

**AUS DEM MEDIZINISCHEN ZENTRUM FÜR ZAHN-, MUND- UND
KIEFERHEILKUNDE**

DER PHILIPPS-UNIVERSITÄT MARBURG

Geschäftsführender Direktor: Prof. Dr. U. Lotzmann

Abteilung für Zahnärztliche Propädeutik und Kiefer-Gesichts-Prothetik

Direktor: Prof. Dr. K. M. Lehmann

**Entwicklung und erste Anwendung einer spannungsoptischen
Messeinrichtung zur Beobachtung von
polymerisationsschrumpfbedingten Spannungen**

INAUGURAL-DISSERTATION

zur

Erlangung des Doktorgrades der Zahnmedizin

Dem Fachbereich Humanmedizin

der Philipps-Universität Marburg

vorgelegt von

Kristin Klingler

aus Bad Salzungen

Marburg 2004

**AUS DEM MEDIZINISCHEN ZENTRUM FÜR ZAHN-, MUND- UND
KIEFERHEILKUNDE**

DER PHILIPPS-UNIVERSITÄT MARBURG

Geschäftsführender Direktor: Prof. Dr. U. Lotzmann

Abteilung für Zahnärztliche Propädeutik und Kiefer-Gesichts-Prothetik

Direktor: Prof. Dr. K. M. Lehmann

**Entwicklung und erste Anwendung einer spannungsoptischen
Messeinrichtung zur Beobachtung von
polymerisationsschrumpfbedingten Spannungen**

INAUGURAL-DISSERTATION

zur

Erlangung des Doktorgrades der Zahnmedizin

Dem Fachbereich Humanmedizin
der Philipps-Universität Marburg
vorgelegt von

Kristin Klingler
aus Bad Salzungen

Marburg 2004

Angenommen vom Fachbereich Humanmedizin der
Philipps-Universität Marburg am 01.07.2004

Gedruckt mit Genehmigung des Fachbereiches

Dekan: Prof. Dr. Bernhard Maisch

Referent: Prof. Dr. Michael Gente

Korreferent: Prof. Dr. Ulrich Lotzmann

Den wichtigsten Menschen in meinem Leben
...und für mich.

Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung	1
2. Literaturbericht	3
2.1 Schrumpf entsteht durch Polymerisation	3
2.1.1 Polymerisation durch Licht	4
2.1.2 Einfluss der Kompositzusammensetzung	5
2.2 Spannungsoptische Methode	6
2.2.1 Polarisiertes Licht	6
2.2.2 Versuchsaufbau	9
2.2.3 Einsatz spannungsoptischer Methoden in der Zahnmedizin	11
3. Entwicklung der Methode	13
3.1 Vorüberlegungen	13
3.2 Vorversuche zur Konzeption des spannungsoptischen Aufbaus	14
3.3 Endgültiger Versuchsaufbau	16
3.4 Herstellung der Kavitäten	17
3.5 Lichthärtung des Komposits	18
3.6 Versuchsdokumentation	18
3.7 Versuchsauswertung	19
3.8 Eichung der Apparatur	20

3.8.1 Eichversuch	21
4. Ergebnisse	26
4.1 Versuchsdurchführung	26
4.2 Blockfüllung	27
4.3 Schichtfüllung	27
4.4 Füllungen mit Licht-Insert	28
5. Diskussion	31
6. Zusammenfassung	34
7. Literaturverzeichnis	36
8. Materialverzeichnis	44
9. Danksagung	45
10. Tabellarischer Lebenslauf	46
11. Verzeichnis der Akademischen Lehrer	47
12. Ehrenwörtliche Erklärung	48

1. Einleitung

In den letzten Jahren hat die Zahl der zahnfarbenen Restaurationen deutlich zugenommen. Seit Amalgam kaum noch verarbeitet wird, werden vielfach auch großvolumige Seitenzahnfüllungen aus Komposit gelegt. Amalgam wurde in den letzten Jahren von zahlreichen Patienten wegen toxikologischer und allergologischer Bedenken als Füllungsmaterial vermehrt abgelehnt. Mit dem gestiegenen Zahnbewusstsein der Patienten und dem deutlichen Wunsch nach mehr Ästhetik kam es zu einer Optimierung der vorhandenen Kompositmaterialien, und es folgte eine Intensivierung der Erforschung von neuen Restaurationsmaterialien.

Neben Problemen wie Frakturresistenz, Abrasionsfestigkeit und Neigung zu Verfärbungen ist der Schrumpf der lighthärtbaren Komposite ein Problem. Durch die auftretende Schrumpfung entstehen Spannungen, die durch den adhäsiven Verbund des Füllungsmaterials zur Zahnhartsubstanz auf diese übertragen werden. Ist der Verbund zwischen Zahnhartsubstanz und Kompositmaterial so gut, dass die Schrumpfkraft vollständig von den Kavitätenwänden aufgenommen werden, so kann es bei zu hohem Spannungsaufbau sogar zur Ausbildung von Rissen in der Zahnhartsubstanz kommen. Übersteigen die entstehenden Schrumpfkraft die Widerstandsfähigkeit des adhäsiven Verbundes, kann es zu Mikrorissen zwischen Kunststoff und Kavitätenwand kommen. Die Summation dieser Mikrorisse kann zum Abriss der Füllung vom Zahn und somit zur Randspaltbildung führen, wonach eine entstehende Sekundärkaries nicht mehr zu verhindern ist. Als Kariesfolge und ebenso als Folge „pumpender Randspalten“ unter mechanischer Belastung der Zahnkrone treten Schmerzen und daraufhin eventuell ein späterer Füllungsverlust auf.

Man versucht das Problem der auftretenden Schrumpfung auf verschiedene Art zu lösen. Zum einen, indem der Fülleranteil der Kompositmatrix möglichst hoch gewählt wird oder auf dem Weg der Beeinflussung der Härtungsreaktion. Dabei wird der Einfluss der Lichtintensität und der Bestrahlungsdauer auf den Ablauf der Polymerisationsreaktion und die resultierende Spannungsentwicklung untersucht.

Das Ziel der vorgestellten Arbeit ist es, eine Methode zu entwickeln, mit der die Spannungen, die das Füllungsmaterial erzeugt, messtechnisch erfasst werden können. Dazu wurden spannungsoptische Versuche durchgeführt, mit denen es gelang, die gesuchten Spannungen in Modellkavitäten nachzuweisen und ihr Anwachsen unmittelbar nach dem Legen der Füllung zu beobachten. Der für diese Messmethode speziell entwickelte Versuchsaufbau ist auch zur quantitativen Erfassung der Spannungen geeignet und bietet sich daher für Versuche zum Vergleich von verschiedenen Verarbeitungstechniken und Kompositmaterialien an.

2. Literaturbericht

Zunächst soll über Literatur berichtet werden, die das Auftreten, das Ausmaß und die Richtung des Schrumpfes bei der Polymerisation von Komposit beschreibt. Dabei wird wegen des enormen Umfangs der Literatur nur auf die für die geplanten Untersuchungen besonders relevant erscheinenden Literaturstellen eingegangen. Dies gilt auch für die sich anschließende Beschreibung spannungsoptischer Methoden.

2.1 Schrumpf entsteht durch Polymerisation

Jedes handelsübliche Kompositmaterial hat eine gewisse Volumenschrumpfung zu verzeichnen. Bringt man nun ein lichthärtendes Füllungsmaterial in die präparierte Kavität ein und belichtet es, so startet der Polymerisationsvorgang. Dabei können verschiedene Phasen des Kompositmaterials (auspolymerisiert, gelartig, fließfähig) nebeneinander vorliegen. Die fließfähige Phase kann gewisse Kontraktionen kompensieren, wobei es zu einer Verschiebung des Verhältnisses der einzelnen Phasen kommt, in Richtung der auspolymerisierten Phase. Das tritt auf, wenn der Intensitätsabfall im Inneren der Kompositprobe so verläuft, dass die Polymerisation am Ort des Lichteinfalls begonnen hat, während die Dosis am anderen Ende der Probe noch nicht zur Ausbildung der Gelphase geführt hat (Sommer und Gente, 1999). Nach Kawaguchi (1994); Asmussen und Peutzfeld (1999); Bouschlicher und Boyer (1999); Hadechny (1999); Amaral et al. (2001) ist die Richtung des Schrumpfes abhängig von der Lichtrichtung, der Dicke und dem Verbund des Komposits zur Kavitätenwand.

Eine Übertragung des Kompositschrumpfes auf die Kavitätenwände führt zu einer Deformation der Kavitätenwände. Die Deformation der Kavitätenwände ergibt eine Verringerung des Kavitätenvolumens (Suliman und Boyer 1991, 1992; Versluis 1996). Sollte es durch die deutliche Polymerisationsschrumpfung zum Abriss der Füllung vom Zahn gekommen sein, so resultiert daraus des Öfferns eine Randspaltbildung. Eine ausreichende Haftung während des Abbindens erzeugt Eigenspannungen in der Füllung, die durch ein Fließen und Kriechen des Materials zur Wand hin abgebaut werden können. Erst wenn durch mangelnde

Verformungsfähigkeit diese Eigenspannungen die Haftfestigkeit des Materials zum Schmelz oder Dentin übersteigen, reißt die Füllung von der Wand ab, und es kommt zur vollen Auswirkung des Schrumpfungsverhaltens auf die Randspaltbildung (*Soltész* 1998). Um die Ausbildung eines Randspaltes zu verhindern, muss an dessen Ursachen geforscht werden. Durch die auftretende Schrumpfung wird im Füllungsmaterial und im Zahn Stress erzeugt, der minimiert werden sollte.

Eine Stressverminderung ist möglich durch die Nutzung einer verlängerten Flowphase, die während der Aushärtungsreaktion des Kunststoffes auftreten kann. Somit resultiert nach *Ernst* (1997) aus einer reduzierten Polymerisationsrate durch das Auftreten einer erhöhten Fließrate eine verminderte Kontraktionsspannung. Auch zeigt sich mit einer steigenden Restaurationsgröße, -länge, -tiefe weniger Stress in allen Kompositen, aber mehr Stress im Zahn, weil das Trägermaterial sich verkleinert (*McCulloch* 1986; *Pearson et al.* 1989; *Versluis* 2001).

2.1.1 Polymerisation durch Licht

Auch die Lichtwellenlänge, Lichtintensität und Belichtungszeit haben einen unmittelbaren Einfluss auf den Konversionsgrad, die Polymerisationsschrumpfung und die sich daraus entwickelnden Kontraktionsspannungen. *Danesh et al.* (1994); *Goracci et al.* (1996) und *Hentschel* (1998) bemerken, dass die Unterschiede zwischen Durchhärtung und Geräteleistung vom Spektralbereich der Lichtquelle abhängig sind und vom unterschiedlichen Absorptions- und Streuverhalten des Lichtes bezüglich der Inhaltsstoffe des Komposits (Füller, Pigmente). Entscheidend ist die Strahlungsenergie, die vom Initiatorsystem des Komposits absorbiert wird.

Des Weiteren hängt die Polymerisationsschrumpfung von der emittierten Lichtenergie und der daraus resultierenden Konversionsrate ab.

Bei reduzierter Polymerisationsrate entsteht wegen der erhöhten Fließrate eine verminderte Kontraktionsspannung (*Ernst et al.* 1997). Sowohl *Uno und Asmussen* (1991); *Feilzer* (1995); *Ernst* (1997); *Hentschel* (1998) als auch *Sakaguchi* (1998) sind der Meinung, dass eine verringerte „Polymerisationsintensität“ zum besseren Verbund des Komposits am Zahn und zu einer höheren marginalen Adaptation

beiträgt. *Vogel et al* (2003) geben größere Spannungen bei erhöhter Lichtintensität an, da der Gelpunkt der Komposite rasch erreicht ist und nach diesem Zeitpunkt kein Spannungsausgleich mehr durch Fließvorgänge erfolgen kann. Hierbei zeigte eine Startbelichtung mit niedriger Lichtintensität, gefolgt von einer Phase ohne Belichtung und einer Schlussbelichtung, die von kurzer Dauer aber hoher Intensität war, die besten Resultate bezüglich der Kontraktionskraft. Eine Aushärtung mit niedrigen Lichtintensitäten bei längeren Perioden beeinflusst nicht die physikalische Festigkeit, aber vergrößert den Grad der Umwandlung und verkleinert die Spannungsentwicklung (*Lösche* 1993, 1998 ; *Suh et al.* 1998; *Venhoven et al.* 1998; *Watts* 1999).

2.1.2 Einfluss der Kompositzusammensetzung

Die Polymerisationsschrumpfung ist des Weiteren von der Füllkörpergröße, der Initiatorkonzentration und vom E-Modul abhängig. Gefüllte Komposite sind wenig fähig, den entstehenden Stress in der frühen Aushärtungsphase zu reduzieren und so den Verbund zum Zahn zu erhalten. Die Monomerstruktur und die Kunststoffmatrix sind wichtige Faktoren bei der Schrumpfung, wobei Verspannungen und schnell auftretende Stressentwicklung zum Versagen des Haftverbundes zwischen Füllung und Zahn führen können (*Bouillaguet* 2001; *Chen et al.* 2001).

Nach *Condon* (1997) und *Kürschner* (1998) zeigen hochgefüllte und photopolymerisierbare Komposite weniger Volumenveränderung als autopolymerisierbare Materialien. Zur Verbesserung der mechanischen Eigenschaften kann der Fülleranteil des Feinstpartikelhybrids erhöht werden, was eine verringerte Elastizität und Schrumpfkompensation nach sich zieht (*Miara und Zyman* 1998). Bei den Untersuchungen von *Krishnan und Yamuna* (1998) stellte sich eine Partikelgröße von 0,7-1 μ m durch gute Compositeigenschaften als erfolgsversprechend heraus. Die Mikrohärtigkeit bei lichtgehärteten Kompositen steigt mit zunehmender Initiatorkonzentration und hoher Belichtungszeit an. Eine Initiatorkonzentration von 0,25-0,5% mit einer Belichtungszeit von 30s konnten als ideale Parameter herausgefunden werden, um eine optimale Zugfestigkeit im Komposit zu erhalten.

