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

(Direktor: Univ.-Prof. Dr. med. Dr. med. dent. Dr.h.c. (UMF Temeschburg) Hans-Henning Horch)

**Bearbeitung von Zahnhartsubstanzen mit dem
CO₂- Swiftlase®-Lasersystem
-eine in-vitro Studie-**

Katharina Gisela Glock

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. D. Neumeier

Prüfer der Dissertation: 1. Privatdozent Dr. H. Deppe

2. Univ.-Prof.Dr.Dr.Dr.h.c.(UMF Temeschburg) H.-H. Horch

Die Dissertation wurde am 09.06.2000 bei der Technischen Universität München
eingereicht und durch die Fakultät für Medizin am 08.11.2000 angenommen.

INHALTSÜBERSICHT

1.	Einleitung und Fragestellung	1
2.	Material und Methode	3
2.1	Theoretische Grundlagen	3
2.1.1	Zahnhartsubstanzen	3
2.1.1.1	Einteilung der Zähne	3
2.1.1.2	Dentin	6
2.1.1.3	Zahnschmelz	10
2.1.1.4	Schmelz und Dentin im Vergleich	13
2.1.1.5	Thermische und optische Eigenschaften	15
2.1.1.6	Pulpa	18
2.2.	Einführung in die Laserphysik	23
2.2.1	Laserprozeß	23
2.2.2	CO ₂ -Laser	27
2.2.3	Transmissionssystem	31
2.2.3.1	Lichtwellenleiter	31
2.2.3.2	Spiegelgelenkarm	31
2.3	Verwendetes Lasersystem	33
2.3.1	Sharplan 20 C	33
2.3.2	Swiftlase®-System	34
2.4	Messungen der intrapulpalen Temperaturentwicklung	37
2.5	Lasertriangulator	41
2.6	Messung des Substanzabtrages durch einen Lasertriangulator	44

3.	Ergebnisse	45
3.1	Temperaturentwicklung in der Pulpa	45
3.1.1.	Schmelzpräparate und intrapulpale Temperatur	45
3.1.2	Dentinpräparate und intrapulpale Temperatur	49
3.1.3	Vergleich zwischen Schmelz und Dentin	53
3.2	Zusammenhang zwischen Maximaltemperatur und Meßdauer	55
3.2.1	Beobachtungen am Zahnschmelz	55
3.2.2	Beobachtungen am Dentin	58
3.3	Substanzabtrag	61
3.3.1	Schmelzpräparate und Substanzreduktion	61
3.3.2	Dentinpräparate und Substanzreduktion	67
3.3.3	Vergleich zwischen Schmelz und Dentin	70
4.	Diskussion	72
5.	Zusammenfassung	76
6.	Literatur	78
7.	Danksagung	84
8.	Lebenslauf	85

1. Einleitung und Fragestellung

Seit Entwicklung der Lasersysteme in den frühen sechziger Jahren hoffte man, diese als Alternative zur herkömmlichen Zahnhartsubstanzbearbeitung in der Zahnmedizin nutzen zu können [2,S.224]. Im Vordergrund stand damals wie heute das Interesse an einem raschen und zugleich schonenden Substanzabtrag von Schmelz und Dentin bzw. an der Präparation von kariösen Veränderungen [26,S.443ff; 27,S.24ff; 29,S.417; 69,S.27].

In der Anfangsphase wurden verschiedene Lasersysteme erprobt. Zunächst verwendete man den Rubinlaser, der zwar grundsätzlich für eine Behandlung von Zahnhartsubstanzen in Frage kam. Jedoch traten bei nur geringen Abtragsraten thermische Nebenwirkungen wie Verschmelzungen und Karbonisierung auf [64,S.307], so daß dieser Laser sich sehr rasch als ungeeignet für die zahnmedizinische Therapie zeigte.

Deutlich wirkungsvoller ist der CO₂-Laser, insbesondere im gepulsten [67,S.371] und im supergepulsten Betrieb [40,S.177]. Dieser absorbiert stark im Hydroxylapatit, dem Hauptbestandteil der Zahnhartsubstanz. Das Lasersystem kann durch Verwendung des langwelligen Anteils den an der Oberfläche wirksamen Spektralbereich auf eine kleine Fläche konzentrieren. Dennoch entstanden auch hierbei limitierende Nebeneffekte [71,S.515ff]. Im Schmelzmantel zeigten sich Rißbildungen, im Dentin Verkohlungen und die hohen Temperaturen führten zu Pulpanekrosen [3,S.343ff; 16,S.137ff].

Der Einsatz eines neuen Instrumentes in der Zahnmedizin ist nur möglich, wenn eine Behandlung der Zahnhartsubstanz nicht eine temperaturbedingte [48,S.27] Schädigung des Zahnes nach sich zieht. In den bisher durchgeführten Studien wurde ein intrapulpaler Temperaturunterschied von 6 K als kritisch und von 10 K als intolerabel für die Unversehrtheit der Pulpa beschrieben [41,S.64; 71,S.515ff; 49,S.311ff].

Neu entwickelte Scanning-Systeme, welche mit dem CO₂-Laser kombiniert werden können, ermöglichen durch schnelles Rastern des Laserstrahls durch flächige Führung eine Reduktion der punktuellen Bestrahlung. Bei dem von uns verwendeten Swiftlase®-System wird durch eine spezielle Spiegelanordnung die Bestrahlung dezentralisiert. Die Energiedichte aber bleibt erhalten.

Ziel der vorliegenden Arbeit war es, unter Berücksichtigung der bisherigen Erfahrungen bezüglich des Lasereinsatzes in der Zahnmedizin, den CO₂-Laser in Kombination mit dem Swiftlase®-System hinsichtlich eines schonenden, jedoch effektiven Substanzabtrages zu prüfen.

Nachdem dieses System bisher nur an standardisierten Zahnscheiben eingesetzt worden war [41,S.693ff; 5,S.68ff], verwendeten wir einen möglichst realistischen Versuchsaufbau, um die Parameter absolute und relative intrapulpale Temperaturerhöhung, Dauer der Erwärmung und Substanzabtrag von Schmelz und Dentin in vitro zu bestimmen.

2. Material und Methode

2.1 Theoretische Grundlagen

2.1.1 Zahnhartsubstanzen

2.1.1.1 Einteilung der Zähne

Die menschlichen Zähne sind entsprechend ihrer unterschiedlichen Funktionen verschiedenartig aufgebaut. Die Schneidezähne (Incisivi) sind meißelförmig und dienen dem Abbeißen, die langen Eckzähne (Canini) mit nur einer Kauspitze sind gut verankert und werden zum Festhalten der Nahrung verwendet. Die folgenden Prämolaren besitzen eine breitere Krone, versehen mit zwei Kauspitzen zum Zerreiben und Quetschen der Nahrung, während die Molaren mit vier oder fünf Kauspitzen die größte Kauarbeit leisten [25,S.702ff].

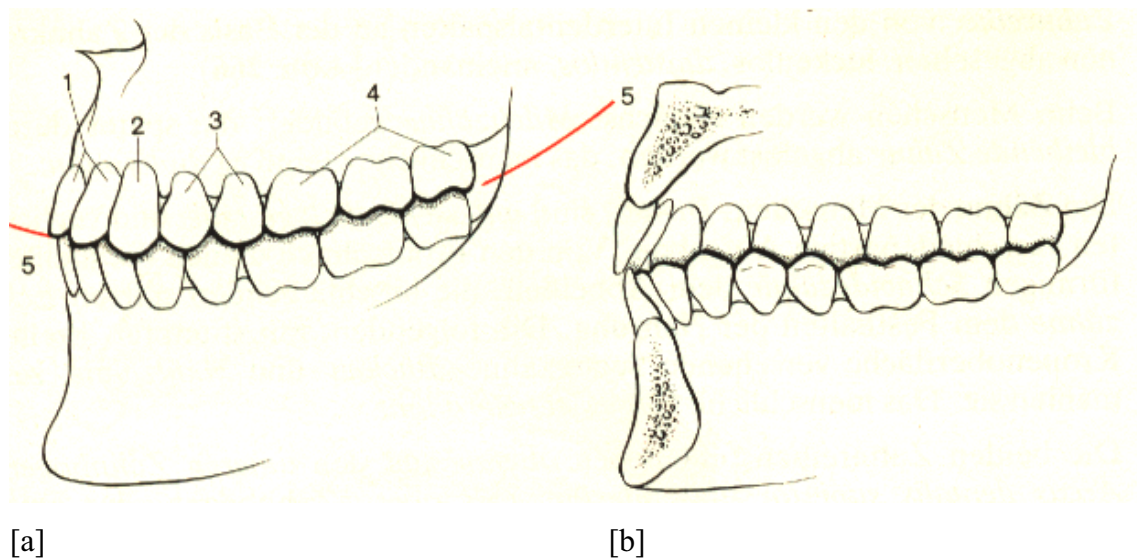


Abb. 1: **Gebiß des Erwachsenen in Okklusionsstellung** [a] linke Gesichtshälfte von bukkal

[b] rechte Gesichtshälfte von lingual

1 Dentes incisivi 2 Dens caninus 3 Dentes praemolares 4 Dentes molares

5 Okklusionsebene, Speesche Kurve

(Frick et al., 1992, [25, S.696])

Die Zahnkrone mit der Schneidekante oder der Kaufläche, die Zahnwurzel, in der Alveole liegend und der Zahnhals, von Gingiva umgeben, stellen die Anteile eines Zahnes dar.

Die Zahnkrone ist der vom Zahnschmelz überdeckte Anteil. Die Wurzel wird aus Dentin und Zahnzement gebildet. Der Zahnhals ist die Grenze zwischen Krone und Wurzel, die sogenannte Schmelz-Zement-Grenze.

Die Wurzel wird in der Alveole des Kiefers durch das bindegewebige Parodontium federnd befestigt [61,S249ff]. Diese kollagenen Fasern verlaufen in verschiedenen Richtungen zwischen Alveolenwand und Zahnzement. Die schräg zur Wurzelspitze absteigenden Faserzüge wirken dem Kaudruck entgegen, die zum Zahnhals aufsteigenden dem Zug am Zahn. Horizontale Fasern über dem Alveolenrand verknüpfen durch den Verlauf von Zement zu Zement benachbarte Zähne miteinander.

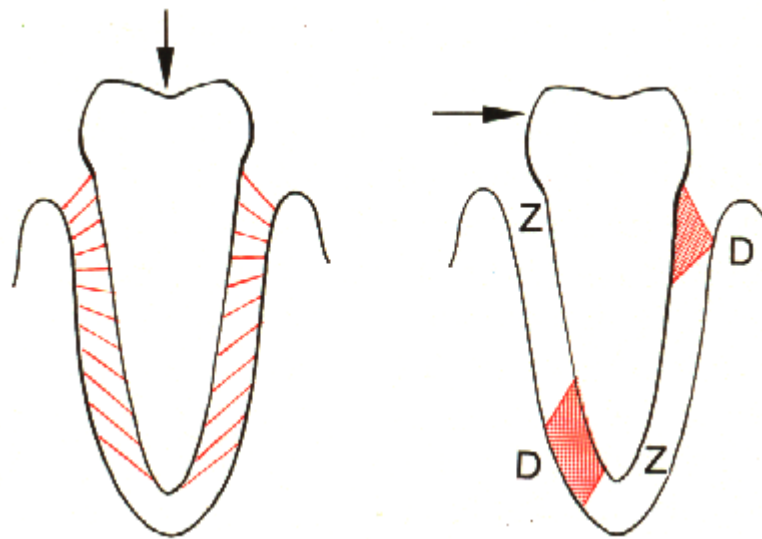


Abb. 2: Beanspruchung der Wurzelhautfasern bei senkrechter (links) und waagrechter (rechts)

Belastung des Zahnes; D=Druckbeanspruchung, Z=Zugbeanspruchung (nach Schroeder, aus Kahle et al., 1991, [38, S.183])

Zudem wird das Parodontium von Zahnfleisch bedeckt und geschützt. Die Wurzelhaut selbst ist reich an Gefäßen, die durch die in das Foramen apicis radialis dentis eintretende Arterie und die Markraumgefäße des Alveolarfortsatzes versorgt werden. Die Innervation erfolgt durch sensible Nervenfasern, die für die Druckempfindung in diesem Bereich verantwortlich sind.

Alle an der Zahnbefestigung beteiligten Strukturen, wie Zement, Alveolenwand, Parodontium und Gingiva, bilden den Zahnhalteapparat.

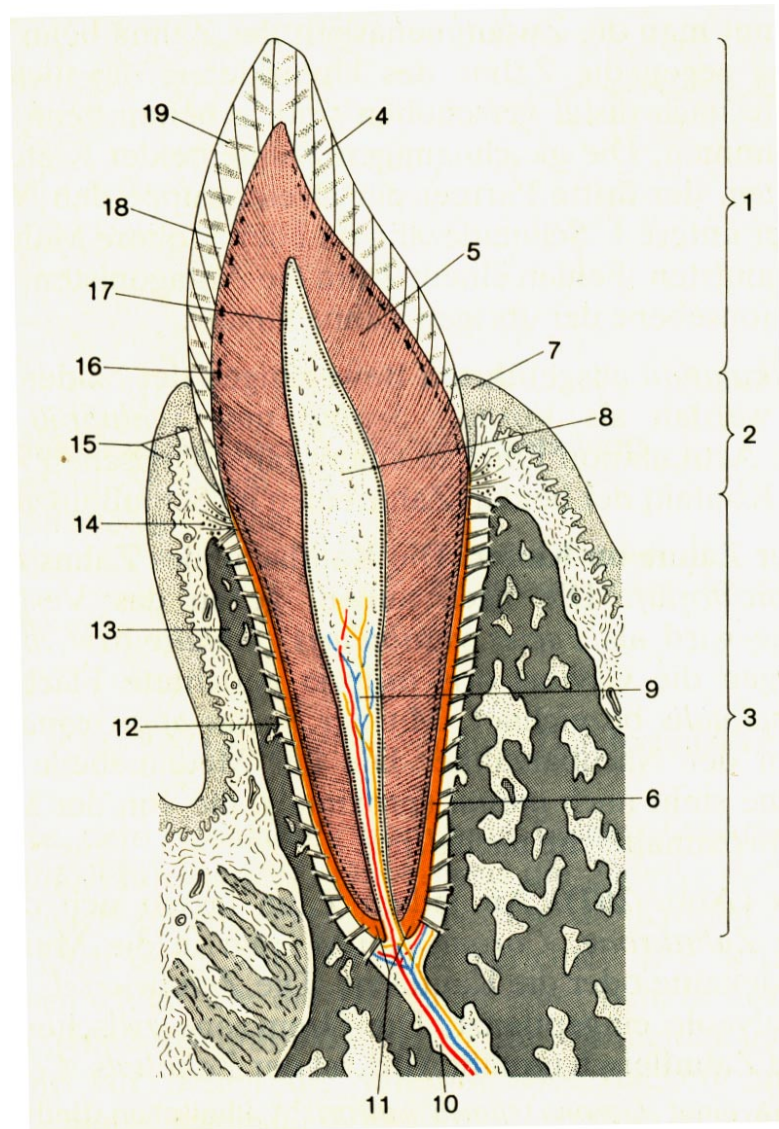


Abb. 3: Zahn und Zahnhalteapparat; schematischer Sagittalschnitt durch einen unteren Schneidezahn,

Ansicht der Schnittfläche von mesial (Frick et al. 1991, [25, S.698])

- | | | |
|------------------|---|--|
| 1 Corona clinica | 8 Cavitas dentis mit Pulpa dentis | 14 Lig. circulare dentis |
| 2 Cervix dentis | 9 Canalis radialis dentis | 15 Saumepithel und vestibuläres Gingivaepithel |
| 3 Radix dentis | 10 Gefäße und Nerven zu Pulpa und Peridontium | 16 Interglobulardentin |
| 4 Schmelz | 11 Apex radialis dentis; Foramen apicis | 17 Odontoblastenschicht |
| 5 Dentin | 12 Peridontium | 18 Retziussche Streifen |
| 6 Zement | 13 Arcus alveolaris (Mandibula, vestibulär) | 19 Schreger-Huntersche Streifen |
| 7 Gingiva | | |

Jeder Zahn setzt sich aus drei Hartsubstanzen zusammen. Der Zahnkern wird von Dentin (Zahnbein) gebildet, wobei dieses die Pulpahöhle umschließt. Koronal, in der Region der Zahnkrone, überzieht Schmelz das Dentin, im Bereich der Wurzel, Zahnzement. Die von den Zahnhartsubstanzen umgebene Pulpahöhle enthält die Pulpa dentis und geht im Bereich der Wurzel in den Canalis radialis dentis über.

An der Spitze der Wurzel treten durch das Foramen apicis dentis Blutgefäße, markhaltige und marklose Nervenfasern ein [25,S.699; 38,S.180].

2.1.1.2 Dentin

Entwicklung und Strukturmerkmale

Das Dentin bildet den Großteil des menschlichen und des Säugetierzahnes. Die Odontoblasten, dentinbildende Zellen, entwickeln sich aus der Zahnpapille und sind ektomesenchymaler Herkunft [14,S.343f; 58,S.1351]. Entwicklungsgeschichtlich und in ihrer Funktion sind Odontoblasten spezialisierte Bindegewebszellen, verwandt mit den Osteoblasten und den Fibroblasten.

Zunächst entstehen aus den peripheren Zellen der Zahnpapille Präodontoblasten, sekretorisch aktive Vorläuferzellen. Diese bilden und sezernieren Kollagene (Typ I, III und Typ-I-Trimer), Glycosaminoglycane und Fibronectin [58,S.1351]. Bei den weiteren Differenzierungsschritten kommt es neben Veränderung und Verlagerung der Zellorganellen, zu einer Vergrößerung der Zelle und zur Ausbildung eines kräftigen distalen Zytoplasmafortsatzes. Nach Abschluß der Entwicklungsschritte ist aus der Vorläuferzelle ein hochspezialisierter, sezernierender Odontoblast geworden, der jedoch die Fähigkeit Typ-III-Kollagen zu synthetisieren verloren hat [61,S.85ff].

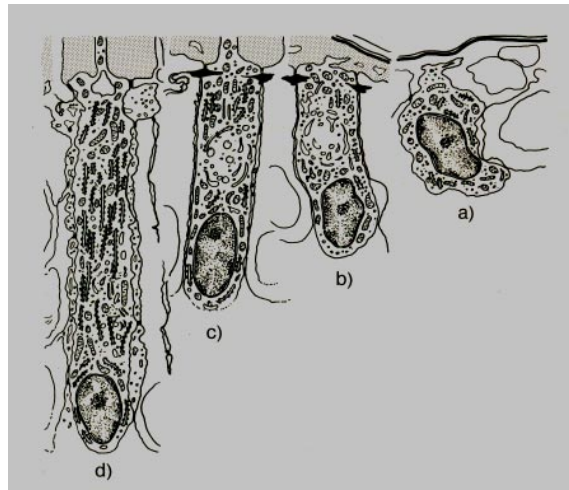


Abb. 4: Struktur der Odontoblasten in verschiedenen Stadien der Differenzierung (Ratte)

a = peripher lokalisierte Zelle der Zahnpapille, **b** = Praeodontoblast; **c** = junger Odontoblast; **d** = älterer Odontoblast (nach Takuma, 197 [66, S.993])

Der ausgereifte Odontoblast bildet ein Primärprodukt, das sogenannte Prädentin, welches extrazellulär zu kollagenen Fibrillen polymerisiert wird.

Die Odontoblastengrundsubstanz dagegen entsteht aus nichtkollagenen Bausteinen, [46,S.1]. Distal der Odontoblastenreihen bildet sich eine Anhäufung von organischem Prädentin, welches nach einiger Zeit in einem Abstand von 5- 20 µm distal der Zellen mineralisiert wird [61,S.85ff].

Die spätere Schmelz-Dentin-Grenze bildet sich aus einer verdickten Basalmembran, die aus einer gewellten Basallamina und aus einer Matte feiner, aperiodischer Mikrofibrillen besteht. Sie wurde von Raschkow auch als „membranula praeformativa“ bezeichnet [61,S. 85ff].

So entsteht an der Grenzfläche zwischen Zahnpapille und innerem Schmelzepithel außen eine Zytoplasmamembran der Präameloblasten, an welcher der erste prismenfreie Schmelz aufgelagert wird, und innen eine fibrilläre Struktur, die zum peripheren Dentin wird.

Das Dentin unterteilt man nochmals in drei verschiedene Strukturen, das Manteldentin, das circumpulpale und das peritubuläre Dentin.

Fünf Elemente des Dentins sind verantwortlich für seinen charakteristischen Aufbau:

- die Odontoblasten und ihre zugehörigen Zytoplasmafortsätze
- die Dentinkanälchen
- das peritubuläre Dentin
- das intertubuläre Dentin
- und das Manteldentin

Die Odontoblasten befinden sich durch ihre Lage in der Pulpaperipherie, an der inneren Dentinoberfläche. Da die Stärke des Dentinsaumes sehr unterschiedlich ist, kann der Odontoblastenfortsatz bis zu 5 mm lang sein. Dieser wiederum verzweigt sich in Mikrovilli, die in das intertubuläre Dentin hineinreichen und mit benachbarten Odontoblasten kommunizieren können.

Diese Odontoblastenfortsätze liegen in Dentinkanälchen, die das mineralisierte Dentin durchziehen. Im Kronendentin verlaufen diese mehr S-förmig, im Bereich der Wurzel geradlinig.

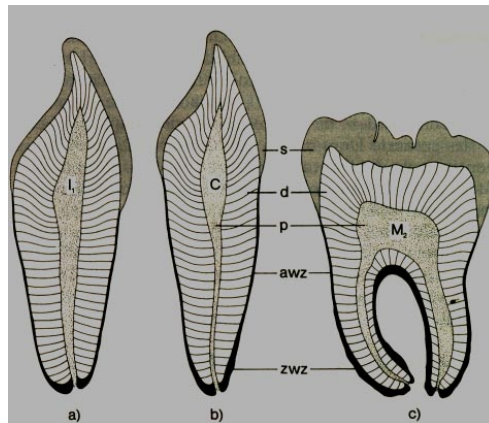


Abb. 5: Verlauf der Dentinkanälchen in einem Schneidezahn (a), einem Eckzahn (b) und einem Molaren (c). **d** = Dentin, **p** = Pulpakammer, **s** = Schmelz, **awz** = azelluläres Wurzelzement, **zwz** = zelluläres Wurzelzement (Schroeder, 1992 [61,S.104])

Peritubuläres Dentin kann während des gesamten Lebens gebildet werden. Damit erfüllt es die wichtige Funktion, Dentin und Pulpa gegen pathologische Vorgänge wie Karies zu verteidigen.

Im Extremfall führt es zum kompletten Verschluß des betroffenen Dentinkanals [12,S.387f; 68,S.693]. Diese Verkalkung der Kanälchen verursacht eine altersabhängig voranschreitende Reduktion von offenen Dentinkanälchen (dk), insbesondere im apikalen Wurzelbereich [13,S.359f]. Das Volumen an Odontoblastenfortsätzen ist in den pulpanahen Regionen des Dentins mit bis zu 64 000 dk/mm zudem wesentlich größer als in der Peripherie (16 000 dk/mm_) [61,S.107].

Damit wird leicht verständlich, daß tiefere Verletzungen des Dentins eine Eröffnung von zahlreichen Kanälchen verursachen. So werden bei der klassischen Kavitätenbodenpräparation 30 000- 40 000 Odontoblastenfortsätze pro 1 mm² am Dentin eines jugendlichen Zahnes beschädigt.

Die Auskleidung der Kanalwände erfolgt durch das sehr dichte und homogen mineralisierte peritubuläre Dentin. Die Kristalle aus Hydroxylapatit erscheinen als hexagonal-prismatische kleinste Plättchen.

Die jeweilige Dentindicke variiert u.U. stark von Kanal zu Kanal, ist außerdem abhängig von der Lokalisation desselben und dem Alter des Individuums [61,S.85ff].

Eine mineralisierte Matrix, reich an Kollagenfibrillen, ist sowohl die Basis für das Manteldentin als auch für das circumpulpale Dentin. Da die Matrix u.a. den Raum zwischen den Odontoblastenfortsätzen ausfüllt und die von peritubulärem Dentin ausgekleideten Dentinkanälchen voneinander trennt, wird sie auch als intertubuläres Dentin bezeichnet. Der Mineralisationsgrad ist geringer als der des peritubulären Dentins. Etwa die Hälfte der Matrix machen kollagene Fasern aus. Dadurch entsteht ein Netzwerk, welches quer zu den Dentinkanälchen verläuft.

Das Manteldentin ist weniger dicht mineralisiert als das circumpulpale und ohne Wachstumslinien [53,S.225]. Eine arkadenartige, in ihrer Ausprägung sehr variable Wellenlinie bildet die Grenze zwischen Manteldentin und Schmelz.

In allen Bereichen des Dentins findet man die Calciumphosphatkristalle des Apatits, wobei sie peritubulär fast 90 %, intertubulär lediglich 50 % des Dentinvolumens aus-machen [61,S.85ff]. In ihrer Größe und Form sind sie denen des Knochens und Wurzel-zementes vergleichbar, da sie kleiner als die Schmelzkristalle sind.

Schematisch ist hiermit die Komplexität und Variabilität der Zahnhartsubstanz Dentin dargestellt. Es läßt sich das Problem erkennen, vergleichbare Ausgangssituationen zu schaffen, ist doch kein Zahn wie der andere. In der Auswertung der in vitro-Untersuchung wird auf dieses Problem noch weiter eingegangen.

2.1.1.3 Zahnschmelz

Entwicklung und Strukturmerkmale

Bis 1689 hielt man den Zahnschmelz (Enamelum), bei Mensch und Tier für ein bradytrophes, aus Fasern aufgebautes Gewebe. Es wurde gezeigt, daß weder organische noch anorganische Schmelzbestandteile Faserstrukturen enthalten und es sich um ein kristallines Gefüge handelt [33,S.78ff, 61,S.37ff].

