

---

**Aus dem Universitätsklinikum Münster  
Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik**

**- Direktor: Univ.-Prof. Dr. Dr. F. Bollmann -**

**Selektive Kariesentfernung durch drehmomentbegrenztes  
Exkavieren**

**INAUGURAL-DISSERTATION**

**zur**

**Erlangung des doctor medicinae dentium**

**der Medizinischen Fakultät**

**der Westfälischen Wilhelms-Universität Münster**

**vorgelegt von Alhorn, Sören**

**aus Lemgo**

**2006**

Gedruckt mit Genehmigung der  
Medizinischen Fakultät der  
Westfälischen Wilhelms-Universität

---

Dekan: Univ.-Prof. Dr. H. Jürgens

1. Berichterstatter: Univ.-Prof. Dr. Dr. F. Bollmann

2. Berichterstatter: Prof. Dr. E. Schäfer

Tag der mündlichen Prüfung: 02.11.06

---

**Aus dem Universitätsklinikum Münster**

**Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik**

- Direktor: Univ.-Prof. Dr. Dr. F. Bollmann -

Referent: Univ.-Prof. Dr. Dr. F. Bollmann

Koreferent: Prof. Dr. E. Schäfer

## **ZUSAMMENFASSUNG**

### **Selektive Kariesentfernung durch drehmomentbegrenztes Exkavieren**

Sören Alhorn

Bis zum heutigen Tag sind unterschiedliche Methoden zur Kariesentfernung entwickelt worden. Techniken, kariöse von gesunder Zahnhartsubstanz klinisch eindeutig zu unterscheiden, jedoch nicht.

Aufgabe der vorliegenden Arbeit war es, ein Verfahren zur selektiven Kariesentfernung in vitro zu entwickeln und es anschließend mit bisher genutzten Vorgehensweisen zu vergleichen.

Im Versuchsaufbau wurde ein Winkelstück verwendet, an dem in Stufen die Antriebskraft, die über den Bohrer an der Probenoberfläche als Drehmoment wirksam ist, eingestellt werden kann. Diese Möglichkeit zum Einstellen von verschiedenen Drehmomenten sollte genutzt werden, um einen Bereich herauszufinden, an dem die Antriebskraft beim Übergang des Bohrers von kariöser zu gesunder Zahnhartsubstanz nicht mehr ausreicht, die Drehaktivität des Bohrers fortzusetzen, mit dem gewünschten Resultat, daß der bearbeitete Bereich kariesfrei ist, aber auch keine gesunde Zahnhartsubstanz verloren gegangen ist.

In der ersten Versuchsreihe erfolgte die Testung der Reproduzierbarkeit der im Versuchsaufbau ermittelten Meßwerte an einer Kunststoffplatte, die eine dem Dentin ähnliche Härte aufweist. Anschließend wurden die Anhaltedrehmomente für verschiedene Bohrergrößen ermittelt und schließlich Dentinhärtemessungen an kariesfreiem und kariösem Dentin extrahierter Zähne vorgenommen.

Als Ergebnis dieser Versuche mit jeweils fünf Bohrergrößen fand sich eine korrelierende Zunahme der ermittelten Anhaltedrehmomentbereiche bei zunehmender Bohrergröße. Graphisch können die Meßwerte zu einer Geraden interpoliert werden, die das Ablesen von Anhaltedrehmomenten weiterer Bohrergrößen ermöglicht.

Die Anwendung der Anhaltedrehmomente mit Bohrergrößen 014/018/023 führte bei 62,5% der Versuche zur Kariesfreiheit nach Anhalten des Rosenbohrers, bei Größe 010 jedoch nur bei 25%, bei Größe 029 nur bei 37,5%. Demnach liefern mittlere Bohrergrößen die höchste Reproduzierbarkeit der Ergebnisse für den vorhandenen Versuchsaufbau. Bei klinischer Nutzung könnte in kürzerer Zeit ohne mehrfachen Instrumentenwechsel und ohne ständige Sichtkontrolle effektiv gearbeitet werden.

Tag der mündlichen Prüfung: 02.11.06

---

**Für meine Eltern und Großeltern**

---

## Inhaltsverzeichnis

<b>1</b>	<b>Einleitung.....</b>	<b>8</b>
<b>2</b>	<b>Literaturübersicht.....</b>	<b>9</b>
2.1	Definition, Ätiologie und Struktur der Karies.....	9
2.2	Geschichte und Tradition der mechanischen Kariesentfernung..	10
2.2.1	Exkavation mit Handinstrumenten.....	12
2.2.2	Exkavation mit Rosenbohrern.....	12
2.3	Alternativmethoden.....	13
2.3.1	Kariestherapie mit Ozon.....	13
2.3.2	Kariestherapie mit Laser.....	14
2.3.3	Handexkavation mit der ART-Technik.....	16
2.3.4	Kariesentfernung mit Air-Abrasion und Air-Polishing.....	18
2.3.5	Ultrasonic-Instrumentierung und Sono-Abrasion .....	19
2.4	Methoden zur selektiven Kariesentfernung.....	20
2.4.1	Kariesentfernung mit abradierenden Instrumenten.....	21
2.4.2	Chemomechanische Kariesentfernung.....	24
2.5	Klinische und mikroskopische Oberflächenbeschaffenheit von Dentin.....	27
2.6	Mikrohärte von Dentin.....	29
2.7	Art der klinischen Kontrolle der Kariesfreiheit.....	32
<b>3</b>	<b>Aufgabenstellung.....</b>	<b>35</b>
<b>4</b>	<b>Material und Methode.....</b>	<b>36</b>
4.1	Versuchsaufbau.....	36

---

4.2	Versuchsdurchführung.....	44
4.2.1	Vorversuche an CAVIDRILL©-Kunststoff-Platten.....	44
4.2.2	Vorversuche an extrahierten kariesfreien Zähnen zwecks Ermittlung erster Zielgrößen (Anhaltedrehmomente).....	46
4.2.3	Hauptversuche an extrahierten kariesfreien Zähnen zwecks Ermittlung anwendbarer Zielgrößen (Anhaltedrehmomente).....	48
4.2.4	Hauptversuche an extrahierten kariösen Zähnen zwecks Anwendung der ermittelten Zielgrößen (Anhaltedrehmomente).....	49
<b>5</b>	<b>Ergebnisse.....</b>	<b>51</b>
5.1	Vorversuche mit CAVIDRILL©-Platten.....	51
5.2	Vorversuche an extrahierten kariesfreien Zähnen zwecks Ermittlung erster Zielgrößen.....	57
5.2.1	Ergebnisse der Dentinhärtemessungen nach Vickers (HV0,5).....	57
5.2.2	Meßwerte der in den Vorversuchen an extrahierten kariesfreien Zähnen für die jeweilige Bohrergröße bestimmten Anhaltedrehmomente (Ncm).....	57
5.3	Hauptversuche an extrahierten kariesfreien Zähnen zwecks Ermittlung anwendbarer Zielgrößen.....	58
5.3.1	Ergebnisse der Dentinhärtemessungen nach Vickers (HV0,5).....	58
5.3.2	Meßwerte der in den Hauptversuchen an extrahierten kariesfreien Zähnen für die jeweilige Bohrergröße ermittelten Anhaltedrehmomente (Ncm).....	59
5.3.3	Auswertung und graphische Darstellung der ermittelten Anhaltedrehmomente (Ncm) für die einzelnen Bohrergrößen.....	62

---

5.4	Ergebnisse der Hauptversuche an extrahierten kariösen Zähnen zwecks Anwendung der ermittelten Zielgrößen (Anhaltedrehmomente).....	66
5.4.1	Härtemessungen am Dentin kariöser Zähne nach Vickers.....	66
5.4.2	Ergebnisse der Hauptversuche an kariösen Zähnen.....	66
5.4.2.1	Verlaufsprotokoll der Hauptversuche an kariösen Zähnen.....	66
<b>6</b>	<b>Diskussion.....</b>	<b>72</b>
<b>7</b>	<b>Zusammenfassung.....</b>	<b>79</b>
<b>8</b>	<b>Literaturverzeichnis.....</b>	<b>81</b>
<b>9</b>	<b>Abbildungsverzeichnis.....</b>	<b>92</b>
<b>10</b>	<b>Tabellenverzeichnis.....</b>	<b>94</b>
<b>11</b>	<b>Danksagung.....</b>	<b>95</b>
<b>12</b>	<b>Lebenslauf.....</b>	<b>96</b>



---

## 1. Einleitung

Zur Entfernung kariöser Zahnhartsubstanz sind in der Vergangenheit vielfältige Methoden mit unterschiedlichen Ansätzen entwickelt worden. Diese lassen sich einteilen in mechanische und nicht-mechanische, rotierende und nicht-rotierende Methoden zur Kariesexkavation. Darunter fallen Handinstrumente, Rosenbohrer, Air-Abrasion, Air-Polishing, Ultrasonic-Instrumentierung, Sono-Abrasion, chemomechanische Methoden und Lasertechniken, die Banerjee et al. [8] in ihrer Arbeit zusammengetragen haben.

Allen Techniken ist jedoch gemeinsam, daß das Erreichen des Übergangs von kariöser zu kariesfreier Zahnhartsubstanz mehr oder weniger abgeschätzt, d.h. taktil überprüft werden muß. Hierbei entsteht häufig die Situation, daß tiefer exkaviert wird als nötig. Es bedeutet Verlust an gesunder Zahnhartsubstanz. Dieses zu vermeiden ist vor allem für den Anfänger oft problematisch.

Verfahren zur selektiven Kariesentfernung könnten hilfreich sein, um unnötigen Zahnhartsubstanzverlust zu vermeiden. Mit dem hier vorgestellten Versuchsaufbau wird in vitro untersucht, inwieweit durch das Einstellen von verschiedenen Drehmomenten einer Antriebseinheit eine selektive Kariesentfernung möglich ist. An gesundem Dentin werden zunächst Anhaltedrehmomente von Rosenbohrern verschiedener Größe ermittelt. Anschließend werden diese bei der Exkavation von kariösem Dentin eingestellt. Hierdurch soll geprüft werden, ob Rosenbohrer bestimmter Größe bei Erreichen des kariesfreien Dentins reproduzierbar anhalten.

---

## 2.Literaturübersicht

### 2.1 Definition, Ätiologie und Struktur der Karies

Die Karies, lat. die Morschheit, die Fäulnis, beschreiben Hellwig, Klimek und Attin [37] als „häufigste Erkrankung der Zahnhartsubstanzen“ im Sinne einer „lokalisierten Erkrankung, die durch das Zusammenwirken potentiell pathogener Mikroorganismen und pathogener ökologischer Faktoren entsteht.“

Schon 1898 nennt Miller [referiert in 37] kariogene Mikroorganismen, kariogenes Substrat und organische Säuren als primäre ätiologische Faktoren der Kariesentstehung, deren gemeinsames Vorkommen in der Mundhöhle zu Demineralisationsvorgängen an der Zahnoberfläche führt.

Diese Vorstellungen sind im Laufe der Zeit durch sekundäre Faktoren wie Ernährung, Verhalten, Zeit, sozio-ökonomische, genetische, soziologische sowie anatomisch-strukturelle Komponenten erweitert worden, so dass die Karies nunmehr als komplexes, multifaktorielles Geschehen betrachtet wird.

Gemäß dem strukturellen Aufbau eines Zahnes unterscheidet H. E. Schröder [65] Schmelzkaries, Dentinkaries und Wurzelkaries, neben seltenen Formen wie Strahlenkaries und Flaschenkaries. Schröder beschreibt Zahnschmelz „nicht als Hartgewebe, sondern als azelluläres, avaskuläres und nicht innerviertes kristallines Gefüge“ und definiert die Schmelzkaries als „nur auf den Schmelz begrenzte Läsion, die noch nicht zur Kavitation geführt hat“. Sie tritt klinisch als weißliche, zuweilen braune Verfärbung der porösen „pseudo-intakten“

Schmelzoberflächenschicht auf. Histologisch teilt Hellwig [37] die Schmelzkaries in eine pseudointakte Oberflächenschicht und Läsionskörper, darin das Läsionszentrum, die dunkle und die transluzente Zone, ein.

Im Gegensatz zum Schmelz handelt es sich nach Schröder [65] beim Dentin um ein vitales Hartgewebe, im Vergleich mit Schmelz weniger mineralisiert, das „von kanalisiertem Weichgewebe (Odontoblastenfortsätze) durchzogen ist und zusammen mit der Pulpa auf externe Reize als „funktionelle Einheit“ reagiert.

---

Die Dentinkaries wird histologisch eingeteilt in Tertiärdentin, physiologisch unauffälliges Dentin, Zone der Sklerose, Zone der Demineralisation und, je nach vorliegender Schmelzkavitation, die Zone der Penetration bzw. Zone der Nekrose. Infolge der bakteriellen Infektion des Gewebes kommt es klinisch durch Auflösung der kollagenen Mikrostruktur des Dentins zu typischen Verfärbungen und einer Erweichung des Dentins.

Die Entfernung solcher hochinfizierten Hartgewebsanteile stellt eine unabdingbare Notwendigkeit dar, nicht nur, um die oralen Strukturen zu erhalten, das Voranschreiten der Läsion aufzuhalten und Schmerzen zu vermeiden, sondern auch, um die Funktion des Kauorgans zu sichern, eine stabile Basis für die Restaurationsmaterialien zu schaffen und schließlich die Streuung der bakteriellen Infektion mit erheblichem allgemeinmedizinischen Risiko zu verhindern [12, 22 , 43, 44, 45, 81].

## **2.2 Geschichte und Tradition der mechanischen Kariesentfernung**

Eine umfangreiche Darstellung der Entwicklung der Kariesentfernung liefert Walter von Hoffmann-Axthelm [38]. Darin finden sich bereits erste Berichte über das Aufbohren von Zähnen durch den in Rom tätigen Arzt Archigenes 100 n.Chr. in den Aufzeichnungen von Galen. Zwischen 1400 und 1830 dienten Bohrer den Ärzten wie Giovanni d'Arcoli (um 1450), Giovanni Andrea della Croce (um 1573) und Pierre Fauchard (1678-1761) weniger der Behandlung von erkrankten Zähnen, sondern vielmehr der Bearbeitung menschlicher Knochen oder der Herstellung von Zahnersatz. Erst 1803 griff der Berliner Hofzahnarzt Johann Jacob Joseph Serre (1759-1830) die Thematik der Zahnbehandlung durch Aufbohren erneut auf. Jedoch waren Versuche, manuell angetriebene, nur schwer anwendbare und uneffektive Bohrmaschinen von Linderer, Chevalier und Merry [referiert in 38] zu etablieren, recht erfolglos, so dass nach Empfehlung des Berliner Spezialarztes für Zahn-, Mund- und Kieferkrankheiten Heinrich Breslauer [referiert in 38] weiterhin Handinstrumente in Form von "kronen- oder rosen- oder lanzettförmigen Bohrern"

---

zur Kariesentfernung eingesetzt werden sollten.

Als weltweit beachteter Fortschritt wurde die von dem New Yorker Zahnarzt Morrison 1871 vorgestellte fußangetriebene „Dental-Engine“ angesehen, die bereits bis zu 2000 Umdrehungen pro Minute zu leisten vermochte. Heinrich Breslauer wandte bereits 1873 Morrisons „Knochen-Resections-Maschine“ in Berlin gezielt zur Entfernung von kariöser Zahnhartsubstanz an und berichtete von zufriedenen Patienten, die weniger Schmerzen und eine reduzierte Empfindlichkeit während der Behandlung angaben. Ebenso empfahl er eine intermittierende Arbeitsweise, um die Hitzeentwicklung dentaler Gewebe durch Druck des rotierenden Instrumentes zu reduzieren.

Weitere Antriebsmöglichkeiten wie Luft und Wasser in Form pneumatischer und zuweilen elektrischer Hämmer wurden diskutiert und verworfen, bis Schneider und Reiniger in Berlin 1887 einen „durch einen Akkumulator gespeisten Apparat“ vorstellten, der ab 1891 sogar in Serie produziert wurde und somit die Weichen für neue Entwicklungen, wie z. B. den Mikromotor, bis in die 60er Jahre des 20. Jahrhunderts hinein stellte.

Als Hauptkriterium, um den Zustand des Zahnhartgewebes im Rahmen der Entfernung infizierter, demineralisierter Dentinanteile zu beurteilen, nennen Banerjee et al. [5] die Härte des Gewebes bzw. die Überprüfung derselben mit einer zahnärztlichen Sonde. Als weitere vieldiskutierte Kriterien gelten nach Fusayama [28] Verfärbungsgrad bzw. Anfärbbarkeit von Dentin. Reversibel denaturiertes, remineralisierbares Dentin in der Kavität kann belassen werden [5, 17, 27, 49].

Inwieweit eine Karies entfernt werden soll, wurde und wird kontrovers diskutiert. Allgemein üblich ist die Entfernung des klinisch sondierbaren, erweichten Dentins, wobei die Farbe eine eher untergeordnete Rolle einnimmt, was durch histologische und mikrobiologische Untersuchungen bestätigt wurde. Danach korrespondieren signifikant Dentinhärte und bakterielle Kontamination des Dentins; jedoch besteht kein signifikanter Zusammenhang zwischen Verfärbungsgrad und kariogenen Mikroorganismen [5, 43, 44, 45].

---

### **2.2.1 Exkavation mit Handinstrumenten**

Die Entfernung kariöser Zahnhartsubstanzanteile mit Handinstrumenten prägte die Anfänge. Diese Technik nimmt auch heute noch als konventionelles Vorgehen innerhalb verschiedener Studien ihren Platz ein, z.B. in Ländern mit fehlender technischer Ausrüstung und in modifizierter Form in Kombination mit chemischen Substanzen [5, 13, 55, 71]. Im klinischen Alltag ist die Handexkavation jedoch in den Hintergrund getreten und kommt mitunter nur noch in der Kinderzahnheilkunde zum Einsatz, da nahezu vor jeder Entfernung erweichten, infizierten Zahnhartgewebes ein Zugang zur Karies im Sinne einer Primärpräparation mit rotierenden Instrumenten erforderlich ist, wie es schon Black [referiert in 37, 55] im Jahre 1916 forderte.

Eine Vielzahl verschiedener Instrumente sind entwickelt worden, von denen Hellwig, Klimek und Attin [37] Löfflexkavatoren, Gingivalrandschräger und Schmelzmeißel als die geläufigsten beschreiben.

Banerjee et al. [5] bezeichnen die Handexkavation im Vergleich mit anderen Methoden (Rosenbohrer, chemo-mechanische Kariesentfernung, Sono- und Air-Abrasion) als eine Methode, die unter klinischen Gesichtspunkten Effizienz, Effektivität und Selektivität relativ ausgewogen in sich vereint.

### **2.2.2 Exkavation mit Rosenbohrern**

Die heutzutage ubiquitär angewandte Methode ist die Kariesentfernung mittels langsam laufender Rosenbohrer ohne Wasserkühlung, deren strudelförmige Schneidenarchitektur im Vergleich mit historischen Instrumenten bis auf Modifikationen mit zusätzlichem Querschleif sich kaum verändert hat.

Vorteile dieser Methode liegen im Bereich der unkomplizierten Anwendung, Effizienz und Effektivität. Allerdings bleibt der Nachteil bestehen, dass aufgrund fehlender Kontrolle ein taktiles „feedback“ fehlt, über das der unerfahrene Behandler noch nicht in ausreichendem Maße verfügen kann, so dass in

---

Konsequenz Überpräparation und damit unnötige Substanzschwächung des Zahnes nicht zu vermeiden sind [8].

Die besonders aus der Sicht des Patienten unangenehmen Eigenschaften dieser Methode sind Geräusche, Erhitzung, ausgeübter Druck und Vibration, wobei letzteres durch einen zusätzlichen gegenläufigen Querschliff deutlich reduziert werden konnte [8].

## **2.3 Alternativmethoden**

### **2.3.1 Kariestherapie mit Ozon**

Auf dem deutschen Markt wurde im Jahre 2003 ein Gerät durch KaVo Dental, Biberach/Riss, eingeführt, das eine schmerzfreie, einfache Therapie der Karies „ohne Bohren“ verspricht [74].

Wirkungsgrundlage ist hierbei die Eigenschaft von Ozon, als Oxidationsmittel mit Oberflächenbestandteilen von Bakterien, Pilzen und Viren zu reagieren und diese zu inaktivieren.

Als Indikationsbereiche werden von Herstellern und Anwendern entsprechender Geräte Kariesprophylaxe, Keimreduktion während konventioneller Kariestherapie, minimalinvasive Füllungstherapie und Wurzelkaries angegeben [74].

Nach professioneller Zahnreinigung und apparativ bestimmter Risikoeinschätzung wird der mit einem Silikon-Cup versehene Kopf des Ozon-Handstückes am Zahn appliziert und dann das Ozon eingesetzt. Der Silikon-Cup und eine integrierte Vakuum-Pumpe sollen sicherstellen, dass kein Ozon entweicht.

In vitro und in vivo Untersuchungen an frisch extrahierten Zähnen und vitalen Zähnen mit radikulärem Kariesbefall haben gezeigt, dass nach kurzer Applikationsdauer von Ozon eine signifikante Reduktion bzw. Inaktivierung kariogener Mikroorganismen erreicht werden kann, die nach mehrmonatiger Kontrolle bei einem Großteil der Patienten (92 % der Kavitäten) zu einer zunehmenden bzw. vollständigen Aushärtung des Hartschubstanzdefektes führt [9, 10].

---

Dahingegen kommen Rickard et al. [61] zu der Konklusion, dass derzeit keine valide Evidenz vorhanden ist, nach der die Inaktivierung oder das Aufhalten des kariösen Prozesses durch die Applikation von Ozon erreicht wird, und dass Anwenderberichte, Herstellerangaben und kumulierte Patientenberichte - zumal in diesen Berichten der Vergleich mit konventionellen Methoden ausbleibt - keine ausreichende Evidenz darstellen, die generalisierte Anwendung dieser Methode in der klinischen Praxis zu empfehlen.

### **2.3.2 Kariestherapie mit Laser**

Nach Entwicklung des ersten CO<sub>2</sub>-Lasers Anfang der 60er Jahre bzw. des ersten Rubin-Lasers durch Maiman im Jahre 1960 erfolgten bereits 1964 erstmals Untersuchungen bezüglich eines möglichen Einsatzes in der Zahnheilkunde [25]. Anfang der 90er Jahre wird gezielt der klinische Einsatz von Laserstrahlen in der Praxis propagiert [8, 25]. Auf allen Feldern der Zahnheilkunde werden die verschiedenen Einsatzmöglichkeiten getestet. Verwendung finden hierbei Laserstrahlen erzeugende Geräte, an die über ein Faseroptikkabel ein Winkelstück mit Wasserlauf angeschlossen ist.

Im Rahmen der Kariesdiagnostik bieten laser-akustische Methoden gegenüber mechanisch-akustischen und visuell-taktilen höhere Genauigkeit und den Vorteil der Kombination von Diagnose- und Therapiemittel [1].

Als mögliche weitere Einsatzgebiete werden in der Literatur die konservative und chirurgische Parodontaltherapie sowie die Therapie der Periimplantitis genannt [67]. Für den Einsatz in der Endodontologie sind Lasergeräte hinsichtlich Effektivität der Wurzelkanalinfektion und möglicher Schädigung der periapikalen Gewebe in Tierversuchen getestet worden [47]. Kriterien dieser Untersuchung waren Entfernung der smear-layer sowie Entzündungsgrad und Karbonisierung bzw. Destruktion im Sinne von Wurzel- und Alveolarknochenresorption der periapikalen Region. Hierbei war die Einstellung der Parameter des Lasergerätes entscheidend. Die im Versuch getestete Kombination aus einem Watt Energie, einer Pulsrate von

---

15 p.p.s. und einer intervallgeschalteten Einstrahldauer von zwei Sekunden war nach Koba et al. [47] die geeignete Kombination, um keine oder nur geringe Entzündungsanzeichen und wenig Karbonisierung ohne thermische Gewebeschädigung der apikalen Region im Rahmen der Wurzelkanal desinfektion zu erzielen.

