

**Diplomarbeit**

**Flüssigkeitsbedingte Volumszunahme unterschiedlicher  
Flowable-Komposite im Vergleich**

eingereicht von

**Thomas Knauß**

zur Erlangung des akademischen Grades

**Doktor der Zahnheilkunde**

**(Dr. med. dent.)**

an der

**Medizinischen Universität Graz**

ausgeführt an der

**Klinischen Abteilung für Zahnerhaltung, Parodontologie und**

**Zahnersatzkunde**

**Universitätsklinik für Zahnmedizin und Mundgesundheit**

unter der Anleitung von

**Ao. Univ.-Prof. Dr. Karl Glockner**

**Ao.Univ.-Prof. Dr.med.univ. Kurt Ebeleseder**

Graz, 18.09.2020

*Eidesstattliche Erklärung*

*Ich erkläre ehrenwörtlich, dass ich die vorliegende Arbeit selbstständig und ohne fremde Hilfe verfasst habe, andere als die angegebenen Quellen nicht verwendet habe und die den benutzten Quellen wörtlich oder inhaltlich entnommenen Stellen als solche kenntlich gemacht habe.*

*Graz, am 18.09.2020*

*Thomas Knauß eh.*

## **Danksagungen**

Ich möchte mich an dieser Stelle bei allen Menschen bedanken, die mich bei der Erstellung dieser Diplomarbeit unterstützt haben.

Besonderer Dank gilt meinen Eltern für die finanzielle Unterstützung und insbesondere meiner Mutter, dafür, dass sie mich bestärkt hat diese Richtung einzuschlagen und mir in schwierigen Lebensphasen immer Zuversicht gegeben hat. Auch meiner lieben Großmutter möchte ich danken, für ihre Unterstützung und ihre guten Ratschläge.

Meinem Betreuer Herrn Ao. Univ.-Prof. Dr.med.univ. Karl Glockner gilt mein besonderer Dank, für die Bereitstellung des Themas, die Geduld, das 24/7 Feedback und die wertvolle Betreuung von der Beschaffung der Materialien bis hin zur fertigen Arbeit und das trotz einer Pandemie.

Weiters möchte ich mich bei Petra Wagner und der konservierenden Abteilung bedanken, für die Hilfe und die Bereitstellung aller Geräte zur Herstellung der Proben. Auch meiner Kollegin Djana Manigoda gilt mein Dank für die gemeinsame Betreuung und Problembehebung am Thermocycler.

Meinen Freunden Gerrit, Michi, Christian und Stefan gilt mein Dank, für ihr stets offenes Ohr und für die Ablenkung und Zerstreuung vor und nach schweren Prüfungen.

Zu guter Letzt möchte ich hier noch meine KollegInnen Katja, Markus, Michael, Lisa und Yvonne erwähnen, die im Laufe der letzten Jahre zu guten Freunden wurden. Ohne euch wäre die Studienzeit nur halb so schön gewesen.

# Inhaltsverzeichnis

Danksagungen .....	2
Glossar und Abkürzungen .....	5
Abbildungsverzeichnis.....	6
Tabellenverzeichnis.....	7
Zusammenfassung.....	8
1 Einleitung .....	10
1.1 Karies .....	10
1.2 Kavitätenklasse V und Zahnhalsdefekte .....	11
1.3 Kompositmaterialien.....	13
1.3.1 Flowable Komposit .....	14
1.3.2 Säureätztechnik.....	15
1.4 Randverfärbungen und Stufen .....	15
1.5 Ziel der Studie .....	16
1.6 Betrachtete Materialien .....	16
1.6.1 Tetric Evoflow (Vivadent Ivoclar) .....	16
1.6.2 Brilliant EverGlow (Coltene).....	16
1.6.3 Herculite XRV Ultraflow (Kerr) .....	17
1.6.4 G-aenial Universal Flo (GC) .....	17
1.6.5 Venus Diamond Flow (Heraeus Kulzer).....	17
1.7 Thermocycling und Lagerung.....	17
1.8 Digitalmikrometer .....	18
2 Material und Methoden.....	18
2.1 Studiendurchführung .....	18
2.1.1 Herstellung der Proben .....	18
2.1.2 Lichtpolymerisation .....	21
2.1.3 Thermocycling und Lagerung .....	24
2.1.4 Vermessung der Proben .....	26
2.1.5 Datenaufbereitung .....	27
3 Ergebnisse .....	28
3.1 Betrachtung der einzelnen Materialien .....	31
3.1.1 Tetric Evoflow .....	31
3.1.2 Brilliant Everglow .....	33
3.1.3 Herculite XRV Ultraflow .....	35

3.1.4	G-aenial Universal Flo .....	37
3.1.5	Venus Diamond Flow.....	39
3.2	Betrachtung der Materialien im Vergleich.....	41
4	Diskussion.....	44
4.1	Genauigkeit und klinische Relevanz der Messergebnisse .....	44
4.2	Behandlungsspezifische Einflussfaktoren .....	45
4.3	Auswirkungen auf die parodontale Gesundheit.....	45
4.4	Auswirkung der Ausdehnung auf die Randdichtigkeit .....	46
4.5	Auswirkung der Ausdehnung auf Sekundärkaries.....	47
4.6	Frühere Studienergebnisse im Vergleich .....	48
4.7	Möglichkeiten zur Senkung der Volumszunahme .....	48
	Literaturverzeichnis .....	50

## Glossar und Abkürzungen

Bis-GMA	Bisphenol A-glycidyl Methacrylat
bzw.	beziehungsweise
°C	Grad Celsius
GPa	Gigapascal
LED	Leuchtdiode (Light-emitting diode)
MPa	Megapascal
mW/cm <sup>2</sup>	Milliwatt pro Quadratzentimeter
N	Newton
nm	Nanometer
sek	Sekunde
UDMA	Urethan Dimethacrylat
U/min	Umdrehungen pro Minute
µm	Mikrometer
Vol.-%	Volumsprozent

## Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Abfraktionsstress .....	12
Abbildung 2: Digitalmikrometer .....	18
Abbildung 3: Herstellung der Proben .....	19
Abbildung 4: Markierung der Proben .....	19
Abbildung 5: Proben mit Markierung .....	20
Abbildung 6: Lichtpolymerisationsgerät Bluephase 20i (Ivoclar Vivadent 2016) ..	22
Abbildung 7: Lichtpolymerisationsgerät Bluephase PowerCure (Ivoclar Vivadent 2019) .....	23
Abbildung 8: Kleinbrutschrank Cultura .....	24
Abbildung 9: Lagerung der Proben in Wasser .....	24
Abbildung 10: Thermocycler BT1 .....	25
Abbildung 11: Vermessung entlang der Körperachsen x, y und z .....	26
Abbildung 12: Vermessung im Digitalmikrometer .....	27
Abbildung 13: Mittelwertige Ausdehnung in mm - Tetric Evoflow .....	32
Abbildung 14: Ausdehnung in % - Tetric Evoflow .....	32
Abbildung 15: Mittelwertige Ausdehnung in mm - Brilliant Everglow .....	34
Abbildung 16: Ausdehnung in % - Brilliant Everglow .....	34
Abbildung 17: Mittelwertige Ausdehnung in mm - Herculite XRV Ultraflow .....	36
Abbildung 18: Ausdehnung in % - Herculite XRV Ultraflow .....	36
Abbildung 19: Mittelwertige Ausdehnung in mm - G-aenial Universal Flo .....	38
Abbildung 20: Ausdehnung in % - G-aenial Universal Flo .....	38
Abbildung 21: Mittelwertige Ausdehnung in mm - Venus Diamond Flow .....	40
Abbildung 22: Ausdehnung in % - Venus Diamond Flow .....	40
Abbildung 23: Prozentuelle Ausdehnung im Vergleich I .....	41
Abbildung 24: Prozentuelle Ausdehnung im Vergleich II .....	43
Abbildung 25: Schmelzmuster nach Phosphorsäureätzung (Gängler & Arnold 2010) .....	46

## Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Herstellerangaben zur korrekten Licht-Polymerisation .....	21
Tabelle 2: Messergebnisse und Mittelwertiges Ergebnis in mm .....	30
Tabelle 3: Mittelwertige Messergebnisse - Tetric Evoflow .....	31
Tabelle 4: Ausdehnung in mm - Tetric Evoflow .....	31
Tabelle 5: Ausdehnung in % - Tetric Evoflow .....	31
Tabelle 6: Mittelwertige Messergebnisse - Brilliant Everglow .....	33
Tabelle 7: Ausdehnung in mm - Brilliant Everglow .....	33
Tabelle 8: Ausdehnung in % - Brilliant Everglow .....	33
Tabelle 9: Mittelwertige Messergebnisse - Herculite XRV Ultraflow .....	35
Tabelle 10: Ausdehnung in mm - Herculite XRV Ultraflow .....	35
Tabelle 11: Ausdehnung in % - Herculite XRV Ultraflow .....	35
Tabelle 12: Mittelwertige Messergebnisse - G-aenial Universal Flo .....	37
Tabelle 13: Ausdehnung in mm - G-aenial Universal Flo .....	37
Tabelle 14: Ausdehnung in % - G-aenial Universal Flo .....	37
Tabelle 15: Mittelwertige Messergebnisse - Venus Diamond Flow .....	39
Tabelle 16: Ausdehnung in mm - Venus Diamond Flow .....	39
Tabelle 17: Ausdehnung in % - Venus Diamond Flow .....	39
Tabelle 18: Prozentuelle Volumszunahme im Vergleich I .....	41
Tabelle 19: Prozentuelle Volumszunahme im Vergleich II .....	42

## **Zusammenfassung**

Auf dem Gebiet der Komposite gibt es unzählige unterschiedliche Materialien und Hersteller. Die Langlebigkeit einer direkten Restauration hängt dabei neben anderen Faktoren auch von den individuellen Eigenschaften der Materialien ab. Insbesondere der Restaurationsrand spielt dabei eine wichtige Rolle in Hinblick auf Sekundärkaries und Randspaltbildung.

### Zielsetzung:

Ziel dieser Arbeit ist es festzustellen ob und wie stark Flowable-Komposite unterschiedlicher Hersteller, die für Klasse-V-Restaurationen zugelassen sind, bei künstlicher Alterung hygroskopisch an Volumen zunehmen.

### Material und Methoden:

Untersucht wurden das Tetric Evoflow (Vivadent Ivoclar), Brilliant EverGlow (Coltene), Herculite XRV Ultraflow (Kerr), G-aenial Universal Flo (GC) und Venus Diamond Flow (Heraeus Kulzer). Dabei wurden 5 Proben je Hersteller über 1500 Zyklen im Thermocycler künstlich gealtert und dabei zweimal im Digitalmikrometer vermessen.

### Ergebnisse:

Bei allen untersuchten Materialien konnte eine Ausdehnung festgestellt werden. Am besten schnitt Venus Diamond Flow (0.11 - 0.14% Ausdehnung), gefolgt von Herculite XRV Ultraflow (0.19 - 0.27% Ausdehnung), Brilliant Everglow (0.17 - 0.32%) und Tetric Evoflow (0.18 - 0.38%). Die größte Ausdehnung durchlief G-aenial Universalflow (0.41 - 0.58%).

### Schlussfolgerung:

Die Ergebnisse machen deutlich, dass es bei Klasse-V-Versorgungen durch hygroskopische Volumszunahme zu einer Stufenbildung am Restaurationsrand kommen kann, die folglich zu Sekundärkaries, bis hin zu Gingivitis und Parodontitis-Erkrankungen führen kann.

## **Abstract**

There are countless different materials and manufacturers in the field of composites. The longevity of a direct restoration depends, among other factors, on the individual properties of the materials.

The restoration margin in particular plays an important role with regard to secondary caries and marginal gap formation.

### Objective:

The aim of this work is to determine whether and to what extent flowable composites from different manufacturers, which are approved for Class-V-restorations, increase hygroscopically in volume with artificial aging.

### Material and methods:

The following materials were examined: Tetric Evoflow (Vivadent Ivoclar), Brilliant EverGlow (Coltene), Herculite XRV Ultraflow (Kerr), G-aenial Universal Flo (GC) and Venus Diamond Flow (Heraeus Kulzer). Five samples per manufacturer were artificially aged over 1500 cycles in a thermocycler and measured twice in a digital micrometer.

### Results:

An expansion was noticed for all materials examined.

Venus Diamond Flow (0.11-0.14% expansion) performed best, followed by Herculite XRV Ultraflow (0.19-0.27% expansion), Brilliant Everglow (0.17-0.32% expansion) and Tetric Evoflow (0.18-0.38% expansion). The greatest expansion was noticed at G-aenial Universal Flow (0.41-0.58% expansion).

### Conclusion:

The results show, that the hygroscopic increase in volume of Class-V-Restorations can lead to the formation of steps at the edge of the restoration, which consequently leads to secondary caries, gingivitis and further periodontal disease.

# 1 Einleitung

## 1.1 Karies

Die *Caries* (lat. für Morschheit, Fraß) bezeichnete in früheren Jahrhunderten eine Vielzahl ätiologisch unterschiedlicher, entzündlicher und destruktiver Erkrankungen des Knochens und der Zähne.

Heute versteht man unter dem mittlerweile rein zahnbezogenen Begriff einen unter der Schmelzoberfläche beginnenden anfangs noch reversiblen

Demineralisationsprozess durch pH-Abfall im Biofilm der Zahnplaque in Folge bakterieller Vergärung von Mono- und Disacchariden sowie hydrolysierbaren Polysacchariden (Gängler et al. 2010: S112). Die Zahnkaries ist damit ein mikrobiell verursachter chronischer Erkrankungsprozess, der durch eine fortschreitende Demineralisation der Zahnhartsubstanzen charakterisiert ist und schließlich zum Einbruch der Schmelzoberfläche führt (Reitemeier et al. 2005: S 165). Dieser Erkrankungsprozess läuft in Schüben ab, denen Stagnationsphasen folgen und ist in seinem chronischen Verlauf meist schmerzsymptomlos, solange bis es anfangs zu einer Irritation der Pulpa, Pulpitis und letztlich zur apikalen Parodontitis kommt (Gängler et al. 2010: S112).

Unterschieden wird Karies in Primär- und Sekundärkaries, wobei hier die grundlegende bereits beschriebene Ätiologie die gleiche ist. Primärkaries entwickelt sich auf der natürlichen Zahnoberfläche, während die Sekundärkaries auf an Füllungen angrenzenden Schmelzflächen, also an Restaurationsrändern entsteht (Fejerskov et al. 2008: S5).