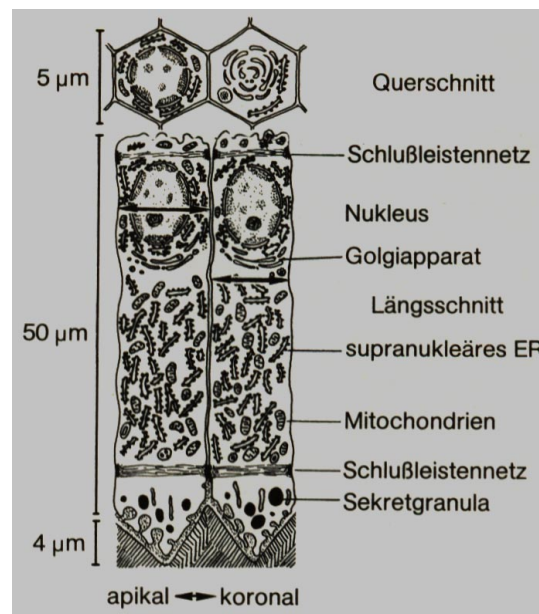


Abb. 6: Strukturschema für zwei Ameloblasten, ihre Tomesschen Fortsätze und die Schmelzbildungsfront im Querschnitt und im diagonal - koronoapikal verlaufenden Längsschnitt (Schroeder, 1992 [61,S.41])

Die Ameloblastendifferenzierung verläuft beim Menschen, bei Affen (*Macaca mulatta/arctoides*) und bei Katzen nahezu analog und erfolgt rasch nach jener der Odontoblasten [61,37ff].

Die Ameloblasten sind bis zu 70 µm große, hexagonale Zellen mit Mikrovilli am distalen Pol und einem großen Zellkern, sowie allen Zeichen der Eiweißsynthese und -sekretion.

Als Granula wird die Schmelzmatrix, Proteine mit Prolin, Histidin, Leucin, Glycin und Glutamat, sowie Glycoproteine und Glycosaminoglycane, von den Ameloblasten sezerniert und mit Calcium und Phosphat angereichert. So bilden sich an der Grenze zum Dentin erste Apatitkristalle.

Die Tomesschen Fortsätze sind gegen die Odontoblasten gerichtete pyramidale Ausstülpungen der Ameloblasten, die zusammen mit der Lageänderung ihrer Zellen während der Schmelzbildung die später typische Anordnung der Schmelzprismen bewirken.

Ist die Schmelzbildung erfolgt, wandeln sich die Ameloblasten zu resorbierenden Saumzellen und die Tomesschen Fortsätze gehen verloren [42,S.419ff].

Der Zahnschmelz, zusammengesetzt aus Hydroxylapatitkristallen, enthält nur 12 Vol. % freies Wasser, aber mehr anorganisches Material als die vergleichbaren Hartsubstanzen Dentin und Knochen.

Der Zahnschmelz ist dadurch die härteste Substanz im Organismus, vergleichbar der Härte von Quarz. 5 µm dicke, mehrkantige Schmelzprismen durchziehen den gesamten Schmelz.

Der Zahnschmelz enthält kein Kollagen und weniger als 5% Proteine [61,S.37ff]. Dies erklärt auch, weshalb nach Entkalkung eines Zahnschnittes der Schmelz nicht mehr zu erkennen ist [42,S.419ff]. Auffallend ist, daß die Schmelzoberfläche eines frisch durchgebrochenen Zahnes mit bloßem Auge ein Linienmuster erkennen läßt, das bei 30- bis 40jährigen nur noch in etwa der Hälfte der Fälle, bei 50jährigen nur bei max. 15 % aller Zähne nachzuweisen ist [62,S.31]. Diese als Wellen hervortretenden Linien werden als Perikymatien oder Imbrikationslinien bezeichnet, die den Schnittpunkten der Retzius-Streifen mit der Schmelzoberfläche entsprechen.

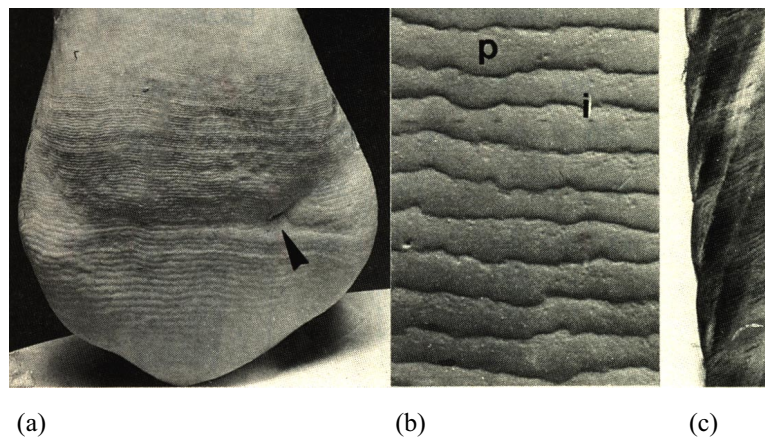


Abb. 7: Perikymatien (p) und Imbrikationslinien (i) an frisch durchgebrochenen menschlichen Praemolaren in der rasterelektronenmikroskopischen Aufsicht; (a, b) = bukkale Zahnfläche

und (c) = im histologischen Querschliff. **Pfeil** = kleine Schmelzbildungsfehler

Vergr.: (a) = 8 x; (b) = 130 x; (c) = 200-fach; (Schroeder, 1992 [61,S.68])

Die Retzius-Streifen sind periodisch über den gesamten Schmelzmantel verteilt und stellen Wachstumslinien dar, die von der Schmelz-Dentin-Grenze schräg okklusal verlaufen. Die einzelnen Abstände zwischen diesen Streifen unterliegen einer großen Variationsbreite. Sie können 4 μm und bis zu 150 μm betragen, wobei sie sich okklusocervikal verkleinern. Man vermutet, daß die Retzius-Streifen eine Ruhephase zwischen zwei Sekretionsphasen der Ameloblasten verkörpern [61,S.37ff].

Eine weitere Streifung kann im inneren Anteil des Schmelzmantels beobachtet werden, die Hunter-Schregersche Streifung, die durch Kreuzung von benachbarten Prismengruppen verursacht ist und eine funktionelle Anpassung zur Verhinderung von Schmelzverletzungen während des Kauens zu sein scheint [42,S.419ff].

Mit dem Rasterelektronenmikroskop kann man auch an der normalen Schmelz-oberfläche eines neuen Zahnes neben den Perikymatien weitere Unregelmäßigkeiten in Form von kleinen Vertiefungen erkennen. Diese werden durch Tomessche Fortsätze gebildet, deren zugehörige Ameloblasten die Schmelzbildung verfrüht beendet haben, ohne den Fortsatz zurückzubilden. In diesen Grübchen ist daher kein prismenfreier Schmelz zu erwarten, da sie unvollständige Enden von Prismenstäben darstellen.

Bilden diese Veränderungen größere Zonen - besonders häufig treten sie an Kontaktpunkten auf - scheint es zu einem vermehrten Auftreten von Karies zu kommen. Dies verwundert nicht, denn in einer solchen Vertiefung hat eine Kolonie von etwa 100 Kokken Platz [61,S.37ff].

Anzeichen für Areale schwächer mineralisierten Schmelzes sind Schmelzlamellen, die wie Büschel im Zahnschmelz, insbesondere an der Schmelz-Dentin-Grenze zu finden sind [61,S.37ff].

Die oben erwähnten Eigenschaften des Zahnschmelzes und vorher behandelten Besonderheiten des Dentins zeigen eindrücklich die Problematik der Vergleichbarkeit zweier Zähne im Hinblick auf äußere Einflüsse, z.B. durch Laserapplikation auf die Zahnhartsubstanzen.

2.1.1.4 Schmelz und Dentin im Vergleich

Im folgenden sollen anhand von Tabellen die Unterschiede und Ähnlichkeiten von Zahnschmelz und Dentin dargestellt werden. So sollen die Zusammensetzung und Strukturmerkmale vergleichend gezeigt werden.

Die Anteile an Wasser, Proteinen und dem Mineral Hydroxylapatit sind sehr unterschiedlich. Geringer Wassergehalt und hoher Mineralisationsgrad sind ausschlaggebend für die Härte und Festigkeit des Schmelzes.

Das Dentin mit seiner von Kanälchen durchzogenen Mikrostruktur weist dagegen einen wesentlichen Gehalt an Proteinen und freiem Wasser auf.

Bei der Schädigung des Zahnes durch Karies werden der Mineralisationsgrad und die Kristallstruktur des Zahnschmelzes verändert, wodurch eine Verfärbung und eine Abnahme der Schmelzhärte entsteht.

Tabelle 1: Zusammensetzung der Zahnhartsubstanz

	Schmelz		Dentin	
	Gew. %	Vol. %	Gew. %	Vol %
freies Wasser	4	12	10	25
Matrix: Proteine	1	2	20	30
Mineral: Hydroxylapatit	95	86	70	45

nach H. E. Schroeder, [61,S.115]

Tabelle 2: Strukturmerkmale von Schmelz und Dentin

	Schmelz	Dentin
Matrixproteine	kein Kollagen	92% Kollagen
Hydroxylapatit	Prismen	amorph
Kristallite		
• Dicke	20-60 nm	20-35 nm
• Breite	30-90 nm	3-4 nm
• Länge	unbestimmt	60-70 nm
Charakt. Merkmale	Schmelzprismen	Dentinkanälchen
• Länge	max. 2500 µm	max. 5000 µm
• Durchmesser	5 µm	1.7-4.9 µm
• Anordnung	verdrillte radiäre Bündel	annähernd radiär
• <u>Anzahl/mm</u>	20 000-30 000	12 700-68 000

aus Meyer D. [50,S.70]

2.1.1.5 Thermische und optische Eigenschaften

Die thermischen und optischen Eigenschaften der Zahnhartsubstanzen sind ursächlich für die durch den Laser hervorgerufenen Effekte am Zahn. So sind die am Schmelz und am Dentin zu beobachtenden Veränderungen durch die laserbedingten thermischen Effekte oftmals für Anwendung und Indikation desselben limitierend.

Die durch die Laserbestrahlung entstehende Zahnerwärmung führt zu einer Änderung der Absorptionskoeffizienten im nahen Infrarot-Spektralbereich. Verursacht wird dies besonders durch eine temperaturbedingte Verschiebung der Absorptionsbande des freien und des im Gewebe gebundenen Wassers [1,S.25ff].

Tabelle 3: Thermische Effekte an der Zahnhartsubstanz [50,S.70]

Temperatur [°C]	Bezeichnung	Effekt
200	Dehydratation	Verdampfung von freiem Wasser
500	Karbonisation	Entstehung von Oxidationsprodukten, Qualm, Zuwachs an OH^-
800	Oxidation	Verbrennung oberflächlicher Anteile; Bildung von Pyrophosphat; CO
1000	Dekristallisation	Verdampfung des Kristallwassers; Entstehung von β -Tricalciumphosphat;
1200	Dekristallisation	β -Tricalciumphosphat zu α - Ca_3 -Phosphat
>1600	Vitreisation	Schmelze

Die linearoptischen Eigenschaften der Zahnhartgewebe weisen fünf Problembereiche auf [1,S.25]:

- Reflexion und Lichtdurchgang an der Zahnoberfläche
- Lichtausbreitung im Zahnschmelz
- Reflexion und Lichtdurchgang an der Schmelz-Dentin-Grenze
- Lichtausbreitung im Dentin
- Reflexion und Lichtdurchgang an der Pulpa-Dentin-Grenze

Absorption der Laserstrahlung und Umwandlung der Laserenergie in Wärme determinieren die thermische Wirkung der Laserstrahlung im Gewebe [34,S.1ff]. Fällt ein gebündelter Laserstrahl auf Gewebe, wird dieser teils reflektiert und teils absorbiert [1,S.25ff]. Den visuellen Eindruck, den der Betrachter von einem Zahn hat, wird durch die Lichtstreuung und die Lichtreflexion auf der Zahnoberfläche festgelegt.

Die Breite des Streuwinkels wird durch Zahneigenschaften wie Krümmung und größere Unebenheiten der Zahnoberfläche bestimmt. So ist es möglich, daß der Einfallspunkt des Lichtes auf den Zahn die Winkelverteilung der Reflexionsstrahlung bedeutend verändert.

Die durch die Zahnoberfläche verursachte Streuung wird bedingt durch Makro-unebenheiten, deren Ausmaße über denen der Wellenlänge liegen, und durch Mikrounebenheiten, deren Ausmaße wiederum geringer sind als die Wellenlänge des Lichtes. Die Hauptanteile der Makrostruktur sind die Schmelzprismen und die interprismatischen Räume [1,S.26].

Die aus gleichmäßig angeordneten Hydroxylapatitkristallen bestehenden Schmelzprismen haben einen Durchmesser von 3- 5 μm und stehen senkrecht zur Fläche. Im interprismatischen Raum aber kann der Winkel zwischen der Hauptachse und dem Flächennormal bis zu 55° ausmachen. Auch hier finden sich Kristallite, wobei der Durchmesser lediglich 0,1- 1,9 μm beträgt.

Auf der Zahnoberfläche kommt es somit zu wechselnden Brechungsindizes der Prismenköpfe und der interprismatischen Räume. Beim unreifen Zahnschmelz und beim kariös veränderten Zahn ist eine zusätzliche Unregelmäßigkeit der Prismen und interprismatischen Räume typisch. Dies führt zu einer Veränderung der Winkel-verteilung der diffusen Streustrahlung. Je tiefer die Kavität ist, desto mehr gleichen sich die beiden Intensitäten der gleichgerichteten Streustrahlung und der entgegengerichteten reflektierten Strahlung an [1,S.27ff].

Zudem zeigt sich die Demineralisierung an der veränderten Winkelverteilung der quasikollimierten Komponente. Daraus lassen sich Details der unreifen oder kariös veränderten Schmelzstruktur bestimmen.

Bei der Lichtausbreitung im Zahnschmelz und im Dentin hat Altshuler das Phänomen der Wellenleiterausbreitung beschrieben [2,S.95ff]. Neben der Streuung von Licht kommt es in Zahnhartgeweben z. T. auch zu einem Lichteinfang in die Wellenleiter. Diese sind am Zahnschmelz durch die Prismen und am Dentin durch die amorphe Substanz zwischen den Dentinkanälen definiert [1,S.27ff]. Durch die Besonderheit der Lichtausbreitung in diesen Wellenleitern entsteht dort eine Lichtabschwächung. Die Transparenz eines Stoffes ist zudem unterschiedlich, abhängig vom rechtwinkligen oder parallelen Auftreffen des Strahles auf die Wellenleiter [1,S.27ff].

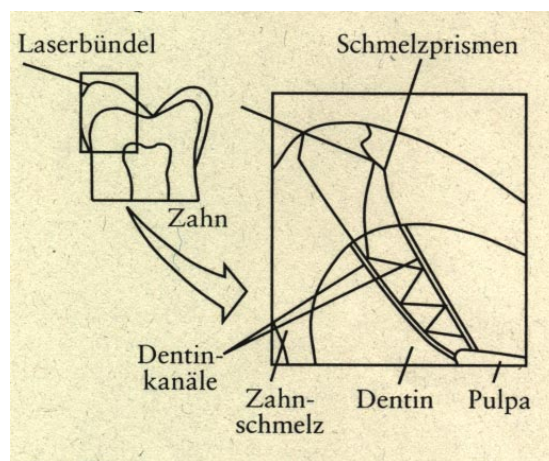


Abb. 10: Wellenleiterfunktion von Zahnschmelz und Dentin (nach Altshuler, 1994 [1,S.27])

Tritt eine Schmelzkaries auf, werden die Wellenleiter von den Lichtströmen isoliert, denn die starke Streuung macht den Eintritt in den Wellenleiter unmöglich.

Die Wellenleiter im Zahn unterscheiden sich von den in der Optik verwendeten, bedingt durch die Unregelmäßigkeiten der Mantelfläche sowie die starke Lichtstreuung des Gewebes [1,S.28ff].

Eine komplette Darstellung des Zahnes als optisches Modell ist aufgrund der vielen zu berücksichtigenden Faktoren kaum möglich. Die weitere Erforschung optischer Parameter der Zahnhartsubstanzen wird in Zukunft sicherlich eine wichtige Grundlage für die Weiterentwicklung und Verbesserung der Lasermethoden auf diesem Gebiet sein.

2.1.1.6 Pulpa

Die Pulpa entsteht aus einer ektomesenchymalen Zellansammlung, die bei Beginn der Zahnhartsubstanzbildung bereits die typische Struktur der Zahnpapille aufweist [61,S.124ff]. Neben den peripheren Papillenzellen, die sich zu Odontoblasten differenzieren, finden sich hauptsächlich undifferenzierte Mesenchymzellen. Im Verlauf der Zahnentwicklung sprossen die Äste der Alveolararterien ein und bilden ein kapilläres Netzwerk [67,S.371]. Sind bereits zu Beginn der Zahnhartgewebsbildung erste Nervenfasern in der Papille zu beobachten, entsteht der eigentliche subodontoblastische Nervenplexus erst während der Schlußphase der Wurzelbildung [20,S.247]. Durch die Entwicklung der Zahnhartsubstanzen bildet sich aus der Zahnglocke die zukünftige Zahnkrone, während sich durch Zellproliferation auch die Papille vergrößert.

Aus der Papille entsteht die Pulpa. Undifferenzierte Mesenchymzellen wandeln sich zu synthetisch hochaktiven Fibroblasten, die vermehrt Faserstrukturen bilden [32,S.459; 37,S.175ff]. Beim Zahndurchbruch ist die Umwandlung der Papille zur Pulpa abgeschlossen. Einige mesenchymale Zellen verbleiben als undifferenzierte Ersatzzellen in der ausgereiften Pulpa, um bei Bedarf nekrotische Odontoblasten zu ersetzen und als Abwehrzellen dienen zu können [61,S.124ff].

Der Pulparaum wird in Kronenkavum und Wurzelkanäle unterteilt. Die Form der Zahnkrone und des Kronenkavums gleichen sich. Im Bereich der Inzisalkanten und der Höckerspitzen finden sich Erweiterungen des Kavums. Diese bezeichnet man als Pulpahörner. Das Dach des Kavums bildet das koronale Dentin, bei Zähnen mit mehreren Wurzeln besteht der Kavumboden aus interradiikulärem Dentin. Die Ausrichtung der Wurzelkanäle folgt dem Verlauf der Wurzelachsen. Dieser ist individuell sehr verschieden.

Die Anzahl der Öffnungen an der Wurzelspitze kann stark variieren. So findet man je nach Zahn ein oder mehrere Foramina. In den vorderen und seitlichen Schneidezähnen, den Eckzähnen und den zweiten Prämolaren ist normalerweise nur ein Wurzelkanal vorhanden.

Die ersten Prämolaren haben nicht selten zwei oder sogar drei Kanäle. Sehr große individuelle Unterschiede bei der Kanalanzahl weist der erste untere Molar auf. Meist lassen sich hier vier Kanäle präparieren, in Einzelfällen können es aber bis zu sechs sein [61,S.124ff].

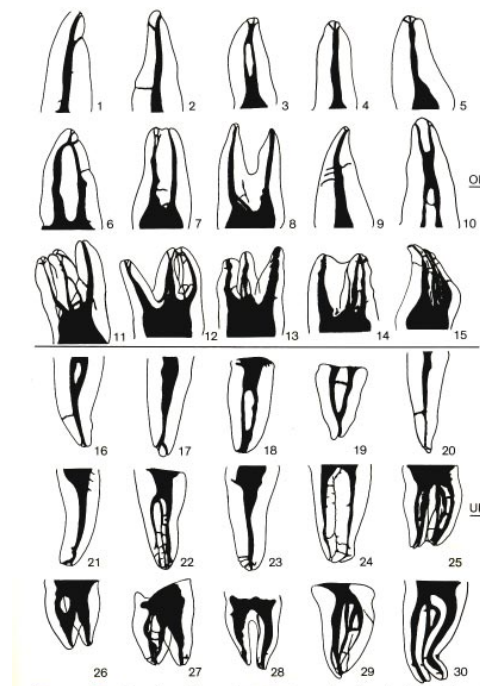


Abb. 11: Variationsmöglichkeiten bei Wurzelkanalkonfigurationen der Zähne

- A- Oberkiefer:** 1,2 = I-1; 3 = I-2; 4 = C; 6,7,8, = P-1; 5,9,10 = P-2; 11,12 = M-1; 13,14 = M-2; 15 = M-3;
- B- Unterkiefer:** 16,17 = I-1; 18,19 = I-2; 20 = C; 21,22 = P-1; 23,24 = P-2; 25,26 = M-1; 27,28 = M-2; 29,30 = M-3; (aus Schroeder H. [61,S.127])

Die apikalen Kanalöffnungen liegen mit einem Durchmesser von 0,3-0,4 mm um die Wurzelspitze verteilt. Kommt es zu einem Zementanbau oder zu Veränderungen im Dentin, können sich diese verschieben. Zusätzlich weisen etwa 70 % aller Zähne zusätzliche Seitenkanäle auf, die aus der Furkation direkt in das Kronenkavum eintreten oder auch lateral in die Wurzel [61,S.124ff].

Über die Wurzelkanäle, aber auch über die akzessorische Kanälchen und die apikalen Ramifikationen steht die Pulpahöhle mit dem desmodontalen Raum in Verbindung.

Diese Ergebnisse zeigen die Mannigfaltigkeit der Wurzelkanaltopographie, die nach Schroeder von vielen Autoren an Tausenden von Zähnen dargestellt wurden [61,S.126].

Durch die starke Variabilität, abhängig von der Wurzelkanalanzahl, ist auch das Pulkammervolumen sehr unterschiedlich [4,S.135f]. Dieses Volumen wird noch im Laufe des Lebens verringert, denn sekundäres Dentin wird weiterhin gebildet und führt zu einer Einengung insbesondere am Kavumboden und im Bereich der Pulpahörner, zum Teil auch an den Seitenwänden [61,S.124ff].

Das Pulkakavum enthält Bindegewebe mit stark spezialisierten Zellen. Es finden sich dort Odontoblasten, Fibroblasten, immunologische Zellen, interzelluläre Grundsubstanz mit oxytalanartigen, retikulären und kollagenen Fasern, sowie Nerven und Blutgefäße [24,S.103].

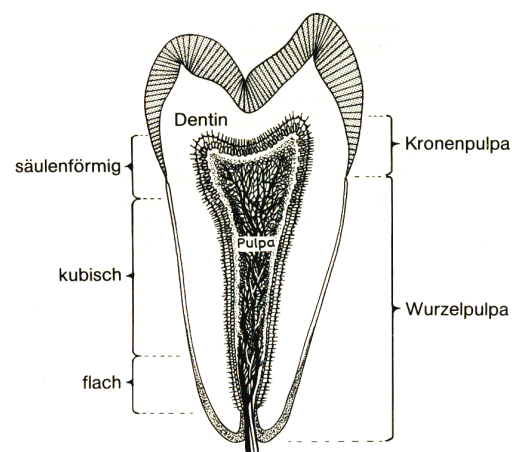


Abb. 12: Schema des Pulkakavums eines jugendlichen Prämolaren. Angedeutet sind die Pulparänder, die Odontoblastengestalt und die Blutgefäße (aus Schroeder H.[61,S.130])

Den Hauptbestandteil der Pulpazellen bilden die Pulpafibroblasten, welche als aktive und inaktive Zellen über die gesamte Pulpa verteilt sind. Diese flachen und spindelförmigen Zellen bilden Interzellulärsubstanz, wie Fibronektin, Chondroitinsulfat, Heparin, Dermatan sulfat und retikuläre bzw. kollagene Fasern [5,S.3f].

Weitere Zellen sind Bestandteile des Immunsystems, Histiozyten und Lymphozyten.

Die Anzahl an Faserstrukturen im Pulpagewebe ist beträchtlich, so finden sich dort retikuläre, argyrophile und kollagene Fibrillen, sowie Faserbündel [31,S.433].

Eine gelartige Grundsubstanz umgibt die oben erwähnten faserhaltigen Elemente des Pulpagewebes. Bestandteile dieser Masse sind insbesondere Glycosaminoglykane, Glycoproteine, Dermatan-sulfat und Proteoglykane.

Die stark durchblutete Pulpa wird primär von einem Gefäß versorgt, welches durch das Foramen apicale in das Pulpagewebe eintritt. Bei Zähnen mit mehreren Wurzeln können zudem größere Gefäße über die akzessorischen Kanäle in den Zahn ein- und austreten [40,S.177].

In den subodontoblastischen Bezirken enden pulpale Lymphkapillaren. Diese Lymphkapillaren münden in Sammelgefäße, welche entlang größerer Blutgefäße Richtung Apex ziehen, wo sie durch das Foramen oder die akzessorischen Seitenkanäle den Zahn verlassen [9,S.70].

Auch die Nervenfasern des Zahns benutzen das Foramen apicale als Zugang zur Pulpa. Man kann zwei Gruppen von Nervenfasern unterscheiden: Marklose, die hauptsächlich dem autonom-vegetativen Nervensystem zugerechnet werden und markhaltige, die dem Trigeminus entstammen und somatosensible Afferenzen leiten [63,S.78ff].

In der Pulpa der Unterkieferfrontzähne kann man auch Äste des N. mylohyoideus finden, die über die mandibuläre Symphyse, das inferiore oder retromentale Foramen in den Knochen eintreten [44,S.608]. Nervenfaserbündel ohne Perineurium führen die Axone in die Wurzelpulpa. Das Verhältnis von myelinisierten zu nicht-myelinisierten Fasern beträgt etwa 200-700 zu 1000-2000 Fasern innerhalb eines Faszikels [36,S.825]. Freie Axone ohne Umhüllung mit Schwannschen-Zellen ziehen über die Odontoblastenreihen bis zum pulpanahen Dentin. Da deren Anzahl in den Pulpahörnern am höchsten ist, ist dort auch die Innervationsdichte am größten [43,S.399].