Für die Kavitätenpräparation und die Entfernung kariöser Zahnhartsubstanz sind jedoch nur wenige der auf dem dentalen Markt befindlichen Laser geeignet. Als verwendbar werden erbium:yttrium-aluminium-garnet (Er:YAG) und erbium, chromium:yttrium-scandium-gallium-garnet (Er,Cr:YSGG) Laser beschrieben, deren Wellenlänge mit dem Absorptionsmaximum des Wassers übereinstimmt [34, 60].

Die Behandlung der Dentinoberfläche mit Laser bewirkt eine Reduktion der Dentindurchlässigkeit bzw. Sensibilität, Sterilisation, vermeidet Mikrorisse und offene Dentinkanäle und schafft eine für die Retention der folgenden Restauration günstige Zahnhartsubstanzstruktur [11, 34, 41, 58, 68].

In mehreren klinischen Untersuchungen konnte mit der Laser-Exkavation im Vergleich zu konventioneller Bohrer-Exkavation eine Abnahme der Mißempfindungen durch das Fehlen von mechanischem Druck und Vibration verzeichnet werden, was vielfach den Verzicht auf Lokalanästhesie erlaubt und damit den Einsatz von dentalen Lasergeräten in der Kinderzahnheilkunde begünstigt [11, 34].

Die Problematik der Temperaturveränderung durch Einsatz von Laser bei der Kariesentfernung und die damit verbundene Reaktion der funktionellen Einheit von Dentin und Pulpa sind vielfach mit dem Ergebnis untersucht worden, dass der kritische Betrag einer Temperaturänderung der Pulpa von 5,5 ° C unterschritten wird und somit irreversible Pulpreaktionen bei korrekter Einstellung des Gerätes, mit der richtigen Technik, mit Wasserkühlung und Erhalt einer geringen Dentinrestschicht zumeist vermieden werden können [11, 41, 54, 60].

Für den Behandler ist es jedoch wie bei den konventionellen Methoden schwer



---

abschätzbar, wann die kritische Dentinstärke erreicht ist, die eine pulpale Schädigung nach sich zieht.

Hinsichtlich der Effizienz im Sinne des Zeitaufwandes ist nach Yamada et al. [76] die Kariestherapie mit Laser der konventionellen unterlegen, da sie zwei- bis dreimal mehr Zeit benötigt als die Kariesentfernung mit rotierenden Instrumenten.

### **2.3.3 Handexkavation mit ART-Technik**

Die ART-Technik, Kurzform für „atraumatic - restorative - treatment“, bezeichnet eine besondere Form der Kariestherapie, die sowohl die Entfernung erweichter Zahnhartsubstanz mit speziellen Handinstrumenten als auch die Restauration des Substanzverlustes mittels Glasionomerezement beinhaltet [71].

Die Entwicklung dieser Technik erfolgte mit dem Ziel, eine zahnerhaltene Therapie in technisch und sozio-ökonomisch benachteiligten Gegenden und Ländern durchführen zu können [52, 59]. Diese soll für den Patienten weniger schmerzhaft sein, d.h. weniger Lokalanästhetikum erfordern, und für den Zahn durch die modifizierten Handinstrumente weniger traumatisch sein [50, 59].

In-vitro-Untersuchungen unter klinischen Gesichtspunkten zeigen vergleichbare Effektivität von ART- und Rosenbohrer- Technik, gemessen am Verfärbungsgrad des zurückbleibenden Dentins. Gemessen an mit Kariesdetektor anfärbbaren, verbleibenden Bereichen der Kavität jedoch ist die Effektivität der ART-Technik geringer, was von den Autoren im Zusammenhang mit der Tatsache bewertet wird, dass ein Kariesdetektor nicht die bakterielle Front und damit die Gefahr einer Residualkaries anzeigt, sondern destruierte Dentinstrukturen anfärbt [71].

Histologische und mikrobiologische Untersuchungen zeigen eine nicht unerhebliche Varianz hinsichtlich Effektivität der ART-Technik und eine hohes Maß an verbleibenden kariogenen Mikroorganismen, wie z.B. Streptococcus mutans [13, 75].

Als weitere Nachteile werden der hohe Verschleiß des Restaurationsmaterials und eine im Vergleich mit Adhäsivmaterialien eingeschränkte Verbundstärke von Zahn

---

und Füllungsmaterial genannt [32, 52, 72]. Fehlende Langzeituntersuchungen erschweren die Beurteilung.

Als positive Aspekte werden im Vergleich mit konventionellen Methoden das nur wenig umfangreiche Equipment, reduzierte Schmerzsensationen, geringere Ausdehnung der Kavitätengröße und eine verringerte traumatische Reizung der Dentin-Pulpa-Einheit angegeben [59].

---

### 2.3.4 Kariesentfernung mit Air-Abrasion und Air-Polishing

Im Jahre 1945 führte Black eine neue Methode zur Entfernung von Zahnhartgeweben, die Air-Abrasion ein. Hierbei handelte es sich um ein Verfahren, Aluminiumoxid-Partikel in einem Druckluftstrahl zur Entfernung von Schmelz und Dentin zu verwenden [referiert in 8, 39]. In der Folgezeit wurden einige Weiterentwicklungen, auch unter der Bezeichnung „kinetische Kavitätenpräparation“, mit variierender Partikelgröße (20-50 µm) und Luftstromdruck (7-11 atm) vorgestellt [39, 78]. Vorteile im Vergleich mit konventionellen Techniken sind reduzierte Schmerzempfindung, geringere Vibration und weniger mechanische Reizung der Pulpa [8]. Dementgegen fehlt dem Anwender die taktile Wahrnehmung der bearbeiteten Strukturen. Stetige Sichtkontrolle ist notwendig, um eine Überpräparation der Kavität zu verhindern, da gesunde, klinisch harte Zahnhartsubstanz durch Air-Abrasion sogar leichter als kariös erweichtes Dentin entfernt wird [8, 39].

Elektronenmikroskopische Untersuchungen zeigen die mit Air-Abrasion behandelte Dentinoberfläche porös, unregelmäßig, mit teilweise durch Smear-layer verschlossenen Dentintubuli und Aluminiumoxidrückständen [77].

Weiterhin lassen sich eine Verschmutzung der Behandlungsräume und durch vermehrtes Einatmen der Partikel allgemeinmedizinisch relevante Reizungen der Atemwege nur schwer vermeiden [78].

Horiguchi et al. [39] untersuchten 1998 verschiedene Partikelarten, darunter Aluminiumoxid, spärlich geschliffene Glasperlen, „crushed“-Glaspulver und „Polycarbonat-Harz“-Pulver in variierender Partikelgröße, hinsichtlich der Selektivität bei der Entfernung kariöser Zahnhartsubstanzen. Ergebnis dieser Studie war, dass im Vergleich mit den anderen Materialien nur die Verwendung von Polycarbonat-Partikeln in Abhängigkeit von Partikelgröße, -morphologie und Luftdruck eine selektive Entfernung kariösen Dentins unter Schonung gesunder Gewebsanteile ermöglicht. Erwähnenswert hierbei ist, dass die Härte klinisch intakten Dentins (70 HV) mit der der Polycarbonatpartikel (40-50 HV)

---

korrespondiert.

Als eine Variation dieser Methode wurde das Air-Polishing entwickelt, ein Verfahren, das mit Druckluft, mit Tricalciumphosphat vermischten, wasserlöslichen „Natrium-Bicarbonate“-Partikeln und einem konzentrischen Wasserstrahl arbeitet. Der Einsatz dient jedoch weniger der Kariesentfernung sondern vielmehr der Entfernung von Zahnbelägen und Zahnverfärbungen [8, 78].

### **2.3.5 Ultrasonic-Instrumentierung und Sono-Abrasion zur Kariesentfernung**

Im Jahre 1955 beschrieben Nielsen et al. [56] eine neue Methode zur Bearbeitung bzw. Entfernung von Zahnhartsubstanzen und anderen Werkstoffen. Hierbei handelt es sich um ein Instrument mit oszillierender, hakenförmiger, schneidender Spitze und ein abrasives Gemisch aus Aluminiumoxid-Partikeln und Wasser [referiert in 8]. Durch die Wasserkühlung kann nach Nielsen et al. [56] eine nennenswerte Temperaturschwankung innerhalb des Pulpencavums vermieden werden; die Schneidleistung in weichem Gewebe, wie z.B. kariösem Dentin, beurteilt Nielsen als ungenügend, wobei diese in Materialien größerer Härte deutlich effektiver ist, abhängig von Faktoren wie Pulver-Wasser-Relation.

Analog dazu berichten Banerjee et al. [8] ebenfalls von erhöhter Schneidleistung im klinisch gesunden Dentin und beschreiben das nach versuchter Kariesentfernung zurückbleibende lederartig-texturierte Dentin als schwer beurteilbar hinsichtlich Kariesfreiheit. Als potentielle klinische Einsatzmöglichkeit wird die apikale Präparation vor retrograder Wurzelfüllung genannt. Obwohl die Ultrasonic-Instrumentierung im Vergleich mit konventionellen Methoden hinsichtlich Patientenkomfort eindeutige Vorteile aufweist, hat sie sich bisher in der klinischen Anwendung nicht durchgesetzt [8].

---

In veränderter Form werden hochfrequente Schallscaler mit diamantierten halbkugeligen bzw. torpedoförmigen Schneidspitzen unter Wasserkühlung (20-30 ml/min) zur Kariesentfernung eingesetzt [5, 8]. Dieser Technik wurde die Bezeichnung Sono-Abrasion gegeben.

Bezüglich der zur Kariesentfernung benötigten Zeit, im Sinne der Effizienz, ordnen Banerjee et al. [5, 8] dieses Verfahren zwischen konventionell-mechanischen und chemomechanischen Methoden ein; hinsichtlich Effektivität ist eine Tendenz zur Unterpräparation der Kavität feststellbar, die eine weitere Bearbeitung mit konventionellen Rosenbohrern notwendig macht.

Histologisch zeigt das mit Sono-Abrasion bearbeitete kariöse Dentin eine irreguläre Oberfläche, frei von jeglichem smear-layer mit sichtbaren Eingängen der Dentintubuli [77].

## **2.4 Methoden zur selektiven Kariesentfernung**

Konventionelle Methoden der Kariesentfernung führen vielfach zu einer Überpräparation und einer damit unnötigen Substanzschwächung, verbunden mit erheblichen Schmerzempfindungen, sowie zur Pulpaexposition, die dadurch bedingt sind, dass das Erreichen der Kariesfreiheit nur durch individuelle Erfahrung und ein taktiles „feed-back“ eingeschätzt werden kann [5,79]. Daher sind in der Vergangenheit vielfach Versuche unternommen worden, Methoden zu entwickeln, die eine für den Behandler sicher erkennbare und zugleich effektive Kariesentfernung ermöglichen sollen.

---

### 2.4.1 Kariesentfernung mit abradierenden Instrumenten

Hintergrund dieser Entwicklungen ist die in vielen Untersuchungen nachgewiesene Tatsache, dass kariöses Dentin eine geringere Härte aufweist als klinisch unauffälliges gesundes Dentin [40, 43, 44, 70].

Desweiteren teilt Fusayama [27] das kariöse Dentin in eine äußere irreversibel denaturierte, infizierte und nicht remineralisierbare Schicht, weiterhin in eine innere reversibel denaturierte, nicht infizierte und remineralisierbare Schicht, die nicht entfernt werden sollte. Jedoch ist klinisch eine sichere Unterscheidung nicht möglich. Die Einschätzung, in welcher Schicht man sich befindet, ist zumeist eine Sache des „Gefühls“ und der Erfahrung des Behandlers. Daher sind Instrumentenmaterialien untersucht worden, deren Härte geringer als die gesunden Dentins, jedoch größer als die des erweichten kariösen Dentins ist. Diese Materialeigenschaft soll in der Anwendung während der Exkavation dazu führen, dass die Schneiden unter Bildung von Spänen abstumpfen und dabei solange Substanz entfernen, bis die an der Oberfläche erweichte und nicht remineralisierbare Schicht am sog. Schneidenendpunkt entfernt worden ist [14].

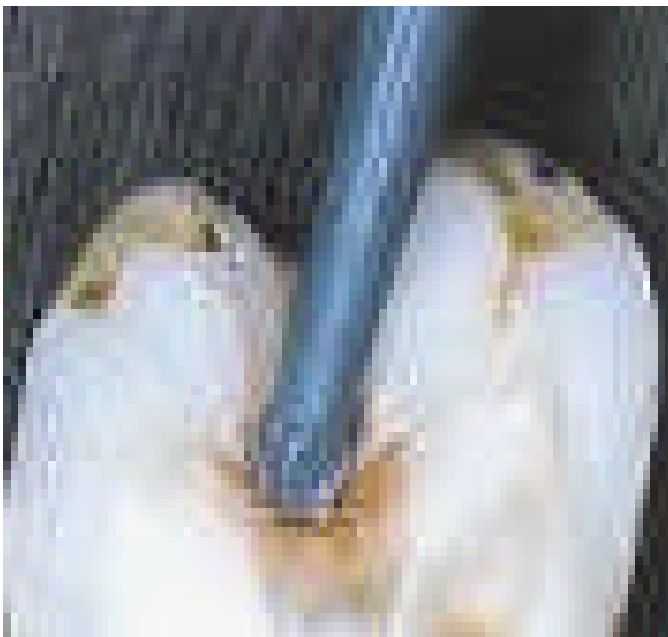


Abb.1. In-vitro Einsatz eines SmartPrep© - Bohrers

---

Freedmann und Goldstep [24] beschreiben Polymerbohrer (SmartPrep © - Bohrer), die morphologische Ähnlichkeit mit konventionellen Rosenbohrern besitzen.



Abb.2.  
Detailansicht  
eines  
SmartPrep© -  
Bohrers

Die von Boston [14] untersuchten Prototypen sind zum einen Polyamid-Imide(PAI)-Polymer-Bohrer, die einen sägeblattartigen Durchmesser besitzen, und zum anderen Nickel-Titan-Bohrer (Wire-Loop) in Form einer sich kreuzenden Doppelschleife. Hierbei fanden sich bei Erreichen des Schneideneendpunktes der PAI-Prototypen weder anfärbbare Bereiche noch kariogene Mikroorganismen, wohingegen bei den Wire - Loop - Prototypen ( Nickel - Titan - Bohrer ) teilweise anfärbbare Bereiche festgestellt werden konnten, die auf eine unvollständige Entfernung der Karies hinweisen können. Als Vorteile dieser neuen Methode nennt Boston [14] eine geringere Schmerzempfindung und deshalb seltener verlangte Lokalanästhesie. Als Begründung dient die Vorstellung, dass kariöses Dentin im Gegensatz zu gesundem keine vitalen Anteile wie Odontoblastenfortsätze oder

---

Nervenfasern enthält, die durch die Exkavation bzw. durch eine Verschiebung des Dentinliquors mechanisch gereizt werden könnten. Dieser Zusammenhang wird durch die Untersuchungen von Fusayama [29, 30] unterstützt, der eine Barriere zwischen kariösem und gesundem Dentin durch die Ausfällung von Kalziumphosphat in den Dentintubuli beschreibt, die für eine verringerte Permeabilität des Dentins verantwortlich ist. Als weitere Vorteile werden Substanzschonung und ein verringertes Risiko der iatrogenen Pulpaexposition beschrieben [14, 24]. Jedoch sieht Boston [14] die Notwendigkeit, vor breiter klinischer Anwendung die Prototypen hinsichtlich Schneideigenschaften und Schneidenendpunkt weiterzuentwickeln.

Dammaschke et al. [19] konnten in einer in vitro Studie zeigen, dass die Anwendung von SmartPrep © - Bohrern mit einer histologisch geprüften Kariesfreiheit von 25,6 % der behandelten Kavitäten gegenüber der herkömmlichen Rosenbohrerexkavation mit einer Kariesfreiheit von 53,7 % „signifikant weniger effektiv“ war. Weiterhin nachteilig bewerteten Dammaschke et al. [19] das sofortige Abstumpfen der Bohrer, wenn diese in größeren Kavitäten mit Zahnschmelz in Berührung kommen.

Die geringere Effektivität, ebenso der Zeit- und Kostenaufwand zeigen, dass weitere Entwicklungen notwendig sind, um das SmartPrep © - System als wirkliche Alternative zum konventionellen Rosenbohrer zu etablieren.



---

## 2.4.2 Chemomechanische Kariesentfernung

Das Prinzip der selektiven chemomechanischen Kariesentfernung besteht nach Ansari et al. [3] in der Anlösung kariös veränderter Zahnhartsubstanz und deren Entfernung mit Handinstrumenten nach unterschiedlich langer Einwirkzeit, wobei aktive, weiche und topographisch leicht zugängliche kariöse Läsionen als besonders geeignet beschrieben werden. Die im Laufe der Zeit entwickelten Systeme unterscheiden sich hauptsächlich in der Zusammensetzung der verwendeten Lösungen.

Das als erstes von der US-FDA zugelassene und seit 1986 auf dem europäischen Markt erhältliche Caridex-System (National Patent Medical Products New Brunswick, N.J., USA) basierte auf dem nicht spezifischen proteolytischen Effekt von Natriumhypochlorid (NaOCl), aus gewebeprotektiven Gründen vermischt mit der Aminosäure Glycin [3, 23, 33, 62]. Diese Mischung wirkt als N-monochloroglycin (NMG) zum einen durch das NaOCl proteolytisch und zum anderen durch die Aminosäure Glycin die unversehrte Zahnhartsubstanz schützend. Die teildenaturierten Kollagenfasern kariösen Dentins, deren Hauptanteil die Aminosäure Hydroxyprolin ausmacht, werden an freien Amino- bzw. Amid-Gruppen chloriert und unterbrochen [33]. In der weiteren Entwicklung wurde Glycin ersetzt durch N-monochloro-DL-2-aminobuttersäure (NMAB), wodurch es einerseits zur Chlorierung teil-denaturierter Kollagenfasern kariösen Dentins und andererseits zur Konversion von (Hydroxy-)Prolin zu Pyrrol-2-carboxylsäure kommt [33, 48, 66]. Schutzbank et al. [66] konnten in einer in vitro Studie zeigen, dass die Verwendung des Ethyl-Derivates von NMG, das NMAB, im Vergleich zu NMG und einer Kontrolllösung (NaCl) eine höhere Wirksamkeit und eine kürzere Einwirkperiode ermöglicht, was die klinische Anwendungsdauer verkürzt.

Die Entfernung der aufgelösten Dentinanteile kann entweder mit speziell entwickelten oder mit konventionellen Handinstrumenten geschehen.

---

Als vorteilhaft werden in klinischen Untersuchungen die deutlich reduzierte Schmerzwahrnehmung im Vergleich zu konventionellen Methoden, die leichte Handhabung, die günstige Kosten-Effizienz und die geringere Gefahr der Pulpaexposition während der Exkavation genannt [3, 20, 80].

Dem gegenüber bewerten Autoren wie Ansari, Ericson und Haffner [3, 23, 35] den klinischen Einsatz dieser Verfahren als problematisch wegen der benötigten Anwendungsdauer (2-14 min), der kontrovers diskutierten Effektivität der Kariesentfernung, der relativ großen Mengen benötigter Lösungen, nicht zuletzt wegen des schlechten Geschmacks/Geruchs. Zinck et al. [82], referiert in einer Mitteilung der DGZMK [82], bescheinigen dem Caridex-Verfahren in vitro bei 98% der Kavitäten eine klinische Kariesfreiheit von 90-100 %. Scheutzel [63] bemängelt jedoch die klinische Kontrolle als einziges Kriterium für Kariesfreiheit. In histologischen Untersuchungen ließen sich nach Behandlung mit dem Caridex-System bei ca. 90 % der Kavitäten Residualkaries und bei 77 % zurückbleibende Mikroorganismen nachweisen, während die erhöhte Rauigkeit der Oberfläche sich günstig auf die Retention der späteren Restauration auswirkt. Eine Möglichkeit, die Wirksamkeit des Caridex-Systems zu verbessern, sieht Scheutzel [63] in der Umarbeitung des Caridex-Handstücks, das, wenn es sich in der Gestaltung an einem konventionellen Handexkavator orientiert, deutlich bessere Ergebnisse ermöglicht.

Das in der Folgezeit entwickelte Carisolv-Gel (Carisolv, Medi Team Dentalutveckling AB, Sävedalen, Sweden) unterscheidet sich vom o.g. Produkt durch den Austausch von Monoaminobuttersäure mit den drei Aminosäuren Glutamin, Leucin und Lysin, durch das Hinzufügen von Erythrosin als Farbstoff und Methylcellulose zur Erhöhung der Konsistenz. Zusätzlich entwickelt wurden modifizierte Handinstrumente, die sich - ohne scharfe Schneiden - in Form von kreisrunden Scheiben an der Instrumentenspitze kreuzen und dadurch weniger traumatisch wirken. Die klinischen Untersuchungen nennen als Vorteile des Gel-Systems erhöhten Patientenkomfort, leichtere Anwendbarkeit, weniger Substanzverlust, verringerte Anästhesienotwendigkeit, pulpa-schützende Thermo-

---

Effekte und damit unter klinischen Aspekten gegenüber konventionellen Methoden äquivalente Effektivität der Kariesentfernung [23, 73]. Jedoch weisen Cederlund et al. [17] auf ein erhöhtes Auftreten von Residualkaries an der Schmelz-Dentin-Grenze hin. Daher fordern sie eine sorgfältige Selektion der Kavitäten.

Dammaschke et al. [21], referiert in einer Mitteilung der DGZMK, untersuchten den Effekt der Carisolv-Lösungen auf das Pulpagewebe von Rattenzähnen, mit dem Ergebnis einer Gewebeschädigung bei direktem Kontakt zum Pulpagewebe bis zu einer Tiefe von 150 µm, mit dem Ergebnis geschädigter topographisch naher Odontoblastenfortsätze bei geschlossener Dentindecke. Die Nachteile liegen immer noch im schlechten Geschmack des Gels, in der im Vergleich mit dem Rosenbohrer durchschnittlich 6 min. längeren Behandlungsdauer und in variierenden Ergebnissen bei Einsatz weiterer Analyseverfahren [23].

In mikrobiologischen und histologischen Untersuchungen sowie Messungen des elektrischen Widerstandes und der Autofluoreszenz konnten nach chemomechanischer Kariesentfernung höhere S.mutans-Zahlen und größere residual denaturierte Dentinanteile als im konventionell mit Rosenbohrer exkavierten Dentin gefunden werden [5, 42, 46, 73]. Dagegen konnten nach Carisolv-Therapie für bestimmte Mikroorganismen z.T. geringere Zahlen als nach Bohrer-Exkavation nachgewiesen werden, was mit dem antibakteriellen Effekt von Natriumhypochlorid in Verbindung gebracht wird [49].

Chemisch-topographische und klinische Analysen wie Messungen des elektrischen Widerstandes konnten keine signifikanten Unterschiede hinsichtlich der Dentin-Oberflächenstruktur zwischen Kariesentfernung mit Rosenbohrer und bei Carisolv-Anwendung aufzeigen, wenn die Kavität im Anschluß säuregeätzt wurde [4, 53]. Die unterschiedlichen Bewertungen und die sich daraus ergebenden Folgen für den Anwender haben dazu geführt, dass chemomechanische Verfahren zur Kariesentfernung bisher die konventionellen Verfahren nicht verdrängt haben, obwohl der Einsatz dieser Methode bei Behandlung von Kindern und Angst-Patienten und in Ländern mit geringer technischer Ausstattung gerechtfertigt erscheint.

