

**Aus der Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie
der Universität Würzburg**

Direktor: Prof. Dr. med. dent. B. Klaiber

**Einfluss von Kavitätentiefe, Komposit und Schichttechnik auf die
Höckerdeformation während der Polymerisation bei Klasse II-
Füllungen**

Inaugural-Dissertation

zur Erlangung der Doktorwürde der

Medizinischen Fakultät

der

Julius-Maximilians-Universität Würzburg

Vorgelegt von

Benedikt Johannes Küstermann

aus Würzburg

Würzburg, April 2009

Referent: Prof. Dr. med. dent. B. Klaiber

Korreferent: Priv.-Doz. Dr. U. Gbureck

Dekan: Prof. Dr. med. M. Frosch

Tag der mündlichen Prüfung: 21. Juli 2009

Der Promovend ist Zahnarzt.

Inhaltsverzeichnis

1 Einleitung und Problemstellung	1
1.1 Komposite	1
1.2 Nanofüllstoffe.....	2
1.3 Silorane.....	4
1.4 Polymerisationsschrumpfung.....	5
1.5 Schmelz- und Dentinhftung.....	6
1.6 Schrumpfungsspannung	8
1.7 Höckerdeformation	9
1.8 Konfigurationsfaktor	10
1.9 Elastizitätsmodul	10
1.10 Lichtintensität und Umsatzrate	11
1.11 Handhabung der Schrumpfungsspannung: Wahl des richtigen Materials.....	11
1.12 Problemstellung.....	14
2 Material und Methode	15
2.1 Vorbereitung der Proben.....	16
2.1.1 Einbetten der Testzähne	16
2.1.2 Anbringen der Keramikauflageflächen für die induktiven Wegaufnehmer ...	17
2.1.3 Präparation der Kavitäten	17
2.1.4 Apparatur zur Messung der Höckerkontraktion.....	19
2.2 Füllen der Testkavitäten mit Messung der Höckerkontraktion während der Polymerisation	21
2.2.2 Untersuchte Füllungsmaterialien.....	22
2.2.3 Untersuchte Schichttechniken.....	22
2.2.3.1 Schalentechnik.....	22
2.2.3.2 Schichttechnik.....	24
3 Ergebnisse	26
3.1 Überblick.....	26
3.2 Ergebnisse Gruppe 1	27
3.3 Ergebnisse Gruppe 2	29
3.4 Ergebnisse Gruppe 3	31
3.5 Ergebnisse Gruppe 4	33
3.6 Ergebnisse Gruppe 5	35
3.7 Ergebnisse Gruppe 6	37
3.8 Ergebnisse Gruppe 7	39
3.9 Ergebnisse Gruppe 8.....	41
3.2 Einfluss der Schichttechnik auf die Höckerkontraktion	43
3.3 Einfluss des Komposits auf die Höckerkontraktion.....	45

4 Diskussion.....	47
4.1 Kritik der Methode	47
4.1.1 Eignung der induktiven Wegaufnehmer zur Messung der Höckerdeformation	47
4.1.2 Eignung menschlicher Molaren	48
4.2 Diskussion der Arbeitshypothesen.....	49
4.2.1 Diskussion der 1. Arbeitshypothese.....	49
4.2.2 Diskussion der 2. Arbeitshypothese.....	50
4.2.3 Diskussion der 3. Arbeitshypothese.....	51
5 Zusammenfassung	53
6 Literaturverzeichnis.....	55
7 Anhang
7.1 Materialliste
Danksagung.....
Lebenslauf

1 Einleitung und Problemstellung

1.1 Komposite

Die Entwicklung zahnärztlicher Füllungsmaterialien ist seit Jahrzehnten in Gang. Seit über vierzig Jahren werden Komposite weiterentwickelt und in zahlreichen Studien getestet, um die Schwächen des Materials zu minimieren bzw. zu beseitigen.

Polymerisationsschrumpfung, Haftung an der Zahnhartsubstanz, Abrasion und Schrumpfungsspannung waren dabei immer von besonderem Interesse. Vor allem letztere bereitet bis heute Schwierigkeiten, da sich bisher kein Komposit entwickeln lies, das frei von Polymerisationskontraktion ist (DAVIDSON und FEILZER 1997). Effiziente Haftvermittler übertragen die Kräfte der Polymerisationskontraktion direkt auf die Zahnhartsubstanz und rufen Schrumpfungsspannung mit all ihren Folgen hervor.

Im Folgenden soll ein kurzer Überblick über die Entwicklungsgeschichte der Komposite gegeben werden.

Der zahnfarbene Verbundwerkstoff Komposit besteht grundsätzlich aus einer organischen Matrix (z.B. Bis-GMA, UDMA, TEGDMA), der Verbundphase (Silan) und der dispersen Phase (Füllkörper, z.B. Lithium-Aluminium- Silikat, pyrogenes Siliziumoxid). Zum Erreichen typischer Eigenschaften des Füllungsmaterials werden außerdem unter anderem Inhibitoren, Akzeleratoren, Initiatoren, Farbstoffe und Pigmente hinzugegeben.

Je nach Einsatzbereich werden fließfähige (Flowables) oder modellierbare Komposite verwendet.

Die mechanischen Eigenschaften nach dem Aushärten werden stark durch die Menge, die chemische Zusammensetzung, die Form und die Größe der enthaltenen Füllstoffe beeinflusst. So beeinflussen Makrofüller aus Glas oder Keramik mit einer Partikelgröße von 1-100 µm im Komposit die Polierbarkeit und die Abrasionfestigkeit negativ.

Die Polymermatrix radiert sich schneller ab als die darin eingebetteten Füllkörper, welche dann aus der Oberfläche herausragen. Diese ist damit wieder angeraut und stark abrasiv gegenüber ihren Antagonisten. Das Herausbrechen der freiliegenden Füllpartikel beschleunigt außerdem den Verschleiß der Restauration. Deshalb wurde Komposit lange Jahre nur im Frontzahnbereich verarbeitet, wo ein zahnfarbendes Füllungsmaterial für ein ästhetisch ansprechendes Ergebnis unbedingt notwendig war (FERRACANE 1995).

Zwar konnten Polierbarkeit und Abrasionsfestigkeit durch die Verkleinerung der Füllkörper dank neuer Mahl- und Siebtechniken verbessert werden, das größte Problem blieb aber nach wie vor die Kontraktion während des Polymerisationsvorgangs.

Die Schrumpfung des Materials lässt sich durch die Menge der enthaltenen Füllpartikel beeinflussen. Je höher der Füllstoffgehalt, desto geringer ist die Polymerisationsschrumpfung (OKAMURA et al. 2006). Allerdings steigt mit dem Füllstoffgehalt die Viskosität des Komposites. Dies wird vor allem bei Mikrofüllern deutlich, da hier die relative benetzbare Oberfläche höher ist als bei Makrofüllern. Dieses Phänomen wird auch Verdickungseffekt genannt (FERRACANE 1995). Um dennoch nicht auf die mechanischen Eigenschaften von Mikrofüllern verzichten zu müssen, werden häufig Hybridkomposite eingesetzt, welche sowohl Makrofüller als auch Mikrofüller enthalten (z.B. Tetric Ceram®).

Ein hoher Füllstoffgehalt reduziert zudem nicht nur die Polymerisationsschrumpfung, sondern beeinflusst auch Festigkeit (BREAM et al. 1989), temperaturabhängige Dimensionsveränderungen (SÖDERHOLM 1984; YAMAGUCHI et al. 1989) und die Röntgenopazität (VAN DIJKEN et al. 1989). Ganz allgemein lässt sich sagen, dass sich die mechanischen und physikalischen Eigenschaften direkt proportional zum Füllstoffgehalt verbessern (FERRACANE 1995).

1.2 Nanofüllstoffe

Zunächst wurde versucht, das Problem Polymerisationsschrumpfung über den einflussreichen Füllstoffgehalt zu beseitigen bzw. minimieren.

Eine Weiterentwicklung der Mikrofüllpartikel stellen die „Nanofüllstoffe“ mit einer Größe von 5-100 nm (0,005-0,1 µm) dar (MOSZNER und KLAPDOHR 2004). Teilchen bis zu 100 nm werden durch das Zermahlen von größeren Partikeln hergestellt („top-down manufacturing“). Kleinere Teilchen hingegen müssen ausgehend von Atomen und Molekülen, etwa durch Sol-Gel-Kristallisation oder Flammenpyrolyse, zusammengefügt werden („bottom-up manufacturing“) (MITRA et al. 2003). Dieser Aufbauprozess kann an einer bestimmten Stelle abgebrochen werden und so Teilchen einer exakt definierten Größe hervorbringen (MANHART 2006).

Dabei muss es jedoch gelingen, die Oberfläche der Nanofüller chemisch zu inaktivieren, da sie anderenfalls sofort zu thermodynamisch stabileren Komplexen agglomerieren und ihre speziellen Eigenschaften verlieren. Gezielt zu Clustern agglomerierte Nanopartikel finden

Verwendung in Nanohybridkompositen (MITRA et al. 2003; MOSZNER und KLAPDORH 2004).

Die Oberfläche der „Nanopartikel“ ist um einiges größer als die durchschnittlicher Mikrofüller und selbst diese können bereits nur zusammen mit Splittervorpolymerisat eingesetzt werden. Daher würde man erwarten, dass Nanofüller die Viskosität der organischen Matrix drastisch steigern. Laut den Herstellern verhalten sich die „Nanopartikel“ im Harz, im Gegensatz zu den Mikrofüllern, aber nicht wie ein Feststoff, sondern ähnlich wie eine Flüssigkeit und beeinflussen die Viskosität kaum (BEUN et al. 2007; MANHART 2006; Wissenschaftliche Produktinformation für Grandio® von VOCO). Daher ist es möglich, Komposite mit sehr hohem Füllstoffgehalt herzustellen, deren Schrumpfung entsprechend gering ist (z.B. Grandio® von VOCO, Füllstoffgehalt 87%, Schrumpfung 1,57 %) (MANHART 2006). So hat Grandio® Flow (VOCO) einen ähnlichen Füllstoffgehalt wie das Universalkomposit Z-100 (3M ESPE) (BEUN et al. 2007).

Klinische Studien belegen, dass die Qualität einer Restauration mit nano-optimiertem Komposit vergleichbar ist mit Hybridkompositrestaurationen. So zeigten 30 Restaurationen mit Filtek™ Supreme (3M ESPE) in Klasse I Kavitäten an 30 Patienten nach zwei Jahren ebenso keine Fälle von Sekundärkaries oder postoperative Hypersensibilität wie dieselbe Anzahl Füllungen mit dem Hybridkomposit Renew (Bisco Dental) (EFES et al. 2006). Zum selben Ergebnis kamen 2006 auch ERNST et al. Deren In-vivo-Studie mit 50 Patienten und 112 untersuchten Seitenzahnfüllungen ergab, dass sich die Qualität der Restaurationen mit dem herkömmliche Hybridkomposit Tetric Ceram® (Ivoclar Vivadent) und dem nano-optimierten Material Filtek™ Supreme nicht unterschied. Darüber hinaus bleibt der Glanz einer Füllung mit Nanokomposit in Studien auch nach Abrasionstests länger erhalten (MITRA et al. 2003; MOSZNER und KLAPDOHR 2004). Eine Erklärung liegt darin, dass die kleinen Partikel weniger Angriffsfläche für die auf sie einwirkende Kräfte bieten (ERNST und WILLERHAUSEN 2003). Brechen doch Füller heraus, so sind die entstehenden Defekte kleiner als die Wellenlänge des sichtbaren Lichts und bleiben damit für das menschliche Auge unsichtbar (MITRA et al. 2003). Selbst wenn in einem Komposit auch Cluster aus „Nanopartikeln“ verarbeitet werden, die mit einer Größe von 1 µm der von herkömmlichen Makrofüllern entsprechen, bleibt die Politur länger erhalten. Bei Hybrid-Kompositen können die Partikel nur vollständig herausbrechen, bei agglomerierten „Nanopartikel“ kann sich ein Cluster Teilchen für Teilchen abradieren, was die Politur nicht sichtbar beeinträchtigt (MITRA et al. 2003).

Es muss an dieser Stelle angemerkt werden, dass die Grenzen zwischen Mikrofüllern und „Nanopartikeln“ fließend verlaufen. Bereits in Mikro-Hybridkompositen wurden Teilchen einer Größe von unter 100 nm eingesetzt (JANDA 1988, BEUN et al. 2007, MOSZNER und KLAPDOHR 2004). Allerdings sind die „Nanomere“, also nicht agglomerierte „Nanopartikel“, gleichmäßiger in der Harzmatrix verteilt und ihre Größe definierter (MANHART 2006).

1.3 Silorane

Lange Zeit versuchte man lediglich über den Faktor Füllkörper den Volumenverlust während des Aushärtens zu beeinflussen. Da hier die Grenzen des Machbaren erreicht schienen, fanden die Materialforscher einen neuen Ansatz dort, wo die Schrumpfung stattfindet, nämlich in der Polymermatrix.

Um eine weitere bedeutende Reduktion der Polymerisationsschrumpfung zu erreichen, musste ein völlig neues Monomersystem entwickelt werden, welches hier der Vollständigkeit halber nur kurz erwähnt werden soll. Die größten Erfolgchancen scheinen derzeit die so genannten Silorane zu haben, eine Kombination aus Siloxan (Silikon) und Oxiran (Epoxid) (WEINMANN et al. 2005). Deren cyclische Monomermoleküle gleichen durch Ringöffnung die Polymerisationsschrumpfung aus und erreichen so eine Volumenschrumpfung von unter 1% (Filtek™ Siloran) (WEINMANN et al. 2005).

Zum Teil wird die radikalische Polymerisationsreaktion durch kationische Ringöffnungspolymerisation ersetzt, was die Entwicklung völlig neuer Adhäsivsysteme erforderte (ERNST und WILLERHAUSEN 2003).

Untersuchungen ergaben bereits, dass die Schrumpfungsspannung während der Polymerisation bei Siloranen geringer ist als bei herkömmlichem Komposit mit Methacrylatmatrix (Ilie et al. 2007). Die mechanischen Eigenschaften der Silorane sind vergleichbar mit denen klinisch bereits erfolgreicher Komposite wie Tetric EvoCeram® (ILIE und HICKEL 2006; WEINMANN et al. 2005).

Ebenso wurden eine gute Biokompatibilität (Schweikl et al. 2004) und eine gute Stabilität und Wasserunlöslichkeit im oralen Milieu (Eick et al. 2006) nachgewiesen. Eine Studie mit vier Produkten von 3M ESPE stellte allerdings die Verbesserung der Randqualität durch Reduzierung der Polymerisationskontraktion und damit der Schrumpfungsspannung in Frage.

Untersucht wurden zwei experimentelle, das heißt noch nicht im Handel erhältliche Oxiran- bzw. Siloran- Komposite, sowie zwei herkömmliche Komposite.

Die Unterschiede zwischen den jeweils besseren Materialien waren so gering, dass nur von einer moderaten Verbesserung der negativen Auswirkungen der Schrumpfungsspannung gesprochen werden kann (PALIN et al. 2005).

1.4 Polymerisationsschrumpfung

Die Polymerisationsschrumpfung der organischen Matrix ist immer noch ein Problem bei Kompositrestaurationen im Seitenzahnbereich (GIACHETTI et al. 2007). Während des Aushärteprozesses reagieren die Dimethacrylat-Moleküle zu stark verzweigten Polymernetzen und legen sich um die Füllstoffe, wodurch das Materialvolumen um zwei bis sechs Prozent (bei Flowables) abnimmt (GIACHETTI 2007; LABELLA et al. 1999). Die Ausbildung kovalenter Bindungen zwischen den Monomerbausteinen führt zu einer räumlichen Annäherung der Moleküle, der so genannten Polymerisationsschrumpfung.

Eine hohe Umsetzungsrate, das heißt eine große Zahl kovalenter Bindungen wird geknüpft, optimiert einerseits die Materialeigenschaften des Komposites, sie führt aber andererseits auch zu einer erhöhten Schrumpfung, was wiederum negative Folgen für die Randedichtigkeit hat (FERRACANE 1995).

Die gesamte Polymerisation lässt sich in Prägel-Phase und Postgel-Phase einteilen (SAKAGUCHI et al. 1992). Die Gel-Phase ist der Punkt, an dem das Füllungsmaterial von einer viskös-plastischen in eine starr-elastische Konsistenz übergeht. Ist dieser Punkt erreicht, kann bei Fortschreiten des Polymerisationsprozesses kein Komposit mehr von der freien Oberfläche nachfließen (DAVIDSON und FEILZER 1997). In der Prägel-Phase entstehen nur geringe Spannungen, denn obwohl die Schrumpfung am Anfang des Polymerisationsvorgangs am größten ist, können sich die langen Moleküle des noch wenig viskösen Materials neu ordnen und so die Spannungen ausgleichen. Im weiteren Verlauf des Polymerisationsprozesses nimmt die Schrumpfung zwar ab, die Vernetzung der Molekülketten ist jedoch so weit fortgeschritten, dass das Material nicht mehr nachfließen kann (GIACHETTI et al. 2007). So entstehen Spannungen im Restaurationsmaterial, die sich auf den Dentin-Komposit- bzw. Schmelz-Komposit- Verbund übertragen und sich, bei ausreichender Verbundstärke, negativ auf die umgebenden Zahnstrukturen auswirken (DAVIDSON et al. 1984, FEILZER et al. 1987). Ist der Verbund zwischen Zahn und

Komposit nicht ausreichend, kommt es durch Defekte an der Verbundfläche zu Haftverlusten und Mikroundichtigkeiten. Diese sind mit postoperativen Sensibilitätsstörungen verknüpft (EICK und WELCH 1986), da in den entstandenen Zwischenraum Bakterientoxine eindringen und zu Irritation der Pulpa führen (BRÄNNSTRÖM und VOJINOVIC 1976). Eine weitere Folge einer solchen Plaqueretentionsstelle ist unweigerlich Sekundärkaries (ROULET 1994; JENSEN und CHAN 1985).

1.5 Schmelz- und Dentinhaftung

Amalgam expandiert beim Aushärten durch Kristallwachstum der Gamma-1-Phase (HELLWIG et al. 2003) und gewährleistet einen guten Randschluss. Komposite kontrahieren, was zwangsläufig Randspalten zur Folge hat, wenn es nicht gelingt, sie ausreichend an der Zahnhartsubstanz zu verankern. Mitte der achtziger Jahre waren Komposite aufgrund ihrer geringen Verschleißfestigkeit und Formstabilität noch weit davon entfernt, im okklusionstragenden Seitenzahnbereich ein Ersatz für Amalgam zu werden (LUTZ et al. 1984).

Es galt Systeme zu entwickeln, welche das hydrophobe Komposit am hydrophilen Dentin und am Schmelz mikromechanisch oder chemisch befestigen. Ein Material, das gute Haftung an der Zahnoberfläche aufweist, macht Retentions- und Widerstandsformen beim Präparieren unnötig.

Die nötigen Voraussetzungen für eine effektive Haftung am Schmelz schaffte Buonocore 1955 durch Konditionierung mit 35-40% Phosphorsäure. Durch unterschiedliche Auflösung der verschiedenen Anteile der Schmelzprismen entsteht ein retentives Ätzmuster von 10-30 µm Tiefe mit gleichzeitig stark vergrößerter Oberfläche (BUONOCORE 1963, BUONOCORE et al. 1968, GWINETT 1971, RETIEF 1973, GWINETT 1988, NOACK und ROULET 1987, TAGAMI et al. 1988, LEGER et al. 1990, Haller 1992). Nach einwandfreiem Waschen und Trocknen des Schmelzes nimmt zudem die Oberflächenenergie zu, was eine Benetzbarkeit mit hydrophoben Adhäsiven möglich macht (BAIER 1992). Das nach Konditionierung applizierte Bonding-Agent dringt in das entstandene Mikrorelief ein und verankert sich über Zotten zwischen den Prismenanteilen. Die Haftung zwischen Schmelz und Bonding bzw. Adhäsiv ist rein mikromechanisch (LUTZ et al. 1993).

Mit Hilfe der Schmelzätzung können Grübchen, Fissuren und initiale Kariesläsionen effektiv versiegelt werden (BUONOCORE 1955) und frakturierte Ecken und Schneidekanten von Frontzähnen problemlos restauriert werden (CASTAGNOLA et al. 1975). In der

Kieferorthopädie wird die Schmelzätztechnik zur adhäsiven Befestigung von Multibrackettapparaturen verwendet (RETIEF 1973).

Im Gegensatz zum Schmelz ist Dentin ein in der Regel vitales, hydrophiles Gewebe, welches zu 45 Vol.-% aus anorganischem, zu 30 Vol.-% aus organischem und zu 25 Vol.-% aus Flüssigkeit besteht. Für die Haftung von Interesse sind das intertubuläre Dentin und die Tubuli. Der Dentinliquor, der durch den pulpalen Gewebedruck nach außen gepresst wird, verhindert in vivo eine absolute Trocknung. Die Komponenten eines Dentinhaftvermittlers müssen daher wasserkompatibel sein. Nach mechanischer Bearbeitung befindet sich auf der Dentinoberfläche eine 1-5 µm dicke Schmierschicht, Smear Layer genannt, aus Schmelz- und Dentinpartikeln, denaturiertem Kollagen, Resten von Odontoblastenfortsätzen und Flüssigkeit. Die Dentinkanälchen werden von dieser Schicht 2 bis 6 µm tief verstopft, was die Dentinpermeabilität herabsetzt und den Austritt von Dentinliquor hemmt (HALLER 1992, LUTZ et al. 1993).

Die Haftmechanismen am Dentin unterscheiden sich wesentlich durch das Belassen bzw. das Entfernen der Schmierschicht.

Die belassene Schmierschicht wird mit hydrophilen, penetrationsfähigen Monomeren in saurer Lösung, sogenannten Primern, behandelt. Die kunststoffimprägnierte Schicht stellt den Verbund zwischen Dentin und Komposit her. Ihre Eigenfestigkeit stellt den limitierenden Faktor für die Festigkeit des Komposit-Dentin-Verbundes dar. Bei Scherversuchen versagt der Verbund in der Regel innerhalb dieser Schicht (HALLER 1992).

Durch Säurekonditionierung wird die Schmierschicht sowohl vom intertubulären Dentin als auch von den angeschnittenen Dentintubuli entfernt. Durch Auflösung des Hydroxylapatits im intertubulären Dentin werden die darin enthaltenen Kollagenfasern etwa 1 µm freigelegt.

Die nach Konditionierung applizierten Monomere dringen in das Geflecht freiliegender Kollagenfasern ein und penetrieren das darunter liegende, partiell entkalkte intertubuläre Dentin. Auf diese Weise wird eine mit Kunststoff durchsetzte Dentinschicht geschaffen, die Kunststoff-Dentin-Interdiffusionszone bzw. „Hybrid-Layer“ (NAKABAYASHI 1985). Genauso wie die Schmelzhaftung stellt die Dentinhaftung also auch eine mikromechanische Verankerung dar. Die Hybridschicht ermöglicht die weitere chemische Kopolymerisation mit Kompositwerkstoffen (BUONOCORE 1955; NAKABAYASHI 1985; VAN MEERBEEK et al. 1992).

1.6 Schrumpfungsspannung

Die Verbesserung des Verbundes zwischen Zahn und Komposit durch die Schmelzätztechnik (BOUNOCORE 1955) und die Entwicklung des Bondingsystems (DOGON 1975) hat zwei wesentliche Folgen. Zum einen entstehen in der Umgebung der Kavität größere Schrumpfungskräfte (SÖDERHOLM 1991), zum anderen werden diese Kräfte, vorausgesetzt der Verbund hält der Deformation stand, direkt auf die Zahnstrukturen übertragen (DONLEY et al. 1987; MORIN et al. 1988; SHETH et al. 1988). Es kommt zur so genannten Schrumpfungsspannung, welche für viele Probleme in der adhäsiven Füllungstechnik verantwortlich gemacht wird (DAVIDSON und FEILZER 1997). Durch die Spannungen sind die Restaurationen bereits vor Beanspruchung durch Kaukräfte und wechselnde Temperaturen stark vorbelastet (GIACHETTI et al. 2007). Häufig auftretende negative klinische Folgen sind etwa Schmelzsprünge (JÖRGENSEN et al. 1975), die Zugang für Mikroorganismen sein können (IKEMI und NEMETO 1994), Höcker- und Zahnfrakturen (BOWEN et al. 1983), Höckerdeformationen von 20-25 μm (OPDAM et al. 1998), Mikroundichtigkeiten und Kohäsivbrüche im Restaurationsmaterial (LAI und JOHNSON 1993; DAVIDSON et al. 1991; MUNKSGAARD et al. 1987), sowie Randspalten und deren Folgen (JENSEN und CHAN 1985).

Die wesentlichen Faktoren der Schrumpfungsspannung sind Füllstoffgehalt des Komposits, Konversionsrate, E-Modul und C-Faktor (GIACHETTI et al. 2007).