In den Studien von *Roulet* (1994), *Sakaguchi et al.* (1997) und *Hakki et al.* (2001) zeigten Komposite mit hohem E-Modul (Hybridkomposite) deutlich höhere Kontraktionskräfte als Materialien mit geringerem E-Modul, wie beispielsweise Mikrofüllerkomposite.

Eine Reduktion des Verdünnungsmittels in Kompositen kann signifikant den Stress vermindern. Aus diesem Grund sind solche hochgefüllten Komposite nach *Dubos* (2001) günstiger zu bewerten.

2.2 Spannungsoptische Methode

Bei der Konstruktion von hochbelasteten Strukturen in Bauwerken und Maschinen ist schon seit langem die Verteilung von mechanischen Spannungen von großem praktischen Interesse: Bauteile, in denen sich Spannungen „häufen“, unterliegen besonders der Gefahr, durch Überlastung zu versagen. Die theoretische Berechnung von Spannungsverteilungen in Bauteilen komplexer Geometrie ist erst seit der Verfügbarkeit von leistungsfähigen Computern möglich geworden. Deswegen bestand lange Zeit großes Interesse daran, die Spannungsverteilungen experimentell im analogen Versuch sichtbar zu machen.

Anfang des 20. Jahrhunderts wurde deswegen die Methode der Spannungsoptik entwickelt. Von *Messmer* wurde das Wort „Spannungsoptik“ geprägt, es stammt aus dem Englischen und wird dort als „photoelasticity“ bezeichnet. Unter dem Begriff versteht man die Bestimmung von Spannungen und Dehnungen mit Hilfe der spannungsoptischen doppelbrechenden Eigenschaften (Doppelbrechung durch mechanische Spannung) von durchsichtigen Stoffen. Vermutlich war *Mesnager* im Jahre 1912 der erste, der den erfolgreichen Versuch zur Spannungsbestimmung bei einer Brückenkonstruktion durchführte. (zitiert nach *Bauer*)

2.2.1 Polarisiertes Licht

Zum Verständnis der spannungsoptischen Methode werden zunächst die Eigenschaften polarisierten Lichtes beschrieben. Licht wird in der Physik als transversale elektromagnetische Welle aufgefasst, bei der der elektrische

Feldstärkevektor senkrecht zur Ausbreitungsrichtung des Lichtes schwingt (*Langkau et al.*). Schwingt der Feldstärkevektor des Lichts in nur einer Ebene, so handelt es sich um eine linear polarisierte Welle.

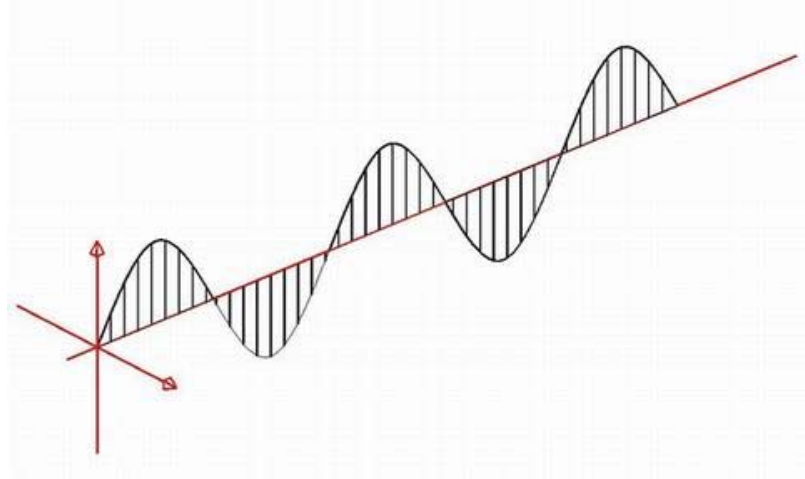


Abb. 1: Linear polarisierte Welle.

Wenn zwei linear polarisierte Wellen E_1 und E_2 gleicher Wellenlänge und Phasenlage (Phasenverschiebung $\Delta\varphi=0$), deren Schwingungsebenen senkrecht aufeinander stehen, überlagert werden, so resultiert eine linear polarisierte Welle E_s . Die Schwingungsebene dieser Welle ergibt sich durch einfache Vektoraddition.

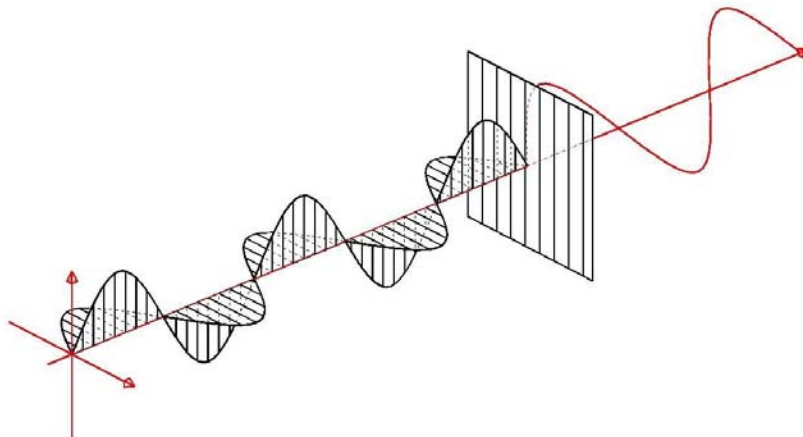


Abb. 2: Linear polarisierte Wellen E_1 und E_2 , sowie resultierende $E_s = E_1 + E_2$.

Wenn zwei linear polarisierte Wellen gleicher Amplitude und Wellenlänge E_1 und E_2 mit einer Phasenverschiebung von $\Delta\varphi=\lambda/4$ überlagert werden, so resultiert eine zirkular polarisierte Welle E_z . Die Vektoraddition ergibt eine sich schraubenförmig drehende Welle.

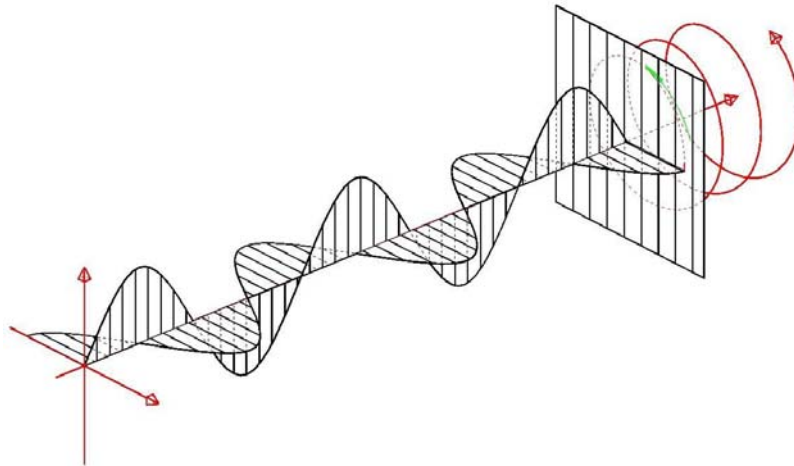


Abb. 3: Linear polarisierte Wellen E_1 und E_2 sowie resultierende $E_z=E_1+E_2$.

Je nach Drehsinn wird sie als **rechtszirkular**-polarisierte oder als **linkszirkular**-polarisierte Welle bezeichnet. Wenn bei einer zirkular polarisierten Welle E_z eine Phasenverschiebung von $\Delta\varphi=\lambda/4$ für eine Schwingungsebene „durchgeführt“ wird, so resultiert eine linear polarisierte Welle E_L ; denn die Gesamtphasenverschiebung zwischen den linear polarisierten Wellen, auf die die zirkular polarisierte Welle zurückgeführt werden kann, beträgt jetzt $\Delta\varphi=\lambda/2$.

Ein Material, welches linearpolarisiertes Licht mit der Polarisationssebene parallel zu einer bestimmten Achse (Durchlassrichtung) weitgehend transmittiert, jedoch Licht mit der Polarisationssebene senkrecht dazu absorbiert, nennt man Polarisationsfilter. Im Zuge dieser Arbeit wurden zwei Polarisationsfilter als Analysator und als Polarisator, und zwei $\lambda/4$ Platten genutzt. $\lambda/4$ Platten sind Platten, die eine Schwingungsebene des Lichtes um genau ein Viertel der Wellenlänge verschieben. Man erzeugt zirkular polarisiertes Licht aus linear polarisiertem Licht mittels einer $\lambda/4$ Platte, die im Winkel von 45° zur Polarisationssebene angeordnet ist.

Man analysiert zirkular polarisiertes Licht, welches durch eine zusätzliche Phasenverschiebung mit einer $\lambda/4$ Platte (Gesamtphasenverschiebung jetzt $\lambda/2$) zunächst in linear polarisiertes Licht überführt wird. Anschließend wird eine Schwingungsebene des linear polarisierten Lichtes von einem Polarisationsfilter herausgefiltert. Beim Durchgang des zirkular polarisierten Lichtes durch das spannungsoptisch aktive Modell wird infolge der Doppelbrechung im Modell die Phasenschiebung zwischen den zwei Komponenten verändert. Linien gleicher Spannungszustände im Modell ergeben deswegen hinter dem Analysator Linien einheitlicher Helligkeit, sogenannte Isochromaten. Darin besteht ein entscheidender Vorteil gegenüber der Spannungsanalyse mit linear polarisiertem Licht, bei dem der Winkel zwischen Spannung im Modell und Polarisationssebene berücksichtigt werden muss. In diesem Fall wird bei Übereinstimmung der Polarisationssebene mit einer Hauptspannungsrichtung die Polarisationssebene nicht beeinflusst, es treten die sogenannten „Isoklinen“ auf.

2.2.2 Versuchsaufbau

Ein durchsichtiger Körper wird von zirkulär polarisiertem Licht durchstrahlt. Beobachtet wird das Licht, das den Körper durchdrungen hat, durch einen Analysator, wie in Abb. 4 dargestellt.

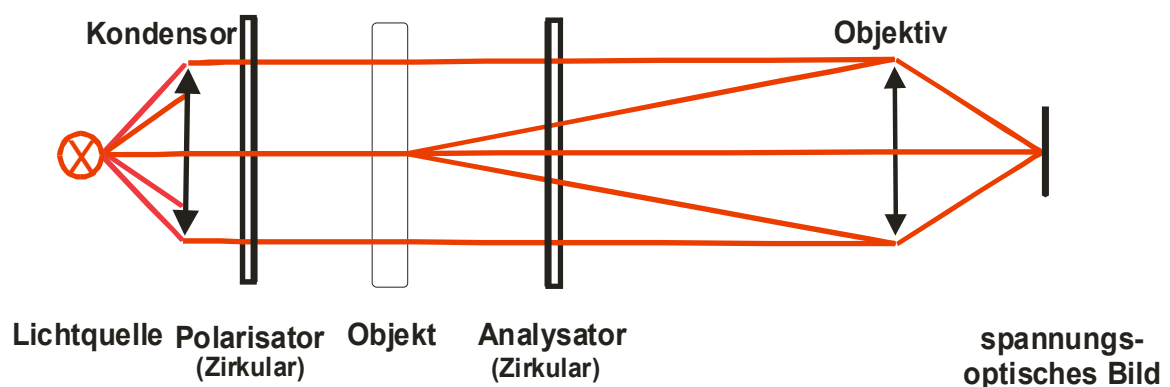


Abb. 4: Versuchsaufbau mit Strahlengang. Polarisator und Analysator enthalten neben dem Polarisations-Filter für linear polarisiertes Licht auch die erforderliche $\lambda/4$ Platte.

Die Stellung des Analysators wird im Versuchsaufbau so gewählt, dass ohne Probe ein Dunkelfeld entsteht, d.h. die Schwingungsachse des linear polarisierten Lichtes nach der $\lambda/4$ Platte ist senkrecht zur Achse des Analysators. Wird nun in den Strahlengang ein Körper gebracht, der aus einem optisch isotropen, durchsichtigen Material besteht und durch äußere Kräfte mechanisch verformt wird, so resultieren daraus Spannungen in dem Material. Diese Spannungen zeigen sich im zirkular polarisierten Licht als **Isochromaten**. Da Isochromaten Linien gleicher Hauptspannungsdifferenz sind, ist über die Bestimmung der **Isochromatenordnung** die Bestimmung der Hauptspannungsdifferenz möglich. Sie erfolgt unter Anwendung der Hauptgleichung der Spannungsoptik (*Schröder* 1980):

Hauptgleichung der Spannungsoptik:
$$\delta = \frac{C}{\lambda}(\sigma_1 - \sigma_2)d \quad (1)$$

$\sigma_{1/2}$: Hauptnormalspannungen 1/2

δ : Phasendifferenz, angegeben in Vielfachen von 2π (Ordnungen)

λ : Wellenlänge

C: Materialkonstante

d: Modelldicke

Überall dort, wo die Phasendifferenz ganzzahlige Vielfache von 2π erreicht, zeigen sich diese Orte als dunkle Linien. Für die Auswertung des Isochromatenbildes anhand der dunklen Linien, ergibt sich folgende Beziehung:

Man löst die Gleichung nach der Hauptspannungsdifferenz auf und fasst $\frac{C}{\lambda}$ zur

spannungsoptischen Konstanten **S** zusammen:
$$\sigma_1 - \sigma_2 = \frac{S}{d}\delta \quad (2)$$

Die Stärke des spannungsoptischen Effekts hängt also von der Wellenlänge λ des verwendeten Lichtes und vor allem vom verwendeten Modellmaterial ab. Bei dem hier in den Modellen verwendeten Material Araldit B, einem Kunstharz, ist S sehr

klein ($S = 11 \frac{N}{\text{Ordnung} \cdot \text{mm}}$), der sichtbare Effekt also sehr groß.