Die sensiblen Afferenzen können nur die Empfindung Schmerz registrieren. Alle Reize, sei es übermäßiger Druck, Verletzung, Temperaturänderungen oder säurebedingte Schäden, werden als Schmerz empfunden. Das stark wasserhaltige Gewebe (75 %) der Pulpa hat einen Druck von 8-15 mmHg, welcher bei entzündlichen Vorgängen auf mehr als 35 mmHg ansteigen kann, wodurch leicht an den Nervenfasern einer nahezu abgeschlossenen Pulpahöhle irreversible Schäden entstehen [7,S.37].

Diese Darstellung erklärt, was für ein empfindlicher Bestandteil des Zahnes dieses Organ ist. Die durch eine Laserbestrahlung verursachten Effekte müssen daher genau untersucht werden, ehe der kariöse, aber noch vitale Zahn neuen Therapiemethoden ausgesetzt wird.

2.2 Einführung in die Laserphysik

2.2.1 Laserprozeß

Mit dem Akronym LASER, d.h. *Light Amplification of Stimulated Emission of Radiation*, wird ein Prinzip zur Erzeugung elektromagnetischer Strahlung bezeichnet. Dabei wird Lichtverstärkung durch induzierte Emission von Strahlung erreicht. Der Laser stellt einen Lichtgenerator dar, dessen Funktionsprinzip auf Einstein [18,S.132] zurückgeht. Von der Theorie bis zur praktischen Verwirklichung durch Maiman [45,S.564ff] im Jahre 1960 dauerte es mehrere Jahrzehnte. Der erste vorgestellte funktionsfähige Laser war ein Festkörperlaser mit einem Rubinkristall, durch dessen Chromatome die emittierte Wellenlänge ($\bullet = 0.69\mu\text{m}$) bestimmt wurde.

Lasersysteme unterscheiden sich in den Lasermedien und anderen Kriterien des Aufbaus, somit auch in den Einsatzmöglichkeiten und Betriebsarten. Das Grundprinzip des Lasers ist jedoch für alle gleich.

Es sei im Folgenden kurz erwähnt, wie sich der Laser und sein Funktionsprinzip von herkömmlichen Lichtquellen unterscheidet. Das Besondere der elektromagnetischen Strahlung des Lasers ist neben der hohen erzeugten Energiedichte die Kohärenz, die Kollimation und die Monochromasie [19,S.2ff]:

- Strahlung ist kohärent, wenn das elektromagnetische Feld des Lichtes räumlich und zeitlich eine konstante Phasendifferenz aufweist.
- Strahlung ist kollimiert, wenn sich ein Strahlenbündel auch auf große Entfernungen nur wenig aufweitet
- Strahlung ist monochromatisch, wenn das Laserlicht nur einige wenige Frequenzbänder aufweist

Durch die Kohärenz kann die elektromagnetische Strahlung auf engstem Raum gebündelt werden. Dadurch läßt sich eine hohe Energiedichte erzeugen [19,S.1ff]. Die Fläche, auf die die Leistung appliziert wird, ist definiert als Leistungsdichte. Wird ein Blatt Papier großflächig von der Sonne angestrahlt, erwärmt es sich. Konzentriert man das Sonnenlicht mit einem Brennglas auf einen Punkt, läßt es sich entzünden. Die gute Kollimation der Laserstrahlung, wodurch sich bereits eine hohe Leistungsdichte erzeugen läßt, kann durch eine Linse noch verbessert werden.

Die Grundlage des Laserfunktionsprinzips beruht auf dem Atom-Modell nach Bohr. Dabei umkreisen Elektronen den Kern auf verschiedenen Energieniveaus. Durch Absorption eines definierten Energiebetrags können Elektronen auf ein energiereicheres Niveau gelangen. Von Photonenabsorption spricht man, wenn dieser Energiebetrag in Form von elektromagnetischer Strahlung geeigneter Wellenlänge zugeführt wird. Trifft ein Photon mit einer definierten Energie auf ein Atom, so kann ein Elektron dieses Energieniveaus die Energie absorbieren und ist mit Übergang in das höhere Energieniveau als angeregt zu bezeichnen. Dieses kann aus energetischen Gründen allerdings nur etwa 10^{-8} Sekunden in diesem Zustand verbleiben. Kehrt das Elektron in den Grundzustand zurück, wird die freiwerdende Energie als Photon abgegeben. Die Energie entspricht dem absorbierten Energiebetrag. Die spontane Rückkehr in den Grundzustand wird als spontane Emission bezeichnet. Beim Laser findet der Wechsel zwischen zwei Energieniveaus eines Elektrons im Austausch mit der Energie des Strahlungsfeldes statt. Das Atom absorbiert entweder im niederen Niveau Strahlungsenergie (Anregung) oder gibt im höheren Energie ab (Emission). Trifft nun auf ein angeregtes Atom ein energetisch identisches Photon, wird die spontane Emission beschleunigt. Dabei bleibt das auftreffende Photon erhalten, das zur Anregung des Atoms vorher freigesetzte Photon verbleibt zudem. Die zusätzlich erzeugte Welle und die einfallende Welle stimmen in Richtung, Frequenz und Phase überein [70,S.28ff]. Dieser Vorgang wird als induzierte Emission bezeichnet und ist das Grundprinzip des Lasers (Abb.11).

Zur Erzeugung einer Verstärkung muß das obere Laserniveau mit mehr Atomen besetzt sein als das untere. Durch Erhöhung der Energieniveaus in einem System können Elektronen von einem unteren Niveau auf das oberste gepumpt werden und durch spontane Emission die mittleren Niveaus besetzen.

Durch die unterschiedlich lange Lebensdauer der mittleren Energieniveaus ist es möglich, die Besetzungsinversion, wie dieser Vorgang genannt wird, bei Laserbetrieb konstant zu halten. Der Resonator ist ein spezielles Spiegelsystem, bei dem der Photonenfluß durch einen zusätzlichen Rückkopplungsmechanismus verstärkt wird. Die Resonatorspiegel sind teildurchlässig, so daß ein Teil der Photonen den Resonator als Laserstrahl verlassen kann [17,S.1ff; 19,S.1ff].

Mittlerweile sind mehr als 600 Medien bekannt, welche geeignet sind, die Besetzungsinversion zu erzeugen und daher als Lasermedien in Frage kommen.

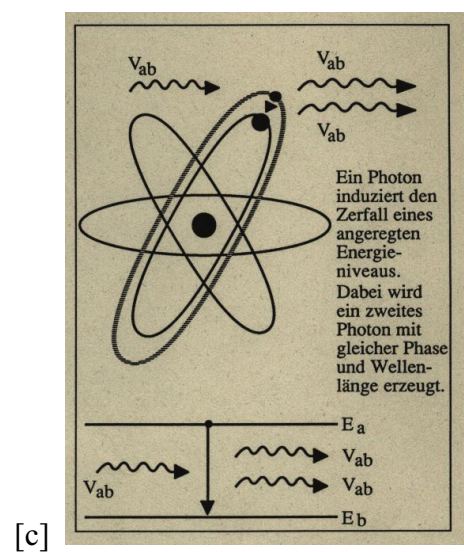
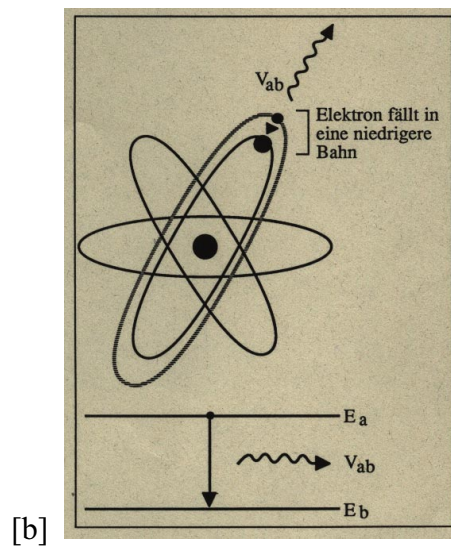
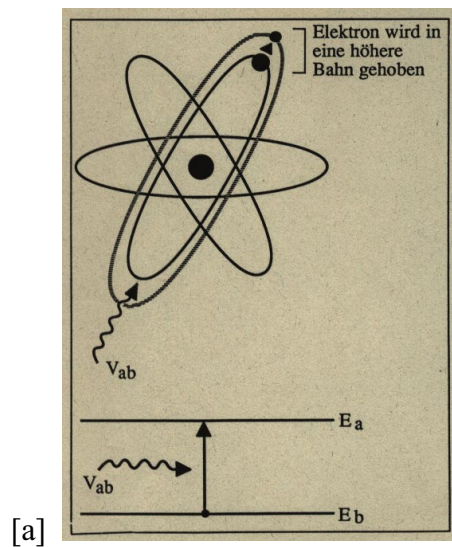


Abb. 11: [a] angeregtes Atom, [b] spontane Emission, [c] induzierten Emission [11,S.4f]

Das Lasermedium bestimmt letztlich, ob es sich um einen Halbleiter-, Flüssigkeits-, Festkörper- oder Gaslaser handelt. Will man eine Besetzungsinversion erzeugen, muß man dem Lasermedium die jeweilige geeignete Energie zuführen. Heute werden etwa 15 verschiedene Lasertypen in Forschung und Therapie eingesetzt.

2.2.2 CO₂-Laser

Die allgemeine Grundlage für das Laserbetriebssystem wurden in den vorangegangenen Kapiteln in einer Übersicht dargestellt. Im Folgenden soll nun der CO₂-Laser in seinen Besonderheiten beschrieben werden.

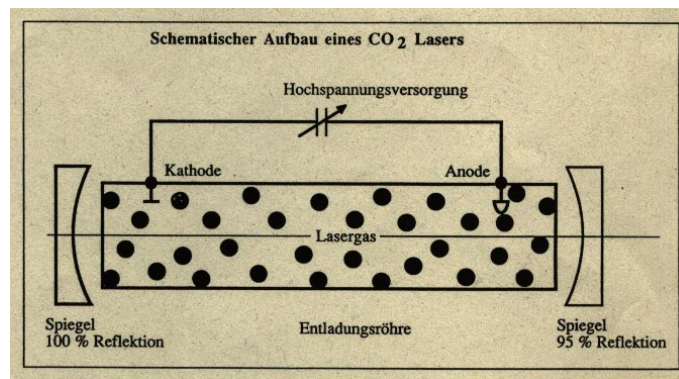


Abb. 12: CO₂-Laser im Schema [39,S.1]

Dieser in der Medizin häufig eingesetzte Laser zeichnet sich durch seinen hohen Wirkungsgrad von 30 % aus. Es wird ein spezielles Gasgemisch aus 82 Anteilen Helium, 13,5 Anteilen Stickstoff und 4,5 Anteilen Kohlendioxid verwendet. Während das Helium lediglich zur Wirkungsgraderhöhung dient, werden die beiden anderen Gase für den eigentlichen Laserprozeß benötigt. Bei der Entladung entstehen die Dissoziationsprodukte CO und O₂. Durch die Zugabe von H₂O, H₂ oder O₂ wird CO₂ gebildet.

Zwei Formen des CO₂-Lasers sind möglich. Zum einen der offene Lasergaskreislauf, der technisch einfacher in der Herstellung ist, dafür aber mehr Lasergas verbraucht. Zweitens ist ein abgeschlossenes System (sealed off) möglich, wie der verwendete Sharplan-Laser 20 C. Das Lasergas wird nach Kühlung und Regeneration dem Resonator wieder zugeführt.

Elektrische Entladungen führen zu einer Anregung der Stickstoffmoleküle, welche durch ihr langes Verharren im angeregten Zustand, sich für den Laserprozeß eignen.

Da nur ein sehr geringer Anteil der Kohlendioxidmoleküle direkt durch Elektronenstöße ins obere Laserniveau gepumpt wird, übertragen die Stickstoffmoleküle ihre Energie durch Stöße in das obere Laserniveau.

Quantenmechanisch gesehen ist der CO₂-Laser ein Vierniveau-Vibrations-Rotations-laser. Das lineare, symmetrische CO₂-Molekül kann drei Normalschwingungen ausführen: Eine symmetrische Streckschwingung, eine symmetrische Knickschwingung und eine asymmetrische Streckschwingung [50,S.68ff]. Laserstrahlung als elektromagnetische Wellen werden bei bestimmten Energieübergängen dieser Schwingungszustände emittiert.

Beim Übergang in eine symmetrische Schwingung werden Photonen mit einer Wellenlänge von 10,6 μm emittiert, beim Übergang in eine Knickschwingung Photonen mit einer Wellenlänge von 9,6 μm . Durch Stoßprozesse mit anderen Molekülen, aber auch an der Wand des Entladungsrohres, erfolgt die Entladung des unteren Laserniveaus. Da das Emissionsspektrum des Lasers aus vielen Linien besteht, ist es nötig, ein wellenlängenselektierendes Element in den Resonator einzufügen, beispielsweise ein Beugungsgitter [39,S.1ff].

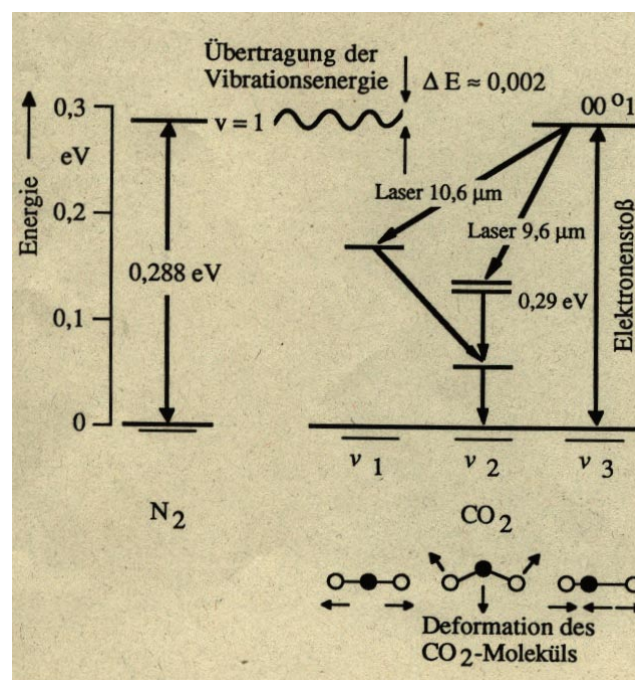


Abb. 13: vereinfachtes Niveauschema des CO₂-Lasers [39,S.2]

Die Form der Entladung des CO₂-Lasers bestimmt die Betriebsart. So ist es möglich, daß der Laser kontinuierlich (cw continuous wave), gepulst oder supergepulst Energie abgibt. Die Steuerung der Leistung erfolgt im Superpulsbetrieb über die Repetitionsrate.

Die mittleren Leistungen sind im Pulsbetrieb bis 15 W regelbar, im Superpuls nur zwischen 0.5 und 7 W. Im cw- Betrieb liegen die Leistungen zwischen 1 mW und 20 W [19,S.1ff].

In der Weichgewebsbearbeitung ist der Einsatz von cw, also kontinuierlich betriebenen

Lasern ausreichend, auch wenn hier nur Leistung, Leistungsdichte und die Gesamteinwirkzeit verändert werden können. Der Einsatz an Zahnhartsubstanzen erfordert mehr Variationsmöglichkeiten. Dies bieten gepulste Laser. Hier läßt sich Einfluß auf die Bearbeitung nehmen, indem Energiedichte, Pulsenergie, die Länge der Pulse, deren Wiederholungsrate und die Gesamteinwirkzeit variiert werden können.

Der Begriff "Pulsenergie" ist beim gepulsten Laser deshalb gebräuchlich, weil mit dem Begriff "Leistung" nicht definiert ist, ob es sich um die Pulsspitzenleistung oder die Gesamtleistung handelt. Der gepulste Laser gibt seine Energie in kleinen Energiepaketen ab, deren Dauer mit dem Begriff 'Pulslänge' bzw. 'Pulsbreite' beschrieben wird. Üblicherweise liegt die Zeit pro Puls zwischen 10 ns bis in den Bereich von ms. Wieviele Pulse pro Zeiteinheit [s] abgegeben werden, gibt die Repetitionsrate oder auch Pulswiederholungsrate an [15,S.22ff]. Bei medizinischen Lasern sind das zwischen 1 Hz und 100 Hz. Sind die Pulslängen sehr kurz, können für wenige Nanosekunden mittlere Pulsleistungen in der Größenordnung von Gigawatt erreicht werden. Der Laser benötigt dann wieder ein Vielfaches der Pulsdauer, um die Energie für den nächsten Puls bereit zu stellen [19,S.1ff].

Die mittlere Pulsleistung, bestimmt durch das Verhältnis der Pulsenergie [J] zu der Pulsdauer [s], bedingt das Ausmaß des Gewebeabtrages. Die mittlere Gesamtleistung, Pulsenergie [J] multipliziert mit der Pulswiederholungsrate [1/s], ist ein Kriterium, den Wärmeeintrag ins Gewebe anzugeben und damit die zu erwartende thermische Wirkung.

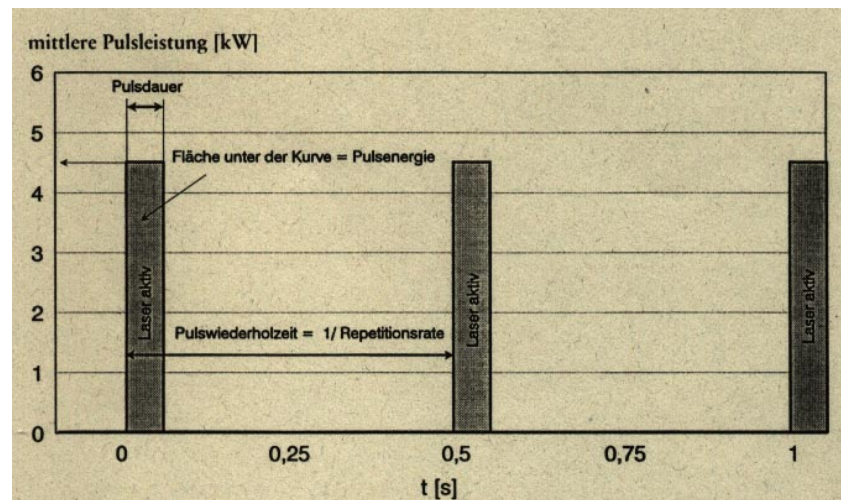


Abb.14: Zusammenhänge zwischen den Kenngrößen eines gepulsten Lasers [19,S.6]

Die geringste thermische Belastung wird erreicht, wenn man mit möglichst geringer mittlerer Gesamtleistung arbeitet, bei gleichzeitig hoher mittlerer Pulsleistung. Dies erfolgt aber auf Kosten der Bearbeitungsgeschwindigkeit, so daß hier ein günstiger Kompromiß gefunden werden muß. Die Besonderheit der gepulsten Lasersysteme ist auch darin zu sehen, daß die mittlere Pulsleistung 10^3 bis 10^6 -fach höher ist als die mittlere Gesamtleistung.

Für die Anregung des Gaslasers bieten sich verschiedene Verfahren an. So kann der Laser entweder durch eine Gleichstromentladung gepulst werden oder im Megahertzbereich kontinuierlich oder durch Hochfrequenz angeregt werden.

Lasersysteme mit Hochfrequenzanregung (HF) sind zwar teurer in der Anschaffung, aber es besteht kein Elektrodenverschleiß, damit eine längere Lebensdauer als bei Lasern mit Gleichspannungsanregung. Zudem ist die Strahlqualität besser und der HF-Laser benötigt nur ein Zehntel der Spannung [39,S.1f].

Der getaktete Laser ist ein cw- Laser, bei dem sich während des Betriebes der Resonator ein- und ausschalten kann. Dabei sinkt die mittlere Gesamtleistung des Lasers ab. Die mittlere Pulsleistung bleibt dagegen gleich der cw- Leistung. Bei großzügigerer Gestaltung der Elektronik ist es aber möglich, die mittlere Pulsleistung um das zwei- bis fünffache im Vergleich zur cw- Leistung anzuheben. Die mittlere Leistung verliert dann nur zwischen 80% und 50%. Diese Laser werden als supergepulste Laser bezeichnet. Es werden einzelne Pulspakete zusammengefaßt und von einer Pausenzeit unterbrochen, während der Fußschalter andauernd betätigt wird. Der Vorteil ist eine höhere Einzelpuls-spitzenleistung und eine

verlängerte Pausenzeit, so daß trotz guter Leistung thermische Schädigungen geringer gehalten werden können als dies bei den sonst üblichen Systemen möglich ist.

2.2.3 Transmissionssysteme

2.2.3.1 Lichtwellenleiter

Mit Hilfe von Lichtwellenleitern können die Möglichkeiten des Lasersystems nochmals erweitert werden, da hiermit entfernt vom Entstehungsort Energie appliziert werden kann. Über Einzelfasern läßt sich die konzentrierte Lichtform des Laserstrahls erhalten [60,S.1ff]. Für den klinischen Einsatz werden überwiegend Lichtwellenleiter aus hochreinem Quarzglas verwendet. Der Wellenlängenbereich dieser Fasern liegt zwischen 200 nm und 2000 nm. Diese haben geringere Lichtverluste, gute optische und mechanische Eigenschaften.

Wegen der unterschiedlichen Wellenlängen sind Quarzglasfasern (●= 200-2000nm) nicht für den CO₂-Laser mit einer Wellenlänge von 9.6µm oder 10.6µm geeignet.

Für den CO₂-Laser und nicht-endoskopische Einsätze werden daher Laser mit beweglichen Spiegelgelenkarmen verwendet.

2.2.3.1 Spiegelgelenkarm

Für die Strahlführung des CO₂-Lasers werden sogenannte Spiegelgelenkarme eingesetzt. Die Zahl der räumlichen Dimensionen, in denen die Bewegung eines Körpers erfolgen kann, wird mit dem Begriff des Freiheitsgrades beschrieben.

Möchte man den Strahl im Raum beliebig ausrichten, müssen entweder zwei Dreh,- oder Kippspiegel hintereinander geschaltet werden oder ein in zwei Achsen flexibler Drehkippspiegel eingebaut werden [30,S.1ff].

Da die Kippspiegel in der Justierung bei Gebrauch in einem Strahlführungssystem zu empfindlich sind, werden hintereinandergeschaltete Drehspiegel verwendet. Es wird eine 90°-ige Umlenkung benutzt, um eine Einschränkung der Drehwinkelbereiche zu verhindern.



Abb. 15: CO₂-Laser mit Swiftlase® und Spiegelgelenkarm

Für die Konstruktion ergeben sich mehrere Möglichkeiten, wobei die Ausführung des Gelenkarmes als Teleskop oder als Ellenbogengelenk am gebräuchlichsten ist. Gewicht, Lagegenauigkeit und die Winkelpräzision sind ausschlaggebend für die Qualität des Spiegelgelenkarms.

2.3 Verwendetes Lasersystem

2.3.1 Sharplan 20 C

In dieser Arbeit wurde der medizinische CO₂-Laser Sharplan 20 C der Firma Sharplan (D-Freising) mit dem Scanner „Swiftlase®“ verwendet.

Der CO₂-Laser Sharplan 20 C liefert einen Gaußmode TEM₀₀ mit einer kontinuierlichen Leistung bis 20 W. Im gepulsten Betrieb kann die mittlere Leistung bis 15 W reguliert werden, die eingestellte Frequenz beträgt dabei 50 Hz. Nach Angaben des Herstellers ist außerdem ein Superpuls-Betrieb (sp) mit Pulslängen von 150 µm möglich. Die mittlere Leistung kann zwischen 0.5 und 7.0 W gewählt werden, die mögliche maximale Pulsspitzenleistung liegt dann bei 250 W. Die Leistung läßt sich durch die Repetitionsrate steuern [50,S.68ff].

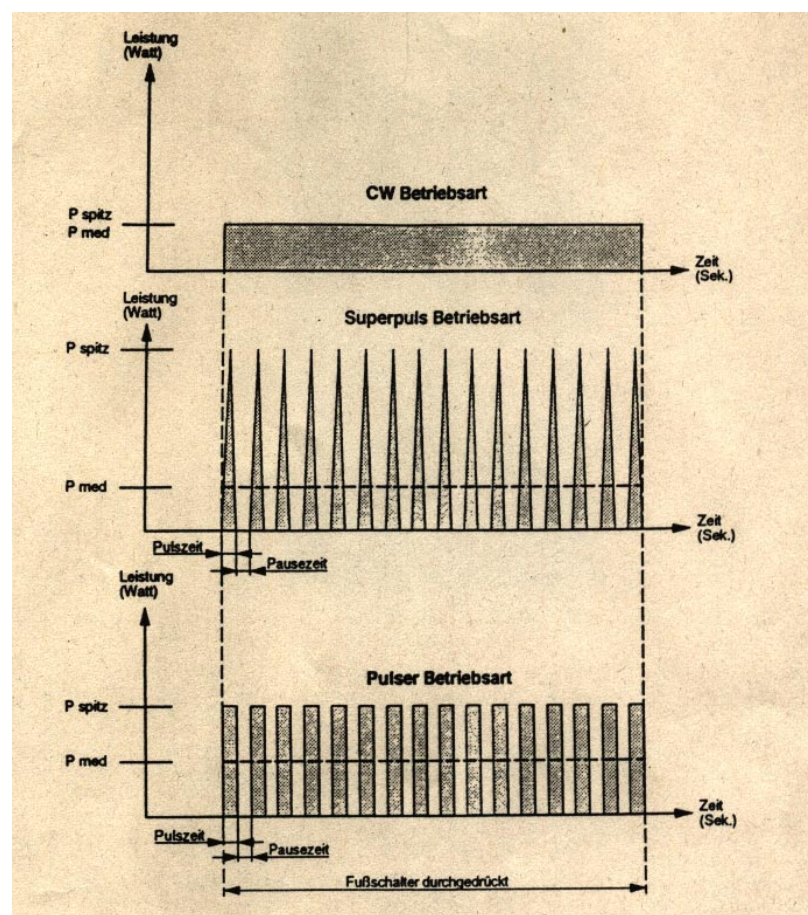


Abb. 16: Betriebsarten des Sharplan-Laser [50,S.75]

Jede dieser drei Betriebsarten kann wiederum in drei unterschiedlichen Bestrahlungsformen appliziert werden. Es ist die kontinuierliche, die Wiederholungspuls- und die Einzelpulsbestrahlung möglich. Im Einzel- und Wiederholungspulsmodus sind Puls- wie auch Pausenzeiten von 0.01 bis zu 1.0 Sekunden wählbar (Abb.16).