Die Polymerisationsschrumpfung ist direkt abhängig vom Volumenanteil der Polymermatrix. Je mehr Monomereinheiten zu Polymerketten reagieren können, desto größer ist die Schrumpfung. Von der anderen Seite betrachtet, trägt der Volumenanteil der von Füllpartikeln besetzt ist nicht zur Polymerisationsschrumpfung bei. Wie bereits erwähnt, beeinflusst der Füllstoffgehalt außerdem die mechanischen Eigenschaften und die Verschleißfestigkeit (MUNKSGAARD et al. 1987). Da der Füllstoffgehalt sowohl E-Modul als auch Polymerisationsschrumpfung beeinflusst, hat er direkte Auswirkung auf die Schrumpfungsspannung.

Es wurde bereits dargestellt, dass die Schrumpfung direkt mit der Konversionsrate zusammenhängt. Je höher sie ist, desto größer die Schrumpfung. Eine niedrige Umsatzrate würde also zu geringerem Volumenverlust und, bei gegebener Dentin- bzw. Schmelzhaftung, zu verminderter Schrumpfungsspannung führen. Allerdings werden die mechanischen und biologischen Eigenschaften dann schlechter (FERRACANE und GREENER 1986). Wie der Füllstoffgehalt beeinflusst auch die Konversionsrate über die Größe der

Polymerisationsschrumpfung die daraus resultierenden Spannungen in der Restauration und im Dentin- bzw. Schmelzverbund.

Nach dem Hook'schen Gesetz ist die Spannung definiert als Schrumpfung multipliziert mit dem Elastizitätsmodul. Studien haben gezeigt, dass die Spannung zwischen zwei Flächen während der fortschreitenden Polymerisation des Komposites mit der steigenden Formsteifigkeit des erstarrenden Materials korreliert (FEILZER et al. 1987). Demnach zieht das Material mit der höchsten Festigkeit, also dem größten E-Modul, bei gegebener Schrumpfung die größten Spannungen nach sich.

1.7 Höckerdeformation

Wie bereits beschrieben können die bei der Polymerisation entstehenden Spannungen den Verbund zwischen Zahn und Füllungsmaterial lösen oder -bei ausreichender Haftung- auf die umgebende Zahnstruktur übertragen werden und diese schädigen (BOWEN et al. 1982; LUTZ et al. 1991). Bei Prämolaren und Molaren führt dies zunächst zur Deformation der Höcker (PEARSON et al. 1987), bei hohem C-Faktor auch zu Schmelzsprüngen (BOWEN et al. 1983; KANCA und SUH 1999).

Die Höckerdeformation kann mit verschiedenen Messmethoden aufgezeichnet werden. CAUSTON (1985) arbeitete mit mechanischen Messuhren, andere Arbeitsweisen wären etwa die zur Hilfenahme von Dehnungsmessstreifen (MORIN et al. 1988; McCULLOCK et al. 1986) oder mechanische Wegaufnehmer (PEARSON 1987). Das Verfahren mit induktiven Wegaufnehmern, welches in dieser Arbeit verwendet wurde, haben HALLER et al. bereits 1990 beschrieben.

Ziel vieler wissenschaftlicher Studien war es, eine Methode zu finden, bei deren Anwendung die Höckerauslenkung so gering wie möglich ist. Mit der schichtweisen Polymerisation, im Gegensatz zur „Ein-Schicht-Technik“, fanden JENSEN und CHAN 1985 einen Weg, die Höckerdeformation stark zu reduzieren. MEREDITH und SETCHELL versuchten 1997 die Auslenkung der Höcker zu vermindern, indem sie, in mesio-distaler Richtung, einen 1mm breiten Schlitz in die fertige MOD-Kompositfüllung präparierten und diesen nachträglich wieder mit Komposit verschlossen. Diese Methode reduzierte die Höckerauslenkung um 30-40 %.

1.8 Konfigurationsfaktor

Von großer Wichtigkeit für die Polymerisationsspannung ist außerdem die Form der präparierten Kavität.

Der Konfigurations- oder C-Faktor ist der Quotient aus gebundener zu freier Oberfläche (FEILZER et al. 1987). Studien zeigen, dass lediglich bei einem C-Faktor <1 genug Material von ungebundenen Oberflächen nachfließen kann, um Kohäsivbrüche im Material und Ablösungen von der Zahnhartsubstanz zu verhindern. Proben mit Konfigurationsfaktor zwischen eins und zwei wiesen zum Teil Defekte auf, solche mit C-Faktor >2 zeigten durchweg Kohäsivbrüche (FEILZER et al. 1987).

Daraus lässt sich ableiten, dass für die Kavitätenklasse IV, deren Restauration an wenig Fläche gebunden ist, gute klinische Ergebnisse zu erwarten sind. Bei Kavitäten, deren Füllungen von mehreren Wänden umgeben sind, wie etwa die Klassen I und V, müssten sich demnach mehr marginale Defekte ergeben.

1.9 Elastizitätsmodul

Das E-Modul wird in PASCAL (N/m^2) angegeben und beschreibt die Verformbarkeit eines Materials. Je höher der Wert, desto geringer ist bei gegebener Kraft die Verformung. Im okklusionstragenden Bereich sollten Komposite mit ähnlichem E-Modul wie das Dentin (18,5 MPa) eingesetzt werden. Eine solche Festigkeit besitzen Nanofüllerkomposite (WILLIAMS et al. 1993; PAPADOGIANNIS et al. 2008). Für Kavitäten die nicht im Okklusionsbereich stehen, wie etwa Klasse V Kavitäten, sind hingegen Materialien mit niedrigeren Werten von Vorteil, da ein niedriges Elastizitätsmodul Schrumpfungsspannungen besser ausgleichen kann und sich eine höhere Randschlussqualität ergibt (KEMP-SCHOLTE und DAVIDSON 1990).

Die Wichtigkeit des E-Moduls lässt sich allein aus der Formel

$$\text{Spannung} = \text{Schrumpfung} \times \text{E-Modul}$$

schließen. So ist eine geringe Schrumpfung nur dann von Vorteil, wenn dafür nicht das E-Modul drastisch gesteigert wurde, was aber der Fall ist, wenn ein geringer Volumenverlust durch hohen Füllstoffgehalt erreicht wurde. Hier zeigen sich also wieder die Schwierigkeiten

des methacrylatgebundenen Komposites, dass sich fast alle veränderbaren Faktoren gegenseitig beeinflussen.

Um die Kräfte der Polymerisationsschrumpfung, die durch Haftvermittler auf die Zahnhartsubstanz übertragen werden, gering zu halten, sollte eine Kavität also einen geringen Konfigurationsfaktor besitzen und das Komposit ein geeignetes E-Modul. Eine weitere Möglichkeit der Spannungsbeeinflussung liegt in der Art der Lichthärtung.

1.10 Lichtintensität und Umsatzrate

Wie bereits erwähnt, beeinflusst die Umsatzrate die Eigenschaften und die Schrumpfung des Komposits.

Wird die Konversionsrate durch geringe Lichtintensität anfangs niedrig gehalten, wird die Gel-Phase später erreicht, weshalb das Füllungsmaterial interne Spannungen besser ausgleichen kann (BURGESS et al. 1999; FEILZER et al. 1995; MEHL et al. 1997; UNO und ASMUSSEN 1991). Hier muss die Belichtungsdauer unbedingt wesentlich länger angesetzt werden als bei hoher Lichtintensität, um ausreichend gute mechanische Eigenschaften und hohe Biokompatibilität zu erzielen. Alternativ kann auch die so genannte Soft-Start Methode angewendet werden, bei der die Ausgangsleistung der Polymerisationslampe kontinuierlich oder in einem Schritt auf den Maximalwert gesteigert wird. Studien belegen, dass so eine höhere Füllungsrandqualität (MEHL et al. 1997; UNTERBRINK und MUESSNER 1995), eine Konversionsrate die mit Standardhalogenlampen vergleichbar ist, und eine Verringerung der Spannungen im Restaurationsmaterial erzielt werden kann (BOUSCHLICHER et al. 1997). Um gleichmäßige Qualität in der gesamten Restauration zu erzielen, sollte die Stärke der einzelnen Schichten bei Anwendung der Soft-Start Methode allerdings nicht mehr als zwei Millimeter betragen (RUEGGEBERG et al. 2000).

1.11 Handhabung der Schrumpfungsspannung: Wahl des richtigen Materials

Um die Schrumpfungsspannung in den Griff zu bekommen, wurden verschiedene Komposite und deren Kombination getestet.

Eine große Rolle scheinen hier die fließfähigen Komposite („Flowables“) zu spielen. Durch einen geringen Füllstoffgehalt sind sie nur gering viskös, was aber wiederum eine hohe

Schrumpfung hervorruft. Dem Hook'schen Gesetz zufolge ist die durch die Flowables ausgelöste Spannung allerdings auch nicht größer als bei herkömmlichen Kompositen, da ihr E-Modul um einiges geringer ist als das der hochviskösen Materialien.

Flowables können den Verbund zwischen Zahnhartschicht und Komposit fördern, wenn etwa das Adhäsiv auf Grund der Sauerstoffinhibitionsschicht nicht aushärten konnte. Mit einer Stärke 10 bis 20 µm Stärke ist die Adhäsivschicht oft zu dünn, um zu polymerisieren und den Verbund herzustellen. Eine dünne Schicht Flow kann die vollständige Aushärtung des Adhäsivs begünstigen und somit einen starken Verbund zwischen Dentin, Adhäsiv und fließfähigem Komposit erzielen (UNTERBINK und LIEBENBERG 1999).

Darüber hinaus wird angenommen, dass eine dünne Schicht Flow einen Teil der Spannungen, die zwischen der Hybridschicht des Bondingsystems und dem schrumpfenden Komposit entstehen, absorbieren kann, indem sie sie durch ihr geringes E-Modul abbaut. Kleidet man die Wände einer Kavität mit ungünstigem C-Faktor mit einer elastischen Zwischenschicht aus, gewinnt ein Teil der schrumpfenden Restauration ein bisschen Bewegungsfreiheit. Außerdem könnte die Zwischenschicht dazu beitragen, die Schrumpfungsspannung gleichmäßiger auf die gebundenen Flächen zu übertragen (GIACHETTI et al. 2007).

Verschiedene Studien bestätigten den Gedanken, dass eine dünne Schicht fließfähiges Komposit oder mehrere Schichten ungefüllte Methacrylatmatrix (Bonding) die absolute Schrumpfungsspannung um bis zu 50% herabsetzen können, je nach Stärke der Schicht (KEMP-SCHOLTE und DAVIDSON 1990; CHOI et al. 2000).

Da die Geschwindigkeit der Polymerisation ebenfalls großen Einfluss auf die daraus entstehenden Spannungen im Material und im Verbund mit der Zahnhartschicht hat, spielt natürlich auch die Art der Polymerisation eine Rolle.

Die Geschwindigkeit, mit der lichthärtende Komposite aushärten, ist wesentlich größer als die Polymerisationsgeschwindigkeit von chemisch härtenden Füllungskunststoffen, was als Hauptgrund für die unterschiedlich starke Schrumpfungsspannung gesehen wird (KINOMOTO et al. 1999). Langsame Polymerisation führt zu einer besseren internen Adaption der Restauration an die Kavitätenwände (KATO 1987), weshalb die Anwendung der oben beschriebenen Soft-Start Methode bei geeigneten Kompositen die Randqualität verbessern kann (ERNST et al. 2003).

Ein weiterer Faktor, der die Schrumpfungsspannung herabsetzen kann, sind Porositäten, wie sie häufig in selbsthärtenden Kompositen auftreten. Gründe hierfür können die Sauerstoffinhibition in den Hohlräumen oder aber die Vergrößerung der ungebundenen

Oberfläche der Restaurationsmasse durch die Poren selbst sein (FEILZER et al. 1993). Natürlich muss hier bedacht werden, dass die Porositäten aber die mechanischen Eigenschaften verschlechtern (DE GEE 1979).

Bei der Wahl zwischen selbst- und lichthärtendem Komposit sollten außerdem die Kavitätenkonfiguration und die bevorzugte Schichtdicke in Betracht gezogen werden. Bei geringem C-Faktor generieren beide Materialien eine geringe Schrumpfungsspannung, während bei hohem C-Faktor, also tiefen Kavitäten, das lichthärtende Komposit zu größeren Spannungen führt (GIACHETTI et al. 2007). Wird eine tiefe Kavität allerdings mit nur einer Schicht gefüllt, reicht die Lichtintensität oft nicht aus, um bis auf den Kavitätenboden vorzudringen, was in diesem Bereich zu einer geringen Umsatzrate führt und damit zu einer geringeren Schrumpfung. Das selbsthärtende Komposit polymerisiert vollständig aus, unabhängig wie tief die Kavität und in wie vielen Schichten es verarbeitet wird (GIACHETTI et al. 2007). Der Gedanke, unvollständig polymerisiertes Komposit am Boden einer Restauration wirke sich positiv auf die Qualität der Füllung aus, ist aber falsch. Zwar wird die Schrumpfungsspannung vermindert, allerdings werden die mechanischen und biologischen Eigenschaften negativ beeinflusst, was nicht erstrebenswert ist (FERRACANE und GREENER 1986).

1.12 Problemstellung

Die möglichen Folgen der Polymerisationsschrumpfung wie Randspaltbildung, Randfrakturen, Schmelzrisse auf Glattflächen und Höckerdeformation wurden in der Übersicht dargestellt. Die Schrumpfungsspannung und damit die Gefahr des Auftretens der oben genannten Defekte, hängt einerseits ab von der Zusammensetzung, der eingebrachten Menge, dem Schrumpfungsgrad und dem E-Modul des eingesetzten Komposits, sowie andererseits vom C-Faktor der Kavität.

In der vorliegenden Untersuchung sollte an mod-Kavitäten ermittelt werden, von welchen Faktoren sich die Höckerdeformation während der Polymerisation beeinflussen lässt. Folgende Arbeitshypothesen wurden formuliert:

1. Die Höckerdeformation ist bei flachen Kavitäten geringer als bei tiefen Kavitäten, da weniger Masse an schrumpfendem Material eingesetzt wird.
2. Bei Verwendung eines nano-optimierten Hybridkomposits mit höherem Füllstoffgehalt (87%) ist die Höckerkontraktion auf Grund der geringeren Polymerisationsschrumpfung geringer als bei Anwendung eines Feinpartikel-Hybridkomposits mit niedrigerem Füllstoffgehalt (80%).
3. Durch den günstigen Konfigurationsfaktor der ersten Schicht wirkt sich die Schalenteknik positiv auf die Höckerkontraktion aus.

2 Material und Methode

Für die In-vitro-Untersuchung wurden 48 extrahierte, karies- und füllungsfreie menschliche Molaren mit weitgehend oder vollständig abgeschlossenem Wurzelwachstum verwendet. Es wurden acht Gruppen mit jeweils sechs Zähnen gebildet. Jeweils vier Gruppen wurden mit Tetric Ceram® (Gruppen 1-4) bzw. Grandio® (Gruppen 5-8) gefüllt. Unterschieden wurden jeweils noch die Kavitätentiefe sowie die Schichtungstechnik.

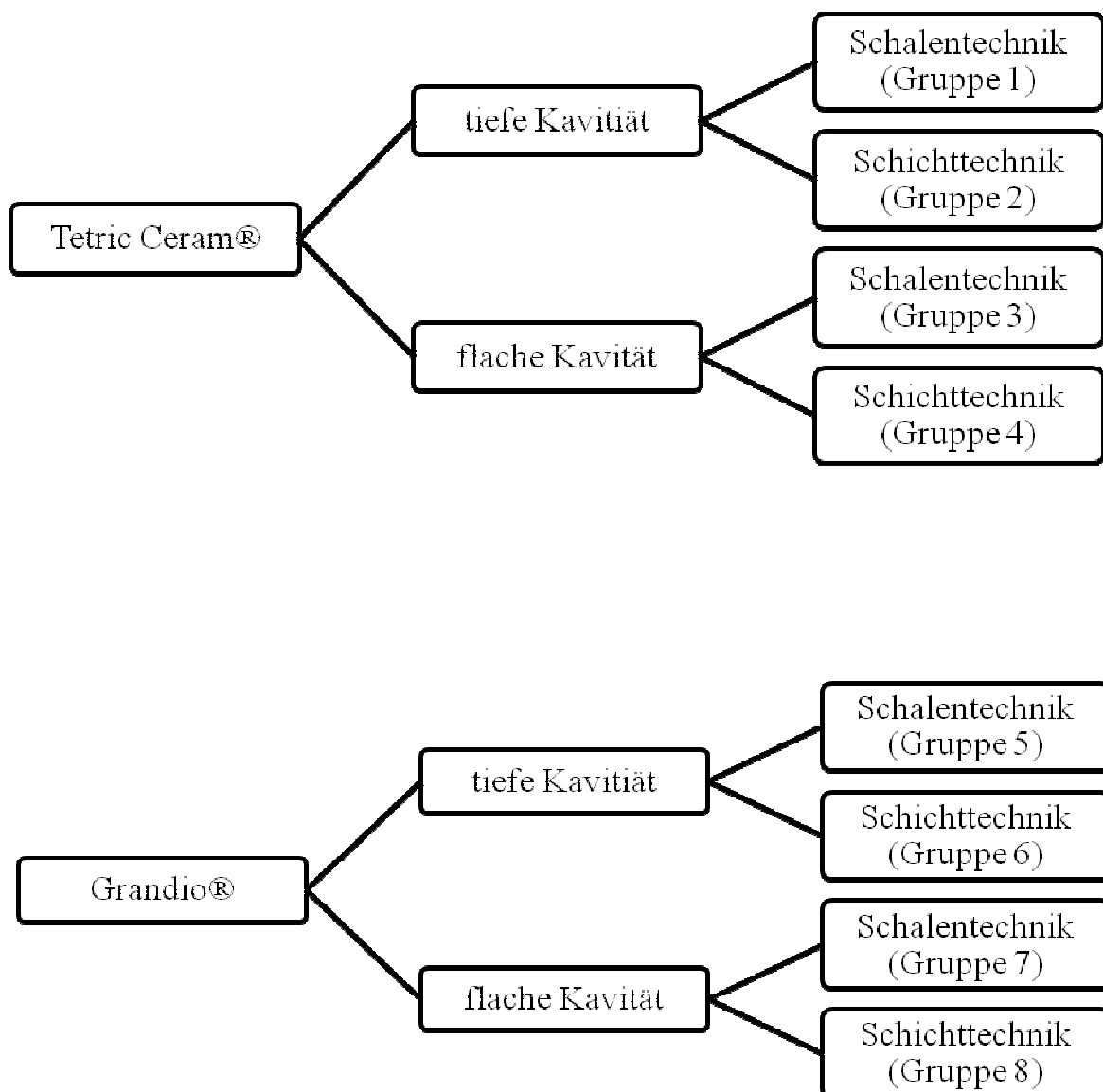


Abbildung 1: Gruppeneinteilung

2.1 Vorbereitung der Proben

2.1.1 Einbetten der Testzähne

Die bis zum Versuchsbeginn in 0,1 % Chloramin-T-Lösung gelagerten Zähne wurden, wie von Haller et al. 1993 beschrieben, mittels eines Scalers und Skalpells mechanisch gereinigt. Alle Zähne wurden in zylindrischen Kupferröhrchen mit einem Innendurchmesser von 12mm, einem Außendurchmesser von 14mm und einer Höhe von 14mm senkrecht mit Autopolymerisat eingebettet (Siehe Abbildung 2). Die Zylinder wurden auf eine Glasplatte gestellt und zu 75% mit Autopolymerisat aufgefüllt. Die Zahnwurzeln wurden mittig bis maximal 1,5mm unterhalb der Schmelz-Zement-Grenze senkrecht im Autopolymerisat versenkt.



Abbildung 2: Eingebetteter Testzahn mit Keramikauflage

2.1.2 Anbringen der Keramikauflageflächen für die induktiven Wegaufnehmer

Als Auflagefläche für die induktiven Wegaufnehmer wurden Zylinder aus Empresskeramik jeweils an der bukkalen und lingualen bzw. palatinalen Zahnfläche mittig parallel zur Okklusalfäche in Höhe der Höckerspitzen angebracht. Die Keramikzylinder wiesen einen Durchmesser von circa 2mm, eine Länge von circa 3mm auf (siehe Abbildung 2).

Die dem Zahn zugewandte Fläche der Keramikzylinder wurde 120s mit 5% Flusssäuregel (Ceramic®/ Ivoclar Vivadent) angeätzt. Nach Absprühen des Ätzgels und Trocknung der Oberfläche wurde ein Silan (Monobond® S/ Ivoclar Vivadent) aufgetragen und nach 60s sanft trockengeblasen.

Der Zahnschmelz wurde bukkal und palatinal bzw. lingual punktförmig 60s mit Phosphorsäuregel 35% (Ultra-Etch®/ Ultradent Products) angeätzt, anschließend abgesprüht und getrocknet. Mit einem Einmal-Applikator (Kerr) wurde Optibond FL Primer (KERR) auf den Keramikzylinder und den Zahnschmelz aufgetragen und leicht verblasen. Die Zähne wurden mit der Okklusalfäche auf einer Positionierungsschiene fixiert, in der zwei gegenüberliegende Rillen eingefräst sind, um die exakt mittige und rechtwinklige Position der Keramikauflagen zu gewährleisten. Optibond FL Adhäsiv (KERR) wurde sowohl auf den Zahnschmelz als auch auf die Keramikzylinder aufgebracht und nach exakter Ausrichtung unter Kontakt des Zahnes mit der Keramikfläche für 30s ausgehärtet (ESPE Elipar II, 750mW/cm²). Anschließend wurden die Auflageflächen für die induktiven Wegaufnehmer mit einem roten Winkelstück und einer normalkörnigen Walze (835KR012, Komet) in einer Fräsvorrichtung planparallel angeschliffen.

2.1.3 Präparation der Kavitäten

Die eingebetteten und mit den Keramikzylindern vorbereiteten Zähne wurden in zwei Gruppen unterteilt. Mit einem normalkörnigen, zylinderförmigen Diamanten (836KR012, Komet) wurden mit dem roten Winkelstück (KaVo) unter Wasserkühlung (~50ml/min) bei variabler Drehzahl zwischen ca. 60 000-120 000 U/min MOD-Kavitäten präpariert. Die Kastenbreite betrug okklusal sowie approximal 3,5mm. Bei der einen Hälfte betrug die Tiefe des okklusalen Kastens 3,5mm (Gruppen flache Kavitäten: 3,4,7,8). Bei der anderen Hälfte betrug die Kastentiefe 4,5mm, jeweils gemessen an der Seite der Stützhöcker (Gruppen tiefe Kavitäten 1,2,5,6) (Siehe auch Abbildung 1 und Abbildung 4). 24 Zähne wurden jeweils mit

Grandio® (VOCO) (Gruppen 5-8) und mit Tetric Ceram® (Ivoclar Vivadent) (Gruppen 1-4) gefüllt. Für jedes Komposit und jede Kavitätentiefe wurden dann jeweils noch die Approximal- bzw. Schalenteknik und die konventionelle 3-Schichttechnik getestet.

Die approximalen Kästen wurden bei allen Kavitäten mit einem schallgetriebenen Formpräparationsinstrument präpariert, womit die Ausdehnung des approximalen Kastens weitgehend standardisiert werden konnte (Sonic Sys-System, Keramikansatz 275 40 No 4).



Abbildung 3: Sonic Sys- System

Die Präparationsflächen wurden abschließend mit einem zylindrischen Feinstkornfinierer (835KREF012, Komet) ebenfalls unter Wasserkühlung finiert.

Zwischen den Arbeitsschritten wurden die Zähne in physiologischer Kochsalzlösung aufbewahrt.