Bei Glas oder Plexiglas ist der Effekt etwa um den Faktor 20 geringer

$$(S = 250 \frac{N}{\text{Ordnung} * \text{mm}}).$$

Für die Auswertung ist es notwendig, die Ordnung der jeweiligen dunklen Isochromate zu bestimmen. Man geht dabei so vor, dass ausgehend vom Ort der offensichtlich geringsten Verspannung die erste auftretende Linie als 1. Ordnung und mit zunehmender Spannung die Linien als 2. Ordnung usw. identifiziert werden. (*Gerthsen et al.* 1971)

2.2.3 Einsatz spannungsoptischer Methoden in der Zahnmedizin

Spannungsoptische Untersuchungen zur Analyse von Spannungszuständen in Zähnen und Zahnersatz wurden von verschiedenen Autoren beschrieben. *Motsch et al.* (1970, 1971) führten spannungsoptische Analysen an Modellen von Zähnen durch, in die verschiedene Kavitätenformen präpariert worden waren. Da zu dieser Zeit noch kein Bonding zwischen Füllung und Zahn möglich war, war für ihn die Spannungsverteilung im Kavitätenmaterial zur Vorbeugung gegen Höckerfrakturen von besonderem Interesse. *Motsch* arbeitete mit zirkular polarisiertem Licht. Die so erzeugten Isochromaten geben Auskunft über die Spannungsverteilung im Modell des Zahnes. Er belegte, dass eine abgerundete Kavitätenform gegenüber scharfkantigen Präparationsformen eine günstigere Spannungsverteilung ergibt. Er konnte mit Hilfe des „Kugel-Deformationsverfahrens“ die Hauptspannungsrichtungen im Inneren des Modells bestimmen.

Auch *Klötzer* (1964, 1966) beschrieb die Verteilung von Druck- und Zugspannungen in Prothesen-Modellen aus Araldit B, wenn diese belastet werden. Er verwendet eine spannungsoptische Messeinrichtung mit zirkular polarisiertem Licht.

Als *Levy et al.* (1969) dreidimensionale spannungsoptische Untersuchungen an Jacketkronen durchführte, stellte er fest, dass der Zahn einem maximalen Druck mit einem Minimum an „Formvolumen“ widerstehen kann. In einem anschaulichen Vergleich stellt er Isochromaten gleichsam als „Höhenlinien gleicher Beanspruchung“ dar.

1997 untersuchte *Ernst* die durch den Polymerisationsschrumpf erzeugte Spannung im Kavitätenmaterial, die immer dann entsteht, wenn das Komposit mit der Kavität durch ein geeignetes Bonding verbunden wird. Dazu präparierte er zylindrischen Kavitäten von 5 mm Durchmesser in einer 3 mm starken Plexiglas-Platte. Er fand in spannungsoptischen Experimenten heraus, dass die Schrumpfung von der Methode der Bestrahlung des lichthärtenden Komposits abhängen muss. Bei reduzierter Polymerisationsrate bei Softstartpolymerisation entstehen wegen einer zunächst erhöhten Fließrate des erhärtenden Komposits weniger Kontraktionsspannungen. *Ernst* empfiehlt eine zeitliche Verschiebung des Gelpunktes, der im Komposit eine längere Flowphase mit verzögerter Spannungsentstehung und niedrigen Endspannungswerten bewirkt.

Bauer berechnet für die von *Ernst* (1997) verwendete Versuchsanordnung die vom Komposit an der Bindungsfläche zum Kavitätenmaterial auftretende Zugspannung aus der Lage der ringförmigen Isochromaten in Araldit B. Aus der Symmetrie der Versuchsanordnung leitet er ab, dass mit guter Näherung ausschließlich Zugspannungen an der Kontaktfläche Füllung - Kavitätenmaterial auftreten. Unter dieser Annahme vereinfacht sich das mathematische Modell von drei auf zwei Dimensionen. Im Ergebnis ist die Zugspannung proportional zum Quadrat des

Durchmessers des Isochromatenringes n-ter Ordnung:
$$\sigma_0 = \delta_x \frac{D_x^2}{D_i^2} \frac{f_\sigma}{2d} \quad (3)$$

σ_0 : Schrumpfspannung

δ_x : Isochromatenordnung x

D_x : Isochromatendurchmesser

D_i : Durchmesser der Füllung

f_σ : Spannungsoptische Konstante für Araldit B

d: Modelldicke

3. Entwicklung der Methode

Mittels dieser Methode soll es möglich sein, eine Beobachtung und Analyse der Spannungen im Zahn bzw. Kavitätenmaterial durchzuführen. Die Experimente sollen so konzipiert werden, dass die Ergebnisse prinzipiell auf die klinische Situation übertragbar erscheinen. Dies kann nur verwirklicht werden, durch ein realistisches Kavitätenvolumen, einen realistischen C-Faktor und durch ein „Bonding“ des Komposits an die komplette Kavitätenoberfläche. Des Weiteren müssen die klinisch etablierten Methoden der Kompositverarbeitung durchführbar sein.

Eine quantitative Auswertung soll in dieser Arbeit den Vergleich verschiedener Füllungstechniken und Materialien ermöglichen, wobei die Spannungsentwicklung vom Legen der Füllung bis zu 7 Tage beobachtbar sein soll. Finanzieller und zeitlicher Aufwand sollten so bemessen sein, dass die Optimierung von Füllungstechniken durch schrittweise Variation der Verarbeitungstechnik möglich erscheint.

3.1 Vorüberlegungen

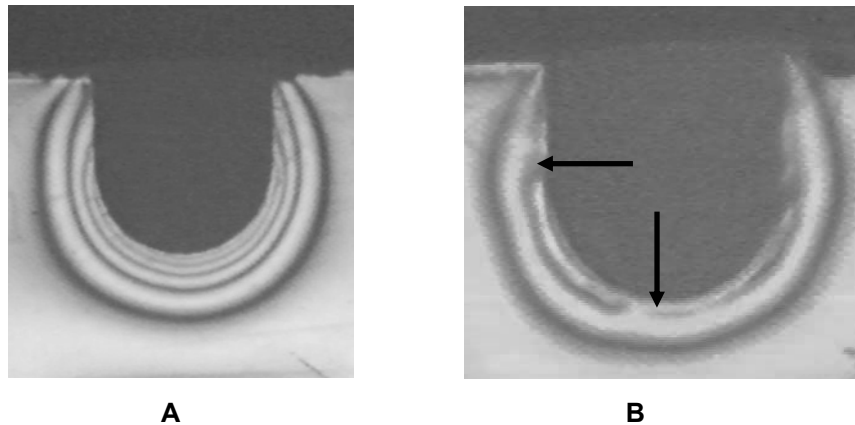
Mittels eines Polarisators und eines Analysators wurde ein spannungsoptischer Versuchsaufbau erstellt, welcher mit „rotem“ Licht betrieben wird, das die Polymerisation des Komposits nicht beeinflussen soll. Als Kavitätenmaterial wurde Araldit B vorgesehen, da dieser Epoxidharzkunststoff als Standardmaterial für spannungsoptische Untersuchungen üblich ist und eine kleine spannungsoptische Konstante aufweist.

Die Entwicklung des spannungsoptischen Bildes sollte mittels CCD-PAL-Camera beobachtet werden.

Mit Hilfe des sogenannten Biegestabversuchs wurde zu Beginn der Versuche die Eichung der Apparatur durchgeführt, wobei in diesem speziellen Versuch mit einer bekannten Spannungsverteilung in der Probe gearbeitet wurde.

3.2 Vorversuche zur Konzeption des spannungsoptischen Aufbaus

Mit Hilfe eines Optikbaukastens (OPTIK-CABINET 80) begannen die ersten Vorversuche, die der Konzeption des Versuchsaufbaus dienen sollten. Die Kavitäten einer Größe 5x5mm wurden durch freihändiges Fräsen in Harzplättchen aus Araldit B hergestellt, in welche anschließend verschiedene Kompositmaterialien der Marke Arabesk TOP durch Licht einer Halogenlampe ausgehärtet wurden. Anfangs wurden zusätzlich die Kavitätenformen rund und eckig variiert und jede Probe durch einen Faserschreiber beschriftet. Nach dem Einfräsen der Kavitäten zeigten sich in diesem optisch sehr empfindlichen Material deutlich störende Eigenspannungen, der sogenannte „Nulleffekt“. Das ist eine Doppelbrechung, die ohne äußere Belastung im Modellmaterial vorhanden ist und durch die Polarisierung sichtbar wird. Dieser Nulleffekt entsteht auch durch Thermo- und Diffusionsspannungen, Polymerisations- und Restspannungen, die durch vorherige mechanische Bearbeitung im Modellmaterial verbleiben. Zur Minimierung des Nulleffektes führte ich das Tempern des Araldit B in einem Heißluftofen durch (14h / 140°C gemäß Angaben von *Nötzel*), wobei eine genaue Zeitkurve mit angepasster Auf- und Abwärmung eingehalten werden musste. Des Weiteren wurde das Problem des „Verbundes“ zur Kavitätenwand schnell sichtbar, denn Verbundfehler zwischen der Kavitätenwand und dem Bondingmaterial wurden anhand von „Ablösungen“ deutlich. Nach vorsichtigem Anrauen der Kavitätenoberfläche und Verlängerung der Belichtungszeit des Bondings trat dieses Problem seltener auf.



**Abb. 5: Optimale Haftung der Kompositfüllung am Kavitätenmaterial (A).
Ablösungen und auftretende Spaltbildung am Übergang
Kompositfüllung / Modellmaterial (Pfeile in Bild B).**

Zur Beobachtung der Spannungen im Kavitätenmaterial wurde Licht einer roten LED eingesetzt. Als vorteilhaft erwies sich, das linear polarisierte Licht mittels einer $\lambda/4$ Platte in zirkular polarisiertes Licht umzuwandeln. Damit entsprach der Strahlengang des Versuchsaufbaus dem in Abb.6 beschriebenen. Auch wurde mit Hilfe einer roten LED ein Intensitätstest und die Überprüfung der Aushärtungsfähigkeit durchgeführt. Zum Abschwächen des blauen Polymerisationslichtes, welches das spannungsoptische Bild überlagert, wurde ein Interferenzfilter genutzt, welches nur Licht mit einer Wellenlänge von $\lambda > 600\text{nm}$ durchlässt. Es ist ersichtlich, dass eine ständige Verbesserung des Versuchsaufbaus stattfand, wobei mit diesen Vorversuchen schon Erfolge zu verzeichnen waren. Mit diesem Aufbau war die Beobachtung der Entwicklung von Spannungen, die als Folge der Polymerisation von Komposit entstehen, im Kavitätenmaterial möglich.

Die mechanische Stabilität der "fliegenden Konstruktion" war jedoch völlig unzureichend, weshalb in den Feinmechanischen Werkstätten ein neuer definitiver Aufbau hergestellt wurde.

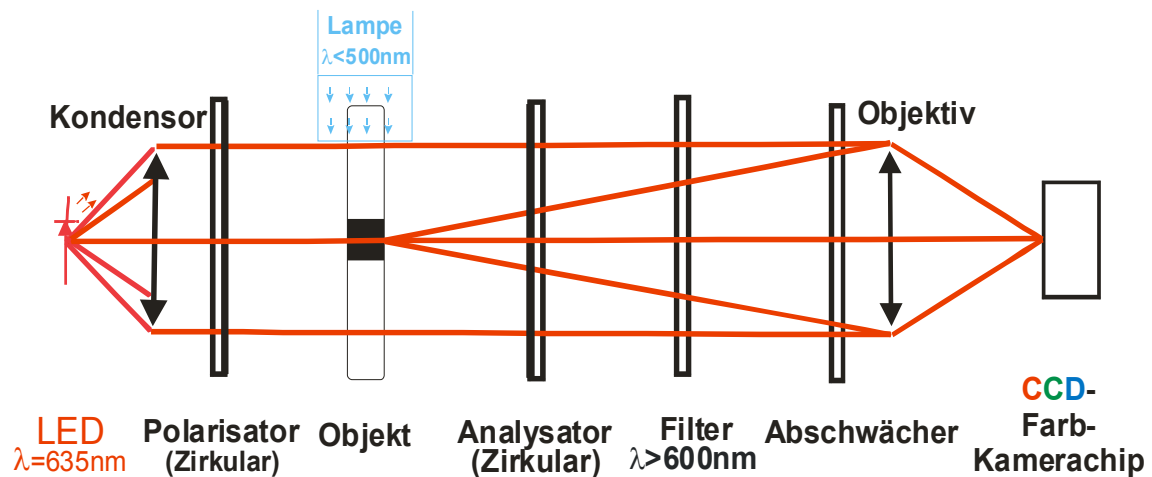


Abb. 6: Versuchsaufbau mit Strahlengang

3.3 Endgültiger Versuchsaufbau mit Versuchsablauf

Er besteht aus einer roten LED als Lichtquelle, wonach das Licht durch eine Linse parallelisiert und durch einen speziellen Polarisationsfilter für zirkularpolarisiertes Licht geleitet wird. Anschließend fällt es durch unseren Probekörper, den nachgeschalteten Analysator, einen Filter und einen Abschwächer und wird von einer Fernsehkamera aufgenommen. Das von uns verwendete Kavitätenmaterial besteht aus Araldit B. Der prinzipielle Aufbau entspricht damit dem Endergebnis der Vorversuche. Verarbeitet werden die Bilder später mittels Videoband und PC. Es erfolgt eine Applikation des Bondingmaterials Solobond M mit einem feinen Pinsel in die abgerundete Kavität, wobei zwei dünne Deckgläschen die Kavität nach den noch offenen Seiten abdichteten. Die Bondingschicht wird mindestens 20s mit einer Polymerisationslampe gehärtet, dann wird schließlich das Komposit Arabesk TOP der Farbe I durch die jeweilige Verarbeitungstechnik (Block/Schicht/Insert) eingebracht. Die Aushärtung des Komposits erfolgt mit der in diesem Versuch verwendeten Halogen-Polymerisationlampe Translux mit jeweils 20s Belichtungszeit.

