

**Aus der Universitäts-Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie
an der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg
(Direktor: Univ.-Prof. H. G. Schaller)**



**Thema: „Erzeugung artifizierter kariesähnlicher Demineralisationen
an laserbehandeltem zementbedeckten Dentin
der Wurzeloberfläche“**

Dissertation
zur Erlangung des akademischen Grades
Dr. med. dent.

vorgelegt
der Medizinischen Fakultät
der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg

von Sabine Gernenz
geboren am 15.09.1973 in Magdeburg

Gutachter:
1. Prof. Stiefel
2. Prof. Glockmann, Jena
3. Prof. Raab, Düsseldorf

verteidigt am: 28.02.2002

urn:nbn:de:gbv:3-000003400

[<http://nbn-resolving.de/urn/resolver.pl?urn=nbn%3Ade%3Agbv%3A3-000003400>]

Das Anliegen dieser Arbeit bestand darin, an menschlichen Zahnwurzeln die Entstehung artifizieller kariöser Läsionen in vitro in einem Säure-Gel-System nach Vorbehandlung mit dem Erbium:YAG-Laser 1240 der KAVO Dentalwerke ohne Kavitätenpräparation zu untersuchen. Das Zahnmaterial umfaßte 110 Zähne, von denen der Zahntyp, der Extraktionsgrund, das Alter und Geschlecht des Patienten zum Extraktionszeitpunkt bekannt waren.

Die mittels der Fenstertechnik in die Wurzeloberfläche eingebrachten Zahnfenster wurden mit Laser, mit Säure oder mit beiden behandelt. Die Laserenergie variierte von 80-500 mJ, die Frequenz von 1-6 Hz. Anschließend lagerten die Zähne in einem kariogenen Säuregel für 4 und 8 Wochen. Die Kombinationsvielfalt sollte einen Überblick über die Laserwirkung, bezogen auf die Permeabilität von zementbedecktem Dentin und den kariostatischen Effekt geben. Die hergestellten longitudinalen Dünnschliffe wurden polarisationsmikroskopisch untersucht, um die unterschiedlichen Demineralisationszustände in den entstandenen Läsionen gut sichtbar zu machen.

Der Er:YAG-Laser verdichtet durch Dehydrierung, Denaturierung und Umkristallisation die Zahnwurzeloberfläche. Der Verdichtungsgrad wird durch die Kombination von Frequenz und Energie bestimmt. Auch sind die Lagerungszeit im Säuregel, die Dissoziationskraft und Diffusionsgeschwindigkeit der Säure und der gelösten Mineralionen im Gewebe für die Läsionsbildung von Bedeutung. Die Läsionen der mit Laser bestrahlten Zahngruppen fielen während 4 Wochen um 10,11 - 41,53 % und in 8 Wochen um 25 - 46,63 % geringer als die der Kontrollgruppen aus. Die signifikant geringste Säuredurchdringung und effektivste Verdichtung der Oberflächenschichten für 4 und 8 Wochen erfolgte bei 80 mJ und 6 Hz. Bei 120 mJ/ 6 Hz deutet sich dieser Trend nur für 4 Wochen Lagerung im Säuregel an. Die Laserparameter 80 mJ/ 3 Hz und 120 mJ/ 3Hz bewirken eine ungenügende Verdichtung der Wurzeloberfläche, die Säure dringt in 4 und 8 Wochen leichter ein. Alle Energieeinstellungen über 200 mJ bei hoher Frequenz bewirken dagegen einen großen, teilweise bis ins Dentin reichenden Substanzabtrag. Die neu entstandene Oberfläche ist aufgeraut, partiell aufgrund großer Hitzeeinwirkung auch geschwärzt (Karbonisierung).

Auf die Änderung der Versuchsbedingungen reagierten die apikalen und oralen Regionen am stärksten, da sie die am geringsten ausgereiften Bereiche sind.

Gernenz, Sabine : Erzeugung artifizieller kariesähnlicher Demineralisationen an laserbehandeltem zementbedeckten Dentin der Wurzeloberfläche

Halle, Univ., Med. Fak., Diss., S. 80, 2001

Auflistung und Definition der verwendeten Begriffe, Abkürzungen und Zeichen

Legende der Diagramme

Grnr.	fortlaufende Zahnnummer entspr. eingeteilt nach Gruppen
EZnr.	Nummer der speziell behandelten Zähne
Z	Zahnart
A	Alter der Patienten (Jahre)
G	Geschlecht: w weiblich, m männlich
Exgrd.	Grund der Extraktion
KFO	Kieferorthopädische Indikation
P.m.a.	Parodontitis marginalis acuta
P.m.ch.	Parodontitis marginalis chronica
Pulp.t.	Pulpitis totalis
D. diff.	Dentitio difficilis
Kn. ab.	Knochenabbau
E	Laserenergie in mJ
F	Laserfrequenz in Hz
SZ	Lagerungszeit im Säuregel
Mm	Merkmal zur Einteilung der Gruppen nach Laser- und Säureparametern

Lokalisationen der Zahnfenster an der Zahnwurzel

cv	zervikal-vestibulär (unterhalb der Schmelz-Zement-Grenze)
av	apikal-vestibulär (in Apexnähe)
co	zervikal-oral (unterhalb der Schmelz-Zement-Grenze)
ao	apikal-oral (in Apexnähe)

Meßparameter in µm

	KF	Kariesfront/ Demineralisationsfront: gut gekennzeichnete dunkle Zone bzw. Linie am Boden der Läsion (die den geringsten Mineralgehalt aufweist)
	LK	Läsionskörper: gemessener Abstand zwischen der Kariesfront und dem äußeren Rand der Läsion (enthält wieder remineralisierte Anteile)
	DZ	rötliche Übergangsschicht des von Korffschen Dentins zum azellulär-fibrillären Zement
	Z2	blau-violette Schicht des azellulär-fibrillären Zementes
	Z3	zellulär-fibrilläres Zement, teils nur als schwarze Oberflächenschicht erkennbar
	D	Defekttiefe: gemessene Distanz zwischen der äußeren Grenzlinie der Läsion und der imaginären Wurzeloberfläche, entspricht dem tatsächlichen Substanzverlust
	LT	Läsionstiefe/ Demineralisationstiefe: gesamte Distanz zwischen dem tiefsten Punkt der Läsion und der gedachten Linie der Wurzeloberfläche
	ob	Oberflächenbeschaffenheit der Läsion
	g	glatt
	r	rauh

Meßparameter in %

Inhaltsverzeichnis

	Seite
1. Einleitung	1
1.1. Einführende Definitionen	1
1.2. Zielstellung	2
2. Literaturübersicht	2
2.1. Studien zum Einsatz des Er:YAG-Lasers in der Zahnheilkunde	2
2.1.1. Untersuchungen zur Bearbeitung von Zahnhartsubstanzen mit dem Er:YAG-Laser	2
2.1.2. Studien zur Hemmung der Dentinpermeabilität	7
3. Eigene Untersuchungen	12
3.1. Material und Methodik	12
3.1.2. Untersuchungsgegenstand	12
3.1.3. Zahnmaterial	12
3.1.4. Fenstertechnik	12
3.2. Vorgehensweise	13
3.2.1. Die Behandlung mit dem Laser	13
3.2.2. Das Säure - Gel – System	15
3.2.3. Die Schlifffherstellung	15
3.2.4. Untersuchung mit dem Polarisationsmikroskop	16
3.2.5. Ergänzende Anmerkungen zum Untersuchungsmaterial	17
4. Ergebnisse	18
4.1. Meßgrößen	18
4.2. Meßergebnisse	19
4.2.1. Kontrollgruppen	19
4.2.2. Gruppe 1a) 80 mJ, 3 Hz, 4 Wochen	20
4.2.3. Gruppe 1b) 80 mJ, 3 Hz, 8 Wochen	20
4.2.4. Gruppe 2a) 80 mJ, 6 Hz, 4 Wochen	21
4.2.5. Gruppe 2b) 80 mJ, 6 Hz, 8 Wochen	21
4.2.6. Gruppe 3a) 120 mJ, 3 Hz, 4 Wochen	22
4.2.7. Gruppe 3b) 120 mJ, 3 Hz, 8 Wochen	23
4.2.8. Gruppe 4a) 120 mJ, 6 Hz, 4 Wochen	23

	Seite
4.2.9. Gruppe 4b) 120 mJ, 6 Hz, 8 Wochen	24
4.2.10. Gruppe I) 200 mJ, 1 Hz, 4 Wochen	24
4.2.11. Gruppe II) 200 mJ, 1 Hz, 8 Wochen	25
4.2.12. Gruppe III) 200 mJ, 2 Hz, 4 Wochen	25
4.2.13. Gruppe IV) 200 mJ, 2 Hz, 8 Wochen	26
4.2.14. Meßergebnisse der Einzelzähne	26
4.2.15. Überblick über die mikromorphologischen Veränderungen	30
5. Auswertung	31
5.1. Unterschiede zwischen Kontrollgruppen ohne Laservorbehandlung und Lasergruppen	32
5.2. Unterschiede in der Laserwirkung bei Energieerhöhung (Frequenz und Säureeinwirkzeit konstant)	35
5.2.1. 4-Wochen-Gruppen und Einzelzähne bei Energieerhöhung	35
5.2.2. 8-Wochen-Gruppen und Einzelzähne bei Energieerhöhung	36
5.3. Unterschiede in der Laserwirkung bei Frequenzerhöhung (Energie und Säureeinwirkungszeit konstant)	38
5.3.1. 4-Wochen-Gruppen und Einzelzähne bei Frequenzerhöhung	38
5.3.2. Unterschiede bei 8 Wochen	39
5.4. Vergleich der Laserwirkung bei gleichzeitiger Veränderung von Energie und Frequenz (Säureeinwirkzeit konstant)	41
5.4.1. Erhöhung der Energie von 80-120 mJ und der Frequenz von 3-6 Hz	41
5.4.2. Erhöhung der Energie bei gleichzeitiger Senkung der Frequenz	42
6. Diskussion	46
7. Zusammenfassung	57
8. Literaturverzeichnis	60
9. Anhang	65
10. Thesen	79

1. Einleitung

1.1. Einführende Definitionen

Der Terminus Caries dentium beschreibt den pathologischen Vorgang der Zerstörung von Zahnhartsubstanz. In den oralen Mikroorganismen kommt es zur Umwandlung von Zucker (Mono- und Disacchariden) unter Bildung von Säuren, die nach bestimmter Einwirkungszeit die Zahnhartsubstanz demineralisieren und erweichen. Dieser Prozeß kann im Zahnschmelz, im Dentin und auch im Zement stattfinden. Zahnhalskaries bzw. Wurzelkaries beschreiben kariöse Läsionen, die zervikal an der Schmelz-Zement-Grenze sowie im Bereich der Zahnwurzel entstehen. Hier bleiben die pathologischen Abläufe und Veränderungen nicht nur auf die oberflächlichen Zementschichten begrenzt, sondern erreichen das darunter befindliche Dentin. Voraussetzung für die Entstehung der Wurzelkaries ist eine Gingivarezession, so daß der Säure enthaltende und produzierende Plaquefilm diese sonst geschützte Region erfaßt. In der Literatur kommt es zu folgender Einteilung der Wurzelkaries:

- Initialstadium: weiche, mit der Sonde eindrückbare, hellgelbe bis braune, noch intakte Oberfläche
- Verfärbung: weiche, mit der Sonde eindrückbare dunkelbraune Oberfläche, bis 0,5 mm tiefer Defekt
- Kavitation: sichtbare, sondierbare Läsion, Tiefe mehr als 0,5 mm, keine Pulpabeteiligung
- Kavitation: mit Pulpabeteiligung oder Wurzelkanaleinbruch.

Keilförmige Defekte entstehen ohne oder mit Beteiligung von Säuredemineralisation durch mechanisch-abrasive Vorgänge (Bsp.: falsche Putztechnik) sowie durch mechanische Überbelastung bzw. Fehlbelastung des Zahnes. Sie sind in Nähe der Schmelz-Zement-Grenze lokalisiert (Ott et al. 1991). Als weitere Begriffe sind die Abrasion, die Attrition und die Erosion zu nennen. Erstere entstehen als Folge einer physikalischen Abnutzung eines Zahnes durch externe Einflüsse (u. a. starker Putzdruck durch die Zahnbürste), durch die Bewegung der Zähne gegeneinander (Bsp. Bruxismus) oder bei normaler Kaubelastung. Die Erosion ist der Verlust von Zahnhartsubstanz durch nicht-bakteriell-chemischen Einfluß. Dabei kommt es zu einer stärkeren Säureexposition durch verminderte Speichelpufferkapazität (säurehaltige Nahrungsmittel, Magensäure, Säuredämpfe) bzw. verringerten Speichelfluß verursacht durch Medikamente, Radiatio oder Erkrankungen der Speicheldrüsen (Johansen 1969, Raetzke et al. 1983, Phankosol 1985, Hoppenbrouwers 1986, Eckel und Graul 1989, Frank 1990, Heinrich et al. 1990, Raab et al. 1990).

1.2. Zielstellung

Viele Autoren beschäftigten sich im Laufe der Entwicklung des Erbium:YAG-Lasers mit dessen Einsatzmöglichkeiten zur Bearbeitung des Zahnschmelzes, unter anderem der Versiegelung. Dagegen gibt es nur einige Arbeiten, die sich mit den Veränderungen des Wurzelentins und des Zementes durch eine Er:YAG-Laserbestrahlung ohne Kavitätenpräparation auseinandersetzen. Die Idee dieser Studie beruht auf der Überlegung, daß Dentin und Zement ähnliche Reaktionen zeigen könnten, wenn sie mit der richtigen Wellenlänge und den entsprechenden Laserparametern bestrahlt werden. Mit Hilfe des Kohlendioxidlasers sind Versuche erfolgreich unternommen worden, freiliegende Wurzeloberflächen und hypersensible Zahnhälse zu behandeln. In dieser vorliegenden Untersuchung sollten die Reaktionsvarianten von zementbedecktem Dentin menschlicher Zähne auf den Einsatz des Er:YAG-Lasers der Firma KaVo experimentell bestimmt werden, um Rückschlüsse für die praktische Anwendung in bezug auf die Prophylaxe von Zahnhals- und Wurzelkaries sowie die Behandlung von Hypersensibilität erstellen zu können. Dabei sollten keine Kavitäten präpariert werden, sondern ein größerer definierter Bereich der Wurzeloberfläche mit Laserparametern bestrahlt werden, die noch keine makroskopisch sichtbaren Läsionen hervorrufen. Anschließend wurde mit dem Modell der artifiziellen Karies die Laserwirkung hinsichtlich der Demineralisationseigenschaften der bestrahlten Zahnoberfläche und deren Veränderung im Sinne einer Versiegelung bzw. verstärkten Säureresistenz des Matrix-Mineralgerüsts vergleichend zu unbestrahlten Arealen geprüft.

2. Literaturübersicht

2.1. Studien zum Einsatz des Er:YAG-Lasers in der Zahnheilkunde

2.1.1. Untersuchungen zur Bearbeitung von Zahnhartsubstanzen mit dem Er:YAG-Laser

Durch die Weiterentwicklung des Lasers wurde in vielen Studien der Er:YAG-Laser und sein Einsatz in der Zahnheilkunde, speziell in der Bearbeitung der Zahnhartsubstanzen, untersucht. Ziel ist es, eine Möglichkeit zu finden, den mechanischen Bearbeitungsweg (Bohrer) zu ersetzen und die Behandlung für den Patienten angenehmer zu gestalten.

Im Jahre 1989 untersuchten Keller et Hübst die ablative Wirkung des mittels Blitzlicht gepumpten Er:YAG-Lasers (Quantronix 294) an Schmelz und Dentin extrahierter menschlicher Zähne in Abhängigkeit von der Strahlungsenergie und Pulszahl. Sie stellten Energien von 30-360 mJ,

Leistungs-/Zeitparameter von 20 W/ 50 ms und 2 W/ 500 ms ein. Die Zahnpräparate wurden licht- und raster-elektronenmikroskopisch analysiert. Eine Abtragung von Zahnhartsubstanz mittels Laser war grundsätzlich möglich. Die Abtragungstiefe zeigte sich abhängig von der Pulszahl, der eingestellten Strahlungsenergie und dem zu bearbeitenden Material/ Gewebe. Bei niedrigeren Energien wurde Dentin besser abgetragen als Schmelz, da die Dentinkristalle nicht so dicht bei einander liegen. Der Gehalt an Hydroxylapatit und Wasser war für die Absorption des Laserlichtes verantwortlich. Der Wassergehalt liegt bei Dentin um 14 %, bei Schmelz um 2 %. Der Er: YAG-Laser arbeitete mit einer Wellenlänge von 2,94 μm . Die erzeugten Abtragungskrater waren rund und verliefen mit zunehmender Tiefe immer konischer. Je höher die Strahlungsenergie gewählt wurde, um so größere und tiefere Läsionen entstanden. Bei konstanter Strahlenbelastung von 30 J/cm² war die Kratertiefe im Dentin der Pulszahl proportional, während sich bestimmte Abweichungen für Schmelz in höheren Pulszahlbereichen zeigten. Die Energieabhängigkeit zur Ablation ergab eine Konstante von 10 Pulsen. Die gesamte Meßreihe erwies eine lineare Funktion zwischen der Kratertiefe und der Strahlenbelastung von Schmelz. Bei Dentin ließen sich Abweichungen von weniger als 10 J/cm² erkennen. Lagen kariöse Zustände vor, so nahm die Kratertiefe ohne eine funktionelle Abhängigkeit zu, da die kariösen Bedingungen für die verschiedenen Proben sehr unterschiedlich ausfielen. Lichtmikroskopisch zeigten sich in der Umgebung der bestrahlten Regionen keine Verschmelzungen oder Frakturen. Die Schnittflächen von Schmelz und Dentin schienen verglast, der Rand war, gleich einer CO₂-Laserbestrahlung, gewellt. Oberflächlich waren im SEM starke Risse und flockenartige, schuppige Auflagerungen erkennbar. Die Schmelzkrater hatten nach 10 Pulsen eine ovale Form mit scharfem Rand. Nach 20 Pulsen entstanden kegelförmige Krater, die weder Risse noch geschmolzene Regionen an den Innenwänden aufwiesen. Aus ihrer Studie schlossen die Autoren, daß die meiste Energie für den Ablationsprozeß verbraucht wird. Mikroexplosionen führen zur Abspaltung kleinster Partikel, es treten minimale Schädigungen des umgebenden Gewebes auf. Die Restenergie erwärmt die Umgebung nur gering.

Ein Jahr später (1990) ergänzten Keller und Hibst ihre Untersuchungen. Zum Vergleich der Wirkung des Er:YAG-Lasers auf Schmelz und Dentin extrahierter, menschlicher Zähne wurde ein chemisch hergestelltes Stück eines vielkristallinen Hydroxylapatits (99 %) ebenfalls mit dem Laser bestrahlt. Das Laserlicht wurde durch ein Deckglas, das 1 mm parallel zur Front der Zahnoberfläche und der Hydroxylscheibe befestigt wurde, auf die Zahnoberfläche fokussiert. Energien von 50-350 mJ wurden in Abständen von 100 mJ festgelegt und hinter dem Deckglas gemessen. Die Untersuchungen erfolgten unter einem Polarisationsmikroskop (Zeiss Axiophot), dem SEM (Phillips SEM 500) und mittels der Röntgenstrahldiffraktometrie. Die Bestrahlung der Zähne ließ bei 50 mJ durchsichtige Schmelzmikrokristallpartikel auf einem kleinen Fleck erkennen. Bei höheren Energien

entstand eine formlose, kondensierte Schicht, die das Deckglas in der Mitte der Einwirkung der Verdampfungswolke überzog. Auf der Spitze befanden sich viele Kristallpartikel, die sich kreisförmig am Rand des geschmolzenen Fleckes angeordnet hatten. Je höher die Energie eingestellt wurde, desto größer wurde der Fleck mit geschmolzenen Tropfen, die Kristallmenge nahm ab. Das Polarisationsmikroskop ließ keine Farbänderung erkennen. Im Deckglas selbst war kein Laserschaden nachweisbar. Ähnlich dem Schmelz zeigten sich keine Farbänderungen der Dentinkristallstrukturen. Energien von 150-350 mJ ließen eine Verschmelzungsschicht und eine hohe Anzahl an Mikroporen erkennen. Die geschmolzene Schicht war dicker als im Schmelz. Eine größere Menge herausgebrochener Kristallpartikel lagerte sich kreisförmig um das geschmolzene Areal auf dem Deckglas ab. Die SEM-Untersuchung zeigte, daß die Krater im Schmelz und Dentin schuppige Gebiete, ohne Anzeichen von Geschmolzenem, aufwiesen. Die Kristallanordnung blieb unverändert und offene Dentinkanälchen waren nachweisbar.

Im Vergleich zeigten die SEM-Bilder nach der Er:YAG-Laserbestrahlung der Hydroxylapatitscheibe eine geschmolzene Ablagerung mit oberflächlichen Kristallpartikeln. Diese lagen in der ähnlichen Anordnung, wie es bei den bestrahlten Zähnen im Schmelz und Dentin der Fall war. In höherer Vergrößerung erschien eine kleine geschmolzene Schicht an der Kristalloberfläche (Mikrotropfenbildung), die für den Sinterungsvorgang von Hydroxylapatit typisch ist. Es kommt zur Ausfällung von Karbonat enthaltendem Apatit. Die Röntgendiffraktometrie des bestrahlten Dentins zeigte eine kontinuierliche Zunahme an formlosen Strukturen, die Karbonat enthielten. Das Maximum lag bei Hydroxylapatit. Dies korrespondierte mit einer Verfestigung des geschmolzenen Materials durch kristalline Teilchen.

Eine rasterelektronenmikroskopische Analyse (REM) erfolgte durch Schilke und Geurtsen (1994). In ihrer Studie setzten sie den Er:YAG-Laser DTL 90 (Aesculap-Meditec, Heroldsberg) und den Er:YAG-Laser KEY 1240 (KaVo, Biberach) ein. Sie wiesen nach, daß in verschiedenen Geweben gleiche Kombinationen von Laserparametern differierende Bilder im REM ergeben. Die Krater waren konisch, wurden mit höherem Wassergehalt und steigender Bestrahlungsenergie größer und mit wachsender Pulszahl und Pulsenergie tiefer. Im Schmelz zeigte sich eine schuppige Oberfläche, wobei die Ablationsschollen eine lockere Verbindung zur Unterlage einzugehen schienen. Bei Pulsenergien über 10 mJ wurde eine im Dentin mechanisch gebildete Schmierschicht gut entfernt. Je dicker diese war, um so höher mußte die Pulszahl, auch bei geringerer Energie eingestellt werden. Die Tubuli hatten offene Lumina, um die das peritubuläre Dentin einen glatten Randwall bildete. Das intertubuläre Dentin ließ sich leichter abtragen, da der Wassergehalt dort höher und der Mineralisationsgrad geringer ist. Bei niedriger Pulsenergie konnte das Zement mit dem Er:YAG-Lasern gut abgetragen werden, die Krateroberflächen waren rauher als im Schmelz und Dentin.

Kayano et al. (1991) untersuchten mittels des Auflichtmikroskops und der Kontaktmikroradiografie die Bestrahlung von Zahnhartsubstanzen mit dem Er:YAG-Laser (ML 12, HOYA Corporation) bei 500 mJ Energie, 15,9 J/cm² Energiedichte, 1 und 3 pps Frequenz sowie 100, 50, 30 und 15 Pulsen. Es entstanden bis tief ins Dentin reichende zylindrische oder konische Defekte. Der Randwall war unregelmäßig, in einigen Fällen wurde die Pulpa eröffnet. Die Abtragungstiefe blieb bei 1 und 3 pps sowie 3 Schüssen auf den Schmelz begrenzt. Die Abtragung war effizienter, je höher Pulszahl und Frequenz eingestellt waren. Die anschließend in einem Säure-Gel-Medium (aus 6%iger Hydroxyethylzellulose, 0,1 M Milchsäure) gelagerten Zähne zeigten im Mikroradiogramm keine Farbänderung oder vermehrte Strahlendurchlässigkeit am Schmelzdefektrand. Eine gewisse Säureresistenz ließ sich nachweisen. Bei der Bestrahlung einer zusammenhängenden Probe (Schmelz/ Zement: 39 und 74 mJ, Dentin: 211 mJ sowie jeweils 10 pps und 10 Pulsen) entstanden oberflächliche, ovale Defekte. Auf Schmelz und Zement wurden braune, auf der Dentinoberfläche schwarze Ablagerungen festgestellt. Der Rand des Dentindefektes war im Gegensatz zu den ersteren beiden unregelmäßig. Die Probe brach bei 211 mJ.

Anhand verschiedener Laserflußraten und Frequenzen bestimmten Li et al. 1992 die Ablationsrate des Er:YAG-Lasers (Quantronix Corporation) von Zahnhartsubstanzen in Anlehnung an vorangegangene Studien von Keller und Hibst. Die maximale Pulsdauer betrug hier 200 µs und die Pulsenergie variierte von 25-365 mJ. Bei einer Laserflußrate von 10-140 J/cm² und einer Frequenz von 2 Hz betrug die Abtragungstiefe im Dentin ca. 36-78 µm, im Schmelz 37-75 µm pro Puls. Wurde die Laserflußrate auf 115 J/cm² und die Frequenz auf 5 Hz erhöht, lag sie im Dentin bei 67-80 µm pro Puls und im Schmelz bei 50-74 µm pro Puls. Durch die Bestrahlung der ungeteilten Zähne mit 2 Hz, 9-20 Pulsen und einem Laserfluß von 30-120 J/cm² konnte die Abtragungseffektivität im Schmelz bestimmt werden. Die hierbei erzeugten Krater erschienen im Zahnquerschnitt (Dentin und Schmelz) konisch und hatten eine hellere kreisförmige Umgebung. Stieg die Flußrate über 80 J/cm², zeigte sich eine 10-15 µm hellgelbe Zone um die Perforationen. Minimale Effekte (5-10 µm) ließen sich im Dentin bei weniger als 74 J/cm² nachweisen. Über 74 J/cm² war eine 25-35 µm große Zone thermischer Schäden erkennbar. Im SEM zeigte das bestrahlte Dentin konische Krater, die unregelmäßig gezackt, aber ohne Anzeichen von ausgebrochenen Partikeln oder Aufhellungen waren. Aus diesen Ergebnissen folgerte die Untersuchungsgruppe gleich Keller und Hibst (1989), daß der Laserfluß als eine logarithmische Funktion darstellbar ist:

$$\text{Ablationstiefe/ Puls} = D = \alpha^{-1} \ln (F_o/F_{th})$$

α : Absorptionskoeffizient bei 2,94 µm, F_o : Laserfluß, F_{th} : Grenzlaserfluß,

Daraus ergaben sich für den Versuch die Kurven und Grenzwerte der Schmelz- und Dentinablation, die für Schmelz bei 7,2 J/cm² und 5 Hz sowie bei 18,6 J/cm² und 2 Hz lagen. Die Ablationsgrenze für Dentin beträgt 0,7 J/cm² bei 5 Hz und 1,2 J/cm² bei 2 Hz. Der effektive Absorptionskoeffizient entsprach für beide Zahnhartsubstanzen 310 cm⁻² und 620 cm⁻² für 2 Hz und 5 Hz. Anhand der Kurven ließ sich die Abtragung bei 2 Hz und 5 Hz ablesen, die im Dentin besser als im Schmelz und bei beiden Hartsubstanzen bei 5 Hz höher als bei 2 Hz ist. Je höher die Frequenz wird, desto größer sind die thermischen Effekte. Da Schmelz nur 1 % Wasser und 1 % organisches Material enthält, Dentin dagegen fast 10 % Wasser und 20 % organisches Material, erscheint die Ablationstiefenkurve für 2 Hz und 5 Hz bei Dentin ähnlich. Die Schmelz- und Dentinabtragungstiefen pro Puls bei 45 J/cm² und 2 Hz bzw. 5 Hz ähneln den Ergebnissen von Hibst u. Keller bei nur 1 Hz und 45 J/cm², die von einer linearen Funktion der Strahleneinwirkung ausgingen. Die Korrelation zwischen den Ablationstiefen pro Puls zeigte, daß die Laserparameterbestimmung für die Schmelzquerschnitte und die ungeteilten Zähne in vivo ohne Rücksicht auf die Laserstrahlrichtung zu den Prismen gilt. Der Laserfluß sollte zur Schmelzabtragung bei 2 Hz und 5 Hz weniger als 80 J/cm², bei Dentin weniger als 74 J/cm² betragen, um thermischen Auswirkungen auf die Pulpa vorzubeugen.

Keller und Hibst studierten Anfang der 90iger Jahre (1992 u. 1993) den therapeutischen Einsatz dieses Lasertyps in der Kariestherapie an Zahnpräparaten und direkt am Patienten. Die Abtragung von Schmelz und Dentin, gesund als auch kariös, war mit dem Er:YAG-Laser als effektiv anzusehen, ohne daß die angrenzenden Substanzen starke Schädigungen erlitten. Durch Temperaturmessungen wurden keine Pulpaschädigungen durch Überhitzen des Gewebes festgestellt. Am Patienten konnte bei Anwendung von Kühlsystemen (Wasserspray) die Temperaturerhöhung auf 5 °C begrenzt werden. Reversible Pulpaschädigungen entstanden erst bei Temperaturanstiegen über 43 °C. Die Bearbeitung pulpanahen Dentins und eine dabei eventuell artifizielle Pulpaeröffnung bewirkte eine Reizdentinbildung. Für die nur kurze Reizung der sensorischen Nerven in der Pulpa und damit einer im Schmelz schmerzfreien und im Dentin schmerzarmen Behandlung waren die eingestellten Laserparameter und die Kühlung während des Laservorganges verantwortlich. Durch die kurze Pulslänge kam es nicht zu einer lang andauernden Pulpahyperämie, die Schmerzperzeption blieb gering. Eine stichprobenartige Vitalitätsprobe der laserbehandelten Zähne verlief positiv. Die Laserbehandlung wurde vergleichend zur mechanischen Methode als weniger schmerzhaft beschrieben. Bei 90 % der Laserbehandlungen wurden keine bzw. leichte Schmerzen angegeben. Unterteilt nach der Präparationstiefe ergaben sich bei pulpafernen Kavitäten keine oder leichte Schmerzen, bei den pulpanahen Präparationen wurden zu 99 % der Behandlungen keine oder kurze, nadelstichähnliche Schmerzen verspürt. Allerdings war die Präparationszeit mit dem Er:YAG-Laser doppelt so lang als mit den herkömmlichen rotierenden Instrumenten.

2.1.2. Studien zur Hemmung der Dentinpermeabilität

Aufgrund der wenigen publizierten Arbeiten zum Thema Karieshemmung am zementbedeckten Dentin durch Laserbestrahlung wird auch Literatur herangezogen, die sich mit der Permeabilitätsänderung von Wurzelkanalwanddentin nach Laserbehandlung beschäftigt.

1987 untersuchten Tani und Kawada die Effekte eines Nd:YAG-Lasers (Osada YAG Laser) und eines CO₂-Lasers (Mochida Medilaser-MIC 30) auf die Dentinpermeabilität bei Energiedichten von 1, 3, 6, 12, 25 und 50 J/cm². Nach Auftragen von Nagellack auf die Zähne mit Ausnahme der bestrahlten Gebiete wurden sie für 2 Stunden mit 1 % Methylenblau bedeckt und anschließend wieder gesäubert. Die hergestellten Längs- und Transversalschnitte wurden makroskopisch betrachtet. Im unbestrahlten Areal drang der Farbstoff tiefer ein. Bei beiden Lasertypen und Energiedichten von 25-50 J/cm² zeigte sich eine Hemmung der Farbstoffpenetration im bestrahlten Gebiet, deren Ursache in den durch Hitzekoagulation versiegelten Dentinkanälchen gesehen wurde.

Pashley et al. (1992) studierten das hydraulische Verhalten von Dentin vor und nach der Behandlung mit dem CO₂-Laser (Sharplan 1020) und unterschiedlichen Wellenlängen zur Bestimmung der Dentinpermeabilität. An koronalen Dentinstücken extrahierter Weisheitszähne (0,3-0,6 mm dick) entfernten sie die durch das Zerteilen mit der Diamantsäge entstandene Schmierschicht mit 0,5 M EDTA und erzeugten durch Abschleifen der okklusalen Fläche mit Abrasivpapier 320er Körnung eine neue Schmierschicht. Die Zahnstücke kamen in eine mit phosphatgepufferter Salzlösung gefüllte Kammer. Die Dentinoberfläche wurde durch die Größe eines Gummiringes auf beiden Seiten des Zahnplättchens bestimmt. Der Flüssigkeitsfluß wurde durch die Vorwärtsbewegung einer Luftblase in einer 25 µl-Pipette unter konstanten Druck von 355 cm Wasser gemessen. Die Energiedichten des kontinuierlich arbeitenden CO₂-Lasers betragen 11,3 J/cm² (1 W, 0,05 s), 113,2 J/cm² (10 W, 0,05 s) und 565,9 J/cm² (25 W, 0,1 s). Die kleinste Energiedichte ließ die Permeabilität des Dentins steigen. Die Schmierschicht wurde teilweise entfernt, und es zeigten sich viele Läsionen umrahmt von einem schwarzen Hof. Der Läsionsdurchmesser betrug im Durchschnitt 750 µm. Die Energiedichte von 113,2 J/cm² erzeugte tiefe Krater, die Dentinpermeabilität nahm ebenfalls zu. Das Dentin außerhalb der Krater zeigte noch eine Schmierschicht, im Krater selbst war die Oberfläche porös. Dazwischen erschien partiell eine Glasur der Oberfläche. Die höchste Energiedichte bewirkte eine Verschmelzung der gesamten Krateroberfläche und eine Versiegelung der Dentintubuli in nächster Kraterumgebung. Im Umkreis von 100 µm wurde die Schmierschicht vollständig entfernt. Dort stieg die Dentindurchlässigkeit, während sie im Krater abnahm. Pashley et al. gingen von einer Verdampfung des Wassers in den Dentintubuli während des Materialabtrages aus. Der Schmelzpunkt von Dentin wurde während der beiden höheren Energiedichten überschritten. War das Dentin geschmolzen, so

reichte die Restenergie für den Ablationsprozeß noch aus. Die verglaste Oberfläche entsprach den Arealen der verschlossenen Dentintubuli. Die Hofbildung um die Krater ließ auf keine einheitliche Energieverteilung innerhalb des Laserstrahls schließen. Daß sich bei der niedrigsten Energiedichte ebenfalls ein minimaler Hof zeigte, deutete auf eine Laserstrahlausbreitung außerhalb des eigentlichen Strahldurchmessers hin. Diese Energie entfernte die Schmierschicht und verschmolz die Tubulilumina sowie das peritubuläre Dentin, bevor der Materialabtrag einsetzte. Die streuende Energie wurde durch die Krater absorbiert. Die Dentinabtragung mittels eines kontinuierlich arbeitenden CO₂-Laser konnte auf die gute Energieabsorption des Hydroxylapatits zurückgeführt werden. Außer der Wasserverdampfung kam es zur Absorption der streuenden Energie durch das umgebende und unterhalb der Oberfläche befindliche Dentin. Die Bestrahlung der Schmierschicht führte zu einer Vaporisation der organischen Materie, die Mineralkomponenten verschmolzen miteinander und die Kohäsionskräfte nahmen zu.

An zwölf extrahierten menschlichen Weisheitszähnen untersuchten Slayton et al. (1992) die Veränderung der Dentinoberfläche und ihrer Permeabilität vergleichend zwischen der CO₂-Laser-Behandlung und nach Einwirkung von Oxalatflüssigkeit. Sie erzeugten eine Schmierschicht auf den Wurzeloberflächen, die eingeteilt wurden in: unbehandelt, Anwendung der Säureätztechnik, Behandlung mit Oxalatflüssigkeit oder mit dem CO₂-Laser (50 Pulse, 2 J/cm²). Die Permeabilität wurde mittels des Pashley-Apparates überprüft: von Die SEM-Untersuchungen zeigten, daß die Oxalatflüssigkeit eine Verstopfung der Dentintubuli durch die Bildung von Oxalatkristallen bewirkte. Dagegen verschmolz während der Laserbehandlung die Schmierschicht ohne Beschädigung des darunterliegenden Dentins. In beiden letzteren Behandlungen wurde die Dentinpermeabilität signifikant gesenkt und betrug 0,244 mm/min im Vergleich zur Säurebehandlung (0,887 mm/min).

Die Modifizierung des Nd:YAG-Lasers, der KTP/532 Laser (Laserscope, San Jose, CA), setzten Tew-fik et al. (1993) für die Durchlässigkeitsmessung von Dentin im Wurzelkanal ein. Sie entfernten die Zahnkronen von 28 einwurzeligen extrahierten, menschlichen Zähnen sowie vom apikalen Wurzelende 2 mm Zahnmaterial mit einer Diamantsäge. Die Wurzelkanäle wurden endodontisch aufbereitet, die äußeren Wurzelkanalschichten einschließlich Zement und umgebendem Dentin mittels des Tiefendiamantschleifers (0,3 mm Tiefe, Brassler USA Inc. Savannah, GA) und eines feinkörnigen Diamantbohrers (Premier, Abrasive Technology Inc., Norristown, PA) unter Wasserspraykühlung abgetragen. Nach Entfernung der Schmierschicht mit EDTA/ NaOCl wurde an einigen Exemplaren eine neue mit einer Flex-R-Feile, Größe 60, erzeugt. Der Verschluß der apikalen Wurzelenden erfolgte mit einer Plexiglasscheibe (0,7 x 0,7 x 0,3 cm) und Zyanoacrylatharz. Das koronale Ende wurde an einem 1,5 x 1,5 x 0,7 cm großen Plexiglas, das von einem Stahlröhrchen durchdrungen war, befestigt. Dieses Röhrchen war durch Polyetylenröhrchen mit einem

Flüssigkeitsfilter-Meßinstrument verbunden. Durch die Bewegung einer Luftblase in einer 25 µl Mikropipette, die zwischen der Probe und dem Druckreservoir geschaltet war, konnte der Flüssigkeitsfluß durch das Dentin beobachtet werden. Zur besseren Darstellung wurde die Röhre mit Fluorescein eingefärbtem Wasser gefüllt. Nach jedem Experiment (Dauer 30 s) wurde der Flüssigkeitsfluß in vierfacher Ausführung vor und nach der Bestrahlung der Wurzelkanäle gemessen. Die Dentinpermeabilität entsprach der Flüssigkeits-Filtrationsrate. Der KTP/532-Laser wurde auf 1 W x 1 s bis 5 W x 0,2 s eingestellt. Im Ergebnis zeigte sich ungeachtet der verwendeten Laserenergien stets ein Anstieg der Dentindurchlässigkeit bei Abwesenheit der Schmierschicht. Nur bei Energiewerten von 1 W x 1 s und 4 W x 0,5 s war ein signifikanter Unterschied zwischen der Permeabilität vor und nach der Laserbehandlung erkennbar. Lag eine Schmierschicht auf der Oberfläche, ging die Dentinpermeabilität (ohne statistische Signifikanz) zurück. Die mit EDTA/NaOCl vorbehandelten Oberflächen zeigten im SEM eine Vergrößerung und Frakturen der Tubulilumina. Bedeckte sie eine Schmierschicht, ließen sich unzerstörte und oberflächlich verschmolzene Gebiete erkennen. Darunter blieben die Schichten unverändert. Andere Areale wiesen nach der Bestrahlung keine Schmierschicht mehr auf, es kam zur Verdampfung des Belages und des peritubulären Dentins. Die Tubuliöffnungen waren vergrößert. Anzeichen einer oberflächlichen Verglasung des geätzten Dentins zeigten sich bei allen Energieeinstellungen. So war die Permeabilitätssenkung von Wurzelkanalwanddentin durch die Laserbestrahlung abhängig von dem Vorhandensein einer Schmierschicht, aber unabhängig von den eingestellten Laserparametern. Gründe sah die Versuchsgruppe in der Verdampfung des gesamten Wassers und der organischen Bestandteile der Belagsschicht. In der Schmierschicht verdichtete sich das anorganische Material. Es kam zu einer stärkeren Haftung an dem darunterliegenden Dentin, der Widerstand gegen Flüssigkeitsbewegungen vergrößerte sich. Die Oberflächenverglasung entsprach der Tubuliversiegelung durch Verringerung des Laser-Objekt-Abstandes. Die Schmierschicht wurde nur durch einen zu geringen Abstand zwischen Kanalwand und Laserspitze, also der Übertragung der gesamten Laserenergie, vollständig entfernt.