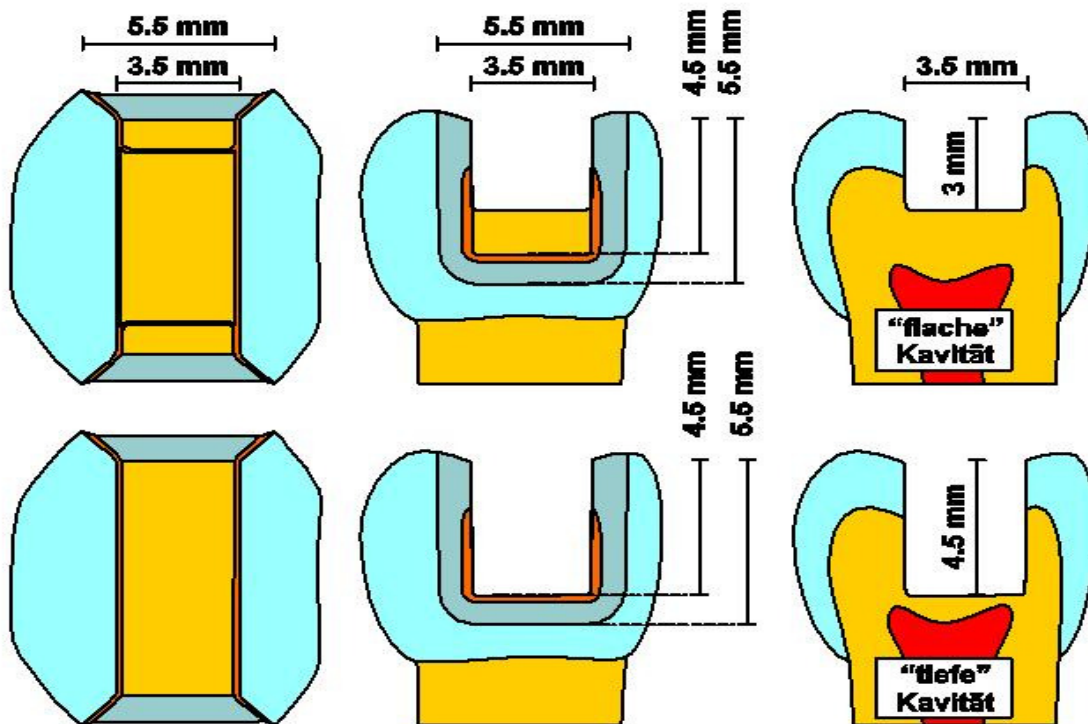


Abbildung 4: Dimensionen der präparierten Kavitäten

2.1.4 Apparatur zur Messung der Höckerkontraktion

Die Höckerkontraktion wurde durch zwei in einem Messstativ fixierten und exakt senkrecht auf die Referenzflächen bukkal und lingual ausgerichtete induktive Wegaufnehmer (W1T3-2/HBM Hettinger Baldwin Messtechnik, Darmstadt) erfasst (Abbildung 7). Die Proben wurden mit Inbusschrauben fest in einer Bohrung im Messstativ fixiert und gegen vertikale, horizontale und Rotationsbewegungen gesichert. Durch zwei justierbare Nachbarzähne (Kronen menschlicher Molaren) konnte eine praxisnahe Approximalkontaktsituation simuliert werden. Die Nachbarzähne konnten auf die mesio-distale Ausdehnung der Testzähne durch ihre flexible Fixierung angepasst werden. Für die korrekte Gestaltung der approximalen Restaurationsflächen wurden vorgeformte Kunststoffteilmatrizen (Hawe Adapt® Sectional Matrix System/KerrHawe) verwendet, die mit Holzkeilen (Kerr) und provisorischem, lighthärtenden Füllungsmaterial (Systemp® Onlay/ Ivoclar Vivadent) fixiert wurden.



Abbildung 5: Apparatur zur Simulation der Nachbarzahnsituation

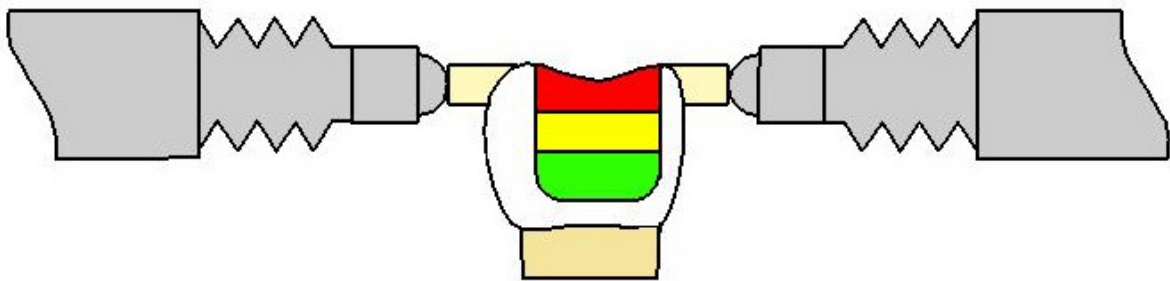


Abbildung 6: Schemazeichnung des induktiven Wegaufnehmers

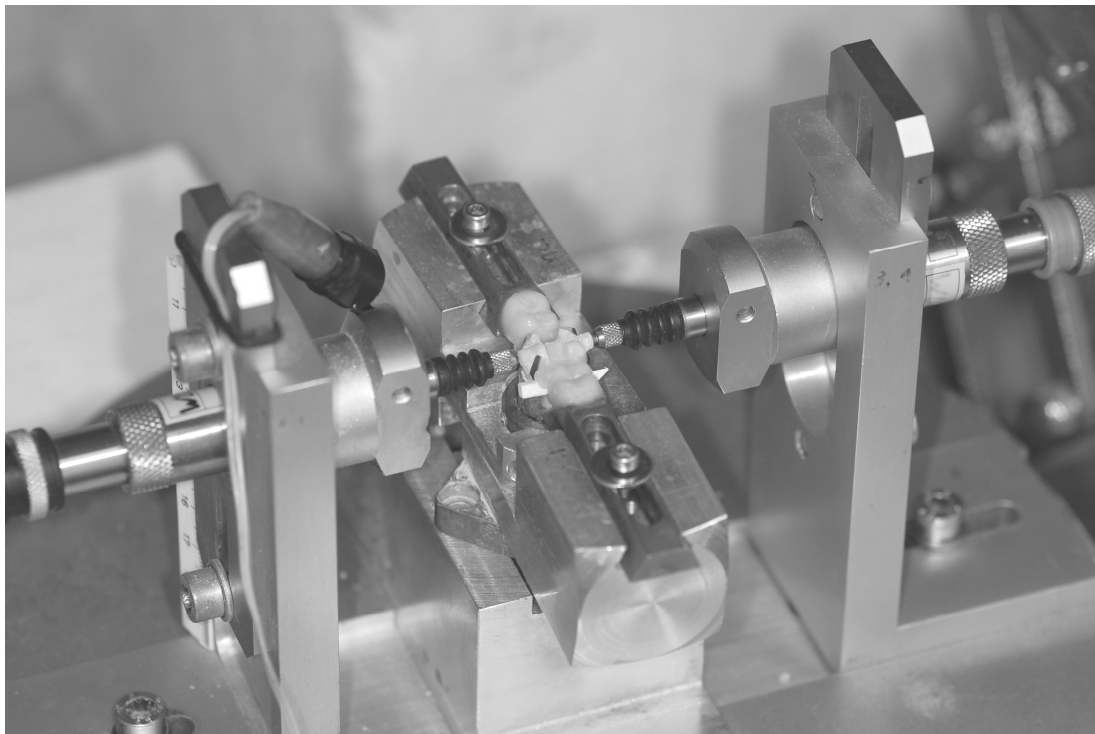


Abbildung 7: Vorbereiteter Probezahn zwischen den Wegaufnehmern

2.2 Füllen der Testkavitäten mit Messung der Höckerkontraktion während der Polymerisation

Unmittelbar vor Beginn der Messung wurde die Kavität mit 35%igem Phosphorsäuregel (Ultra-Etch/Ultradent Products Inc.) angeätzt. Mit einer Spritze wurde das Gel selektiv für 15 Sekunden auf den präparierten Schmelz aufgetragen. Nach Ablauf dieser Zeit wurde das Dentin für 15 Sekunden mit Phosphorsäuregel benetzt. Nach 30 Sekunden Ätzzeit für den Schmelz und 15 Sekunden für das Dentin wurde das Gel gründlich mit Wasserspray entfernt und die Kavität mit einem Luftbläser getrocknet. Mit einem Einmal-Applikator (Kerr) wurde der Primer (Optibond FL Kerr) in die Kavität für 20 Sekunden einmassiert. Anschließend wurde das Lösungsmittel des Primers mit trockenem Luftstrom sanft getrocknet, bis die Dentinoberfläche noch leicht glänzte. Mit einem weiteren Applikator wurde das Adhäsiv (OptiBond FL Kerr) in die Kavität eingebracht, Überschüsse ausgestrichen und für 30 Sekunden mit der Espe Elipar II (3M ESPE) ausgehärtet. Die Messung und Aufzeichnung der Höckerdeformation während der Polymerisation wurde mit der Lichthärtung der ersten Kompositschicht gestartet. Die induktiven Wegaufnehmer waren mit einem Messverstärker (Spider 8/ HBM, Darmstadt) an einem Computer mit zugehöriger Software (Catman® Easy/ HMB, Darmstadt) angeschlossen. Pro Sekunde wurden jeweils 10 Messwerte der bukkalen und oralen Höckerauslenkung abgespeichert. Für jede Kompositschicht wurde die Höckerdeformation für 5 Minuten, inklusive der 20 Sekunden Lichtpolymerisation, aufgezeichnet. Bei beiden angewandten Schichttechniken wurde die Kavität in 5 Schichten gefüllt, was eine Aufzeichnungsdauer von 25 Minuten für jede Probe ergab. Verglichen wurden zwei verschiedene Schichttechniken, die im Folgenden „Schichttechnik“ und „Schalentechnik“ genannt werden. Um das Milieu im Mund zu simulieren, wurden die Kavitäten im Wärmeschrank bei 28° Celsius und relativer Luftfeuchte gefüllt. Da im geschlossenen Wärmeschrank nur durch zwei Öffnungen gearbeitet werden konnte, erforderte die Modellation der Schichten erheblichen Trainingsaufwand.

2.2.2 Untersuchte Füllungsmaterialien

Für die Messreihen wurden zwei verschiedene Komposite verwendet:

Komposit 1, Tetric Ceram® (Ivoclar Vivadent): Hierbei handelte es sich um ein Feinpartikel Hybridkomposit mit einer Polymerisationschrumpfung von 2,8%, einem Elastizitätsmodul von 9,46 GPa und einem Füllstoffgehalt von 80%.

Komposit 2, Grandio® (Voco): Hierbei handelt es sich um ein Nano-Hybrid-Füllungsmaterial mit einer Polymerisationsschrumpfung von 1,57%, einem Elastizitätsmodul von 17,1 GPa und einem Füllstoffgehalt von 87%.

2.2.3 Untersuchte Schichttechniken

2.2.3.1 Schalentchnik

Bei dieser Technik wurden die approximalen Wände als Ganzes modelliert und die Kavität schon mit der ersten Schicht in eine Klasse-I-Kavität umgewandelt. Die erste Schicht hatte somit ein sehr günstiges Verhältnis zwischen freier und gebundener Oberfläche. Die Ausmaße der approximalen Schale betragen jeweils 5,5mm in Höhe und Breite, bei einer Dicke von 1-1,5mm. Die zweite Schicht wurde bei tiefen Kavitäten auf den Kavitätenboden mit einer Schichtstärke von 1,5mm aufgebracht. Bei flachen Kavitäten wurden mit der zweiten Schicht die restlichen Bereiche des approximalen Kastens geschichtet, die nicht durch die approximale Schale aufgefüllt wurden. Diese Kästen hatten die Ausmaße von 1,5mm in mesio-distaler Richtung, 3,5-4,0mm in bucco-oraler Richtung bei einer Tiefe von 2,0mm. Die dritte Schicht war bei beiden Kavitätentiefen gleich und wurde als horizontale Schicht mit einer Stärke von 1,5mm modelliert. Mit der vierten und fünften Schicht wurde der okklusale Kasten modelliert, zuerst die Bereiche der Scherhöcker, und als letzte Schicht die Anteile der Stützhöcker. Dabei war zu beachten, dass die vierte Schicht bei der Modellation keinen direkten Kontakt mit der gegenüberliegenden Wand hatte (Siehe Abbildung 8 und Abbildung 9).

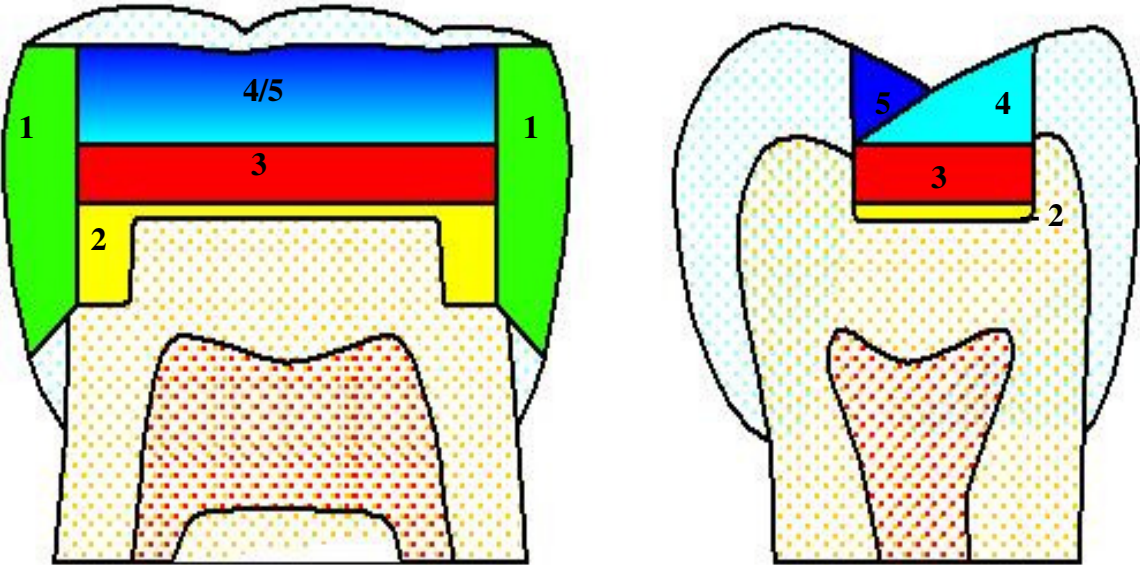


Abbildung 8: Schalentechnik, flache Kavität

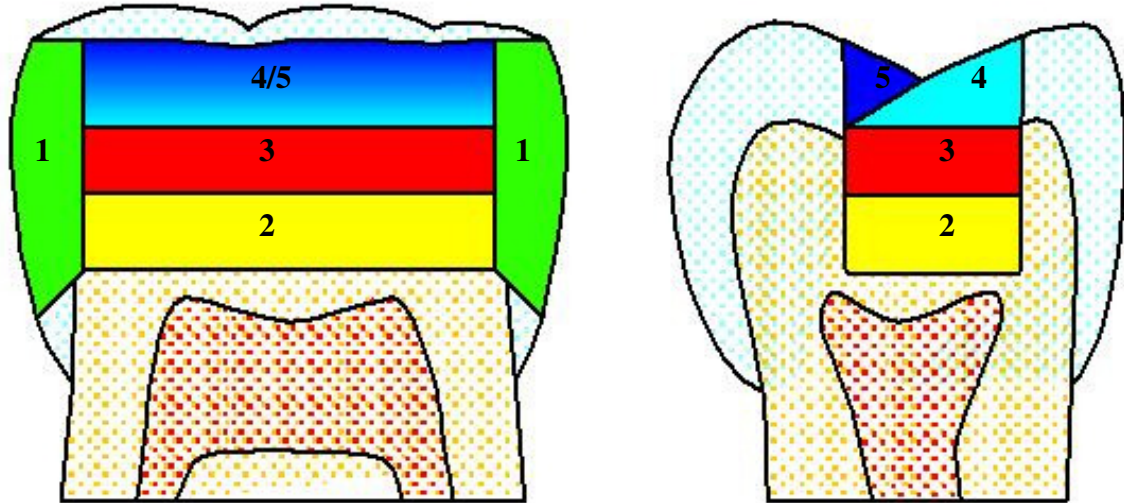


Abbildung 9: Schalentechnik, tiefe Kavität

2.2.3.2 Schichttechnik

Als Kontrollgruppe wurde eine konventionelle 3-Schichttechnik angewandt. Bei dieser Schichttechnik wurde der Kavitätenboden erst mit zwei horizontalen Kompositschichten gefüllt. Bei den tiefen Kavitäten betrug die Schichtstärke jeweils 1,5mm. Bei den flachen Kavitäten betrug die Schichtstärke der ersten Schicht im Bereich des approximalen Kastens 1,5mm, im zentralen Bereich über dem Pulpacavum 0,2-0,3mm. Die zweite, sowie alle anderen Schichten wurden bei beiden Kavitärentiefen identisch geschichtet. Als dritte Schicht wurde die mesiale und distale Randleiste, mit einer Höhe und Breite von jeweils 1,5mm, modelliert. Hierdurch wurde die Klasse-II-Kavität in eine Klasse-I-Kavität umgewandelt. Mit der vierten und fünften Schicht wurde der okklusale Kasten modelliert, zuerst die Bereiche der Scherhöcker, und als letzte Schicht die Anteile der Stützhöcker. Bei der Modellation der 4. Schicht wurde stets darauf geachtet, dass kein direkter Kontakt mit der gegenüberliegenden Wand bestand (Siehe Abbildung 10 und Abbildung 11).

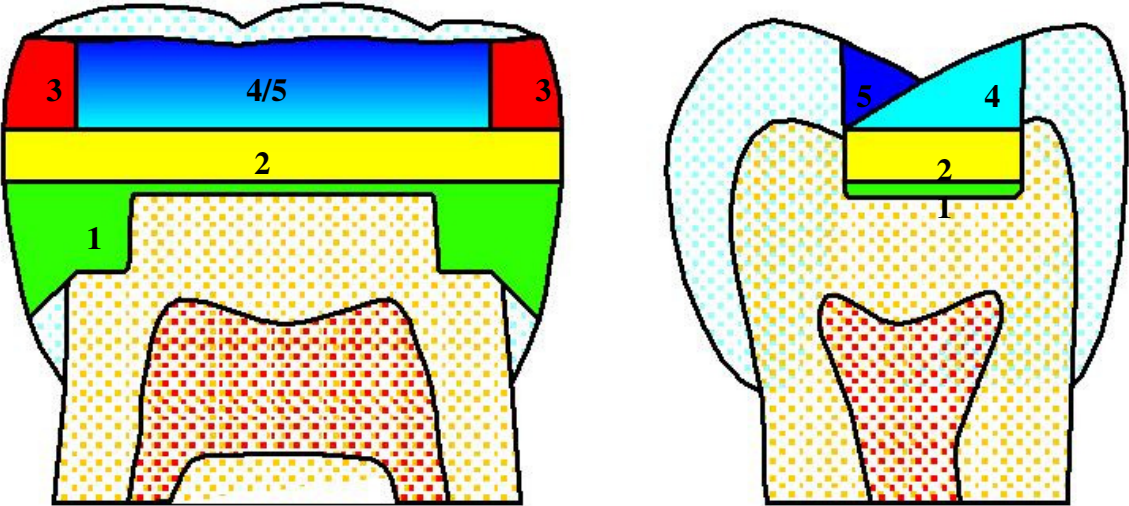


Abbildung 10: 3-Schichttechnik, flache Kavität

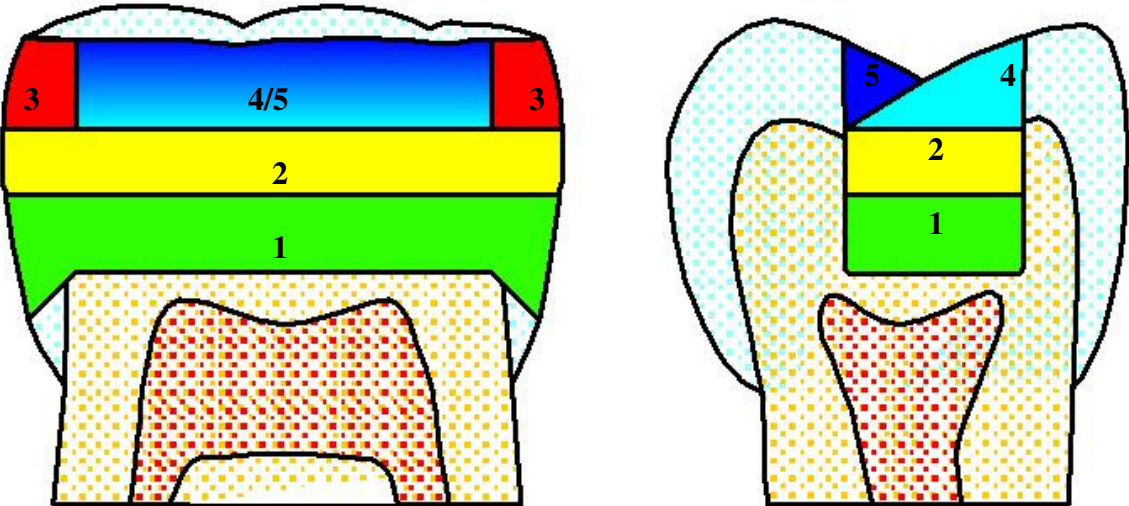


Abbildung 11: 3-Schichttechnik, tiefe Kavität

3 Ergebnisse

3.1 Überblick

Die Ergebnisse zeigen deutlich, dass die Höckerkontraktion in den Gruppen mit flach präparierten Kavitäten (Versuchsgruppe drei, vier, sieben und acht) allgemein wesentlich geringer ausfällt, als bei den Gruppen mit tiefen Kavitäten (Versuchsgruppe eins, zwei, fünf und sechs).

Innerhalb der vier Gruppen mit flachen bzw. tiefen Kavitäten gibt es je nach verwendetem Komposit und Füllungstechnik Unterschiede in der Höckerauslenkung.

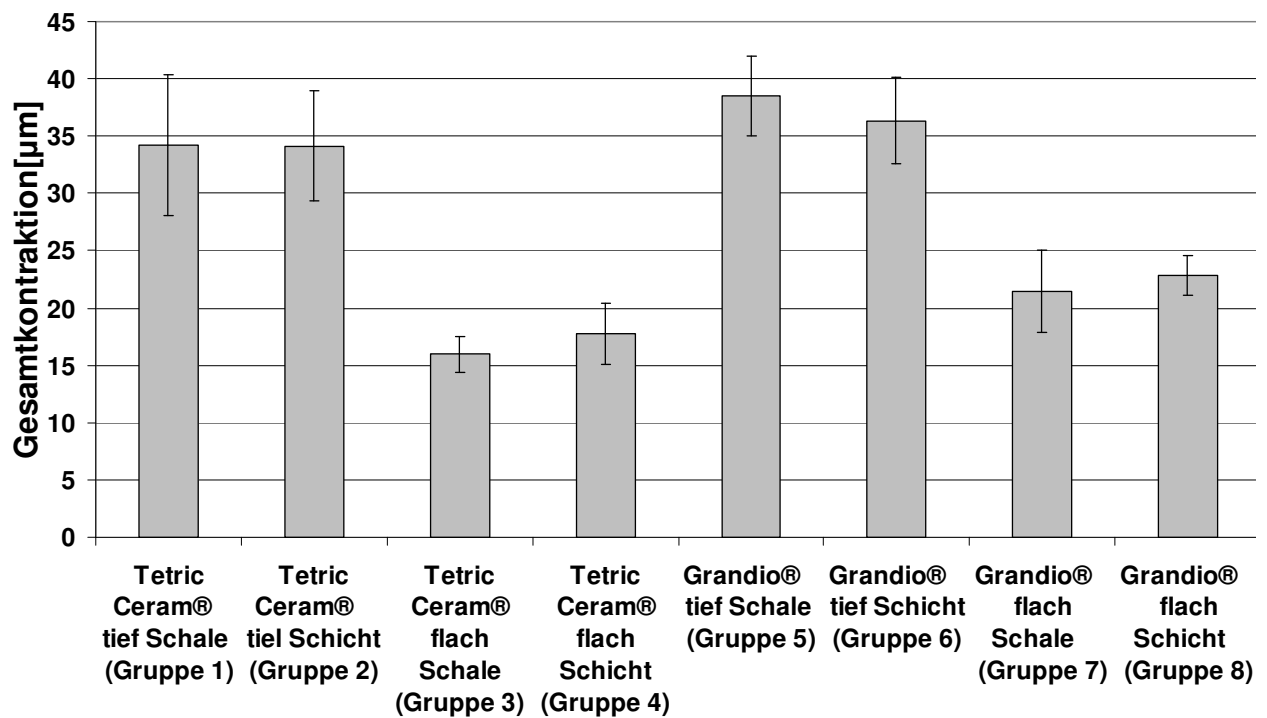


Diagramm 1: Durchschnittliche Gesamtkontraktion der einzelnen Gruppen

3.2 Ergebnisse Gruppe 1

In Gruppe 1 wurden tiefe Kavitäten mittels Schalenteknik mit Tetric Ceram® gefüllt. Nach Aushärten der approximalen Anteile steigt die Höckerkontraktion innerhalb von fünf Minuten auf $4,8 \mu\text{m}$ an. Die zweite Schicht erzeugt eine durchschnittliche Kontraktion von $10,8 \mu\text{m}$. Mit $9,4 \mu\text{m}$ ist die Höckerauslenkung durch die dritte Schicht nur unwesentlich geringer. Die beiden letzten Schichten generieren eine Kontraktion $3,4 \mu\text{m}$ (Schicht 4) und $3,7 \mu\text{m}$ (Schicht 5) (Siehe Diagramm 3& Tabelle 1).

Das Verlaufsdiagramm zeigt einen stetigen Anstieg der Höckerkontraktion bis auf einen durchschnittlichen Endwert von $34,2 \mu\text{m}$. Zum Zeitpunkt der Polymerisation (Ausschlag des Lichtsensors) geht die Höckerauslenkung kurz zurück (Siehe Diagramm 2).