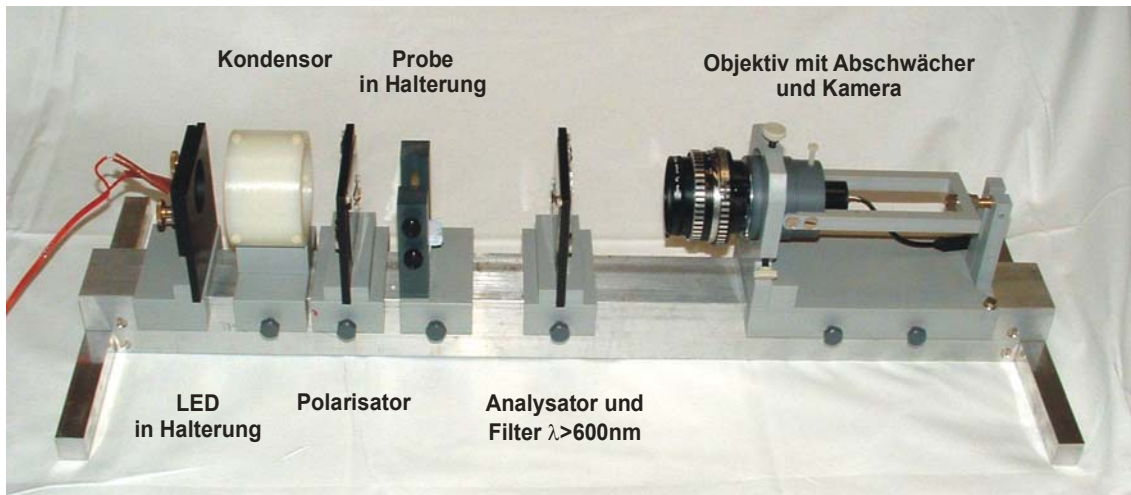


Abb. 7: Versuchsaufbau

Die Grundelemente des Versuchsaufbaus wurden von den Feinmechanikern der Medizinischen Werkstätten des Klinikums der Philippsuniversität Marburg aus einer Kunststoff-Aluminium-Konstruktion gefertigt und erlauben eine feststellbare, präzise Platzierung aller Elemente.

3.4 Herstellung der Kavitäten

Zunächst wurde in den Vorversuchen Form und Größe des Modellkörpers festgelegt. Die Untersuchungen, bei denen die Araldit B Plättchen 35 x 35 x 5 mm mit rechteckigen und runden Kavitäten getestet wurden, ergaben als günstigstes Resultat abgerundete Kavitäten der Größe 5 x 5 x 5 mm. Dabei betrug der C-Faktor 0,92 und das Volumen der Kavität $V=112 \text{ mm}^3$. Bei diesen Maßen können pro Plättchen 4 Kavitäten eingefräst werden, deren Spannungsbilder sich gegenseitig nicht beeinflussen.

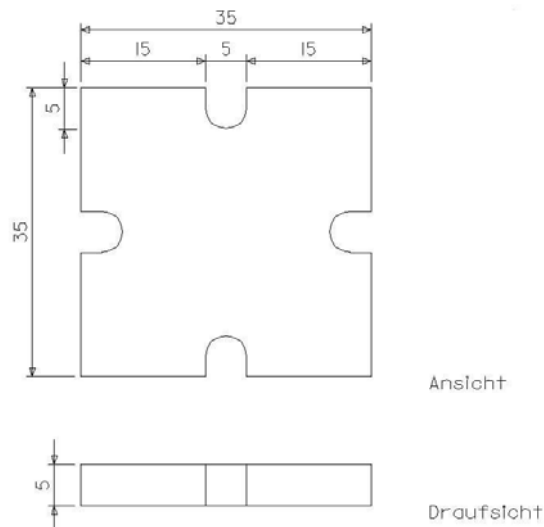


Abb. 8: Versuchskavität aus Araldit B, schematisch

3.5 Lichthärtung des Komposits

Die in dieser Arbeit verwendete Halogenlampe: Translux (Fa Kulzer, Wehrheim/Ts.) weist eine Bestrahlungsstärke von etwa 850 mW/cm^2 auf. Da das Lichtaustrittsfenster des Lichtleiters der Halogenlampe etwa 7 mm im Durchmesser zeigt, kann eine Fläche der Kavität in jeweils einem Zuge gehärtet werden.

3.6 Versuchsdokumentation

Die Versuchsdokumentation erfolgt zuerst durch Einblendung von Probennummer, Datum und Versuchsbezeichnung ins Fernsehbild, das auf Videobänder (pro Versuch 17min Aufnahmezeit) aufgezeichnet und später mittels Computer (Bildimport vom Versuchsbeginn, sowie nach 20s, 1min40s, 3min, 4min20s und 1000s) digitalisiert wurde. Durch den Ausdruck dieser Bilddateien, Vermessung der Bilder nach einem eigens entwickeltem Schema und nachfolgender Extrapolation der Spannungswerte zum Kavitätenrand (Harvard Graphics, Näherung der Werte am Kavitätenrand mittels linearer Extrapolation) können die gewünschten Spannungswerte ermittelt werden.

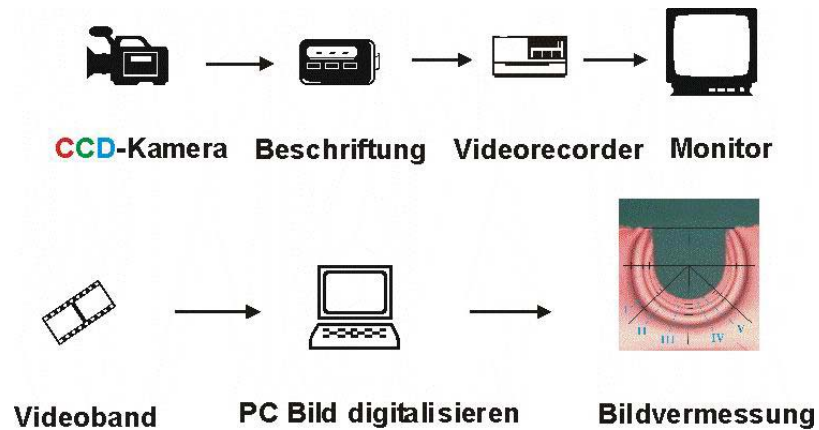


Abb. 9: Dokumentation der spannungsoptischen Bilder

3.7 Versuchsauswertung

Die Analyse der ausgewählten Bilder erfolgte per Hand, indem die bearbeiteten Bilder ausgedruckt, die Spannungsringe markiert und ihr Abstand von der Kavitätenoberfläche gemessen wurde. Diese Werte wurden in eine Tabelle des Programms Harvard Graphics eingegeben und so graphisch dargestellt. Das Maximum der Spannungsentwicklung zeigte sich in am Übergang vom Kavitätenmaterial (Araldit B) zur Füllung. Durch Extrapolation der Spannungswerte zur Kavitätenoberfläche können die Isochromatenordnungen berechnet werden. Die so bestimmten 5 Werte je Kavität (vgl. Abb.10) wurden gemittelt und als Spannung im Kavitätenmaterial angegeben.

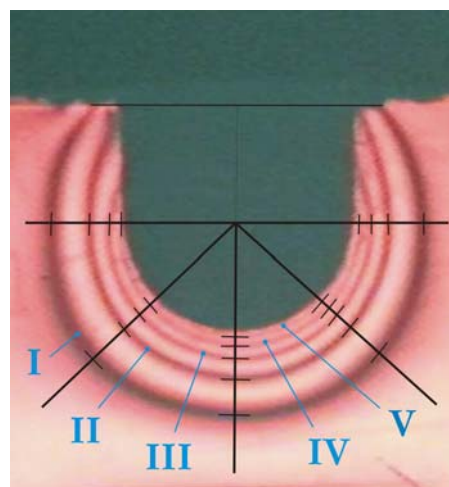


Abb. 10: Foto mit Auswertungsmarkierungen. Die römischen Ziffern geben die Ordnung der jeweiligen Isochromate an.

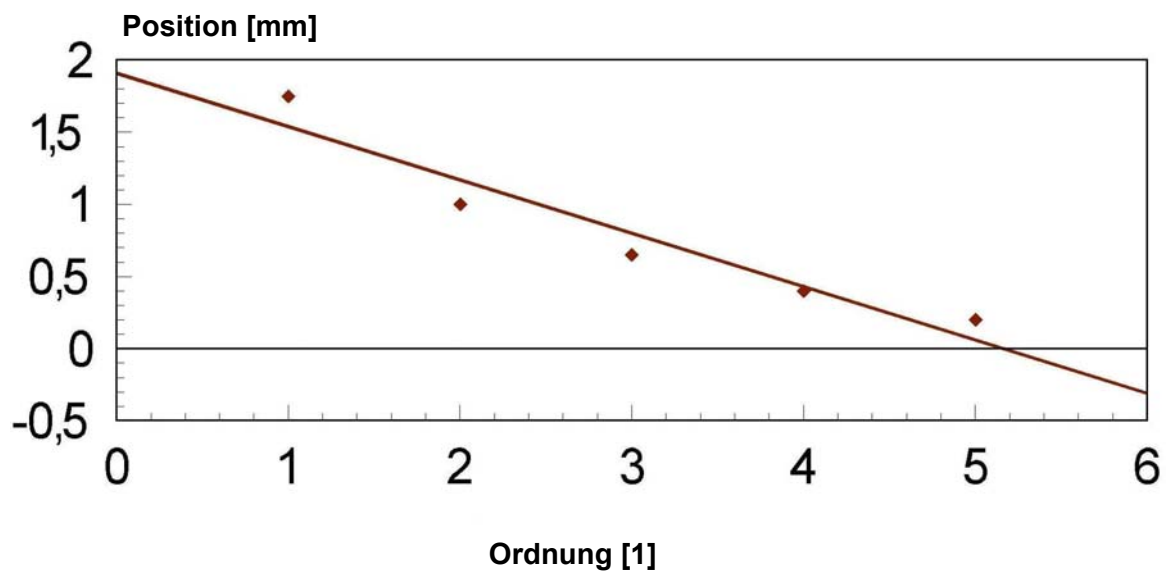


Abb. 11: Abstand der Isochromaten von der Kavitätenoberfläche als Funktion der Ordnung.

3.8 Eichung der Apparatur

Das benutzte Modellmaterial Araldit B besitzt eine gute spannungsoptische Empfindlichkeit.

Das E-Modul E wird vom Lieferanten (Fa. Tiedemann, Garmisch-Patenkirchen) mit

$E = 3500 \frac{N}{mm^2}$ angegeben, die Spannungsoptische Konstante S für das Licht der

Na-Dampf-Lampe ($\lambda = 589 \text{ nm}$) mit $S = 11 \frac{N}{\text{Ordnung} * mm}$.

Das von mir verwendete rote Licht der LED weist eine Wellenlänge von ca. $\lambda=635\text{nm}$ auf. Aus diesem Grund ist eine Eichung der Versuchsapparatur notwendig. Darin wird die spannungsoptische Konstante unter den gewählten Versuchsbedingungen bestimmt.

Im Eichversuch wird ein Araldit B - Biegestab einer Biegelast von 9,81N unterworfen und das entstehende spannungsoptische Bild für die Bestimmung der spannungsoptischen Konstante aufgezeichnet.

3.8.1 Eichversuch

Ein getemperter Araldit B - Stab (Breite b , Dicke d) und einer ausreichenden Länge l wird mit einer Biegekraft F belastet. Die Messung der Isochromatenordnung findet weit entfernt von den Einspannstellen statt, um eine möglichst ungestörte Zugspannung ohne den Einfluss von Randeffekten durch die Lasteinleitung und die Befestigung zu erreichen.

