

Klinik und Poliklinik für Mund- Kiefer- Gesichtschirurgie
der Technischen Universität München
Klinikum rechts der Isar

(Direktor: Univ.-Prof. Dr. Dr. K.-D. Wolff)

Vergleichende in- vitro Temperaturmessung
bei supra- und intraalveolärer Anwendung des
Nd:YAG- Lasers mediLas 4060 fibertom™
zum Zwecke der Blutstillung

Andreas Gärtner

Vollständiger Abdruck der von der Fakultät für Medizin der Technischen
Universität München zur Erlangung des akademischen Grades eines

Doktors der Medizin

genehmigten Dissertation.

Vorsitzender: Univ.- Prof. Dr. Neumeier
Prüfer der Dissertation:

1. Univ.- Prof. Dr. H. Deppe
2. Univ.- Prof. Dr. F. R. Greten

Die Dissertation wurde am 02.06.2010 bei der Technischen Universität
München eingereicht und durch die Fakultät für Medizin am 21.07.2010
angenommen.

Inhaltsverzeichnis:

1.	Einleitung	4
2.	Lasergrundlagen	5
2.1.	Technische Grundlagen.....	5
2.1.1.	Physikalisch- technische Grundlagen.....	6
2.1.2.	Der Nd:YAG- Laser.....	7
2.2.	Physikalisch- biologische Grundlagen.....	9
2.2.1.	Optische Gewebeeigenschaften.....	9
2.2.2.	Erfassung der Strahlungs- und Temperaturverteilung.....	11
2.2.3.	Thermische Gewebeeigenschaften.....	12
2.2.4.	Thermische Wirkung auf Gewebe.....	13
2.2.5.	Thermische Schädigung von Knochen.....	15
2.2.6.	Dynamische Prozesse der Photokoagulation.....	17
2.2.7.	Wärmetransport durch Blutperfusion.....	18
2.2.8.	Absorption von Wasser und Vollblut.....	19
2.2.9.	Laserkoagulation von Blut.....	20
2.3.	Verschiedene Verfahren der Blutstillung.....	22
2.3.1.	Lokale Blutstillungsverfahren.....	22
2.3.1.1.	Mechanische Blutstillungsverfahren.....	22
2.3.1.2.	Blutstillende Medikamente.....	23
2.3.1.2.1.	Fibrin.....	23
2.3.1.2.2.	Knochenwachs.....	25
2.3.1.2.3.	Kollagen.....	25
2.3.1.2.4.	Gelatine.....	27
2.3.1.2.5.	Denaturierende und adstringierende Substanzen.....	27
2.3.2.	Systemische Beeinflussung der Blutgerinnung.....	28
2.3.2.1.	Antifibrinolytika.....	28
2.3.2.2.	Frischplasma.....	29
2.3.2.3.	Thrombozytenkonzentrate.....	29
2.3.2.4.	Prothrombinkomplexkonzentrate.....	30
2.3.2.5.	Fibrinogen.....	30
2.3.2.6.	Rekombinanter aktivierter Faktor VII.....	30
2.3.2.7.	Desmopressin.....	31
2.3.3.	Infektionsrisiko und unerwünschte Reaktionen.....	31
2.3.4.	Angiographische Embolisation.....	32
2.3.5.	Hochfrequenzkoagulation.....	33
2.3.6.	Infrarot- Kontakt- Koagulation.....	36
2.3.7.	Argon- Plasma- Koagulation (APC).....	36
2.3.8.	Laserkoagulation.....	37
2.4.	Anwendung des Nd:Yag- Lasers im medizinischen Bereich.....	42
2.4.1.	Non- Kontakt- Methode.....	42
2.4.2.	Kontakt- Methode.....	43
2.4.3.	Lichtleiter und Aufsätze.....	44

2.4.4.	Laserinduzierte interstitielle Thermotherapie.....	45
2.4.5.	Tumorthherapie.....	46
2.4.6.	Palliativtherapie.....	46
2.4.7.	Gefäßmissbildungen.....	48
2.4.8.	Mund- Kiefer- Gesichtschirurgie.....	49
2.4.9.	Andere Fachgebiete.....	55
2.4.9.1.	Plastische und Dermatochirurgie.....	55
2.4.9.2.	Gynäkologie.....	56
2.4.9.3.	Urologie.....	57
2.4.9.4.	Allgemeinchirurgie.....	58
2.4.9.5.	Augenheilkunde.....	58
2.4.9.6.	Hals- Nasen- Ohren Heilkunde.....	58
2.4.9.7.	Neurochirurgie.....	59
2.4.9.8.	Orthopädie.....	59
2.4.9.9.	Kinderchirurgie.....	60
3.	Material und Methoden	61
3.1.	Der Nd:YAG- Laser mediLas 4060 fibertom™.....	61
3.2.	Messtechnik und Messparameter.....	62
3.3.	Präparate.....	63
3.4.	Versuchsaufbau.....	64
4.	Ergebnisse	66
4.1	Überschreiten der kritischen Temperaturerhöhung von 10°Kelvin.....	67
4.1.1.	Intraalveoläre Laseranwendung (Kontakt- Methode).....	67
4.1.2.	Vergleichende Betrachtung der $\Delta 10^\circ$ Kelvin- Isothermen.....	74
4.2.	Supraalveoläre Laseranwendung (Non- Kontakt- Methode).....	77
4.3.	Gegenüberstellung von kontinuierlichem Betrieb und getaktetem Betrieb.....	78
4.4.	Gegenüberstellung von intraalveolärer und supraalveolärer Anwendung.....	78
5.	Diskussion	79
5.1.	Kritische Betrachtung des Versuchsmodells.....	79
5.2.	Literaturvergleich zu in- vitro Versuchen.....	79
5.3.	Literaturvergleich zur klinischen Anwendung.....	83
5.4.	Klinischer Stellenwert der Messergebnisse.....	84
6.	Zusammenfassung	85
7.	Anhang	87
7.1.	Abbildungsverzeichnis.....	87
7.2.	Tabellenverzeichnis.....	91
7.3.	Ergebnistabellen: Einzelmesswerte.....	92
7.4.	Graphische Darstellung der Ergebnisse der supraalveolären Laseranwendung.....	94
8.	Literaturverzeichnis	98
9.	Danksagung	134

1. Einleitung

Die Notwendigkeit einer genügenden Blutstillung ist seit jeher ein wichtiger Bestandteil medizinischen Handelns. Dabei sind grundlegende Vorgehensweisen seit den Anfängen der Medizin stets unverändert geblieben, wenngleich sie durch neue technische Möglichkeiten erweitert wurden.

Im Vordergrund stehen meist mechanische Verfahren. Von diesen ist an erster Stelle die Kompression zu nennen, ebenso Lagerung und das Anwenden von Kälte, Wärme sowie adstringierender bzw. denaturierender Agentien (Sigerist 1963, S.193). Mechanische und medikamentöse Blutstillung haben nach der Erforschung der physiologischen Zusammenhänge der Blutgerinnung und der Evolution chirurgischer Techniken wie die der Gefäßligatur einen Durchbruch erlebt (Toellner 1986, S.939).

Auch die Anwendung thermischer Energie, ausgehend von Glüheisen und Diathermieschlinge bis zu den technisch hochkomplexen Verfahren der Thermokoagulation, stellt eine wesentliche Weiterentwicklung dar.

Die suffiziente Blutstillung bei gerinnungskompromittierten Patienten war seit jeher eine besondere Herausforderung in der Medizin. Zu den erblichen Blutungsübeln kommt ein wachsender Anteil von therapeutisch antikoagulierten Patienten im Rahmen der Behandlung von Herz- Kreislauferkrankungen.

Im Mund- Kiefer- Gesichtschirurgischen Fachgebiet ist die Blutungs- bzw. Nachblutungsproblematik bei diesen Patienten Teil einer redundanten Routine.

Eine relativ neue Technik ist die Blutstillung mittels Laserkoagulation, die im Folgenden neben den anderen gängigen Verfahren vorgestellt wird.

Gegenüber anderen Verfahren hat die Laserthermokoagulation Vorteile wie eine ambulante und relativ schmerzarme Behandlung oder die Vermeidung immunologischer oder infektiologischer Risiken im Vergleich zu blutstillenden Medikamenten. Zentrales Problem ist die Abschätzung des thermischen Schadens abhängig von Laserleistung, Laserwellenlänge, Gewebetyp und den Wechselwirkungen dieser Faktoren.

Ziel der vorliegenden Arbeit ist es, die Temperaturentwicklung im Kieferknochen bei Anwendung des Nd:YAG- Lasers mediLas 4060 fibertom™ zu untersuchen, um die Wahl der einzustellenden Parameter und Vorgehensweisen zu konkretisieren. Mittels in- vitro Versuchen wurde die Blutstillung durch Laserkoagulation nach Zahnextraktion simuliert. Dabei wurde der Laser zur Koagulation in der Non- Kontakt- sowie Kontakt- Methode verwendet. Die dabei auftretenden Temperaturveränderungen wurden erfasst und ausgewertet.

2. Lasergrundlagen

Albert Einstein beschrieb als erster im Rahmen der Relativitätstheorie die induzierte Emission elektromagnetischer Wellen. Laserlicht in der heutigen Bedeutung ist seit 1960 bekannt und steht als Akronym für „Light amplification by stimulated emission of radiation“. Maiman (1960, S.493) gelang als Erstem die Verstärkung des monochromatischen Lichtes mittels eines Rubinkristalles. Es folgte 1961 die Entwicklung des ersten Laserprototypes zur Behandlung von Retinatumoren. Seitdem diversifizierte sich das Spektrum der verschiedenen Lasertypen und deren Anwendung, wobei die anfangs gehegte Euphorie und die daran geknüpften Erwartungen bis heute nur teilweise erfüllt wurden (Midda und Renton- Harper 1992, S.211).

2.1. Technische Grundlagen

Die verschiedenen Lasertypen werden nach dem verwendeten Lichtverstärkermedium und nach der Wellenlänge des emittierten Lichtes klassifiziert (Gilde 1994, S.96). Man unterscheidet Gas-, Flüssigkeits-, Halbleiter- und Feststofflaser. Die Wellenlänge eines Lasers bestimmt sein Verhalten in dem laseraufnehmenden Medium bzw. Gewebe und die resultierende Wirkung. Weitere Faktoren wie Gewebebeschaffenheit, Intensität des Laserlichtes und Applikationsdauer sowie dynamische Prozesse spielen ebenfalls eine Rolle.

Die Wellenlängen chirurgischer Laser liegen meist im infraroten Spektralbereich und sind deshalb für das menschliche Auge nicht sichtbar.

2.1.1. Physikalisch- technische Grundlagen

Wie oben erwähnt ist das laseraktive Material ein integraler Bestandteil des Lasers. Dieses Material kann als Gas, Festkörper oder Flüssigkeit vorliegen.

Die Atome des laseraktiven Materials werden durch Anregung auf ein höheres Energieniveau (Besetzungsinversion) versetzt (Abb.1). Dies geschieht durch Kollision eines Elektrons mit einem Photon der Energie E_{ab} . Verläßt das Elektron des angeregten Atoms die Bahn des angeregten Zustands, wird ein Photon der Energie E_{ab} freigesetzt. Man spricht von spontaner Emission (Abb.2).

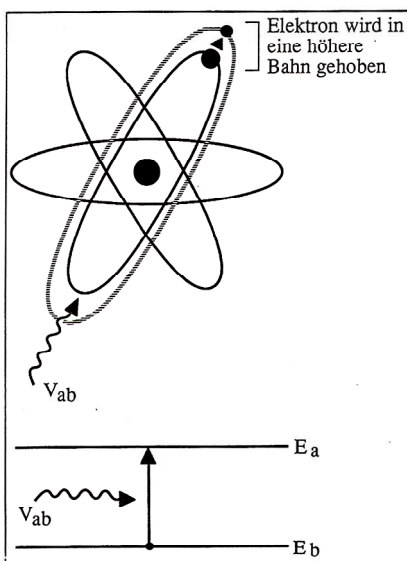


Abb.1: Darstellung eines angeregten Atoms

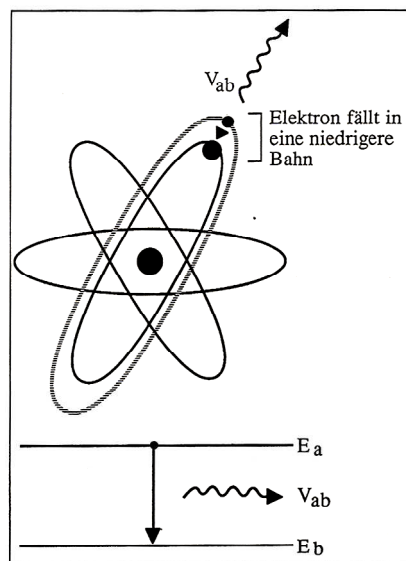


Abb.2: Darstellung der spontanen Emission

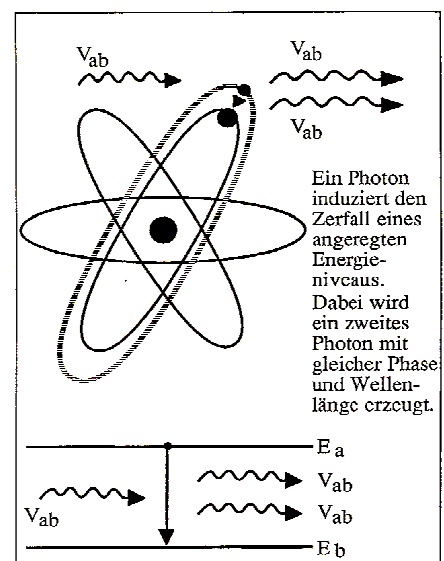


Abb.3: Darstellung der induzierten Emission

(Borning und Müller 1989, S.4-5)

Trifft ein Photon der Energie E_{ab} auf das Elektron eines bereits angeregten Atoms, wird die Rückführung des Atoms in den energieärmeren Zustand beschleunigt und ein zusätzliches, identisches Photon freigesetzt. Man spricht von induzierter Emission (Abb.3). Diese ist wesentliche Voraussetzung für die Entwicklung des Lasers (Borning und Müller 1989, S.5).

Die induzierte Emission kann beispielsweise durch die Entladung von Blitzlampen oder Gasentladung bei Gaslasern ausgelöst werden.

Die Lichtverstärkung erfolgt über einen optischen Resonator. Ein Spiegelsystem bündelt das Licht einer Wellenlänge (Monochromasie), richtet es nahezu parallel aus (Kollimation) und synchronisiert Wellental und -berg (Kohärenz).

Das Laserlicht besteht somit aus Photonen ausschließlich einer Wellenlänge. Laserlicht kann im ultravioletten Bereich (bis 380 μm), im sichtbaren Bereich (380 μm bis 750 μm) oder im infraroten Bereich (ab 750 μm) liegen.

Je nach Bündelung und Ausgangsleistung lässt sich eine entsprechend hohe Energiedichte pro Fläche erreichen. Die Leistungsdichte wird in W pro Quadratcentimeter angegeben (Wcm^{-2}).

Für die Weiterleitung zum Applikationsort stehen je nach Lasertyp und Wellenlänge verschiedene Lichtleitersysteme zur Verfügung.

Licht nahe dem ultravioletten und dem nahen Infrarotbereich lässt sich verlustarm über flexible Quarzfasern leiten.

2.1.2. Der Nd:YAG- Laser

Der Nd:YAG- Laser (Yttrium- Aluminium- Granat) gehört zu den Festkörperlasern und emittiert Licht der Wellenlängen 1064 nm und 1318 nm im infrarotnahen Bereich. Das Neodym- (Nd^{3+}) Ion ist in einem Yttrium- Aluminium- Granat Kristall ($\text{Y}_3\text{Al}_5\text{O}_{12}$) eingebettet und bis zu etwa 1,5 Volumenprozent im Kristallgitter vorhanden. Die Nd^{3+} - Ionen werden durch Absorption des Pumplampenlichtes auf ein energiereiches Niveau der Anregungsbänder 2 gehoben und fallen, ohne Photonen zu emittieren, auf ein energieärmeres Niveau 3 (Abb.4). Der Nd:YAG- Laser ist ein Vierniveaulaser. Während des Übergangs von Niveau 3 auf Niveau 4 wird Licht der Wellenlänge 1064 nm bzw. 1318 nm (Niveau 4) entsandt, wobei die Emissionslinie 1318 nm nur ca. 20% der Intensität der 1064 nm- Linie besitzt. Diese Wellenlänge wird aber von biologischen Geweben stärker absorbiert. Die Anregung der Nd- Ionen geschieht mit Licht der Wellenlänge 0,5-0,9 μm , das mit Hilfe von Edelgas-

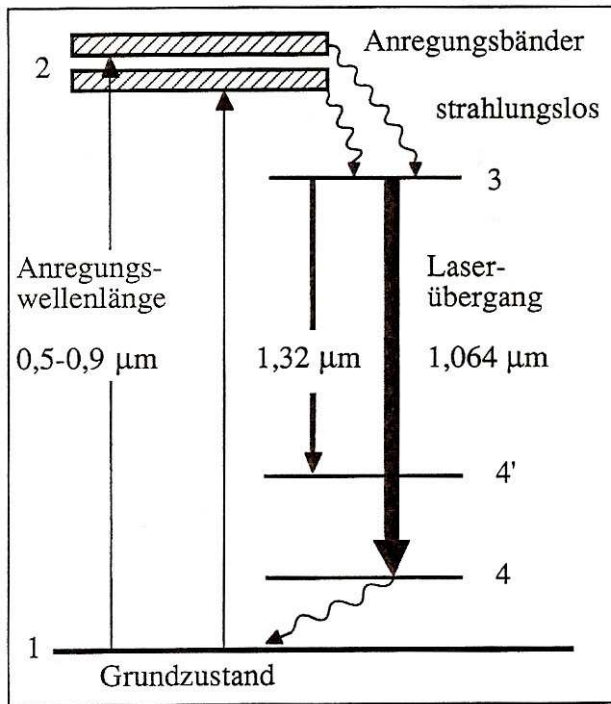


Abb.4: Lage des Energieniveaus und Laserübergang (Schaldach 1989, S.1-3)

Bogenentladungslampen (Krypton oder Xenon) generiert wird (Schaldach 1989, S.2).

Der Wirkungsgrad des Nd:YAG-Lasers liegt zwischen 2 und 15%. Bei Aufnahmeleistungen, je nach Gerätetyp im medizinischen Bereich

bis zu 3,5 kW, ergeben sich, abhängig von der Bauart, applizierbare Leistungen zwischen 50 bis maximal 120 W. Der Nd:YAG-Laser kann je nach Bauart kontinuierlich (continuous wave = cw) und gepulst betrieben werden. Zur Optimierung der Leistung wird der Nd:YAG-Laser bei einer Pulsfrequenz von ca. 250 μs betrieben, welche ungefähr der Lebensdauer des oberen Anregungsniveaus der Nd-Ionen (Niveau 2) entspricht. Der kontinuierliche Betrieb kann mit einer einzustellenden Frequenz unterbrochen werden. Man spricht dann von einem getakteten Betrieb (Abb.5). Die Besetzungsinversion, d.h. Besetzung der energiereichen Niveaus, wird im Pulsbetrieb künstlich hochgehalten und schlagartig entladen. Dadurch sind sehr kurze, hohe Pulsleistungen möglich (Abb.5). Dies gelingt durch eine Güteschaltung (Q-switch). Die Laserpulse liegen im Nanosekundenbereich (Schaldach 1989, S.3). Dieser Laser kann auch mit der frequenzverdoppelten Wellenlänge von 532 nm betrieben werden, welche im Gegensatz zu der Wellenlänge 1064 nm von Hämoglobin deutlich stärker absorbiert wird (siehe Abb. 15).

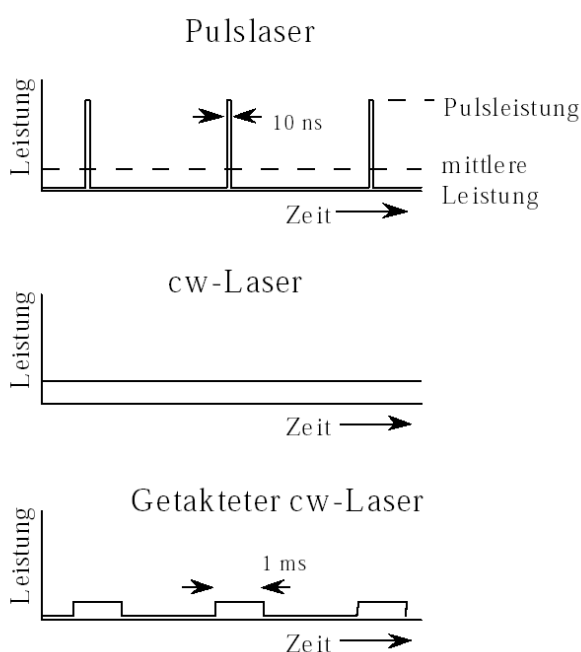


Abb.5: Drei mögliche Betriebsarten von Lasern. Während gepulste Laser Strahlung nur in Form sehr kurzer Lichtpulse erzeugen, wird beim getakteten Laser ein kontinuierlicher Laserstrahl nachträglich moduliert (Eichler und Eichler 1991, S.78)

2.2. Physikalisch- biologische Grundlagen

2.2.1. Optische Gewebeeigenschaften

Absorption

Photonen des Laserlichts werden wie Photonen des gesamten Spektralbereichs durch Absorption in Wärme umgewandelt (Helfmann und Brodzinski, 1989, S.1). Dabei hängen die Absorption und damit auch die Eindringtiefe von der Wellenlänge des Lichtes, der Gewebeart und der Beschaffenheit der Feinstrukturen ab. Absorbierende Teilchen werden Chromophoren genannt und sind in biologischen Geweben meist an Zellabschnitte gebunden, z.B. Zellmembran oder die DNA des Zellkerns. Im Ultravioletten Spektralbereich ($\lambda < 400 \text{ nm}$) und im Bereich des sichtbaren Lichts ($400 \text{ nm} < \lambda < 780 \text{ nm}$) absorbieren Proteine wie Hämoglobin, Flavin, Porphyrine, Melanin, im nahen ($780 \text{ nm} < \lambda < 2,5 \mu\text{m}$) und mittleren Infrarotbereich ($2,5 \mu\text{m} < \lambda < 25 \mu\text{m}$) richtet sich die Absorption weitgehend nach der Wasserabsorption (Roggan et al. 1997, S.2). Die Eindringtiefe des Laserlichts bestimmt die Größe des bestrahlten Gewebevolumentums und hängt direkt von der Absorption, also der Gewebeart, und der Wellenlänge des Lichtes ab. Ist die Absorption hoch, kann wenig Licht in

tiefere Schichten gelangen und die Eindringtiefe ist niedrig. Ist die Absorption gering, kann das Licht tiefer eindringen. Der Prozess der Streuung von Photonen hat dabei starken Einfluss auf die Eindringtiefe.

Streuung

Biologische Gewebe sind nicht homogen, sondern haben viele unterschiedliche Bestandteile und Grenzflächen, die einen Effekt auf die Verteilung der auftreffenden Photonen und deren Ausbreitung haben.

Generell nimmt in vielen biologischen Geweben mit zunehmender Wellenlänge des Lichts die Streuung ab (Eichler und Seiler 1991, S.172).

Die Vielfachstreuung in biologischen Geweben (Abb.4) erschwert die Berechnung der Strahlungs- und Temperaturverteilung. Im Bereich des nahen Infrarotlichtes und des sichtbaren Lichtes übertrifft die Streuung die Absorption um ein Vielfaches (Roggan et al. 1997, S.33). Dies wird auch als optisches Fenster bezeichnet (Parrish 1981, S.45-50). Ist die Streuung stark und die Absorption gering, ergibt sich eine größere Eindringtiefe und Verteilung des Lichtes als in stark absorbierenden Medien. Im Falle des Nd:YAG- Lasers ($1,06 \mu\text{m}$) überwiegen die Streuprozesse um den Faktor 100 (Eichler und Seiler 1991, S.172).

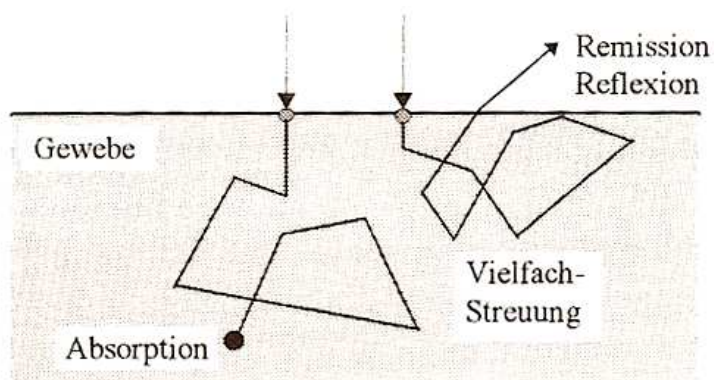


Abb.6: Photonen-Trajektorien in biologischem Gewebe (Roggan 1997, S.21)

Das gestreute Licht wird nach mehrmaliger Streuung absorbiert. Je stärker die Streuung des Lichtes erfolgt, desto schwerer lässt sich die nachfolgende Absorption und Intensitätsverteilung prognostizieren.

2.2.2. Erfassung der Strahlungs- und Temperaturverteilung

Es gibt verschiedene mathematische Methoden, die sich der Situation der Strahlungsverteilung annähern. So ist neben der Transportgleichung die erweiterte Kubelka- Munk Theorie und die Monte- Carlo Lösung zu erwähnen.

Die Monte- Carlo- Simulation wird als überlegene Methode beschrieben (Roggan et al. 1997, S.44, Wilson 1983, S.830). Sie benötigt einen hohen Rechenaufwand, kann aber flexibel auf unterschiedliche Bedingungen eingestellt werden. Sie errechnet die Verteilung und den Transport des Lichtes im Gewebe durch Zufallsgenerierung einzelner Photonenbahnen und ist mit Wärmeleitung und Dosimetrie kombinierbar (Roggan 1997, S.21).

Bei der inversen Monte- Carlo- Simulation werden optische Faktoren geschätzt. Systematische Fehler werden über rückkoppelnde Korrekturmethode nach Vergleich mit experimentellen Werten kompensiert. Stimmen die errechneten Werte mit den experimentellen in Grenzen überein, können die zu ermittelnden optischen Faktoren neu abgeschätzt werden (Abb.7).

Der Fehler der rechnerischen Bestimmung von Temperaturentwicklung bei Laseranwendung in- vitro bis 100°C wird mit kleiner 5°C angegeben (Roggan 1997, S.156).

Die grundsätzliche Problematik ist die Temperaturverteilung und Abschätzung des koagulierten, denaturierten Volumens. Dazu bieten sich verschiedene Lösungsansätze an. Die real- time Überwachung mittels Sonographie (Amin et al. 1993, S.339) oder Kernspintomographie (Gewiese et al. 1994, S.350) ist möglich. Das Schädigungsvolumen dieser Methoden kann aber in- vivo unter Operationsbedingungen mitunter nicht eindeutig abgeschätzt werden. Messungen mittels Thermosonden benötigen zusätzliche Zugänge und sind deshalb oft nur im in- vitro Modell möglich.

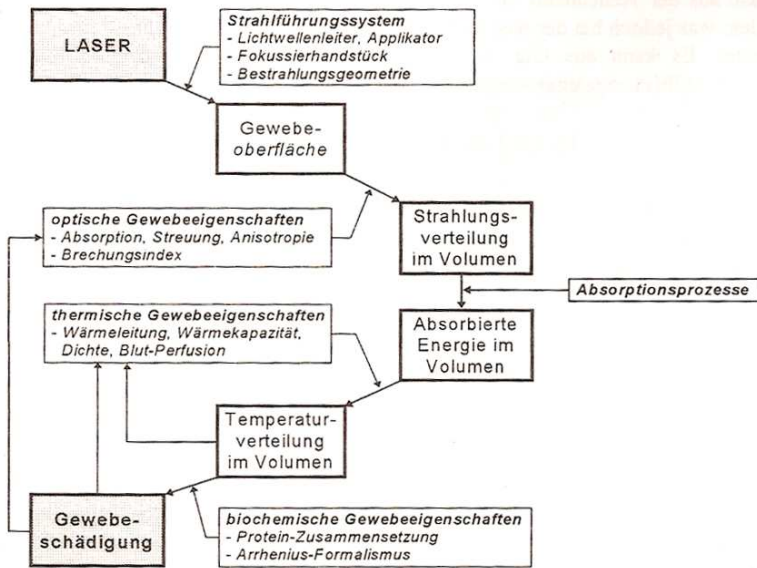


Abb.7: Dosimetrie- Modell für thermische Laseranwendungen (Roggan 1997, S.5)

Basierend auf in- vitro Versuchen und Berechnungen gibt es Richtwerte und Leitlinien für die Anwendung von Laserstrahlung (Fuchs et

al. 1999, S.1-84). Jede Herangehensweise birgt spezifische Schwierigkeiten. Die verzögerte Demarkation des geschädigten Areals nach Tagen oder Wochen (Thomsen 1991, S.830) erschwert die Wahl der Laserparameter. Die Übertragbarkeit von Erfahrungswerten oder in- vitro Ergebnissen kann bei Wärmeverlust durch Blutgefäße im Bereich stark vaskularisierten Gewebes problematisch sein. Die Eigenabsorption von Sensoren kann zu fehlerhaften Ergebnissen führen (Philipp 1992, S.188). Fehler bei der rechnerischen Simulation oder schwer zu berücksichtigende Parameter sind die Herausforderung bei Dosimetrie- Modellen.

2.2.3. Thermische Gewebeeigenschaften

Die Temperatursausbreitung im Gewebe ist abhängig von verschiedenen Faktoren. In erster Linie sind dies Wärmeleitfähigkeit und -kapazität, Durchblutung und dynamische Gewebeeränderungen durch die Energieeinwirkung, in geringerem Maße Wärmeverlust durch Oberflächenkonvektion, Abstrahlung und Verdampfungskälte (Roggan 1997, S.28).

Durch den Prozess der Wärmeleitung wird ein Teil der Energie, abhängig von der Wärmeleitfähigkeit $[W (m \cdot K)^{-1}]$, in benachbarte Strukturen abgegeben.

Die Wärmeleitfähigkeit von Festkörpern und Flüssigkeiten ist praktisch temperaturunabhängig und wird maßgeblich von Wassergehalt und Dichte des

Gewebes beeinflusst. Die Wärmeleitfähigkeit in Verhältnis zur spezifischen Wärme ergibt die Temperaturleitfähigkeit, die in den meisten Geweben ca. 1 mm pro Sekunde ist (Dörschel 1993, S.3).

Die thermische Relaxationszeit gibt die Zeit an, in der ein bestimmtes Volumen bzw. Körper die Temperatur der Umgebung angenommen hat.

Innerhalb dieser Zeit bilden sich um den Ort des Energieeintrags sich radiär ausbreitende Bereiche gleicher Temperatur, sogenannte Isotherme, wobei die 60°C- Isotherme die Koagulationszone abgrenzt (Eichler und Seiler 1991, S.216).

Verschiedene Rechenmethoden wie die der finiten Elemente (FEM) und der finiten Differenzen erlauben eine Abschätzung der Temperaturverteilung (Roggan 1997, S.35). Wärmekapazität bzw. -speicherung, die auch nach Ausschalten des Lasers zu einer Ausdehnung des geschädigten Bereichs führt, kann die Abschätzung des thermisch geschädigten Bereiches erschweren. Dies kann bis zu 20% des Gesamtvolumens ausmachen (Roggan 1997, S.152).

2.2.4. Thermische Wirkung auf Gewebe

Die thermische Wirkung ist abhängig von der Temperatur und der Einwirkzeit (Abb.8).

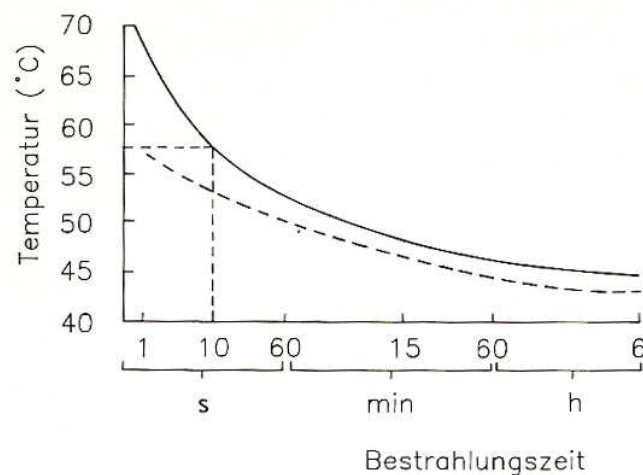


Abb.8: Kritische Temperatur für die thermische Zerstörung von Gewebe in Abhängigkeit von Temperatur und Einwirkzeit (Eichler und Seiler 1991, S.215)

Bis ca. 45°- 50°C sind keine irreversiblen Schäden zu erwarten. Dies ist der Bereich der Hyperthermie, in welchem eine Enzymdeaktivierung induziert wird. Bei Temperaturen von 45°-100°C tritt, abhängig von der Dauer der Temperaturerhöhung, die Gewebedenaturierung und Zelltod ein (Helfmann und Brodzinski 1989, S.2). Bei der durch thermischen Effekt induzierten Ausfällung von Eiweiß ab 45°- 60°C Grad Celsius lösen sich Zellbestandteile und -wände irreversibel auf. Das Gewebe schrumpft, verklebt bzw. koagulierte.

In Kapillargebieten scheinen durch diese Temperaturen Gefäße bis zu einigen Millimetern Durchmesser durch Schrumpfung der Gefäßwände, Endotelalteration und Mikroembolisation geschlossen zu werden (Roggan 1997, S.1). Durch hohe Eindringtiefen resultiert eine Verteilung der Leistung auf ein relativ großes Volumen mit großen Koagulationszonen und verhältnismäßig geringem Substanzabtrag. Dagegen entsteht bei fokussierter, niedriger Eindringtiefe ein effizienter Substanzabtrag mit relativ schmalen Koagulationssaum (Eichler und Seiler 1991, S.91). Am Applikationsort lassen sich verschiedene Zonen der Schädigung beschreiben (Abb.9).

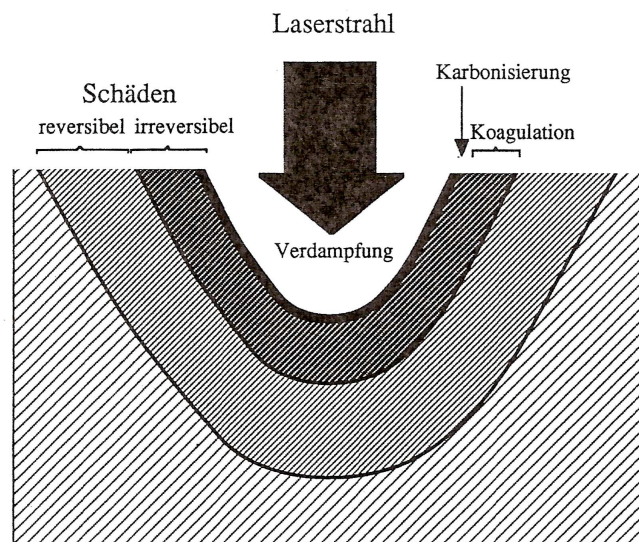


Abb.9: Die verschiedenen Wirkungszonen beim Schneiden von Gewebe (Helfmann und Brodzinski 1989, S.3)

Die thermische Schädigung ist außerdem abhängig von der Gewebeart bzw. Art des Proteins (Abb.10).

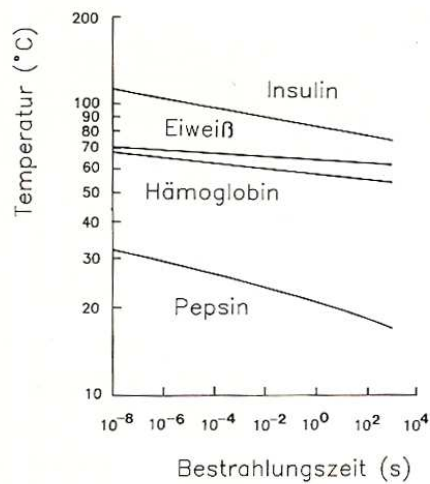


Abb.10: Kritische Temperatur für die Denaturierung verschiedener biologischer Substanzen in Abhängigkeit von der Einwirkzeit (Eichler und Seiler 1991, S.215)

2.2.5. Thermische Schädigung von Knochen

Eriksson et al. (1984, S.265) haben im Tierversuch eine thermische Schädigung des Knochens mit Störung der Mikrozirkulation und Nekrose bei einer Erhitzung auf 50°Celsius für eine Minute festgestellt. Berman et al. (1984, S.291) sehen diese Grenze im Tierversuch nur für spongiösen Knochen bestätigt, nehmen aber 70°Celsius pro Minute als Grenze für kortikalen Knochen an.

Lundskog (1972, S.69) bestätigt im Tierversuch die Nekrose von Osteozyten ab einer Temperatur von 50°Celsius und einer Einwirkzeit von 30 s.

Verschiedene Temperatur- Einwirkzeit- Verhältnisse waren vergleichbar. Das analoge Ausmaß von thermischer Schädigung bzw. Lage der 50°Celsius-Isotherme gibt der Autor bei den Temperatur- Einwirkzeit- Verhältnissen von 75°C/ 30 s, 80°C/ 20 s und 90°C/ 10 s an. Nach 120 s Einwirkzeit war keine weitere Temperaturerhöhung mehr messbar, da sich ein Gleichgewicht von Temperatureintrag und Wärmeleitfähigkeit (Lundskog 1972, S.61) eingestellt hatte. Die thermische Grenze für eine eingeschränkte Regenerationsfähigkeit des Knochens lag bei 70°Celsius. Diese thermische Grenze scheint laut Autor auch für die biomechanischen Eigenschaften des Knochens bzw. die Osseointegration des Messimplantates zu gelten. Das Ausmaß der Knochennekrose war auch bei

hohen Temperaturen und langen Expositionszeiten gering. So wurde die Breite der Nekrosezone nach jeweils 30 s Einwirkzeit angegeben und histologisch durch fehlende enzymatische Aktivität der Osteozyten bestimmt (Lundskog 1972, S.65). Nach Exposition von 60°C bzw. 75°C bzw. 80°C war diese nach 3 Wochen 0,07 mm bzw. 0,9 mm bzw. 1,1 mm breit. Tillotson et al. (1989, S.892) konnten mittels Radiofrequenzelektrode im Tierversuch bei der Applikation von 80°C für 30 s bis 4 Minuten begrenzte Nekrosen im Hundefemur von 0,9- 1,3 cm im Durchmesser provozieren.

In- vitro Versuche ergaben für hydrierten bzw. dehydrierten Knochen Abstände von Applikationsort zu der 50°Celsius- Isotherme von ca. 1,6 mm bzw 2,5 mm nach 120 s Exposition von 90°Celsius (Lundskog, 1972, S.39). Bei deutlich kürzerer Expositionszeit und geringerer Temperatur von 10 s bei 75° Celsius war dieser Abstand unter 0,5 mm. Nach 120 s bei dieser Temperatur war die gemessene Eindringtiefe der 50°C- Isotherme in dehydrierten bzw. hydrierten Knochen nach Applikation etwa 1,4 mm bzw. 0,8 mm.

Die zitierten Arbeiten geben Hinweise auf eine thermische Toleranz von Knochengewebe, welche, ausgehend von der durchschnittlichen Körpertemperatur (ca. 35°-37°C) und abhängig von der Expositionszeit, über 10° Kelvin Temperaturerhöhung liegen dürfte. Zudem ist die Ausdehnung der entstehenden Nekrosezonen im Knochen auch bei Temperaturen deutlich über 50°C nur im Bereich weniger Millimeter histologisch erkennbar.

Es gibt vereinzelte Berichte über Osteonekrosen nach Anwendung des Nd:YAG-Lasers. Cassatly et al. (1999) beschreiben eine laserinduzierte sekundär infizierte Osteonekrose der anterioren Maxilla nach Wurzelspitzenresektion des rechten ersten oberen Schneidezahnes mittels Nd:YAG- Lasers (gepulst, mit wassergekühltem Handstück ohne Angabe von Leistung, Pulsrate und Applikationsdauer).

Kosarek et al. (1997, S.858) berichten über zwei Fälle von Osteonekrose des Tibiaplateaus bzw. des Kondylus nach Meniskektomie mit dem Nd:YAG- Laser (65-75 W, keine Angaben über Pulsrate, Applikationsdauer). Dabei fällt die

radiäre Schädigung im Sinne einer kugelsymmetrischen Isotherme von Kondylus und Tibiaplateau auf.

