefe und zu den Seiten hin ein Temperaturgradient aus. Es entstehen verschiedene Zonen, die sich im Ausmaß der Gewebeveränderungen unterscheiden (Helfmann und Brodzinski 2000). In der Vaporisationszone wird eine Temperatur von mehr als 300 °C erreicht. In der Karbonisierungszone liegt die Temperatur bei über 150 °C. In der Koagulationszone kommt es zu einer irreversiblen Schädigung des Gewebes, welche bei über 60 °C auftritt. In der Zone mit einer reversiblen thermischen Schädigung wird eine Temperatur von über 40 °C erreicht (Hopf et al. 1999/2000) (Abb. 6).

Die Breite dieser Zonen kann dabei stark variieren (Helfmann und Brodzinski 2000) und hängt vom Lasertyp, der Bestrahlungszeit, der Energiedichte und der Gewebeart ab (Lippert et al. 1994). Nach einem theoretischen Modell wird die maximale Dicke des karbonisierten Bereichs mit zunehmender Bestrahlungsstärke kleiner. Die maximale Dicke des vakuolisierten Bereichs hängt vom Absorptionskoeffizienten des Gewebes ab, ist aber unabhängig von der Bestrahlungsstärke. Die Dicke des koagulierten Bereichs hängt ebenfalls vom Absorptionskoeffizienten des Gewebes ab und nimmt mit wachsender Bestrahlungsstärke ab (McKenzie 1986).

Die Schneidwirkung des CO₂-Lasers beruht auf der starken Absorption durch Wasser. Die Eindringtiefe liegt unter 0,1 mm. Das in dieser dünnen Schicht absorbierte Wasser wird in Wärme umgewandelt. Es werden sehr schnell Temperaturen oberhalb von 300 °C erreicht wobei das Gewebe verdampft. Dies erlaubt den Einsatz als Schneidlaser, wobei nacheinander mehrere

dünne Schichten abgetragen werden. Die Schnittgeschwindigkeit hängt von der Leistungsdichte des Lasers ab (Helfmann und Brodzinski 2000).



Abb. 6: Photothermische Wirkung der Laserstrahlung in Abhängigkeit von der applizierten Energie mit 1 Karbonisierungszone, 2 Nekrosezone und 3 reversible Ödemzone (Rudert 2001)

2.4.4.3 Nichtlineare Effekte

Nichtlineare (physikalische) Effekte, die bei Energieflussdichten von mehr als 10^7 W/cm² und sehr kurzen Pulsdauern von weniger als 1 µs auftreten, lassen sich nicht durch die Gesetze der linearen Optik und Thermodynamik beschreiben. Unterschieden werden dekompositorische (Photoablation) und optomechanische Effekte (Photodisruption) (Berlien und Müller 1989). Die nichtlinearen Effekte sind für die Abtragung wesentlich effektiver als die photothermischen Effekte. So führt eine Zunahme der Flussdichte zu einem exponentiellen Anstieg der Ablation (Neev et al. 1991). Die Photoablation tritt bei großen Intensitäten $(10^6-10^9 \text{ W/cm}^2)$ und kurzen Pulsdauern (10 ns-1 ms) auf. Eine weitere Voraussetzung ist eine starke Absorption im Gewebe. Der Er:YAG-Laser emittiert bei 2,94 µm im Hauptabsorptionsmaximum von Wasser und der CO₂-Laser (9,6 µm und 10,6 µm Wellenlänge) weist ebenfalls eine starke Absorption in Wasser auf (Helfman 2000a).

Die Hartgewebeablation mit kurzgepulsten (< 1 μ s) CO₂- und Erbium-Lasern ist ein Beispiel für die thermomechanische Ablation. Im Hartgewebe liegen freies und adsorbiertes Gewebewasser sowie OH-Gruppen vor. Bei sehr schneller Aufheizung führt deren Verdampfung zu Mikroexplosionen und damit zum Abtrag des umliegenden Gewebes (Jahn et al. 1994, Keyes et al. 1985). Der größte Teil der eingestrahlten Energie wird dabei mit den ablatierten Fragmenten abgeführt (Abb. 7).



Abb. 7: Photoablation durch thermomechanische Dekomposition (Frentzen und Koort 1991)

Sehr hohe Intensitäten (10¹⁰-10¹³ W/cm²), die durch Modenkopplung oder Güteschaltung bei gepulsten Lasern (typisch 10 ps-10 ns Pulsdauer) erzeugt werden können, führen zur Photodisruption des Gewebes. Im Fokus des Strahls kommt es dabei durch Multiphotonenabsorption oder durch thermische Ionisation zu einem optischen Durchbruch mit der Bildung eines Mikroplasmas. Ist die Feldstärke im Laserfokus größer als die atomare Feldstärke des Materials, ist der optische Durchbruch auch in sehr schwach absorbierenden Materialien möglich. Die im Mikroplasma freiwerdenden Elektronen absorbieren die Laserstrahlung sehr effektiv (inverse Bremsstrahlung) und schirmen dadurch das Hartgewebe ab. Die Plasmaabschirmung führt zu einer Sättigung der Ablationsrate, diese kann auch durch eine weitere Erhöhung der Intensität nicht weiter gesteigert werden (Helfmann 2000b, Lubatschowski et al. 1994). Durch die Energieaufnahme der Elektronen werden diese beschleunigt. Damit kommt zu weiteren Ionisationen und einer sehr schnellen Aufheizung des Plasmas auf Temperaturen von mehreren tausend Kelvin wobei Drücke von mehreren Kbar entstehen. In Folge bilden sich Stoßwellen oder Kavitationsblasen, die das Gewebe mechanisch zerreißen (optomechanische Wirkung). Diese Vorgänge führen meist nicht zur Erwärmung angrenzender Bereiche. Nur bei Anwendung sehr hoher Pulsfolgen wird die mittlere Leistung zu groß und es kommt zu einer Abgabe von Wärmeenergie der bereits abgetragenen und stark erhitzten Bruchstücke an die Umgebung (Reichel und Schmidt-Kloiber 2000) (Abb. 8).



Abb. 8: Photodisruption (Frentzen und Koort 1991)

Sekundäre mechanische Effekte können bei einem sehr schnellen Energieeintrag in Gefäße entstehen. Bei schlagartiger Erwärmung des Gefäßinhalts kommt es durch Wasserdampf und Gasbildung zu einer starken Expansion. Dabei können Einrisse der Gefäßwand entstehen und es kommt zur Extravasation des thermisch alterierten Blutes (Philipp und Berlien 2003).

2.5 Stand der Forschung über die Anwendbarkeit des CO₂-Lasers im Nasenbereich

Der CO₂-Laser wurde bereits Anfang der 70er Jahre für die Mikrochirurgie des Larynx in die Klinik eingeführt. In den folgenden Jahre wurden weitere Lasersysteme, wie der Argon-Laser, der Nd:YAG-Laser, der Rubinlaser, der Ho:YAG-Laser, der Er:YAG-Laser, der Dioden-Laser sowie diverse Farbstofflaser zur Behandlung verschiedener Erkrankungen des Kopf-Hals-Bereiches erprobt (Lippert et al. 1994).

Die erste Laseranwendung in der Nase stellte die Reduktion der hyperplastischen Schleimhaut der unteren Nasenmuschel mit einem Argon-Laser dar (Lenz et al. 1977). Während in Larynx und Oropharynx vor allem die präzisen Schnittmöglichkeiten des Lasers im Vordergrund stehen, sind im Bereich der Nase und Nasennebenhöhlen auch koagulative Effekte und die Fähigkeit zum Abtragen von Knochen gefordert (Oswal et al. 2002).

Ein für rhinologische Anwendungen ideal geeigneter Laser sollte in Abhängigkeit von der Indikation folgende Voraussetzungen erfüllen (Lippert 2003):

- Fähigkeit Knochen und Schleimhaut gleichermaßen abzutragen,
- exakte Gewebeabtragung durch eine limitierte (< 1 mm) Tiefenwirkung,
- Fähigkeit zur blutarmen Gewebeabtragung,
- Fähigkeit zur Koagulation von Gefäßen > 0,5 mm im Durchmesser,
- geringe thermische Schädigung des unmittelbar umgebenden Gewebes und
- Möglichkeit der Laserlichtapplikation durch flexible Lichtleiter.

Die in der Medizin gebräuchlichen Lasersysteme erfüllen nicht alle Punkte gleichzeitig. Die Wahl des Lasers stellt somit häufig einen Kompromiss zwischen den Anforderungen des Arztes für eine bestimmte Erkrankung und den Möglichkeiten des zur Verfügung stehenden Lasergerätes dar (Metson 1996). Die in der Rhinologie am häufigsten eingesetzten Lasersysteme wurden in Kap. 2.4.2 beschrieben.

Nachfolgend werden die Einsatzbereiche des CO₂-Lasers in Nasenbereich beschrieben. Das schließt natürlich nicht aus, dass auf diesen Einsatzbereichen auch andere Lasertypen zum Einsatz kommen. Keine Rolle spielte der CO₂-Laser bisher in der Nasennebenhöhlenchirurgie, Tränenwegschirurgie, Epistaxis/Teleangiectasia haemorrhagica hereditaria und bei malignen Tumoren (Lippert 2003).

2.5.1 Nasenmuschelreduktion

Eine chronisch behinderte Nasenatmung kommt relativ häufig vor. Diese ist meist auf vergrößerte untere Nasenmuscheln infolge einer allergischen oder vasomotorischen Rhinitis zurückzuführen (Lippert und Werner 2000). Der freie Strahl des CO₂-Lasers eignet sich wegen seines geraden Verlaufs besonders zur Reduktion des vorderen Teils der Nasenmuschel (Steiner und Werner 2002).

Mit dem CO₂-Laser wird die Muschelschleimhaut im Sinne einer Exzision oder Vaporisation reduziert (Lenz et al. 1977). Dabei wurden stark unterschiedliche CO₂-Lasertechniken entwickelt. Selkin (1986) inzidierte mit dem CO₂-Laser strichförmig die verdickte Schleimhaut im vorderen Muschelanteil. Elwany und Harrison (1990) vaporisierten die Schleimhaut im vorderen Muscheldrittel nahezu vollständig. Fukutake et al. (1986) vaporisierten mehrmals die gesamte Schleimhaut der unteren Nasenmuschel. Englender (1995) führte eine Laser-Mukotomie an den vorderen Zweidritteln der unteren Nasenmuschel durch. Wird die Gewebevaporisation oberflächlich mit einem Scannersystem durchgeführt, kann eine weitgehend narbenfreie Schleimhautreduktion erreicht werden (Papadakis et al. 1999). Auf der Grundlage vergleichender Untersuchungen wandten Lippert und Werner (1997) fast ausschließlich die Einzelspot-Technik an. Hierbei wurden einzelne Laserspots am Muschelkopf appliziert, wodurch es zu einer Schleimhautschrumpfung mit nachfolgender Vernarbung kam. Steiner und Werner (2002) setzten ebenfalls bis zu zehn Einzelspot-Läsionen unter mikroskopischer Kontrolle. Auch mit der endoskopisch-kontrollierten CO₂-Laserapplikation über ein Handstück sowie den Wave-Guide wurden gute Erfolge erzielt (DeRowe et al. 1998, Elwany und Thabet 2001, Jaehne et al. 2002).