Maße des Eichstabes:

Länge des Stabes: 10,75 cm

Breite des Stabes: 7,60 mm \pm 0,05 mm

Dicke des Stabes: 4,98 mm \pm 0,02 mm

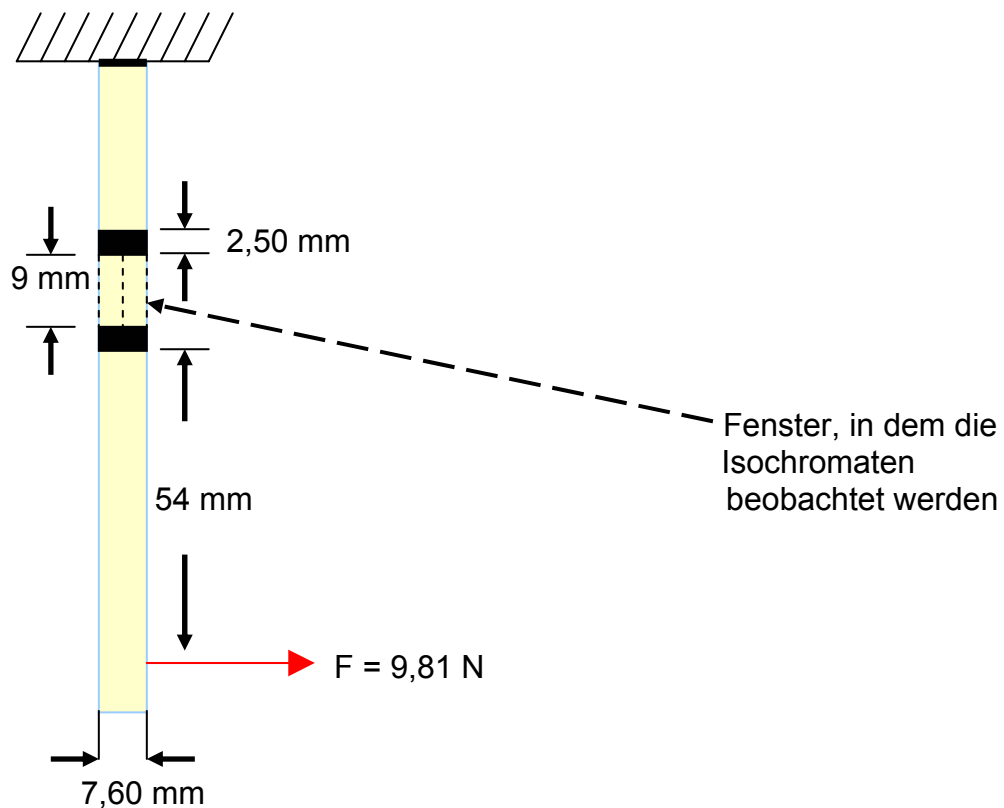


Abb. 12: Schematische Darstellung zum Eichversuch.

Eine auf den Stab einwirkende Kraft (F) bewirkt eine Verspannung des Versuchsmaterials. Die Hauptspannungsdifferenz im Material des Stabes wird im Fenster durch zirkular polarisiertes Licht dargestellt. Bei bekannter Kraft F kann die Spannungsverteilung im Stab berechnet werden. Aus einem Vergleich der im Fenster beobachteten Isochromate mit den berechneten Spannungswerten wird auf die spannungsoptische Konstante S des Stabmaterials geschlossen.

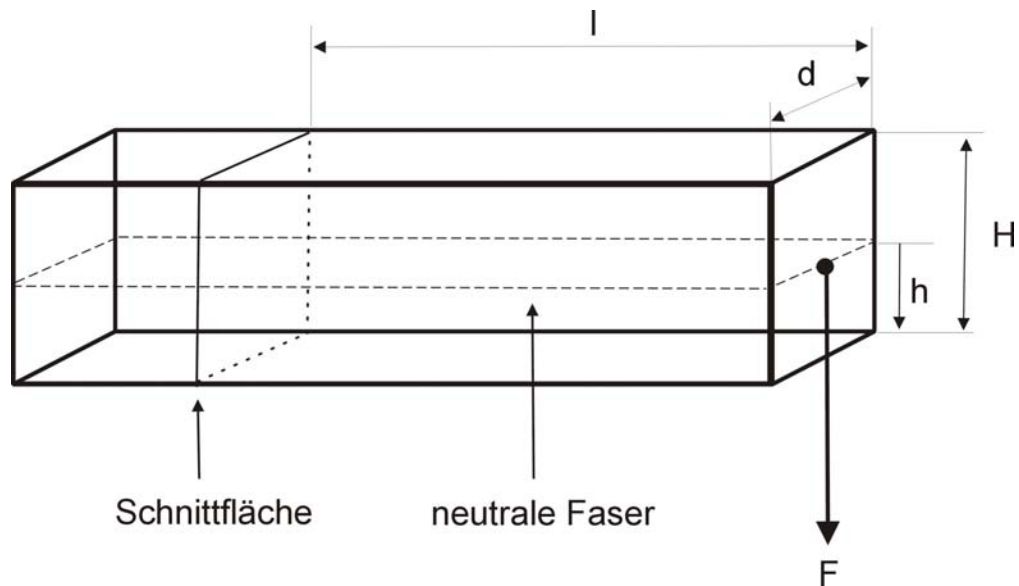
Berechnung

Abb. 13: Darstellung des schematischen Biegebalkens mit Angabe von für die Rechnung notwendigen Bezeichnungen.

Länge: $l = 62,25\text{mm}$

Höhe: $H = 7,60\text{mm}$

Tiefe: $d = 4,98\text{mm}$

Abstand von der neutralen Faser: h

Kraft: $F = 9,81\text{ N}$

An der Schnittfläche wirkt das Drehmoment $M_D = l * F$ (1)

da F senkrecht auf l steht. Für den statischen Fall ist der Betrag des Drehmomentes M_D gleich dem Betrag des in der Schnittfläche wirkenden Schnittmomentes M_S , also $|M_D| = |M_S|$. (2)

Das Schnittmoment berechnet sich aus der Summe aller infinitesimalen Einzelmomente dM_S . Für die Einzelmomente gilt $dM_S = d * \rho(h) * h$, (3)

wobei ρ die im Abstand h von der neutralen Faser wirkende Spannung ist. Diese Spannung kann auch als $\rho(h) = \rho_0 * h$ (4)

geschrieben werden, das heißt, sie verschwindet am Ort der neutralen Faser

($h=0$) und wird für $h = \frac{H}{2}$ maximal.

Die Integration von Gleichung (3) über h liefert:

$$M_S = \int_{-\frac{H}{2}}^{+\frac{H}{2}} d * h * \rho(h) dh . \quad (5)$$

Einsetzen von Gleichung (4) ergibt:

$$M_S = d * \rho_0 \int_{-\frac{H}{2}}^{+\frac{H}{2}} h^2 dh = H^3 * \frac{d\rho_0}{12} . \quad (6)$$

Aus der Beziehung der Gleichung (2) folgt:

$$\rho_0 = \frac{l * F}{H^3} * \frac{12}{d} \quad (7)$$

und aus Gleichung (4) folgt: $\rho(h) = \frac{l * F}{H^3} * \frac{12}{d} * h . \quad (8)$

$\rho(h)$ gibt die im Biegebalken des Eichversuches im Abstand h von der neutralen Faser in Araldit B vorliegende Spannung an:

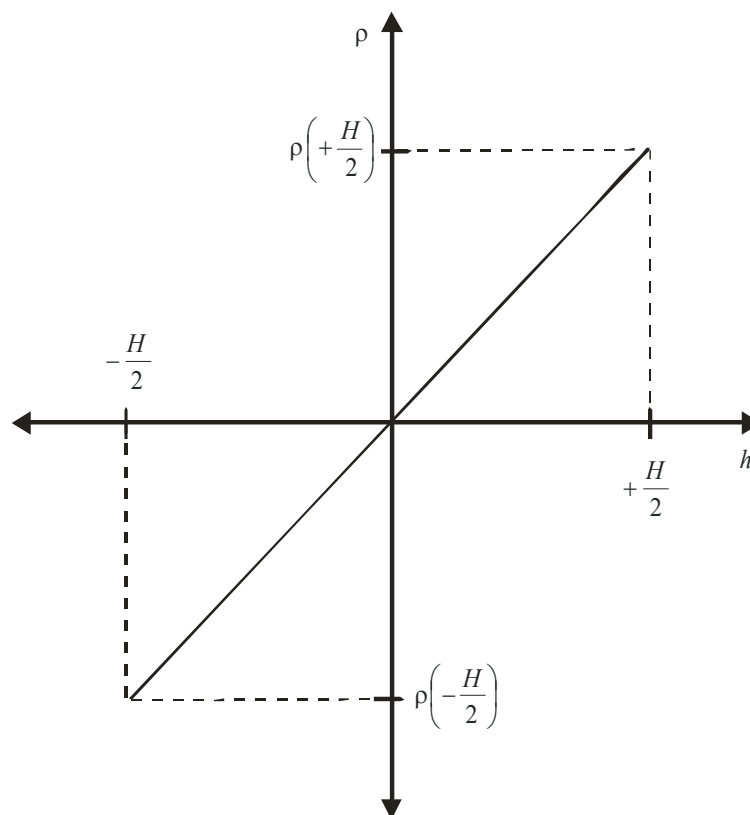


Abb. 14: Spannung ρ im Biegebalken als Funktion des Abstandes h von der neutralen Faser.

Im Eichexperiment wurden die Isochromatenordnungen in Abhängigkeit von h ermittelt und für eine vorgegebene Kraft erstellt. Es zeigte sich der erwartete lineare Zusammenhang von Ordnung σ und h .

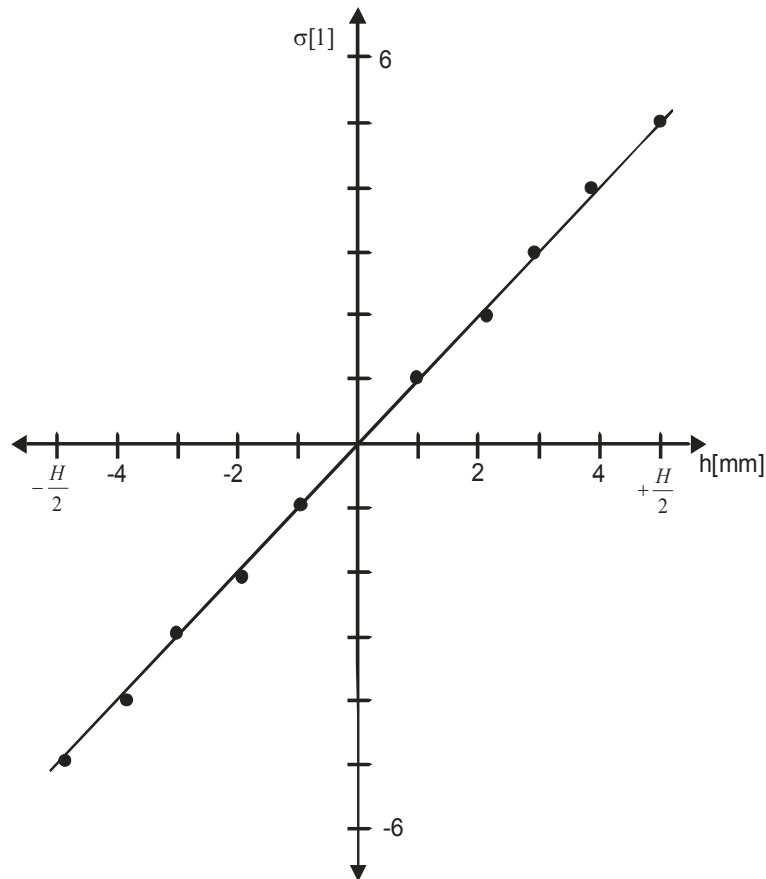


Abb. 15: Im Experiment bestimmte Ordnungen als Funktion von h .

Der Zusammenhang von σ und h kann durch die Beziehung $\sigma = k * h$ (9)

beschrieben werden, wobei k eine Konstante ist mit der Einheit $\frac{1}{l} \left[\frac{1}{mm} \right]$.

Das Auflösen von Gleichung (8) und Gleichung (9) nach h und Gleichsetzen

$$\text{liefert: } \rho = \sigma * \frac{l * F * 12}{H^3 * d * k} . \quad (10)$$

k wurde im Experiment zu $1,432 \frac{1}{mm}$ unter der Kraft von 9,81 N bestimmt.

Durch das Einsetzen von $F=9,81\text{N}$, $l=62,25\text{mm}$, $H=7,6\text{mm}$, $d=4,98\text{mm}$ und $k=1,432\text{mm}^{-1}$ ergibt sich: $\rho = \sigma * 2,34 \frac{N}{\text{mm}^2}$ (11)

Das bedeutet, dass die im spannungsoptischen Bild ermittelte Ordnung multipliziert mit dem Faktor 2,34 die an diesem Ort vorliegende Hauptspannungsdifferenz angibt. Aus der Hauptgleichung der Spannungsoptik (siehe 2.2.2), sowie der Definition der spannungsoptischen Konstanten (siehe

2.2.2) ergibt sich: $\delta = \frac{C}{\lambda}(\sigma_1 - \sigma_2)d$ (12)

$S = (\sigma_1 - \sigma_2) \frac{d}{\delta}$ (13)

und es erfolgt durch Einsetzen $S = 11,65 \frac{N}{\text{Ordnung} * \text{mm}}$. (14)

S ist damit in diesem Versuchsaufbau etwas größer als vom Hersteller für das Licht der Na-Dampfampe angegeben $S = 11 \frac{N}{\text{Ordnung} * \text{mm}}$.

Da ich Licht einer etwas größeren Wellenlänge ($\lambda = 635\text{nm}$ versus $\lambda = 598\text{nm}$) verwendet habe, musste sich gemäß der Hauptgleichung der Spannungsoptik eine kleinere Phasendifferenz und damit auch eine geringere Empfindlichkeit der Messanordnung, also ein größeres S ergeben.

4. Ergebnisse

4.1 Versuchsdurchführung

Die durch die Polymerisationsschrumpfung erzeugten Spannungen werden mit der beschriebenen Versuchsanordnung dargestellt und quantitativ ausgewertet. Es soll erprobt werden, ob der Versuchsablauf sich dafür eignet, verschiedene Methoden der Füllungstechnik bzgl. der Spannungen miteinander zu vergleichen. Der Übersichtlichkeit halber werden die Spannungen in Ordnungen angegeben. Jede Ordnung entspricht 2,34 MPa.