Ergebnisse Gruppe 1: Tetric Ceram®, tiefe Kavität, Schalenteknik

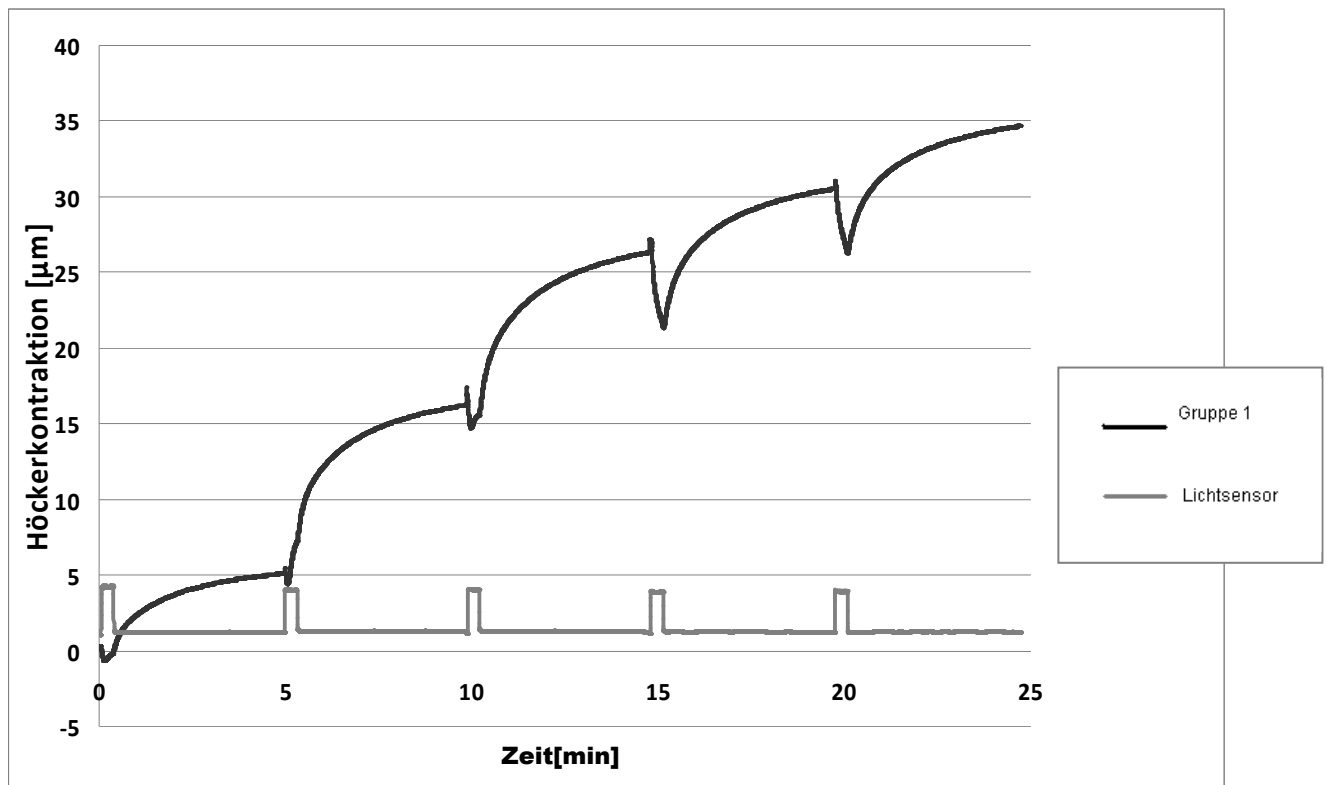


Diagramm 2: Kontraktionsverlauf Gruppe 1

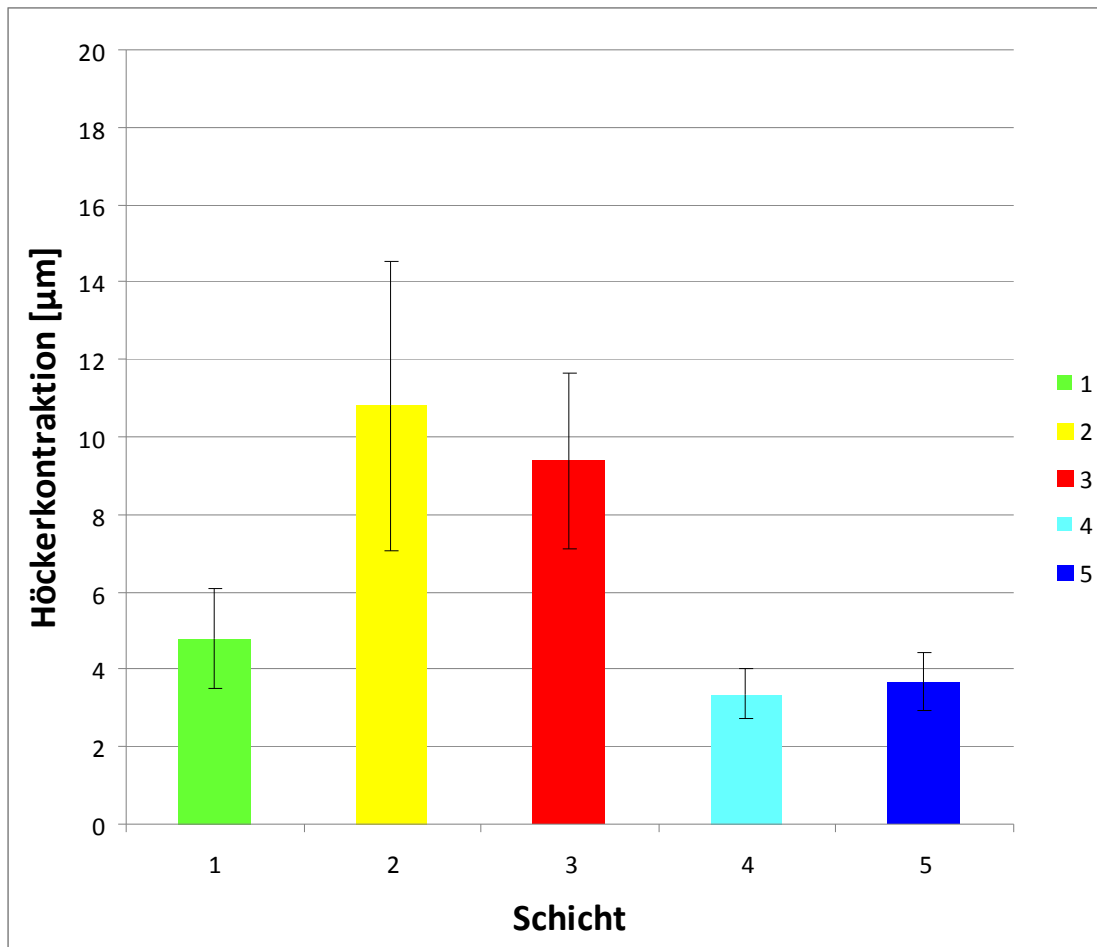


Diagramm 3: Höckerkontraktion der einzelnen Schichten, Gruppe 1

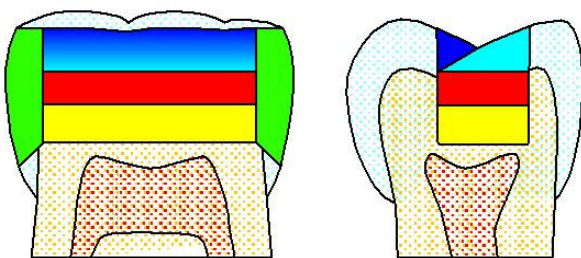


Abbildung 12: Schema Schalentechnik, tiefe Kavität

Schicht	S1	S2	S3	S4	S5
Kontraktion Gruppe 1[µm]	4,79549622	10,805845	9,38484095	3,36129006	3,67349965
Standardabweichung[µm]	1,29675258	3,74441233	2,25545427	0,63596636	0,74367376

Tabelle 1: Höckerkontraktion der einzelnen Schichten, Gruppe 1

3.3 Ergebnisse Gruppe 2

In Gruppe 2 wurden tiefe Kavitäten mittels 3-Schichttechnik mit Tetric Ceram® gefüllt. Die erste horizontale Schicht erzeugt fünf Minuten nach Polymerisation eine Kontraktion von 9,83 μm . Die Höckerkontraktion der zweiten Schicht beträgt 11,58 μm . Die Randleisten (Schicht 3) rufen eine durchschnittliche Kontraktion von 2,92 μm hervor. Die beiden letzten Schichten generieren Kontraktionen von 2,93 μm (Schicht 4) und 4,82 μm (Schicht 5) (Siehe Diagramm 5& Tabelle 2).

Im Verlaufdiagramm steigt die Gesamtkontraktion stetig auf einen durchschnittlichen Schlusswert von 34,13 μm an. Zum Zeitpunkt der Polymerisation (Ausschlag des Lichtsensors) zeigt die Kurve einen kurzen Rückgang der Höckerkontraktion (Siehe Diagramm 4).

Ergebnisse Gruppe 2: Tetric Ceram®, tiefe Kavität, 3-Schichttechnik

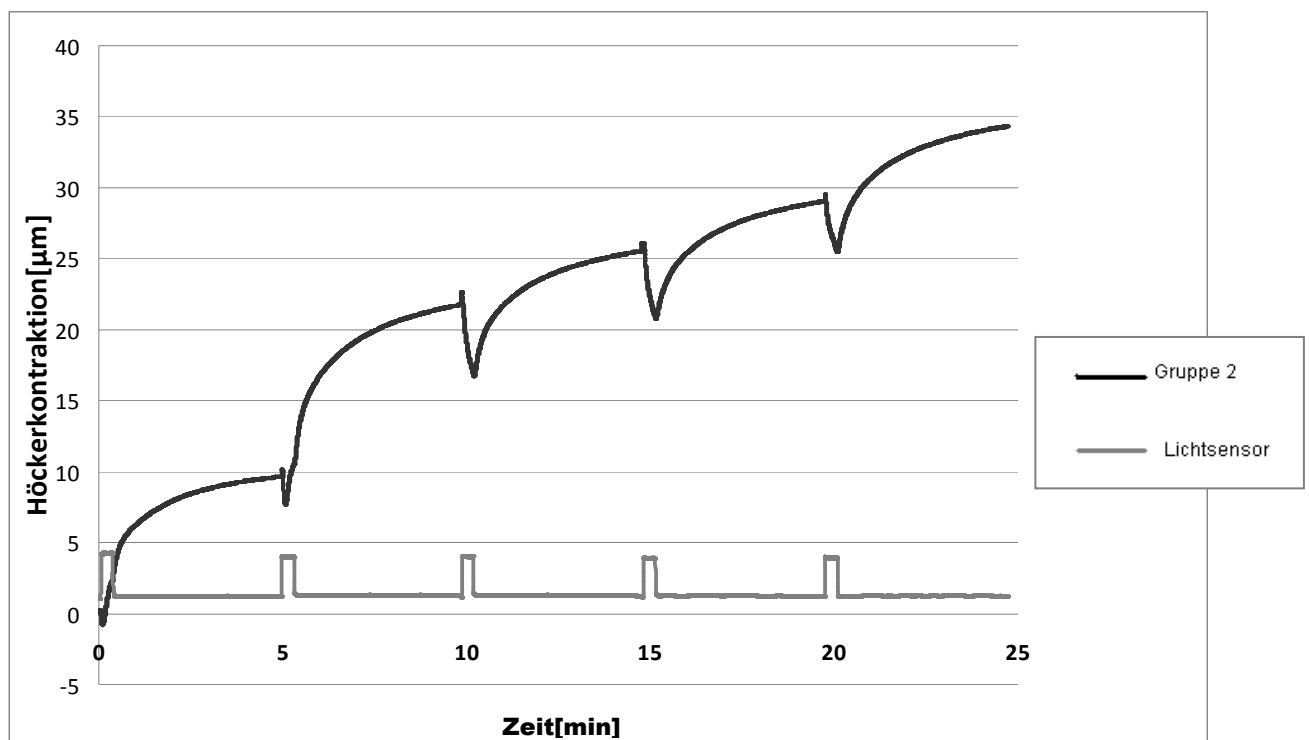


Diagramm 4: Kontraktionsverlauf Gruppe 2

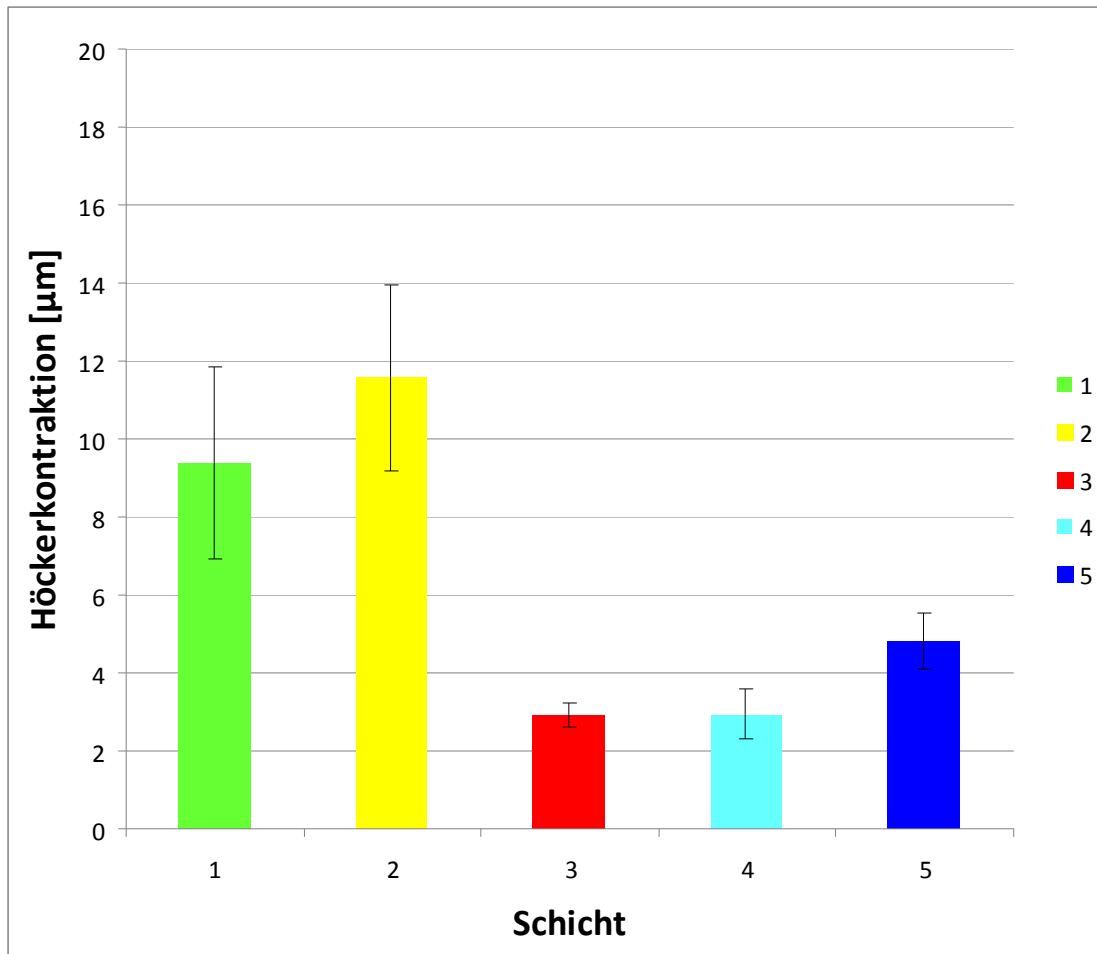


Diagramm 5: Höckerkontraktion der einzelnen Schichten, Gruppe 2

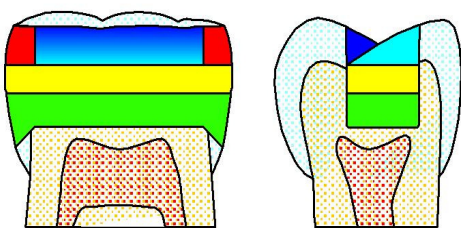


Abbildung 13: Schema 3-Schichttechnik, tiefe Kavität

Schicht	S1	S2	S3	S4	S5
Kontraktion Gruppe 2[µm]	9,38172777	11,5780975	2,92850941	2,93779372	4,82427034
Standardabweichung[µm]	2,44932374	2,3909815	0,32079598	0,64861989	0,72685373

Tabelle 2: Höckerkontraktion der einzelnen Schichten, Gruppe 2

3.4 Ergebnisse Gruppe 3

In der dritten Gruppe wurden flache Kavitäten mittels Schalenteknik und Tetric Ceram® gefüllt. Die approximalen Schalen (Schicht 1) erzeugten eine durchschnittliche Kontraktion von 0,64 µm. Die zweite Schicht rief weitere 1,53 µm Kontraktion hervor. Die größte Kontraktion erzeugte in dieser Gruppe die dritte Schicht mit 7,45 µm. Die beiden okklusalen Schichten generierten Kontraktionen von 2,45 µm (Schicht 4) und 2,82 µm (Schicht 5) (Siehe Diagramm 7 & Tabelle 3).

Im Verlaufsdigramm steigt die Gesamtkontraktion auf 15,96 µm an. Auch hier ist zum Zeitpunkt der Polymerisation (Ausschlag des Lichtsensors) ein Rückgang der Höckerauslenkung zu sehen (Siehe Diagramm 6).

Ergebnisse Gruppe 3: Tetric Ceram®, flache Kavität, Schalenteknik

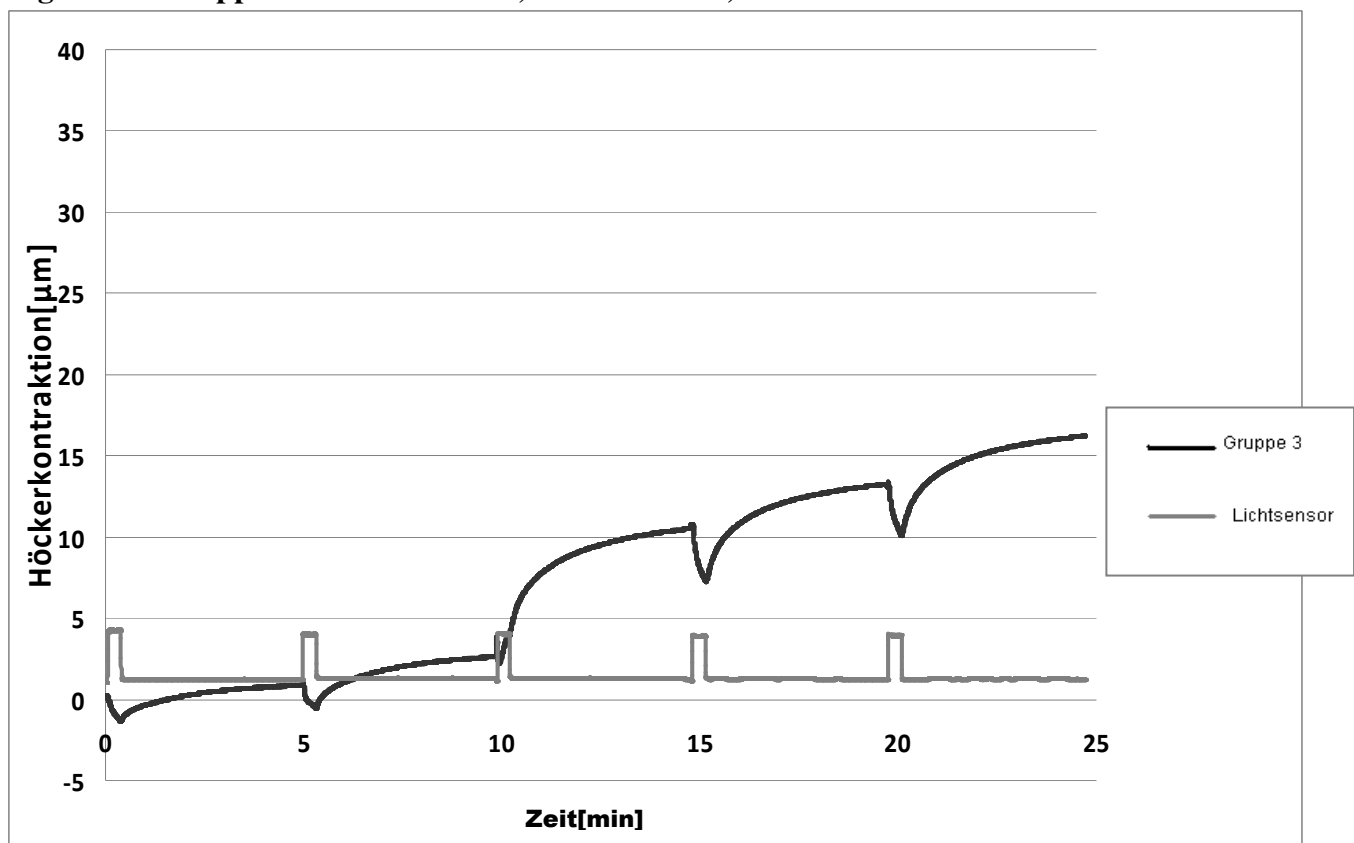


Diagramm 6: Kontraktionsverlauf, Gruppe 3

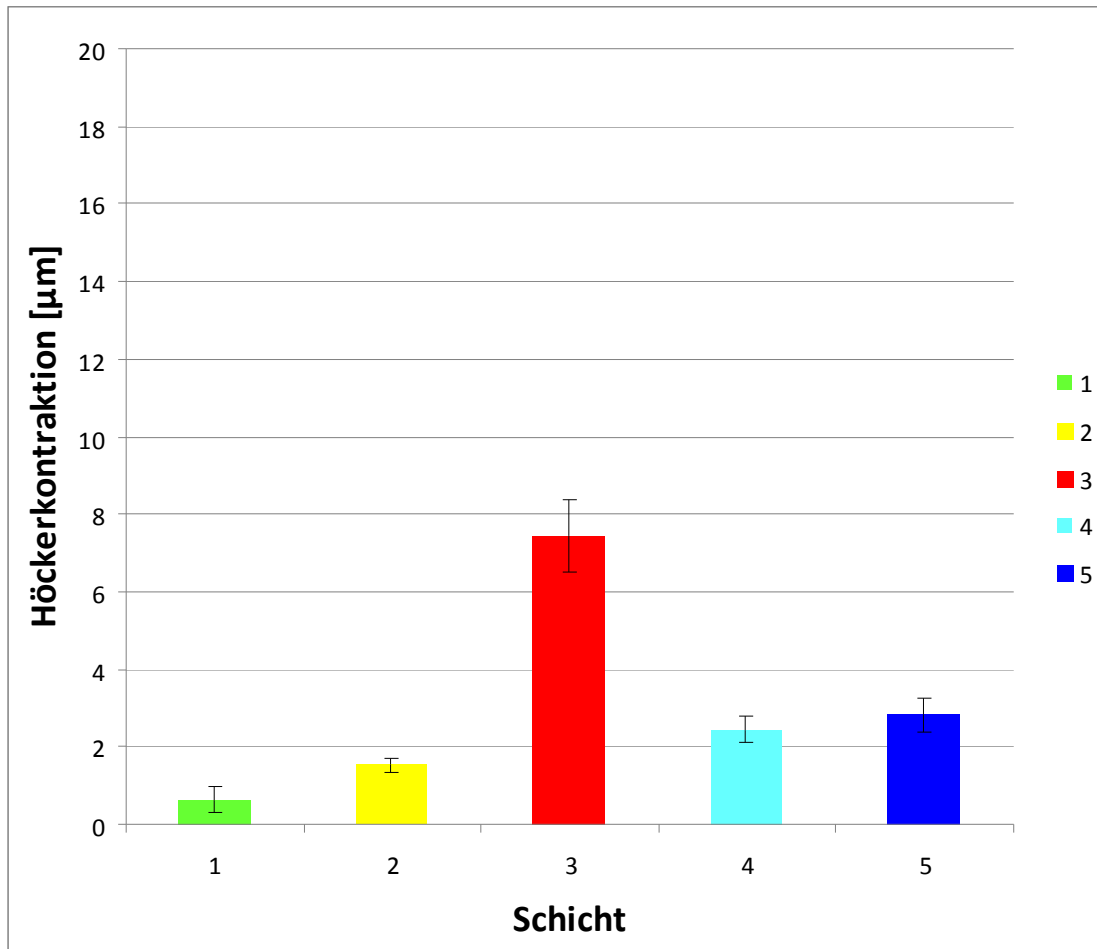


Diagramm 7: Höckerkontraktion der einzelnen Schichten, Gruppe 3

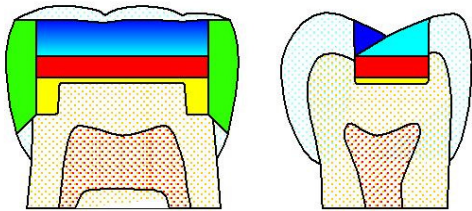


Abbildung 14: Schema Schalenteknik, flache Kavität

Schicht	S1	S2	S3	S4	S5
Kontraktion Gruppe 3[µm]	0,63845515	1,52873296	7,45224953	2,45340467	2,82153782
Standardabweichung[µm]	0,33076131	0,2004391	0,93947116	0,32905375	0,4386783

Tabelle 3: Höckerkontraktion der einzelnen Schichten, Gruppe 3

3.5 Ergebnisse Gruppe 4

In der vierten Gruppe wurden die flachen Testkavitäten mittels 3-Schichttechnik mit Tetric Ceram® gefüllt. Die erste horizontale Schicht erzeugte eine Höckerkontraktion von 1,18 µm. Die Auslenkung durch die zweite Schicht war mit 7,68 µm die höchste in dieser Gruppe. Die dritte Schicht rief eine Kontraktion von 2,20 µm hervor. Die beiden okklusalen Schichten erzeugten eine Kontraktion von 2,43 µm (Schicht 4) bzw. 2,93 µm (Schicht 5) (Siehe Diagramm 9 & Tabelle 4).