2.5.2 Septumchirurgie

Mit dem CO₂-Laser liegen die meisten Erfahrungen zur laserchirurgischen Septumplastik vor. Kamami et al. (2000) applizierten den Laserstrahl (Scannersystem, 10 W, Superpuls, cw-Betrieb) über ein speziell entwickeltes Handstück. Durch Verwendung des Scanners wurden die thermischen Schädigungen am Knorpel minimiert. Die Resektion des Mukoperichondriums erfolgte streng horizontal von anterior nach posterior. Die vertikale Resektionshöhe sollte maximal 2-3 mm betragen, um nicht zu große Wundflächen zu erzeugen. Auf diese Weise konnten bei über 700 behandelten Patienten sehr zufrieden stellende Ergebnisse erzielt werden.

2.5.3 Choanalatresie

Healy et al. (1978) berichteten erstmals über den Einsatz des CO₂-Lasers zur endonasalen Eröffnung einer unilateralen Choanalatresie. Die Behandlung erfolgt dabei unter mikroskopischer Kontrolle. Da der Einsatz von dünnen Lichtfasern bisher nicht möglich ist, kann die Applikation durch eine Septumdeviation, eine vergrößerte untere Nasenmuschel oder durch einen hohen harten Gaumen beeinträchtigt werden (Muntz 1987). Dennoch hat sich der Einsatz des CO₂-Lasers als praktikabel erwiesen und zu guten Therapieerfolgen geführt (Dedo 2001, Healy et al. 1978, Muntz 1987).

Dedo (2001) modifizierte das rein CO₂-laserchirurgische Vorgehen durch Präparation eines anterioren und posterioren Schleimhautlappens, die in die neu geschaffene Perforation geschlagen wurden.

Rudert (2001) beseitigte die beidseitige Choanalatresie, die eine Notfallindikation darstellt, transnasal mit dem Diamantbohrer und dem CO₂-Laser.

2.5.4 Benigne Tumoren

In der Literatur wurde wiederholt über endonasale Laseranwendungen bei gutartigen Tumoren der Nase berichtet. Vorteile der Lasertherapie sind die geringe Blutungsneigung verbunden mit einer guten intraoperativen Übersicht, die geringe Gewebetraumatisierung, die Durchführbarkeit in Lokalanästhesie und der Umstand, dass in der Regel keine Defektdeckung erforderlich ist. Die laserchirurgische Behandlung schließt eine Vielzahl von endonasalen Läsionen ein, wie pyogene Granulome, Hämangiome und vaskuläre Malformationen, Kolumellazysten, Granulationen, Polypen, Verrucae oder Papillome (Levine 1989, Selkin 1986, Werner und Rudert 1992).

2.5.5 Synechien

Granulationsgewebe, Narbenzüge oder membranartige Stenosen können sehr gut laserchirurgisch durchtrennt werden (van Duyne und Coleman 1995). Neben anderen Lasertypen wurde der CO₂-Laser erfolgreich eingesetzt (Hopf et al. 2001, Lippert und Werner 2002).

2.5.6 Extranasale Laseranwendungen

Die meisten Erfahrungen zur Lasertherapie des Rhinophyms liegen für den CO₂-Laser vor (el-Azhary et al. 1991, Karim und Streitmann 1997). Üblicherweise erfolgt die Abtragung der hyperplastischen Haut durch Vaporisation mit defokussiertem Zielstrahl bei Leistungen von 1015 W. In der Nähe von Knorpelstrukturen sollte die Leistung reduziert werden, um eine thermische Schädigung des knorpeligen Nasengerüstes zu vermeiden. Kleinere Blutungen werden mit der bipolaren Elektrokoagulation gestillt. Sedlmaier et al. (1997) setzen den CO₂-Laser mit einem Scannersystem ein. Hierdurch wird eine kontrollierte und präzise Gewebeablation mit geringer thermischer Belastung erreicht. Darüber hinaus ist der hämostatische Effekt stärker ausgeprägt als mit dem herkömmlichen CO₂-Laserstrahl, da es vor der Eröffnung der kleinen Gefäße zu einer intravasalen Thrombosierung kommt.

Die Komplikationsrate nach CO₂-laserchirurgischer Rhinophymabtragung ist mit 10-16 % gering und somit mit den konventionellen Techniken vergleichbar (el-Azhary et al. 1991, Karim und Streitmann 1997). Typische Komplikationen sind narbige Veränderungen mit kosmetischen und auch funktionellen Beeinträchtigungen. Bei Verletzung des Knorpelskeletts ist auch die Entwicklung einer nasokutanen Fistel möglich (Karim und Streitmann 1997).

3. Material und Methoden

3.1 Versuchstiere

Für die makro- und mikromorphologischen Untersuchungen der Wirkung des CO₂-Lasers an Knochen wählten wir als Tiermodell das Schaf. Es ist ideal geeignet, da die häufigsten Eingriffe problemlos und mit hoher Ähnlichkeit zur humanen Situation geübt werden können (Hopf et al. 2000). Durch die Nutztierschlachtung stand zudem ausreichend lebensfrisches Material zur Verfügung. Es ergab sich eine hohe Ähnlichkeit mit dem menschlichen Nasenseptum, denn es besteht ebenfalls aus knöchernen und knorpeligen Anteilen und scheint auch von der knöchernen Struktur her dem Menschen ähnlich.

3.2 Präparation

Für die Untersuchungen wurden jeweils halbierte Schafkopfhälften unmittelbar post mortem präpariert, dabei wurde die komplette Schleimhaut, das Bindegewebe und das Periost vom Knochen abgelöst, das Septum dargestellt und vom übrigen Schädel getrennt. Auch bestand die Möglichkeit die Präparate bei minus 20 °C tief zu gefrieren und dann zu einem beliebigen Zeitpunkt zu präparieren, wie es in unserem Fall geschehen ist.

Nach Säuberung des Knochens werden die Septen unter Zuhilfenahme eines Maßbandes und einer Schublehre entsprechend ihrer Dicke exakt vermessen und dokumentiert.

3.3 Laserbestrahlung

3.3.1 Allgemeine Versuchsdurchführung

Mit einem CO₂-Laser SHARPLAN 20c, Brennweite f=275 mm) der Firma Sharplan (D-Freising) konnte im Freistrahl im continuous wave mode (w-mode) der Knochen an bereits vorher markierten Stellen bestrahlt werden. Die Versuchsanordnung wurde immer exakt eingehalten. Die fokussierte Strahlung wurde immer genau senkrecht auf das Gewebe gerichtet. Der CO₂-Laser (Handstück mit der Fokussieroptik) wurde an einem Stativ mit verstellbarer Mikrometer-
schraube in einer bestimmten Position fixiert. Nachzuprüfen war die 90°-Stellung des Handstückes mit einem Metallwinkelmessgerät. Der Fokusdurchmesser des Laserspots betrug 0,5 mm. Vor der Bestrahlung musste das Handstück mit Hilfe des Stativs direkt auf den Knochen aufgesetzt werden. Durch einen sichtbaren Zielstrahl (Helium-Neon), welcher genau so justiert war, dass er mit dem Fokus des CO₂-Laserstrahls zusammenfiel, konnte die Bestrahlungsstelle genau dargestellt werden. Der Knochen wurde auf seiner Unterlage fixiert (Abb. 9).



Abb. 9: Schematische Darstellung des Versuchsaufbaus der CO₂ –Laser-Bestrahlung

3.3.2 Vorversuche

Die Vorversuche dienten dazu, zu ermitteln, welche Effekte der CO₂-Laser am vorliegenden Knochen erzeugte. Hierzu wurden folgende Parameter zur Bestrahlung der Knochenteile gewählt, wobei die Bestrahlung im cw-Modus erfolgte:

Leistung:	Zeit:
5 Watt	0,1 s und 0,2 s
10 Watt	0,1 s und 0,2 s
15 Watt	0,1 s und 0,2 s
20 Watt	0,1 s und 0,2 s
25 Watt	0,1 s und 0,2 s

Um die Reproduzierbarkeit gewährleisten zu können, wurde jeder Bestrahlungsmodus an sieben unterschiedlichen Individuen jeweils einmal wiederholt.

Bei allen Versuchen wurde der gleiche Abstand zwischen Laser und Knochen eingestellt. Dieses geschah mit Hilfe eines Stativs mit Mikrometerschraube.

Bereits ab einer Leistung von 15 W kam es zu einem Durchschuss der Probe. Daher wurde für die eigentliche Versuchsreihe als Obergrenze eine Leistung von 12 Watt gewählt.

3.3.3 Eigentliche Versuchsreihe

Bei der eigentlichen Versuchsreihe zur Bestimmung der Veränderungen am Knochen wurden folgende Parameter zur Bestrahlung der Knochenteile im cw-Modus gewählt:

Leistung:	Zeit:
3 Watt	0,1 s und 0,2 s
5 Watt	0,1 s und 0,2 s
7 Watt	0,1 s und 0,2 s
9 Watt	0,1 s und 0,2 s
12 Watt	0,1 s und 0,2 s

Ansonsten entsprachen die Versuchsbedingungen denen der Vorversuche. So wurde aus Gründen der Reproduzierbarkeit jeder Bestrahlungsmodus an sieben Individuen durchgeführt. Die bestrahlten Präparate wurden nummeriert und gekennzeichnet.

3.4 Optische Untersuchung und Analyse

Anschließend erfolgte die erste visuelle Auswertung der Läsionen nach der Bestrahlung. Hierzu verwandten wir eine genaue Messlehre und ein Auflichtmikroskop mit integrierter Digitalkamera. Es wurde immer der gleiche Abstand zwischen Kamera bzw. Mikroskop und Knochen eingestellt.

Auf dem digitalen Bild war zu erkennen, dass die Breite der entstandenen Vaporisationskrater und der durch den Laser "geschwärzten" Koagulationszonen zunahm. Eine genaue Vermessung erfolgte jedoch erst im nächsten Schritt nach der histologischen Aufbereitung und Anfertigung der Schnitte. Zur histologischen Aufbereitung wurden die Präparate zuerst 48 Stunden in Formalin fixiert. Nun wurden die noch ganzen Knochenstücke in 5 %iger Salpetersäure entkalkt, um sie anschließend in kleine Stücke schneiden zu können und für die Einbettung in Paraffin vorzubereiten. Zuvor erfolgte jedoch nochmals eine genaue Nummerierung und Dokumentierung der einzelnen Präparate, um sie zu einem späteren Zeitpunkt wieder exakt zuordnen zu können. Die bereits entkalkten Präparate wurden im Citadel 1000 12 Stunden in einer aufsteigenden Alkoholreihe entwässert und in den letzten beiden Reagenzbehältern in flüssiges Paraffin getaucht. Danach erfolgte manuell das endgültige Ausgießen bzw. Einbetten in Paraffin. Nach dem Entkalken und Entwässern war der bestrahlte Knochen fertig vorbereitet für den Semidünnschnitt am Microm. Dieser hatte eine Dicke von 4 µm. Um die Präparate einfärben zu können, mussten sie für die entsprechende Färbung vorbereitet werden, indem das für den Semidünnschnitt notwendige Paraffin wieder herausgelöst wurde. Ein Vorlösen des Paraffins erfolgte im Brutschrank und anschließend das endgültige Herauslösen mittels Xylol. Nun begann der Färbeprozess mit Azan (Azokarmin und Phosphorwolframsäure) beginnend mit einer absteigenden Alkoholreihe und der Fixierung des Azans im Brutschrank. Zum Abschluss wurden die Präparate auf dem Objektträger noch mit dem Eindeckmittel Eukit versehen und konnten nun unter dem Lichtmikroskop betrachtet werden.

Die Schnitte wurden mit dem Axiophot-Fotomikroskop der Fa. Zeiss und dem Tessovar-Okular fotografiert und analysiert. Tabellarisch wurden die Breiten der Vaporisationszone/Tiefe des entstandenen Kraters und der Koagulations/Karbonisationszone vermessen.