## **1.2 Kavitätenklasse V und Zahnhalsdefekte**

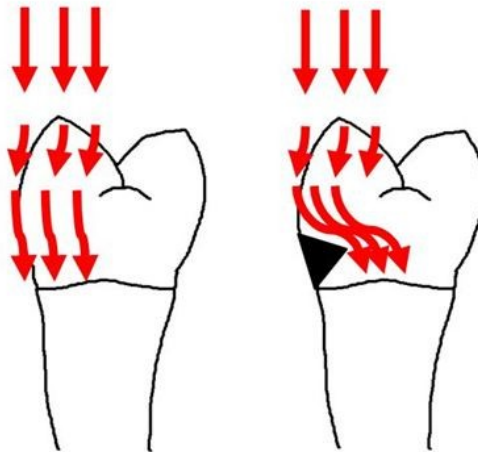
Greene Vardiman Black (1901) fasste die unterschiedlichen Erscheinungsformen an kariös verursachten Kavitäten in den 'Kavitätenklassen nach Black' zusammen:

- Klasse I: Kavität in okklusalen Grübchen und Fissuren
- Klasse II: Kavitäten der Approximalflächen von Prämolaren und Molaren
- Klasse III: Kavitäten der Approximalflächen der Frontzähne ohne Beteiligung der Schneidekante
- Klasse IV: Kavitäten der Approximalflächen der Frontzähne mit Beteiligung der Schneidekante
- Klasse V: Zahnhalskavitäten

(Reitemeier et al. 2005: S170).

Burke F. J. (2015) beschrieb die Pathogenese von Klasse-V-Kavitäten verursacht durch Karies, erosive Substanzen und/oder exzessives Zähneputzen. Bei den Zahnhalsdefekten gibt es neben den kariös verursachten Läsionen zusätzlich das Phänomen der NCCLs (Noncariious cervical lesions), bei dem es zum Verlust von Zahnhartsubstanz im cervicalen Bereich der Zahnkrone, ohne signifikante Beteiligung an kariösen Prozessen, kommt. Die Ursache wird hier in einer Vielzahl an unterschiedlichen Faktoren wie beispielsweise Erosion, Abrasion und Abfraktion gesehen (Peumans M et al. 2020).

Bhundia S et al. (2019) beschreibt die Abfraktion ehestens als multiätiologisch relevant für cervicale nonkariöse Läsionen, da es aus klinischer Sicht noch keinen ausreichenden Beweis gibt, dass der okklusal induzierte Stress allein ursächlich für Zahnhalsdefekte ist. In einer Studie von Ahmić Vuković A et al. (2019), in der Prämolaren axial und paraxial belastet wurden, zeigte sich, dass der Abfraktionsstress bei bereits bestehenden cervicalen Läsionen zehn Mal höher ist, als bei Prämolaren mit intakter cervicaler Schmelzoberfläche, was zu einer Ausweitung des Defekts führt.



**Abbildung 1: Abfraktionsstress**

In der Werkstoffkunde ist dieses physikalische Phänomen als das Qualitätsmerkmal Oberflächengüte beschrieben. Vereinfacht erklärt, weist dabei ein Körper, der keine oberflächlichen Defekte aufweist, unter mechanischer Belastung bessere Eigenschaften auf, als ein vergleichbarer Körper mit oberflächlichen Defekten. Bereits sehr kleine Defekte vertiefen sich durch die entstehenden Spannungen im Körper und führen so zum Verschleiß (Labisch & Weber 2013).

Bei fortgeschrittener Karies erfolgt die Kariespräparation mittels rotierenden oder oszillierenden Handinstrumenten unterschiedlicher Drehzahl und Handexkavatoren unterschiedlicher Größe. Für die Präparation und das Finieren der Kavität sollten dabei hochtourige Drehzahlbereiche (45.000 - 120.000 U/min) zum Einsatz kommen und für die Exkavation und die Politur niedrigtourige Drehzahlen (500 - 4500 U/min). Die Präparation sollte dabei stets mit Wasserkühlung und möglichst geringem Druck erfolgen, dabei gilt auch: je näher die Pulpa, desto niedriger die Drehzahl (Gängler & Arnold, 2010: S159 -160). Zur Füllungstherapie von Zahnhalskavitäten eignen sich fließfähige Kompositmaterialien am besten, da es bei biomechanischer Belastung durch Kaukräfte in diesem Bereich zu elastischen Verformungen kommt. Diese führen dazu, dass ein steifes Material aus der Kavität herausgeschoben wird, während ein elastisches Material in seiner Position bleibt (Gängler & Arnold 2010: S188).

### **1.3 Kompositmaterialien**

Komposite bestehen grundlegend aus drei Komponenten:

- Organische Matrix
- Füllstoffe
- Verbundphase

Die organische Matrix setzt sich dabei vorwiegend aus Monomeren, Verdünnern, Inhibitoren, Initiatoren, Akzeleratoren, Weichmachern und Stabilisatoren zusammen. Die Monomere, bis-GMA und UDMA, sind multifunktionelle Methacrylate mit der vereinfachten Formel MA-R-MA. Das Zwischenglied R kann aus aliphatischen Ketten, Urethanpolymeren, aromatischen Ringen und Polyethern bestehen. Diese chemische Zusammensetzung beeinflusst unterschiedliche Eigenschaften, wie Schrumpfung, Wasseraufnahme, Polymerisationsgrad und Viskosität. Enthalten die Moleküle viele Sauerstoffatome oder Hydroxylgruppen, resultiert daraus zum Beispiel eine hohe Wasseraufnahme. Die Schrumpfung ist bei langkettigen Atomen geringer, aber die Viskosität wiederum höher als bei kurzkettigen Molekülen (Gängler & Arnold 2010: S178).

Die Komonomere TEGDMA (Triethylenglykol-dimethacrylat) und EGDMA (Ethylenglykol-dimethacrylat) haben als Verdünner die Funktion, die Verarbeitbarkeit der langkettigen und daher viskösen Monomere zu verbessern. Initiatoren wie Benzoylperoxid oder Campherchinon bilden freie Radikale, die die Doppelbindungen der Monomere aufspalten und somit die Polymerisation initiieren. Es kommt so zu einer netzförmigen Verkettung der Ausgangsmoleküle, bis alle Doppelbindungen verbraucht sind. Akzeleratoren beschleunigen in diesem Prozess die, sehr langsam ablaufenden Polymerisationsreaktionen von Diacrylaten. Um all die genannten Eigenschaften noch mit einer möglichst langen Haltbarkeit und Lagerfähigkeit zu versehen, werden Stabilisatoren und Inhibitoren, meist Phenole beigemischt, die eine vorzeitige Polymerisation verhindern indem sie freie Radikale an sich binden (Gängler & Arnold 2010: S178).

Zusätzlich zu feindispersen Siliciumdioxidclustern und anderen Nanopartikeln werden außerdem größere anorganische Füllkörper zugesetzt, um Eigenschaften

wie Schrumpfung, thermische Ausdehnung und Wasseraufnahme zu verringern und die Steifigkeit, Bruchfestigkeit und Abrasionsbeständigkeit zu verbessern. Man spricht von MikrofüllerKomposite, wenn dabei zerkleinerte Vorpolymerisate oder gesinterte und zerkleinerte Siliciumdioxidteilchen zum Einsatz kommen. MikrofüllerKomposite zeichnen sich durch hohe Polymerisationsschrumpfung, Wasseraufnahme und schlechte mechanische Eigenschaften sowie fehlende Röntgenopazität aus. Bei den heute üblichen HybridKomposite bilden 0,5 - 10 µm große Glaspartikel die Füllkörper, was sich positiv auf Schrumpfung, Wasseraufnahme und mechanische Eigenschaften auswirkt. Um einen festen Verbund zwischen Glaspartikeln und der organischen Matrix herzustellen, werden die Füllkörper silanisiert, also es wird eine Silanverbindung auf die Oberfläche aufgebracht. Dies ermöglicht die chemische Bindung der organischen Matrix an die anorganischen Füllkörper (Gängler & Arnold 2010: S179).

### **1.3.1 Flowable Komposit**

Der Unterschied zwischen fließfähigen Kompositmaterialien und Universalkompositmaterialien liegt im Mengenverhältnis Monomer zu Füllkörper. Im Vergleich beinhaltet Flowable Komposit weniger Füllkörper und mehr Monomer, was neben anderen Eigenschaften auch die geringere Viskosität und damit höhere Fließfähigkeit zur Folge hat. Durch den erhöhten Monomeranteil fällt auch die Polymerisationsschrumpfung höher aus (über 3 Vol.-%), die im Zuge der Polymerisation durch die Umwandlung von Doppelbindungen in Einfachbindungen entsteht und was zur Folge hat, dass die Moleküle im Polymer enger aneinander liegen (Gängler & Arnold 2010: S181, 184).

Der Vorteil fließfähiger Komposite liegt in ihrer Elastizität. Während Universalkomposite ein E-Modul von 8 - 12 GPa haben, liegt er bei fließfähigen Materialien mit 5 - 8 GPa deutlich niedriger. In Bereichen die der Kaukraft direkt ausgesetzt sind, darf ein Füllungsmaterial jedoch nicht elastisch sein, da sonst die Gefahr besteht den Zahn zu sprengen. Das Einsatzgebiet von fließfähigen Kompositmaterialien ist dadurch auf die Verwendung als Liner für größere Klasse I und II Kavitäten, sowie für die Versorgung von kleinen Klasse I, II und Klasse V-Kavitäten limitiert (Gängler & Arnold 2010: S184).

### **1.3.2 Säureätztechnik**

Mittels Konditionierung durch Phosphorsäureätzung ist es möglich Haftung durch Mikroretention zwischen Komposit und Zahnhartsubstanz zu schaffen. Im Schmelz wird dabei durch die Ätzung das Schmelzmuster freigelegt. Gering visköse Materialien können in das entstandene Relief einfließen und sind nach der Polymerisation darin verankert. Im Dentin ist durch die Dentintubuli und den darin befindlichen Dentinliquor eine direkte Anbindung an die Pulpa gegeben. Nach der Entfernung des sogenannten "smear layer" durch Phosphorsäureätzung (Primen) und die Freilegung der Dentintubuli und des Kollagenfasernetzwerks, kann mittels hydrophilem Dentinhaftvermittler eine sogenannte Hybridschicht geschaffen werden, an der das hydrophobe Komposit anbinden kann (Gängler & Arnold 2010: S 188).

### **1.4 Randverfärbungen und Stufen**

Verfärbungen des Zahnschmelzes werden ätiologisch in zwei Gruppen unterteilt:

- Intrinsische Verfärbungen, die meist angeboren sind oder durch systemische Faktoren hervorgerufen werden, bei denen es zu einer Einlagerung von Pigmenten in die Zahnhartsubstanz kommt.
- Extrinsische Verfärbungen, die durch an die Schmelzoberfläche angelagerte Substanzen entsteht. Ursächlich für solche Verfärbungen sind neben Konsumgütern wie Tee, Kaffee, Tabak auch Speichelzusammensetzung, Speichelfluss, mangelnde Mundhygiene, Schmelzdefekte sowie mangelhafte Restaurationsränder (Hattab et al. 1999)

Neben den so verursachten Verfärbungen, können Stufen an Restaurationsrändern zur Akkumulation von pathogenen Keimen führen (Clarke & Hirsch 1995). Laut einer Arbeit von Jokstad A (2016) kommt es am Rand zwischen Schmelz und Restaurationsoberfläche zu einer allmählichen und lokalisierten Bildung von Sekundärkaries.

## **1.5 Ziel der Studie**

Der Vergleich der hier betrachteten Materialien soll einen Überblick über die Eigenschaften in Bezug auf Klasse V-Kavitäten schaffen. Da Zahnhalsdefekte wie bereits beschrieben multiätiologischen Faktoren unterliegen, folgen daraus auch hohe Anforderungen an etwaige Füllungsmaterialien.

Flowable Komposite, stellen aufgrund ihrer mechanisch-elastischen Eigenschaften derzeit den Gold-Standard für die Versorgung von Zahnhalsdefekten dar (Gängler & Arnold 2010: S188). Die künstliche Alterung unter mundähnlichen Bedingungen mittels Thermocycling soll zeigen ob und inwieweit, Flowable Komposite aufgrund ihrer Zusammensetzung an Volumen zunehmen.

Die mit der Volumszunahme verbundene Stufenbildung hat starke Auswirkungen auf die Langlebigkeit der Restauration, da es neben dem Füllungsverlust durch Plaqueakkumulation und Sekundärkaries auch zu einer Schädigung des Sulcus und in weiterer Folge des Parodonts kommen kann.

## **1.6 Betrachtete Materialien**

### **1.6.1 Tetric Evoflow (Vivadent Ivoclar)**

Dieses Flowable Komposit bedient sich der sogenannten Präpolymere als Füllstoff. Dabei handelt es sich um Makrofüller, die aus einem mikrogefüllten Komposit auf die passende Korngröße gemahlen werden. Bei der Polymerisation des Endprodukts integrieren sich die Präpolymere gleichmäßig in die Matrix des Komposits, was diesem Füllungsmaterial Eigenschaften ähnlich denen der Hybridkomposite verleiht (Ivoclar Vivadent 2011).

### **1.6.2 Brilliant EverGlow (Coltene)**

Das Brilliant EverGlow-Flowable Komposit von Coltene setzt auf submicrone, also von der Größe im Nanometerbereich liegende, Bariumgläser als Füllstoff. Diese werden in Vorpolymerisaten in die Matrix des Komposits eingegliedert und senken so die Polymerisationsschrumpfung. Das Flow ist für direkte Restauration aller Klassen indiziert (Coltene/Whaledent AG 2018).

### **1.6.3 Herculite XRV Ultraflow (Kerr)**

Herculite XRV Ultra Flow ist ein fließfähiges Komposit mittlerer Viskosität, das als Liner für Restaurationen der Klassen I und II, sowie als Füllungsmaterial für Restaurationen der Klassen III und V geeignet ist.

Laut Hersteller verfügt dieses Flowable über ein spezielles rheologisches Additiv, das im Rohzustand für eine besondere Fließfähigkeit sorgt und nach der Polymerisation eine hohe Biegefestigkeit bietet. Kerr gibt offiziell an, dass das Herculite Ultraflow über eine Biegefestigkeit von 124 MPa und eine Polymerisationsschrumpfung von 2,79% verfügt (Kerr Corporation 2014).