Die Gesamtkontraktion betrug 17,72 µm. Im Kurvenverlauf zeigt sich synchron zur Polymerisation (Ausschlag des Lichtsensors) ein kurzweiliger Rückgang der Höckerauslenkung (Siehe Diagramm 8).

Ergebnisse Gruppe 4: Tetric Ceram®. Flache Kavität, 3-Schichttechnik

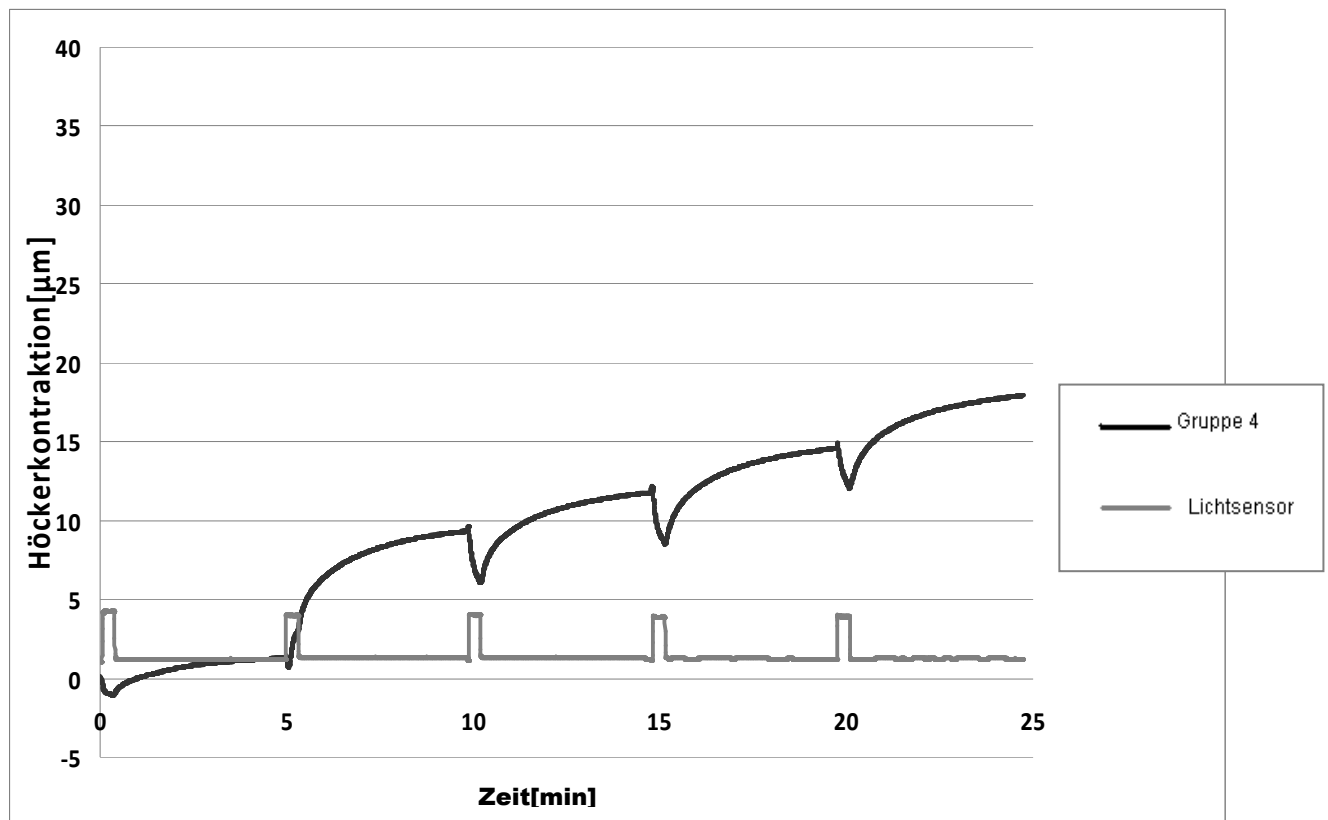


Diagramm 8: Kontraktionsverlauf Gruppe 4

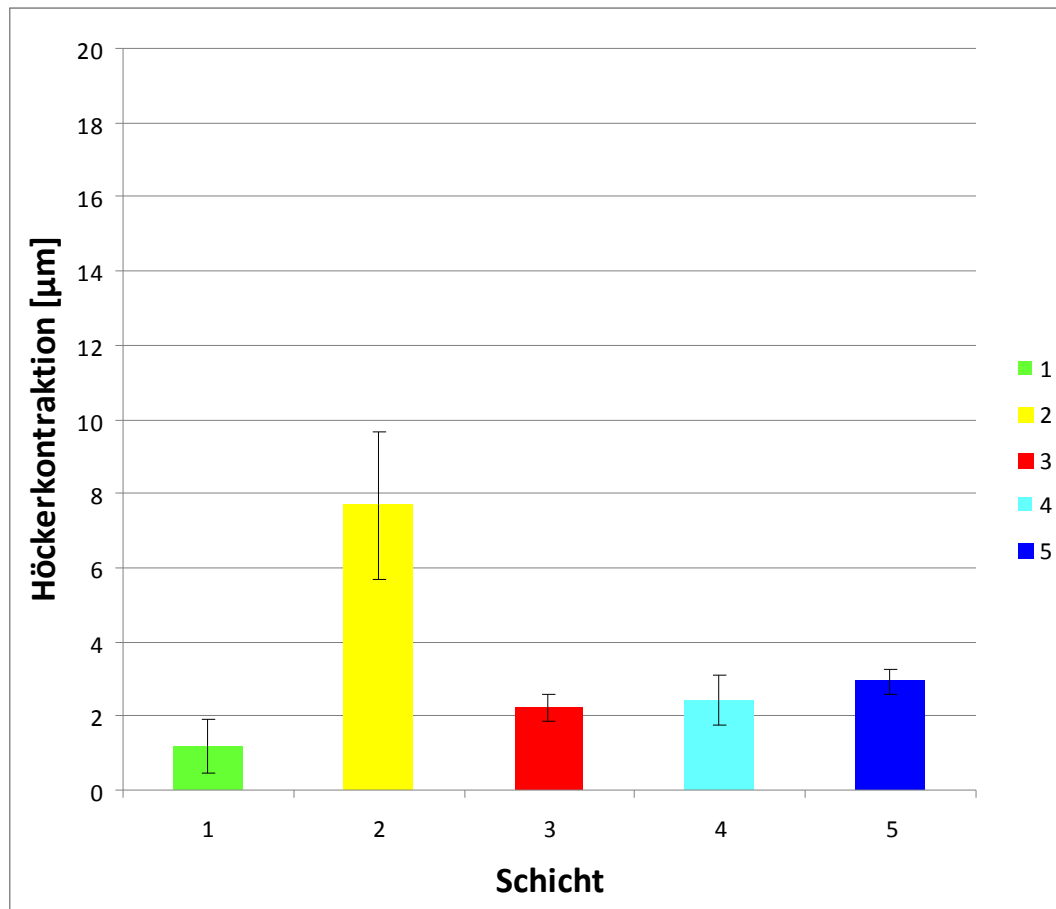


Diagramm 9: Höckerkontraktion der einzelnen Schichten, Gruppe 4

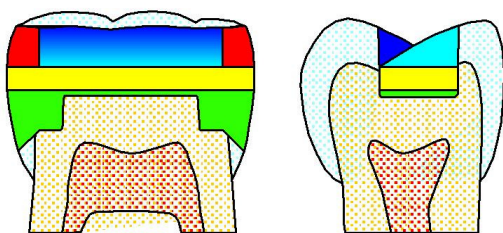


Abbildung 15: Schema 3-Schichttechnik, flache Kavität

Schicht	S1	S2	S3	S4	S5
Kontraktion Gruppe 4[µm]	1,18242859	7,67792714	2,20430389	2,42601494	2,92705049
Standardabweichung[µm]	0,72265741	1,98474747	0,36707112	0,69103949	0,34222385

Tabelle 4: Höckerkontraktion der einzelnen Schichten, Gruppe 4

3.6 Ergebnisse Gruppe 5

Die tiefen Kavitäten der fünften Gruppe wurden mittels Schalenteknik mit Grandio® gefüllt. Die Polymerisation der approximalen Schalen (Schicht 1) rief eine durchschnittliche Höckerauslenkung von $6,34 \mu\text{m}$ hervor. Die zweite Schicht erzeugte in dieser Gruppe mit $13,17 \mu\text{m}$ die höchste Höckerkontraktion. Die Auslenkung nach Polymerisation der dritten Schicht betrug durchschnittlich $10,11 \mu\text{m}$. Die geringsten Höckerkontraktionen riefen wiederum die beiden schrägen okklusalen Schichten mit $3,24 \mu\text{m}$ (Schicht 4) bzw. $2,98 \mu\text{m}$ (Schicht 5) hervor (Siehe Diagramm 11& Tabelle 5).

Die durchschnittliche Gesamtkontraktion betrug $38,50 \mu\text{m}$. Das ist der höchste Wert in dieser Versuchsreihe (Siehe Diagramm 1). Im Kurvenverlauf zeigt sich gleichzeitig mit der Polymerisation (Ausschlag des Lichtsensors) ein kurzzeitiger Rückgang der Höckerauslenkung (Siehe Diagramm 10).

Ergebnisse Gruppe 5: Grandio®, tiefe Kavität, Schalenteknik

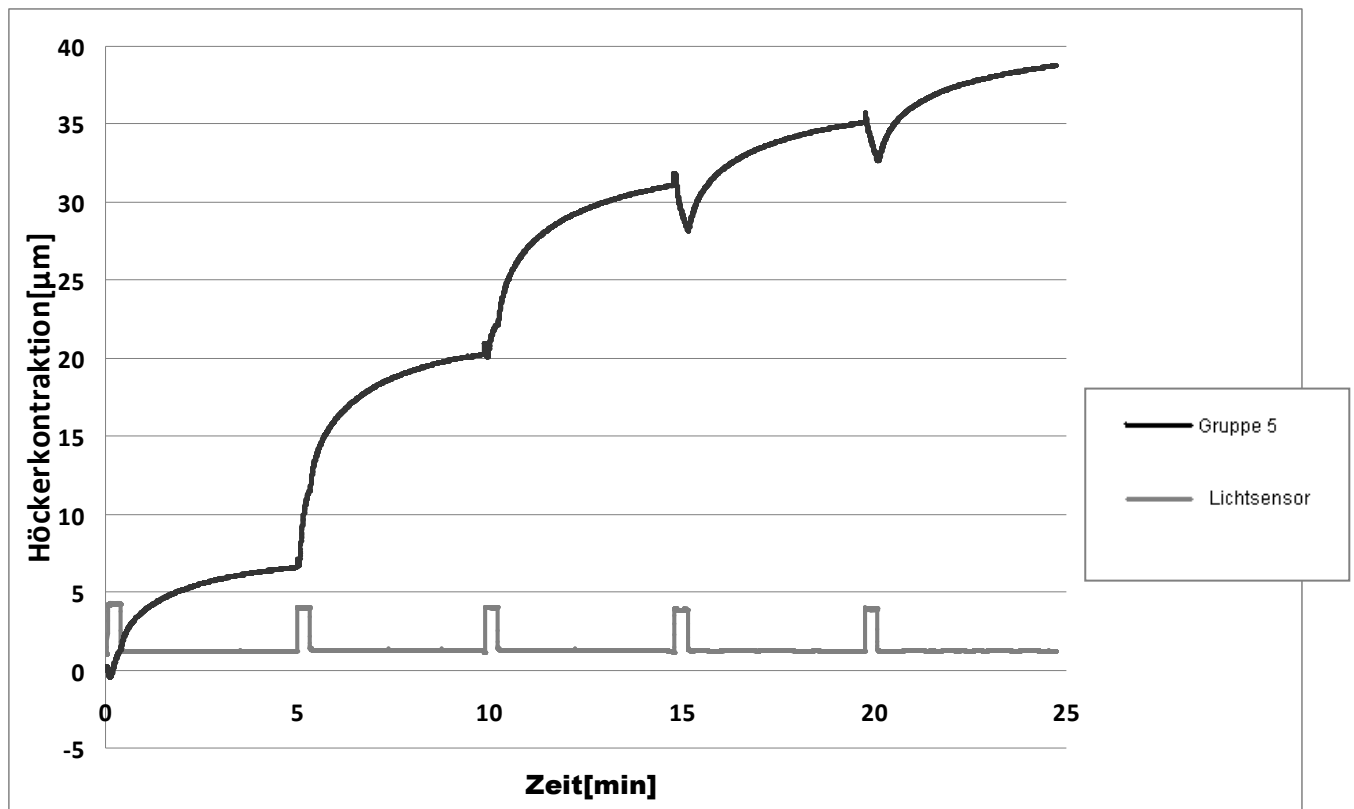


Diagramm 10: Kontraktionsverlauf Gruppe 5

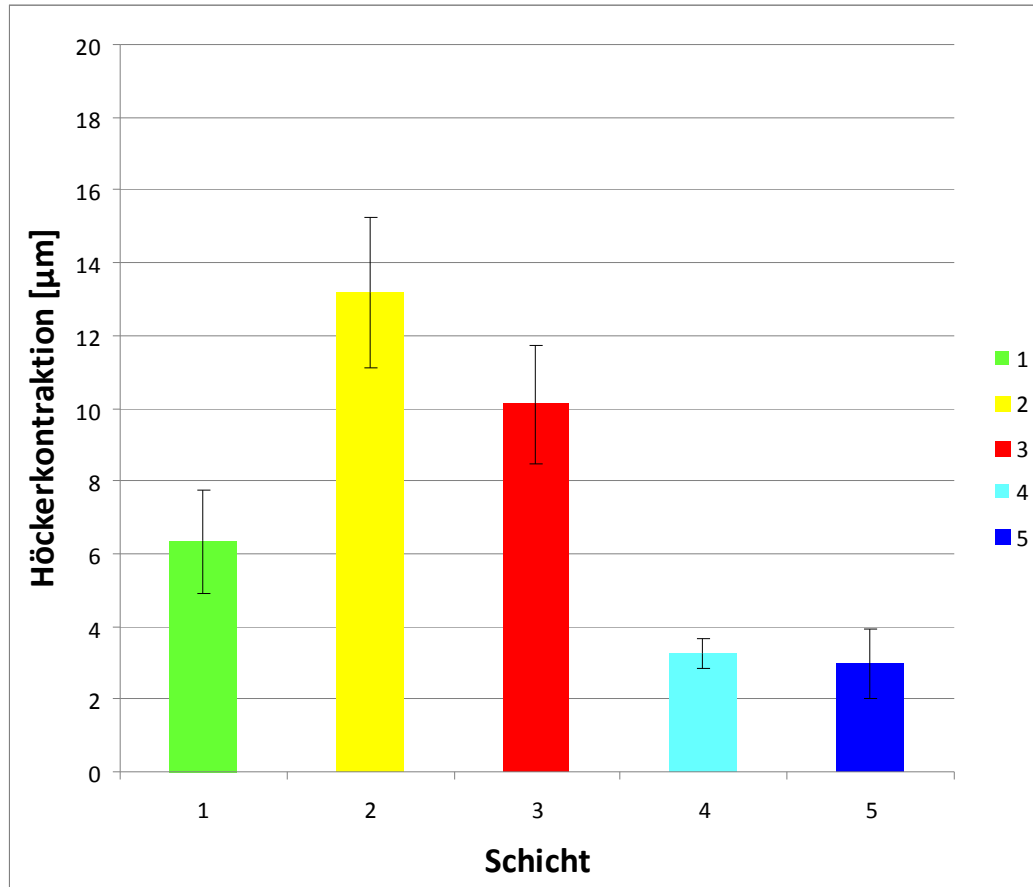


Diagramm 11: Höckerkontraktion der einzelnen Schichten, Gruppe 5

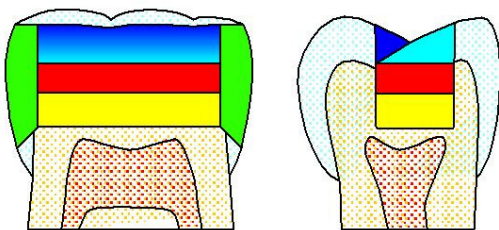


Abbildung 16: Schema Schalentechnik, tiefe Kavität

Schicht	S1	S2	S3	S4	S5
Kontraktion Gruppe 5[µm]	6,33588809	13,166012	10,1084341	3,24423131	2,97699292
Standardabweichung[µm]	1,42673277	2,06701749	1,60757138	0,41499638	0,97588613

Tabelle 5: Höckerkontraktion der einzelnen Schichten, Gruppe 5

3.7 Ergebnisse Gruppe 6

Die tiefen Kavitäten der Testzähne in Gruppe 6 wurden mit Hilfe der 3-Schichttechnik mit Grandio® gefüllt. Mit $15,94\ \mu\text{m}$ zeigt hier bereits die erste horizontale Schicht die durchschnittlich größte Höckerauslenkung. Um etwa ein Drittel geringer ist die durch die zweite Schicht hervorgerufene Kontraktion von $10,46\ \mu\text{m}$. Die Randleisten (3.Schicht) erzeugen nach der Polymerisation eine Kontraktion von $2,79\ \mu\text{m}$. Die 4. Schicht generiert durchschnittlich $2,51\ \mu\text{m}$ Höckerkontraktion, die 5. Schicht $2,69\ \mu\text{m}$ (Siehe Diagramm 13 & Tabelle 7).

Das Verlaufsdiagramm zeigt einen Endwert der Gesamtkontraktion von $36,35\ \mu\text{m}$. Synchron zum Ausschlag des Lichtsensors bei der Polymerisation zeigt sich ein kurzzeitiger Rückgang der Höckerkontraktion (Siehe Diagramm 12).

Ergebnisse Gruppe 6: Grandio®, tiefe Kavität, 3-Schichttechnik

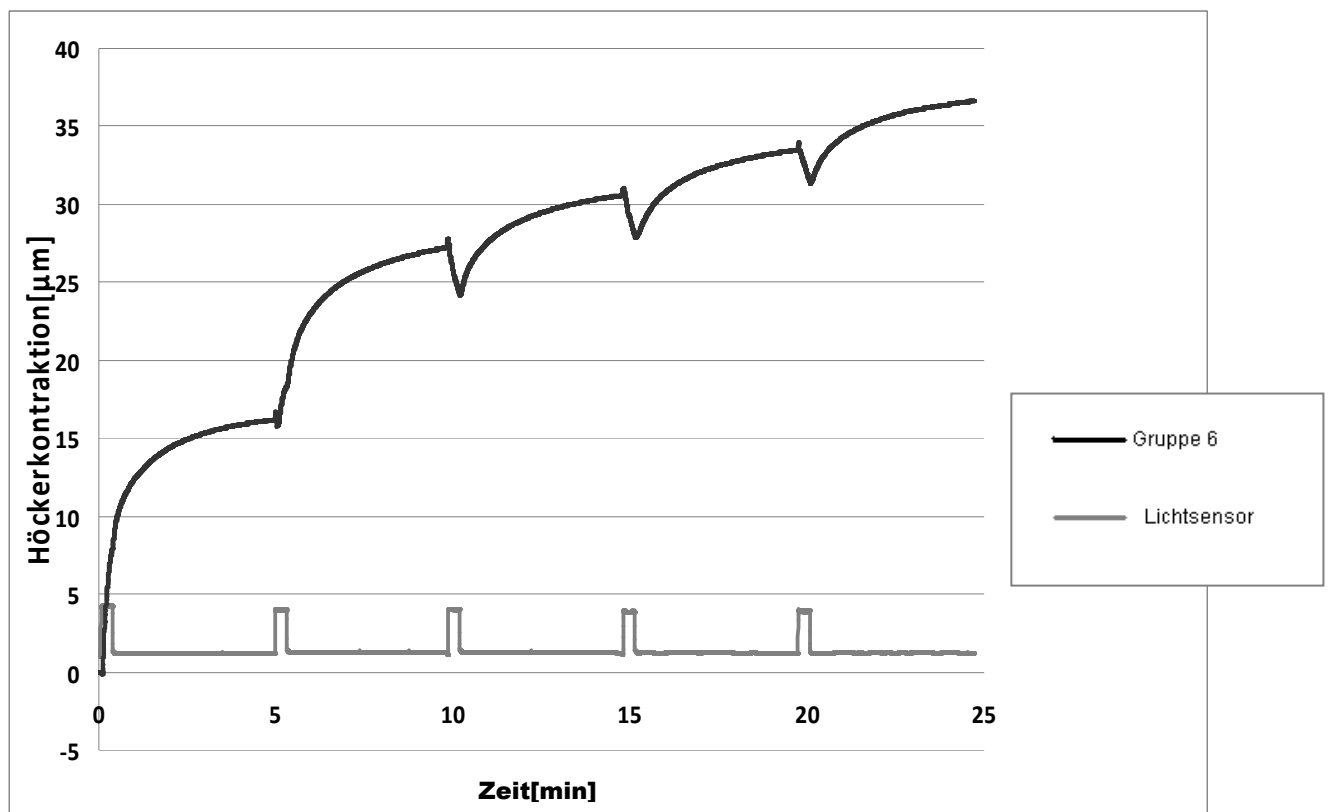


Diagramm 12: Kontraktionsverlauf Gruppe 6

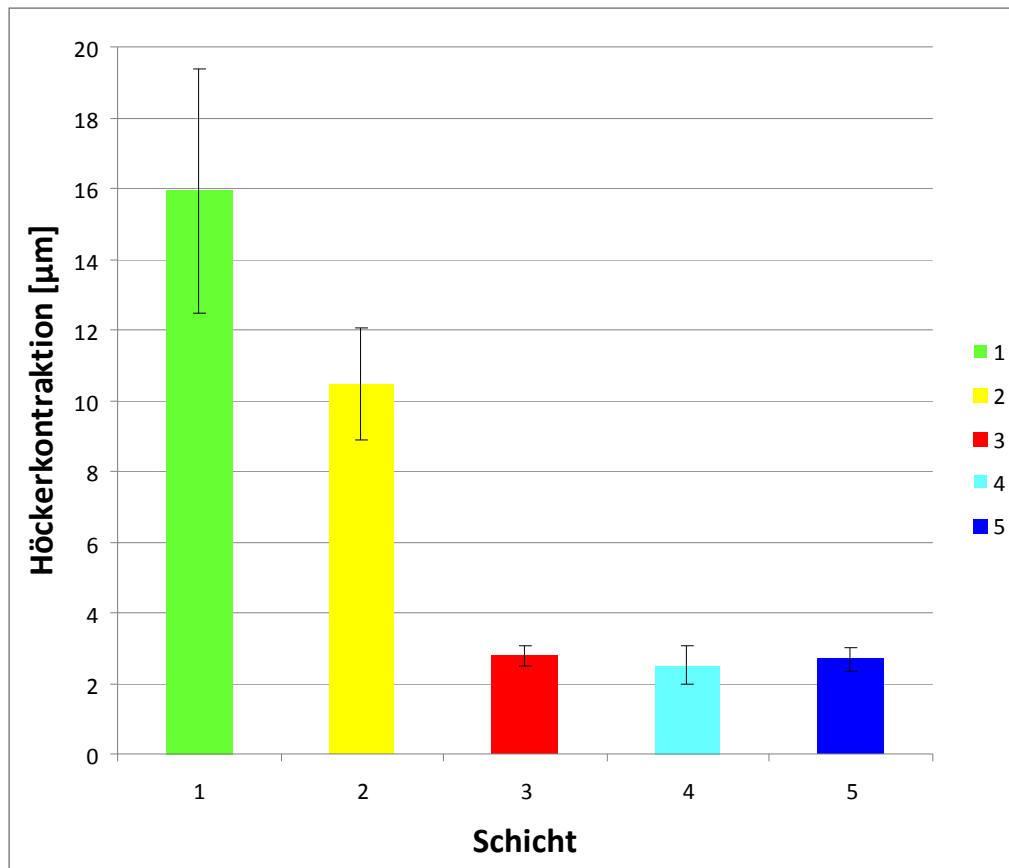


Diagramm 13: Höckerkontraktion der einzelnen Schichten, Gruppe 6

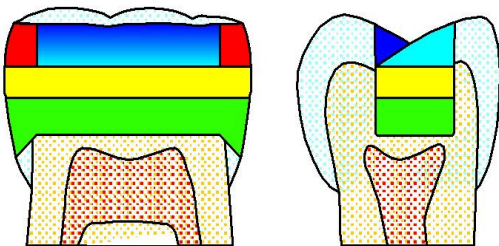


Abbildung 17: Schema 3-Schichttechnik, tiefe Kavität

Schicht	S1	S2	S3	S4	S5
Kontraktion Gruppe 6[µm]	15,9394791	10,459276	2,78888056	2,5108738	2,68876245
Standardabweichung[µm]	3,46050056	1,56864268	0,27902935	0,53193647	0,33799698

Tabelle 6: Höckerkontraktion der einzelnen Schichten, Gruppe 6

3.8 Ergebnisse Gruppe 7

Die flachen Kavitäten der siebten Gruppe wurden mittels Schalenteknik mit Grandio® gefüllt. Die Polymerisation der approximalen Schalen (Schicht 1) rief mit $2,24\ \mu\text{m}$ die durchschnittlich geringste Höckerdeformation in dieser Gruppe hervor. Die zweite Schicht generierte eine Kontraktion von $4,56\ \mu\text{m}$. Die dritte Schicht erzeugte mit $7,54\ \mu\text{m}$ den durchschnittlich höchsten Wert dieser Gruppe. Die Auslenkungen durch die beiden okklusalen Schichten betragen $2,58\ \mu\text{m}$ (Schicht 4) und $2,86\ \mu\text{m}$ (Schicht 5) (Siehe Diagramm 15 & Tabelle 7).