2.2.6. Dynamische Prozesse der Photokoagulation

Bei niedrigen Leistungsdichten und langen Applikationszeiten beobachtet man eine homogene Koagulation des Gewebes. Mit geringer Leistung entsteht nicht ausreichend Wärme, um eine Karbonisation zu induzieren. Durch die thermische Alteration der Oberfläche trocknet das Gewebe aus. Die Austrocknung verschlechtert die Wärmeleitung, was einen weiteren Temperaturanstieg bewirkt. Hämatinbildung ab 70°C und Karbonisation ab 150°C schwärzen das Gewebe und ändern das optische Verhalten. Die Absorption steigt stark an und die effektive Eindringtiefe reduziert sich stark. Koaguliertes Gewebe streut vermehrt und führt ebenfalls zu reduziertem Eindringen des Lichtes.

Bis 100°C verdampft das Gewebswasser und nach vollständiger Austrocknung wird das Gewebe ca. ab 150°C verkohlt, d.h. karbonisiert (Abb.11).

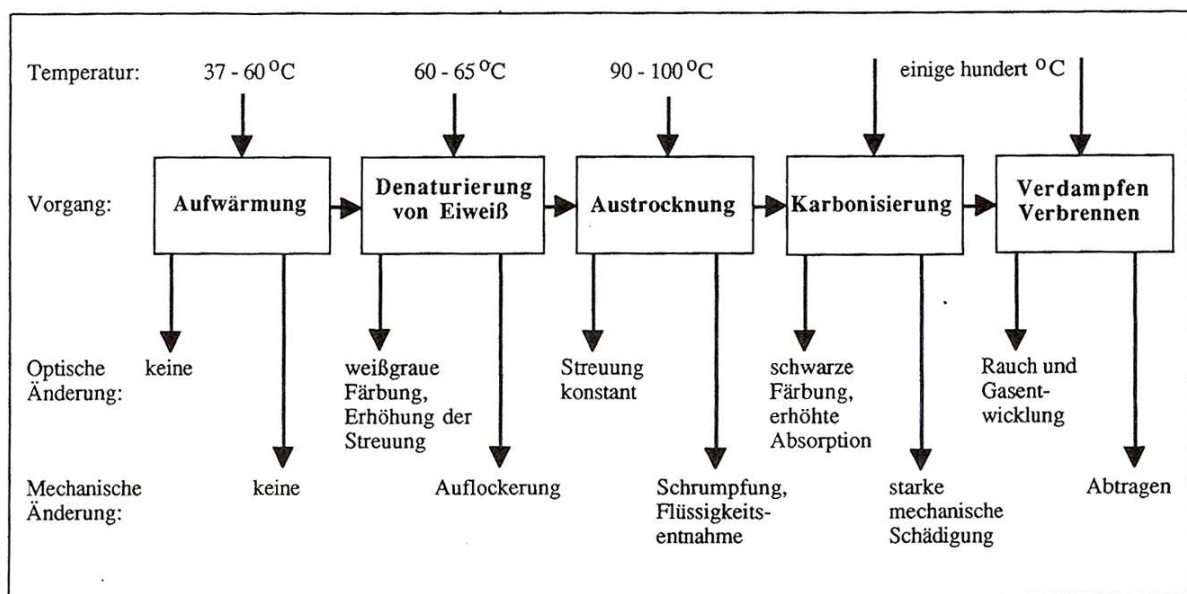


Abb.11: Änderung der optischen, thermischen und mechanischen Eigenschaften von Geweben während der Laserbestrahlung (Helfmann und Brodzinski 1989, S.4)

Ab ca. 300°C wird das Gewebe in die gasförmige Phase überführt (Vaporisation), es vergast oder verbrennt (Meyer und Dienstl 1988, S.71). Dies führt zu einer plötzlich einsetzenden oberflächlichen Gewebeabtragung.

Bei kurzen Applikationszeiten bewirkt der Nd:YAG- Laser praktisch keine Abtragung. Eine Verlängerung der Applikationszeit führt zunächst lediglich zu einer Zunahme der Koagulationszone. Erst bei langen Applikationszeiten wird eine Gewebeabtragung erzielt, wobei weiterhin eine breite Koagulationszone nachweisbar ist. Gleiches gilt für die Leistungsdichten. So lässt sich mit einer geringen Leistungsdichte praktisch keine Abtragung erzielen, da sich das Licht in einem vergleichsweise großen Gewebevolumen verteilt. Zur Abtragung sind vergleichsweise hohe Leistungsdichten erforderlich.

Beim Nd:YAG- Laser führt eine Erhöhung der Leistungsdichte ohne spezielle Aufsätze vor allem zu einer Verbreiterung der Koagulationszone (Helfmann und Brodzinski 1989, S.7).

Im Pulsbetrieb verhindern kurze, sehr energiereiche Laserpulse die Wärmeentstehung und -fortleitung. Dadurch wirkt der Laser thermomechanisch abtragend (Jacques 1993, S.2452).

2.2.7. Wärmetransport durch Blutperfusion

Der Transport thermischer Energie durch das vaskuläre System hängt von folgenden Bedingungen ab: Durchblutungsrate, Kaliber und Anzahl der Gefäße, physikalische Eigenschaften des Gewebes und aufgenommene Energie pro Zeiteinheit. Wenn die Applikationszeit auf Minuten verlängert wird, wie z.B. bei der Hyperthermiebehandlung oder bei der laserinduzierten interstitiellen Thermotheapie (LITT), werden die Wärmeverluste durch die Perfusion relevant. Dies gilt insbesondere, wenn kein Gefäßverschluss durch Koagulation induziert wird, das Gewebe stark durchblutet ist, wie in parenchymatösen Organen, oder großkalibrige Gefäße in thermisch relevanter Nähe verlaufen (Roggan 1997, S.34).

Für die Endstrombahn nicht-parenchymatöser Gewebe scheint der Wärmetransport kleiner Gefäße so gering, dass die Temperaturen am vitalen Gewebe nur maximal ca. 10% unter denen des toten Gewebes zu liegen scheinen (Eichler und Seiler 1991, S.207). Für den vitalen Knochen schließt Ludskog (1972, S.72) eine relevante Beeinflussung der Temperaturverteilung durch die Perfusion aus.

2.2.8. Absorption in Wasser und Vollblut

Der Hauptanteil des Zielgewebes besteht aus Wasser. Wie in der Abbildung 12 zu erkennen ist, steigt die Absorption jenseits von 1100 nm steil an. Für eine größere Tiefenwirkung des Laserlichts sind demnach Wellenlängen unterhalb von 1100 nm vorteilhaft. Bei diesen Wellenlängen können mehr Laserstrahlen in tiefere Gewebeschichten penetrieren und die Energie weiter im Gewebe verteilen. Die Lichtabsorption des Blutes erfolgt hauptsächlich an den Hämmolekülen des Hämoglobins, die im Spektralbereich blau-grün (rote Farbe) vorwärts streuen.

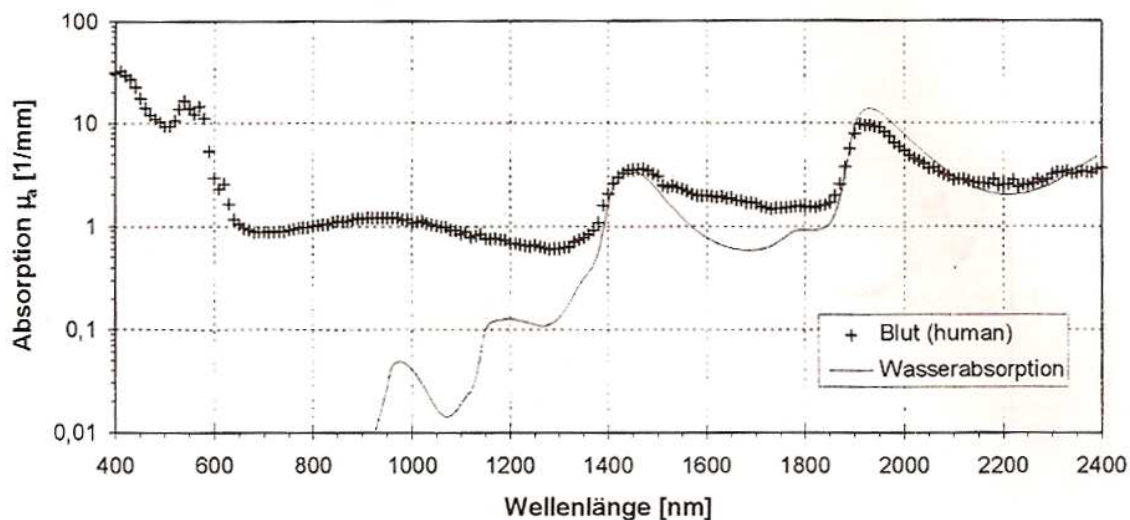


Abb.12: Optische Eigenschaften von humanem Blut (Roggan 1997, S.111)

Es werden unterschiedliche Eindringtiefen für die Wellenlänge 1064 nm angegeben: in Wasser bis 180 mm, in Vollblut 0,8-3 mm (Abb.13), in fließendes Blut (laminare Strömung) ca. 0,4 mm (Roggan et al. 1997, S.195).

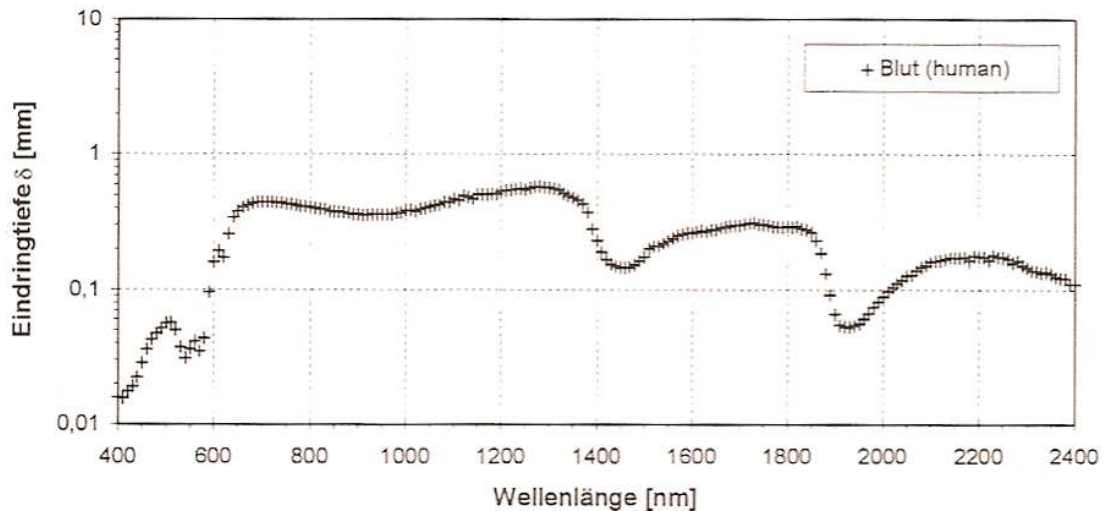


Abb.13: Eindringtiefe (δ_{eff}) von humanem Blut (Roggan 1997, S.112)

2.2.9. Laserkoagulation von Blut

Die folgende Darstellung bezieht sich auf die Veröffentlichungen der in- vitro Versuche von Black und Barton (2004), Barton et al. (2001) und Black et al. (2005). Die Laserkoagulation von Blut scheint sich in verschiedenen Schritten zu vollziehen (Abb.14). In der ersten Phase, in der sich das Blut aufheizt, sehen Barton und Black (2004, S.91) keine strukturellen oder chemischen Veränderungen. Das Absorptionsmaximum des Hämoglobins verschiebt sich etwas mehr in den roten, längerwelligen Spektralbereich. Ab ca. 70°C setzt die erste Phase der Koagulation ein. Die Erythrozyten verlieren ihre typische bikonkave Form und schwellen zu runden Sphärozyten an, als Folge der einsetzenden intrazellulären Denaturierung. Die Absorption des Blutes im nahen Infrarotbereich steigt durch Methämoglobinbildung (Barton et al. 2001, S.648).

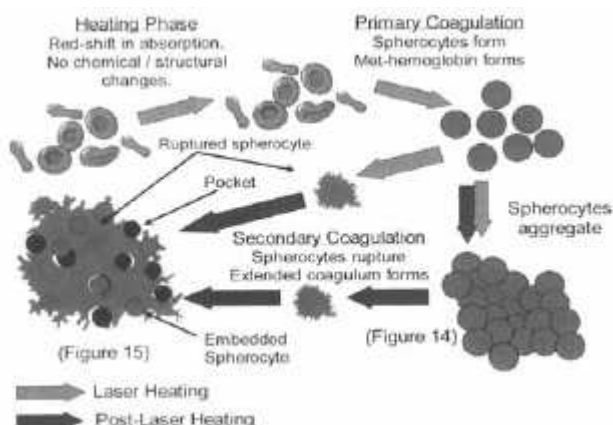


Abb.14: Schematische Darstellung der bei in- vitro Laserkoagulation von Blut ausgelösten Prozesse, in Englisch (Black und Barton, 2004, S.95)

Methämoglobin absorbiert die Wellenlänge von 1064 nm ca. 3-fach so stark wie Oxyhämoglobin (Barton et al. 2001, S.648). Die maximale Methämoglobinabsorption erreicht die Wellenlänge 632 nm mit einer 30-fachen Steigerung im Vergleich zu Oxyhämoglobin. Methämoglobin absorbiert die Wellenlänge 532 nm nur noch zu 60%. Die Verschiebung der Absorptionsmaxima hin zum roten Spektralbereich (580-620 nm) und nahen Infrarotbereich (Bathochrome Verschiebung), die verstärkte Absorption und Rückstreuung erhöhen die Wirksamkeit der Laserwellenlängen dieses Spektralbereichs. Zugleich schwächt sich die Absorption von 532 nm. In der folgenden zweiten Koagulationsphase aggregieren die Sphärozyten bzw. rupturieren. Ein Koagulum aus denaturiertem Plasmaeiweiß wie Fibrin und sich einlagernden Sphärozyten bzw. deren Zellbestandteilen bildet sich. Die beschriebenen Prozesse laufen abhängig von Leistung und Wellenlänge in wenigen Bruchteilen einer Sekunde ab. Durch weitere Laserlichtapplikation wird der Denaturierungsprozess bis zur Karbonisation fortgesetzt. Insbesondere die Wellenlänge 1064 nm erfährt eine deutliche Absorptionzunahme mit Einsetzen der Koagulation (Black et al. 2005, S.164).

2.3. Verschiedene Verfahren der Blutstillung

Die unterschiedlichen Verfahren der Blutstillung werden unter besonderer Berücksichtigung des Mund- Kiefer- Gesichtschirurgischen Fachgebietes aufgeführt. Es gibt in zunehmendem Maße die Möglichkeit, lokal oder systemisch auf die Blutstillung bzw. Blutgerinnung Einfluss zu nehmen.

2.3.1. Lokale Blutstillungsverfahren

2.3.1.1. Mechanische Blutstillung

Dem Prinzip der Kompression folgen die klassisch chirurgischen Maßnahmen wie die Ligatur, die Umstechung, die Verbolzung im Knochen, der Druckverband in gut zugänglichen Körperregionen oder Tamponaden im Bereich von Körperöffnungen und Hohlorganen.

Kompression mittels Ballonkathedern ist beispielsweise bei ösophagealen Varizenblutungen oder bei schweren Blutungen im Bereich des Mittelgesichtes in Gebrauch (Frerich et al. 1991).

Im Bereich der Hohlorgane hat sich auf Grund des schlechten Zugangs die endoskopische Umspritzung bewährt. Dabei wird über das Endoskop unter Sicht eine flexible Injektionsnadel an den Ort der Blutung gebracht und mittels Injektion seitlich um die Läsion interstitieller Druck auf das betroffene Gefäß ausgeübt. Im Mund- Kiefer- Gesichtschirurgischen Bereich wird eine unterstützende Ruhigstellung des Koagels insbesondere bei gerinnungskompromittierten Patienten nach Zahnextraktionen durch Adaptationsnaht, plastische Deckung und oder Verbandsplatte oder ähnliche Maßnahmen wie Zahnfleischverband erreicht. Bei sofort einsetzender Blutung nach Extraktion ist es u.U. ratsam, den Zahn bis zur Ursachenabklärung und Therapie zu replantieren (Gundlach 2000, S.32).

Eine spezielle Lagerung, z.B. mit erhöhtem Oberkörper, sowie die perioperative Einstellung des Blutdruckes können einen deutlichen Einfluss auf die Blutungsneigung bzw. Hämatombildung haben.

2.3.1.2. Blutstillende Medikamente

Hämostyptika sind solide Präparate wie Knochenwachs, Gelatine, Kollagen und oxidierte Zellulose sowie flüssige Präparate.

2.3.1.2.1. Fibrin

In den letzten Jahrzehnten hat die Anwendung dieser Materialien in verschiedenen Disziplinen der Chirurgie breite Anwendung gefunden (Baudo et al. 1988, S.1082). Die bei der Fibrinkleberverwendung stattfindenden Reaktionen sind komplex, stellen aber im Grunde die letzte Phase der Blutgerinnung dar. Dabei wird eine Fibrinogen- Thrombin- Faktor XIII Lösung appliziert. Thrombin katalysiert Fibrinogen zu Fibrin, welches aggregiert. Thrombin aktiviert in Anwesenheit von Kalziumionen den Faktor XIII, welcher in aktiver Form das Fibrin S in unlösliches Fibrin umwandelt (Bauer und Walzog 2005, S.249).

Dabei entsteht ein Fibringerinsel, das an den Wundrändern bindet und die Blutung mechanisch zum Stillstand bringt.

Die Fibrinolyse wird durch den Faktor XIII und weitere Inhibitoren inhibiert, so dass das Gerinnsel bzw. Koagulum eine höhere und länger bestehende Stabilität und Resistenz gegen Keimbesiedelung und Zersetzung besitzt (Bösch et al. 1982, S.189). Bei der Anwendung sind zwei Komponenten nötig, die Thrombinlösung und die Kleberproteinlösung, die das Fibrinogen, Faktor XIII, Plasmafibronectin, Aprotinin, Plasminogen sowie Trägersubstanzen enthält. Das Aprotinin hemmt die Fibrinolyse und verzögert somit den Abbau des Gerinnsels. Es ist als einziger Bestandteil bovinen Ursprungs und ein immunologisch wirksames Fremdeiweiß. Durch Variieren der Aprotininkonzentration kann auf spezielle Anforderungen des Gewebetyps eingegangen werden, indem beispielsweise durch niedrigere Konzentrationen ein rascherer Abbau zugelassen und das Auftreten einer störenden Fibrose bei einer Nervennahtklebung (Cazalles et al. 1997, S.26) unwahrscheinlicher wird. Die Geschwindigkeit, mit der das Fibrin abbindet, hängt von der Thrombinkonzentration in der entsprechenden Fraktion ab. Diese wird in Form von Thrombin- L (411 I.E. Thrombin/ml) und Thrombin- S (500 I.E.

Thrombin) angeboten. Thrombin- S reagiert innerhalb von Sekunden und wird zur Blutstillung eingesetzt, Thrombin- L findet seine Hauptanwendung zur Adaptation von Wundflächen sowie Nahtersatz- und -unterstützung, bei Transplantaten (Staindl 1982, S.81). Die Applikation erfolgt mittels einer Doppelspritze, an deren Spitze sich die beiden Komponenten in einer konfluierenden Kanüle mischen und während der Applikation reagieren. Das eingebrachte Fibrin und seine Komponenten werden im Rahmen der Wundheilung resorbiert und zunächst durch Granulationsgewebe ersetzt (Scheele und Pesch 1982, S.39). Fremdkörperreaktionen werden nicht hervorgerufen (Will und Schröder 1979, S.245). Zur Produktion der Fibrinkleberkomponenten wird humanes Plasma verwendet. Einsatzgebiet des Fibrinklebesystems unter besonderer Berücksichtigung des Mund- Kiefer- Gesichtschirurgischen Fachgebietes ist die lokale Blutstillung, speziell in Kombination mit hämorrhagischen Diathesen (Merten et al. 1989, S.302, Eckelt 1991, S.55). Außerdem findet Fibrinkleber Anwendung bei kombinierten Naht- Klebverfahren zur unterstützenden Maßnahme des Wundverschlusses (Niekisch 1980, S.559, Marchac und Sandor 1994, S.307), Stabilisierung von Spongiosaaugmentationen bzw. Auffüllen knöcherner Hohlräume (Edinger und Hammer 1982, S.53).

Beschleunigtes Einheilen von Knochenaugmentationen unter Verwendung von Fibrinkleber wurde von Brands et al. (1982, S.161) beschrieben. Das in knöcherne Defekte eingebrachte Fibrin unterstützt im Sinne eines Leitschieneneffektes die reparativen Prozesse der Wundheilung bzw. Osteokonduktion (Buser und Berthold 1986, S.196). Klebetechniken mittels Fibrinkleber im Sinne eines Nahtersatzes (Mommaerts et al. 1996, S.81), zur Spalthautadaptation (Vecsei et al. 1994, S.185) sowie der Einsatz zur Readaptation von Nerven und Blutgefäßen sind in diesem Zusammenhang zu erwähnen. Eine verringerte Narbenbildung ist tierexperimentell nachgewiesen (Edinger et al. 1980, S.170). Auch in Situationen gestörter primärer Wundheilung werden gute Ergebnisse nach Verwendung von Fibrinkleber bzw. kombiniertem

Einsatz mit anderen Materialien berichtet (Merten et al. 1989, S.303, Dumbach 1993, S.129). Nicht unüblich ist es, Fibrinkleber in Kombination mit einem anderen Medium zu verwenden. Insbesondere bei der Augmentation oder Abdeckung größerer Gewebedefekte finden neben Spongiosa- Fibrin- Gemischen (Brands et al. 1982, S.161) Gelatine- oder Stärkepräparate, oxidierte Zellulose und Kollagen Verwendung.

Versuche zur Blutstillung unter Einsatz von Fibrinkleber im dentoalveolären Bereich bei gerinnungsgestörten Patienten konnten keine erniedrigte Nachblutungsrate nachweisen, jedoch eine verbesserte Wundheilung (Blöß und Linden 1982, S.20). Andere Autoren bestätigen den präventiven Effekt des Fibrins zur Blutungsprophylaxe bei gerinnungskompromittierten Patienten (Leuthold und Bormann 1989, S.269).

2.3.1.2.2. Knochenwachs

Knochenwachs wurde bereits im 19. Jahrhundert eingeführt und wird noch heute zur Abdichtung blutender Oberflächen des spongiösen Knochens verwendet (Gupta und Prestigiacoimo 2007, S.3).

Knochenwachs wird nicht resorbiert und kann allergische Reaktionen hervorrufen. Die Entwicklung von Infektionen kann begünstigt werden. Die knöcherne Heilung kann verzögert werden. Knochenwachs sollte daher möglichst sparsam verwendet werden und überstehende Mengen sollten vor Wundverschluss sorgfältig entfernt werden (Schonauer et al. 2004, S.89).

2.3.1.2.3. Kollagen

Kollagen ist ein Hauptbestandteil des Bindegewebes und des Halte- und Stützapparates des Körpers. Bei der Blutstillung löst es unter Beteiligung anderer Faktoren die Thrombozytenaggregation und damit die Thrombenbildung aus (Bauer und Walzog 2005, S.246).

Zunächst bildet sich ein unreifer Thrombus durch Adhäsion von Thrombozyten an das Kollagennetzwerk. Nach einigen Minuten verfestigt sich der Thrombus

irreversibel unter Beteiligung von Gerinnungsfaktoren (XI, XII). Es kommt zusätzlich zur Einlagerung von zellulären Blutbestandteilen in ein Fibrinnetz.

Industriell hergestelltes Kollagen ist zumeist bovinen oder equinen Ursprungs. Nach proteolytischer Gewinnung nativer, heterogener Kollagenfibrillen wird das Kollagen hochgereinigt, sterilisiert, gefriergetrocknet und lyophilisiert.

Die Biokompatibilität wurde nach Modifizierungen der terminalen Endgruppen deutlich verbessert (Timpl 1984, S.187). Dennoch kann es mit der Knochenheilung interferieren und insbesondere bei wiederholter Anwendung sind allergische Reaktionen und Infektionen beschrieben worden (Wangerin und Wottge 1994, S.92).

Die feste Beschaffenheit der Kollagenvliese oder -schwämme bietet einen Vorteil bei der Füllung größerer Defekte. Sie besitzen eine höhere Eigenstabilität als Fibrin, sind verformbar und saugfähig. Das Kollagengerüst wirkt als Leitschiene für Fibroblasten (Stemberger et al 1990, S.169). Es erfolgt eine vollständige Umwandlung in faserreiches Bindegewebe über die Stadien der Wundheilung (Wieding et al. 1987, S.586). Bei in- vitro Versuchen (Joos und Ochs 1980, S.16) zeigte sich eine Kalziumioneneinlagerung in kollagenes Material. Die katalytische Funktion des Kollagens bei der Ossifikation und vollständigem Umbau in Knochen wird beschrieben (Hörmann 1990, S.141). Einen weiteren Vorteil bieten Kollagenimplantate durch ihre Formkonstanz bzw. eine Verminderung der Fibrinretraktion während der Gerinnung. Dadurch vermindert sich die Gefahr, dass das Koagulum in Knochendefekten durch die Fibrinretraktion den Kontakt zur Knochenwand verliert und ein Saum von interstitieller Flüssigkeit um das Koagulum die weitere Heilung behindert (Heimbürger et al. 1994, S.4). Das Kollagen bleibt auch bei stärkeren Blutungen formkonstant und unlöslich. Kollagenpräparate werden auch in Verbindung mit anderen Wirkstoffen wie Antibiotika (Sulmycin[®], EUSA Pharma GmbH, Langhorne, USA, oder Garamycin[®], Essex Pharma GmbH, Luzern, Schweiz), Gerinnungsfaktoren (TachoSil[®], Nycomed GmbH, Zürich, Schweiz) oder Wachstumsfaktoren (Fallucco und Carstens 2009, S.1759) verwendet.

Ausserdem wird Kollagen als Trägersubstanz im Rahmen des tissue-engineerings verwendet (Gelinsky 2009, S.491).

2.3.1.2.4. Gelatine

Das als Tampon oder Schwamm erhältliche Material quillt bei Flüssigkeitszutritt und geht in einen gallertartigen Zustand über. Dadurch ergibt sich druckbedingt der Wundverschluss. Im Vergleich zu anderen Materialien zeigte sich eine überlegene Haftkraft bei Anwendung nach Zahnextraktion im Bereich der blutenden Alveole (Haußmann et al. 1982, S.279). Ehrenfeld et al.(1984, S.385) wies eine immunologische Reaktion (Granulozytenakkumulation, Lymphadenopathie) im Beisein von Konservierungsstoffen (Rivanol und Surfen) nach. Ein verzögerter Knochenumbau wird beschrieben (De Lusto 1986, S.117).

2.3.1.2.5. Denaturierende und Adstringierende Substanzen

Diese unterschiedlichen Substanzen sind in der Medizin schon lange in Verwendung. Es sind Salze, Säuren und Agentien pflanzlichen Ursprungs, deren denaturierenden Wirkung dem Wundverschluss dient.

Das ausgefällte körpereigene Eiweiß dichtet Kapillaren bzw. Endothelien ab. Aluminiumchlorat (früher ein Mischsulfat namens Alaun) oder Formaldehyd sind typische Vertreter. Oxidierte Zellulose führt ebenfalls über eine pH-Werterniedrigung zur Eiweißausfällung. Einsatzbereich sind Sickerblutungen und schwache Blutungen (Lorber 1975, S.455). Der vorübergehende blutstillende Effekt adrenalinhaltiger Lokalanästhetika ist bekannt und wird präventiv vor Operationen mittels lokaler Infiltrationen eingesetzt. Kapilläre Gefäße kontrahieren unter der Wirkung von Adrenalin. Kleinere Schleimhautblutungen lassen sich dadurch vorübergehend stillen, venöse oder arterielle Blutungen reagieren nicht oder nur sehr kurzzeitig. Die Gefahr einer temporären Ischämie mit Nekrosen ist im Mund- Kiefer- Gesichtschirurgischen Fachgebiet gering, jedoch kommt es nach Abklingen der Wirkung zur reaktiven Hyperämie mit verstärkter Blutungsneigung (Gundlach 2000, S.30).

2.3.2. Systemische Beeinflussung der Blutstillung

Die Möglichkeiten der systemischen Blutstillung zielen auf die Vermeidung von Blutungskomplikationen, auf die Verringerung des Transfusionsbedarfs und die Vermeidung von Nachblutungen.

2.3.2.1. Antifibrinolytika

In bestimmten Situationen kommt es regelhaft zu Veränderungen des Gerinnungssystems, wie die Hyperfibrinolyse nach Freigabe eines Tourniquets, dem blutleeren Abbinden von Extremitäten, oder größeren Blutverlusten.

In der Therapie der Hyperfibrinolyse werden überwiegend Aprotinin, Tranexamsäure sowie ϵ -Aminokapronsäure verwendet. Aprotinin ist ein natürlich vorkommendes bovines Polypeptid, das als unspezifischer Serin-Proteaseinhibitor Plasmin durch Komplexbildung inhibiert.

Durchschnittlich konnte der Transfusionsbedarf von Blut bei herzchirurgischen und thoraxchirurgischen Eingriffen deutlich gesenkt werden (Mahdy und Webster 2004, S.848). Bei der Anwendung von Aprotinin sind allerdings schwere anaphylaktische Reaktionen (Tredree et al. 2006, S.3),

kardiovaskuläre Komplikationen sowie Nierenversagen vermehrt aufgetreten (Mangano et al. 2006, S.358). Tranexamsäure bzw. ϵ -Aminokapronsäure blockieren Plasminogen durch eine irreversible Bindung an der Lysinbindungsstelle als Lysinanaloga. Dadurch kann Plasminogen durch Plasminogenaktivator (t-PA = tissue plasminogen activator) nicht mehr aktiviert werden.

2.3.2.2. Frischplasma

Routinemäßig werden Frischplasmen (FFP = fresh-frozen-plasma) in Kombination mit Erythrozytenkonzentraten (EKs) zum Ersatz bei Blutverlust anstatt Vollblut gegeben. Als Vorteil erweist sich, dass alle pro- und antikoagulatorischen Gerinnungsfaktoren im physiologischen Gleichgewicht vorliegen. Die Konzentration der Gerinnungsfaktoren ist von der

Faktorenaktivität des jeweiligen Spenders abhängig. Da die Hauptbestandteile von FFP Wasser, Albumin und andere Plasmaproteine sind, ist die Konzentration der Gerinnungsfaktoren eher gering. Daher müssen große Mengen an FFPs substituiert werden, um hämostatisch wirksame Plasmaspiegel bei entsprechendem Verlust an Gerinnungsfaktoren erreichen zu können. Die Volumenbelastung kann für kardial oder renal insuffiziente Patienten bei gleichzeitig nicht mehr bestehendem Volumenmangel problematisch sein. Der Effekt von FFPs auf den klinischen Effekt bezüglich Transfusionsbedarf und Reduktion hämostatischer Medikamente wird unterschiedlich beurteilt (Stanworth et al. 2004, S.149).

Als unerwünschte Wirkungen treten substitutionspflichtige Hypokalzämien, selten ein transfusionsassoziiertes Lungenversagen (TRALI) auf.

2.3.2.3. Thrombozytenkonzentrate

Zum Ausgleich angeborener oder erworbener Thrombopenien werden Thrombozytenkonzentrate eingesetzt. Zu den Komplikationen nach Transfusion zählen das TRALI und die Graft-versus-host-Reaktion (Schroeder 2002, S.279). Zudem sind schwere, auf bakterielle Kontamination zurückzuführende Transfusionszwischenfälle beschrieben worden (Spahn und Rossaint 2005, S.136).

2.3.2.4. Prothrombinkomplexkonzentrate

Prothrombinkomplexkonzentrat-Präparate (PPSBs) enthalten die Vitamin- K-abhängig synthetisierten Gerinnungsfaktoren II, VII, IX, X und die Proteine S, C sowie Antithrombin. Die PPSB-Präparate sind auf den Faktor IX standardisiert, d.h. der deklarierte Sollfüllgehalt bezieht sich auf die Faktor- IX- Aktivität. Die klassische Indikation für den Einsatz von PPSBs sind Mangelzustände der Vitamin- K- abhängigen Faktoren, Eingriffe unter Therapie mit Vit- K-Antagonisten und akut vorliegende Blutungen (Vigué 2009, S.209).

Den Vorteilen einer geringen Volumenbelastung, der raschen Verfügbarkeit und vergleichsweise guter Standardisierung steht als wesentlicher Nachteil die Gefahr thrombembolischer Gefäßverschlüsse in kritischen Bereichen mit nachfolgender Ischämie entgegen.

2.3.2.5. Fibrinogen

Fibrinogen ist ein Glykoprotein, das als Akutphaseprotein im Rahmen von entzündlichen Prozessen vermehrt gebildet wird. Es wird zur Wiederherstellung der Gerinnselfestigkeit im Rahmen einer Verdünnungskoagulopathie verwendet (Fries et al. 2005, S.176). Ein bestehendes Fibrinogendefizit kann mit FFPs kompensiert werden. Fibrinogenkonzentrat führt zu keiner nennenswerten Volumenbelastung.

2.3.2.6. Rekombinanter aktivierter Faktor VII

Ursprünglich wurde rekombinanter aktivierter Faktor VII (rFVIIa) für die Behandlung von Patienten mit kongenitaler oder erworbener Hämophilie, kongenitalem Faktor VII-Mangel oder Thrombozytenfunktionsstörungen und Thrombozytopenie eingesetzt (von Heymann et al. 2008, S.8). In pharmakologischer Dosierung bindet rFVIIa direkt an aktivierte Thrombozyten und bewirkt den Umsatz von Fibrinogen. Außerdem scheint rFVIIa einen positiven Einfluss auf die Clotfestigkeit zu haben (Monroe et al. 1997, S.546).

Rekombinanter aktivierter Faktor VII wird auch als Ultima-ratio-Therapie im Rahmen sog. „Offlabel-Indikationen“, in diesem Fall bei nicht beherrschbaren Blutungen, (Enomoto und Thorborg 2005, S.623) und bei operativen Eingriffen gerinnungskompromittierter Patienten verwendet (von Heymann et al. 2008, S.5). Sowohl der Transfusionsbedarf als auch die Anzahl der massiv transfundierten Patienten (>20 EKs) und das Auftreten des ARDS konnte bei der Behandlung von Traumata signifikant gesenkt werden (Boffard et al. 2005, S.11).

2.3.2.7. Desmopressin

Das synthetische Analogon des antidiuretischen Hormons (ADH) erhöht die Plasmaspiegel des Faktors VIII und des von Willebrand- Faktors (vWF) um das Doppelte bis Vierfache des Ausgangswertes. Beim Vorliegen bestimmter kongenitaler hämostatischer Defekte, insbesondere bei Vorliegen der von Willebrand-Erkrankung (Typ 1), Hämophilie A, chronischer Leberinsuffizienz und Thrombozytopathie kann die Gabe von Desmopressin den Blutverlust im Rahmen von chirurgischen Eingriffen oder Traumata reduzieren (Lier et al. 2009, S.1023, Crescenzi et al. 2008, S.1072, Mannucci 2007, S.2).

Desmopressin kann bei gerinnungsgestörten Patienten bzw. verminderter Thrombozytenzahl zur Blutungsprophylaxe vor Zahnextraktion eingesetzt werden (Stanca et al. 2010, S.138).

2.3.3. Infektionsrisiko und unerwünschte Reaktionen

Das Risiko einer Übertragung von Infektionen wird durch Testung jeder Einzelspende auf HBs- Antigen, HCV-, HIV1- und HIV2- Antikörper getestet.

Die Spender werden streng ausgewählt (GPT-Kontrollen) und überwacht sowie weiteren Kontrollverfahren unterzogen. So wird das Plasma nach Virusinaktivierungs- bzw. Eliminationsverfahren auf die Anwesenheit der Virusgenome HIV, HCV und HBV mittels PCR getestet. Insbesondere das HI-Virus zeigt sich als sehr thermolabil (Cuthbertson et al. 1987, S.41). Moderne zweistufige, möglichst komplementäre Virusinaktivierungsverfahren gemäß den Richtlinien der Europäischen Arzneimittelagentur (EMA = European Medicines Agency) oder FDA (Food and Drug Administration) wie Vaporisation, Lyophilisierung oder Pasteurisation bzw. die Anwendung von Detergenzien wie Tri-n-butyl-phosphat inaktivieren die meisten serumassoziierten Virusarten sehr effektiv (Morgenthaler 2001, S.228). Viruseliminationsverfahren wie Präzipitation, Chromatographie und Filtrationsverfahren sind übliche Methoden (Morgenthaler 2001, S.230).

So sind generell bei Plasmaderivaten virusinaktivierte Präparate verfügbar (Wagner und Riggert 1995, S.199).

Bei Blutprodukten mit zellulären Bestandteilen wie Erythrozyten und Thrombozyten sind noch keine routinemäßigen Inaktivierungsmaßnahmen möglich. Hier beschränkt sich die Prävention auf die Testung. Es sind laut Robert-Koch-Institut seit der Einführung neuer Testverfahren (Nukleinsäure-Amplifikations- Technologie = NAT) im Jahre 1997 keine blutassoziierten Infektionen mit HCV und HIV mit einer Ausnahme (Schmidt et al. 2009, S.1838) mehr nachgewiesen worden. Das statistische Risiko für eine HIV-Übertragung wird mit 1: 4,3 Millionen angegeben (Glynn et al. 2005, S.995).

Es werden zukünftig auch Virusinaktivierungsverfahren für zelluläre Blutbestandteile zur Verfügung stehen (Webert et al. 2008, S.26)

2.3.4. Angiographische Embolisation

Die angiographische Embolisation (AE) findet aufgrund der sehr hohen Erfolgsrate mit bis zu 90% zunehmend Anwendung (Fangio et al. 2005, S.979). Dabei werden Coils, Stents oder sklerosierende Agentien bzw. Histoakryl im Rahmen einer Angiographie in den entsprechenden Gefäßabschnitt eingebracht, um einen Gefäßverschluß über die Induktion der Gerinnungskaskade einzuleiten. Das Verfahren wird zur präoperativen Behandlung von Gefäßmalformationen, stark vaskularisierten Tumoren, Aneurismatherapie oder Blutstillung traumatisch bedingter arterieller Blutungen erfolgreich eingesetzt (Liu et al. 2006, S.109, Giaoui et al. 2003, S.133, Komiyama et al. 1998, S.331). Komplikationen sind selten, können aber gravierend sein (Sclafani und Sclafani 2006, S.168).

2.3.5. Hochfrequenzkoagulation

Das Schneiden und Koagulieren mittels hochfrequenter Wechselströme ist ein etabliertes Verfahren in der modernen Chirurgie. Das Gewebe stellt für den elektrischen Strom einen Leiter dar. Wirkprinzip ist dabei die Joulesche Wärme, die durch den Leitungsverlust, den elektrischen Widerstand des Leiters, entsteht.

Die Wärmeenergie wächst proportional zum Widerstand, der Zeit und im quadratischen Verhältnis zur Stromstärke (Seemen 1932, S.18). Dabei verteilt sich der Strom im Gewebe und wird mit zunehmendem Abstand zur Elektrode schwächer. Dieser Strom pro Fläche, genannt Stromdichte, korreliert linear mit der Jouleschen Widerstandswärme (Seemen 1932, S.21).

Um unerwünschte neuromuskuläre Reaktionen zu vermeiden, wurde bereits seit den Anfängen der Elektrochirurgie hochfrequenter Strom über 250.000 Hz verwendet (d'Arsonval 1914, S.34). Ausgehend vom Hochfrequenzgenerator bildet sich bei Anwendung ein Stromkreis, der über einen Leiter zum Arbeitselement, der Kontaktelektrode, fließt, in das Gewebe eintritt, an anderer Stelle den Körper des Patienten verlässt und zurück zum Generator fließt. In Bezug auf den Stromrückfluss bzw. die Erdung kann zwischen monopolarer und bipolarer Anwendung unterschieden werden (Seemen 1932, S.73).

Bei der monopolaren Anordnung fließt der Strom unkontrolliert zu geerdeten Körperteilen über Behandlungsstuhl oder Operationstisch zurück zum Generator. Der Rückfluss kann sich aber durch Kleidung, zufällige Kontaktflächen und Feuchtigkeit unterschiedlich verhalten und zu ungewollten thermischen Schäden führen (Frühmorgen und Matek 1986, S.280).

Eine bessere Kontrolle ergibt sich durch die Anwendung einer sogenannten neutralen Elektrode, die möglichst breitflächig am Körperstamm aufgeklebt wird (Roos 1985, S.743). Bei bipolaren oder multipolaren Systemen befindet sich die Neutralelektrode in unmittelbarer Nähe zur Aktivelektrode. Die Gewebereaktion beschränkt sich auf die unmittelbare Nähe der Elektroden.