### **1.6.4 G-aenial Universal Flo (GC)**

Beim G-aenial Universal Flo von GC handelt es sich um ein fließfähiges Komposit mit einzeln silanisierten ultrafeinen Strontiumpartikeln als Füllstoff. Es kann aufgrund seiner Eigenschaften als Füllungsmaterial für alle Kavitätenklassen im Front- und Seitenzahnbereich, sowie zur Verblockung verwendet werden (GC Corporation 2011).

### **1.6.5 Venus Diamond Flow (Heraeus Kulzer)**

Dieses Flowable Komposit von Heraeus Kulzer besteht aus TriCykloDekan-Urethan (kurz TCD) und UDMA-Monomeren und Barium-Aluminium-Fluorid-Glas als Füllstoff. Venus Diamond Flow kann zur Versorgung von Klasse I - V Kavitäten verwendet werden (Kulzer GmbH 2019)

## ***1.7 Thermocycling und Lagerung***

Durch die Methode des Thermocyclings werden Materialien unter simulierten Mundbedingungen künstlich gealtert. Dabei werden, die in Wasser gelagerten Proben unterschiedlichen Temperaturextremen ausgesetzt, was letztlich die Folgen des Wärmeausdehnungs- oder Expansionskoeffizienten auf die Materialeigenschaften in vivo simuliert. Gibt es eine starke Diskrepanz zwischen den Expansionskoeffizienten von Zahn und restaurativem Material, so kann es zur Bildung eines Randspaltes kommen (Wendt, McInnes & Dickinson 1992).

Laut einer Arbeit von Yuan & Barão (2018) entspricht die künstliche Alterung im Thermocycler bei 6000 Zyklen in etwa 5 Jahren oraler Exposition.

Dementsprechend sind 1200 Zyklen etwa einem Jahr oraler Exposition gegenüberzustellen.

### **1.8 Digitalmikrometer**

Die Vermessung der Proben wurde mit dem Digital-Mikrometer der Firma Pollin Electronic durchgeführt. Der Messbereich dieses Geräts liegt zwischen 0 und 25mm mit einer Messgenauigkeitsabweichung von  $\pm 0,001\text{mm}$ . Die Messkraft liegt je nach Anwender zwischen 5 und 10N, die aber durch eine eingebaute "Gefühlsratsche" steuerbar ist (Pollin Electronic GmbH 2011).



Abbildung 2: Digitalmikrometer

## **2 Material und Methoden**

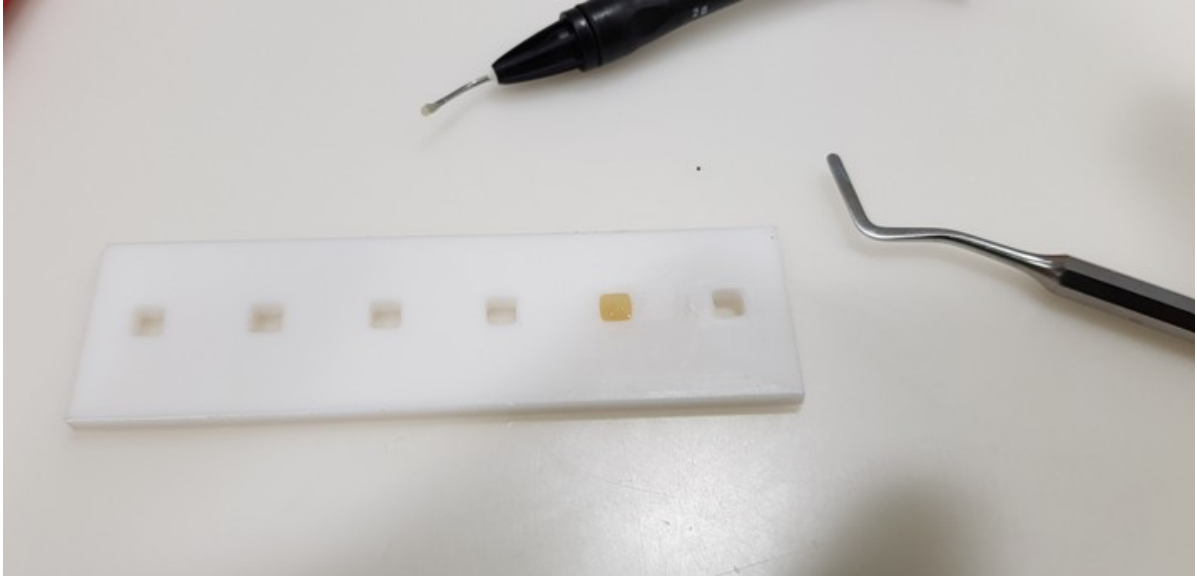
### **2.1 Studiendurchführung**

#### **2.1.1 Herstellung der Proben**

Zur Herstellung der zu vermessenden Proben, wurde eine eigens dafür vorgesehene Teflon-Platte verwendet. Die Platte verfügt über 6 Ausnehmungen mit den Maßen 4mm x 4mm x 3mm.

Von jedem der zu untersuchenden Materialien wurden 5 Proben hergestellt, da diese aneinander gereiht in etwa der maximalen Messlänge des Digital-Mikrometers (25mm) entsprechen. Dabei wurde, die auf einer glatten Oberfläche liegende Teflon-Form von oben befüllt und der Überschuss danach mit einem

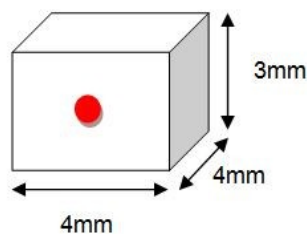
Spatel abgezogen und lichtpolymerisiert. Nach der Polymerisation wurden die Proben aus der Teflonplatte entnommen und von etwaigen Graten und Rauigkeiten, die das Messergebnis beeinflussen hätten können, befreit.



**Abbildung 3: Herstellung der Proben**

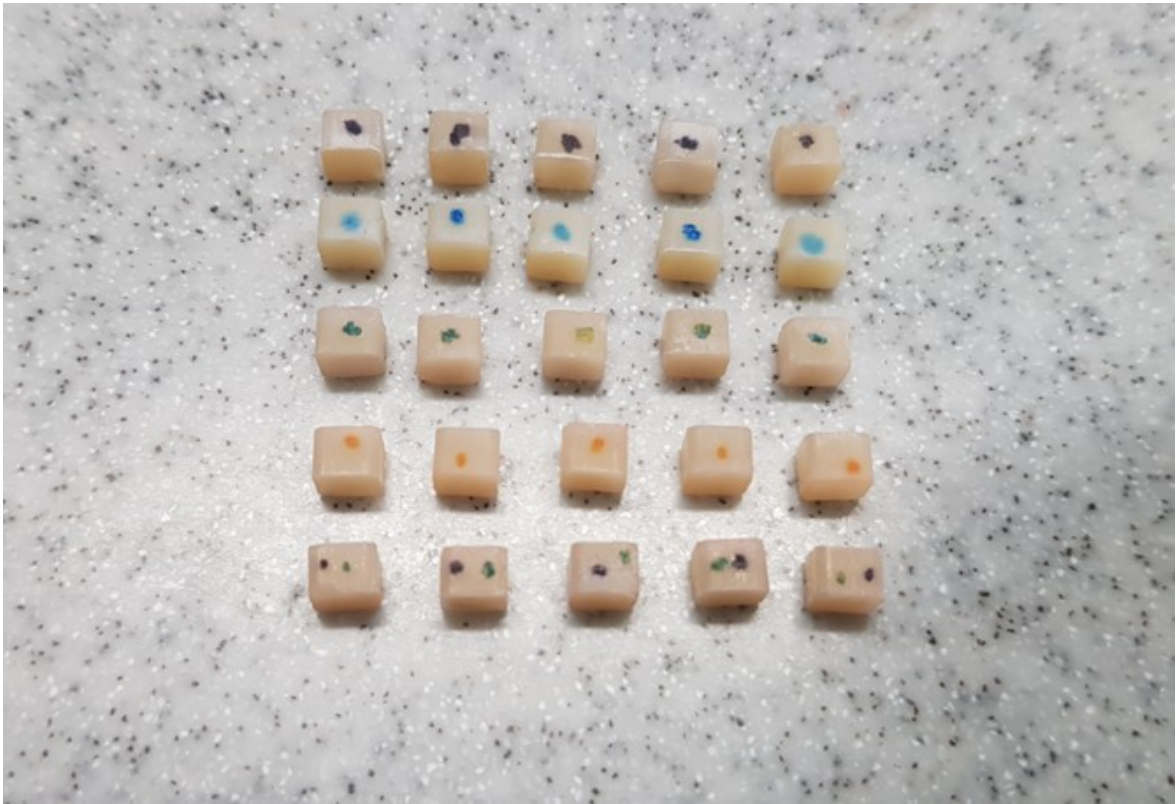
Die so entstandenen Kompositquader mit einer Seitenlänge von 4 x 4 x 3mm wurden zur einfacheren Unterscheidung mit unterschiedlich farbigen wasserfesten Markern an einer Seite gekennzeichnet.

Die Markierung wurde an eine der vier kleinen Seiten des Quaders (4x3mm) gesetzt, um einen einheitlichen Referenzpunkt zur Unterscheidung der drei Körperachsen zu schaffen.



**Abbildung 4: Markierung der Proben**

Diese Markierung diente somit neben der Unterscheidung der Proben in weiterer Folge auch als Referenzpunkt zur Vermessung im Digitalmikrometer.



**Abbildung 5: Proben mit Markierung**

## 2.1.2 Lichtpolymerisation

Die Proben wurden allesamt den Herstellerangaben entsprechend polymerisiert. Die zu beachtenden Parameter zur richtigen Anwendung wurden dabei den jeweiligen Beipackzetteln der Materialien wie folgt entnommen:

Hersteller/Quelle	Material	Lichtleistung	Dauer	Schichtstärke
Vivadent Ivoclar AG (2017)	Tetric Evoflow	>1000 mW/cm <sup>2</sup>	10 sek	-
Coltene/Whaledent AG (2018)	Brilliant Everglow	1600 mW/cm <sup>2</sup>	10 sek	1,5mm
Kerr Corporation (2015)	Herculite XRV Ultraflow	>800 mW/cm <sup>2</sup>	20 sek	-
GC Corporation (2019)	G-aenial Universalflo	1200 mW/cm <sup>2</sup>	10 sek	2mm
Kulzer GmbH (2009)	Venus Diamond Flow	> 550 mW/cm <sup>2</sup>	20 sek	2mm

**Tabelle 1: Herstellerangaben zur korrekten Licht-Polymerisation**

Nach Applikation und Glattstreichen in der entsprechenden Teflonform wurden die Proben 20 Sekunden lang von beiden Seiten mit dem 'High Power'-Programm der Polymerisationslampe Bluephase 20i (Ivoclar Vivadent) ausgehärtet.

Die Proben des Materials Tetric Evoflow von Vivadent Ivoclar, wurden entsprechend den Herstellerempfehlungen mit dem Bluephase PowerCure Lichtpolymerisationsgerät von Ivoclar Vivadent 10 Sekunden lang ausgehärtet.

Nach der sachgemäßen Polymerisation wurden die Proben aus der Form entnommen, vorsichtig entgratet und wie bereits beschrieben markiert. Danach wurden sie sofort in ein entsprechendes Behältnis zur Lagerung in Wasser eingelegt.



Light source	Ivoclar Vivadent Polywave® LED
Wavelength range	385–515 nm
Light intensity	TURBO program: 2,000 mW/cm <sup>2</sup> ± 10 % HIGH POWER program: 1,200 mW/cm <sup>2</sup> ± 10 %

**Abbildung 6: Lichtpolymerisationsgerät Bluephase 20i (Ivoclar Vivadent 2016)**



Light source	Ivoclar Vivadent Polywave® LED
Wavelength range	385–515 nm
Light intensity	3sCure program: 3,050 mW/cm <sup>2</sup> ± 10 % Turbo program: 2,100 mW/cm <sup>2</sup> ± 10 % High Power program: 1,200 mW/cm <sup>2</sup> ± 10 % PreCure program: 950 mW/cm <sup>2</sup> ± 10 %

**Abbildung 7: Lichtpolymerisationsgerät Bluephase PowerCure (Ivoclar Vivadent 2019)**

### 2.1.3 Thermocycling und Lagerung

Die Proben wurden nach der Herstellung 24 Stunden lang zur Endpolymerisation im Kleinbrutschrank Cultura vom Hersteller Ivoclar Vivadent bei Körpertemperatur (37°C) in Wasser gelagert.



Abbildung 8: Kleinbrutschrank Cultura

Im Anschluss wurden sie über einen Beobachtungszeitraum von 3 Monaten weiter stets in einem Kunststoffbehälter in Wasser gelagert und durchliefen dabei 1500 Zyklen im Thermocycler.



Abbildung 9: Lagerung der Proben in Wasser

Der verwendete Thermocycler BT1 verfügt über zwei getrennte Wasserbecken, von denen eines konstant auf 3 - 5°C und das andere in etwa 45 - 50°C temperiert ist. Die Proben wurden gleichmäßig in zwei Körbchen verteilt, die mittels eines kleinen Kranes mit einem Schwenkarm abwechselnd in die beiden Wasserbäder versenkt wurden. Die Körbchen verfügen am Boden über eine Perforierung um das Eindringen und Abfließen des Wassers in den beiden Bädern zu gewährleisten. Die Dauer eines Zyklus beträgt jeweils 2 Minuten, gefolgt von einem 7 sekundigen Wechsel, bei dem das Wasser des jeweiligen Bades wieder abfließen kann.