Stabholz et al. (1995) führten an zwanzig extrahierten menschlichen Zähnen Wurzelresektionen durch, entfernten die Pulpa und den Schmelz und legten das Dentin frei. Die zu bestrahlenden Zähne wurden vollständig mit Nagellack überzogen. Ein ellipsenförmiges Gebiet wurde auf jeder Zahnoberfläche mit dem XeCl-308-nm-Excimerlaser (Luminus HyperEX-400), einer Energiedichte von 0,7 J/cm² und einer Frequenz von 25 Hz für 4 s bestrahlt. Auch die Zähne der Kontrollgruppe wurden mit Nagellack bedeckt, aber ein mit der anderen Gruppe korrespondierendes unbestrahltes Gebiet blieb frei. Nach 48stündiger Lagerung in 0,5 % Methylenblau, der anschließenden Säuberung und Trocknung wurden sie zerteilt, untersucht und fotografiert. Die Farbstoffpenetration war in der

bestrahlten Gruppe stark vermindert und betrug bis zu 1000 mm², in der Kontrollgruppe bis zu 2500 mm². Der Excimerlaser verdichtet so bei Energiedichten bis 1 J/cm² das Dentin und verschließt die Tubuliöffnungen. Die SEM-Fotos zeigten an einigen bestrahlten Stellen nur teilweise verschlossene Tubuli. Als Ursache diskutierten die Untersuchenden die Energieverteilung innerhalb des Laserstrahls. Im Zentrum ist die Energie am größten und sinkt nach außen hin ab. Die kleinere periphere Energie reicht daher nur für ein partielles Verschmelzen der Tubuli aus.

Miserendino et al. (1995) untersuchten die Lasereffekte eines Nd:YAG-Lasers auf die Permeabilität von Wurzelkanalwanddentin. Zwanzig frisch extrahierte Zähne wurden endodontisch bis Isogröße 35 (Step-Back-Methode) aufbereitet. Die Kanäle wurden mit 2,5 % NaOCl gesäubert, getrocknet und in Laser- und Kontrollgruppen aufgeteilt. Während der Laserbehandlung betrug die Leistung des Nd:YAG-Lasers 5 Watt, die Frequenz 50 Hz und die Dauer 15 s. Das ergab bei drei Bestrahlungen insgesamt eine Bestrahlungsdauer von 45 s pro Kanal. Die äußere Zahnfläche wurde mit Acryl überzogen und die Zähne für 24 Stunden in 2 % Methyleneblau gelagert. Dann wurden sie längs geteilt und für die Lichtmikroskop- und SEM-Untersuchungen vorbereitet. Es zeigten sich signifikante Unterschiede zwischen den Kontroll- und Lasergruppen für die mittlere und apikale Wurzelregion. Die SEM-Untersuchungen wiesen bei den Kontrollgruppen Areale mit offenen Dentinkanälchen nach. Die Farbstoffdurchdringung war hier signifikant höher als bei den bestrahlten Zähnen. Diese ließen dagegen eine geringere Methyleneblaupenetration erkennen, verursacht durch die Versiegelung der Tubuliöffnungen und Bildung eines glasartigen Überzuges an der Dentinoberfläche. Das Zusammenwirken verschiedener Vorgänge, u.a. das Schmelzen und die Wiederverfestigung des Dentins in Abhängigkeit vom Wassergehalt und die Variation des zeitlichen und räumlichen Emissionsmodus der Energieentstehung wurden als Ursachen für die Veränderung der Dentinpermeabilität angesehen.

Einen Vergleich der Wirkung verschiedener Lasertypen auf Permeabilität, Morphologie und Temperaturänderung von Wurzelkanalwanddentin in Abhängigkeit von der Schmierschicht führten Anic et al. (1996) durch. Mittels der Step-Back-Methode wurden 140 menschliche einwurzelige Zähne endodontisch aufbereitet und die Zahnkrone an der Schmelz-Zement-Grenze entfernt. Die Einteilung erfolgte nach den Lasertypen: Nd:YAG-Laser 300 (American Dental Laser, Fremont, CA, USA), CO₂ LX-20D Laser (Luxar Corp., Bothel, WA, USA) und Argon-HGM-Laser (Medical Laser Systems, Salt Lake City, UT, USA) plus einer Kontrollgruppe. Alle Gruppen wurden in vier Untergruppen unterteilt. Nach Entfernung der Schmierschicht mit EDTA (14 %) und NaOCl (5 %) bei 6 Lasergruppen und der Kontrollgruppen wurde die Laserenergie mittels einer flexiblen optischen Faser oder einer Metallspitze in den Wurzelkanal eingebracht. Die Parametereinstellung war so, daß bei allen drei Lasertypen die gleiche Bestrahlungsenergie entstand. Nach der Bestrahlung lagerten

alle Zähne für 15 min in einer Standardpufferflüssigkeit (pH 6,88), um dann mit 10 mL 5 % NaOCl behandelt und mit Papierspitzen getrocknet zu werden. Nach Verschließen der apikalen Foramina mit rotem Wachs wurden die Kanäle mit Methylenblau gefüllt, das nach einstündiger Einwirkzeit für weitere 30 min erneuert wurde. Dann wurden die Kanäle gesäubert, getrocknet und über Nacht bei Raumtemperatur gelagert. Das Zement und die oberflächlichen Dentinlagen (0,5 mm dick) wurden abgetragen, bis der Wurzelkanal sichtbar wurde. Die Untersuchung der Farbstoffeindringung in die Dentintubuli erfolgte anhand eines Lichtstereomikroskops, einem Objektmikrometer und des SEM. Die Temperaturänderungen während und nach dem Laservorgang wurden mit Hilfe eines Thermovisions 880 (AGEMA Infrared Systems AB, Danderyd, Schweden) und einem Thermal Image Computer (AGEMA Infrared Systems AB) ausgewertet. Im Ergebnis ließen sich deutliche Unterschiede in der Dentinpermeabilität zwischen den Lasergruppen mit und ohne Schmierschicht im zervikalen Drittel des Wurzelkanals nachweisen. Eine Durchlässigkeitszunahme wurde im mittleren Wurzel Drittel der Gruppen mit Schmierschicht für alle drei Lasertypen gefunden. Dagegen zeigten die Bestrahlungen des apikalen Drittels mit dem CO₂- und dem Nd:YAG-Laser einen deutlichen Rückgang im Vergleich zu den Kontrollgruppen. Die Temperatur stieg beim CO₂-Laser um mindestens +10,1 °C, beim Argonlaser um maximal +54,8 °C. Die SEM-Bilder zeigten bei allen drei Lasertypen Krater und eine Oberflächenverglasung. So ist für die Veränderung der Dentindurchlässigkeit im Wurzelkanal die Schmierschicht bedeutender als der Lasertyp. Die Dentinpermeabilität ist auch von dem zu bestrahlenden Wurzel Drittel und der Strahlrichtung abhängig. Durch das Fehlen der Zahnkrone war im zervikalen Drittel eine Bestrahlung senkrecht zur Kanalwand während der Rückführung der optischen Faser möglich. Im mittleren Drittel war der Strahl mehr parallel zur Dentinwand positioniert. Das ist ein Grund für die unterschiedlichen Veränderungen der Farbstoffpenetration innerhalb eines Zahnexemplares. Als Erklärung für die geringe Permeabilitätsabnahme im apikalen Drittel dient die Oberflächenverglasung. Die Schmierschicht wurde teilweise abgehoben und die Farbe konnte sich darunter ansammeln ohne in die Tubuli einzudringen, da diese natürlich sklerosiert waren. Die örtlichen Permeabilitätszunahmen im zervikalen und mittleren Drittel sind auf Zerstörung und Verdampfung der Schmierschichtpfropfen an den Tubulilumina zurückzuführen. Die Oberfläche wurde nicht verglast oder verschmolzen. Ursache für die Permeabilitätsabnahme ist die Karbonisation der Krateroberfläche. Das CO₂-Laserlicht wird sehr gut vom Hydroxylapatit absorbiert und entspricht der verschmolzenen Dentinfläche im SEM. Das Laserlicht des Nd:YAG-Lasers wird dagegen kaum aufgenommen, trotzdem zeigten sich oberflächliche Verschmelzungen im apikalen Drittel. Auch das Argonlaserlicht wird nicht gut absorbiert und produzierte verschmolzene Oberflächen und Krater bei starker Temperaturerhöhung.

3. Eigene Untersuchungen

3.1. Material und Methodik

3.1.2. Untersuchungsgegenstand

3.1.3. Zahnmaterial

Die experimentellen Untersuchungen erfolgten an 110 extrahierten, menschlichen, kariesfreien Zähnen. Der Zeitraum der Zahnsammlung reichte von August 1995 bis Januar 1996. Sie stammten aus Zahnarztpraxen in Halle/Saale und wurden im Rahmen kieferorthopädischer Behandlungen, seltener aus parodontologischen Gründen extrahiert. Zur Aufbewahrung, Fixierung und gleichzeitiger Desinfektion dienten Glasröhrchen mit 1 %iger Formalinlösung.

Die anamnestischen Angaben zu allen Zähnen umfaßten den Zahntyp, den Grund der Extraktion sowie das Alter und Geschlecht des Patienten zum Extraktionszeitpunkt. In allen Daten, insbesondere dem Extraktionsgrund, wurde den Angaben der Zahnärzte gefolgt.

3.1.4. Fenstertechnik

Vorbereitend wurden die gründlich mit Wasser und einer Bürste gereinigten Zähne mit farbigem Nagellack überzogen. Darin wurden 1 mm² große Fenster mit einem Skalpell eingebracht. Es konnten insgesamt 4 Fenster pro Zahn untersucht werden: labial und oral je ein Fenster kurz unterhalb der Schmelz-Zement-Grenze und ein Fenster nahe der Wurzelspitze (Vergleiche Abb. 1). Bei einigen Zahnexemplaren wurde die Doppelfenstertechnik angewandt. So wurde eine Fensterhälfte mit Laser

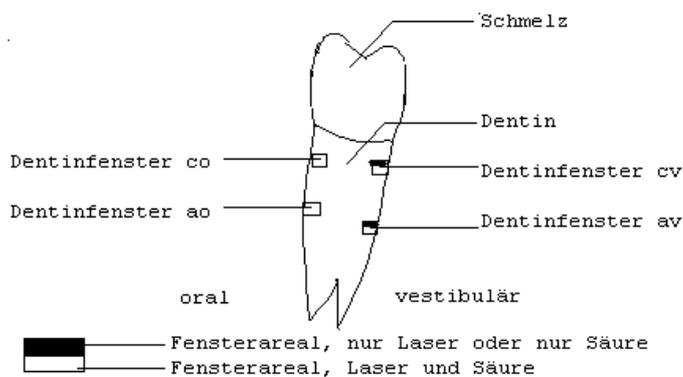


Abbildung 1.: Anordnung der Fenster

bestrahlt und anschließend mittels Auftragen von Nagellack vor Säureeindringung geschützt. Im Gegenzug wurden andere, unbestrahlte Fensterareale ungeschützt dem Säuregel ausgesetzt und dienten als Kontrollflächen mit einer Demineralisation ohne vorherige Laserbeeinflussung.

3.2. Vorgehensweise

3.2.1. Die Behandlung mit dem Laser

Für die Bestrahlung der Zahnoberflächen kam der KEY Laser 1240 der KaVo Werke DENTALE EINRICHTUNGEN Warthausen zur Anwendung. Die Gerätebeschreibung erfolgt in Abbildung 2. Es handelt sich um einen Festkörperlaser, der mit Erbium als Lasermedium arbeitet. Die Wirkung dieses Lasertyps auf biologisches Gewebe beruht auf einer thermomechanischen Reaktion, wobei das im Gewebe enthaltene Wasser für den Ablationsprozeß durch Absorption verantwortlich ist. Der Laser arbeitet bei einer Wellenlänge von $2,94 \mu\text{m}$, die dem Absorptionsmaximum von Wasser entspricht. Das Wasser geht bei Absorption von kurzen Laserpulsen innerhalb kürzester Zeit vom

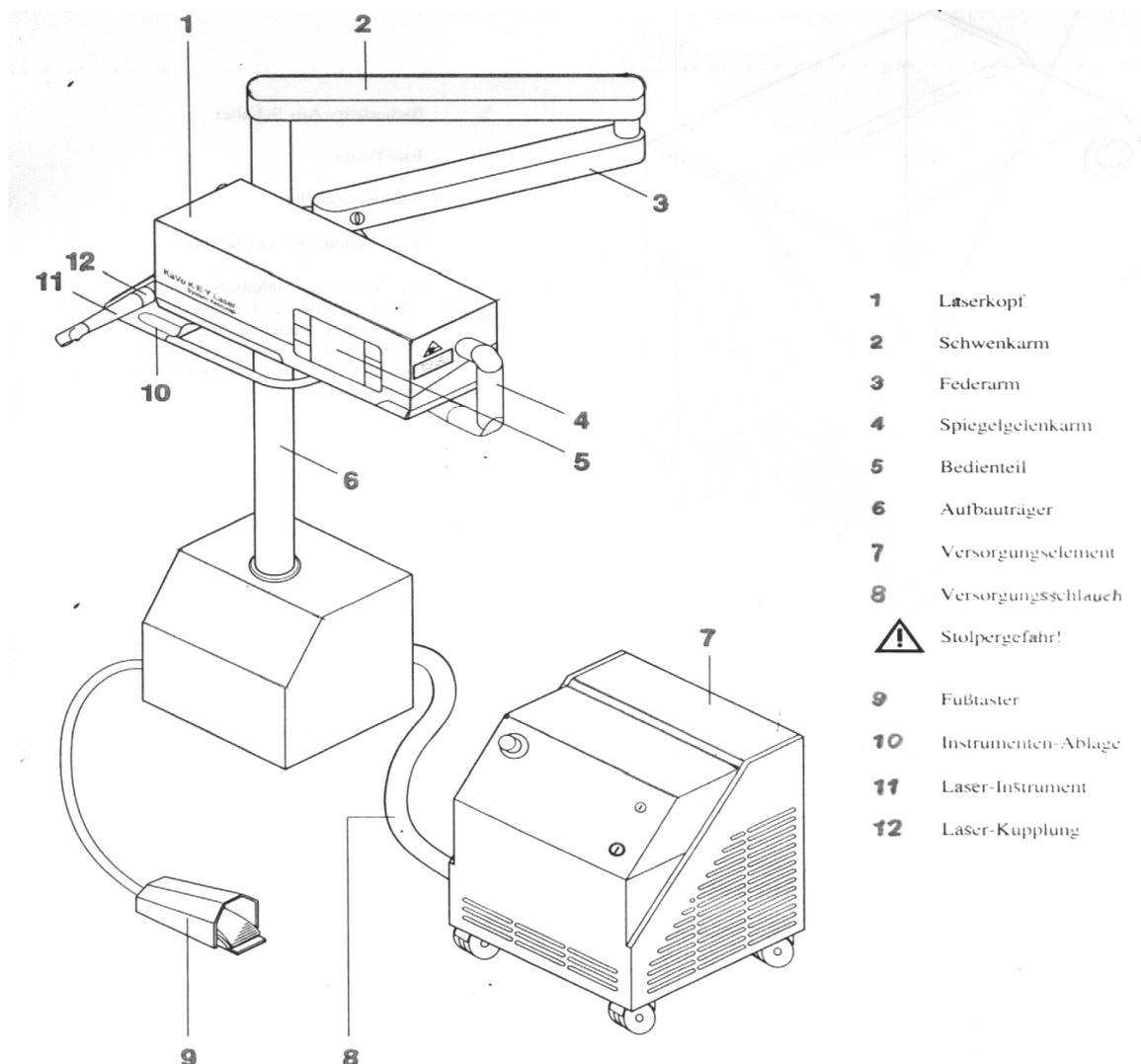


Abbildung 2 KEY LASER 1240

flüssigen in den gas- bzw. dampfförmigen Aggregatzustand über. Aufgrund der sehr raschen Ausdehnung des Wassers entsteht ein hoher Druck, der zum Abtragen von Zahnhartsubstanzen in gewünschter Art und Weise ausreicht. Die Wirkung bei normalem Gebrauch des Lasers wird zusätzlich durch den Kühlwasserstrahl des Laserhandstückes unterstützt, da auch das eingespülte Wasser verdampft und der große Dampfdruck die Dentinpartikel explosiv in die Umgebung schleudert. Die Ablationsenergie wird durch die Verdampfungswärme und -temperatur des Wassers bestimmt. So kommt es zu einer hohen Abtrageeffizienz bei minimalem Pulsenergiebedarf. Ein Teil der Wärme, die zur Einleitung der Verdampfung nötig ist, wird bei der Materialabtragung in der Ablationszone mit abgeführt. Die abgetragenen Partikel erreichen erst oberhalb der Gewebeoberfläche, während sie durch den einfallenden Laserstrahl fliegen, für kurze Zeit ihre Schmelztemperatur, leuchten kurz auf und kühlen bei ihrem Weiterflug durch die Luft wieder ab. Der Ablationsprozeß setzt bei Überschreiten der Ablationsschwelle ein, die für Schmelz doppelt so hoch ist wie für Dentin. Unterhalb dieser Schwelle erwärmt sich das Gewebe und trocknet aus. Verläuft der Ablationsprozeß kontinuierlich, so erreicht die Tiefe des entstehenden Kraters ein Vielfaches der Eindringtiefe des Laserstrahls (Gebrauchs-, Wartungs- und Montageanweisung KaVo).

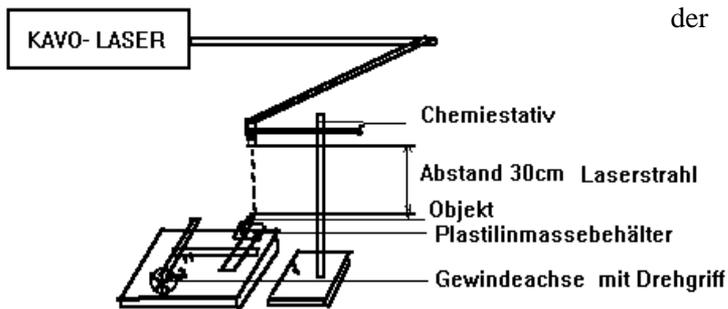


Abbildung 3. Versuchsanordnung

auf einer Halterung der Zahn, der in Knetmasse gelagert wurde, damit sich seine Stellung senkrecht zum Strahl nicht veränderte, er aber noch manuell justiert werden konnte. Der Zahn wurde mit einem Support in Längsrichtung bewegt. So konnte der Laserstrahl immer auf einer Linie entlang der Zahnoberfläche fahren und über den Fenstern positioniert werden.

Die Gruppeneinteilung der Zähne erfolgte entsprechend der Laserparameter und Einwirkzeit des Säuregels zur Erzeugung artifizierlicher Karies im Dentin (Vergleiche Tabelle 1 im Anhang). Die Laserparameter wurden so gewählt, daß keine Kavitäten erzeugt wurden. Das Lasergerät wurde auf 1 Hz pro Puls eingestellt und die Schüsse in Folge abgegeben. Die Pulswiederholungsrate betrug 1, 2, 3 und 6 Pulse, die Energie 80, 120 und 200 mJ. An einzelnen Zähnen innerhalb der Gruppen kamen

der Während der Laserexposition der Zähne wurde der KEY-Laser 1240 für diese Studie ohne Handstück/ Winkelstück betrieben. Das Laserinstrument wurde in ein Stativ eingespannt, um die festgelegte Entfernung zur Zahnoberfläche von 30 cm zu gewährleisten. Darunter befand sich

auch höhere Energien von 250 - 400 mJ bzw. 500 mJ zur Anwendung. Zuerst wurden 3 bis 4 Probe-schüsse auf Fotopapier abgegeben, um Energieunterschiede beim Aufladungsvorgang des Lasers auszuschließen. Bei Erreichen einer minimal spürbaren Energie (sichtbar an der leichten Verfärbung des Fotopapiers), wurde dieses weggezogen und der Laserstrahl konnte das eingestellte Fenster treffen.

3.2.2. Das Säure-Gel-System

Nach der Laserexposition der Zähne wurden diese für 5 Tage wieder in 0,5 %iger Formalinlösung aufbewahrt. Anschließend kam die Acidified-Gel-Technik nach Silverstone (1966) zum Einsatz, die im Arbeitsbereich Orale Strukturbiologie in Halle modifiziert schon in vielen vorangegangenen Studien an Schmelz und Dentin angewendet wurde. Hier werden die während der Kariesentstehung ablaufenden Prozesse auf die physikalisch-chemischen Vorgänge der Entkalkung durch Säureeinwirkung reduziert. Die entstandenen Läsionen zeigen licht- und polarisationsmikroskopisch keine Unterschiede zu den natürlich gebildeten Kariesläsionen (Feagin 1984, Feagin et al. 1987).

Das Gel bestand aus einer 4 %igen Hydroxyäthylzelluloselösung in Leitungswasser. Durch Zusetzen von 0,0035 m Milchsäure wurde ein pH-Wert von 4,5 eingestellt. Einige Thymolkristalle (0,01 %) beugten dem Wachstum von Mikroorganismen vor. Mittels einer ca. 0,1 mm starken Nylonsehne („Angelsehne“) wurden sie an langen Holzstäbchen in ein Gefäß eingehängt. Der Abstand zwischen den Zähnen sowie zum Boden des Behältnisses und zur Oberfläche der Lösung betrug >1 cm. Der Behälter wurde bei 22°C (Raumtemperatur) aufbewahrt und nach vorübergehender Herausnahme der Zähne in 1wöchigem Abstand durchgemischt. Die pH-Wert-Kontrolle erfolgte mit Stuphan-Papierstreifen, die vorher mit einem pH-Meter abgeglichen wurden. Wenn nötig, wurde der pH-Wert wieder auf den Wert 4,5 korrigiert. Die Gruppen von 1a bis 4b wurden zuerst dem Säuremedium ausgesetzt, entsprechend ihrer Versuchszeiten wieder entnommen, unter fließendem Wasser gesäubert und erneut in 1 %iger Formalinlösung aufbewahrt. Nach Herstellung eines neuen Säureansatzes wurden die Zähne der Gruppen I bis IV zusätzlich eingebracht (Vergleiche Tabelle Nr.1 im Anhang).

3.2.3. Die Schliffherstellung

Für die mikroskopische Untersuchung der Zahnfenster wurden Dünnschliffe hergestellt. Maschinell gefertigte Dünnschliffe haben oft den Nachteil der Artefaktentstehung aufgrund eines eventuell zu

hohen Schleifdruckes (Lutterberg et. al. 1976). Für die notwendige Präzision der Dünnschliffe ist hier für die manuelle Methode mit intermittierender Kontrolle im Polarisationsmikroskop entschieden worden. Die Zähne wurden unter Wasserkühlung mit einer diamantbesetzten Stahlscheibe, deren Durchmesser 60 mm und Scheibenstärke 0,1mm betrug, längs durchtrennt. Alle Fenster konnten so in Längsrichtung gleichzeitig angeschnitten werden. Anschließend wurden sie an der Luft oberflächlich getrocknet, um auf 5 x 5 cm großen Glasplatten mit einem acetonlöslichen Klebstoff (Duosan-Rapid) fixiert zu werden. Mit siliziumkarbidbelegten, wasserfesten Abrasivpapierscheiben und dem Schleifgerät Montasupal (Rathenower Optische Werke) wurden die Schliifflächen unter Wasserzufuhr (Kühlung und Minderung der Reibung) geglättet. Mit Hilfe rotierender Schleifscheiben verschiedener Körnung (280, 400, 600) wurden die Präparate dünn geschliffen. Durch Kontrolle mit dem Polarisationsmikroskop wurden gezielt Schliifstärken von 70-100 µm erreicht: Zwischen gekreuzten Polars mußten die Interferenzfarben auf ein kontrastreiches Schwarz-Weiß-Bild reduziert werden. Eine nachfolgende 24-stündige Lagerung in Azeton mit mehrfacher Bewegung spülte den Klebstoff aus den Dünnschliffen.

3.2.4. Untersuchung mit dem Polarisationsmikroskop

Natürliches Licht versteht man als Gemisch elektromagnetischer Wellen mit Transversalschwingungen räumlicher Ausbreitung. Werden Wellen nur einer bestimmten Ebene aus dem natürlichen Licht herausgefiltert, so spricht man von Polarisation.

Das Prinzip der Doppelbrechung wird im Polarisationsmikroskop genutzt. Trifft das einfallende Licht senkrecht auf anisotrope Kristalle, wird es in einen ordentlichen und einen außerordentlichen Lichtstrahl zerlegt. Letzterer wird bei seinem Eintritt und Austritt aus dem Kristall aufgrund der durch die Kristallstruktur ausgebildeten „optischen Achse“ gebrochen. Im anisotropen Körper wird der außerordentliche Strahl gebremst und erreicht dadurch eine vom ordentlichen Strahl abweichende Wellenlänge. Beim Wiedereintritt in Luft existiert dann ein Gangunterschied. Die resultierenden Wellenlängen bestimmen variable Farben.

Im Polarisationsmikroskop befindet sich der Polarisator unter dem Objekt. Zwischen Objektivlinse und Okular wird ein Analysator gesetzt, der gekreuzt zur Polarisationsrichtung des einfallenden Lichtes steht. Ist die Untersuchungsprobe in ihrer Zusammensetzung optisch inaktiv und homogen, zeigt sich das Gesichtsfeld schwarz. Enthält sie doppelbrechende Inhomogenitäten, führen diese zu unterschiedlicher Doppelbrechung und differierenden Aufhellungen. Mit einem Kompensator Rot I

wird die schwarze Grundeinstellung (Totalauslöschung) zu einem roten Farbton mit 560 nm Wellenlänge verändert. Alle schwarz-weiß-grauen Anteile der Probe erscheinen dann ebenfalls verschiedenfarbig. Der Gangunterschied erzeugt, abhängig von der Wellenlänge, farbige Anteile.

In dieser Untersuchung kam das Polarisationsmikroskop Polmi A (Carl-Zeiss-Jena) zur Anwendung (Gonsior 1984, Oberle 1992, Schirmer 1995). Die Dünnschliffe wurden zur Bestimmung der optischen Aktivität mit Medien unterschiedlicher Brechungsindizes (Wasser, 95 % Äthanol, Xylol und Chinolin) imbibiert, analysiert, vermessen und fotografiert. Auf die theoretischen Grundlagen wird hier aus Platzgründen verzichtet. Zum Ausmessen der erzeugten Läsionen wurde ein geeichtes Okularmikrometer im Polarisationsmikroskop angewendet. Die Vergrößerung bezogen auf die Diapositive (24 x 36 mm) betrug 20:1 bzw. 50:1. Für die Textverarbeitung wurden die computergescannten Bilder genutzt.

Die Kollagenfasern von Dentin und Zement verlaufen im Zahnwurzelbereich meist senkrecht zueinander. Somit wird die Zementschicht als „positiv zur Schichtnormale“ oder „negativ zur Tangente des Zahnes“ und das Zahnbein entsprechend umgekehrt im Längsschliff nachgewiesen. Die Demineralisation von Dentin und Zement ist mit der Polarisationsmikroskopie gut darstellbar. Je stärker beide Schichten demineralisieren, um so größer ist ihre positive relative Doppelbrechung durch das Kollagen (Farben gelb–orange–weiß). Bei der Verwendung von Chinolin als Imbibitionsmedium (höchster Brechungsindex) kommt es durch den Mineralverlust zwischen den Kollagenfasern und die Aufnahme von Phenolmolekülen aus der Umgebung zu einer Umkehrung der Lichtbrechung. Diese Phenolreaktion läßt die Grenze zwischen gesundem und demineralisiertem Dentin deutlicher erscheinen (Keil 1954, Wefel et al. 1985, Schirmer 1995).

3.2.5. Ergänzende Anmerkungen zum Untersuchungsmaterial

An jedem der 110 Zähne wurden 4 Zahnfenster präpariert. Davon waren 97 Zähne mit 342 Läsionen (77,72 %) auswertbar. Der Verlust von Schliffen oder Fenstern hatte verschiedene Ursachen (u.a. Fraktur der dünnen Fensterränder während der mikroskopischen Untersuchungen).

4. Ergebnisse

4.1. Meßgrößen

Die vier Fenster pro Zahn (zwei je Zahnseite) befanden sich zu je einem im zervikalen und apikalen Wurzel Drittel. Nach der Lokalisation wurden sie wie folgt gekennzeichnet:

cv - zervikal vestibulär, co - zervikal oral, av - apikal vestibulär, ao - apikal oral.

Nachstehende Kriterien dienten der Beschreibung und Vermessung der Fenster:

Kariesfront (KF): dunkle Zone/ Demineralisationslinie am Läsionsboden mit dem geringsten Mineralgehalt

Läsionskörper (LK): Meßabstand zwischen der Kariesfront und dem äußeren Läsionsrand, der wieder remineralisierte Anteile enthält

Defekttiefe (D): gemessene Distanz zwischen der äußeren Grenzlinie der Läsion und der imaginären Wurzeloberfläche, sie entspricht dem tatsächlichen Substanzverlust im Sinne einer Erosion

Läsionstiefe (LT): Demineralisationstiefe: gesamte Strecke zwischen dem tiefsten Punkt der Läsion und der gedachten Linie der Wurzeloberfläche

Zementschichten : im Anschluß an das gelbliche Dentin bis zur Wurzeloberfläche, 3-schichtig:
DZ: rötliche Übergangszone: von Korffsches Dentin - azellulär-fibrillärer Zement
Z2: blau-violette Schicht des azellulär-fibrillären Zementes
Z3: zellulär-fibrillärer Zement, als schwarze Oberflächenschicht erkennbar.

Die Schichten konnten nicht immer scharf von einander abgegrenzt werden, so daß fließende Übergänge exakte Meßwerte relativieren. Es sind jedoch Trends erkennbar.

Oberflächenbeschaffenheit (OB): Beschaffenheit der Läsionsoberfläche: g - glatt, r - rauh

Aufhellungen: im Karieskörper auftretende Farbänderung von gelb ins hellgelb/ weiß aufgrund der Veränderung des Mineralgehaltes des Dentins

Ablagerungslinien: dunkle Remineralisationslinien im Karieskörper, die durch Auswärtsdiffusion der Mineralionen und nachfolgende erneute Ausfällung in den äußeren Schichten entstehen (Zonierung)

Dentinreaktion: verstärkte Zeichnung der Dentinkanälchen als sklerosierende Reaktion der Dentintubuli auf äußere Einflüsse (Verengung der Tubulilumina führt zu Lufteinschlüssen)

Die zuletzt genannten morphologischen Besonderheiten wurden nur als vorhanden oder nicht vorhanden registriert. Die Meßdaten sind in Tabelle Nr. 1 im Anhang enthalten.

4.2. Meßergebnisse

4.2.1. Kontrollgruppen

Alle Fenster, bei denen wenigstens eine Fensterhälfte einer 4wöchigen Säureeinwirkung ohne vorherige Laserbestrahlung ausgesetzt wurde, sind als 4-Wochen-Kontrollgruppe (KG4Wo) zusammengefaßt. Zur Beschreibung dieser Veränderungen als auch der nach einer Behandlung nur mit dem Er:YAG-Laser dient die Abbildung 4.1. Es zeigt sich hier ein Fenster, das nach der Doppelfenster-technik behandelt wurde. Die Effekte der Laserbestrahlung sind in der rechten Fensterhälfte sehr gut zu erkennen. Der durch den Ablationsprozeß entstandene Defekt ist wannenförmig. Die gesamte Zementschicht und ein geringer Teil des Dentins wurden abgetragen. Darunter verlaufen die Dentinkanälchen ohne sichtbare Veränderungen bis zur Oberfläche, die aufgeraut erscheint. In

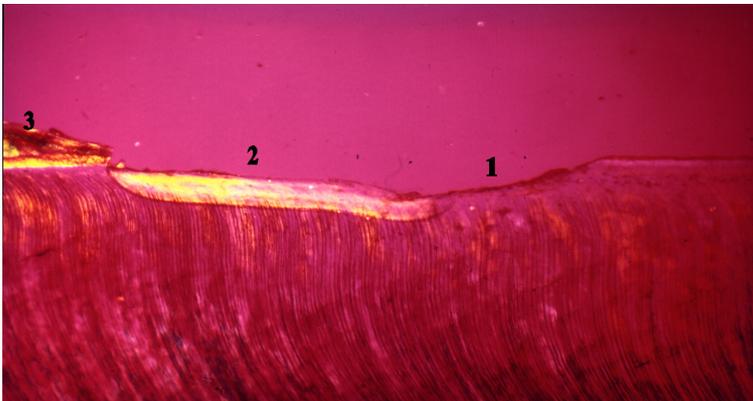


Bild 4.1. 1 Laserdefekt 2 4 Wochen artifizielle Karies
3 Schmelz am Zahnhals, Chinolin

der Fotomitte zeigen sich die Auswirkungen der 4wöchigen Lagerung im Säuregel. Die Kariesfront ist gut ausgeprägt. Der Läsionskörper grenzt sich deutlich vom darunterliegenden gesunden Dentin ab. Ein Substanzverlust ist erkennbar.

Die Oberfläche ist im Vergleich zur bestrahlten glatter.

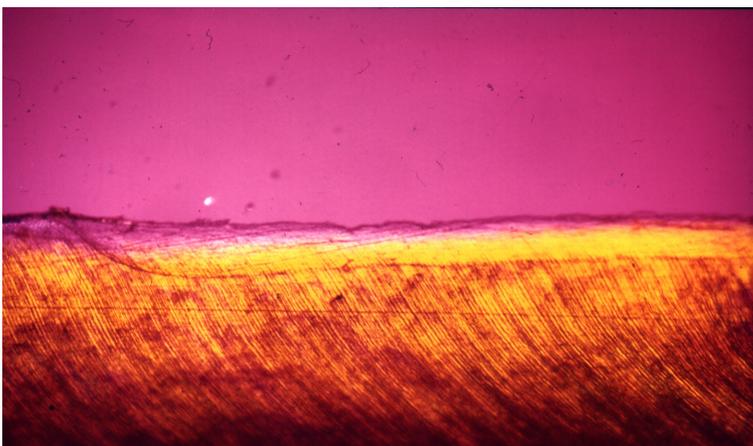


Bild 4.2. Läsion während 8 Wochen Säureeinwirkung, Äthanol

Eine 8 Wochen alte Demineralisation ohne Laservorbehandlung ist im Bild 4.2. dargestellt (KG8Wo). Sie ist tiefer als bei 4 Wochen. Oberflächlich ist ein Substanzverlust erkennbar. Die Oberfläche ist unregelmäßig. Die Dentinzeichnung ist bis in den Läsionskörper zu verfolgen

4.2.2. Gruppe 1a) 80 mJ, 3 Hz, 4 Wochen

Die erste Versuchsgruppe, bestehend aus 12 Zähnen, wurde mit folgenden Parametern behandelt: Die Laserenergie betrug 80 mJ, die Frequenz 3 Hz und die Einwirkung des Säuregels 4 Wochen (Merkmal 8034). Insgesamt konnten 42 Fenster metrisch erfaßt werden. Die polarisationsmikroskopischen Untersuchungen erfolgten in Wasser, 95 % Äthanol sowie in Chinolin und Xylol, um Aussagen zur Porosität und zum Mineralgehalt zu erreichen.

Bei allen Schliifpräparaten dieser Gruppe zeigt sich eine dünne, scharf definierte Kariesfrontlinie. Der Karieskörper erscheint farblich homogen und weist keine Aufhellungen oder Anlagerungslinien auf. Ein Substanzverlust ist überall nachzuweisen, die Oberfläche ist teilweise leicht angeraut. Die Zeichnung der Dentinkanälchen zeigt keine Auffälligkeiten. Im Bild 4.3. ist eine Läsion in der Nähe

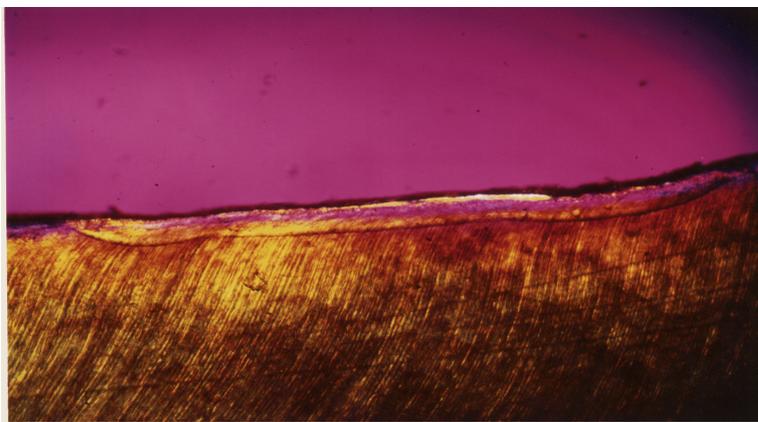


Bild 4.3.: Läsion in der Nähe der Schmelz-Zement-Grenze, 80 mJ, 3 Hz, 4 Wochen, Äthanol

der Schmelz-Zement-Grenze dargestellt. Die Linie der Kariesfront ist gut erkennbar. Die Dentintubuli reichen partiell über sie hinaus bis in den Karieskörper. Das rötlich - violette Zement unterscheidet sich gut vom gelben Dentin. Geringe Unregelmäßigkeiten sind an der Defektoberfläche zu sehen.