Zur Koagulation werden Pinzetten eingesetzt, zwischen deren Branchen sich bei Gewebekontakt der Stromkreis schließt. Dabei kann die Stromdichte und somit die Hitzeentwicklung auf das Areal zwischen den Branchen gesteuert und hoch gehalten werden.

Grundsätzlich kann mit hochfrequentem Strom je nach Anwendungsart eine Schneid- oder Koagulationswirkung im Vordergrund stehen. Dabei hängt der Effekt auf das Gewebe von der Stromdichte pro Zeiteinheit, also der Kontaktzeit,

und der Elektrodenoberfläche ab. Der Durchmesser der Elektrode und die Stromspannung bestimmen die Stromdichte (Fastenmeier und Lohr 1991, S.217). Bei Elektroden größeren Durchmessers z.B. kugel- oder zylinderförmig, ist bei Strom gleicher Intensität die Stromdichte in den an die Elektrode angrenzenden Arealen wesentlich geringer als bei Elektroden kleineren Durchmessers, z.B. nadelförmigen Elektroden. Je dünner ein Draht einer Elektrode, desto höher ist die Stromdichte an der Drahtoberfläche, um so schneller nimmt die Stromdichte mit Abstand zur Elektrode im Gewebe ab, und um so schärfer resultiert der Schnitttrand. Mit Mikronadelelektroden-HF-Geräten lassen sich so bei niedriger Leistung laserähnliche Schnittqualitäten mit minimaler Nekrose und Rauchentwicklung erzielen (Messroghli et al. 1994, S.187).

Bei höherer Intensität entsteht durch Funkenbildung eine Karbonisationszone, die isolierend wirkt, die Wärmeausbreitung behindert und zu verzögerter Wundheilung führt. Durch Verdampfen des Zellwassers und der extrazellulären Flüssigkeit bildet sich eine isolierende Dampfschicht zwischen Elektrode und Gewebe. Dadurch wird die Ausbreitung der Stromdichtelinien behindert und das elektrische Potential schlägt an der dem Gewebe nächstgelegenen Stelle in Form eines Funken über.

Die rasche Temperaturerhöhung, die durch die hohe Stromdichte resultiert, führt zur völligen Austrocknung sowie Zerstörung der zellulären Struktur in Form von Eiweißdenaturierung und Karbonisation. Somit entsteht ein Schnitt. Die denaturierte, karbonisierte Grenzschicht verhindert das Eindringen in tiefere Schichten und wirkt isolierend.

Bei rascher Schnittführung mit einem unmodulierten, ungedämpften HF-Strom erhält man so einen glatten Schnitt mit geringer Koagulationszone. Einen verschorfenden Schnitt erhält man mit langsamer Schnittführung oder impulsmoduliertem Hochfrequenzstrom. Dadurch erhält man einen breiteren Koagulationssaum. Bei geringer Intensität und langer Kontaktzeit, also durch konstante, dosierte Wärmezufuhr, zeigt sich histologisch vorrangig das Bild der Koagulation des Gewebes mit Ausdehnung in Tiefe und Breite.

Kapilläre Blutungen werden dadurch effektiv verschlossen. Gefäße mittleren Kalibers werden separat isoliert koaguliert, um einen ausreichenden Gefäßverschluss zu gewährleisten und Nachbarstrukturen zu schonen.

Nachteilig ist bei Anwendung des Hochfrequenzstromes bzw. der Diathermie beispielsweise ein Verkleben des Gewebes mit der Elektrode, Verbrennungen bei unkorrekter Lagerung oder die Irritation von elektronischen Geräten wie Herzschrittmachern.

Yoshino et al. (2009, S.90) berichten über eine ausgeprägte thermische Schädigungszone von mehreren Millimetern Knochen im Tierversuch durch Hochfrequenzstrom mit konsekutiver Nekrose und Heilungsverzögerung.

Azzi et al. (1982, S.98) sehen im Tierversuch eine ausgeprägte Entzündungsreaktion nach Knochenkontakt mit dem elektrischen Messer, unabhängig von der Dauer der Hochfrequenzstromapplikation. Es kam zu reversiblen Schäden des knöchernen Alveolarfortsatzes und des parodontalen Faserapparates mit Heilungsverzögerung. Eine unvollständige Heilung wird als möglich erachtet.

2.3.6. Infrarot-Kontakt-Koagulation

Das Prinzip der Infrarot- Kontakt- Koagulation beruht auf der thermischen Blutstillung, vergleichbar der Koagulation bei Anwendung des Elektrokauters oder des Laserlichtes. Die Energie wird als Licht in das Gewebe emittiert, dort absorbiert und in Wärme umgewandelt. Schließlich kommt es zur Koagulation im Gewebe. Oberflächliche Karbonisation, Verklebungen mit der Sonde und resultierende Sekundärblutungen werden weitestgehend vermieden (Guthy et al. 1984, S.136). Bluttrockenheit ist keine Voraussetzung für eine effektive Blutstillung (Welter et al. 1984, S.97). Dies ist neben der Tiefenwirkung bis zu 5mm (Lauterjung et al. 1982, S.89) und der verbesserten praktischen Anwendbarkeit durch spezielle Saphiersonden ein weiterer Vorteil. Das Anwendungsgebiet liegt überwiegend im Bereich der Abdominalchirurgie,

speziell an parenchymatösen Organen und dort im Bereich der endoskopischen Chirurgieverfahren (Faist et al. 1985, S.337).

2.3.7. Argon- Plasma- Koagulation (APC)

Bei dieser Art der Koagulation wird der HF-Strom über elektrisch leitendes ionisiertes Argongas auf das zu koagulierende Gewebe geleitet. Dabei verteilt sich der HF-Strom divergent im Gewebe und nimmt somit schon in geringer Tiefe stark ab. Die Koagulationstiefe beträgt maximal 3 mm, eine thermische Schädigung tieferer Schichten erfolgt nicht. Es resultiert eine gleichmäßige Koagulation mit begrenzter Tiefenausdehnung (Farin und Grund 1994, S.228).

Ausströmender Wasserdampf erhöht vermutlich den elektrischen Widerstand, so dass bei Erreichen der Siedetemperatur des Gewebes sich der HF-Strom über das Gas eine neue Stelle mit niedrigerem Leitungswiderstand sucht (Storek et al. 1993, S.677). Somit ergibt sich eine gleichmäßige Koagulationstiefe bis zur zunehmenden Dehydratation des Gewebes mit Leitungsverlust. Insbesondere der endoskopische Einsatz zur Rekanalisierung des Tracheobronchialsystems oder Gastrointestinaltraktes hat sich bewährt (Storek et al. 1994, S.163). Dabei scheint die Argon-Plasma-Koagulation bei niedrigeren Kosten im Vergleich zur Nd:YAG- Laserkoagulation in situ befindliche Metallstents nicht zu beschädigen (Hochberger et al. 1993, S.72). Das Verfahren der Argon-Plasma-Koagulation wurde mit Erfolg zur Blutstillung nach Resektion von Kopf-Hals-Tumoren (Ward et al. 1989, S.923) verwendet. Die Blutstillung parenchymatöser Organe nach Verletzungen oder Resektionen mittels APC scheint Nachblutungen zu reduzieren (Kwon et al. 2001, S.318, Kwon et al. 2003, S.275).

2.3.8. Laserkoagulation

Bestimmte Laserwellenlängen eignen sich zur Koagulation bzw. Blutstillung in besonderer Weise. Der CO₂- Laser (10,6µm) mit einer sehr starken Wasserabsorption wirkt sehr oberflächlich und eignet sich auf Grund seiner geringen Eindringtiefe bevorzugt zum Schneiden. Somit können nur Gefäße bis zu einem Durchmesser von 0,5 mm sicher koaguliert bzw. verschlossen werden (Lippert et al. 1994, S.508). Der gepulste Farbstofflaser (FPDL- Laser = flash lamp- pumped pulsed dye laser, 585 nm und 595 nm) wird stark von Hämoglobin absorbiert, was ihn für die selektive Photothermolyse (Anderson und Parrish 1983, S.527) oberflächlicher Gefäßfehlbildungen prädestiniert. Auch der frequenzverdoppelte Nd:YAG- Laser (Kalium- Titanyl- Phosphat- (KTP-) Laser) besitzt eine relativ hohe Absorption in Blut bzw. Hämoglobin. Die Wellenlänge des frequenzverdoppelten Nd:YAG- Lasers (532 nm) wird intensiver von Hämoglobin und Melanin absorbiert als mit der Wellenlänge 1064 nm. Dieser Laser zählt wie der Argonlaser (488 nm und 514 nm) und dem Diodenlaser (810 nm) zu den semiselektiven Lasern und wird ebenfalls zur Behandlung oberflächlicher Gefäßmissbildungen eingesetzt (Dummer und Graf 2001, S.281, Izikson et al. 2009, S.427). Die Wirkung blitzlampengepumpter gepulster Farbstofflaser (FPDL) bleibt oberflächlich, da seine Wellenlängen nur etwa einen Millimeter in Gewebe eindringen. Der Nd:YAG- Laser (1064) dringt auf Grund seiner geringen, unspezifischen Absorption mehrere Millimeter ein und erreicht tiefere Gewebeschichten. Der Argonlaser nimmt eine Mittelstellung zwischen diesen beiden koagulierenden Lasern ein.

Der Diodenlaser (810-980 nm) kann verschiedene Wellenlängen generieren und wird mit der Wellenlänge von 810 stark von Hämoglobin absorbiert und eignet sich deshalb zur blutarmen Weichgewebsinzision (Rastegar et al. 1992, S.157). Durch die höhere Hämoglobinabsorption wurden geringere Penetrationstiefen verglichen mit dem Nd:YAG- Laser (1064 nm) beobachtet (Rohde et al. 2001, S.86). Die Wellenlängen des Diodenlasers von über 900nm werden überwiegend

von Wasser absorbiert, etwa um den Faktor 3 stärker als der Nd:YAG- Laser (Abb.15).

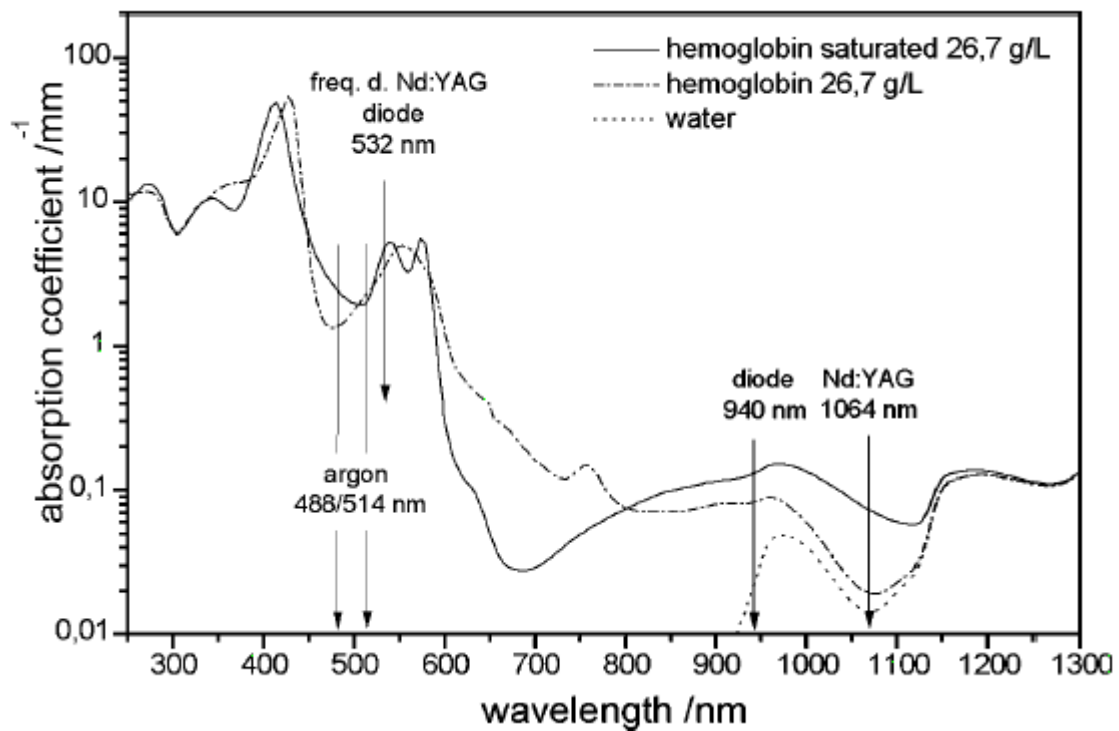


Abb.15: Absorptionskoeffizienten von wichtigen Gewebebestandteilen, in Englisch (Hopf et al. 2000, S.103)

Insgesamt werden die Wellenlängen des nahen Infrarotbereichs deutlich weniger absorbiert als die kürzeren Wellenlängen des grün- gelben Spektralbereichs mit der Konsequenz einer höheren Eindringtiefe (Barton et al. 2001, S.646).

Um die guten blutstillenden Eigenschaften des Nd:YAG- Lasers mit den Eigenschaften einer anderen Wellenlänge zu kombinieren, wurden Kombinationslaser entwickelt, wie z.B. der Nd:YAG- CO_2 - Laser (Roux et al. 1992, S.236, Dinstl 1993, S.88). Eine gute Schneidefähigkeit wird so mit einer größeren Koagulationstiefe verbunden, zum Preis eines vergrößerten thermischen Begleitschadens (Laranne et al. 1997, S.915).

Ein Nd:YAG- Laser in Kombination mit einem Dyelaser (1064 nm/ 585 nm) wurde zur Koagulation oberflächlicher Venen verwendet. Dabei wird durch die bathmochrome Verschiebung und die subtherapeutische Dosis der jeweiligen

Wellenlänge die Wirksamkeit und Steuerbarkeit der Laserbehandlung erhöht. Dies gilt ebenso für einen kombinierten Nd:YAG- KTP- Laser (1064nm/ 532 nm). Eine Reduktion des thermischen Gewebeschadens bzw. der Nebenwirkungen wird bei der klinischen Anwendung beschrieben (Ahan 2004, S.165).

Das emittierte Licht des Nd:YAG- Lasers hat eine hohe Absorption in dunklen und pigmentierten Geweben (Midgely 1990, S.101). Eindringtiefe und Streuung sind daher stark vom Zielgewebe abhängig (siehe Kapitel 2.2). Für reines Wasser wird eine Eindringtiefe von 180 mm angegeben (nach 60 mm sind 90% der Energie an das Wasser abgegeben), im menschlichen Gewebe liegt sie zwischen 1 und 4 mm (Pick 1993, S.43). Das denaturierte Volumen, erzeugt durch den Nd:YAG- Laser, ist größer als das der meisten anderen Laserwellenlängen. Es ist 300 bis 900 Mal größer als das des CO₂- Lasers bei gleichem Laserstrahldurchmesser (Polanyi 1983, S.762). Der Nd:YAG- Laser ist daher geeignet, größere Areale zu koagulieren.

Der Nd:YAG- Laser wird deshalb in der Mund- Kiefer- Gesichtschirurgie vor allem wegen seiner guten koagulierenden Eigenschaften angewendet.

Herzog und Horch (1994, S.106) beschreiben eine gute hämostatische Wirkung bei Anwendung eines Nd:YAG- Lasers in der Tiefe von 1-4 mm insbesondere bei gerinnungskompromittierten Patienten. Koort (1994, S.103) beschreibt ebenfalls eine zuverlässige Koagulation bzw. Blutstillung. Es seien Gefäße bis zu einem Kaliber von mehreren Millimetern zu verschließen (Helfmann und Brodzinski 1989, S.7).

Dieser Lasertyp ermöglicht es, auch bei einer chirurgischen Behandlung von Patienten mit hämorrhagischen Diathesen auf eine Substitutionstherapie zu verzichten (Grasser und Ackermann 1977, S.514). Dies bietet den Vorteil, dass die Gefahr der Übertragung von Krankheiten durch Fremdeiweiß oder von immunologischen Reaktionen bei kleineren Eingriffen wegfällt (Herzog und Horch 1994, S.103). Ein weiterer Vorteil gegenüber alternativen Verfahren ist die Anwendungsmöglichkeit in flüssigen Medien, Spülflüssigkeiten, Exsudat und

Blut ohne die Fortleitungsproblematik wie beispielsweise bei der HF-Chirurgie (Ashinoff 1994, S.54). Außerdem gewährleistet die Lichtleitung über flexible Quarzfasern eine handliche Verwendung des Nd:YAG- Lasers.

Ein „minimalinvasiver Zugang“ kann zur Vermeidung von traumatischeren operativen Zugängen oder Operationen beitragen. Der mögliche Verzicht auf Lokalanästhetika und der Vorteil der ambulanten Behandlung werden von einigen Autoren erwähnt (Will 1996, S.27, Schulz 1992, S.239). Die Hospitalisierung gerinnungsgestörter Patienten und die damit verbundenen Risiken wie Infektionen, Beinvenenthrombose und Embolie und die dadurch entstehenden Kosten werden umgangen. Die zeitintensive Um- und Einstellung einer Antikoagulantientherapie und damit verbundene Risiken können vermieden werden. Die thermische Schädigung bzw. die Karbonisation führt jedoch zu einem verzögertem Wundheilungsverlauf (Pick et al. 1990, S.116, Ettinger 1991, S.514).

Friesen et al. (1999, S.82) konnten die Knochenheilungsverzögerung im Tierversuch für den Nd:YAG- Laser und den CO₂- Laser im Vergleich zu Knochendefekten durch rotierende Instrumente nachweisen. Dabei unterscheidet sich die Knochenheilung von Defekten durch den Nd:YAG- Laser bzw. CO₂- Laser nicht zeitlich, wobei der Nd:YAG- Laser eine ausgeprägtere Karbonschicht provoziert. Die Autoren erklären die Heilungsverzögerung durch das Entstehen von Toxinen wie Cyanamide und Cyanate und oder die verminderte Bildung von Knochenmatrixproteinen wie Osteopontin. Interessant erscheint der Befund, dass Wasser- oder Luftkühlung eine dünnere Karbonschicht und eine frühere Knochenneubildung ermöglicht als ohne Kühlung. Nach mechanischer Entfernung der Karbonschicht nach Laserappliation ohne Kühlung war die Heilung ebenfalls verzögert. Dies werten die Autoren als Hinweis für eine zusätzliche Toxinwirkung.

Nachteilig ist auch aufgrund der Tiefenwirkung das Anschwellen des Gewebes (Lippert 1996, S.525). Dagegen ist eine schmerzärmere Wundheilung nach Laserbehandlung ist beschrieben worden (Carruth 1982, S.532).

Hierbei wird angeführt, dass die Laserstrahlung, ähnlich wie bei Blutgefäßen, die Nervenendigungen verschweißt und somit die Schmerzperzeption und postoperative Beschwerdesymptomatik verringert (Andre 1990, S.387).

Nach Anwendung von Fibrinkleber oder Kollagen verkürzt sich der Wundheilungsverlauf, dies ist aber bei Gerinnungsstörungen als sekundär einzustufen. Bei ausgeprägten Koagulopathien wird diese Methode den konservativen Behandlungsmethoden als überlegen beschrieben (Reidenbach 1993, S.777). Die hohen Anschaffungskosten des Nd:YAG- Lasers, die regelmäßige Wartung sowie die Schulung des Personals bezüglich Bedienung und Risiken prädestinieren ihn für einen Einsatz in Versorgungszentren und für die interdisziplinäre Verwendung.

2.4. Anwendung des Nd:YAG- Lasers im medizinischen Bereich

Der Nd:YAG- Laser wird heute in der Medizin auf Grund seiner unterschiedlichen Anwendungsmöglichkeiten vielfältig eingesetzt.

Das Licht der Wellenlänge 1064 nm wird in biologischen Geweben stark gestreut, und die Eindringtiefe ist größer als bei den meisten anderen Laserwellenlängen. Auf Grund seiner hohen Eindringtiefe und seiner relativen Hämoglobinabsorption hat sich der Nd:YAG- Laser hauptsächlich im Bereich der Blutstillung und der Gewebekoagulation etabliert.

Dieser Laser wird auch als semiselektiv bezeichnet (Rompel und Hohenleutner 2007, S.151).

Grundsätzlich wird zwischen einer Anwendung unter Gewebekontakt, ohne Gewebekontakt und einer intrakorporalen Anwendung unterschieden.

Das Laserlicht wird zur Koagulation, Blutstillung, zur Vaporisation, also der Entfernung von Gewebe, zum Schneiden mit Hämostase bzw. ohne Hämostase, zur Disruption (z.B. zur laserinduzierten Lithotripsie) und zur Gewebefusion, einer Form der Koagulation, eingesetzt. Im Hinblick auf die Art der gesetzten Läsionen muss man zwischen thermischen und nicht- thermischen Effekten differenzieren. Es ist allerdings zu beachten, dass zwischen diesen beiden Effekten Übergänge bestehen.

2.4.1. Non- Kontakt- Methode

Die Non- Kontakt Applikation erfolgt über eine flexible Glasfaser, über die bare fiber (Wallwiener et al. 1989, S.31) oder mittels Fokussierhandstück. Der fokussierte Laserstrahl kann durch die erhöhte Leistungsdichte abhängig von Ausgangsleistung und Applikationsdauer eine gezieltere Vaporisation als die nackte Faser (bare fiber) bewirken. Die Ausdehnung des Koagulationssaumes ist ebenfalls abhängig von der Leistungsdichte und den resultierenden thermischen Veränderungen bzw. der Dauer der Applikation.

Um eine Zerstörung und Herabsetzung der Lichtleiterfunktion zu vermeiden, muss das Faserende intermittierend angefrischt werden.

Außerdem werden gas- oder flüssigkeitsgekühlte Fasern verwendet.

Bei geringeren Leistungsdichten oder der Kühlung des Gewebes wird die Karbonisation weitestgehend vermieden. Es entsteht lediglich ein Koagulationssaum, insbesondere bei gepulsten, gütegeschalteten Lasern. Bei der Non- Kontakt Behandlung bzw. transkutanen Koagulation von kutanen und subkutanen Gefäßmissbildungen können die oberflächlichen Hautschichten durch einen Eiswürfel oder eine Küvette gekühlt werden (Abb.16). Das durch das Kühlmedium geleitete Laserlicht erhitzt somit unter Schonung der Oberfläche tiefere Schichten bis ca. 8 mm (Poetke 1998(b), S.15). Auch vorhergehendes Kühlen wird eingesetzt.

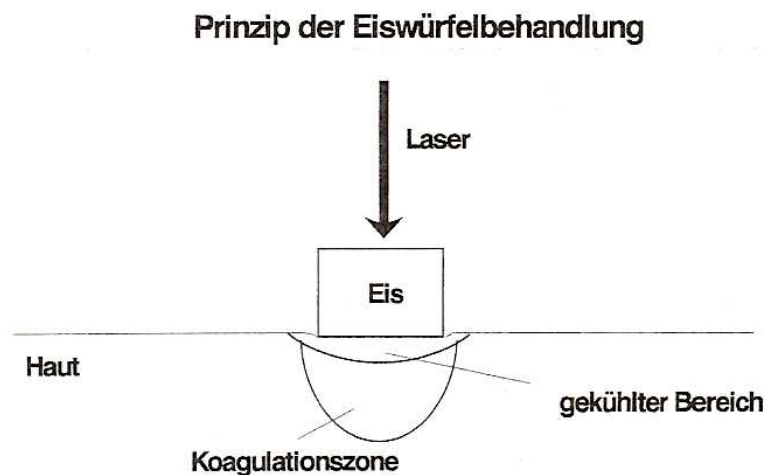


Abb.16: Schematische Darstellung der Eiswürfeltechnik während der Behandlung (Fuchs et al., 1994, S.4)

2.4.2. Kontakt- Methode

Unter Gewebekontakt („In- Touch- Technik“) karbonisieren Gewebe und Faserende durch Einschmelzen von karbonisierten Gewebeanteilen (Abb.17).

Die Eindringtiefe reduziert sich von ca. 4 mm auf maximal 1 mm und es tritt Vaporisation ein. Der Großteil der Strahlung wird in der Spitze absorbiert und in thermische Energie umgewandelt. Karbonisationspartikel schmelzen in die Faser ein. Man spricht von einer „schmutzigen Spitze“.

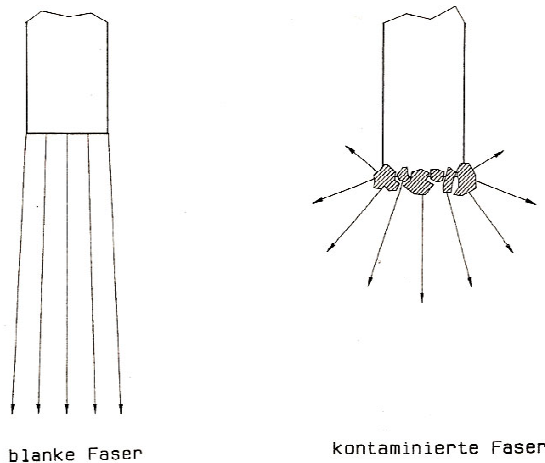


Abb.17: Abstrahlcharakteristik einer blanken Standardfaser für kontaktlose Anwendungen und einer eingebrannten Faser für Kontaktchirurgie (Frank und Hauptmann, 1991, S.3)

Ist dieser Effekt unerwünscht, muss die Faserspitze regelmäßig angefrischt werden. Typischerweise wird bei der Vaporisation, abhängig von der abgegebenen Energiemenge, ein Koagulationssaum induziert (3-5 mm).

Der Schneideffekt wird so mit einer Blutstillung kombiniert und prädestiniert den Nd:YAG- Laser zur Chirurgie an gut vaskularisierten Geweben bzw. parenchymatösen Organen insbesondere im Kindesalter (Waldschmidt 1989, S.4).

2.4.3. Lichtleiter und Aufsätze

Eine wesentliche Erweiterung der Anwendungsgebiete ergab sich durch die Einkoppelung des Lasers in flexible und starre Endoskope. Erst so fand der Nd:YAG- Laser eine breitere Anwendung in der Pulmologie, in der Gastroenterologie, der Gynäkologie, der Urologie, der Angiologie und in der Minimal Invasiven Chirurgie (MIC) (Grotelüschen 1978, S.200).

Die ersten Nd:YAG- Laser wurden seit Mitte der 70- iger Jahre bei gastrointestinalen Blutungen eingesetzt (Kiefhaber 1977, S.145) und sind heute fester Bestandteil der Minimal Invasiven Chirurgie. Ein Vorteil ist dabei die Lichtleitung über flexible Glasfaserleiter und deren leichte Handhabung. Mit speziellen Aufsätzen (Saphirspitzen, Fokussierhandstücken) läßt sich das Schneidverhalten optimieren und die Koagulationstiefe reduzieren bzw. besser kontrollieren (Joffe und Daikuzono 1985, S.174).

Durch Verwendung eines gepulsten Laserstrahls, einer Luft- Wasser- Kühlung oder einer saphirüberzogenen Spitze kann die Eindringtiefe so reduziert werden, dass ähnliche Werte wie beim CO₂- Laser auftreten. Fokussierhandstücke bündeln das Licht, so dass hohe Energiedichten auf einem kleinen Brennfleck entstehen. So kann durch die unterschiedliche Art der Anwendung die Eindringtiefe des Nd:YAG- Lasers von 0,5 bis 4 mm variiert werden (Pick 1993, S.39). In ähnlicher Weise kann die Quarzfaser genutzt werden. Für überwiegend koagulative Verfahren ist eine 600 µm Faser geeignet. Für die mikrochirurgische Kontakt- Vaporisation werden 200 µm Fasern benutzt. Ein effektiver Abtrag wird erst bei höheren Leistungseinstellungen mit Fokussierhandstücken oder mit Fasern geringeren Durchmessers erreicht (große Leistungsdichte). Gute koagulative Eigenschaften zeichnen Non- Kontakt- Verfahren aus mit Verwendung größerer Faserdurchmesser und Leistungen. Durch den Einsatz eines Fokussierhandstückes und die Einkopplung in Operationsmikroskope kann dieser Laser sehr gezielt auch für subtile Anwendungen wie die mikrochirurgische Präparation oder Gewebefusion wie z.B. Gefäß- oder Nervennaht (Ulrich et al. 1988, S.105, Seifert et al. 1990, S.82) verwendet werden. Es gibt zudem die Möglichkeit, das Laserlicht zur Verwendung in der Augenheilkunde in eine Spaltlampe einzukoppeln (Eichler und Seiler 1991, S.51).

2.4.4. Laserinduzierte interstitielle Thermotherapie (LITT)

Der Begriff laserinduzierte interstitielle Thermotherapie (LITT) beinhaltet die laserinduzierte Hyperthermie (LIHT) für Temperaturen zwischen 42°C und 60°C und die laserinduzierte Koagulation (LIC) für Temperaturen über 60°C. Die LITT kann endoskopisch oder über einen direkten Zugang, also Punktion von Organen bzw. Gewebe, erfolgen. Letztere wird auch nicht- endoskopische Laseranwendung (NEILA) genannt.

Die laserinduzierte interstitielle Thermotherapie vermeidet durch niedrige Ausgangsleistung und lange Expositionszeiten Karbonisation und Vaporisation

und führt über laserinduzierte Koagulation (LIC) bzw. laserinduzierte Hyperthermie (LIHT) zur Nekrose (Fuchs et al. 1995, S.2). Die Ausdehnung des koagulierten Areal wird über die Dauer der Expositionszeit gesteuert. Die Ausgangsleistung bei laserinduzierter Koagulation bzw. laserinduzierter Hyperthermie sind ca. 5 bzw. 2 W (Fuchs et al. 1994, S. 6). Für die interstitielle Anwendung (LITT) stehen spezielle Aufsätze zur kontrollierten Koagulation zur Verfügung. Die bare fiber hat einen geringeren Durchmesser als Streuapplikatoren („heater probes“) und erlaubt einen flexibleren Einsatz.

Lässt sich die Laseranwendung nicht sicher direkt über Endoskop, direkte Sicht oder Temperaturmessung kontrollieren, kann eine Überwachung mittels MRT oder Farbdopplersonographie notwendig sein. Dabei erfolgt die Überwachung durch ultraschallgestützte Systeme in real-time (Offergeld et al. 2002, S.50).

2.4.5. Tumorthherapie

Die Laserbehandlung findet in vielen Gebieten der Medizin Verwendung, insbesondere bei der Behandlung von Tumoren und Metastasen (Vogl et al. 2004, S.721, Menovsky et al. 1996, S.1025, Leonardi et al. 2001, S.41).

Die Laserbehandlung von Tumoren erstreckt sich von der Behandlung oberflächlicher Tumoren über endoskopische Tumorentfernung, die Laserresektion von Tumoren in parenchymatösen Organen bis zur laserinduzierten interstitiellen Thermotheapie (Philipp et al. 1995, S.297, Kenji et al. 1990, S.503, Schwarzmaier et al. 2005, S.803).

2.4.6. Palliativtherapie

Bei der Behandlung von inoperablen Tumoren wird oftmals je nach Entität und Befall eine systemische Chemotherapie bzw. Radiotherapie durchgeführt. Alternativ oder zusätzlich kommen verschiedene minimal invasive Therapieformen zur lokalen Tumorablation oder -reduktion zum Einsatz. Neben perkutaner Alkoholinjektion, Radiofrequenztherapie, Mikrowellentherapie, transarterieller Chemoembolisation (TACE), Kryotherapie oder Tumordebulking

steht u. a. auch die laserinduzierte Thermotherapie (LITT) zur Verfügung (Vogl et al. 2004, S.721, Mack et al. 2004, S.91). Die verschiedenen Verfahren können sich klinisch sinnvoll ergänzen (Paiva et al. 2000, S.139).

Insbesondere in der Gastroenterologie bzw. Allgemeinchirurgie wird der Nd:YAG- Laser als effektive und sichere Methode zur palliativen Rekanalisation bzw. Tumorreduktion von stenosierenden Tumoren des Gastrointestinaltraktes eingesetzt (Kiefhaber et al. 2006, S.112). Bei dieser endoskopischen Anwendung zeigte sich eine Reduktion der Perforationsgefahr und sicherere Blutstillung bzw. Kontrolle der zu erwartenden Nekrose unter der Applikation von hohen Leistungen (80-100 W).

Bei der Resektion bzw. Behandlung des hepatozellulären Karzinoms kann bei entsprechender Indikation der Nd:YAG- Laser eine Therapieoption sein (Ishikawa 2004, S.139). Bei gastroenterologischer Anwendung kann auf eine lange klinische Erfahrung zurückgeblickt werden. Dabei hat sich der Nd:YAG- Laser gegenüber neuen Methoden wie Brachytherapie, Kryotherapie oder PDT (Photodynamische Therapie) als sichere, komplikationsarme Methode zur Rekanalisation des Tracheobronchialsystems bei Palliativpatienten behaupten können (Moghissi et al. 2006, S.190).

Auch die Resektion von krankhaftem Lungengewebe wurde erfolgreich mit dem Nd:YAG- Laser (1318nm) durchgeführt (Rolle 2003, S.279). Zur Palliativtherapie bzw. Schmerzreduktion bei inkurablen Kopf- Halstumoren wurde der Nd:YAG- Laser bereits mit Erfolg eingesetzt (Feyh et al. 1996, S.365, Bockmuhl et al. 1996, S.601). Der Nachweis eines kurativen Einsatzes der LITT steht aber nach derzeitiger Datenlage aus und die Indikation zur Palliation muss differenziert betrachtet werden. Der Gemeinsame Bundesausschuss empfiehlt einen experimentellen Einsatz nur im Rahmen von kontrollierten, prospektiven Studien (Deutsches Ärzteblatt vom 01.07.2005, Nr.26/A, S. 1915).

2.4.7. Gefäßmissbildungen

Die Anwendung des Nd:YAG- Lasers im Sinne einer interstitiellen Thermotherapie (LITT) zur Reduktion bzw. Elimination von großen Gefäßtumoren bzw. vaskulären Malformationen, insbesondere des infiltrativen Typs, wird in Verbindung mit anderen Therapieverfahren wie Embolisation beschrieben (Spendel et al. 2001, S.127). Für diese Anwendungsform stehen neben der bare fiber spezielle Applikatoren zur Verfügung, wobei der geringere Durchmesser der bare fiber den Vorteil der geringeren Invasivität besitzt. Bei oberflächlichen Gefäßmißbildungen kann zusätzlich auch eine gekühlte Laserapplikation als Non- Kontakt- Methode zur Anwendung kommen. Dabei hat sich neben dem FPDL (flashlamp pumped pulsed dye laser) und dem Argonlaser zur Behandlung des Naevus flammeus der Nd:YAG- Laser bewährt, insbesondere bei tief reichenden und oder großvolumigen Veränderungen (Poetke et al. 1997, S.401).

Auch bei der Therapie von Gefäßmißbildungen wie Hämangiomen oder A- V- Malformationen ist der Einsatz des Nd:YAG- Lasers in Verbindung mit anderen Therapieverfahren wie Embolisation (Sklerotherapie), Kortikoid- und Interferon- α - therapie etabliert (Apfelberg et al. 1990, S.222, Philipp et al. 1996, S.939, Scherer et al. 2007, S.124). Dabei wird der Laser oft zur Größenreduktion vor der chirurgischen Entfernung insbesondere im Kindesalter angewandt (Poetke et al. 1998(a), S.45, Werner et al. 1998, S.465, Wolff et al. 2002, S.304). Dadurch konnten das Risiko einer unstillbaren intraoperativen Blutung und das Ausmaß des Eingriffes verringert werden.

Außerdem reduziert sich unter Lasertherapie die Wiederholungsrate der invasiven und risikoreicheren Sklerotherapie, und das Risiko von Hautverlust bzw. Deckungsproblemen sinkt. Die bläuliche Farbgebung lässt nach Lasertherapie deutlich nach (Scherer et al. 2007, S.124).

Oberflächliche Gefäßmissbildungen wie Teleangiektasien, Spider Nävi, Nävi flammei und Angiome der Lippen sprechen gut auf eine Lasertherapie mit dem gepulsten Nd:YAG- Laser insbesondere der Gesichtsregion an (Major et al. 2001,

S.564, Groot et al. 2003, S.41). Die Varikosis der Beinvenen spricht neben der Skleotherapie (Lupton et al. 2002, S.696) auch auf eine Laserbehandlung abhängig vom Durchmesser der Venen an. Die Wirksamkeit für oberflächliche Gefäßmissbildungen der unteren Extremität wird unterschiedlich beurteilt (Anwar et al. 2008, S.221, Bäumlner et al. 2006, S.369, Ulrich et al. 2008, S.131).

Der Nd:YAG- Laser wurde ebenfalls erfolgreich zur Prophylaxe von Anämien bei Angiodysplasien oder M. Osler eingesetzt (Kiefhaber 1977, S.145).

Im Tierversuch zeigte sich, dass Gefäßwände von Arterien ab 75°C und von Venen ab 70°C auf Grund der Kollagenkontraktion schrumpfen (Gorisch und Boergen 1982, S.1). Ein Gefäßverschluß ergab sich ab 90°C. Auch Mikrogefäßanastomosen konnten erfolgreich mit unterstützender Naht bzw. mit und ohne Conduit durchgeführt werden (Ullrich et al. 1988, S.106).

2.4.8. Mund- Kiefer- Gesichtschirurgie

Der Nd:YAG- Laser wird wie der CO₂- Laser in der Weichgewebschirurgie der Mundhöhle auf Grund der guten Handhabung, der guten ablativen sowie bakteriziden wie blutstillenden Eigenschaften häufig verwendet (Cobb 2006, S.545). Dieser Laser ist für die Behandlung von Weichgewebe, wie beispielsweise Inzisionen, Exzisionen, Biopsien, Aphtenbehandlung, Gingivektomien und Schleimhautplastiken geeignet und zugelassen (Pick 1993, S.39). Die Entfernung gutartiger Schleimhautveränderungen, wie beispielsweise das pyogene Granulom, ist gut mittels Nd:YAG- Laser durchführbar (Gex-Collet 2008, S.118). Auch zur Laserlithotripsie von Speichelsteinen findet dieser Laser Verwendung (Gundlach et al. 1994, S.75). Bisphosphonatassoziierte Knochennekrosen des Kieferknochens scheinen positiv beeinflussbar durch Nd:YAG- Laserbestrahlung (Fotona-Slovenia, 1064 nm, Non- Kontakt- Methode, 1,25 W, 15 Hz, Fluence 167,94 Jcm⁻²) mit niedrigen Leistungsdichten zu sein (Vescovi et al. 2007, S.630).

Zur Parodontitistherapie scheint sich der gepulste Nd:YAG- Laser (2 W, 100 mJ, 20 Hz, 120 s) neben anderen Lasern wie dem CO₂- Laser bedingt zu eignen (Miyazaki et al. 2003, S.177). Wegen seiner bakteriziden Wirkung wird der

Nd:YAG- Laser neben Lasern anderer Wellenlängen (Diodenlaser) mit Erfolg zur Dekontamination und Aufbereitung von Wurzelkanälen verwendet (Gutknecht et al. 2008, S.94). Im Rahmen der Periimplantitistherapie scheidet der Nd:YAG-Laser auf Grund seiner thermischen Alteration der Implantatoberfläche und der hohen Temperaturentwicklung im Bereich des angrenzenden Knochens aus (Romanos et al. 2001, S.33). Hier wurde die Überlegenheit des Er:YAG- sowie des CO₂- Lasers beschrieben (Deppe et al. 2005, S.66, Schwarz et al. 2006, S.284).

Bei der Behandlung von präkanzerösen Schleimhautveränderungen wie Leukoplakien der Mundschleimhaut hat sich der Einsatz des CO₂- Lasers etabliert (Deppe et al. 2004, S.58). Es wurden von Deppe et al. unter Anwendung der Non-Kontakt-Methode Rezidivraten bei insgesamt 61 CO₂- laserbehandelten Leukoplakien von 23,1% (n = 26, defokussierter kontinuierlicher Betrieb), bzw. 26,3% (n = 19, kontinuierlicher Betrieb, 15 W, 5–15 s, mittlere Leistung 212 Wcm⁻², mit Scanner, Swiftlase, Lumenis Omnilas GBL, Lorch, Deutschland) und 43,8% (n = 16, Superpulsmodus mit Scanner, Pulsdauer 80 µs, Pulsenergie 20 mJ, mittlere Leistung 228 Wcm⁻²) festgestellt. Die Vergleichsliteratur zeigt ähnliche Ergebnisse (van der Hem et al. 2005, S.34). Roodenburg et al. (1991, S.673) geben Rezidivfreiheit von über 90% nach CO₂- Laserablation von 103 Leukoplakien bei 70 Patienten mit Hilfe eines Operationsmikroskopes im mittleren Nachuntersuchungszeitraum von 5,3 Jahren an. Schoelch et al. (1999, S.951) haben bei 70 Patienten 37 Leukoplakien, 6 Erythroleukoplakien und 12 verruköse Leukoplakien CO₂-laserbehandelt (Xanar, Coherent Medical Group, Palo Alto, USA, Non- Kontakt Methode, 3-10 W).