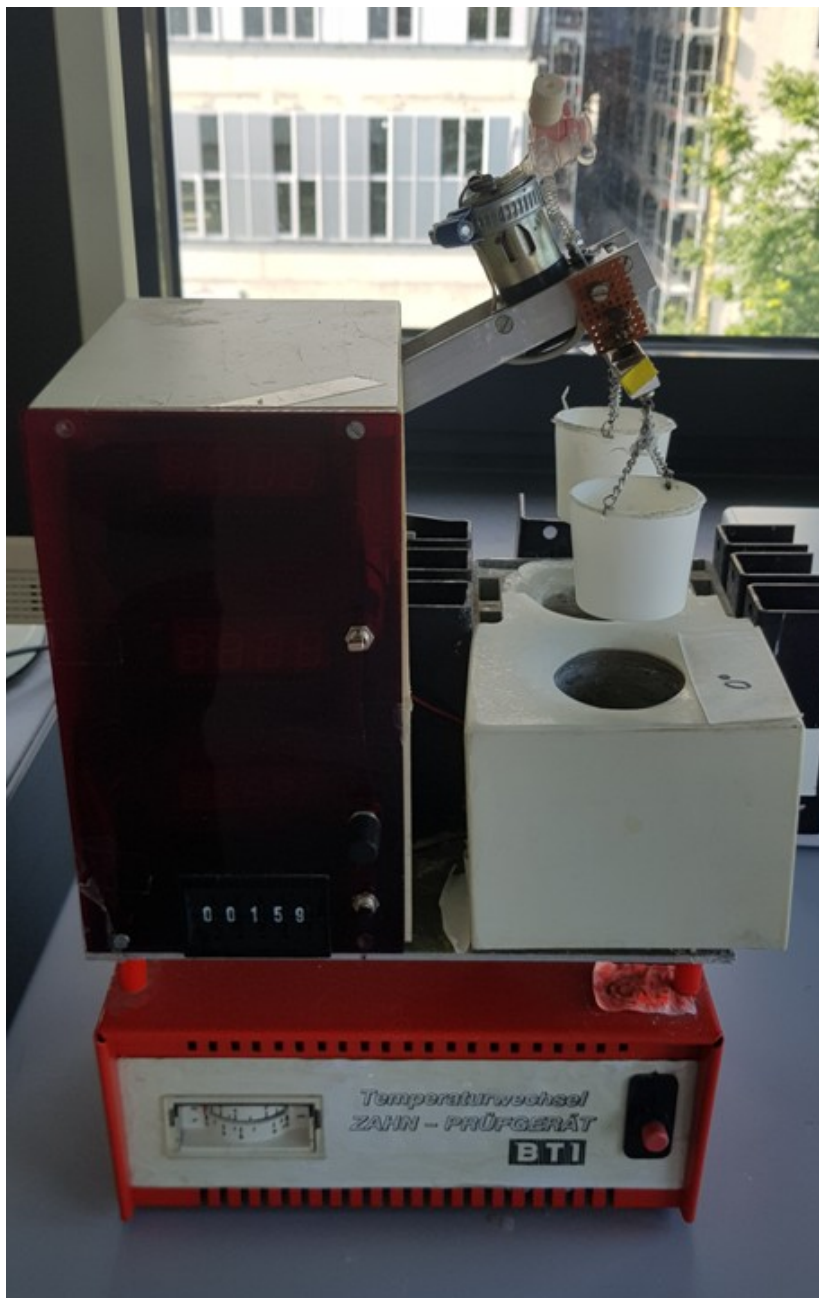


Abbildung 10: Thermocycler BT1

## 2.1.4 Vermessung der Proben

Über den drei-monatigen Zeitraum der Studie wurden die Proben dreimal vermessen. Die erste Messung wurde 24 Stunden nach der Polymerisation vorgenommen, die zweite Messung nach 6 Wochen Wasserlagerung und 750 Zyklen im Thermocycler und die dritte Messung nach weiteren 6 Wochen Wasserlagerung und weiteren 750 Zyklen im Thermocycler.

Insgesamt durchliefen die Proben damit eine dreimonatige Simulation in Wasserlagerung und insgesamt 1500 Zyklen im Thermocycler.

Die Proben wurden im Zuge der Vermessung aneinander gereiht im Digitalmikrometer in allen drei Körperachsen x, y und z vermessen. Die zuvor gesetzte Markierung diente dabei als Referenzpunkt zur Messung entlang der Achsen.

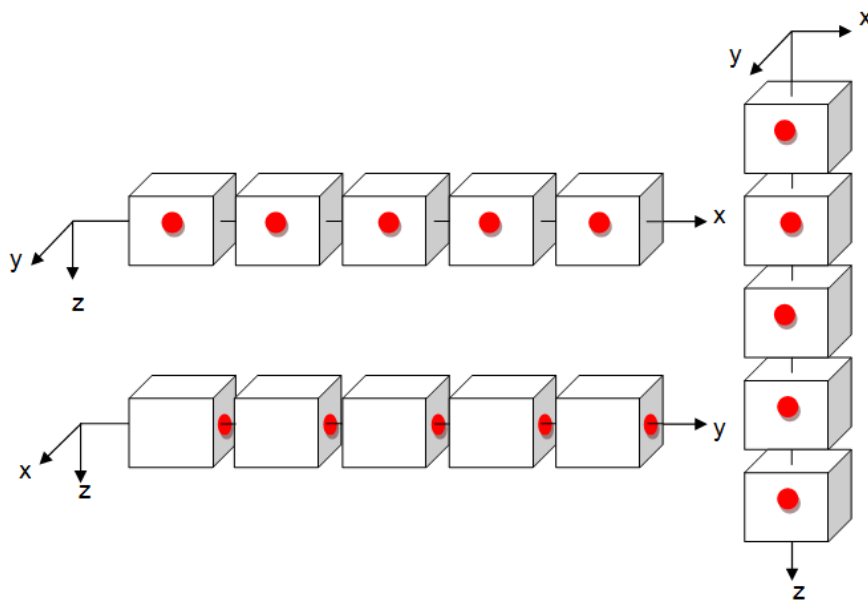


Abbildung 11: Vermessung entlang der Körperachsen x, y und z

Durch die Anordnung der Proben gemäß ihrer Markierung wurde eine reproduzierbare Messung möglich. Die mit 4mm als längere zu betrachtenden Seiten der Quader wurden so als x- und y- Achse definiert und die kürzere 3mm lange Seite als z-Achse.



**Abbildung 12: Vermessung im Digitalmikrometer**

Um Messfehler gemäß Cohens Kappa zu vermeiden wurden die Proben zweimal vom selben Untersuchenden mit derselben Messmethode und dem selben Messgerät (Intrarater Reliabilität) vermessen (Cohen 1960: S37 - 46). Zur einfacheren Darstellung der Ergebnisse wurde aus den zwei dabei entstehenden Ergebnissen pro Messung und Achse der arithmetische Mittelwert errechnet (Bosch 2005: S13).

### **2.1.5 Datenaufbereitung**

Zur Aufbereitung und Darstellung der Messergebnisse wurden die Daten in einer Excel-Tabelle zusammengefasst. Die Messwerte wurden dabei dem jeweiligen Material und der Körperachse sowie dem Messzeitpunkt zugeordnet und der arithmetische Mittelwert, wie bereits beschrieben, aus den Messungen erhoben. Aus den mittelwertigen Messergebnissen wurde die absolute Ausdehnung in mm und die prozentuelle Ausdehnung numerisch und graphisch ausgewertet und in den Ergebnissen dargestellt.

### 3 Ergebnisse

Insgesamt wurden 30 normierte Proben von 5 unterschiedlichen Herstellern untersucht. Dabei wurde die Volumszunahme der Proben nach dreimonatiger Lagerung in Wasser und künstlicher Alterung im Thermocycler, mittels Digitalmikrometer gemessen. Die Proben wurden entlang ihrer drei Körperachsen vermessen und ein arithmetischer Mittelwert aus den dabei ermittelten Ergebnissen errechnet.

Es konnte bei allen untersuchten Materialien eine Volumszunahme gemessen werden, wobei die individuellen Ergebnisse sehr unterschiedlich ausgefallen sind. Bei allen Materialien trat die größte Ausdehnung im Zeitraum zwischen erster und zweiter Messung auf und flachte dann zwischen zweiter und dritter Messung deutlich ab. Bei einem Material vom Hersteller Kerr kam es zwischen der zweiten und dritten Messung sogar zu einer Schrumpfung.

Des Weiteren wurde beobachtet, dass die Ausdehnung bei den verschiedenen Materialien zum Großteil sehr inhomogen ausgefallen ist.

Bei drei der fünf Materialien wurde eine Ausdehnung unabhängig von der absoluten Länge der Körperachsen beobachtet.

		x-Achse	y-Achse	z-Achse
<b>Tetric Evoflow</b>	1. Messung (1)	20,018	20,051	15,872
	1. Messung (2)	20,016	20,049	15,872
	<b>Mittelwert</b>	<b>20,017</b>	<b>20,050</b>	<b>15,872</b>
	2. Messung (1)	20,078	20,081	15,907
	2. Messung (2)	20,077	20,087	15,902
	<b>Mittelwert</b>	<b>20,0775</b>	<b>20,084</b>	<b>15,9045</b>
	3. Messung (1)	20,080	20,089	15,933
	3. Messung (2)	20,078	20,085	15,931
	<b>Mittelwert</b>	<b>20,079</b>	<b>20,087</b>	<b>15,932</b>
<b>Brilliant Everglow</b>	1. Messung (1)	19,941	19,958	15,720
	1. Messung (2)	19,939	19,959	15,722
	<b>Mittelwert</b>	<b>19,940</b>	<b>19,9585</b>	<b>15,721</b>
	2. Messung (1)	19,991	19,989	15,870
	2. Messung (2)	19,992	19,985	15,873
	<b>Mittelwert</b>	<b>19,9915</b>	<b>19,987</b>	<b>15,8715</b>
	3. Messung (1)	19,998	19,991	15,871
	3. Messung (2)	19,994	19,993	15,873
	<b>Mittelwert</b>	<b>19,996</b>	<b>19,992</b>	<b>15,872</b>
<b>Kerr Herculite XRV</b>	1. Messung (1)	20,059	20,009	15,784
	1. Messung (2)	20,053	20,010	15,780
	<b>Mittelwert</b>	<b>20,056</b>	<b>20,0095</b>	<b>15,782</b>
	2. Messung (1)	20,111	20,057	15,814
	2. Messung (2)	20,112	20,055	15,816
	<b>Mittelwert</b>	<b>20,1115</b>	<b>20,056</b>	<b>15,815</b>

	3. Messung (1)	20,097	20,036	15,806
	3. Messung (2)	20,090	20,037	15,813
	<b>Mittelwert</b>	<b>20,0935</b>	<b>20,0365</b>	<b>15,8095</b>
<b>G-aenial Flow</b>	1. Messung (1)	20,079	20,013	15,550
	1. Messung (2)	20,080	20,010	15,551
	<b>Mittelwert</b>	<b>20,0795</b>	<b>20,0115</b>	<b>15,5505</b>
	2. Messung (1)	20,165	20,131	15,615
	2. Messung (2)	20,163	20,131	15,614
	<b>Mittelwert</b>	<b>20,164</b>	<b>20,131</b>	<b>15,6145</b>
	3. Messung (1)	20,178	20,130	15,615
	3. Messung (2)	20,178	20,125	15,615
	<b>Mittelwert</b>	<b>20,178</b>	<b>20,1275</b>	<b>15,615</b>
<b>Venus Diamond Flow</b>	1. Messung (1)	20,115	19,956	15,805
	1. Messung (2)	20,114	19,958	15,807
	<b>Mittelwert</b>	<b>20,1145</b>	<b>19,957</b>	<b>15,806</b>
	2. Messung (1)	20,143	19,983	15,823
	2. Messung (2)	20,142	19,983	15,821
	<b>Mittelwert</b>	<b>20,1425</b>	<b>19,983</b>	<b>15,822</b>
	3. Messung (1)	20,145	19,987	15,826
	3. Messung (2)	20,141	19,984	15,820
	<b>Mittelwert</b>	<b>20,143</b>	<b>19,9855</b>	<b>15,823</b>

**Tabelle 2: Messergebnisse und Mittelwertiges Ergebnis in mm**

### 3.1 Betrachtung der einzelnen Materialien

#### 3.1.1 Tetric Evoflow

Das Flowable der Firma Ivoclar durchlief gesamt eine Volumszunahme zwischen 0,18 und 0,38%. Die Ausdehnung der drei Achsen ist als sehr inhomogen zu betrachten, da sich die absolut kürzere z-Achse prozentuell am stärksten ausgedehnt hat. Folgende Messergebnisse wurden erhoben:

	<b>x-Achse</b>	<b>y-Achse</b>	<b>z-Achse</b>
<b>1. Messung</b>	20,017mm	20,050mm	15,872mm
<b>2. Messung</b>	20,0775mm	20,084mm	15,9045mm
<b>3. Messung</b>	20,079mm	20,087mm	15,932mm

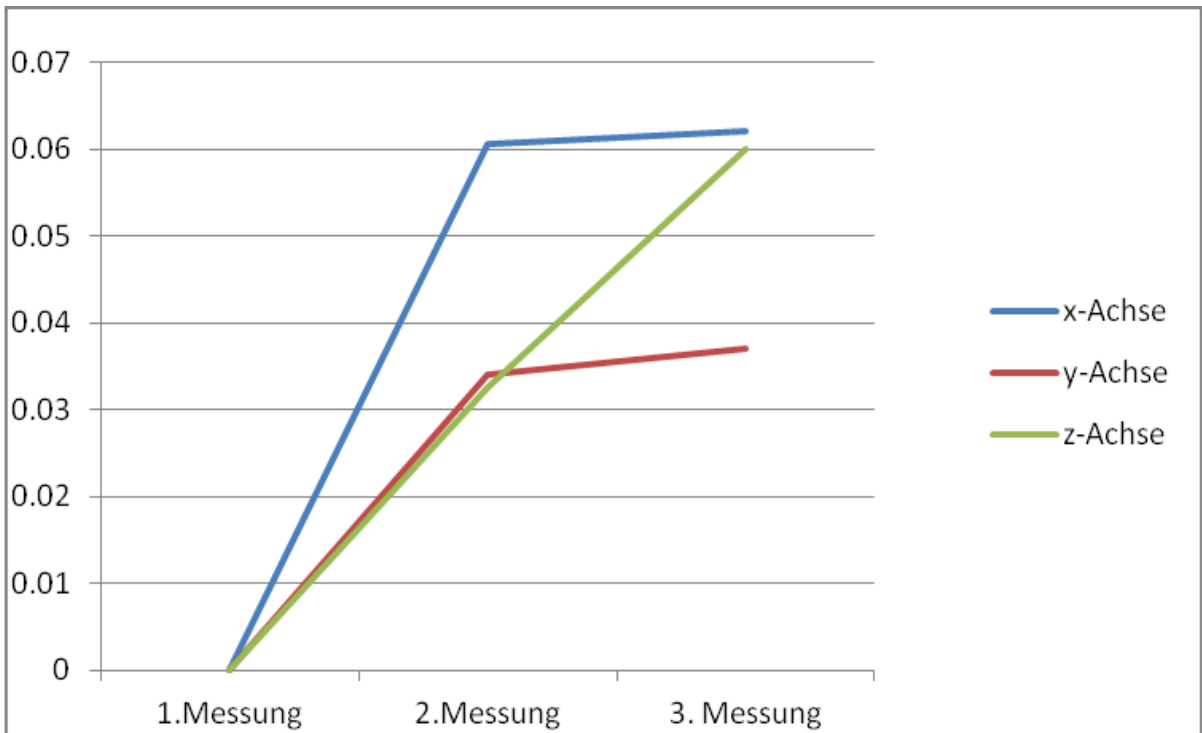
Tabelle 3: Mittelwertige Messergebnisse - Tetric Evoflow