---

## 2.5 Klinische und mikroskopische Oberflächenbeschaffenheit von Dentin

Im Gegensatz zum Schmelz handelt es sich bei Dentin um ein vitales, reifendes und komplex strukturiertes Gewebe, das sich chemisch zu ca. 70 Gew% aus anorganischen, zu 20 Gew% aus organischen Bestandteilen und zu 10 Gew% aus Wasser zusammensetzt.

Klinisch ist Dentin nach konventioneller Kariesentfernung mit Rosenbohrern in farblich mannigfaltigen Schattierungen von matt weißlich-gelb, gelb und gelb-braun bis teilweise schwarz, wie z.B. unter Amalgamfüllungen, oder hochglänzend anzutreffen.

Als Strukturmerkmale von Dentin unterscheidet Schroeder [64] histologisch Odontoblasten, peritubuläres, intertubuläres und Manteldentin, deren Entstehung er ausführlich beschreibt.

Allgemeines Prinzip der Dentinbildung ist nach Schroeder [64] die Sekretion einer organischen Vorstufe durch Odontoblasten, die unter Rückwärtsbewegung derselben mineralisiert. Während der initialen Phase der Dentinogenese wird das Manteldentin gebildet, das topographisch an den Zahnschmelz grenzt und sich strukturell aus dicken Kollagenfibrillen und verzweigten Odontoblastenfortsätzen zusammensetzt. Die Bildung der Praedentinschicht des Manteldentins, die Kollagenfibrillen und eine osmiophile Grundsubstanz beinhaltet, erfolgt durch junge Odontoblasten, die selber noch nicht ausdifferenziert sind. Anschließend setzt der Prozess der Mineralisation ein. Hierbei schnüren sich direkt vom Odontoblasten Vesikel ab, die neben amorphem Mineral Phosphatase enthalten. Hierbei entstehen Kalziumphosphatkristalle vom Typ Hydroxylapatit.

Während der Mineralisation des Manteldentins beginnt die Bildung des zirkumpulpalen Dentins, das die Hauptmasse des eigentlichen Dentins bildet und das von Schroeder [64] als „Produkt der funktionell koordinierten Odontoblasten“ bezeichnet wird. Charakteristisch für diesen Dentintyp sind das Fehlen von  $\alpha$ -Kollagenfibrillen und das Auffinden nur weniger Verzweigungen von Odontoblastenfortsätzen. Nach Schroeder [64] ist die Bildung des zirkumpulpalen

---

Dentins ein rhythmischer Prozeß, mit abwechselnd aktiven und ruhigen Phasen, der mit der Sekretion einer nicht mineralisierbaren Matrix durch die Odontoblasten beginnt. Diese wird in einem biochemischen 3-Phasen-Prozeß strukturell in eine mineralisierbare Dentinmatrix mit höherer Dichte und hohem Zinkgehalt an der Mineralisationsgrenze umgewandelt. Ist eine gewisse räumliche Entfernung vom Odontoblasten erreicht, erfolgt ein fokoradiales Anwachsen von Kalkosphäriten (Globuli) an der sog. Mineralisationsfront, und nur wenige Kristalle entstehen kollagenorientiert durch Matrixvesikel. Das zirkumpulpaie Dentin umgibt nun kollagenfibrillenreich und mineralisiert als intertubuläres Dentin die Odontoblastenfortsätze in Form weit offener Kanäle. Im folgenden entsteht eine weiterer Dentintyp, das peritubuläre Dentin. Dieses wird in den Zwischenraum von Odontoblastenfortsatz und intertubulärem Dentin sezerniert, was zu einer deutlichen Verengung des Kanallumens führt. Es enthält keine Kollagenfibrillen, eine erhebliche Menge an Mukopolysacchariden und ist dicht von Apatitkristallen durchsetzt. Am Ende des Reifungsprozesses umschließen inter- und peritubuläres Dentin als mineralisiertes zirkumpulpaies Dentin Odontoblastenfortsätze, Dentinliquor und organische Bestandteile.

Im Rahmen der Kariesentfernung wird die Dentinoberfläche durch die beschriebenen verschiedenen Methoden unterschiedlich invasiv verändert. Anhand elektronenmikroskopischer Untersuchungen konnten die jeweils für die angewandten Exkavationsmethoden spezifischen Unterschiede der zurückgelassenen Dentinoberfläche an extrahierten Zähnen aufgezeigt werden [6, 77]. Hierbei galt besonderes Interesse der Frage, welche Methode in welchem Umfang eine aus Zell- und Gewebstrümmern bestehende Schmierschicht zurücklässt, die nach Banerjee et al. [6] entfernt werden sollte, um einen möglichst innigen Verbund zwischen Dentin, Haftvermittler (Bonding) und Restaurationsmaterial zu erreichen.

Demnach hinterlässt die Exkavation mit Handinstrumenten eine unregelmäßige, flockig-rauh-gefurchte und zerkratzte Dentinoberfläche, die durch wenige erkennbare Dentintubuli und uneinheitliche Abschnitte lokalisierter

---

Schmierschichtinseln („smear-layer“) gekennzeichnet ist.

Nach konventioneller Exkavation mit einem Rosenbohrer ist das freiliegende Dentinareal von einer homogenen Schmierschicht bedeckt, die die Eingänge in die Tubuli verschließt.

Die Kariesentfernung mittels Laser hinterlässt eine unregelmäßige Oberfläche mit teilweise von smear-layer verschlossenen Dentintubuli.

Hingegen bleibt nach Air-Abrasion ein poröses, schwammähnliches Dentinareal zurück, an dessen Oberfläche Reste verkeilter Aluminiumoxid-Partikel und verschlossene Tubuli zu erkennen sind.

Die chemomechanische Kariesentfernung mit Carisolv lässt nach Yazici et al. [77] eine homogene Schmierschicht mit Spuren der angewandten Handinstrumente zurück. Banerjee et al. [6] vertreten die Auffassung, dass nur die chemomechanische Kariesentfernung eine flockige Oberfläche frei von smear-layer zurücklässt.

Abweichend hierzu sehen Yazici et al. [77] nur die mit Sono-Abrasion bearbeiteten Dentinareale frei von smear-layer, während Banerjee et al. [6] die Dentintubuli von einer Schmierschicht verschlossen sehen.

## **2.6 Mikrohärtigkeit von Dentin**

Als das zentrale Kriterium für die Beurteilung, ob eine Kavität als kariesfrei zu betrachten ist, gilt im allgemeinen die klinische Härte des freigelegten Dentins, die zumeist mit einer zahnärztlichen Sonde getestet wird.

Die Härte von gesundem Dentin ist abhängig vom Dentintyp. Das Manteldentin an der Schmelz-Dentin-Grenze ist charakterisiert durch einen geringeren Mineralisationsgrad und durch das Netzwerk der sich verzweigenden Dentinkanälchen, was im Vergleich mit zirkumpulpaalem Dentin zu einer geringeren Härte führt [7]. Fusayama et al. [31] konnten zeigen, dass die Härte von Dentin an der Schmelz-Dentin-Grenze in Richtung zum zirkumpulpaalen Dentin zwar zunimmt; jedoch macht diese Schicht nur 1/8 der Schichtdicke des Dentins zwischen Schmelz und

---

Pulpakammer aus. Das restliche, zirkumpulpale Dentin (7/8 der Schichtdicke) weist eine kontinuierlich pulpawärts abnehmende Härte auf, was mit einer Zunahme der Lumina der Dentinkanälchen erklärt werden kann.

Die Härte von kariösem Dentin hängt ab vom Alter und vom Aktivitätsgrad der Läsion. Eine aktive kariöse Läsion bewirkt eine stärkere Erweichung des erkrankten Dentins als eine nicht mehr fortschreitende inaktive Läsion, die mitunter partiell remineralisiert. Ebenso weisen aktive kariöse Läsionen im Vergleich zu chronischen eine signifikant geringere Härte des Dentins auf [7].

In den Untersuchungen von Seiller [69] wurde die Härte von Zahnhartsubstanzen maschinell vergleich- und reproduzierbar erfasst. Seiller [69] definiert allgemein die Härte eines Körpers als „mechanischen Widerstand gegen das Eindringen eines anderen härteren Körpers“ und beschreibt unterschiedliche Prüfverfahren für Makrohärte (Brinell-, Rockwell-, Vickers-Härte), für Mikro- und Kleinlasthärte (Leitz-Durimet, Knoop-Härte, Reichert), sowie die Mohshärte (Einritzen des Prüfgegenstandes mit zehn Materialien ansteigender Härte). Dabei spricht Seiller [69] den „Prüfeindrücken gleicher Mantelfläche, erzeugt mit Diamanteindruckkörpern“ nach Vickers und Knoop, die im Mikrohärteprüfer nach Reichert integriert sind, auf getrockneten, eingebetteten und polierten Dentinprobekörpern größte Genauigkeit zu, während er das Verfahren nach dem Mineralogen Mohs als weniger geeignet, da ungenau und störanfällig, zur Härtebestimmung von Zahnhartsubstanzen bezeichnet.

Resultat seiner Messungen sind zum einen die durchschnittliche Dentinmikrohärte, beziffert auf  $182 \text{ kp} / \text{mm}^2$ , und die Erkenntnis, dass scheinbar weder eine signifikante Abweichung der Dentinhärte verschiedener Zahntypen noch eine Korrelation zwischen Schmelz- und Dentinhärte eines Zahnes existieren [69].

Craig et al. [18] haben die Relation zwischen der histologischen Struktur und der Mikrohärte kariesfreien und kariösen Dentins nach Knoop untersucht. Hierbei lag die Härte zentralen Kronendentins zwischen 69 und 83 KHN (Knoop Hardness Number), während die Werte für Areale an der Schmelz-Dentin-Grenze mit 52 bis 56 KHN geringer waren als angrenzende Bereiche, was mit den Verzweigungen

---

der Dentinkanälchen in Verbindung gebracht wird.

In diesem Zusammenhang sei erneut an die Messungen von Fusayama et al. [31] verwiesen, die zeigen konnten, dass das Dentin an der Schmelz-Dentin-Grenze nur einen geringen Teil der gesamten Dentinschicht des Zahnes ausmacht (ca. 12,5%) und dass die Härte der restlichen Dentinschicht pulpawärts abnimmt. Für die Dentinareale an der Pulpakammerwand geben Craig et al. [18] um bis zu 30 KHN geringere Werte als für zentrale Abschnitte an.

Meredith et al. [51] haben Härtemessungen am Dentin extrahierter Zähne nach Knoop durchgeführt und geben einen Durchschnittswert von 60,7 KHN für Dentin an der Schmelz-Zement-Grenze an, der ältere Arbeiten von Braden [15] bestätigt.

Fuentes et al. [26] dagegen unterscheiden in ihren Messungen nach Knoop (KHN<sub>0,1</sub>) und Vickers (VHN<sub>0,5</sub>) lediglich oberflächliche und tiefe Dentinareale: Für oberflächliches Dentin werden 62,48 +/- 8,06 VHN bzw. 72,53 +/- 11,1 KHN, für tiefes Dentin 61,86 +/- 5,75 VHN bzw. 65,05 +/- 11,36 KHN als Durchschnittswerte angegeben.

Die Messung der Mikrohärtigkeit kariös erweichten Dentins gestaltet sich zuweilen aufgrund des Ausmaßes der Destruktion als nicht immer durchführbar, so dass vielfach kariöses Dentin teilweise entfernt werden muß, um eine maschinell unterstützte Messung möglich zu machen [7].

Fusayama et al. [31] haben in ihren Messungen die Relation und die auftretende Reihenfolge von Härte im Sinne der Erweichungsfront, Verfärbungsfront und bakterieller Invasionsfront gesunden und kariösen Dentins untersucht: Die Härte gesunden Dentins nach Knoop liegt an der Schmelz-Dentin-Grenze bei 56,8 KHN, 450 µm davon entfernt bei 69,5 KHN und pulpanah bei 23,3 KHN. Der charakteristische Verlauf der Härte gesunden Dentins, steht damit im Einklang mit



---

den schon erwähnten Studien [18, 51]. Hierbei kommt es zu einer unerheblichen Härtezunahme des Dentins an der Schmelz-Dentin-Grenze, die nach nur 1/8 der Schichtdicke des Dentins zwischen Schmelz und Pulpa ihren Höhepunkt erreicht, gefolgt von einer kontinuierlichen Härteabnahme des pulpawärtigen Dentins. Die graphische Auswertung der Härtemessungen von kariösem Dentin von der Schmelz-Dentin-Grenze bis zur Pulpa zeigt, ausgehend von äußeren zerstörten Dentinarealen, pulpawärts eine Härtezunahme von der bakteriellen Invasionsfront über die Verfärbungsfront bis hin zur Erweichungsfront [31]. Dahinter nahm die Dentinhärte pulpawärts erwartungsgemäß erneut ab [31]. Für die topographische Reihenfolge des Auftretens von Bakterien, Verfärbung und Erweichung war hierbei die Art der Karies nicht entscheidend.

## **2.7 Art der klinischen Kontrolle der Kariesfreiheit**

Die Entscheidung, ob eine Kavität als klinisch „kariesfrei“ zu beurteilen ist, liegt allein in Händen des Behandlers und ist somit von einer Reihe von Faktoren, wie z.B. Erfahrungswerte, Routine und Einsehbarkeit abhängig. Als Hilfsmittel der klinischen Karieskontrolle stehen dem Behandler im wesentlichen nur taktile und visuelle Kontrollen zur Verfügung.

Das bis zum heutigen Tage angewandte Kriterium ist die Härte bzw. Struktur des Dentins, die mittels einer zahnärztlichen Sonde durch Stechen oder Kratzen („cridentaire“) überprüft wird [5]. Dringt die Sonde unter moderater Kraftaufwendung nicht mehr in das Dentin ein, so wird die Kavität als kariesfrei bewertet. In dieser Schlussfolgerung gelten drei Dinge als problematisch.

Erstens konnte Fusayama et al. [27, 28, 31], der kariöses Dentin in zwei Schichten teilt, vom Aktivitätsgrad der kariösen Läsion abhängende Schwankungen der Dentinhärte nachweisen. Die äußere Schicht ist demnach irreversibel denaturiert, infiziert und nicht remineralisierbar, die innere Schicht hingegen reversibel denaturiert, nicht klinisch relevant infiziert und remineralisierbar.

Zweitens ist ebenfalls die bakterielle Invasion abhängig vom Aktivitätsgrad der

---

Karies.

Drittens stellen die je nach Tagesform und je nach Behandler unterschiedlich aufgewendeten Kräfte und Erfahrungswerte die am stärksten variierenden Faktoren dar.

Die Bewertung einer Kavität nach visuellen Gesichtspunkten bezieht den Verfärbungsgrad kariösen Dentins, den Glanz an konventionell mit Rosenbohrern exkavierter Dentinoberfläche und die Anfärbbarkeit von Dentin mittels chemischer Lösungen ein. Die Anwendung chemischer Lösungen, wie z.B. 0,5% basisches Fuchsin in Propylenglycol und 1% Säurerot, ermöglicht nach Fusayama [28] durch selektive Anfärbung die getrennte Darstellung der äußeren von der inneren nicht infizierten kariösen Schicht und somit eine selektive Art der Kariesentfernung.

Eine strukturelle Analyse dieser beiden Schichten wurde von Ohgushi und Fusayama [57] mittels Elektronenmikroskop durchgeführt. Hierbei ist die tiefere vom Fuchsin nicht anfärbbare kariöse Schicht nahe am gesunden Dentin. Das intertubuläre Dentin dieser Schicht erscheint im Elektronenmikroskop teilweise dekalzifiziert. Apatit-Kristalle, die fransenartig mit harten Kollagenfasern verbunden sind, weisen ausgeprägte cross-bands und interbands auf. Im peritubulären Dentin ist eine reduzierte, innere Stärke zu erkennen, jedoch bleibt das Netzwerk der organischen Matrix und des Odontoblasten-Prozesses der Dentinbildung ausgeprägt.

Die oberflächliche vom Fuchsin anfärbbare kariöse Schicht ist im Bereich des intertubulären Dentins stark dekalzifiziert. Körnige, blättrige Apatitkristallformen sind unregelmäßig verteilt und weisen nur wenige oder unausgeprägte cross-bands und keinerlei inter-bands auf. Im Bereich des peritubulären Dentin sind Odontoblastenprozesse verschwunden, die Räume der Dentintubuli sind gefüllt mit Bakterien und einzelnen Apatitkristallen unterschiedlichster Form. Der Trennbereich zwischen erster und zweiter Schicht ist weniger mit Fuchsin anfärbbar, jedoch mikroskopisch-strukturell eher der tieferen Schicht zuzuordnen. Dagegen zeigen spätere Backscattered-Electron-Imaging-Untersuchungen von Yip

---

et al. [79], dass die Anfärbarkeit von Dentin vom Mineralgehalt des Gewebes abhängt und somit nicht nur kariöses Dentin, sondern auch Tertiärdentin und Dentin an der Schmelz-Zement-Grenze angefärbt wird.

Den Mineralgehalt von gesundem und kariösem Dentin haben Angker et al. [2] untersucht. Hierzu wurde ein Backscattered-Electron-Imaging Elektronenmikroskop verwendet, mit dessen Hilfe für klinisch gesundes Dentin ein Mineralgehalt von  $59,3 \pm 5,5$  Gew%, für Dentin in unmittelbarer Nähe zur Pulpa ein Mineralgehalt von  $41,82 \pm 6,74$  Gew% ermittelt werden konnte.

In äußeren Schichten kariösen Dentins wurde mitunter ein Mineralgehalt von weniger als 10 Gew% gemessen [2]. Daher warnen diese Autoren vor der Gefahr exzessiver Gewebsverluste sowie erhöhter Gefahr der Perforation der Pulpahöhle, während gleichzeitig auf das cancerogene Potential von basischem Fuchsin hingewiesen wird. Mikrobiologische Untersuchungen durch Kidd et al. [43, 44] bezeichnen sogar die bakterielle Penetration und die Anfärbarkeit von Dentin als separat zu betrachtende Phänomene, da nicht alles anfärbbare bakteriell infiziert und nicht alles „farbfreie“ frei von bakterieller Besiedlung ist.

---

### 3. Aufgabenstellung

Am Anfang der Untersuchung steht die Überlegung, die unterschiedliche Härte gesunden und kariösen Dentins dazu zu nutzen, die Antriebseinheit eines Rosenbohrers mit Werten so zu programmieren, daß im gesunden Dentin die antreibende Kraft nicht ausreicht, den Bohrer in Bewegung zu halten. Zunächst ist anzustreben, am gesunden Dentin extrahierter Zähne mittels Bohrversuchen, bei denen die vom Motor aufgewendete Kraft in Form eines einstellbaren Drehmomentes variiert wird, einen möglichst eng begrenzten Drehmomentbereich zu ermitteln, an dem der Rosenbohrer zuverlässig anhält. Dabei wird die Antriebskraft, die sich am Schrittmotor einstellen läßt, erst durch das Einwirken des Instrumentes am Probekörper als Drehmoment wirksam. Somit sind neben Antriebskraft das zu untersuchende Material, dessen Oberflächenbeschaffenheit, der Durchmesser des verwendeten Rosenbohrers und der Anpreßdruck entscheidende Faktoren, die das einwirkende "Drehmoment" beeinflussen. Eine weitere Größe, die das einwirkende Drehmoment und somit den Ausgang des Versuches beeinflussen kann, ist die Umdrehungszahl des Rosenbohrers, also dessen Geschwindigkeit (U/min). Um die Versuchsergebnisse miteinander vergleichen zu können, wird daher mit einer definierten sowie vom Hersteller der Rosenbohrer empfohlenen Geschwindigkeit gearbeitet.

In einem zweiten Schritt sollen die ermittelten Werte unter Beibehaltung der Parameter des Versuchsaufbaus am weichen Dentin kariöser Zähne eingesetzt werden. Als Ziel hierbei gilt, daß nach Abtragung des kariösen Dentins beim Erreichen des harten gesunden Dentins der Rosenbohrer automatisch anhält und somit Verlust von gesunder Zahnhartsubstanz minimiert wird.

---

## 4. Material und Methode

### 4.1 Versuchsaufbau

Elemente des Versuchsaufbaus, durch Fixierung an Stativen einander zugeordnet, sind:

- a) Antriebseinheit für ein Winkelstück, der Endo-Stepper® (Fa. S.E.T., Olching)/ Winkelstück und Metallplatte an Stativ
- b) Elektromotor
- c) Drehspule mit Faden zum Winkelstück
- d) Digitalwaage mit Teller und Probekörper
- e) elektrischer Vorschubmesser
- f) Ausgleichsgewicht
- g) Stativ mit Keilrädern (g1) und Stativ mit Vorschubmesser (g2)
- h) Computer, Monitor, Tastatur

Das Winkelstück der Antriebseinheit (a) ist durch einen Faden, über ein an einem Stativ fixierten Keilrad (g1) geführt, mit einer Drehspule (c) verbunden, die von einem Elektromotor (b) angetrieben wird und so ein gleichmäßiges Absenken des Winkelstückes ermöglicht. Ein zweiter Faden führt über ein weiteres Keilrad am Stativ (g1) vom Winkelstück zu einem Ausgleichsgewicht (f). Das Winkelstück (a) ist mit einer senkrecht platzierten Gleitschiene verbunden, die ein kontrolliertes senkrecht Absenken des Winkelstückes durch die Drehspule des Elektromotors über die Fäden ermöglicht.

Das Winkelstück selbst steht mit einer horizontalen Metallplatte (a) in Verbindung, auf der der federnd gelagerte Taststift des elektrischen Vorschubmessers (e) positioniert ist, der von einem weiteren Stativ (g2) getragen wird.

Vorschubmesser und Waage (d) sind an einem Computer (h) angeschlossen, der zur Aufzeichnung der Eindringtiefe des Rosenbohrers und der Gewichtskraft, mit der der Probekörper während der Versuchsdurchführung belastet wird, dient.