Dabei wurden die Läsionen teilweise mit einem Nd:YAG- Laser mitbehandelt (dLase 300, American Dental Laser of Troy, Sunrise Technologies, Inc., Fremont und Sunlase Master, Sunrise Technologies, USA, Kontakt und Non- Kontakt Methode, 2-8 W, 20-50 Hz).

12 Leukoplakien wurden ausschliesslich mit dem Nd:YAG- Laser abladiert.

45 Patienten hatten entweder eine Dysplasie mittleren oder höheren Grades oder eine atypische verruköse Proliferation vor der Behandlung. Bei 55 nachuntersuchten Patienten waren 29 (55%) rezidivfrei, 19 (35%) hatten kleinere Rezidive kleiner 5 mm und 2 (4%) litten unter einem vollständigen Rezidiv. In 5 Fällen entwickelte sich ein Karzinom, davon 2 aus einer verrukösen Leukoplakie, eines aus einer Erythroleukoplakie und 2 aus Leukoplakien im mittleren Nachuntersuchungszeitraum von 26 Monaten.

Maiorana et al. (2001, S.25) fanden bei der Behandlung von Leukoplakien (n = 10) mit dem Nd:YAG- Laser (Non-Kontakt-Methode, 0,3-10 W, gepulst, 10-100 Hz, 1064 nm,Smarty-10, Sweden & Martina, Due Carrare, Italien) ähnliche Rezidivraten (30%). Dieser Autor gibt auch die erfolgreiche rezidivarme Nd:YAG- Laserbehandlung von Mukozelen (keine Rezidive, n = 11), Epulitiden (6,6%, n = 15), Fibromexzisionen (10%, n = 20), Papillomexzisionen (keine Rezidive, n = 5), Gingivahyperplasie (23%, n = 13) und anderen Befunden im Nachuntersuchungszeitraum von 12 Monaten an. Bemerkenswert ist die übereinstimmende hohe Rezidivrate nach Behandlung von Lichen planus mit CO₂- bzw. Nd:YAG- Laser (40-100%, Deppe et al. 2004, S.58, Maiorana et al. 2001, S.25). White et al. (1998, S.300) vergleichen die Laserbehandlung von Mundschleimhautveränderungen mit CO₂- Laser (Xanar, Coherent Medical Group, Palo Alto, USA, 1-20 W) und Nd:YAG- Laser (dLase, Sunrise Technologies, Fremont, USA, 0,3-3 W, Pulsrate 10-30 Hz und Sunlase Master Sunrise Technologies, USA, 0,3-10 W, 10-100 Hz). Die Rezidivrate von Leukoplakien (n = 17) nach Behandlung mit dem CO₂- Laser (mittlere Leistung 7 W, Non-Kontakt-Methode) wird mit 24%, die des Nd:YAG- Lasers (mittlere Leistung 4 W, Kontakt-Methode) mit 27% im Zeitraum von 3 Jahren angegeben. Diese Ergebnisse werden von anderen Autoren bestätigt (Gendelmann et al. 1993, S.98).

Tewari al. (2007, S.283) berichten über eine erfolgreiche Behandlung prämaligner Schleimhautveränderungen und Carcinoma- in- situ- Befunde (CIS) bzw. T₁- Plattenepithelkarzinome (T₁N₀M₀) mittels Nd:YAG- Laser (Medilas-2,

MBB, München, Deutschland, 30-50 W, Non- Kontakt- Anwendung, defokussiert, Pulsdauer 1 s).

Dabei wurden 27 Leukoplakien, 3 Erythroplakien, 6 CIS zusammengefasst und eine Rezidivfreiheit von 97,5% innerhalb von 5 Jahren angegeben. Ein CIS-Befund rezidierte, 4 Patienten mit behandelter Leukoplakie entwickelten erneut eine Leukoplakie außerhalb des behandelten Areals. Die Mehrzahl der Patienten (20 von 35) führte einen Tabak- sowie Betelnussabusus nach der Behandlung fort. Von den 14 Patienten mit T₁- Plattenepithelkarzinome rezidierten 3 innerhalb des ersten Jahres. Es wurde eine 5- Jahres Rezidivfreiheit von 78,6% angegeben. Zhao et al. (1991, S.211) gibt bei 30 behandelten Fällen von Plattenepithelkarzinomen (23x T₁N₀M₀, 5x T₂N₀,M₀, 1x T₃N₀M₀, 1x T₄N₀M₀) des Mund- Kiefer- und Gesichtsbereichs mit dem Nd:YAG- Laser (Shanghai Dongfang Factory, 1064 nm, defokussierter kontinuierlicher Betrieb, 30-50 W) Rezidivfreiheit im Untersuchungszeitraum von 2-4 Jahren in 26 Fällen (86,6%) an. Patel (1988, S.438) bestätigt diese Werte für den Nachuntersuchungszeitraum von 2 Jahren an und betont die Verwendung des Nd:YAG- Lasers als zusätzliche Behandlungsoption insbesondere bei fortgeschrittenen Plattenepithelkarzinomen (T₃) zur Erhalt der Lebensqualität.

Paiva et al. (2002, S.65) beschreibt die erfolgreiche palliative Behandlung von 19 Patienten mit rezidivierenden oralen Plattenepithelkarzinomen nach Vorbehandlung (Resektion, Strahlentherapie, Chemotherapie) mit dem Nd:YAG- Laser (SLT Nd:YAG laser (1064 nm), SLT Co., Oaks, USA, Non- Kontakt- Methode, bis 50 W, 1,600–2,200 Jcm⁻²).

17 von 29 Tumorrezidiven waren nach Laserablation nicht mehr sichtbar, 11 Rezidive zeigten eine Verringerung um mehr als 50%, bei 8 Patienten trat eine Remission ein. Bei 10 Patienten erschien ein Rezidiv mit einer Verzögerung von 36 Tagen mit verringerter Begleitsymptomatik. Als auffallend wird eine geringe Nachblutungsrate von 1,8% (n = 1) angegeben.

Insgesamt wird der Einsatz des Nd:YAG- Lasers zur Behandlung von prämaligen Veränderungen und malignen Tumoren der Mundhöhle kritisch

diskutiert. Ein grundsätzlicher Nachteil der Laserbehandlung von präkanzerösen Veränderungen ist die eingeschränkte simultane histologische Kontrollmöglichkeit. Daher sind klinische Verlaufskontrollen unabdingbar.

Der klinische Einsatz sollte im Rahmen kontrollierter Studien weiterhin untersucht werden (Brennan et al. 2007, S.21).

Eine etablierte Behandlungsoption bietet der Nd:YAG- Laser bei Hämangiomen, vaskulären Malformationen und gefäßreichen Tumoren wie bereits oben beschrieben ((Poetke et al. 1998(a), S.45, Werner et al. 1998, S.465, Wolff et al. 2002, S.304).

Der Nd:YAG- Laser (MBB, München, 1064 nm, 0-80W) wurde mit Erfolg zur Koagulation bzw. Blutstillung bei gerinnungsgestörten Patienten ($n > 1000$) nach dentoalveolären Eingriffen eingesetzt (Ackermann 1984, S.1121). Nach über 1000 Zahnextraktionen und 535 dentoalveolären Operationen bei gerinnungsgestörten Patienten (Hämophilie A/B, Thrombopathien bzw. -penien, v. Willebrand Jürgens Syndrom, Marcumarpatienten) wurde die Blutstillung mittels Nd:YAG- Laser (50 W, Non- Kontakt- Methode, 3-10 Einzelpulse von ca. 5 J/mm^{-2} , Pulslänge 1 s) induziert. Bei stärkerer intraoperativer Blutung wurde die Blutstillung mit einem Kollagenschwamm oder durch Gabe eines Fibrinolysehemmers (Tranexamsäure) unterstützt. Im Falle der dentoalveolären Operation und nach Extraktion in Verbindung mit stärkerer Blutung wurde ein Wundverschluss mit Mukoperiostlappen durchgeführt. Reine Schleimhautläsionen wie der Zugang zur Wurzelspitzenresektion wurden oberflächlich koaguliert. Der Autor gibt eine summarische Nachblutungsrate von weniger als 10% an. Bei Marcumarpatienten ($n > 473$) bzw. Patienten mit Thrombopathien ($n = 193$) bzw. -penien ($n = 21$) und v. Willebrand Jürgens Syndrom ($n = 256$) traten fast keine Nachblutungen ($n = 1$) auf. Lediglich bei den Hämophilieerkrankten ($n = 746$), insbesondere den schweren Formen, zeigen sich durch nochmalige Laserkoagulation beherrschbare Nachblutungen ($n = 48$).

Der Autor sieht einen Zusammenhang zwischen Nachblutungen und lokal entzündlichem Geschehen im Wundbereich. Eine systemische Antibiose wird in

Kombination mit der Nachkoagulation als wirksam, und thermische Schäden an Zähnen, Knochen oder Nerven werden als ausbleibend beschrieben.

Die Wundheilung wird mit einem Mittel von 24 Tagen als deutlich verlängert angegeben. Unter Anwendung eines Fibrinklebers verkürzt sich dieser Wert auf 14 Tage. Die Verzögerung der Wundheilung entspricht dabei den Erfahrungen anderer Autoren (Gertzbein 1981, S.371, Deppe et al. 1997, S.40). Die Behandlung wurde ambulant durchgeführt. Lediglich bei schwerer Hämophilie A mit Restaktivität des Faktors 8 unter 1% bzw. Hemmkörperhämophilie wurden die Patienten für 1-2 Tage hospitalisiert.

Deppe et al. (1997, S.39) verwendeten den Nd:YAG- Laser (mediLas 4060 fibertom™, 1064 nm, maximale Ausgangsleistung 60 W, kontinuierlicher Betrieb/getakteter Betrieb) in der Kontakt-Methode ebenfalls zur Blutstillung bei 42 gerinnungsgestörten Patienten. In diesem Kollektiv wurden 84 zahnärztlich-chirurgische Eingriffe (64 Extraktionen, 2 Wurzelspitzenresektionen, 18 Osteotomien) durchgeführt. Die Gerinnungsstörungen verteilten sich auf 21 Fälle von v. Willebrand Jürgens Syndrom, 5 Hämophilien (A) bzw. 58 mit Cumarinen antikoagulierte Patienten. Intraoperativ wurde die Blutstillung durch intraalveoläre und extraalveoläre Applikation von je bis zu 3 Laserpulsen (30 W, 5 s, getaktet: 0,5 s Exposition, 0,3 s Pause, Non- Kontakt- Methode) erreicht.

In einer Kontrollgruppe wurde die Blutstillung mit Fibrinkleber (Tissucol® , Baxter International Inc., One Baxter Parkway, Deerfield, IL 60015, USA) induziert. In dieser Gruppe von 43 gerinnungsgestörten Patienten wurden 55 zahnärztlich- chirurgische Eingriffe (33 Extraktionen, 3 Wurzelspitzenresektionen, 19 Osteotomien) durchgeführt. In der Gruppe der laserkoagulierten Patienten ergaben sich bei 38 nachkontrollierten Patienten keine Nachblutungen. Im Vergleich traten in der Kontrollgruppe 4 Nachblutungen auf. Die Wundheilung zeigte sich auf über 20 Tage verlängert. Schäden an angrenzenden Strukturen wie Zähne, Nerven oder Knochen fielen nicht auf.

Die Autoren beschreiben die Nd:YAG- Laserapplikation in der knöchernen Alveole bzw. im Alveolenblut nach Zahnextraktion als effektive Methode zur

Blutstillung bzw. als Erweiterung der oben von Ackermann beschriebenen Vorgehensweise.

2.4.9. Andere Fachgebiete

2.4.9.1. Plastische und Dermatochirurgie

Im Rahmen von plastischen oder dermatochirurgischen Eingriffen wird unter anderem der Nd:YAG- Laser verwendet, so z.B. bei der Fettabsaugung (Goldman 2002, S.23 und 2006, S.184) oder Faltenbehandlung (Goldberg 2000, S.918). Zur nichtablatischen Faltenbehandlung wird hauptsächlich die Wellenlänge 1320nm neben der Wellenlänge 1064 nm verwendet (Goldberg 1997, S.907). Ziel ist die Neubildung von Kollagenfasern nach Laserbehandlung (Schmulds et al. 2004, S.1376). Dieses Verfahren wird als deutlich weniger effektiv im Vergleich zur nebenwirkungsreicheren ablatischen Faltenbehandlung (Skin resurfacing) mittels CO₂- Laser beschrieben (Hohenleutner 2004, S.11).

Die erfolgreiche Behandlung von Hautveränderungen wie Lentigo mit einem frequenzverdoppelten Nd:YAG- Laser (Medlite II, Continuum Biomedical, Livermore, USA, gepulst, 532 nm, 2,5 Jcm⁻², 5 Hz; 30 Nanosekunden) (Todd et al. 2000, S.8) oder Naevi und Xanthelasma mit einem Nd:YAG- Laser (MedLite C3, Hoya ConBio, Courtaboeuf, France, 1064 nm, 4 -8 Jcm⁻², gepulst, 5-7 Nanosekunden) werden beschrieben (Fusade 2008, S.87).

Bei der Laserbehandlung von oberflächlichen Gefäßmißbildungen wie dem Naevus flammeus werden der FPD, der Argonlaser sowie der frequenzverdoppelte Nd:YAG- Laser verwendet (Landthaler et al. 1993, S.143).

Außerdem wird die erfolgreiche Behandlung von Keloiden und hypertrophen Narben beschrieben (Philipp et al. 2008, S.85). Insbesondere bei Keloiden mit großer Tiefenausdehnung bringt eine oberflächliche und oder interstitielle Behandlung eine Größenreduktion unter Erhalt der Epidermis sowie eine Reduktion der Färbung und des Pruritus. Der Nd:YAG- Laser (1064 nm, gepulst) wird auch zur Entfernung von blau- schwarzen Tätowierungen (Karsai et al.

2008, S.145), Schmutztätowierungen und zur Epilation (Photothermolyse von Haarfollikeln), insbesondere bei dunklem Hauttyp, verwendet (Lanigan et al. 2008, S.52). Als eine Therapieoption der Akne vulgaris scheint der Einsatz des Nd:YAG- Lasers mit der Wellenlänge 1318 nm möglich (Nouri et al. 2005, S.320).

2.4.9.2. Gynäkologie

In der Gynäkologie wird wegen seiner physikalischen Eigenschaften vorwiegend der CO₂- Laser genutzt (refertilisierenden Eingriffe an den Tuben, Laser-Konisation). In Verbindung mit dem Hysteroskop findet zuweilen auch der Nd:YAG- Laser Verwendung (z.B. Koagulation des Endometriums bei therapieresistenten, schweren Menorrhagien). Dabei kam es bei gasgekühlten Fasern zu fatalen Gasembolien (Baggish 1989, S.878).

Die kolposkopiegesteuerte Laservaporisation von Kondylomen, frühen Dysplasien oder Konylomen des äußeren Genitale ist Standard. Dabei findet der Nd:YAG- Laser nach dem CO₂- Laser Verwendung. Auch die erfolgreiche Lasertherapie chronischer Cervitiden ist mit dem Nd:YAG- Laser möglich (Dalgic 2001, S.66). Die hysteroskopische Laserdissektion von Septen, Adhäsionen oder Myomen im Cavum uteri und die laparoskopische Laserkoagulation von Endometrioseherden mittels Nd:YAG- Laser ist möglich, wird aber in der Routine elektrochirurgisch durchgeführt (Keckstein et al. 1993, S.421).

Auch in der Chirurgie des Mamakarzinoms wurde der Nd:YAG- Laser kurativ und palliativ eingesetzt, wobei sich diese Technik bislang nicht etabliert hat und nur im Rahmen experimenteller Studien stattfindet (Dinstl 1993, S.88, Dowlatshahi et al. 2000, S.1351). Die Nd:YAG- Laserkoagulation von placentaren Gefäßanastomosen beim fetofetalen Transfusionssyndrom (twin-twin-transfusion-syndrom = TTTS) wird an spezialisierten Zentren durchgeführt (De Lia et al 1999, S.65, Hecher et al. 1999, S.724).

2.4.9.3. Urologie

In der Routine werden heute Tumoren am äußeren Genitale mit dem Nd:YAG-Laser entfernt. Condylomata accuminata können mit sehr geringer Rezidivrate entfernt werden (Müller et al. 2001, S.245). Die Laserinduzierte Intrakorporale Stoßwellen- Lithotripsie (LISL) ist ein typisches Beispiel für die Nutzung nichtthermischer, photoakustischer Lasereffekte. Bei Pulsdauern von 10 Nanosekunden bis 2 Mikrosekunden und Pulsenergien von 50 mJ wird in unmittelbarer Nähe der Steine ein Plasma erzeugt. Die induzierte Schockwelle mit einem Druck von mehreren 100 bar bewirkt eine lokale Fragmentation des Steinmaterials. Der gütegeschaltete Nd:YAG- Laser eignet sich neben einigen anderen Lasersystemen für diesen Einsatz (Helfmann und Müller 2001, S.32).

Die LISL ergänzt die extrakorporale Stoßwellenlithotripsie sinnvoll, indem sie die Lithotripsie im unteren, für extrakorporale Stoßwellen unzugänglichen Drittel des Urogenitaltraktes, möglich macht.

Der Holmium:YAG- Laser scheint gegenüber dem Nd:YAG- Laser und dem frequenzverdoppelten Doppelpuls- Nd:YAG- Laser (FREDDY™) eine höhere Effektivität und Einsatzbandbreite zu besitzen (Waidelich 2007, S.36).

Die LISL wird in anderen Fachgebieten ebenfalls zur Lithotripsie eingesetzt, beispielsweise zur Speichelstein- (Gundlach et al. 1994, S.75) oder Gallensteinlithotripsie (Hochberger et al. 1997, S.133).

Die Laserbehandlung der benignen Prostathyperplasie im Sinne einer LITT oder VLAP (visual laser ablation of the prostate) wird als zuverlässig und effektiv beschrieben (Muschter 2001, S.10). In den letzten Jahren haben sich andere Laser bzw. Behandlungsmethoden wie der Ho:YAG- oder der frequenzverdoppelte Nd:YAG- Laser im Sinne der selektiveren Photothermolyse durchsetzen können (Rieken und Bachmann 2010, S.21).

Die LITT oder VLAP der Prostata mit dem Nd:YAG- Laser scheinen aber insbesondere im Falle von Risikopatienten eine sichere Behandlungsoption zu sein (Muschter 2003, S.583). Bei malignen epithelialen Tumoren des äußeren Genitale, z.B. dem Peniskarzinom, wird die Laserbehandlung mit dem Nd:YAG-

Laser mit Erfolg eingesetzt (Frimberger et al. 2003, S.132). Der palliative Einsatz des Nd:YAG- Lasers im Sinne der LITT sowie bei initialen urologischen Tumoren des oberen Urogenitaltraktes wird in der Literatur erwähnt (De Jode et al. 1999, S., Rieken und Bachmann 2010, S.23).

2.4.9.4. Allgemeinchirurgie

Neben dem o.g. Einsatz des Lasers in der Tumor- und Palliativmedizin sowie in der Gastroenterologie zur Blutstillung und Polypenabtragung (Dinstl 1993, S.88, Viggiano et al. 1993, S.517) wird eine Verwendung des Nd:YAG- Lasers zur chirurgischen Therapie des Pilonidalsinus (Walfisch 2004, S.158), Thyreodektomie, gutartigen Schilddrüsentumoren (Døssing et al. 2005, S.344), Gallensteinlithotripsie (Hochberger et al. 1997, S.133), laserunterstützten ERCP (Endoskopisch retrograde Cholangiopankreatikographie) oder Proktitistherapie beschrieben. Die Behandlung der Dupuytren'schen Kontraktur war im Kontaktverfahren erfolgreich (Greiner et al. 1993, S.24).

2.4.9.5. Augenheilkunde

In der Augenheilkunde wird der Nd:YAG- Laser im Rahmen der Laser-Trabekuloplastik (LTP) (Shiba 2007, S.131), der Iridotomie, der Koagulation des Zilliarkörpers, der Beseitigung der Nachstarmembran (Walker 2005, S.5), des Corneal reshaping oder der Synechiolyse bei Glaukompatienten eingesetzt (Senn 1990, S.213).

2.4.9.6. Hals- Nasen- Ohren- Heilkunde

Der Nd:YAG- Laser wird auch in der Hals- Nasen- Ohrenheilkunde zur Blutstillung der Epistaxis (Werner 1997, S.497), zur endoskopischen Entfernung von gefäßreichen Tumoren (Mair 2003, S.458) oder subglottischen Hämangiomen verwendet (Fu et al. 2007, S.92).

Neben der Anwendung im Bereich der Kieferhöhle bzw. der Rhinobasis (Ilgner et al. 2002, S.349), zur endoskopischen supraglottischen Laryngektomie (Smith

2006, S.863) oder UPPP (Uvulopalatopharyngoplastik) bei milder obstruktiver Schlafapnoe (Terris 1998, S.720) gibt es zahlreiche Veröffentlichungen über den Einsatz des Nd:YAG- Lasers (Werner et al. 1992, S.257).

2.4.9.7. Neurochirurgie

In der palliativen Behandlung von malignen Gliomen hat der Nd:YAG- Laser in der interstitiellen Anwendung positive Effekte auf die Überlebenszeit gezeigt (Ulrich 2006, S.130, Reimer et al. 1998, S.244). Neurome scheinen positiv auf eine LITT-Behandlung mit dem Nd:YAG- Laser zu reagieren (Algermissen et al. 2001, S.134). Bei der Resektion vaskularisierter Tumoren wie Meningeome spielt der Einsatz des Nd:YAG- Lasers eine Rolle (Waidhauser et al. 1990, S.550). Auch bei endoskopischen Eingriffen wie der Ventrikulostomie wird der Nd:YAG- Laser (1320 nm) im Rahmen der Hydrocephalustherapie verwendet (Devaux et al. 2004, S.370). Nervenkoaptationen mittels Nd:YAG- Laser werden beschrieben, scheinen aber gegenüber dem CO₂- Laser mehr thermische Schäden zu provozieren (Menovsky 2000, S.22).

Die Nonendoskopische perkutane Laserdiskusdekompression und -nukleotomie ist in der Behandlung von Diskusprolaps und des diskogenen vertebrogenen Schmerzsyndroms als erfolgreich beschrieben worden (Choy et al. 2009, S.157). Der Erfolg der Behandlung stellt sich laut Autoren mit bis zu 89% Wahrscheinlichkeit bei sehr niedriger Komplikationsrate (bis 1%) und einer Rezidivrate von 5% ein. Elwakil et al. (2008, S.304) berichten über die erfolgreiche Behandlung von kutanen Neurofibromen in der Kontakt- und Non-Kontakt- Methode mit dem Nd:YAG- Laser.

2.4.9.8. Orthopädie

Der arthroskopischer Einsatz des Nd:YAG- Lasers in der orthopädischen Chirurgie wird berichtet (Vangsness und Smith 1995, S.698). Andere Laser wie der Ho:YAG-, Excimer- oder Er:YAG- Laser haben sich wegen besserer Schneidefähigkeit und geringerer Temperaturenwicklung durchgesetzt (Schmolke et al. 1997, S.269). Die perkutane nichtendoskopische Laserkoagulation des Osteoidosteoms mit dem Nd:YAG- Laser scheint neben der Radiofrequenzmethode erfolgreich und gegenüber offenem chirurgischen Vorgehen deutlich weniger invasiv zu sein (Aschero et al. 2009, S.681).

2.4.9.9. Kinderchirurgie

Im Kindesalter überwiegen blutreiche embryonale bzw. sarkomatöse Tumore (Spix et al. 2003, S.7), bei deren Resektion erhebliche Blutverluste auftreten können. Bei Kindern stellt der Blutverlust bei der Resektion ein vitales Risiko dar. Deshalb ist die vergleichsweise blutarme Resektion mit dem Nd:YAG- Laser von besonderem Wert (Waldschmidt 1989, S.4, Charissis et al. 1992, S.7). Meier et al. (1992, S.7) berichten über blutarme Resektionen unter Ultraschallkontrolle von Wilmstumoren ohne Nachblutungskomplikationen. Insbesondere der Verschluss von Lymphgefäßen und eine gewebeschonende sowie blutarme Resektion werden betont.

Die Laserbehandlung von kongenitalen venösen Malformationen bzw. Hämangiomen wurde bereits erwähnt. Bei der Behandlung von kindlichen Stenosen, Tumoren, Angiomen, Fisteln der Atemwege oder des Gastrointestinaltraktes und der Chirurgie von parenchymatösen Organen hat der Nd:YAG- Laser sich behaupten können (Waldschmidt 1996, S.175).

3. Material und Methoden

3.1. Der mediLas 4060 fibertom™- Nd:YAG- Laser

Verwendet wurde der Nd:YAG- Laser mediLas 4060 fibertom™ mit der Wellenlänge $\lambda = 1064 \text{ nm}$ (Dornier Medizintechnik GmbH, Wessling, Deutschland) (Abb.18).



Abb.18:
Das Lasergerät
mediLas 4060
fibertom™

Dabei wurde der Laser im kontinuierlichen Betrieb (cw) und

getaktet mit einer voreingestellten Puls-Pause-Kombination von 0,5 s Pulsdauer und 0,3 s Relaxationszeit betrieben. Das Laserlicht wurde über eine flexible Quarzglasfaser (bare fiber, E-4070-BF, 400 μm , 3,5 m Länge, Dornier Medizintechnik GmbH, Abb.18 Wessling, Deutschland) zur Applikationsstelle geleitet. Dabei dedektierte ein spezieller Sensorkopf im Gerät über ein optoelektronisches System bis zu 2000 Mal pro Sekunde die Temperatur an der Faserspitze und zeigte Überhitzung und Karbonisation an. Trat diese oder eine Verschmutzung der Faserspitze ein, wurde die Faserspitze mittel eines Schneidegerätes angefrischt. Ein He- Ne- Pilotlaser von $\lambda = 632 \text{ nm}$ und 5 mW Ausgangsleistung erlaubte das im nicht sichtbaren Bereich liegende Laserlicht der Wellenlänge $\lambda = 1064 \text{ nm}$ zu dem gewünschten Applikationsort zu steuern.

3.2. Messtechnik und Messparameter

Zur Verfügung stand ein digitales Thermometer (GTH 1200A, Fa. Greisinger electronic GmbH, Regenstauf, Deutschland) mit einem flexiblen NiCrNi-Messfühler (teflonisierte verdrillte Thermoelementdrähte je 0,2 mm Durchmesser, 0,3 s), das die erfassten Daten an einen angeschlossenen PC weiterleitete. Mittels einer eigens dafür entwickelten Software (Tooth Temp Version 2.0, Lehrstuhl für elektronische Messtechnik, TU- München) war es möglich, die Daten in Kurvenform, beispielhaft in Abb.19, als Zeit-

Temperaturfunktion mit einer Auflösung von 0,1 Grad, darzustellen, auszumessen und zu verwalten. Der Messbereich des Programms erstreckte sich von 15-65°C.

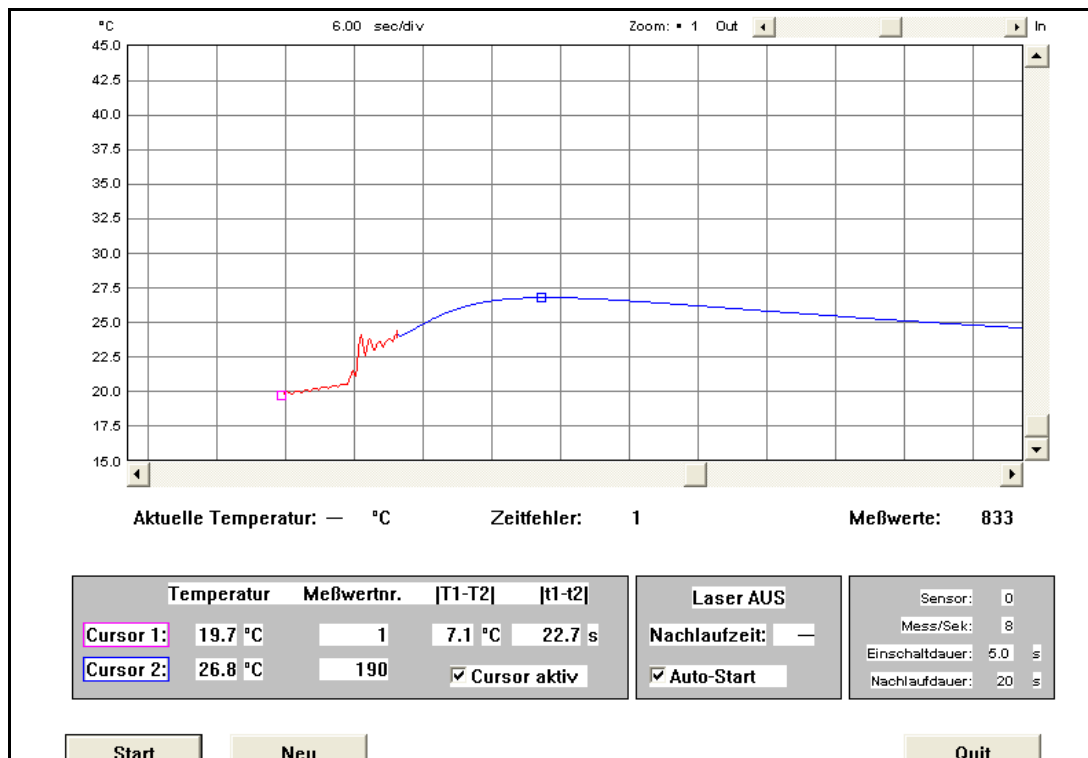


Abb.19: Beispielhafte Darstellung einer Messung mit dem Programm Tooth Temp 2.0 (intraalveolärer kontinuierlicher Betrieb, 1 mm Abstand, 10 s Applikationsdauer, 30 W Ausgangsleistung)

Der Aufzeichnungsbeginn des Programms wurde über eine Schaltung (black box) mit dem Lasergerät synchronisiert und mittels eines Fußschalters ausgelöst. Die Dauer der Laseranwendung wurde zwischen 5, 10, 15, 20, 25 s und der Abstand des Bohrlochs für das Thermoelement zur inneren knöchernen Begrenzung der Alveole zwischen 1, 3, 5, 7 mm variiert. Diese Einstellungen wurden jeweils im kontinuierlichen Betrieb und im getakteten Betrieb sowie in supraalveolärer als in intraalveolärer Anwendung untersucht. Die Ausgangsleistung wurde von 30 bis 60 W in dekadischen Schritten erhöht.

3.3. Präparate

Unterkiefer frisch geschlachteter Schweine wurden unter Beachtung der knöchernen alveolären Unversehrtheit mittels zahnärztlicher Instrumente entzahlt und präpariert (Abb.20 und 21).



Abb.20: teilentzahnter Schweineunterkiefer, vestibuläre Ansicht



Abb.21: teilentzahnter Schweineunterkiefer, Sicht in die leeren Alveolen

Zunächst wurden die leeren Zahnfächer, die Alveolen der Präparate, vermessen und Bohrkanäle angelegt. Dazu wurden endodontische Instrumente, Kerr-Feilen (ISO 40), in den Alveolenfundus vorgeschoben und in Rechtwinkeltechnik Einzelzahnaufnahmen (70 kV, 7 mA, 0,12 s) angefertigt. Die Bohrkanäle wurden in der entsprechenden Distanz (1, 3, 5, 7 mm) zum Alveolenfundus in Verlängerung der Längsachse der Alveole angelegt (Abb.22).



Abb.22: Messaufnahme (Einzelzahnaufnahme in Rechtwinkeltechnik, 70 kV, 7 mA, 0,12 s): Alveole nach Zahnextraktion, Kerr-Feile (ISO 40) in Alveole bzw. Bohrkanal, Bohrkanal in 3 mm Abstand zur knöchernen Alveolenbegrenzung.

Jede Alveole konnte nur für je eine Messung verwendet werden, um Beeinflussung durch abgelaufene Prozesse wie Koagulation und Karbonisation auszuschließen. Die entzahnten Präparate wurden vor der Messung im Tauchbad auf Zimmertemperatur aufgewärmt.

3.4. Der Versuchsaufbau

Die Alveole wurde mit vor der Messung entnommenem heparinisiertem Eigenblut gefüllt. Die Lichtleitfaser des Lasers, bare fiber (400 μm), wurde nun ohne Knochenkontakt soweit in die blutgefüllte Alveole vorgeschoben, dass sich ein Abstand von 7 mm zum Alveolengrund einstellte (Abb.23). Bei der supraalveolären Anwendung bzw. Non- Kontakt Methode betrug der Abstand der Faserspitze zur blutgefüllten Alveole 3 cm (Abb.24).

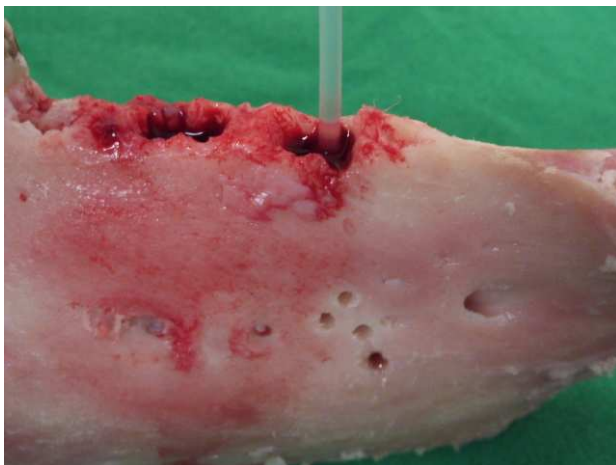


Abb.23: vestibuläre Ansicht des Präparates mit blutgefüllter Alveole und intraalveolärer lichtleitender Glasfaser

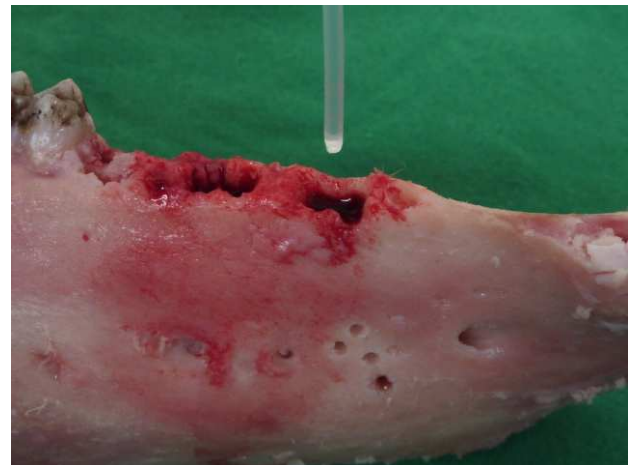


Abb.24: vestibuläre Ansicht des Präparates mit blutgefüllter Alveole und supraalveolärer lichtleitender Glasfaser

Das NiCrNi- Thermoelement des digitalen Thermometers wurde in das abstanddefinierte Bohrloch (1, 3, 5, 7 mm) des Unterkieferpräparates eingeführt. Zur besseren Geweheadaptation und Wärmeleitung wurde das Bohrloch mit Vaseline gefüllt. Das digitale Thermometer war wie der Fußschalter des Lasers über eine Kupplung (black box) mit dem PC verbunden (Abb.25).

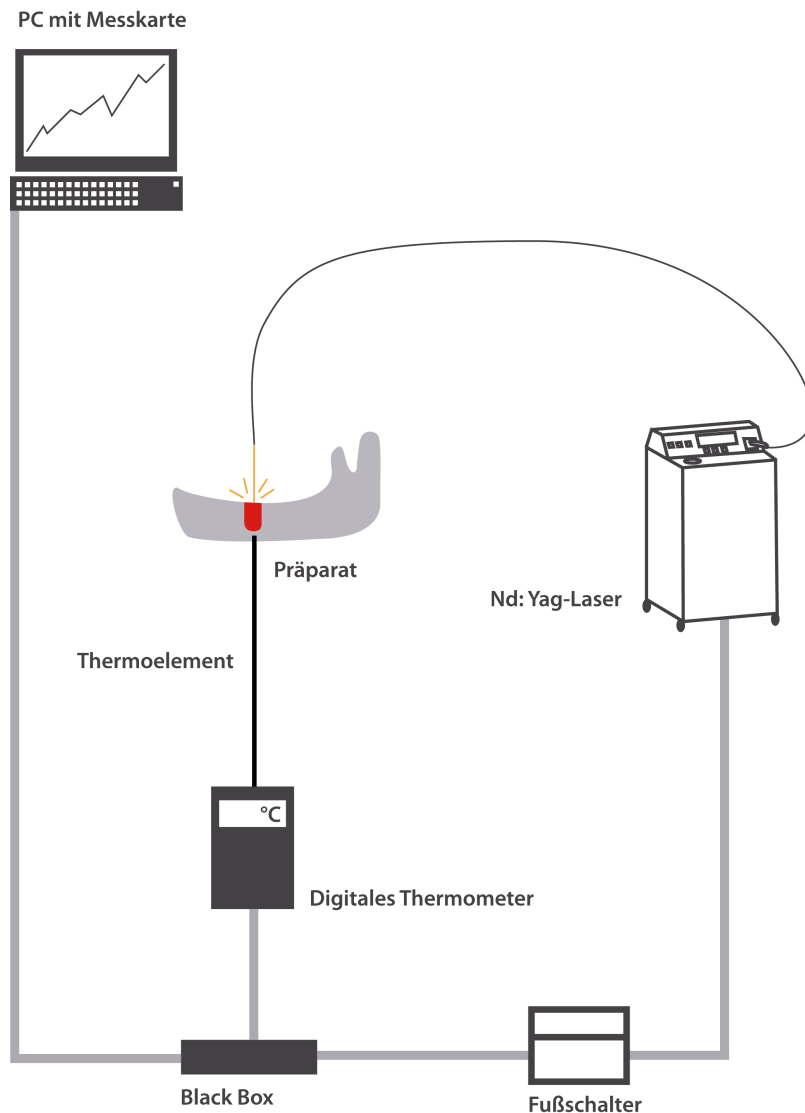


Abb.25:
Schematische
Darstellung des
Versuchsaufbaus

Diese erlaubte die zeitliche Synchronisation von Laserapplikation und Temperaturmessung. Die Software zeichnete die Temperaturdaten des Thermometers auf und übertrug sie in graphische Form (Abb.19).

Außerdem steuerte das Programm über eine Eingabe die Dauer der Laserapplikation und der Tempuraufzeichnung. Das Messprogramm zeichnete nach Einstellung 90 s nach Beendigung der Laserapplikation weiter auf, so dass verzögerte Temperaturverläufe durch Wärmeakkumulation und -leitung erfasst wurden. Die Leistungseinstellung erfolgte am Lasergerät.

4. Ergebnisse

Die Ergebnisse, siehe Ergebnistabellen (Kapitel 7.3.), sind im folgenden in graphischer Form dargestellt (Abb.26-33). Auf der Abszisse ist die Dauer der Laseranwendung in Sekunden, auf der Ordinate die Temperaturerhöhung in Grad Kelvin aufgetragen.

Aus allen Einzelmessungen wurden für die jeweiligen Parameter die Mittelwerte (Mean) und ihre Standardabweichungen (SD) berechnet und im Diagramm als Funktion des Parameters dargestellt (Software: Sigma Plot 11.0 for Windows, Systat Software Inc., San Jose, USA).

Um die Experimente besser miteinander vergleichen zu können, sind jeweils vier Graphen entsprechend der Laserleistung von 30, 40, 50, 60 W in einer Abbildung zusammengefasst.

Die jeweiligen Mittelwerte sind zur besseren Anschaulichkeit durch Linien miteinander verbunden. Diese Linien stellen keine experimentell ermittelten Größen dar, sondern entsprechen der kürzesten Verbindung benachbarter Werte. Die in positiver und negativer Richtung vertikal verlaufenden Balken der Werte entsprechen den errechneten Standardabweichungen.

Die Temperaturverläufe der verschiedenen Messabstände von 1, 3, 5, 7 mm sind jeweils mit der Laserleistung bei 30, 40, 50, 60 W in einer Graphik zusammengefasst. Die Grenze der Temperaturerhöhung von 10°Kelvin ist als rote Linie markiert. Die Ergebnisse bei kontinuierlichem Betrieb (cw) und getaktetem Betrieb werden in gleichförmiger Darstellungsweise gegenübergestellt. Die graphische Darstellungen der Ergebnisse der supraalveolären Anwendung befinden sich der Vollständigkeit halber im Anhang (Kap.7.4).