4. Ergebnisse

4.1 Makroskopisches Bild

Im makroskopischen Bild sind zehn Laserpunkte mit jeweils unterschiedlicher Leistung und Bestrahlungszeit erkennbar (Abb. 10).



Abb. 10: Makroskopisches Bild

4.2 Lichtmikroskopische Auswertung

Es zeigte sich meist eine trichterförmige, also spitz zulaufende, Gewebeläsion. Die Anfärbung war intensiv wobei die verschiedenen Zonen gut zu unterscheiden waren (Abb. 11 bis Abb. 14).



Abb. 11: Lichtmikroskopische Auswertung bei den Laserparametern 3 W / 0,1 s mit Kennzeichnung der a) Eindingtiefe und Vaporisationsbreite und b) Koagulationsbreite



Abb. 12: Lichtmikroskopische Auswertung bei den Laserparametern 3 W / 0,2 s mit Kennzeichnung der a) Eindingtiefe und Vaporisationsbreite und b) Koagulationsbreite



Abb. 13: Lichtmikroskopische Auswertung bei den Laserparametern 5 W / 0,1 s mit Kennzeichnung der a) Eindingtiefe und Vaporisationsbreite und b) Koagulationsbreite



Abb. 14: Lichtmikroskopische Auswertung bei den Laserparametern 9 W / 0,1 s mit Kennzeichnung der a) Eindingtiefe und Vaporisationsbreite und b) Koagulationsbreite

4.3 Darstellung der Messparameter

Die Eindringtiefe nahm mit zunehmender Leistung zu und zwar von im Median 0,34 mm (0,1 s) bzw. 0,27 mm (0,2 s) bei 3 W auf 1,41 mm (0,1 s) bzw. 2,17 mm (0,2 s) bei 9 W. Eine weitere Erhöhung der Leistung auf 12 W führte zu keinem weiteren Anstieg der Eindringtiefe. Signifikant war der Anstieg zwischen 3 W und 5 W sowie 7 W und 9 W und zwar sowohl für eine Laserbeschusszeit von 0,1 s als auch für 0,2 s.

Eine Laserbeschusszeit von 0,2 s führte zu einer höheren Eindringtiefe als eine Laserbeschusszeit von 0,1 s. Signifikant waren die Unterschiede bei 5 W und 9 W (Abb. 15, Tab. 3).



Abb. 15: Eindingtiefe in Abhängigkeit von der Leistung und der Laserbeschusszeit

Die Vaporisationsbreite wurde nur geringfügig durch die Leistung und die Laserbeschusszeit beeinflusst. So war kein eindeutiger Trend erkennbar (Abb. 16, Tab. 3).



Abb. 16: Vaporisationsbreite in Abhängigkeit von der Leistung und der Laserbeschusszeit

Ein eindeutiger Zusammenhang zwischen der Koagulationsbreite als ein Maß für die thermische Schädigung und der Leistung bestand nicht. Allerdings führte eine Laserbeschusszeit von 0,2 s zu einer deutlich höheren Koagulationsbreite als eine Laserbeschusszeit von 0,1 s. Signifikant waren die Unterschiede bei 3 W, 5 W, 7 W und 12 W (Abb. 17, Tab. 3).



Abb. 17: Koagulationsbreite in Abhängigkeit von der Leistung und der Laserbeschusszeit

Das Vaporisationsvolumen als ein Maß für die Abtragung nahm mit zunehmender Leistung zu und zwar von im Median 0,014 mm³ (0,1 s) bzw. 0,011 mm³ (0,2 s) bei 3 W auf 0,18 mm³ (0,1 s) bzw. 0,14 mm³ (0,2 s) bei 12 W. Signifikant war der Anstieg jedoch nur zwischen 3 W und 5 W. Dies galt sowohl für eine Laserbeschusszeit von 0,1 s als auch für 0,2 s.

Eine Laserbeschusszeit von 0,2 s führte bei einer Leistung von 5 W, 7 W und 9 W zu einem höheren Vaporisationsvolumen als eine Laserbeschusszeit von 0,1 s. Aber nur bei 5 W war der Unterschied signifikant (Abb. 18, Tab. 3).



Abb. 18: Vaporisationsvolumen in Abhängigkeit von der Leistung und der Laserbeschusszeit

Auch das Koagulationsvolumen nahm mit zunehmender Leistung zu. Hier stieg das Volumen von im Median 0,014 mm³ (0,1 s) bzw. 0,026 mm³ (0,2 s) bei 3 W auf 0,094 mm³ (0,1 s) bzw. 0,133 mm³ (0,2 s) bei 12 W. Der Anstieg war zwischen 3 W und 5 W bei beiden Laserbeschusszeiten signifikant und zwischen 5 W und 7 W bei einer Laserbeschusszeit von 0,2 s.

Eine Laserbeschusszeit von 0,2 s führte zu einem weitaus höheren Koagulationsvolumen als eine Laserbeschusszeit von 0,1 s. Signifikant waren die Unterschiede bei 3 W, 5 W, 7 W und 9 W (Abb. 19, Tab. 3).



Abb. 19: Koagulationsvolumen in Abhängigkeit von der Leistung und der Laserbeschusszeit

Der geringste Anteil des Koagulationsvolumens bezogen auf das Vaporisationsvolumen und damit die geringste thermische Schädigung im Verhältnis zur Abtragung wurde bei einer Leistung von 12 W in Verbindung mit einer Laserbeschusszeit von 0,1 s erzielt und zwar im Median von 59,9 %. Der schlechteste Wert lag bei 3 W und 0,2 s vor und zwar im Median bei 250,2 %. Sonst war kein hinsichtlich der Leistung und Laserbeschusszeit kein Trend ablesbar (Abb. 20, Tab. 3).



Abb. 20: Anteil des Koagulationsvolumens bezogen auf das Vaporisationsvolumen in Abhängigkeit von der Leistung und der Laserbeschusszeit

Tab. 3:PaarweiserVergleich(p-Werte,Wilcoxon-Test)verschiedenerLaserbeschusszeiten bei gleicher Leistung und verschiedener Leistungen bei
gleicher Laserbeschusszeit, signifikante Unterschiede sind durch Fettdruck
hervorgehoben

stung	sszeit	gtiefe	oreite	oreite	umen	umen	en %
Lei	beschu	lindrin	sations	lations	lonsvol	lonsvol	ations-/ svolum
	Laser	H	Vaporis	Koagu	Vaporisati	Koagulati	Koagula Vaporisation
3W	0,1s vs.	0,73531	0,09096	0,01796	0,31049	0,04252	0,02799
	0,2s						
5W	0,1s vs.	0,01796	0,09096	0,01796	0,02799	0,01796	0,31049
	0,2s						
7W	0,1s vs.	0,09096	0,17629	0,01796	0,06297	0,01796	0,39802
	0,2s						
9W	0,1s vs.	0,04252	0,49896	0,86577	0,12819	0,02799	0,17629
	0,2s						
12W	0,1s vs.	0,61209	0,39802	0,01796	0,86577	0,12819	0,31049
	0,2s						
3W vs. 5W	0,1s	0,02799	0,49896	0,39802	0,01796	0,01796	0,02799
3W vs. 5W	0,2s	0,01796	0,01796	0,12819	0,01796	0,01796	0,01796
5W vs. 7W	0,1s	0,39802	0,86577	0,01796	0,39802	0,12819	0,01796
5W vs. 7W	0,2s	0,49896	0,61209	0,01796	0,73531	0,01796	0,12819
7W vs. 9Ws	0,1s	0,01796	0,9	0,73531	0,49896	0,12819	0,86577
7W vs. 9W	0,2s	0,01796	0,23672	0,01796	0,49896	0,39802	0,17629
9W vs. 12W	0,1s	0,09096	0,23672	0,23672	0,12819	0,12819	0,39802
9W vs. 12W	0,2s	0,23672	0,04252	0,01796	0,73531	0,17629	0,23672

Die günstigsten Lasereinstellungen mit einer hohen Vaporisationsbreite und geringen Koagulationsbreite sind 7W/0,12s und 12W/0,1s (Tab. 4, Abb. 21).

Unter Berücksichtigung aller 70 Werte zeigte sich zwischen beiden Größen kein signifikanter Zusammenhang (p=0,131, Spearman Rangkorrelation).

Tab. 4: Klassifikation von der Vaporisationsbreite und Koagulationsbreite in Abhängigkeit von der Lasereinstellung, niedrig: Median_{Einstellung} < Median_{gesamt}, hoch: Median_{Einstellung} > Median_{gesamt}

Lasereinstellung	Vaporisations-	Koagulations-	
	breite	breite	
3W/0,1s, 5W/0,1s, 9W/0,1ss	niedrig	niedrig	
3W/0,2s	niedrig	hoch	
7W/0,1s, 12W/0,1s	hoch	niedrig	
5W/0,2s, 7W/0,2s, 7W/0,2s, 9W/0,2, 12W/0,2s	hoch	hoch	



Abb. 21: Zusammenhang zwischen Vaporisationsbreite und Koagulationsbreite in Abhängigkeit von der Leistung und der Laserbeschusszeit

Ein hohes Vaporisationsvolumen in Verbindung mit einer geringen Koagulationsbreite wurde bei den Lasereinstellungen 9W/0,1s und 12W/0,1s erreicht (Tab. 5, Abb. 22).

Zwischen den beiden Größen fand sich ein signifikanter Zusammenhang wenn alle 70 Werte berücksichtigt wurden (p=0,0497, Spearman Rangkorrelation).

Tab. 5:KlassifikationvonVaporisationsvolumenundKoagulationsbreiteinAbhängigkeit von der Lasereinstellung, niedrig:Median_{Einstellung} < Median_{gesamt},Median_{Einstellung} < Median_{gesamt}

Lasereinstellung	Vaporisations-	Koagulations-	
	volumen	breite	
3W/0,1s, 5W/0,1s, 7W/0,1s	niedrig	niedrig	
3W/0,2s, 7W/0,2s	niedrig	hoch	
9W/0,1s, 12W/0,1s	hoch	niedrig	
5W/0,2s, 7W/0,2s, 9W/0,2s, 12W/0,2s	hoch	hoch	



Abb. 22: Zusammenhang zwischen Vaporisationsvolumen und Koagulationsbreite in Abhängigkeit von der Leistung und der Laserbeschusszeit

Es fanden sich keine Lasereinstellungen, mit denen sich gleichzeitig ein hohes Vaporisationsvolumen und geringes Koagulationsvolumen realisieren ließen (Tab. 6, Abb. 23).

Unter Berücksichtigung aller 70 Werte fand sich eine sehr hohe Korrelation zwischen beiden Größen (p<0,0001, Spearman Rangkorrelation).

Tab. 6: Klassifikation von der Vaporisationsbreite und Koagulationsbreite in Abhängigkeit von der Lasereinstellung, niedrig: Median_{Einstellung} < Median_{gesamt}, hoch: Median_{Einstellung} > Median_{gesamt}

Lasereinstellung	Vaporisations-	Koagulations-	
	volumen	volumen	
3W/0,1s, 3W/0,2s, 5W/0,1s, 7W/0,1s	niedrig	niedrig	
7W/0,2s	niedrig	hoch	
	hoch	niedrig	
5W/0,2s, 7W/0,2s, 9W/0,1s, 9W/0,2s,	hoch	Hoch	
12W/0,1s, 12W/0,2s			



Abb. 23: Zusammenhang zwischen Vaporisationsvolumen und Koagulationsvolumen in Abhängigkeit von der Leistung und der Laserbeschusszeit

5. Diskussion

5.1 Ziel der Studie

Die vorliegende Studie wurde als experimentelle Grundlagenstudie zum Einsatz des CO₂-Lasers für rhinologische Anwendungen konzipiert. Das Ziel lag darin, die Parameter Leistung und Zeit bei CO₂-Lasern so zu optimieren, dass einerseits klinisch sinnvolle und reproduzierbare Läsionen gesetzt werden, der Gewebeabtrag (Vaporisationsvolumen) also möglichst groß ist. Andererseits soll die thermische Schädigung des umgebenden Gewebes (Koagulatonsvolumen) so gering wie möglich bleiben (Fried und Fried 2001).