	<b>x-Achse</b>	<b>y-Achse</b>	<b>z-Achse</b>
<b>2. Messung</b>	+0,0605mm	+0,034mm	+0,0325mm
<b>3. Messung</b>	+0,062mm	+0,037mm	+0,06mm

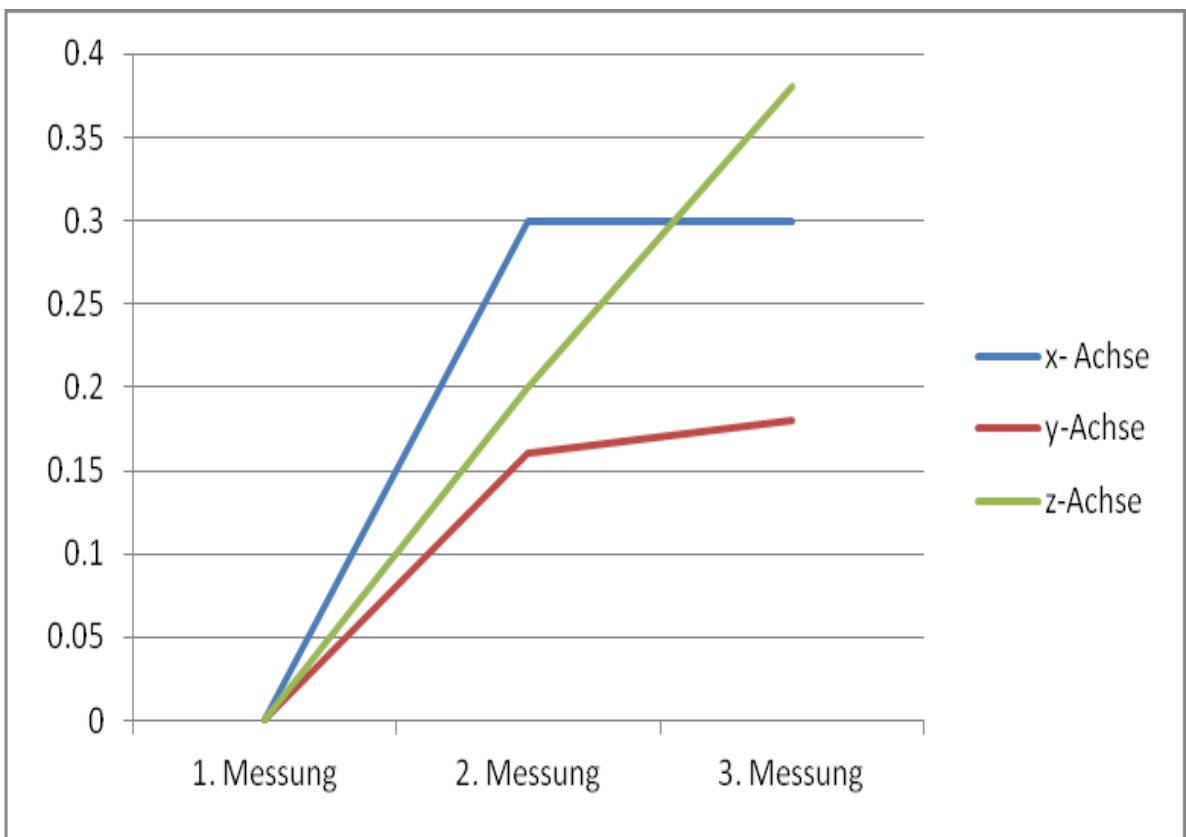
Tabelle 4: Ausdehnung in mm - Tetric Evoflow

	<b>2. Messung</b>	<b>3. Messung</b>
<b>x- Achse</b>	0.3%	0.3%
<b>y-Achse</b>	0.16%	0.18%
<b>z-Achse</b>	0.2%	0.38%

Tabelle 5: Ausdehnung in % - Tetric Evoflow



**Abbildung 13: Mittelwertige Ausdehnung in mm - Tetric Evoflow**



**Abbildung 14: Ausdehnung in % - Tetric Evoflow**

### 3.1.2 Brilliant Everglow

Das Flowable Brilliant Everglow des Herstellers Coltene erfuhr insgesamt eine Ausdehnung zwischen 0,17 und 0,32%, wobei hier folgende Messergebnisse erhoben wurden:

	<b>x-Achse</b>	<b>y-Achse</b>	<b>z-Achse</b>
<b>1. Messung</b>	19,940mm	19,9585mm	15,821mm
<b>2. Messung</b>	19,9915mm	19,987mm	15,8715mm
<b>3. Messung</b>	19,996mm	19,992mm	15,872mm

**Tabelle 6: Mittelwertige Messergebnisse - Brilliant Everglow**

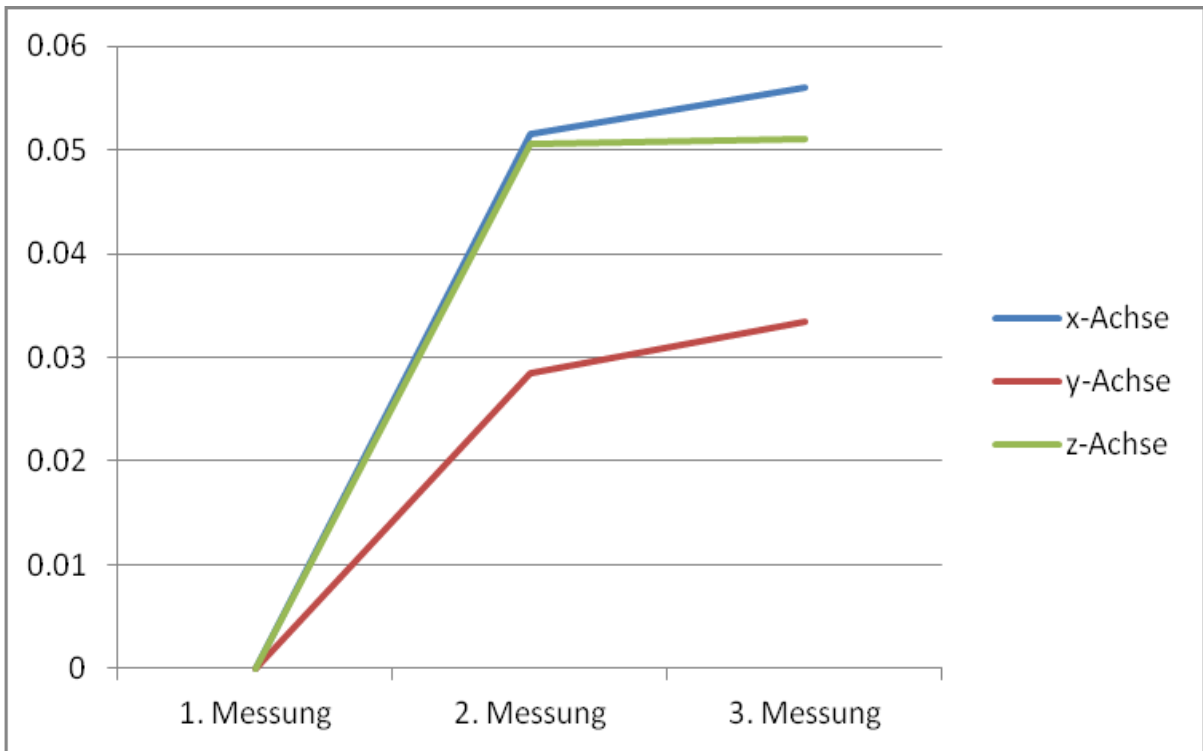
	<b>x-Achse</b>	<b>y-Achse</b>	<b>z-Achse</b>
<b>2. Messung</b>	+0.0515mm	+0.0285mm	+0.0505mm
<b>3. Messung</b>	+0.056mm	+0.0335mm	+0.051mm

**Tabelle 7: Ausdehnung in mm - Brilliant Everglow**

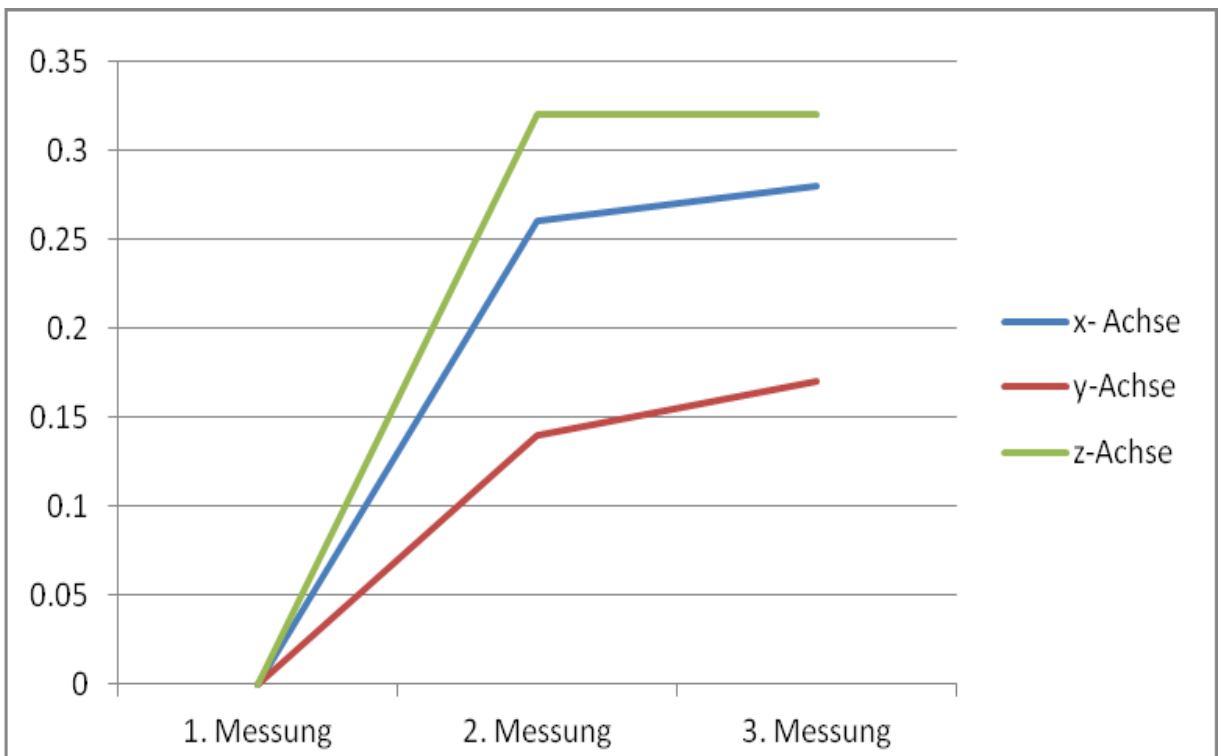
Auffällig ist auch hier, dass in der z-Achse eine deutlich höhere Ausdehnung gemessen wurde als in der y-Achse, obwohl abhängig von den Probenmaßen hier mit einer geringeren absoluten Ausdehnung zu rechnen gewesen wäre.

	<b>2. Messung</b>	<b>3. Messung</b>
<b>x- Achse</b>	0.26%	0.28%
<b>y-Achse</b>	0.14%	0.17%
<b>z-Achse</b>	0.32%	0.32%

**Tabelle 8: Ausdehnung in % - Brilliant Everglow**



**Abbildung 15: Mittelwertige Ausdehnung in mm - Brilliant Everglow**



**Abbildung 16: Ausdehnung in % - Brilliant Everglow**

### 3.1.3 Herculite XRV Ultraflow

Das Herculite Ultraflow von Kerr unterschied sich sehr stark in seinen Ergebnissen von den anderen untersuchten Materialien.