Die gemessenen Maximaltemperaturen der Versuchsreihen zeigen eine positive Korrelation mit zunehmender Leistung des Laserbetriebs, zunehmender Bestrahlungsdauer und abnehmendem Abstand zur Alveole.

4.1. Überschreiten der kritischen Temperaturerhöhung von 10°Kelvin

4.1.1. Intraalveoläre Laseranwendung (Kontakt- Methode)

Verglichen werden zunächst die Ergebnisse der Kontakt- Methode.

Die Gegenüberstellung der getakteten bzw. kontinuierlichen Anwendung ergab deutliche Unterschiede in der Temperaturentwicklung, die im Folgenden deskriptiv ausgewertet und in Kapitel 4.3. statistisch zusammengefasst werden.

Bei einer Laserleistung von 30 W überschreitet die Temperaturerhöhung in der alveolennahen Knochenschicht von 1 mm die Grenze von 10°Kelvin zwischen 10 und 15 s intraalveolären kontinuierlichen Betriebs (Abb.26), bei getaktetem Modus nach 15 s gerade noch nicht (Abb.27).

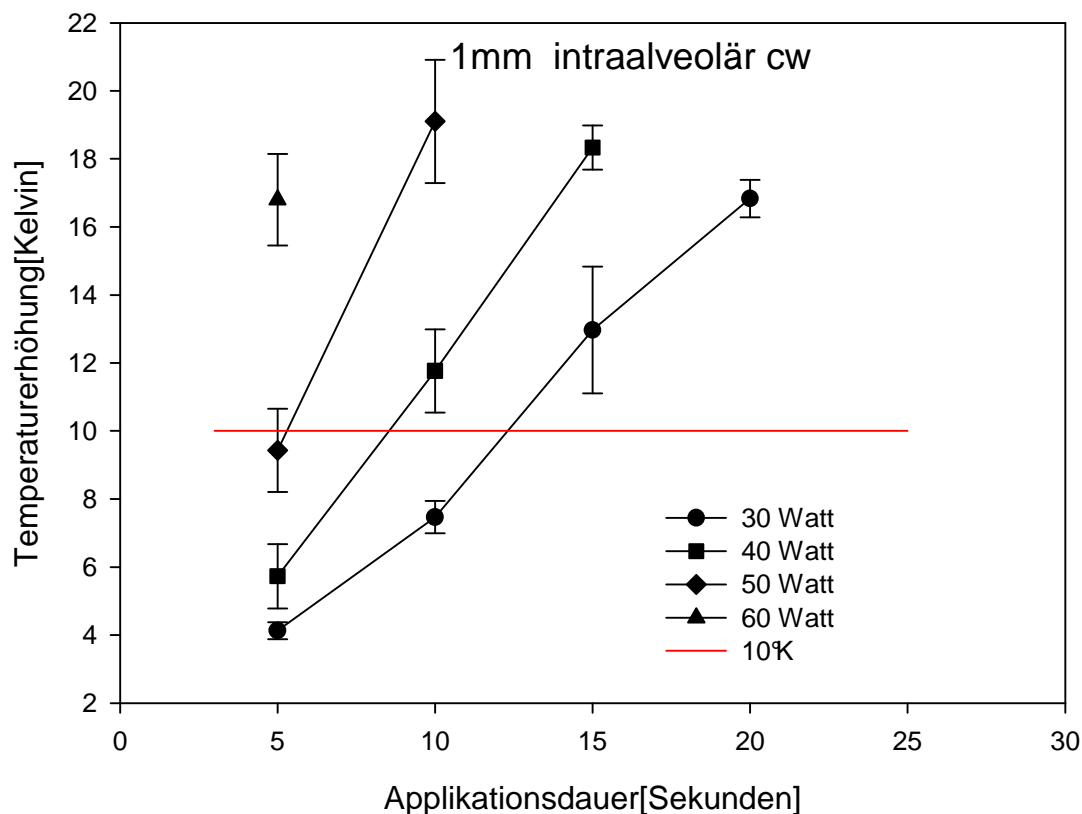


Abb.26: graphische Darstellung der gemessenen Maximaltemperaturen in 1 mm Abstand zur Alveole bei intraalveolärer Anwendung (Kontakt-Methode) in kontinuierlichem Betrieb (cw) bei 30, 40, 50, 60 W Ausgangsleistung.

Bei 40 W Ausgangsleistung verkürzt sich die unterkritische Anwendungsdauer des Nd:YAG- Lasers im kontinuierlichen Betrieb auf unter 10 s, im getakteten Betrieb auf unter 15 s (Abb.26 und 27).

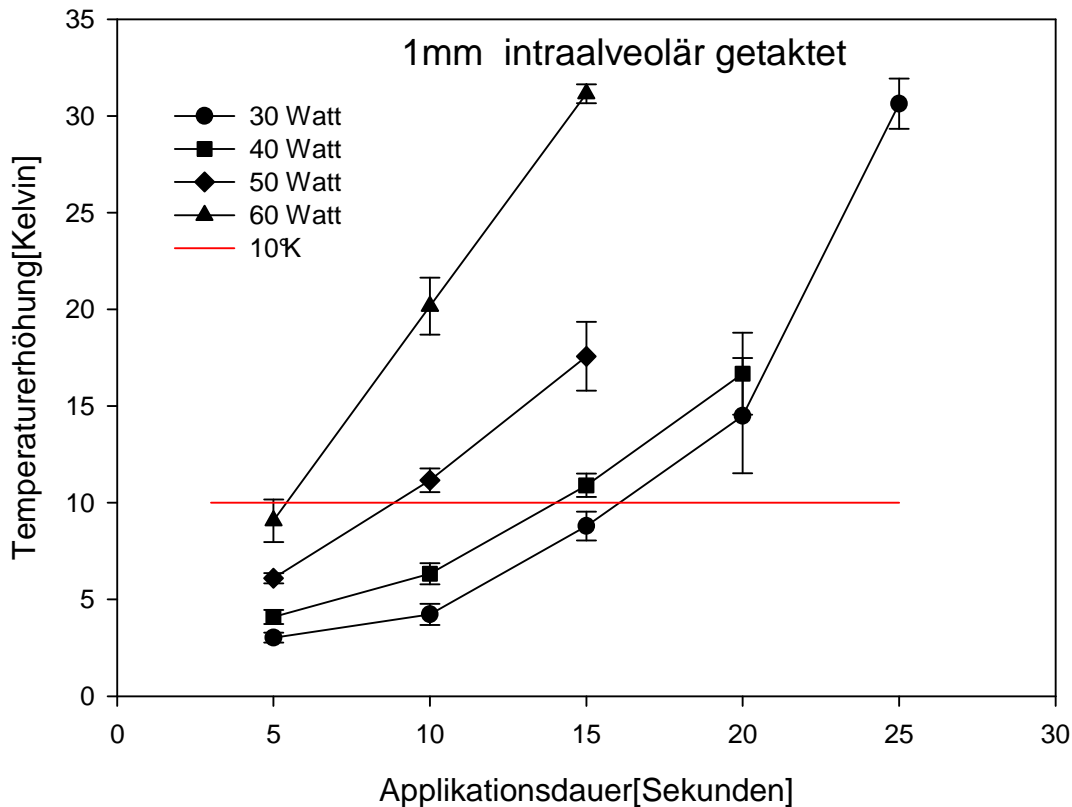


Abb.27: graphische Darstellung der gemessenen Maximaltemperaturen in 1 mm Abstand zur Alveole bei intraalveolärer Anwendung (Kontakt-Methode) in getaktetem Betrieb bei 30, 40, 50, 60 W Ausgangsleistung.

Bei höheren Ausgangsleistungen des Lasers werden Temperaturerhöhungen größer 10°Kelvin deutlich früher erreicht.

So zeigt sich in der Einmillimeterschicht bei intraalveolärer Anwendung in der blutgefüllten Alveole im kontinuierlichen Betrieb bei 50 W schon nach 5 s beinahe die kritische Erhöhung um ca. 10° Kelvin, bei 60 W ist nach 5 s kontinuierlichem Betrieb diese deutlich überschritten (Abb.26 und 27).

Im Abstand von 3 mm erhöht sich die unterkritische Bestrahlungsdauer im kontinuierlichen Betrieb von 30 W auf über 15s, getaktet auf über 20 s (Abb.28 und 29).

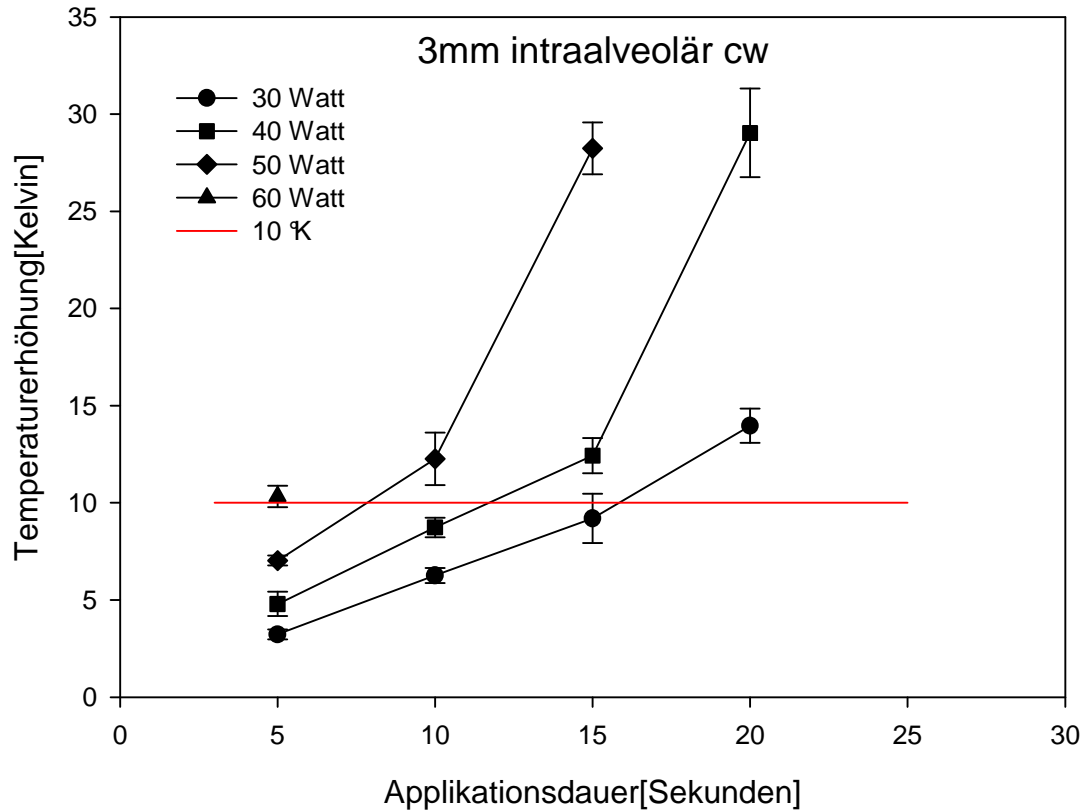


Abb.28: graphische Darstellung der gemessenen Maximaltemperaturen in 3 mm Abstand zur Alveole bei intraalveolärer Anwendung (Kontakt-Methode) in kontinuierlichem Betrieb (cw) bei 30, 40, 50, 60 W Ausgangsleistung.

Die Ausgangsleistung von 40 W provozierte im kontinuierlichen Betrieb nach 10 s gerade noch keine Temperaturerhöhung größer 10°Kelvin im Abstand von 3 mm von Alveolenbegrenzung zum Messort (Abb.28). Im Taktbetrieb war dieses Zeitintervall erwartungsgemäß länger, größer 15 s (Abb.29).

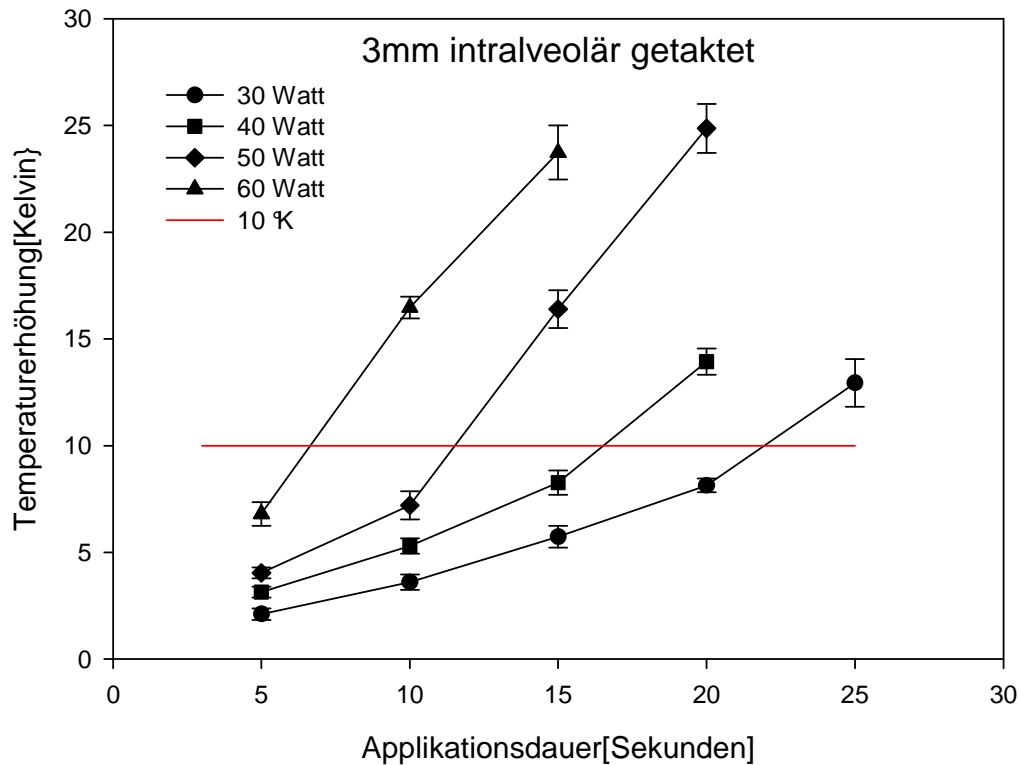


Abb.29: graphische Darstellung der gemessenen Maximaltemperaturen in 3 mm Abstand zur Alveole bei intraalveolärer Anwendung (Kontakt-Methode) in getaktetem Betrieb bei 30, 40, 50, 60 W Ausgangsleistung.

50 W Ausgangsleistung erzeugen im gleichen Abstand (3 mm) bei kontinuierlicher Laserbestrahlung in der blutgefüllte Alveole einen Temperaturanstieg, der extrapoliert die 10°Kelvingrenze zwischen 5 und 10 s Applikationsdauer überschreitet (Abb.28). Im getakteten Betrieb liegt dieser Wert bei über 10 s (Abb.29).

Bei der Leistungswahl von 60 W in der Dreimillimeterschicht wird im kontinuierlichen Betrieb die 10°Kelvingrenze bereits nach 5 s Laserapplikation überschritten, im getakteten Betrieb nach 5 s noch gerade unterschritten (Abb.28/29). Im Abstand Messpunkt- Alveolenbegrenzung von 5 mm liegen die gemessenen Maximaltemperaturen bei einer Leistung von 30 W im kontinuierlichen Betrieb nach 20 s Applikation und im Taktbetrieb nach 25 s Applikation noch unter der 10°Kelvingrenze (Abb.30 und 31).

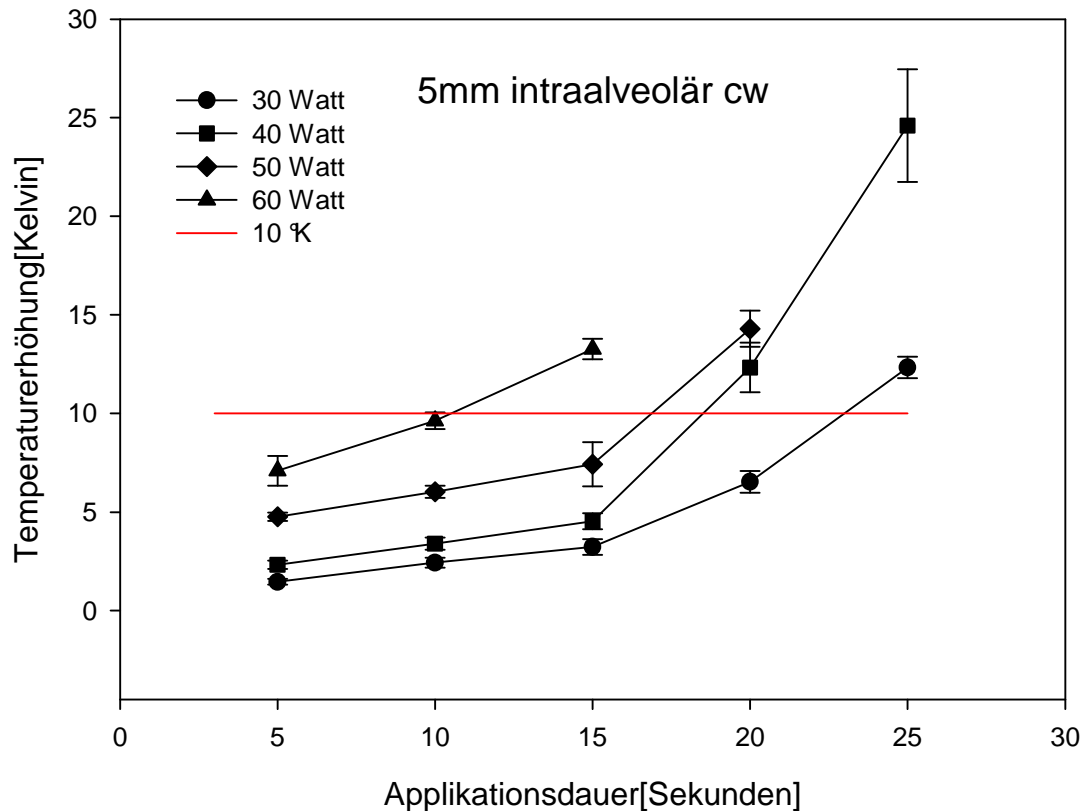


Abb.30: graphische Darstellung der gemessenen Maximaltemperaturen in 5 mm Abstand zur Alveole bei intraalveolärer Anwendung (Kontakt-Methode) in kontinuierlichem Betrieb (cw) bei 30, 40, 50, 60 W Ausgangsleistung.

Bei 40 W bei identischen Parametern verkürzt sich das unterkritische Bestrahlungsintervall auf unter 20 s im Festbetrieb (Abb.30) und auf unter 25 s im getakteten Betrieb (Abb.31).

In der 50 Wateinstellung bleibt die Maximaltemperatur im Abstand von 5 mm zur Alveole nach 15 s kontinuierlicher Laserbestrahlung noch unterhalb von 10°Kelvin (Abb.30). Im getakteten Betrieb zeigt sich diese Grenze nach 20 s noch nicht erreicht (Abb.31).

60 W Ausgangsleistung provozieren bereits nach 10 s intraalveolärem kontinuierliche Betrieb in der Entfernung von 5 mm von der Alveole eine kritische Temperaturerhöhung von etwa 10°Kelvin. Im getakteten Betrieb verlängert sich dieses Zeitintervall auf 15 s.

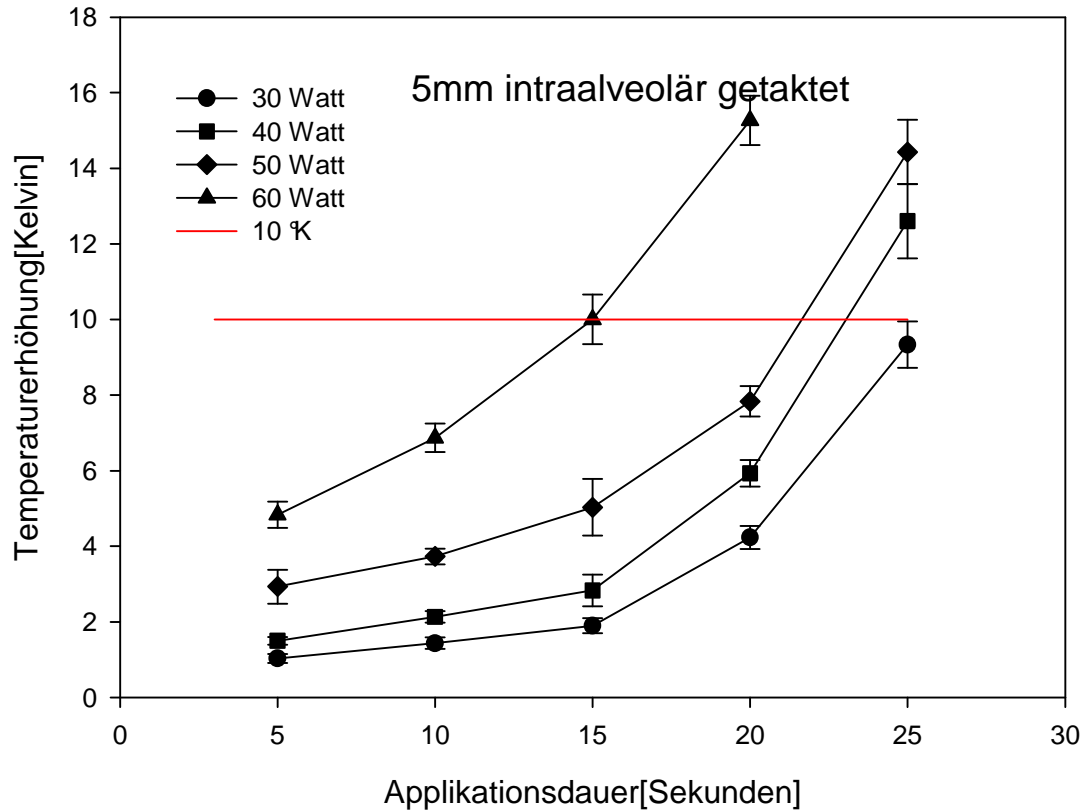


Abb.31: graphische Darstellung der gemessenen Maximaltemperaturen in 5 mm Abstand zur Alveole bei intraalveolärer Anwendung (Kontakt-Methode) in getaktetem Betrieb bei 30, 40, 50, 60 W Ausgangsleistung.

In der Distanz von 7 mm wird innerhalb der Bestrahlungsdauer von 25 s bei intraalveolärer Anwendung und 30 W Leistung keine kritische Temperaturerhöhung im Fest- sowie Taktbetrieb erfasst (Abb.32 und 33).

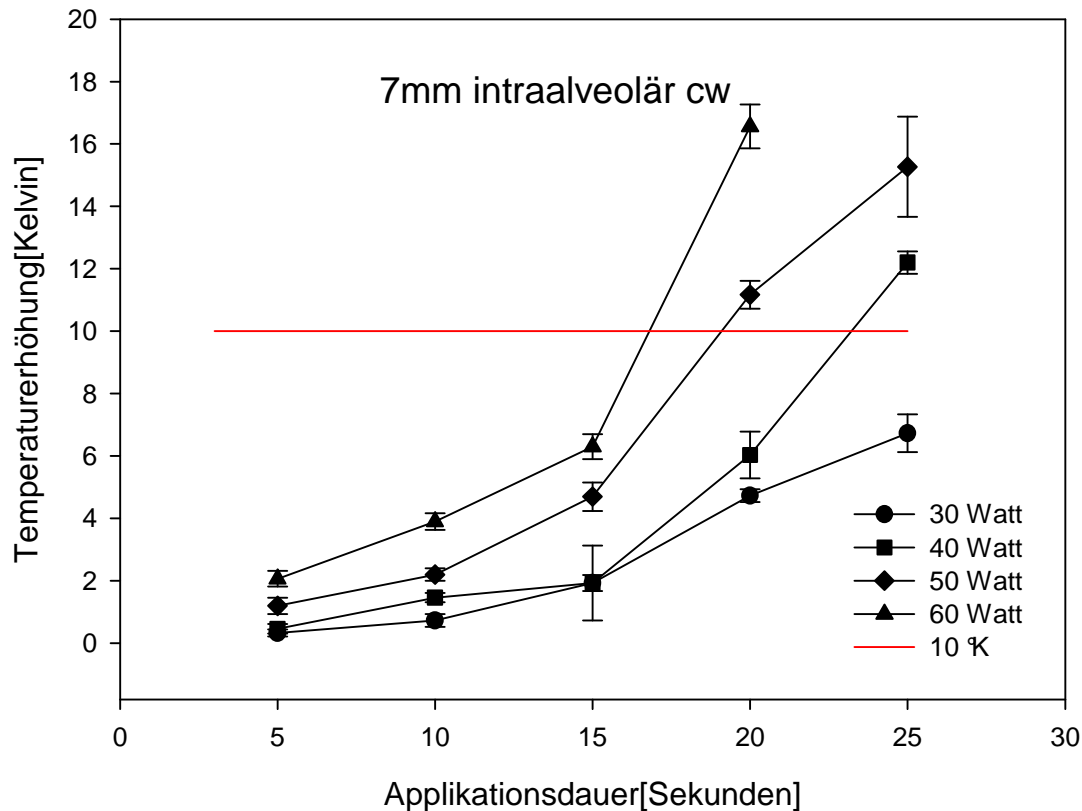


Abb.32: graphische Darstellung der gemessenen Maximaltemperaturen in 7 mm Abstand zur Alveole bei intraalveolärer Anwendung (Kontakt-Methode) in kontinuierlichem Betrieb (cw) bei 30, 40, 50, 60 W Ausgangsleistung.

Mit 40 W Ausgangsleistung im Abstand von 7 mm wird die Temperatur lediglich im kontinuierlichen Betrieb bei über 20 s kritisch (Abb.32 und 33).

50 bzw. 60 W provozieren im kontinuierlichen Betrieb nach 15 s Applikationsdauer Temperaturerhöhungen größer 10°Kelvin. Im getakteten Betrieb wird diese Erhöhung mit 50 W nicht, mit 60 W nach über 20 s erreicht. Bemerkenswert ist, dass im 50 bzw. 60 Wattbetrieb bereits nach wenigen Sekunden Karbonisation des Alveolenblutes bzw. des angrenzenden Knochens eintritt.

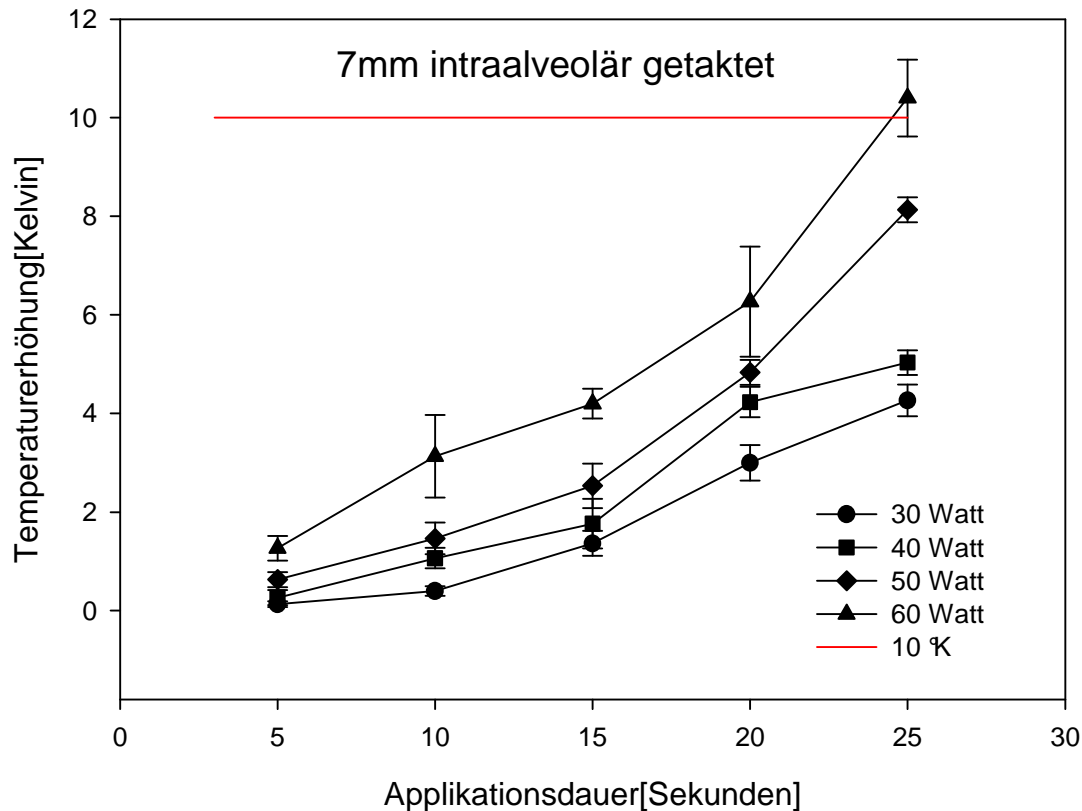


Abb.33: graphische Darstellung der gemessenen Maximaltemperaturen in 7 mm Abstand zur Alveole bei intraalveolärer Anwendung (Kontakt-Methode) in getaktetem Betrieb bei 30, 40, 50, 60 W Ausgangsleistung.

4.1.2. Vergleichende Betrachtung der $\Delta 10^{\circ}\text{K}$ - Isothermen

Die Abstandswerte in Millimetern für die Erwärmung von 10°K wurden für die jeweilige Applikationszeit linear inter- bzw. extrapoliert und schematisch graphisch dargestellt. Dabei wurden die Graphen einer Leistungseinstellung (30/ 40/ 50/ 60W) und Betriebsart (cw/ getaktet) der Übersicht wegen einzeln dargestellt und gegenübergestellt. Werte der Einstellungen, die die 10°K - Grenze nicht überschreiten, kamen nicht zur Darstellung, wie die der supraalveolären Anwendung. Die verwendete Software war Mathematica for Students 3.0 (Wolfram Research Inc., Champaign, USA). Die unterbrochene Linie des von den Nullwerten von Abszisse und Ordinate definierten Bereiches entspricht der knöchernen Begrenzung der Alveole in Millimetern.

Die konzentrisch um diesen Bereich gruppierten Linien markieren die $\Delta 10^\circ\text{K}$ -Isothermen entsprechend der durch Beschriftung angegebenen Applikationszeit. Somit lässt sich das Schädigungsareal zweidimensional ablesen.

Auf eine deskriptive Erläuterung der einzelnen Graphen wird verzichtet.

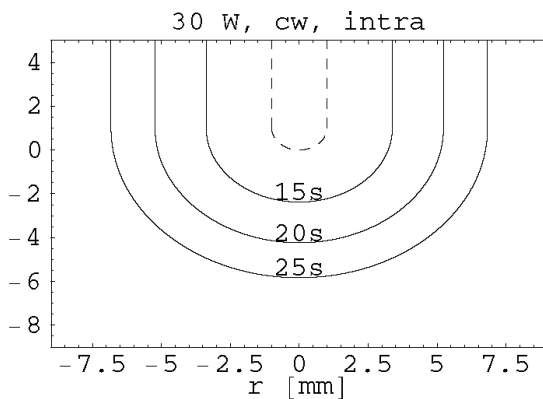


Abb.34: Schematische Darstellung der $\Delta 10^\circ\text{K}$ - Isothermen bei 30 W, Dauerbetrieb und Kontakt-Methode (intraalveolär)

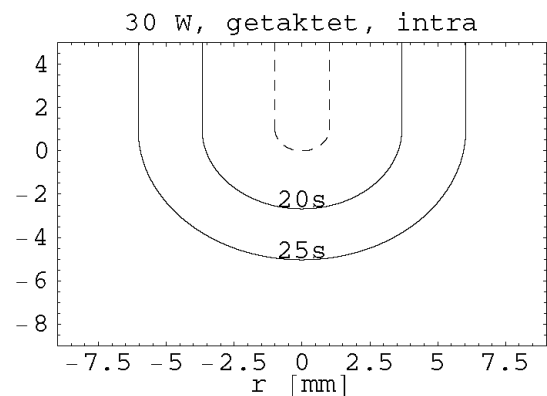


Abb.35: Schematische Darstellung der $\Delta 10^\circ\text{K}$ - Isothermen bei 30 W getaktetem Betrieb und Kontakt-Methode (intraalveolär)

Die Isotherme für $\Delta 10^\circ\text{K}$ entspricht bei 30 W, getaktetem Betrieb, intraalveolärer Applikation nach 15 s etwa der knöchernen Begrenzung der Alveole. Dies betrifft auch die Isothermen bei 50 W, Dauerbetrieb, intraalveolärer Anwendung nach 5 s und bei 60 W, getaktetem Betrieb, intraalveolärer Anwendung nach 5 s.

Auffallend ist, dass sich bei hohen Leistungseinstellungen (50/ 60W) die $\Delta 10^\circ\text{K}$ -Isothermen nach Laserbestrahlung länger 10 s in kleinerem Abstand voneinander befinden und sich die Schädigungsareale nicht linear zur Applikationszeit zu vergrößern scheinen (Abb.38-41).

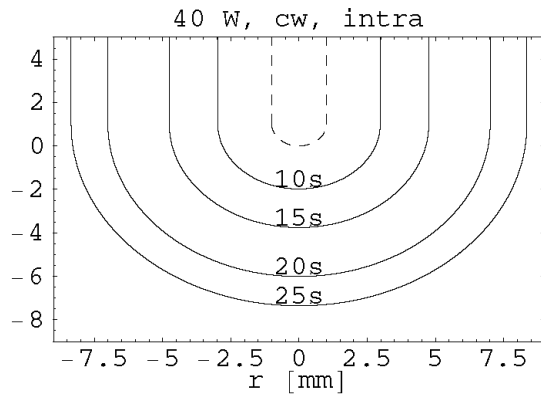


Abb.36: Schematische Darstellung der $\Delta 10^\circ\text{K}$ - Isothermen bei 40 W Dauerbetrieb und Kontakt-Methode (intraalveolär)

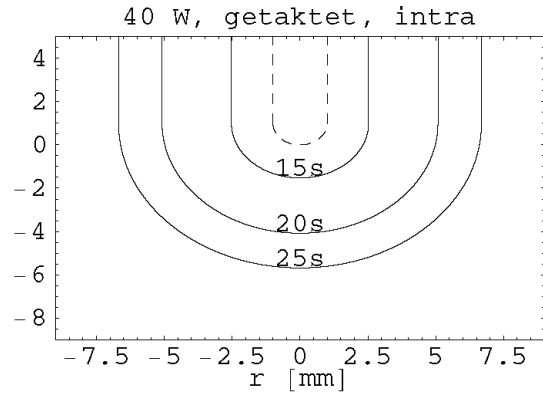


Abb.37: Schematische Darstellung der $\Delta 10^\circ\text{K}$ - Isothermen bei 40 W getaktetem Betrieb und Kontakt- Methode (intraalveolär)

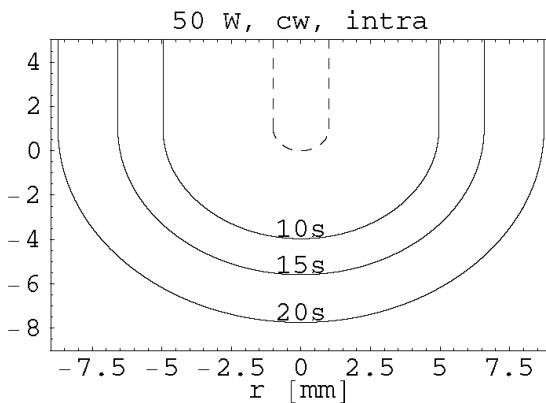


Abb.38: Schematische Darstellung der $\Delta 10^\circ\text{K}$ - Isothermen bei 50 W, Dauerbetrieb und Kontakt-Methode (intraalveolär)

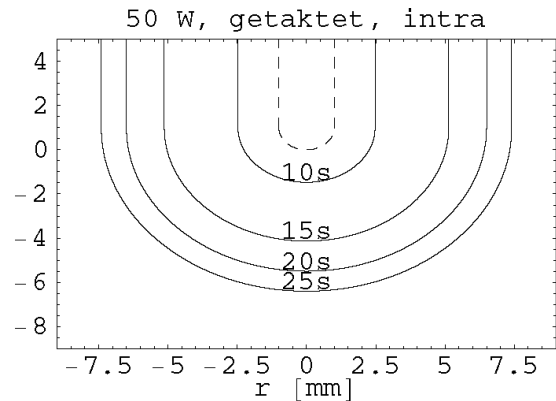


Abb.39: Schematische Darstellung der $\Delta 10^\circ\text{K}$ - Isothermen bei 50 W getaktetem Betrieb und Kontakt-Methode (intraalveolär)

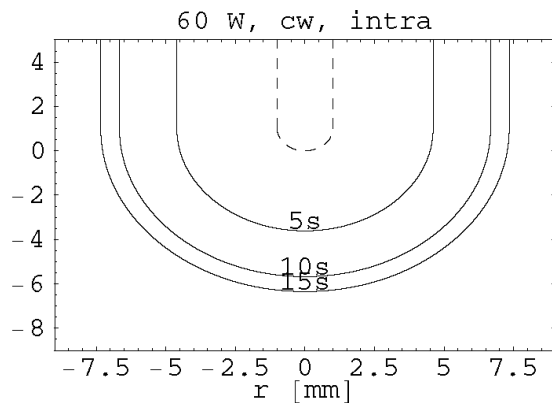


Abb.40: Schematische Darstellung der $\Delta 10^{\circ}\text{K}$ - Isothermen bei 60 W, Dauerbetrieb und Kontakt-Methode (intraalveolär)

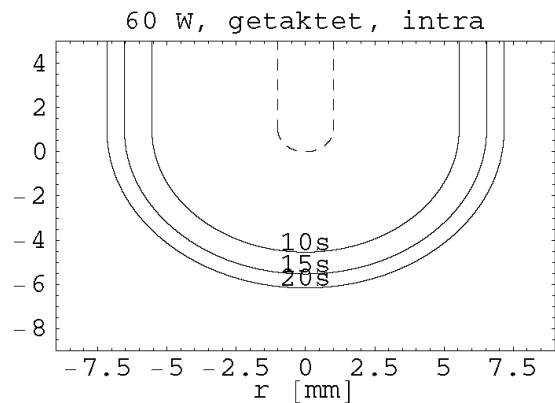


Abb.41: Schematische Darstellung der $\Delta 10^{\circ}\text{K}$ - Isothermen bei 60 W getaktetem Betrieb und Kontakt-Methode (intraalveolär)

Nach 20 s Dauerbetrieb mit der Leistung von 60 W bei intraalveolärer Anwendung (Abb.40) lagen die gemessenen Temperaturen im Abstand von 1, 3 und 5 mm außerhalb des Messbereiches (65°C). Eine $\Delta 10^{\circ}\text{K}$ - Isotherme konnte, wie auch bei der Einstellung 50 W, cw, 25 s intraalveoläre Applikation, deshalb nicht ermittelt werden.

4.2. Supraalveoläre Laseranwendung (Non- Kontakt- Methode)

Die Temperaturerhöhungen unter supraalveolärer Anwendung des Nd:YAG-Lasers lagen in allen untersuchten Einstellungen unterhalb der 10°Kelvin -Grenze. Dies betrifft auch die höheren Leistungseinstellungen von 50 oder 60 W, wobei im kontinuierlichen Betrieb nach 20 s im Abstand von 1 mm die kritische Grenze nahezu erreicht wird (siehe Anhang, Kap.7.4.).

4.3. Gegenüberstellung von kontinuierlichem Betrieb und getaktetem Betrieb

Vergleicht man die Mittelwerte der Einzelmessungen im getakteten Betrieb mit den korrespondierenden Werten des kontinuierlichen Betriebs (siehe Tabelle 1), zeigt sich, dass die Temperaturerhöhungen in Grad Kelvin des getakteten Betriebs 60 % (n = 135) des kontinuierlichen Betriebs entsprechen. Dies korrespondiert mit der abgegebenen Leistung des Taktbetriebs (0,5 s Betrieb, 0,3 s Pause) im Verhältnis zum kontinuierlichen Betrieb (60%).

Mittelwert in %	60,25
Standardabweichung	11,35
Standardfehler	0,0840
Konfidenzintervall 95% Untergrenze	60,08
Konfidenzintervall 95% Obergrenze	60,41

Tabelle 1: statistischer Vergleich der Mittelwerte der Temperaturerhöhung [°K] des getakteten Betriebes mit den Mittelwerten der Temperaturerhöhung [°K] des kontinuierlichen Betriebes in Prozent

4.4. Gegenüberstellung von intraalveolärer und supraalveolärer Anwendung

Setzt man die Mittelwerte der intraalveolären Anwendung ins Verhältnis zu den Mittelwerten der supraalveolären Anwendung, zeigt sich, dass der Temperaturanstieg der intraalveolären Anwendung im Durchschnitt um den Faktor 10 (n = 122) höher ausfällt als bei supraalveolären Anwendung.