5.2 Methodendiskussion

Die vorliegende Studie wurde als In-vitro-Studie konzipiert. Dabei ist jedoch einschränkend zu bemerken, dass sich die Ergebnisse nur bedingt auf In-vivo-Verhältnisse übertragen lassen. So sollten die Koagulationszonen unter In-vitro-Bedingungen bei gleichen Leistungsparametern tiefer ausfallen als unter In-vivo-Bedingungen, da es in-vivo durch den Blutfluss zu Kühleffekten kommt (Hopf et al. 1999/2000, 2001).

Als Versuchstier wurde die Spezies Schaf aufgrund der hohen Ähnlichkeit zur humanen Anatomie gewählt (Hopf et al. 2000).

Verwendet wurde ein CO₂-Laser. Seine Strahlung mit einer Wellenlänge von 10.600 nm wird sehr gut durch Wasser absorbiert. Da Wasser ca. 70-90% der Gewebsmasse ausmacht, ist die optische Eindringtiefe mit 0,01 mm sehr gering. Damit lassen sich mit diesem Laser gute Vaporisationseigenschaften bei niedriger koagulativer Randzonenalteration erzielen (Hopf et al. 1999/2000, 2001). Zum Schneiden und Abtragen von Gewebe ist dieser Lasertyp besonders geeignet (Lippert et al. 1994). Choy et al. (1995) verglichen die Ablationseffektivität verschiedener Laser bei Nukleus pulposus. Dabei erwiesen sich der CO₂-Laser neben dem Er:YAG-Laser am effektivsten. Es folgten der Nd:YAG-Laser, der Argon-Laser und schließlich der Ho:YAG-Laser.

Beim verwendeten Lasersystem lag der sogenannten "fundamental mode" (TEM₀₀) vor. Die Strahlungsintensität entspricht dabei einer klassischen Gauss'schen Glockenkurve wobei das

Intensitätsmaximum sich im absoluten Zentrum des fokussierten Laserspots befindet und zu den Rändern hin abfällt (Dörschel 2000) (Abb. 24).



Abb. 24: Form der Gewebepenetration des fokussierten CO₂-Laserstrahls, unten: Histologisches Präparat nach CO₂-Laserbestahlung (Hopf et al. 1999/2000)

Bei der Durchführung wurde auf eine exakt senkrechte Bestrahlung der Präparate geachtet. Dies geschah, um eine leicht reproduzierbare Läsion zu schaffen und auch um die maximale Eindringtiefe zu ermitteln. Bei dieser Versuchsanordnung ist die seitliche Streustrahlung aufgrund des Strahlprofils im Fokus sehr gering (Hopf et al. 1999/2000). Bei abnehmendem Winkel zeigt sich dagegen eine Reduktion der Ablationstiefe und Zunahme der Breite des abgetragenen Bereichs (Gerber et al. 1996).

5.3 Ablation von Knochengewebe

Die Gewebeabtragung "Vaporisationszone" nach Laserbestrahlung nahm eine spitz zulaufende Kegelform an. Die typische Kegelform zeigte sich auch in anderen Studien zur Ablation von Knochen mit dem CO₂-Laser (Forrer et al. 1993, Gonzalez et al. 1990, Ivanenko et al. 2002). Die Gewebeabtragung entsprach somit der Intensitätsverteilung der Strahlung mit der größten Intensität und dem tiefsten Punkt im Zentrum des Strahls (siehe Kap. 5.2, Abb. 24).

An die Vaporisationszone schloss sich ein minimaler Karbonisationssaum an. Darunter befand sich die Koagulationszone mit anschließender Zone der reversiblen Schädigung. Die eigenen Befunde entsprachen somit der typischen Zoneneinteilung (Helfmann und Brodzinski 2000) (siehe Kap. 2.4.4.2).

Die optimalen Laserparameter mit der geringsten thermischen Schädigung im Verhältnis zur Abtragung waren 12 W und 0,1 s. Dabei wurde histologisch eine Eindringtiefe von 1,84 \pm 0,70 mm, eine Vaporisationsbreite von 0,56 \pm 0,19 mm und eine Koagulationsbreite von 0,071 \pm 0,014 mm bestimmt. Vermutlich ist die tatsächliche Zone der thermischen Schädigung erheblich breiter. So fanden Züger et al. (2001), dass die thermische Schädigung nach Viablitätstests etwa doppelt so groß ist, als die histologische Untersuchung erwarten ließ.

In der Literatur finden sich einige Studien zur Ablation von Knochengewebe mit dem CO₂-Laser. Allerdings unterscheiden die Studiendesign im Hinblick auf die Laserparameter (z. B. Wellenlänge, Pulsdauer, Energiedichte) und die Art des Knochengewebes, so dass ein Vergleich schwierig ist. Dennoch werden die Studien zitiert, um einige allgemeine Schlüsse zur Ablation von Knochengewebe ziehen zu können:

Fried und Fried (2001) verglichen den Er:YAG und TE (Transverse excited) CO_2 -Laser für die Ablation von Schädelknochen vom Rind. Der CO_2 -Laser hatte eine Wellenlänge von 9,6 µm und Pulsdauern von 5-8 µs. Unter diesen Bedingungen ließ sich eine Ablation ohne thermische Schäden durchführen.

Forrer et al. (1993) untersuchten die Ablationsmechanismen bei CO_2 -Lasern. Hierzu wurden Wellenlängen von 9,3, 9,6, 10,3, und 10,6 μ m eingestellt. Getestet wurden kurze Laserimpulsdauern von 0,9 und 1,8 μ s und eine vergleichsweise lange Pulsdauer von 250 μ s.

Im Falle von kurzen Impulsdauern wurde gezeigt, dass Wasser die treibende Kraft für den Ablationsprozess ist, obwohl die mineralischen Bestandteile der Hauptabsorber für CO₂-Strahlung sind. Die Zerstörung des Stoffs beruht auf der explosiven Verdampfung des Wassers mit einer Ablationenergie von 1,3 kJ/cm³. Die histologische Untersuchung zeigte eine dünne nur 10-15 μ m messende Zone von thermisch veränderten Material am Boden des durch den Laser erzeugten Lochs. Innerhalb des untersuchten Spektralbereichs wurde ermittelt, dass die Ablationsschwelle bei 9,3 und 9,6 μ m ist niedriger ist, als bei 10,3 und 10,6 μ m.

Im Vergleich hierzu wird die Ablation bei einer langen Impulsdauer von zwei Prozessen bestimmt. Auf der einen Seite führt die durch Wärmeleitung abgeleitete Energie zu einer Karbonisation der Oberflächenschicht. Dabei stellt die Absorption der CO₂-Strahlung durch diesen verkohlten Belag die treibende Kraft des Ablationsprozesses dar. Auf der anderen Seite wurde gezeigt, dass bis zu 60 % der Pulsenergie durch die Ablationsrauchschwaden absorbiert werden. Deshalb führt eine lange Impulsdauer zu einer achtfach höheren spezifischen Ablationsenergie von 10 kJ/cm³.

Gonzalez et al. (1990) führten eine experimentelle Studie zur Bestrahlung von Kieferhöhlenknochen durch. Verwendet wurden ein Sharplan 1040 CO₂-Laser, der im continious wave (cw)und im superpulsed (sp) Modus betrieben wurde sowie ein Er:YAG Laser.

Der CO₂-Laser führte im Gegensatz zum Er:YAG Laser in beiden Modi zur Entstehung von Ringen mit schwarzen Verkohlungen. Der mittlere Lochdurchmesser betrug beim CO₂-Laser 0,65 mm im cw- und 0,61 mm im sp-Modus und 0,83 mm beim Er:YAG Laser (Tab. 7). Der Durchmesser war jeweils unabhängig von der Gesamtenergie, der Energie pro Fläche oder der Energie pro Puls. Die Läsionen wiesen beim CO₂-Laser gezackte Kanten und beim Er:YAG Laser glatte Kanten auf.

Die Ablation mit dem Er:YAG Laser führt zu einer um den Faktor 10 geringeren thermischen Schädigung im Vergleich zum CO₂-Laser (Tab. 7). Die Wirkung des operativen Lasers auf das Gewebe ist stark von der Wellenlänge des Lasers abhängig. Eine hohe Ablation mit geringer thermischer Schädigung wird bei einem großen Absorptionskoeffizienten und einer kurzen Dauer der Laserpulse erreicht. Da mehr als 80 % des biologischen Gewebes Wasser ist, führt eine Wellenlänge, die stark von Wasser absorbiert wird, zu einer hohen Leistungsdichte in einem kleinen Areal. Damit wird eine effiziente Ablation mit einer kleinen Eindringtiefe und einer minimalen umliegenden Gewebeschädigung erreicht. Der Absorptionskoeffizient für Wasser bei 2,94 μ m (Er:YAG Laserwellenlänge) ist etwa 10 mal höher als bei 10 μ m (CO₂-Laserwellenlänge) (Gonzalez et al. 1990).

Laser	Mittlerer Loch- durchmesser	Mittlere angren- zende Schädigung	Verbrennungs- verhältnis
$CO_2(CW)$	0,65 mm	40 µm	0,62-1
CO_2 (SP)	0,61 mm	67 μm	0,44-1
Er:YAG	0,83 mm	5 μm (p<0,0003)	0,1 (p=0,001)

Tab. 7: Vergleich von CO₂-Laser und Er:YAG Laser bei der Ablation von Knochen (Gonzalez et al. 1990)

Ivanenko et al. (2002) untersuchten die thermischen Nebenwirkungen von kurzen CO_2 -Laserpulse in Verbindung mit einem Luftwasserspray auf verschiedene Arten von Knochengewebe. Ein Q-getakteter CO_2 -Laser lieferte 300 ns Pulse mit einer Wellenlänge von 9,6 µm, welche auf einen Brennfleck 440 µm fokussiert wurde (Energiedichte 9 J/cm²). Knochenproben (Blöcke von Schweineoberschenkelknochen, Rippe oder Knorpel) wurden solange durch den Strahl bewegt, bis 1-5 mm tiefe Schnitte erzeugt wurden. Das Luftwasserspray diente dazu, die Gewebedehydratation zu verhindern. Die folgenden visuellen und histologische Untersuchungen zeigten keine Karbonisation, Schmelzspuren oder Gewebefissuren. Eine mit 2-6 µm extrem dünne thermische geschädigte Schicht wurde an der Grenze zwischen Kompakta und Knorpel beobachtet.

In einer in-vivo-Studie an Hunden untersuchten Ivanenko et al. (2005) die Auswirkung eines Osteotoms in Form eines CO₂-Lasers mit einer Impulsdauer von 80 µs auf den Unterkiefer. Die Lasereinschnitte wurden im Multipassmodus mit Hilfe eines PC-kontrollierten galvanischen Strahlscanners im Verbindung mit Wasserspray ausgeführt. Bereits 22 Tage nach den Lasereingriffen wurde unter optimalen Bestrahlungsbedingungen eine vollständige Heilung durch eine knöcherne Neuanordnung der Osteotomielücke mit frisch gebildetem lamellären Haversian-Knochen beobachtet. Eine effektive CO₂-Laserosteotomie ohne thermische Nebenwirkungen und Verzögerung der Heilung ist somit möglich. Sie ermöglicht eine beliebige Schnittgeometrie und kann zu neuen vorteilhaften Knocheneingriffsverfahren führen.