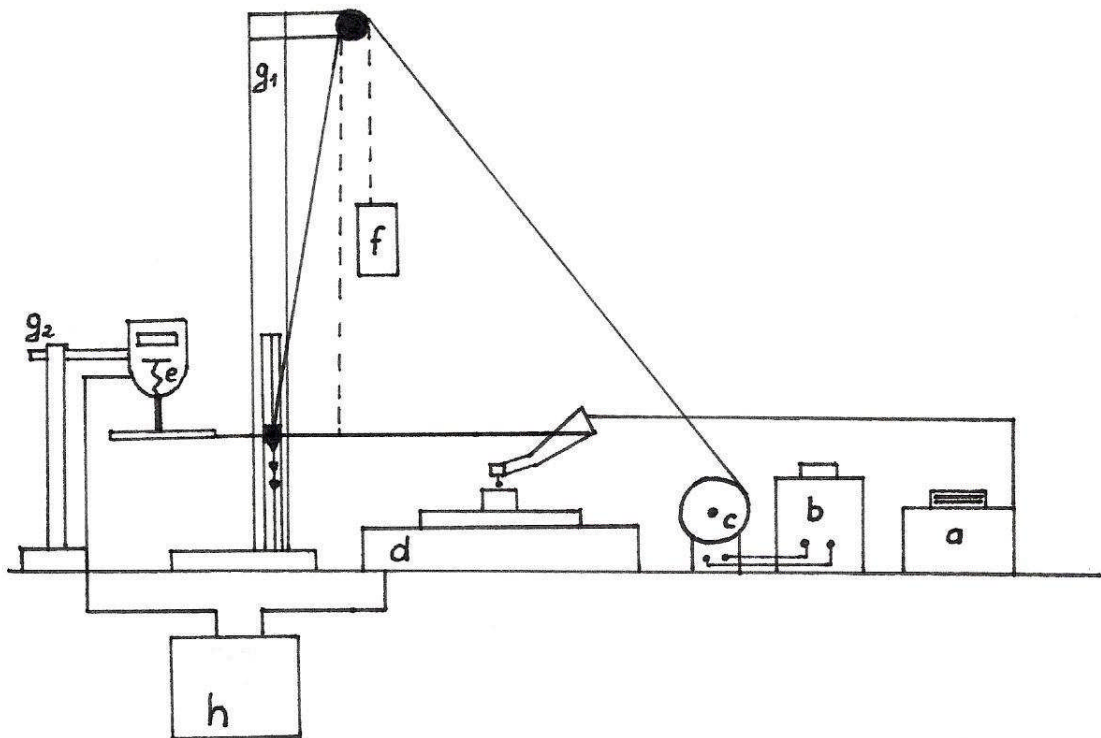


Abb.3a: Schematische Zeichnung des Versuchsaufbaus

- a. Antriebseinheit (Endo-Stepper®)/ Winkelstück und Metallplatte an Stativ
- b. Elektromotor zum Antrieb der Drehspule
- c. Drehspule mit Faden zum Winkelstück
- d. Digitalwaage mit Teller und Probekörper
- e. Elektrischer Vorschubmesser an Stativ
- f. Ausgleichsgewicht über Faden und Keilrad mit Winkelstück verbunden
- g1. Stativ mit Keilrädern
- g2. Stativ mit Vorschubmesser
- h. Computer, Monitor, Tastatur

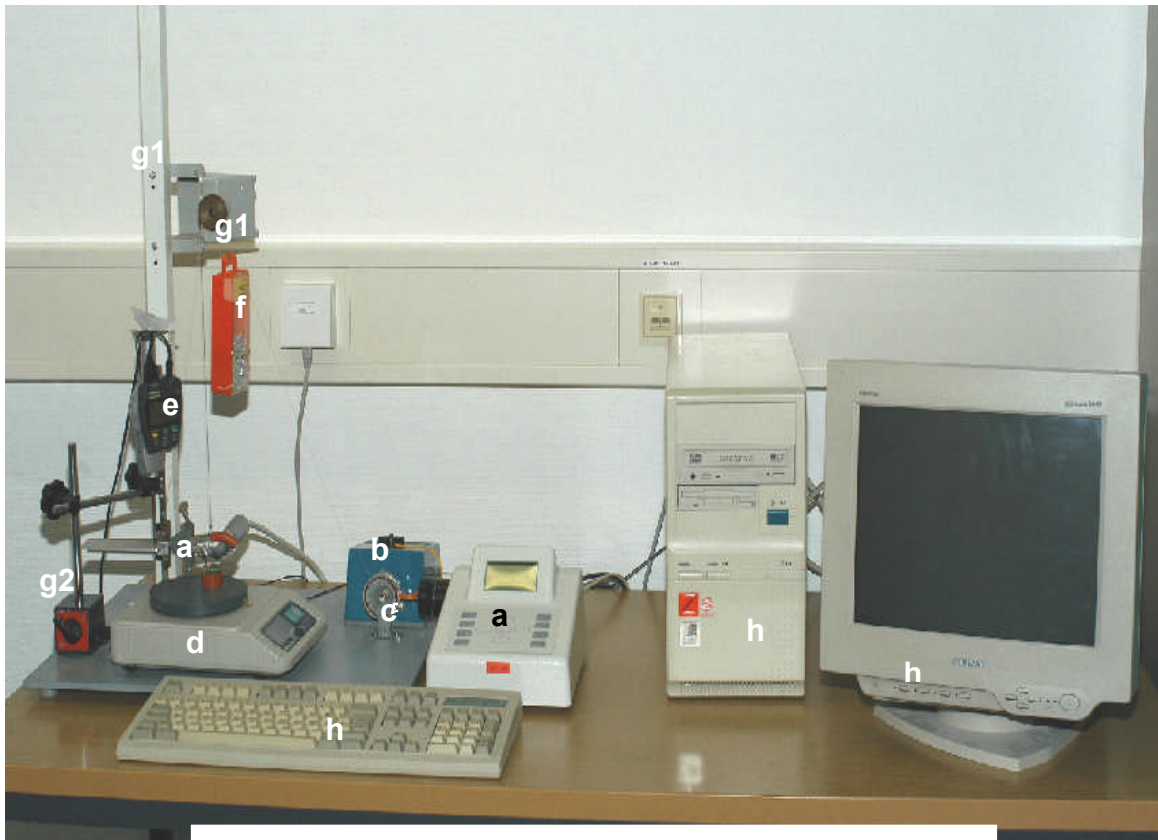


Abb.3b. Gesamtansicht Versuchsaufbau I

- a. Antriebseinheit (Endo-Stepper®)/ Winkelstück und Metallplatte an Stativ
- b. Elektromotor zum Antrieb der Drehspule
- c. Drehspule mit Faden zum Winkelstück
- d. Digitalwaage mit Teller und Probekörper
- e. Elektrischer Vorschubmesser an Stativ
- f. Ausgleichsgewicht über Faden und Keilrad mit Winkelstück verbunden
- g1. Stativ mit Keilrädern
- g2. Stativ mit Vorschubmesser
- h. Computer, Monitor, Tastatur



Abb.3c. Gesamtansicht Versuchsaufbau II

- a. Antriebseinheit (Endo-Stepper®)/ Winkelstück und Metallplatte an Stativ
- b. Elektromotor
- c. Drehspule mit Faden zum Winkelstück
- d. Digitalwaage mit Teller und Probekörper
- e. Elektrischer Vorschubmesser
- f. Ausgleichsgewicht
- g1. Stativ mit Keilrädern
- g2. Stativ mit Vorschubmesser
- h. Computer, Monitor, Tastatur



---

Der EndoStepper® (Fa. S.E.T., Olching), das zentrale Element des Versuchsaufbaus, ist ein für die Endodontie entwickelter 2-Phasen-Schrittmotor, dessen Antriebskraft gemäß des maximal zulässigen Grenzdrehmomentes eines jeden Wurzelkanalinstrumentes eingestellt werden kann und über eine Motorauflösung von 200 Schritten pro Umdrehung verfügt. Maximal lassen sich 6000 Umdrehungen/min und ein Drehmoment von 3,5 Ncm einstellen. Jedoch ist das Drehmoment weniger eine einstellbare Größe, sondern entsteht vielmehr erst durch das Einstellen der Antriebskraft, die durch das Einwirken des Instrumentes an der Oberfläche des Probekörpers wirksam wird. Für die Untersuchung nützlich sind die Basissoftware und ein Winkelstück (Umsetzung 1:1), an dem sich bis zu sechstausend Umdrehungen pro Minute und Drehmomentbereiche ab 0,02 Ncm, d.h. physikalisch im eigentlichen Sinne die Antriebskraft, variabel einstellen lassen. Das Winkelstück (a) ist in einer Schraubzwinde eingespannt und mit einer Metallplatte verbunden. Die Schraubzwinde befindet sich an einem senkrechten Stativ (g1), an dem zwei drehbare Keilräder angebracht sind. Über das eine ist das Winkelstück bzw. die Schraubzwinde über einen Faden verbunden mit einem Gewicht (f), dessen Gewichtskraft als Ausgleichsgewicht für das Eigengewicht des Winkelstückes wirkt. Über das andere läuft ein weiterer Faden zu einer Drehspule (c), die von dem Elektromotor Trafo FA Trix (Fa. Gebr. Märklin & Cie. GmbH, Göppingen), angetrieben wird, der somit ein gleichmäßiges Abrollen der Spule bzw. ein konstantes Absenken des Winkelstückes gewährleistet.

Die Strecke, die das Winkelstück absinkt, wird registriert durch eine digitale Messuhr, den elektrischen Vorschubmesser (e) Mitutoyo-„Absolute“® (Fa. Mitutoyo Messgeräte GmbH, Neuß), der über einen senkrecht beweglichen Stift Kontakt zu einer waagerechten Platte hat, die wiederum an der Schraubzwinde mit dem Winkelstück befestigt ist (s. Abb.4). Auf diesem Weg kann die von dem Winkelstück während des Versuchsdurchganges zurückgelegte Strecke in Millimetern aufgezeichnet werden.



Abb.4. Detailansicht  
des elektrischen  
Vorschubmessers

---

Auf der Tischplatte unter dem Winkelstück befindet sich eine Digitalwaage, deren Waagenteller über drei Arretierschrauben feststellbar ist. Auf diesem ist ein 2 cm hoher, ca. 2,5 cm breiter Kunststoffring befestigt, in dem der zylindrische Probekörper ebenfalls über drei Schrauben arretiert ist. Die Waage kann so die durch das Winkelstück auf den Probekörper ausgeübte Gewichtskraft in Gramm messen (Abb. 5).

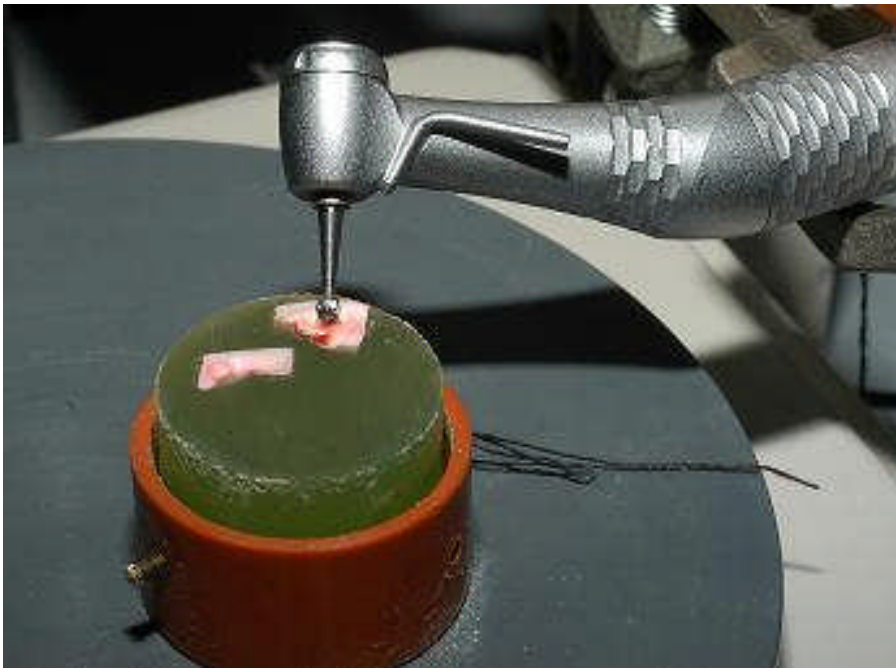


Abb.5. Detailansicht des Probekörpers im Kunststoffring auf dem Waagenteller während Versuchsdurchführung

Sowohl die Daten der Messuhr als auch die der Digitalwaage werden von dem angeschlossenen Computer während eines Versuchsdurchganges registriert. Während eines Versuchsdurchganges senkt sich der Rosenbohrer bis auf den Probekörper ab und dringt dann in das Material des Probekörpers ein. Während dieses Vorganges werden sowohl die vom Rosenbohrer zurückgelegte Strecke als auch die auf den Probekörper einwirkende Gewichtskraft einhundertmal in konstanten Abständen gemessen und aufgezeichnet.

Die graphische Bearbeitung (Abb.8) zeigt ein klassisches Liniendiagramm mit zwei

---

y-Achsen (Millimeter, Gramm) und einer x-Achse (Anzahl der Messungen=100).

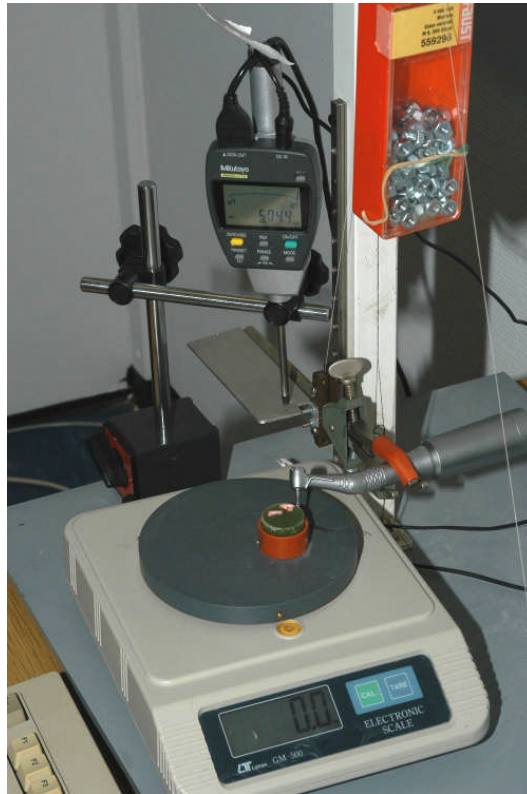


Abb.6. Ansicht des Waagentellers und der Aufhängung des Winkelstückes

Zur Härtemessung der Proben dient das Universalhärteprüfgerät nach Vickers (Fa. Zwick GmbH & Co. KG, Ulm), das sich bei Härtemessungen verschiedener Materialien wie Metall, Kunststoff, Dentin oder Schmelz bewährt hat. Im Versuch wurde eine einwirkende Prüfgewichtskraft von 0,5 kg gewählt (Härte nach Vickers: HV0,5), mit der Probekörper in senkrechter Belastungsstellung mit einem metallischen, pyramidenförmigen Körper während einer genormten Einwirkdauer (10 Sekunden) belastet werden. Der hinterlassene Prüfeindruck kann mit einem Mikroskop vermessen werden. Vor jeder Messung wird das Gerät mit einem geeichten, metallischen Probekörper (749 HV0,5) kalibriert.

---

Die Genauigkeit der Härtemessung hängt von einer möglichst glatt polierten Oberfläche der Probekörper ab. Deshalb werden diese mit einem Rotator für Sandpapier- und Stoffpolierscheiben bearbeitet.

## 4.2 Versuchsdurchführung

### 4.2.1 Vorversuche an CAVIDRILL©-Kunststoff-Platten

Am Anfang des Versuches stand die Frage, ob der Versuchsaufbau für die geplante Untersuchung geeignet ist, indem er reproduzierbare Meßwerte liefert. Um dieses zu überprüfen, wurden als Probekörper aus Kunststoff bestehende CAVIDRILL©-Platten (Fa. Vivadent, Schaan/Liechtenstein) mit gleichbleibenden mechanischen Eigenschaften verwendet. Diese wurden auf einen aus dem Kaltpolymerisat Technovit-7100© (Fa. Heraeus Kulzer GmbH & Co. KG, Wehrheim/Ts) hergestellten Zylinder geklebt, der in den Kunststoffring auf dem Waagenteller eingeschraubt wurde.

Als Bohrer wurden kreuzverzahnte Hartmetall-Rosenbohrer Typ H1SE der Größen H1SE 010, 014, 018, 023, 029 verwendet (Fa. Komet-Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG, Lemgo).



Abb.7a. Ansicht Rosenbohrer H1SE, Fa. Komet-Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG, Lemgo

Begonnen wurden die Versuche jeweils mit zehn Instrumenten der Größen 010, 014, 018, 023, 029 mit der Einstellung von Drehmomenten ab 1 Ncm in Zehntelschritten abwärts, bis der Rosenbohrer anhielt. Anschließend wurde in 2/100 Ncm-Abständen das Anhaltedrehmoment weiter eingegrenzt.

---

Im Anschluß erfolgte die Betrachtung der verwendeten Rosenbohrer unter dem Mikroskop zwecks Beurteilung evtl. vorhandener Abnutzungsspuren.



Abb.7 b. Vergrößerte Darstellung eines Rosenbohrerkopfes (Größe H1SE 029) mit markierter Abnutzung

---

#### **4.2.2 Vorversuche an extrahierten, kariesfreien Zähnen zwecks Annäherung an erste Zielgrößen (Anhaltedrehmomente):**

Mit Vorversuchen am Dentin kariesfreier, menschlicher Zähne sollten zum einen die Reproduzierbarkeit der Meßwerte bestätigt, zum anderen aber auch Meßwertbereiche bezüglich Anhaltedrehmoment in erster Annäherung eingegrenzt werden. Der Versuchsablauf bestand aus einer Vorbereitungsphase und einer Versuchsphase.

Die Vorbereitungsphase beinhaltete Beschaffung und Auswahl des geeigneten Probematerials sowie dessen Einbettung in ein Kaltpolymerisat.

Zur Beschaffung der Zähne wurden Behälter mit Schraubverschluß aus Kunststoff mit Klebeetiketten versehen, um darauf Zahn, Vitalitätsgrad der Pulpa prae extractionem, Extraktionsdatum, Geburtsdatum und Geschlecht des Patienten eintragen zu können, mit 0,9%iger NaCl-Lsg. gefüllt und bei Zahnärzten und Kieferchirurgen in der Umgebung aufgestellt. Bei den extrahierten Zähnen handelte es sich vorwiegend um Weisheitszähne und kariesfreie Zähne, die aus parodontologischen oder kieferorthopädischen Gründen extrahiert werden mußten. Anforderungen, die an die verwendeten Zähne gestellt wurden, waren kariesfreies Dentin, Vitalität, höchstens eine Woche Lagerung in feuchtem Milieu und möglichst ähnliche Resultate bei der Härtemessung.

Nach Auswahl des Zahnes erfolgte das Schneiden der Zähne mit einer diamantierten Trennscheibe, bei Molaren längs der Hauptfissur, bei Frontzähnen senkrecht zur Inzisalkante, 2 mm unterhalb der Schmelz-Zement-Grenze. Mit der Dentinseite wurden die Zahnhälften auf dem Boden einer genormten, zylindrischen Silikonform fixiert und mit einem Kaltpolymerisat, Technovit-7100© (Fa. Heraeus Kulzer GmbH & Co. KG, Wehrheim/Ts), eingebettet. Daraufhin wurde die Oberfläche der eingebetteten Zahnkronenhälften mit verschiedenen rotierenden Sandpapierscheiben unter Wasserkühlung geglättet und mit Stoffscheiben poliert.

---

In der Versuchsphase erfolgten Härtemessungen im kariesfreien Dentin, jeweils dreimal pulpanah und pulpafern. Dafür wurde zuvor die Reproduzierbarkeit der Meßwerte mittels eines geeichten Probekörpers mit einer definierten Vickershärte HV0,5 mit zugehörigem Wert 749 mittels Probemessungen kontrolliert.

Probekörper aus Metall, ebenso vorbereitet wie die Dentinoberflächen, wurden mit einem Gewicht von 0,5 kg für eine Dauer von 10 Sekunden belastet; danach wurden unter dem integrierten Mikroskop verschiebbare Meßlinien an die jeweils vier Ecken der quadratischen Vertiefung exakt angenähert und das Ergebnis elektronisch ermittelt.

Zu Beginn der Bohrversuche erfolgten die Fixierung des Probekörpers auf der Waage, die Programmierung der Minimal-Drehkraft des Rosenbohrers, ebenso der Umdrehungen pro Minute (1000/min) und des Drehmomentes (Torque, Ncm), letztlich die Ladung des Computerprogrammes und Anschalten des Elektromotors zum Absenken des Winkelstückes.

Danach wurden die Bohrversuche durchgeführt, wobei einhundertmal pro Versuch die Eindringtiefe und die einwirkende Gewichtskraft gemessen wurden.

Anschließend wurden die Positionen wie zu Beginn des Versuches eingestellt, lediglich das Drehmoment wurde variiert.

Die Meßreihe beinhaltete die Ermittlung der Anhaltedrehmomente für die fünf Instrumentengrößen an insgesamt acht extrahierten Zähnen.

Ziel dieser Messungen war es, an einem Zahn für jede der fünf Bohrergrößen in 1/10 Ncm - Schritten pro Versuchsdurchlauf einen Bereich zu ermitteln, dessen höherer Drehmomentwert den Bohrer durchlaufen ließ und dessen geringerer Wert zum Anhalten des Rosenbohrers führte. In einem weiteren Schritt wurde mittels Versuchen in 2/100 Ncm- Schritten der Übergang von einem Drehmoment, das für das Weiterlaufen des Bohrers ausreichte, zu einem Drehmoment, das innerhalb der Meßdauer für das Laufen des Instrumentes nicht genügend hoch war, eingegrenzt. Anfangs wurden die Messungen für jede Instrumentengröße ab einem Drehmoment von 1 Ncm schrittweise verringert, später ließen sich jedoch die relevanten Bereiche direkter eingrenzen.



---

### **4.2.3 Hauptversuche an extrahierten, kariesfreien Zähnen zwecks Ermittlung anwendbarer Zielgrößen (Anhaltedrehmomente):**

Hinsichtlich Beschaffung, Auswahl und Bearbeitung geeigneter Zähne wurde verfahren wie bei den Vorversuchen. Lediglich die Härtemessungen wurden um eine weitere dritte Messung, in der Mitte zwischen pulpanahem und pulpaferem Dentin, erweitert.

Für jede der fünf Bohrergrößen sollte vierzigmal das Anhaltedrehmoment ermittelt werden. Hierbei sollte angestrebt werden, sofern genügend Substanz des Probekörpers vorhanden, möglichst an einem Zahn die verschiedenen Bohrergrößen zu testen bzw. fünfmal ein Anhaltedrehmoment zu bestimmen, um vergleichbare Werte verschiedener Bohrergrößen durch Probekörper mit gleichen mechanischen Eigenschaften zu erhalten. Schließlich sollte dieses Vorgehen an jeweils acht unterschiedlichen Zähnen angewendet werden.

Ziel war es, die in acht Durchgängen (möglichst ein Zahn pro Durchgang) jeweils fünfmal für jede vorhandene Instrumentengröße ermittelten Anhaltedrehmomente zu erfassen und zu vergleichen, um damit Drehmomentbereiche für die Programmierung der Antriebseinheit für die weiteren Versuche festlegen zu können.

---

#### **4.2.4. Hauptversuche an extrahierten, kariösen Zähnen zwecks Anwendung der ermittelten Zielgrößen (Anhaltedrehmomente):**

Die im Rahmen dieser Versuche verwendeten Zähne waren primär aufgrund parodontologischer, endodontologischer oder kieferorthopädischer Befunde entfernt worden. Auswahlkriterien in dieser Versuchsreihe waren deren Vitalität, eine nicht zu weit fortgeschrittene kariöse Läsion mit erhaltenem Übergang zu gesunder Dentinhartsubstanz, möglichst nur einwöchige Lagerung im feuchten Milieu und ein gut präparierbarer Zugang zur Karies.

Die Zähne wurden im Gegensatz zu den vorherigen Versuchen nicht aufgetrennt, sondern nur durch oberflächliches Substanzabtragen so bearbeitet, daß die Dentinläsion freilag.

Einbettung, Oberflächenbearbeitung und Politur erfolgten nach o.g. Vorgehen. Danach waren Härtemessungen geplant, die nach Möglichkeit, vom Karieszentrum ausgehend, schrittweise bis in die gesunde Dentinhartsubstanz durchgeführt werden sollten. Hierdurch sollte die eindeutige Härtezunahme zwischen kariösem und klinisch unauffälligem Dentin maschinell reproduzierbar gezeigt werden. Jedoch machte das zum Teil sehr weiche, damit schlecht polierbare, erkrankte Dentin eine zuverlässige reproduzierbare Härtemessung nicht immer möglich. In diesem Fall diente die klinische Kontrolle mit einer zahnärztlichen Sonde als Ersatzmaßnahme.

In einem nächsten Schritt wurde mit einem zylindrischen Schleifkörper in einem Schnelllaufwinkelstück am Übergang zwischen kariöser und gesunder, d.h. klinisch unauffälliger Dentinhartsubstanz, eine muldenförmige Vertiefung angebracht, die den kariösen Defekt zirkulär umgab. Durch diese Maßnahme konnte gewährleistet werden, daß zu Beginn der Versuche der Rosenbohrer mit dem gesamten Durchmesser in kariösem Dentin rotiert. Die Antriebseinheit des Winkelstückes, der EndoStepper® (Fa. S.E.T., Olching), wurde mit dem in den Hauptversuchen an kariesfreien Zähnen durchschnittlich ermittelten Anhaltedrehmoment programmiert und der Versuch nach den zuvor schon beschriebenen Einstellungen gestartet.