Zum Schutze der fokussierenden Linse werden mittels Preßluft Schmauch und Spritzwasser über einen flexiblen Schlauch am Handstück entfernt. Dadurch kann zusätzlich eine gewisse Kühlung der Materialprobe erreicht werden. Die Strahlführung erfolgt über einen 7-gelenkigen Kohlefaserarm. Zur Kontrolle des Strahlverlaufes verfügt das benutzte Modell über einen koaxial emmittierten HeNe-Laser mit einer Wellenlänge von 633 nm und einer maximalen Ausgangsleistung von 3 mW.

Zur weiteren Reduktion der Wärmeentwicklung durch die Laserstrahlapplikation wurde der CO₂-Laser 20 C der Firma Sharplan mit dem Scanner Swiftlase® gekoppelt.

2.3.2 Swiftlase®-System

Die hohe termische Energie, welche durch den CO₂-Laser erzeugt werden kann, stellt für die Behandlung von Gewebe auch ein Problem dar. Wird diese Energie punktuell auf einen Zahn appliziert, werden in der Pulpa unter Umständen schädigende Temperaturen erreicht. Eine dezentrale Laserbestrahlung würde somit eine höhere Leistung bei gleicher Temperatur ermöglichen. Unter diesen Gesichtspunkten wurde von der Firma Sharplan (D-Freising) das sogenannte Swiftlase®-System entwickelt.

Hierbei wird durch schnelles Rastern des Laserstrahls über dem bestrahlten Areal die punktuelle Bestrahlung reduziert. Die Verweildauer des Laserstrahls sinkt durch die gleichmäßige und flächige Führung über jedem Gewebepunkt auf ca. 1 ms. Durch die Fokussierung des Laserstrahls bleibt jedoch dessen Energiedichte erhalten [15,S.22ff].

Der fokussierte Laserstrahl wird durch zwei synchronisierte Drehspiegel über ein kreisförmiges Gebiet mit einem Durchmesser von 1.5-4 mm, abhängig von der Fokuslänge geführt.

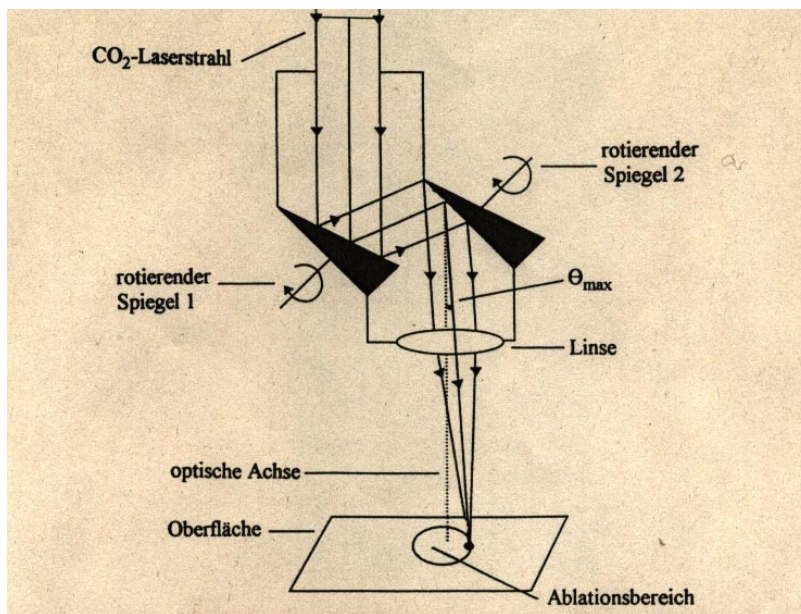


Abb. 17: Funktionsprinzip des Swiftlase®-Systems [50,S.77]

Durch ein Handstück der Brennweite von 125 mm wird ein Gebiet mit 3 mm Durchmesser und einer Fläche von etwa 7 mm² abgedeckt. Der Fokusbereich beträgt dabei 200 µm, die Fokussfläche ca. 0.031 mm² [50,S.68ff].

Die Dauer eines vollen Durchlaufs der vom Laser beschriebenen Bahn beträgt 0.1 s und wird als SFSD („single full sweep duration“) bezeichnet. Um die bestrahlte Zone im cw-Betrieb komplett abzudecken, ist eine Mindeststrahldauer von 0.1 s nötig. Im Pulsbetrieb, bei welchem die Frequenz auf 50 Hz festgesetzt ist, kämen bei einer Öffnungs- oder Schließbewegung der Spirale nur 10 Laserpulse auf einen Kreis mit Durchmesser 3mm. Soll die gesamte Fläche abgedeckt werden, sind mindestens 225 Pulse bei einer Bestrahlungszeit von 4.5 s erforderlich. Bei der Freihandführung im medizinischen Einsatz ist eine Fokussierung über diesen Zeitraum nicht zu gewährleisten.

Für eine sinnvolle Anwendung des Scanning-Systems bei einer Laserbestrahlung ist die gleichmäßige Abdeckung des Kreisareals von Interesse. Im Superpulsbetrieb erfolgt die Steuerung der Leistung über die Repetitionsrate. Hier liegt beispielsweise bei 1 W Leistung die Repetitionsrate bei 50 Hz. Pro SFSD werden 5 Pulse erzeugt.



Abb. 18: Swiftlase®-System der Firma Sharplan

Die Verteilung dieser Pulse im Raum ist für den Anwender nicht vorhersehbar, da sie vom Startpunkt der beschriebenen Bahn abhängt. Um eine 50%-ige Überdeckung zu erreichen, ist eine Bestrahlungsdauer von 3 s notwendig. In dieser Zeit wird der Laserstrahl 30 mal über das Gebiet geführt. Umso mehr Durchläufe möglich sind, umso wahrscheinlicher wird die mehrmalige Bestrahlung eines Bereiches.

Es konnte gezeigt werden, daß durch eine Erhöhung der Laserleistung und der Repetitionsrate die Bestrahlungszeit, die benötigt wird, um 50% der bestrahlten Fläche zu überdecken, deutlich verkürzt wird [50,S.68ff].

mittlere Leistung [W]	Rep.rate [1/s]	notwendige Bestrahlungszeit bei 50 % Überdeckung [s]
0,5	25	6
0,8	40	3,75
1	50	3
2	100	1,5
4	200	0,75
7	350	0,43

Abb. 19: Zusammenhänge von Laserleistung, Repetitionsrate, Bestrahlungszeit [50,S.77]

2.4 Messungen der intrapulpalen Temperaturentwicklung

Zur Begrenzung der für die Behandlung von Zahnhartsubstanzen sinnvollen Parameter wurden Vorversuche durchgeführt. Dabei zeigte sich, daß eine Erwärmung des Zahnpräparates vor der Laserbestrahlung auf Körpertemperatur durch ein Wasserbad zu keiner veränderten Temperaturentwicklung nach Laserapplikation führte.

Schon bei Melcer und Mitarbeiter [49,S.311ff], sowie bei Zach und Cohen [71,S.515ff] wurde der in der Pulpa maximal tolerable Temperaturunterschied auf 10 K festgesetzt. Durch Vorversuche wurde die vertretbare Laserleistung unter diesem Gesichtspunkt auf 3 W begrenzt. Bei einer weiteren Erhöhung fanden sich biologisch nicht mehr tolerable Temperatur-erhöhungen in der Pulpa.

Die präparierten Zähne wurden daher mit einer Ausgangsleistung von 0.5 bis 3.0 W in 0.5 W-Schritten bestrahlt, mit einer jeweiligen Bestrahlungsdauer von 5 oder 10 Sekunden. Die Laserapplikation erfolgte quasikontinuierlich bei supergepulster Betriebsart in Kombination mit der dezentralen Laserbestrahlung der Gewebeprobe über das Swiftlase®-System und ein Handstück mit einer Brennweite von 125 mm.

Zur Verwendung kamen kariesfreie und nach Behandlung mit dem Ultraschall plaquefreie Unterkieferzähne von etwa 4 Monate alten Marktschweinen. Aus den frischen Unterkieferhälften wurden Blockpräparate mit jeweils 4 Zähnen, 2 Molaren und 2 Prämolaren geschnitten. An der Unterseite des en-bloc-Resektats ließen sich die Wurzelkanäle darstellen, welche mit Wurzelkanalbohrern von 0.5 bis 1.3 mm Durchmesser je nach Präparatbeschaffenheit aufbereitet wurden. Der Verlauf der bearbeiteten Pulpakanäle konnte durch die in situ belassenen röntgendichten Wurzelbohrer radiologisch dargestellt werden. Hierzu erfolgten Röntgenzahnfilm-aufnahmen des fertig präparierten Unterkiefersegmentes mit 0.33 s Belichtungszeit und 60 kV Spannung. Damit konnten etwaige viae falsae durch die Präparation ausgeschlossen werden.

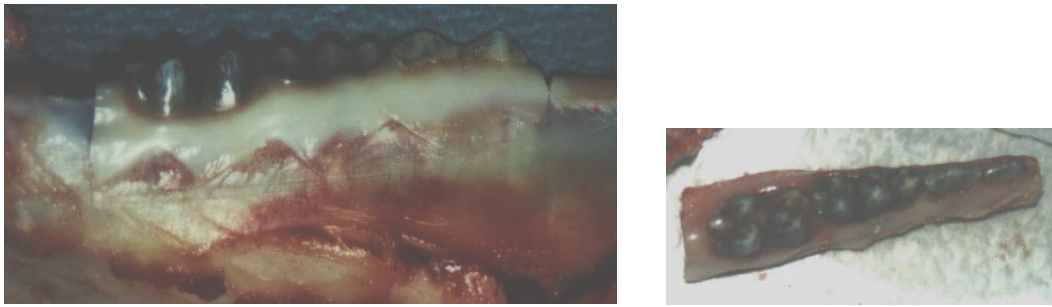


Abb. 20: Schweineunterkiefer und en-bloc-Resektat

Um das unterschiedliche Temperaturverhalten sowie den seitendifferenten Substanzabtrag der beiden Zahnhartsubstanzen Schmelz und Dentin zu prüfen, wurde bei einem Teil der Zähne der Schmelz entfernt. Die Messungen wurden dann in beiden Präparategruppen in gleicher Weise durchgeführt.

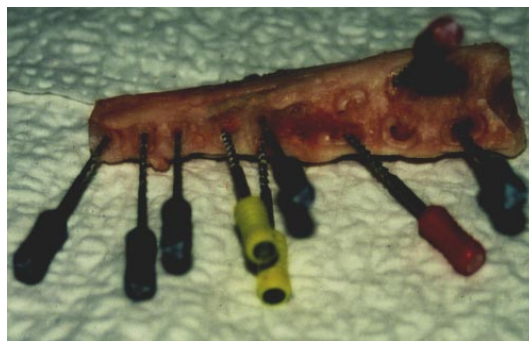


Abb. 21: Präparation des Resektates durch Wurzelkanalinstrumenten



Abb. 22: Radiologische Darstellung des Präparates mit eingeführten Wurzelkanalinstrumenten

Für die Temperaturmessungen wurde das en-bloc-Resektat nach sorgfältiger Trocknung durch saugfähiges Papier in eine spezielle konstruierte Haltevorrichtung (Fa. Kalteis-Dental, D-Vaterstetten) zur Strahlenachse exakt in einem 90°-Winkel eingespannt. Der Abstand zum Strahlenausgang, definiert durch das verwendete Handstück, betrug 125 mm.



Abb. 23: Versuchsaufbau zur Bestimmung des thermischen Effektes der Laserbestrahlung

Die Bestimmung der intrapulpalen Temperatur erfolgte in Zusammenarbeit mit dem Lehrstuhl für Elektrische Meßtechnik der Technischen Universität München, Abteilung Meß- und Regelungstechnik (Leiter: Univ.-Prof. Dr. Schneider).

Zur Temperaturmessung wurden sowohl mit handelsübliche Thermoelemente (GTH 1200 A, Fa. Greisinger, D-Regenstauf) als auch NTC-Thermistoren verwendet. Die Thermistoren waren am genannten Lehrstuhl hergestellt worden und hatten einen Kopfdurchmesser von 0.1 mm. Nach Aufbereitung des Wurzelkanals wurde das Thermoelement in der Pulpahöhle positioniert.

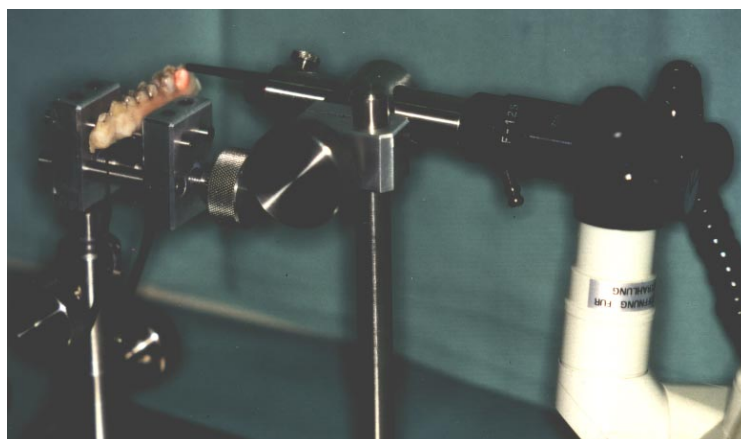


Abb. 24: Meßplatz und Meßanordnung Laserbestrahlung/Temperaturmessung

Für die Datenverarbeitung wurde ein geeignetes Computerprogramm „Toothdem“ unter Windows '95 am oben genannten Lehrstuhl entwickelt. Die interessierenden Meßparameter wie Anfangstemperatur, Temperaturverlauf bis 75 Sekunden nach Ende der Bestrahlung, Temperaturmaximum und maximaler Temperaturunterschied wurden während und nach der Bestrahlung in einem Personalcomputer unter Windows digitalisiert, ausgewertet und abgespeichert und als Zeitdiagramm wie auch als numerischer Wert mit einer Auflösung von 0.1°C dargestellt. Der Meßbereich erstreckte sich von 17°C bis 65°C mit einer Meßgenauigkeit von 0.2°C , abhängig vom verwendeten Fühlertyp. Das Programm ermöglichte durch Kurvenapproximation in ausgewählten Meßpunkten eine rechnergestützte Kalibrierung der Sensoren.

Die maximale Aufzeichnungsdauer betrug, bedingt durch die gewählte Abtast- und Visualisierungsrate, 75 Sekunden. Durch einen speziell entwickelten Fußschalter war es möglich, den Bestrahlungsbeginn mit der Meßaufzeichnung zu synchronisieren. Die Dauer der Laserexposition wurde durch die Einstellung am Lasergerät standardisiert bestimmt.

Für die Messungen an den Schmelzpräparaten ergaben sich 24 verschiedene Kombinationen, bedingt durch die Veränderung der Ausgangsleistung (0.5-3.0 W in 0.5 W-Schritten) sowie der Bestrahlungsdauer (5 bzw. 10 Sekunden) und der Lokalisation (lingual/bukkal). Bei den durchgeführten Messungen am Dentin wurde die Ausgangsleistung in 1.0-Watt-Schritten variiert (1.0W, 2.0W, 3.0W).

Für jede Parameterkombination wurden vier Messungen durchgeführt. In den Ergebnissen machten sich deutlich die bei Schroeder beschriebene große inter- und intraindividuelle Variabilität der Zähne bemerkbar [61,S.126ff].

Nach Abschluß der Messung wurden die Prüfkörper in 0.1%-iger Thymollösung konserviert.

2.5 Lasertriangulator

Mit Hilfe der Lasertriangulation und einem Programm der optoelektronischen Profildarstellung konnte aus Exzidaten von 4x4mm Größe und einer Schichtdicke von etwa 2 mm, das bestrahlte Areal enthaltend, der erreichte Substanzabtrag bestimmt werden.

Die hierzu notwendigen Messungen wurden in Zusammenarbeit mit dem Labor für Robotik und Fertigungsüberwachung der Fachhochschule München (Leiter: Prof. Dr. O. Schwab) durchgeführt.

Zur Abtastung der Oberfläche wurde bei der vorliegenden Arbeit ein Lasertriangulationssensor LC-2010 der Firma Keyence (Keyence Corp. of America, USA) verwendet. Hierbei wird von der Laserdiode ein Laserstrahl im Infrarotbereich mit einer Wellenlänge von 780 nm ausgesendet, welcher von der Oberfläche des Präparates reflektiert wird. Die Ablenkung des Lichtstrahls wird bestimmt durch die Entfernung des Reflexionspunktes vom Sensor. Die Abbildung erfolgt auf einer positionsempfindlichen Diode (PSD) [28,S.5ff].

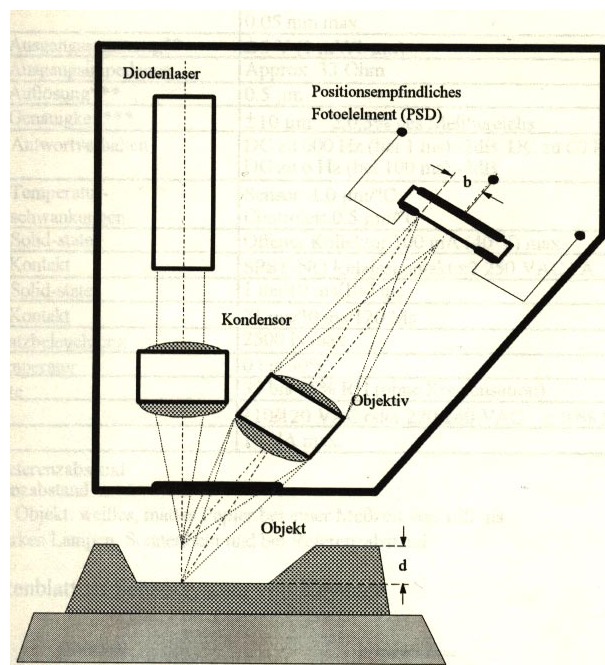


Abb. 25: Funktionsprinzip des Lasertriangulators [28,S.5]

Bei der PSD handelt es sich um eine Lateraleffekt-Photodiode, welche die Verschiebung eines Lichtpunktes entlang einer Geraden messen kann.

An der lichtempfindlichen Seite sind zwei Anoden vorhanden, an der Rückseite der gemeinsame Kontakt (Kathode). Die Ladung, welche bei punktförmiger Bestrahlung zur Anode fließt, ist umso größer, umso näher der Lichtpunkt an der Anode liegt. Die an den gegenüberliegenden Elektroden ausgetretenen Ströme werden subtrahiert. Die dabei entstehende Differenz ist ein Maß für die Position des Lichtpunktes.

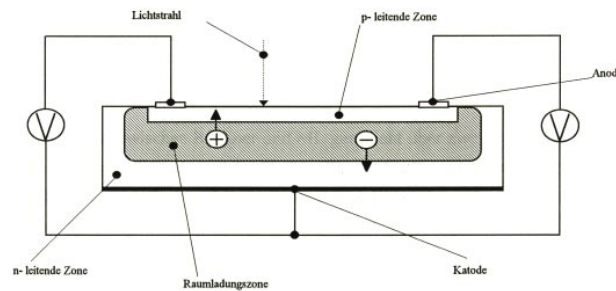


Abb. 26: PSD- positionsempfindliche Diode [28,S.6]

Das entstandene Signal wird durch einen im System integrierten Controller LC-2000 von Keyence in ein Analogsignal umgewandelt und auf dem LED-Display angezeigt. 1mV entspricht hierbei 1 μm [28,S.7]. Dieses Signal wird daraufhin durch eine spezielle Meßkarte (Multi-LAB-Meßkarte von Sorcus-Computer) digitalisiert und mit einer systementsprechenden Software ausgewertet.

Die Messungen und dafür notwendigen Bewegungen der Präparate geschehen mit Hilfe eines zweiachsigen Isert-Tisches und einer Schrittmotorsteuerung von Isel (isel-automation, D-Eiterfeld). Der Vorschubbereich in x-Richtung hat eine Länge von 200 mm und in y-Richtung eine von 100 mm. Die Ansteuerung geschieht in einem offenen Regelkreis.

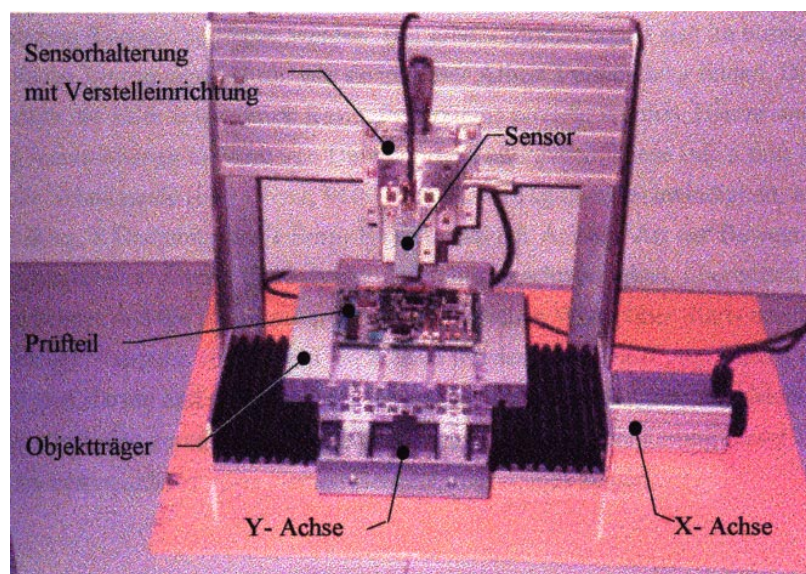


Abb. 27: xy-Tisch von Isert-Elektronik [28,S.10]

Nach Bestimmung eines Nullpunktes durch die systemimmanente Justiermessung, ist es möglich durch Unterprogramme der Datenverarbeitung des Lasertriangulators, einen Linienscan, einen Oberflächenscan oder einen Rechteckscan der interessierenden Prä-paratoberfläche durchzuführen.

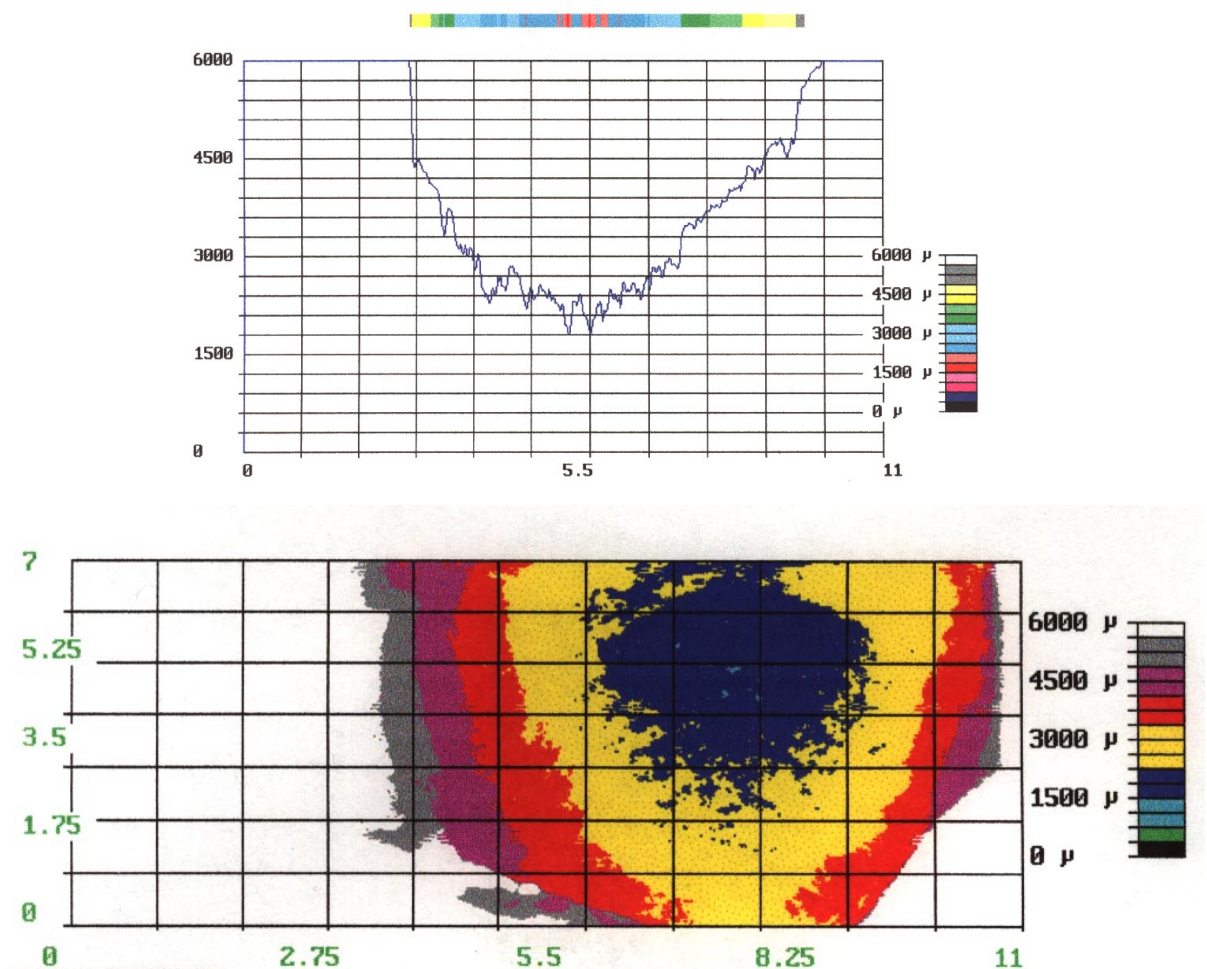


Abb. 28: Beispiele für einen Linien- und einen Flächenscan

Diese drei unterscheiden sich in der Anzahl der Meßdurchgänge. Beim Linienscan wird nur ein Durchgang, beim Rechteckscan werden vier und beim Flächenscan werden maximal 470 Abtastungen durchgeführt. Dem jeweils bestimmten Höhenwert wird eine Farbnummer zugeordnet und am Bildschirm als farbiges Pixel angegeben. Ist die gesamte Messung beendet, wird neben der Meßdarstellung eine Farbskala angezeigt, welche erlaubt, jeder Farbe eine entsprechende Höhe zuzuordnen [28,S.26ff].