Im Zeitraum zwischen erster und zweiter Messung nahm das Material zwischen 0,19 und 0,26% an Volumen zu. Die dritte Messung ergab eine Schrumpfung zwischen 0,05 und 0,1% vom Stand der zweiten Messung, was letztlich ein Endergebnis von 0,13 bis 0,18% erbrachte. Die erhobenen Messergebnisse fielen wie folgt aus:

	<b>x- Achse</b>	<b>y-Achse</b>	<b>z-Achse</b>
<b>1. Messung</b>	20,056mm	20,0095mm	15,782mm
<b>2. Messung</b>	20,1115mm	20,056mm	15,815mm
<b>3.Messung</b>	20,0935mm	20,0365mm	15,8095mm

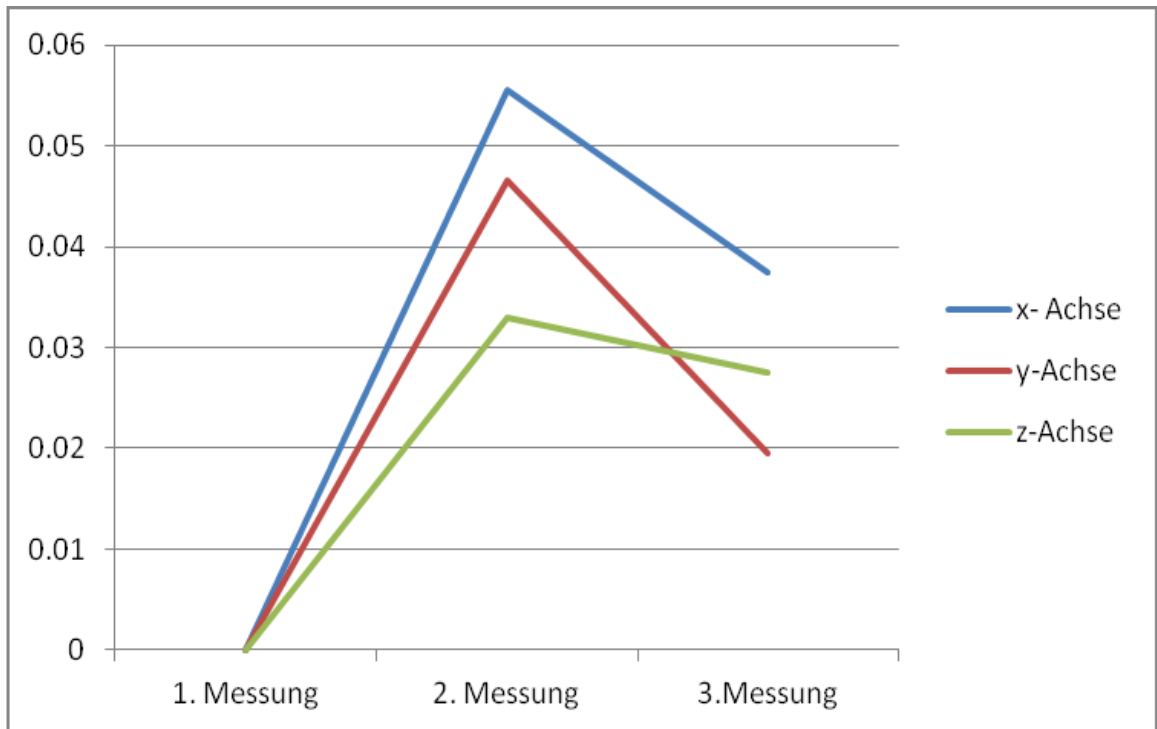
**Tabelle 9: Mittelwertige Messergebnisse - Herculite XRV Ultraflow**

	<b>x- Achse</b>	<b>y-Achse</b>	<b>z-Achse</b>
<b>2. Messung</b>	+0.0555mm	+0.0465mm	+0.033mm
<b>3.Messung</b>	+0.0375mm	+0.0195mm	+0.0275mm

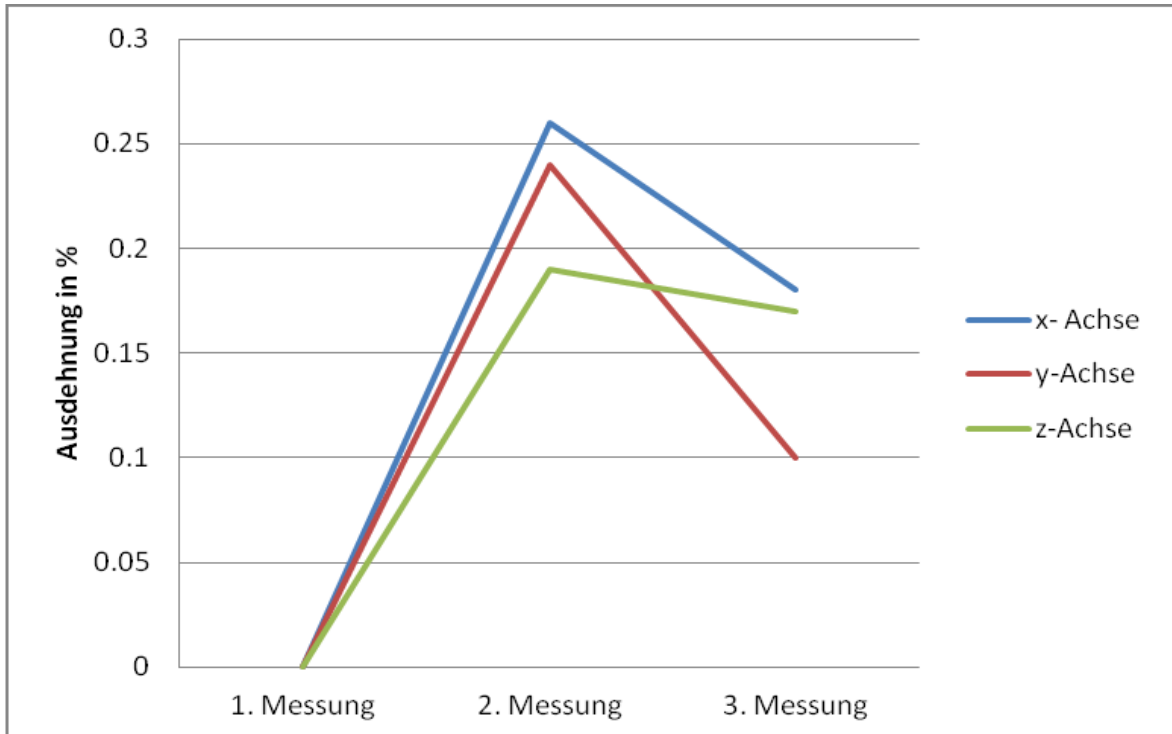
**Tabelle 10: Ausdehnung in mm - Herculite XRV Ultraflow**

	<b>2. Messung</b>	<b>3. Messung</b>
<b>x- Achse</b>	0.26%	0.18%
<b>y-Achse</b>	0.24%	0.1%
<b>z-Achse</b>	0.19%	0.17%

**Tabelle 11: Ausdehnung in % - Herculite XRV Ultraflow**



**Abbildung 17: Mittelwertige Ausdehnung in mm - Herculite XRV Ultraflow**



**Abbildung 18: Ausdehnung in % - Herculite XRV Ultraflow**

### 3.1.4 G-aenial Universal Flo

Die stärkste Volumszunahme unter den untersuchten Materialien wurde beim G-aenial Universalflow vom Hersteller GC gemessen. Mit einer Ausdehnung zwischen 0,41 und 0,58% schnitt das Material am schlechtesten ab.

Zwischen zweiter und dritter Messung wurde an der y-Achse dieses Materials eine Schrumpfung gemessen um 0,1% bzw. 0,0035mm gemessen.

Die gemessenen Werte fielen wie folgt aus:

	<b>x-Achse</b>	<b>y-Achse</b>	<b>z-Achse</b>
<b>1. Messung</b>	20,0795mm	20,0115mm	15,5505mm
<b>2. Messung</b>	20,164mm	20,131mm	15,6145mm
<b>3. Messung</b>	20,178mm	20,1275mm	15,615mm

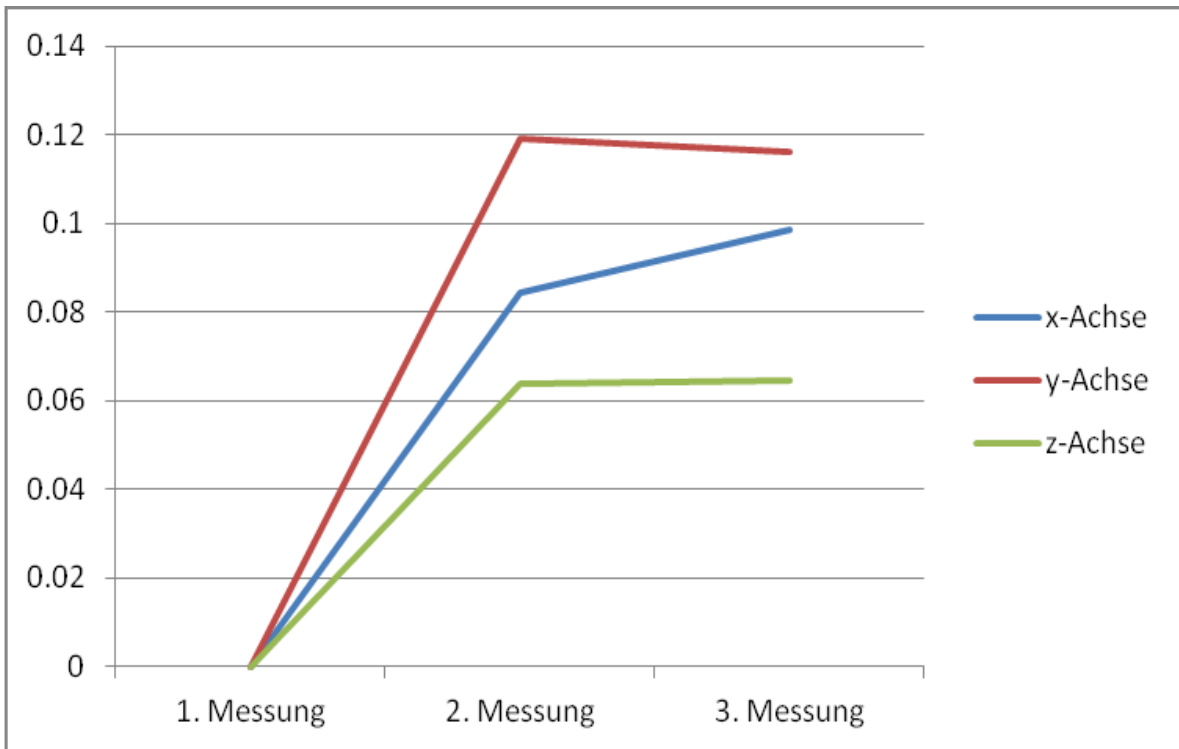
Tabelle 12: Mittelwertige Messergebnisse - G-aenial Universal Flo

	<b>x-Achse</b>	<b>y-Achse</b>	<b>z-Achse</b>
<b>2. Messung</b>	+0.0845mm	+0.1190mm	+0.064mm
<b>3. Messung</b>	+0.0985mm	+0.116mm	+0.0645mm

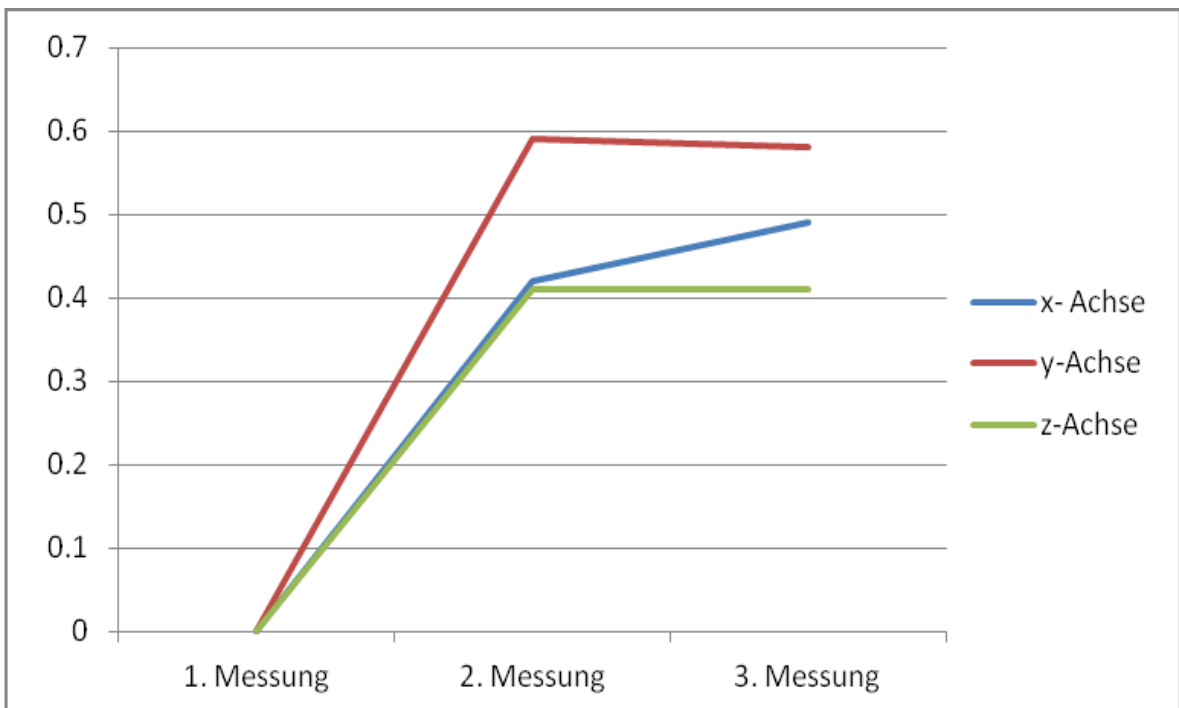
Tabelle 13: Ausdehnung in mm - G-aenial Universal Flo

	<b>2. Messung</b>	<b>3. Messung</b>
<b>x- Achse</b>	0.42%	0.49%
<b>y-Achse</b>	0.59%	0.58%
<b>z-Achse</b>	0.41%	0.41%

Tabelle 14: Ausdehnung in % - G-aenial Universal Flo



**Abbildung 19: Mittelwertige Ausdehnung in mm - G-aenial Universal Flo**



**Abbildung 20: Ausdehnung in % - G-aenial Universal Flo**

### 3.1.5 Venus Diamond Flow

Mit einer Ausdehnung zwischen 0,11 und 0,14% hat das Venus Diamond Flow vom Hersteller Heraeus Kulzer die geringste Ausdehnung der in dieser Studie untersuchten Materialien erfahren. Auch die Schwankung der Volumszunahme in den drei Achsen ist sehr gering und das Ergebnis damit sehr homogen.