---

Das weitere Vorgehen gestaltete sich je nach Ausgang des Versuches:

Bei Anhalten des Bohrers mit eingestelltem Durchschnittsdrehmoment wurde die auf den Rosenbohrer einwirkende Gewichtskraft notiert und kontrolliert, ob das Dentin in der Bohrtiefe als noch kariös erweicht oder als gesund betrachtet werden darf, in folgender Reihenfolge:

a) Mechanisch-klinische Kontrolle durch Sondierung:

Zuerst erfolgte die klinische Kontrolle mittels einer zahnärztlichen Sonde, die an der Spitze einen Durchmesser von ca. 0,186 mm aufweist, auf einer Waage unter Aufwendung einer Gewichtskraft von ca. 400 g.

b) Chemisch-visuelle Kontrolle mittels Kariesdetektor:

Zweitens erfolgte die Benetzung der Kavität mit flüssigem Caries Detector (Fa. Kuraray CO.,LTD, Osaka, Japan) gemäß Anwendungshinweisen für ca. 10 Sekunden, gründliche Reinigung der Kavität mit Wasser sowie vorsichtiges Trocknen und Absuchen nach noch verbliebenen Anfärbungen.

c) Mechanisch-instrumentelle Kontrolle durch Dentinhärtemessung nach Vickers (HV0,5) unter Verwendung einer Härteprüfmaschine für Metalle und Kunststoffe (Fa. Zwick GmbH & Co. KG, Ulm) gemäß o.g. Vorgehens.

d) Das weitere Vorgehen hing ab vom Resultat der Kontrollen:

1.Möglichkeit: Bohrer hält an bei eingestelltem Durchschnittsdrehmoment:

Karieskontrolle einheitlich: Kavität kariesfrei.

Karieskontrolle uneinheitlich: Kavität nicht kariesfrei: Folge: Einstellung des nächsthöheren Drehmomentes, Versuchsdurchführung und erneute Karieskontrolle.

2.Möglichkeit: Bohrer hält bei eingestelltem Durchschnittsdrehmoment nicht an:

Karieskontrolle einheitlich: Kavität kariesfrei: Das eingestellte Drehmoment war zu hoch.

Karieskontrolle uneinheitlich: Kavität nicht kariesfrei: Einstellung der unteren Grenze des Anhaltedrehmomentintervalles, Versuchsdurchführung und erneute Karieskontrolle.

---

## 5. Ergebnisse

### 5.1 Vorversuche an CAVIDRILL®-Platten

Um ein mit Zahnhartsubstanz hinsichtlich Härte vergleichbares Probenmaterial für die Vorversuche zu gewinnen, fanden Kunststoffplatten (Fa. Vivadent, Schaan/Liechtenstein) Verwendung, die im Rahmen der vorklinischen, studentischen Ausbildung verwendet werden.

Die Bestimmung der Vickershärte bei Belastung mit einem Gewicht von 0,5 kg ergab Werte zwischen 74,89 HV<sub>0,5</sub> und 79,58 HV<sub>0,5</sub>. Getestet wurden, wie der Tabelle 1 zu entnehmen ist, die Bohrergrößen H1SE 010, 014, 018, 023 und 029 hinsichtlich ihrer Anhaltedrehmomente durch eine Reduzierung des Drehmomentes an der Antriebseinheit.

Dies geschah pro Versuchsdurchlauf jeweils in 0,2 Ncm – Schritten von 1 Ncm bis 0,2 Ncm abwärts, darunter je nach Anhaltedrehmoment der Bohrergröße in 0,02 Ncm – Schritten bis zu einem Drehmoment von 0,02 Ncm.

Wie aus Tabelle 1 ersichtlich, hielt der Rosenbohrer der Größe 010 während des Versuchsdurchlaufes bei größtmöglicher Reduktion des Drehmomentes nicht an, bei zunehmender Bohrergröße konnte ein Ansteigen des Anhaltedrehmomentes beobachtet werden. Für Instrumente der Größe 014 konnte in sechs Versuchen ein Anhaltedrehmoment von 0,02 Ncm, für Bohrergröße 018 in drei von sechs Versuchen 0,08 Ncm, für Größe 023 in fünf Versuchen 0,2 Ncm und für die Größe 029 in drei von vier Versuchen 0,2 Ncm als Anhaltedrehmoment festgehalten werden.

Bohrergröße		Größe010		Größe014		Größe018		Größe023		Größe029	
Torque Ncm	run / stop	Torque Ncm	run / stop	Torque Ncm	run / stop	Torque Ncm	run / stop	Torque Ncm	run / stop	Torque Ncm	run / stop
1	>>>	1	>>>	1	>>>	1	>>>	1	>>>	1	>>>
0,8	>>>	0,8	>>>	0,8	>>>	0,8	>>>	0,8	>>>	0,8	>>>
0,6	>>>	0,6	>>>	0,6	>>>	0,6	>>>	0,6	>>>	0,6	>>>
0,4	>>>	0,4	>>>	0,4	>>>	0,4	>>>	0,4	>>>	0,4	>>>
0,2	>>>	0,2	>>>	0,2	>>>	0,2	>>>	0,24	>>>	0,2	>>>
0,2	>>>	0,2	>>>	0,2	>>>	0,2	>>>	0,24	>>>	0,2	###
0,2	>>>	0,2	>>>	0,2	>>>	0,2	>>>	0,24	>>>	0,2	###
0,1	>>>	0,2	>>>	0,1	>>>	0,1	>>>	0,22	>>>	0,2	###
0,1	>>>	0,2	>>>	0,1	>>>	0,1	>>>	0,22	>>>	0,18	###
0,1	>>>	0,2	###	0,1	>>>	0,1	>>>	0,22	>>>	0,18	###
0,08	>>>	0,18	>>>	0,1	>>>	0,1	>>>	0,22	>>>	0,18	###
0,08	>>>	0,18	>>>	0,1	>>>	0,1	>>>	0,22	>>>	0,16	>>>
0,08	>>>	0,18	###	0,1	>>>	0,1	>>>	0,2	###	0,16	>>>
0,06	>>>	0,16	>>>	0,08	>>>	0,08	>>>	0,2	###	0,16	###
0,06	>>>	0,16	>>>	0,08	>>>	0,08	>>>	0,2	###	0,16	###
0,06	>>>	0,16	>>>	0,08	>>>	0,08	>>>	0,2	###	0,16	###
0,04	>>>	0,1	>>>	0,08	###	0,08	###	0,2	###	0,14	>>>
0,04	>>>	0,1	>>>	0,08	###	0,08	###	0,18	>>>	0,14	###
0,04	>>>	0,1	>>>	0,08	###	0,08	###	0,18	###	0,14	###
0,02	>>>	0,1	>>>	0,06	###	0,06	###	0,18	###	0,14	###
0,02	>>>	0,1	>>>	0,06	###	0,06	###	0,18	###	0,14	###
0,02	>>>	0,1	###	0,06	###	0,06	###	0,18	###	0,14	###
		0,08	>>>	0,06	###	0,06	###	0,16	>>>	0,12	###
		0,08	>>>	0,06	###	0,06	###	0,16	>>>	0,12	###
		0,08	>>>	0,06	###	0,06	###	0,16	>>>	0,12	###
		0,06	>>>	0,04	###	0,04	###			0,12	###
		0,06	>>>	0,04	###	0,04	###			0,12	###
		0,06	>>>	0,04	###	0,04	###			0,1	###
		0,06	>>>	0,02	###	0,02	###			0,1	###
		0,06	>>>	0,02	###	0,02	###			0,1	###
		0,06	>>>	0,02	###	0,02	###			0,1	###
		0,04	>>>							0,08	###
		0,04	>>>							0,06	###
		0,04	>>>							0,04	###
		0,04	>>>							0,04	###
		0,04	>>>							0,02	###
		0,04	>>>								
		0,02	###								
		0,02	###								
		0,02	###								
		0,02	###								
		0,02	###								
		0,02	###								

Tab.1. Vorversuche CAVIDRILL© - Platten zur Testung der Reproduzierbarkeit eingestellter Zielgrößen: Tabellarische Darstellung der Versuchsergebnisse getesteter Drehmomente, bezogen auf die einzelnen Bohrergrößen.

---

In Tabelle 1 sind für die jeweils verwendeten Bohrergrößen die Ergebnisse des Versuchsausganges (Anhalten/Durchlaufen des Bohrers) bildlich dargestellt. Für die Bohrergröße 010 konnte die Antriebskraft bzw. das Drehmoment an der Antriebseinheit nicht soweit reduziert werden, daß der Bohrer anhielt. Damit ist das Anhaltedrehmoment dieser Größe kleiner als 0,02 Ncm. Für die Bohrergrößen 014, 018, 023 und 029 geht mit zunehmender Bohrerkopfgröße auch ein zunehmendes Anhaltedrehmoment einher. Bei 6,5% der Messungen (n=155) traten unerwartete Meßergebnisse auf. Entweder liefen Bohrer mit geringerer Antriebskraft durch, obwohl größere Antriebskräfte mehrfach zuvor zu einem Anhalten des Bohrers geführt hatten, oder es kam vereinzelt bei größerer Antriebskraft zum Anhalten des Bohrers und zu einem Durchlaufen bei geringerer Antriebskraft in späteren Versuchen.

In der graphischen Bearbeitung stellt Abbildung 8 den zeitlichen Verlauf eines Versuchsdurchganges dar, währenddessen einhundertmal der Vorschub des Rosenbohrers und die ansteigende Gewichtskraft des Lastkörpers gemessen werden. Während des in Abbildung 8 dargestellten Versuches traf der Rosenbohrer ab dem 7. Meßwert auf den Probekörper, was in einem linearen Ansteigen der Gewichtskraft mündet, die sich ab dem ca. 50. Meßwert in Form eines Plateaus zwischen 250 und 300g einpendelt. Damit korreliert die Kurve mit der Absenkbewegung bzw. der Eindringtiefe des Winkelstückes, deren Geschwindigkeit beim Aufsetzen des Rosenbohrers auf dem Probekörper plötzlich abnimmt.

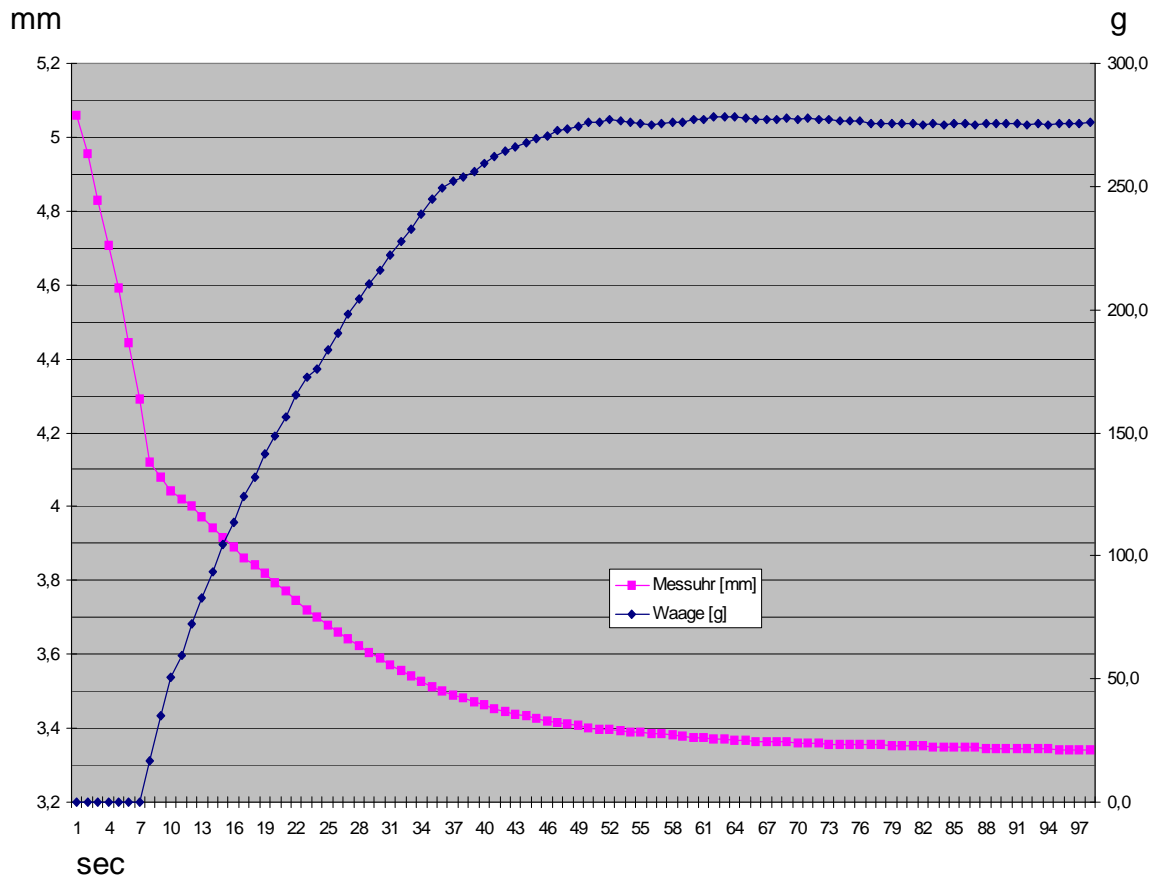


Abb.8. Diagramm eines Versuchsdurchganges auf einer CAVIDRILL© - Platte  
 Rosenbohrer Typ H1SE 010, durchlaufend, Eindringtiefe (mm) und einwirkende Gewichtskraft (g)  
 x-Achse: Zeitlicher Verlauf  
 y-Achse links: Eindringtiefe (mm)  
 y-Achse rechts: Gewichtskraft (g)

Für die Bohrergröße 014 konnte im Versuch mehrfach ein Anhalten des Bohrers unter Anwendung eines Drehmomentes von 0,02 Ncm beobachtet werden. Graphisch ist anhand der abrupten Zäsur beider Kurven am 43. Meßwert der Zeitpunkt des Anhalten des Bohrers abzulesen. Entsprechende Charakteristika lassen sich den Versuchsdiagrammen der anderen Bohrergrößen entnehmen (Abb. 9-16).

In Abbildung 9-16 werden graphisch die Resultate der Versuchsdurchführungen wiedergegeben. Für jede Bohrergröße wird beispielhaft ein Diagramm für den Versuchsausgang mit durchlaufendem Bohrer einem Diagramm für den Versuchsausgang mit anhaltendem Bohrer gegenübergestellt. In letzteren markiert ein Abknicken der Graphen den Zeitpunkt des Anhaltens der Bohrers.

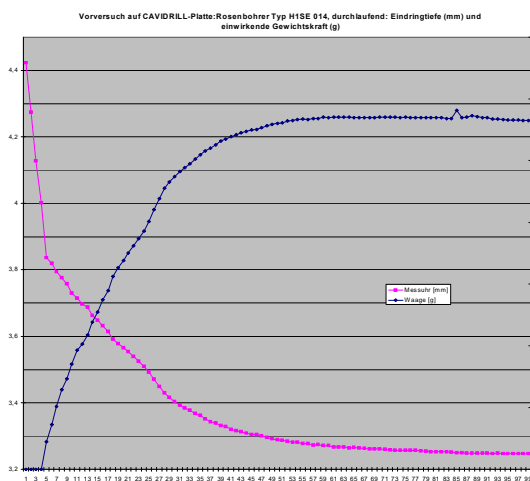


Abb.9. Diagramm eines Versuchsdurchganges auf einer Cavidrill© - Platte: Bohrergröße 014, Durchlaufdrehmoment

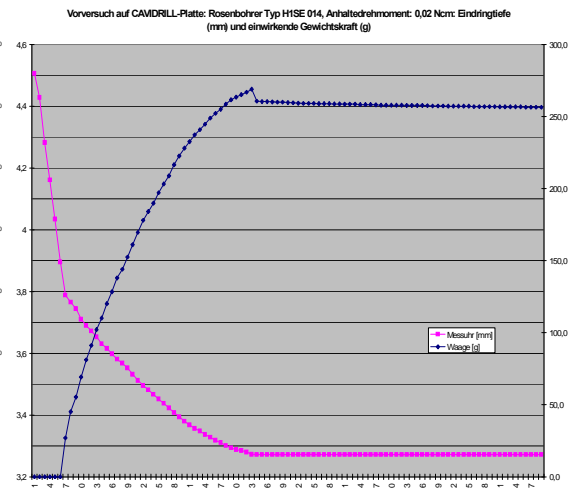


Abb.10. Diagramm eines Versuchsdurchganges auf einer Cavidrill© - Platte: Bohrergröße 014, Anhaltedrehmoment: 0,02 Ncm

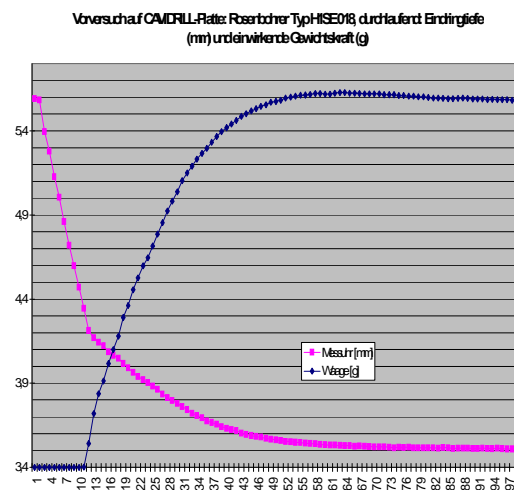


Abb.11. Diagramm eines Versuchsdurchganges auf einer Cavidrill© - Platte: Bohrergröße 018, Durchlaufdrehmoment

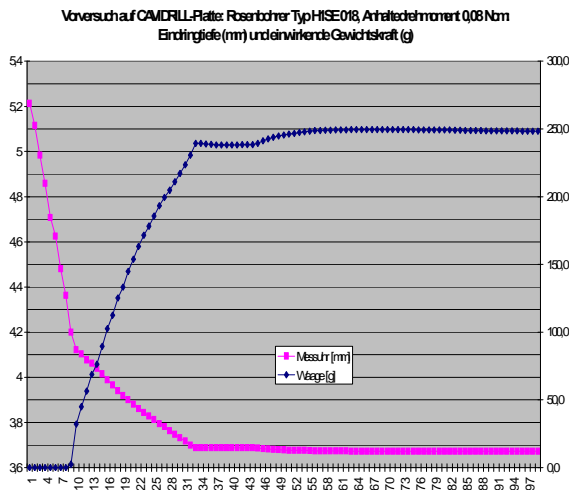


Abb.12. Diagramm eines Versuchsdurchganges auf einer Cavidrill© - Platte: Bohrergröße 018, Anhaltedrehmoment: 0,08 Ncm



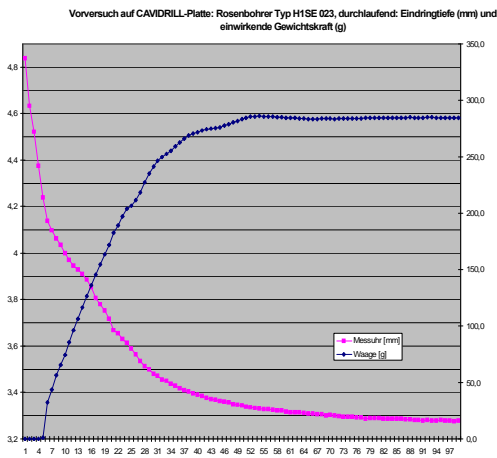


Abb.13. Diagramm eines Versuchsdurchganges auf einer Cavidrill® - Platte: Bohrergröße 023, Durchlaufdrehmoment

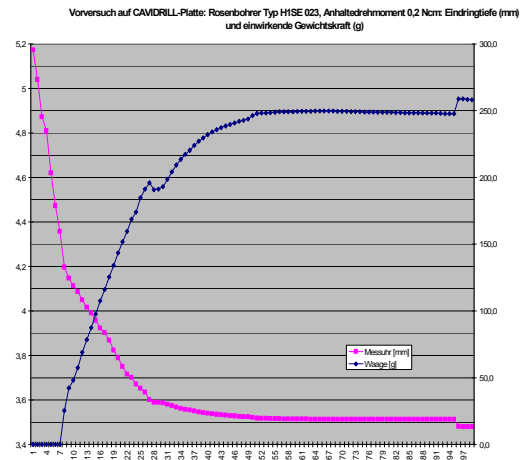


Abb.14. Diagramm eines Versuchsdurchganges auf einer Cavidrill® - Platte: Bohrergröße 023, Anhaltedrehmoment: 0,2 Ncm

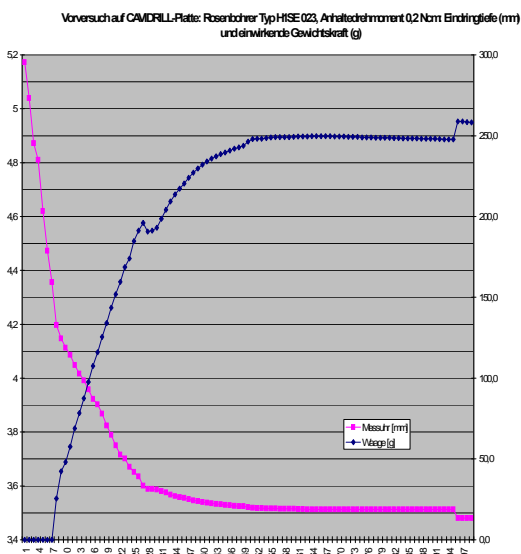


Abb.15. Diagramm eines Versuchsdurchganges auf einer Cavidrill® - Platte: Bohrergröße 029, Durchlaufdrehmoment

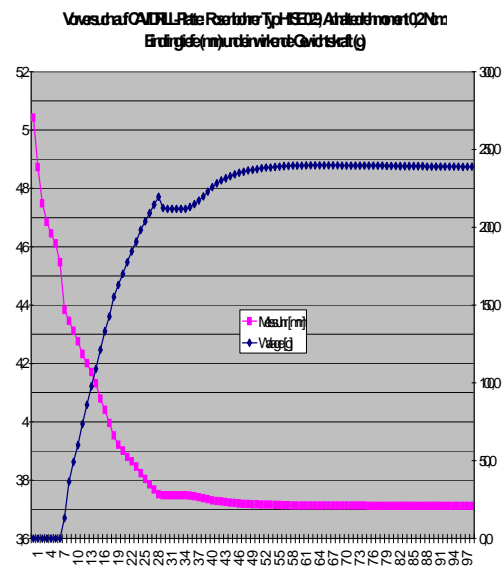


Abb.16. Diagramm eines Versuchsdurchganges auf einer Cavidrill® - Platte: Bohrergröße 029, Anhaltedrehmoment: 0,2 Ncm

---

## 5.2 Vorversuche an kariesfreien Zähnen zwecks Ermittlung erster Zielgrößen

### 5.2.1 Ergebnisse der Dentinhärtemessungen nach Vickers (HV0,5):

Mit dem Härteprüfgerät der Firma Zwick GmbH & Co. KG, Ulm, wurde die Vickers-Härte (HV0,5 kg) am Dentin der für die Vorversuche selektierten Zähne (n=7) jeweils dreimal pulpanah und pulpafern ermittelt. Der resultierende Mittelwert pulpanahen Dentins liegt bei 49,5 HV0,5, der Mittelwert des Dentins an der Schmelz-Dentin-Grenze liegt bei 61,0 HV0,5 (Tabelle 2).