4.2.3. Gruppe 1b) 80 mJ, 3 Hz, 8 Wochen

Die Zähne dieser Gruppe wurden mit den gleichen Laserparametern wie die der ersten Gruppe behandelt und anschließend für 8 Wochen in einem kariogenen Säuregel gelagert (Merkmal 8038). Es konnten 6 Zähne und insgesamt 21 Fenster ausgewertet werden.

Aufgrund der längeren Lagerungszeit im Säuregel erscheint hier der Karieskörper breiter als bei der 4-Wochen-Gruppe. An einigen Präparaten sind auch Farbänderungen von gelb nach weiß ersichtlich. Die spitz von der Oberfläche bis ins Dentin auslaufenden Defekte treten in 4 Fällen auf. Sie können durch die Erhitzung der Zahnstrukturen, vor allem des Zementes, und nachfolgender Spannungen im Gewebe mit Ribbildung verursacht sein. Im Bild 4.4. ist der Defekt zentral im Fenster gelegen, rechts und links davon sind noch Zementausläufer vorhanden. Die Defektoberfläche ist glatt. Der

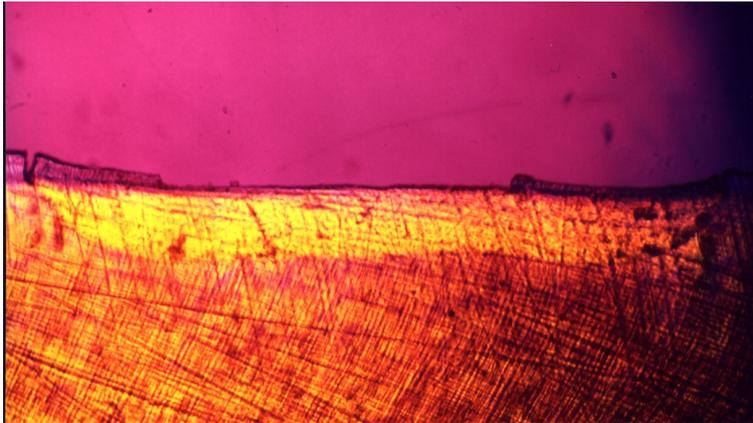


Bild 4.4.: Oberflächendefekt, apikal-vestibuläres Fenster, 80 mJ, 3 Hz, 8 Wochen, Äthanol

Der Karieskörper hat eine homogene Farbgebung und wird von einer schwach ausgebildeten Kariesfront begrenzt

4.2.4. Gruppe 2a) 80 mJ, 6 Hz, 4 Wochen

Die Zähne wurden im Unterschied zu den beiden vorhergehenden Gruppen mit einer Pulsfrequenz von 6 Hz bestrahlt. Die Einwirkungszeit des Säuregels betrug 4 Wochen (Merkmal 8064). Insgesamt wurden an 12 Zähnen 44 Fenster metrisch erfaßt und ausgewertet. In allen Fenstern wird die Kariesfront im Vergleich zur 3-Hz-Gruppe (1a) durch eine schwächer ausgebildete Linie gekennzeichnet. Sonst sind kaum Unterschiede zwischen beiden Gruppen vorhanden. Der geringe Substanzverlust zeigt sich als wannenförmiger Defekt, dessen Oberseite glatt erscheint (Bild 4.5.) Der Karieskörper hat eine homogene



Bild 4.5.: apikal oral gelegenes Fenster, 80 mJ, 6 Hz, 4 Wochen, Äthanol

Farbe, seine Breite ist nicht so stark ausgeprägt, wie bei der 3-Hz-8-Wochen-Gruppe (1b). Aufhellungen treten nicht auf. Die Zementschichten sind größtenteils abgetragen, die Dentinzeichnung zeigt sich nur schwach.

4.2.5. Gruppe 2b) 80 mJ, 6 Hz, 8 Wochen

Die untersuchten 7 Zähne lagerten für 8 Wochen im Säureansatz. Zuvor waren sie mit den Laserparametern 80 mJ und 6 Hz behandelt worden (Merkmal 8068). 23 Fenster wurden ausgewertet. In den meisten Schliffen zeigt sich die Kariesfront nur als dünne Linie. In einigen Fällen ist, wie im

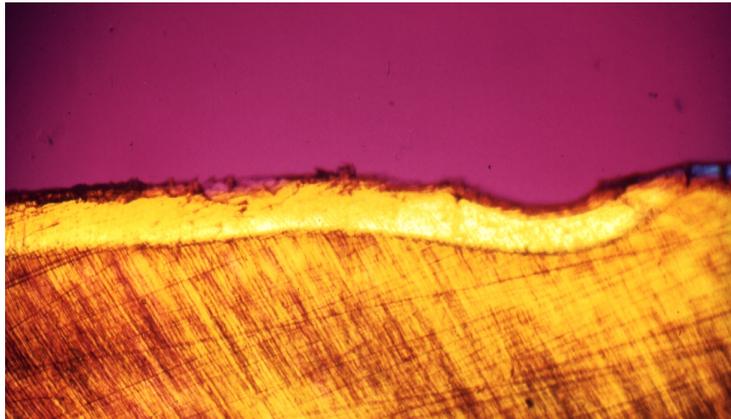


Bild 4.6.: vestibuläres Fenster in Wurzelspitzennähe,
80 mJ, 6 Hz, 8 Wochen, Äthanol

Bild 4.6. erkennbar, im unteren Drittel des Karieskörpers eine Aufhellungszone nachweisbar. Die Defektoberfläche ist aufgeraut.

4.2.6. Gruppe 3a) 120 mJ, 3 Hz, 4 Wochen

Diese Gruppe mit 4wöchiger Säureeinwirkungszeit wurde vorher mit einer Energie von 120 mJ und einer Frequenz von 3 Hz bestrahlt (Merkmal 12034). Sie enthielt 7 zu untersuchende Zähne, welche insgesamt 25 Fenster aufwiesen. Die Fenster wurden in verschiedenen Medien mit dem Polarisationsmikroskop analysiert und metrisch erfasst.

In allen Fenstern ist der Defekt gering und erscheint wannenförmig. Der Defektboden weist einige Unebenheiten auf. Überall zeigt sich die Kariesfront nur als schwache Linie. Die Zeichnung der Dentinkanälchen läßt sich fast immer bis dahin verfolgen.

Auffällig ist im Bild 4.7., daß die Substanzabtragung nicht auf das Fenster beschränkt bleibt, sondern sich auch auf die nächste Umgebung ausgeweitet hat. Dies ist anhand der stark abgetragenen und dunkel gefärbten Oberfläche links und rechts erkennbar. Der Brennstrahldurchmesser des Lasers war größer als das eigentliche Fenster. Dadurch wurde der vorher aufgetragene Lack ebenfalls bestrahlt und lagerte

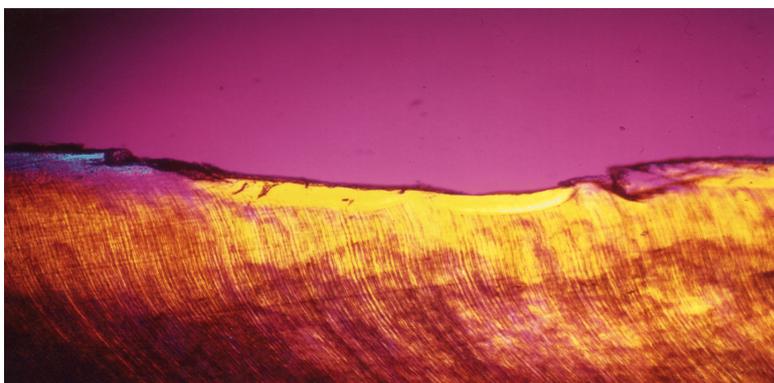


Bild 4.7.: Fenster in der Nähe der Schmelz-Zement-Grenze
120 mJ, 3 Hz, 4 Wochen, Äthanol

sich als dichte Partikelschicht wieder auf, so daß die Säure nicht eindringen konnte. Die größte Abtragung erfolgte zentral. Es zeigt sich dort eine aufgehellte Zone im Karieskörper, die auf Änderungen im Mineralgehalt hinweist.

4.2.7. Gruppe 3b) 120 mJ, 3 Hz, 8 Wochen

In dieser Gruppe konnten an 10 Dünnschliffen 37 Läsionen untersucht werden (Merkmal 12038). Die Kariesfront ist deutlich sichtbar. Die Zeichnung der Dentinkanälchen ist bis dorthin erkennbar und an manchen Stellen stärker gezeichnet. Die Breite des Karieskörpers hat zugenommen. Ebenso beachtenswert sind die Aufhellungen innerhalb des Karieskörpers, die sich nicht nur auf das untere Drittel beschränken. Das heißt, es sind hier stärkere Umverteilungsvorgänge der Mineralionen von-

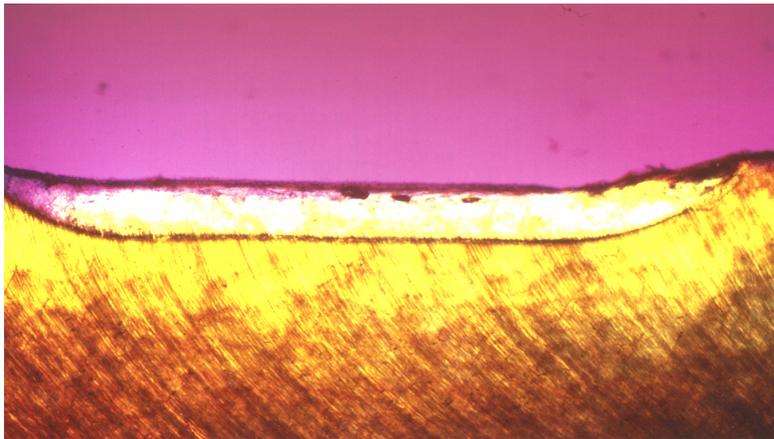


Bild 4.8.: zervikal vestibuläres Fenster,
120 mJ, 3 Hz, 8 Wochen, Äthanol

statten gegangen. Im Bild 4.8. erscheint die Oberfläche angeraut. In zwei Fällen treten auch Defekte auf, die keilartig von der Oberfläche ins Zement bzw. Dentin verlaufen. Die Zementschicht ist teilweise abgetragen. Der Karieskörper stellt sich heller als das darunter befindliche Dentin dar, doch die Tubulzeichnung ist unbeeinflusst.

4.2.8. Gruppe 4a) 120 mJ, 6 Hz, 4 Wochen

Diese Gruppe umfaßt 10 Zähne, die mit Laser bestrahlt wurden. Die Energie betrug 120 mJ, die Frequenz 6 Hz. Anschließend kamen sie für 4 Wochen zur Lagerung ins Säuregel (Merkmal 12064). Unter dem Polarisationsmikroskop konnten 35 Fenster untersucht und metrisch erfaßt werden. Die Schliffpräparate ähneln denen der Gruppe 2a (80 mJ, 6 Hz). Die Kariesfront zeigt sich als sehr schwache Linie, bis zu der die Dentinkanälchen teilweise noch sichtbar sind. Der Substanzverlust ist

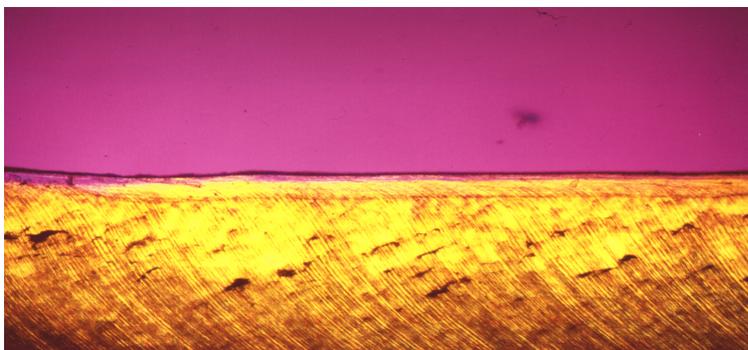


Bild 4.9.: Fenster in der Nähe der Schmelz-Zement-Grenze,
120 mJ, 6 Hz, 4 Wochen, Äthanol

minimal

4.2.9. Gruppe 4b) 120 mJ, 6 Hz, 8 Wochen

In dieser Gruppe wurden 7 Zähne und 24 Fenster untersucht. Sie wurden mit 120 mJ, 6 Hz bestrahlt und anschließend für 8 Wochen in dem Säuremedium gelagert (Merkmal 12068). Die Kariesfront zeigt sich in allen Präparaten gut definiert. Die Dentinzeichnung verläuft teilweise über

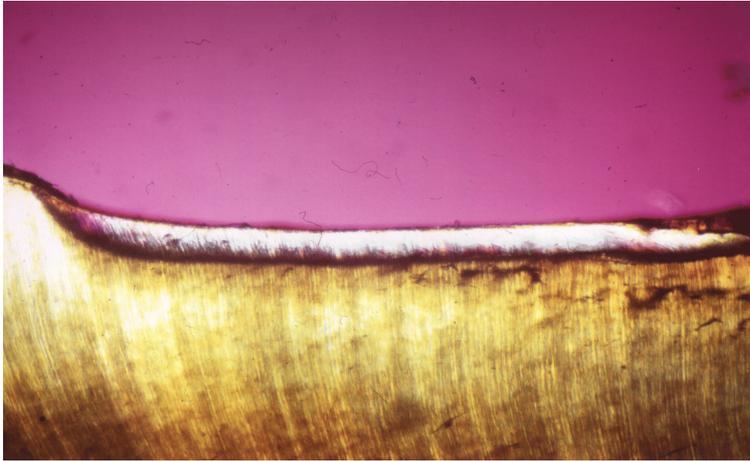


Bild 4.10.: deutliche Kariesfront und wannenförmiger Defekt zervikal oral, 120 mJ, 6 Hz, 8 Wochen, Äthanol

diese hinweg weiter. Wie im Bild 4.10. dargestellt, kommt es zu einer Aufhellung im Karieskörper. Der Substanzverlust erscheint als wannenförmiger Defekt, dessen Bodenfläche glatt verläuft.

4.2.10. Gruppe I) 200 mJ, 1 Hz, 4 Wochen

In dieser Gruppe konnten nach einer Laserbehandlung mit 200 mJ und 1 Hz sowie einer Säureeinwirkungszeit von vier Wochen 16 Fenster an 4 Zähnen untersucht werden (Merkmal 20014).

Alle Schriffe zeigen eine dünne Kariesfrontlinie, bis zu der die Dentinkanälchen sichtbar sind.

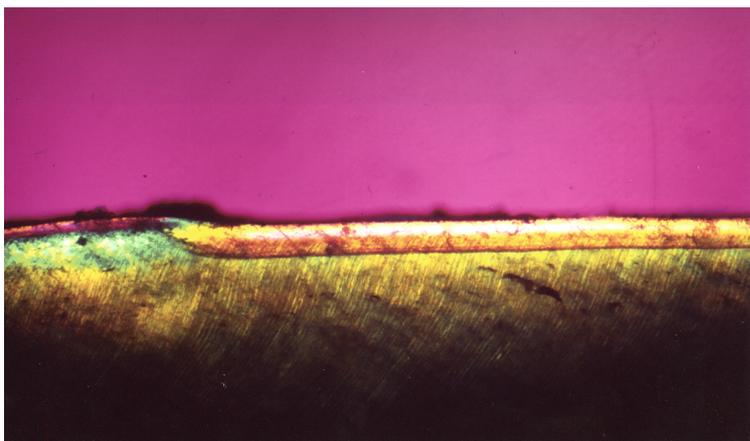


Bild 4.11.: Aufhellung des Karieskörpers, zervikal orales Fenster mit 200 mJ, 1 Hz, 4 Wochen, Äthanol

Partiell treten innerhalb des sich anschließenden Karieskörpers Aufhellungen auf. In drei Fällen kommt es zur Ausprägung von Ablagerungslinien. Der Substanzverlust ist gering. Eine glatte Defektoberfläche herrscht vor, teilweise zeigt sie eine schwarze Färbung infolge Hitzeeinwirkung.

4.2.11. Gruppe II) 200 mJ, 1 Hz, 8 Wochen

Ähnlich der Gruppe I) wurden diese Zähne mit 200 mJ und 1 Hz bestrahlt um anschließend für 8 Wochen im Säuregel zu lagern (Merkmal 20018). Es konnten dann 5 Zähne mit insgesamt 18 Fenstern metrisch erfaßt und beschrieben werden. Die Breite des Karieskörpers hat im Vergleich zur vorherigen

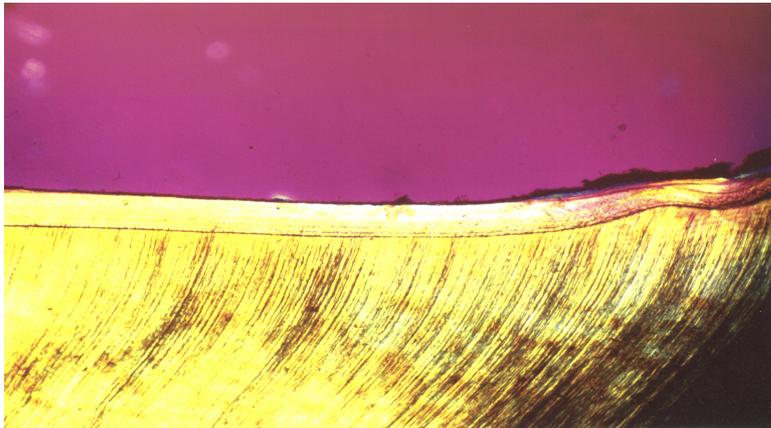


Bild 4.12.: Fenster in apikal oraler Lage, 200 mJ, 1 Hz, 8 Wochen, Xylol

Gruppe I) etwas, aber nicht proportional, zugenommen. Auch hier treten Aufhellungen auf. Der Defekt ist minimal und die hinterlassene Oberfläche erscheint überwiegend glatt. In den Schliffen zeigen sich mehrere Anlagerungslinien, die durch De- und Remineralisationsvorgänge entstanden sind. Im Maximalfall treten drei solcher Linien auf.

4.2.12. Gruppe III) 200 mJ, 2 Hz, 4 Wochen

Diese Gruppe ist durch die Laserbehandlung mit 200 mJ, 2 Hz und eine 4wöchige Säureeinwirkungszeit gekennzeichnet (Merkmal 20024). Insgesamt wurden 4 Zähne mit 14 Fenstern untersucht und ausgemessen.

Die Frontlinie der Karies erscheint wiederum als dünne Linie. Zusätzlich sind ebenfalls Repräzipitationslinien entstanden, meistens ein bis zwei. Das Bild 4.13. zeigt einen Defekt mit ange-

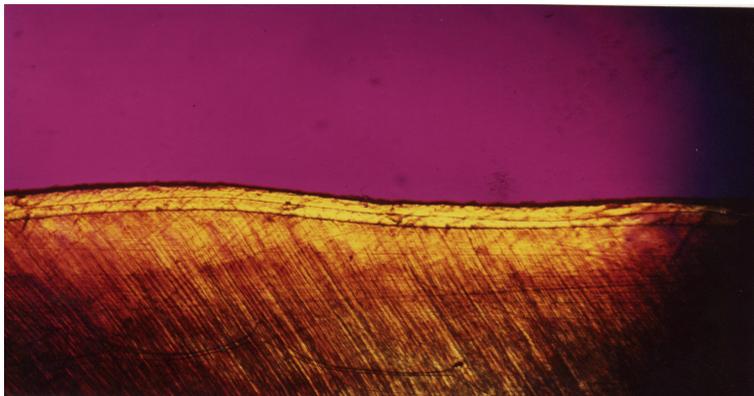


Bild 4.13.: Fenster in Wurzelspitzennähe, orale Seite
200 mJ, 2 Hz, 4 Wochen, Äthanol

rauhter Oberfläche. Der Defekt ist wannenförmig und nimmt das gesamte Fenster ein. Die Dentinstruktur ist unbeeinflusst. Eine Ablagerungslinie läßt sich nachweisen.

4.2.13. Gruppe IV) 200 mJ, 2 Hz, 8 Wochen

Die zu untersuchenden 4 Zähne wurden mit 200 mJ und 2 Hz bestrahlt sowie 8 Wochen im Säuremedium gelagert (Merkmal 20028). Es konnten 13 Fenster metrisch erfaßt werden.

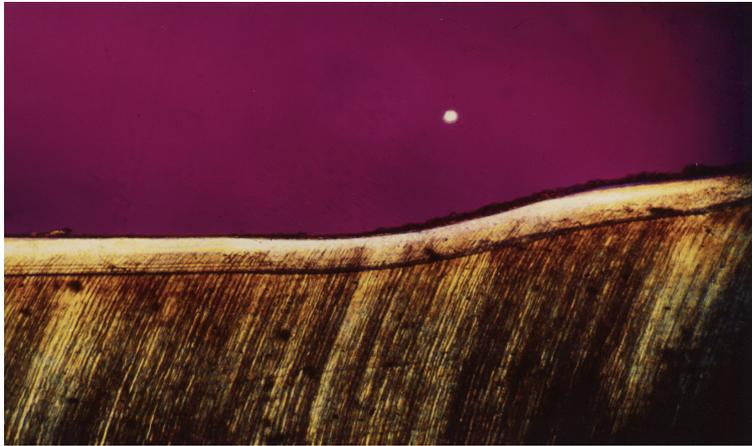


Bild 4.14.: apikal vestibuläres Fenster, 200 mJ, 2 Hz, 8 Wochen, Xylol

Wie in den vorigen Gruppen treten auch hier, Bild 4.14., Ablagerungslinien auf. Der wannenförmige Defekt ist zentral im Fenster am tiefsten. Die Oberfläche erscheint glatt. Die Dentinkanälchen verlaufen unverändert.

4.2.14. Meßergebnis der Einzelzähne

Innerhalb der Gruppen wurden einzelne Zähne ausgewählt, deren Behandlungsparameter stärker verändert wurden (höhere Energie oder/und auch niedrigere Energie bzw. Frequenz) als es bei den Gruppen der Fall war. Sie sollten das Spektrum der Reaktionsmöglichkeiten, auch auf die Gefahr einer Kavitäterezeugung hin, erweitern. Insgesamt wurden 8 Zähne auf diese Laserauswirkungen untersucht. Die Lagerung im Säuregel entsprach derjenigen Gruppe, welcher der Einzelzahn zugeteilt war.

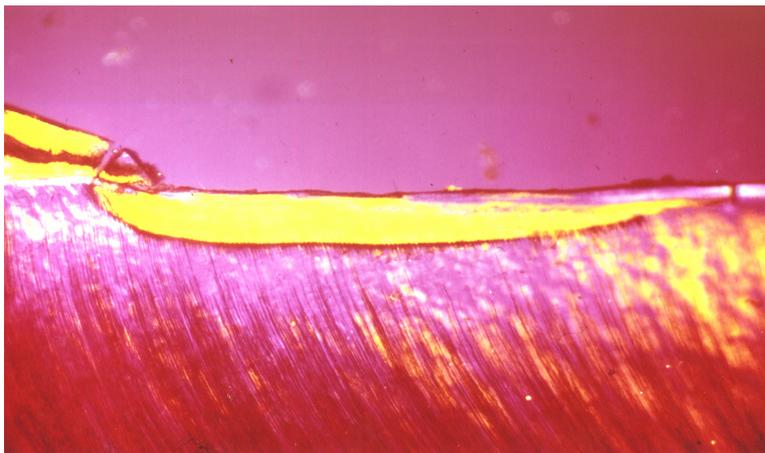
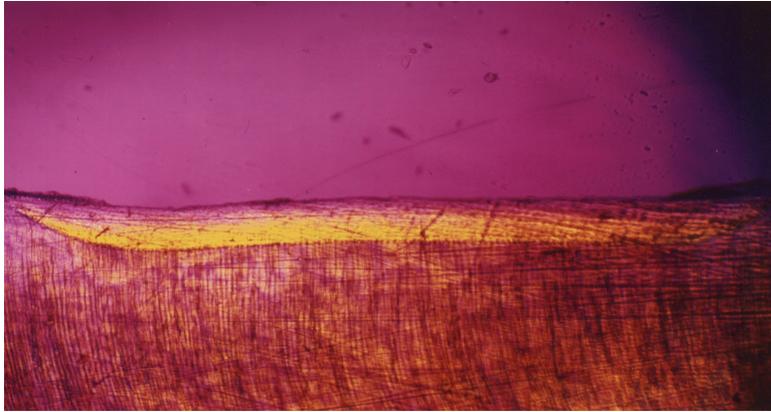


Bild 4.15.: Fenster in Nähe der Schmelz-Zement-Grenze 200 mJ, 3 Hz, 4 Wochen, Chinolin

An Zahn Nr. 83, der mit 200 mJ und 3 Hz bestrahlt wurde, zeigt sich im Bild 4.15. die Kariesfront in der 4 wöchigen Säureeinwirkungszeit deutlicher ausgeprägt als bei 120 mJ und 3 Hz (Gruppe 3a). Der Karieskörper ist im Gegensatz zur Gruppe 3a) breiter. Geringe Oberflächenrauigkeiten sind erkennbar.

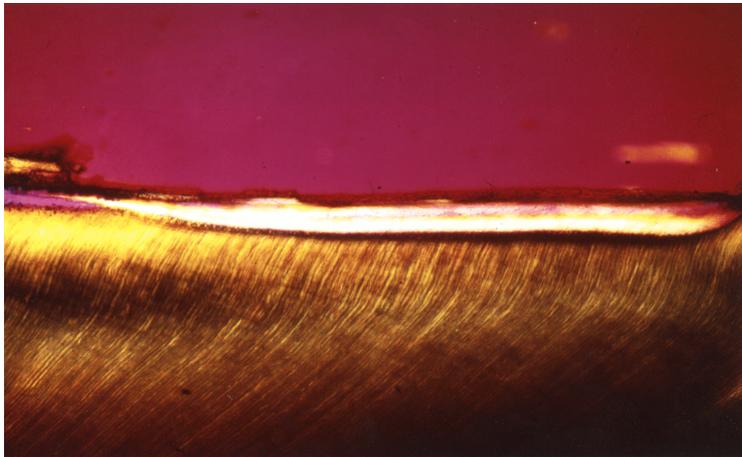
Zahn Nr. 85 (Gruppe 1b) wurde statt mit 80 mJ mit 200 mJ, 3 Hz bestrahlt und lagerte 8 Wochen im Säuregel. Im Vergleich zur Gruppe 1b) zeigten sich kaum Unterschiede. Alle Fenster wiesen eine schwach ausgeprägte Kariesfront auf. Der Karieskörper ist homogen. Der Substanzverlust



ist etwas größer als der der Gruppe und des Zahnes Nr. 83. Im Bild erscheint der Boden des Defektes unregelmäßig. Das Dentin hat eine gleichmäßige Struktur. Die Zeichnung der Kanälchen ist durchgängig bis an die Kariesfront heran sichtbar.

Bild 4.16.: wannenförmiger Defekt, 200 mJ, 3 Hz, 8 Wochen, Äthanol

An Zahn Nr. 84 (Gruppe 4b) wurden statt 120 mJ 200 mJ, 6 Hz zur Bestrahlung eingestellt, die Säureeinwirkzeit betrug 8 Wochen. Im Vergleich zu den Gruppenzähnen von 4b, mit Zahn Nr. 85 (3 Hz) und den Gruppen I (1 Hz) und II (2 Hz) ist die Kariesfront stärker definiert, Bild 4.17. Die Dentinzeichnung reicht bis an diese Linie heran. Der Karieskörper erscheint heller.



Die Zementschicht ist fast vollständig abgetragen und es sind starke Rauigkeiten in der Oberflächenschicht festzustellen. Defekte, die von der Oberfläche spitz in die Zahnschichten verlaufen, sind nachweisbar.

Bild 4.17.: Kleinere oberflächliche Defekte und Rauigkeiten, 200 mJ, 6 Hz, 8 Wochen, Chinolin

Bild 4.18. zeigt Zahn Nr. 87 (Gruppe 3b), der mit 250 mJ statt mit 120 mJ , 3 Hz bestrahlt und 8

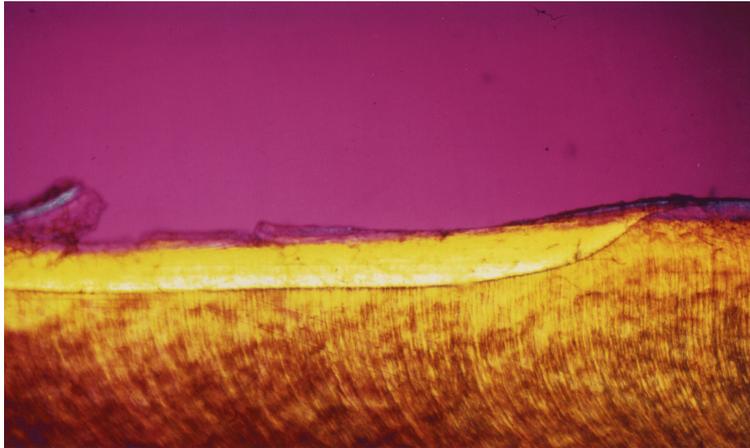


Bild 4.18.: zervikal vestibuläres Fenster,
250 mJ, 3 Hz, 8 Wochen, Äthanol

Wochen demineralisiert wurde. Vergleichend zur Gruppe ist ebenfalls ein wannenförmiger Oberflächen-defekt sichtbar, dessen Boden aufgeraut ist. Die Karies-front zeigt sich gut definiert. Oberhalb dieser zeigen sich Aufhellungen im Karieskörper. Die Dentinzeichnung verläuft unbeeinflusst bis an die Kariesfrontlinie.

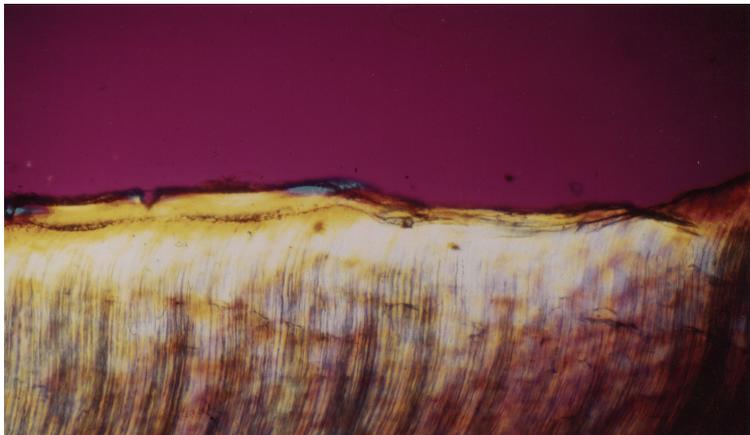


Bild 4.19.: Defekt, 250 mJ, 6 Hz, 4 Wochen, Xylol

Zahn Nr. 88 wurde statt mit 120 mJ (Gr. 4a) mit 250 mJ, 6 Hz und 4 Wochen Säureeinwirkung behandelt. Bild 4.19. zeigt einen Oberflächendefekt mit Rissen. Sie entstehen durch starke Hitzeeinwirkung, die zu Gewebespannungen führt. Aufhellungen ähnlich Zahn 87 (250 mJ, 3 Hz, 8 Wochen) sind erkennbar.

Nachfolgende Zähne wurden ebenfalls mit anderen Energien und Frequenzen bestrahlt, die aber pro Zahnseite verändert wurden. Der mit 350 mJ und 3 bzw. 6 Hz bestrahlte Zahn Nr. 90 wurde für 8 Wochen

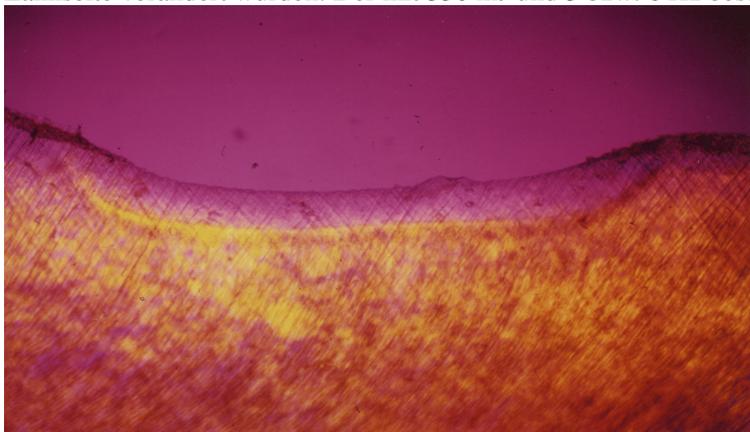


Bild 4.20. großer Defekt bei 350 mJ, 6 Hz, 8 Wochen, Äthanol

im Säuregel gelagert. Auf der 6-Hz-Seite haben sich geringfügig breitere Karieskörper ohne Farbänderungen entwickelt. Der Substanzverlust ist hier größer und zeigt sich als wannenförmiger Defekt. Die Oberfläche ist angeraut und an den Fensterrändern geschwärzt.

Zahn Nr. 91 wurde bei 3 Hz mit hohen Energien bestrahlt (4 Wochen Säureeinwirkzeit).

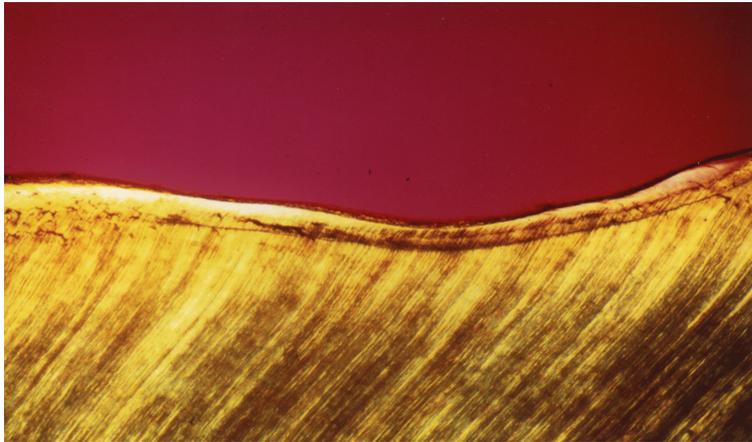


Bild 4.21.: apikal oraler Oberflächendefekt wannenförmig, 400 mJ, 3 Hz, 4 Wochen, Chinolin

Die 400 und 500 mJ Seiten unterscheiden sich kaum. Im Bild ist ein Defekt nach Bestrahlung mit 400 mJ erkennbar, der vergleichend den Gruppen und extra behandelten Zähnen am größten ist. Es zeigen sich Aufhellungen und Ablagerungslinien. Unterhalb der größten Defekttiefe verstärkt sich die Zeichnung der Dentintubuli.

Der Zahn 102 wurde mit 200 mJ, die orale Seite mit 1 Hz, die vestibuläre mit 2 Hz und 4 Wochen

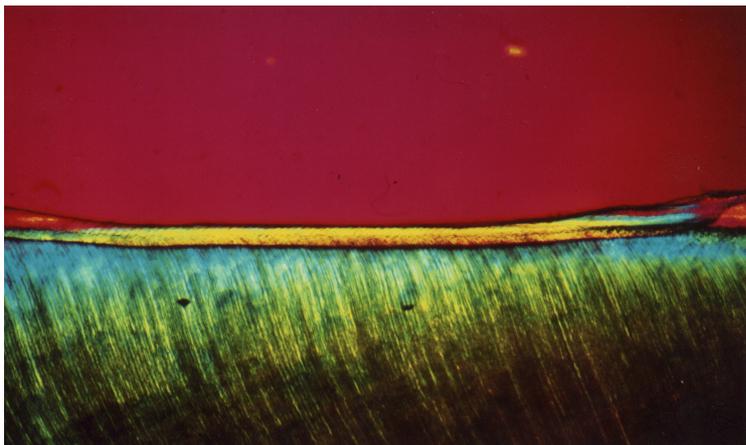


Bild 4.22.: zervikal orales Dentin Fenster, 200 mJ, 1 Hz, 4 Wochen, Chinolin

Lagerung im Säuregel behandelt. In allen Fenstern sind ähnlich den Gruppen I und II Defekte entstanden, die auch vom jeweiligen Zahngewebe abhängen. Im Zement (Bild 4.22.) wird bei 1 und 2 Hz deutlich mehr Substanz abgetragen als im Dentin Fenster (Bild 4.23), da das Zement mehr kollagene Fasern und organische Substanz enthält. Der Karieskörper läßt in beiden Fotos an einigen Stellen Aufhellungen erkennen, auch haben sich Ablagerungslinien, vorwiegend im Dentin, gebildet.

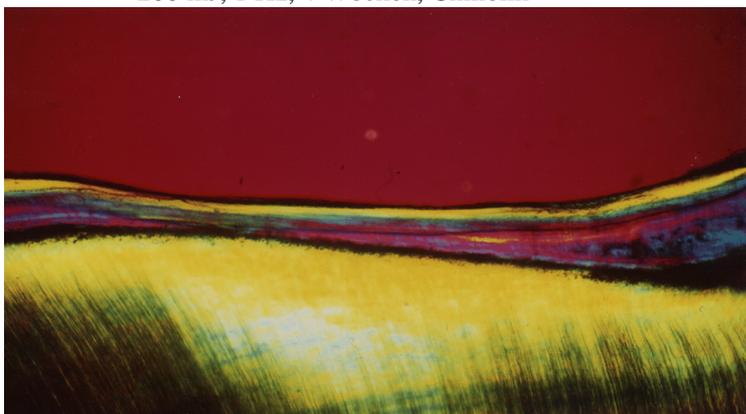


Bild 4.23.: Zementläsion, apikal vestibulär, 200 mJ, 2 Hz, 4 Wochen, Chinolin

4.2.15. Überblick über die mikromorphologischen Veränderungen

Die unter dem Polarisationsmikroskop gefundenen mikromorphologischen Veränderungen der Dünnschliffe sollen nun zusammengefaßt werden. Die Er:YAG-Laser-Bestrahlung und die Lagerung im demineralisierenden Säuregel erzeugten stets eine Läsion im Zement und Dentin mit wannenförmigem Defekt. In bezug auf die Defekt-, Läsionstiefe und Mikromorphologie zeigten sich, abhängig von den unterschiedlichen Versuchsbedingungen Veränderungen.