Krause et al. (1997) untersuchten die Auswirkung des CO₂-Lasers auf den Knochen unterhalb der Mukosa. Es bestand eine direkte Korrelation zwischen der Energiedichte und/oder Anzahl der Strahldurchgänge mit einer zunehmenden Ablationstiefe, Nekrosezone, thermischen Schädigung und Weite der Oberflächenschäden (Tab. 8).

Engergie- dichte	Tiefe der Ablation [mm]	Nekrosezone [mm]	Thermische Schädigung	Oberflächliche Schädigung
[J/cm ²]			[mm]	[mm]
160	0,02 mm	0,03 mm	0,03 mm	0,90 mm
240	0,17 mm	0,05 mm	0,06 mm	1,10 mm
400	0,20 mm	0,12 mm	0,10 mm	1,10 mm
640	0,28 mm	0,12 mm	0,12 mm	1,08 mm
1032	0,35 mm	0,16mm	0,20 mm	1,25 mm
2062	0,75 mm	0,20 mm	0,25 mm	1,48 mm

Tab. 8: Knochendefekte bei der Ablation von Knochen durch den CO₂-Laser in Abhängigkeit von der Energiedichte (Krause et al. 1997)

Li et al. (1992) untersuchten die Knochenablation mit einem Er:YAG- und einem CO_2 -Laser. Die Ablationseffizienz war beim Er:YAG-Laser deutlich höher (Abb. 25). Umgekehrt kam es beim CO_2 -Laser zu einer stärkeren Erwärmung. Während die Schädigungszone beim CO_2 -Laser 50-100 µm betrug, lag sie beim Er:YAG-Laser nur bei 5-15 µm.



Abb. 25: Massenentfernung in Abhängigkeit von der Energiedichte (Li et al. 1992)

Nakamura et al. (1999) untersuchten die morphologischen Änderungen des mandibulären Knochens der Ratte nach Bestrahlung mit dem TEA CO₂-Laser. Die Bestrahlung erfolgte unter folgenden Bedingungen: Wellenlänge, 10,6 μ m; Abgabe, 95 mJ/Puls; Pulswiederholungsrate, 1 Hz; Bestrahlungszeit, 7,5 μ s/Puls; Spotgröße, 0,8 x 1,5 mm; Energiedichte 7,9 J/cm². 25 Ratten

wurden direkt nach der Bestrahlung getötet. In der stereoskopischen Untersuchung dieser Ratten zeigte sich ein Defekt mit klaren Kanten. In der lichtmikroskopischen Untersuchung war eine basophile Linie unten auf dem Defekt sichtbar. Fünf weitere Ratten wurden drei Wochen nach der Bestrahlung getötet. Bei diesen Ratten war in der histologischen Untersuchung bereits ein Heilungsprozess mit der Bildung von neuen Knochen erkennbar.

Rayan et al. (1991) untersuchten die Wirkung des CO₂-Lasers auf kortikalen Knochen. Hierzu wurden 16 Knochenblöcke von zwei frisch amputierten Beinen in zwei Gruppen eingeteilt. In der ersten Gruppe lag ein fokussierter Modus mit einem Bestrahlungsdurchmesser von 1 mm vor und in der zweiten Gruppe ein nicht-fokussierten Modus mit einem Bestrahlungsdurchmesser von 3 mm. Zudem wurden die Energie und die Expositionszeit variiert. Drei histologische Zonen wurden beobachtet: Eine oberflächliche Karbonisationszone mit schwarzen Partikelablagerungen, eine mittlere Zone mit Fibrillationen und vergrößerten leeren Lakunen und eine tiefe Zone mit normal erscheinendem Knochen. Die knöchernen Änderungen in den ersten beiden Zonen waren in allen Proben oberflächlich und maßen weniger als 200 µm. Höhere Energie, fokussierter Modus und höhere Expositionszeit korrelierten mit zunehmenden Matrix-änderungen. Hieraus wurde geschlossen, dass der CO₂-Laser unter in-vitro-Bedingungen mit minimalen thermalen Schäden auf kortikalen Knochen angewandt werden kann.

In einer weiteren Studien untersuchten Rayan et al. (1992) die Wirkung des CO₂-Lasers auf kortikalen Knochen. Diesmal wurden 16 Oberschenkelknochen von Kaninchen bestrahlt und vier weitere Kaninchen dienten als Kontrolle. Die Laserparameter waren 20 Watt, nicht-fokussierten Modus von 3 mm, 2 kHz Spitzenpotentialpulsmodus für 10 s und Pulsdauer 0,1 ms. Vier weitere Oberschenkelknochen dienten der Kontrolle. Die Tiere wurden nach 4 und 6 Wochen getötet und die Proben histologisch untersucht. Alle laserbehandelten Proben zeigten thermische Änderungen. Drei histologische Zonen wurden beobachtet. Eine oberflächliche Karbonisationszone von innerem Kortex nahe dem Strahl bestand hauptsächlich aus Kohlenstoffasche. In der mittleren Zone war eine Knochennekrose erkennbar aber auch Bereiche mit neuer Knochenbildung. Die tiefe Zone des äußeren Kortex zeigte normalen Knochen ohne zelluläre Schädigung. In den Kontrollproben wurden keine Veränderungen beobachtet. Aus den Ergebnissen wurde geschlossen, dass der CO₂-Laser sich verwendet werden kann, um auf eine vorhersagbare und reproduzierbare Weise eine Gewebeablation durchzuführen.

Zusammenfassend lässt sich eine hohe Ablationsrate am besten realisieren, wenn der CO_2 -Laser eine Wellenlänge von 9,3-9,6 µm aufweist und die Laserpulse sehr kurz sind (Forrer et al. 1993).

Denn bei gleicher Gesamtenergie wird über die Leistungssteigerung ein guter Vaporisationseffekt und über die Erhöhung der Expositionszeit ein guter Koagulationseffekt erreicht. Wenn Gewebe gezielt durch Vaporisation entfernt werden soll, wird somit eine möglichst hohe Leistungsdichte und geringe Expositionszeit gewählt (Hopf et al. 2001).

5.4 Thermische Schädigung

Als prinzipielle Schädigungsmöglichkeiten nach Laserbehandlung kommen die akustische Schädigung durch Schockwellen (Gerber et al. 1996) und die thermische Schädigung in Frage. Dabei spielt letztere die weitaus größere Rolle (Bressem et al. 1995). Denn thermische Schäden gelten als Hauptgründe für eine verzögerte Heilung (Krause et al. 1997). Die thermische Schädigung ist sowohl von der Temperatur als auch von der Zeitdauer abhängig. Bei der Laserablation wird diese durch die Leistung, die Pulsdauer und die Bestrahlungszeit bestimmt. Durch eine hohe Absorption wird eine Erwärmung tieferer Schichten vermieden. Die höchste Absorption des Knochens liegt bei einer CO₂-Laserwellenlänge von 9,6 µm vor.

Die Temperaturausbreitung im Gewebswasser wird durch die Einwirkzeit des Lasers bestimmt. Bei einer Bestrahlungszeit von z. B. 1 ms beträgt die Eindringtiefe nur 22 μ m. Selbst bei einer Expositionszeit von 1 s erfolgt eine Erwärmung nur bis zu einer Tiefe von 0,7 mm (Niemz 1996).

Als thermische Relaxationszeit bezeichnet man die Zeitspanne, die notwendig ist, thermische Energie über eine definierte Gewebeschichtdicke via Konduktion weiterzuleiten. Sie beeinflusst die Schädigung benachbarter Strukturen durch Hitzewirkung. Verkürzt man die Expositionszeit, d. h. die Zeit, die ein Gewebeareal der Laserwirkung ausgesetzt ist, so dass sie sich der thermischen Relaxationszeit annähert, wird athermisches Arbeiten möglich. Nebenwirkungen wie Karbonisation und Koagulation können so minimiert werden (Sedlmaier et al. 1997). Um die thermische Schädigung durch die Thermodiffusion während des Laserpulses zu minimieren, sollte die Laserimpulsdauer in etwa zur thermischen Relaxationszeit in Hartgewebe passen, welche etwa 2±3 µs beträgt (Forrer et al. 1993, Krapchev et al. 1997). Unter der Bedingung, dass Pulsdauer sehr viel kleiner ist als die thermische Diffusion, bleibt die Hitzebildung auf die optische Zone beschränkt. Dieser Prozess, wird auch als thermale Beschränkung (thermal confinement) bezeichnet und führt zu einem geringen Trauma aufgrund von Wärmetransfer

(Wong et al. 1996). In der vorliegenden Studie betrug die Expositionszeit 0,1 s bzw. 0,2 s. Daher waren entsprechend den obigen Ausführungen thermische Schäden unvermeidlich.

Die Ablationsraten können somit nicht einfach dadurch gesteigert werden, indem die Laserimpulsdauer und/oder die Fluenz erhöht werden. Denn dies würde zu einer Erhöhung der thermischen Schädigung führen. Es gilt vielmehr darum, ein Gleichgewicht zwischen einer möglichst hohen Ablationsate und einer minimalen peripheren thermischen Schädigung zu erreichen (Fried und Fried 2001).

5.5 Schlussfolgerungen

Obwohl bis heute noch kein Lasersystem entwickelt werden konnte, dass alle Ansprüche zum Einsatz in der Rhinologie gleichzeitig erfüllt (Levine 2006), besitzt die Laserchirurgie als minimal invasive Operationstechnik bereits einen hohen Stellenwert in der gesamten operativen Hals-Nasen-Ohrenheilkunde. Der CO₂-Laser wird seit den neunziger Jahren im Bereich der Nasenhaupt- und Nasennebenhöhlen mit gutem Erfolg verwendet (Hopf et al. 1998/99, 2001).

In folgenden Studien wurde bereits über positive Erfahrungen mit dem CO₂-Laser berichtet:

Mittelman (1982) beschrieb den Einsatz des CO₂-Lasers bei Muschelhyperplasie und Synechien. Die Vorteile bestehen in der sofortigen Übersicht über den Gewebeeffekt, da der CO₂-Laser nur oberflächliche Defekte setzt. Der Nachteil der Anwendung ist seiner Meinung nach die Tatsache, dass die Laserenergie nur in Geradeausrichtung abgegeben werden kann.

Eine umfangreiche Studie zur laserchirurgischen Behandlung der Rhinitis vasomotorica liegt von Fukutake et al. (1986) vor. Er behandelte 1000 Patienten mit dem CO₂-Laser und fand in 46 % ein exzellentes, in 34 % ein gutes und in 20% ein unverändertes Ergebnis.

In einer Vergleichsstudie führen Lippert et al. (1992) Erfolgsquoten von 85,7% (sechs Monate nach Behandlung) und von 77,1% (5 Jahre nach Behandlung) an, die er beim Einsatz des CO₂-Lasers mit seiner eigenen Operationstechnik erzielt hatte. Diese Quoten lagen dabei deutlich höher als die Resultate, die er mit dem Nd:YAG-Laser (66,6\% und 64,6%) erzielt hatte.