Alle Proben wurden zu Beginn der Versuchsreihe mit Nummer, Lampentyp, Kompositmaterial, Applikationstechnik, Polymerisationsmethode und Datum versehen. Dies geschah sowohl auf dem Probenmaterial durch einen wasserfesten Faserschreiber, als auch im Videoband mittels einer Texteinblendung in das Videobild. Nachdem alle Geräte angeschlossen und in Betrieb genommen wurden, folgte die Vorbehandlung der Araldit B-Plättchen, mit Solobond S, einem azetonhaltigem Bondingmaterial. Anschließend wird das Komposit mit einem Planstopfer gleichmäßig in die Kavität eingefüllt, wobei zwei Deckgläser das seitliche Herausquellen des Materials verhinderten.

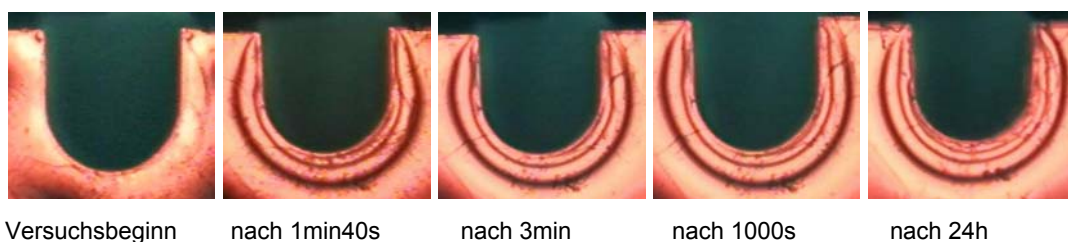


Abb. 16: Spannungsoptische Bilder derselben Kavität zeigen den zunehmenden Spannungsaufbau.

4.2 Blockfüllung

Bei der **Blockfüllung** wurde die Kavität komplett mit Komposit der Marke Arabesk Top (Farbe I) aufgefüllt und aus den drei Richtungen oben, vorne, hinten für jeweils 20 s mit der Halogenlampe belichtet.

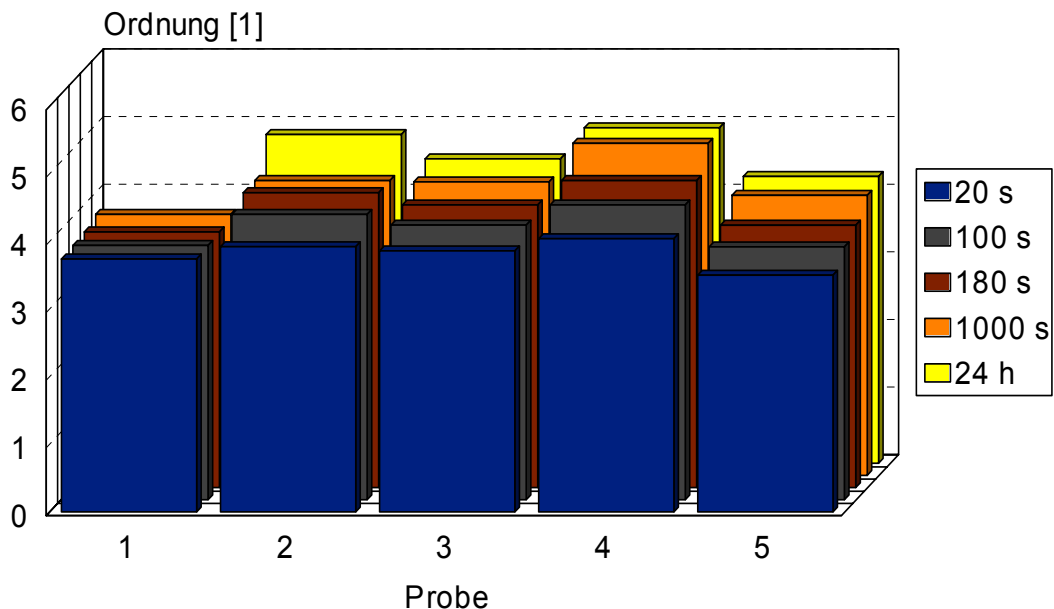


Abb. 17: Blockfüllung: Die Säulenhöhe gibt die Spannung im Kavitätenmaterial in Ordnungen zum angegebenen Zeitpunkt an.

4.3 Schichtfüllung

Die **Schichttechnik** stellt die zweite Möglichkeit der Applikationstechnik des Füllmaterials dar. Dabei wurde das Komposit in 3 geraden Schichten von ca. 1,7mm Dicke eingebracht und jede Schicht von oben 20s polymerisiert. Zwei Proben konnten wegen Abriss von der Kavitätenwand nicht ausgewertet werden.

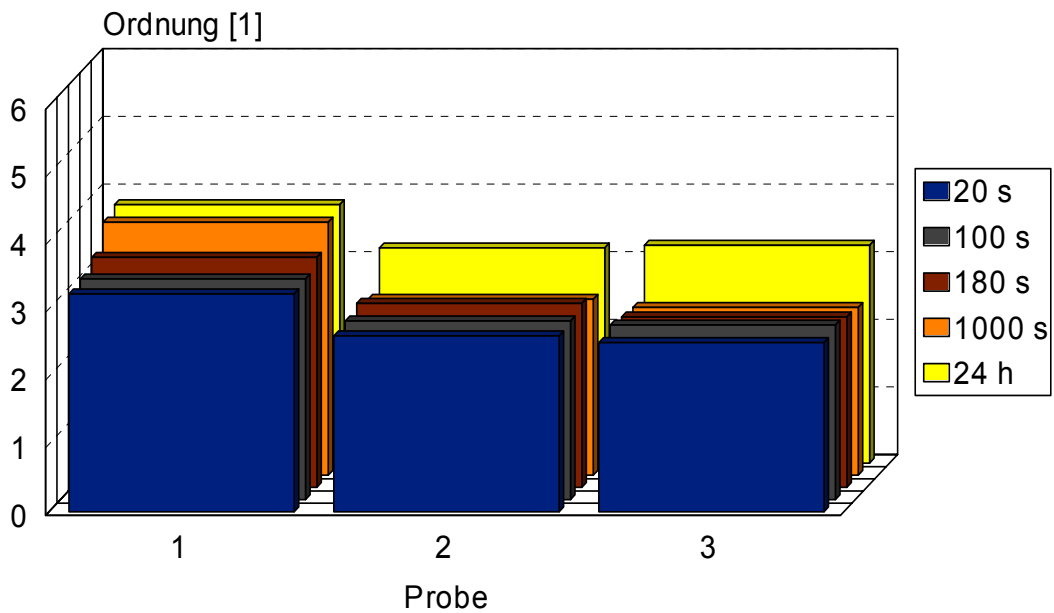


Abb. 18: Schichttechnik: Die Säulenhöhe gibt die Spannung im Kavitätenmaterial in Ordnungen zum angegebenen Zeitpunkt an.

4.4 Füllungen mit Licht-Insert

Bei Versuchen, in denen das Füllmaterial mittels eines speziellen **Inserts** (Gente und Sommer 1999) vorbelichtet wurde, konnte das Insert seitlich oder mittig im plastischen Füllmaterial eingebracht werden. Die Vorbelichtung erfolgte dabei für 20s über den aus Acrylglas bestehenden Lichtleiter, über den eine Blende geschoben wurde, so dass das Licht der Vorbelichtung ausschließlich über das Licht-Insert in die Füllung eindrang und eine direkte Belichtung der Füllung ausgeschlossen war. Andere Versuche prüfen unter Verzicht auf die Blende eine rein passive Funktion des Inserts, weil das Lichteintrittsfenster abgedeckt wurde und so kein Licht über das Insert einfließen konnte. In einer letzten Versuchsserie wurde auf die Abdeckung und den Lichtleiter verzichtet.

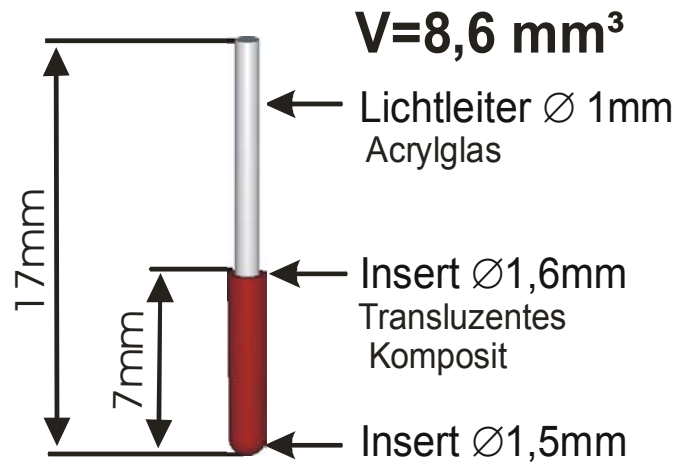


Abb. 19: Licht-Insert

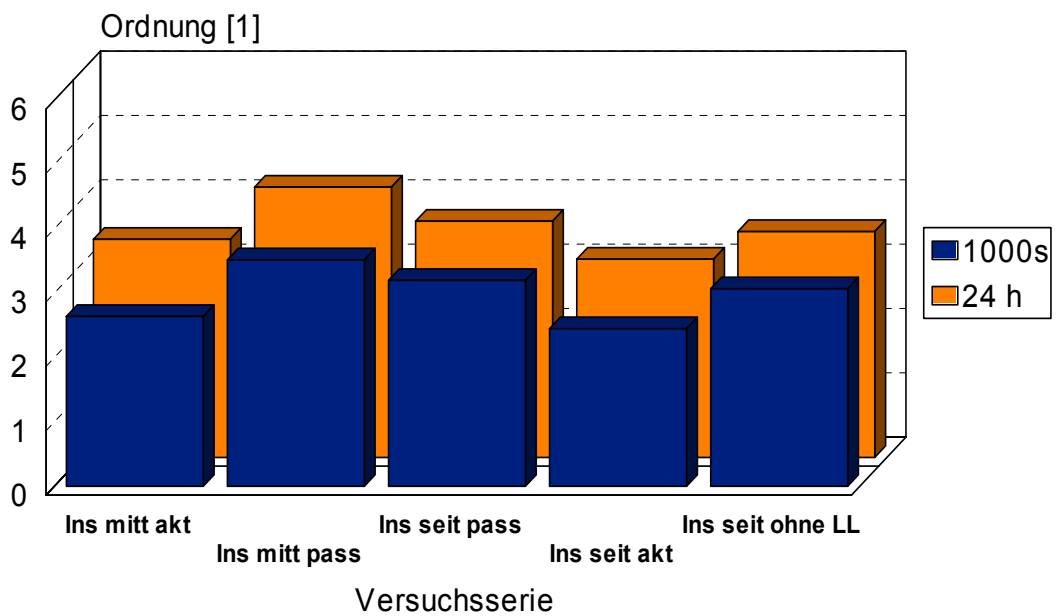


Abb. 20: Vergleich der Spannungen verschiedener Versuchsserien bei Variation der Anwendung des Licht-Inserts (n = 7).

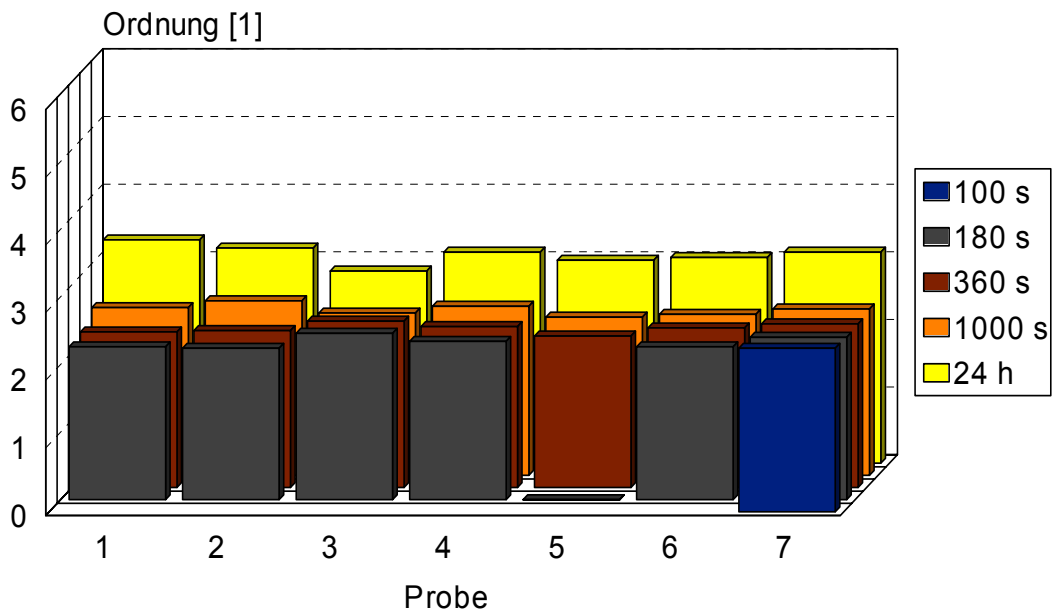


Abb. 21: Spannungen bei Vorbelichtung einer Blockfüllung mit seitlich eingesetztem Licht-Insert. Diese Variation des Licht-Inserteinsatzes ergibt von allen Licht-Insert-Versuchserien der Abb.20, die geringsten Spannungen.

5. Diskussion

Die Spannungsoptik zeigt sich in dieser Arbeit als bewährte Methode zur Analyse und Erfassung von Spannungen. Dafür wird diese Technik auch in der Zahnheilkunde genutzt. Neu ist der Versuch, gleichzeitig Komposit mit kurzwelligem blauen Licht zu härten und die Spannungsentwicklung im roten Licht zu beobachten. Die Nutzung des roten Lichtes erforderte die Eichung der Apparatur, da sich die Literatur auf gelbes Licht bezieht, welches eine kürzere Wellenlänge aufweist.