Wird die Energie von 80 mJ auf 120 mJ erhöht (konstante 3 Hz, 4 Wochen Säureeinwirkzeit), ist nur eine Zunahme der Läsionstiefe in den Schliffen erkennbar. In den 8-Wochen-Gruppen nimmt die Läsionstiefe aufgrund der längeren Säureeinwirkzeit weiter zu. Der Substanzverlust steigt, da mehr Material gelöst wird. Aufhellungen des gelben Dentins nach weiß sind in einigen Fällen ersichtlich und könnten durch Demineralisationsvorgänge entstanden sein. Bei konstant 6 Hz und Energieerhöhung von 80 mJ auf 120 mJ sind in den 4 Wochen Lagerung im Säuregel kaum mikromorphologische Unterschiede auszumachen. Der Defekt ist bei 120 mJ geringer als bei 80 mJ. Einige Schliffe zeigen Aufhellungen im Zement und Dentin, die sich bei den 8-Wochen-Schliffen verstärken. Es treten keilartige Risse auf, die von der Zementoberfläche bis ins Dentin verlaufen und Ausdruck von Gewebespannungen durch kurzzeitige große Erwärmung während der Bestrahlung sein könnten. Manche Oberflächen sind bei der höheren Energie geschwärzt (Karbonisierung). Der Vergleich der Frequenzeinstellungen von 3 Hz und 6 Hz bei konstanten 80 mJ zeigt eine geringere Läsionstiefe sowie kleineren Substanzverlust bei 6 Hz in 4 Wochen Säureeinwirkzeit. Die Läsionsoberfläche ist glatt. Während der Dauer von 8 Wochen steigt die Läsionstiefe und der Defekt wird aufgrund der Mineralauflösung durch die Säure größer. Eine transparente Zone ist teils bei 6 Hz unter der Läsion erkennbar. Es kam hier zur Sklerosierung der Dentinkanälchen, deren Zeichnung dadurch nicht mehr sichtbar ist.

Bleibt die Energie mit 120 mJ bei einer Frequenzerhöhung von 3 Hz auf 6 Hz konstant, so nehmen ähnlich wie bei konstanten 80 mJ die Läsions- und Defekttiefe während 4 Wochen ab. Es bildet sich die Kariesfront bei 6 Hz schwächer als bei 3 Hz aus, die Dentinzeichnung teilweise ebenfalls. Einige Schliffe zeigen eine Oberflächenschwärzung. Im Verlauf von 8 Wochen dringt die Säure durch die Dentinschichten tiefer ein als bei 4 Wochen und bildet tiefere Läsionen aus.

Mikromorphologisch sind bei konstanten 200 mJ und Frequenzerhöhung von 1 Hz auf 2 Hz kaum Unterschiede zu erkennen. Es entstehen meist 2 bis 3 Ablagerungslinien aufgrund der Mineralauflösung durch die Säure, der anschließenden Diffusion der Ionen in alle Richtungen und ihrer Wiederausfällung und Anlagerung. Bei dieser hohen Energie kommt es unabhängig von der Frequenzerhöhung in 4 und 8 Wochen Säurepenetrationszeit zu einer Defektvertiefung. Der Vergleich von Gruppen und speziell behandelten Einzelzähnen zeigt, daß sehr hohe Energien (250 - 400 mJ) binnen 4 und 8 Wochen der Lagerung im Säuregel einen großen Substanzverlust bewirken. Die Oberfläche ist hier stärker angeraut.

5. Auswertung der Meßergebnisse

Diese Studie untersuchte die Wirkung der Erbium:YAG-Laserstrahlung auf gesundes Dentin und Zement und auf Veränderungen ihrer Demineralisationseigenschaften. Die Bewertung wurde auf drei Hauptfaktoren ausgerichtet: 1. Laserstrahlung, bestimmt durch Energie und Frequenz, 2. Laserwirkung allgemein und bezogen auf die vier Lokalisationen an der Zahnwurzel (cv, av, co, ao) sowie 3. Säureeinwirkzeit (4 und 8 Wochen) zur Bestimmung der Kariesresistenz mit und ohne Lasereinwirkung. Zum Erhalt einer großen Breite an Informationen und Ergebnissen wurden die Laserparameter vielfach variiert. Die Messungen an den Dünnschliffen bezogen sich auf die Ausbildung und Ausdehnung der Demineralisationsmerkmale (Legende, Beschreibung in Abschnitt 3.2.1.). Diese Arbeit umfaßt ein breites Spektrum an Untersuchungen und soll im Sinne einer Vorversuchsstudie für weiterführende Forschungsarbeiten angesehen werden. Die Meßergebnisse wurden in Zusammenarbeit mit dem Institut für Biometrie und Medizinische Informatik der Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg unter Anwendung des Statistikprogramms SPSS 8.0. ausgewertet. Die Versuchsanordnung implizierte die Anwendung varianzanalytischer Methoden. Aufgrund der begrenzten Zahnmenge, der vielfältigen Versuchsbedingungen und einer Verlustquote von 22 % auswertbarer Zahnfenster kamen als statistische Methoden die paarweisen Vergleiche unter Verwendung des t-Tests zur Anwendung. So sind keine generalisierten linearen Modelle oder multiplexen Verfahren eingesetzt worden. Für die Zusammenfassung der zahlreichen Einzelvergleiche wurden die p-Werte der univariaten Mittelwertvergleiche nach den Einflüssen der verschiedenen Versuchsfaktoren auf die Auswirkung der Laserstrahlung sowie der daraus resultierenden Dentinreaktion gegenüber Säure geordnet. Die qualitativen Merkmale (Oberflächenrauigkeit) wurden mit Hilfe der Kreuztabellen und dem exakten Chi-Quadrat-Test ausgewertet. Die Wirkrichtung wurde durch Vorzeichen kenntlich gemacht, der allgemeine Trend daraus beschreibend abgeleitet.

Die statistischen Vergleiche sollten die Versuche nach objektiven Entscheidungskriterien reproduzierbar machen. Die Aussagen basieren auf einer Irrtumswahrscheinlichkeit von 5 %. Für weitere Interpretationen und inhaltliche Diskussionen werden die ermittelten kritischen Wahrscheinlichkeiten p angegeben und alle Vergleiche mit $p < 0,1$ hervorgehoben. Bei der Datenanalyse fielen Extremwerte auf, die aus dem Zahnmaterial selbst (Patientenunterschiede, Genanlage, Pflege) resultieren könnten. Stark auffällige Werte blieben in der Bewertung unberücksichtigt. Folgende Begriffe wurden definiert: Nullwerte (0): keine Merkmale erkennbar, Fehlwerte (.): Messung durch starken Defekt unmöglich. Die separat behandelten Einzelzähne konnten nicht nach statistisch signifikanten Effekten untersucht werden, wurden aber in die Auswertung mit einbezogen, um ange deutete Trends in der Merkmalsausprägung sichtbar zu machen.

Alle Abkürzungen sind nachfolgend aufgelistet (ausklappbares Übersichtsblatt). Die statistischen Daten befinden sich im Anhang, doch wurde aus Platzgründen auf die Auflistung der zahlreichen Berechnungen verzichtet.

5.1. Unterschiede zwischen Kontrollgruppen ohne Laservorbehandlung und den Lasergruppen

Im Vergleich der Kontrollgruppen mit den laservorbehandelten Zahngruppen und anschließender Lagerung im Säuregel für 4 bzw. 8 Wochen sind Unterschiede in der Ausbildung einiger Meßmerkmale erkennbar. Grundsätzlich ist festzuhalten, daß die 8-wöchige Lagerung im Säuregel überwiegend höhere Meßwerte von Läsionstiefe bis hin zum Defekt bewirkt als die 4-wöchige, der p-Wert liegt zwischen 0 und 0,09 (Tabellen 3.1.1. und 3.1.2).

Die Läsionen der Kontrollgruppen sind bei 4 und 8 Wochen, bis auf je eine Ausnahmegruppe, am tiefsten ausgeprägt. Die 4-Wochen-Kontrollgruppe hat eine Läsionstiefe von 89,36 µm. Bei den

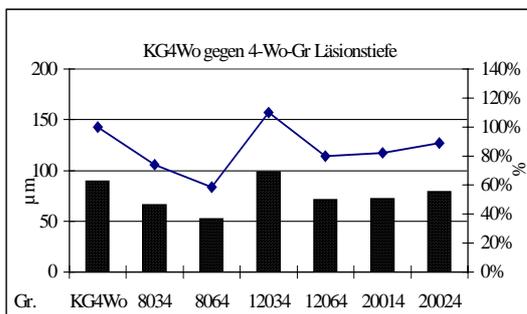


Diagramm 1

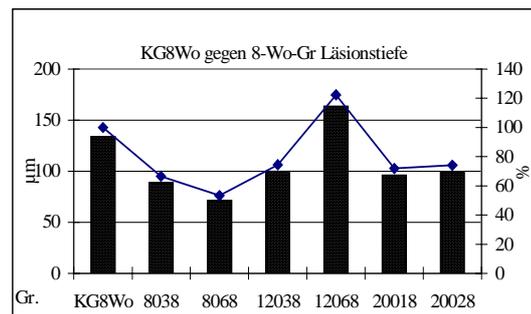


Diagramm 2

Gruppen mit vorheriger Laserbestrahlung dringt die Säure dagegen nur bis 52,25 µm bzw. bis 80,33 µm tief ins Gewebe ein. Das bedeutet einen teilweise deutlichen Rückgang gegenüber der Kontrollgruppe von maximal 41,53 % bzw. minimal 10,11 %, (p: 0 bis 0,079, Tab. 3.1.1.). Eine fast lineare Tiefenabnahme zeigt zwischen der Kontrollgruppe und den 80 mJ-Gruppen, je höher die Frequenz ist. Die Gruppe 2a weist nach Laserbehandlung mit 80 mJ, 6 Hz und 4 Wochen Säureeinwirkung die kleinste Läsionstiefe von 52,25 µm auf.

Ähnliche Ergebnisse zeigen auch die Säulenprofile des 8-Wochen-Vergleiches. Die Kontrollgruppe hat durch die längere Einwirkzeit eine Läsionstiefe von 133,56 µm. Die Läsionen der Lasergruppen dagegen erreichen nur Tiefen von 71,28 µm bis 99,49 µm. Die Hemmung beträgt 33,5-46,63 % für die 80 mJ-Gruppen, für die anderen 25-28 % (p<0,09, Tab. 3.1.2.). So wurde die Säure in ihrer Durchdringung im Gegensatz zum 4-Wochen-Vergleich stärker gehemmt. Im 4- und auch im 8-Wochen-Vergleich stellen die Läsionstiefen der 12034-Gruppe (98,23 µm) und der 12068-Gruppe (163,46 µm) Ausnahmen dar. Hier dringt die Säure tiefer in das Gewebe ein, die Läsionen sind ausgeprägter als die der Kontrollgruppen. Die Ursachen sind im Zusammenspiel der Parametereinstellung des Lasers sowie der Einwirkdauer der Säure zu sehen. Die Laserenergie von 120 mJ und die Frequenz von 3 Hz verändern die Zahnoberfläche nicht genügend, so daß die Säure während der 4 Wochen in ihrer Penetration nicht ausreichend behindert wird. Im Verlauf von 8

Wochen (12038-Gruppe) kam es dann zu einer Verlangsamung/ Stillstand in der Tiefenzunahme. Das ist auf die erschwerte Diffusion gelöster Mineralien aufgrund von Sättigungszuständen und erhöhter Remineralisationspotentiale im Säuregel und im Gewebe bei einer längeren Säureeinwirkung zurückzuführen. Im Fall der 12064-Gruppe zeigt sich zwar eine Hemmung in der Säurepenetration in 4 Wochen, die aber bei 8 Wochen (12068) nicht mehr nachweisbar ist. Die Laserparameter von 120 mJ und 6 Hz waren für eine Hemmung der Säure für längere Zeit nicht ausreichend und die verdichtete Oberflächenschicht konnte überwunden werden.

In den Diagrammen 3 und 4 sind die Ausdehnungen der Läsionskörper dargestellt. Analog den Läsionstiefen sind deutliche Unterschiede vor allem bei den 80 mJ-Gruppen während der 4 und 8 Wochen nachweisbar. Der Rückgang in der Ausprägung liegt dort gegenüber den Kontrollen nach Ablauf der 4 Wochen zwischen 59,82-67,48 %, bei den anderen darunter (p: 0,001-0,068, Tab. 3.1.1.). Im 8-Wochen-Vergleich zeigen die 80 mJ-Gruppen vergleichend mit der Kontrollgruppe einen fast linearen Rückgang um 49-67,7 %. Bei den Gruppen mit höherer Energie beträgt die Hemmung 32,5-36,7 %, p < 0,09. Auch hier sind die 12034- und die 12068-Gruppen Ausnahmen, da sich statt einer Abnahme eine Zunahme in der Ausdehnung der Läsionskörper zeigt.

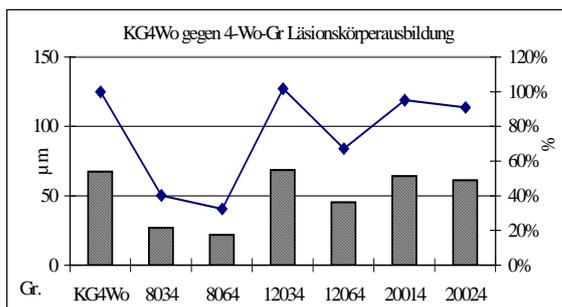


Diagramm 3

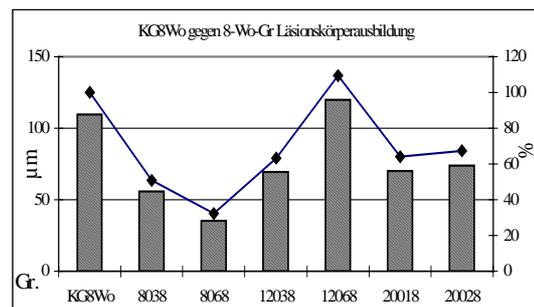


Diagramm 4

Die Kariesfrontlinien (Diagramme 5 und 6) sind bei den Kontrollgruppen am schwächsten ausgeprägt. Die meisten Mineralien befinden sich in Lösung bzw. im Sättigungsgleichgewicht. Die Lasergruppen weisen aufgrund der verschiedenen Laserparameter und der Diffusionsgeschwindigkeiten der Säure unterschiedlich starke Linien auf.

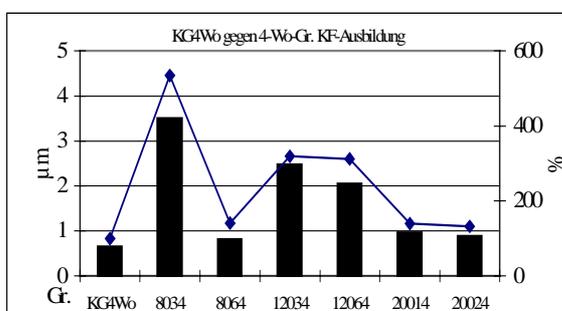


Diagramm 5

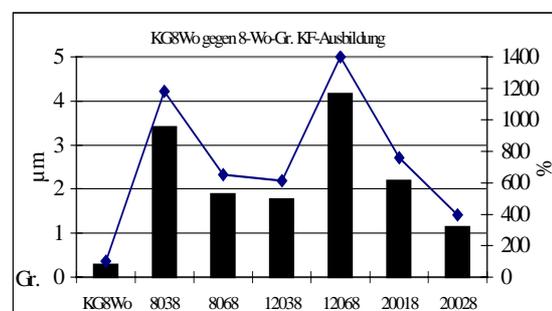


Diagramm 6

Bei der Defektbildung zeigt sich ebenfalls ein differierender Trend (Diagramm 7 und 8). Im 4-Wochen-Vergleich sind die kleinsten Defekttiefen nur bei hohen Frequenzen (6 Hz) und niedrigen Energien wie 80 mJ (8064) und 120 mJ (12064) nachweisbar. Der Substanzverlust geht dort gegenüber der Kontrollgruppe um 30,65 % und 49,49 % zurück. Eine Steigerung des Materialabtrages ist dagegen bei den anderen Gruppen um 42,08-84,49 % ersichtlich, (p: 0,07, Tab. 3.1.1.). So ist der Defekt auch bei kleiner Frequenz und kleiner Energie groß (8034), da hier die Oberfläche nur gering durch den Laser, hauptsächlich aber durch die Säure beeinflusst wird. Bei 200 mJ und 1 bzw. 2 Hz tritt wieder die Laserwirkung aufgrund der hohen Energie in den Vordergrund. In den 8 Wochen hat der Defekt wieder zugenommen (20,97-72,78 %, p: 0,001-0,075, Tab 3.1.2.), bei der 8068-Gruppe sogar um 181 %. Durch die Verlangsamung der Dissoziations- und Reminerali-

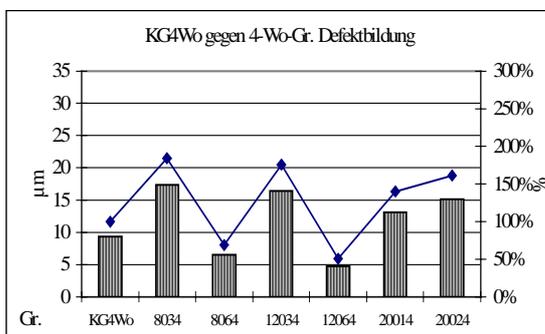


Diagramm 7

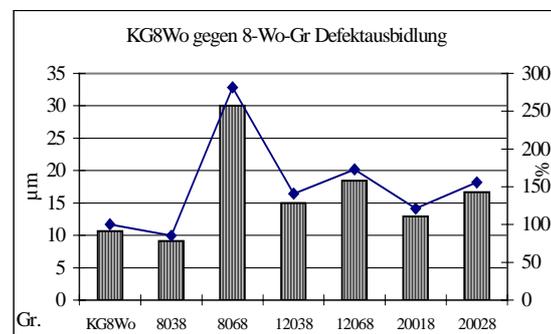


Diagramm 8

sationsvorgänge kommt es aber auch teilweise zum Rückgang bzw. Stillstand des Substanzabtrages (Vergleich Gruppen 8034/8038, 12034/12038).

Im Folgenden soll der Einfluß der Laserfaktoren Energie und Frequenz einzeln und das Zusammenspiel beider, bezogen auf die Hemmung oder Förderung der Säurepenetration, detaillierter diskutiert werden.

5.2. Unterschiede in der Laserwirkung bei Energieerhöhung (Frequenz, Säureeinwirkzeit konstant)

5.2.1. 4-Wochen-Gruppen und Einzelzähne bei Energieerhöhung

Die Energieanhebung von 80 mJ auf 120 mJ bewirkt eine signifikante Zunahme der Läsionstiefe, die bei konstanten 3 Hz größer ist (um 48,71 %) als bei 6 Hz (um 36 %, $p < 0,05$, Diagramm 9, Tab. 3.2.1.). Die Erhöhung von 80 mJ auf 200 mJ bzw. 400/500 mJ (Einzelzähne) erzeugt eine

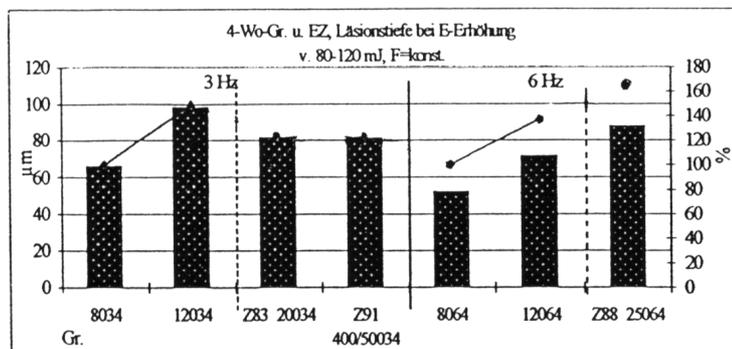


Diagramm 9

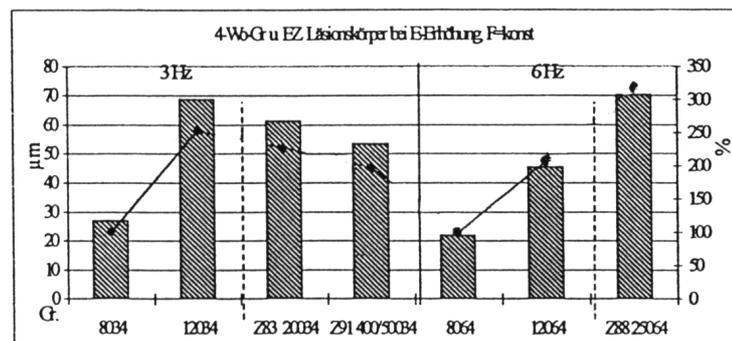


Diagramm 10

von 3 Hz trotz Energiesteigerung bis auf 120 mJ nicht für eine Oberflächenverdichtung aus. Aber bei Erreichen der hohen Energien von 200 mJ bzw. mehr und 3 Hz gehen die Meßwerte etwas zurück. Hier bewirkt die, durch den Laser verursachte geringe Oberflächenversiegelung eine beginnende Hemmung der weiteren Säurepenetration, damit auch der Läsionstiefen- und Läsionskörperausbildung. Ein fast linearer Anstieg zeigt sich wieder bei 6 Hz. Die Oberfläche wurde

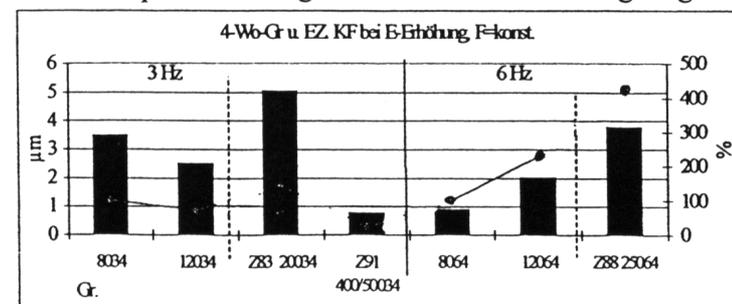


Diagramm 11

Läsionsvertiefung nur um ca. 23 %.

Ein geringer Rückgang der Säurepermeabilität ist von 120 auf 200 mJ und 400/500 mJ erkennbar (um 20 %).

Die Energiesteigerung bei konstanten 6 Hz läßt die Läsionstiefe fast linear zunehmen (Gr. 8064 : 12064 : Z 88 /

52,25 µm : 71,36 µm : 87,55 µm).

Die Ausprägungen der Läsionskörper gehen bei Energiesteigerung von 80-120 mJ und 3 Hz bzw. 6 Hz mit denen der Läsionstiefe konform. (Diagramm 10).

Auch hier ist die Läsionskörperverbreiterung bei 3 Hz größer (um 153 %)

als bei 6 Hz (um 106,6 %). Somit

reicht die konstant niedrige Frequenz

von 3 Hz trotz Energiesteigerung bis auf 120 mJ nicht für eine Oberflächenverdichtung aus. Aber bei Erreichen der hohen Energien von 200 mJ bzw. mehr und 3 Hz gehen die Meßwerte etwas zurück.

Hier bewirkt die, durch den Laser verursachte geringe Oberflächenversiegelung eine beginnende Hemmung der weiteren Säurepenetration, damit auch der Läsionstiefen- und

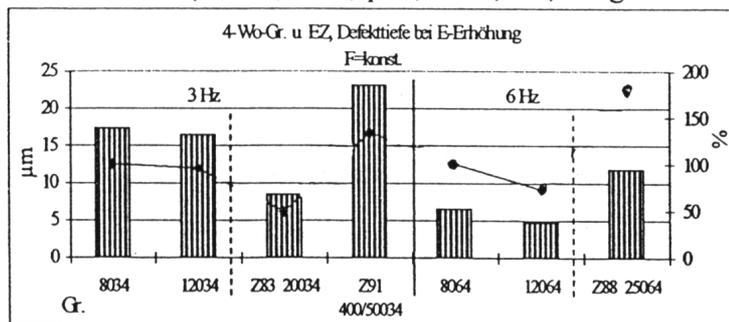
Läsionskörperausbildung. Ein fast linearer Anstieg zeigt sich wieder bei 6 Hz. Die Oberfläche wurde

durch die höheren Laserenergien (250mJ) stärker aufgeraut, die Säure drang besser in das Zahngewebe ein.

In der Kariesfrontausprägung zeigt sich ein abnehmender Trend durch Energiesteigerung bei konstanten 3 Hz

(um 28,4-77,4 %, Diagramm 11). Dies

spricht für eine stärkere Säureeindringung und Auflösung der Minerale, die sich in der kurzen Zeit nicht wieder anlagern konnten, oder aber für eine nur geringe Säurepenetration, so daß es kaum zu einer Materialbeeinflussung kam (Z 91). Ausnahme mit einer sehr deutlichen Linie ist der Zahn 83 (20034). Diese entstand aufgrund einer Teilversiegelung der Zahnoberfläche durch den Laser, damit weniger durch eine Diffusion der Mineralionen nach außen als durch die verstärkte Ionenablagerung im Dentin. Bei 6 Hz verbreiterten sich die Frontlinien analog den Läsionstiefen und Läsionskörpern. Der Materialabtrag nimmt durch eine Energiesteigerung von 80 mJ auf 120 mJ nur bei konstanten 6 Hz deutlich ab (um 27,17 %, p: 0,004-0,015, Diagramm 12). Eine Demineralisation fand zwar statt,



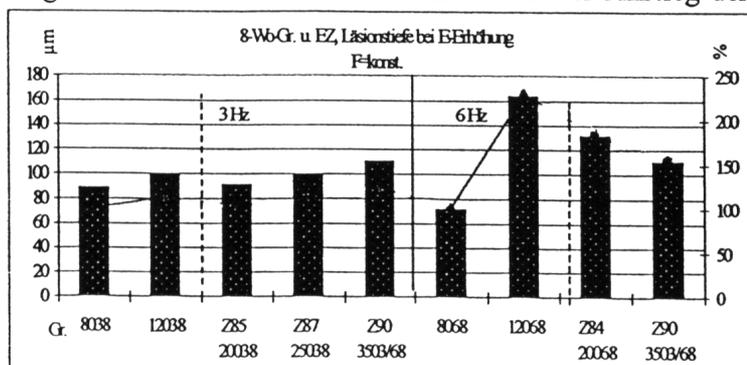
aber die Abgabe der Mineralionen an die äußere Umgebung war bei 120 mJ geringer. Dagegen sank die Defekttiefe bei konstanten 3 Hz erst bei Erreichen der 200 mJ (um 50,88 %). Hier scheint die Laserwirkung eine Säurediffusion und Läsionsausbildung nicht vollständig

Diagramm 12

verhindern zu können, doch bleibt der eigentliche Substanzverlust gering. Bei 400/500 mJ und 3 Hz steigt der Substanzverlust wieder an (um 33 %). Auch ab 250 mJ und 6 Hz werden die Defekte wieder tiefer. In diesen Fällen überwiegt die materialabtragende Laserwirkung durch die entsprechende Kombination von Energie und Frequenz. Eine hohe Energie bei kleiner Frequenz erzeugt ebenso einen deutlichen Substanzabtrag wie eine mittlere/hohe Energie bei hoher Frequenz.

5.2.2. 8-Wochen-Gruppen und Einzelzähne bei Energieerhöhung

In 8 Wochen Lagerung im Säuregel ist bei konstanten 3 Hz und Energieerhöhung von 80 mJ bis auf 350 mJ nur geringfügig eine Zunahme in der Läsionstiefe erkennbar (um 2-24 %, Diagramm 13). Vergleichend mit dem 4-Wochen-Ansatz ist der Anstieg der Säurepenetration bei 3 Hz kleiner (um



12 %), aber die Meßwerte sind aufgrund der längeren Einwirkzeit größer (88,82-110,39 µm). Wie bei 4 Wochen der Zahn 83 (20034) zeigt auch Zahn 85 mit 200 mJ und 3 Hz eine nur geringe Läsionstiefenzunahme. So scheinen diese Laserparameter vor allem für die

Diagramm 13

längere Zeit von 8 Wochen eine Hemmung der weiteren Säurepenetration zu bewirken. Die Läsionen vertiefen sich bei 6 Hz stärker als bei 3 Hz. Die geringste Säurepermeabilität liegt bei 80 mJ und 6 Hz (71,28µm) vor und steigt durch Energieerhöhung auf 120 mJ stark an (um 129,32 %, Läsionstiefe: 163,46 µm, $p < 0,05$ Tab 3.2.1. ff). Allerdings sinkt sie bei weiterer Energieanhebung auf 200/350 mJ (Zähne Nr. 84 u. 90) wieder ab. So wird die Säure bei konstanten 6 Hz und einer Erhöhung von 80-200/350 mJ stärker gehemmt als bei 80-120 mJ. (Der Einfluß der Frequenz ist auch hier deutlich, siehe nachfolgende Abschnitte.)

Die Säulenprofile der Läsionskörper zeigen, daß die Zunahme in der Körperausdehnung bei 80-120 mJ und 3 Hz geringer (um 24 %) als bei 6 Hz ist (um 237 %, $p < 0,5$ Diagramm 14). Wird die Energie

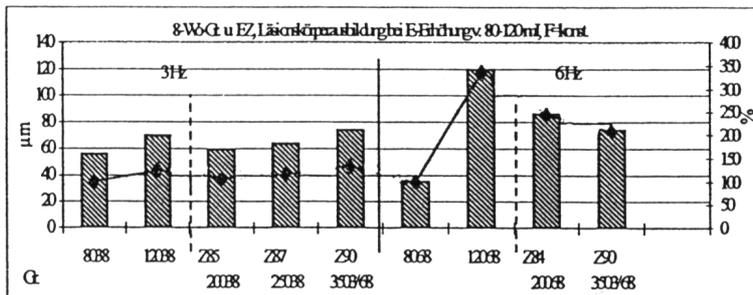


Diagramm 14

und geht mit den Läsionstiefen konform. Einen fast linear abnehmenden Trend weisen die

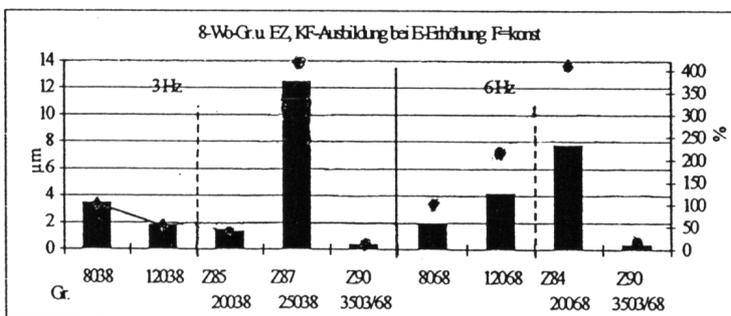


Diagramm 15

(25038) und 84 (20068), mit den breitesten Linien, statt.

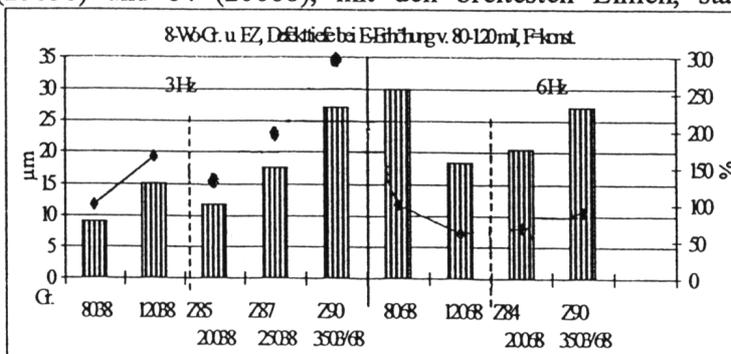


Diagramm 16

von 80-200 mJ gesteigert, erfolgt bei 3 Hz kaum eine Veränderung. Die Energiesteigerung von 120-200/350mJ bewirkt bei konstanten 6 Hz einen Rückgang in der Läsionskörper-ausbildung gegenüber der Energieanhebung von 80-120 mJ

Kariesfrontlinien bei 3 Hz und Energieerhöhung auf. Dagegen steigen sie bei 6 Hz gleichmäßig an. Zahn Nr. 90 zeigt kaum eine Kariesfrontlinie, da sich die meisten Mineralionen in Lösung befinden. Starke De- und Remineralisationsvorgänge fanden bei den Zähnen 87

Der Defekt nimmt bei 3 Hz und Energieerhöhung von 80-120 mJ zu (9-15 µm, um 65,42 %, $p < 0,05$, Diagramm 16) und folgt der Läsionstiefen- und Läsionskörper-ausbildung. Dagegen sinkt der Substanzverlust bei 80-120 mJ und 6 Hz prägnant (um 38,64%, $p < 0,05$, Tab. 3.2.1.). Trotz Vertiefung der

Läsionen, verhinderte die Laserwirkung eine Abgabe der Mineralionen nach außen. Der Abtrag ist bei der Kombination von 350 mJ und 3 Hz bzw. 6 Hz (Zahn 90) am größten, da sich die Wirkung von hoher Energie und hoher Frequenz summiert. Die Oberfläche wurde aufgeraut, eine Läsion mit wannenförmigen Defekt entstand.

5.3. Unterschiede in der Laserwirkung bei Frequenzerhöhung (Energie, Säureeinwirkzeit konstant)

5.3.1. 4-Wochen-Gruppen und Einzelzähne bei Frequenzerhöhung

Die Frequenzsteigerung von 3 Hz auf 6 Hz läßt bei konstanten 80 mJ und 120 mJ eine deutliche Abnahme der Läsionstiefe erkennen ($p \leq 0,05$, Diagramm 17, Tab. 3.3.1, 3.3.2. ff.). Die Säurepenetration sinkt bei 120 mJ (um 27,35 %) stärker als bei 80 mJ (um 20,89 %), obwohl die Läsionen bei 120 mJ tiefer sind. So ist bei 80 mJ die Säurediffusion von vornherein geringer, z.B.

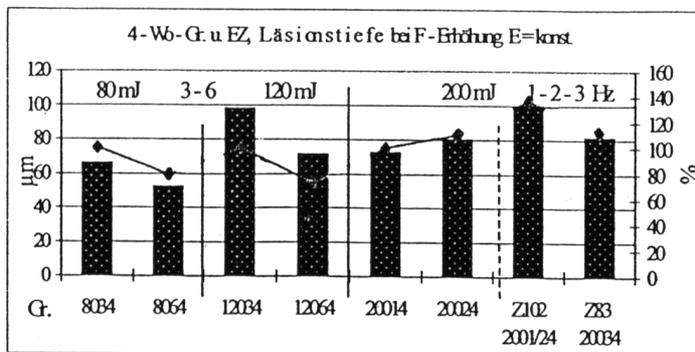


Diagramm 17

Gruppe 8064. Das bestätigte auch der Vergleich mit den Kontrollgruppen (Abschnitt 5.1.). Eine Erklärung liegt in der entsprechenden Kombination von Energie und Frequenz. Die Frequenzanhebung bewirkt zwar einen Rückgang der Säurediffusion, der aber durch die

Energieeinstellung ebenso beeinflusst wird

und bei der höheren Energie (120 mJ) prägnanter ist. Die Kombination von konstanten 200 mJ und die Frequenzerhöhung von 1-2 Hz (Gruppen 20014 : 20024) verursacht nur eine geringe Läsionsvertiefung. Am tiefsten drang die Säure bei Einzelzahn 102 ein. Ursachen könnten in schlechteren Mineralisationseigenschaften des Zahnes liegen. Die Erhöhung bis auf 3 Hz (Zahn 83) bewirkt dagegen kaum eine weitere Säureeindringung gegenüber den Gruppen mit 1 Hz bzw. 2 Hz. Vergleichend mit den 80- bzw. 120 mJ-Gruppen und den Einzelzähnen erzeugt möglicherweise erst die Frequenzsteigerung um mindestens 3 Hz eine merkliche Säurehemmung.

Bei den Läsionskörperausdehnungen zeigt sich in Anlehnung an die Läsionstiefen eine signifikante

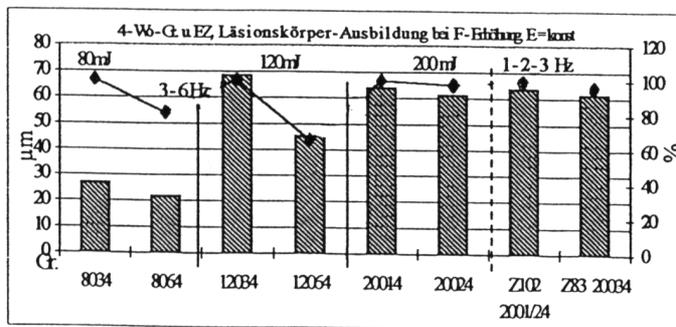


Diagramm 18

Abnahme, die ebenfalls bei 120 mJ stärker (um 33,92 %) als bei 80 mJ ist (um 19 %, $p < 0,05$, Diagramme 18., Tab.3.3.1.). Bei 200 mJ und Frequenzerhöhung von 1-2-3 Hz ist kaum eine Verringerung ersichtlich.

Die Breiten der Kariesfrontlinien nehmen bei 80 mJ stärker ab (um 74,33 %) als bei 120 mJ (um 18,6 %, Diagramm 19). Überlegenswert ist eine geringere Mineralauflösung und Wiederanlagerung bei

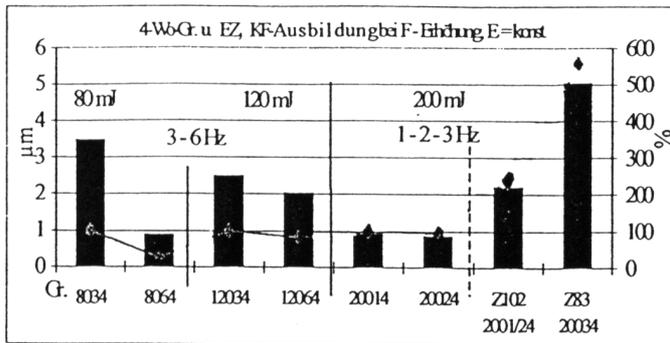


Diagramm 19

80 mJ und 6 Hz, da dort auch weniger Säure einwirkte. Bei 200 mJ sinkt die Linienausprägung anfänglich kaum und folgt so den Läsionstiefen- und Läsionskörperprofilen. Die Einzelzähne zeigen wieder eine Linienverbreiterung, die durch eine stärkere Laserwirkung bei 200 mJ und 3 Hz hinsichtlich einer

beginnenden Säurehemmung und Anregung einer verstärkten Remineralisation verursacht wurde.