Zhang (1993) verglich in einer prospektiven randomisierten Studie bei Patienten mit Polyposis nasi et sinuum die rhinochirurgische Laserbehandlung mit konventionell-chirurgischen Behandlungmaßnahmen. In einem Beobachtungszeitraum von 18 bis 30 Monaten betrug die Rezidivrate bei den Patienten, die eine Polypektomie mit dem Nd:YAG-Laser erhielten, 46,6%. Demgegenüber lag die Rezidivrate bei den Patienten, die sich einer konventionellen Polypektomie unterzogen hatten, mit 66,6% signifikant höher.

Jäckel et al. (2003) führten an 617 Patienten Tonsillektomien durch. Die Zuordnung der Patienten zu einem der beiden Operationsverfahren, konventionelle Dissektionstonsillektomie oder CO₂-lasermikrochirurgische Technik, erfolgte randomisiert. Die Vorteile der CO₂-lasermikrochirurgischen Tonsillektomie lagen in einem geringeren intraoperativen Blutverlust, einer besonders exakten Präparation mit Schonung der Weichgaumenmuskulatur und einer reduzierten Rate schwerer Nachblutungen. Dem standen der deutlich erhöhte apparative und zeitliche Aufwand des Eingriffs gegenüber.

Nach einer Zusammenstellung von Hopf et al. (2001) hat die Anwendung des CO₂-Lasers aber auch Nachteile bzw. ist mit Problemen verbunden.

- Ein Problem ist die zielgenaue Applikation im verwinkelten und manchmal schwer zugänglichen System der Nasenhaupt- und Nasennebenhöhlen. Die mikromanipulatorassistierte Applikation erreicht bei nicht voroperierten Patienten höchstens zwei Drittel der Nasenhaupthöhle und den Eingang zum anterioren Siebbein. Schwierig bleibt die Behandlung der hinteren Abschnitte der Nasenhaupthöhle und der Nasennebenhöhlen.
- Die Strahlübertragung über Fasern ist noch nicht sehr weit verbreitet. Der Hohlwellenleiter für den Einsatz an schwierig zugänglichen anatomischen Arealen ist zwar schon kommerziell erhältlich, er erfordert jedoch viel Erfahrung. Problematisch sind die beträchtlichen Leistungsverluste über die Strecke und außerdem der relativ große Außendurchmesser des Applikators, zumal ein Operationsendoskop ebenfalls in die Nase eingeführt werden muss.
- Selkin (1986) widmete sich insbesondere der klinischen Anwendung des CO₂-Lasers im Dauerstrahlbetrieb. Er hält jedoch den CO₂-Laser wegen seiner fehlenden Koagulationsfähigkeit für die endonasale Chirurgie für wenig vorteilhaft. Bei einem Kollektiv von 250 Patienten mit unterschiedlichen Indikationen sah er in insgesamt 11 Fällen eine intraoder postoperative Blutung, in zwei Fällen eine Septumperforation und in einem Fall eine Rhinitis sicca und das Wiederauftreten von Nasenatmungsbehinderung in 4 Fällen und zusätzlich Hautverbrennungen der Nase in zwei weiteren Fällen.
- Der Nachteil der CO₂-Laser im Vergleich zu schneidenden Instrumenten liegt auch darin, dass die Wundheilung um ca. 10 Tage verzögert ist (Rudert 2001).

Insgesamt sprechen jedoch die guten Erfahrungen mit dem CO₂-Laser dafür, dass die genannten Nachteile nicht so gravierend sind oder die Probleme zumindest lösbar sind.

5.6 Ausblick

Bei der Bearbeitung von Gewebe mit Lasern lassen sich thermische Schäden nie vollkommen ausschließen. Gemäß der vorliegenden Studie können diese jedoch durch die Wahl geeigneter Laserparameter reduziert werden. Ein weiterer Ansatz, um diese zu reduzieren, könnte darin liegen, CO₂-Laser mit einer Wellenlänge von 9,5 µm statt 10,6 µm zu verwenden. Dadurch wird die Ablation effizienter bei gleichzeitig verminderter thermischer Schädigung. Eine weitere Möglichkeit liegt darin, möglichst kurz gepulste Laser einzusetzen (Forrer et al. 1993) oder mit einem Luftwasserspray zu kühlen (Ivanenko et al. 2002, 2005).

6. Zusammenfassung

Die vorliegende Studie wurde als experimentelle Grundlagenstudie an Schafen zum Einsatz des CO₂-Lasers für rhinologische Anwendungen konzipiert. Das Ziel lag darin, die Parameter Leistung und Zeit bei CO₂-Lasern so zu optimieren, dass im Verhältnis zum Gewebeabtrag (Vaporisationsvolumen) eine möglichst geringe thermische Schädigung (Koagulationsvolumen) entsteht.

Die Veränderungen am Knochen wurden bei Leistungen von 3 W, 5 W, 7 W, 9 W und 12 W und Laserbeschusszeiten von 0,1 s und 0,2 s ermittelt.

Die Gewebeabtragung "Vaporisationszone" nach Laserbestrahlung nahm eine spitz zulaufende Kegelform an. An die Vaporisationszone schloss sich ein minimaler Karbonisationssaum an. Darunter befand sich die Koagulationszone mit anschließender Zone der reversiblen Schädigung. Die Eindringtiefe nahm mit zunehmender Leistung bis 9 W zu. Sie war bei einer Laserbeschusszeit von 0,2 s höher als bei 0,1 s.

Die Vaporisationsbreite wurde nur geringfügig durch die Leistung und die Laserbeschusszeit beeinflusst.

Ein eindeutiger Zusammenhang zwischen der Koagulationsbreite als ein Maß für die thermische Schädigung und der Leistung bestand nicht. Allerdings führte eine Laserbeschusszeit von 0,2 s zu einer deutlich höheren Koagulationsbreite als 0,1 s.

Das Vaporisationsvolumen als ein Maß für die Abtragung nahm mit zunehmender Leistung zu. Auch war es bei einer Laserbeschusszeit von 0,2 s höher als bei 0,1 s.

Auch das Koagulationsvolumen nahm mit zunehmender Leistung zu. Eine Laserbeschusszeit von 0,2 s führte zu einem weitaus höheren Koagulationsvolumen als 0,1 s.

Die optimalen Laserparameter mit der die geringste thermische Schädigung im Verhältnis zur Abtragung waren 12 W und 0,1 s. Dabei wurde histologisch eine Eindringtiefe von $1,84\pm0,70$ mm, eine Vaporisationsbreite von $0,56\pm0,19$ mm und eine Koagulationsbreite von $0,071\pm0,014$ mm bestimmt. Das Vaporisationsvolumen betrug $0,17\pm0,12$ mm³ und das Koagulationsvolumen $0,095\pm0,053$ mm³.

7. Literaturverzeichnis

- Anders JO, Pietsch S, Staupendahl G: Kritische Betrachtung der Indikationen des Holmium:YAG-Lasers in der orthopädischen Chirurgie anhand einer In-vitro-Studie. Biomed Tech 1999; 44: 83-86
- Berlien HP, Müller G: Angewandte Lasermedizin. Ecomed, Landsberg, München, Zürich 1989
- Beule AG, Berweiler J, Christophersen K, Mlynski B, Gogniashvili G, Mlynski G: Rhinometrische Untersuchungen zur "physiologischen Septumdeviation". HNO-Informationen (Kongressabstracts) 2005; 84: 494 http://www.thieme-connect.com/ejournals/abstract/HNO/doi/10.1055/s-2005-869242
- Bressem M, Meyer D, Bickelmann K, Foth HJ: Die thermische Belastung von Knorpel durch Holmium-Laser-Strahlung. Lasermed 1995; 11: 85
- Choy DS, Altman P, Trokel SL: Efficiency of disc ablation with lasers of various wavelengths. J Clin Laser Med Surg 1995; 13: 153-156
- 6. Dedo HH:

Transnasal mucosal flap rotation technique for repair of posterior choanal atresia. Otolaryngol Head Neck Surg 2001; 124: 674-682

- DeRowe A, Landsberg R, Leonov Y, Katzir A, Ophir D: Subjective comparison of Nd:YAG, diode, and CO₂ lasers for endoscopically guided inferior turbinate reduction surgery. Am J Rhinol 1998; 12: 209-212
- Dörschel K, Müller G: Verstärker mit Rückkopplung (Kap. II-2.1).

In: Berlien H-P, Müller G (Hrsg): Angewandte Lasermedizin: Lehr- und Handbuch für Praxis und Klinik.

Ecomed Verlagsgesellschaft, Landsberg 2000

- 9. Dörschel K:
 - Laserstrahlung (Kap. II-2.3).

In: Berlien H-P, Müller G (Hrsg): Angewandte Lasermedizin: Lehr- und Handbuch für Praxis und Klinik.

Ecomed Verlagsgesellschaft, Landsberg 2000

10. Eckert-Möbius A:

Die Bedeutung der Zunge für die Nasen- und Mundatmung. Fortschr Kieferorthop 1953; 14: 229-239

- el-Azhary RA, Roenigk RK, Wang TD: Spectrum of results after treatment of rhinophyma with the carbon dioxide laser. Mayo Clin Proc 1991; 66: 899-905
- 12. Elwany S, Harrison R: Inferior turbinectomy: comparison of four techniques. J Laryngol Otol 1990; 104: 206-209
- 13. Elwany S, Thabet H: Endoscopic carbon dioxide laser turbinoplasty. J Laryngol Otol 2001; 115: 190-193
- 14. Englender M: Nasal laser mucotomy (L-mucotomy) of the interior turbinates. J Laryngol Otol 1995; 109: 296-299
- Forrer M, Frenz M, Romano V, Altermatt HJ, Weber HP, Silenok A, Istomyn M, Konov VI: Bone-ablation mechanism using CO₂ lasers of different pulse duration and wavelength. Appl Phys B 1993; 56: 104-112
- 16. Frentzen M, Koort HJ: Lasertechnik in der Zahnheilkunde. Dtsch Zahnärztl Z 1991; 46: 443-454
- 17. Frick H, Leonhardt H, Starck D: Allgemeine Anatomie/Spezielle Anatomie I. 4. Aufl. Thieme, Stuttgart 1992
- 18. Fried NM, Fried D:

Comparison of Er:YAG and 9.6-microm TE CO₂ lasers for ablation of skull tissue. Lasers Surg Med 2001; 28: 335-343

- 19. Fukutake T, Yamashita T, Tomoda K, Kumazawa T: Laser surgery for allergic rhinitis. Arch Otolaryngol Head Neck Surg 1986; 112: 1280-1282
- 20. Gerber BE, Asshauer T, Delacrétaz G, Jansen T, Oberthür T: Biophysikalische Grundlagenuntersuchungen zur Wirkung der Holmium-Laserstrahlung am Knorpelgewebe und deren Konsequenzen für die klinische Applikationstechnik. Orthopäde 1996; 25: 21-29
- 21. Gonzalez C, van de Merwe WP, Smith M, Reinisch L: Comparison of the erbium-yttrium aluminum garnet and carbon dioxide lasers for in vitro bone and cartilage ablation. Laryngoscope 1990; 100: 14-17
- 22. Gulati MS, Grewal N, Kaur A: A comparative study of effects of mouth breathing and normal breathing on gingival health in children.

J Indian Soc Pedod Prev Dent 1998; 16: 72-83

23. Harzer W:

Orofaziale Funktionsabläufe. In: Lehrbuch der Kieferorthopädie. Hanser, München, Wien 1999, S. 48-52

24. Healy GB, McGill T, Strong MS, Jako GJ, Vaughan CR: Management of choanal atresia with carbon dioxide laser. Ann Otol Rhinol Laryngol 1978; 87: 658-662

25. Helfmann J:

Nichtlineare Prozesse (Kap. II-3.4.1).