Araldit B wurde als Kavitätenmaterial benutzt, da es eine gute spannungsoptische Empfindlichkeit besitzt. Abgerundete Kavitäten der Größe 5 x 5 x 5 mm mit einem C-Faktor von 0,92 und einem Volumen von $V=112 \text{ mm}^3$ ergaben die günstigsten Resultate. Obwohl die stark stilisierten Kavitäten den klinischen Kavitätenformen nicht genau gleichzusetzen sind, scheint das gewählte Volumen der Kavität, dem einer durchschnittlichen Seitenzahnkavität zu entsprechen.

In der Literatur sind keine Absolutwerte für Spannungen dieser Kavität angegeben, aus diesem Grund wählten wir in dieser Arbeit den „Test“ durch Vergleich verschiedener Verarbeitungstechniken. Als Ergebnis werden ausgeprägte Spannungen deutlich:

Durch die Polymerisation induzierte Spannungen werden im Kavitätenmaterial sichtbar.

Für das Modellmaterial Araldit B wird ein E-Modul von $E = 3500 \frac{N}{\text{mm}^2}$ angegeben,

welches sich im Verhältnis zum E-Modul des Dentins von rund $E = 15000 \frac{N}{\text{mm}^2}$

(Gente 1983) als verformbareres Material darstellt, also gibt Araldit B um das Vierfache stärker einer auftretenden Spannung nach als Dentin. Da in dieser Arbeit verschiedene Verarbeitungstechniken gegenüber gestellt wurden, erscheint eine qualitative Übertragung der Ergebnisse auf die klinische Kavität möglich.

Das Ergebnis zeigt, dass Blockfüllungen signifikant größere Spannungen erzeugen, als eine mittels Schichttechnik gelegte Füllung. Der Unterschied ist nach dem K.S.-Test signifikant ($p < 0,05$), da sich die relativen Häufigkeiten der Messwerte nicht überschneiden (*Harten et al.* 1993). Die Ergebnisse für Block- und Schichtfüllungen entsprechen dem bekanntem Wissen und den Erwartungen:

Der Vergleich bekannter Füllungstechniken bzgl. ihrer Spannungsentwicklung bestätigt bekannte Resultate.

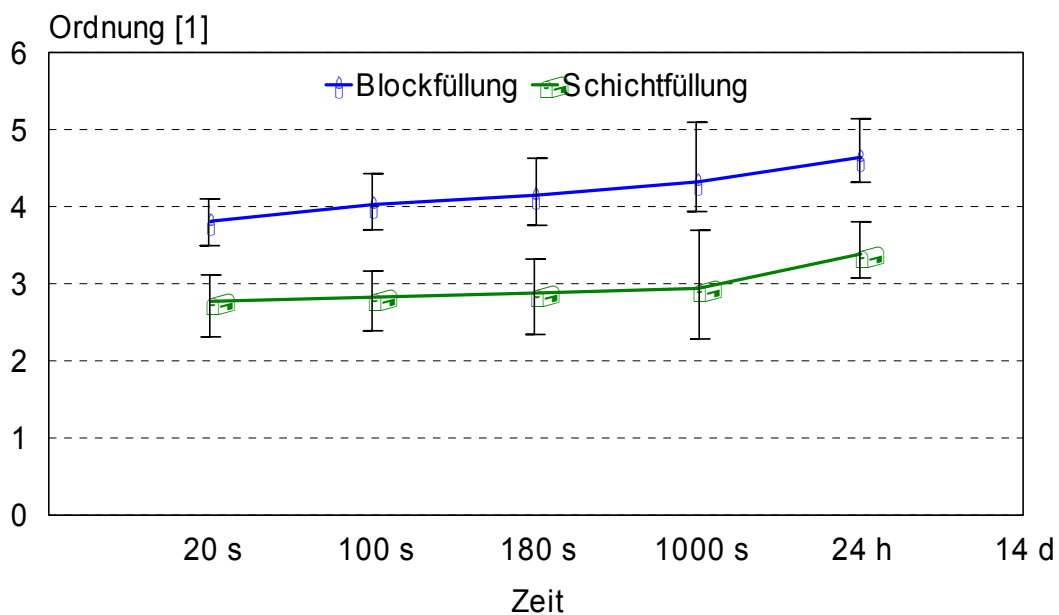


Abb. 22: Gegenüberstellung der Verarbeitungstechniken Block/Schicht im Liniendiagramm. Die Fehlerbalken geben die gesamte Streubreite der Messergebnisse an. (keine Standardabweichung)

Des Weiteren findet ein neues Verfahren der Licht-Insert-Technik Anwendung. Es werden im Versuch deutliche Spannungsreduktionen bei einer Vorbelichtung über das kleinvolumige Licht-Insert sichtbar.

Eine Variation der Position des Inserts in der Füllung ergibt den günstigsten Effekt bei „Randlage“. Diese optimierte Füllungstechnik entspricht in ihrem Ergebnis dem der Schichttechnik. Das entwickelte Licht-Insert zeigt sich als vielversprechende Methode zur Spannungsreduktion.

Die spannungsoptische Methode erlaubt einen Vergleich der herkömmlichen mit neuen Füllungstechniken.

Damit steht eine neue Methode zur Optimierung von Komposit-Verarbeitungsmethoden zu Verfügung, die gut geeignet ist, um In-vitro Spannungsentwicklungen zu verfolgen.

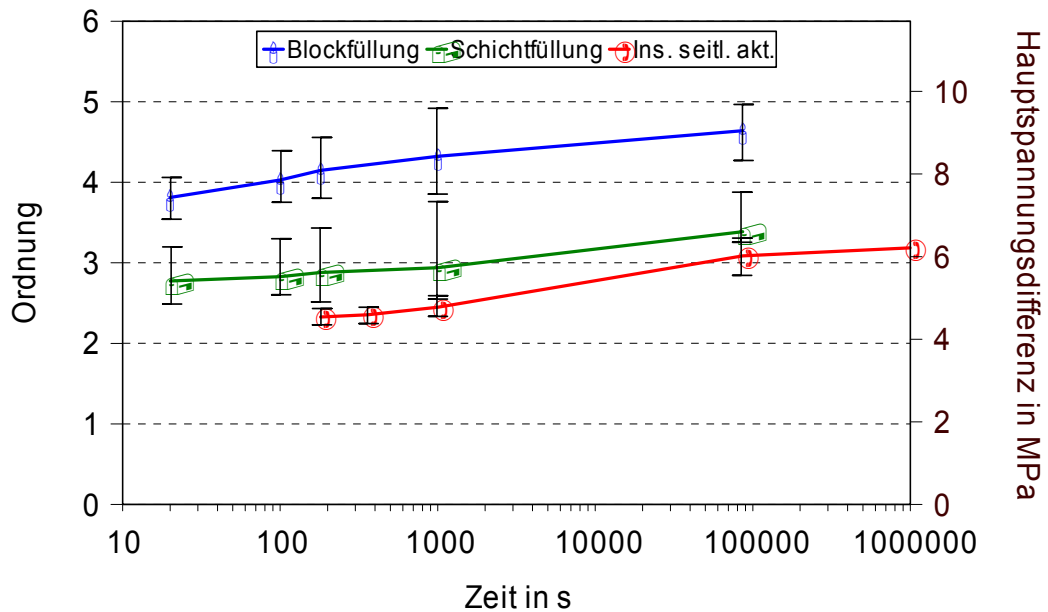


Abb. 23: Spannungsentwicklung und Vergleich der verschiedenen Verarbeitungstechniken Block/Schicht/Insert.

6. Zusammenfassung

Gegenüber Amalgam haben lichthärtbare Komposite als Füllungswerkstoffe in den letzten Jahren immer größere Bedeutung erlangt. Neben vielen Vorteilen zeigen diese Füllungen aber die Tendenz zur Spaltbildung, welche aus der Polymerisationsschrumpfung der Komposite resultiert. Mit immer besseren Adhäsivtechniken wurde versucht, dem entgegenzuwirken und den Verbund zum Dentin zu optimieren.

Aus dem verbesserten Verbund ergibt sich jedoch eine hohe Spannungsbelastung durch die Schrumpfkkräfte an den Klebeflächen. Deswegen ist die Entwicklung von Methoden, die die Beobachtung der Spannungsentwicklung ermöglichen, von Bedeutung.

In der vorgestellten Untersuchung wird ein spannungsoptischer Messaufbau entwickelt, mit dem es möglich ist, die Spannungen im Material stilisierter Kavitäten quantitativ zu erfassen. Die Darstellung der Spannungen erfolgt mit langwelligem roten Licht, die Aushärtung der Füllungen mit kurzwelligem blauen.

Ein erster Einsatz der neuen Versuchsapparatur und Methodik ergab für den Vergleich von Schicht- und Blockfüllungen das bekannte Resultat, dass die Schichttechnik zur Reduktion von Spannungen führt. Die Verarbeitung eines neuen, kleinvolumigen Licht-Inserts in Blockfüllungen konnte hinsichtlich der damit erzielbaren Spannungsreduktion optimiert werden: Die Spannungen sind dann mit denen einer Schichtfüllung vergleichbar.

Damit hat die vorgestellte Technik zur Spannungsbeobachtung eine erste Bewährungsprobe bestanden und stellt eine viel versprechende Methode für die weitere Optimierung bekannter und neuer Füllungstechniken dar.

Teile dieser Dissertationsarbeit wurden in Form eines Posters vorgestellt:

1. Tagung der DGZMK / BZÄK im Rahmen des DENTSPLY-FÖRDERPREISES 2002 (Hannover):
K. Klingler, M. Nötzel: „**Spannungsoptischer Vergleich des Stresses in Modellkavitäten für verschiedene Methoden der Lichtpolymerisation**“

2. 82. General Session and Exhibition of the International, American, and Canadian Associations for Dental Research 2004 (Hawai, Honolulu):
M Nötzel, K. Klingler, M. Gente: “**Reduction of Polymerization Stress of Composite Resin on Model-Cavities**”

7. Literaturverzeichnis

1. Amaral CM, et al. : **The influence of composite resin polymerization techniques on mikroleakage and mikrohardness.** J Dent Res (80) 2001; Abstract 1296.
2. Asmussen E, Peutzfeld A.: **Direction of shrinkage of light-curing resign composites.** Acta Odontol Scand (57) 1999; 310-315.
3. Asmussen E.: **Direction of shrinkage of light-curing resign composites.** J Dent Res (77) 1998; Abstract 212.
4. Bauer A.: **Optimierung eines spannungsoptischen Messverfahrens zur Untersuchung von Polymerisationsspannungen in dentalen Füllwerkstoffen.** Diplomarbeit der Studienrichtung Physikalische Technik; FH München.
5. Betz A.: **Festigkeitslehre III. Spannungsoptik.** Script FH München.
6. Bouillaguet S. et al. : **Bonding characteristics to dentin walls of class II cavities, in vitro.** Dent Mater (17) 2001; 316-321.
7. Bouschlicher MR., Boyer DB.: **Effect of Ramped/ Stepped Light Intensity on Polymerisation Shrinkage Forces.** J Dent Res (78) 1999; Abstact 2322.
8. Chen HY., Manhart J., Hickel R., Kunzelmann K-H.: **Polymerization contraction stress in light-cured packable composite resins.** Dent Mater (17) 2001; 253-259.

9. Condon JR., **In vitro wear of composite with varied cure, filler Ferracane JL.: level, and filler treatment.**
J Dent Res (76) 1997 ; 1405-1411.
10. Danesh G. et al. : **Werkstoffeigenschaften verschiedener Komposite nach Plasma- und Halogenlichtpolymerisation.**
Dtsch Zahnärztl Z (49) 1994; 859-866.
11. Dubos J., **Polymerization Shrinkage Stress Generated from Monhagan P., Composites of Different Resin Formulations.**
Seghi R.: J Dent Res (80) 2001; Abstract 608.
12. Ernst C-P., **Polymerisationsspannung in Kompositmaterialien Kürschner R., bei Verwendung eines zweistufigen Willers- Lichtpolymerisationsgerätes.**
hausen B.: Acta Med Dent Helv (2) 1997, 208-215.
13. Feilzer AJ., **A New Method to Determine the Viscosity of Resin Composites.** J Dent Res (74) 1995; Abstract 490.
De Gee AJ.,
Davidson CL.:
14. Feilzer AJ., **Influence of light intensity on polymerization Dooren LH., shrinkage and integrity of restoration-cavity De Gee AJ., interface.** Eur J Oral Sci (103) 1995; 322-326.
Davidson
CL. :
15. Gente M.: **Untersuchungen von Proben aus Schmelz und Dentin bei Temperaturänderungen.**
Med. Diss. Marburg, 1983.
16. Gente M., **Verringerung der linearen Schrumpfung Sommer AP.: lichthärtbarer Komposite durch selektive Bestrahlung.** Dtsch Zahnärztl Z (54) 1999; 729-731.