Mit Hilfe dieses Systems konnten die durch den CO₂-Laser mit Swiftlase® erreichten Substanzabtragsraten der Zahnhartsubstanzen bestimmt werden.

2.6 Messung des Substanzabtrages durch einen Lasertriangulator

Zur Bestimmung des erfolgten Substanzabtrages wurden aus den en-bloc-Präparaten 0.4 auf 0.4 cm messende Quadrate unter stetiger Wasserkühlung mit einer diamantierten Trennscheibe geschnitten. Die Schichtdicke betrug etwa 2 mm, in deren Mitte befand sich das ca. 3 mm im Durchmesser messende laserbestrahlte Areal.

Durch entsprechend für alle Messungen gleiche Positionierung des Zahnpräparates auf dem Meßtisch konnten für die Bestimmung der Abtragsraten gleiche Bedingungen erreicht werden. Nach erfolgter Justiermessung wurde die Messung gestartet. Die erhaltenen Ergebnisse wurden über die systemeigene Software gespeichert und im Anschluß ausgewertet. Dabei wurden nicht nur die Laserleistung und Bestrahlungsdauer des laserbehandelten Materials (Schmelz/Dentin) berücksichtigt, sondern zudem die in der Laserbehandlung erreichten Temperaturen mit der Effizienz des Substanzabtrags in Zusammenhang gebracht.

Für die Untersuchungen am Zahnschmelz wurden die Präparate mit einer Laserleistung von 0.5 bis 3.0 W in 0.5 W-Schritten und einer Bestrahlungsdauer von 5 bzw. 10 Sekunden verwendet. Für die Messungen am Dentin wurde der Substanzabtrag bei einer Bestrahlungsdauer von ebenfalls 5 oder 10 Sekunden bei Laserleistungen von 1.0, 2.0 und 3.0 W ermittelt. Aus Präparationsgründen konnten für beide Zahnhartsubstanzen nur die lingual bestrahlten en-bloc-Resektate verwendet werden.

3. Ergebnisse

3.1 Temperaturentwicklung in der Pulpa

3.1.1 Schmelzpräparate und intrapulpaie Temperatur

Die Messungen zur Bestimmung der intrapulpalen Temperaturerhöhung am Zahnschmelz wurden in supergepulster Betriebsart und kontinuierlicher Bestrahlungsart durchgeführt. Es ergaben sich die in den folgenden Tabellen dargestellten 96 Kombinationen und Meßwerte:

Kennung	Parameter	dT[K]	Parameter	dT[K]
1.M-b	0,5 W; 5 s	2,3	0,5 W; 10 s	1,4
1.M-I		0,2		2,5
2.M-b		0,8		0,6
2.M-I		1,6		0,3
1.PM-b		1		1,1
1.PM-I		1,2		0,7
2.PM-b		1,1		3,3
2.PM-I		2,4		3,1
Kennung	Parameter	dT[K]	Parameter	dT[K]
1.M-b	1,0 W; 5 s	1	1,0 W; 10 s	2,8
1.M-I		2,6		5
2.M-b		2,6		5,8
2.M-I		3,5		10,2
1.PM-b		0,8		5,3
1.PM-I		1,5		2,5
2.PM-b		1,7		7,9
2.PM-I		1,5		10,7

Tabelle 4: Parameterkombinationen und Meßwerte am Zahnschmelz; Laserleistung: 0.5 W; 1.0 W;

Bestrahlungsdauer: 5 s; 10 s;

Kritische Temperaturdifferenz ab 6 K: *kursiv*

Intolerable Temperaturdifferenz ab 10 K: **markiert**

Kennung	Parameter	dT[K]	Parameter	dT[K]
1.M-b	1,5 W; 5 s	0,9	1,5 W; 10 s	6,2
1.M-I		1,8		9,8
2.M-b		3,6		6,3
2.M-I		4,4		7,2
1.PM-b		1,6		9,1
1.PM-I		1,4		9,1
2.PM-b		1,6		13,3
2.PM-I		6		19,3
Kennung	Parameter	dT[K]	Parameter	dT[K]
1.M-b	2,0 W; 5 s	4,6	2,0 W; 10 s	11,2
1.M-I		10,7		13,3
2.M-b		1,4		11,2
2.M-I		6,6		10,7
1.PM-b		4,5		5,3
1.PM-I		4,2		4,4
2.PM-b		8,8		22,9
2.PM-I		6,9		23,6

Tabelle 5: Parameterkombinationen und Meßwerte am Zahnschmelz; Laserleistung: 1.5 W; 2.0 W;

Bestrahlungsdauer: 5 s; 10 s;

Kritische Temperaturdifferenz ab 6 K: *kursiv*

Intolerable Temperaturdifferenz ab 10 K: **markiert**

Kennung	Parameter	dT[K]	Parameter	dT[K]
1.M-b	2,5 W; 5 s	4,2	2,5 W; 10 s	10,4
1.M-I		6,1		20,2
2.M-b		4,7		1,1
2.M-I		1,3		6,8
1.PM-b		5,4		15
1.PM-I		7,4		14,2
2.PM-b		9,6		3,8
2.PM-I		5,6		3,5
Kennung	Parameter	dT[K]	Parameter	dT[K]
1.M-b	3,0 W; 5 s	6,1	3,0 W; 10 s	11,4
1.M-I		11,7		25,1
2.M-b		5,1		11,3
2.M-I		2,5		7,2
1.PM-b		4		5,4
1.PM-I		9,6		11,7
2.PM-b		8,5		10,6
2.PM-I		12,3		17,5

Tabelle 6: Parameterkombinationen und Meßwerte am Zahnschmelz; Laserleistung: 2.5 W; 3.0 W;

Bestrahlungszeit: 5 s; 10 s;

Kritische Temperaturdifferenz ab 6 K: *kursiv*

Intolerable Temperaturdifferenz ab 10 K: **markiert**

Berücksichtigt man die große Variationsbreite der Pulpaform und die unterschiedliche Dicke der Zahnhartsubstanzen bei Molaren und Prämolaren [61,S.126ff] lassen sich aus den vorliegenden Messungen nachstehende Schlußfolgerungen ziehen.

Bei Laserapplikation auf die linguale Seite des Zahnes entstanden höhere Temperaturunterschiede als bei bukkaler Bestrahlung. Diese Differenz zeigte sich auch bei Erhöhung der Laserleistung und bei einer Verdoppelung der Bestrahlungszeit auf 10 Sekunden.

Wurde der Zahnschmelz 5 Sekunden mit dem Laser bestrahlt, traten ab einer Ausgangsleistung von 2.0 W Temperaturunterschiede in der Pulpa auf, welche als kritisch zu bezeichnen sind, da sie bereits über 6 K und unter 10 K liegen. Durch eine Verdoppelung der Bestrahlungsdauer wurde dieser kritische Bereich schon bei einer Ausgangsleistung von 1.0 W erreicht. In dieser Parameterkombination konnten sogar intolerable Temperaturerhöhungen über 10 K gemessen werden, welche nicht mit der Unversehrtheit der Pulpa vereinbar sind.

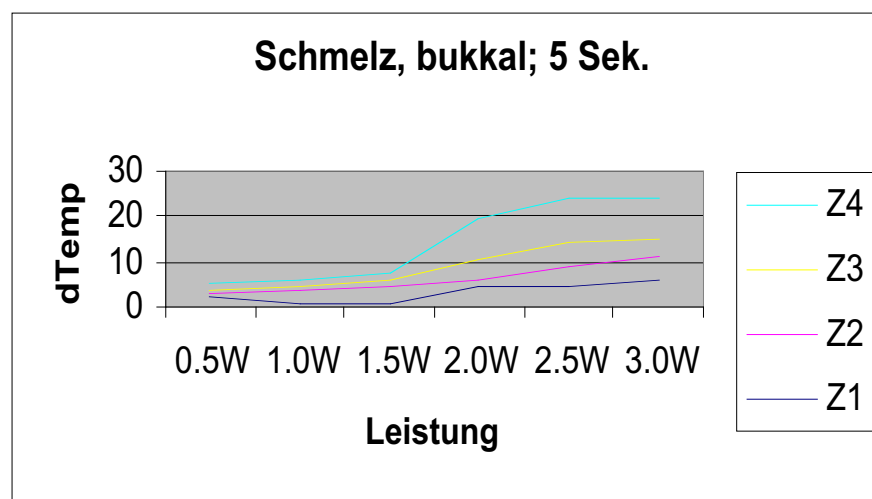


Diagramm 1: Temperaturdifferenz Schmelz: bukkal; Bestrahlungsdauer 5 Sekunden;

Molaren: Z1, Z2; Prämolaren: Z3, Z4;

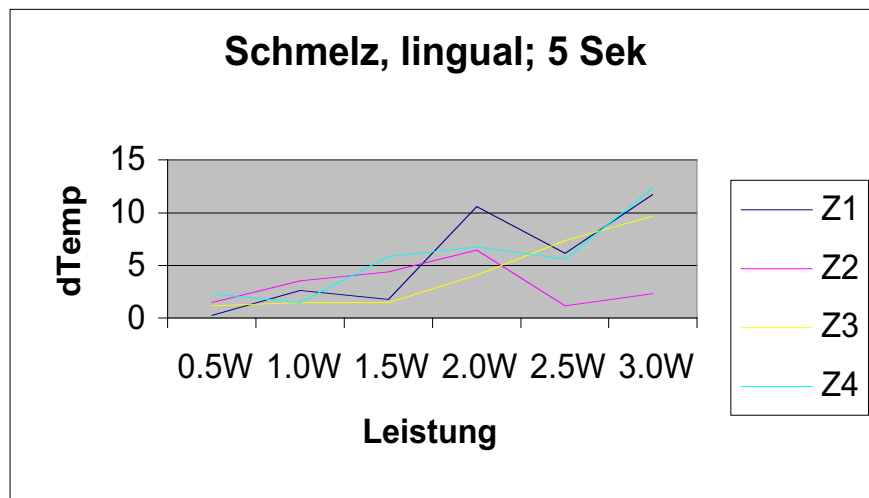


Diagramm 2: Temperaturdifferenz Schmelz: lingual; Bestrahlungsdauer 5 Sekunden;
 Molaren: Z1, Z2; Prämolaren: Z3, Z4;

Bei einer Laserleistung von 1.5 W und einer Bestrahlungsdauer von 10 Sekunden liegen 100% der gemessenen intrapulpalen Temperaturen im kritischen oder intolerablen Bereich. Hingegen bei einer Bestrahlungszeit von 5 Sekunden sind nur 62.5% bei einer Laserleistung von 3.0 W und somit bei verdoppelter Laserleistung in der physiologisch nicht tolerablen Zone der Temperatursteigerung.

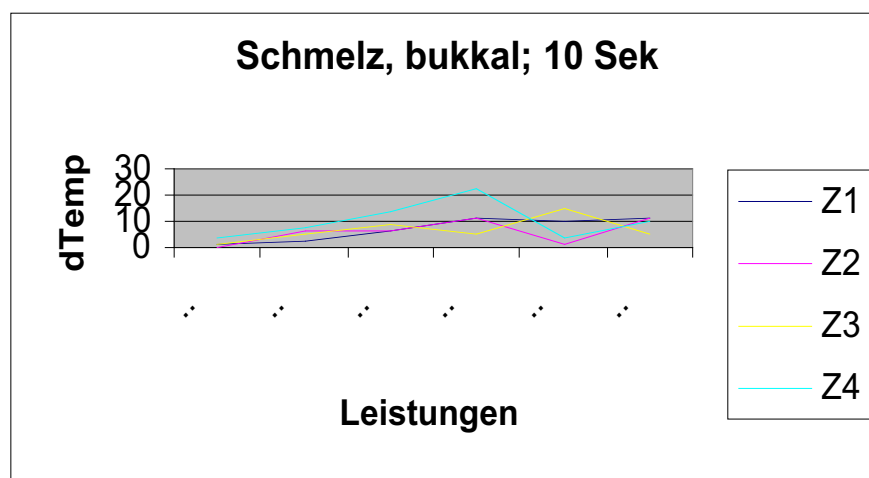


Diagramm 3: Temperaturdifferenz: Schmelz bukkal; Bestrahlungsdauer 10 Sekunden
 Molaren: Z1, Z2; Prämolaren: Z3, Z4;

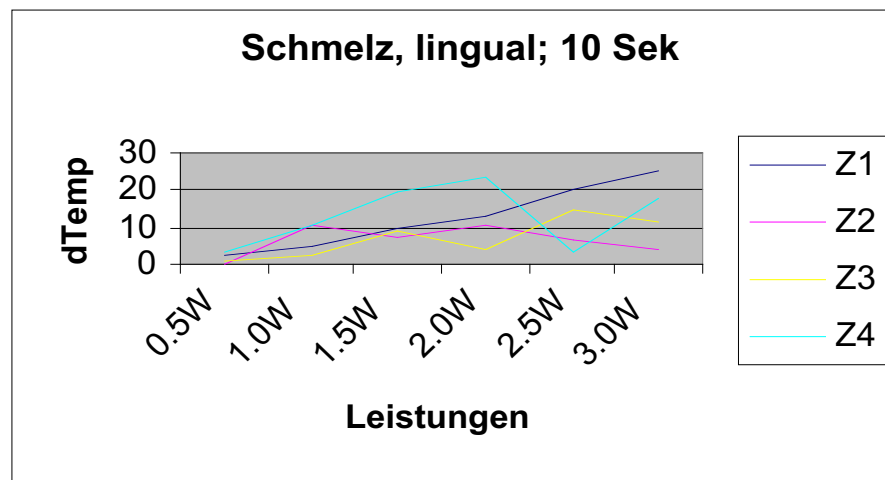


Diagramm 4: Temperaturdifferenz: Schmelz lingual; Bestrahlungsdauer 10 Sekunden

Molaren: Z1, Z2;

Prämolaren: Z3, Z4;

Die maximal aufgetretenen Temperaturdifferenzen vor und während der Laserapplikation betrugen bis zu 25 K. Durch höhere Laserleistungen und bei einer Verdoppelung der Bestrahlungsdauer auf 10 Sekunden wurden durchschnittlich stärkere Erwärmungen in der Pulpa beobachtet. Die vor der Laserbestrahlung gemessenen intrapulpalen Temperaturen betrugen im Mittel etwa 20 °C. Trotz Steigerung der Laserleistung wurden zum Teil geringere Temperaturerhöhungen gemessen.

Ein Zusammenhang mit der Besonderheit der intraindividuellen Pulpaverläufe und damit verbundener unterschiedlicher intrapulpaler Temperaturentwicklung läßt sich hier nur vermuten.

3.1.2 Dentinpräparate und intrapulpalen Temperaturen

In den Untersuchungen zur Bestimmung der Temperaturunterschiede an den Dentinpräparate wurden die Laserleistungen in 1.0 W-Schritten erhöht, so daß Messungen mit 1.0, 2.0 und 3.0 W bei jeweils 5 und 10 Sekunden Bestrahlungsdauer durchgeführt wurden. Es ergaben sich somit folgende 24 Parameterkombinationen.

Kennung	Parameter	dT[K]	Parameter	dT[K]
1.M-b	1,0 W; 5 s	0,5	1,0 W; 10 s	3
1.M-I		3,6		5,6
2.M-b		3,2		2,7
2.M-I		0,3		2,3
1.PM-b		3,8		2,7
1.PM-I		2,2		0,7
2.PM-b		1,6		2,7
2.PM-I		1		2,1
Kennung	Parameter	dT[K]	Parameter	dT[K]
1.M-b	2,0 W; 5 s	10,1	2,0 W; 10 s	4,9
1.M-I		11,7		8,4
2.M-b		3,7		0,4
2.M-I		1,2		6,4
1.PM-b		6,6		4,6
1.PM-I		7,4		3,7
2.PM.b		7		4,2
2.PM-I		3		10,3
Kennung	Parameter	dT[K]	Parameter	dT[K]
1.M-b	3,0 W; 5 s	5,6	3,0 W; 10 s	7,6
1.M-I		1,5		25,1
2.M-b		1,6		2,8
2.M-I		1,7		14,8
1.PM-b		2		12,3
1.PM-I		6,3		8
2.PM-b		7,9		45,7
2.PM-I		7,3		31,7

Tabelle 7: Parameterkombinationen und Meßwerte am Dentin

Laserleistung: 1.0 W; 2.0 W; 3.0 W; Bestrahlungsdauer: 5 s; 10 s;

Kritische Temperaturdifferenz ab 6 K: *kursiv*

Intolerable Temperaturdifferenz ab 10 K: **markiert**

Die an den Dentinpräparaten durchgeführten Messungen zeigten im Vergleich zu den Zahnschmelzpräparaten vergleichbare Erwärmungen der Pulpa. Die Verdoppelung der Bestrahlungsdauer auf 10 Sekunden führte bei einer Laserleistung von 1.0 W und 2.0 W allerdings zu geringeren Temperaturdifferenzen als bei den Schmelzpräparaten. Bei einer Bestrahlungsdauer von 10 Sekunden und einer Laserleistung von 3 W wurden bei den behandelten Prämolaren in der Pulpa Temperaturerhöhungen über 45 °C gemessen und damit wesentlich höhere Differenzen als in der vergleichbaren Kombination des Zahnschmelzes.

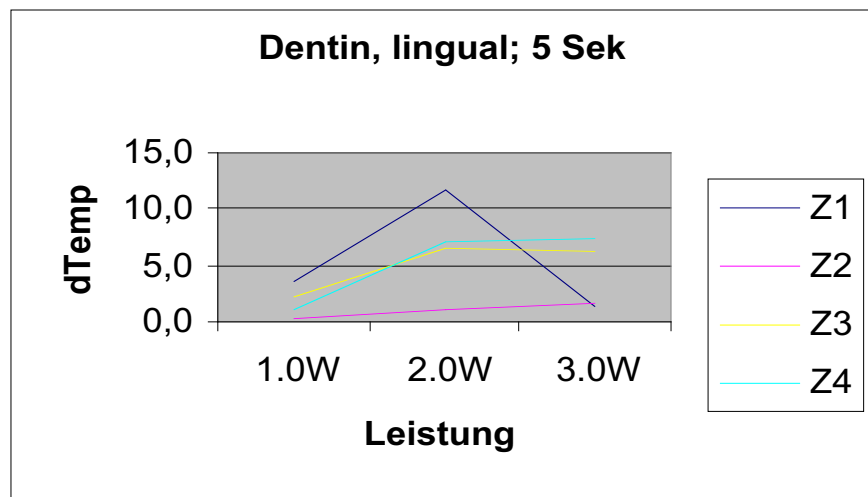
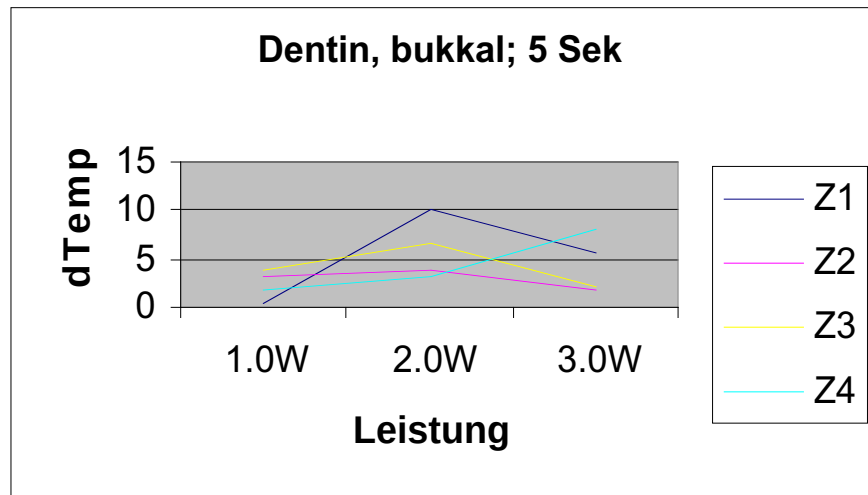


Diagramm 5 und 6: Temperaturdifferenz am Dentin; Bestrahlungsdauer 5 und 10 Sekunden

Molaren: Z 1; Z 2;

Prämolaren: Z 3; Z 4;

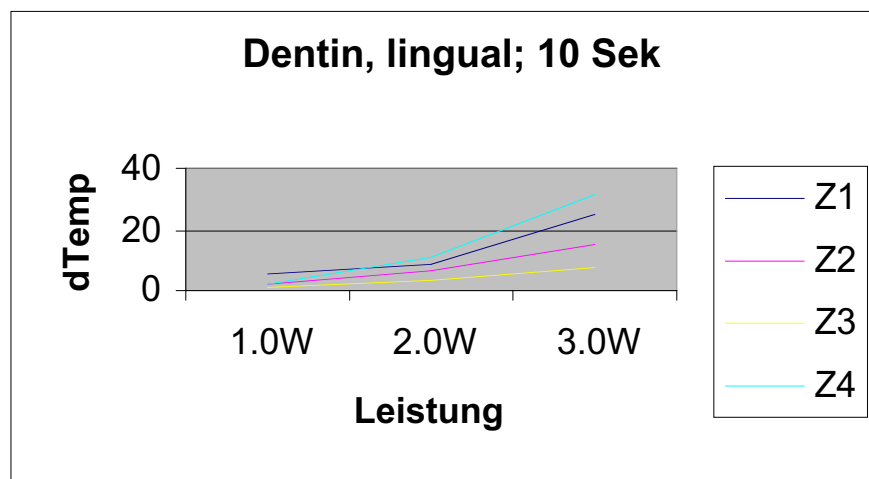
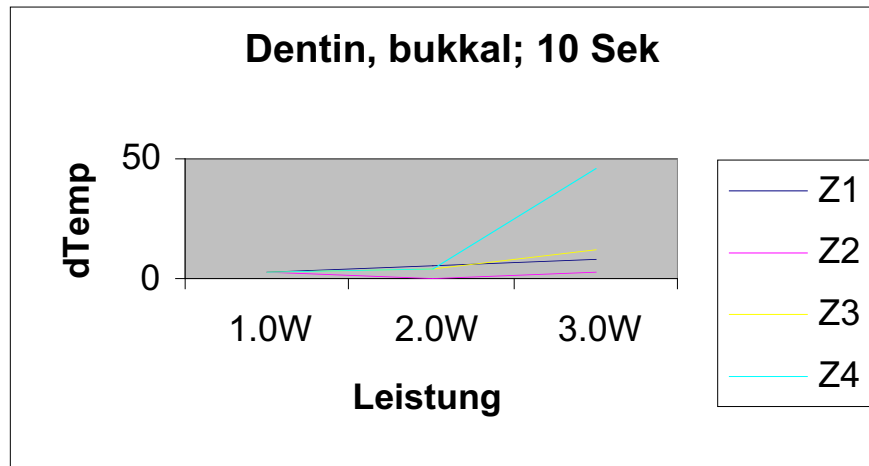


Diagramm 7 und 8: Temperaturdifferenz am Dentin; Bestrahlungsdauer 5 und 10 Sekunden
 Molaren: Z1, Z2; Prämolaren: Z3, Z4;

Es ist festzustellen, daß bereits bei geringer Zunahme der Laserleistung physiologisch nicht vertretbare Temperaturerhöhungen auftreten und eine Verdopplung der Bestrahlungsdauer zu einer kritischen Erwärmung der Pulpa führen. Bei einer Erhöhung der Laserleistung auftretende verminderte Erwärmungen beruhen auf den unterschiedlichen Pulpaverläufen sowie der rascheren Wärmeleitung bei kürzeren Bestrahlungszeiten.

3.1.3 Schmelz und Dentin im Vergleich

Vergleicht man die Temperaturerhöhung in der Pulpa bei beiden Zahnhartsubstanzen, zeigt sich mit Zunahme der Laserleistung in Schmelz und Dentin überwiegend eine Zunahme der intrapulpalen Temperaturen.

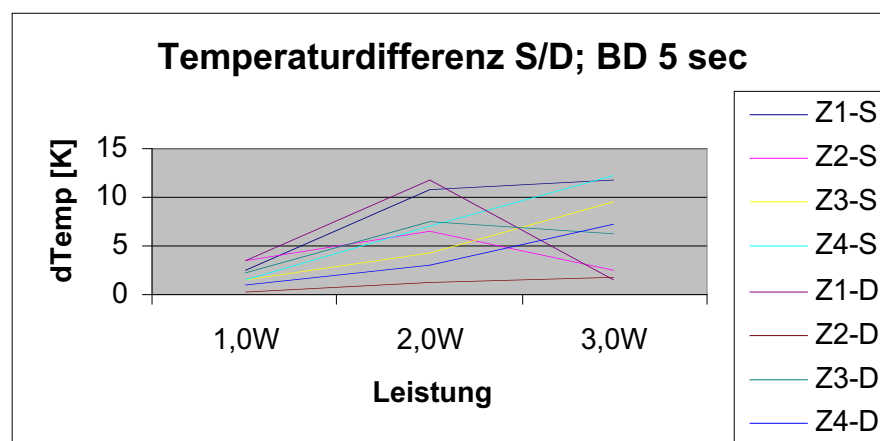


Diagramm 9: Temperaturdifferenz an Schmelz und Dentin im Vergleich;
Bestrahlungsdauer 5 Sekunden

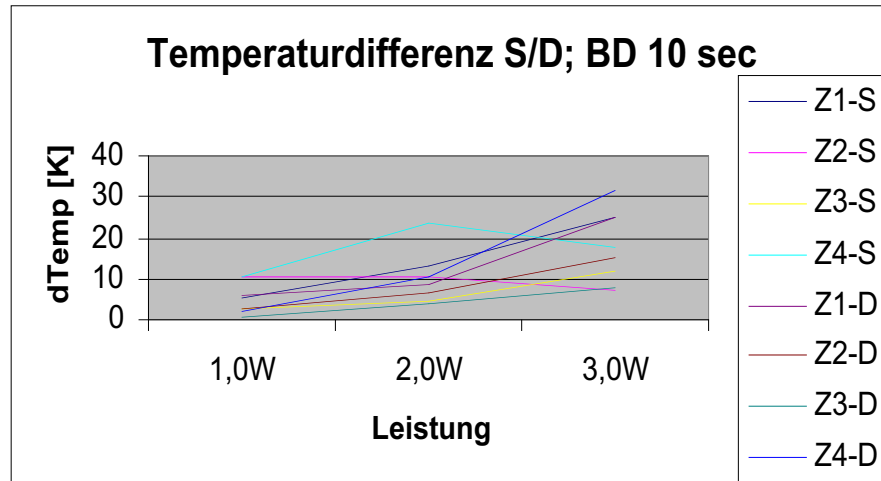


Diagramm 10: Temperaturdifferenz an Schmelz und Dentin im Vergleich;
Bestrahlungsdauer 10 Sekunden;

Bei der Bearbeitung des Dentins werden durchschnittlich höhere Temperaturen als bei der Schmelzbehandlung erreicht. Durch eine verdoppelte Bestrahlungsdauer erhöht sich ebenfalls die intrapulpal auftretende Wärme.