Die durchschnittliche Gesamtkontraktion nach Polymerisation der einzelnen Schichten und jeweils fünf Minuten Wartezeit betrug $21,45\ \mu\text{m}$. Im Kurvenverlauf zeigt sich gleichzeitig mit der Polymerisation (Ausschlag des Lichtsensors) ein kurzzeitiger Rückgang der Höckerauslenkung (Siehe Diagramm 14).

Ergebnisse Gruppe 7: Grandio®, flache Kavität, Schalenteknik

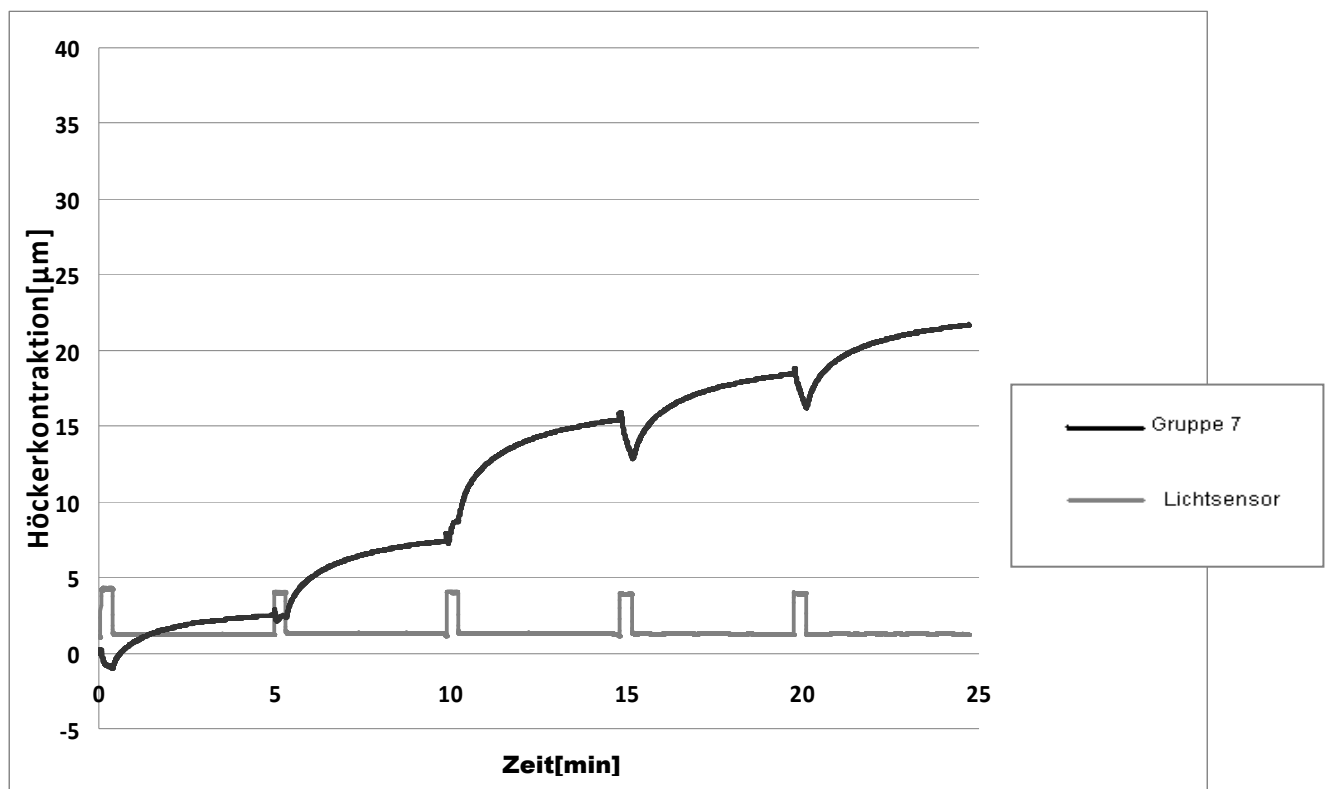


Diagramm 14: Kontraktionsverlauf Gruppe 7

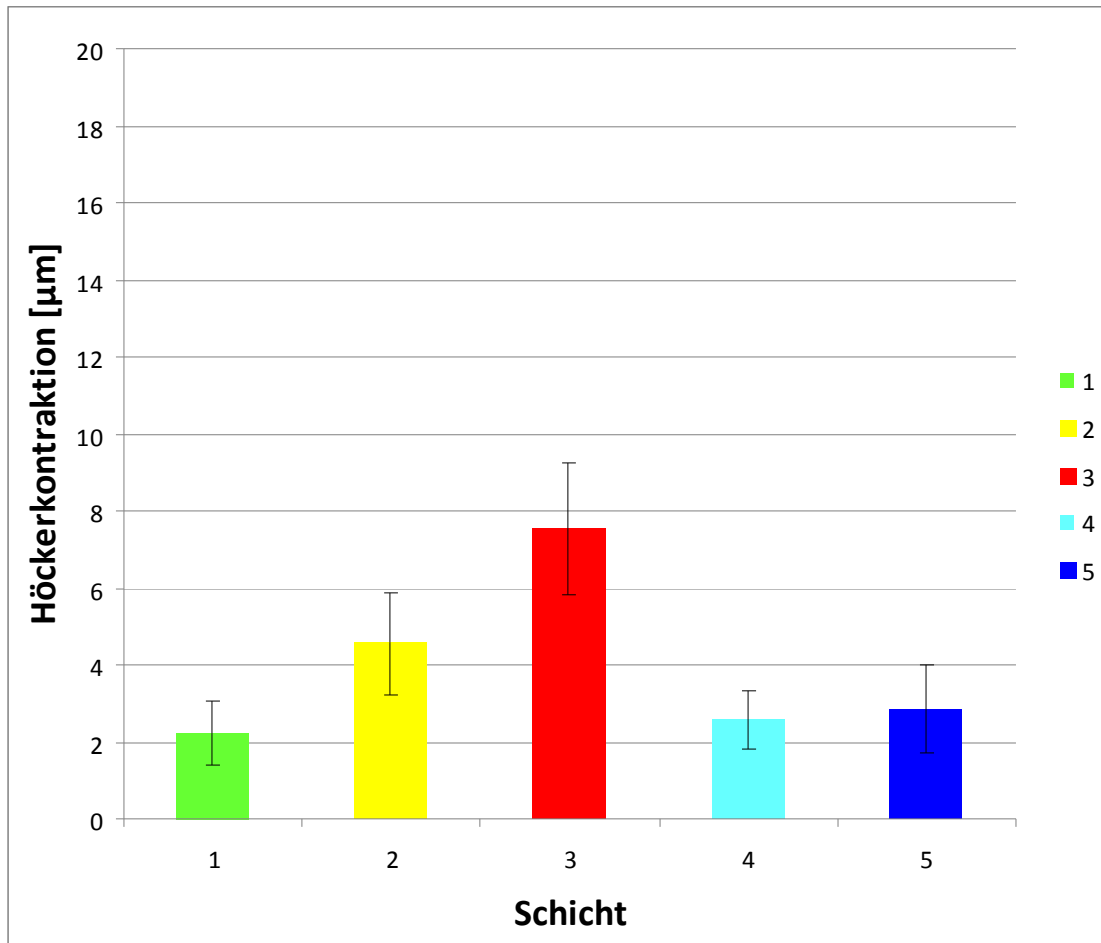


Diagramm 15: Höckerkontraktion der einzelnen Schichten, Gruppe 7

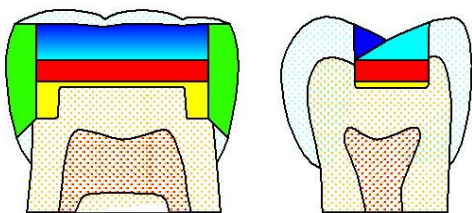


Abbildung 18: Schema Schalentechnik, flache Kavität

Schicht	S1	S2	S3	S4	S5
Kontraktion Gruppe 7[µm]	2,23948049	4,55942961	7,53661738	2,58294427	2,85562891
Standardabweichung[µm]	0,84417695	1,31306432	1,70632864	0,75174716	1,16461111

Tabelle 7: Höckerkontraktion der einzelnen Schichten, Gruppe 7

3.9 Ergebnisse Gruppe 8

In Gruppe acht wurden flache Testkavitäten mit Hilfe der 3-Schichttechnik mit Grandio® gefüllt. Die erste horizontale Schicht erzeugte eine durchschnittliche Höckerkontraktion von $3,95 \mu\text{m}$. Schicht zwei rief eine Auslenkung von $10,61 \mu\text{m}$ hervor, der höchste Wert dieser Gruppe. Die Randleisten (Schicht 3) generierten mit $2,11 \mu\text{m}$ den geringsten Wert dieser Gruppe. Die beiden schrägen okklusalen Schichten erzeugten $2,41 \mu\text{m}$ (Schicht 4) und $2,73 \mu\text{m}$ (Schicht 5) (Siehe Diagramm 17 & Tabelle 8).

Die durchschnittliche Gesamtkontraktion betrug $22,87 \mu\text{m}$. Im Verlaufsdiagramm ist synchron zur Polymerisation ein kurzzeitiger Rückgang der Höckerauslenkung zu sehen (Siehe Diagramm 16).

Ergebnisse Gruppe 8: Grandio®, flache Kavität, 3-Schichttechnik

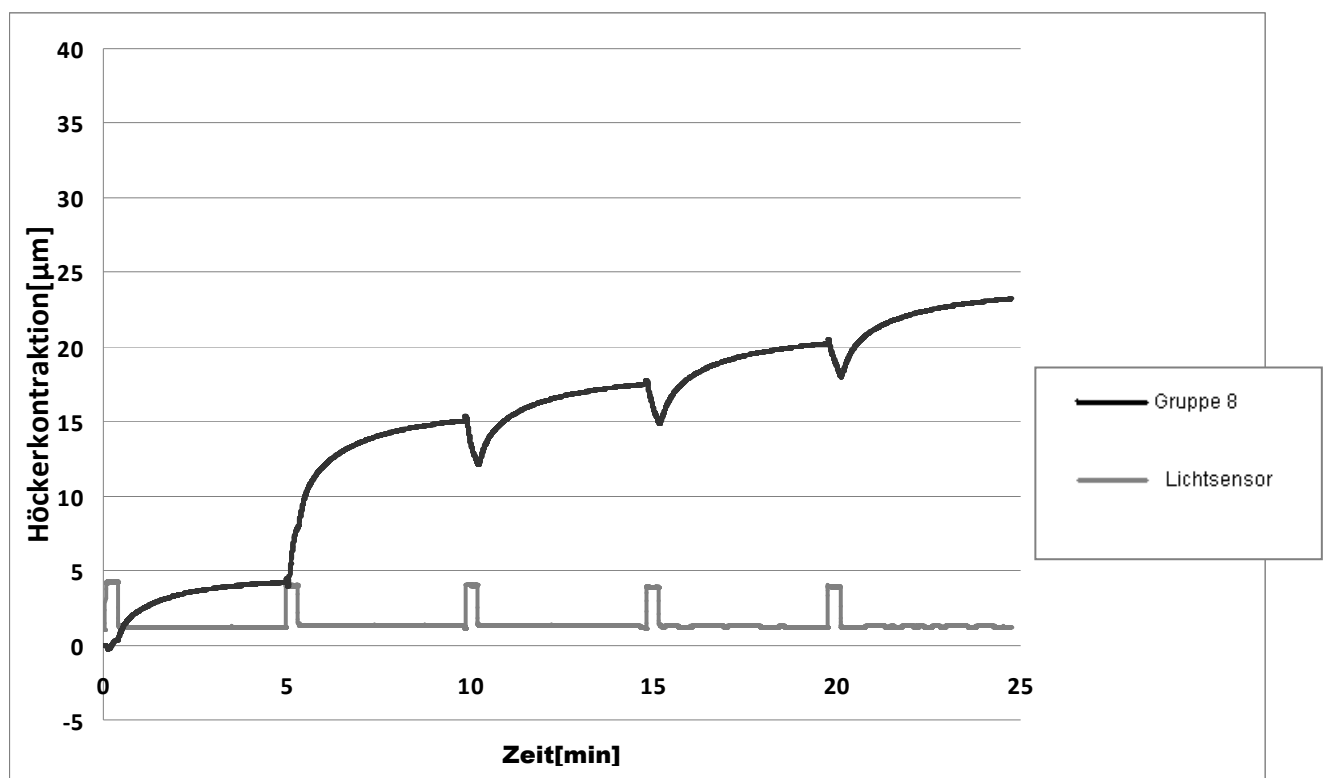


Diagramm 16: Kontraktionsverlauf Gruppe 8

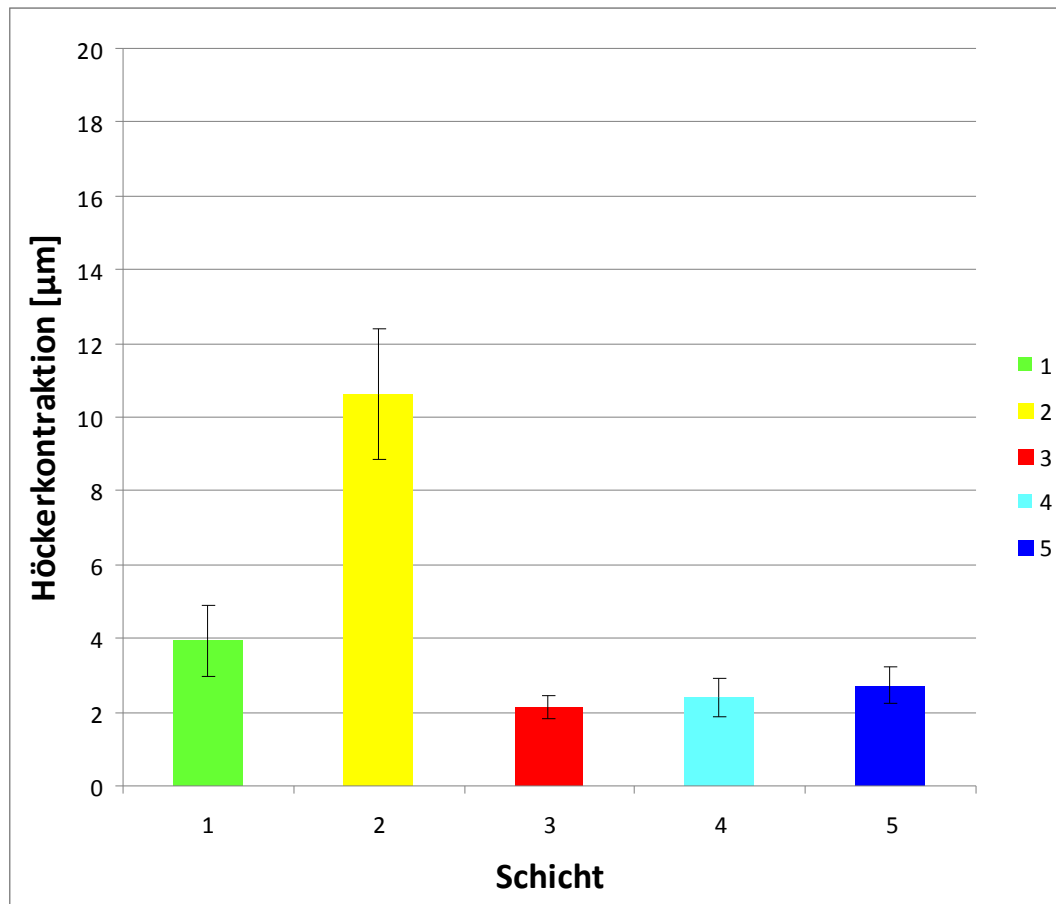


Diagramm 17: Höckerkontraktion der einzelnen Schichten, Gruppe 8

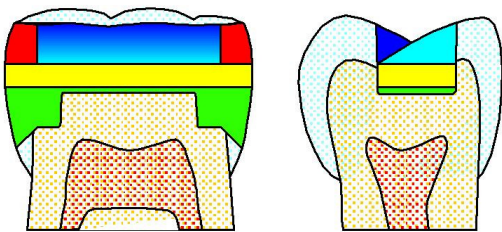


Abbildung 19: Schema 3-Schichttechnik, flache Kavität

Schicht	S1	S2	S3	S4	S5
Kontraktion Gruppe 8[µm]	3,95070655	10,6146047	2,11638882	2,41025206	2,73061574
Standardabweichung[µm]	0,96185934	1,76021557	0,31308709	0,52167431	0,49644796

Tabelle 8: Höckerkontraktion der einzelnen Schichten, Gruppe 8

3.2 Einfluss der Schichttechnik auf die Höckerkontraktion

Zunächst werden die Ergebnisse der Versuchsgruppen mit flach präparierten Kavitäten besprochen.

Die Kontraktionen der einzelnen Schichten unterscheiden sich bei der Schalentechnik stark von denen der konventionellen Schichttechnik. Die proximale Wand, welche in der Schalentechnik als erstes modelliert wird, zieht aufgrund ihres günstigen Konfigurationsfaktors eine geringere Höckerkontraktion nach sich als die erste Schicht der herkömmlichen Technik. Hier wird der Kavitätenboden mit Komposit beschickt, was ein ungünstiges Verhältnis von freier zu gebundener Fläche darstellt.

Die zweite Schicht führt mit der konventionellen Schichttechnik zur größten Kontraktion, da hier eine relativ große Menge Komposit eingebracht wird und der Konfigurationsfaktor eher schlecht ist. Wohingegen die zweite Schicht der Schalentechnik bei flachen Kavitäten noch nicht die maximale Höckerauslenkung hervorruft. Der C-Faktor ist zwar ähnlich ungünstig wie bei der zweiten Schicht der herkömmlichen Technik, die Kompositmenge aber geringer.

Während bei der dritten Schicht der herkömmlichen Technik, mit der die Randleisten mit günstigem C-Faktor modelliert werden, die Höckerdeformation wieder zurückgeht, hat die Höckerkontraktion bei der dritten Schicht der Schalentechnik ihr Maximum.

Die Kontraktionen welche jeweils von der vierten und fünften Schicht, bei denen jeweils die Abhänge der Scher- und dann der Stützhöcker modelliert werden, unterscheiden sich untereinander nicht. Ihr Konfigurationsfaktor und die Menge an eingebrachtem Komposit sind in der jeweiligen Schicht gleich. Aufgrund eines schlechteren C-Faktors ist die Höckerkontraktion während der Polymerisation der letzten Schicht allerdings wieder etwas höher.

Da sich mit der Tiefe der Kavität auch die Konfigurationsfaktoren der einzelnen Schichten und die eingebrachte Kompositmenge verändern, stellen sich die Höckerkontraktionen bei den Versuchsgruppen eins, zwei, fünf und sechs etwas anders dar.

Die erste Schicht der Schalentechnik ruft wieder eine geringere Kontraktion hervor als die erste Schicht der konventionellen Füllungstechnik. Insgesamt sind die Kontraktionen aber stärker als bei den Gruppen mit flachen Kavitäten.

In der zweiten Schicht zeigt sich, da nun auch die Schalentechnik hier das Maximum der Höckerkontraktion hervorruft, dass sich Konfigurationsfaktor und Kompositmenge von denen der zweiten Schicht bei flachen Kavitäten stark unterscheiden. Beide Techniken haben bei Verwendung des Hybridkomposits ein vergleichbares Maximum der Höckerkontraktion

während der Polymerisation der zweiten Schicht Komposit. Bei der Verarbeitung des Nanohybridkomposits fällt jedoch auf, dass das Maximum der Höckerdeformation bereits mit der Polymerisation der ersten Schicht erreicht ist und wesentlich stärker ausgeprägt ist als alle anderen Maxima. Bereits bei den flachen Kavitäten ist sichtbar, dass das Nanohybridkomposit bei der herkömmlichen Schichttechnik eine größere Höckerkontraktion auslöst als das Hybridkomposit, allerdings sind die Unterschiede nicht so auffallend wie bei den tiefen Kavitäten. Eventuelle Gründe hierfür werden im Diskussionsteil besprochen.

Mit der dritten Schicht werden bei der herkömmlichen Schichttechnik bereits die Randleisten mit günstigem C-Faktor modelliert, was einen bedeutenden Abfall der Höckerkontraktion hervorruft. Bei der Schalenteknik bleiben Kompositmenge und C-Faktor der dritten Schicht ähnlich ungünstig wie bei der zweiten Schicht und die Höckerauslenkung während der Polymerisation damit entsprechend stark.

Die vierten und fünften Schichten zeigen wieder eine jeweils etwa gleiche Höckerauslenkung bei allen Techniken.

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass unabhängig von der Tiefe der Kavität die Art der Schichtung unter Berücksichtigung der Standardabweichungen keinen signifikanten Einfluss auf die Höckerauslenkung hat. Die wesentlich leichter anzuwendende Schalenteknik hat also keine gravierenderen Auswirkungen auf die Zahnstruktur als die herkömmliche 3-Schichttechnik. Einen bedeutenderen Einfluss auf die Höckerkontraktion hat der verarbeitete Komposit.

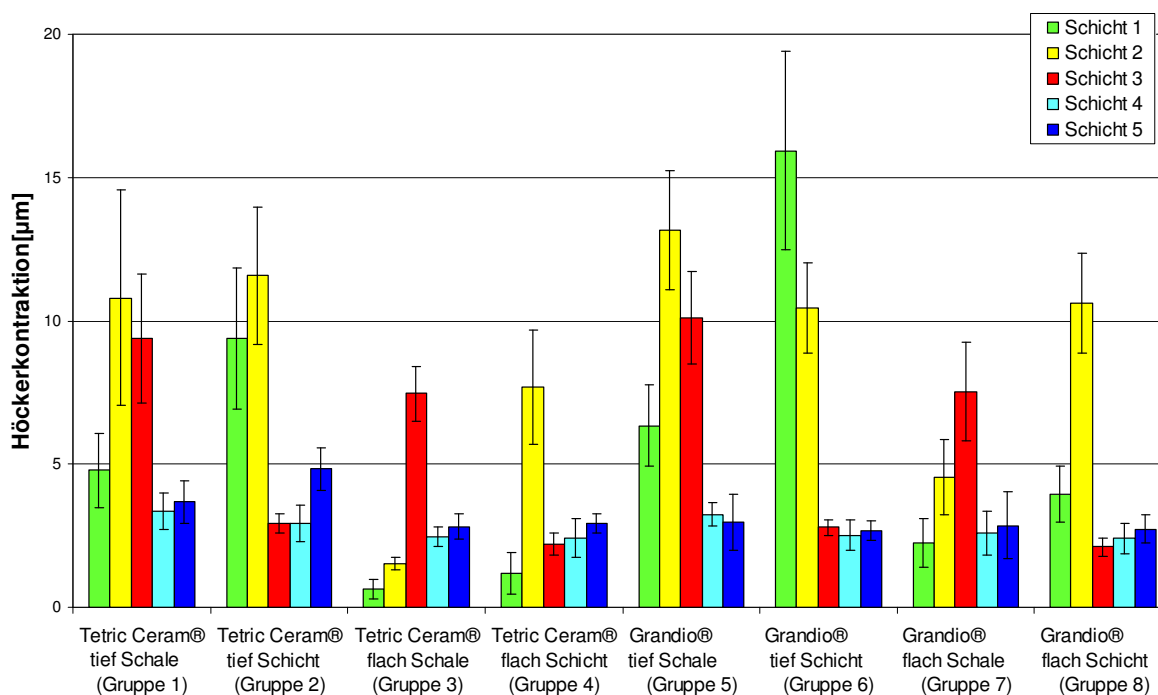


Diagramm 18: Höckerkontraktionen während der Polymerisation der einzelnen Schichten

3.3 Einfluss des Komposits auf die Höckerkontraktion

Auffällig ist, dass das Maximum der Kontraktion bei flachen Kavitäten, welches bei der konventionellen Schichttechnik während der Polymerisation der zweiten Schicht auftritt, bei Verwendung des Nanohybridkomposits stärker ausgeprägt ist, als bei Anwendung des Hybridkomposits.

In tiefen Kavitäten tritt das Kontraktionsmaximum sogar bereits bei der ersten Schicht der herkömmlichen Schichttechnik auf, wenn anstatt des Hybridkomposits das Nanohybridkomposit verarbeitet wird.

Mit dem Hybridkomposit TetricCeram® gefüllte Kavitäten zeigen unabhängig von der Schichttechnik eine geringere Höckerauslenkung als mit dem Nanohybridkomposit Grandio® gefüllte Kavitäten. Die Deformation in den tiefen Kavitäten ist natürlicherweise stärker als in den flachen, auffällig ist die Zunahme der Kontraktion bei Verwendung des Nanohybridkomposits aber dennoch.