Die Frequenzerhöhung führt ebenfalls zu einem Rückgang im Substanzverlust (bei 80 mJ um 62 %, bei 120 mJ um 71 %, $p \leq 0,05$, Diagramm 20 Tab. 3.3.1.ff.) Die Steigerung von 1-2-3 Hz bei

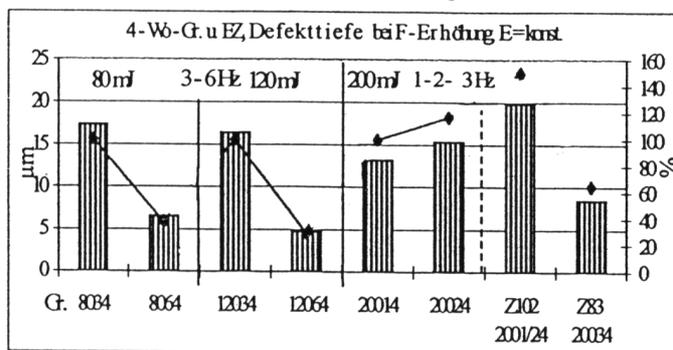


Diagramm 20

konstanten 200 mJ läßt zuerst einen Anstieg im Materialabtrag erkennen (um 16-49 %). Bei Erreichen der 3 Hz sinkt dieser wieder deutlich ab (Gr. 20014 : Z 83 / um 35%). Diese Hemmungstendenz bei der Frequenz-Energie-Kombination von 200 mJ und 3 Hz zeigt auch der Vergleich der Einzelzähne.

Somit bewirkt die hohe Frequenz von 6 Hz eine Säurehemmung durch Oberflächenverdichtung, die zusätzlich durch die eingestellte Energie bestimmt wird. Bei 80 mJ, 120 mJ und 6 Hz ist die Verdichtung für die 4wöchige Säureeinwirkungszeit ausreichend. Die Läsionen und Defekte sind nicht mehr so tief wie bei niedrigen Frequenzen von 3 Hz und kleinen bzw. mittleren Energien. Nur bei 200 mJ und 3 Hz erreicht der Laser wieder eine Hemmwirkung.

5.3.2. Unterschiede bei 8 Wochen

Im Gegensatz zur 4wöchigen Säureeinwirkzeit ist im 8-Wochen-Ansatz bei konstanten 80 mJ und der Frequenzanhebung von 3-6 Hz kaum eine Veränderung ersichtlich, die weitere Säurediffusion wurde gehemmt. Aber bei 120 mJ vertieften sich die Läsionen deutlich (um 64,28 %, $p < 0,5$, Diagramm 21, Tab. 3.3.2.ff.). Die Frequenzerhöhung von 1-2 Hz (200 mJ konstant) bewirkt auch kaum eine Tiefenänderung. Wie die Einzelzähne zeigen, steigt die Säurepermeabilität erst durch die Erhöhung von 3-6 Hz wieder an, wenn auch nur halb so stark wie bei 120 mJ (um 36,9 %). Eine Erklärung der unterschiedlichen Säurepenetrationen mag darin liegen, daß die bei 80 mJ, 120 mJ und

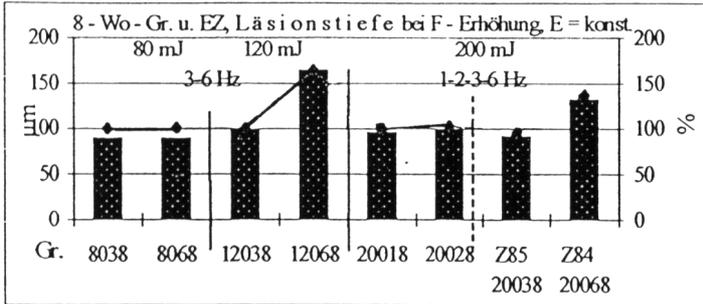


Diagramm 21

Bei 120 mJ kam es in 8 Wochen zu einer Überwindung der oberflächlichen Versiegelungsschicht und die Säure drang verstärkt ein. Die Läsion wurde tiefer als bei 4 Wochen. Die Frequenzsteigerung auf 6 Hz bei konstanten 200 mJ erzeugte eine minimal stärkere Oberflächenaufrauung, und es konnten sich während der längeren Diffusionszeit der Säure ebenfalls deutlichere Läsionen ausbilden.

Die Läsionskörper zeigen bei 80 mJ und 3-6 Hz eine signifikante Abnahme, d.h. einen Hemmungstrend um 36,6 % (um 20,46 µm, $p \leq 0,05$, Diagramme 22, Tab. 3.3.1. ff). Bei

konstanten 120 mJ bzw. 200 mJ verhalten sich die Läsionskörper ähnlich den Läsionstiefen. Sie

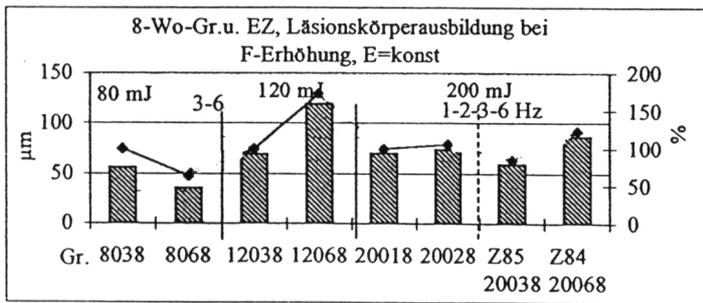


Diagramm 22

Bei 200 mJ und 3-6 Hz nehmen die Läsionskörper wieder zu (um 46,1 %, Z 85 : Z 84).

Der Verlauf der Kariesfrontlinien paßt sich den Säulenprofilen der Läsionstiefen und Läsionskörper

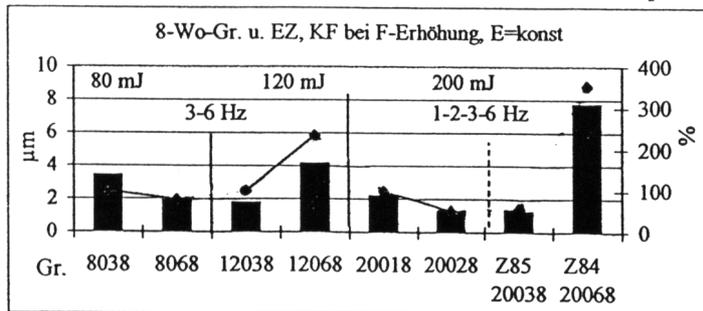


Diagramm 23

starken De- und Remineralisationsvorgängen kam. Dagegen tritt bei 120 mJ eine starke Linienverbreiterung auf (um 134,88 %), die auf verstärkte Dissoziation und Mineralablagerung hinweist.

Gegenüber der geringen Läsionsvertiefung ist bei konstanten 80 mJ und Frequenzerhöhung von 3-6

200 mJ eingestellten 3 Hz (1 Hz und 2 Hz auch) für eine genügende Versiegelung der Dentinoberfläche über die längere Versuchsdauer hin ausreichen. Die Erhöhung auf 6 Hz bewirkte nur bei 80 mJ eine Säurehemmung für beide Zeiträume. Bei

verbreitern sich bei 120 mJ (um 72,7 %). Bei 200 mJ bewirkt erst die Frequenzsteigerung von 1-3 Hz eine sichtbare Verkleinerung des Karieskörpers (um 15,43 %, Z 85). Diese Kombination von 3 Hz und 200 mJ scheint die Oberfläche besser zu verschmelzen.

an. Eine Linienverschmälerung ist bei der Frequenzsteigerung von 3-6 Hz und 80 mJ erkennbar (um 21,75 %, Diagramm 23). Bei 200 mJ und 1-2-3 Hz zeigt sich ebenfalls eine Abnahme in der Frontlinienbildung, da es aufgrund der Säurehemmung nicht zu

Hz eine signifikante Defektzunahme erkennbar (um >230 %, $p \leq 0,05$, Diagramm 24). Es könnte durch die Säureeinwirkung zu einer Mineraldissoziation und stärkeren Abgabe der Ionen nach außen

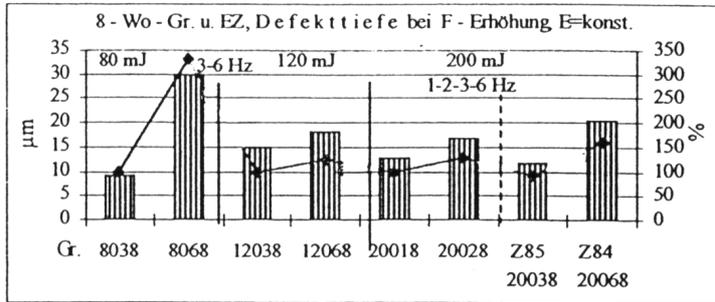


Diagramm 24

als nach innen gekommen sein, eventuell aufgrund einer Teilversiegelung der Oberfläche durch den Laser. Dafür würden der kleinere Karieskörper und die schmalere Kariesfrontlinie sprechen. Bei 120 mJ steigt der durch die Säure verursachte Substanzverlust weniger an (um 22,64 %), da sich hier Sättigungszustände und Remineralisationspotentiale während der längeren Einwirkdauer einstellen. Konstante 200 mJ und die Frequenzanhebung von 1-2 Hz erhöhen den Materialabtrag um 28,9 % (Gruppen 20018/20028). Die Steigerung auf 6 Hz bewirkt sogar eine Zunahme um 58,77 % (Gr. 20018/Z 84). Bei 3 Hz ist unter allen Energien der Defekt am kleinsten. Im Zusammenhang mit der Läsionstiefe deutet sich dort wie bei 80 mJ und 6 Hz ein Hemmungstrend in der Säurediffusion für die Dauer von 8 Wochen an.

5.4. Vergleich der Laserwirkung bei gleichzeitiger Veränderung von Energie und Frequenz (Säureeinwirkungszeit konstant)

In den vorangegangenen Kapiteln wurden die Einflüsse von Energie und Frequenz einzeln besprochen. Nachfolgend soll die Wirkung bei gleichzeitiger Veränderung beider Parameter unter Beachtung der Lagerungszeit im Säureansatz erläutert werden.

5.4.1. Erhöhung der Energie von 80-120 mJ und der Frequenz von 3-6 Hz

Die gleichzeitige Steigerung von Energie und Frequenz führt beim 4-Wochen-Ansatz nur zu einer geringen Zunahme der Säurepenetration, da die Zahnoberfläche verdichtet wurde. Dagegen bewirkt

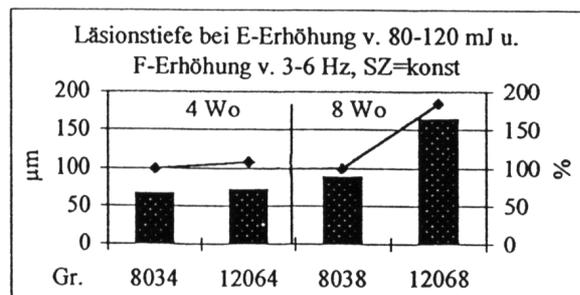


Diagramm 25

die Parametererhöhung für die Dauer von 8 Wochen keine ausreichende Versiegelung mehr. Die Säure überwindet die oberflächliche Versiegelungsschicht und dringt tiefer in das Dentin ein (Läsionsvertiefung um 84,02 % bzw. um 74,63 µm, $p=0-$

0,001 Diagramm 25, Tab. 3.4.1.ff.).

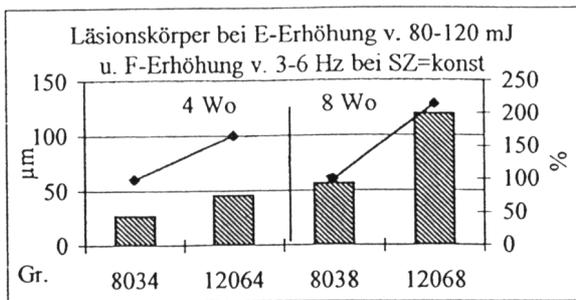


Diagramm 26

Die Zunahme der Säurepermeabilität ist auch anhand der Ausprägung der Läsionskörper erkennbar. Während bei den 4-Wochen-Gruppen eine Vergrößerung um 67,21 % stattfindet, verbreiterte sich der Karieskörper in 8 Wochen sogar um 114,43 % ($p < 0,05$, Diagramm 26, Tab. 3.4.1.ff.).

Die Demineralisationsfrontlinien zeigen während der Zeit von 4 Wochen eine sehr deutliche Verschmälerung (um 41,68 %, $p \leq 0,01$, Diagramm 27). In der kurzen Zeit wurden noch nicht sehr

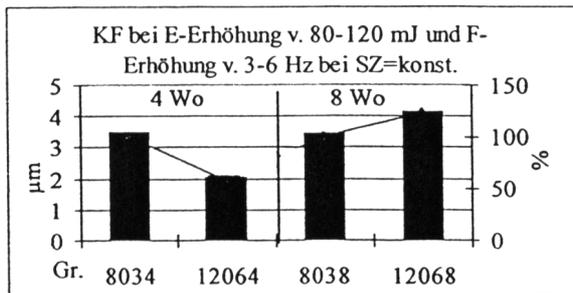


Diagramm 27

viele Mineralionen wieder ausgefällt und angelagert. Da für die 8wöchige Säurediffusionsdauer die Laserwirkung für eine Hemmung der Säure nicht mehr ausreichend ist, werden infolge der weiteren, langsameren Säurediffusion, vermehrt gelöste Mineralionen ausgefällt und die Linien verbreitern sich (um 22,37 %).

Die kombinierte Steigerung der Laserparameter bewirkte eine deutliche Senkung des Substanzverlustes bei 4 Wochen (um 72,62 %). Der Laser setzte bei 120 mJ und 6 Hz einen kleinen

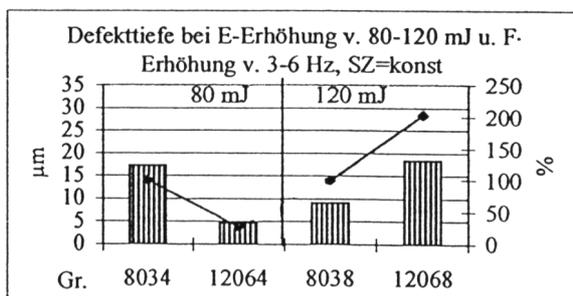


Diagramm 28

Defekt, dessen Boden versiegelt wurde. Die Säure drang erschwert ein, die Läsion vergrößerte sich kaum und der Substanzabtrag blieb im Gegensatz zu den 8 Wochen-Gruppen gering. Dort stieg dieser aufgrund der besseren Säurepenetration an (von 9-18,41 µm, um 102,88 %. Diagramm 28)

5.4.2. Erhöhung der Energie bei gleichzeitiger Senkung der Frequenz

Im Folgenden wird die Laserwirkung auf Dentin bei Energieerhöhung und gleichzeitiger Frequenzsenkung untersucht. Für die Analyse wurden viele verschiedene Gruppen miteinander verglichen.

(Die Ableserichtung in den Diagrammen gemäß der Veränderung der Laserparameter ist durch einen Pfeil „→“ gekennzeichnet.)

Die Energiesteigerung von 80-200 mJ bei Senkung der Frequenz von 3 Hz über 2 Hz auf 1 Hz läßt die Läsionstiefe im Verlauf von 4 Wochen Lagerung im Säuregel zunehmen (Diagramm 29, linke Seite). Sie steigt bei 200 mJ und 2 Hz stärker (um 21,6 %) als bei Erreichen der 1 Hz (um 9,95 %).

Gleiches gilt für die Veränderung von 120-200 mJ und 6-2-1 Hz (Zunahme um 12,56 %, $p < 0,1$).

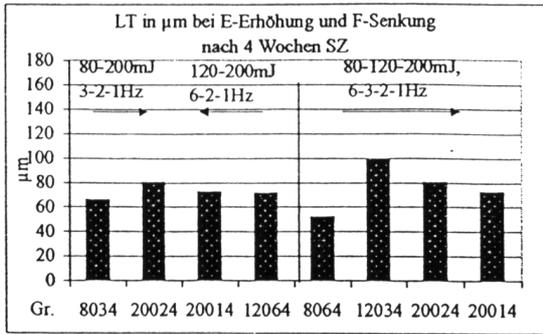


Diagramm 29

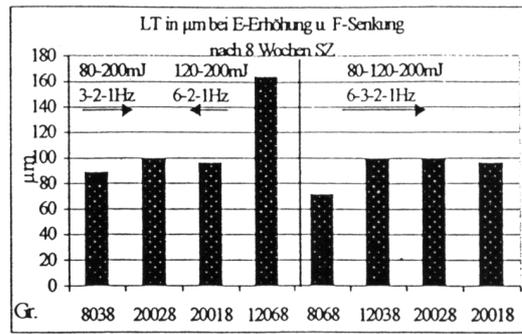


Diagramm 30

Auch die 8 Wochen-Gruppen (Diagramm 30, linke Seite) weisen durch die Energieerhöhung von 80-200 mJ und der Frequenzsenkung von 3-2-1 Hz einen leichten Anstieg auf (um 11,29 %). Dagegen verringert sich die Läsionstiefe signifikant bei der Energieerhöhung von 120-200 mJ und Senkung der Frequenz von 6-2-1 Hz (um 39,53 % bzw. 41,27 %, $p < 0,05$ Tab.3.4.2.ff.). Für die 4wöchige Säureeinwirkung reichte die Lasereinstellung von 120 mJ und 6 Hz aus, die Dentinoberfläche zu verdichten. Selbe Kombination bewirkte dies für die 8 Wochen Lagerung im Säuregel nicht mehr. Erst die hohe Energie von 200 mJ bei minimaler Frequenz von 1 Hz erreichte wieder einen Rückgang der Tiefenausdehnung und hat somit ebenfalls einen hemmenden Einfluß auf die Säurediffusion.

Bei der Energieanhebung von 80-120-200 mJ und der Frequenzsenkung von 6-3-2-1 Hz kommt es bei 4 und 8 Wochen zu einer Vertiefung der Läsionen. Doch diese ist im Vergleich zu 80-200 mJ und 6-1 Hz geringer als bei Erreichen der 120 mJ/3 Hz bzw. 200 mJ/2 Hz. Die Säurepenetration wird vor allem im 4wöchigen Ansatz bei einer Energieänderung 120-200 mJ stärker gehemmt, je kleiner die Frequenzen werden (12034-/20024-Gruppen: 18,23 % bzw. 1234-/20014-Gruppen: 26,07 %).

Die Läsionskörperprofile weisen eine signifikante Verbreiterung durch die Parameteränderung von 80-200 mJ/3-2-1 Hz und 80-120-200 mJ/6-3-2-1 Hz bei 4 bzw. 8 Wochen auf (um 25,68-135,53 %). Das

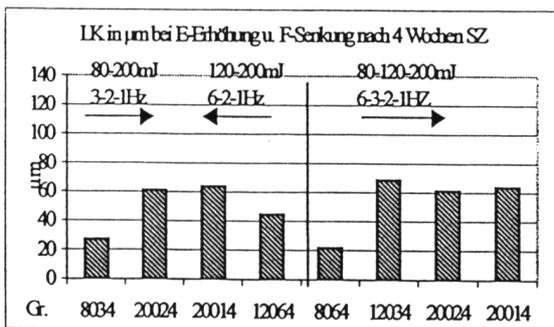


Diagramm 32

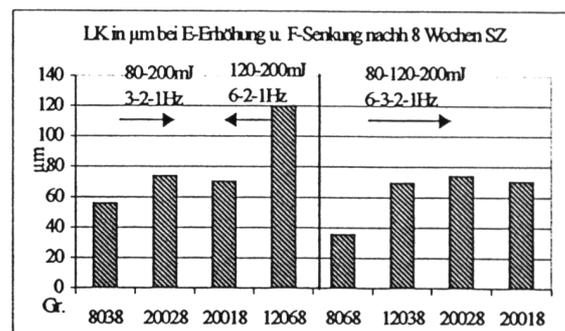


Diagramm 33

zeigen auch die 4-Wochen-Gruppen bei 120-200 mJ/6-2-1 Hz (um 40,84 % $p < 0,05$). Dagegen bewirkt diese Parametermodifikation bei der 8wöchigen Säureeinwirkdauer, aufgrund von Sättigungszuständen, eine Abnahme in der Körperausbildung (um 38,27-41,39 %).

Die Breite der Kariesfrontlinie verringert sich durch die Energieerhöhung von 80-200 mJ bzw. 120-200 mJ und der Frequenzsenkung von 3-2-1 Hz bzw. 6-2-1 Hz bei 4 und 8 Wochen (um 35,76-75,52

%, $p < 0,01$.) Die 4-Wochen-Gruppen zeigen erst eine Linienverbrei-

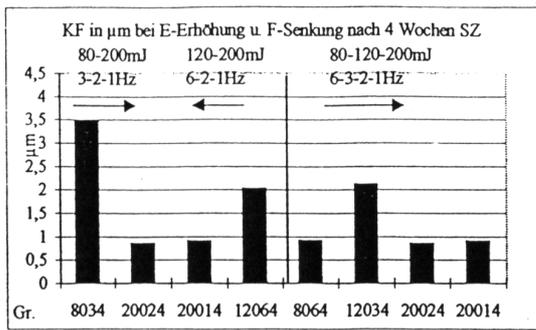


Diagramm 33

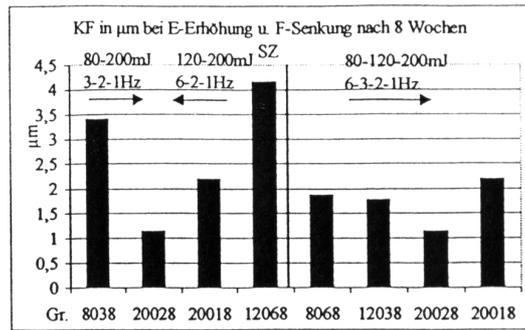


Diagramm 34

terung bei 80-120 mJ und 6-3 Hz um 132 %. Danach nimmt ihre Stärke wieder ab (um 57,31-59,81 %, $0 \leq p < 0,01$.) Vergleichend dazu verringert sich die Frontlinienbreite in 8 Wochen und gleicher Parameteränderung. Nur bei der 20018-Gruppe steigt sie aufgrund einer, durch den Laser angeregten Mineralisation, wieder an.

Die Defekttiefen, dargestellt in den Diagrammen 35 und 36, verhalten sich unterschiedlich. So kommt es zum fast linearen Rückgang des Substanzverlustes (um 10,88-23,53 %) bei Modifizierung der Parameter von 8034-20024 bzw. 8034-20014. Im Gegensatz dazu steigt er in 8 Wochen wieder an. Aufgrund der längeren Lagerung im Säureansatz dissoziieren die Minerale verstärkt und mehr Ionen können in die Umgebung, d. h. auch nach außen, diffundieren. Der Substanzverlust nimmt von 8038 bis 20028 stärker zu (um 83,22 %) als bis 20018 (um 42,27 %), da letztere Lasereinstellung eine bessere Verdichtung bzw. Versiegelung der Oberfläche auch für 8 Wochen bewirkt. Genauso konträr verhalten sich die Effekte bei 120-200 mJ/6-2-1 Hz bei 4 bzw. 8 Wochen Lagerungszeit im Säuregel. Bei den 4-Wochen-Gruppen steigt die Defekttiefe deutlich um 179,28-225,5 % an. Während der Dauer

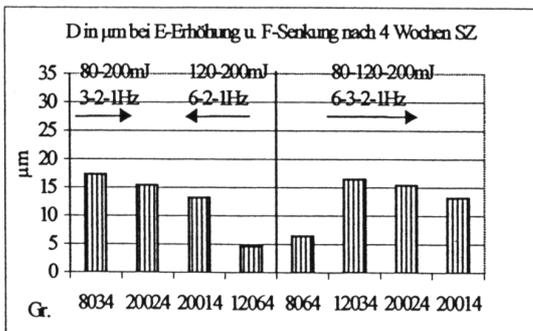


Diagramm 35

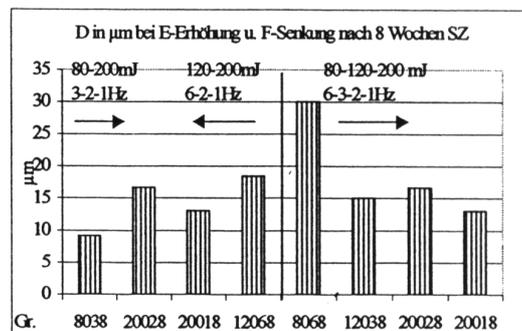


Diagramm 36

von 8 Wochen sinkt sie geringfügig. Ebenfalls gegensätzlich zeigen sich die Substanzverluste in 4 und 8 Wochen bei 80-120-200 mJ/6-3-2-1 Hz. So steigt der Materialabtrag bei 4 Wochen deutlich, in 8 Wochen geht er wieder zurück. Der Defekt nimmt von 8064-12034 um 87,98 % zu, sinkt aber von 8068-12038 um 49,97 %. Von 120 mJ und 3 Hz auf 200 mJ und 1 Hz nimmt er stärker ab als von 120 mJ und 3 Hz bis auf 200 mJ und 2 Hz. Es läßt sich erkennen, daß die Kombination der hohen Energie von 200 mJ und die minimale Frequenz von 1 Hz ebenfalls wie die niedrige Energie von 80 mJ bei der hohen Frequenz von 6 Hz eine gewisse Oberflächenverdichtung erzeugt, so daß die Säure nicht so tief ins Dentin penetrieren kann.

Übersichtstabelle über die Effekte der Merkmalsausbildung bei Veränderung der Laserparameter und Säureeinwirkungszeiten

Säurezeit	4 Wochen				8 Wochen				
Energie	Frequenz	LT	Defekt	LK	KF	LT	Defekt	LK	KF
80-120 mJ	3 Hz	▲ 48%	▼ 4%	▲ 153%	▼ 28%	▲ 12%	▲ 65,40%	▲ 24%	▼ 40,80%
Gruppen	6 Hz	▲ 36%	▼ 27%	▲ 106%	▲ 127%	▲ 129%	▼ 38,60%	▲ 237%	▲ 121,60%
80-200-250-400/500 mJ	3 Hz	23%	▼ 50%(200mJ)	▲ 127%/97%	▲ 48%	_____			
(Gr. und EZ)	6 Hz	▲ 67%	▲ 33%(400mJ)	.	▼ 77%				
80-200-250-350 mJ	3 Hz	_____				▲ 2 -12 - 24%	▲ 29,7% - 94%	▲ 6 - 14 - 32%	▼ 57% (200mJ)
(Gr. und EZ)	6 Hz	_____				198,50%			▲ 315,9%(250mJ)
						▲ 84 - 54%	▼ 31 - 9%	▲ 144 - 109%	▼ 89,6%(350mJ)
									▲ 84% (200mJ)
									▼ 83% (350mJ)
80 mJ	3-6 Hz	▼ 20%	▼ 62%	▼ 19,08%	▼ 74%	▲ 10,31%	▲ 230%	▼ 36,60%	▼ 21,75%
120 mJ	3-6 Hz	▼ 27%	▼ 71%	▼ 33%	▼ 18%	▲ 64%	▲ 22%	▲ 72,70%	▲ 134,80%
(Gruppen)									
200 mJ	3-6 Hz					▲ 43,90%	▲ 74,11%	▲ 46%	▲ 612%
200 mJ	1-2 Hz	▲ 10,60%	▲ 16,54%	▼ 2,79%	▼ 5,86%	▲ 2,96%	▲ 28,94%	▲ 5,32%	▼ 47,80%
(Gruppen)									
200 mJ	1-2-3 Hz	▲ 10,6% -	▲ 16,54% -	▼ 2,79% -	▼ 5,86%	_____			
(Gr. und EZ)		37,26% -	▲ 49,85%	▼ 0,33% -	▲ 143,3%				
.		12,31%	▼ 35,78%(3Hz)	4,03%	▲ 456,79%				
200 mJ	1-2-3-6 Hz	_____				▲ 2,96%	▲ 28,94%	▲ 5,32%	▲ 47,80%
(Gr. und EZ)		_____				▼ 4,87%(3Hz)	▼ 8,81%(3Hz)	▼ 15,43%	▼ 42,40%
		_____				▲ 36,9%(6Hz)	▲ 58,71%(6Hz)	▲ 23,10%	▲ 253%
80-120 mJ	3-6 Hz	▲ 8,04%	▼ 72,62%	▲ 67,21%	▼ 41,68%	▲ 84,02%	▲ 102,88%	▲ 114,43%	▲ 22,40%
(Gruppen)									
80-200 mJ	3-2-1 Hz	▲ 21,63% -	▼ 10,88% -	▲ 126% -	▼ 75,52% -	▲ 11,29% -	▲ 83,22% -	▲ 32,37% -	▼ 66,5% -
(Gruppen)		9,95%	23,53%	135%	73,99%	8,08%	42,09%	25,68%	35,80%
120-200 mJ	6-2-1 Hz	▲ 12,56% -	▲ 225% -	▲ 35,16% -	▼ 58% -	▼ 39,53% -	▼ 9,7% -	▼ 38,27% -	▼ 72,6% -
(Gruppen)		1,76%	179%	40,85%	55,40%	41,27%	29,97%	41,39%	47,10%
80-120 mJ	6-3 Hz	▲ 87,98%	▲ 152,82%	▲ 212,68%	▲ 132,40%	▲ 39,58%	▼ 49,97%	▲ 95,82%	▼ 5,60%
(Gruppen)									
80-200 mJ	6-2-1 Hz	▲ 53,73% -	▲ 137% -	▲ 179% -	▼ 6,58% -	▲ 38,69% -	▼ 44,58% -	▲ 108,76% -	▼ 39,20%
(Gruppen)		38,98%	103%	191%	0,77%	34,69%	57,02%	98,21%	▲ 16,50%
120-200 mJ	3-2-1 Hz	▼ 18,23% -	▼ 6,23% -	▼ 10,69% -	▼ 59,81% -	▼ 0,64% -	▲ 10,75%	▲ 6,61% -	▼ 35,50%
(Gruppen)		26,07%	19,54%	6,93%	57,31%	3,45%	▼ 14,11%	1,22%	▲ 23,40%

6. Diskussion

In dieser vorliegenden Studie wurde die Laserwirkung auf Wurzel dentin und Zement hinsichtlich einer Oberflächenveränderung zur Hemmung demineralisierender Faktoren (z. B. Säuren) untersucht, um Rückschlüsse für die Prophylaxe von Zahnhals- und Wurzelkaries erstellen zu können. Dabei wurden die Zahnhartsubstanzen Zement und Dentin als eine Einheit eingestuft, da sie sich ähnlicher als dem Schmelz sind. Auch in der zahnärztlichen Praxis sind sie für den Behandler kaum voneinander trennbar. Für die genaue Erfassung wurden die Laserparameter Energie und Frequenz erst einzeln, dann gleichzeitig verändert. Die Lagerungszeit im demineralisierenden Säureansatz betrug 4 und 8 Wochen. Zusätzlich wurden die Reaktionen an den verschiedenen Lokalisationen der Wurzeloberfläche vergleichend analysiert.

Die unbestrahlten Zahnfenster der Kontrollgruppen (gleichgesetzt mit 100 %) wiesen bei 4 und 8 Wochen Lagerungszeit im Demineralisationsgel tiefere Läsionen als die mit dem Er:YAG-Laser bestrahlten Zähne auf. Da die hier verwendeten Laserenergien bewußt sehr klein gewählt wurden (mJ-Bereich), um eine Kavitätenpräparation zu vermeiden, sind die zu erwartenden Demineralisationstiefen der bestrahlten Zähne kleiner ausgefallen, als in der Literatur beschrieben wird. Die Tiefen der Demineralisationen der Kontrollgruppe betragen in 4 Wochen 89,36 µm. Die der bestrahlten Gruppen lagen darunter und ließen so eine Hemmung der Säurepenetration von bis zu 41,53 % erkennen, z. Bsp. 8064-Gruppe mit 52 µm (p: 0-0,079). Auch in 8 Wochen vertieften sich die Läsionen der Kontrollgruppe stärker als die der 8-Wochen-Lasergruppen (KG8Wo: 133,56 µm / Gr. 8068: 71,28 µm, Rückgang um 46,63 %, p<0,09).

Ähnliche Ergebnisse erhielt auch Nelson et al. (1986). In 7 Tagen bildeten sich bei den unbestrahlten Zahnkontrollgruppen vergleichend mit den vorher mit einem TEA-CO₂-Laser (50 J/cm², 20 Pulse) bestrahlten Versuchsgruppen tiefere Läsionen aus. Der Rückgang der Demineralisationstiefen bei den Lasergruppen im Dentin betrug 50 % und lag höher als in dieser Arbeit. In den Studien von Nammour et al. (1992) mit einem CO₂-Laser (280-715 J/cm², 10 Pulse) zeigten die Lasergruppen nach Ablauf von 4 Wochen geringere Läsionstiefen (bis 250 µm) als die Kontrollgruppen (>450 µm, keine Angabe der kritischen Wahrscheinlichkeit p). Bei den Untersuchungen von Westermann et al. (1994, 1995) mit dem Argonlaser (Energiedichte: 11,5 J/cm²) waren die Läsionen der bestrahlten Zahngruppen in 3, 4, 5 und 6 Wochen ebenfalls prägnant kleiner als in den Kontrollgruppen (Lasergruppen: 132-231 µm, Kontrollgruppen: 188-322 µm, p<0,05). Dort wurde die artifizielle Kariesentstehung um 30 %, ihre Fortschreitung um 35-50 % gehemmt. In seiner zweiten Studie mit 100 J/cm² fielen die Meßwerte höher aus, die Säurehemmung betrug bei 6 Wochen 24 % (p<0,05). Damit bestätigen die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit die in der Literatur mit anderen Lasertypen

gewonnenen, bezogen auf die oberflächenversiegelnde Laserwirkung und dadurch hemmenden Einfluß gegenüber einer Säurediffusion. Wie in den oben genannten Untersuchungen wird auch in dieser Studie die Säurepenetration nicht vollständig durch die Laserbestrahlung verhindert, doch die Verdichtung der Oberfläche durch den Laser reduziert die eindringende Säuremenge und ihre Diffusionsgeschwindigkeit ins Gewebe. Daher bilden sich bei den bestrahlten Zahnfenstern nicht so tiefe Demineralisationen gegenüber den unbestrahlten Kontrollgruppen aus.

Allgemein wurde in dieser Arbeit die gesamte laserbehandelte Tiefenausdehnung des Gewebes analysiert. Bei der Er:YAG-Laserbestrahlung wird die äußerste Zahnoberflächenschicht teilweise minimal abgetragen (meist Zementanteil). Die verbleibende, nun neu entstandene Deckschicht wurde vom Laser noch mit am intensivsten bestrahlt und kann bei bestimmten Laserparametern aufgeraut oder verdichtet/ versiegelt werden. Kommt es zu einer Verdichtung, so hat diese Deckschicht den größten Verdichtungsgrad. Teilweise treten hier durch große, kurzzeitige Hitzeeinwirkungen auch Karbonisierungseffekte auf. Die darunterliegenden Schichten beeinflusste der Laser aufgrund der größer werdenden Distanz zur äußeren Zahnoberfläche immer weniger, so daß dort die Veränderungen in den Gewebestrukturen geringer sind. Die einzelnen Schichten gingen ohne genaue Abgrenzung/ Farbveränderungen in einander über und es konnten somit keine Maßangaben hinsichtlich der Tiefenausdehnungen der unterschiedlichen Verdichtungsschichten erfolgen.

Zusätzlich spielen bei der Oberflächenversiegelung verschiedene Vorgänge eine Rolle, die aber noch nicht ausreichend geklärt sind. Durch Verschmelzung der äußersten Zahnanteile der Oberfläche, eventuell auch vorhandener oberflächlicher Auflagerungen, kann es zu einem glasähnlichen (wenn auch nicht glatten) Überzug der Außenseite kommen. Durch die Herabsetzung der Zement- und Dentinlöslichkeit aufgrund einer Änderung in der mineralischen Zusammensetzung, weniger Karbonat und Gewebewasser, verdichtet sich das Gewebe. In sogenannten "Mikroporen" innerhalb der mineralischen Strukturen können sich freigesetzte Ionen als Zeichen einer Repräzipitation wieder ansammeln. Denaturierungs- und Dehydrierungsprozesse der organischen Bestandteile tragen ebenfalls zu einer Verdichtung der Zahnoberfläche bei.

Nicht unwichtig ist auch die Dauer der Demineralisation, da sich einstellende Sättigungs- und Remineralisationspotentiale im Dentin und im Säuregel auf die Überwindung der verdichteten Oberflächenschichten und somit auf die Diffusionsgeschwindigkeit der Säure Einfluß haben. Die Dicke und Undurchlässigkeit der Versiegelungs- bzw. Verdichtungsschicht wird durch die Einstellung der Laserparameter Frequenz und Energie bestimmt.

Erfolgte in dieser Studie eine Energiesteigerung von 80-120 mJ bei konstanten 3 Hz bzw. 6 Hz, nahmen bei den 4-Wochen-Lasergruppen die Läsionstiefen und Läsionskörpergrößen zu (Übersichtstabelle S. 45, signifikante Ergebnisse grau). Dabei sind aber Unterschiede erkennbar,

denn die Vertiefung der Demineralisationen ist bei 6 Hz geringer als bei 3 Hz, da die Meßwerte und der Anstieg bei 6 Hz kleiner als bei 3 Hz ausfielen und die Säure dort also weniger eindrang (6 Hz: +36 %, 3 Hz: +48 %). Die weitere Erhöhung auf 250 mJ bei konstanten 6 Hz verursachte eine größere Läsionstiefe (Zahn 88). Die Oberfläche wurde hier minimal aufgeraut und die Säure konnte leichter penetrieren. Dagegen sind die Läsionen bei Erreichen der 200 mJ bzw. 400/ 500 mJ bei konstanten 3 Hz nicht mehr so tief wie bei 120 mJ. Als Ursache ist die beginnende Versiegelungswirkung (Teilversiegelung) durch den Laser bei 200 mJ und 3 Hz anzusehen. Im Gegensatz dazu setzte der Laser bei der sehr hohen Energiedichte von 400/ 500 mJ zwar einen größeren Defekt, versiegelte aber die dann neu entstandene Zahnoberfläche besser.