Datum	Zahn	Pulpanah 1.	2	3	Pulpafern 1.	2	3
06.09.02	34	47,68	52,78	60,97	58,02	63,7	66,71
09.09.02	44	48,36	46,13	43,08	55,68	66,04	55
10.09.02	18	47,27	40,8	52,98	59,51	54,32	55,1
11.09.02	44	51,51	54,1	60,53	53,28	68,38	70,36
12.09.02	28	35,22	45,41	51,01	68,27	69,7	63,08
13.09.02	43	49,03	36,57	44,81	51,66	54,28	56,89
17.09.02	38	58,08	55,06	58,04	63,1	65,73	62,28

Tab.2. Tabelle der Dentinhärtemessungen (HV0,5) im Rahmen der Vorversuche an extrahierten Zähnen

### 5.2.2 Meßwerte der in den Vorversuchen an kariesfreien Zähnen für die jeweilige Bohrergröße bestimmten Anhaltedrehmomente (Ncm):

In Tabelle 3 sind die Anhaltedrehmomente für die jeweiligen Bohrergrößen am Dentin kariesfreier Zähne (n=8) dargestellt. Für die Bohrergrößen wurde in acht Durchläufen ein Anhaltedrehmoment ermittelt. Für die Bohrergröße 023 erfolgten sieben, für die Bohrergröße 029 sechs Versuchsdurchläufe.

	Bohrergröße				
Torque(Ncm)	10	14	18	23	29
Zahn					
34	0,3	0,38	0,58	0,7	0,88
44	0,26	0,38	0,6-0,7	0,68	=====
18	0,24	0,34	0,58	0,84	0,94
44	0,26	0,38	0,6	=====	=====
28	0,26	0,38	0,56	0,68	0,8
18	0,3	0,38	0,56	0,82	0,9
18	0,3	0,34	0,6	0,8	0,9
38	0,22	0,36	0,36	0,68	0,88

Tab.3. Tabelle der in den Vorversuchen an extrahierten Zähnen gemessenen Anhaltedrehmomente für die jeweilige Bohrergröße

### 5.3 Hauptversuche an kariesfreien Zähnen zwecks Ermittlung anwendbarer Zielgrößen:

#### 5.3.1 Ergebnisse der Dentinhärtemessungen nach Vickers (HV0,5):

Analog zu dem o.g. Vorgehen erfolgten auch hier zunächst die Messungen der Vickers-Härte am Dentin. Erweitert wurde das Vorgehen lediglich um eine dreifache Messung im intermediären Dentinreal.

Tabelle 4 zeigt die Meßwerte der Vickershärte (HV0,5) am Dentin (Anzahl der Zähne: n=12).

Der resultierende Mittelwert pulpanahen Dentins lag bei 43,4 HV0,5, der Mittelwert intermediären Dentins bei 54,0 HV0,5 und der Mittelwert des Dentins an der Schmelz-Dentin-Grenze bei 58,9 HV0,5.

Datum	Zahn	Ruprah1.	2	3	Mitte1.	2	3	Rupfen1.	2	3
10.10.2002	48	43,29	27,87	26,07	60,02	59,92	57,54	60,82	62,56	57,65
10.10.2002	28	46,26	61,32	54,05	62,46	71,39	57,74	71,73	64,96	72,88
11.10.2002	31,32,42	42,98	38,49	40,85	55,12	56,05	53,1	78,2	77,48	83,84
15.10.2002	33	15,76	20,11	27,63	34,99	28,25	22,87	22,77	27,46	29,34
15.10.2002	18	9,24	13,46	14,2	23,77	22,32	25,04	34,45	32,76	32,18
18.10.2002	38	46,44	57,95	61,17	78,99	75,67	65,79	68,95	56,8	69,36
10.03.2003	18	61,44	79,18	52,7	56,49	60,14	60,16	56,31	56,95	51,31
18.03.2003	18	58,83	53,04	64,26	63,7	75,98	72,27	62,82	71,42	59,63
19.03.2003	48	35,36	50,41	24,17	49,08	46,92	58,13	72,88	79,77	75,44
20.03.2003	18	60,14	60,14	55,44	56,77	56,55	53,3	55,74	60,14	59,97

Tab.4. Tabelle der Dentinhärtemessungen im Rahmen der Hauptversuche an extrahierten Zähnen

### 5.3.2 Meßwerte der für die jeweilige Bohrergröße ermittelten Anhaltedrehmomente (Ncm):

Im Rahmen der Hauptversuche wurde für jede Bohrergröße in acht Durchgängen jeweils fünfmal das Anhaltedrehmoment im Dentin kariesfreier Zähne (n=12) bestimmt.

In den Tabellen 5 – 9 sind die bestimmten Anhaltedrehmomente für die jeweilige Bohrergröße und die verwendeten Zähne dargestellt. Hierdurch lassen sich einzelne Messwerte verschiedener Bohrergrößen vergleichen, die an einem Zahn bestimmt worden sind.

Das Messwertintervall lag für die Bohrergröße 010 zwischen 0,12 und 0,22 Ncm, der Durchschnittswert betrug 0,18 Ncm.

Torque(Ncm)	a	b	c	d	e	Zahn	Meßdatum
Durchgang							
1	0,2	0,22	0,2	0,2	0,22	48	10.10.02
2	0,2	0,2	0,2	0,22	0,18	31,32,42	11.10.02
3	0,2	0,18	0,22	0,18	0,16	33	15.10.02
4	0,18	0,16	0,16	0,18	0,16	38	18.10.02
5	0,18	0,16	0,2	0,18	0,16	18	10.03.03
6	0,16	0,16	0,2	0,18	0,18	18	18.03.03
7	0,22	0,18	0,18	0,18	0,2	48	19.03.03
8	0,14	0,12	0,18	0,16	0,18	18	20.03.03

Tab.5. Anhaltedrehmomente im Dentin kariesfreier Zähne für die Bohrergröße 010

Das Messwertintervall für die Bohrergröße 014 lag zwischen 0,22 und 0,38 Ncm, der Durchschnittswert betrug 0,31 Ncm.

Torque(Ncm)	a	b	c	d	e	Zahn	Meßdatum
Durchgang							
1	0,36	0,38	0,36	0,38	0,36	48	10.10.02
2	0,22	0,36	0,28	0,36	0,32	31,32,42	11.10.02
3	0,34	0,34	0,34	0,36	0,34	33	15.10.02
4	0,36	0,34	0,36	0,34	0,32	38	18.10.02
5	0,32	0,28	0,26	0,3	0,26	18	10.03.03
6	0,26	0,28	0,28	0,32	0,28	18	18.03.03
7	0,28	0,26	0,28	0,26	0,26	48	19.03.03
8	0,28	0,3	0,28	0,24	0,24	18	20.03.03

Tab.6. Anhaltedrehmomente im Dentin kariesfreier Zähne für die Bohrergröße 014

Das Messwertintervall für die Bohrergröße 018 lag zwischen 0,06 und 0,42 Ncm, der Mittelwert betrug 0,28 Ncm.

Torque(Ncm)	a	b	c	d	e	Zahn	Meßdatum
Durchgang							
1	0,06	0,06	0,08	0,06	0,08	28	10.10.02
2	0,24	0,22	0,28	0,3	0,34	48	10.10.02
3	0,3	0,32	0,42	0,42	0,42	33	15.10.02
4	0,28	0,26	0,24	0,28	0,26	38	18.10.02
5	0,38	0,34	0,34	0,34	0,36	18	10.03.03
6	0,34	0,36	0,38	0,34	0,34	18	18.03.03
7	0,2	0,24	0,2	0,28	0,26	48	19.03.03
8	0,34	0,26	0,26	0,24	0,28	18	20.03.03

Tab.7. Anhaltedrehmomente im Dentin kariesfreier Zähne für die Bohrergröße 018

Das Messwertintervall für die Bohrergröße 023 lag zwischen 0,28 und 0,56 Ncm, der Mittelwert betrug 0,40 Ncm.

Torque(Ncm)	a	b	c	d	e	Zahn	Meßdatum
Durchgang							
1	0,28	0,36	0,28	0,36	0,36	28	10.10.02
2	0,42	0,42	0,46	0,42	0,38	48	10.10.02
3	0,5	0,56	0,42	0,48	0,44	18	15.10.02
4	0,38	0,5	0,44	0,4	0,38	38	18.10.02
5	0,44	0,4	0,4	0,38	0,4	18	10.03.03
6	0,44	0,42	0,44	0,42	0,42	18	18.03.03
7	0,38	0,34	0,34	0,38	0,36	48	19.03.03
8	0,4	0,42	0,4	0,38	0,4	18	20.03.03

Tab.8. Anhaltedrehmomente im Dentin kariesfreier Zähne für die Bohrergröße 023

Das Messwertintervall für die Bohrergröße 029 lag zwischen 0,58 und 0,82 Ncm, der Mittelwert betrug 0,70 Ncm.

Torque(Ncm)	a	b	c	d	e	Zahn	Meßdatum
Durchgang							
1	0,7	0,64	0,64	0,66	0,68	28	10.10.02
2	0,68	0,68	0,78	0,78	0,72	48	10.10.02
3	0,82	0,82	0,8	0,8	0,78	32,31,42	15.10.02
4	0,68	0,66	0,66	0,6	0,58	33	15.10.02
5	0,68	0,58	0,62	0,58	0,66	38	18.10.02
6	0,7	0,74	0,74	0,76	0,78	18	18.03.03
7	0,74	0,72	0,72	0,72	0,72	48	19.03.03
8	0,72	0,7	0,7	0,72	0,68	18	20.03.03

Tab.9. Anhaltedrehmomente im Dentin kariesfreier Zähne für die Bohrergröße 029

### 5.3.3 Auswertung und graphische Darstellung der ermittelten Anhaltedrehmomente (Ncm) für die einzelnen Bohrergrößen:

x	$x - \bar{x}$	y	$y - \bar{y}$
Bohrergröße	Abweichung vom arithmetischen Mittel	Drehmoment	Abweichung vom arithmetischen Mittel
29	10,2	0,7	0,328
23	4,2	0,4	0,028
18	- 0,8	0,28	- 0,092
14	- 4,8	0,3	- 0,072
10	- 8,8	0,18	- 0,192

Tab.10. Messwerte von Drehmomenten und Bohrergrößen und ihre Abweichung vom arithmetischen Mittel

---

Das arithmetische Mittel der verwendeten Bohrergrößen beträgt  $\bar{x} = 18,8$ ; der entsprechende Wert für die ermittelten Drehmomentwerte beträgt  $\bar{y} = 0,372$ . Die Messwerte werden in der graphischen Darstellung zu einer Geraden der Formel  $y = b \cdot x + a$  interpoliert.

Zur Berechnung der Ausgleichsgeraden für die ermittelten Messwerte werden Schätzwerte für die Varianz der Variablen  $x$  (bezogen auf die Bohrergröße) und  $y$  (bezogen auf das Drehmoment) sowie die Kovarianz für  $x$  und  $y$  benötigt [16].

Schätzwert für die Varianz der Variable  $x_i$  (Bohrergröße)  $S_x$  mit  $n=5$ :

$$S_x^2 = \frac{1}{n-1} \cdot \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2 = \frac{1}{5-1} \cdot \sum_{i=1}^5 10,2^2 + 4,2^2 + (-0,8)^2 + (-4,8)^2 + (-8,8)^2 = 55,7$$

$$S_x = 7,4632$$

Schätzwert für die Varianz der Variable  $y_i$  (Drehmoment)  $S_y$  mit  $n=5$ :

$$S_y^2 = \frac{1}{n-1} \cdot \sum_{i=1}^n (y_i - \bar{y})^2 = \frac{1}{5-1} \cdot \sum_{i=1}^5 0,328^2 + 0,028^2 + (-0,092)^2 + (-0,072)^2 + (-0,192)^2$$

$$S_y^2 = 0,03972 \quad S_y = 0,19929$$

Die positive Kovarianz als Maß für die Abhängigkeit zwischen  $x$  und  $y$  mit  $n=5$  bedeutet, dass die Variablen  $x$  und  $y$  gleichsinnig variieren [16]:

$$S_{xy} = \frac{1}{n-1} \cdot \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x}) \cdot (y_i - \bar{y}) = \frac{1}{5-1} \cdot 5,572 = 1,393$$

Die Gleichung der Ausgleichsgeraden entspricht der allgemeinen Geradengleichung:

$$y = b \cdot x + a$$

$b$ : Steigung bzw. Regressionskoeffizient

$a$ : Achsenabschnitt



---

Die Steigung b ergibt sich aus folgender Gleichung [36]:

$$b = \frac{\sum (x_i - \bar{x}) * (y_i - \bar{y})}{\sum (x_i - \bar{x})^2} = 5,572 / 222,8 = 0,025$$

Aus der Anwendung von b,  $\bar{x}$  und  $\bar{y}$  ergibt sich:

$$\bar{y} = b * \bar{x} + a$$

$$a = \bar{y} - b * \bar{x} = 0,372 - 0,025 * 18,8 = - 0,098$$

Aus den errechneten Werten für die Steigung und den Achsenabschnitt ergibt sich die Formel der Ausgleichsgeraden:

$$y = 0,025 * x - 0,098$$

Der Korrelationskoeffizient beziehungsweise der Schätzwert r ist die Größe der standardisierten Abhängigkeit der Variablen x und y und wird ermittelt durch die Kovarianz der Stichprobe, dividiert durch das Produkt der Varianzen der Stichprobe [16].

$$r = S_{xy} / S_x * S_y = 1,393 / 7,4632 * 0,19929 = 0,937$$

Der Korrelationskoeffizient liegt immer im Bereich  $- 1 \leq r \leq + 1$ .

Wenn  $r = 1$ , wird die Beziehung der Meßwerte durch eine gerade Linie dargestellt, wobei x und y miteinander wertmäßig zunehmen [16]. Der ermittelte Korrelationskoeffizient von 0,937 belegt ein nahezu lineares Verhältnis von Bohrergröße und Drehmoment.

Die graphische Darstellung in Abbildung 17 zeigt die Mittelwerte und Messwertintervalle der Anhaltedrehmomente der jeweiligen Bohrergröße. Hierbei bestätigt das Ansteigen der ermittelten Anhaltedrehmomente bei zunehmender Bohrergröße graphisch die anhand der Messwerte der Vorversuche

an CAVIDRILL®-Kunststoffplatten (Fa. Vivadent, Schaan/Liechtenstein) vermutete lineare Beziehung von Bohrergröße und Anhaltedrehmoment. Mit der Ausgleichsgeraden der o.g. Formel  $y = 0,025 * x - 0,098$  lassen sich so Drehmomentwerte auch nicht getesteter Bohrergrößen ablesen.

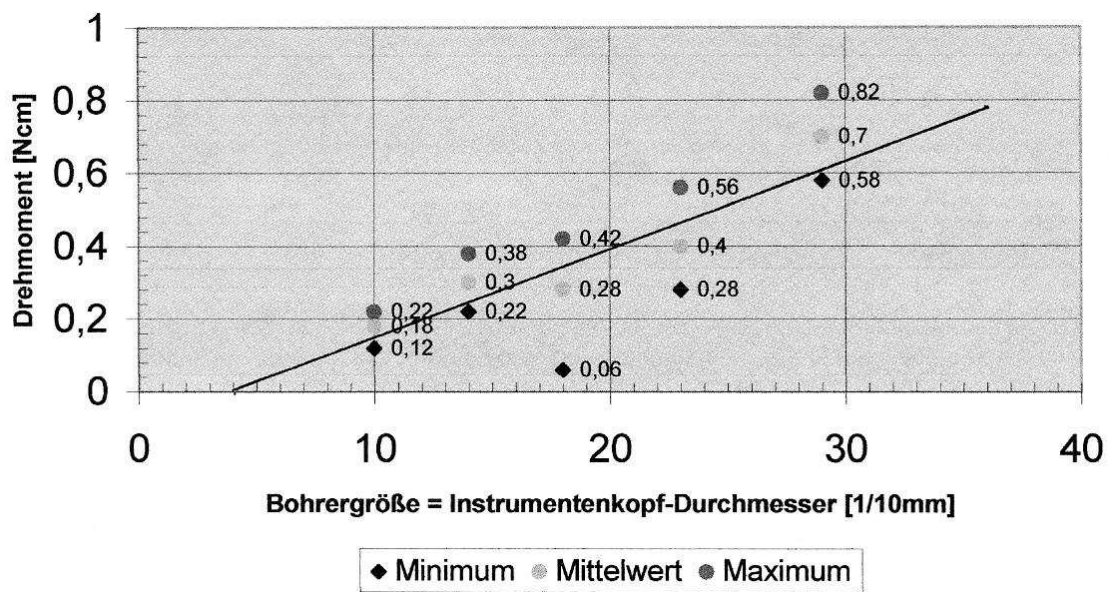


Abb.17. Anhaltedrehmomente in Abhängigkeit zur Bohrergröße

---

## **5.4 Ergebnisse der Hauptversuche an kariösen Zähnen unter Anwendung der ermittelten Zielgrößen ( Anhaltedrehmomente ):**

### **5.4.1 Härtemessungen am Dentin kariöser Zähne nach Vickers:**

Die entsprechend dem o.g. Vorgehen vorgesehenen Härtemessungen kariösen Dentins ließen sich nur schwerlich durchführen. Als Grund hierfür läßt sich zum einen der Zerstörungsgrad des erkrankten Dentins anführen, dessen Oberfläche zum Teil so weich und ungleichmäßig zerstört war, daß vom pyramidenförmigen Eindruckstempel der Härteprüfmaschine keine eindeutig auswertbaren Prüfeindrücke zurückblieben. Dies steht in Einklang mit Dentinhärtemessungen, die Banerjee et al. durchgeführt haben [7]. Zum anderen ist die Präparationstechnik zu nennen, durch die kariöse Areale an der Dentinoberfläche eines Probekörpers von kariesfreien durch eine muldenförmige Vertiefung separiert wurden. Das klinisch-manuelle Aufsuchen der Karies mit einer zahnärztlichen Sonde war hierbei ausreichend, da die Unterschiede hinsichtlich Härte im Vergleich zu kariesfreiem Dentin eindeutig waren.

### **5.4.2 Ergebnisse der Hauptversuche an kariösen Zähnen**

#### **5.4.2.1 Verlaufsprotokoll der Hauptversuche an kariösen Zähnen**

In Tabelle 11 sind Verlauf und Ergebnisse der Versuche am kariösen Dentin in Protokollform wiedergegeben.

Datum	Bohrergröße	Torque (Ncm)	durchgelaufen	angehalten	an/bei (g)	Dentin	Dentin	Kariesdetektor	Zahn/vital (+/-)	Extraktionsdat.	Ergebnis(im Vergleich
						sondenhart	sondenweich				Zum Durchschneis-
											Schnittschrin-
											Die eingestellte
01.04.03	10	0,18	X		284	X (300g)		-	31/+	27.03.03	T zu hoch
01.04.03	10	0,12		X	132,8		X (300g)	+	31/+	27.03.03	T zu niedrig
01.04.03	10	0,12		X	166		X (300g)	+	31/+	27.03.03	T zu niedrig
01.04.03	14	0,3		X	89	X (300g)		-	41/+	27.03.03	T bestätigt
01.04.03	14	0,3		X	109		X (300g)	+	41/+	27.03.03	T zu niedrig
01.04.03	14	0,3		X	128	X (300g)		-	41/+	27.03.03	T bestätigt
04.04.03	18	0,28		X	144	X (300g)		-	42/+	01.04.03	T bestätigt
"	18	0,28		X	213	X (300g)		-	"	"	T bestätigt
08.04.03	10	0,14		X	169	X (300g)		-	31/+	27.03.03	T zu niedrig
"	14	0,22		X	161	X (300g)		-	41/+	27.03.03	T zu niedrig
10.04.03	23	0,4		X	160		X (300g)	-	37/-	08.04.03	T bestätigt
"	23	0,42	X			X (300g)		-	"	"	T zu groß
"	23	0,4	X				X (300g)	+	"	"	T zu groß
"	23	0,4		X	115		X (300g)	+	"	"	T zu niedrig
"	23	0,42		X	185		X (300g)	+	"	"	T zu niedrig
"	23	0,44	X			X (300g)		-	"	"	T zu groß
"	23	0,4		X	182	X (300g)		-	"	"	T bestätigt
"	23	0,4	X				X (300g)	+	"	"	C zu tief
"	23	0,4		X	167		X (300g)	+	"	"	T zu niedrig
"	23	0,42	X			X (300g)		-	"	"	T zu groß
"	29	0,7		X	63		X (300g)	+	"	"	T zu niedrig
"	29	0,72	X				X (300g)	+	"	"	C zu tief
"	29	0,72	X			X (300g)		-	"	"	T zu hoch
"	29	0,7	X				X (300g)	+	"	"	C zu tief
"	29	0,7	X			X (300g)		-	"	"	T zu groß
"	10	0,18	X				X (300g)	+	38/+	"	C zu tief
"	10	0,18	X			X (300g)		-	"	"	T zu groß
"	10	0,16	X				X (300g)	+	"	"	C zu tief
"	10	0,16	X				X (300g)	+	"	"	C zu tief
"	10	0,14	X			X (300g)		-	"	"	T zu hoch
"	10	0,12	X				X (300g)	+	"	"	C zu tief
"	10	0,12	X			X (300g)		-	"	"	T zu groß
"	10	0,1		X	94		X (300g)	+	"	"	T zu niedrig
"	10	0,12	X		146	X (300g)		-	"	"	T zu niedrig
"	14	0,3		X	162	X (300g)		-	"	"	T bestätigt
"	14	0,3		X	84		X (300g)	+	"	"	T zu niedrig
"	14	0,32	X			X (300g)		-	"	"	T zu groß
"	14	0,3	X				X (300g)	+	"	"	C zu tief
"	14	0,3	X			X (300g)		-	"	"	T zu groß
"	18	0,28	X			X (300g)		-	21/12/+	10.04.03	T zu groß
"	18	0,26	X			X (300g)		-	"	"	T zu groß
"	18	0,24		X	184	X (300g)		-	"	"	T 0,24
"	18	0,24	X			X (300g)		-	"	"	T zu groß
"	18	0,22		X	72,9	X (300g)		-	"	"	T 0,22
23.06.03	23	0,4		X	256	X (300g)		-	43	24.06.03	T bestätigt
"	23	0,4		X	157		X (300g)	+	"	"	T zu niedrig
"	23	0,42		X	253	X (300g)		-	"	"	T größer
"	23	0,42		X	96,7		X (300g)	+	"	"	T zu niedrig
"	23	0,44		X	146,4	X (300g)		-	"	"	T größer
"	23	0,42		X	178,3	X (300g)		-	"	"	T größer
19.11.04	29	0,7	X			X (300g)		-	M 1/+	18.11.03	T zu groß
"	29	0,7		X	80,4	X (300g)		-	M 1/+	"	T 0,7
"	29	0,7		X	252,8		X (300g)	-	M 2/+	"	T zu niedrig
"	29	0,72	X			X (300g)		-	M 2/+	"	T zu groß
"	29	0,7	X				X (300g)	+	M 2/+	"	C zu tief
"	29	0,7		X	303,2	X (300g)		-	M 2/+	"	T 0,7
"	29	0,7		X	266,8	X (300g)		-	M 2/+	"	T 0,7
"	29	0,7	X				X (300g)	+	M 2/+	"	C zu tief
"	29	0,7	X			X (300g)		-	M 2/+	"	T zu groß
"	14	0,3		X	284		X (300g)	+	M 3/+	"	T zu niedrig
"	14	0,32		X	253,3	X (300g)		-	M 3/+	"	T 0,32
"	14	0,3		X	247,5		X (300g)	+	M 3/+	"	T zu niedrig
"	14	0,32		X	178		X (300g)	+	M 3/+	"	T zu niedrig
"	14	0,34		X	169		X (300g)	+	M 3/+	"	T zu niedrig
"	14	0,36	X			X (300g)		-	M 3/+	"	T zu groß
"	18	0,28		X	239,7	X (300g)		-	M 4/+	"	T 0,28

Tab.11. Verlaufsprotokoll der Versuche an kariösen Zähnen

---

Während der Versuchsdurchgänge an kariösen Zähnen wurden die Antriebskräfte gemäß der Bohrergröße aus den in Abb.17 dargestellten Drehmomentintervallen an der Antriebseinheit des Winkelstückes einprogrammiert und die Versuchsausgänge notiert. Mögliche Ausgänge sind das Anhalten des Bohrers im kariösen bzw. im gesunden Dentin sowie das Durchlaufen des Bohrers im kariösen bzw. im gesunden Dentin.