Bei der weiteren Auswertung werden diese gewonnenen Erkenntnisse im Zusammenhang mit der Effizienz, d.h. dem erreichten Substanzabtrag durch den CO₂-Laser in Relation gesetzt.

3.2 Zusammenhang zwischen Maximaltemperatur und Meßdauer

Bei den durchgeführten Messungen an Schmelz und Dentin war zu beobachten, daß die Maximaltemperatur in der Pulpa nicht mit Abschluß der Bestrahlung durch den Laser erreicht wurde, sondern erst einige Sekunden später.

3.2.1 Beobachtungen am Zahnschmelz

Kennung	Parameter	T-0[°C]	T-max[°C]	t-x[s]
1.M-b	0,5 W; 5 s	19,8	22,1	9,8
1.M-l		19,8	20	29
2.M-b		19,5	20,3	18
2.M-l		19,6	21,2	13
1.PM-b		19,4	20,4	17,3
1.PM-l		19,7	20,9	11,3
2.PM-b		19,7	20,8	18,5
2.PM-l		19,5	21,9	8,4
Kennung	Parameter	T-0[°C]	T-max[°C]	t-x[s]
1.M-b	0,5 W; 10 s	19,8	21,2	17,5
1.M-l		19,1	21,6	16,7
2.M-b		19,4	20	44,9
2.M-l		19,7	20	48,8
1.PM-b		19,4	20,5	36,8
1.PM-l		20	20,7	25,7
2.PM-b		19,4	22,7	16,6
2.PM-l		20,1	23,2	14,8
Kennung	Parameter	T-0[°C]	T-max[°C]	t-x[s]
1.M-b	1,0 W; 5 s	18,1	19,1	15
1.M-l		18,9	21,5	11
2.M-b		18,3	20,9	12
2.M-l		18,5	22	9
1.PM-b		18,9	19,7	30
1.PM-l		19	20,5	14,5
2.PM-b		18,6	20,3	19,5
2.PM-l		18,8	20,3	20
Kennung	Parameter	T-0[°C]	T-max[°C]	t-x[s]
1.m-b	1,0 W; 10 s	20,9	23,7	18
1.M-l		20,8	25,8	15
2.M-b		20,5	26,3	14,5
2.M-l		19,3	29,5	14
1.PM-b		20,4	25,7	15,5
1.PM-l		19,8	22,3	23

Tabelle 8: Parameterkombinationen und Meßwerte am Zahnschmelz

Anfangstemperatur T_{an} [°C] Maximaltemperatur T_{max} [°C]

Sekunden bis zum Erreichen der Maximaltemperatur t_x [s]

Laserleistung: 0.5 W; 1.0 W Bestrahlungsdauer: 5 s; 10 s;

Kennung	Parameter	T-0[°C]	T-max[°C]	t-x[s]
1.M-b	1,5 W; 5 s	19,7	20,6	28
1.M-I		20,5	22,3	14
2.M-b		20,4	24	10
2.M-I		18,8	23,2	11
1.PM-b		22,4	24	15
1.PM-I		20,6	22	20
2.PM-b		20,9	22,5	24
2.PM-I		20,1	26,1	8
Kennung	Parameter	T-0[°C]	T-max[°C]	t-x[s]
1.M-b	1,5 W; 10 s	20,5	26,7	15,5
1.M-I		22	31,8	13,9
2.M-b		21,5	27,8	16,3
2.M-I		21,1	28,3	17
1.PM-b		20,2	29,3	16,2
1.PM-I		19,7	28,8	16,3
2.PM-b		20,2	33,5	15
2.PM-I		20	39,3	10,7
Kennung	Parameter	T-0[°C]	T-max[°C]	t-x[s]
1.M-b	2,0 W; 5 s	20,8	25,4	13,3
1.M-I		21	31,7	10,2
2.M-b		20,7	22,1	36,6
2.M-I		20,6	27,2	11,6
1.PM-b		21,5	26	15,2
1.PM-I		21,6	25,8	15,1
2.PM-b		21	29,8	9,5
2.PM-I		20,6	27,5	9,4
Kennung	Parameter	T-0[°C]	T-max[°C]	t-x[s]
1.M-b	2,0 W; 10 s	23,3	34,5	16,4
1.M-I		22,2	35,5	15,5
2.M-b		21,9	33,1	15,8
2.M-I		21,8	32,5	16,4
1.PM-b		20,9	26,2	21,7
1.PM-I		21,6	26	26,5
2.PM-b		21,8	44,7	13,2
2.PM-I		21,4	45	11,5

Tabelle 9: Parameterkombinationen und Meßwerte am Zahnschmelz

Anfangstemperatur T_{an} [°C] Maximaltemperatur T_{max} [°C]

Sekunden bis zum Erreichen der Maximaltemperatur t_x [s]

Laserleistung: 1.5 W; 2.0 W Bestrahlungsdauer: 5 s; 10 s;

Kennung	Parameter	T-0[°C]	T-max[°C]	t-x[s]
1.M-b	2,5 W; 5 s	21,5	25,7	14
1.M-I		21,8	27,9	13,6
2.M-b		24,4	29,1	14,4
2.M-I		21,6	22,9	39,8
1.PM-b		23,6	29	12,6
1.PM-I		22,5	29,9	11
2.PM-b		22,3	31,9	9,4
2.PM-I		22,2	27,8	17,5
Kennung	Parameter	T-0[°C]	T-max[°C]	t-x[s]
1.M-b	2,5 W; 10 s	24,6	35	17,3
1.M-I		22,8	43	15,1
2.M-b		23,1	24,2	51,6
2.M-I		21,7	28,5	20,4
1.PM-b		22,4	37,4	14,4
1.PM-I		22,6	36,8	14,2
2.PM-b		18,1	21,9	37,6
2.PM-I		18,3	21,9	32,5
Kennung	Parameter	T-0[°C]	T-max[°C]	t-x[s]
1.M-b	3,0 W; 5 s	17,4	23,5	13,8
1.M-I		15,8	27,5	10,7
2.M-b		18,1	23,2	14,9
2.M-I		19,7	22,2	21,7
1.PM-b		22,7	26,7	20,3
1.PM-I		19,8	29,4	11
2.PM-b		19,9	28,4	13,8
2.PM-I		19,9	32,2	12
Kennung	Parameter	T-0[°C]	T-max[°C]	t-x[s]
1.M-b	3,0 W; 10s	18,2	29,6	16,9
1.M-I		19	44,1	14,3
2.M-b		19,9	31,2	17,3
2.M-I		18,4	25,6	17,4
1.PM-b		17,7	23,1	34,2
1.PM-I		19,6	31,3	18,4
2.PM-b		19	29,6	21,8
2.PM-I		20,4	37,9	13

Tabelle 10: Parameterkombinationen und Meßwerte am Zahnschmelz

Anfangstemperatur T_{an} [°C] Maximaltemperatur T_{max} [°C]

Sekunden bis zum Erreichen der Maximaltemperatur t_x [s]

Laserleistung: 2.5 W; 3.0 W; Bestrahlungsdauer 5 s; 10 s;

Die ermittelten Ausgangstemperaturen betrugen im Durchschnitt 20,4 °C. Am Zahnschmelz zeigte sich, daß bei Bestrahlung der Zähne bukkal durchschnittlich höhere Temperaturen gemessen wurden als bei Bestrahlung der lingualen Seite, insbesondere bei einer Bestrahlungsdauer von 5 Sekunden. Die Zeit bis zum Erreichen der maximalen intrapulpalen Temperatur war bei bukkaler Bearbeitung überwiegend länger als bei lingualer. Aufgrund der individuellen Pulpaverläufe und verschiedenen Dicken der Zahnhartsubstanzen ergeben sich Unterschiede in der Wärmeleitung. So lassen sich die bukkal überwiegend höheren, aber erst später erreichten Maximaltemperaturen erklären. Bei einer Bestrahlungsdauer von 5 Sekunden werden erwartungsgemäß durchschnittlich niedrigere Maximaltemperaturen beobachtet als bei einer Verdopplung der Bestrahlungsdauer. Mit einer zunehmenden Laserleistung über 2.0 W verlängerte sich das Zeitintervall bis zur erreichten maximalen intrapulpalen Temperatur. Durchschnittlich dauerte es aber bei etwa 70% der Messungen zwischen 10 und 20 Sekunden, bis die maximale Wärme in der Pulpa zu bestimmen war, unabhängig von der Bestrahlungsdauer.

3.2.2 Beobachtungen am Dentin

Für das Dentin wurden die Messungen bei einer Laserleistung von 1.0 W, 2.0 W und 3.0 W durchgeführt. Dafür ergaben sich bezüglich der Maximaltemperatur und der dafür nötigen Zeit folgende Parameterkombinationen und Meßwerte:

Kennung	Parameter	T-0[°C]	T-max[°C]	t-x[s]
1.M-b	1,0 W; 5 s	18,8	19,3	51,1
1.M-I		19,1	22,7	7,9
2.M-b		19	22,2	10,7
2.M-I		19,2	19,5	21,2
1.PM-b		19	22,8	8
1.PM-I		19	21,2	11,9
2.PM-b		18,6	20,2	17,8
2.PM-I		18,9	19,9	21,4
Kennung	Parameter	T-0[°C]	T-max[°C]	t-x[s]
1.M-b	1,0 W; 10 s	21,3	24,3	15,5
1.M-I		20,4	26	13,1
2.M-b		20,7	23,4	14,9
2.M-I		19,5	21,8	18,1
1.PM-b		20,6	23,3	17,5
1.PM-I		20,4	21,1	32,2
2.PM-b		20,9	23,6	24,4
2.PM-I		20,5	22,6	19,3

Tabelle 11: Parameterkombinationen und Meßwerte am Dentin; Anfangstemperatur T_{an} [°C]
 Maximaltemperatur T_{max} [°C]; Sekunden bis zum Erreichen der Maximaltemperatur t_x [s]
 Laserleistung: 1.0 W Bestrahlungsdauer: 5 s; 10 s;

Kennung	Parameter	T-0[°C]	T-max[°C]	t-x[s]
1.M-b	2,0 W; 5 s	18,7	28,8	8
1.M-I		19,4	31,1	7,7
2.M-b		19,7	23,4	10,1
2.M-I		20,1	21,3	17,5
1.PM-b		19,7	26,3	10,6
1.Pm-I		20,9	28,3	8,6
2.PM-b		19,2	26,2	10,1
2.PM-I		20,1	23,1	18,4
Kennung	Parameter	T-0[°C]	T-max[°C]	t-x[s]
1.M-b	2,0 W; 10 s	22,4	27,3	20,6
1.M-I		21,9	30,3	16,6
2.M-b		21,9	22,3	38,8
2.M-Ik		21,2	27,6	13,9
1.PM-b		19,9	24,5	20,9
1.PM-I		20,2	23,9	22,7
2.PM-b		20,3	24,5	25,9
2.PM-I		20,7	31	14,4
Kennung	Parameter	T-0[°C]	T-max[°C]	t-x[s]
1.M-b	3,0 W; 5 s	20,6	25,6	10,1
1.M-I		20,3	21,5	12,6
2.M-b		21,4	23	11,3
2.M-I		20,4	22,1	11,4
1.PM-b		20,7	22,7	10,1
1.PM-I		21,8	28,1	7,8
2.PM-b		21,6	29,5	8
2.PM-I		19,9	27,2	7,1
Kennung	Parameter	T-0[°C]	T-max[°C]	t-x[s]
1.M-b	3,0 W; 10 s	18,2	25,8	17,2
1.M-I		17,6	42,7	12,1
2.M-b		18,3	21,1	26,9
2.M-I		18,2	33	12,1
1.PM-b		18,8	31,1	14,5
1.PM-I		19,2	27,2	18,1
2.PM-b		19	64,7	10,2
2.Pm-I		19,7	51,4	10,4

Tabelle 12: Parameterkombinationen und Meßwerte am Dentin

Anfangstemperatur $T_{an}[^{\circ}C]$ Maximaltemperatur $T_{max}[^{\circ}C]$
 Sekunden bis zum Erreichen der Maximaltemperatur $t_x[s]$
 Laserleistung: 2.0 W; 3.0 W Bestrahlungsdauer: 5 s; 10 s

Die durchschnittlich ermittelte Ausgangstemperatur vor Bestrahlung der Dentinpräparate betrug 20,0°C. Auch bei diesen Meßreihen waren Maximaltemperatur und Zeitintervall bei Bearbeitung der bukkalen Seite überwiegend länger als bei Laserbestrahlung der lingualen Seite. Das Zeitintervall bis zum Erreichen der Maximaltemperatur war in mehr als 80% der Fälle bei bukkaler Laserung länger als bei lingualer. Bei einer Laserleistung ab 2.0 W und einer Bestrahlungsdauer von 10 Sekunden wurden lingual höhere Temperaturen erreicht. Durch die stärkere Dicke auf der bukkalen Zahnseite ist hier eine längere Zeit nötig, bis die Zahnhartsubstanz meßbar erwärmt wird. Die absolut erreichten Temperaturen liegen dabei unter denen der lingualen Seite.

Auffallend im Vergleich zu den Messungen am Zahnschmelz war, daß sehr hohe Absolutwerte für intrapulpare Temperaturen auftraten, die Zeitintervalle bis zum Erreichen der Maximaltemperatur häufiger über 20 Sekunden lagen, sowie bei einer Bestrahlungsdauer von 5 Sekunden auch weniger als 10 Sekunden nach Ende der Bearbeitung bereits die Maximaltemperatur erreicht war. Die kürzeren Zeitabschnitte und die höheren intrapulparen Absolutwerte der Temperaturen lassen sich mit der geringeren Substanzdicke der Dentinpräparate vereinbaren.

Unabhängig von der Bestrahlungsdauer muß mit einer Erwärmung in der Pulpa bis über 20 Sekunden nach Ende der Bearbeitung der jeweiligen Zahnhartsubstanz gerechnet werden. Bei einer längerdauernden Erwärmung ab 6 K bis über 10 K Temperaturdifferenz muß von einer längerfristigen und gravierenden Schädigung der Pulpa ausgegangen werden.

3.3 Substanzabtrag

3.3.1 Schmelzpräparate und Substanzreduktion

Die zunächst mit dem CO₂- Swiftlase®-Laser-System bestrahlten Zähne wurden mit einer diamantierten Trennscheibe mit ständiger Wasserkühlung in ca. 4x4 mm große Blöcke mit einer Schichtdicke von 2 mm geschnitten, welche zentral das behandelte Areal mit 3 mm Durchmesser enthielten. Aus Präparationsgründen wurden bei allen Prüfkörpern nur die linguale Fläche der Zähne verwendet. Pro Parameterkombination, definiert durch die Laserleistung und Bestrahlungsdauer, wurden drei Zahnblöcke präpariert. Dabei wurde die untere, die mittlere und die höchste erreichte Temperaturdifferenz berücksichtigt. Somit ergaben sich für den Zahnschmelz 36 Kombinationen, für die zu bestimmenden Abtragraten am Dentin waren es 18 Präparate. Bei der Vermessung der Abtragraten wurden die in den folgenden Tabellen dargestellten Ergebnisse ermittelt:

Kennung	Parameter	dT[K]	Abtrag[µm]
111	0,5 W; 5 s	0,2	1200
121		1,2	1200
131		2,4	1100
211	0,5 W; 10 s	0,3	2200
221		2,5	2100
231		3,1	2300
311	1,0 W, 5 s	1,5	1600
321		2,6	1200
331		3,5	1700
411	1,0 W; 10 s	2,5	1700
421		5	1230
431		10,7	1700
511	1,5 W; 5 s	1,4	1700
521		1,8	1870
531		6	1500
611	1,5 W; 10 s	7,2	2250
621		9,8	1880
631		19,3	1500
711	2,0 W, 5 s	4,2	1500
721		6,6	1330
731		10,7	1880
811	2,0 W, 10 s	4,4	850
821		13,3	2070
831		23,6	1280

Tabelle 13: Parameterkombinationen und Meßwerte zum Substanzabtrag am Zahnschmelz

Laserleistung: 0.5W, 1.0W, 1.5W, 2.0 W;

Bestrahlungsdauer: 5 s, 10 s;

Kritische Temperaturdifferenz ab 6 K: *kursiv*

Intolerable Temperaturdifferenz ab 10 K: **markiert**

Kennung	Parameter	dT[K]	Abtrag[μm]
911	2,5 W, 5 s	1,3	1880
921		6,1	2250
931		7,4	2250
1011	2,5 W, 10 s	3,5	1880
1021		6,8	2070
1031		20,1	2250
1111	3,0 W, 5 s	2,5	1880
1121		9,6	1500
1131		12,3	1880
1211	3,0 W, 10 s	3,7	1880
1221		11,7	1700
1231		25,1	2150

Tabelle 14: Parameterkombinationen und Meßwerte zum Substanzabtrag am Zahnschmelz

Laserleistung: 2.5 W, 3.0 W;

Bestrahlungsdauer: 5 s, 10 s;

Kritische Temperaturdifferenz ab 6 K: *kursiv*

Intolerable Temperaturdifferenz ab 10 K: **markiert**

Bei der Bestimmung des Substanzabtrages bei einer Bestrahlung am Zahnschmelz durch den CO₂-Laser kombiniert mit dem Swiftlase®-System für 5 Sekunden lag der gemessene Substanzabtrag in allen Fällen über 1000 μm. Eine Abtragsrate über 2000μm wurde nur in zwei der Messungen (11%) erreicht. Die Abtragsraten betrugen somit zu fast 90% zwischen 1000 und 2000 μm.

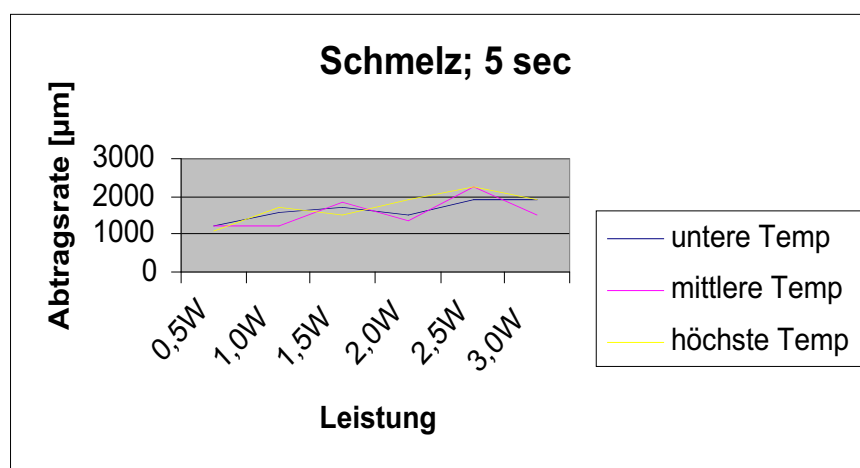


Diagramm 11: Substanzabtrag am Zahnschmelz; Bestrahlungsdauer 5 Sekunden

(Präparate mit dem höchsten-/mittleren-/ niedrigsten Temperaturunterschied)

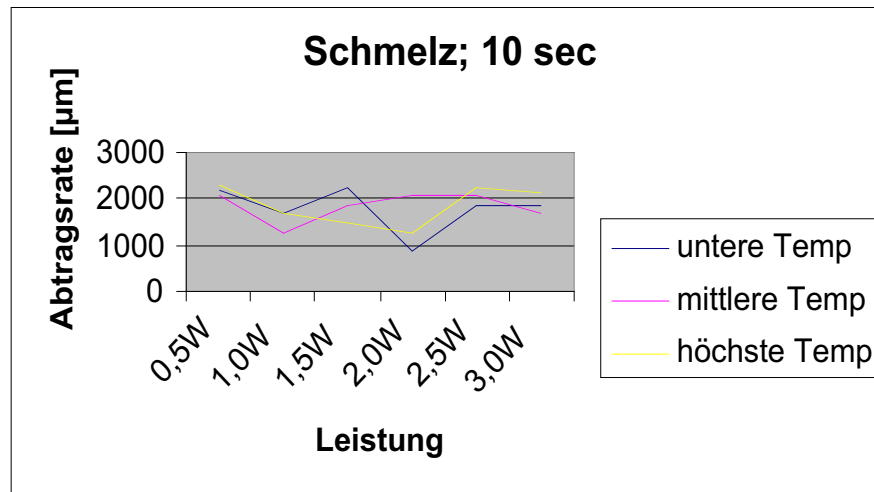


Diagramm 12: Substanzabtrag am Zahnschmelz; Bestrahlungsdauer 10 Sekunden
(Präparate mit dem höchsten-/mittleren-/ niedrigsten Temperaturunterschied)

In Abhängigkeit von der Laserleistung läßt sich bei einer Bestrahlungsdauer von 5 Sekunden auch tendenziell eine Verbesserung der Effizienz beobachten. Mit einer Steigerung der Leistung lassen sich höhere Abtragsraten erreichen.

Bei einer Verdopplung der Bestrahlungsdauer auf 10 Sekunden finden sich bei geringerer Laserleistung deutlich höhere Abtragsraten. Ab 2,0 W ist der Substanzabtrag annähernd gleich der Effizienz bei einer Bestrahlungsdauer von 5 Sekunden mit gleicher Laserleistung.

Bei der flächigen Darstellung im Scan (Abb.29) ist die Problematik der Behandlung mit dem CO₂-Laser in Kombination mit dem Swiftlase® zu erahnen. Durch die Laserbestrahlung ist keine komplette und insbesondere keine ausreichende flächige Substanzreduktion zu erzielen. Punktuell können aber erhöhte Abtragsraten nachgewiesen werden. Durch das Scanningsystem entstehen durch die Beschreibung zweier elliptischer Figuren Schnittpunkte. An diesen läßt sich die Substanzminderung verstärken, allerdings nicht in einem therapeutisch sinnvollen Ausmaß.

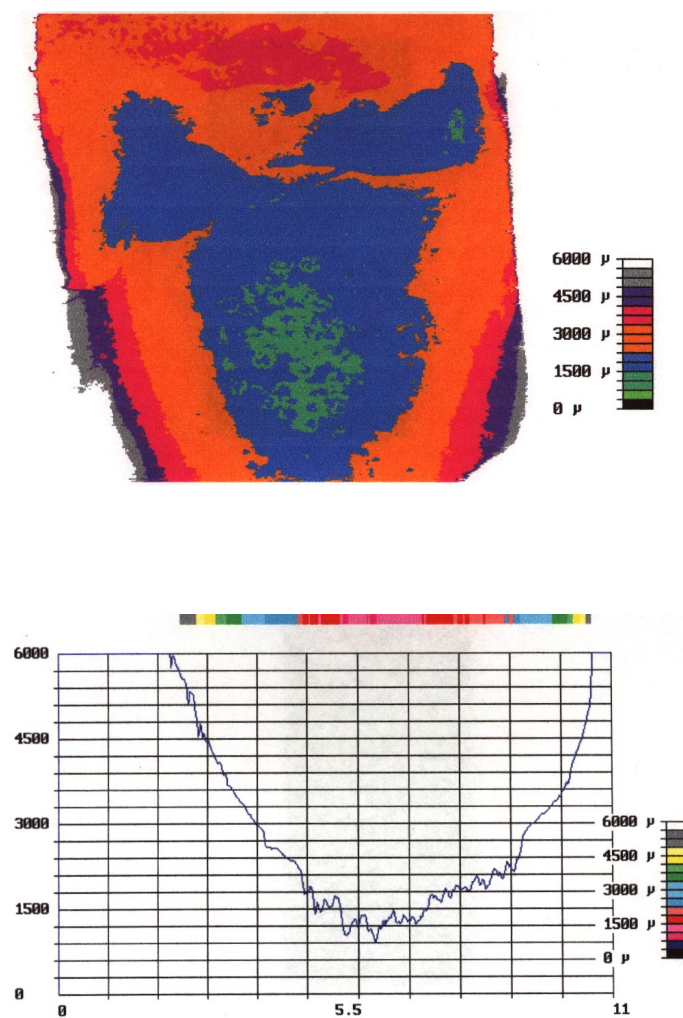


Abb. 29: Darstellung im Flächen- und Linienscan am Zahnschmelz;

Laserleistung: 0.5 W

Bestrahlungsdauer: 5 s

dT [K]: 0.2

Wie bereits erwähnt, liegen die Abtragsraten bei einer Bestrahlungsdauer von 5 Sekunden überwiegend zwischen 1000 und 2000 μm . Dabei zeigt sich auch, daß stärkere intrapulpare Temperaturerhöhungen mit stärkeren Substanzreduktionen verbunden sind.