Da Studien zu diesem Thema mit dem Er:YAG-Laser fehlen, wurden entsprechende Arbeiten mit anderen Lasertypen oder Versuchsanordnungen zur Diskussion und Auswertung herangezogen. Die Forscher um Kimura (1997) untersuchten die Einflüsse eines Nd-YAG-Lasers bei 1 J/cm² und 5 J/cm² und konstanter Frequenz auf die Entstehung artifiziell kariöser Läsionen. Die Zähne wurden für zwei Wochen in einer Demineralisationslösung gelagert (0,1 M Milchsäure, 0,2 mM Methylen-Diphosphorsäure, 0,01 % Thymol, pH-Wert 4,8). Die Scanning-Elektronen-Mikroskopie und Lichtmikroskopie zeigten keine klaren Unterschiede zwischen unbestrahlten und bestrahlten Zahngruppen. Die Läsionstiefen der Laserzahngruppen blieben bei 1 J/cm² und 5 J/cm² annähernd gleich und betragen 123,7-170,9 µm. Die Oberfläche war partiell verschmolzen und angeraut. Einige Dentintubuli zeigten verschmälerte Lumina oder waren ganz verschlossen. Nammour et al. (1992) bestrahlte freigelegte Dentinflächen extrahierter Zähne mit einem CO₂-Laser. Die Energiedichte wurde stufenweise erhöht (280-425-565-715 J/cm²) bei einer konstanten Frequenz (10 Pulse, 0,2 s Pulsdauer). Die anschließende 4wöchige Demineralisation erfolgte in einem Säuregel (8 % Gelatine, 0,005 mol/l Milchsäure, pH=4,5). Die Mikrodensitometrie zeigte bei den Kontrollflächen Läsionstiefen bis zu 450 µm, die der bestrahlten Flächen lagen bei allen Energiedichten um 250 µm. Die Mikroradiografie wies 20-70 µm dicke Versiegelungsschichten an der Oberfläche nach. Im Vergleich der Laserzahngruppen bewirkte also die Energiesteigerung bei konstanter Frequenz keine Veränderung der Läsionstiefe.

Der hier in dieser Arbeit angewandte Lasertyp, Er:YAG-Laser, erzeugte aufgrund der sehr niedrig ausgewählten Laserparameter durch eine Energiesteigerung bei konstanter Frequenz ebenfalls keine prägnanten Ergebnisse im Sinne einer deutlichen Hemmung der Säurepenetration. Es deuteten sich bei der 4wöchigen Demineralisationsdauer nur die Effekte einer stagnierenden bzw. geringeren Säurepermeabilität bei der hohen konstanten Frequenz von 6 Hz und Energieerhöhung von 80-120 mJ an. Niedrige Frequenzen von 3 Hz und eine Energiesteigerung im Bereich von 80-120 mJ reichten nicht aus, um die Säurediffusion zu verringern. Eine Oberflächenverdichtung wird hier also

nur durch die Kombinationen von 80 mJ/ 6 Hz und 200 mJ/ 3 Hz erzeugt, denn dort konnte die Säure in der kurzen Zeit nicht sehr tief eindringen. Bei 6 Hz und hohen Energien wie 250 mJ wurde die Oberfläche geschädigt bzw. aufgeraut, so daß die Säure wieder leichter und auch tiefer ins Dentin penetrieren konnte.

Die 8-Wo-Lasergruppen zeigen bei einer Energieerhöhung und konstanten 3 Hz eine geringe Zunahme der Demineralisationstiefe. Es fand ein Angleichen der Läsionstiefen aufgrund von Sättigungszuständen und Remineralisationspotentialen von Säuregel und Dentin statt. Bei 80-200 mJ und 3 Hz ist kaum eine Veränderung ersichtlich. Hier sind die gewählten Laserparameter sowohl für die 4wöchige als auch für die 8wöchige Lagerungsdauer im Säureansatz ausreichend, eine größere Demineralisationstiefe in das Dentin zu vermeiden. Die Oberfläche scheint genügend verdichtet zu sein. Der Substanzabtrag blieb ebenfalls gering und auf die äußerste Zementschicht beschränkt.

Vergleichend dazu ist bei konstanten 6 Hz und 80-120 mJ eine starke Läsionsvertiefung nachweisbar (um 129 %). Die verdichtete Oberfläche wurde in 8 Wochen überwunden und die Säure drang tiefer ein. Bei weiterer Steigerung bis auf 200 mJ bzw. 350 mJ und 6 Hz zeigen sich allerdings nicht mehr so tiefe Läsionen aufgrund einer einsetzenden Versiegelungswirkung des Lasers bzw. auch der sich einstellenden Sättigungszustände nach der längeren Zeit und Verlangsamung der Demineralisation.

Der Substanzverlust verringerte sich während 4 Wochen und bei der Energieänderung von 80-120 mJ bei 6 Hz stärker als bei 3 Hz (6 Hz: -27 % / 3 Hz: -4%). Auch hier ist der hemmende Einfluß einer Energieerhöhung im Bereich niedriger Energien (80-120 mJ) bei einer konstant hohen Frequenz (6 Hz) erkennbar. Innerhalb von 8 Wochen zeichnete sich dagegen nur bei 6 Hz ein Rückgang ab (-38 %). Hier benötigte die Säure die restlichen 4 Wochen zur Überwindung der Verdichtungsschichten und es kam nicht mehr zu einer Abgabe der Ionen nach außen. Bei längerer Demineralisationsdauer als 8 Wochen würde der Substanzabtrag wieder zunehmen. Erreichte die Energiedichte 200 mJ bei 3 Hz, so ging der Defekt um 50 % in 4 Wochen zurück, da der Laser eine Oberflächenverdichtung ohne starke Defektsetzung bewirkte. Bei weiterer Erhöhung auf 400/500 mJ trug er wieder verstärkt Zahnmaterial ab.

Für den Substanzabtrag ist die inhomogene Verteilung von Wasser und Matrix verantwortlich. Wasser und Hydroxylapatit sind gute Absorber für die Wellenlänge von 2,94 µm, mit welcher der Erbiumlaser arbeitet. Die Zement-Dentin-Einheit hat einen sehr viel höheren Wassergehalt (>14 %) als Schmelz (2 %) und läßt sich also leichter abtragen als dieser. Bei Bestrahlung von Zement und Dentin mit hoher Energie kommt es zu einer plötzlichen Erhitzung und kurzzeitigen Verdampfung sowie Ausdehnung des Gewebewassers, dadurch zur Absprengung fester Matrixteile. Gleichzeitig wird die Oberfläche durch Dehydratisierung und Denaturierung partiell verdichtet, teilweise aufgeraut. Die polarisationsmikroskopischen Fotos von Dünnschliffen in dieser Untersuchung

zeigten eine gering angeraute Zementoberfläche. An den Läsionsrändern ließen sich geringfügige Verkohlungserscheinungen nachweisen, die auf eine kurzzeitige, große Hitzeentwicklung hindeuten (Karbonisierung). Bei sehr starker Energiesteigerung reichte der Substanzabtrag bis ins Dentin und ließ sich direkt auf die Laserwirkung zurückführen (4-Wo-Lasergruppen: 400/ 500 mJ bei 3 Hz, 250 mJ bei 6 Hz, 8-Wochen-Lasergruppen: 350 mJ und 3 bzw. 6 Hz).

Auch Hibst und Keller (1989, 1990, 1992) stellten fest, daß mit Steigerung der Er:YAG-Laserenergie die Tiefen der Defekte zunahmen. Sie analysierten die Er:YAG-Laserwirkung bei Energieerhöhung von 30-400 mJ/Puls bzw. bei einem einzigen andauernden Pulszug. Die Defekte wurden licht-, polarisationsmikroskopisch, mittels des SEM und der Röntgenstrahldiffraktometrie nach ihrer Tiefe, ihrem Durchmesser und Oberflächenbeschaffenheit überprüft (siehe Abschnitt 2.). Die Oberfläche war, wie auch in der hier vorliegenden Untersuchung, teilweise angeraut und mit geschmolzenem Material bedeckt. Wigdor et al. (1993) verglichen den Er:YAG-Laser mit dem CO₂- und Nd:YAG-Laser. Der Erbiumlaser arbeitete mit einer Energie von 500 mJ und einer Frequenz von 3 Hz, der CO₂-Laser mit einer Leistung von 4 Watt (Pulslänge 0,1 s, Frequenz 5 Hz) und der cw- Nd:YAG-Laser hatte eine Leistung von 12,5 Watt. Im Vergleich erzeugte der Erbiumlaser den kleinsten Defekt (ohne Tiefenangabe). Das bestrahlte Dentin war gut definiert und die Oberfläche wellenförmig, partiell auch glatt.

Aus der Literatur und den eigenen Ergebnissen zeigt sich, daß durch den Er:YAG-Laser bei sehr hohen Energien der Substanzabtrag nicht auf das oberflächliche Zement beschränkt bleibt, sondern auch die darunterliegenden Dentinschichten mit abgetragen werden. Daher sollte zur Vermeidung eines Substanzabtrages während der Laserbehandlung für die Verdichtung der Zahnoberfläche die Energieeinstellung im kleinen oder mittleren mJ-Bereich erfolgen, also bei 80 mJ bis 200 mJ. Abhängig ist dies aber auch von der entsprechenden Frequenzeinstellung.

Zur Untersuchung des Einflusses der Frequenz wurde diese in der hiesigen Studie bei konstanter Energie und Säurediffusionszeit erhöht. Die Erhöhung von 3-6 Hz bei konstanten 80 mJ und 120 mJ bewirkte bei den 4-Wochen-Gruppen eine signifikante Verringerung der Läsionstiefen, der Läsionskörper, der Demineralisationsfrontlinien und des Substanzverlustes (Übersichtstabelle S.45, pP0,05). So wurde hier durch die Frequenzerhöhung auf 6 Hz die Säurepermeabilität wirksam für die Dauer von 4 Wochen gesenkt. Im Vergleich zeigten die 8-Wochen-Gruppen bei konstanten 80 mJ und der Frequenzsteigerung von 3-6 Hz kaum eine Veränderung der Demineralisationstiefe. Dagegen nahm der Substanzverlust deutlich zu. Demnach reichten diese Laserparameter hier nicht aus, um über die längere Zeit die Oberfläche ausreichend zu verdichten. Die Säure überwand nach und nach die Versiegelungsschicht, und ein Teil der gelösten Mineralionen wurde nach außen abgegeben.

Bei konstanten 120 mJ und 3-6 Hz kam es zu einer Verstärkung der Säuredurchdringung.

Analog der 4-wöchigen Lagerungszeit im Säuregel waren die Meßwerte bei 80 mJ kleiner als bei 120 mJ. Daraus läßt sich auf eine stärkere Hemmungstendenz gegenüber einer Säurepenetration bei konstanten 80 mJ und der Frequenzerhöhung von 3-6 Hz schließen. Auch der 8wöchige Einzelzahnvergleich (Zahn 85 : Zahn 84) bei konstanten 200 mJ und der Erhöhung von 3-6 Hz zeigte eine Läsionsvertiefung und deutliche Ausprägung der Demineralisationsmerkmale, deren Meßwerte allerdings meist kleiner ausfielen als bei den Gruppen mit 120 mJ und 3-6 Hz. Durch Defektsetzung mit gleichzeitiger Oberflächenaufrauung (Laser) drang dort die Säure zwar gegenüber konstanten 80 mJ/ 3-6 Hz stärker ein, wurde jedoch vergleichend zur mittleren Energie von 120 mJ/ 3-6 Hz stärker behindert (statistisch jedoch nicht signifikant).

Kaum eine Veränderung in 4 und 8 Wochen war bei konstanten 200 mJ und Veränderung der Frequenz von 1-2 Hz ersichtlich. Unter Hinzunahme der Einzelzähne mit 200 mJ und 3 Hz zeigten sich sogar teilweise Rückgänge in den Meßdaten. Daraus ist zu schließen, daß sich dort eine Behinderung der Säurepenetration durch Oberflächenverdichtung bei diesen Laserparametern ebenfalls andeutet. Die weitere Frequenzerhöhung auf 6 Hz bei hoher Energie von 200 mJ (8 Wochen) ließ die Meßdaten aufgrund stärkerer Aufrauung und Defektsetzung durch den Laser wieder ansteigen.

Veröffentlichungen zu dieser Thematik im Zement-Dentinbereich gibt es nicht, so daß keine direkten Vergleiche gezogen werden können. Auch für Untersuchungen im Schmelz sind nur sehr wenige Arbeiten publiziert worden, die sich mit der Entstehung artifiziell kariöser Läsionen unter vorheriger Laserbehandlung mit Frequenzerhöhung beschäftigen. So analysierten Morioka et al. (1991) die Säureresistenz von Schmelz an Er:YAG-laserbestrahlten, extrahierten Zähnen. Sie verglichen die Ergebnisse von ungefärbten Zahnoberflächen mit denen mit schwarzer und weißer Farbe eingefärbten Zähnen. Die Pulsenergie betrug 0,39-0,92 J/cm², die Pulslänge 0,2 ms und die Frequenz 1, 2 und 10 pps. Die Zahnoberfläche wurde in 1 ml HClO₄ für 30 sec. demineralisiert und die Säureresistenz anhand der Auflösung des Kalziums von der Oberfläche untersucht. Zur Erzeugung artifiziell kariöser Läsionen wurden die Zähne für mehrere Tage in einem Säureansatz gelagert (pH 4,5: 50 ml 0,1 M Milchsäure, 6 % Hydroxyethylzellulose, 37 °C). Durch die Frequenzsteigerung bei konstanter Energiedichte von 0,92 J/cm² sank die Kalziumlöslichkeit bei den eingefärbten und farblosen Untergründen. Die Läsionsbildung ging deutlich zurück. Keller und Hibst (1988) untersuchten die Abtragungswirkung gepulster Er:YAG-Laserstrahlung auf Schmelz und Dentin in Abhängigkeit von der separaten Steigerung der Frequenz und der Energie. Sie bestrahlten menschliche Zähne mit Energien von 30-360 mJ, der Frequenz von 1 Hz und Einzelimpulsen bzw. Pulszügen von 5-20 Puls (5 - 20 Hz). Im Schmelz und Dentin kam es durch die Erhöhung der Pulszahl zu einer Defekttiefenzunahme, wie auch schon bei der Energiesteigerung geschehen. Auch

bei der Bestimmung der Ablationsrate durch Li et al. (1992; Frequenzen: 2 Hz und 5 Hz, Laserflußraten: 30-150 J/cm², beschrieben in Abschnitt 2.) zeigte sich im Vergleich der Kratertiefen eine stärkere Abtragsrate bei 5 Hz als bei 2 Hz.

Aus den Studien am Schmelz ist für die vorliegende Arbeit zu schließen, daß es im zementbedeckten Dentin durch die Laserbestrahlung mit niedrigen Energien bei gleichzeitiger Frequenzerhöhung ebenfalls zu einer Senkung der Säurepermeabilität kommt. Beim Schmelz liegen die Ursachen in der Oberflächenversiegelung durch Dehydratisierung und Herabsetzung der Kalziumlöslichkeit aufgrund von Veränderungen in der Kristallanordnung. Da Dentin und Zement einen höheren Wassergehalt und mehr organische Substanz enthalten als Schmelz, reichen dort bei der Bestrahlung niedrigere Laserparameter zur Oberflächenverdichtung aus. Die von Morioka (siehe oben) gewählten Lasereinstellungen für Schmelz würden dagegen hier zu größeren Schäden führen. Im weiteren Vergleich der eigenen Ergebnisse am zementbedeckten Dentin mit den in der Literatur sowohl am Schmelz als auch am Zahnbein (hier ohne anschließende Lagerung im kariogenen Säureansatz) beschriebenen Untersuchungen zur Substanzabtragung zeigt sich auch, daß je höher die Frequenz gewählt wird, der Substanzabtrag durch den Laser ebenfalls größer wird, da das Gewebewasser und organische Material bei einer höheren Frequenzeinstellung schneller erhitzt, denaturiert und dehydratisiert wird bzw. es durch die größere kurzzeitige Erhitzung des Wassers zu einer effektiveren Anzahl von Mikroexplosionen und Substanzabspaltung kommt. Für die Hemmung der Säurepenetration und Läsionsausbildung durch eine Laserbestrahlung ohne größeren Substanzabtrag durch den Laser selbst, sollte daher die Parametereinstellung eine niedrige Energie und eine größere Frequenz oder eine mittlere Energie und eine kleine Frequenz kombinieren. Überlegenswert ist die Einstellung von 80 mJ und 6 Hz, da dort in 4 und 8 Wochen die Säure gut in ihrer Penetration gehemmt und keine deutliche Vertiefung der Läsionen erzeugt wurde (bei 8 Wochen ohne Signifikanz). Ähnliches zeigt sich auch bei 120 mJ und 6 Hz, doch hatte diese Lasereinstellung für 8 Wochen keine ausreichende Säurehemmwirkung. Weiterhin sind die Kombinationen von 200 mJ und 1 Hz / 2 Hz bzw. 3 Hz in Erwägung zu ziehen. Doch müssen dazu noch umfassende Studien durchgeführt werden.

Eine bestimmte Abhängigkeit zwischen dem Zusammenwirken von Laserenergie und Laserfrequenz und ihrer Auswirkung auf zementbedecktes Dentin zeigte sich schon in den vorangegangenen Seiten. Durch die Erhöhung nur eines Laserparameters bei Konstanzhaltung des anderen und der Demineralisationszeit im Säureansatz, veränderte sich entsprechend die Laserwirkung auf die Wurzeloberfläche zugunsten entweder einer Hemmung der Säurepenetration oder einer Demineralisationsverstärkung. Um weitere Möglichkeiten für eine optimale Parametereinstellung des

Er:YAG-Lasers zur Hemmung einer Säurediffusion auszutesten, wurden in dieser Untersuchung die Energie und die Frequenz gleichzeitig verändert.

Durch die simultane Erhöhung der Energie von 80-120 mJ und der Frequenz von 3-6 Hz nahm die Läsionstiefe während der 4 Wochen sehr gering, von der 4. bis zur 8. Woche dagegen stark zu (+84,02 %, $p=0-0,001$). Gleiches zeigten auch die Läsionskörper. Ein Rückgang in der Ausprägung der Demineralisationsfrontlinien und des Substanzverlustes war ebenfalls während der ersten 4 Wochen erkennbar. Hier reichte die Kombination der Laserparameter aus, um die Dentinpermeabilität gegenüber Säure zu verringern. Diese Ergebnisse entsprachen denen der Untersuchungen zur Frequenzerhöhung von 3-6 Hz bei konstanten 80 bzw. 120 mJ (Abschnitt 5.3.). Dagegen überwand bei der 8wöchigen Lagerungsdauer die Säure nach und nach die verdichteten Zement und Dentinschichten und verursachte einen größeren Defekt durch die Mineraldissoziation und die Diffusion der Ionen nach außen. Da hier niedrige Parameter gewählt wurden, um keine Kavitäten durch den Laser zu erzeugen, ist der gemessene Substanzverlust gegenüber der Literatur erwartungsgemäß kleiner und liegt bei 4-18 μm (4- und 8-Wochen-Gruppen). Die weitere Steigerung beider Laserparameter würde die ablativ Laserwirkung erhöhen und in einer weiteren Zunahme der Defekttiefen erkennbar sein.

Diesen Zusammenhang zeigen entsprechende Arbeiten von Keller und Hibst (1993) mit dem Er:YAG-Laser, allerdings ohne eine anschließende Demineralisation der Zähne in einem Säureansatz. Sie erhöhten die Laserenergie von 100-500 mJ bei gleichzeitiger Steigerung der Frequenz von 1-4 Hz sowie bei freilaufendem Lasermodus (Pulsdauer=150 μs) und verschiedener Ausgangsleistungen. Mittels der Schnell-Fotografie nach Schlieren wiesen sie nach, daß durch die simultane Steigerung von Energie und Frequenz die Abtragungseffektivität des Lasers stieg, allerdings war eine Temperaturerhöhung in den angrenzenden Gebieten meßbar. Die dabei entstandenen Dentinkrater waren tiefer als im Schmelz und die Abtragsrate betrug für Dentin etwas über 50 μm / Puls.

Die Effekte bei gleichzeitiger Energieerhöhung und Frequenzsenkung (80-120 mJ/ 6-3 Hz) wurden ebenfalls in der vorliegenden Arbeit untersucht. Die Demineralisationen vertieften sich im Gegensatz zur Energie- und Frequenzerhöhung (80-120 mJ/ 3-6 Hz) innerhalb von 4 Wochen stärker als von 8 Wochen. Ursache ist die Erhöhung des Remineralisationspotentials des Säuregels während der längeren Lagerungszeit. Ähnliches zeigten auch die Läsionskörper, die Demineralisationsfrontlinien und die Defekttiefen. Letztere verringerten sich bei 8 Wochen und verhielten sich konträr zu denen bei Frequenzerhöhung von 3-6 Hz. Schon die vorangegangenen eigenen Untersuchungsabschnitte zeigten, daß der Verringerung der Demineralisationsmerkmale die Kombination von niedrigen/ mittleren Energien (80 bzw. 120 mJ) und eine höhere Frequenz (6 Hz) diene. Die Frequenzsenkung

von 6-3 Hz bei Energieerhöhung von 80-120 mJ minderte die Laserwirkung. Die Säure drang dort während 4 Wochen leichter ein, die Demineralisationsmerkmale prägten sich stärker aus als bei Frequenzerhöhung. In 8 Wochen kam es zu Sättigungseffekten, die Säurediffusion war nicht so intensiv und der Substanzabtrag war bei Erreichen der 120 mJ und 3 Hz nur minimal geringer als bei dem 4-Wochen-Ansatz.

Bei einer Energie- und Frequenzänderung von 80-200 mJ/ 3-2-1 Hz bzw. von 80-120-200 mJ/ 6-3-2-1 Hz verändert, so stieg binnen 4 und 8 Wochen die Läsionstiefe und die Läsionskörpergröße ebenfalls an. Im Vergleich war die Zunahme bei 200 mJ und 1 Hz geringer als bei 2 Hz und läßt dort auf eine beginnende Oberflächenversiegelung und dadurch Verringerung der Säurediffusion schließen. Die Parameteränderung von 80 mJ/ 6 Hz - 120 mJ/ 3 Hz - 200 mJ/ 2 bzw. 1 Hz zeigte eine stärkere Läsionsvertiefung als die Kombinationen von 80 mJ/ 3 Hz - 200 mJ/2 bzw. 1 Hz. Die Oberflächenverdichtung ist bei 80 mJ/ 6 Hz größer als bei 80 mJ/ 3 Hz. Bei 120 mJ/ 3 Hz ist die Oberfläche dagegen geringer versiegelt und die Säure dringt daher vergleichend wesentlich stärker ein. Die Frontlinien bildeten sich bei 80 mJ/ 6 Hz deutlicher aus, wurden aber durch die erhöhte Minerallöslichkeit bei 200 mJ/2 Hz bzw. 200 mJ/1 Hz schwächer. Innerhalb von 8 Wochen wurden die Mineralionen besser ausgefällt.

In der Defekttiefenausprägung kam es zu entgegengesetzten Trends. Im Vergleich der Parameterkombinationen war der Substanzverlust in der Zeit von 4 Wochen bei Erreichen der 200 mJ/ 1 Hz kleiner als bei 80 mJ/ 3 Hz (80-200 mJ und 3-2-1 Hz), da die Gewebeablation durch den Laser bei 1 Hz am geringsten und die Deckschicht teilweise verdichtet war. Die Säure konnte in der kurzen Zeit auch noch nicht viele Mineralien auflösen. Vergleichend dazu stieg bei den Zahngruppen mit der längeren Lagerungszeit bis zur 8. Woche der Materialabtrag bei 80-200 mJ und 3-2-1 Hz an. Grund hierfür ist die längere Demineralisationszeit und die allmähliche Überwindung der verdichteten Schichten bis zum normalen Dentin durch die Säure. Sich einstellende Sättigungszustände und erhöhte Remineralisationspotentiale spielen bei 8 Wochen ebenfalls eine Rolle, denn bei 200 mJ/ 1 Hz ist der Defekt fast gleich dem bei 4 Wochen (Verlangsamung/ Stagnation der Demineralisation).

Die Veränderung der Laserparameter von 80-120-200 mJ bei 6-3-2-1 Hz zeigt innerhalb von 4 Wochen zuerst eine Defektzunahme bei 80 mJ/6 Hz - 120 mJ/3 Hz. Hier wurden in 4 Wochen die Demineralisationen und Defekte größer, letzterer durch die erhöhte Minerallöslichkeit und Diffusion verursacht. Danach läßt sich im Diagramm ein gering abnehmender Trend aufzeigen, da die oberflächenverdichtende Laserwirkung stärker und die Säurepenetration weniger wird.

Bei den 8-Wochen-Zahngruppen ist dagegen zuerst eine sehr prägnante Abnahme des Substanzverlustes erkennbar, denn der Defekt ist bei 8068 schon sehr groß. Anschließend kommt es

nur noch zu einem leichten Rückgang der Säurepermeabilität (12038-20028-20018) aufgrund einer zurückgehenden Dentinlöslichkeit bzw. Wiederausfällung von Mineralien durch Sättigungseffekte.

Die Modifizierung der Laserparametereinstellung von 120 mJ/3 Hz - 200 mJ/2 Hz bzw. 1 Hz ließ in 4 und 8 Wochen die Läsionstiefen zurückgehen. Dies geschah auch bei 120 mJ/6 Hz - 200 mJ/2 Hz bzw. 1 Hz während der Dauer von 8 Wochen (120-200 mJ, 3-2-1 Hz bzw. 6-2-1-Hz). Die Tiefenabnahme ist bei Erreichen der Frequenz von 1 Hz stärker als bei 2 Hz, da dort wieder eine leicht versiegelnde Wirkung erreicht wurde. Dagegen zeigte sich bei 120-200 mJ und 6-2-1 Hz im Verlauf der 4 Wochen eine Zunahme der Läsionstiefe. Die Läsionsvertiefung war bei Erreichen von 200 mJ/1 Hz am geringsten. Bei der Parametervariierung von 120-200 mJ und 6-2-1 Hz sowie 4wöchiger Säurepenetrationsdauer reichten anfänglich die Laserwirkungen zur Hemmung der Säurediffusion noch aus. Mit einer Frequenz von 2 Hz und 200 mJ wurde die Zahnoberfläche durchgängiger und die Läsionen vertieften sich. Aber bei 1 Hz und 200 mJ war die verdichtende Laserwirkung stärker und die Läsionstiefen sowie der Substanzabtrag waren kleiner als bei 2 Hz. Die Parameterkombination bewirkte bei 8 Wochen einen Rückgang der Demineralisationsmerkmale. Dagegen zeigte sich bei 120-200 mJ und 3-2-1 Hz ein Rückgang in der Säurepermeabilität bei 4 und 8 Wochen.

Ausgehend von den vorherigen Ergebnissen dieser Studie liegen die Ursachen wiederum im Erreichen einer hohen Energie (wie 200 mJ) bei gleichzeitig niedriger Frequenz (1 Hz), so daß die Wirkungen auch während einer längeren Säureexpositionszeit noch ausreichten, eine Hemmung der Säurediffusion durch Verdichtung und Härtung der laserveränderten Schicht zu bewirken.

Obwohl verschiedene Ursachen hinsichtlich der Laserwirkung bereits diskutiert wurden, konnten die genauen Abläufe in der Zahnstruktur während des Laservorganges noch nicht vollständig geklärt werden. Wie bei den Prozessen am Schmelz beobachtet (Featherstone et Nelson 1987, Morioka et al. 1991), verschmelzen bei hohen Energien die oberflächlichen Auflagerungen (u.a. künstlich erzeugte Schmierschicht). Nelson et al. (1986, 1995), Nammour (1992) und Westermann (1994) gingen beim Dentin von einem Verschluß der Tubuliöffnungen durch zapfenförmige Einlagerungen aus. Die Säure dringt erschwert ein, die gelösten Minerale gelangen langsamer an die Oberfläche und werden dadurch besser ausgefällt. Durch Entstehung von Mikroräumen in den mineralischen Strukturen können sich die Mineralionen wieder ansammeln, die während der Demineralisation freigesetzt wurden (Repräzipitation). Eine Härtung der Zahnschubstanz und Bildung von Remineralisationslinien sind die Folgen. Auch kann die Wurzeloberfläche durch Denaturierung sowie durch Abnahme des Wasser- und Karbonatgehaltes verfestigt werden.

Abschließend ist zusammenzufassen:

Für die Verdichtung der zementbedeckten Dentinoberfläche und damit die Hemmung von Demineralisationen durch eine Er:YAG-Laser-Bestrahlung spielen mehrere Faktoren eine Rolle.

Zunächst bedeutet ein niedriger Reifegrad des Wurzel dentins ein höheres Kariesrisiko. So ist der apikale Wurzelanteil der am wenigsten ausgereifte Bereich, da er auf die Änderung der Versuchsbedingungen stärker reagierte. Dies deutete sich auch bei der oralen Wurzelfläche an. Eine statistische Signifikanz beider Aussagen ließ sich allerdings nicht aufzeigen.

Die Wirkung des Er:YAG-Lasers wird durch die Kombination von Frequenz und Energie bestimmt. Auch ist die Lagerungszeit im demineralisierenden Säuregel (4 oder 8 Wochen), die Dissoziationskraft und Diffusionsgeschwindigkeit der Säure und der gelösten Mineralionen im Gewebe von Bedeutung. Der Er:YAG-Laser kann die Wurzeloberfläche nur aufrauen, so daß die Säure während 4- und 8wöchiger Einwirkdauer leichter und tiefer eindringt (Bsp. Gruppen mit 80 mJ/ 3 Hz). Bei anderer Parametereinstellung verdichtet er die Oberfläche durch Dehydrierung/ Denaturierung ohne bzw. mit nur kleiner Defektsetzung im äußersten Zementbereich (200 mJ/ 3 Hz). Bei dieser Parameterkombination bildet sich eine kleinere Läsion als bei 120 mJ/ 3 Hz aus. Der Defekt bleibt in 4 Wochen Lagerung im Säuregel gering. In 8 Wochen wird der Defekt größer, da die Säure die verdichteten Oberflächenschichten überwindet und eine weitere Mineralauflösung möglich ist. Das ist eine Aussage für die Einzelzähne und wäre durch weitere Untersuchungen generell zu belegen.

Bei 200 mJ und 1 Hz (Gruppen 20014/ 20018) deutet sich der abnehmende Trend in der Merkmalsausbildung nur an.

Bei 80 mJ/ 6 Hz und Säurediffusionszeiten von 4 und 8 Wochen sind die Läsionen am kleinsten. Hier zeigte sich ein deutlicher Defekt mit gleichzeitiger Versiegelung und Mineralisationsanregung bei 4 Wochen. Während 8 Wochen vergrößern sich die Demineralisationsfronten und die Defekte.

Die Energieeinstellungen über 200 mJ bei hohen Frequenzen bewirken einen großen Substanzabtrag. Er bleibt nicht auf das Zement beschränkt, sondern reicht bis in die darunterliegenden Dentinschichten. Die Oberfläche ist deutlich aufgeraut, partiell aufgrund großer Hitze einwirkung auch verkohlt. So konnte in dieser Arbeit zwar die Säurepenetration nicht vollständig verhindert werden und es kam in jedem Fall zur Ausbildung von Demineralisationen. Doch ließ sich eine deutlich hemmende Laserwirkung gegenüber einer Säurediffusion bei 80 mJ und 6 Hz für 4 und 8 Wochen nachweisen.

Die Frequenzerhöhung von 3-6 Hz bei konstanten 80 mJ bzw. 120 mJ bewirkte den Rückgang der Säurepenetration nur für 4 Wochen. Die Änderungen von 120-200 mJ bei 3-2-1 Hz zeigten eine Demineralisationsverringerung für beide Zeitintervalle, bei 120-200 mJ und 6-2-1 Hz verkleinerten sich die Läsionen nur innerhalb von 8 Wochen.

7. Zusammenfassung

In dieser Arbeit wurde die Entstehung artifizieller quasi "kariöser" Läsionen in vitro in einem Säure-Gel-System nach Vorbehandlung mit dem Erbium:YAG-Laser 1240 der KAVO Dentalwerke untersucht. Das Zahnmaterial stammte größtenteils aus kieferorthopädischen Zahnarztpraxen und umfaßte 110 Zähne. Das Patientenalter lag zwischen 10 bis 20 Jahren.

Die kariesfreien Zähne wurden mit Nagellack überzogen. Kurz unter der Schmelz-Zement-Grenze und in Wurzelspitzennähe blieben auf der vestibulären und oralen Seite 1 mm² große Areale frei, die mit Laser, mit Säure oder mit beiden behandelt wurden. Die Laserenergie variierte von 80-500 mJ, die Frequenz von 1-6 Hz. Die Kombinationsvielfalt sollte einen Überblick über die Laserwirkung, bezogen auf die Permeabilität von zementbedecktem Dentin und den kariostatischen Effekt geben. Die Zähne lagerten in einem Säure-Gel-System für 4 und 8 Wochen, das zur Erzeugung artifiziell kariesähnlicher Läsionen diente und aus 4 %iger Hydroxyäthylzellulose, 0,0035 M Milchsäure (pH-Wert: 4,5) und Thymolkristallen bestand. Die hergestellten longitudinalen Dünnschliffe wurden polarisationsmikroskopisch untersucht, um die unterschiedlichen Demineralisationszustände in den entstandenen Läsionen gut sichtbar zu machen. Zur Beurteilung der Säurepermeabilität wurde die Läsionstiefe (Demineralisationstiefe = absolute Tiefe der Läsion) als aussagekräftigster Meßwert ermittelt. Ferner wurden die Breite der Kariesfront (Demineralisationsfrontlinie), des Läsionskörpers und die Defekttiefe gemessen. Gemäß ihrer statistischen Auswertung ergeben die Meßwerte folgende signifikanten Ergebnisse (siehe Übersichtstabelle S. 45):

Die Läsionen der Kontrollgruppen sind während der Zeit von 4 und 8 Wochen überwiegend tiefer als die der mit Laser bestrahlten Gruppen ausgefallen. In 4 Wochen zeigen die Kontrollläsionen eine Tiefe von 89,36 µm. Bei 8 Wochen stieg die Tiefe auf 133,56 µm. Der Rückgang der Säurepenetration und der Läsionstiefe beträgt bei den 4-Wochen-Lasergruppen 10,11 - 41,53 % (80,33 - 52,25 µm), bei den 8-Wochen-Lasergruppen 25 - 46,63 % (99,49 - 71,28 µm). Der Laser verdichtete durch Dehydrierung, Denaturierung und evtl. durch Umkristallisation unterschiedlich tiefer Schichten von Zement und Dentin die Zahnwurzeloberfläche. Auch aufgrund einer Änderung in der mineralischen Zusammensetzung kommt es zur Herabsetzung der Löslichkeit der Zahnhartsubstanzen. Weiterhin können Mikroporen in den mineralischen Strukturen entstehen, in denen sich freigesetzte Ionen wieder ansammeln (Repräzipitation). Zwar konnte die Säurepenetration nicht vollständig durch die Laserbestrahlung gehemmt werden, doch drang die Säure im Gegensatz zur unbehandelten Zahnoberfläche erschwert ein.

Tiefere Läsionen weist die Lasergruppe 12034 (3a; 98,23 μm) infolge der Oberflächenaufrauung durch den Laser auf. Bei der 12068-Gruppe (4b; 163,46 μm) überwindet die Säure in der längeren Lagerungszeit im kariogenen Säuregel die verdichteten Oberflächenschichten und dringt tiefer ein.

Die Wirkung des Er:YAG-Lasers auf zementbedecktes Dentin wird durch die Einstellung von Frequenz und Energie bestimmt. Die Lagerungszeit im Säuregel (4 und 8 Wochen), die Dissoziationskraft und Diffusionsgeschwindigkeit der Säure und der gelösten Mineralionen im Gewebe sind ebenfalls für die Läsionsbildung von Bedeutung.

So rauht der Er:YAG-Laser die Wurzeloberfläche des Zahnes in einer geringen Tiefe bei 80 mJ und 3 Hz auf, die Säure dringt innerhalb von 4 und 8 Wochen leichter ein (8034-, 8038-Gruppen).

Dagegen läßt der Vergleich zwischen den Lasergruppen die signifikant geringste Säuredurchdringung und damit die effektivste Hemmung für 4 und 8 Wochen bei einer Energie von 80 mJ und einer Frequenz von 6 Hz erkennen. Die Läsionstiefe beträgt in 4 Wochen 52,25 μm , der Rückgang im Vergleich mit den Kontrollgruppen um 41,53 %. Bei den 8-Wochen-Gruppen ist die Läsion 71,28 μm tief (Senkung um 46,6 %, $p < 0,05$). Eine minimale Defektsetzung (= Substanzverlust, beschränkt auf das Zement) durch den Laser mit gleichzeitiger Versiegelung der nun neu entstandenen Deckschicht und Verdichtung der darunter liegenden Zement- und Dentinlagen kann als Erklärung angeführt werden.

Bei 200 mJ und 3 Hz geht die Läsionstiefe auf 81,56 μm zurück, die Kariesfront steigt an, der Defekt aber bleibt in den 4 Wochen Lagerung im Säuregel gering. Durch Dehydrierung, Denaturierung ohne bzw. nur mit kleinem Defekt wurde die verbleibende Oberfläche verdichtet. Innerhalb der 8 Wochen ist der Substanzverlust größer, da die Säure die verdichtete oberflächliche Schicht überwunden hat und eine raschere Mineralauflösung möglich ist. Dies ist jedoch nur an Einzelzähnen überprüft, weiterführende Untersuchungen sind notwendig.

Bei 200 mJ und 1 Hz (Gruppen 20014 und 20018) sind diese Effekte ebenfalls angedeutet. Alle Energieeinstellungen über 200 mJ bei hoher Frequenz bewirken dagegen einen großen, teilweise bis ins Dentin reichenden Substanzabtrag. Die neu entstandene Oberfläche ist aufgeraut, partiell aufgrund großer Hitzeeinwirkung auch geschwärzt (Karbonisierung).

Die Energieerhöhung von 80-120 mJ bei konstanter Frequenz von 3 Hz bzw. 6 Hz läßt die Säure im Verlauf von 4 und 8 Wochen besser eindringen und eine artifizielle Karies ausbilden.

Im Vergleich der Frequenzänderung von 3-6 Hz bei konstanten 80 mJ und 120 mJ zu, entstehen jeweils während 4 Wochen nicht so tiefe Läsionen bei 6 Hz wie bei 3 Hz. Die Säurepermeabilität wurde gesenkt. Da die schwächste Laserwirkung bei 120 mJ/3 Hz, bei 120 mJ/6 Hz aber eine im Gegensatz dazu sehr gute Verdichtung stattfand, sind hier die Läsionstiefen um 27 % geringer ausgefallen. Die Laserwirkung war bei den 80 mJ-Gruppen ebenfalls bei 6 Hz am intensivsten, doch da die Aus-

gangsmesswerte bei 80 mJ/3 Hz schon kleiner waren, fiel die Messwertabnahme in Richtung 80 mJ/6 Hz nicht ganz so steil ab und es bildeten sich dort um 20 % kleinere Läsionstiefen aus, die aber immer noch kleiner als die bei 120 mJ/ 6 Hz waren ($p < 0,05$). Daher ist die Hemmung dort auch am effektivsten. Bei 8wöchiger Säureeinwirkzeit zeigt sich wieder ein deutlicher Anstieg in den Messdaten. Die Lasereinstellung reicht dann nicht mehr für eine Hemmwirkung aus.