Mittelwert (Faktor)	10,17
Standardabweichung	3,33
Standardfehler	0,02733
Konfidenzintervall 95% Untergrenze	10,16
Konfidenzintervall 95% Obergrenze	10,26

Tabelle 2: Verhältnis der Mittelwerte der Temperaturerhöhungen [°K] der intraalveolären zur supraalveolären Anwendung

5. Diskussion

5.1. Kritische Betrachtung des Versuchsmodells

Durch die Verwendung eines in- vitro Modells ist die Übertragung auf klinische Situationen eine Annäherung. Um systematische Fehler zu vermeiden oder zu minimieren, wurde jede Alveole für nur eine Messung verwendet. Außerdem wurde in der Auswahl der Präparate radiographisch kontrolliert, dass zwischen Alveolenfundus und Bohrloch homogener Knochen vorhanden war. Zur besseren Adaptation des Messdrahtes bzw. Thermoelements an das umgebende Gewebe wurde Vaseline verwendet. Die fehlende Durchblutung wurde durch das Einbringen von heparinisiertem humanem venösem Vollblut bis zum Alveolenrand bzw. Alveolenlimbus simuliert.

Nicht bzw. schwer zu berücksichtigende Parameter waren anatomische Unterschiede der Präparate wie Tiefe und Breite der Alveolen, Durchmesser und Homogenität des Unterkieferkorpus, wobei Lundskog (1972, S.37) auch bei inhomogenen Knochenverhältnissen eine symmetrische Isothermenausbreitung angibt. Eine direkte Absorption des Thermoelementes konnte durch seine geringe Masse und die Abschirmung des Blutes vermieden werden (Philipp et al. 1992, S.189).

5.2. Literaturvergleich zu in- vitro Versuchen

Es gibt nur wenige Veröffentlichungen, die sich mit durch Nd:YAG- Laser bedingten Temperaturerhöhungen im Gewebe bzw. im Knochen befassen.

Problematisch ist dabei, dass sich der Versuchsaufbau und- durchführung voneinander unterscheiden und ein direkter Vergleich dadurch erschwert wird.

Arai et al. (1983, S.232) beschreiben in-vitro Versuche mit dem Nd:YAG- Laser (Molelectron Laser Coagulator Model 8000, Festbetrieb, Non- Kontakt- Methode) an Schweinepräparaten. Dabei wurden zwei unterschiedliche Vorgehensweisen beschrieben. Eine Siebenmillimeterschicht Schweineleber wurde über einer Siebenmillimeterschicht Schweineknochen mit einer darunter befindlichen Siebenmillimeterschicht Schweineleber (Modell I) laserkoaguliert.

Die Temperatur wurde auf und unter dem Knochen an der Knochen- Leber- Grenze gemessen. Außerdem wurde ein weiteres Präparat (Modell II), eine Siebenmillimeterschicht Schweineknochen mit einer darunter befindlichen Siebenmillimeterschicht Schweineleber verwendet. Die Temperatur wurde in diesem Fall unter dem Knochen erfasst. Applikationsdauer war in jedem Fall 10 s und der Abstand von der Faser zum Präparat 3 cm. Vergleicht man die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit mit der Arbeit von Arai et al. in der Siebenmillimeterschicht, ergeben sich Unterschiede, die in Tabelle 3 dargestellt sind. Arai et al. messen Temperaturerhöhungen unter dem von Leber bedeckten Knochen (Model I, rechte Spalte), die vergleichsweise gering von den Werten der supraalveolären Applikation der vorliegenden Arbeit (2.Spalte von rechts) abweichen und selbst bei hohen Laserausgangsleistungen (80 bzw. 100 W) deutlich unter 10° Celsius Temperaturerhöhung bleiben .

	Daten dieser Arbeit	Arai et al.	Daten dieser Arbeit	Arai et al.
	7mm Abstand Avleole zu Messpunkt , 10 s Applikation, intra- alveolär, cw- Betrieb	Modell II: 7 mm Knochenschicht ohne abdeckendes Gewebe, 10 s Singelpuls, cw -Betrieb	7mm Abstand Alveole zu Messpunkt, 10 s Applikation, supra- alveolär, cw- Betrieb	Modell I: : 7 mm Knochenschicht mit 7 mm abdeckendem Lebergewebe, 10 s Singelspuls, cw -Betrieb
20 W	-	8,3°C (Δt)		0,9°C (Δt)
30 W	0,7°C (Δt)	-	0,0°C (Δt)	-
40 W	1,5°C (Δt)	13,8°C (Δt)	0,2°C (Δt)	1,2°C (Δt)
50 W	2,2°C (Δt)	-	0,3°C (Δt)	-
60 W	3,9°C (Δt)	17,5°C (Δt)	0,8°C (Δt)	2,8°C (Δt)
80 W	-	15,3°C (Δt)	-	5,2°C (Δt)
100 W	-	14,2°C (Δt)	-	5,1°C (Δt)

Tabelle 3: Gegenüberstellung der Ergebnisse der vorliegenden Arbeit mit den Ergebnissen von Arai et al. (1983, S.235)

Im Vergleich der Werte der intraalveolären Messungen im Abstand von 7 mm (linke Spalte) zu den Werten des Modells II von Arai et al. (2.Spalte von links), fallen deutlich höhere Werte im Falle der Messungen von Arai et al. auf. Eine mögliche Erklärung hierfür ist das Fehlen des Blutes bzw. des Gewebes und seine abschirmende und durch den Wassergehalt kühlende Wirkung. Vergleicht man die Ergebnisse der Messungen des Modells I (rechte Spalte) mit denen des Modells II (2.Spalte von links) von Arai et al., d.h. die Temperaturerhöhungen bei Laserapplikation mit und ohne Leberabdeckung, fällt auf, dass diese Werte teils um den Faktor 10 niedriger sind. Dies betrifft auch die Werte der hier nicht angeführten Werte des „Manual“-Betriebes von Arai et al.(1983, S.237). Dieser Befund scheint ein Hinweis auf eine Entsprechung mit den Ergebnissen der vorliegenden Arbeit zu sein (Verhältnis der Werte der supra- zu denen der intraalveolären Nd:YAG- Laseranwendung).

Perry et al. (1997, S.42) berichten über unterkritische Temperaturerhöhungen im in- vitro Modell bei der Weichgewebsinzision mit dem Nd:YAG- Laser (Sunrise Technology, Fremont, USA, 1064 nm, gepulst, 10-50 Hz, 21-621 Jcm⁻²).

Im angrenzenden Knochen wurde im Abstand von 5 mm zum Weichgewebe bei einer Laserinzisionsgeschwindigkeit von 2,5 mm/s und 10 W Ausgangsleistung bei verschiedenen Faserdurchmessern (320/ 400/ 500/ 600 µm) eine mittlere Temperaturerhöhung von 3 Grad Celsius gemessen. Der höchste Wert wurde mit fast 6 Grad Celsius Temperaturerhöhung mit einer Faser von 400 µm Durchmesser und einer Frequenz von 20 Hz bei identischen Parametern (Ausgangsleistung 10W, Abstand 5 mm) erfasst.

Die Autoren erwähnen kritische Temperaturen bei höheren Ausgangsleistungen ohne nähere Angaben. Diese Ergebnisse können zwar den ungefährlichen Einsatz des Nd:YAG- Lasers zur Gewebeablation bei niedrigen Leistungseinstellungen belegen, sind aber für den direkten Vergleich mit der vorliegenden Arbeit auf Grund des abweichenden Versuchsaufbaus ungeeignet.

Es ergibt sich lediglich der Hinweis, dass bei den niedrigeren Messwerten dieser Arbeit bei annähernd vergleichbaren Parametern (30 W, 5 mm Abstand, Kontakt-

Methode, Dauerbetrieb: 1,5 Grad Celsius, getakteter Betrieb: 1,0 Grad Celsius) andere Faktoren wie das Alveolenblut und die Alveolentiefe eine Rolle spielen könnten.

Spencer et al. (1998, S.1280) geben eine mittlere Temperaturerhöhung von maximal 11°C im in- vitro Modell (Schweineunterkiefer) an der Knochen-Weichgewebsgrenze mit einem gepulsten Nd:YAG- Laser (9 W, 8 ms Pulsdauer, 50 Hz, Kontakt- Methode) nach Weichgewebsinzision im Abstand von etwa 4 mm an. Wasserkühlung reduziert diesen Wert auf ca. 8°C. Nach 1,5- 3,5 Minuten kehren die Temperaturen auf ihren Ausgangswert zurück. Die Autoren sehen den Einsatz des Nd:YAG- Lasers zur knochenahen Weichgewebsinzision deshalb als potentiell schädlich an.

Deppe et al. (1997, S.41) beschreiben mit dem Versuchaufbau dieser Arbeit im Rahmen von Vorversuchen Temperaturerhöhungen, die teilweise deutlich höher sind als vergleichbare Werte dieser Arbeit. So wird in einem Abstand von 1 mm zum Thermoelement bei der Anwendung von 30 W Dauerbetrieb unter Kontakt nach 5 s Applikation eine Temperaturerhöhung von 10,9 Grad Kelvin erfasst. Der vergleichbare Durchschnittswert dieser Arbeit ist 4,2° Kelvin. Im getakteten Betrieb sind die Werte bei sonst identischer Einstellung 8,7°K bzw. 3,1°K. Im Abstand von 5 mm wird der Unterschied irrelevant (Dauerbetrieb 1,5°K zu 1,5°K, getakteter Betrieb 1,5°K zu 1,1°K). Eine Erklärung für die unterschiedlichen Werte in 1 mm Abstand ist möglicherweise die unterschiedliche Fasertiefe in der blutgefüllten Alveole bei Applikation. Bei den im Rahmen der Veröffentlichung von Deppe et al. (1997, S.40) erhobenen Werten wurde die Laserfaser ohne Knochenkontakt bis auf den Grund der Alveole, dem Alveolenfundus, vorgeschoben. Bei den Versuchen dieser Arbeit wurde auf einen konstanten Abstand der Glasfaserspitze zum Alveolengrund von 7 mm geachtet. Dies wäre als Hinweis auf eine abschirmende bzw. kühlende Wirkung des Alveolenblutes oder eine erhöhte Eigenabsorption des Thermoelementes ohne Abschirmung durch Blut zu verstehen (Philipp et al. 1992, S.189).

5.3. Literaturvergleich zur klinischen Anwendung

Zur klinischen Anwendung des Nd:YAG- Lasers zur Koagulation nach Zahntfernung bzw. dentoalveolären Eingriffen liegen die bereits beschriebenen Veröffentlichungen von Ackermann (1984, S.1119), und Deppe (1997, S.41) vor (Kap. 2.4.8., S.53).

Ackermann (1984, S.1119) beschreibt die erfolgreiche Blutstillung bei gerinnungsgestörten Patienten in über 1000 Fällen mit der Non- Kontakt-Methode (Kapitel 2.4.8.). Die Wundheilung zeigt sich deutlich auf 16- 32 Tage mit Maximum bei 24 Tagen verlängert, aber Knochennekrosen oder Schädigungen der angrenzenden Strukturen wie Kieferhöhlenschleimhaut oder Nerven wie sensible Äste des N. Trigeminus traten nicht auf.

Deppe et al. (1997, S.40) beschreiben eine erweiterte Anwendung des Nd:YAG- Lasers mittels Einzelpulsen unter Gewebekontakt im Alveolenfundus. Der Nd:YAG- Laser wurde unter Kontakt im Alveolenfundus bei 42 Patienten mit 84 zahnärztlich-chirurgischen Eingriffen zur Blutstillung ohne angewendet.

Dabei wird eine zuverlässige Koagulation ab einer Ausgangsleistung von 30 W beschrieben. Nachblutungskomplikationen traten in der laserkoagulierten Patientengruppe nicht auf gegenüber einer Vergleichsgruppe von 43 Patienten mit 55 zahnärztlich- chirurgischen Eingriffen und Nachblutungen bei 4 Patienten.

In der Lasergruppe war erwartungsgemäß eine durchschnittliche Wundheilungsverzögerung von über 20 Tage zu beobachten.

Defizite der sensiblen Innervation oder Knochenschäden wurden als ausbleibend beschrieben.

Als mögliche Erklärung dafür kommen die Vielfachstreuung in humanem Vollblut mit abschirmender Wirkung (Hahn et al. 1996, S.79) bzw. die kühlende Wirkung des Blutes, die fraktionierte Laserapplikation und eine höhere thermische Toleranz des Knochens als die angenommenen 10°Kelvin Temperaturerhöhung (siehe Kap. 2.2.5.) in Frage.

5.4. Klinischer Stellenwert der Messergebnisse

Die Ergebnisse der in-vitro Messungen bestätigen die Angaben der klinischen Anwendung der oben genannten Autoren Ackermann (1984, S.1119) und Deppe (1997, S.41) insofern, als bei der supraalveolären Anwendung (Non- Kontakt- Methode) keine für das Nachbargewebe bzw. angrenzende kritische Strukturen wie Nerven schädlichen Temperaturerhöhungen auftraten.

Die intraalveoläre Anwendung scheint, wie von Deppe et al. (1997, S.41) beschrieben, im kontinuierlichen Betrieb nur fraktioniert mit Einzelpulsen möglich, da insbesondere bei höherer Leistungseinstellung (größer 30 W) bereits nach einigen Sekunden kritische Temperaturen im umgebenden Knochen erreicht werden können. Dabei steht zur Diskussion, ab welcher Temperaturerhöhung mit einer thermischen Schädigung bzw. Nekrose zu rechnen ist. Bei getaktetem Betrieb in niedrigerer Leistungseinstellung (30-40 W) bleibt der Temperaturanstieg unterkritisch. Der getaktete Betrieb entspricht etwa 60% der Leistung des kontinuierlichen Betriebs, was sich in den Messwerten widerspiegelt. Die intraalveoläre Anwendung (Kontakt- Methode) provoziert im Vergleich zur supraalveolären Anwendung (Non- Kontakt- Methode) im Mittel etwa um den Faktor 10 höhere Werte. Diese Ergebnisse können bei der klinischen Anwendung ebenfalls relevant sein bzw. in der jeweiligen Situation berücksichtigt werden.

Insgesamt erscheint auch die Anwendung unter Kontakt, also eine intraalveoläre Anwendung, mit entsprechender Wahl der Ausgangsleistung, entsprechender Taktung und entsprechenden Zeitintervallen von Applikation und Unterbrechung, also einem fraktioniertem Vorgehen, möglich und sinnvoll.

Um diese Aussage zu bestätigen, wären weitere Untersuchungen und klinische Studien notwendig.

6. Zusammenfassung

Der Nd:YAG- Laser wird zum Zwecke der Blutstillung seit etwa 40 Jahren in zunehmendem Maße in der Medizin eingesetzt.

Insbesondere bei gerinnungsgestörten Patienten scheint die Anwendung dieses Lasers Vorteile gegenüber anderer Behandlungsmethoden zu haben oder eine sinnvolle Ergänzung darzustellen. Im Rahmen dieser Arbeit wurden der Einsatz des Nd:YAG- Lasers im medizinischen Bereich und seine Alternativen im Bezug auf die Laserkoagulation zum Zwecke der Blutstillung dargestellt.

Außerdem wurde die Situation nach Zahnextraktion im in- vitro Modell simuliert und eine Koagulation mittels Nd:YAG- Laser (mediLas 4060 fibertom™) durchgeführt.

Ziel der vorliegenden Arbeit war es, die Temperaturverteilung im alveolennahen Knochen unter Verwendung des mediLas 4060 fibertom™ in verschiedenen Abständen (1, 3, 5, 7 mm) mit unterschiedlicher Applikationsmethodik (intra- und extraalveolär bzw. Kontakt- und Non- Kontakt- Methode), in verschiedenen Leistungseinstellungen (30, 40, 50, 60 W) und in verschiedenen Betriebsarten (getakteter Betrieb und kontinuierlicher Betrieb) bei unterschiedlicher Applikationsdauer (5, 10, 15, 20, 25 s) zu erfassen und auszuwerten.

Anhand der Daten konnte die Temperaturentwicklung im alveolennahen Knochengewebe untersucht werden. Die Ergebnisse zeigen um den Faktor 10 höhere Maximaltemperaturen bei intraalveolärer Anwendung (Kontakt- Methode) im Vergleich zur oberflächlichen Koagulation (Non- Kontakt- Methode) unter einer Eigenblutschicht von ca. 1,5-2,5 cm.

Im intraalveolären kontinuierlichen Betrieb zeigte der Nd:YAG- Laser relativ rasch potentiell schädliche Werte, insbesondere bei höherer (50, 60 W) Ausgangsleistung.

Die Werte der maximalen Temperaturerhöhung unter Taktbetrieb entsprechen im Mittel 60% der des kontinuierlichen Betriebes sowohl in der Kontakt- wie auch in der Non- Kontakt- Methode und damit der Ausgangsleistung bzw. der Leistungsabgabe des Lasers.

Der supraalveoläre Taktbetrieb zeigte erwartungsgemäß die niedrigsten Temperaturerhöhungen. Bei den untersuchten Einstellungen wurden keine kritischen Werte erreicht.

Die Ergebnisse der klinischen Anwendung (Ackermann 1984, S.1119 und Deppe et al. 1997, S.40) werden bestätigt. Auch die intraalveoläre Anwendung erscheint fraktioniert mit niedriger Ausgangsleistung (30-40 W) im Taktbetrieb möglich und stellt eine Erweiterung der Behandlungsmodalitäten bei der Blutstillung gerinnungsgestörter Patienten nach dentoalveolären Eingriffen dar unter Gewährung der klassischen Vorteile einer Laserbehandlung.

Dabei stehen die flexible Applikation des Laserlichts des Nd:YAG- Lasers mittels flexibler Glasfaser (bare fiber), die ambulante und schmerzarme Behandlungsmöglichkeit, gute Blutstillung, geringe Schwellung und Narbenbildung und das Vermeiden von Nebenwirkungen alternativer Verfahren der potentiellen thermischen Schädigung von Nachbarstrukturen und einer Wundheilungsverzögerung gegenüber.

Das Ausbleiben von unerwünschten thermischen Schäden in der klinischen Studie von Deppe et al. (1997, S.41) kann durch die bei fraktioniertem Vorgehen unkritischen Temperaturgradienten erklärt werden.

Außerdem scheint das intraalveoläre Blut eine abschirmende bzw. kühlende Wirkung zu haben.

Die Gültigkeit der Ergebnisse insbesondere für die Kontakt- Methode sollte vor klinischem Routineeinsatz im Rahmen von weiteren kontrollierten klinischen Studien untersucht werden.

7. Anhang

7.1. Abbildungsverzeichnis:

Abb.1:	Darstellung eines angeregten Atoms, Borning und Müller 1989, S.4.....	6
Abb.2:	Darstellung der spontanen Emission, Borning und Müller 1989, S.4.....	6
Abb.3:	Darstellung der induzierten Emission, Borning und Müller 1989, S.5.....	6
Abb.4:	Lage des Energieniveaus und Laserübergang, Schaldach 1989, S.2.....	8
Abb.5:	Drei mögliche Betriebsarten von Lasern, Zitat	
Abb.6:	Photonen-Trajektorien in biologischem Gewebe, Roggan 1997, S.21.....	10
Abb.7:	Dosimetrie- Modell für thermische Laseranwendungen, Roggan 1997, S.5.....	12
Abb.8:	Kritische Temperatur für die thermische Zerstörung von Gewebe in Abhängigkeit von Temperatur und Einwirkzeit, Eichler und Seiler 1991, S.215.....	13
Abb.9:	Die verschiedenen Wirkungszonen beim Schneiden von Gewebe, Helfmann und Brodzinski 1989, S.3.....	14
Abb.10:	Kritische Temperatur für die Denaturierung verschiedener biologischer Substanzen in Abhängigkeit von der Einwirkzeit, Eichler und Seiler 1991, S.215.....	15
Abb.11:	Änderung der optischen, thermischen und mechanischen Eigenschaften von Geweben während der Laserbestrahlung, Helfmann und Brodzinski 1989, S.4.....	17
Abb.12:	Optische Eigenschaften von humanem Blut, Roggan 1997, S.111.....	19
Abb.13:	Eindringtiefe (δ_{eff}) von humanem Blut, Roggan 1997, S.112.....	20
Abb.14:	Schematische Darstellung der bei in- vitro Laserkoagulation von Blut ausgelösten Prozesse, in Englisch, Black und Barton 2004, S.95.....	20
Abb.15:	Absorptionskoeffizienten von wichtigen Gewebebestandteilen, in Englisch, Hopf et al. 2000, S.103.....	39
Abb.16:	Schematische Darstellung der Eiskwürfeltechnik während der Behandlung, Fuchs et al. 1994, S.4.....	43

Abb.17: Abstrahlcharakteristik einer blanken Standardfaser für kontaktlose Anwendungen und einer eingebrannten Faser für Kontaktchirurgie, Frank und Hauptmann 1991, S.3.....	44
Abb.18: Das Lasergerät mediLas 4060 fibertom™	61
Abb.19: Beispielhafte Darstellung: intraalveolärer kontinuierlicher Betrieb, 1 mm Abstand, 10 s Applikationsdauer, 30 W Ausgangsleistung.....	62
Abb.20: teilentzahnter Schweineunterkiefer, vestibuläre Ansicht.....	63
Abb.21: teilentzahnter Schweineunterkiefer, Sicht in die leeren Alveolen.....	63
Abb.22: Messaufnahme (Einzelzahnaufnahme in Rechtwinkeltechnik, 70 kV, 7 mA, 0,12 s): Alveole nach Zahnextraktion, Kerr- Feile (ISO 40) in Alveole bzw. Bohrkanal, Bohrkanal in 3 mm Abstand zur knöchernen Alveolenbegrenzung.....	63
Abb.23: vestibuläre Ansicht des Präparates mit blutgefüllter Alveole und intraalveolärer lichtleitender Glasfaser.....	64
Abb.24: vestibuläre Ansicht des Präparates mit blutgefüllter Alveole und supraalveolärer lichtleitender Glasfaser.....	64
Abb.25: Schematische Darstellung des Versuchsaufbaus.....	65
Abb.26: graphische Darstellung der gemessenen Maximaltemperaturen in 1 mm Abstand zur Alveole bei intraalveolärer Anwendung (Kontakt-Methode) in kontinuierlichem Betrieb (cw) bei 30, 40, 50, 60 W Ausgangsleistung.....	67
Abb.27: graphische Darstellung der gemessenen Maximaltemperaturen in 1 mm Abstand zur Alveole bei intraalveolärer Anwendung (Kontakt-Methode) in getaktetem Betrieb bei 30, 40, 50, 60 W Ausgangsleistung.....	68

- Abb.28: graphische Darstellung der gemessenen Maximaltemperaturen in 3 mm Abstand zur Alveole bei intraalveolärer Anwendung (Kontakt-Methode) in kontinuierlichem Betrieb (cw) bei 30, 40, 50, 60 W Ausgangsleistung.....69
- Abb.29: graphische Darstellung der gemessenen Maximaltemperaturen in 3 mm Abstand zur Alveole bei intraalveolärer Anwendung (Kontakt-Methode) in getaktetem Betrieb bei 30, 40, 50, 60 W Ausgangsleistung..... 70
- Abb.30: graphische Darstellung der gemessenen Maximaltemperaturen in 5 mm Abstand zur Alveole bei intraalveolärer Anwendung (Kontakt-Methode) in kontinuierlichem Betrieb (cw) bei 30, 40, 50, 60 W Ausgangsleistung.....72
- Abb.31: graphische Darstellung der gemessenen Maximaltemperaturen in 5 mm Abstand zur Alveole bei intraalveolärer Anwendung (Kontakt-Methode) in getaktetem Betrieb bei 30, 40, 50, 60 W Ausgangsleistung..... 72
- Abb.32: graphische Darstellung der gemessenen Maximaltemperaturen in 7 mm Abstand zur Alveole bei intraalveolärer Anwendung (Kontakt- Methode) in kontinuierlichem Betrieb (cw) bei 30, 40, 50, 60 W Ausgangsleistung.....73
- Abb.33: graphische Darstellung der gemessenen Maximaltemperaturen in 7 mm Abstand zur Alveole bei intraalveolärer Anwendung (Kontakt- Methode) in getaktetem Betrieb bei 30, 40, 50, 60 W Ausgangsleistung.....74
- Abb.34: Schematische Darstellung der $\Delta 10^{\circ}\text{K}$ - Isothermen bei 30 W kontinuierlichem Betrieb und Kontakt- Methode (intraalveolär)..... 75
- Abb.35: Schematische Darstellung der $\Delta 10^{\circ}\text{K}$ - Isothermen bei 30 W getaktetem Betrieb und Kontakt- Methode (intraalveolär).....75
- Abb.36: Schematische Darstellung der $\Delta 10^{\circ}\text{K}$ - Isothermen bei 40 W kontinuierlichem Betrieb und Kontakt- Methode (intraalveolär)..... 76

Abb.37: Schematische Darstellung der $\Delta 10^{\circ}\text{K}$ - Isothermen bei 40 W getaktetem Betrieb und Kontakt- Methode (intraalveolär).....	76
Abb.38: Schematische Darstellung der $\Delta 10^{\circ}\text{K}$ - Isothermen bei 50 W kontinuierlichem Betrieb und Kontakt- Methode (intraalveolär).....	76
Abb.39: Schematische Darstellung der $\Delta 10^{\circ}\text{K}$ - Isothermen bei 50 W getaktetem Betrieb und Kontakt- Methode (intraalveolär).....	76
Abb.40: Schematische Darstellung der $\Delta 10^{\circ}\text{K}$ - Isothermen bei 60 W kontinuierlichem Betrieb und Kontakt- Methode (intraalveolär).....	77
Abb.41: Schematische Darstellung der $\Delta 10^{\circ}\text{K}$ - Isothermen bei 60 W getaktetem Betrieb und Kontakt-Methode (intraalveolär).....	77
Abb.42: graphische Darstellung der gemessenen Maximaltemperaturen in 1 mm Abstand zur Alveole bei supraalveolärer Anwendung (Non- Kontakt-Methode) in getaktetem Betrieb bei 30, 40, 50, 60 W Ausgangsleistung.....	94
Abb.43: graphische Darstellung der gemessenen Maximaltemperaturen in 1 mm Abstand zur Alveole bei supraalveolärer Anwendung (Non- Kontakt- Methode) in kontinuierlichem Betrieb (cw) bei 30, 40, 50, 60 W Ausgangsleistung.....	94
Abb.44: graphische Darstellung der gemessenen Maximaltemperaturen in 3 mm Abstand zur Alveole bei supraalveolärer Anwendung (Non- Kontakt-Methode) in getaktetem Betrieb bei 30, 40, 50, 60 W Ausgangsleistung.....	95
Abb.45: graphische Darstellung der gemessenen Maximaltemperaturen in 3 mm Abstand zur Alveole bei supraalveolärer Anwendung (Non- Kontakt- Methode) in kontinuierlichem Betrieb (cw) bei 30, 40, 50, 60 W Ausgangsleistung.....	95
Abb.46: graphische Darstellung der gemessenen Maximaltemperaturen in 5 mm Abstand zur Alveole bei supraalveolärer Anwendung (Non- Kontakt-Methode) in getaktetem Betrieb bei 30, 40, 50, 60 W Ausgangsleistung.....	96

Abb.47: graphische Darstellung der gemessenen Maximaltemperaturen in 5 mm Abstand zur Alveole bei supraalveolärer Anwendung (Non- Kontakt- Methode) in kontinuierlichem Betrieb (cw) bei 30, 40, 50, 60 W Ausgangsleistung.....	96
Abb.48: graphische Darstellung der gemessenen Maximaltemperaturen in 7 mm Abstand zur Alveole bei supraalveolärer Anwendung (Non- Kontakt-Methode) in getaktetem Betrieb bei 30, 40, 50, 60 W Ausgangsleistung.....	97
Abb. 49: graphische Darstellung der gemessenen Maximaltemperaturen in 7 mm Abstand zur Alveole bei supraalveolärer Anwendung (Non- Kontakt- Methode) in kontinuierlichem Betrieb (cw) bei 30, 40, 50, 60 W Ausgangsleistung.....	97

7.2. Tabellenverzeichnis:

Tabelle 1: Ergebnistabelle der Gegenüberstellung von kontinuierlichen Betrieb und getaktetem Betrieb.....	78
Tabelle 2: Ergebnistabelle der Gegenüberstellung von intraalveolärer und supraalveolärer Anwendung.....	78
Tabelle 3: Gegenüberstellung der Ergebnisse der vorliegenden Arbeit mit den Ergebnissen von Arai et al. (1983, S.235).....	80
Tabelle 4: Ergebnistabellen: Einzelmesswerte.....	92

7.3. Tabelle 4: Ergebnistabellen: Einzelmesswerte

1mm, getaktet, intraalveolär	5 sec	10 sec	15 sec	20 sec	25 sec
30 W	2,8/3,0/3,3	3,7/4,2/4,8	8,0/8,9/9,5	11,2/15,3/17,0	29,3/30,7/31,9
40 W	4,0/3,8/4,5	5,8/6,3/6,9	10,9/11,5/10,3	14,7/16,4/18,9	
50 W	6,3/6,2/5,8	11,7/10,5/11,3	16,8/19,6/16,3		
60 W	8,2/10,3/8,7	18,5/20,7/21,3	30,8/31,5/zu hoch		

3mm, getaktet, intraalveolär	5 sec	10 sec	15 sec	20 sec	25 sec
30 W	1,9/2,0/2,4	3,2/3,7/3,9	5,3/5,6/6,3	7,9/8,0/8,5	12,1/12,5/14,2
40 W	2,9/3,1/3,4	5,0/5,2/5,7	7,8/8,1/8,9	13,4/13,8/14,6	
50 W	3,8/4,0/4,3	6,5/7,3/7,8	15,7/16,1/17,4	24,9/23,7/26,0	
60 W	6,3/6,7/7,4	15,9/16,6/16,9	22,6/23,5/25,1		

5mm, getaktet, intraalveolär	5 sec	10 sec	15 sec	20 sec	25 sec
30 W	0,9/1,1/1,1	1,3/1,4/1,6	1,7/1,9/2,1	3,9/4,3/4,5	8,8/9,2/10,0
40 W	1,4/1,5/1,6	2,0/2,1/2,3	2,5/2,7/3,3	5,6/5,9/6,3	11,8/12,3/13,7
50 W	2,5/2,9/3,4	3,5/3,8/3,9	4,3/5,0/5,8	7,4/7,9/8,2	13,6/14,4/15,3
60 W	4,5/4,8/5,2	6,6/ 6,7/7,3	9,3/10,1/10,6	14,6/15,3/15,9	zu hoch

7mm, getaktet, intraalveolär	5 sec	10 sec	15 sec	20 sec	25 sec
30 W	0,1/0,1/0,2	0,3/0,4/0,5	1,1/1,4/1,6	2,7/2,9/3,4	3,9/4,4/4,5
40 W	0,1/0,3/0,4	0,9/1,0/1,3	1,3/1,7/2,3	3,9/4,3/4,5	4,8/5,0/5,3
50 W	0,5/0,6/0,8	1,1/1,6/1,7	2,1/2,5/3,0	4,6/4,8/5,1	7,9/8,1/8,4
60 W	1,0/1,3/1,5	2,6/2,7/4,1	3,9/4,2/4,5	5,0/6,7/7,1	9,9/10,0/11,3

1mm, cw, intraalveolär	5 sec	10 sec	15 sec	20 sec	25 sec
30 W	3,9/4,1/4,4	7,1/7,3/8,0	11,0/13,2/14,7	16,3/16,8/17,4	zu hoch
40 W	5,0/5,4/6,8	10,7/11,5/13,1	17,7/18,3/19,0	zu hoch	
50 W	8,1/9,7/10,5	17,2/19,3/20,8	zu hoch		
60 W	15,7/16,4/18,3	zu hoch			

3mm, cw, intraalveolär	5 sec	10 sec	15 sec	20 sec	25 sec
30 W	3,0/3,2/3,5	6,0/6,1/6,7	7,8/9,5/10,3	13,0/14,2/14,7	zu hoch
40 W	4,1/5,0/5,3	8,2/8,8/9,2	11,4/12,8/13,1	27,2/28,3/31,6	
50 W	6,8/7,0/7,3	11,3/11,7/13,8	26,7/28,9/29,1		
60 W	9,8/10,3/10,9	zu hoch			

5mm, cw, intraalveolär	5 sec	10 sec	15 sec	20 sec	25 sec
30 W	1,3/1,5/1,6	2,2/2,4/2,7	2,8/3,3/3,6	6,0/6,5/7,1	11,8/12,3/12,9
40 W	2,1/2,4/2,5	3,1/3,4/3,7	4,1/4,6/4,9	11,1/12,3/13,6	22,3/23,7/27,8
50 W	4,6/4,7/5,0	5,7/6,1/6,3	6,2/7,7/8,4	13,3/14,5/15,1	zu hoch
60 W	6,3/7,2/7,8	12,9/13,3/15,5	15,4/16,6/19,5	zu hoch	

7mm, cw, intraalveolär	5 sec	10 sec	15 sec	20 sec	25 sec
30 W	0,2/0,4/0,4	0,5/0,8/0,9	1,7/1,9/2,2	4,5/4,8/4,9	6,1/6,8/7,3
40 W	0,3/0,5/0,6	1,3/1,5/1,6	2,0/2,7/3,1	5,3/6,0/6,8	11,9/12,1/12,6
50 W	0,9/1,3/1,4	2,0/2,2/2,4	4,3/4,6/5,2	10,7/11,2/11,6	13,6/15,4/16,8
60 W	1,8/2,1/2,3	3,7/3,8/4,2	5,9/6,3/6,7	15,9/16,5/17,3	

1mm, getaktet, supraalveolär	5 sec	10 sec	15 sec	20 sec	25 sec
30 W	0,3/0,3/0,4	0,5/0,5/0,7	0,9/1,0/1,1	1,5/1,6/1,7	1,9/2,0/2,3
40 W	0,4/0,5/0,6	0,7/0,9/1,0	1,1/1,2/1,4	1,7/1,8/2,0	1,9/3,0/3,1
50 W	0,6/0,7/0,9	1,3/1,5/1,7	1,7/1,9/2,1	2,3/2,5/2,9	3,4/3,7/3,9
60 W	1,0/1,3/1,7	1,8/1,9/2,5	2,8/3,0/3,1	3,7/3,9/4,2	4,6/4,8/5,0

3mm, getaktet, supraalveolär	5 sec	10 sec	15 sec	20 sec	25 sec
30 W	0,1/0,2/0,2	0,3/0,3/0,4	0,5/0,6/0,6	0,8/0,8/0,9	1,2/1,4/1,5
40 W	0,3/0,3/0,4	0,5/0,5/0,6	0,7/0,8/0,9	1,3/1,4/1,4	1,9/2,0/2,3
50 W	0,4/0,5/0,5	0,6/0,7/0,8	1,5/1,6/1,6	1,9/2,1/2,2	2,2/2,5/2,8
60 W	0,7/0,7/1,2	1,3/1,5/1,6	2,1/2,3/2,4	3,5/3,7/3,8	4,0/4,2/4,3

5mm, getaktet, supraalveolär	5 sec	10 sec	15 sec	20 sec	25 sec
30 W	0,0/0,1/0,1	0,0/0,1/0,2	0,1/0,2/0,2	0,3/0,4/0,4	0,5/0,7/0,8
40 W	0,1/0,1/0,2	0,2/0,2/0,3	0,3/0,4/0,5	0,5/0,5/0,7	0,8/1,1/1,2
50 W	0,2/ 0,3/0,3	0,4/0,6/0,7	0,6/0,6/0,8	0,8/0,8/1,0	1,3/1,4/1,5
60 W	0,4/0,5/0,6	0,6/0,6/0,9	0,9/1,1/1,1	1,2/1,3/1,4	1,7/2,0/2,2

7mm, getaktet, supraalveolär	5 sec	10 sec	15 sec	20 sec	25 sec
30 W	0,0/0,0/0,0	0,0/0,0/0,0	0,0/0,1/0,1	0,1/0,2/0,2	0,3/0,4/0,4
40 W	0,0/0,0/0,0	0,0/0,1/0,1	0,1/0,1/0,2	0,1/0,2/0,3	0,4 /0,5/0,5
50 W	0,1/0,1/0,1	0,1/0,2/0,2	0,2/0,2/0,3	0,5/0,5/0,6	0,8/0,9/1,0
60 W	0,1/0,2/0,3	0,3/0,3/0,4	0,4/0,5/0,6	0,6/0,6/0,9	1,1/1,2/1,4

1mm, cw, supraalveolär	5 sec	10 sec	15 sec	20 sec	25 sec
30 W	0,4/0,5/0,7	0,7/0,8/1,1	1,2/1,4/1,9	1,7/1,8/2,4	3,0/3,1/3,4
40 W	0,6/0,8/1,1	1,0/1,1/1,4	1,6/7/2,1	2,9/3,0/3,2	3,3/3,8/4,0
50 W	1,0/1,1/1,6	1,7/2,0/2,4	2,7/3,0/3,3	3,3/3,4/3,7	5,6/5,8/6,0
60 W	1,6/1,8/2,1	3,1/3,3/3,4	3,6/3,8/4,0	4,6/5,1/5,5	6,3/6,7/7,2

3mm, cw, supraalveolär	5 sec	10 sec	15 sec	20 sec	25 sec
30 W	0,3/0,3/0,4	0,5/0,6/0,6	0,8/0,8/1,0	1,3/1,3/1,5	2,2/2,4/2,7
40 W	0,5/0,5/0,6	0,8/0,9/1,1	1,3/1,3/1,4	1,5/1,8/2,1	3,0/3,4/3,6
50 W	0,9/1,1/1,2	1,2/1,4/1,6	2,1/2,5/2,8	2,6/2,9/3,2	3,5/3,8/4,0
60 W	1,5/1,7/2,3	1,9/2,5/2,7	3,0/3,4/3,5	3,7/3,9/4,3	5,7/6,3/6,4

5mm, cw, supraalveolär	5 sec	10 sec	15 sec	20 sec	25 sec
30 W	0,1/0,1/0,2	0,1/0,2/0,3	0,2/0,3/0,3	0,3/0,5/0,6	0,5/0,8/0,9
40 W	0,3/0,3/0,4	0,4/0,5/0,5	0,5/0,6/0,7	0,9/1,2/1,3	1,3/1,5/1,8
50 W	0,4/0,6/0,6	0,7/0,8/1,0	0,8/1,1/1,0/1,3	1,3/1,5/1,6	1,6/1,9/2,3
60 W	0,8/0,9/1,1	1,4/1,4/1,5	1,7/1,8/1,8	2,2/2,5/2,7	3,4/3,6/3,6

7mm, cw, supraalveolär	5 sec	10 sec	15 sec	20 sec	25 sec
30 W	0,0/0,0/0,0	0,0/0,0/0,1	0,2/0,2/0,3	0,2/0,4/0,5	0,5/0,6/0,7
40 W	0,0/0,1/0,2	0,1/0,2/0,2	0,2/0,3/0,3	0,2/0,4/0,5	0,7 /1,1/1,2
50 W	0,1/0,2/0,3	0,2/0,3/0,3	0,5/0,6/0,6	1,0/1,1/1,3	1,4/1,6/1,6
60 W	0,3/0,4/0,7	0,7/0,8/0,8	1,1/1,2/1,2	1,2/1,5/1,6	2,5/2,9/3,1