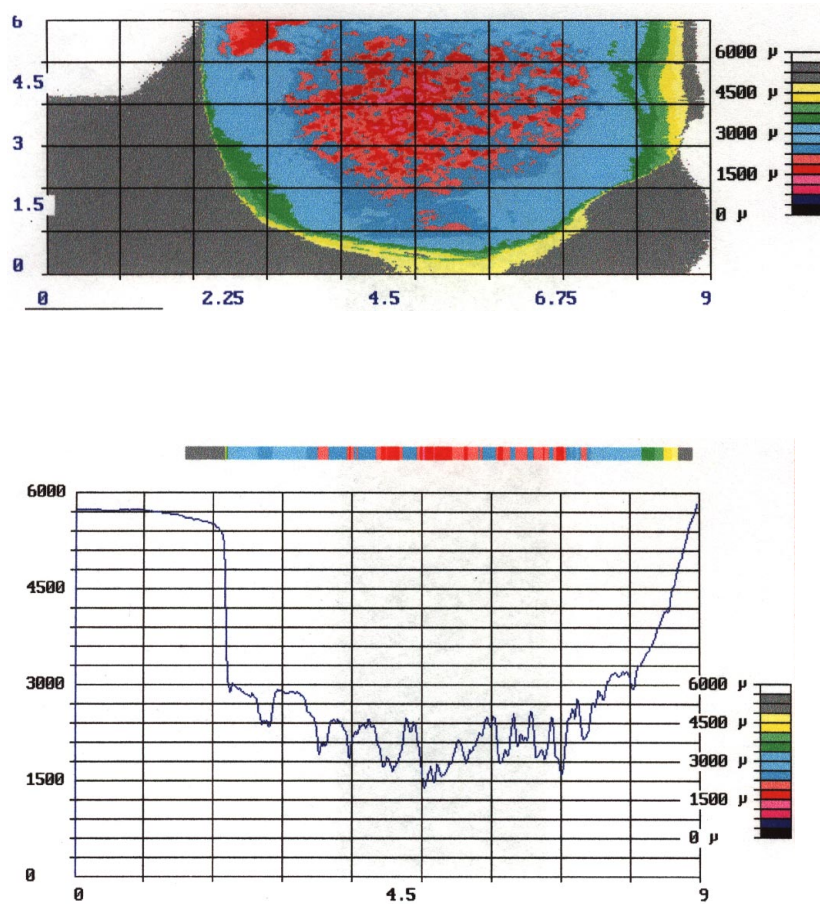


Abb. 30: Darstellung im Flächen- und Linienscan am Zahnschmelz;

Laserleistung: 3.0 W

Bestrahlungsdauer: 10 s

dT [K]: 3.7

Hingegen bei einer Bestrahlungsdauer von 10 Sekunden, wo sich grundsätzlich höhere Abtragsraten erzielen lassen, lassen sich diese nicht in Beziehung zu einer höheren Temperaturdifferenz in der Pulpa setzen.

Diese Zusammenhänge werden in den nachfolgenden Graphiken demonstriert.

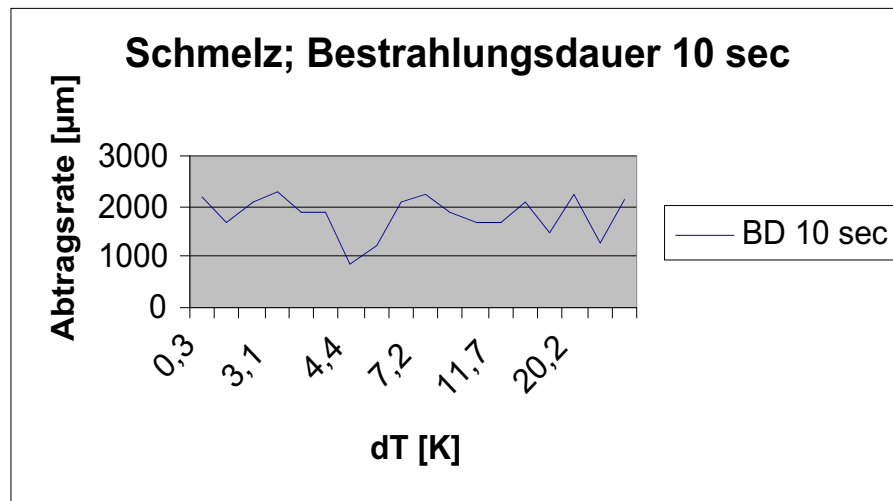
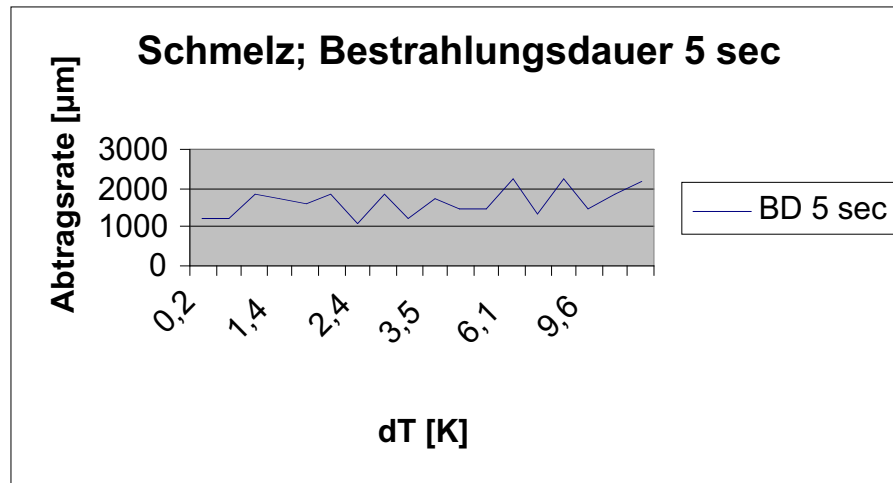


Diagramm 13 und 14: Korrelation der intrapulpalen Temperaturdifferenz mit der erreichten Abtragsrate am Zahnschmelz
Bestrahlungsdauer: 5 s; 10 s;

3.3.2 Dentinpräparate und Substanzreduktion

Für die Messungen am Dentin wurden 18 Präparate gewonnen. Auch hier wurden pro Parameterkombination 3 Prüfkörper vermessen, der mit der niedrigsten, der mit der mittleren und der mit der höchsten intrapulpal gemessenen Temperaturdifferenz. Die bearbeiteten Blöcke konnten aus Präparationsgründen ebenfalls nur von lingual gewonnen werden.

Die Meßergebnisse werden in der nachfolgenden Tabelle dargestellt:

Kennung	Parameter	dT[K]	Abtrag[µm]
1311	1,0 W; 5 s	0,3	1700
1321		2,2	1880
1331		3,6	2000
1411	1,0 W; 10 s	0,7	2000
1421		2,3	1880
1431		5,3	3000
1511	2,0 W; 5 s	1,2	2680
1521		7,4	1500
1531		11,7	1880
1611	2,0 W; 10 s	3,7	1500
1621		6,4	2000
1631		10,3	2250
1711	3,0 W; 5 s	1,5	2250
1721		6,3	2000
1731		7,3	2500
1811	3,0 W; 10 s	8	2080
1821		14,8	2630
1831		31,7	3000

Tabelle 15: Parameterkombinationen und Meßwerte zum Substanzabtrag am Dentin

Laserleistung: 1.0W, 2.0W, 3.0W; Bestrahlungsdauer: 5 s; 10 s

Kritische Temperaturdifferenz ab 6 K: *kursiv*

Intolerable Temperaturdifferenz ab 10 K: **markiert**

Die am Dentin zu beobachteten Abtragsraten sind vergleichbar mit den am Zahnschmelz gemessenen. Auch hier zeigt sich die Tendenz, daß mit einer Zunahme der Laserleistung eine höhere Substanzreduktion erreichen läßt.

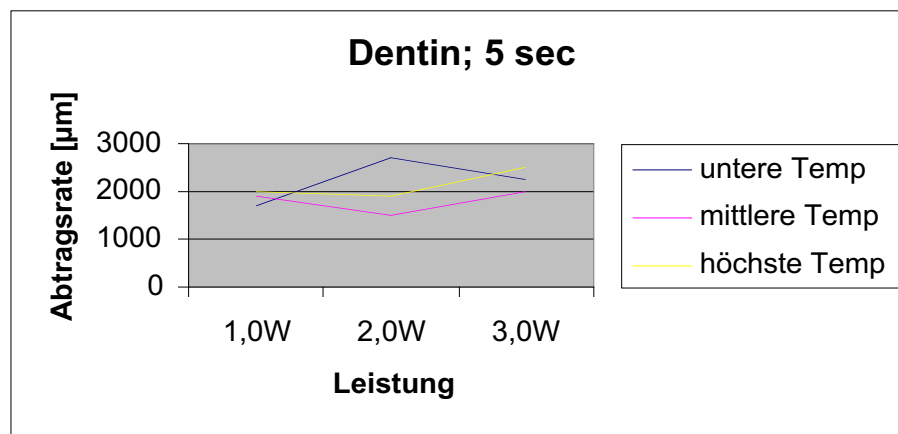


Diagramm 15: Substanzabtrag am Dentin; Bestrahlungsdauer: 5 Sekunden

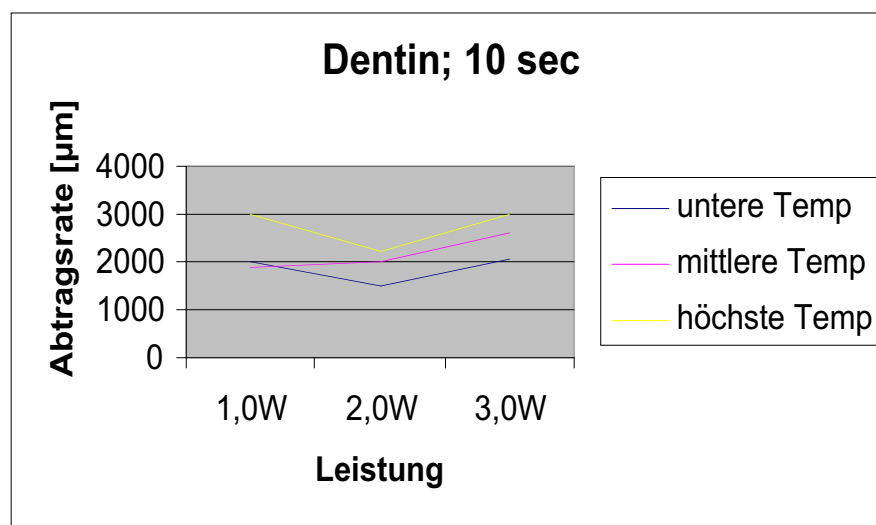


Diagramm 16: Substanzabtrag am Dentin; Bestrahlungsdauer: 10 Sekunden

Der Substanzabtrag im Dentin ist durchschnittlich höher als die erreichte Reduktionsrate im Zahnschmelz. Eine Verdopplung der Bestrahlungsdauer führt tendenziell zu einer vermehrten Substanzminderung.

Bei einer Laserbehandlung von 5 Sekunden werden in allen Fällen minimal 1500µm an Substanz abgetragen, in 33% der Messungen sogar mehr als 2000µm. Durch eine

Verdopplung der Bestrahlungsdauer auf 10 s läßt sich ein Substanzabtrag von über 2000µm bei 55% der vermessenen Präparate nachweisen.

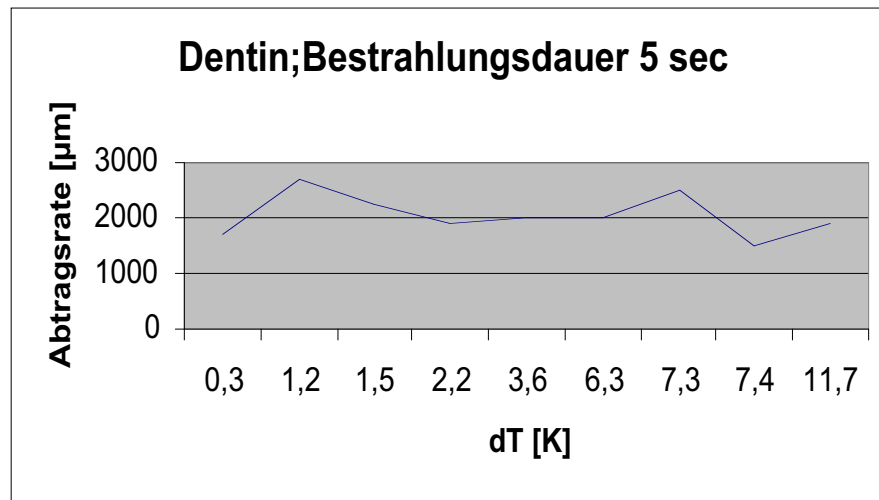


Diagramm 17: Korrelation der intrapulpalen Temperaturdifferenz mit der erreichten Abtragsrate am Dentin
Bestrahlungsdauer: 5 Sekunden

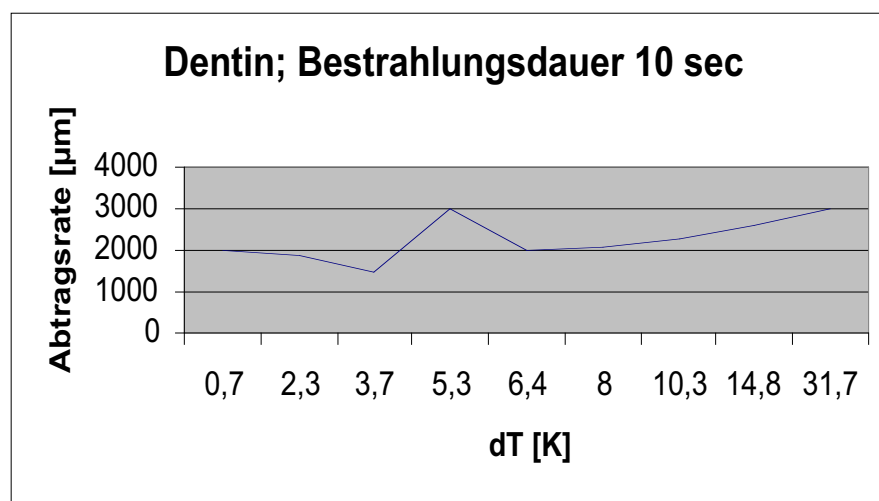


Diagramm 18: Korrelation der intrapulpalen Temperaturdifferenz mit der erreichten Abtragsrate am Dentin
Bestrahlungsdauer: 10 Sekunden

Bei einer Bestrahlungsdauer von 10 Sekunden wurden bei hohen und physiologisch nicht mehr tolerablen intrapulpalen Temperaturen höhere Abtragsraten gemessen als bei vergleichsweise niedrigeren und somit auch vertretbaren Temperaturen. Für eine

reduzierte Laserbehandlung über 5 Sekunden lassen sich diese Zusammenhänge nicht feststellen.

Abschließend werden im folgenden die Abtragsraten im Zahnschmelz und Dentin direkt verglichen. Aus Gründen der Übersichtlichkeit werden bei der graphischen Darstellung nur die Ergebnisse bei einer Laserleistung von 1.0W, 2.0W und 3.0W aufgeführt.

3.3.3 Schmelz und Dentin im Vergleich

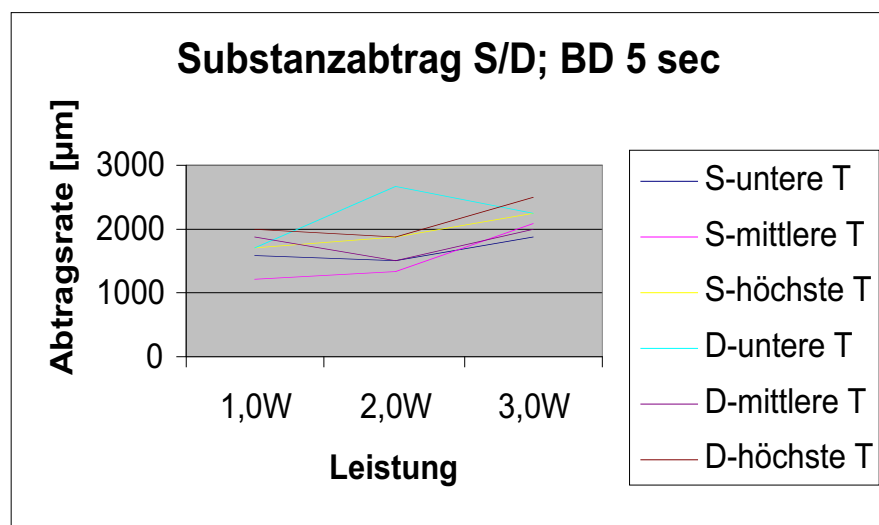


Diagramm 17: Substanzabtrag an Schmelz und Dentin im Vergleich

Bestrahlungsdauer: 5 sec;

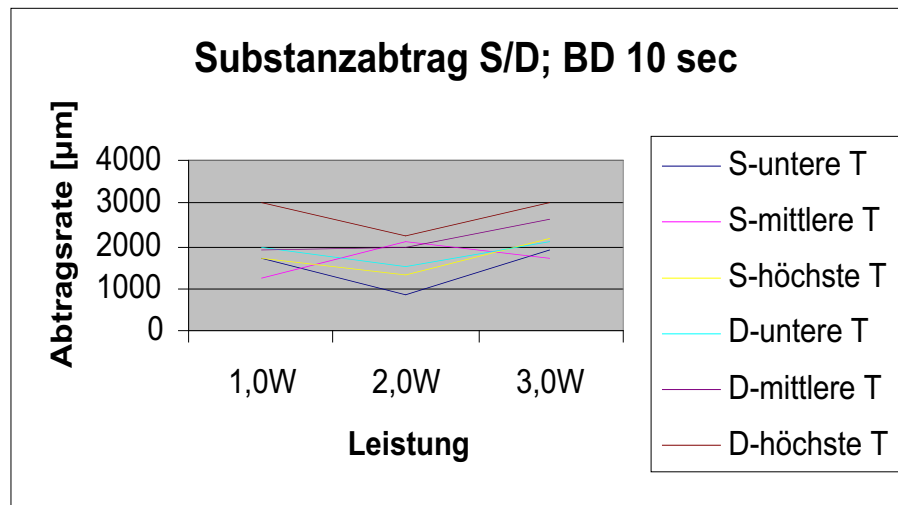


Diagramm 18: Substanzabtrag an Schmelz und Dentin im Vergleich

Bestrahlungsdauer: 10 sec;

Die Abtragsraten liegen im Zahnschmelz und im Dentin bei einer Behandlungsdauervon 5 Sekunden wie bereits berichtet, deutlich unter 3000µm, bei einer Verdopplung der Bestrahlungsdauer lassen sich höhere Abtragsraten erzielen. Dies gilt besonders für das behandelte Dentin. Diese an sich tolerable Substanzreduktion ist jedoch nur punktuell, eine flächige Abtragung ist in der Größenordnung von 250µm im Schmelz und 400 µm im Dentin möglich, unabhängig von Bestrahlungsdauer und Laserleistung.

4. Diskussion

Die große Anzahl der in den vergangenen Jahrzehnten veröffentlichten Studien in der Zahnheilkunde zum Einsatz von Lasersystemen läßt die Vielzahl der Probleme erahnen. Einige Autoren favorisieren den Einsatz von Infrarotlasern [8,S.175ff], andere konnten in klinischen oder speziell klinisch orientierten Studien die sinnvolle Verwendung bei konkreten Indikationen zeigen [6,S.75ff; 15,S.18ff; 21,S.1397ff; 35,S.197ff; 54,S.288ff; 55,248ff; 69,S.27ff].

In der vorliegenden Studie ließen sich die in anderen Untersuchungen [16,S.137ff; 39,S.1ff; 41,S.693ff] beschriebenen Unzulänglichkeiten für eine Routinenutzung der derzeit verfügbaren CO₂- Lasersysteme in der Zahnheilkunde bestätigen.

Bei einer Bestrahlungsdauer von 5 Sekunden wurden mit einer Laserleistung von nur 2.0 W an den Schmelzpräparaten intrapulpal kritische Temperaturunterschiede zwischen 6 K und 10 K gemessen. Durch eine Verdopplung der Bestrahlungsdauer wurde dieser Bereich bereits bei einer Ausgangsleistung von 1.0W erreicht. Schon in dieser Parameterkombination sind Temperaturdifferenzen über 10 K bestimmt worden. Diese lassen eine Schädigung der Pulpa vermuten. In einer Arbeit von Jukic und Mitarbeitern [37,S.175ff] wurden im Pulpagewebe nach Laserbestrahlung u.a. Karbonisierung, Nekrosen, das Einwandern von Entzündungszellen, die Ausbildung von Ödemen und Hämorrhagien beobachtet. Die intrapulpal auftretenden Temperaturen sind einer der limitierenden Faktoren der Laseranwendung [3,S.343ff]. An den Dentinpräparaten wurden vergleichbare Temperaturerhöhungen erreicht. Eine Zunahme der Laserleistung führte zu einer Zunahme der Erwärmung in der Pulpahöhle, besonders deutlich bei verdoppelter Behandlungsdauer.

Durch die Verwendung des neuentwickelten Scanningsystems Swiftlase® hatte man sich erhofft, daß durch Dezentralisierung des Laserstrahls geringere und damit physiologisch vertretbare Temperaturen entstehen würden. Die bei Frentzen und Mitarbeitern [27,S.240ff] beobachteten Temperaturanstiege in der Pulpakammer auf mehr als 100°C innerhalb von 50 Sekunden wurden in unseren Untersuchungen nicht mehr gemessen, jedoch ist die Pulpa, wie eingangs beschrieben, schon bei viel geringeren Wärmezunahmen als geschädigt zu betrachten [41,S.693ff; 50,68ff].

Die Angaben aus den bisher veröffentlichten Studien über den Nutzen einer Kühlung durch Luft oder Wasser während der Laserbestrahlung sind kontrovers.

Meyer und Foth beschrieben durch Luftkühlung einen Unterschied in der thermischen Entwicklung [51,S.58ff] zugunsten des Pulpaschutzes, Frentzen [27,S.240ff] konnte durch den Einsatz eines Dreidrüsensystems und damit verbundener Luftkühlung keine entscheidende Minimierung der thermischen Belastung feststellen. In unseren Vorversuchen zeigte sich durch den Einsatz einer zusätzlichen Luftkühlung in dieser Hinsicht auch keine wesentliche Verbesserung, so daß darauf verzichtet wurde.

Bei der Bestimmung des Zeitintervalls bis zum Erreichen der Maximaltemperatur zeigte sich, daß unabhängig von der Bestrahlungsdauer überwiegend 10 bis 20 Sekunden nach der Beendigung der Laserbearbeitung noch mit einer Erwärmung der Pulpa zu rechnen ist. Diese längerfristige Überwärmung läßt eine gravierende Schädigung bei intrapulpalen Temperaturerhöhungen über 6 K befürchten.

In einer Untersuchung von Meyer und Foth bei der Bearbeitung von Zahnhartsubstanzscheiben mit 2.8 mm Schichtdicke ließ sich etwa 3 Sekunden nach Abschalten des Lasers die erreichte Maximaltemperatur messen [51,S.58ff]. Bei Bearbeitung eines kompletten Zahnes ist dieses Zeitintervall, wie unsere Studie zeigte, aufgrund der veränderten Wärmeleitung und Wärmespeicherung deutlich verlängert.

Neben den thermischen Auswirkungen in der Pulpa werden auch hitzebedingte Schädigungen der Zahnhartsubstanzen im laserbestrahlten Areal beobachtet [47,S.1702ff].

1968 beschrieben Scheinin und Kantola [59,S.173ff] die durch Infrarotstrahlung verursachte Kraterbildung im Zahnschmelz, wobei es zudem zur erneuten Kondensation und zur Verkohlung der laserbehandelten Substanz kam. Auch für das bestrahlte Dentin wurden entsprechende Beobachtungen gemacht [57,S.4ff]. Hier ließen sich auf der Oberfläche Krater, durch Aufschmelzen entstehende Verglasungen und Rißbildungen wahrnehmen. Bei den von uns gewählten Parameterkombinationen wurden makroskopisch sichtbare Veränderungen an den dentinpräparierten Zähnen mit 3.0W Ausgangsleistung und 10 Sekunden Bestrahlungsdauer beobachtet, ansonsten waren mit dem bloßen Auge keine Veränderungen im Sinne thermischer Nebeneffekte zu erkennen.

Die unterschiedlichen Reaktionen von Schmelz und Dentin auf exogene Einflüsse liegen in der schon im allgemeinen Teil erwähnten differenten Zusammensetzung dieser beiden Zahnhartsubstanzen [62,S.31]. Der Schmelz besitzt weit weniger Wasser, dafür aber einen hohen Gehalt an in Prismen angeordnetem Hydroxylapatit. Dagegen ist das Dentin kollagen- und wasserreich und verfügt außerdem über eine feine Mikrostruktur.

Die in den Messungen zum Substanzabtrag erhoffte stärkere Gewebereduktion durch doppelte Bestrahlungsdauer konnte nicht beobachtet werden. Durch die rotierende Bestrahlung, welche durch den Swiftlase® möglich ist, kommt es lokal nach der punktuellen Bestrahlung eines winzigen Areals dort vermutlich zu einer Abkühlung, wodurch im nächsten Bestrahlungsdurchgang die bereits rekristallisierte Substanz erneut aufgeschmolzen werden muß. Dies erklärt, weshalb bei zunehmender Laserleistung zunächst bei verdoppelter Bestrahlungsdauer auch ein effektiverer Substanzabtrag möglich ist, jedoch ab einer Leistung von 2.0 W zeigt sich nur eine geringe Verbesserung der Abtragsraten.

Die im Vergleich zu einer kontinuierlich punktuellen Laserbehandlung niedrigeren Temperaturen beim Swiftlase®-System gehen damit auf Kosten eines effektiveren Substanzabtrags.