Die Messergebnisse fielen wie folgt aus:

	<b>x-Achse</b>	<b>y-Achse</b>	<b>z-Achse</b>
<b>1. Messung</b>	20,1145mm	19,957mm	15,806mm
<b>2. Messung</b>	20,1425mm	19,983mm	15,822mm
<b>3. Messung</b>	20,143mm	19,9855mm	15,823mm

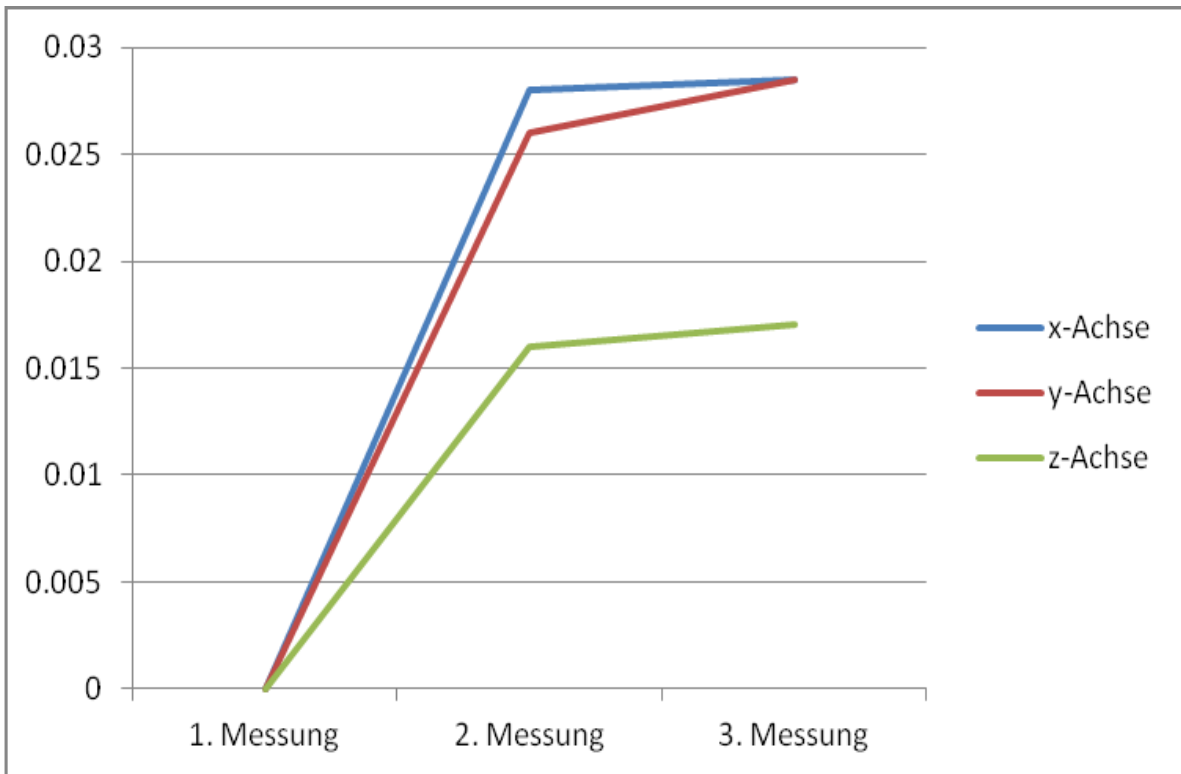
**Tabelle 15: Mittelwertige Messergebnisse - Venus Diamond Flow**

	<b>x-Achse</b>	<b>y-Achse</b>	<b>z-Achse</b>
<b>2. Messung</b>	+0.028mm	+0.026mm	+0.016mm
<b>3. Messung</b>	+0.0285mm	+0.0285mm	+0.017mm

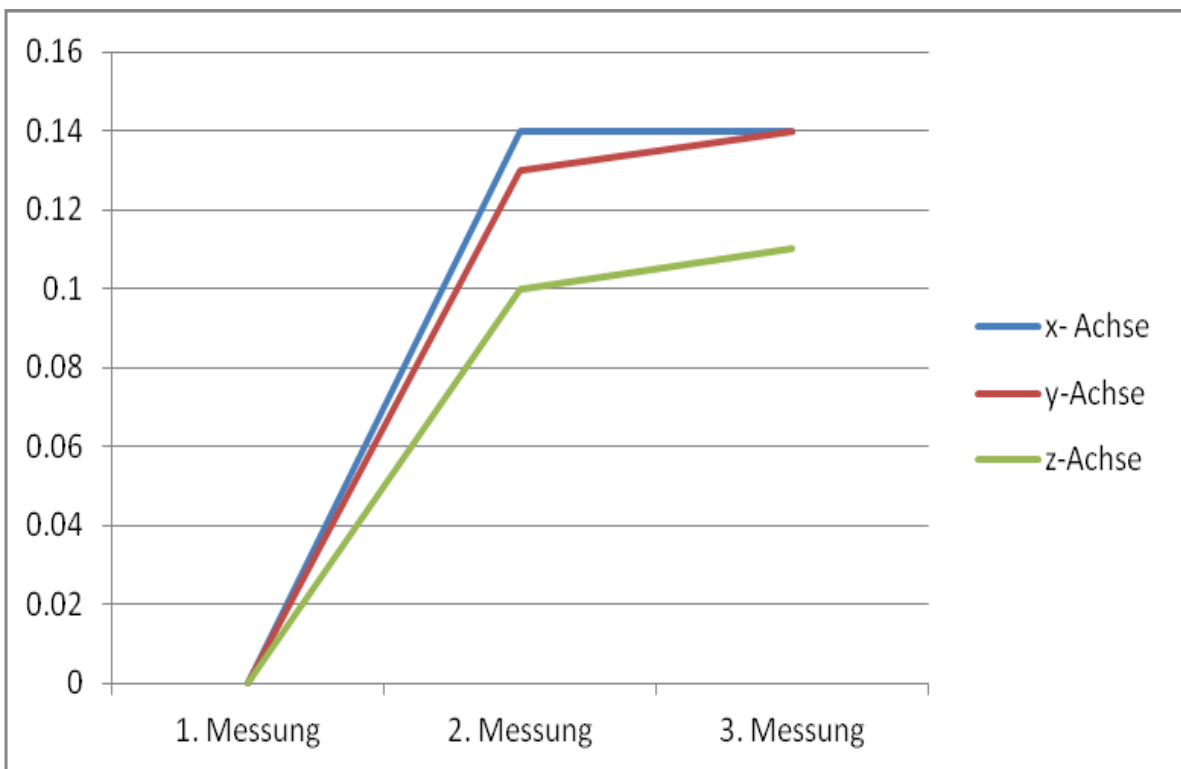
**Tabelle 16: Ausdehnung in mm - Venus Diamond Flow**

	<b>2. Messung</b>	<b>3. Messung</b>
<b>x- Achse</b>	0.14%	0.14%
<b>y-Achse</b>	0.13%	0.14%
<b>z-Achse</b>	0.1%	0.11%

**Tabelle 17: Ausdehnung in % - Venus Diamond Flow**



**Abbildung 21: Mittelwertige Ausdehnung in mm - Venus Diamond Flow**



**Abbildung 22: Ausdehnung in % - Venus Diamond Flow**

### 3.2 Betrachtung der Materialien im Vergleich

Im Vergleich zeigen sich bei den verschiedenen untersuchten Materialien sehr unterschiedliche Ergebnisse. Es zeigt sich allerdings bei allen Materialien, dass die Ausdehnung im Zyklus zwischen der ersten und zweiten Messung am stärksten ist und zwischen zweiter und dritter Messung stark abflacht.

Die Ausdehnung bei allen Materialien ist somit wohl auf einen gewissen Zeit- und Alterungsfaktor limitiert.

<b>Herculite XRV Ultraflow</b>	0.1 - 0.18%
<b>Brilliant EverGlow</b>	0.17 - 0.32%
<b>Tetric EvoFlow</b>	0.18 - 0.38%
<b>G-aenial Universal Flo</b>	0.41 - 0.58%
<b>Venus Diamond Flow</b>	0.11 - 0.14%

Tabelle 18: Prozentuelle Volumszunahme im Vergleich I

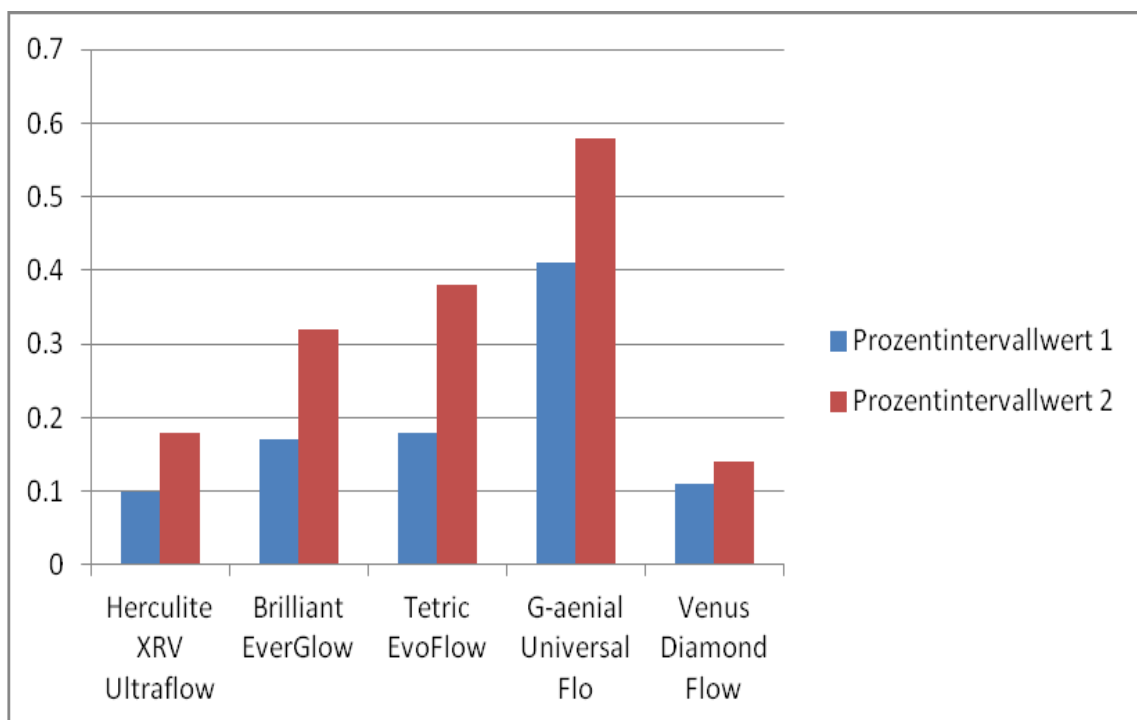


Abbildung 23: Prozentuelle Ausdehnung im Vergleich I

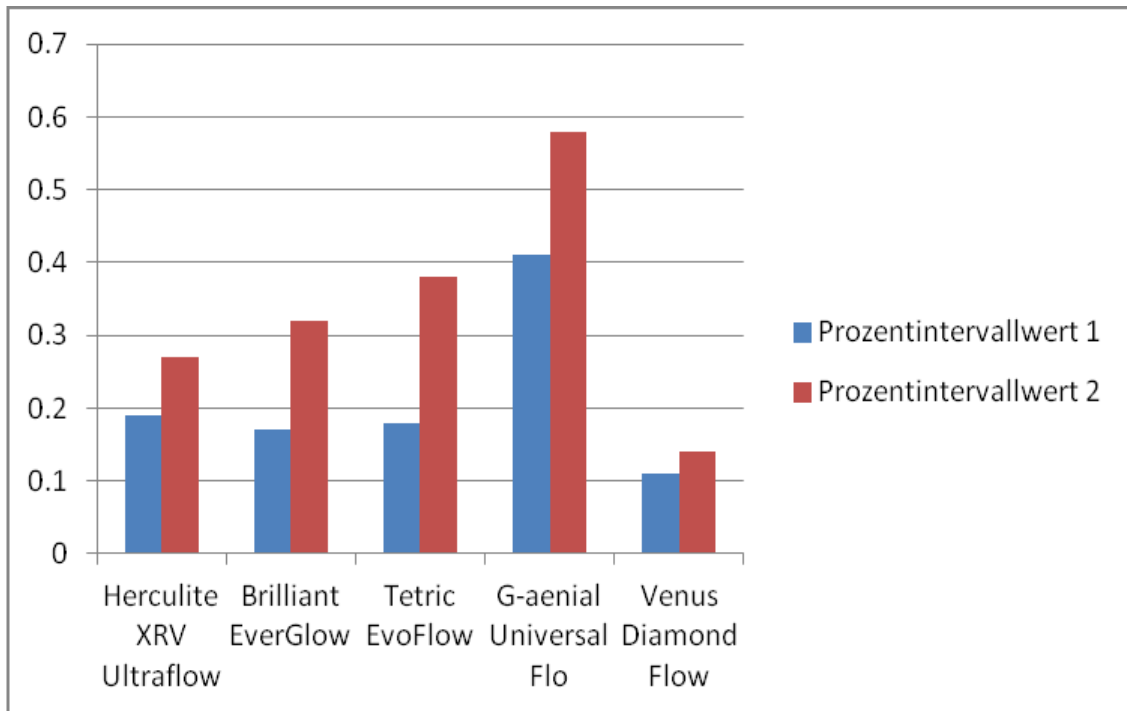
Während die gemessene Ausdehnung bei den Proben von Brilliant EverGlow, Tetric Evoflow und den G-aenial Universalflow mit Schwankungen mit über 0,1 % sehr inhomogen ausgefallen ist, haben sich die Proben von Herculite XRV Ultraflow und Venus Diamondflow sehr homogen ausgedehnt. Das Venus Diamond Flow schnitt hier mit 0,03% Ausdehnungsschwankung am besten ab.

Bei den Proben von Herculite XRV Ultraflow trat im Zyklus zwischen erster und zweiter Messung eine Volumszunahme zwischen 0,19 und 0,27% auf, wohingegen bei der zweiten Messung eine Schrumpfung zwischen 0,05 und 0,13% gemessen wurde. Durch diese gemessene Schrumpfung entsteht der Anschein, dass dieses Material in der Gesamtbetrachtung sehr gut abschneidet. Inwiefern dieses Ergebnis auf die orale Situation umlegbar ist, ist fraglich, da die Proben nach Beendigung der Thermocycling-Zyklen noch über einen Zeitraum von 3 Wochen in rein in Wasser gelagert wurden und somit keinen Temperaturextremen mehr ausgesetzt waren.

Möglicherweise kam es in diesem Zeitraum durch die fehlende thermische Belastung zu einer materialspezifischen Schrumpfung, oder Rückstellung bei diesem Material. Da die thermische Belastung im Mund auf diese Weise nie abrechen würde, muss letztendlich das Ergebnis der ersten Messung als studienrelevantes Ergebnis gesehen werden.