Die Tatsache, dass das Komposit mit der geringeren Volumenkontraktion eine größere Höckerkontraktion mit sich bringt, überrascht. Mögliche Gründe hierfür werden im Diskussionsteil der Arbeit besprochen.

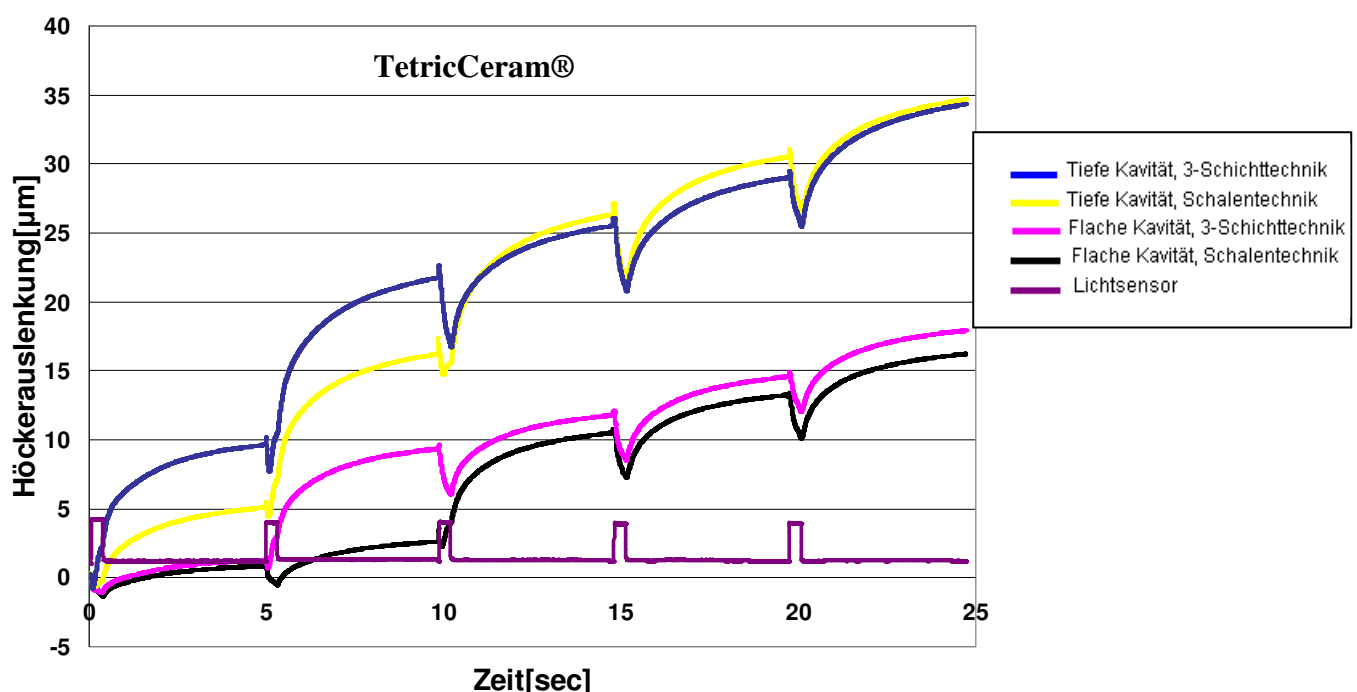


Diagramm 19: Vergleichendes Verlaufsdiagramm Gruppe 1-4

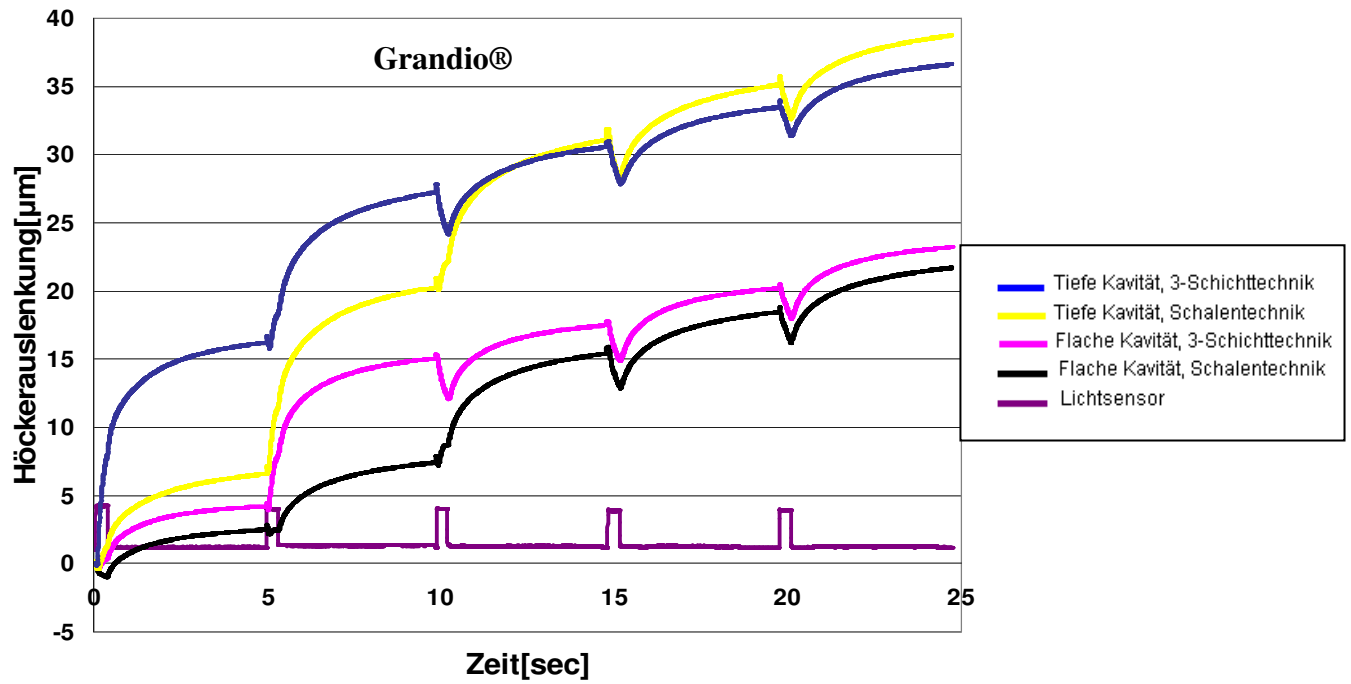


Diagramm 20: Vergleichendes Verlaufdiagramm Gruppe 5-8

4 Diskussion

4.1 Kritik der Methode

4.1.1 Eignung der induktiven Wegaufnehmer zur Messung der Höckerdeformation

Da die meisten physikalischen und optischen Messmethoden lediglich die Schrumpfung einer Probe im Vorher-Nachher-Vergleich festhalten und diese noch dazu leicht von Faktoren wie Temperatur oder Feuchtigkeit beeinflusst werden können, blieb als Mittel der Wahl für diese Studie die Messung der Höckerauslenkung über induktive Wegaufnehmer. Die Veränderungen am Probenkörper werden kontaktlos gemessen und direkt aufgezeichnet. Im Gegensatz zu Dehnungsmessstreifen wird die Messung nicht vom initialen Widerstand der Messapparatur beeinflusst. Es wird nicht die Kraft der Verformung gemessen, sondern die Auslenkung einer Probenfläche (KINGMA et al. 1980), welche vereinfacht gesagt eine Schubstange in einer Spule bewegt und damit eine induktive Spannung erzeugt.

Diese relativ einfache und kostengünstige Methode ist weit verbreitet und so genau, dass sogar Muskelkontraktionen, Gefäßveränderungen (ROATTA et al. 1996) sowie die fetale Atmung (GOOVAERTS et al. 1991) nach diesem induktiven Prinzip erfasst werden können. In dieser Studie konnte sogar die durch die von der Wärme der Polymerisationslampe erzeugte Ausdehnung und deren Rückgang nach Ende der Polymerisation erfasst werden, was in den Verlaufsdiagrammen deutlich erkennbar ist.

Bereits in zahlreichen anderen Studien aus der Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie (HOFMANN et al. 1998; HOFMANN und SCHOEMIG 2007; HOFMANN und LAUER 2003; HOFMANN und GRÜNHAGEN 2008) wurde diese Methode angewandt und dabei keine negativen Aspekte festgestellt. Die induktiven Wegaufnehmer scheinen für die Messung der Höckerauslenkung in vitro hervorragend geeignet zu sein.

4.1.2 Eignung menschlicher Molaren

Für Studien zur Dentinhaftung scheinen tierische Zähne wie etwa von Schafen (FARIK et al. 2000) oder Rindern (DEMARCO et al. 2004; CABRERA und DA LA MACORRA 2007) im Vergleich zu menschlichen wenig geeignet zu sein.

Auf Grund ihrer abweichenden mikroskopischen Struktur (RETIEF 1991) und den sich daraus ergebenden geringeren Haftwerten können Ergebnisse aus Versuchen mit Tierzähnen nur mit Einschränkung auf menschliche Zähne übertragen werden (LELOUP et al. 2001). Da ohne ausreichende Dentinhaftung die Kräfte der Polymerisationsschrumpfung nicht auf die umliegende Zahnhartsubstanz übertragen werden können, sollten daher menschliche Molaren bevorzugt werden, um aussagekräftige Ergebnisse zu erzielen.

Die Lagerung in Chlor-Amin-T-Lösung nach der Extraktion hat Studien zu Folge keinen Einfluss auf die Proben (HALLER et al. 1993).

In verschiedenen Versuchen konnte gezeigt werden, dass die Dicke der nach Präparation verbleibenden Dentinschicht über der Pulpa einen entscheidenden Einfluss auf die Dentinhaftung hat (PRATI und PASHLEY 1992; PANIGHI et al. 1997), was nicht zuletzt auf den unterschiedlichen Anteil der Dentintubuli pro Fläche zurückzuführen ist (LELOUP et al. 2001). Da die standardisierten Kavitäten in verschieden große Kronen präpariert wurden, ist die verbleibende Dentindicke über der Pulpa nicht einheitlich. Zwar wurden die Gruppen derart eingeteilt, dass jede Versuchsgruppe gleich viele größere und kleinere maxilläre und mandibuläre Molaren enthält, jedoch beeinflusst auch die Größe des Pulpacavums (und die Ausdehnung der Pulpahörner) das Ausmaß der Restdentinstärke nach der Präparation. Die Haftung am Boden des okklusalen Kastens kann demnach nicht standardisiert werden.

Des Weiteren weisen auch die Wände der Kavitäten nach der Präparation eine unterschiedliche Stärke auf, was selbstverständlich Einfluss auf Höckerdeformation nimmt und kaum normierbar ist. Eine eher dünne Kavitätenwand gibt den Kräften der Polymerisationsschrumpfung leichter nach als eine eher dicke. Obwohl bei der Gruppeneinteilung auf befriedigende Homogenität untereinander geachtet wurde, zeigen die relativ großen Standardabweichungen, dass die oben genannten Faktoren (Restdentinschicht, Wandstärke) auf Grund der großen Varianz menschlicher Zähne nicht auszuschalten waren. Da in anderen Arbeiten mit leichter justierbaren und eher zu standardisierenden Dentinproben gearbeitet worden ist (SCHNEIDER 1999), sollte vielleicht auch bei Versuchsreihen zur Höckerdeformation mit gleich großen Dentinscheiben oder sogar mit künstlich hergestellten, dentinähnlichen Materialien gearbeitet werden, um immer gleiche Bedingungen für jedes

untersuchte Material schaffen zu können. Eventuell ließen sich so auch noch feinere Unterschiede darstellen. Trotzdem zeigen die Ergebnisse dieser Arbeit den Einfluss, welchen die beiden Testmaterialien, die Kavitätengröße und die Schichttechnik haben, recht deutlich.

4.2 Diskussion der Arbeitshypothesen

4.2.1 Diskussion der 1. Arbeitshypothese

Die Höckerdeformation ist bei flachen Kavitäten geringer als bei tiefen Kavitäten, da weniger Masse an schrumpfendem Material eingesetzt wird.

Die Ergebnisse zeigen, dass die Höckerkontraktion bei tiefen Kavitäten allgemein stärker ausfällt als bei flachen Kavitäten. Dies hat mehrere Gründe:

Bei tiefen Kavitäten wird mehr Zahnhartsubstanz abgetragen und damit die Stabilität des Zahnes insgesamt geschwächt (BLASER et al. 1983; DOUGLAS 1985). Dies zeigten bereits ähnliche Studien an Prämolaren (SULIMAN et al. 1993; LEE et al. 2007). Hier wurden in 30 extrahierte menschliche Prämolaren zwei- und dreiflächigen Kavitäten (mesio-okklusal und mesio-okklusal-distal) präpariert und auf Höckerkontraktion während der Polymerisation untersucht. Sie konnten zeigen, dass durch den größeren Verlust von Zahnhartsubstanz die Höckerauslenkung bei MOD-Restaurationen größer war als bei den zweiflächigen Füllungen (GONZÁLEZ-LÓPEZ et al. 2006). Allerdings ist die Vergleichbarkeit der MO und MOD Kavitäten umstritten. Der Verlust einer strategisch wichtigen approximalen Wand schwächt den Zahn mehr als eine lediglich tiefere Präparation (REEH et al. 1989; CAUSTON et al. 1985) Auch wenn sich die flachen und tiefen, bzw. die MO- und MOD- Kavitäten jeweils um den gleichen Betrag Zahnhartsubstanz unterscheiden. Es kommt also nicht nur darauf an, dass mehr Zahnhartsubstanz verbleibt, sondern auch an welcher Stelle (PANITVISAI et al. 1995).

Wie bei der vorliegenden Untersuchung zeigten auch WATTS und SATTERTHWAITE (2007), dass die Schrumpfungsspannung, und damit die Höckerdeformation, außerdem auf den Konfigurationsfaktor (LEE et al. 2007) und die Kompositmasse zurückgeführt werden kann. Bei tiefen Kavitäten steigen sowohl C-Faktor als auch die verarbeitete Menge Füllungsmaterial an.

Je mehr Komposit verbraucht wird, desto größere Schrumpfungskräfte werden hervorgerufen (SULIMAN et al. 1993; MEREDITH und SETCHELL 1997).

Zum anderen ergibt sich durch die höheren Wände der Kavität ein längerer Hebelweg. Die Schrumpfkkräfte können so eine stärkere Höckerauslenkung hervorrufen.

Es lässt sich also nicht pauschal sagen, dass die Höckerdeformation bei flachen Kavitäten geringer ist, weil weniger schrumpfendes Material eingebracht wird. Vielmehr ist das Ausmaß der Auslenkung multifaktoriell bedingt.

4.2.2 Diskussion der 2. Arbeitshypothese

Bei Verwendung eines Nano-Hybridkomposits mit höherem Füllstoffgehalt (87%) ist die Höckerkontraktion auf Grund der geringeren Polymerisationsschrumpfung geringer als bei Anwendung eines Feinpartikel- Hybridkomposits mit niedrigerem Füllstoffgehalt (80%).

Die Polymerisationskontraktion des hochgefüllten „Nanohybridkomposits“ Grandio® der Firma VOCO ist mit 1,57 Volumenprozent deutlich kleiner wie die des Hybridkomposits Tetric Ceram® von Ivoclar mit 2,8%. Dies ist auf den hohen Füllstoffgehalt von 87% in Grandio® zurückzuführen. Dass sich ein hoher Gehalt der sogenannten „Nanofüllpartikel“ positiv auf die Polymerisationskontraktion auswirkt, wurde bereits in Studien belegt (GAROUSHI et al. 2008).

Trotz der geringeren Polymerisationskontraktion zeigen die Versuchsgruppen mit Grandio®, unabhängig von der Art der Schichttechnik, eine stärkere Höckerdeformation als die Versuchsgruppen mit Tetric Ceram®. Dies erscheint zunächst widersprüchlich, lässt sich aber mit einem weiteren Parameter durchaus erklären. Das Elastizitätsmodul bei Grandio® ist mit 17,1 GPa im Vergleich zu den 9,46 GPa des Feinpartikelhybridkomposits Tetric Ceram® fast doppelt so hoch. Nach KEMP-SCHOLTE und DAVIDSON 1990 gleicht ein geringeres E-Modul die Schrumpfungsspannungen besser aus als ein hohes E-Modul. Daraus lässt sich schließen, dass ein Komposit mit hohem E-Modul die entstehenden Schrumpfungsspannungen schlecht ausgleichen kann und diese sich voll auf die Umgebung übertragen, vorausgesetzt der Dentin-Komposit- Verbund hält der Belastung stand und die marginale Integrität bleibt erhalten. Ist der Verbund zwischen Zahnhartsubstanz und Komposit nicht stark genug, kommt es zu Randspalten und den damit verbundenen Problemen wie Sekundärkaries, Microleakage und postoperative Hypersensibilität (JENSEN und CHAN 1985).

Theoretisch könnte die geringere Höckerauslenkung bei Tetric Ceram® auch durch ein Ablösen des Komposits vom Schmelz und oder Dentin hervorgerufen werden.

Wenn sich die Schrumpfungsspannungen über Risse im Komposit-Dentin- bzw. Komposit-Schmelz-Verbund entladen, so mindert sich folgerichtig auch der Zug auf die verbliebenen Wände und damit deren Auslenkung. Zwar wurden in dieser Arbeit keine Untersuchungen zur Randqualität vorgenommen, dennoch sind größere Risse eher unwahrscheinlich. Sie hätten im Kurvenverlauf der Höckerauslenkung während der Polymerisation durch einen plötzlichen Abfall der Deformation sichtbar werden müssen. In den Diagrammen finden sich jedoch keine solchen Hinweise auf ein mögliches Versagen des adhäsiven Verbundes. Vielmehr verlaufen die Kurven gleichmäßig, der Rückgang der Auslenkung während der Belichtungszeit ist lediglich auf Wärme der Polymerisationslampe zurückzuführen. Die Wärmeausdehnung kompensiert für die Dauer der Polymerisation einen Teil der Höckerkontraktion, welche nach Ende der Belichtungszeit wieder ansteigt.

4.2.3 Diskussion der 3. Arbeitshypothese

Durch den günstigen Konfigurationsfaktor der ersten Schicht wirkt sich die Schalenteknik positiv auf die Höckerkontraktion aus.

Die Ergebnisse haben gezeigt, dass die Maxima der Höckerkontraktion bei Anwendung unterschiedlicher Schichttechniken zu unterschiedlichen Zeitpunkten auftreten, nämlich jeweils bei der Schicht mit dem ungünstigsten Konfigurationsfaktor. Allerdings muss man die Höckerdeformation insgesamt betrachten, um beurteilen zu können, welche Schichttechnik für die Auslenkung der verbliebenen Zahnhartsubstanz die günstigere ist. Unter Berücksichtigung der Standardabweichung kommt man zu dem Ergebnis, dass die Art der Schichtung keinen signifikanten Einfluss auf die Höckerkontraktion hat. Zur selben Schlussfolgerung kamen auch GONZÁLEZ-LÓPEZ et al. 2004. Sie restaurierten MOD Kavitäten in Prämolaren mit drei unterschiedlichen Techniken und stellten dabei fest, dass die Füllungstechnik keinen statistisch signifikanten Einfluss auf die Höckerauslenkung hat. Wird gar nicht geschichtet, sondern die Kavität ohne Zwischenpolymerisation gefüllt, steigt die Polymerisationsschrumpfung (PARK et al. 2008).

Am Anfang der Studie drängte sich der Gedanke auf, dass die erste Schicht der Schalenteknik, welche die Klasse-II-Kavität sogleich in eine Klasse-I-Kavität umwandelt, auch als Stütze für die Kavitätenwände fungieren könnte. Dies ließ sich jedoch nicht bestätigen. Führt man die Idee jedoch weiter, könnten Untersuchungen angestellt werden, ob eine approximale Wand aus Komposit mit hohem E-Modul die Funktion einer Stütze für die Höcker übernehmen könnte. Der günstige C-Faktor dieser Schicht könnte die negativen Auswirkungen eines hohen E-Moduls kompensieren. Wird für die verbleibenden Schichten ein Komposit gewählt, das ein etwas geringeres Elastizitätsmodul aufweist, könnte die Höckerauslenkung eventuell gemindert werden.

5 Zusammenfassung

Die Kompositeschrumpfung während der Polymerisation führt zum Aufbau von Spannungen und somit auch zur Höckerdeformation.

In extrahierten menschlichen Molaren wurden 48 MOD-Kavitäten präpariert. Die standardisierten Präparationen waren approximal 5,5 mm breit und tief, okklusal 3,5 mm breit und in den Versuchsgruppen mit flachen Kavitäten 3 mm tief, in den Versuchsgruppen mit tiefen Kavitäten, 4,5 mm tief. Untersucht wurden die Höckerdeformationen unter Verwendung der Hybridkomposite Tetric Ceram® (Vivadent) und Grandio® (Voco). Bedingt durch den unterschiedlichen Füllstoffgehalt unterschieden sich die beiden Komposite in Kontraktion und E-Modul. Neben der unterschiedlichen Kavitätentiefe wurde auch der Einfluss von zwei verschiedenen Schichttechniken auf die Deformation überprüft.

Bei der herkömmlichen Dreischichttechnik wurden die approximalen Kästen mit drei horizontalen Schichten gefüllt, wobei sich die ersten beiden Schichten auf die gesamte Kavität erstreckten. Mit der dritten Schicht wurden jeweils die Randleisten modelliert. Der verbliebene okklusale Kasten wurde mit zwei diagonalen Schichten beschickt, zunächst der Bereich der Scherhöcker, abschließend der Bereich der Stützhöcker.

Im Gegensatz dazu wurden bei der Schalenteknik die approximalen Wände als ganzes modelliert. Hierzu wurde eine vertikale Kompositeschicht an die Matrize adaptiert. Mit zwei horizontalen Schichten wurde die Kavität bis auf einen flachen okklusalen Kasten gefüllt. Dieser wurde genau wie bei der herkömmlichen Dreischichttechnik mit zwei diagonalen Schichten beschickt.

Während der Polymerisation der einzelnen Schichten wurde die bucco-linguale Höckerdeformation mit Hilfe induktiver Wegaufnehmer aufgezeichnet.

Die Ergebnisse zeigen eine größere Höckerdeformation bei den Restaurationen der tiefen Kavitäten, was auf stärkere Schwächung der Zahnhartsubstanz, ungünstigeren Konfigurationsfaktor und eine größere Masse schrumpfenden Komposits zurückzuführen ist. Weiterhin löste Grandio® trotz hohem Füllstoffgehalt und der daraus resultierenden geringen Schrumpfung eine stärkere Höckerauslenkung aus als das Feinpartikelhybridkomposit Tetric Ceram® ($P < 0.001$). Erklären lässt sich das durch das hohe E-Modul des „Nanohybridkomposits“, weshalb Schrumpfungsspannungen während der Polymerisation schlechter ausgeglichen werden und so, bei stabilem Komposit-Dentin-Verbund, voll auf die Zahnhartsubstanz übertragen werden.

Schalen- und Schichttechnik sind hinsichtlich der Summe der Höckerdeformationen äquivalent. Zwar werden die Maxima der Höckerkontraktionen in unterschiedlichen Schichten während der Restauration hervorgerufen, was auf die variierenden Konfigurationsfaktoren und Kompositmassen zurückzuführen ist, auf die Gesamtkontraktion hat die Art der Schichtung jedoch keinen signifikanten Einfluss.

Trotz geringerer Schrumpfung erzeugt das Komposit mit dem höheren E-Modul die stärkere Höckerdeformation, da Schrumpfungsspannungen schlechter ausgeglichen werden als bei Komposit mit niedrigerem Elastizitätsmodul. Bei der Auswahl eines geeigneten Komposits sollte also nicht alleine Wert auf die *in vitro* ermittelte Polymerisationskontraktion gelegt werden, sondern ebensoviel auf den C-Faktor und das E-Modul.

Zusammenfassend lässt sich feststellen, dass die Spannungsentwicklung während der Polymerisation nicht nur von der Polymerisationskontraktion des Komposits, sondern auch vom Elastizitätsmodul des Komposit sowie vom C-Faktor der eingebrachten Kompositschicht beeinflusst wird.

6 Literaturverzeichnis

Baier, R.E.: Principles of adhesion. *Oper Dent* 17, 1-9 (1992).

Beun, S., Glorieux, T., Devauc, J., Vreven, J., Leloup, G.: Characterization of nanofilled compared to universal and microfilles composites. *Dent Mater* 23, 51-69 (2007).

Blaser, P.K., Lund, M.R., Cochran, M.A., Potter, R.H.: Effects of designs of class 2 preparations on resistance of teeth to fracture. *Oper Dent* 8, 6–10 (1983).

Bouschlicher, M.R., Vargas, M.A., Boyer D.B.: Effect of composite type, light intensity, configuration factor and laser polymerization on polymerization contraction forces. *Am J Dent* 10, 88-96 (1997).

Bowen, R.L., Nemoto, K., Rapson, J.E.: Adhesive bonding of various materials to hard tooth tissues; forces developing in composite materials during hardening. *J Am Dent Assoc* 106, 475-477 (1983).