Die simultane Parameteränderung erzeugt bei Erhöhung von 80-120 mJ und 3-6 Hz in 4 Wochen nur eine geringe, bei 8 Wochen aber eine deutliche Zunahme der Läsionsbildung infolge der Überwindung der verdichteten Oberflächenschichten durch die Säure während der längeren Demineralisationszeit. Bei Energieerhöhung von 80-120 mJ und Frequenzsenkung von 6-3 Hz werden die Anstiege vorwiegend in 4 Wochen noch größer, da die Laserwirkung bei 120 mJ/3 Hz am schwächsten ist. In 8 Wochen kommt es durch Sättigungs- und Remineralisationspotentiale zur Verlangsamung der Demineralisation und einer geringeren Zunahme der Läsionstiefe.

Wird die Energie von 80-200 mJ gesteigert und die Frequenz von 3-2-1 Hz bzw. 6-2-1 Hz gesenkt, so nehmen die Läsionen innerhalb von 4 und 8 Wochen zu. In diesen Zeiten bewirkt die Modifizierung von 120-200 mJ/3-2-1 Hz eine Senkung der Läsionsausprägung um 18 - 26 %. Im 8wöchigen Zeitraum erfolgte ein Läsionstiefenrückgang durch die Veränderung von 120-200 mJ/6-2-1 Hz (um 39,5 - 41,3 %, grau dargestellt in der Übersichtstabelle, S. 45).

Somit läßt sich für die, bei den Zahngruppen in dieser Studie angewandten Laserparameter sagen, daß die verdichtende Wirkung des Er:YAG-Lasers auf die Zahnwurzeloberfläche bei 80 mJ/ 6 Hz am stärksten ist. Bei 80 mJ/ 3 Hz, 120 mJ/ 6 Hz, 200 mJ/ 1 Hz, 200 mJ/ 2 Hz werden die Läsionen etwas tiefer, die Oberfläche wird teilweise verdichtet, partiell auch aufgeraut. Bei 120 mJ und 3 Hz ist die Laserwirkung hinsichtlich einer Verdichtung am schwächsten und es kommt zu einer Aufrauhung. Die deutlichste Veränderung in der Merkmalsprägung ist in den apikalen und oralen Regionen sichtbar. Diese scheinen die am geringsten ausgereiften Bereiche zu sein, da sie stärker auf die Änderung der Versuchsbedingungen reagierten. Die Oberflächenbeschaffenheit zeigt keine signifikanten Unterschiede zwischen den mit Laser bestrahlten Gruppen und ist überwiegend leicht angeraut.

Eine für die Zahnarztpraxis relevante Parameterkombination für die Er:YAG-Laserbehandlung zur Kariesprophylaxe an freiliegenden Wurzeln und Zahnhälsen ist entsprechend der hier vorliegenden Arbeit die Einstellung von 80 mJ bei 6 Hz. Obwohl es zur Entstehung von Läsionen kommt, wird durch diese Energie-Frequenz-Kombination sowohl über die Zeit von 4 Wochen als auch bis 8 Wochen eine weitere Säurepenetration in die Dentintiefe gehemmt.

Das müßte durch weiterführende Untersuchungen (u.a. am Patienten) abgesichert werden.

8. Literaturverzeichnis

1. Anic I, Dzibur A, Vidovic D, Tudja M: Temperature and surface changes of dentin and cementum induced by CO₂-laser exposure. *Int Endod J* 26 (1993) 284-293
2. Anic I, Tachibana H, Masumoto K, Qui P: Permeability, morphologic and temperature changes of canal dentine walls induced by Nd:YAG, CO₂ and Argon lasers. *Int Endod J* 29 (1996) 13-22
3. Arcoria CJ, Lippas MG, Speros P, Wagner MJ: Pulpal effects of argon:fluoride excimer laser irradiation and acid-etching of rat molar enamel. *J Dent* 20 (1992) 100-107
4. Berlien, Müller : *Angewandte Lasermedizin Lehr-und Handbuch für Praxis und Klinik*. 3. Erg Lfg 11 (1990) Landsberg-München-Zürich
5. Cobb CM, Mc Cawley TK, Killoy WJ: A Preliminary Study on the Effects of the Nd:YAG Laser on Root Surfaces and Subgingival Microflora in vivo. *J Periodontol* 63 (1992) 701-707
6. Oberle C: *Physik für Mediziner*. 1. Aufl. BON-MED Verlag GmbH, Lorch, 1992
7. Eckel S, Graul I: *Untersuchungen zur Häufigkeit und Verteilung von Hartsubstanzveränderungen an der freiliegenden Wurzeloberfläche*. Med Diss, Med Fak Univ Halle (1989)
8. Feagin FF: Mineral flux of surface and root surfaces in acidified gelatine gels. *J Oral Pathol* 13 (1984) 497-504
9. Feagin FF, Graves CN, Clarkson RF, Flattland RF: Rates of Root Surface Caries Progression under Defined in vitro Conditions. *Abstract, Caries Res* 21 (1987) 172
10. Frank RM: Structurel events in the caries process in enamel, cementum and dentin. *J Dent Res* 69 Spec (1990) 559-566 u. 634-636
11. Gonsior B: *Physik für Mediziner, Biologen und Pharmazeuten*. Schattauer, Stuttgart, New York, 1984
12. Gross D, Raab WHM, Keller U, Hibst R: Surface morphology of dental hard tissues after Er:YAG laser treatment. in: Powell GL (Ed): *Proceedings of the Third International Congress on Lasers in Dentistry Salt Lake City 1992*. University of Utah Printing Service, 1993, S. 133-134
13. Heinrich R, Künzel W, Heinrich J: Wurzelkariesverbreitung in einer gesunden Erwachsenenpopulation. *Dtsch Zahnärztl Z* 45 (1990) 363-366
14. Hibst R, Keller U, Steiner R: Die Wirkung gepulster Er:YAG-Laserstrahlung auf Zahngewebe. *Laser in Medicine and Surgery* 4 (1988) 163-165
15. Hibst R, Keller U: Zur ablativen Wirkung des Er:YAG-Lasers auf Schmelz und Dentin. *Dtsch Zahnärztl Z* 44 (1989) 600
16. Hibst R, Keller U: Experimental studies of the application of the Er:YAG-Laser on dental hard substances: I Measurement of the ablations rate. *LASER SURG MED* 9 (1989) 338-44
17. Hibst R, Keller U: Experimental studies of the Application of the Er:YAG-Laser on dental hard substances: II Light microscopic and SEM investigations. *LASER SURG MED* 9 (1989) 345-51

18. Hibst R, Keller U, Raab W: Die Pulpareaktion während der Laserbehandlung von Zahnhartsubstanzen mit dem Er:YAG-Laser. *Deutsch Zahnärztl Z* 46 (1991) 158-160
19. Hibst R, Keller U: Laserbearbeitung von Zahnhartsubstanzen und zahnärztlichen Füllungsmaterialien. In: Waidelich W, Hofstetter A (Ed.): *Laser in der Medizin*. Medicin, Springer, Berlin-Heidelberg (1992) 288-291
20. Hibst R, Keller U: Er:YAG laser in caries therapy. Indications and first clinical results. In Powell GL (Ed): *Proceedings of the Third International Congress on Lasers in Dentistry Salt Lake City 1992*. University of Utah Printing Service (1993) 151-152
21. Hibst R, Keller U: The mechanism of Er:YAG laser induced ablation of dental hard substances. *SPIE* 1880 (1993) 156-162
22. Hicks MJ, Westerman GH, Flaitz CM, Blankenau RJ, Powell GL, Berg JH: Effects of argon laser irradiation and acidulated phosphate fluoride on root caries. *Am J Dent* 8 (1995) 10-4
23. Hicks MJ, Westerman GH, Flaitz CM, Blankenau RJ, Powell GL, Berg JH: Caries-like lesions initiation and progression around laser-cured sealants. *Am J Dent* 6 (1993) 176-80
24. M Hopp: Wechselwirkung des CO₂-Lasers im Schmelz-Dentin-Komplex. *Laser-Journal* 4 (1998)
25. Hoppenbrouwers PMM, Driessens FCM, Borggreven JPM: The Vulnerability of Unexposed Dental Roots to Demineralization. *J Dent Res* 65 (1986) 955-958
26. Johansen E: Electron and chemical studies of carious lesions with reference to the organic phase of affected tissues. *Annals NY Acad Sci* 131 (1969) 776
27. Kantola S: Laser induced effects on tooth structure: IV A study of change in the Calcium and Phosphorus contents in dentin by electron probe microanalysis. *Acta Odontol Scand* 30 (1972) 463-474
28. KaVo: Gebrauchs-, Wartungs- und Montageanweisung. *Applikationshandbuch, KaVo Werk DENTALE EINRICHTUNGEN*, Warthausen
29. Kayano T, Ochiai S, Kiyono K, Yamamoto H, Nakajima S, Mochizuki T: Effects of Er:YAG laser irradiation on human extracted teeth. *J Clin Laser Med Surg* 4 (1991) 147-150
30. Keil A: Zement und Wurzelhaut menschlicher Zähne nach polarisationsoptischer Untersuchung. *Bericht der Oberhessischen Gesellschaft für Natur und Heilkunde zu Gießen, Neue Folge, Naturwissenschaftliche Abt Bd 27* (1954)
31. Keller U, Hibst R: Ultrastructural Changes of Enamel and Dentin Following Er:YAG Laser Radiation on Teeth. *Laser Surgery: Advanced Characterization, Therapeutics and Systems II*. In: Joffe SN, Atsumi K (ed) *SPIE* 1200 (1990) 408-415
32. Keller U, Hibst R: Therapeutischer Einsatz des Er:YAG-Lasers in der Mundhöhle. *Lasermedizin* 9 (1993) 41-47

33. Kimura Y, Wilder-Smith P, Arrastia-Jitosho AM, Liaw LH, Matsumoto K, Berns MW: Effects of nanosecond pulsed Nd:YAG-Laser irradiation on dentin resistance to artificial caries-like lesions. *Lasers Surg Med* 20 (1997) 15-21
34. Klinker T, Pöschmann M, Klimm W: Tiefendekontamination von Wurzelkanalwanddentin mit Nd:YAG-Laserlicht. 122. Jahrestagung der Dtsch Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde, 12. Jahrestagung der Dtsch Gesellschaft für Zahnerhaltung vom 15-17 Oktober 1998 in Bremen, S 134
35. Koort HJ, Gutknecht N, Frentzen M: Absorption of Laser Radiation in Dentin. In: Powell GL (Herausg): *Proceeding of the 3th International Congress on Lasers in Dentistry*, University of Utah Printing Services (1992) 253
36. Koort HJ: Wirkung von Laserstrahlung auf Gewebe. *Dtsch Zahnärztl Z* 49 (1994) 100-105
37. Li ZZ, Code JE, Van der Merwe WP: Er:YAG-laser ablation of enamel and dentin of human teeth: determination of ablation rates at various fluences and pulse repetition rates. *Laser Surg Med* 12 (1992) 625-630
38. Lobene RR, Bhussry BR, Fine S: Interaction of carbon dioxide laser radiation with enamel and dentin. *J Dent Res* 47 (1968) 311-317
39. Lutterberg B, Böhme H, Stiefel A, Taatz H: Die maschinelle Anfertigung von Zahnschliffen mit Hilfe des Schleifgerätes MINOSINEX. *Zahn-Mund-und Kieferheilkd* 64 (1976) 353-359
40. McKee MD: Effects of CO2 laser irradiation in vivo on rat alveolar bone and incisor enamel, dentin and pulp. *J Dent Res* 72 (1993) 1406-1417
41. Miserendino LJ, Levy GC, Rizoju IM: Effects of Nd:YAG laser on the permeability of root canal wall dentin. *J Endod* 21 (1995) 83-7
42. Morioka T, Tagomori S, Oho T: Acid resistance of lased human enamel with Er:YAG Laser. *J Clin Med Sug* 6 (1991) 215-217
43. Nammour S, Renneboog-Squibbin C, Nyssen-Behets C: Increased Resistance to Artificial Caries-Like Lesions in Dentin Treated with CO2-Laser. *Caries Res* 26 (1992) 170-175
44. Nelson DGA, Shariathi M, Glena R, Shields CP, Featherstone JDB: Effects of pulsed low-energy infrared laser irradiation on artificial caries-like lesion formation. *Caries Res* 20 (1986) 289-299
45. Nelson DGA, Jongebloed WL, Featherstone JDB: Laser irradiation of human enamel and dentin. *NZ Dent J* 82 (1986) 74-77
46. Nelson DGA, Featherstone JDB: Laser effects on dental hard tissues. *Adv Dent Res* 1 (1987) 21
47. Ott RW, Neudert T, Raab WH, Boegershausen HM: Einflüsse der Zahnputztechnik auf die Entstehung keilförmiger Defekte. *Dtsch Stomatol* 41 (1991) 463-465
48. Pashley EL, Horner JA, Liu M, Kim S, Pashley DH: The Effects of CO2-Laser Energy on Dentin Permeability. *J Endod* 18 (1992) 257-262

49. Phankosol P, Ettinger RL, Hicks MJ, Wefel JS: Depth of Penetration of in vitro Root Surface Lesions. *J Dent Res* 64 (1985) 897-899
50. Raab WH, Petschelt A, Voss A: Rasterelektronenmikroskopische Untersuchungen zur radiogenen Karies. *Dtsch Zahnärztl Z* 45 (1990) 425-427
51. Radvar M, Creanor SL, Gilmour WH, Payne AP, McGadey J, Foye RH, Whitters CJ, Kinane DF: An evaluation of the effects of an Nd:YAG laser on subgingival calculus, dentin and cementum. An in vitro study. *J Clin Periodontol* 22 (1995) 71-77
52. Raetzke P, Schilbach M, Carstensen U, Fiedler A: Das Auftreten von Karies an freiliegenden Wurzeloberflächen. Gibt es Zusammenhänge mit der koronalen Karieshäufigkeit? *Dtsch Zahnärztl Z* 38 (1983) 944-945
53. Read RP, Baumgartner JC, Clark SM: Effects of a carbon dioxide laser on human root dentin. *J Endod* 21 (1995) 4-8
54. Scheining A, Kantola S: Laser induced effects on tooth structure: I Crater production with a CO₂-Laser. *Acta Odontol Scand* 27 (1969) 173-181
55. Scheining A, Kantola S: Laser induced effects on tooth structure: II Microradiography and polarized light microscopy of dental enamel and dentin. *Acta Odontol Scand* 27 (1969) 181-192
56. Shariati S, Pogrel MA, Marshall GW, White JM: Structural changes in dentin induced by high energy, continuous wave carbon dioxide laser. *Laser surg med* 13 (1993) 543-547
57. Schilke R, Geurtsen W: Rasterelektronenmikroskopische Analyse von Zahnoberflächen nach Bearbeitung mit einem Er:YAG-Laser. *Dtsch Zahnärztl Z* 49 (1994) 160-162
58. Schirmer J: Polarisationsoptische Untersuchungen artifizieller Karies am Zement und Wurzelzement menschlicher Zähne. *Med Diss Med, Fak Univ Halle* (1995)
59. Schulte W: Präparation der Zahnhartsubstanzen mit dem Laserstrahl. *Zahnärztl Mitt* 54 (1964) 892-894
60. Silbermann JJ, Dederich DN, Vargas M, Denehy GE: SEM comparison of acid-etched, CO₂laser-irradiated, and combined treatment on dentin surface. *Laser Surg Med* 15 (1994) 269-276
61. Slayton RL, Wefel JS, Swift EJ: Effects of Laser Irradiation on Permeability of Human Root Dentin. *J Dent Res* 71 Spec Iss 218, Abstr 903 (1992)
62. Stabholz A, Neev J, Liaw LH, Khayat A, Torabinejad M: Effect of ArF-193 nm excimer laser on human dentinal tubules. A scanning electron microscopic study. *Oral Surg Med Pathol* 75 (1993) 90-94
63. Stabholz A, Neev J, Liaw LH, Khayat A, Torabinejad M: Sealing of human dentinal tubules by XeCl:308nm excimer laser. *J Endod* 19 (1993) 267-271
64. Stabholz A, Rotstein L, Neev J, Moshonov J: Efficacy of XeCl 308-nm excimer laser in reducing dye penetration through coronal dentinal tubules. *J Endod* 21 (1995) 266-228

65. Stern RH: The potential of various lasers in caries prevention. *Ann NJ Acad Sci* 168 (1970) 642-648
66. Stern RH, Sognannes RF: Laser inhibition of dental caries suggested by first test in vivo. *J Am Dent Ass* 85 (1972) 1087
67. Stiesch M, Hannig M, Albers HK: Zahnhartsubstanzpräparation mit dem Erbium:YAG-Laser. *Zahnärztl. Welt/Reform* 6 (1996) 308-313
68. Tani Y, Kawada H: Effects of laser irradiation on Dentin: I Effects on smear layer. *Dent Mater J* 6 (1987) 127
69. Tewfik HM, Pashley DH, Horner JA, Sharawy MM: Structural and functional changes in root dentin following exposure to KTP/532 laser. *J Endod* 19 (1993) 492-497
70. Wefel JS, Clarkson BH, Heilmann JR: Natural root caries. A histologic and microradiographic evaluation. *J Oral Pathol* 14 (1985) 615-623
71. Westermann GH, Hicks MJ, Flaitz CM, Blankenau RJ, Powell GL, Berg JH: Argon Laser Irradiation In Root Surface Caries. In Vitro Study Examines Laser's Effects. *JADA* 4 (1994) 401-407
72. White, JM; Goodis HE, Ros CM: Nd:YAG pulsed infrared laser for treatment of root surface. *J Calif Dent Assoc* 19 (1991) 55-58
73. White JM, Goodis HE, Setcos JC, Eakle S, Hulscher BE, Rose CL: Effects of pulsed Nd:YAG laser energy on human teeth. A three-year follow-up study. *JADA* 7 (1993) 45-51
74. White JM, Goodis HE, Marshall GW, Marshall SJ: Identification of physical modification threshold of dentin induced by Neodymium and Holmium YAG laser using Scanning electron microscopy. *Scanning Microsc* 7 (1993) 239-246
75. Wigdor H, Abt E, Ashrafi S, Walsh JT (jr): The effects of laser on dental hard tissues. *J Am Dent Ass* 124 (1993) 65-70
76. Yamamoto H, Sato K: Prevention of dental caries by NdYAG-Laser irradiation. *J Dent Res* 59 (1980) 2171-2177
77. Yamamoto H, Sato K: Inhibition of dental caries by acusto-optically Q-switched Nd:YAG-laser irradiation. *J Dent Res* 59 (1980) 137
78. Yamamoto H, Sato K: Inhibition of dental caries by laser irradiation. In: Iu Atsumik ed: *New frontiers in laser medicine and surgery*. Amsterdam Excerpta Medica (1983) 242-248
79. Yamamoto H, Ooya K: Temperaturveränderungen im Dentin nach mehrfachen Bestrahlungen mit dem CO₂-Laser. *Proc Spie* 1200 (1990) 397-401
80. Zakariasen K, Barron J, Boran T: The effect of low-level CO₂ laser radiation on the inhibition of smooth surface caries. *Proc Spie* 1200 (1990) 403-407

Grnr.	Daten				Laser/Säurezeit				cervical-vestibulär (cv)								apical-vestibulär (av)							
	Z	A.	G.	Exgrd.	E	F	SZ	Mm.	KFcv	LKcv	DZcv	Z2cv	Z3cv	Dcv	LTcv	obcv	Kfav	LKav	Dzav	Z2a	Z3	Dav	LTav	obav
2b/78	48	21	w	D.diff.	80	6	8	8068	1,26	49,1	20,79	13,228	18,9	20,2	r	2,52	31,5	20	16		25,2	95,75	r	
3a/3	14	15	w	KFO	120	3	4	12034	4,409	54,2	12,6	3,7795	3,15	15,1	93,23	g	3,15		19	0			85,04	g
3a/7	14	13	w	KFO	120	3	4	12034	3,15	61,7	8,189	0		16,4	89,45	r	2,52	62,99	12	0		11,3	88,82	r
3a/15	44	9	w	KFO	120	3	4	12034		72,4	9,449	0		13,9	97,01	r	1,26	71,81		0		16,4	89,45	r
3a/23	34	10	m	KFO	120	3	4	12034	3,78	62,4	10,08	7,5591	0		89,45	g	3,15	65,51		6,3		12	92,6	g
3a/27	12	11	m	KFO	120	3	4	12034	3,15	72,4	6,299			18,9	100,8	g								
3a/35	14	10	w	KFO	120	3	4	12034	3,15	56,7	8,189	0		15,7	83,78	g	1,26	61,73	13	13	11	14,5		g
3a/39	24	11	w	KFO	120	3	4	12034	3,15	59,8		0				r								
3b/43	34	9	w	KFO	120	3	8	12038	0		0			25,2	107,7	g								
3b/47	14	10	m	KFO	120	3	8	12038		47,2		0		9,45		r	1,89	73,07	0	0		12,6	87,56	r
3b/51	44	12	w	KFO	120	3	8	12038	5,039	69,3	1,89			17,6	93,86	r	2,52	62,36		0		9,45	91,34	r
3b/55	44	12	m	KFO	120	3	8	12038	1,89		0	0		8,19	91,34	r	0,63	85,04	0					r
3b/59	24	13	w	KFO	120	3	8	12038	0	63	0				101,4	r	0	83,15	0	0		6,3	89,45	g
3b/63	25	11	m	KFO	120	3	8	12038	3,15	58,6	11,97	0		13,2	86,93	r	0		11	10	9		105,8	g
3b/67	48	29	w	D.diff.	120	3	8	12038	1,89	48,5	10,08	5,6693	4,41	27,1	97,64	r	3,15		8,8	13	0	0		g
3b/71	38	30	m	D.diff.	120	3	8	12038	5,039	56,1	9,449				114,6	g	3,78	63,62	0	0		12,6	80	g
3b/75	43	65	w	Kn.ab.	120	3	8	12038	0		6,299	0		8,82	100,2	r	0	66,77	9,4	0		5,67	81,89	g
3b/79	35	52	w	P.m.a.	120	3	8	12038		76,9	0			25,2	110,2	r		77,48	0	0		15,7	107,1	r
4a/4	24	12	w	KFO	120	6	4	12064	0	24,6	12,6	0		11,3	48,5	g	0	40,32	7,6	6,3	0	0	54,17	g
4a/8	14	10	m	KFO	120	6	4	12064	0,63	47,2	6,299	0		8,82	62,99	r	3,15	30,24	8,8	0	0	0	42,2	r
4a/12	34	12	w	KFO	120	6	4	12064	0	22,7	15,75	0		10,1	48,5	r	0		13	16		10,7	52,91	r
4a/16	44	12	w	KFO	120	6	4	12064	5,039	35,3	5,039	0		10,7	56,06	r	2,52	39,69	13	0		12,6	67,4	g
4a/20	24	11	w	KFO	120	6	4	12064	2,52	22,1	7,559	8,189		8,82	49,13	g	0	30,87	7,6	0		8,82	47,24	r
4a/24	14	12	w	KFO	120	6	4	12064	4,409	45,4		7,5591		12,6		g	5,04	69,29	10	13	0	0	97,01	g
4a/28	22	11	m	KFO	120	6	4	12064			8,819		0			g	6,3	59,84		0	0	0	91,34	g
4a/32	34	12	m	KFO	120	6	4	12064	2,52			0		6,93		r								
4a/36	44	11	w	KFO	120	6	4	12064									4,41	61,73		0		9,45		g
4a/40	34	9	w	KFO	120	6	4	12064																
4b/44	14	10	m	KFO	120	6	8	12068	1,89	94,5				19,5	115,9	r								
4b/48	44	11	w	KFO	120	6	8	12068	3,78	114	25,2			18,9	161,9	g								
4b/56	14	10	w	KFO	120	6	8	12068	5,669			0		11,3		r	0	135,4	13	7,6	15		177	g
4b/60	24	14	w	KFO	120	6	8	12068	0	112	31,5	0		6,3	149,9	g								
4b/64	22	76	w	P.m.ch.	120	6	8	12068		92,6	36,54				169,4	r	6,3		42			25,2	153,7	r
4b/68	28	31	w	D.diff.	120	6	8	12068	2,52	107	39,06	0		6,3	155	r	6,3	132,3	0			25,2	163,8	g
4b/80	25	11	w	KFO	120	6	8	12068	6,299	63	35,28			25,2	129,8	r		150,6	0			37,2	198,4	r
I/93	34	16	m	KFO	200	1	4	20014	0,63	64,3	3,15	0		10,1	78,11	g	1,26	66,14	0	0		12,6	80	g
I/94	14	11	w	KFO	200	1	4	20014	3,15	31,5	0	0		9,45	44,09	g	0,63	59,84	0	0		12,6	73,07	g
I/95	14	11	m	KFO	200	1	4	20014	0,63		0	0		13,9	39,69	g	0	40,94	0				71,81	g

Grnr.	Daten				Laser/Säurezeit				cervical-vestibulär (cv)							apical-vestibulär (av)									
	Z	A.	G.	Exgrd.	E	F	SZ	Mm.	KFcv	LKcv	DZcv	Z2cv	Z3cv	Dcv	LTcv	obcv	Kfav	LKav	Dzav	Z2a	Z3	Dav	LTav	obav	
I/96	24	11	m	KFO	200	1	4	20014		69,3	25,83	0				g	0		0			21,4		g	
II/97	15	18	w	KFO	200	1	8	20018	2,52		18,27			17,6		g	1,26	88,19	19	0		12,6	120,9	g	
II/98	14	11	m	KFO	200	1	8	20018	3,15	44,1	0	0		15,7	62,99	g	1,89	64,88	0	0		12,6	79,37	g	
II/99	24	10	w	KFO	200	1	8	20018	0,63	75	0	0		13,9	89,45	g	3,15	62,99	0			18,9	85,04	r	
II/100	22	16	m	KFO	200	1	8	20018	1,89	89,5	0	0			97,64	r		95,75	11			17,6		g	
II/101	14	11	w	KFO	200	1	8	20018	3,78	46		0		12,6	100,8	g	3,15		21	0		10,1	79,37	r	
III/103	24	18	w	KFO	200	2	4	20024	1,89	59,8	0	0			68,03	g	1,26	62,99	0			22	86,3	g	
III/104	14	14	m	KFO	200	2	4	20024	0	56,7	15,75	6,2992		15,7		r									
III/105	15	60	w	Kn.ab.	200	2	4	20024	0	59,8	0	0		11,3	71,18	g	0	68,03	0	0		16,4	84,41	g	
III/106	14	11	w	KFO	200	2	4	20024	0		11,97	0		14,5	73,07	g	0	72,44	20	0		14,5	106,5	g	
IV/107	14	10	w	KFO	200	2	8	20028	1,89	81,9	0			23,3	107,1	g	1,26		0					g	
IV/108	14	10	m	KFO	200	2	8	20028																	
IV/109	22	51	m	Kn.ab.	200	2	8	20028	3,78	67,4		0		10,1		r	1,89	66,14	0	0		16,4	84,41	g	
IV/110	37	65	m	Kn.ab.	200	2	8	20028	0	69,3	6,299			17,6	93,23	g	0,63	66,14	0			17	83,78	g	

Grnr.	Mm.	cervical-oral (co)							apical-oral (ao)								
		Kfco	LKco	Dzco	Z2co	Z3co	Dco	LTco	obco	KFao	LKao	Dzao	Z2ao	Z3ao	Dao	LTao	obao
1a/1	8034	1,26	17,01				12,598	89,449	g	3,1496	24,5669		0		15,1181	79,3701	g
1a/5	8034	2,52	35,28				31,496		r	1,8898	30,2362						r
1a/9	8034	1,89					18,268	73,071	r								
1a/13	8034	0		8,819	14,488	0		33,386	r								
1a/17	8034	3,15	28,98	11,34		0		43,465	g	0		12,6	0	0			g
1a/21	8034	1,89	33,39	8,819	8,8189		25,197	78,11	r	1,2598	34,0157	8,819			20,7874	64,8819	g
1a/25	8034	6,299	22,68	10,71	11,339		15,118	66,142	g	0,6299	19,5276	12,6	5,669		18,8976	57,3228	g
1a/29	8034	3,15	37,17	8,819				85,669	g	4,4094	40,315	6,929	5,039	0		60,4724	r
1a/33	8034	5,039	14,49	7,559	4,4094	7,559	6,2992	45,354	g	3,7795	30,2362	10,71	0	0		44,7244	g
1a/37	8034	3,15	28,35	7,559	11,969			95,748	g	5,0394	26,4567	8,819	10,08	5,669	19,5276	75,5906	r
1a/41	8034	2,52	28,98	6,929	4,4094	3,78		49,134	g	5,6693	34,6457	12,6	10,08		12,5984	75,5906	g
1a/81	8034	4,409	12,6	7,559	8,8189	7,559	16,378	57,323	g	6,2992	13,8583	7,559	7,559	12,6	30,2362	78,1102	g
1b/53	8038	4,409	61,73	13,86	0		15,118	95,118	g	2,5197		6,299	0		12,5984	93,2283	g
1b/61	8038	5,039	45,35	6,299	7,5591				r	5,0394	46,6142	17,64	0		15,1181	84,4094	g
1b/65	8038	4,409	46,61		0	0	1,2598	73,701	r	3,7795	44,0945	17,64	11,34	11,34	0	88,189	r
1b/69	8038	8,819		7,559	0	0	0	90,709	g	4,4094	52,9134	11,34	0	0	0	68,6614	r
1b/73	8038	1,26	30,24						r	1,2598	61,7323				32,7559		r
1b/77	8038	2,52	47,87	18,9	0		16,378	85,669	r	0	44,7244	0			31,4961	76,2205	r
2a/2	8064	3,15	25,2	5,669	6,2992	0	0	40,315	r			5,039	2,52	0	0	41,5748	g

Grnr.	Mm.	cervical-oral (co)								apical-oral (ao)								
		Kfco	LKco	Dzco	Z2co	Z3co	Dco	LTco	obco	KFao	LKao	Dzao	Z2ao	Z3ao	Dao	LTao	obao	
2a/6	8064	1.89	20.79	6,299	0		9,4488	38.425	r	1,2598		5,039	5,669	0	0	43.4646	r	
2a/10	8064	1.26	28.98	2,52	11,339	7,559			r	0	17,6378	6,929	6,299	18,9			r	
2a/14	8064	0		8,819	0	0	0	52.913	g	0		6,929	5,039	0	0	44.7244	g	
2a/18	8064																	
2a/22	8064	1.89	35,91	8,189					g	0		9,449	0		15,1181	60,4724	g	
2a/26	8064	1.26	33,39	6,299	8,8189		10,079	59,843	g	0			0		10,0787	73,7008	g	
2a/30	8064	0,63	18,27		6,2992		8,8189	49,134	g	0,6299		11,34	7,559		8,8189	53,5433	g	
2a/34	8064	1,26	18,27	13,86	8,8189	6,299	0	48,504	g	0,6299	18,8976		5,039			64,8819	r	
2a/38	8064	0	18,27	9,449	7,5591	8,819	12,598	56,693	g	0	17,0079			11,97	11,9685	76,8504	r	
2a/42	8064		20,79	8,819	6,2992			17,638	g	1,2598	19,5276	9,449	9,449		12,5984	52,2835	g	
2a/86	8064		27,72	10,08	0	0	0	42,835	r	1,8898	16,378		0	0	0	35,9055	r	
2b/46	8068	2,52			11,969			103,31	r									
2b/54	8068	0	29,61	23,94				36,535	90,079	r	1,2598	23,937				44,0945	69,2913	r
2b/58	8068	1,26	47,24					33,386	r									
2b/62	8068	0	23,31	18,27				53,543	95,118	r		28,3465	19,53	25,83		36,5354	r	
2b/70	8068		27,09	15,75	10,709	22,05	32,126	120,31	g	2,5197		11,97	15,75		25,1969	69,9213	r	
2b/74	8068	2,52						39,685	122,83	r	1,8898	27,7165	0			22,0472	51,6535	g
2b/78	8068	6,929	62,99	15,75	17,638			114,02	r									
3a/3	12034		59,84	6,299	0			16,378	88,189	r	1,2598		8,189	10,71	10,71		g	
3a/7	12034	2,52	73,7	8,189	5,6693			22,047	112,13	r	4,4094	79,3701	10,08	0		15,1181	108,976	r
3a/15	12034	1,89	61,73	9,449	6,2992			20,787	100,16	r								
3a/23	12034	2,52	67,4	13,23				18,898	102,05	r	4,4094	71,1811	10,71	0		10,7087	97,0079	g
3a/27	12034	2,52	58,58		0				r	1,2598	59,8425					18,8976	80	r
3a/35	12034		69,29	9,449	8,8189			10,709	105,2	g	0	81,8898	6,299	6,299	6,299		100,787	g
3a/39	12034	1,26			0			11,339	99,528	g	1,2598	68,0315				20,1575	89,4488	r
3b/43	12038	0	60,47					25,197	129,13	g	1,2598	90,7087	0	0		12,5984	104,567	r
3b/47	12038	2,52		17,01	0	0			r	0	82,5197	0	0		7,5591	90,0787	g	
3b/51	12038	1,26	54,17	1,26				23,307	80	r	1,8898	73,0709	0			24,5669	99,5276	g
3b/55	12038	0	89,45	0				26,457	115,91	g	0		1,26				r	
3b/59	12038										0	91,9685	0			23,937	115,906	g
3b/63	12038	3,78	62,36	5,039	8,189			15,118	94,488	r	1,8898		12,6	10,71	9,449	12,5984	74,9606	r
3b/67	12038	3,78	56,06	9,449	8,189	6,929	12,598	97,008	r		56,063	11,97	8,189		11,9685	91,9685	r	
3b/71	12038	6,299		19,53	24,567	10,08	13,858	84,409	r	1,8898	69,2913	7,559				113,386	g	
3b/75	12038	1,26	74,96					139,21	r	1,8898	68,6614	11,97	0		12,5984	95,1181	g	
3b/79	12038		83,15	0				17,638	119,69	r								
4a/4	12064	0	42,2	6,929	3,7795	0	0	52,913	r	1,2598	41,5748	6,929	0		8,8189	58,5827	g	
4a/8	12064	3,78	34,65	13,23	0	0	0	51,654	r	2,5197	49,7638	13,23	0		8,8189	74,3307	r	
4a/12	12064	0	27,09	11,34	0			9,4488	47,874	r	0	44,7244	12,6	0		8,8189	66,1417	r

Grnr.	Mm.	cervical-oral (co)								apical-oral (ao)							obao
		Kfco	LKco	Dzco	Z2co	Z3co	Dco	LTco	obco	KFao	LKao	Dzao	Z2ao	Z3ao	Dao	LTao	
4a/16	12064	0,63	34,02	7,559	4,4094		7,5591	54,173	g	1,2598	35,2756	10,08	0			62,3622	r
4a/20	12064	2,52	27,72	10,71				80	r								
4a/24	12064			13,86	0	0	0	91,969	g			8,819	0	0	0	97,0079	g
4a/28	12064	4,409	51,65	10,08	6,9291		12,598	85,669	g	4,4094	53,5433	18,9	11,34	0	0	88,189	g
4a/32	12064	1,26			0	0	0		g	3,1496			0	0	0		g
4a/36	12064	0	62,99	12,6	0	0	0	75,591	g	1,8898	56,6929	18,9	0		6,2992	83,7795	g
4a/40	12064	0,63	69,29				18,898		r	0		0	0	0	0		g
4b/44	12068	3,78	110,2	34,65			17,008	165,67	g	2,5197	143,622	7,559	0	0	0	153,701	r
4b/48	12068	6,299	75,59						r	7,5591	141,732	0				181,417	r
4b/56	12068	3,15	117,8	21,42	12,598		17,008	171,97	g	6,2992	140,472	12,6	10,71		12,5984	182,677	g
4b/60	12068	7,559	86,3				18,898	188,35	r								
4b/64	12068	5,669	73,07	37,8	0		15,748	132,28	r	4,4094			0		12,5984		r
4b/68	12068	3,15	119,7	37,8	5,0394		17,008	182,68	g	0	138,583	15,12	22,68		10,0787	186,457	g
4b/80	12068		82,52					136,06	g				0		15,748	149,921	r
I/93	20014	1,26	66,14	12,6	0		12,598	92,598	g		74,9606	13,86	0		11,9685		g
I/94	20014	1,26	61,73	0	0		12,598	75,591	g	0	85,0394	0	0		12,5984	97,6378	g
I/95	20014			0				66,142	g	1,2598		0	0		15,748	57,9528	g
I/96	20014	1,26	70,55	0	0		12,598	84,409	g	0	75,5906	0	0		14,4882	90,0787	g
II/97	20018	3,15	90,08	0	0		10,709	103,94	r	1,2598	97,0079	0	0		11,9685	110,236	g
II/98	20018		47,24	0	0		10,079		g		38,4252	0	0		16,378		g
II/99	20018																
II/100	20018	3,15	74,33	10,08	0		8,189	95,748	g	1,8898	94,4882	10,71	0		9,4488	116,535	g
II/101	20018	1,26	69,29	13,86	0			99,528	g	1,2598	47,2441	28,35	0		12,5984	89,4488	r
III/103	20024	2,52	53,54	6,299	0		13,228	75,591	g	3,1496	59,8425	0	0		12,5984	75,5906	g
III/104	20024	1,26	59,84	6,299	6,9291			81,26	r	0,6299	53,5433	7,559	6,299		12,5984	80,6299	r

Grnr.	Mm.	cervical-oral (co)								apical-oral (ao)							obao
		Kfco	LKco	Dzco	Z2co	Z3co	Dco	LTco	obco	KFao	LKao	Dzao	Z2ao	Z3ao	Dao	LTao	
III/105	20024	1,3	55,43	0	0		15	71,811	r	0	65,51	0	0		15,12	80,6	g
III/106	20024	0	66,14	0			22	88,189	r								
IV/107	20028	0	75,59	0			21	97,008	g		66,14	32,13	0		12,6	114	g
IV/108	20028	1,3		0			22		g	0,63	107,1	0	0		15,75	123	g
IV/109	20028	1,3	74,33	0	0		15	90,709	r								
IV/110	20028	0,6	72,44	9,4488	6,3		14	102,68	r	0,63	75,59	7,559	6,3		15,75	106	g

Fenster der Zähne			cervical-vestibulär (cv)								apical-vestibulär (av)							
n. Grnr.	SZ	Mm.	KFcv	LKcv	DZcv	Z2cv	Z3c	Dcv	LTcv	obcv	Kfav	LKav	Dzav	Z2av	Z3av	Dav	LTav	obav
3a) 3	4	4																
3a) 15	4	4																
III) N	4	4																
1b) 53	8	8																
1b) 61	8	8																
1b) 73	8	8																
1b) 73	8	8									0	123,46	15,1	0	0	14,5	153	g
2b) 58	8	8									0	114,64	0	0	0	21,4	136	g
2b) 74	8	8																
3b) 67	8	8	0,63	102	31,5	0	0	5,0392	139,2	g								
3b) 75	8	8																
4b) 44	8	8	0,63	129,8	8,82	0	0	15,118	154,3	g								
V) Q	8	8																

Zfe			cervical-oral (co)								apical-oral (ao)							
n. Grnr.	SZ	Mm.	Kfco	LKco	Dzco	Z2co	Z3c	Dco	LTco	obco	KFao	LKao	Dzao	Z2ao	Z3ao	Dao	LTao	obao
1a) 5	4	4	2,52	78,738	0	0	0	12,598	93,86	r								
1a) 13	4	4																
1a) 21	4	4	1,26	56,061	12,6	0	0	1,2598	71,18	g								
1a) 37	4	4									0	66,769	22,1	0	0	1,26	90,1	g
2a) 10	4	4	0,63	59,211	23,9	0	0	17,007	100,8	g								
2a) 25	4	4	0	59,211	6,93	6,3	0	8,1887	80,63	g								
3a) 3	4	4									1,26	59,841	14,5	0	0	8,19	83,8	g
3a) 15	4	4	0	89,446	8,19	0	0	10,708	108,3	g								
III) N	4	4									0	72,439	0	0	0	17	89,4	g
1b) 53	8	8	0,63	78,738	10,7	13	0	10,078	112,8	g								
1b) 61	8	8	0	74,958	18,9	8,2	0	3,7794	105,8	g								
1b) 73	8	8	0	144,88	0	0	0	6,299	151,2	g								
1b) 73	8	8																
2b) 58	8	8																
2b) 74	8	8									0	82,517	0	0	0	9,45	92	g
3b) 67	8	8																
3b) 75	8	8									0,63	125,98	7,56	6,93	0	6,3	147	g
4b) 44	8	8																
IV) Q	8	8	0	71,809	19,5	0	0	6,299	97,64	g								

Zusammenfassung aller wichtigen Signifikanzen der Vorübersichtskreuztabellen der Oberflächenbeschaffenheit (glatt, rauh)

Gruppen	1a	2a	3a	4a	I	III	1b	2b	3b	4b	II	IV	KG	KG
1a 8034	-		av 0,58					co 0,057	cv 0,08 co 0,08					
2a 8064		-						cv 0,05 co 0,066	cv 0,03 co 0,092					
3a 12034			-		co 0,061									co 0,061
4a 12064				-										
I 20014			co 0,061		-		cv 0,048 co 0,076 ao 0,076	cv 0,048 obco 0,015	cv 0,015 co 0,021	ao 0,076				
III 20024						-			cv 0,095					
1b 8038					cv 0,048 co 0,076 ao 0,076		-							co 0,076
2b 8068	co 0,057	cv 0,05 co 0,066			cv 0,048 av 0,076 co 0,015			-			cv 0,08 co 0,088		co 0,072	co 0,015
3b 12038	cv 0,08 co 0,08	cv 0,03 co 0,092			cv 0,015 co 0,021	cv 0,095			-		cv 0,089		co 0,091	cv 0,091 co 0,021
4b 12068					cv 0,061 ao 0,076									
II 20018								cv 0,08 co 0,088	cv 0,089		-			
IV 20028									co 0,091			-		
KG4Wo								co 0,072					-	
KG8WO			co 0,061				co 0,076	co 0,015	obcv 0,091 co 0,021					-

Tabelle 3.1.1.