17. Gente M., Sommer AP.: **Komponenten für die Herstellung randspaltfreier Füllungen aus lichthärtbaren plastischen Füllungsmaterialien für menschliche Zähne.** Offenlegungsschrift DE 198 03 302 A 1. 1999.
18. Gerthsen C., Kneser HO.: **Physik.** Springer Verlag Berlin, 11.Auflage, 1971.
19. Geurtsen, W.: **Kunststofffüllung.** In: Heidemann, D. (Hrsg.), Praxis der Zahnheilkunde (Bd. 2): Kariologie und Füllungstherapie Urban & Schwarzenberg 1999.
20. Goracci G., Mori G., Martinis LC.: **Curing Light Intensity and Marginal Leakage of Resin Composite Restorations.** Quintess. Int. (25) 1996; 355-361.
21. Hadechny M. et al. : **Effect of Varying Curing Systems on Composite Resin Shrinkage.** J Dent Res (78) 1999; Abstract 2323.
22. Hakki O., Moore BK., Cochran MA.: **Marginal Integrity, Internal Adaptation, and Mikroleakage of Flowable Resin Composites.** J Dent Res (80) 2001; Abstract 610.
23. Harten H-V., Nägerl H., Schulte H-D.: **Statistik für Mediziner.** VCH Verlagsgesellschaft mbH; Weinheim 1993; ISBN 3-527-15401-9.
24. Hentschel D., Blunck U., Roulet J-F.: **The Influence of Curing Light Intensity on Marginal Adaptation.** J Dent Res (77) 1998; Abstract 1483.

25. Kawaguchi M., Fukushima T., Miyazaki K.: **The Relationship Between Cure Depth and Transmission Coefficient of Visible-light-activated Resin Composites.** J Dent Res (73) 1994; 516-521.
26. Klötzer W.: **Spannungsoptische Festigkeitsuntersuchungen einiger Prothesentypen.**
Dtsch Zahnärztl Z (19) 1964; 375-384.
27. Klötzer W.: **Über polarisationsoptische Untersuchungen an Prothesenmodellköpern.**
Dtsch Zahnärztl Z (21)1966; 894-901.
28. Krishnan VK., Yamuna V.: **Effect of initiator concentration, exposure time and particle size of the filler upon the mechanical properties of a light curing radioopaque dental composite.** J Oral Rehabil (25) 1998; 747-751.
29. Kürschner R., Koran P.: **Weniger Stress durch Elipar Highlight.**
Dental Magazin (1) 1998; 20-22.
30. Labella R. et al.: **Polymerization shrinkage and elasticity of flowable composites and filled adhesives.**
J Dent Res (77) 1998; Abstract 60.
31. Langkau R., Lindström G., Scobel W.: **Physik kompakt,**
Eletromagnetische Wellen, Vieweg Verlag 1996,
ISBN 3-528-07282-2
32. Levy A., Ficker E., Egli A R.: **Dreidimensionale spannungsoptische Untersuchungen an Jacketkronen im Modellversuch.**
Schweiz. Mschr. Zahnheilk. (8) 1969; 943-979.

33. Lösche AC., Lösche GM., Roulet J-F.: **Die Auswirkung erhöhter Lichtintensität auf das Randverhalten von Klasse II Kompositfüllungen.** Dtsch Zahnärztl Z (49) 1994; 590-594.
34. Lösche GM., Neuenburg CM., Roulet J-F.: **Die adhäsive Versorgung konservativer Klasse-II-Kavitäten.** Dtsch Zahnärztl Z (48) 1993; 26-30.
35. Lösche GM., Roulet J-F.: **Marginal Adaptation of Class II Composite Fillings : Guided Polymerization vs Reduced Light Intensity.** J Dent Res (77)1998; Abstract 61.
36. Lösche GM., Schürg C., Roulet J-F.: **The Influence of Curing Light intensity on Marginal Adaptation of Composite Fillings.** J Dent Res (72) 1993 ; Abstract 1284.
37. McCulloch AJ., Smith BGN.: **In vitro studies of cuspal movement produced by adhesive restorative materials.** Br Dent J (161) 1986; 405-409.
38. Miara P., Zyman P.: **Neue Generationen ästhetischer Kompositfüllungen für den Seitenzahnbereich.** ZMK (9) 1998; 62-66.
39. Motsch A., Müssig U., Vetter F.: **Dreidimensionale spannungsoptische Zahnmodelle- ihre Herstellung und Anwendung zur Untersuchung statischer Probleme.** Dtsch Zahnärztl Z (25) 1970; 343-349.
40. Motsch A., Nobmann K.: **Klinische und spannungsoptisch - experimentelle Untersuchungen verschiedener Präparationsformen in der Onlaytechnik.** Dtsch Zahnärztl Z (26) 1971; 415-421.

41. Nötzel M.: **Reduktion von Polymerisationsspannungen in Modellkavitäten durch Schichttechnik und Verwendung kleinvolumiger Licht-Inserts.**
laufende Promotion (2004).
42. Pearson GJ., Hegarty SM.: **Cusp movement of molar teeth with composite filling materials in conventional and modified MOD cavities.** Br Dent J (166) 1989; 162-165.
43. Roulet J-F.: **Zahnfarbene Restaurationen als Amalgam-Alternative.** Dtsch Zahnärztl Z (49) 1994; 859-866.
44. Sakaguchi RL. et al.: **Dynamic mechanical analysis of storage modulus development in light-activated polymer matrix composites.** Dent Mater (18) 2002; 197-202.
45. Sakaguchi RL., Berge HX.: **Reduced light energy density decreases post-gel contraction while maintaining degree of conversion in composites.**
J Dent (26) 1998; 695-700.
46. Sakaguchi RL., Ferracane JL.: **Stress transfer from polymerization shrinkage of a chemical-cured composite bonded to a pre-cast composite substrate.**
Dent Mater (14)1998; 106-111.
47. Schröder G.: **Technische Optik.**
Vogel Verlag 1980, ISBN 3-8023-0067-X.
48. Soltesz U.: **Polymerisationsschrumpfung einiger neuer Komposit - Füllungswerkstoffe.**
Zahnärztl. Mitt. (88) 1998; 1404-1406.

49. Sommer AP.,
Gente M.: **Lichtinduzierte Steuerung der Polymerisations-
schrumpfung von Dental - Kompositen durch die
Erzeugung temporärer Härtegradienten.**
Biomed. Technik (44) 1999; 290-293.
50. Song YX.,
Inoue K.: **Linear shrinkage of photo-activated composite
resins during setting.**
J Oral Rehabil (28) 2001; 335-341.
51. Suh BI., Cripe
CA., Yin R.: **Light Intensity and Exposure Time Effects on
Light-cured Composites.**
J Dent Res (77) 1998; Abstract 60.
52. Suliman A.,
Boyer DB.,
Lakes RS.: **Deformation of Teeth by Composite
Polymerization Shrinkage: An Interferometry
Study. J Dent Res (71) 1992; Abstract 660.**
53. Suliman A.,
Boyer DB.: **Cusp Movement of Premolars Resulting from
Composite Polymerization Shrinkage.**
J Dent Res (70) 1991; Abstract 2085.
54. Uno S.,
Asmussen E.: **Marginal adaptation of a restorative resin
polymerized at reduced rate.**
Scand J Dent Res (99) 1991; 440-444.
55. Venhoven
BAM., et al.: **Reduction of photoinitiation system concentration
for slow curing resin composites.**
J Dent Res (77) 1998; Abstract 427.
56. Versluis A.,
Douglas WH.,
Cross M.,
Sakaguchi
RL.: **Does an incremental filling technique reduce
polymerization shrinkage stresses?**
J Dent Res (75) 1996; 871-878.

57. Versluis A., **Thermal expansion coefficient of dental**
Douglas WH., **composites measured with strain gauges.**
Sakaguchi Dent Mater (12) 1996; 290-294.
RL.:
58. Versluis A., **Do Dental Composites Always Shrink Toward the**
Tantbirojn D., **Light?** J Dent Res (77) 1998;1435-1445.
Douglas WH.:
59. Versluis A., **Shrinkage stress: Does restoration size matter?**
Tantbirojn D., J Dent Res (80) 2001; Abstract 607.
Douglas WH.:
60. Vogel KM., **Influence of Exposure Method and Energy on**
Rheinberger **Contraction Force Reduction.**
V.: IADR 2004; Abstract 43638.
61. Watts DC., **Intrinsic "soft-start" polymerization shrinkage-**
Hindi A.: **kinetics in an acrylate-based resin-composite.**
Dent Mater (15) 1999; 39-45.

8. Materialverzeichnis

- Optikbaukasten (OPTIK-CABINET 80), Kamenzer Spielwaren
- Polarisationsfilter der Firma Tiedemann & Betz, Garmisch-Partenkirchen (zirkular, 50 x 50 mm)
- Interferenz-Tiefpassfilter: Edmund Optics, Karlsruhe (Best.-Nr.: M30-634)
- Araldit B Platten (Stärke: 5mm), Fa. Betz
- Halogenlampe: Translux , Fa Kulzer (Wehrheim/Ts.)
- Bonding: Solobond M (mono), Fa. VOCO, Cuxhaven
- Mikro-Hybrid-Komposit: Arabesk TOP (I,U0,A3), Fa. VOCO, Cuxhaven
- CCD-Kamerachip der C-MOS Farbkamera mit 365496 Pixel (628x582), Conrad Electronic (Best.-Nr.: 150348-41)
- Stromquelle mit Regler (Standardnetzgerät, regelbar)
- LED (rot), Conrad Electronic, Hirschau
- Objektiv (Pancolar 2/50), Jena
- Beschriftungsgerät, Med TV (Eigenbau der Medizintechnik des FB 20, Marburg)
- Videorekorder (Typ: Super VHS-ET), Fa. JVC
- VHS-Kassetten (E-240), Fa. Kodak
- Filter (hama PL, circular M49)

9. Danksagung

An dieser Stelle möchte ich all denen danken, die mich bei der Entstehung meiner Dissertation unterstützt haben und ohne deren Mithilfe meine Arbeit nicht in dieser Form entstanden wäre.

Herrn Prof. Dr. Gente möchte ich herzlich danken für die Überlassung des interessanten Dissertationsthemas und die intensive Betreuung während der Erstellung meiner Arbeit.

Meiner Familie sage ich Dankeschön für die Ermutigung, während meines Studiums eine solch große Aufgabe zu beginnen und abzuschließen, für die unermüdliche Motivation und Unterstützung während dieser Zeit.

Dem Menschen, der mich wohl am besten kennt und versteht, danke ich sehr für die lieben Worte, die mich oft bestärkten. Danke.... einfach für alles!

Vielen Dank lieber Matthias für deine supertolle Unterstützung und alle computertechnischen Hilfestellungen während unserer Doktorarbeit.

Ich möchte mich bedanken bei Herrn Feinmechanikermeister Heimann und Herrn Vogel für die schnelle Anfertigung der Versuchsanordnung.

Der Firma VOCO danke ich für die Überlassung der Kompositmaterialien und der Gesellschaft DGZPW für die finanzielle Unterstützung während dieser Arbeit.

10. Tabellarischer Lebenslauf

Persönliche Daten

Name: Kristin Klingler
Wohnhaft: Am Bohnengrund 37; 36433 Bad Salzungen
Geburtsdatum: 08.03.1979
Geburtsort: Bad Salzungen
Vater: Dr. Carsten Klingler, geb. am 11.8.57 in Nordhausen,
Zahnarzt
Mutter: Franziska Klingler, geb. am 29.3.56 in Bad Liebenstein,
Kieferorthopädin
Familienstand: ledig

Schulbildung

1985 - 1990 Grundschule in Bad Salzungen
1990 - 1997 Staatliches Gymnasium Bad Salzungen; Abschluss: Abitur.

Beruflicher Werdegang

01.08.1997 Beginn der Ausbildung zur Zahntechnikerin im Labor Werth &
Priester, Kassel
01.04.1998 Beginn des Studiums der Zahnmedizin an der Philipps-
Universität Marburg
07.09.1999 Naturwissenschaftliche Vorprüfung
23.08.2000 Zahnärztliche Vorprüfung
16.08.2001 Beginn der Promotion am Medizinischen Zentrum für Zahn-,
Mund- und Kieferheilkunde Marburg
09.12.2003 Staatsexamen
01.01.2004 Beginn der Tätigkeit als Assistenz Zahnärztin in der
Zahnarztpraxis Dr. Carsten Klingler, Bad Salzungen
06.01.2004 Approbation als Zahnärztin

11. Verzeichnis der Akademischen Lehrer

Meine Akademischen Lehrer in Marburg waren die Damen und Herren
Universitäts-Professoren und Dozenten:

Aumüller, Austermann, Bach, Cetin, Coca, Czubayko, Dibbets, Feuser, Flores de
Jacobi, Gente, Geks, Geus, Hasilik, Hellinger, Holzheidt, Kern, Koolmann,
Lammel, Lang, Lehmann, Lippert, Lotzmann, McGregor, Mengel, Mittag,
Neumüller, Petermann, Pieper, Printz, Radsak, Ramaswamy, Röhm, Rogausch,
Siegel, Stachniss, Stelzel, Suske, Umstadt, Voigt, Wagner, Weihe, Wenz,
Westermann.

12. Ehrenwörtliche Erklärung

Ich erkläre ehrenwörtlich, dass ich die dem Fachbereich Humanmedizin Marburg zur Promotionsprüfung eingereichte Arbeit mit dem Titel

**Entwicklung und erste Anwendung einer spannungsoptischen
Messeinrichtung zur Beobachtung von
polymerisationsschrumpfbedingten Spannungen**

im Medizinischen Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde der Philippsuniversität Marburg unter der Anleitung von Prof. Dr. Gente ohne sonstige Hilfe selbst durchgeführt und bei der Abfassung der Arbeit keine anderen als in der Dissertation angeführten Hilfsmittel benutzt habe.

Bisher habe ich weder an einem anderen in- oder ausländischen medizinischen Fachbereich ein Gesuch um Zulassung zur Promotion eingereicht noch die vorliegende oder eine andere Arbeit als Dissertation vorgelegt.

Marburg, den 20. Februar 2004