In: Berlien H-P, Müller G (Hrsg): Angewandte Lasermedizin: Lehr- und Handbuch für Praxis und Klinik.

Ecomed Verlagsgesellschaft, Landsberg 2000a

26. Helfmann J:

Thermo-mechanische Ablation (Kap. II-4.5).

In: Berlien H-P, Müller G (Hrsg): Angewandte Lasermedizin: Lehr- und Handbuch für Praxis und Klinik.

Ecomed Verlagsgesellschaft, Landsberg 2000b

27. Helfmann J, Brodzinski T:

Thermische Wirkungen (Kap. II-3.3).

In: Berlien H-P, Müller G (Hrsg): Angewandte Lasermedizin: Lehr- und Handbuch für Praxis und Klinik.

Ecomed Verlagsgesellschaft, Landsberg 2000

- 28. Hopf JUG, Hopf M, Koffroth-Becker C: Minimal invasive Chirurgie obstruktiver Erkrankungen der Nase mit dem Diodenlaser. Lasermedizin 1998/99; 14: 106-115
- 29. Hopf JUG, Hopf M, Hirst L, Merker H-J, Zimmermann B: Das Reparationsverhalten der Eustachischen Röhre in der Gewebekultur nach CO₂-Laserbestrahlung. Lasermedizin 1999/2000; 14: 106-115
- 30. Hopf JUG, Hopf M, Eichwald H, Wolter H: Das Training zur funktionell-endoskopischen endonasalen Laserchirurgie (FEELS) am Tiermodell "Schaf". Lasermedizin 2000; 15: 124-138
- Hopf JUG, Hopf M, Scherer H: Funktionell-endoskopische endonasale Laserchirurgie – FEELS. Endo-Press, Tuttlingen 2001
- 32. Ivanenko MM, Fahimi-Weber S, Mitra T, Wierich W, Hering P: Bone tissue ablation with sub-microS pulses of a Q-switch CO₂ laser: histological examination of thermal side effects. Lasers Med Sci 2002; 17: 258-264
- 33. Ivanenko M, Sader R, Afilal S, Werner M, Hartstock M, von Hänisch C, Milz S, Erhardt W, Zeilhofer HF, Hering P:
 In vivo animal trials with a scanning CO₂ laser osteotome.
 Lasers Surg Med 2005; 37: 144-148
- 34. Jäckel MC, Petzold S, Dimmer V, Mall G, Reck R: Die mikrochirurgische Tonsillektomie mit dem CO₂-Laser: Eine Analyse klinischer und morphologischer Daten. HNO 2003; 51: 634-639

- 35. Jaehne M, Wöllmer W, Ußmüller J: Erste Anwendungen des Wave-Guide bei der CO₂-laserchirurgischen Verkleinerung der hyperplastischen Nasenmuscheln. Laryngorhinootologie 2002; 81: 289-292
- 36. Jahn R, Bleckmann A, Duczynski E, Huber G, Lierse W, Struve B, Jungbluth KH: Thermische Nebeneffekte nach Anwendung gepulster IR-Laser am Meniskus- und Knochengewebe. Unfallchirurgie 1994; 20: 1-10
- 37. Junqueira LC, Carneiro J, Gratzl M: Histologie. 6. Aufl.Springer, Berlin, Heidelberg, New York 2004
- 38. Kamami YV:

Laser-assisted outpatient septoplasty results on 120 patients. J Clin Laser Med Surg 1997; 15: 123-129

- 39. Kamami YV, Pandraud L, Bougara A: Laser-assisted outpatient septoplasty: results in 703 patients. Otolaryngol Head Neck Surg 2000; 122: 445-449
- 40. Karim Ali M, Streitmann MJ: Excision of rhinophyma with the carbon dioxide laser: a ten-year experience. Ann Otol Rhinol Laryngol 1997; 106: 952-955
- 41. Keyes T, Clarke RH, Isner JM: Theory of photoablation and its implications for laser phototherapy. J Phys Chem 1985; 89, 4196-4200
- 42. Klink-Heckmann U, Bredy E: Kieferorthopädie.
 - 3. Aufl. Haug-Verlag, Leipzig, Heidelberg 1999
- 43. Koort HJ: Die Wirkung von Laserstrahlung auf Gewebe. Dtsch Zahnärztl Z 1994; 49: 100-105
- 44. Krapchev VB, Rabii CD, Harrington JA: Novel CO₂ laser system for hard tissue ablation. Proc SPIE 1994; 2128: 341-348

- 45. Krause LS, Cobb CM, Rapley JW, Killoy WJ, Spencer P: Laser irradiation of bone: I. An in vitro study concerning the effects of the CO₂ laser on oral mucosa and subjacent bone. J Periodontol 1997; 68: 872-880
- 46. Lenz H, Eichler J, Knof J, Salk J, Schäfer G: Endonasales Ar-Laser-Strahlführungssystem und erste klinische Anwendungen bei der Rhinopathia vasomotorica. Laryngorhinootologie 1977; 56: 749-755
- 47. Levine HL:

Endoscopy and the KTP/532 laser for nasal sinus disease. Ann Otol Rhinol Laryngol 1989; 98: 46-51

48. Levine HL:

Endonasal laser surgery: an update. Otolaryngol Clin North Am 2006; 39: 493-501

- 49. Li ZZ, Reinisch L, Van de Merwe WP:
 Bone ablation with Er:YAG and CO₂ laser: study of thermal and acoustic effects.
 Lasers Surg Med 1992; 12: 79-85
- 50. Lippert BM, Werner JA, Hoffmann P, Rudert H:
 CO₂- und Nd:YAG-Laser: Vergleich zweier Verfahren zur Nasenmuschelreduktion.
 Arch Otorhinolaryngol 1992: Suppl II: 116-117
- 51. Lippert BM, Werner JA, Rudert H: Laser tissue effects with regard to otorhinolaryngology. Otolaryngol Pol 1994; 48: 505-513
- 52. Lippert BM, Werner JA:

Comparison of carbon dioxide and neodymium: yttrium-aluminum-garnet lasers in surgery of the inferior turbinate. Ann Otol Rhinol Laryngol 1997; 106: 1036-1042

53. Lippert BM, Werner JADie Behandlung der hypertrophen unteren Nasenmuschel, Teil I.HNO 2000; 48: 170-181

- 54. Lippert BM, Werner JA: CO₂-Laser in rhinology. Med Laser Appl 2002; 17: 223-230
- 55. Lippert BM:

Laser in der Rhinologie. Laryngo-Rhino-Otol 2003: 82 (Suppl 1): S54-S76

56. Lubatschowski H, Kermani O, Otten C, Haller A, Schmiedt KC, Ertmer W: ArF-excimer laser-induced secondary radiation in photoablation of biological tissue. Lasers Surg Med 1994; 14: 168-177

57. Matthias C:

Chirurgie des Nasenseptums und der Nasenmuscheln. Laryngorhinootologie 2007; 86: S1-S14

58. McKenzie AL:

A three-zone model of soft-tissue damage by a CO_2 laser. Phys Med Biol 1986; 31: 967-983

59. Metson R:

Holmium:YAG laser endoscopic sinus surgery: a randomized controlled study. Laryngoscope 1996; 106 (Suppl 77): 1-18

60. Mittelman H:

CO₂ laser turbinectomies for chronic, obstructive rhinitis. Lasers Surg Med 1982; 2: 29-36

61. Mlynski G:

Surgery of the nasal septum. Facial Plast Surg 2006; 22: 223-229

62. Muntz HR:

Pitfalls to laser correction of choanal atresia. Ann Otol Rhinol Laryngol 1987; 96: 43-46

63. Nakamura Y, Hossain M, Watanabe H, Tokonabe H, Matsumoto N, Matsumoto K: A study on the morphological changes of the rat mandibular bone with TEA CO₂ laser. J Clin Laser Med Surg 1999; 17: 211-215

- 64. Neev J, Liaw LH, Raney DV, Fujishige JT, Ho PD, Berns MW: Selectivity, efficiency, and surface characteristics of hard dental tissues ablated with ArF pulsed excimer lasers. Lasers Surg Med 1991; 11: 499-510
- 65. Niemz MH:

Laser-tissue interactions. Springer, Berlin, Heidelberg, New York 1996

- 66. Oswal V, Hopf JUG, Hopf M, Scherer H: Endonasal laser applications.In: Oswal V, Remacle M (Hrsg). Principles and practice of lasers in otorhinolaryngology and head and neck surgery.The Hague, The Netherlands: Kugler Publications, 2002: 163-186
- 67. Papadakis CE, Skoulakis CE, Nikolidakis AA, Velegrakis GA, Bizakis JG, Helidonis ES: Swiftlase inferior turbinoplasty. Am J Rhinol 1999; 13: 479-482
- 68. Philipp CM, Berlien H-P: Physikalisch-medizinische Grundlagen. Laryngo-Rhino-Otol 2003: 82 (Suppl 1): S1-S20
- 69. Rayan GM, Pitha JV, Edwards JS, Everett RB:
 Effects of CO₂ laser beam on cortical bone.
 Lasers Surg Med 1991; 11: 58-61
- 70. Rayan GM, Stanfield DT, Cahill S, Kosanke SD, Kopta JA:
 Effects of rapid pulsed CO₂ laser beam on cortical bone in vivo.
 Lasers Surg Med 1992; 12: 615-620
- 71. Reichel E, Schmidt-Kloiber H: Photodisruption (Kap. II-3.4.2).
 In: Berlien H-P, Müller G (Hrsg): Angewandte Lasermedizin: Lehr- und Handbuch für Praxis und Klinik. Ecomed Verlagsgesellschaft, Landsberg 2000
- 72. Rettinger G, Kirsche H: Complications in septoplasty. Facial Plast Surg 2006; 22: 289-297
73. Roggan A, Bindig U, Wäsche W, Zgoda F:

Optische Eigenschaften von Geweben (Kap. II-3.1). In: Berlien H-P, Müller G (Hrsg): Angewandte Lasermedizin: Lehr- und Handbuch für Praxis und Klinik. Ecomed Verlagsgesellschaft, Landsberg 2000

74. Rudert H:

CO₂-Laserchirurgie in der Otorhinolaryngologie, Kopf- und Halschirurgie. Endo-Press, Tuttlingen 2001

- 75. Samandari F, Mai JK: Curriculum funktionelle Anatomie für Zahnmediziner. Quintessenz Verlags-GmbH, Berlin 1995
- 76. Scherer H, Reichert K, Schildhauer S: Die Laserchirurgie des mittleren Nasenganges bei der rezidivierenden Sinusitis. Laryngorhinootologie 1999; 78: 50-53
- 77. Schwab JA, Pirsig W: Complications of septal surgery. Facial Plast Surg 1997; 13: 3-14
- 78. SedImaier B, Fuhrer A, Jovanovic S: New treatment possibilities for skin changes with the CO₂-laser in head and neck surgery. HNO 1997; 45: 625-629
- 79. Selkin SG:

Pitfalls in intranasal laser surgery and how to avoid them. Arch Otolaryngol Head Neck Surg 1986; 112: 285-289

80. Senz R:

Photochemische Wirkungen (Kap. II-3.2).

In: Berlien H-P, Müller G (Hrsg): Angewandte Lasermedizin: Lehr- und Handbuch für Praxis und Klinik.

Ecomed Verlagsgesellschaft, Landsberg 2000

81. Sobotta J, Pabst R, Putz R:

Atlas der Anatomie der Menschen. 21. Aufl. Urban & Fischer bei Elsevier 2004 82. Steiner W, Werner JA:

Laser in der Otorhinolaryngologie, Kopf- und Halschirurgie. Endo-Press, Tuttlingen 2002

83. van Duyne J, Coleman, Jr JA:

Treatment of nasopharyngeal inlet stenosis following uvulopalatopharyngoplasty with the CO₂ laser.