Im Zahnschmelz lassen sich zwar Abtragsraten von über 2000µm und im Dentin von bis zu 3000µm erreichen, aber diese Substanzreduktion ist lediglich als punktuell zu betrachten. Der flächenhafte Substanzabtrag liegt im Schmelz bei etwa 250µm und im Dentin bei ca. 400µm, vergleichbar mit den Ergebnissen anderer Arbeiten [41,S.693ff]. Diese lokal hohe Gewebereduktion ist durch das Swiftlase®-System bedingt. Die Figur der sich überschneidenden Ellipsen des Laserstrahls auf dem behandelten Areal, welche durch die Ablenkung des Strahls über zwei Drehspiegel entsteht, führt zu Kreuzungspunkten mit regional hohen Abtragsraten. Wie bereits gezeigt, ist die flächige sinnvolle Gewebeminimierung nicht ausreichend. Wird durch Erhöhung der Laserleistung ein verbesserter Substanzabtrag möglich, werden hierbei wieder unphysiologisch hohe Temperaturen in der Pulpa gemessen.

Der von Meyer und Foth [51,S.58ff] eindeutig beschriebene Zusammenhang zwischen mittlerer Laserleistung und Masseverlust bei gesundem wie auch kariösem Material läßt sich für den normalen Zahn in unserer Arbeit nicht so deutlich beweisen, wenngleich er zu vermuten bleibt.

Der direkte Vergleich der Ergebnisse mit Arbeiten anderer Autoren ist schwierig, da bisher nur wenige Studien zur Anwendung des Swiftlase®-Systems in der Zahnheilkunde vorliegen. In einer weiteren Untersuchung [51,S.58ff] wurden die Auswirkungen dieses Scanningsystems im Hinblick auf thermische Schäden, Temperaturerhöhung und Substanzabtrag an 2.8 mm messenden Zahnhartsubstanzscheiben beobachtet. Auch hier zeigte sich die Gewebereduktion an Schmelz und Dentin zu gering, thermische Nebeneffekte wie Verkohlung und Rißbildung, sowie eine intolerable Erhöhung der Temperatur zu gravierend, um den konventionellen mechanischen Substanzabtrag zu ersetzen.

Abschließend kann nach Auswertung der Messungen unter Berücksichtigung der physiologischen Grundlagen und der in anderen Arbeiten gemachten Erfahrungen gesagt werden, daß ein Verdrängen des herkömmlichen Bohrers durch den CO₂-Laser kombiniert mit dem Swiftlase®-System in der Behandlung von Zahnhartsubstanzen nicht möglich ist. Die Pulpa wird hierbei zu stark erwärmt und zu stark geschädigt. Die erreichbare Substanzreduktion erfolgt in einem ineffektiven Ausmaß. Die Schnittpunkte, welche durch die Kreuzung der beiden Ellipsen im Strahlverlauf erzeugt werden, führen zu übermäßig hohen Temperaturen und lokal starken Abtragsraten.

Das Problem des CO₂-Lasers, eine tolerable intrapulpale Temperatur bei gutem Substanzabtrag zu erzielen, kann somit auch nicht durch das Scanningsystem des Swiftlase® gelöst werden.

Mittlerweile wurde von Sharplan ein neues Scanningsystem, der sogenannte Silktouch®, entwickelt. Durch eine neue Dezentralisierung des Laserstrahls in Form einer Spiralfigur erhofft man sich erneut eine Verbesserung bezüglich der Temperaturerhöhung in der Pulpakammer. Die Frage eines guten Substanzabtrags mit dieser neuen Methode wird in kommenden Studien zu klären sein..

5. Zusammenfassung

Seit Entwicklung des CO₂-Lasers wurde versucht, eine geeignete Anwendung in der Zahnheilkunde zu finden. Der erhoffte Einsatz des Lasers in der gewöhnlichen Behandlung gesunder und kariöser Zähne war mit den derzeit verfügbaren Systemen nicht möglich.

In der vorliegenden Arbeit wurden Molaren und Prämolaren von Marktschweinen aufbereitet und anschließend mit dem CO₂-Laser in Kombination mit dem Swiftlase®, einem Scanningsystem der Firma Sharplan, bestrahlt. Durch eine Dezentralisierung des Laserstrahls erhoffte man sich, physiologisch vertretbare Temperaturen im Pulpakavum bei einem guten Substanzabtrag der Zahnschmelz zu erreichen.

Dazu wurden Schmelz enthaltende, gesunde Zähne mit unterschiedlicher Laserleistung (0.5W, 1.0W, 1.5W, 2.0W, 2.5W 3.0W), lingual wie bukkal mit verschiedener Bestrahlungsdauer (5 s, 10 s) behandelt. Durch spezielle Präparation konnten die im Pulpakavum aufgetretenen Temperaturen über Thermosonden ermittelt werden. Dabei zeigte sich, daß bereits bei einer Ausgangsleistung von 2.0W und einer Bestrahlungsdauer von 5 Sekunden kritische Temperaturdifferenzen zwischen 6 K und 10 K zu messen waren. Wurde die Bearbeitungsdauer auf 10 Sekunden verdoppelt, wurden diese Temperaturen bei 1.0W erreicht.

Punktuell ließen sich dabei über einen Lasertriangulator Abtragsraten über 2000µm messen, die flächige Substanzreduktion betrug durchschnittlich jedoch lediglich 250µm im Schmelz. Dies ist bedingt durch die vom Scanningsystem beschriebenen beiden elliptischen Figuren, welche im Bereich der Schnittpunkte zu einem lokal hohen, in der Fläche aber nur zu geringen Substanzabtrag führen.

Dentinpräparate wurden lingual und bukkal ebenfalls mit einer unterschiedlichen Laserleistung (1.0W, 2.0W, 3.0W) und mit einer Bestrahlungsdauer von 5 Sekunden oder 10 Sekunden bearbeitet. Dabei wurden vergleichbare Ergebnisse wie im Zahnschmelz erreicht. Eine Zunahme der Laserleistung führte zu einer verstärkten intrapulpalen Temperaturerhöhung.

Die Abtragsraten im Dentin waren durchschnittlich höher als die im Schmelz bestimmten. Hier konnte eine punktuelle Substanzreduktion bis 3000µm und eine flächige bis 400µm nachgewiesen werden.

Bei der Bearbeitung der schmelzhaltigen und der dentinpräparierten Zähne zeigte sich, daß nach Beendigung der Laserbestrahlung, unabhängig von der Bearbeitungsdauer, erst nach etwa 10 bis 20 Sekunden die intrapulpale Maximaltemperatur erreicht wird. Daher ist von einer noch längeren Erwärmung des Nervs durch Wärmeleitung- und -speicherung, somit von einer verstärkten Schädigung desselben auszugehen.

Die erhoffte Verbesserung durch das Scanningsystem Swiftlase® beim Einsatz des CO₂-Lasers in der Zahnhartsubstanzbearbeitung konnte nicht erreicht werden. Die intrapulpal auftretenden Temperaturen schädigen auch bei geringer Laserleistung die Pulpa.

Die bezüglich der Wärmeentwicklung vertretbaren Laserleistungen jedoch führen bei weitem nicht zu einem therapeutisch sinnvollen Substanzabtrag in Schmelz oder Dentin. Aufgrund der prinzipiellen physikalischen Zusammenhänge bleibt es fraglich, ob der CO₂-Laser, auch mit Hilfe weiterentwickelter Zusatzgeräte, jemals für die Zahnhartsubstanzbearbeitung sinnvoll einsetzbar sein wird.

6. Literatur

- [1] *Altshurler G.B.*: Die optischen Eigenschaften des Zahnhartgewebes. In: *Müller, Berlien* (Hrsg.): Fortschritte in der Lasermedizin, Laser-Medizin-Zentrum, Berlin: 1994: 9: 25-31
- [2] *Altshurler G.B., Grisimov V.N., Ermolaev V.S., Vityaz I.V.*: Human tooth as an optical device. Proceedings SPIE. Holography, Interferometry and Optical Pattern Recognition in Biomedicine, Halina Podbielska; Ed.: 1991: 1429: 95-104
- [3] *Arrastia A.M., Wilder-Smith P., Berns M.W.*: Thermal effects of CO₂ laser on the pulpal chamber and enamel of human primary teeth: an in vitro investigation. Lasers Surg Med.: 1995: 16(4): 343-350
- [4] *Avery J.K.*: Pulp. In Bhaskar, S.N.: Orban's Oral Histology and Embryology. Mosby, St. Louis: 1986: 135-136
- [5] *Avery, J.K.*: structural elements of the young normal human pulp. In: Siskin, M.: The Biology of the Human Dental Pulp. Mosby, St. Louis: 1973: 3-4
- [6] *Bader G., Lejeune S.*: Prospective study of two retrograde endodontic apical preparations with and without use of CO₂ laser. Endod Dent Traumatol.: 1998: 14 (2): 75-78
- [7] *Bender, I.B.*: Pulp biology conference: a discussion. J. Endodont.:1978: 4: 37
- [8] *Ben Hatit Y., Lammens J.P.*: Laser therapy with 10600 nm defocused CO₂ laser. Laser Therapy: 1992: 175-178
- [9] *Bernick, S.*: Lymphatic vessels of the human dental pulp. J. dent. Res.: 1977: 56: 70
- [10] *Bhussry, R.B.*: Modification of the dental pulp organ during development and aging. In Finn, S.B.: Biology of the Dental Pulp Organ. Univ. Alabama Press, Birmingham: 1968: 145
- [11] *Borning W., Müller G.*: Allgemeine physikalische Grundlagen. In: *Berlien, H.-P., Müller G.* (Hrsg.): Angew. Laserzahnheilk. Lehr- und Handbuch für Praxis und Klinik. Losebl.-Ausg. Landsberg, Ecomed: 1995: II.-1: 1-5
- [12] *Bradford E.W.*: The dentine a barrier to caries; Brit. Dent. J.: 1960: 109: 387-388
- [13] *Carrigan P.J., Morse D.R., Furst M.L., Sinai I.H.*: A scanning electron microscopic evaluation of human dentinal tubules according to age and location; J. Endodont.: 1984: 10: 359-360

- [14] *Chibon P.*: Marquage nucleaire par la thymidine tritree des derives de la crete neurale chez l'Amphibien *Urodele pleurodeles waltlii* Michah; J. Embryol. Exp. Morphol.: 1967: 18: 343-344
- [15] *Deppe H.*: Experimentelle Untersuchungen zur Laser-assistierten Peri-implantitistherapie. Habilitationsschrift; Technische Universität München; 1998
- [16] *DeRaad M., Paschoud Y., Holz J.*: Effets du laser a CO₂ sur les tissus dentaires. J Biol Buccale: 1988: 16: 137-150
- [17] *Dörschel K.*: Der Laserprozeß. In: *Berlien, H.-P., Müller G.* (Hrsg.): Angew. Laserzahnheilk. Lehr- und Handbuch für Praxis und Klinik. Losebl.-Ausg. Landsberg, Ecomed: 1995: II.-2.2.1: 1-7
- [18] *Einstein A.*: Über einen die Erzeugung und Verwandlung des Lichts betreffenden heuristischen Gesichtspunkt. Ann Phys: 1905:17: 132
- [19] *Ertl T., Dörschel K., Müller G.*: Laser und Laserstrahlung. In: *Berlien, H.-P., Müller G.* (Hrsg.): Angew. Laserzahnheilk. Lehr- und Handbuch für Praxis und Klinik. Losebl.-Ausg. Landsberg, Ecomed: 1995: II.-2.1: 1-6
- [20] *Fearnhead, R.W.*: Innervation of dental tissues. In Miles, A.E.W.: Structural and Chemical Organization of Teeth, vol I. Academic Press, New York: 1967: 247
- [21] *Featherstone J.D., Barrett-Vesponi N.A., Fried D., Kantorowitz Z., Seka W.*: CO₂ laser inhibitor of artificial caries-like lesion progression in dental enamel. J Dent Res.: 1998: 77(6): 1397-1403
- [22] *Fosse G.*: A quantitative analysis of the numerical density and the distributional pattern of prisms and ameloblasts in dental enamel and tooth germs; Acta odont. scand.: 1968: 26
- [23] *Fowler B.O., Kuroda S.*: Changes in heated and in laserirradiated human tooth enamel and their probable effects on solubility. Calcif. Tiss. Int.: 1986: 38: 197
- [24] *Fox, A.G., Heeley J.D.*: Histological study of pulps of human primary teeth. Arch. Oral Biol.: 1980: 25: 103
- [25] *Frick H., Leonhardt H., Starck D.*: Allgemeine Anatomie-Spezielle Anatomie Taschenlehrbuch der gesamten Anatomie; Band 1; 4. Auflage; Georg Thieme Verlag, Stuttgart, New York: 1992: 1: 692-703
- [26] *Frentzen M., Koort H.J.*: Lasertechnik in der Zahnheilkunde. Dtsch Zahnärztl Z: 1991: 45:443-454

- [27] *Frentzen M., Koort H.J., Kramer B.*: Thermische Effekte bei der Präparation von Zahnhartgeweben mit verschiedenen Lasersystemen. Dtsch Zahnärztl Z: 1990: 45(4): 240-242
- [28] *Fuchshuber S.*: Entwicklung eines Programms zur optoelektronischen Profilbilddarstellung zum Zwecke der beschleunigten Fertigungskontrolle von Flachbaugruppen, mit Vorbereitung zur Anbindung an ein CAD-System. Diplomarbeit; Fachhochschule München, FB 06 FW, Produktion und Automatisierung, Labor für Robotik und Fertigungsüberwachung: 1994
- [29] *Goldman, L., Hornby P., Mayer L., Goldman B.*: Impact of the laser on dental caries. Nature: 1964: 203: 417
- [30] *Greve P.*: Spiegelgelenkarm. In: *Berlien, H.-P., Müller G.* (Hrsg.): Angew. Laserzahnheilk. Lehr- und Handbuch für Praxis und Klinik. Losebl.-Ausg. Landsberg, Ecomed: 1995: II.-5.2.1: 1-3
- [31] *Gvozdenovic-Sedlecki, S., Qvist V., Hansen H.P.*: Histologic variations in the pulp of intact premolars from young individuals. Scand. J. dent. Res.: 1973: 81: 433
- [32] *Harris, R., Griffin C.J.*: Histogenesis of fibroblasts in the human dental pulp. Arch. Oral Biol.: 1967: 12: 459
- [33] *Havers C.*: Some observations on the teeth (1689). In *Osteologia Nova or some New Observations of the Bones*; Smith, London: 1691: 78-88
- [34] *Helmann J., Brodzinski T.*: Thermische Wirkungen. In: *Berlien, H.-P., Müller G.* (Hrsg.): Angew. Laserzahnheilk. Lehr- und Handbuch für Praxis und Klinik. Losebl.-Ausg. Landsberg, Ecomed: 1995: II-4.2: 1-8
- [35] *Israel M., Rossmann J.A., Froum S.J.*: Use of the carbon dioxide laser in retarding epithelial migration: a pilot histological human study utilizing case reports. J Periodontol: 1995: 66: 197-204
- [36] *Johnsen, D., Johns S.*: Quantitation of nerve fibres in the primary and permanent canine and incisor teeth in man. Arch. Oral Biol.: 1978: 23: 825
- [37] *Jukic S., Anic I., Koba K., Najzar-Fleger D., Matsumoto K.*: The effect of pulpotomy using CO₂ and Nd:YAG lasers on dental pulp tissue. Int Endod J.: 1997: 30(3): 175-180
- [38] *Kahle W., Leonhardt H., Platzer W.*: Taschenatlas der Anatomie; Band 2, Innere Organe; 6. Auflage, Georg Thieme Verlag, Stuttgart, New York: 1991: 2: 180-193
- [39] *Kar H.*: CO₂-Laser. In: *Berlien, H.-P., Müller G.* (Hrsg.): Angew. Laserzahnheilk. Lehr- und Handbuch für Praxis und Klinik. Losebl.-Ausg. Landsberg, Ecomed: 1995: II.-5.1.3: S. 1-3

- [40] *Kramer, I.R.H.*: The vascular architecture of the human dental pulp. Arch. Oral Biol.: 1960: 2:177
- [41] *Krejci I., Simunovic K., Lutz F.*: Substanzabtragung mit supergepulstem CO₂-Laser. Schweiz Monatsschr Zahnmed: 1992: 102: 693-699
- [42] *Leonhardt H.*: Histologie, Zytologie und Mikroanatomie des Menschen, Taschenlehrbuch der gesamten Anatomie, Band 3; 8. Auflage; Georg Thieme Verlag, Stuttgart, New York: 1990: 3: 419-425
- [43] *Lilja, J.*: Innervation of different parts of predentin and dentin in young human premolars. Acta odont. scand.: 1979: 37: 339
- [44] *Madeira, M.C., Percinoto, C., Silva, MG.M.*: Clinical significance of supplementary innervation of the lower incisor teeth: a dissection study of the myelohyoid nerve, Oral Surg.: 1978: 46: 608
- [45] *Maiman T.*: Optical and microwave-optical experiments in ruby. Rev Let: 1960: 4: 564-566
- [46] *Martens P.*: Human dentinogenesis with special regard to the formation of peritubular crown dentine and zones in fetal and unabraded permanent teeth. Odont. T.: 1968: 76: 1
- [47] *McCormack S.M., Fried D., Featherstone J.D.B., Glena R.E., Seka W.*: Scanning electron microscope observations of CO₂ laser effects on dental enamel. J Dent Res: 1995: 74(10): 1702-1708
- [48] *Meduna J.*: Die Zähne bei hohen Temperaturen. Mitt. Sect. Anthropol.: 1965: 17: 27
- [49] *Melcer J., Chaumette M.T., Melcer F., Dejardin J., Hasson R., Merard R., Pinaudeau Y., Weill R.*: Treatment of dental decay by CO₂-lasers beam. Lasers Surg Med : 1984: 4: 311-314
- [50] *Meyer D.*: Experimentelle Bestimmung der laserinduzierten Erwärmung von biologischem Gewebe. Universität Kaiserslautern, Diplomarbeit FB Physik: 1995: 68-99
- [51] *Meyer D., Foth H.-J.*: Bearbeitung von Zahnhartsubstanzen mit sehr kurzen CO₂-Laserpulsen. Lasermedizin: 1996: 12: 58-66
- [52] *Meyer W.*: Aufbau und Funktion des Organum dentale. Bull. Group. Int. Rech. Sci. Stomat.: 1969: 12: 209
- [53] *Mjör I.A.*: Microradiography of human coronal dentine. Arch. Oral Biol.: 1966: 11: 225

- [54] *Moritz A., Schoop U., Goharkhay K., Sperr W.:* Advantages of a pulsed CO₂ laser in direct pulp capping: a long-term in vivo study. *Lasers Surg Med.*: 1998; 22(5): 288-293
- [55] *Moritz A., Schoop U., Goharkhay K., Sperr W.:* The CO₂ laser as an aid in direct pulp capping. *J Endod.*: 1998; 24(4): 248-251
- [56] *Osborn J.W.:* Directions and interrelationships of prisms in cuspal and cervical enamel of human teeth; *J. dent. Res.*: 1968; 47: 395
- [57] *Read R.P., Baumgartner J.C., Clark S.M.:* Effects of a carbon dioxide laser on human root dentin. *J Endod.*: 1995; 21(1): 4-8
- [58] *Ruch J.V., Lesot H., Karcher-Djuricic V., Meyer J.M., Olive M.:* Facts and hypotheses concerning the control of odontoblast differentiation; *Differentiation*: 1982; 21: 1351
- [59] *Scheinin A., Kantola S.:* Laser-induced effects on tooth structure. I. crater production with a CO₂-laser. *Acta Odont. Scand.*: 1969; 27: 173-179
- [60] *Schönborn K.-H.:* Lichtwellenleiter. In: *Berlien, H.-P., Müller G. (Hrsg.): Angew. Laserzahnheilk. Lehr- und Handbuch für Praxis und Klinik. Losebl.-Ausg. Landsberg, Ecomed*: 1995; II.-5.2.2: 1-10
- [61] *Schroeder H.E.:* Orale Strukturbilogie; 4. Auflage, Georg Thieme Verlag, Stuttgart, New York: 1992
- [62] *Scott J.H., Kaplan H., Wyckoff R.W.G.:* Replica studies of changes in tooth surfaces with age; *J. dent. Res.*: 1949; 28: 31
- [63] *Seltzer, S., Bender I.B.:* The Dental Pulp. Biologic Considerations in Dental Procedures, 3rd ed. Lippincott, Philadelphia: 1984: 78-151
- [64] *Stern R.H., Sognnaes R.F.:* Laser beam effect on dental hard tissues. *J Dent Res.*: 1964; 43: 873, 307
- [65] *Stern R.H., Vahl J., Sognnaes R.F.:* Lased enamel: Ultrastructural observations of pulsed carbon dioxide laser effects. *J Dent Res*: 1972; 51: 455-460
- [66] *Takuma S., Nagai N.:* Ultrastructure of the rat odontoblasts in various stages of their development and maturation. *Arch. Oral Biol.*: 1971; 16: 993
- [67] *Tobin, C.E.:* Correlation of vascularity with mineralization in human fetal teeth. *Anat. Rec.*: 1972; 174: 371
- [68] *Vasiliadis L., Darling A.I., Levers B.G.H.:* The histology of sclerotic human root dentine. *Arch. Oral Biol.*: 1983; 28: 693

- [69] *Watanabe I., Lopes R.A., Brugnera A., Katayama A.Y., Gardini A.E.*: Effect of CO₂ laser on class V cavities of human molar teeth under a scanning electron microscope. *Braz Dent J.*: 1996: 7(1): 27-31
- [70] *Weber H.*: Laser, eine revolutionäre Erfindung und ihre Anwendungen, Verlag C. H. Beck, München: 1998: 28-32
- [71] *Zach L., Cohen G.*: Pulp response to externally applied heat. *Oral Surg* 1965: 19: 515-530
- [72] *Zuhrt R., Herrmann C., Dobberstein H., Dobberstein H.*: Zur Problematik der Laseranwendung bei der Bearbeitung von Zahnhartsubstanzen. *Lasermedizin*: 1992: 7: 224-229

7. Danksagung

Mein herzlicher Dank gilt meinem Lehrer und Betreuer dieser Arbeit, Herrn PD Dr. med. dent. Dr. med. dent. habil. H. Deppe, für die Initiierung und Förderung dieser Promotionsarbeit. Ohne seine tatkräftige Unterstützung wären die experimentellen Untersuchungen nicht möglich gewesen.

Ebenso möchte ich Herrn Professor Dr. Dr. Dr. h.c. H.-H. Horch für die Betreuung und Ermöglichung der Forschungsarbeit danken.

Für die gute Zusammenarbeit und Entwicklung eines sinnvollen Meß- und Datenverarbeitungssystem zur Bestimmung der Temperaturveränderungen gebührt Dr. G. Lebelt und C. Prasch vom Lehrstuhl für Elektrische Meßtechnik der Technischen Universität München, Abteilung Meß- und Regelungstechnik unter der Leitung von Univ.-Prof. Dr. Schneider großer Dank.

Ebenso möchte ich Herrn Professor Dr. O. Schwab, Fachhochschule München, Fachbereich für Produktion und Automatisierung, Labor für Robotik und Fertigungsüberwachung, für die Bereitstellung des Lasertriangulators und die uneigennützig Hilfe danken.

Mein ganz herzlicher Dank gilt meinen Eltern, Dr. E. Glock und G. Glock, sowie Herrn Dr. A. Stehr für die große Geduld und Unterstützung bei der Durchführung und Fertigstellung meiner Promotionsarbeit.

Für die Hilfestellungen insbesondere zu Beginn der experimentellen Untersuchungen und die Einführung in das wissenschaftliche Arbeiten und Reflektieren möchte ich mit hochachtungsvollem Dank Herrn Professor Dr. M. Marlet SJ gedenken.

8. Lebenslauf

Katharina Gisela Glock, geboren am 09.04.72 in München

Eltern: Dr. rer. nat. Ernst Glock; Physiker

Gisela Glock, geb. Dessecker; Übersetzerin

September 1978: Einschulung in die Grundschule Kranzberg bei Freising

September 1982: Übertritt an das Domgymnasium Freising

Juli 1991: Abitur in den Fächern Latein, Französisch, Biologie, kath. Religion
am Domgymnasium Freising

September 1991- April 1992: Freiwilliges Soziales Jahr in der Kinderkardiologie
des Deutschen Herzzentrums München

Studium:

Mai 1992: Beginn des Studiums für Humanmedizin an der Ludwig-Maximilians-
Universität München

März 1994: Physikum

Mai 1994: Wechsel an die Technische Universität München zum Klinischen Studium

März 1995: 1. Staatsexamen

März 1997: 2. Staatsexamen

Mai 1998: 3. Staatsexamen

Praktisches Jahr:

April '97-August '97: Chirurgie im Klinikum Passau, Prof. Dr. Fischer
(Lehrkrankenhaus der TUM)

August '97-Oktober '97: Innere I: Kardiologie im Klinikum Rechts der Isar, München
Prof. Dr. Schömig

Oktober '97-Dezember '97: Innere II: Toxikologie im Klinikum Rechts der Isar,
München, Prof. Dr. Zilker

Dezember '97-März '98: Psychiatrie an der Psychiatrischen Klinik der Universität
Bern, Schweiz, Prof. Dr. Böker

Ärztin im Praktikum:

Von 01. Juni 1998 bis 30. November 1999 in der Kinderchirurgie am Dr. von Haunerschen Kinderspital, München bei Univ.-Prof. Dr. I. Joppich

Assistenzärztin:

Seit 01. Dezember 1999 in der Kinderchirurgie am Dr. von Haunerschen Kinderspital, München bei Univ.-Prof. Dr. I. Joppich

Wissenschaftliche Arbeiten:

Easy Testing of Platelet Function in Children by Means of the PFA-100®

Praun M., Till H., Glock K., Schorp W., Nohe N., Auberger K., De Haan J.;

Childrens` hospital at the Dr. von Haunersches Kinderspital Munich, Germany

Dade-Behring/ Marburg, Germany

Fibroadenoma of the breast in a 11-year old girl; case report

Glock K., Lebeau A., Stehr M., Grantzow R., Löhrs U.;

Childrens` surgery at the Dr. von Haunersches Kinderspital Munich, Germany

Geplant für Ped Surgery