Um die Auswertung zu vereinfachen, wurden die verschiedenen Ausgänge in folgende Gruppen eingeteilt.

Kriterium für die Einteilung in eine der drei Gruppen war, ob die Theorie, daß ein Anhaltedrehmoment ermittelt werden kann, mit dessen Antriebskraft der Bohrer bei Erreichen des kariesfreien Dentins automatisch anhält, nicht bestätigt wird (Gruppe1), direkt bestätigt wird (Gruppe 2) oder "indirekt" bestätigt wird (Gruppe 3).

"Indirekt" bedeutet in diesem Zusammenhang, daß zwar kein eingestelltes Drehmoment direkt zum Anhalten des Bohrers bei Kariesfreiheit führt, aber das Einstellen eines höheren Drehmomentes des Drehmomentintervalls letztlich zu einem Durchlaufen des Bohrers bei Kariesfreiheit führt.

Gruppe 1: Der Bohrer hält bei eingestellter Zielgröße (Antriebskraft bzw. Drehmoment) innerhalb des ermittelten Drehmomentintervalls im kariösen Dentin an oder läuft im kariesfreien Dentin weiter, d.h. das eingestellte Drehmoment ist zu niedrig bzw. zu hoch. Theorie nicht bestätigt.

Gruppe 2: Der Bohrer hält bei eingestellter Zielgröße (Antriebskraft bzw. Drehmoment) innerhalb des ermittelten Drehmomentintervalles im kariesfreien Dentin an, d.h. das eingestellte Drehmoment entspricht dem Zielgrößenintervall der Anhaltedrehmomente. Theorie bestätigt.

Gruppe 3: Der Bohrer hält bei eingestellter Zielgröße innerhalb des ermittelten

---

Drehmomentintervalle im kariösen Dentin an, läuft darauf bei nächst größerer Zielgröße im kariesfreien Dentin weiter, d.h. das eigentliche Anhaltedrehmoment liegt zwischen den eingestellten Drehmomenten, jedoch innerhalb des ermittelten Drehmomentintervalles. Theorie "indirekt" bestätigt.

Die anhand dieser Kriterien eingeteilten Gruppen verteilen sich auf die jeweilige Bohrergröße wie folgt:

**Bohrergröße 010:**

Gruppe 1: Anwendung der Zielgröße bestätigt das Drehmomentintervall nicht:  
62,5 %

Gruppe 2: Anwendung der Zielgröße bestätigt das Drehmomentintervall direkt:  
25,0 %

Gruppe 3: Anwendung der Zielgröße bestätigt das Drehmomentintervall indirekt:  
12,5 %

**Bohrergröße 014:**

Gruppe 1: Anwendung der Zielgröße bestätigt das Drehmomentintervall nicht:  
25,0 %

Gruppe 2: Anwendung der Zielgröße bestätigt das Drehmomentintervall direkt:  
62,5 %

Gruppe 3: Anwendung der Zielgröße bestätigt das Drehmomentintervall indirekt:  
12,5 %

**Bohrergröße 018:**

Gruppe 1: Anwendung der Zielgröße bestätigt das Drehmomentintervall nicht:

---

37,5 %

Gruppe 2: Anwendung der Zielgröße bestätigt das Drehmomentintervall direkt:

62,5 %

Gruppe 3: Anwendung der Zielgröße betätigt das Drehmomentintervall indirekt:

0 %

**Bohrergröße 023:**

Gruppe 1: Anwendung der Zielgröße bestätigt das Drehmomentintervall nicht:

0 %

Gruppe 2: Anwendung der Zielgröße bestätigt das Drehmomentintervall direkt:

62,5 %

Gruppe 3: Anwendung der Zielgröße bestätigt das Drehmomentintervall indirekt:

37,5 %

**Bohrergröße 029:**

Gruppe 1: Anwendung der Zielgröße bestätigt das Drehmomentintervall nicht:

37,5 %

Gruppe 2: Anwendung der Zielgröße bestätigt das Drehmomentintervall direkt:

37,5 %

Gruppe 3: Anwendung der Zielgröße bestätigt das Drehmomentintervall indirekt:

25.0 %

Auswertung: Versuche an kariösen Zähnen(H1SE 010)  
Intervall der Anhaltedrehmomente 0,12-0,18-0,22 Ncm

Durchgang	Drehmoment	run / stop	Dentin-sonden- hart / weich
1	0,18	run	sondenhart
2	0,12	stop	sondenweich
3	0,12	stop	sondenweich
4	0,14	stop	sondenhart
5	0,18	run	sondenhart
6	0,14	stop	sondenhart
7	0,12	run	sondenhart
8	0,10 / 0,12	stop / run	weich / hart

Auswertung: Versuche an kariösen Zähnen(H1SE 014)  
Intervall der Anhaltedrehmomente 0,22-0,3-0,38 Ncm

Durchgang	Drehmoment	run / stop	Dentin-sonden- hart / weich
1	0,3	stop	sondenhart
2	0,3	stop	sondenweich
3	0,3	stop	sondenhart
4	0,22	stop	sondenhart
5	0,3	stop	sondenhart
6	0,30 / 0,32	stop / run	weich / hart
7	0,3	run	sondenhart
8	0,32	stop	sondenhart

Auswertung: Versuche an kariösen Zähnen(H1SE 018)  
Intervall der Anhaltedrehmomente 0,06-0,28-0,42 Ncm

Durchgang	Drehmoment	run / stop	Dentin-sonden- hart / weich
1	0,28	stop	sondenhart
2	0,28	stop	sondenhart
3	0,28	run	sondenhart
4	0,26	run	sondenhart
5	0,24	stop	sondenhart
6	0,24	run	sondenhart
7	0,22	stop	sondenhart
8	0,28	stop	sondenhart




Auswertung: Versuche an kariösen Zähnen(H1SE 023)  
Intervall der Anhaltedrehmomente 0,28-0,40-0,56 Ncm

Durchgang	Drehmoment	run / stop	Dentin-sonden- hart / weich
1	0,40/0,42	stop / run	weich / hart
2	0,42/0,44	stop / run	weich / hart
3	0,4	stop	sondenhart
4	0,40/0,42	stop / run	weich / hart
5	0,4	stop	sondenhart
6	0,42	stop	sondenhart
7	0,44	stop	sondenhart
8	0,42	stop	sondenhart

Auswertung: Versuche an kariösen Zähnen(H1SE 029)  
Intervall der Anhaltedrehmomente 0,58-0,70-0,82 Ncm

Durchgang	Drehmoment	run / stop	Dentin-sonden- hart / weich
1	0,70/0,72	stop / run	weich / hart
2	0,7	run	sondenhart
3	0,7	run	sondenhart
4	0,7	stop	sondenhart
5	0,70/0,72	stop / run	weich / hart
6	0,7	stop	sondenhart
7	0,7	stop	sondenhart
8	0,7	run	sondenhart

Tab. 12 – 16. Übersicht:  
Auswertung der Hauptversuche  
an kariösen Zähnen:

Gruppe 1:   
Gruppe 2:   
Gruppe 3: 



---

## 6. Diskussion

Die vollständige Entfernung kariösen Dentins zur Vermeidung eines Kariesrezidivs ist schon 1826 von Koecker [referiert in 38] gefordert worden und stellt bis zum heutigen Tage das unbedingt anzustrebende Ziel im Rahmen jeder zahnerhaltenden Therapie dar. Für die Prognose der späteren Restauration und somit der Erhaltung des Zahnes ist ebenfalls die verbleibende Menge restlicher Zahnhartsubstanz entscheidend. Daher ist die Schonung gesunder Zahnhartsubstanz ein weiteres wichtiges Ziel der zahnerhaltenden Therapie. Ein allgemein akzeptiertes Verfahren, den Übergang von kariöser und gesunder Zahnhartsubstanz klinisch eindeutig zu unterscheiden und damit eine Kavität als eindeutig kariesfrei bewerten zu können, ist bislang jedoch noch nicht entwickelt worden. Zwar existieren schon seit geraumer Zeit Versuche, Verfahren zur selektiven und damit substanzschonenden Kariesentfernung zu etablieren, jedoch haben diese hinsichtlich Effizienz, Effektivität, Sensibilität oder finanziellen Aufwandes bisher nicht überzeugen können.

Zu nennen sind hierbei die Methoden zur chemomechanischen Kariesentfernung, die je nach Präparat eine ungenügende bis gute Selektivität sowie eine gute Verträglichkeit, verbunden mit einer guten Compliance des Patienten, gewährleisten, die sich jedoch wegen des Zeitaufwandes, des schlechten Geschmacks und möglicher Pulpaschädigung im klinischen Einsatz nicht durchgesetzt haben [3, 21, 23, 63].

Auch die unter Bildung von Spänen sich abnutzenden Bohrer-Prototypen haben hinsichtlich Effizienz, Effektivität und Anwendbarkeit nicht überzeugen können, obwohl Patienten vielfach aufgrund der geringeren Schmerzempfindung diese Methode bevorzugen [14]. In vitro werden lediglich 25,6 % der Kavitäten als kariesfrei beurteilt [19]. Aufgrund der signifikant geringeren Effektivität und des erhöhten Mehraufwandes können die abradierenden Bohrer den konventionellen Rosenbohrer momentan nicht ersetzen.

Die Darstellung der kariösen, irreversibel denaturierten, infizierten, nicht

---

remineralisierbaren Zahnhartsubstanzschichten mittels chemischer Lösungen wie z.B. basisches Fuchsin oder Säurerot birgt im Rahmen der Kariesentfernung vielfach die Gefahr einer Überpräparation der Kavität, da neben kariösem Dentin auch Tertiärdentin und das Dentin an der Schmelz - Dentinegrenze angefärbt werden [28, 79]. Gleichzeitig weisen Autoren auf das mögliche kanzerogene Potential des Fuchsins hin und betrachten darüber hinaus die bakterielle Kontamination und die Anfärbbarkeit von Dentin als separat zu betrachtende Phänomene [43, 79].

So wird die vollständige selektive Entfernung kariösen Dentins noch immer vor allem durch die klinisch-taktile Untersuchung der Kavität mit einer zahnärztlichen Sonde überprüft. Das entscheidende Kriterium hierbei ist die Härte, d.h. ein nicht mögliches Einritzen oder Einstechen des Dentins, und nicht die Farbe des Dentins, was durch mikrobiologische Studien untermauert ist [5, 45].

Weiterhin ist der nach Kariesentfernung entstandene Umfang der Kavität in Relation zur verbleibenden gesunden Zahnhartsubstanz, wie bereits oben erwähnt, ein wichtiges Kriterium für die Prognose der erforderlichen Restauration, so dass Überpräparation vermieden werden muß.

Ziel der durchgeführten Versuche war es, anhand einer apparativen Versuchsanordnung reproduzierbar das Drehmoment einer Antriebseinheit aus der Endodontologie so zu programmieren, dass die Antriebskraft des Rosenbohrers im gesunden harten Dentin nicht mehr ausreicht, um eine Drehaktivität des Bohrers zu ermöglichen. Grundlage dieser Überlegung ist die nachgewiesene Korrelation zwischen bakterieller Kontamination bzw. dem kariösen Prozess und der Härte des Dentins [45]. Jedoch beeinflussen Faktoren wie Alter, Lokalisation und Vorschädigung die Dentinhärte. Ebenfalls ist die Dentinhärte keineswegs einheitlich und stets innerhalb eines gewissen Bereichs variierend, wie die u.g. Studien belegen. Daher wurden Messungen kariessfreien Dentins im Rahmen der Probenselektion miteinbezogen, um einschätzen zu können, ob das verwendete Material ähnliche Eigenschaften wie die in der Literatur angegebenen Werte aufweist. Die in der Literatur am häufigsten in diesem Zusammenhang

---

beschriebenen Verfahren sind die Härtemessung nach Knoop und nach Vickers, wobei Seiller [69] letztere als genauestes Verfahren beschreibt. In der Vergangenheit befassten sich mehrere Untersuchungen mit Härtemessungen von Zahnhartsubstanzen, hier Dentinhärte, die Braden [15] und Meredith et al. [51] zusammengetragen haben: Knoop (1939) 50-70 KHN; Craig et al. (1961) 15-30 KHN; Braden (1976) 50-70 KHN; Meredith et al. (1996) 60,7 KHN. Die eigenen Messungen der Vickershärte 0,5 kg (HV0,5) stehen in akzeptablem Einklang mit der Untersuchung von Fuentes et al., die Werte für oberflächliche Dentinhärte mit 62,48 +/- 8,06 HV0,5 und für pulpanahe Dentinhärte 61,86 +/- 5,57 HV0,5 angeben [26, 51]. Die eigenen Messwerte lagen durchschnittlich für pulpanahe Dentinareale bei 49,5 HV0,5 bzw. 43,4 HV0,5, für intermediäre Areale bei 54,0 HV0,5 und für oberflächliche Areale bei 61,0 HV0,5 bzw. bei 58,9 HV0,5.

Nach Ermittlung der Dentinhärte der Zähne wurde insgesamt vierzigmal das Anhaltedrehmoment für jeweils fünf Bohrergrößen bestimmt. In der Ergebnisinterpretation in Form einer graphischen Darstellung (Abb.17), in der die Messwerte der Drehmomentintervalle zu einer Ausgleichsgeraden interpoliert werden können, ist eine Korrelation zwischen Anhaltedrehmoment und zunehmender Bohrergröße erkennbar, die eine Anwendung auch nicht getesteter Bohrergrößen durch Ablesen des entsprechenden Drehmomentwertes an der Ausgleichsgeraden in Abb.17 für möglich erscheinen lässt. Nach statistischer Auswertung lautet die Gleichung für die Ausgleichsgerade  $y = 0,025 * x - 0,098$ . Der entsprechende Korrelationskoeffizient bestätigt mit seinem Wert von 0,937 die nahezu lineare Beziehung von Bohrergröße und Drehmoment.

Hierbei anzumerken ist, dass das Messwertintervall für die Bohrergröße 018 unter den zu erwartenden Werten im Bereich der Größe 014 liegt. Ursache hierfür scheint die Messreihe eines Zahnes zu sein, deren Messwerte durchschnittlich um 0,2 Ncm geringer waren als die der restlichen Resultate für diese Bohrergröße, was entweder mit einer Fehlfunktion des Aufbaus bzw. der Versuchsdurchführung oder mit einer abweichenden Härte der verwendeten Probe zu erklären ist.

---

Die an kariesfreiem Dentin ermittelten Anhaltedrehmomentbereiche (=Antriebskräfte, die als Drehmomente wirksam werden), wurden an der Antriebseinheit des genutzten Winkelstückes einprogrammiert, um Versuche an kariösem Dentin mit gleichem Versuchsaufbau durchzuführen.

Kritisch anzumerken ist hierbei, dass die Versuche an kariesfreien Zähnen keinen einheitlichen Wert für ein Anhaltedrehmoment sondern einen Drehmomentbereich der jeweiligen Bohrergröße ergeben haben. Somit kann während der Kariesentfernung ein mittleres Drehmoment gemäß der o.g. Ausgleichsgeraden eingestellt werden, das im Verlauf ggf. angepasst werden muß, um der natürlichen Variationsbreite der Dentinhärte Rechnung zu tragen.

Der Ausgang der Versuche, d.h. das jeweilige Anhalten oder Durchlaufen des Bohrers, wurde notiert und die Kavität auf Restkaries taktil und chemisch-visuell untersucht.

Die Versuchsausgänge wurden in drei Gruppen eingeteilt:

In der ersten Gruppe bestätigt das Anhalten des Bohrers in kariösem Dentin bzw. das Durchlaufen des Bohrers in kariesfreiem Dentin die Theorie, dass der Bohrer bei Erreichen des gesunden Dentins anhält, nicht. Dies ist damit zu erklären, dass im ersten Fall bei Anhalten des Bohrers im kariösen Dentin die einprogrammierte Antriebskraft, die als Drehmoment wirksam wird, zu gering, im zweiten Fall bei Durchlaufen im gesunden Dentin zu groß war.

In der zweiten Gruppe bestätigt das Anhalten des Bohrers in kariesfreiem Dentin mit einer dem Messwertintervall entstammenden Antriebskraft im Sinne eines Drehmomentes die Theorie.

In der dritten Gruppe finden sich Versuchsverläufe, in denen der Bohrer im ersten Durchgang im kariösen Dentin zwar anhält, jedoch im zweiten Durchgang bei erhöhter Antriebskraft im Sinne des Drehmomentes im kariesfreien Dentin durchläuft. Dieser Verlauf berechtigt zu der Annahme, dass das eigentliche Anhaltedrehmoment zwischen beiden Werten liegt und somit von einer „indirekt“ bestätigten Theorie gesprochen werden kann, da Drehmomentwerte innerhalb des

---

in Abb.17 gezeigten Meßwertintervalls angewendet wurden.

In der tabellarischen Auswertung konnte eine direkte Bestätigung der Theorie, dass der Bohrer bei Erreichen des gesunden Dentins anhält, für Versuche mit der Bohrergröße 010 nur in 25 % der Messungen gefunden werden. Ein Grund hierfür mag in der begrenzten Einstellmöglichkeit der Antriebseinheit liegen, an der sich das Drehmoment nicht beliebig reduzieren lässt. In diesem Zusammenhang ist an die Vorversuche auf den CAVIDRILL©-Platten zu erinnern, auf denen ebenfalls kein Anhaltedrehmoment für die Bohrergröße 010 ermittelt werden konnte.

Eventuell ist die Ursache aber auch in der eingestellten Bohrergeschwindigkeit (1000 Umdrehungen/Minute) zu suchen, die als Standardgeschwindigkeit der Versuchsdurchführung verwendet wurde und gegebenenfalls zu hoch war, um ein zuverlässigeres Anhalten des Bohrers dieser Größe im kariesfreien Dentin zu ermöglichen.

Die Messreihen der Bohrergrößen 014, 018 und 023 ergaben jeweils eine direkte Bestätigung der Theorie in 62,5 % der Versuchsdurchführungen.

Die Messreihen der Bohrergröße 029 ergeben einen die Theorie direkt bestätigenden Wert von 37,5 %.

Insgesamt lässt sich sagen, dass die Anwendung der Bohrer mittlerer Größen (H1SE 014, 018, 023) am apparativen Versuchsaufbau im Rahmen unserer Messungen Ergebnisse mit der höchsten Reproduzierbarkeit liefert. Inwieweit die technische Limitation des im Versuch verwendeten Schrittmotors für die abweichenden Resultate der Bohrergröße 010 verantwortlich ist und ob sich für die kleinsten Bohrergrößen eine technisch fein genug abstimmbare Kalibrierung entwickeln lässt, muss noch geprüft werden. Gegebenenfalls ist eine weitere Reduzierung der Bohrergeschwindigkeit hilfreich, um ein zuverlässigeres Anhalten des Bohrers im kariesfreien Dentin zu ermöglichen.

Eine manuelle in-vitro-Anwendung der vorgestellten Methode sollte zeigen, inwieweit für den jeweiligen Behandler die Messwertintervalle einen klinisch vorteilhaften Einsatz ermöglichen. Schließlich bedarf der Anwender einer gewissen Phase der Eingewöhnung, um sich mit den Einstellungen der Drehmomentwerte

---

innerhalb der o.g. Bereiche in vitro vertraut zu machen.

Auf jeden Fall sollten, wenn die gemessenen Werte unserer Untersuchung am Patienten zum Einsatz kommen, möglichst viele Parameter übernommen werden, um die klinische Anwendbarkeit des o.g. Verfahrens beurteilen zu können. Solche sind die Verwendung eines EndoSteppers (Fa. S.E.T., Olching), möglichst neuwertige Rosenbohrer vom Typ H1SE (Fa. Komet-Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG, Lemgo), die Einstellung der Umdrehungszahl von 1000 U/min und der Antriebskräfte gemäß dem gefundenen Messwertintervall, bezeichnet als Anhaltedrehmoment für die jeweilige Bohrergröße.

Besonders soll die Bohrergeschwindigkeit angesprochen werden, die neben der als Drehmoment wirksamen Antriebskraft ebenso das Eindringen des Bohrers in die Zahnhartsubstanz beeinflusst. In der Versuchsdurchführung wurde durchgehend mit einer Geschwindigkeit von 1000 U/min gearbeitet, die sich an der vom Hersteller empfohlenen Geschwindigkeit für Bohrer vom Typ H1SE orientiert, zu finden im online-Produktkatalog unter [www.kometdental.de](http://www.kometdental.de).

Hellwig et al. [37] empfehlen für die Kariesentfernung mit rotierenden Instrumenten das Arbeiten ohne Wasserkühlung mit grün markierten Winkelstücken bis zu einer Drehzahl von 4500 U/min.

Die im Versuch geringere Drehzahl bedeutet geringere Wärmeentwicklung und damit erhöhten Schutz der Pulpa.

Weitere individuelle Faktoren, die die Anwendung der vorgestellten Methode beeinflussen könnten, sind die Struktur und Textur der erkrankten Zahnhartsubstanz, der individuelle Anpressdruck durch den Behandler sowie dessen taktiles Empfinden.

Das formulierte Ziel, eine Überpräparation der Kavität durch eine Substanz schonende, effektive und sicherere Methode zur Kariesentfernung reproduzierbar zu erschweren, konnte bei der Arbeit mit dem beschriebenen Versuchsaufbau erreicht werden, wobei nur die mittleren Bohrergrößen 014, 018, 023 eine akzeptable Reproduzierbarkeit lieferten, die Größen 010 und 029 nicht. Zum „blinden“ Exkavieren ist das in vitro getestete Verfahren sicherlich nicht geeignet.

---

Die aufgetretenen Resultate geben jedoch hinreichend Grund zu der Annahme, daß beim drehmomentbegrenzten Exkavieren die mechanische maschinelle Kariesentfernung und die für die maschinelle Wurzelkanalaufbereitung entwickelte Antriebseinheit sinnvoll kombiniert werden können. Dabei wird die Effizienz etablierter Methoden mit der Effektivität einer selektiven Kariesentfernung kombiniert. Im Vergleich mit chemomechanischer Kariesentfernung ist der Zeitaufwand geringer. Im Vergleich mit anderen selektiven Verfahren ist kein mehrfacher Wechsel von Einweginstrumenten notwendig und ein Arbeiten mit eingeschränkter Sicht möglich. Als weiterhin vorteilhaft zu bezeichnen ist die mögliche Anwendung weiterer Bohrergrößen durch das Ablesen von Werten für die Antriebskraft anhand der graphischen Darstellung (Abb.17).

---

## 7. Zusammenfassung

Bis zum heutigen Tag sind unterschiedliche Methoden zur Kariesentfernung entwickelt worden. Techniken, kariöse von gesunder Zahnhartsubstanz klinisch eindeutig zu unterscheiden, jedoch nicht.

Aufgabe der vorliegenden Arbeit war es, ein Verfahren zur selektiven Kariesentfernung *in vitro* zu entwickeln und es anschließend mit bisher genutzten Vorgehensweisen zu vergleichen.

Im Versuchsaufbau wurde ein Winkelstück verwendet, an dem in Stufen die Antriebskraft, die über den Bohrer an der Probenoberfläche als Drehmoment wirksam ist, eingestellt werden kann. Diese Möglichkeit zum Einstellen von verschiedenen Drehmomenten sollte genutzt werden, um einen Bereich herauszufinden, an dem die Antriebskraft beim Übergang des Bohrers von kariöser zu gesunder Zahnhartsubstanz nicht mehr ausreicht, die Drehaktivität des Bohrers fortzusetzen, mit dem gewünschten Resultat, daß der bearbeitete Bereich kariesfrei ist, aber auch keine gesunde Zahnhartsubstanz verloren gegangen ist.