Laryngoscope 1995; 105: 914-918

84. Werner JA, Rudert H:

Der Einsatz des Nd:YAG-Lasers in der Hals-, Nasen-, Ohrenheilkunde. HNO 1992; 40: 248-258

85. Wong BJ, Dickinson MR, Berns MW, Neev J:

Identification of photoacoustic transients during pulsed laser ablation of the human temporal bone: an experimental model.

J Clin Laser Med Surg 1996; 14: 385-392

86. Zhang BQ:

Comparison of results of laser and routine surgery therapy in treatment of nasal polyps. Chin Med J (Engl) 1993; 106: 707-708

87. Züger BJ, Ott B, Mainil-Varlet P, Schaffner T, Clémence JF, Weber HP, Frenz M: Laser solder welding of articular cartilage: tensile strength and chondrocyte viability. Lasers Surg Med 2001; 28: 427-434

8. Verzeichnis der Abbildungen

Abb. Seite
Abb. 1: Nasenscheidewand, Septum nasi osseum, mit angrenzenden Schädelknochen,
Paramedianschnitt (R.Putz und R.Pabst, 2004),
Abb. 2: Photonenenergie verschiedener Lasersysteme (Frentzen und Koort 1991)12
Abb. 3: Weg eines Photons im Gewebe: Photonen können von der Oberfläche reflektiert,
gestreut (rückwärts, diffus oder vorwärts) oder kollimiert transmittiert werden.
Bei Absorption entsteht eine Gewebewirkung (Hopf et al. 2001)15
Abb. 4: Absorption und Streukoeffizient (Philipp und Berlien 2003)16
Abb. 5: Wirkung der Laserstrahlung in Abhängigkeit von Leistungsdichte und Inter-
aktionszeit (Philipp und Berlien 2003)18
Abb. 6: Photothermische Wirkung der Laserstrahlung in Abhängigkeit von der
applizierten Energie mit 1 Karbonisierungszone, 2 Nekrosezone und 3 reversible
Ödemzone (Rudert 2001)21
Abb. 7: Photoablation durch thermomechanische Dekomposition (Frentzen und Koort
1991)
Abb. 8: Photodisruption (Frentzen und Koort 1991)23
Abb. 9: Schematische Darstellung des Versuchsaufbaus der CO2 –Laser- Bestrahlung29
Abb. 10: Makroskopisches Bild32
Abb. 11: Lichtmikroskopische Auswertung bei den Laserparametern 3 W / 0,1 s mit
Kennzeichnung der a) Eindingtiefe und Vaporisationsbreite und b)
Koagulationsbreite
Abb. 12: Lichtmikroskopische Auswertung bei den Laserparametern 3 W / 0,2 s mit
Kennzeichnung der a) Eindingtiefe und Vaporisationsbreite und b)
Koagulationsbreite

Abb. 15: Eindingtiefe in Abhängigkeit von der Leistung und der Laserbeschusszeit.35

- Abb. 16: Vaporisationsbreite in Abhängigkeit von der Leistung und der Laserbeschusszeit

- Abb. 24: Form der Gewebepenetration des fokussierten CO2-Laserstrahls, unten: Histologisches Präparat nach CO2-Laserbestahlung (Hopf et al. 1999/2000).......46

Abb. 25: Massenentfernung in Abhängigkeit von der Energiedichte (Li et al. 1992)..50

9. Verzeichnis der Tabellen

Tab. Seite
Tab. 1: Übersicht über die in der Rhinologie eingesetzten Lasersysteme (Lippert 2003, Philipp und Berlien 2003)
Tab. 2: Auswirkungen von Wärme auf das Gewebe (Helfmann und Brodzinski 2000)19
Tab. 3: Paarweiser Vergleich (p-Werte, Wilcoxon-Test) verschiedener Laserbeschusszeitenbei gleicher Leistung und verschiedener Leistungen bei gleicher Laserbeschusszeit,signifikante Unterschiede sind durch Fettdruck hervorgehoben
Tab. 4: Klassifikation von der Vaporisationsbreite und Koagulationsbreite in Abhängigkeit von der Lasereinstellung, niedrig: MedianEinstellung < Mediangesamt, hoch: MedianEinstellung > Mediangesamt
Tab. 5: Klassifikation von Vaporisationsvolumen und Koagulationsbreite in Abhängigkeit von der Lasereinstellung, niedrig: MedianEinstellung < Mediangesamt, hoch: MedianEinstellung > Mediangesamt
Tab. 6: Klassifikation von der Vaporisationsbreite und Koagulationsbreite in Abhängigkeit von der Lasereinstellung, niedrig: MedianEinstellung < Mediangesamt, hoch: MedianEinstellung > Mediangesamt
Tab. 7: Vergleich von CO2-Laser und Er:YAG Laser bei der Ablation von Knochen (Gonzalez et al. 1990)
Tab. 8: Knochendefekte bei der Ablation von Knochen durch den CO2-Laser in Abhängigkeit von der Energiedichte (Krause et al. 1997)
Tab. 9: Rohdaten: Messergebnisse bei einer Leistung von 3 und 5 Watt
Tab. 10: Rohdaten: Messergebnisse bei einer Leistung von 7, 9 und 12 Watt71

10. Tabellenanhang

Schaf	Watt	Zeit	Eindring-	Vaporisations-	Koagulations-	Vaporisations-	Koagulations-
		[s]	tiefe [mm]	breite [mm]	breite [mm]	volumen [mm ³]	volumen [mm ³]
1	3	0,1	0,340	0,400	0,061	0,014	0,014
2	3	0,1	0,276	0,455	0,063	0,015	0,015
3	3	0,1	0,485	0,418	0,069	0,022	0,023
4	3	0,1	0,165	0,516	0,075	0,011	0,016
5	3	0,1	0,192	0,441	0,066	0,010	0,012
6	3	0,1	0,386	0,389	0,054	0,015	0,013
7	3	0,1	0,335	0,405	0,060	0,014	0,014
1	3	0,2	0,264	0,402	0,114	0,011	0,028
2	3	0,2	0,270	0,366	0,114	0,009	0,026
3	3	0,2	0,327	0,365	0,077	0,011	0,017
4	3	0,2	0,632	0,380	0,077	0,024	0,029
5	3	0,2	0,376	0,333	0,111	0,011	0,028
6	3	0,2	0,198	0,454	0,105	0,011	0,024
7	3	0,2	0,195	0,269	0,106	0,004	0,015
1	5	0,1	0,414	0,555	0,063	0,033	0,024
2	5	0,1	0,899	0,418	0,054	0,041	0,028
3	5	0,1	1,350	0,405	0,064	0,058	0,047
4	5	0,1	0,702	0,371	0,057	0,025	0,022
5	5	0,1	0,507	0,556	0,061	0,041	0,027
6	5	0,1	0,325	0,454	0,066	0,018	0,018
7	5	0,1	0,721	0,435	0,061	0,036	0,028
1	5	0,2	0,581	0,566	0,094	0,049	0,052
2	5	0,2	1,151	0,750	0,086	0,170	0,106
3	5	0,2	1,385	0,607	0,097	0,133	0,116
4	5	0,2	1,143	0,479	0,082	0,069	0,064
5	5	0,2	1,011	0,366	0,082	0,035	0,045
6	5	0,2	1,073	0,652	0,090	0,119	0,091
7	5	0,2	0,731	0,571	0,081	0,062	0,052

Tab. 9:Rohdaten: Messergebnisse bei einer Leistung von 3 und 5 Watt

Schaf	Watt	7eit	Findring-	Vanorisations-	Koagulations-	Vanorisations-	Koagulations-
Ochai	wall	[e]	tiefe [mm]	hreite [mm]	hreite [mm]	volumen [mm ³]	volumen [mm ³]
1	7	0 1	0 430	0 500	0.071	0.028	0.026
2	7	0,1	1 192	0,580	0,071	0,020	0,020
3	7	0,1	1 175	0.547	0.084	0,092	0,076
4	. 7	0,1	0.489	0.326	0.067	0.014	0.017
5	7	0.1	0.954	0.239	0.071	0.014	0.025
6	7	0,1	0,760	0,354	0,088	0,025	0,037
7	7	0,1	0,588	0,579	0,094	0,052	0,053
1	7	0,2	1,068	0,703	0,125	0,138	0,146
2	7	0,2	1,836	0,345	0,138	0,057	0,143
3	7	0,2	0,874	0,533	0,148	0,065	0,119
4	7	0,2	1,172	0,473	0,118	0,069	0,102
5	7	0,2	1,060	0,744	0,120	0,154	0,145
6	7	0,2	0,864	0,689	0,103	0,107	0,095
7	7	0,2	0,808	0,773	0,134	0,126	0,141
1	9	0,1	1,752	0,699	0,063	0,224	0,100
2	9	0,1	1,402	0,412	0,077	0,062	0,062
3	9	0,1	2,013	0,396	0,100	0,083	0,114
4	9	0,1	1,668	0,247	0,069	0,027	0,041
5	9	0,1	1,365	0,399	0,087	0,057	0,068
6	9	0,1	0,813	0,542	0,061	0,062	0,038
7	9	0,1	0,919	0,322	0,102	0,025	0,049
1	9	0,2	1,900	0,455	0,060	0,103	0,067
2	9	0,2	2,167	0,512	0,070	0,149	0,100
3	9	0,2	1,826	0,667	0,099	0,213	0,164
4	9	0,2	2,322	0,677	0,075	0,279	0,151
5	9	0,2	2,967	0,341	0,090	0,091	0,128
6	9	0,2	1,243	0,521	0,084	0,088	0,076
7	9	0,2	2,187	0,324	0,086	0,060	0,086
1	12	0,1	1,609	0,722	0,042	0,220	0,061
2	12	0,1	1,870	0,605	0,073	0,179	0,107
3	12	0,1	3,307	0,665	0,074	0,383	0,201
4	12	0,1	1,427	0,752	0,071	0,211	0,102
5	12	0,1	1,548	0,204	0,089	0,017	0,046
6	12	0,1	1,147	0,460	0,073	0,064	0,054
7	12	0,1	1,952	0,507	0,073	0,131	0,094
1	12	0,2	1,519	0,538	0,108	0,115	0,126
2	12	0,2	1,729	0,609	0,113	0,168	0,168
3	12	0,2	0,991	0,745	0,107	0,144	0,120
4	12	0,2	1,278	0,643	0,111	0,138	0,133
5	12	0,2	2,246	0,342	0,105	0,069	0,118
0 7	12 12	0,2	2,780	0,003	0,110	0,200	0,248

Tab. 10:Rohdaten: Messergebnisse bei einer Leistung von 7, 9 und 12 Watt

11. Danksagung

Frau Priv.-Doz. Dr. med. M. Hopf bin ich für die Vergabe des Themas, ihrer Diskussionsbereitschaft sowie den Verbesserungsvorschlägen zu ganz besonderem Dank verpflichtet.

Ganz herzlich danke ich Frau Heidrun Wolter die auch nach langen Labortagen immer ein offenes Ohr hatte und mit deren Unterstützung ich alle Probleme und Fragen klären konnten.

Allen Mitarbeitern des Lasermedizinzentrums Berlin für die tatkräftige Unterstützung bei der Datenauswertung am Axiophot.

Meinem Vater, Gebhard Hamburger, sei gedankt für seine Unterstützung bei der Gestaltung der Arbeit.

12. Lebenslauf

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