7.4. Graphische Darstellung der Ergebnisse der supraalveolären Laseranwendung

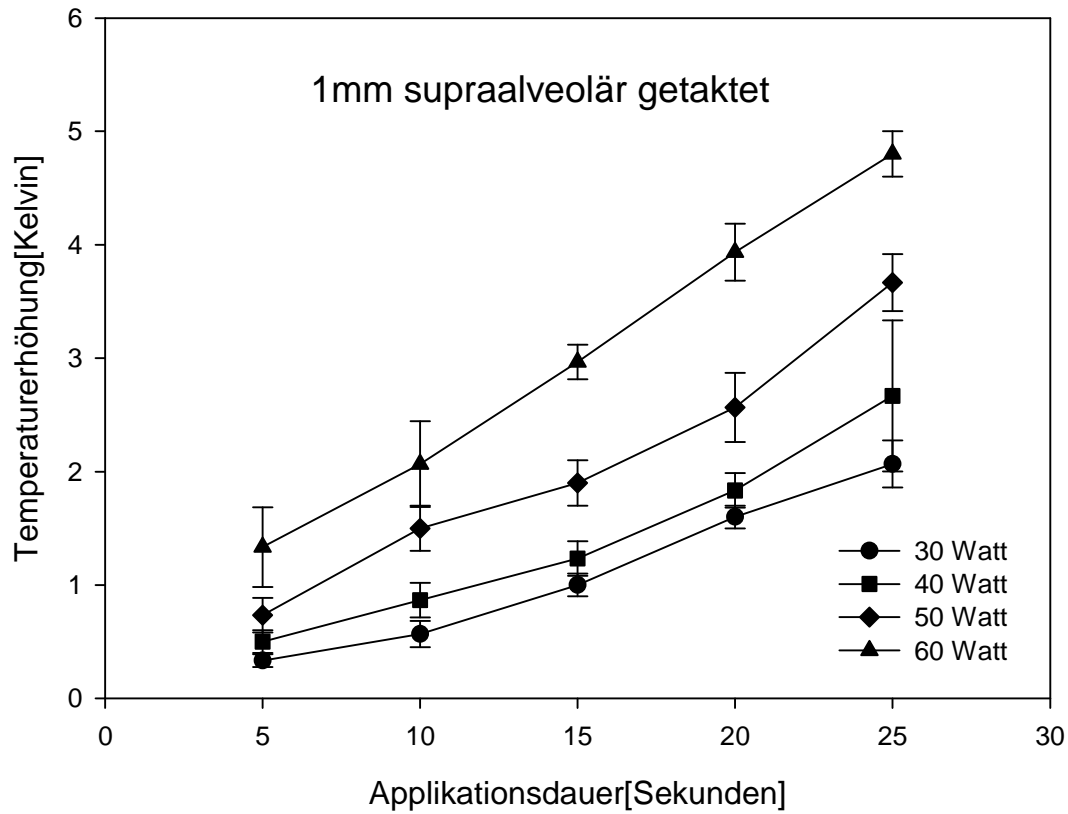


Abb.42

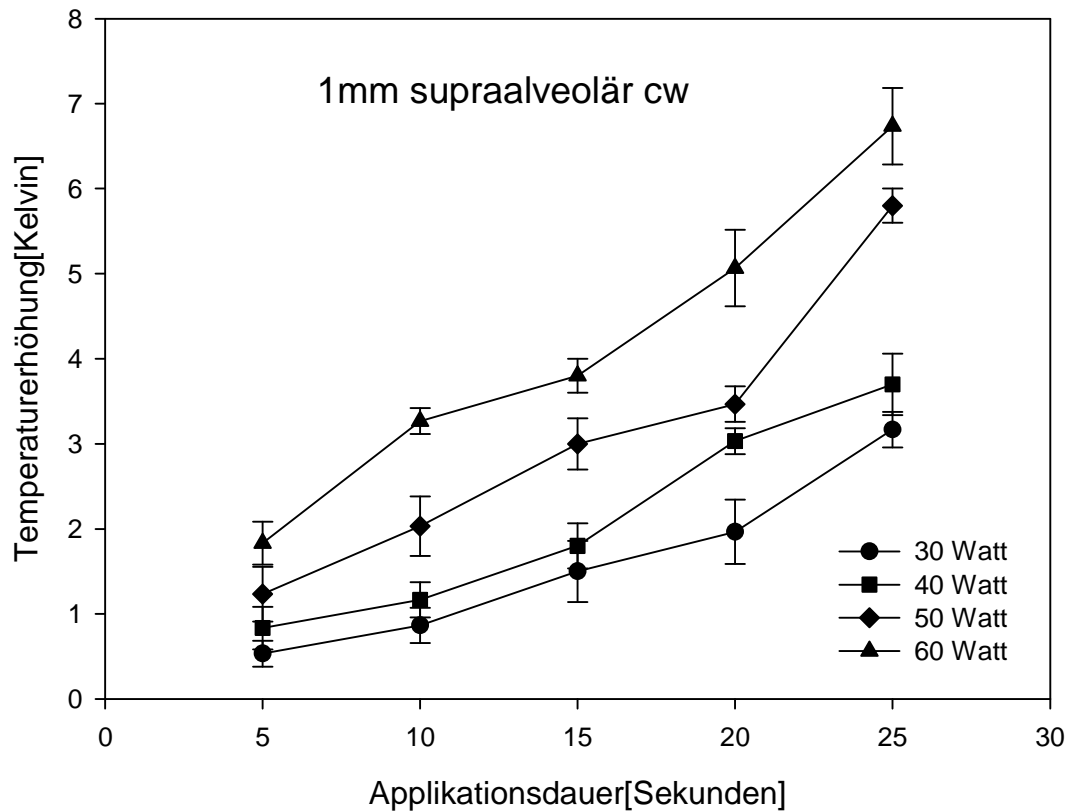


Abb.43

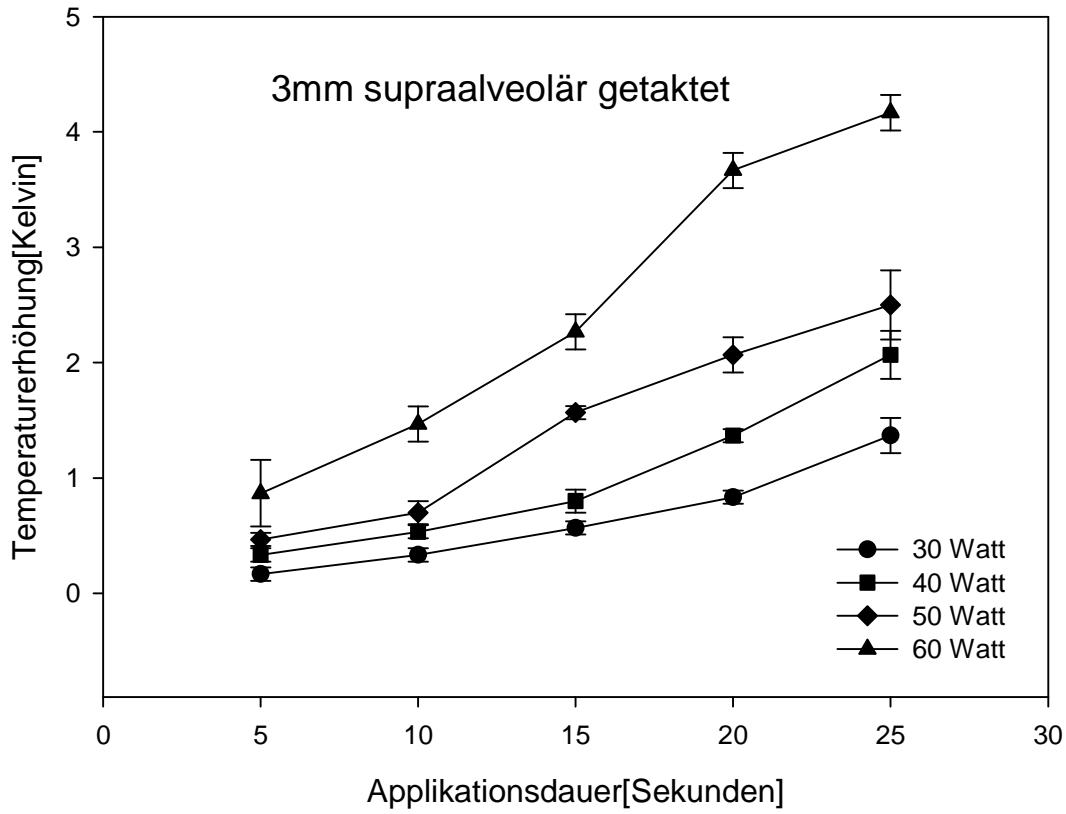


Abb.44

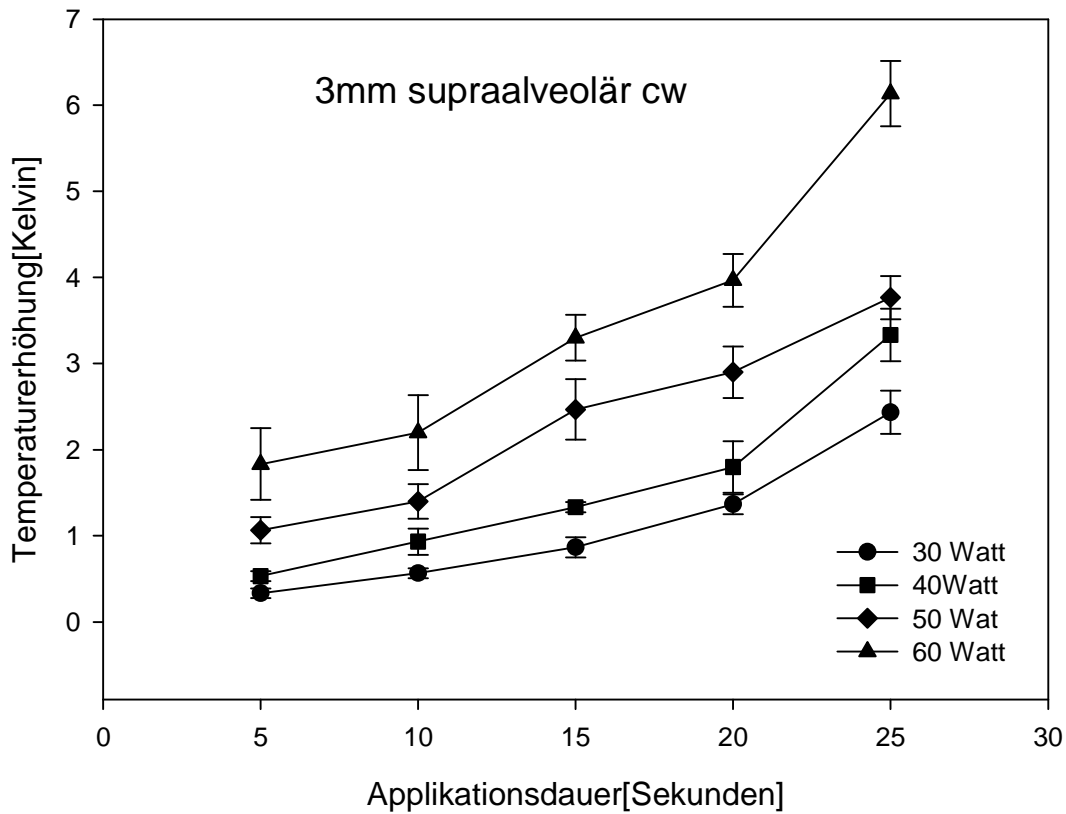


Abb.45

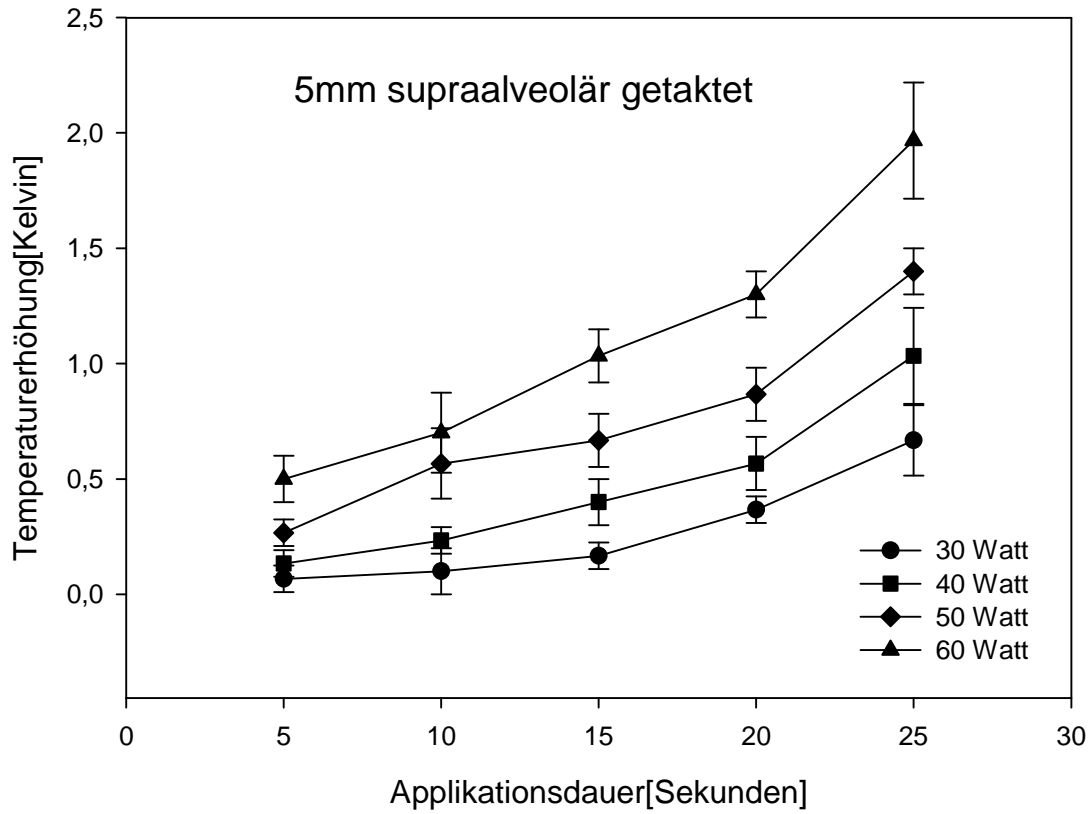


Abb.46

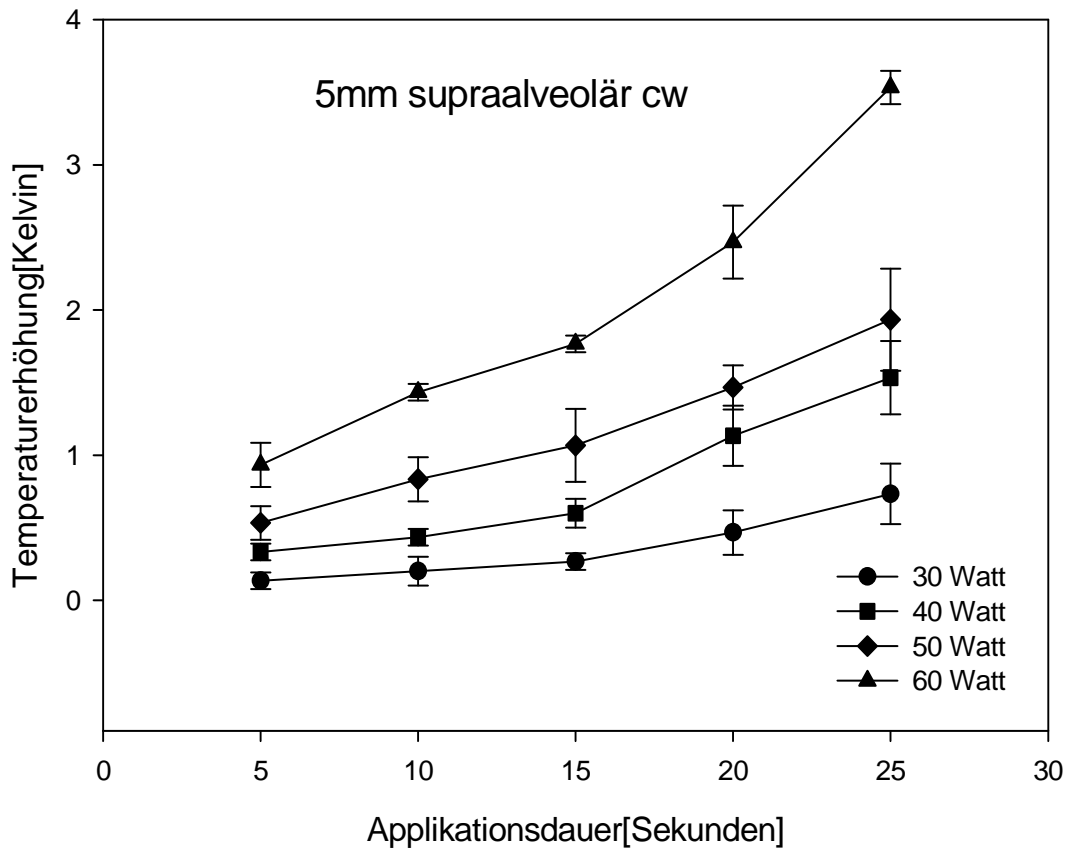


Abb.47

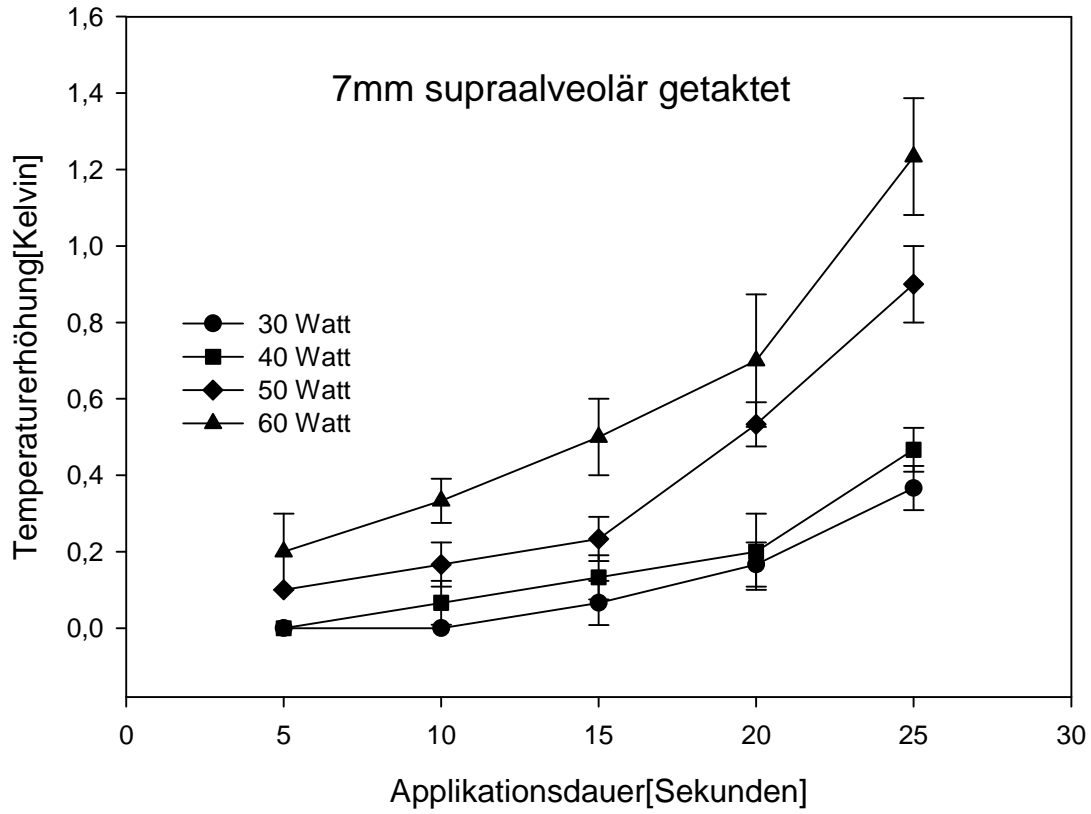


Abb.48

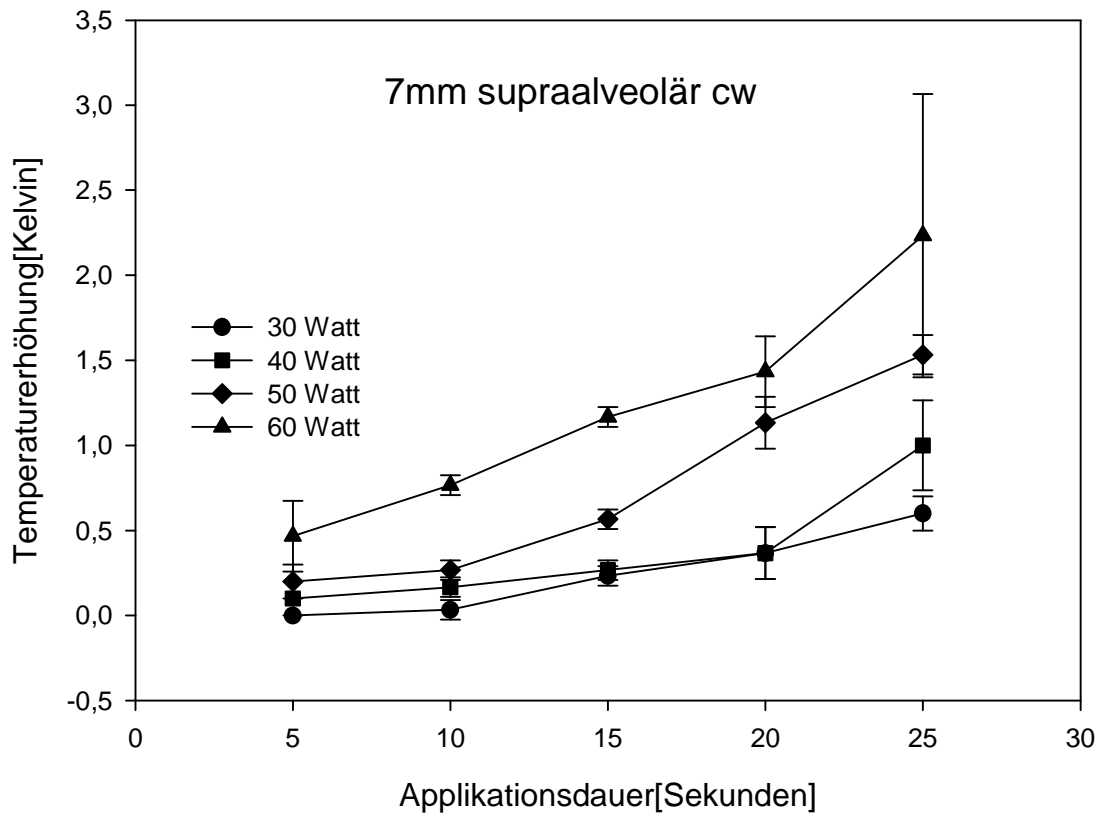


Abb.49

8. Literaturverzeichnis:

1. Ackermann, K.

Neodym-Yag-Laser in der Zahnmedizin. Anwendung zur Hämostase nach kieferchirurgischen Eingriffen.

Münch med Wschr 126 (1984) 1119-21

2. Ahan, U., Zorman, P., Recek, D., Ralca, S., Majaron, B.

Port wine stain treatment with a dual-wavelength Nd:YAG laser and cryogen spray cooling: a pilot study.

Las Surg Med 34 (2004) 164-67

3. Algermissen, B., Philipp, C.M., Müller, U., Urban, P., Berlien, H.P.

Interstitial thermotherapy (ITT) using Nd:YAG laser as a new option for the treatment of neuroma.

Med Laser Appl 16 (2001) 129-34

4. Amin, Z., Donald, J.J., Masters, A., Kant, R., Steger, A.C., Lees, W.R.

Hepatic Metastases: Interstitial laser photocoagulation with real-time US monitoring and dynamic CT evaluation of treatment.

Radiol 187 (1993) 339-47

5. Anderson, R.R., Parrish, J.A.

Selective photothermolysis: precise microsurgery by selective absorption of pulsed radiation.

Science 220 (1983) 524-27

6. Andre, P., Chauvandra, J., Damia, E., Guillaume, J.C., Avril, M.F.

Lasers in dermatology.

Ann Dermatol Venerol 117 (1990) 377-95

7. Anwar, M.U., Sharpe, D.T.

Efficacy of the Nd YAG laser in the treatment of superficial cutaneous vascular lesions.

Eur J Plast Surg 30 (2008) 219-22

8. Apfelberg, D.B., Maser, M.R., White, D.N., Lash, H., Marks, M.P.
Combination treatment for massive cavernous hemangiomas of the face: YAG laser photocoagulation plus direct steroid injection followed by YAG laser resection with sapphire scalpel tips, aided by superselective embolization.
Las Surg Med 10 (1990) 217-23
9. Arai, K., Waseda, T., Ota, H., Azuma, T., Nagasawa, A.
A Preliminary Study on Clinical Application of Nd:YAG Laser to the Face and Head.
Las Surg Med 3 (1983) 231-39
10. Aschero, A., Gorincour, G., Glard, Y., Desvignes, C., Paris, M., Bourlière-Najean, B., Bollini, G., Petit, P.
Percutaneous treatment of osteoid osteoma by laser thermocoagulation under computed tomography guidance in pediatric patients.
Eur Radiol 19 (2009) 679-86
11. Ashinoff, R.
Introduction to lasers.
Semin Dermatol 13 (1994) 48-59
12. Azzi, R., Kenney, E.B., Tsao, T.F., Carranza, F.A.
The Effect of Electrosurgery on Alveolar Bone.
J Periodontol 54 (1982) 96-100
13. Baggish, M.S., Daniell, J.F.
Catastrophic injury secondary to the use of coaxial gas-cooled fibers and artificial sapphire tips for intrauterine surgery: A report of five cases.
Am J Obstet Gynecol 161 (1989) 877-8
14. Barton, J.K., Frangineas, G., Pummer, H., Black, J.F.
Cooperative Phenomena in Two-color Laser Photocoagulation of Cutaneous Blood Vessels.
Photochem Photobiol 73 (2001) 642-50

15. Baudo, F., Caimi, T., Redaelli, R., Cataldo, F., Scolari, G.
Management of oral bleeding in haemophilic patients.
Lancet 2 (1988) 1082
16. Bauer, C., Walzog, B.
Blut: Ein flüssiges Organsystem.
In: Physiologie, Klinke, R., Pape, H.-C., Silbernagel, S. (Hrsg.), Thieme, Stuttgart, 2005, 223-254
17. Bäumlner, W., Ulrich, H., Hartl, A., Landthaler, M., Shafirstein, G.,
Optimal parameters for the treatment of leg veins using Nd:YAG lasers at 1064 nm.
Br J Dermatol 155 (2006) 364-71
18. Berman, A.T., Spence Reid, J.S., Yanicko, D.R., Sih, G., Zimmerman, M.R.
Thermally Induced Bone Necrosis in Rabbits Relation to Implant Failure in Humans.
Clinical Orthopaedic and Related Research 186 (1984) 284-92
19. Black, J.F., Barton, J.K.
Chemical and Structural Changes in Blood Undergoing Laser Photocoagulation.
Photochem and Photobiol 80 (2004) 89-97
20. Black, J.F., Wade, N., Barton, J.K.
Mechanistic Comparison of Blood Undergoing Laser Photocoagulation at 532 and 1.064 nm.
Las Surg Med 36 (2005) 155-65
21. Blöß, U., Linden, C.
Erfahrungen mit dem Fibrinkleber in der chirurgischen Zahnheilkunde.
Zahnärztliche Praxis 33 (1982) 18-22
22. Bockmuhl, U., Knobber, D., Vogl, T., Mack, M.
Einsatz der MR gesteuerten laserinduzierten Thermotherapie (LITT) bei Plattenepithelkarzinomrezidiven im Hals-Kopf-Bereich.
Laryngorhinootologie 75 (1996) 597-601

23. Boffard, K.D., Riou, B., Warren, B., Choong, P.I.T., Rizoli, S., Rossaint, R., Axelsen, M., Kluger, Y.

Recombinant factor VIIa as adjunctive therapy for bleeding control in severely injured trauma patients: two parallel randomized, placebo-controlled, double-blind clinical trials.

J Trauma 5 (2005) 8-15

24. Borning, W., Müller, G.

Allgemeine physikalische Grundlagen.

In: Angewandte Lasermedizin, Berlien H.P., Müller G. (Hrsg.), ecomed Verlag, Landsberg-München-Zürich, 1989, 1-6

25. Bösch, P., Stanek, G., Weber, P., Arbes, H.

Experimentelle Untersuchung am Fibrinkleber zur bakteriellen Infektion und Antibiotikumbeimischung.

In: Fibrinkleber in Orthopädie und Traumatologie, Cotta, H., Braun, A. (Hrsg.), Thieme Verlag, Stuttgart, 1982, 188-190

26. Brands, W., Beck, M., Joppich, I.

Anwendung von hochkonzentrierten Human-Fibrinogen in der Kinderchirurgie.

Z Kinderchir 35 (1982) 159-62

27. Brennan, M., Migliorati, C.A., Lockhart, P.B., Wray, D., Al-Hashimi, I., Axéll, T., Bruce, A.J., Carpenter, W., Eisenberg, E., Epstein, J.B., Holmstrup, P., Jontell, M., Nair, R., Sasser, H., Schifter, M., Silverman, B., Thongprasom, K., Thornhill, M., Warnakulasuriya, S., van der Waal, I.

Management of oral epithelial dysplasia: a review.

Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 103 (Suppl 1) (2007) 19-21

28. Buser, D., Berthold, H.

Knochendefektfüllung im Kieferbereich mit Kollagenvlies.

Dtsch Z Mund Kiefer GesichtsChir 10 (1986) 191-8

29. Carruth, J.A.S.

Resection of the tongue with carbon dioxide laser.

J Laryngol Otol 96 (1982) 529-33

30. Cassatly, M.G., Restock, M., Gocke, M.W.

Iatrogenic Osteonecrosis of the Maxilla Caused by Laser Injury.

J Oral Maxillofac Surg 57 (1999) 184-6

31. Cazalles, C., Wang, J., Bouccara, D., Sterkers, O.

Chirurgie infratemporale du nerve facial.

Ann Otolaryngol Chir Cervicofac 114 (1997) 23-8

32. Charissis, G., Waldschmidt, J., Berlien, H.P., Schier, F.

Laserchirurgie parenchymatöser Organe im Kindesalter.

In: Angewandte Lasermedizin, Berlien, H.P., Müller, G. (Hrsg.), ecomed Verlag, Landsberg- München- Zürich, 1992, 1-7

33. Choy, D.S.J., Tassi, J.P., Hellinger J.P., Hellinger, S., Leed, S.H.

Twenty-three years of percutaneous laser disc decompression (PLDD) - State of the art and future prospects.

Med Las Appl 24 (2009) 147-57

34. Cobb, C.M.

Lasers in periodontics: A review of the literature.

J Periodontol 77 (2006) 545-64

35. Crescenzi, G., Landoni, G., Biondi-Zoccai, G., Pappalardo, F., Nuzzi, M.,

Bignami, E., Fochi, O., Maj, G., Calabrò, M.G., Ranucci, M., Zangrillo, A.
Desmopressin reduces transfusion needs after surgery: a meta-analysis of randomized clinical trials.

Anesthesiology 109 (2008) 1063-76

36. Cuthbertson, B., Rennie, J., Aw, D., Reid, K.

Safety of albumin preparations manufactured from plasma non tested for HIV antibody.

Lancet 2 (1987) 41

37. d'Arsonval, J.A.
Nouvel appareil de diathermie intensiv.
Arch Electr med 377 (1914) 34
38. Dalgic, H., Kuscu, N.K.
Laser therapy in chronic cervicitis.
Arch Gyn Obs 265 (2001) 64-6
39. De Jode, M.G., Vale, J.A., Gedroyc, W.M.
MR-guided laser thermoablation of inoperable renal tumors in an open-configuration interventional MR scanner: preliminary clinical experience in three cases.
J Magn Reson Imag 10 (1999) 545-9
40. De Lia, J.E., Kuhlmann, R.S., Lopez, K.P.
Treating previable twin-twin-transfusion syndrome with fetoscopic laser surgery: outcomes following the learning curve.
J Perinat Med 27 (1999) 61-7
41. De Lustro, F., Condell, R., Nguyen, M., Mc Pherson, J.
A comparative study of the biologic and immunologic response to medical devices derived from dermal collagen.
J Biomed Mat Res 20 (1986) 109-20
42. Deppe, H., Horch, H.H., Wondrazek, F.
Die zahnärztlich-chirurgische Behandlung gerinnungsgestörter Patienten mit dem gepulsten Nd:YAG- Laser.
Dtsch Zahnärztl Z 52 (1997) 39-41
43. Deppe, H., Hillemanns, M., Hauck, W.,
Recurrence Rates of Premalignant Lesions after CO₂ Laser Vaporization.
Med Las Appl 19 (2004) 55-60
44. Deppe, H., Horch, H.H., Greim, H., Brill, T., Wagenpfeil, S., Donath, K.
Peri-implant care with the CO₂ laser: In vitro and in vivo results.
Med Las Appl 20 (2005) 61-70

45. Devaux, B.C., Joly, L.M., Page, P., Nataf, F., Turak, B., Beuvon, F., Trystram, D., Roux, F.X.
Laser-assisted endoscopic third ventriculostomy for obstructive hydrocephalus: Technique and results in a series of 40 consecutive cases.
Lasers Surg Med 34 (2004) 368-78
46. Dinstl, K.
Die praktische Anwendung des Kombinationsstrahls (CO₂-Nd:YAG) in der Allgemein Chirurgie.
Lasarmed 9 (1993) 86-9
47. Dörschel, K.
"Thermische" und "nichthermische" Gewebewirkung
In: Angewandte Lasermedizin, Berlien, H.P., Müller, G. (Hrsg.), ecomed Verlag, Landsberg- München- Zürich, 1993, 1-6
48. Døssing, H., Bennedbæk, F.N., Hegedüs, L.
Effect of ultrasound- guided interstitial laser photocoagulation on benign solitary solid cold thyroid nodules- a randomized study.
Eur J Endocrinol 152 (2005) 341-5
49. Dowlathshahi, K., Fan, M., Gould, V.E., Bloom, K.J., Ali, A.
Stereotactically guided laser therapy of occult breast tumors: work- in- progress report.
Arch Surg 135 (2000) 1345-52
50. Dumbach, J.
Ergebnisse bei Weichteil- und Knochendefektfüllung mit einem Kollagen-Gentamycin-Präparat.
Dtsch Z Mund Kiefer GesichtsChir 17 (1993) 128-30
51. Dummer, R., Graf, P.
Treatment of Cutaneous Vascular Lesions with the Variable Pulse Width Frequency Doubled Neodymium:YAG Laser.
Med Las Appl 16 (2001) 277-82

52. Eckelt, U.

Fibrinklebung und/oder Substitutionstherapie aus kieferchirurgischer Sicht.

In: Fibrinklebung in der Mund-, Zahn-, Kieferheilkunde, Drommer, R., Hotz, G. (Hrsg.), Springer, Berlin, 1991, 53-6

53. Edinger, D., Heine, W., Mühling, J., Schröder, F., Will, C.

Pathohistologie der Wundvereinigung mit Fibrinkleber (eine tierexperimentelle Studie).

Dtsch Z Mund Kiefer GesichtsChir 4 (1980) 166-71

54. Edinger, D., Hammer, U.

Zur klinischen Anwendung der Fibrinklebung im Mund- Kiefer- Gesichtsbereich.

Dtsch Z Mund Kiefer GesichtsChir 6 (1982) 51-6

55. Ehrenfeld, M., Riedinger, D., Gärtner, H.-V., Tiletzek, K.

Unerwünschte Nebenwirkungen bei der Implantation von Gelatine-Schwämmchen zur Füllung von Knochendefekten. Klinische und experimentelle Befunde.

Dtsch Z Mund Kiefer Gesichts Chir 8 (1984) 383-6

56. Eichler, J., Eichler, H.-J.

Laser

Springer Verlag, Stuttgart, 1991

57. Eichler, J., Seiler, T.

Lasertechnik in der Medizin.

Springer Verlag, Berlin, 1991

58. Enomoto, T.M., Thorborg, P.

Emerging off-label uses for recombinant activated factor VII: grading the evidence.

Crit Care Clin 21 (2005) 611-32

59. Eriksson, R.A., Albrektsson, T., Magnusson, B.

Assesment of bone viability after heat trauma. A histological, histochemical and vital microscopic study in the rabbit.

Scand J Plast Reconstr Surg 18 (1984) 261-8

60. Ettinger, R.L., Lesch, C.
Effect of low level laser therapy on wound healing in rats.
J Dent Res, 70 (1991) 514
61. Elwakil, T.E., Samy, N.A., Elbasiouny, M.S.
Non-excision treatment of multiple cutaneous neurofibromas
by laser photocoagulation.
Las Med Sci 23 (2008) 301-6
62. Faist, E., Witte, J., Siskind, B., Rodges, G.,
Zur Parenchym-Versiegelung nach Leberresektionen: Fibrinklebung vs.
Infrarotsaphir-Coagulation.
Langenbecks Arch Chir 102 (1985) 335-9
63. Fallucco, M.A., Carstens, M.H.
Primary reconstruction of alveolar clefts using recombinant human bone
morphogenic protein-2: clinical and radiographic outcomes.
J Craniofac Surg 20 (suppl 2) (2009) 1759-64
64. Fangio, P., Asehnoune, K., Edouard, A.
Early embolization and vasopressor administration for management of life-
threatening hemorrhage from pelvic fracture.
J Trauma 58 (2005) 978-884
65. Farin, G., Grund, K.
Technology of argon plasma coagulation with particular regard to endoscopic
applications.
End Surg 2 (1994) 228
66. Fastenmeier, K., Lohr, G.
Schneiden und Koagulieren mit Hochfrequenzströmen: Die elektro-physikalischen
Effekte bei Anwendung der Hochfrequenz-Chirurgie in der Zahnmedizin.
ZWR 100 (1991) 211-8

67. Feyh, J., Gutmann, R., Leunig, A., Jager, L., Reiser, M., Saxton, R.E., Castro, D.J., Kastenbauer, E.

MRI guided laser interstitial thermal therapy (LITT) of head and neck tumors: progress with a new method.

J Clin Laser Med Surg 14 (1996) 361-6

68. Frank, F., Hauptmann, G.

Dosiswirkungsgeregeltes Nd:YAG Lasersystem zum Schneiden von Gewebe.

In: Angewandte Lasermedizin, Berlien, H.P., Müller, G. (Hrsg.), ecomed Verlag, Landsberg- München- Zürich, 1991, 1-4

69. Frerich, B., Ehrenfeld, M., Schwenger, N.

Notfallmaßnahmen bei akuten Blutungen infolge Mittelgesichtsfrakturen.

Fortschr Kiefer Gesichtschir 36 (1991) 45-7

70. Fries, D., Krismer, A., Klingler, A.

Effect of fibrinogen on reversal of dilutional coagulopathy: a porcine model.

Br J Anaesth 95 (2005) 172-7

71. Friesen, L.R., Cobb, C.M., Rapley, J.W., Forgas-Brockman, L., Spencer, P.

Laser Irradiation of Bone: II. Healing Response Following Treatment by CO₂ and Nd:YAG Lasers.

J Periodontol 70 (1999) 75-83

72. Frimberger, D., Hungerhuber, E., Hofstetter, A., Schneede, P.

Laser Therapy in Penile Carcinoma: State of the Art and Results.

Med Las Appl 18 (2003) 129-34

73. Frühmorgen, P., Matek, W.

Elektro-Hydro-Thermo-Sonde und bipolare Koagulationssysteme.

Leber-Magen-Darm 16 (1986) 276-81

74. Fu, C.H., Lee, L.A., Fang, T.J., Wong, K.S., Li, H.Y.

Endoscopic Nd-YAG laser therapy of infantile subglottic hemangioma.

Pediatr Pulmonol 42 (2007) 89-92

75. Fuchs, B., Berlien, H.P., Philipp, C., Müller, G.
Grundzüge der Nd:YAG- Laseranwendung in der Medizin.
In: Angewandte Lasermedizin, Berlien, H.P., Müller, G. (Hrsg.), ecomed Verlag,
Landsberg- München- Zürich, 1994, 1-6
76. Fuchs, B., Berlien, H.P., Philipp, C., Müller, G.
Laserapplikationen in der Medizin.
In: Angewandte Lasermedizin, Berlien, H.P., Müller, G. (Hrsg.), ecomed Verlag,
Landsberg- München- Zürich, 1995, 1-4
77. Fuchs, B., Philipp, C., Berlien, H.P.
Therapeutische Leitlinien, Tabellen.
In: Angewandte Lasermedizin, Berlien, H.P., Müller, G. (Hrsg.), ecomed Verlag,
Landsberg- München- Zürich, 1999, 1-84.
78. Fusade, T.
Treatment of xanthelasma palpebrarum by 1064-nm Q-switched Nd:YAG laser: a
study of 11 cases.
Br J Dermatol 158 (2008) 84-7
79. Gelinsky, M.
Mineralised collagen as biomaterial and matrix for bone tissue engineering.
In: Fundamentals of Tissue Engineering and Regenerative Medicine, Meyer, U.,
Meyer, T., Handschel, J., Wiesmann, H.P. (Hrsg.), Springer, Heidelberg- Berlin,
2009, 485-93
80. Gendelmann, H., Actis, A.B., Ouri, H.O.
Neodymium-YAG and CO₂ lasers in treatment of pre-cancerous lesions of the oral
cavity.
Acta Stomatol Belg 90 (1993) 95-101
81. Gertzbein, D.D.
The effect of laser osteotomie on bone healing.
Las Surg Med 1 (1981) 361-73

82. Gewiese, B., Beuthan, J., Fobbe, F., Stiller, D., Müller, G., Boese-Landgraf, J., Wolf, K.J., Deimling, M.
Magnetic Resonance Imaging-Controlled Laser-Induced Interstitial Thermotherapy.
Invest Radiol 29 (1994) 345-51
83. Gex-Collet, C., Itin, P.H., Scherer K.
Pyogenic granuloma treated with pulsed Nd:YAG (1064 nm) laser - A case series.
Med Las Appl 23 (2008) 115-19
84. Giaoui, L., Princ, G., Chiras, J., Guilbert, F., Bertrand, J.C.,
Treatment of vascular malformations of the mandible: a description of 12 cases.
Int J Oral Maxillofac Surg 32 (2003) 132-6
85. Gilde, H.
Grundlagen der Lasertechnologie.
Dtsch Zahnärztl Z 49 (1994) 95-9
86. Glynn , S.A., Wright, D.J., Kleinman, S.H., Hirschhorn D., Tu, Y., Heldebrant, C., Smith, R., Giachetti, C., Gallarda, J., Busch, M.P.
Dynamics of viremia in early hepatitis C virus infection.
Transfusion 45 (2005) 994-1002
87. Goldberg, D.J., Whithworth, J.
Laser skin surfacing with the Q-switched Nd:YAG laser.
Dermatol Surg 23 (1997) 903-7
88. Goldberg, D.J.
Full-face, nonablative dermal remodeling with a 1320 nm Nd:YAG laser.
Dermatol Surg 26 (2000) 915-9
89. Goldman, A., Schavelon, D.E., Blugerman, G.S.
Laser lipolysis: Liposuction using Nd-YAG laser.
Rev Soc Bras Cir Plast 17 (2002) 17-26
90. Goldman, A.
Submental Nd:Yag laser-assisted liposuction.
Las Surg Med 38 (2006) 181-4

91. Gorisch, W., Boergen, K.P.

Heat-induced contraction of blood vessels.