Bowen, R.L., Rapson, J.E., Dickson, G.: Hardening shrinkage and hygroscopic expansion of composite resins. *J Dent Res* 61, 654-658 (1982).

Brännström, M., Vojinović, O.: Response of the dental pulp to invasion of bacteria around three filling materials. *ASDC J Dent Child* 43, 83-89 (1976).

Braem M., Finger W., Van Doren V.E., Lambrechts P., Vanherle G.: Mechanical properties and filler fraction of dental composites. *Dent Mater* 5, 346-348 (1989).

Buonocore, M.G.: A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res* 34, 849-853 (1955).

Buonocore, M.G.: Principles of adhesive retention and adhesive restorative materials. *J Am Dent Assoc* 67, 382-389 (1963).

Buonocore, M.G., Matsui, A., Gwinnet, A.J.: Penetration of resin dental materials into enamel surfaces with reference to bonding. *Arch Oral Biol* 13, 61-70 (1968).

Burgess, J.O., DeGoes, M., Walker, R., Ripps, A.H.: An evaluation of four light-curing units comparing soft and hard curing. *Pract Periodontics Aesthet Dent* 11, 125-132 (1999).

Cabrera, E., de la Macorra, J.C.: Polymerization shrinkage influences microtensile bond strength. *J Dent Res* 86, 227-31 (2007).

Castagnola, L., Wirz, J., Garbeoglio, R.: Die Schmelzätzung für die konservierende Zahnbehandlung. *Schweiz Monatsschr Zahnheilk* 85, 975 (1975).

Causton, B.E., Miller, B., Sefton, J.: The deformation of cusps by bonded posterior composite restorations: an in vitro study. *Br Dent J* 159, 397-400 (1985).

Choi, K.K., Condon, J.R., Ferracane J.L.: The effect of adhesive thickness on polymerization contraction stress of composite. *J Dent Res* 79, 812-817 (2000).

Davidson, C.L., de Gee, A.J., Feilzer, A.: The competition between the composite-dentin bond strength and the polymerisation contraction stress. *J Dent Res* 63, 1396-1399 (1984).

Davidson, C.L., Feilzer, A.J.: Polymerization shrinkage and polymerization shrinkage stress in polymer-based restoratives. *J Dent* 25, 435-440 (1997).

Davidson, C.L., van Zeghbroeck L., Feilzer, A.J.: Destructive stress in adhesive luting cements. *J Dent Res* 70, 880-882 (1991).

de Gee, A.J.: Some aspects of vacuum mixing of composite resins and its effect on porosity. *Quintessence Int Dent Dig* 10, 69-74 (1979).

Demarco, F.F., Fay, R.M., Pinzon, L.M., Powers, J.M.: Fracture resistance of re-attached coronal fragments-influence of different adhesive materials and bevel preparation. *Dent Traumatol* 20,157-63 (2004).

Dogon, I.L.: Studies demonstrating the need for intermediary resin of low viscosity for the acid etch technique. *Proct. Int.symp. acid etch tech.*, North Central Pub. Co., St.Paul, Minn., USA, 100-118 (1975).

Donly, K.J., Jenson, M.E., Reinhardt, J., Walker J.D.: Posterior composite polymerization shrinkage in primary teeth: an in vivo comparison of three restorative techniques. *Pediatr Dent* 9, 22-25 (1987).

Douglas, W.H.: Methods to improve fracture resistance of teeth. In: G. Vanherle and D.C. Smith, Editors, *Posterior composite resin dental restorative materials*, Peter Szulc Publishing Co., The Netherlands , 433-441 (1985).

Efes, B.G., Dörter, C., Gömeç, Y.: A Clinical evaluation of an ormocer, a nanofill composite and a hybrid composite at 2 years. *Am J Dent* 19, 236-240 (2006).

Eick J.D., Smith R.E., Pinzino, C.S., Kostoryz, E.L.: Stability of silorane dental monomers in aqueous systems. *J Dent* 34, 405-410 (2006).

Eick, J.D., Welch, F.H.: Polymerization shrinkage of posterior composite resins and its possible influence on postoperative sensitivity. *Quintessence Int* 17, 103-111 (1986).

Ernst, C.-P., Brandenbusch, M., Meyer, G., Canbek, K., Gottschalk, F., Willershausen, B.: Two-year clinical performance of a nanofiller vs a fine-particle hybrid resin composite. *Clin Oral Investig* 10,119-25 (2006).

Ernst, C.-P., Brand, N., Frommator, U., Rippin, G., Willserhausen, B.: Reduction of polymerization shrinkage stress and marginal microleakage using soft-start polymerization. *J Esthet Restor Dent* 15, 93-103 (2003).

Ernst, C.-P., Willershausen, B.: Eine aktuelle Standortbestimmung zahnärztlicher Füllungskomposite. *Zahnärztl Mitteilung* 7, 30 (2003).

Farik, B., Munksgaard, E.C., Andreasen, J.O.: Fracture strength of fragment-bonded teeth. Effect of calcium hydroxide lining before bonding. *Am J Dent* 13, 98-100 (2000).

- Feilzer, A.J., de Gee, A.J., Davidson, C.L.: Setting stress in composite resin in relation to configuration of the restoration. *J Dent Res* 66, 1636-1639 (1987).
- Feilzer, A.J., de Gee, A.J., Davidson, C.L.: Setting stresses in composites for two different curing modes. *Dent Mater* 9, 2-5 (1993).
- Feilzer, A.J., Dooren, L.H., de Gee, A.J., Davidson, C.L.: Influence of light intensity on polymerization shrinkage and integrity of restoration-cavity interface. *Eur J Oral Sci* 103, 322-326 (1995).
- Ferracane, J.L.: Current trends in dental composites. *Crit Rev Oral Biol Med* 6, 302-318 (1995).
- Ferracane, J.L., Greener E.H.: The effect of resin formulation on the degree of conversion and mechanical properties of dental restorative resins. *J Biomed Mater Res* 20, 121-131 (1986).
- Garoushi S., Vallittu P.K., Watts D.C., Lassila L.V.: Effect of nanofiller fractions and temperature on polymerization shrinkage on glass fiber reinforced filling material. *Dent Mater* 24, 606-610 (2008).
- Giachetti, L., Bertini, F., Bambi C., Scaminaci Russo, D.: A rational use of dental materials in posterior direct resin restorations in order to control polymerization shrinkage stress. *Minerva Stomatol* 56,129-38 (2007).
- González-López S., Lucena-Martín C., de Haro-Gasquet F., Vilchez-Díaz M.A., de Haro-Muñoz C.: Influence of different composite restoration techniques on cuspal deflection: an in vitro study. *Oper Dent* 29, 656-660 (2004).
- González- López S., Sanz Chinesta M.V., Ceballos García L., de Haro Gasquet F., González Rodríguez M.P.: Influence of cavity type and size of composite restorations on cuspal flexure. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 11, 536-540 (2006).
- Goovaerts, H.G., van Geijn, H.P., Rompelman, O., Mantel, R., Swartjes, J.M.: Recording fetal breathing movements with a passive transducer based on an inductive principle. *Med Biol Eng Comput.*, 29, 358-64 (1991).
- Gwinnett, A.J.: Histologic changes in human enamel following treatment with acidic adhesive conditioning agents. *Arch Oral Biol* 16, 731-738 (1971).
- Gwinnett A.J.: Bonding of restorative resins to enamel. *Int Dent J* 38, 91-96 , (1988).
- Haller, B.: Aktueller Stand der Komposit- Dentinhaftung. *Zahnärztl Mitt* 18, 86 (1992).
- Haller, B.: Mechanismus und Wirksamkeit von Dentinhaftvermittlern. *Dtsch Zahnärztl Z* 49, 750-759 (1994).
- Haller, B., Hofmann, N., Klaiber, B., Bloching, U.: Effect of storage media on microleakage of five dentin bonding agents. *Dent Mater* 9,191-197 (1993).
- Haller, B., Thull, R., Klaiber, B., Schmitz, A.: Höckerstabilisierung durch Adhäsivnlays in MOD-Kavitäten. *Dtsch Zahnärztl Z* 45, 660-663 (1990).

Hellwig, E., Klimek, J., Thomas Attin, T.: Einführung in die Zahnerhaltung. Urban & Fischer Bei Elsevier; 3. Auflage, S.212, (2003).

Hofmann, N., Just, N., Haller, B., Hugo, B., Klaiber, B.: The effect of glass ionomer cement or composite resin bases on restoration of cuspal stiffness of endodontically treated premolars in vitro. Clin Oral Investig 2, 77-83 (1998).

Hofmann, N., Lauer, M., Klaiber, B.: Cusp Deflection During Polymerization of Resin Composite Fillings: Influence of Curing Light and Resin Composite. Ergebnisse vorgestellt IADR Göteborg 2003.

Hofmann, N., Grünhagen, S.: Cusp Deflection During Polymerization of a Silorane or Control Materials. Ergebnisse vorgestellt IADR Dallas 2008.

Hofmann, N., Schoemig, R.: Influence of Modulus of Elasticity on Cusp Deflection. Ergebnisse vorgestellt IADR Orleans 2007.

Ilie, N., Hickel, R.: Silorane-based dental composite: behavior and abilities. Dent Mater J 25, 445-54 (2006).

Ilie, N., Jelen, E., Clementino-Luedemann, T., Hickel, R.: Low-shrinkage composite for dental application. Dent Mater J 26, 149-155 (2007)

Ikemi, T., Nemoto, K.: Effects of lining materials on the composite resins shrinkage stresses. Dent Mater J 13,1-8(1994).

Janda, R.: Der Stand der Entwicklung auf dem Gebiert der Zahnfüllungskunststoffe (I). Quintessenz 6, 1067-1073 (1988).

Janda, R.: Der Stand der Entwicklung auf dem Gebiert der Zahnfüllungskunststoffe (II). Quintessenz 7, 1243-1253 (1988).

Jensen, M.E., Chan, D.C.N.: Polymerisation shrinkage and microleakage. In: Vanherle, G., Smith, D.C., eds.: Posterior composite resin dental restorative materials. 3M St. Pauls: 243-263 (1985)

Jørgensen, K.D., Asmussen, E., Shimokobe, H.: Enamel damages caused by contracting restorative resins. Scand J Dent Res 83, 120-122 (1975).

Kanca, J. 3rd, Suh, B.I.: Pulse activation: reducing resin-based composite contraction stresses at the enamel cavosurface margins. Am J Dent 12, 107-112 (1999).

Kato, H.: Relationship between the velocity of polymerization and adaptation to dentin cavity wall of light-cured composite. Dent Mater J 6, 32-7 (1987).

Kemp-Scholte, C.M., Davidson, C.L.: Complete marginal seal of Class V resin composite restorations effected by increased flexibility. J Dent Res 69, 1240-1243 (1990).

Kingma Y.J., Bowes K.L., Kocylowski M.S., Szmids J.: Inductive displacement gauge. Am J Physiol 239, 128-3 (1980).

- Kinomoto, Y., Torii, M., Takeshige, F., Ebisu, S.: Comparison of polymerization contraction stresses between self- and light-curing composites. *J Dent* 27, 383-9 (1999).
- Labella, R., Lambrechts, P., Van Meerbeek, B., Vanherle, G.: Polymerization shrinkage and elasticity of flowable composites and filled adhesives. *Dent Mater* 15, 128-37 (1999).
- Lai J.H., Johnson A.E.: Measuring polymerization shrinkage of photo-activated restorative materials by a water-filled dilatometer. *Dent Mater* 9, 139-143 (1993).
- Lee, M.R., Cho B.H., Son H.H., Um C.M., Lee, I.B.: Influence of cavity dimension and restoration methods on the cusp deflection of premolars in composite restoration. *Dent Mater* 23, 288-95 (2007).
- Leger, L.R., Retief, D.H., Bradley, E.L.: Effects of phosphoric acid concentration and etch duration on enamel depth of etch: an in vitro study. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 98, 154-160 (1990).
- Leloup, G., D'Hoore, W., Bouter, D., Degrange, M., Vreven, J.: Meta-analytical review of factors involved in dentin adherence. *J Dent Res* 80, 1605-14 (2001).
- Lutz, F., Krejci, I., Barbakow, F.: Quality and durability of marginal adaptation in bonded composite restorations. *Dent Mater* 7, 107-113 (1991).
- Lutz, F., Krejci, I., Schüpbach, P.: Adhäsivsysteme für Zahnfarbene Restaurationen. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 103, 537-549 (1993).
- Lutz, F., Lüscher, B., Ochsenbein, H., Mühlemann H.R.: *Adhäsive Zahnheilkunde*. Juris Druck & Verlag Zürich (1976).
- Lutz, F., Phillips, R.W., Roulet, J.F., Setcos, J.C.: In vivo and in vitro wear of potential posterior composites. *J Dent Res* 63, 914-20 (1984)
- Manhart, J.: Restaurative und ästhetische Zahnheilkunde mit direkten Kompositen im Seitenzahnbereich. *Zahnärzteblatt Sachsen* 0506, 27-30 (2006).
- McCulloch, A.J., Smith, B.G.: In vitro studies of cusp reinforcement with adhesive restorative material. *Br Dent J* 161, 450-452 (1986).
- Mehl, A., Hickel, R., Kunzelmann, K.H.: Physical properties and gap formation of light-cured composites with and without 'softstart-polymerization'. *J Dent* 25, 321-330 (1997).
- Meredith, N., Setchell, D.J.: In vitro measurement of cuspal strain and displacement in composite restored teeth. *J Dent* 25, 331-337 (1997).
- Mitra, S.B., Wu, D., Holmes, B.N.: AN application of nanotechnology in advanced dental materials. *Journal of the American Dental Association* 134, 1382-90 (2003)
- Morin, D.L., Douglas, W.H., Cross, M., De Long, R.: Biophysical Stress analysis of restored teeth: experimental strain measurement. *Dent Mater* 4, 41-48 (1988).

- Moszner, N., Klapdohr, S.: Nanotechnology for dental composites. *Int J of Nanotechnology* 1, 130-156 (2004).
- Munksgaard, E.C., Hansen, E.K., Kato, H.: Wall-to-wall polymerization contraction of composite resins versus filler content. *Scand J Dent Res* 95, 526-531 (1987).
- Nakabayashi, N.: Bonding of restorative materials to dentin: the present status in Japan. *Int Dent J* 35, 145 (1985).
- Noack, M.J.: Quantitative Füllungsrandanalyse von Frontzahnkompositen im Rasterelektronenmikroskop nach thermischer Wechselbelastung. *Dtsch Zahnärztl Z* 43, 295-299 (1988a).
- Noack, M.J.: Randschluss von Frontzahnfüllungen mit Hybrid- und Mikrofüllerkompositen nach einer Tragezeit von 6 Monaten. *Dtsch Zahnärztl Z* 43, 919-922 (1988b).
- Noack, M.J., Roulet, J.-F.: Rasterelektronenmikroskopische Beurteilung der Ätzwirkung verschiedener Ätzgele auf Schmelz. *Dtsch Zahnärztl Z* 42, 953-959 (1987).
- Oberholzer, T.G., Pameijer, C.H., Grobler, S.R., Rossouw, R.J.: Volumetric polymerisation shrinkage of different dental restorative materials. *SouthAfricanDent.Journ* 59,8-12 (2004).
- Okamura, H., Miyasaka, T., Hagiwara, T.: Development of dental composite resin utilizing low-shrinking and low-viscous monomers. *Dental materials journal*.VOL 25, 437-444(2006).
- Opdam N.J., Roeter T.J., Feilzer A.J., Verdonchot E.H.: Marginal integrity and postoperative hypersensitivity in class 2 resin composit restoration in vivo. *J Dent* 26, 555-562 (1998).
- Palin, W.M., Fleming, G.J., Nathwani, H., Burke, F.J., Randall, R.C.: In vitro cuspal deflection and microleakage of maxillary premolars restored with novel low-shrink dental composites. *Dent Mater* 21, 324-35 (2005).
- Panighi, M.M., Allart, D., Jacquot, B.M., Camps, J., G'Sell, C.: Influence of human tooth cryopreservation on dentin bond strength. *Dent Mater*, 13, 56-61 (1997).
- Panitvisai, P., Messer, H.H.: Cuspal deflection in molars in relation to endodontic and restorative procedures. *J Endod* 21, 57-61 (1995).
- Papadogiannis, D.Y., Lakes, R.S., Papadogiannis, Y., Palaghias, G., Helvatjoglu-Antoniades, M.: The effect of temperature on the viscoelastic properties of nano-hybrid composites. *Dent Mater* 24, 257-66 (2008).
- Park, J., Chang, J., Ferracane, J., Lee, I.B.: How should composite be layered to reduce shrinkage stress: incremental or bulk filling? *Dent Mater* 24,1501-5 (2008).
- Pearson, G.J., Hegarty, S.M.:Cusp movement in molar teeth using dentine adhesives and composite filling materials. *Biomaterials* 8, 473-476 (1987).
- Prati, C., Pashley, D.H.:Dentin wetness, permeability and thickness and bond strength of adhesive systems. *Am J Dent* 5, 33-8 (1992).

- Reeh, E.S., Messer, H.H., Douglas, W.H.: Reduction in tooth stiffness as a result of endodontic and restorative procedures. *J Endod* 15, 512-516 (1989).
- Retief, D.H.: Effect of conditioning the enamel surface with phosphoric acid. *J Dent Res* 52, 333-341 (1973).
- Retief, D.H.: Standardizing laboratory adhesion test. *Am J Dent* 4, 231-236 (1991).
- Roatta, S., Deriu, F., Artusio, E., Passatore, M.: A simple, non-invasive and inexpensive method for evaluating the displacement of local tissue surfaces: from vascular changes to muscle contraction. *Clin Physiol* 16, 83-94 (1996).
- Roulet, J.F.: Marginal integrity: clinical significance. *J Dent* 22, 9-12 (1994).
- Rueggeberg, F.A., Ergle, J.W., Mettenberg, D.J.: Polymerization depths of contemporary light-curing units using microhardness. *J Esthet Dent* 12, 340-349 (2000).
- Sakaguchi, R.L., Peters, M.C.R.B., Nelson, S.R., Douglas, W.H., Poort, H.W.: Effects of polymerization contraction in composite restorations. *J Dent* 20, 178-182 (1992).
- Schneider, C.A.: In vitro-Evaluation der Einflussnahme der Total-Etch-Technik auf die Randschlussqualität siebzehn aktueller Dentinhaftvermittler. Inaugural-Dissertation Bayerische-Julius-Maximilians-Universität Würzburg (1999).
- Schweikl, H., Schmalz, G., Weinman, W.: The induction of gene mutation and micronuclei by oxiranes and siloranes in mammalian cells in vitro. *J Dent Res* 83, 17-21 (2004).
- Seth, J.J., Fuller, J.L., Jensen, M.E.: Cuspal deformation and fracture resistance of teeth with dentin adhesives and composites. *J Prosthet Dent* 60, 560-569 (1988).
- Söderholm, K.J.: Correlation of in vivo and in vitro performance of adhesive restorative materials: a report of the ASC MD156 task group on test methods for the adhesion of restorative materials. *Dent Mater* 7, 74-83 (1991).
- Söderholm K.J.: Influence of silane treatment and filler fraction on thermal expansion of composite resins. *J Dent Res* 63, 1321-1326 (1984).
- Suliman, A.A., Boyer, D.B., Lakes, R.S.: Cusp movement in premolars resulting from composite polymerization shrinkage. *Dent Mater* 9, 6-10 (1993).
- Tagami J, Hosada H, Fusayama, T.: Optimal technique of etching enamel. *Oper Dent* 13, 181-184 (1988).
- Uno, S., Asmussen, E.: Marginal adaptation of a restorative resin polymerized at reduced rate. *Scand J Dent Res* 99, 440-444 (1991).
- Unterbrink, G.L., Liebenberg, W.H.: Flowable resin composites as „filled adhesive“: literature review and clinical recommendations. *Quintessence Int* 30, 249-257 (1999).
- Unterbrink, G.L., Muessner, R.: Influence of light intensity on two restorative systems. *J Dent* 23, 183-189 (1995).

van Dijken J.W., Wing K.R., Ruyter I.E.: An evaluation of the radiopacity of composite restorative materials used in Class I and Class II cavities. *Acta Odontol Scand* 47, 401-407 (1989).

Van Meerbeek, B, Inokoshi, S., Braem, M., Lambrechts, P., Vanherle, G.: Morphological aspects of the resin- dentin interdiffusion zone with diefferent dentin adhesive systems. *J Dent Res* 71, 1530-1540 (1992).

Weinmann, W., Thalacker, C., Guggenberger, R.: Siloranes in dental composites. *Dent Mater* 21,68-74 (2005).

Watts, D.C., Satterthwaite, J.D.: Axial shrinkage-stress depends upon both C-factor and composite mass. *Dent Mater* 24, 1-8 (2008).

Willems, G., Lambrechts, P., Braem, M., Vanherle, G.: Composite resins in the 21st century. *Quintessence Int* 24, 641-658 (1993).

Yamaguchi R., Powers J.M., Dennison J.B.: Thermal expansion of visible-light-cured composite resins. *Oper Dent* 14,64-67 (1989).

Anhang

7 Anhang

7.1 Materialliste

Autopolymerisat	Paladur transparent Heraeus Kulzer GmbH 63450 Hanau
Dentinadhäsiv- System	OptiBond FL Primer: Chargen-Nr.: 309048 Adhäsiv: Chargen-Nr.: 307G26 Kerr GmbH 76158 Karlsruhe
Diamantschleifer	# 806314835KR012; # 806314835KREF012 Komet Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG 32675 Lemgo
Einmal-Applikator	Kerr-Applikator Tip Kerr GmbH 76158 Karlsruhe
Flusssäuregel	CeramicEtching-Gel Ivoclar Vivadent GmbH 73479 Ellwangen
Holzkeile	Hawe Interdentalkeile Sortiment Kerr GmbH 76158 Karlsruhe
Induktive Wegaufnehmer	W1T3-2 Induktive Wegaufnehmer Hottinger Baldwin Messtechnik GmbH 64293 Darmstadt
Kochsalzlösung	Isotone Kochsalzlösung 0,9% Fresenius AG 61343 Bad Homburg
Komposit	Tetric Ceram®, Chargen-Nr.: F09962 Ivoclar Vivadent GmbH 73479 Ellwangen Grandio®, Chargen-Nr.: 411433 VOCO GmbH 27457 Cuxhaven

Messverstärker	Spider 8 Messverstärker Hottinger Baldwin Messtechnik GmbH 64293 Darmstadt
Phosphorsäuregel	Ultra-Etch Ultradent Products Inc. South Jordan, UT 84095 USA
Polymerisationsgerät	Espe Elipar II Seriennummer 9332650 3M Deutschland GmbH 41453 Neuss
Provisorisches Füllungsmaterial	Systemp® Onlay Cavifill K45776 Ivoclar Vivadent GmbH 73479 Ellwangen
Segmentmatrizen	HaweAdapt SectionalMatrix Kerr GmbH 7618 Karlsruhe
Silanisierungsflüssigkeit	Monobond® S Ivoclar Vivadent GmbH 73479 Ellwangen
Software	Catman® Easy Messsoftware Hottinger Baldwin Messtechnik GmbH 64293 Darmstadt
Ultraschall-Präparationsystem	Airscaler Soniflex 2000N; Formpräparationsinstrument Größe 4 KaVo Vertriebsgesellschaft mbH 88396 Biberach
Winkelstück	Schnellläufer-Winkelstück 1:5 übers. INTRAccompact 25 LHC REF 1.0003.7705 KaVo Vertriebsgesellschaft mbH 88396 Biberach

Anhang

Danksagung

Ich danke Herrn Prof. Dr. med. dent. Bernd Klaiber für die Überlassung des Themas, die Beratung und die Übernahme des Referats.

Herrn PD Dr. Uwe Gbureck danke ich für die Übernahme des Korreferats.

Ganz besonders danke ich Herrn PD Dr. med. dent. Norbert Hofmann für die gründliche Betreuung während dem praktischen Teil der Arbeit und der statistischen Auswertung.

Lebenslauf

Angaben zur Person

Name: Benedikt Johannes Küstermann
Geburtsdatum: 25. September 1980
Geburtsort: Würzburg
Nationalität: deutsch
Familienstand: ledig
Eltern: Dr. Werner Küstermann: Kinderarzt
Brigitte Kimmel-Küstermann: Lehrerin

Schulausbildung

1986-1990 Eichendorff-Grundschule, Veitshöchheim
1990-1999 Deutschhausgymnasium, Würzburg
05/1999 Abitur am Deutschhausgymnasium Würzburg

Zivildienst

1999-2000 Zivildienst im Rettungsdienst des Bayerischen Roten Kreuzes

Studium

10/2000 Beginn des Zahnmedizinstudiums an der Julius-Maximilians-Universität in Würzburg
10/2001 Naturwissenschaftliche Vorprüfung
03/2003 Zahnärztliche Vorprüfung
07-11/2005 Zahnärztliche Prüfung
05. Dezember 2005 Approbation als Zahnarzt

Tätigkeit als Zahnarzt

02/2006-02/2008 Assistenzzahnarzt bei Dr. Peter Hess, Oberursel
seit 02/2008 Selbstständiger niedergelassener Zahnarzt, Gemeinschaftspraxis Dr. Hess, Dr. Daniello, Oberursel