KG 4 Wo-gegen 4-Wo-Gruppen

Gr.	KF co Sig.	MW	Vorz.	Kf ao Sig.	MW	Vorz.	∠K co Sig.	MW	Vorz.	∠K ao Sig.	MW	Vorz.
1a 8034	0,011	0,881:2,939	-	0,006	0,419:3,212	+	0,001	68,533:25	-	0,001	66,349:28,206	-
2a 8064	0,531	:1,259	+	0,776	:0,566	+	0,002	:24,756	-	0,005	:19,108	-
3a 12034		:2,14	+		:2,099	+	0,645	:65,092	-	0,333	:72,063	+
4a 12064	0,44	:1,46	+		:1,811	+	0,019	:43,701	-	0,01	:46,929	-
I 20014	0,468	:1,259	+	1	:0,4199	=	0,749	:66,141	-		:78,530	+
III20024	0,606	:1,25	+	0,487	:1,259	+	0,227	:58,74	-	0,252	:59,633	-
Gr.	∠T co Sign.	MW	Vorz.	∠T ao Sig.	MW	Vorz.	D co Sign.	MW	Vorz.	D ao Sign.	MW	Vorz.
1a 8034	0,018	90,958:65,168	-	0,002	87,766:67,008	-		9,952:17,9	+	0,232	8,818:16,738	+
2a 8064	0,002	:49,764	-	0	:54,740	-	0,34	:6,509	-	0,678	:6,509	-
3a 12034	0,22	:101,21	+	0,218	:95,244	+		:16,692	+	0,241	:16,22	+
4a 12064	0,029	:67,480	-		:75,771	-	0,224	:5,389	-	0,412	:4,0945	-
I 20014	0,242	:79,685	-	0,678	:81,889	-	0,368	:12,598	+	0,397	:13,701	+
III20024	0,174	:79,213	-	0,029	:78,950	-	0,124	:16,798	+	0,418	:13,438	+

Tabelle 3.1.2.

KG 8 Wo-gegen 8-Wo-Gruppen

Gr.	KF cv Sign.	MW	Vorz.	KF av Sig.	MW	Vorz.	KF co Sig.	MW	Vorz.	KF ao Sign.	MW	Vorz.
1b 8038	0,295	:2,362	+	0,122	2,362	+	0,01	:4,409	+	0,026	:2,834	+
2b 8068	0,019	:2,414	+	0,178	:1	+	0,11	:2,204	+	0,049	:1,889	+
3b 12038		:2,126	+	0,029	:1,496	+	0,024	:2,362	+	0,164	:1,102	+
4b 12068	0,038	:3,359	+	0,184	:4,199	+	0,001	:4,934	+	0,045	:4,157	+
II 20018	0,031	:2,393	+	0,015	:2,362	+		:2,519	+		:1,469	+
IV 20028	0,368	:1,889	+		:1,259	+	0,129	:0,787	+	0,5	:0,629	+
Gr.	∠K cv Sign.	MW	Vorz.	∠K av Sig.	MW	Vorz.	∠K co Sig.	MW	Vorz.	∠K ao Sign.	MW	Vorz.
1b 8038	0,169	:66,562	-	0,004	:60,892	-		:46,362	-	0,236	:50,016	-
2b 8068		:41,827	-	0,001	:35,276	-	0,044	:38,047	-	0,173	:26,667	-
3b 12038	0,131	:59,933	-	0,008	:73,071	-	0,268	:68,661	-	0,41	:76,04	-
4b 12068	0,379	:104,063	-		:139,42	+	0,904	:95,028	-	0,339	:141,1	+
II 20018	0,08	:63,622	-	0,012	:77,952	-	0,312	:70,236	-	0,315	:69,291	-
IV 20028	0,17	:72,861	-		:66,142	-	0,368	:74,121	-	0,499	:82,94	-
Gr.	∠T cv Sign.	MW	Vorz.	∠T av Sig.	MW	Vorz.	∠T co Sig.	MW	Vorz.	∠T ao Sign.	MW	Vorz.
1b 8038	0,02	:93,858	-	0,028	:93,228	-		:86,299	-	0,401	:82,142	-
2b 8068		:82,520	-		:102,677	-	0,516	:107,61	-	0,281	:63,622	-
3b 12038		:100,437	-		:91,879	-	0,533	:107,48	-	0,579	:98,189	-
4b 12068	0,986	:146,98	=	0,102	:29,186	-	0,021	:162,83	+	0,299	:170,835	+
II 20018	0,01	:87,717	-	0,02	:91,181	-	0,246	:99,738	-	0,698	:105,407	-
IV 20028	0,046	:100,157	-		:84,094	-	0,19	:96,798	-	0,881	:114,436	-

Gr.	D cv Sign	MW	Vorz.	D av Sign	MW	Vorz.	D co Sign	MW	Vorz.	D ao Sign	MW	Vorz.
1b 8038	0,955	:9,658	-	0,1	:3,149	-	0,75	:8,189	+	0,271	:15,328	+
2b 8068	0,128	:25,701	+	0,367	:23,307	+	0,001	:39,055	+	0,014	:31,969	+
3b 12038	0,379	:16,85	+	0,17	:8,908	-	0,001	:19,168	+	0,048	:15,118	+
4b 12068	0,532	:14,593	+	0,127	:29,186	+	0,002	:17,134	+	0,491	:12,755	+
II 20018	0,506	:14,961	+	0,476	:14,362	-	0,104	:9,6588	+	0,122	:12,598	+
IV 20028	0,382	:17,007	+	0,778	:16,692	-	0,006	:18,110	+		:14,698	+

Tabelle 3.2.1.1.

4-Wo-Gruppen gegen 4-Wo-Gruppen sowie 8-Wo-Gruppen gegen 8-Wo-Gruppen (Signifikanzen, Mittelwertvergleich, Vorzeichentest)

1. Energiediskussion 80mJ:120 mJ (F&SZ konst.)

Lokalisation	cv			av			co			ao		
Gruppen	KF (Sign.)	MW	Vorz.									
1a:3a 8034/12034	0,433	3,779:3,464	-	0,089	3,989:2,267	-	0,17	2,939:2,141	-	0,299	3,212:2,099	-
2a:4a 8064/12064	0,237	1,119:2,159	+	0,055	0,629:2,677	+	0,757	1,259:1,469	+	0,06	0,566:1,81	+
1b:3b 8038/12038	0,148	2,362:2,126	-	0,516	2,362:1,496	-	0,148	4,409:2,362	-	0,085	2,834:1,102	-
2b:4b 8068/12068	0,418	2,414:3,359	+	0,264	1,007:4,199	+	0,064	2,204:4,934	+	0,17	1,8889:4,157	+
Gruppen	LK (Sign.)	MW	Vorz.									
1a:3a 8034/12034	0	33,780:62,812	+	0	24,927:65,511	+	0	25,890:65,092	+	0	28,206:72,063	+
2a:4a 8064/12064	0,373	28,136:32,861	+	0,011	26,016:47,424	+	0,012	24,756:43,701	+	0	19,108:46,929	+
1b:3b 8038/12038	0,177	66,562:59,933	-	0,09	60,892:73,071	+	0,012	46,362:68,661	+	0,001	50,016:76,040	+
2b:4b 8068/12068	0	41,827:104,063	+	0	35,276:139,42	+	0	38,047:95,028	+	0	26,667:141,10	+
Gruppen	LT (Sign.)	MW	Vorz.									
1a:3a 8034/12034	0	52,983:92,283	+	0	58,268:88,976	+	0	65,168:101,21	+	0,002	67,008:95,244	+
2a:4a 8064/12064	0,942	53,273:53,039	-	0,167	51,253:64,612	+	0,02	49,764:67,480	+	0,01	54,740:75,771	+
1b:3b 8038/12038	0,4	93,858:100,437	+	0,878	93,228:91,879	-	0,039	86,299:107,480	+	0,03	82,142:98,189	+
2b:4b 8068/12068	0	82,520:146,98	+	0,002	102,677:173,23	+	0,001	107,61:162,83	+	0	63,622:170,835	+
Gruppen	D (Sign.)	MW	Vorz.									
1a:3a 8034/12034	0	3,401:16,000	+	0,437	11,069:13,543	+	0,749	17,908:16,692	-	0,902	16,738:16,220	-
2a:4a 8064/12064	0,035	25,701:14,593	+	0,336	23,307:29,186	+	0,004	39,055:17,134	-	0,015	31,969:12,755	-
1b:3b 8038/12038	0,24	9,658:16,850	+	0,058	3,149:8,908	+	0,08	8,189:19,168	+	0,975	15,382:15,118	-
2b:4b 8068/12068	0,035	25,701:14,593	-	0,336	23,307:29,186	+	0,004	39,055:17,134	-	0,015	31,969:12,755	-

Tabelle 3.3.1.

2. Frequenzdiskussion 3Hz:6Hz, 1Hz:2Hz (E&SZ konst.)

Lokalisation	cv			av			co			ao		
Gruppen	KF(Sign.)	MW	Vorz.	KF(Sign.)	MW	Vorz.	KF(Sign.)	MW	Vorz.	KF(Sign.)	MW	Vorz.
1a:2a(8034/8064)	0	3,779:1,119	-	0,003	3,989:0,629	-	0,011	2,939:1,259	-	0,004	3,212:0,566	-
3a:4a(12034/12064)	0,15	3,464:2,159	-	0,685	2,267:2,677	+	0,302	2,141:1,469	-	0,763	2,099:1,811	-
I:III(20014/20024)	0,339	1,469:0,472	-	0,326	0,472:0,419	-	1	1,259:1,259	=	0,085	0,4199:1,259	+
1b:2b(8038/8068)	0,973	2,362:2,414	+	0,334	2,362:1,007	-	0,169	4,409:2,204	-	0,371	2,834:1,889	-
3b:4b(12038/12068)	0,339	2,126:3,359	+	0,326	1,496:4,199	+	0,035	2,362:4,934	+	0,085	1,102:4,157	+
II:IV(20018/20028)	0,707	2,393:1,889	-	0,124	2,362:1,259	-	0,092	2,519:0,787	-	0,057	1,469:0,629	-

Gruppen	LK(Sign.)	MW	Vorz.	LK(Sign.)	MW	Vorz.	LK(Sign.)	MW	Vorz.	LK(Sign.)	MW	Vorz.
1a:2a(8034/8064)	0,01	33,780:28,136	-	0,742	24,927:26,016	+	0,747	25,890:24,756	-	0,005	28,206:19,108	-
3a:4a(12034/12064)	0,001	62,812:32,861	-	0,024	65,511:47,424	-	0,007	65,092:43,701	-	0,001	72,063:46,929	-
I:III(20014/20024)	0,78	55,013:58,793	+	0,244	55,643:67,822	+	0,108	66,141:58,740	-	0,017	78,530:59,633	-
1b:2b(8038/8068)	0,001	66,562:41,827	-	0,009	60,892:35,276	-	0,386	46,362:38,047	-	0,001	50,016:26,667	-
3b:4b(12038/12068)	0,003	59,933:104,063	+	0,001	73,071:139,42	+	0,016	68,661:95,028	+	0	76,04:141,10	-
II:IV(20018/20028)	0,496	63,622:72,861	+	0,248	77,952:66,142	-	0,691	70,236:74,121	+	0,52	69,291:82,940	+

Gruppen	LT(Sign.)	MW	Vorz.	LT(Sign.)	MW	Vorz.	LT(Sign.)	MW	Vorz..	LT(Sign.)	MW	Vorz..
1a:2a(8034/8064)	0,926	52,983:53,273	+	0,103	58,268:51,253	-	0,042	65,168:49,764	-	0,065	67,008:54,740	-
3a:4a(12034/12064)	0	92,283:52,039	-	0,025	88,976:64,612	-	0,001	101,21:67,480	-	0,024	95,244:75,771	-
I:III(20014/20024)	0,3	53,963:70,761	+	0,12	74,961:92,388	+	0,974	79,685:79,213	-	0,832	81,889:78,950	-
1b:2b(8038/8068)	0,174	93,858:82,520	-	0,331	93,228:102,677	+	0,018	86,299:107,61	+	0,065	82,142:63,622	-
3b:4b(12038/12068)	0,002	100,437:146,98	+	0,001	91,879:173,23	+	0,001	107,480:162,83	+	0	98,189:170,835	+
II:IV(20018/20028)	0,329	87,717:100,157	+	0,53	91,181:84,094	-	0,521	99,738:96,798	-	0,411	105,407:114,436	+

Gruppen	D(Sign.)	MW	Vorz.	D(Sign.)	MW	Vorz.	D(Sign.)	MW	Vorz..	D(Sign.)	MW	Vorz..
1a:2a(8034/8064)	0,964	3,401:3,289	-	0,457	11,069:8,252	-	0,012	17,908:6,509	-	0,031	16,738:6,509	-
3a:4a(12034/12064)	0	16,000:9,898	-	0,005	13,543:5,196	-	0,003	16,692:5,389	-	0,003	16,220:4,094	-
I:III(20014/20024)	0,225	11,129:13,858	+	0,604	15,538:17,637	+	0,258	12,598:16,798	+	0,837	13,701:13,438	-
1b:2b(8038/8068)	0,039	9,658:25,701	+	0,008	3,1494:23,307	+	0,001	8,189:39,055	+	0,066	15,328:31,969	+
3b:4b(12038/12068)	0,607	16,850:14,593	-	0,019	8,908:29,186	+	0,392	19,168:17,134	-	0,211	15,118:12,755	-
II:IV(20018/20028)	0,652	14,961:17,007	+	0,238	14,362:16,692	+	0,022	9,6588:18,110	+	0,291	12,598:14,698	+

Tabelle 3.1.3.

Berechnungen zu KG gegen Gruppen ohne Lokalisationsabhängigkeit

Gr.	KF in µm	KF in %	um %
KG4Wo	0,65	100	0
8034	3,479	535,23	435,23
8064	0,893	137,38	37,38
12034	2,492	383,38	283,38
12064	2,029	312,15	212,15
20014	0,905	139,23	39,23
20024	0,852	131,07	31,07

Gr.	LK in µm	LK in %	um %
KG4Wo	67,441	100%	0
8034	27,1	40,18%	-59,82
8064	21,932	32,52%	-67,48
12034	68,577	101,68%	1,68
12064	45,315	67,19%	-32,81
20014	63,83	94,64%	-5,36
20024	61,247	90,81%	-9,19

Gr.	KF in µm	KF in %	um %
KG8Wo	0,288	100	0
8038	3,40125	1180	1080
8068	1,876	651	551
12038	1,7715	615	515
12068	4,162	114,5	134,5
20018	2,185	758	658
20028	1,141	396	296

Gr.	LK in µm	LK in %	um %
KG8Wo	109,681	100	0
8038	55,915	50,97	-49,03
8068	35,454	32,32	-67,68
12038	69,426	63,29	-36,71
12068	119,9	109,31	9,31
20018	70,275	64,072	-35,928
20028	74,016	67,483	-32,517

Gr.	LT in µm	LT in %	um %
KG4Wo	89,362	100%	0
8034	66,05	73,91%	-26,09
8064	52,252	58,47%	-41,53
12034	98,227	109,92%	9,92
12064	71,362	79,85%	-20,15
20014	72,624	81,26%	-18,74
20024	80,328	89,89%	-10,11

Gr.	D in µm	D in %	um %
KG4Wo	9,385	100%	0
8034	17,315	184,49%	84,49
8064	6,509	69,35%	-30,65
12034	16,456	175,34%	75,34
12064	4,741	50,51%	-49,49
20014	13,241	141,08%	42,08
20024	15,432	164%	64

Gr.	LT in µm	LT in %	um %
KG8Wo	133,565	100	0
8038	88,825	66,5	-33,5
8068	71,28	53,367	-46,633
12038	99,496	74,49	-25,51
12068	163,46	122,38	22,38
20018	96,01	71,88	-28,12
20028	98,87	74,02	-25,98

Gr.	D in µm	D in %	um %
KG8Wo	10,655	100	0
8038	9,074	85,15	-14,85
8068	30	281,55	181,55
12038	15,011	140,88	40,88
12068	18,41	172,78	72,78
20018	12,89	120,97	20,97
20028	16,626	156,039	56,039

Tabelle 3.2.1.2.

Berechnungen zu Energieerhöhung bei konstanter Frequenz ohne Lokalisationsabhängigkeit 4-Wochen-Gruppen

Gr.	KF in µm	KF in %	um %
8034	3,479	100	
12034	2,492	71,62	-28,38
Z83 20034	5,039	144,84	44,84
Z91 400/50034	0,786	22,61	-77,39
8064	0,893	100	
12064	2,028	227,09	127,1
Z88 25064	3,779	423,23	323,23

Gr.	LK in µm	LK in %	um %
8034	27,1	100	
12034	68,577	253,05	153,05
Z83 20034	61,26	227,22	127,22
Z91 400/50034	53,386	196,99	96,99
8064	21,932	100	
12064	45,315	206,6	106,6
Z88 25064	70,393	320,96	220,96

Gr.	LT in µm	LT in %	um%
8034	66,05	100	
12034	98,227	148,71	48,71
Z83 20034	81,565	123,48	23,48
Z91 400/50034	81,26	123,02	23,02
8064	52,252	100	
12064	71,362	136,57	36,57
Z88 25064	87,558	167,56	67,56

Gr.	D in µm	D in %	um
8034	17,315	100	
12034	16,456	95,03	-4,97
Z83 20034	8,504	49,113	-50,887
Z91 400/50034	23,149	133,69	33,69
8064	6,509	100	
12064	4,741	72,83	-27,17
Z88 25064	11,811	181,45	81,45

8-Wochen-Gruppen

Gr.	KF in μm	KF in %	um %
8038	3,401	100	
12038	1,771	52,07%	-40,79
Z85 20038	1,259	42,09	-57,91
Z87 25038	12,44	415,91	315,91
Z90 3503/68	0,31	10,36	-89,64
8068	1,878	100	
12068	4,162	221,61%	121,61
Z84 20068	7,716	410,86	310,86
Z90 3503/68	0,31	16,5	-83,5
Gr.	LK in μm	LK in %	um %
8038	55,915	100	
12038	69,426	124,16	24,16
Z85 20038	59,213	105,89	5,89
Z87 25038	64,094	114,63	14,63
Z90 3503/68	74,173	132,65	32,65
8068	35,454	100	
12068	119,9	337,36	237,36
Z84 20068	86,509	244	144
Z90 3503/68	74,173	209,2	109,2

Gr.	LT in μm	LT in %	um %
8038	88,825	100	
12038	99,496	112,01	12,01
Z85 20038	91,338	102,83	2,83
Z87 25038	99,685	112,22	12,22
Z90 3503/68	110,39	124,27	24,27
8068	89,1	100	
12068	163,46	229,32	129,32
Z84 20068	131,443	184,4	84,4
Z90 3503/68	110,39	154,86	54,86
Gr.	D in μm	D in %	um %
8038	9,074	100	
12038	15,011	165,42	65,42
Z85 20038	11,758	129,57	29,57
Z87 25038	17,63	194,29	94,29
Z90 3503/68	27,086	298,5	198,5
8068	30	100	
12068	18,41	61,36	-38,64
Z84 20068	20,472	68,24	-31,76
Z90 3503/68	27,086	90,28	-9,72

Tabelle 3.3.2. Berechnungen zu Frequenzerhöhung bei konstanter Energie ohne Lokalisationsabhängigkeit 4-Wochen-Gruppen

Gr.	KF in μm	KF in %	um %
8034	3,479	100	
8064	0,893	25,67	-74,33
12034	2,492	100	
12064	2,029	81,42	-18,6
20014	0,905	100	
20024	0,852	94,14	-5,86
Z102 2001/24	2,2023	243,34	143,3
Z83 20034	5,039	556,79	456,79
Gr.	LK in μm	LK in %	um %
8034	27,1	100	
8064	21,932	80,92	-19,08
12034	68,577	100	
12064	45,315	66,08	-33,92
20014	63,83	100	
20024	61,247	97,21	-2,79
Z102 2001/24	63,622	99,67	-0,33
Z83 20034	61,26	95,97	-4,03

Gr.	LT in μm	LT in %	um %
8034	66,05	100	
8064	52,252	79,11	-20,89
12034	98,227	100	
12064	71,362	72,65	-27,35
20014	72,624	100	
20024	80,328	110,6	10,6
Z102 2001/24	99,685	137,26	37,26
Z83 20034	81,565	112,31	12,31
Gr.	D in μm	D in %	um %
8034	17,315	100	
8064	6,509	37,59	-62,41
12034	16,456	100	
12064	4,741	28,81	-71,19
20014	13,241	100	
20024	15,432	116,54	16,54
Z102 2001/24	19,842	149,85	49,85
Z83 20034	8,504	64,22	-35,78

8-Wochen-Gruppen

Gr.	KF in μm	KF in %	um %
8038	3,401	100	
8068	1,878	78,25	-21,75
12038	1,771	100	
12068	4,162	234,88	134,88
20018	2,185	100	
20028	1,141	52,22	-47,8
Z85 20038	1,259	57,62	-42,38
Z84 20068	7,716	353,13	253,13
Gr.	LK in μm	LK in %	um %
8038	55,915	100	
8068	35,454	63,4	-36,6
12038	69,426	100	
12068	119,9	172,7	72,7
20018	70,275	100	
20028	74,016	105,32	5,32
Z85 20038	59,213	84,57	-15,43
Z84 20068	86,509	123,1	23,1

Gr.	LT in μm	LT in %	um %
8038	88,825	100	
8068	89,1	100,31	0,31
12038	99,496	100	
12068	163,46	164,28	64,28
20018	96,01	100	
20028	98,86	102,96	2,96
Z85 20038	91,338	95,13	-4,87
Z84 20068	131,443	136,9	36,9
Gr.	D in μm	D in %	um %
8038	9,074	100	
8068	30	330,61	230,61
12038	15,011	100	
12068	18,41	122,64	22,64
20018	12,894	100	
20028	16,626	128,94	28,94
Z85 20038	11,758	91,19	-8,81
Z84 20068	20,472	158,77	58,77

Tabelle 3.4.1. Berechnungen zur Energieerhöhung bei gleichzeitiger Frequenzerhöhung ohne Lokalisationsabhängigkeit

Gr.	KF in μm	KF in %	um %	LT in μm	LT in %	um%	LK in μm	LK in %	um %	D in μm	D in %	um %
8034	3,479	100		66,05	100		27,1	100		17,315	100	
12064	2,029	58,32	-41,68	71,362	108,04	8,04	45,315	167,21	67,21	4,741	27,38	-72,62
8038	3,401	100		88,825	100		55,915	100		9,074	100	
12068	4,162	122,37	22,37	163,46	184,02	84,02	119,9	214,43	114,43	18,41	202,88	102,88

Tabelle 3.4.2. Berechnungen zur Energieerhöhung bei gleichzeitiger Frequenzsenkung 4 Wochen-Gruppen/8 Wochen-Gruppen

Gr.	KF in μm	KF in %	um %	LT in μm	LT in %	um%	LK in μm	LK in %	um %	D in μm	D in %	um %
8034	3,479	100		66,05	100		27,1	100		17,315	100	
20024	0,852	24,48	-75,52	80,328	121,61	21,6	61,247	226	126	15,432	89,12	-10,88
20014	0,905	26,01	-73,99	72,624	109,95	9,95	63,83	235,53	135,53	13,241	76,47	-23,53
12064	2,029	100		71,362	100		45,315	100		4,741	100	
20024	0,852	41,99	-58,01	80,328	112,56	12,56	61,247	135,16	35,16	15,432	325,5	225,5
20014	0,905	44,6	-55,4	72,624	101,76	1,76	63,83	140,85	40,85	13,241	279,28	179,28
Gr.	KF in μm	KF in %	um %	LT in μm	LT in %	um%	LK in μm	LK in %	um %	D in μm	D in %	um %
8064	0,912	100		52,252	100		21,932	100		6,509	100	
12034	2,1195	232,4	132,4	98,227	187,98	87,98	68,577	312,68	212,68	16,456	252,82	152,82
Gr.	KF in μm	KF in %	um %	LT in μm	LT in %	um%	LK in μm	LK in %	um %	D in μm	D in %	um %
8064	0,912	100		52,252	100		21,932	100		6,509	100	
20024	0,852	93,42	-6,58	80,328	153,73	53,73	61,247	279,25	179,25	15,432	237,08	137,08
20014	0,905	99,23	-0,77	72,624	138,98	38,98	63,83	291,03	191,03	13,241	203,42	103,42
12034	2,1195	100		98,227	100		68,577	100		16,456	100	
20024	0,852	40,19	-59,81	80,328	81,77	-18,23	61,247	89,31	-10,69	15,432	93,77	-6,23
20014	0,905	42,69	-57,31	72,624	73,93	-26,07	63,83	93,07	-6,93	13,241	80,46	-19,54
Gr.	KF in μm	KF in %	um %	LT in μm	LT in %	um%	LK in μm	LK in %	um %	D in μm	D in %	um %
8038	3,401	100		88,825	100		55,915	100		9,074	100	
20028	1,141	33,54	-66,46	98,86	111,29	11,29	74,016	132,37	32,37	16,626	183,22	83,22
20018	2,185	64,24	-35,76	96,01	108,08	8,08	70,275	125,68	25,68	12,894	142,09	42,09
12068	4,162	100		163,46	100		119,9	100		18,41	100	
20028	1,141	27,41	-72,59	98,86	60,47	-39,53	74,016	61,73	-38,27	16,626	90,3	-9,7
20018	2,185	52,49	-47,1	96,01	58,73	-41,27	70,275	58,61	-41,39	12,894	70,03	-29,97
Gr.	KF in μm	KF in %	um %	LT in μm	LT in %	um%	LK in μm	LK in %	um %	D in μm	D in %	um %
8068	1,876	100		71,28	100		35,454	100		30	100	
12038	1,771	94,4	-5,6	99,496	139,58	39,58	69,426	195,82	95,82	15,011	50,03	-49,97
Gr.	LK in μm	LK in %	um %	D in μm	D in %	um %	KF in μm	KF in %	um %	LT in μm	LT in %	um%
8068	35,454	100		30	100		1,876	100		71,28	100	
20028	74,016	208,76	108,76	16,626	55,42	-44,58	1,141	60,82	-39,18	98,86	138,69	38,69
20018	70,275	198,21	98,21	12,894	42,98	-57,02	2,185	116,47	16,47	96,01	134,69	34,69
12038	69,426	100		15,011	100		1,771	100		99,496	100	
20028	74,016	106,61	6,61	16,626	110,75	10,75	1,141	64,42	-35,58	98,86	99,36	-0,64
20018	70,275	101,22	1,22	12,894	85,89	-14,11	2,185	123,37	23,37	96,01	96,55	-3,45

Thesen zur Dissertation:

„Erzeugung artifizieller kariesähnlicher Demineralisationen an laserbehandeltem zementbedeckten Dentin der Wurzeloberfläche“

vorgelegt von Sabine Gernenz

1. Die Entstehung artifizieller kariesähnlicher Läsionen in einem Säure-Gel-System wurde nach Vorbehandlung mit dem Erbium:YAG-Laser 1240 der KAVO Dentalwerke untersucht, um Möglichkeiten für die Anwendung in bezug auf die Prophylaxe von Zahnhals- und Wurzelkaries sowie die Behandlung von Dentin-Hypersensibilitäten zu überprüfen. Dabei sollten keine Kavitäten präpariert werden, sondern ein größerer definierter Bereich der Wurzeloberfläche mit Laserparametern bestrahlt werden, die noch keine makroskopisch sichtbaren Läsionen hervorrufen. Anschließend wurde mit dem Modell der artifiziellen Karies die Laserwirkung hinsichtlich der Säurebeständigkeit der bestrahlten Zahnoberfläche überprüft. Veränderungen im Sinne einer Versiegelung bzw. verstärkten Säureresistenz des Matrix-Mineralgerüsts gegenüber unbestrahlten Arealen wären somit Indizien für die Realisierbarkeit prophylaktischer Anwendungen.
2. Die kariesfreien Zähne wurden mit Nagellack überzogen. Dabei blieben vestibulär und oral 1 mm² große Flächen (Fenster) kurz unter der Schmelz-Zement-Grenze und in Wurzelspitzennähe frei, die mit Laser, mit Säure oder mit beiden behandelt wurden. Die Laserenergie variierte von 80-500 mJ, die Frequenz von 1-6 Hz. Die Zähne lagerten in einem Säure-Gel-System für 4 und 8 Wochen, das zur Erzeugung artifizieller kariesähnlicher Läsionen diente und aus 4 %iger Hydroxyäthylzellulose und 0,0035 M Milchsäure (pH-Wert: 4,5) und Thymolkristallen bestand. Die Kombinationsvielfalt sollte einen Überblick über die Laserwirkung bezogen auf die Säurepermeabilität von Zement und Dentin sowie den kariostatischen Effekt geben. Die hergestellten Dünnschliffe wurden polarisationsmikroskopisch untersucht, um die unterschiedlichen Demineralisationszustände in den entstandenen Läsionen gut sichtbar zu machen.
3. Die Bestrahlung von zementbedecktem Dentin mit dem Er:YAG-Laser bewirkt bei Einhaltung bestimmter Parameter eine Senkung der Permeabilität des Dentins gegenüber Säure.
4. Durch die Laserbehandlung kommt es unter Beachtung bestimmter Kautelen zu einer Verdichtung bzw. Versiegelung der oberflächlichen Schichten der Zahnwurzel durch Dehydrierung, Denaturierung und Umkristallisierung.
5. Bei niedrigen Laserleistungen, wie 80 mJ und 3 Hz, rauht der Er:YAG-Laser die Wurzeloberfläche auf bzw. versiegelt sie nur unzureichend.

6. Die Kombination der Laserparameter von 80 mJ und 6 Hz bewirkt eine Stagnation bzw. Senkung der Säurediffusion in die Wurzeloberfläche für 4 und auch über die längere Dauer von 8 Wochen.
7. Sehr hohe Energiedichten (über 200 mJ) führen zu großen Substanzverlusten. Zusätzlich können eine Schwärzung der Oberfläche durch Karbonisierungseffekte und auch Risse aufgrund von thermischen Spannungen auftreten.
8. Die 8wöchige Säureeinwirkung zeigt eine starke Vertiefung der Demineralisationen bei den Kontrollgruppen und eine geringere bei den Lasergruppen. Dabei spielt bei den Lasergruppen der Verdichtungsgrad der Oberfläche eine entscheidende Rolle.
9. Die Demineralisationsgeschwindigkeit nimmt während 8 Wochen ab. Partiiell kommt es auch zur Stagnation oder Reaktionsumkehr, da sich Sättigungszustände im Säuregel und auch im Gewebe ausbilden, die Remineralisationen induzieren können.
10. Bei einer Laserbestrahlung mit entsprechender Parameterkombination überwindet die Säure in weniger als 8 Wochen die laserverdichtete Oberflächenschicht und kann dann wieder mit höherer Geschwindigkeit tiefer ins Dentin eindringen.
11. Der Er:YAG-Laser setzt bei 200 mJ und 3 Hz zwar einen Defekt, doch wird gleichzeitig die Oberfläche versiegelt, so daß eine Hemmung der Säurepenetration für eine Dauer bis zu 4 Wochen möglich ist.
12. Die Erhöhung der Frequenz von 3 Hz auf 6 Hz bewirkt nur bei mittleren Energien von 80 mJ und 120 mJ eine Hemmung in der "artifiziiellen Kariesausbildung".
13. Die apikale und auch die orale Wurzelregion reagieren am deutlichsten auf Veränderungen der äußeren Versuchsbedingungen (Laser, Säureeinwirkzeit). Sie sind somit die am geringsten mineralisierten (ausgereiften) Zahnregionen.
14. Eine Behandlung freiliegender Wurzelanteile mit dem Er:YAG-Laser könnte unter bestimmten Laserparametern (80 mJ, 6 Hz) einer Wurzelkaries vorbeugen, müßte aber durch weiterführende Untersuchungen abgesichert werden.

Lebenslauf

Name: Gernenz
Vorname: Sabine
Geburtsdatum: 15. 09. 1973
Geburtsort: Magdeburg

Familie: Vater: Karl-Wilhelm Gernenz, Diplomhandelslehrer
Mutter: Ilse Gernenz, geb. Pfeiffer, Diplomhandelslehrerin
Geschwister: Susanne Gernenz, Studentin der Heilpädagogik

Werdegang: 1980 - 1990 Besuch der Polytechnischen Oberschule
„Salvador Allende“ in Magdeburg
1979 - 1992 Ausbildung im Fach Klavier an der Musikschule
Magdeburg „Georg Philipp Telemann“
1990 - 1992 Besuch des Gymnasiums „Geschwister Scholl“
in Magdeburg
1992 - 1997 Studium der Zahnmedizin an der
Martin - Luther - Universität Halle-Wittenberg
Januar bis Juli 1998 zahnärztliche Vorbereitungsassistentin in
Magdeburg, Zahnarztpraxis Dr. A. Krause
Februar bis
September 2000 zahnärztliche Vorbereitungsassistentin in Völpke,
Zahnarztpraxis P. Finck
seit Oktober 2000 zahnärztliche Vorbereitungsassistentin in
Magdeburg, Zahnarztpraxis Dr. R. Littinski

Hiermit erkläre ich die vorliegende Arbeit selbständig verfaßt und keine anderen als die angegebenen Hilfsmittel und Quellen verwendet zu haben.

Die Dissertation wurde am Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde, Poliklinik für Zahnerhaltungskunde und Parodontologie unter der wissenschaftlichen Betreuung von Prof. Dr. A. Stiefel angefertigt.

Die vorliegende Dissertation wurde nicht in dieser oder ähnlicher Form an einer anderen Stelle zum Zwecke eines Promotions- oder anderen Prüfungsverfahrens eingereicht.

Magdeburg, den 23. August 2001

A handwritten signature in black ink, appearing to read 'Sabina Jönass'. The signature is written in a cursive, flowing style with a prominent initial 'S'.

Danksagung

Nach Fertigstellung dieser Arbeit möchte ich Herrn Prof. Dr. Arnd Stiefel (Arbeitsbereich Orale Strukturbiologie) für die Überlassung des Themas, für die wertvollen Hinweise, die fachliche Beratung bei der Anfertigung der Arbeit sowie seine fortwährende Unterstützung danken.

Weiterhin gilt mein Dank Herrn Prof. Dr. W. Raab (jetzt Universität Düsseldorf) und Herrn Kies (Firma KaVo) für die Bereitstellung des Er:Yag-Lasergerätes Key 1024 an den Arbeitsbereich Orale Strukturbiologie der Poliklinik für Zahnerhaltungskunde/ Parodontologie.

Ebenso bedanke ich mich bei Herrn Dr. F. W. Röhl (Institut für Biometrie und Medizinische Informatik der Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg) für die Beratung und Hilfe bei der statistischen Aufarbeitung des Materials.