In der ersten Versuchsreihe erfolgte die Testung der Reproduzierbarkeit der im Versuchsaufbau ermittelten Meßwerte an einer Kunststoffplatte, die eine dem Dentin ähnliche Härte aufweist. Anschließend wurden die Anhaltedrehmomente für verschiedene Bohrergrößen ermittelt und schließlich Dentinhärtemessungen an kariesfreiem und kariösem Dentin extrahierter Zähne vorgenommen.

Als Ergebnis dieser Versuche mit jeweils fünf Bohrergrößen fand sich eine korrelierende Zunahme der ermittelten Anhaltedrehmomentbereiche bei zunehmender Bohrergröße. Graphisch können die Meßwerte zu einer Geraden interpoliert werden, die das Ablesen von Anhaltedrehmomenten weiterer Bohrergrößen ermöglicht.



---

Die Anwendung der Anhaltedrehmomente mit Bohrergrößen 014/018/023 führte bei 62,5% der Versuche zur Kariesfreiheit nach Anhalten des Rosenbohrers, bei Größe 010 jedoch nur bei 25%, bei Größe 029 nur bei 37,5%. Demnach liefern mittlere Bohrergrößen die höchste Reproduzierbarkeit der Ergebnisse für den vorhandenen Versuchsaufbau. Bei klinischer Nutzung könnte in kürzerer Zeit ohne mehrfachen Instrumentenwechsel und ohne ständige Sichtkontrolle effektiv gearbeitet werden.

---

## 8. Literaturverzeichnis

1. Altschuler, G.B.; Belikov,A.V.; Cernavin, I.: A comparison of three methods for the diagnosis of sound, stained and and carious dentine: conventional, mechanico-acoustic and laser-acoustic methods. J Clin Laser Med Surg.1999 Jun; 17 (3): 115-9.
2. Angker, L.; Nockolds, C.; Swain, M.V.; Kilpatrick, N.: Quantitative analysis of the mineral content of sound and carious primary dentine using BSE imaging. Archives of Oral Biology. 2004; 49: 99-107.
3. Ansari, G.; Beeley, J.A.; Fung, D.E.: Chemomechanical caries removal in primary teeth in a group of anxious children. Journal of Oral Rehabilitation. 2003; 30: 773-779.
4. Arvidsson, A.; Liedberg, B.; Möller, K.; Lyven, B.; Sellen, A.; Wennerberg, A.: Chemical and topographical analyses of dentine surfaces after Carisolv treatment. Journal of Dentistry. 2002; 30: 67-75.
5. Banerjee, A.; Kidd, E.A.M.; Watson, T.F.: In vitro evaluation of five alternative methods of carious dentine excavation. Caries Res. 2000; 34: 144-150.
6. Banerjee, A; Kidd, E.A.M.; Watson, T.F.: Scanning electron microscopic observations of human dentine after mechanical caries excavation. Journal of Dentistry. 2000; 28: 179-186.
7. Banerjee, A.; Sherriff, M.; Kidd, E.A.; Watson, T.F.: A confocal microscopic study relating the autofluorescence of carious dentine to its microhardness. Br Dent J.1999; 187:206-210.

- 
8. Banerjee, A.; Watson, T.F.; Kidd, E.A.M.: Dentine caries excavation: a review of current clinical techniques. *Br Dent J.* 2000; 188: 476-482.
  9. Baysan, A.; Lynch, E.: Effect of ozone on the oral microbiota and clinical severity of primary root caries. *Am J Dent.* 2004 Feb; 17(1): 56-60.
  10. Baysan, A.; Whiley R.A.; Lynch, E.: Antimicrobial effect of a novel ozone-generation device on micro-organisms associated with primary root carious lesions in vitro. *Caries Res.* 2000 Nov-Dec; 34(6): 498-501.
  11. Birardi, V.; Bossi, L. ; Dinoi, C.: Use of the Nd:YAG laser in the treatment of early childhood caries. *Eur J Paediatr Dent.* 2004 Jun; 5(2): 98-101.
  12. Bjoerndal L.; Larsen, T.; Thylstrup, A.: A clinical and microbiological study of deep carious lesions during stepwise excavation using long treatment intervals. *Caries Res* 1997; 31: 411-417.
  13. Bonecker, M.; Grossman, E.; Cleaton-Jones, P.E.; Parak, R.: Clinical, histological and microbiological study of hand-excavated carious dentine in extracted permanent teeth. *SADJ.*2003 Aug; 58(7): 273-8.
  14. Boston, D.W.: New device for selective dentin caries removal. *Quintessence Int.* 2003 Oct; 34(9): 678-85.
  15. Braden, M.: Biophysics of the tooth. *Frontiers of oral physiology.* S.Karger, Basel. 1976; Vol. 2, pp. 1-37.
  16. Campbell, R. C.: *Statistische Methoden für Biologie und Zahnmedizin.* 1971 Georg Thieme Verlag, Stuttgart.

- 
17. Cederlund, A.; Lindskog, S.; Blomhof, J.: Efficacy of Carisolv-assisted caries excavation. *J Periodontics Restorative Dent.* 1999 Oct; 19(5): 464-9.
  18. Craig, R.G.; Gehring, P.E.; Peyton, F.A.: Relation of structure to the microhardness of human dentin. *J Dent Res.* 1959 May-Jun ; 38(3): 624-30.
  19. Dammaschke, T.; Rodenberg, T.N.; Schäfer, E.; Ott, K.H.R.: Vergleich der Effektivität von SmartPrep mit herkömmlichen Rosenbohrern bei der Exkavation der Dentinkaries. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift* 60 (2005) 4. Deutscher Ärzte-Verlag, Köln.
  20. Dammaschke, T.; Stratmann, U.; Ott, K.: Histological evaluation on the reaction of pulp and dentine to Carisolv. Abstract. 13<sup>th</sup> Annual congress of DGZ, Saarbrücken. 1999.
  21. Dammaschke, T.; Stratmann, U.; Mokrys, K.; Kaup, M.; Ott, K.H.: Histocytological evaluation of the reaction of rat pulp tissue to Carisolv. *J Dent.* 2001; 29: 283-290.
  22. Elderton, R.J.: New approaches to cavity design with special reference to the class II lesion. *Br Dent J* 1984; 157: 421-427.
  23. Ericson, D.; Zimmerman, M.; Raber, H.; Götrick, B.; Bornstein, R.: Clinical evaluation of efficacy and safety of a new method for chemo-mechanical removal of caries: A multi-centre study. *Caries Res.* 1999; 33: 171-177.
  24. Freedman, G.; Goldstep: Polymer preparation instruments: New paradigm in selective dentin removal. *Dentistry today.* 2003 Apr; 58-61.

- 
25. Frentzen, M.: Laseranwendungen in der Zahnerhaltung und Parodontologie – eine Übersicht. Dtsch. Zahnärztl. Z. 1994 Febr; 49(2):113-8.
  26. Fuentes, V.; Toledano, M.; Osorio, R. ; Carvalho, R.M.: Microhardness of superficial and deep sound dentin. J Biomed Mater Res. 2003; 66A: 850-853.
  27. Fusayama, T.: Two layers of carious dentin: diagnosis and treatment. Operative Dentistry 1979; 4(2): 63-70.
  28. Fusayama, T.: Neue Konzepte in der konservierenden Zahnheilkunde. Quintessenz Verlags - GmbH Berlin, Chicago, Rio de Janeiro und Tokio 1982.
  29. Fusayama, T.: Intratubular crystal deposition and remineralization of carious dentin. J Biol Buccale. 1991 Sep; 19(3): 255-62.
  30. Fusayama, T.: A Simple Pain-Free Adhesive Restorative System by Minimal Reduction and Total Etching. St. Louis, Ishiyaku EuroAmerica, Inc. 1993.
  31. Fusayama, T.; Okuse, K.; Hosoda, H.: Relationship between hardness, discoloration and microbial invasion in carious dentin. J Dent Res. 1966 Jul-Aug ; 45(4) : 1033-46.
  32. Grossman, E.S.; Mickenautsch, S.: Microscope observations of ART excavated cavities and restorations. SADJ. 2002 Sep; 57(9): 359-63.
  33. Habib, C.M.; Kronman, J.H.; Goldman, M.: A chemical evaluation of collagen and hydroxyproline after treatment with GK-101(N-chloroglycine). Pharmacology Therapeutic Dentistry. 1975; 2:209.

- 
34. Hadley, J.; Young, D.A.; Eversole, L.R.; Gornbein, J.A.: A laser-powered hydrokinetic system for caries removal and cavity preparation. J Am Dent Assoc. 2000 Jun; 131(6): 777-85.
  35. Haffner, C.; Benz, C.; Folwaczny, M.; Hickel, R.: Chemomechanic caries removal – a clinical study. Caries Res. 33:312 (Abstract).
  36. Harten, H.-U.; Nägerl, H.; Schulte, H.-D.: Statistik für Mediziner. 1993 VCH Verlagsgesellschaft mbH, Weinheim.
  37. Hellwig, E.; Klimek, J.; Attin, Th.: Einführung in die Zahnerhaltung. Urban & Fischer. 1999.
  38. Hoffmann-Axthelm, Walter von: Die Geschichte der Zahnheilkunde. Buch- und Zeitschriftenverlag „Die Quintessenz“.1973
  39. Horiguchi, S.; Yamada, T.; Inokoshi, S.; Tagami, J.: Selective caries removal with Air-Abrasion. Oper Dent.1998, 23, 236-243.
  40. Hosoya, Y.; Marshall, S.J.; Watanabe, L.G.; Marshall, G.W.: Microhardness of carious dentin. Oper Dent. 2000 Mar-Apr; 25(2): 81-9.
  41. Hossain, M.; Nakamura, Y.; Yamada, Y.; Murakami, Y.; Matsumoto, K.: Compositional and structural changes of human dentin following caries removal by Er,Cr:YSGG laser irradiation in primary teeth. J Clin Pediatr Dent.2002 Summer; 26(4): 377-82.
  42. Jepsen, S.; Acil, Y.; Zuch, B.; Albers, H.-K.: Biochemische Analyse der Kollagenstruktur residualen Dentins nach chemomechanischer Kariesbehandlung. Dtsch Zahnärztl Z. 1999; 54: 120-123.

- 
43. Kidd, E.A.M.; Joyston-Bechal, S.; Beighton, D.: Microbiological validation of assessments of caries activity during cavity preparation. *Caries Res* 1993; 27:402-408.
  44. Kidd, E.A.M.; Joyston-Bechal, S.; Beighton, D.: The use of caries detector dye during cavity preparation: a microbiological assessment. *Br Dent J.* 1993; 174: 245-248.
  45. Kidd, E.A.M.; Ricketts, D.N.; Beighton, D.: Criteria for caries removal at the enamel-dentine-junction: a clinical and microbiological study. *Br Dent J.* 1996 Jul 6; 181(1):10.
  46. Kneist, S.; Heinrich-Weltzien, R.: Antibacterial action of Carisolv. IN: Albrektsson, T.; Bratthall, D.; Glantz, P.; Lindhe, J.: Tissue preservation in caries treatment. Quintessence, London. 2001; pp 205-219.
  47. Koba, K.; Kimura, Y.; Matsumoto, K.; Takeuchi, T.; Ikarugi, T.; Shimizu, T.: A histopathological study of the morphological changes at the apical seat and in the periapical region after irradiation with a pulsed Nd:YAG laser. *Int Endod J.* 1998 Nov ; 31(6) : 415-20.
  48. Kronman, J.H. ; Goldman, M. ; Habib, C.M.; Mengel, L.: Electron microscopic evaluation of altered collagen structure induced by N-chloroglycine (GK-101). *J Dent Res.* 1977 ; 56 : 1539-1545.
  49. Lager, A.; Thornquist, E.; Ericson, D.: Cultivable bacteria in dentine after caries excavation using rose-bur or Carisolv. *Caries Res* 2003; 37: 206-211.

- 
50. Louw, A.J.; Sarvan, I.; Chikte, U.M.; Honkala, E.: One-year evaluation of atraumatic restorative treatment and minimum intervention techniques on primary teeth. *SADJ*.2002 Sep; 57(9): 366-71.
  51. Meredith, N.; Sherriff, M.; Setchell, D.J.; Swanson, S.A.V.: Measurement of the microhardness and young`s modulus of human enamel and dentine using an indentation technique. *Archs oral Biol*. 1996; Vol. 41, No. 6, pp.539-545.
  52. Mjor, I.A.; Gordan, V.V.: A review of atraumatic restorative treatment (ART). *Int Dent J*. 1999 Jun; 49(3): 127-31.
  53. Moran, C.; Lynch, E.; Petersson, L.; Borsboom, P.: Comparison of caries removal using Carisolv or a conventional slow-speed rotary instrument. *Caries Res* 1999. 33: 313 (Abstract).
  54. Moshonov, J.; Stabholz, A.; Leopold, Y.; Rosenberg, I.; Stabholz, A.: Lasers in dentistry. Part B—Interaction with biological tissues and the effect on the soft tissues of the oral cavity, the hard tissues of the tooth and the dental pulp. *Refuat Hapeh Vehashinayim*.2001 Oct; 18(3-4): 21-8, 107-8.
  55. Nadanovsky, P.; Cohen Carneiro, F.; Souza de Mello, F.: Removal of caries using only hand instruments: a comparison of mechanical and chemo-mechanical methods. *Caries Res* 2001; 35: 384-389.
  56. Nielsen, A.G.; Richards, J.R.; Wolcott, R.B.: Ultrasonic dental cutting instrument I/II. *J Am Dent Assoc*. 1955 Apr; 50(4): 392-9.



- 
57. Ohgushi, K.; Fusayama, T.: Electron microscopic structure of the two layers of carious dentin. *J Dent Res* September-October 1975. Vol.54 No.5: 1019-1026.
  58. Pelagalli, J.; Gimbel, C.B.; Hansen, R.T.; Swett, A.; Winn, D.W. 2<sup>nd</sup>. Investigational study of the use of Er:YAG laser versus dental drill for caries removal and cavity preparation-Phase I. *J Clin Laser Med Surg*.1997; 15(3): 109-15.
  59. Rahimtoola, S.; van Amerongen, E.: Comparison of two tooth-saving preparation techniques for one-surface cavities. *ASDC J Dent Child*. 2002 Jan-Apr; 69(1): 16-26, 11.
  60. Reich, E.: Lasers in dentistry 4. Removal of carious tissue using laser. *Ned Tijdschr Tandheelkd* 2002 Jul; 109 (7): 246-9.
  61. Rickard, G.; Richardson, R.; Johnson, T.; McColl, D.; Hooper, L.: Ozone therapy for the treatment of dental caries. *Cochrane Database Syst Rev*. 2004; 3: CD004153.
  62. Rompen, E.; Charpentier, M.: Elimination of carious tissue with Caridex system: Bacteriological study. *Rev Odontostomatol (Paris)*. 1989 Jan-Feb; 18(1): 13-9.
  63. Scheutzel, P.: Möglichkeiten und Grenzen des Caridex-Systems als Alternative zur herkömmlichen Kariesentfernung. *Dtsch Zahnarztl Z*. 1989 Aug; 44(8): 612-4.
  64. Schroeder, H.E.: *Orale Strukturbiologie*. 5., unveränderte Auflage, 2000; Georg Thieme Verlag, Stuttgart - New York.

- 
65. Schroeder, H.E.: Pathobiologie oraler Strukturen. 2.Auflage, 1991.
  66. Schutzbank, S.G.; Galaini, J.; Kronman, J.H.; Goldman, M.; Clark, R.E.: A comparative in vitro study of GK-101 and GK-101E in caries removal. J Dent Res. 1978 Sep-Oct; 57(9-10): 861-4.
  67. Schwarz, F.; Bieling, K.; Sculean, A.; Hertel, M.; Becker, J.: Treatment of periimplantitis with laser or ultrasound. A review of the literature. Schweiz Monatszeitschr Zahnmed. 2004; 114(12): 1228-35.
  68. Sehy, C.; Drummond, J.L.: Micro-cracking of tooth structure. Am J Dent. 2004 Oct; 17(5): 378-80.
  69. Seiller, W.: Über Vickers-Mikrohärtemessungen an Schmelz, Dentin und Zement. Oesterr Z Stomatol. 1973 Jun; 70(6): 222-30.
  70. Shimizu, A.; Shibatani, T.: The correlation between pH and hardness in carious dentin. J Osaka U Dental School. 1980; 20: 157-162.
  71. Smales, R.J.; Fang, D.T.S.: In vitro effectiveness of hand excavation of caries with the ART-Technique. Caries Res 1999; 33: 437-440.
  72. Smales, R.J.; Yip, H.K.: The atraumatic restorative treatment approach for primary teeth: review of literature. Pediatr Dent. 2000 Jul-Aug; 22(4): 294-8.
  73. Splieth, C.; Rosin, M.; Gellissen, B.: Determination of residual dentine caries after conventional mechanical and chemomechanical caries removal with Carisolv. Clin Oral Invest. 2001; 5: 250-253.

- 
74. Stockleben, C.: Interessante Alternative zum konventionellen Vorgehen. DZW; Woche 11 2003.
  75. Toi, C.S.; Bonecker, M.; Cleaton-Jones, P.E.: Mutans streptococci strains prevalence before and after cavity preparation during atraumatic restorative treatment. *Oral Microbiol Immunol.* 2003 Jun; 18(3): 160-4.
  76. Yamada, Y.; Hossain, M.; Nakamura, Y.; Suzuki, N.; Matsumoto, K.: Comparison between the removal effect of mechanical, Nd:YAG , and Er:YAG laser systems in carious dentin. *J Clin Laser Med Surg.* 2001 Oct; 19(5): 239-43.
  77. Yazici, A.R.; Özgünaltay, G.; Dayangac, B.: A scanning electron microscopic study of different caries removal techniques on human dentin. *Operative Dentistry.* 2002; 27: 360-366.
  78. Yip, H.K.; Samaranayake, L.P.: Caries removal techniques and instrumentation: a review. *Clin Oral Invest* (1998) 2: 148-154.
  79. Yip, H.K.; Stevenson, A.G; Beeley, J.A.: The specificity of caries detector dyes in cavity preparation. *Br Dent J.* 1994; 176 (11): 417-21.
  80. Yip, H.K.; Stevenson, A.G; Beeley, J.A.: An improved reagent for chemomechanical caries removal in permanent and deciduous teeth: An in vitro study. *Journal of Dentistry.* 1995; 23: 197.
  81. Weerheijm, K.L.; Kreulen, C.M.; de Soet, J.J.; Groen, H.J.; von Amerongen, W.E.: Bacterial counts in carious dentine under restorations: 2-year in vivo effects. *Caries Res* 1999; 33: 130-134.

- 
82. Zinck, J.H.; McInnes-Ledoux, P.H.; Capdeboscqu, C.; Weinberg, R.:  
Chemomechanical caries removal – a clinical evaluation. *J Oral Rehabil*  
1988. 15: 23-33.

---

## 9. Abbildungsverzeichnis

- Abb. 1. In-vitro Einsatz eines Smartprep © - Bohrers ([www.rusdent.com](http://www.rusdent.com))
- Abb. 2. Detailansicht eines Smartprep © - Bohrers
- Abb. 3a. Schematische Zeichnung des Versuchsaufbaus
- Abb. 3b. Gesamtansicht Versuchsaufbau I
- Abb. 3c. Gesamtansicht Versuchsaufbau II
- Abb. 4. Detailansicht des elektrischen Vorschubmessers
- Abb. 5. Detailansicht eines Probekörpers während Versuchsdurchführung
- Abb. 6. Ansicht des Waagentellers und der Aufhängung des Winkelstückes
- Abb. 7a. Ansicht Rosenbohrer H1SE, Fa. Komet-Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG, Lemgo, Produktkatalog online unter [www.kometdental.de](http://www.kometdental.de)
- Abb. 7b. Vergrößerte Darstellung eines Rosenbohrerkopfes (Größe H1SE 029) mit markierter Einrundung
- Abb. 8. Diagramm eines Versuchsdurchganges auf einer Cavidrill © - Platte
- Abb. 9. Diagramm eines Versuchsdurchganges auf einer Cavidrill © - Platte, Bohrergröße 014, Durchlaufdrehmoment
- Abb. 10. Diagramm eines Versuchsdurchganges auf einer Cavidrill © - Platte, Bohrergröße 014, Anhaltedrehmoment: 0,02 Ncm
- Abb. 11. Diagramm eines Versuchsdurchganges auf einer Cavidrill © - Platte, Bohrergröße 018, Durchlaufdrehmoment
- Abb. 12. Diagramm eines Versuchsdurchganges auf einer Cavidrill © - Platte, Bohrergröße 018, Anhaltedrehmoment: 0,08 Ncm
- Abb. 13. Diagramm eines Versuchsdurchganges auf einer Cavidrill © - Platte, Bohrergröße 023, Durchlaufdrehmoment
- Abb. 14. Diagramm eines Versuchsdurchganges auf einer Cavidrill © - Platte, Bohrergröße 023, Anhaltedrehmoment: 0,2 Ncm
- Abb. 15. Diagramm eines Versuchsdurchganges auf einer Cavidrill © - Platte, Bohrergröße 029, Durchlaufdrehmoment
- Abb. 16. Diagramm eines Versuchsdurchganges auf einer Cavidrill © - Platte,

---

Bohrergröße 029, Anhaltedrehmoment: 0,2 Ncm

Abb. 17. Anhaltedrehmomente in Abhängigkeit von der Bohrergröße

---

## 10. Tabellenverzeichnis

- Tab. 1. Vorversuche Cavidrill © - Platten
- Tab. 2. Tabelle der Dentinhärtemessungen (HV0,5) im Rahmen der Vorversuche an extrahierten Zähnen
- Tab. 3. Tabelle der im Rahmen der Vorversuche an extrahierten Zähnen gemessenen Anhaltedrehmomente für die jeweilige Bohrergröße
- Tab. 4. Tabelle der Dentinhärtemessungen im Rahmen der Hauptversuche an extrahierten Zähnen
- Tab. 5. Anhaltedrehmomente im Dentin kariesfreier Zähne für die Bohrergröße 010
- Tab. 6. Anhaltedrehmomente im Dentin karierefreier Zähne für die Bohrergröße 014
- Tab. 7. Anhaltedrehmomente im Dentin kariesfreier Zähne für die Bohrergröße 018
- Tab. 8. Anhaltedrehmomente im Dentin kariesfreier Zähne für die Bohrergröße 023
- Tab. 9. Anhaltedrehmomente im Dentin kariesfreier Zähne für die Bohrergröße 029
- Tab. 10. Messwerte von Drehmomenten und Bohrergrößen und ihre Abweichung vom arithmetischen Mittel
- Tab. 11. Verlaufsprotokoll der Hauptversuche an extrahierten Zähnen
- Tab. 12. – 16. Übersicht: Auswertung der Hauptversuche an kariösen Zähnen

---

## 11. Danksagung

Mein Dank gilt Herrn Prof. Dr. Dr. Friedhelm Bollmann und Herrn Dr. David Marxkors, die die vorliegende Arbeit betreut und durch wichtige Hinweise und Anregungen gefördert haben.

Ferner danke ich der Firma Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG/ Lemgo, insbesondere Herrn Wilhelm Meier, für die technische Unterstützung.

Für die Hilfe in Computernotsituationen bedanke ich mich bei meinem Bruder Torben, ferner bei Thorsten, Stephan, Klaus und Hans.

Insbesondere gilt mein Dank meinen Eltern, die stets ein offenes Ohr für mich haben, mich immer moralisch unterstützen und mir so vieles ermöglichen.