Las Surg Med 1 (1982) 1

92. Grasser, H., Ackermann, K.

Anwendungsmöglichkeiten von Laserstrahlen in der zahnärztlichen Chirurgie.

Dtsch Zahnärztliche Zeitung 32 (1977) 512-515

93. Greiner, H., Beckerhinn, P., Günter, H.

Die Operation der Dupuytren'schen Kontraktur: Vergleich einer konventionellen Methode mit verschiedenen Lasersystemen.

Lasermed 9 (1993) 22-5

94. Groot, D., Rao, J., Johnston, P., Nakatsui, T.

Algorithm for using a long-pulsed Nd:YAG laser in the treatment of deep cutaneous vascular lesions.

Dermatol Surg 29 (2003) 35-42

95. Grotelüschen, B.

Der heutige Stand der Laserchirurgie.

Chirurg 49 (1978) 197-201

96. Gundlach, K.

Blutung und Blutstillung.

In: Zahn- Mund-Kieferheilkunde, Allgemeine Chirurgie, Schwenzler, N., Ehrenfeld, M. (Hrsg.), Thieme Verlag, Stuttgart- New York, 2000, 27-34.

97. Gundlach, P., Hopf, J., Linnarz, M.

Einsatz kurzgepulster Lasersysteme zur Speichelsteinlithotripsie, Abtragsrate, Teilchengrößenverteilung und Effizienzvaluierung.

Lasermed 10 (1994) 75

98. Gupta, G., Prestigiacomo, C.J.

From sealing wax to bone wax: predecessors to Horsley's development.

Neurosurg Focus 23 (2007) E16

99. Guthy, E., Brölsch, C., Neuhaus, P., Pichlmayr, R.
Infrarot-Kontaktkoagulation an der Leber.
Langenbecks Arch Chir 363 (1984) 129-38
100. Gutknecht, N., Kaiser, F., Hassan, A., Lampert, F.
Klinische Langzeitauswertung von endodontisch behandelten Zähnen mit Nd:YAG-Lasern.
Laser Zahnheilkunde 2 (2008) 91-5
101. Hahn, A., Roggan, A., Schädel, D., Stock, U., Bäumler, H., Wondrazek, F.
Dioptrischen Eigenschaften von dicken Schichten zirkulierenden Humanblutes.
Min Invas Med 7 (1996) 79
102. Haußmann, H., Haußmann, A., Wegner, G.
In-vivo Messungen zur Ermittlung der Haftkräfte, die Blut-Gelatine und Blut-Kollagenkoagula in der Alveole fixieren.
Dtsch Z Mund Kiefer GesichtsChir 6 (1982) 279-82
103. Hecher, K., Plath, H., Bregenzer, T., Hansmann, M., Hackelöer, B.J.
Endoscopic laser surgery versus serial amniocenteses in the treatment of severe twin-twin-transfusion syndrome.
Am J Obstet Gynecol 180 (1999) 717-24
104. Heimbürger, N.
Entzündungsreaktionen und Hämostase.
Hämostaseol 14 (1994) 1-6
105. Helfmann, J., Brodzinski, T.
Thermische Wirkungen.
In: Angewandte Lasermedizin, Berlien, H.P., Müller, G. (Hrsg.), ecomed Verlag, Landsberg- München-Zürich, 1989, 1-8
106. Helfmann, J., Müller, G.
Laser Lithotripsy: Process and Overview.
Med Las Appl 16 (2001) 30-7

107. Herzog, M., Horch, H.H.

Laser in der Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie.

Dtsch Zahnärztl Z 49 (1994) 106-112

108. Hochberger, J., Bauer, R., May, A., Fleig, W.E., Hahn, E.G., Ell, C.

Laser, monopolare und bipolare Sonden- oder Argonbeamer-Elektrokoagulation zur Rekanalisierung tumorokkludierter Metallendoprothesen.

Endoskopie heute 1 (1993) 72

109. Hochberger, S., Bayer, J., Tex, S., Stein, R., Tschepe, J., Martus, P., Müller, G., Hahn, E.G.

A frequency-doubled doublepulse Nd:YAG- Laser (FREDDY) for the laserlithotripsy of gallstones: an interesting laserlithotripter with an integrated piezo-acoustic stone-tissue-detection-system (paSTDS).

Gastrointest Endosc 45 (1997) 133

110. Hohenleutner, S.

Laser Skin Resurfacing.

Aktuelle Dermatologie, 30(V27) (2004) 1-11

111. Hopf, J., Hopf, M., Rohde, E., Roggan, A., Scherer, H.

Die Behandlung der rezidivierenden Epistaxis mit dem Dioden-Laser.

Lasermed 15 (2000) 96-106

112. Hörmann, H.

Zur Biochemie und Physiologie der Kollagentypen.

Hämostaseol 10 (1990) 138-46

113. Ilgner, J.E., Biesterfeld, S., Westhofen, M.

Klinische Erfahrungen mit leistungsgeregelten Kontaktverfahren in der Laserchirurgie der Nasennebenhöhlen und der Rhinobasis.

Laryngo-Rhino-Otologie, 81 (2002) 346-50

114. Ihikawa, T., Zeniya, M., Fujise, K., Hokari, A., Toda, G.
Clinical application of Nd:YAG laser for the treatment of small hepatocellular carcinoma with new shaped laser probe.
Las Surg Med 35 (2004) 135-9
115. Izikson, L., Nelson, J.S., Anderson, R.R.
Treatment of hypertrophic and resistant port wine stains with a 755 nm laser: A case series of 20 patients.
Las Surg Med 41 (2009) 427-32
116. Jacques, S.L.
Role of tissueoptics and pulse duration on tissue effects during high-power laser irradiation.
Appl Opt 32 (1993) 2447-54
117. Joffe, S., Daikuzono, N.
Artificial sapphire probe for contact photocoagulation and tissue vaporisation with the Nd:YAG laser.
Med Instrum 19 (1985) 173-8
118. Joos, U., Ochs, G.
Heterogenes Kollagen als Kritallisationskeim für die Knochenmineralisation.
Dtsch Zahnärztl 35 (1980) 15-7
119. Karsai, S., Pfirrmann, G., Hammes, S., Raulin, C.
Treatment of resistant tattoos using a new generation Q-switched Nd:YAG laser: Influence of beam profile and spot size on clearance success.
Las Surg Med 40 (2008) 139-45
120. Keckstein, J., Tuttlies, F., Ulrich, U.
Hysteroskopische Elektroresektion versus Nd-Yag-Laserkoagulation von submukösen Myomen.
Arch Gyn Obs 254 (1993) 420-1

121. Kenji, S., Tsuno, S., Ichiro, F., Hiroshi, R., Kennichi, U., Tsuneo, Y.
Stereotactic Interstitial Laser-Hyperthermia Using Nd-YAG Laser.
Stereotact Funct Neurosurg 54 (1990) 501-5
122. Kiefhaber, P., Nath, G., Moritz, K.
Endoscopic control of massive gastrointestinal hemorrhage by irradiation with high power neodymium:YAG laser.
Prog Surg 5 (1977) 140-5
123. Kiefhaber, P., Kiefhaber, K., Huber, F., Nath, G.
10 Years' clinical use of the Neodymium-YAG laser in gastroenterology.
Med Las Appl 21 (2006) 109-13
124. Komiyama, M., Nishikawa, M., Kan, M., Shigemoto, T., Kaji, A.
Endovascular treatment of intractable oronasal bleeding associated with severe craniofacial injury.
J Trauma 44 (1998) 330-4
125. Koort, H.J.
Die Wirkung von Laserstrahlung auf Gewebe.
Dtsch Zahnärztl Z 49 (1994) 100-5
126. Kosarek, F.J., Helms, C.A., Cannon, W.D., Wright, J.C.
Osteonecrosis After Contact Neodymium:Yttrium Aluminum Garnet Arthroscopic Laser Meniscectomy.
Am J Roentgenol 169 (1997) 855-8
127. Kwon, A.H., Inui, H., Kamiyama, Y.
Successful laparoscopic haemostasis using an argon beam coagulator for blunt traumatic splenic injury.
Eur J Surg 167 (2001) 316-8
128. Kwon, A.H., Matsui, Y., Inui, H., Imamura, A., Kamiyama, Y.
Laparoscopic treatment using an argon beam coagulator for nonparasitic liver cysts.
Am J Surg 185 (2003) 273-7

129. Landthaler, M., Hohenleutner, U.

Lasertherapie von Hautveränderungen im Gesicht und an der Mundschleimhaut.

Fortschr Kiefer Gesichtschir 38 (1993) 143

130. Lanigan, S.W.

Lasers in dermatology.

Med Las Appl 23 (2008) 51-4

131. Laranne, J., Lagerstedt, A., Pukander, J., Rantala, I.

Wound healing and soft tissue effects of CO₂, contact Nd: YAG and combined CO₂-Nd:YAG laser beams on rabbit trachea.

Acta Otolaryngol 117 (1997) 909-17

132. Lauterjung, K.L., Naht, G., Heberer, G.

Blutstillung mit einem neuen Infrarot-Saphir-Koagulator.

Chirurg 53 (1982) 88-92

133. Leonardi, M.A., Lumenta, C.B., Gumprecht, H.K., von Einsiedel, G.H., Wilhelm, T.

Stereotactic guided laser-induced interstitial thermotherapy (SLITT) in gliomas with intraoperative morphologic monitoring in an open MR-unit.

Minim Invas Neurosurg 44 (2001) 37-42

134. Leuthold, B., Bormann, R.

Autologer Fibrinkleber - lokales Hämostyptikum nach stomatologisch chirurgischen Eingriffen bei Patienten, die unter Antikoagulantientherapie stehen.

Zahn Mund Kieferheilkunde 77 (1989) 268-71

135. Lier, H.K., Schöchl, H.

Gerinnungsmanagement bei der Polytraumaversorgung.

Anaesthesist 10 (2009) 1010-26

136. Lippert, B.M., Werner, J.A., Rudert, H.

Laser tissue effects with regard to otorhinolaryngology.

Otolaryngol Pol 48 (1994) 505-13

137. Lippert, B.M., Werner, J.A.

Nd:YAG laser light-induced reduction of nasal turbinates.

Laryngorhinootologie 75 (1996) 523-8

138. Liu, D.G., Ma, X.C., Li, B.M., Zhang, J.G.

Clinical study of preoperative angiography and embolization of hypervascular neoplasms in the oral and maxillofacial region.

Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 101 (2006) 102-9

139. Lorber, G.C.

Adstringierende Substanzen zur lokalen Blutstillung von Sickerblutungen.

Zahnärztliche Praxis 26 (1975) 454-6

140. Lundskog, J.

Heat and bone tissue.

Scand J Plast Reconstr Surg 9 (Suppl a) (1972) 1-80

141. Lupton, J.R., Alster, T.S., Romero, P.

Clinical comparison of sclerotherapy versus long-pulsed Nd:YAG laser treatment for lower extremity telangiectasias.

Dermatol Surg 28 (2002) 694-7

142. Mack, M.G., Eichler, K., Straub, R.

MR-guided laser-induced thermotherapy of head and neck tumors.

Med Las Appl 19 (2004) 91

143. Mahdy, A.M., Webster, N.R.

Perioperative systemic haemostatic agents.

Br J Anaest 96 (2004) 842-58

144. Maiman, T.H.

Stimulated optical radiation in ruby.

Nature 187 (1960) 493-4

145. Maiorana, C., Salina, S.

Oral soft tissue pathologies: long term evaluation after laser treatment.

J Oral Las Appl 1 (Suppl) (2001) 21-6

146. Mair, E.A., Battiata, A., Casler, J.D.

Endoscopic laser-assisted excision of Juvenile Nasopharyngeal Angiofibromas.
Otolaryngol Head and Neck Surg 129 (2003) 454-9

147. Major, A., Brazzini, B., Campolmi, P., Bonan, P., Mavilia, L., Ghersetich, I.,
Hercogova, J., Lotti, T.

Nd:YAG 1064 nm laser in the treatment of facial and leg telangiectasias.
JEADV 15 (2001) 559-65

148. Mangano, D.T., Tudor, I.C., Dietzel, C.

The risk associated with aprotinin in cardiac surgery.
N Engl J Med 354 (2006) 353-65

149. Mannucci, P.M.,

Desmopressin: an historical introduction.
Haemophilia 14 (2007) 1-4

150. Marchac, D., Sandor, G.

Face lifts and sprayed fibrin glue. An outcome analysis of 200 patients.
Brit J Plast Surg 47 (1994) 306-9

151. Meier, H., Lehmann, R.R., Willtal, G.H.

Ergebnisse der ultraschallgesteuerten Laserresektionstechnik bei Kindern mit
Wilmstumoren.

In: Angewandte Lasermedizin, Berlien, H.P., Müller, G. (Hrsg.), ecomed Verlag,
1992, 1-8

152. Menovsky, T., Beek, J.F., van Gemert, M.J., Roux, F.X., Bown, S.G.

Interstitial laser thermotherapy in neurosurgery: a review.
Acta Neurochir 138 (1996) 1019-26

153. Menovsky, T.

CO₂ and Nd:YAG laser-assisted nerve repair: a study of bonding strength and
thermal damage.

Acta Chir Plast 42 (2000) 16-22

154. Merten, A., Springorum, H., Wieding, J., Giesen, K., Köstering, H.
Homologe Kollagenvlies-Implantation in der zahnärztlichen Chirurgie bei blutungsgefährdeten Patienten.
Dtsch Z Mund Kiefer Gesichts Chir 13 (1989) 301-4
155. Messroghli, H., Müller, W., Fritsch, G.
Sicherheits- und Anwendungsbeispiele in der laparopelviskopischen Chirurgie durch niederenergetische HF-Chirurgie mit monopolaren Mikronadelelektroden.
Min Invas Chir 4 (1994) 185-90
156. Meyer, H.-J., Dinstl, K.
Anwendung der Laser-Chirurgie an parenchymatösen Organen.
Chirurg 59 (1988) 71
157. Midda, M., Renton- Harper, P.
Laser in der Zahnheilkunde.
ZWR 101 (1992) 206-11
158. Midgely, H.C.
Nd:YAG contact lasersurgery: the scapel of the future?
Otolaryngol Clin North Am 23 (1990) 99-105
159. Miyazaki, A., Yamaguchi, T., Nishikata, J., Okuda, K., Suda, S., Orima, K., Kobayashi, T., Yamazaki, K., Yoshikawa, E., Yoshie, H.
Effects of Nd:YAG and CO₂ laser treatment and ultrasonic scaling on periodontal pockets of chronic periodontitis patients.
J Periodontol 74 (2003) 174-80
160. Moghissi, K., Dixon, K.
Bronchoscopic Nd-YAG laser treatment in lung cancer, 30 years on: an institutional review.
Lasers Med Sci 21 (2006) 186-91
161. Mommaerts, M., Beirne, J., Jacobs, W., Abeloos, J., De Clercq, C., Neyt, L.
Use of fibrin glue in lower blepharoplasties.
J Cran Maxill Fac Surg 24 (1996) 78-82

162. Monroe, D.M., Hoffman, M., Oliver, J.A., Roberts, H.R.
Platelet activity of high-dose factor VIIa is independent of tissue factor.
Br J Haematol 99 (1997) 542-7
163. Morgenthaler, J.J.
Securing Viral Safety for Plasma Derivatives.
Transfus Med Rev 15 (2001) 224-33
164. Müller, U., Philipp, C., Berlien, H.P.
Laser Therapy of Human Papilloma Virus Associated Genital Warts.
Med Las Appl 16 (2001) 244-7
165. Muschter, R.
Current Status of Laser Treatment of BPH.
Med Las Appl 16 (2001) 5-14
166. Muschter, R.
Free-Beam and Contact Laser Coagulation.
J Endourol 17 (2003) 585-97
167. Niekisch, R.
Anwendungsmöglichkeiten der Fibrinklebung in der Zahn- Mund- Kieferheilkunde.
Zahn Mund Kieferheilkunde 68 (1980) 555-61
168. Nouri, K., Villafradez-Diaz, L.M.
Light/laser therapy in the treatment of acne vulgaris.
J Cosmet Dermatol 4 (2005) 318-20
169. Offergeld, C., Schellong, S., Hackert, I., Schmidt, A., Hüttenbrink, K.B.
Interstitielle Nd:YAG- Lasertherapie Farbduplexsonographisch-gesteuerter Laser zur
Therapie von Hämangiomen und vaskulären Malformationen.
HNO 50 (2002) 46-51

170. Paiva, M.B., Saxton, R.E., Blackwell, K.E., Buechler, P., Cohen, A., Liu, C.D., Calcaterra, T.C., Ward, P.H., Castro, D.J.

Combined cisplatinum and laser thermal therapy for palliation of head and neck tumors.

Diag Ther Endoscop 6 (2000) 133-40

171. Paiva, M.B., Blackwell, K.E., Saxton, R.E., Bublik, M., Liu, C.D., Paiva Paolini, A.A.P., Calcaterra, T.C., Castro, D.J.

Nd:YAG Laser Therapy for Palliation of Recurrent Squamous Cell Carcinomas in the Oral Cavity.

Las Surg Med 31 (2002) 64-9

172. Parrish, J.A.

New concepts in therapeutic photomedicine: photochemistry, optical targeting and the therapeutic window.

J Invest Dermatol 77 (1981) 45-50

173. Patel, D.D.

Nd:YAG- Laser in oral cavity cancer. Report of 200 cases - minimum follow up of one year.

In: Laser, optoelectronics in medicine, R. Waidelich, R., Waidelich, W. (Hrsg.), Springer Verlag, Berlin, 1988, 437-439

174. Perry, D.A., Goodis, H.E., White, J.M.

In Vitro Study of the Effects of Nd:YAG Laser Probe Parameters on Bovine Oral Soft Tissue Excision.

Las Surg Med 20 (1997) 39-46

175. Philipp, C., Shaltout, J., Zgoda, F., Berlien, H.-P.

Zur Problematik von Thermoelementen während der Laserbestrahlung in streuenden Medien.

Lasermed 8 (1992) 188-95

176. Philipp, C.M., Rohde, E., Berlien, H.P.

Nd:YAG laser procedures in tumor treatment.

Semin Surg Oncol 11 (1995) 290-8

177. Philipp, C., Berlien, H.P., Poetke, M., Waldschmidt, J.

Zehn Jahre Laserbehandlung von Hämangiomen und vaskulären Malformationen.

In: Plastische und Wiederherstellungschirurgie. Ein Jahrbuch., Schmelze, G. Bschorer, R. (Hrsg.), Uni-med Verlag, Bremen, 1996, 936-942

178. Philipp, C.M., Scharschmidt, D., Berlien, H.P.

Laser treatment of scars and keloids - How we do it.

Med Las Appl 23 (2008) 79-86

179. Pick, R.M., Mc Cullum, Y., Kaminsky, E.J.

Comparative wound healing of the scapel, the Nd:YAG laser and electrosurgery in oral mucosa.

Inn tech biol med 3 (1990) 116.

180. Pick, R.M.

Using laser in clinical dental practice.

JADA 124 (1993) 37-47

181. Poetke, M., Hoffmeister, B., Philipp, C.M., Urban, P., Berlien, H.P.

Laserbehandlung und plastisch chirurgische Therapie - eine interdisziplinäre Zusammenarbeit in der Behandlung von Hämangiomen und vaskulären Malformationen.

In: Plastische und Wiederherstellungschirurgie. Qualitätssicherung-Komplikationen- Innovationen, Rudolph, H. (Hrsg.), Einhorn Presse, Reinbek, 1997, 401-404

182. Poetke, M., Bültmann, O., Philipp, C., Berlien, H.P.

Hämangiome und vaskuläre Malformationen im Säuglings- und Kindesalter.

Z Dermatol 184 (1998a) 40-7

183. Poetke, M., Bültmann, O., Urban, P., Berlien, H.P.

Klinik, Diagnostik und Technik der Laserbehandlung von Hämangiomen und vaskulären Malformationen.

In: Angewandte Lasermedizin, Berlien, H.P., Müller, G. (Hrsg.), ecomed Verlag, Landsberg- München- Zürich, 1998b, 1-20

184. Polanyi, T.G.

Laser Physics.

Otolaryn Clin N Am 16 (1983) 753-74

185. Rastegar, S., Jaques, S.L., Motamedi, M., Kim, B.M.

Theoretical analysis of equivalency of high power diode laser (810 nm) and Nd:YAG laser (1064 nm) for coagulation of tissue: Predictions for prostate coagulation.

SPIE Proc 1649 (1992) 150-61

186. Reidenbach, H.-D.

Technologische Besonderheiten beim endoskopischen Hochfrequenzstrom- und Laserstrahleinsatz.

Zbl Chir 118 (1993) 774-9

187. Reimer, P., Bremer, C., Horch, C., Morgenroth, C., Allkemper, T., Schuierer, G. MR-monitored LITT as a palliative concept in patients with high grade gliomas: preliminary clinical experience.

J Magn Reson Imag 8 (1998) 240-4

188. Rieken, M., Bachmann, A.

Thermal lasers in urology.

Med Las Appl 25 (2010) 20-6

189. Roggan, A.

Dosimetrie thermischer Laseranwendungen in der Medizin.

ecomed Verlag, Landsberg, 1997

Band 16 in der Reihe: Fortschritte in der Lasermedizin, Berlien, H.P. Müller, G. (Hrsg.)

190. Roggan, A., Bindig, U., Wäsche, W., Zgoda, F.

Eigenschaften von Biologischen Geweben.

In: Angewandte Lasermedizin, Berlien, H.P. Müller, G. (Hrsg.), ecomed Verlag, Landsberg- München- Zürich, 1997, 1-38

191. Rohde, E., Mesecke- von Rheinbaben, I., Roggan, A., Podbielska, H., Hopf, M., Müller, G.

Interstitial Laser-Induced Thermotherapy (LITT): Comparison of In-Vitro Irradiation Effects of Nd:YAG (1064 nm) and Diode (940 nm) Laser.

Med Las Appl 16 (2001) 81-90

192. Rolle, A.

Laser Applications in Lung Parenchyma Surgery.

Med Las Appl 18 (2003) 271-80

193. Romanos, G.E., Everts, H., Nentwig, G.H.

Alterations of the Implant Surface after CO₂- or Nd:YAG- Laser Irradiation: A SEM Examination.

J Oral Las Appl 1 (2001) 29-33

194. Rompel, R., Hohenleutner, U.

Lasertherapie

In: Operative Dermatologie, Petres, J., Rompel, R., (Hrsg.), Springer Verlag, Berlin-Heidelberg, 2007, 147-175

195. Roodenburg, J. L. N., Panders, A.K., Vermey, A.

Carbon dioxide laser surgery of oral leukoplakia.

Oral Surg Oral Med Oral Pathol 71 (1991) 670-4

196. Roos, E.

Die physikalischen Grundlagen der Elektrochirurgie.

Dtsch Zahnärztl Z, 40 (1985) 739-44

197. Roux, F.X., Leriche, B., Cioloca, C., Devaux, B., Turak, B., Nohra, G.
Combined CO₂ and Nd-YAG laser in neurosurgical practice. A 1st experience
apropos of 40 intracranial procedures.
Neurochirurgie 38 (1992) 235-7
198. Schaldach, B.
Nd:YAG- Laser
In: Angewandte Lasermedizin, Berlien, H.P., Müller, G. (Hrsg.), ecomed Verlag,
Landsberg- München- Zürich, 1989, 1-3.
199. Scheele, J., Pesch, H.
Morphologische Aspekte des Fibrinkleberabbaues im Tierexperiment.
In: Fibrinkleber in Orthopädie und Traumatologie, Cotta, H., Braun, A. (Hrsg.),
Thieme Verlag, Stuttgart, 1982, 37-48
200. Scherer, K., Waner, M.
Nd:YAG lasers (1.064 nm) in the treatment of venous malformations of the face and
neck: challenges and benefits.
Lasers Med Sci 22 (2007) 119-26
201. Schmidt, M., Korn, K., Nübling, C.M.
First transmission of human immunodeficiency virus Type 1 by a cellular blood
product after mandatory nucleic acid screening in Germany.
Transfusion 49 (2009) 1836-44
202. Schmolke, S., Rühmann, O., Lazovic, D.
Die Anwendung des Lasers in der operativen Orthopädie, Eine aktuelle Übersicht.
Der Orthopäde 26 (1997) 267-72
203. Schmults, C.D., Phelps, R., Goldberg, D.J.
Nonablative facial remodeling.
Arch Dermatol 140 (2004) 1373-76
204. Schoelch, M.L., Sekandari, N., Regezi, J.A., Silverman, S.
Laser Management of Oral Leukoplakias: A Follow-up Study of 70 Patients.
Laryngoscope 109 (1999) 949-53

205. Schonauer, C., Tessitore, E., Barbagallo, G.

The use of local agents: bone wax, gelatin, collagen, oxidized cellulose.

Eur Spine J 13 (2004) 89

206. Schroeder, M.L.

Transfusion-associated graft-versus-host disease.

Br J Haematol 117 (2002) 275-87

207. Schulz, S.

Zum Blutungsrisiko nach Zahnextraktionen bei Patienten unter Dauermedikation von Antikoagulantien.

Dtsch Zahnärztl Z 47 (1992) 238-9

208. Schwarz, F., Bieling, K., Bonsmann, M., Latz, T., Becker, J.

Nonsurgical treatment of moderate and advanced periimplantitis lesions: a controlled clinical study.

Clin Oral Invest 10 (2006) 279-88

209. Schwarzmaier, H.J., Eickmeyer, F., vTempelhoff, W., Fiedler, V.U., Niehoff, H., Ulrich, S.D., Ulrich, F.

MR-guided laser irradiation of recurrent glioblastomas.

J Magn Reson Imag 22 (2005) 799-803

210. Sclafani, A.P., Sclafani, S.J.

Angiography and transcatheter arterial embolization of vascular injuries of the face and neck.

Laryngoscope 106 (1996) 168-73

211. Seemen, V.

Elektrochirurgie

Springer Verlag, Berlin, 1932.

212. Seifert, V., Stolke, D., Goetz, C.H.

Mikrochirurgische, Laser-assistierte Hirnnervenkoaptation. Eine experimentelle Studie.

Handchir Mikrochir Plast Chir 22 (1990) 82.

213. Senn, P., Kopp, B.

Nd:YAG Laser Synechiolyse bei Glaukom durch Kammerwinkelsynechien.

Klinische Monatsblätter für Augenheilkunde 196 (1990) 210-3

214. Shiba, D.

Theory and practice of selective laser trabeculoplasty.

Nippon Laser Igakkaishi 28 (2007) 171-5

215. Sigerist, H.E.

Anfänge der Medizin.

Europa Verlag, Zürich, 1963

216. Smith, R.V., Schiff, B.

Contact YAG-Laser-assisted endoscopic supraglottic laryngectomy.

Arch Otolaryngol Head and Neck Surg 132 (2006) 862-3

217. Spahn, D.R., Rossaint R.

Coagulopathy and blood component transfusion in trauma.

Br J Anaesth 95 (2005) 130-9

218. Spencer, P., Cobb, C.M., Wieliczka, D.M., Glaros, A.G., Morris, P.J.

Change in Temperature of Subjacent Bone During Soft Tissue Laser Ablation.

J Periodontol 69 (1998) 1278-82

219. Spendel, S., Christina Prandl, E.C., Uggowitz, M., Kugler, C., Schintler, M.V., Siegl, A., Hellbom, B., Schimpl, G., Mayr, J.M., Klein, E.G., Aschauer, M., Scharnagl, E.

Ultrasound-Navigated Interstitial Nd:YAG Laser Coagulation of Congenital Vascular Disorders.

Med Las Appl 16 (2001) 121-7

220. Spix, C., Schüz, J., Klein, G., Kaatsch, P.

Epidemiologie solider Tumoren im Kindes- und Jugendalter.

Kinder- und Jugendmedizin 3 (2003) 4-12

221. Staindl, O.

The fibrin-adhaesive-system in plastic surgery in head and neck.

J Head Neck Pathol 3 (1982) 78-85

222. Stanca, C.M., Montazem, A.H., Lawal, A., Zhang, J.X., Schiano, T.D.

Intranasal desmopressin versus blood transfusion in cirrhotic patients with coagulopathy undergoing dental extraction: a randomized controlled trial.

J Oral Maxillofac Surg 68 (2010) 138-43

223. Stanworth, S.J., Brunskill, S.J., Hyde, C.J., McClelland, D.B.L., Murphy, M.F.

Is fresh frozen plasma clinically effective? A systematic review of randomized controlled trials.

Br J Haematol 126 (2004) 139-52

224. Stemberger, A., Ascherl, R., Blümel, G.

Kollagen, ein Biomaterial in der Medizin.

Hämostaseol 10 (1990) 164-76

225. Storek, D., Gronbach, G., Farin, G.

Endoskopische Argon Gas Koagulation.

Z Gastroenterol 31 (1993) 675-9

226. Terris, D.J., Wang, M.Z.

Laser-Assisted Uvulopalatoplasty in Mild Obstructive Sleep Apnea.

Arch Otolaryngol Head and Neck Surg 124 (1998) 718-21

227. Tewari, M., Rai, P., Singh, G.B., Kumar, M., Shukla, H.S.

Long-Term Follow-Up Results of Nd: YAG Laser Treatment of Premalignant and Malignant (Stage I) Squamous Cell Carcinoma of the Oral Cavity.

J Surg Oncol 95 (2007) 281-5

228. Thomsen, S.

Pathologic analysis of photothermal and photomechanical effects of laser-tissue interactions.

Photochem Photobiol 53 (1991) 825-35

229. Tillotson, C.L., Rosenberg, A.E., Rosenthal, A.I.
Controlled thermal injury of bone- Report of a percutaneous technique- Using a radiofrequenz Electrode and Generator.
Invest Radiol 24 (1989) 888-92
230. Timpl, R.
Immunology of the collagens.
In: Extracellular matrix biochemistry, Piez, K.A., Reddi, A.H. (Hrsg.). Elsevier, New York, 1984: 159-190.
231. Toellner, R.
Illustrierte Geschichte der Medizin, Band 2
Andreas & Andreas Verlagsbuchhandel, Salzburg, 1986
232. Todd, M.M., Rallis, T.M., Gerwels, J.W., Hata, T.R.
A comparison of 3 lasers and liquid nitrogen in the treatment of solar lentigines. A randomized controlled, comparative trial.
Arch Dermatol 136 (2000) 841-6
233. Tredree, R., Beierlein, W., Debrix, I., Eisert, A., Goffredo, F., Gómez de Salazar, E., Rambourg, P., Saint-Remy, J.-M., Sturm, C., Watson, N.
Evaluating the differences between fibrin sealants: recommendations from an international advisory panel of hospital pharmacists.
Eu J Hosp Pharm Scie 12 (2006) 3-9
234. Ulrich, F., Dürselen, R., Schober, R.,
Long-Term Investigations of Laser-Assisted Microvascular Anastomoses with the 1.318 μm Nd:YAG- Laser.
Las Surg Med 8 (1988) 104-7
235. Ulrich, F.
Laser stereotaxy for malignant gliomas: 2001-2004.
Med Las Appl 21 (2006) 123-30

236. Ulrich, H.

Efficacy of Nd:YAG laser treatment (1064 nm) of leg veins depends on the vessel diameter.

Med Las Appl 23 (2008) 127-32

237. van der Hem, P.S., Nauta, J.M., van der Wal, J.E., Roodenburg, J.L.N.

The results of CO₂ laser surgery in patients with oral leukoplakia: a 25 year follow up.

Oral Oncology 41 (2005) 31-7

238. Vangsness, C.T., Smith, C.F.

Arthroscopic shoulder surgery with three different laser systems: an evaluation of laser applications.

Arthroscopy 11 (1995) 696-700

239. Vecsei, V., Kuchar, A., Steinkogler, F.

Fibrinklebung freier autologer Transplantate in der Lidchirurgie.

Spektrum Augenheilkunde 4 (1994) 183-6

240. Vescovi, P., Merigo, E., Meleti, M., Fornaini, C., Nammour, S., Manfredi, M.

Nd:YAG laser biostimulation of bisphosphonate-associated necrosis of the jawbone with and without surgical treatment.

Br J Oral Maxillofac Surg 45 (2007) 828-632

241. Viggiano, T.R., Zigelboim, J., Ahlquist, D.A., Gostout, C.J., Wang, K.K., Larson, M.V.

Endoscopic Nd:YAG laser coagulation of bleeding from radiation proctopathy.

Gastrointest Endosc 39 (1993) 513-7

242. Vigué, B.

Bench-to-bedside review: Optimising emergency reversal of vitamin K antagonists in severe haemorrhage - from theory to practice.

Crit Care 13 (2009) 209

243. Vogl, T.J., Straub, R., Zangos, S., Mack, M.G., Eichler, K.
MR-guided laser-induced thermotherapy (LITT) of liver tumours: experimental and clinical data.
Int J Hyperthermia 20 (2004) 713-24
244. von Heymann, C., Jonas, S., Spies, C., Wernecke, K.D., Ziemer, S., Janssen, D., Koscielny, J.
Recombinant activated factor VIIa for the treatment of bleeding in major abdominal surgery including vascular and urological surgery: a review and meta-analysis of published data.
Crit Care 12 (2008) R14
245. Wagner, B., Riggert, J.
Nebenwirkungen der Therapie mit Blut und Blutprodukten Restrisiko der Posttransfusionshepatitis.
Hämostaseol 15 (1995) 197-201
246. Waidelich, R.
Laser in Urology – State of the Art.
Med Las Appl 22 (2007) 35-8
247. Waidhauser, E., Beck, O.J., Oeckler, R.C.T.
Nd:YAG- Laser in the Microsurgery of Frontobasal Meningiomas.
Las Surg Med 10 (1990) 544-50
248. Waldschmidt, J.
Indikationen für den Laser in der Kinderchirurgie.
In: Angewandte Lasermedizin, Berlien, H.P., Müller, G. (Hrsg.), ecomed Verlag, Landsberg- München- Zürich, 1989, 1-6

249. Waldschmidt, J., El Dessouky, M., Cholewa, D.

Laseranwendungen in der offenen und endoskopischen Chirurgie der Lunge beim Kind.

In: Lasertechnologien und Lasermedizin, Reidenbach, H.D., ecomed Verlag, Landsberg, 1996, S.169-175

In der Reihe: Fortschritte der Lasermedizin, Band 13, Berlien, H.P., Müller, G. (Hrsg.)

250. Walfisch, S.

Nd:YAG and CO₂ Lasers for the Treatment of Pilonidal Sinuses: Advantages over Traditional Techniques.

Med Las Appl 19 (2004) 155-9

251. Walker, R.

Nachstarvermeidung durch Kapselsackreinigung mittels Nd:YAG- Laserapplikation. Klinische Monatsblätter für Augenheilkunde VII (2005) 5

252. Wallwiener, D., Pollmann, D., Stolz, W.

Die Nd:YAG- Laser-Kontakttechnik mit „nackten“ Glasfasern - lasertechnischer Background und Gewebeeffekte im Vergleich zur Präparation mit Saphirschneidespitzen.

Las Med Surg 5 (1989) 31

253. Wangerin, K., Wottge, H.U.

Immunologische Reaktionen gegen Kollagen.

Dtsch Z Mund Kiefer GesichtsChir 18 (1994) 89-93

254. Ward, P.H., Castro, D.J., Ward, S.

A significant new contribution to radical head and neck surgery. The argon beam coagulator as an effective means of limiting blood loss.

Arch Otolaryngol Head Neck Surg 115 (1989) 921-3

255. Webert, K.E., Cserti, C.M., Hannon, J., Lin, Y., Pavenski, K., Pendergrast, J.M., Blajchman, M.A.

Proceedings of a Consensus Conference: Pathogen Inactivation—making decisions about new technologies.

Transfus Med Rev 22 (2008) 1-34

256. Welter, H., Seifert, J., Naht, G.

Blutstillung an der Leber, Lunge und Milz mittels Infrarotkoagulator.

Zbl Chir 105 (1984) 94-110

257. Werner, J.A., Rudert, H.

Der Einsatz des Nd-YAG-Lasers in der Hals-Nasen- Ohrenheilkunde.

HNO 40 (1992) 248-58

258. Werner, J.A., Lippert, B.M., Geisthoff, U.W., Rudert, H.

Nd:YAG- Lasertherapie der rezidivierenden Epistaxis bei hereditärer hämorrhagischer Teleangiektasie.

Laryngo-Rhino-Otologie 76 (1997) 495- 501

259. Werner, J.A., Lippert, B.M., Gottschlich, S., Folz, B.J., Fleiner, B., Hoeft, S., Rudert, H.

Ultrasound-Guided Interstitial Nd:YAG Laser Treatment of Voluminous Hemangiomas and Vascular Malformations in 92 Patients.

Laryngoscope 108 (1998) 463-70

260. White, J.M., Chaudhry, S.I., Kudler, J.J., Sekandari, N., Schoelch, M.L., Silvermann, S.

Nd:YAG and CO₂ laser therapy of oral mucosal lesions.

J Clin Las Med Surg 16 (1998) 299-304

261. Wieding, J.U., Merten, H.A., Köstering, H.

Applikation von Fibrinogen und Fibrin bei Störungen der primären Wundheilung.

Med Welt 38 (1987) 581-7

262. Will, C., Schröder, F.

Operative Behandlung von Patienten mit Blutungsneigung.

Dtsch Z Mund Kiefer GesichtsChir 3 (1979) 243-9

263. Will, G.

Klinische Anwendungsmöglichkeiten des Lasers in der Zahnheilkunde.

ZMK 12 (1996) 20-9

264. Wilson, B., Adam, G.

A Monte Carlo model for the absorption and flux distributions of light in tissue.

Med Phys 10 (1983) 824-30

265. Wolff, K.-D., Hölzle, F., Eufinger, H.

Indikationen zur primären operativen Therapie von Gefäßanomalien im Säuglingsalter.

Mund Kiefer GesichtsChir 6 (2002) 303-8

266. Yoshino, T., Aoki, A., Oda, S., Takasaki, A.A., Mizutani, K., Sasaki, K.M., Kinoshita, A., Watanabe, H., Ishikawa, I., Izumi, Y.

Long-Term Histologic Analysis of Bone Tissue Alteration and Healing Following Er:YAG Laser Irradiation Compared to Electrosurgery.

J Periodontol 80 (2009) 82-92

267. Zhao, F.Y., Zhang, K.H., Jiang, F., WU, M.J.

The use of Nd-YAG Laser in the Treatment of Malignant Tumours of the Oral and Maxillofacial Regions.

Las Med Sci 6 (1991) 209-12

9. Danksagung

Mein besonderer Dank gilt Herrn Prof. Dr. Herbert Deppe für die freundliche Überlassung des Themas, seine Unterstützung und Betreuung, und Herrn Prof. Dr. Dr. K.-D. Wolff für die Möglichkeit zur Durchführung dieser Arbeit.

Außerdem bedanke ich mich bei Herrn Prof. Dr. Hauck (II. Medizinische Abteilung) für die Bereitstellung des Nd:YAG- Lasers mediLas fibertom™, Herrn Prof. Wondratschek (technische Fachhochschule München) für Beratung und Bereitstellung von Materialien sowie Herrn Christian Prasch, ehemaliger Diplomand der Elektrotechnik der Technischen Universität München, für die technische Unterstützung.

Für die Geduld möchte ich mich bei allen Beteiligten, besonders aber bei meiner Frau und meinen Eltern bedanken.