<b>Herculite XRV Ultraflow</b>	0.19 - 0.27%
<b>Brilliant EverGlow</b>	0.17 - 0.32%
<b>Tetric EvoFlow</b>	0.18 - 0.38%
<b>G-aenial Universal Flo</b>	0.41 - 0.58%
<b>Venus Diamond Flow</b>	0.11 - 0.14%

**Tabelle 19: Prozentuelle Volumszunahme im Vergleich II**



**Abbildung 24: Prozentuelle Ausdehnung im Vergleich II**

## 4 Diskussion

### 4.1 Genauigkeit und klinische Relevanz der Messergebnisse

Im Zuge der Auswertung der Messergebnisse unterschied sich Messgenauigkeit des verwendeten Digitalmikrometers leicht von den Angaben des Herstellers. Der Hersteller Pollin Electronics verspricht eine Messgenauigkeit von  $\pm 0,001$  mm laut Werksangabe (Pollin Electronic GmbH 2018). Die Proben wurden im Zuge der Ausmessung zweimal pro Messdurchgang in derselben Anordnung vermessen. Dabei wurde zum Teil eine Schwankung von bis zu 0,007 mm erhoben. Auf die gemessene Ausdehnung hat diese Ungenauigkeit nur bedingt Einfluss, da die geringste in der Studie gemessene Ausdehnung pro Probenachse mit 0,017 mm immer noch um den Faktor 2 größer ist, als die größte gemessene Ungenauigkeit.

Es bleibt offen, ob die vom Hersteller angegebene Messgenauigkeit oder minimale Unterschiede in der Anordnung der Proben zwischen den beiden Messbolzen zu diesen widersprüchlichen Ergebnissen geführt haben.

Da die Kariespräparation bei Klasse-V-Kavitäten meist einen, im weitesten Sinn von drei Wänden gedeckten, Defekt zur Folge hat, ist auch die enorale Exposition des Füllungsmaterials zu etwaigen Flüssigkeiten und Temperaturschwankungen nur von einer Seite gegeben. Die in dieser Studie untersuchten Proben waren mit ihrer gesamten Oberfläche den simulierten äußeren Einflüssen ausgesetzt. Es ist daher anzunehmen, dass die Ausdehnung bei tieferen Defekten im Mund geringer ausfallen würde, da die von äußeren Einflüssen betroffene Oberfläche vergleichsweise kleiner ist.

Alrahlah, Silikas & Watts (2014) untersuchten die hygroskopischen Eigenschaften von Venus Diamond Flow im Vergleich zu anderen Kompositen. Die Proben wurden in destilliertem Wasser über einen Zeitraum von 150 Tagen bei 37°C gelagert und in bestimmten Zeitintervallen vermessen. Zur Vermessung wurde in dieser Studie ein Lasermikrometer verwendet. Bei Venus Diamond Flow konnte in dieser Studie eine signifikante hygroskopische Expansion gemessen werden.

In einer In vitro Studie von Meshram et al. (2019) in der ein neues Füllungsmaterial (Cention N) im Vergleich zu einem Flowable Komposit des

Herstellers Ivoclar Vivadent (Tetric-N-Flow) verglichen wurden, wurden 30 Klasse-V- Restaurationen 200 Zyklen im Thermocycler zwischen 5°C und 55°C ausgesetzt und danach unter dem Lichtmikroskop auf Randspaltbildung untersucht. Cention N in Kombination mit einem Adhäsiv, schnitt dabei besser ab als das untersuchte Flowable-Komposit.

Es bleibt allerdings weiterhin fraglich inwiefern das menschliche enorale Milieu Einfluss auf die spezifischen Eigenschaften der untersuchten Materialien nehmen würde.

#### **4.2 Behandlungsspezifische Einflussfaktoren**

Da die untersuchten Proben im Bulkfill-Verfahren hergestellt wurden, bleibt offen ob die Ausdehnung bei geschichteten Proben geringer ausfallen würde. Ein Zusammenhang zwischen Polymerisationsschrumpfung und thermisch bzw. flüssigkeitsbedingter Ausdehnung stellt ein interessantes Thema für etwaige Folgeuntersuchungen dar.

Ein weiterer Faktor, der berücksichtigt werden muss, ist eine insuffiziente Polymerisation der Proben. Die von den Herstellern angegebene Schichtstärke zur regelrechten Lichtpolymerisation liegt bei allen Herstellern zwischen 1,5 und 2 mm. Da die Proben in dieser Studie über eine Schichtstärke von 3mm in der Teflonform von beiden Seiten ausgehärtet wurden, ist dieser Faktor hier aller Wahrscheinlichkeit nach zu vernachlässigen.

#### **4.3 Auswirkungen auf die parodontale Gesundheit**

Der Auslöser für Gingivitis- und Parodontitiserkrankungen liegt in der bakteriellen Plaque. Für die Entwicklung von der Gingivitis zur Parodontitis werden neben einer Reihe von weiteren Risikofaktoren, wie der genetischen Disposition, dem sozialem Umfeld und bestimmten Gewohnheiten wie Rauchen und Alkoholkonsum vor allem die Markerkeime *A. actino-mycetemcomitans* und der „rote Komplex“ der BANAhydrolysierenden Bakterien *P. gingivalis*, *T. forsythensis*, *T. denticolaverantwortlich* verantwortlich gemacht (Wolf, 2012).

Clarke & Hirsch haben in ihrem Artikel '*Personal risk factors for generalized periodontitis*' bereits 1995 beschreiben, dass zu den Retentionsfaktoren, die die Anlagerung von pathogenen Keimen und damit in weiterer Folge den Ausbruch einer Gingivitis verursachen, auch überstehende Restaurationsränder, sowie Komponenten von abnehmbaren oder festen Prothesen zählen.

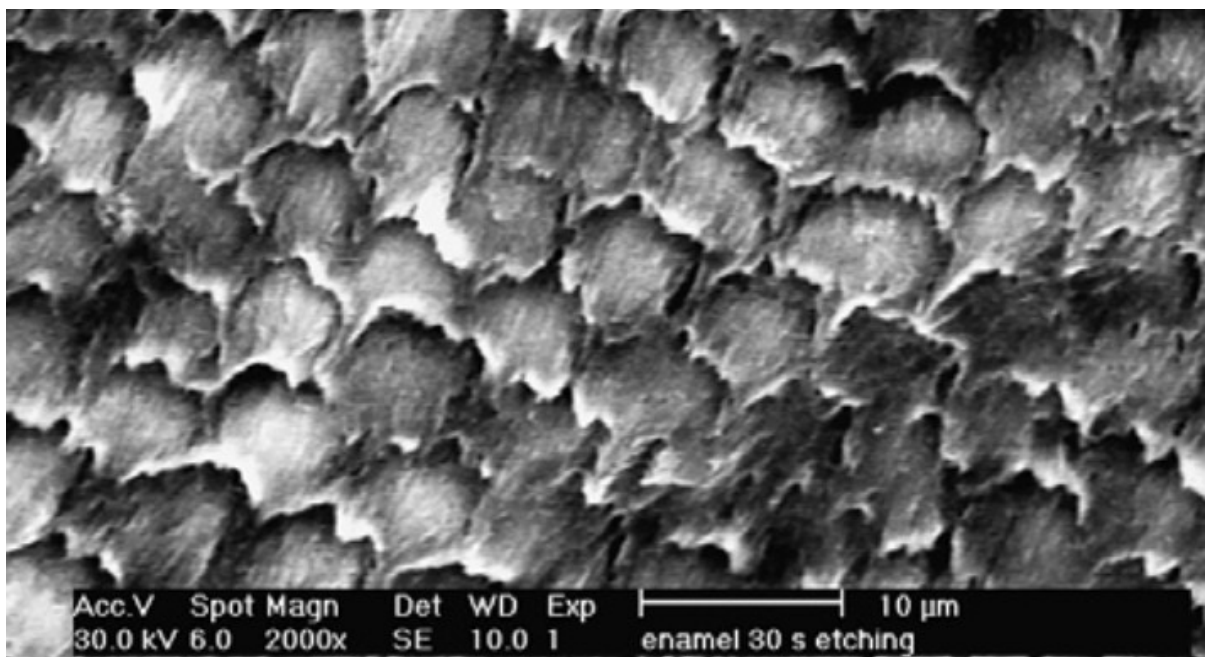
Kommt es an so einer Retentionsstelle zur Plaqueakkumulation und zum Ausbruch einer Gingivitis, so kann unter Vorhandensein weiterer Risikofaktoren eine Parodontitis ausbrechen, die in letzter Instanz zum Verlust des Zahnes und auch zur Schädigung des Parodonts der Nachbarzähne führt.

Durch ihre supra- oder paramarginal gelegene Lage müssen Restaurationen an Klasse-V-Kavitäten als eine ideale Prädilektionsstelle für den Ausgang einer Gingivitis gesehen werden. Eine Stufenbildung durch flüssigkeitsbedingte Expansion, wie sie Thema dieser Arbeit ist, hat somit neben den ästhetischen Folgen auch Einfluss auf die gesamte Zahngesundheit.

#### **4.4 Auswirkung der Ausdehnung auf die Randdichtigkeit**

Die Randspaltbildung (engl.: Microleakage) ist definiert als das Eindringen von Flüssigkeiten, Bakterien oder sogar Luft zwischen das restaurative Material und die präparierte Kavitätenwand des Zahnes (Jensen & Chan 1985)

Die Adhäsion einer Kompositfüllung am Zahnschmelz kommt hauptsächlich durch mikromechanische Retention im zuvor geätzten Schmelzmuster (s. Abbildung 25) zustande. Die dabei wirkenden Retentionsmuster bewegen sich in einer Größe von ca. 10 µm (Gängler & Arnold 2010).



**Abbildung 25: Schmelzmuster nach Phosphorsäureätzung (Gängler & Arnold 2010)**

Die geringste in dieser Studie gemessene Ausdehnung entlang einer Körperachse sind 0,017mm und entsprechend umgerechnet 17µm. Kommt es im Randbereich einer Füllung zu einer Stufenbildung durch flüssigkeitsbedingte Ausdehnung, so muss man annehmen, dass sich das Füllungsmaterial aus der Kavität herausschiebt. Kommt es dabei zu einem Vers Schub von mehr als 10 µm, muss die mikromechanische Retention in diesem Bereich verloren gehen und in weiterer Folge ein Randspalt entstehen.

In einer Studie von Hasani & Khodadadi et. al. in der verschiedene Glasionomerzemente mit einem Flowable-Komposit in Bezug auf Randdichtigkeit bei Klasse-V-Kavitäten verglichen wurden, konnte nachgewiesen werden, dass es bei dem dort untersuchten Flowable Komposit nach künstlicher Alterung im Thermocycler und simulierter Kaukraftbelastung in gingivalen Bereichen öfter zu Undichtigkeiten kommt als in inzisalen Bereichen.

#### ***4.5 Auswirkung der Ausdehnung auf Sekundärkaries***

Der bereits beschriebene Verlust der Randdichtigkeit kann bei bestehenden Restaurationen die Entstehung von Sekundärkaries begünstigen, da sich die Oberflächenbeschaffenheit hier vorteilhaft für die Kariesentstehung auswirkt (Kidd 2001).

In einer Literaturrecherche von Nedeljkovic & Teughels et. al. (2015) wird Sekundärkaries als eine der häufigsten Ursachen für den Misserfolg von Kompositrestaurationen beschrieben. Klasse-V-Versorgungen schnitten in dieser Arbeit allerdings, als am seltensten von Sekundärkaries betroffene Versorgung ab, was aber wahrscheinlich darauf zurückzuführen ist, dass die meisten Klasse-V relevanten Studien sich mit NCCLs (noncarious cervical lesions) beschäftigen und damit eine PatientInnengruppe mit suffizienter Mundhygiene und eher geringem Kariesrisiko betreffen.

Bei PatientInnen mit erhöhtem Kariesrisiko und mangelnder Mundhygiene, ist Sekundärkaries an Klasse-V-Kavitäten mit insuffizienten Restaurationsrändern also durchaus als Faktor zu betrachten, der zum Misserfolg der Restauration führen kann.

#### **4.6 Frühere Studienergebnisse im Vergleich**

Eine Studie von Tricario & Ferrari (2013) konnte nachweisen, dass das G-aenial Universal Flo von GC bei Klasse-V-Kavitäten in Bezug auf Vitalität, Sensibilität, Verfärbung, Sekundärkaries, Retention und Fraktur, über einen Beobachtungszeitraum von 12 Monaten klinisch zufriedenstellende Ergebnisse erzielte. Ob bei dieser Studie kariös verursachte Läsionen oder NCCLs versorgt wurden ist nicht näher beschrieben. Weiters zeigte eine Studie von Sumino, Tsubota et al. (2013), eine im Vergleich zu anderen fließfähigen Materialien erhöhte Verschleißfestigkeit sowie mechanische Belastbarkeit bei dem G-aenial Universal Flo von GC. In einer 24-monatigen randomisierten Studie von Kucukyilmaz & Savas (2015), in der die Retention von unterschiedlichen Materialien in Bezug auf Fissurenversiegelungen untersucht wurde, schnitt Tetric Evoflow (Ivoclar Vivadent) im Vergleich mit 95,7% Retentionsrate am besten ab. In einer weiteren 1 Jahresstudie von Barabanti N. et al. (2011) konnte das Diamond Flow (Heraeus Kulzer) klinisch zufriedenstellende Ergebnisse bei Klasse-V-Versorgungen erzielen, was Struktur und Randschluss betrifft. Alrahlah, Silikas & Watts (2014) untersuchten die hygroskopischen Eigenschaften von Venus Diamond Flow im Vergleich zu anderen Kompositen und konnten in dieser Studie eine signifikante hygroskopische Expansion des Materials feststellen.

Diese Studien zeigen weitgehend, dass die untersuchten Materialien über einen Zeitraum von einem Jahr zufriedenstellende Ergebnisse liefern. Was in diesem Zusammenhang zufriedenstellend bedeutet, liegt sicher im Ermessen des jeweiligen Autors. Man kann davon ausgehen, dass sich bei suffizienter Mundhygiene in einem einjährigen Beobachtungszeitraum auch bei Stufenbildung höchstwahrscheinlich keine Sekundärkaries bildet. Das heißt nach einem Jahr wäre die Restauration klinisch zwar als suffizient zu beurteilen, über einen längeren Beobachtungszeitraum fehlen allerdings Untersuchungsergebnisse.

#### **4.7 Möglichkeiten zur Senkung der Volumszunahme**

Die Ergebnisse dieser Studie führen natürlich unweigerlich zur Frage wie man diese Ausdehnung unterbinden oder zumindest eindämmen könnte. Bei Betrachtung der Ergebnisse wird klar, dass dieses Problem bei allen

Herstellern auftritt und damit nur bedingt von den Bestandteilen oder dem Mengenverhältnis derselben abhängig ist.

Neben den bereits diskutierten behandlungsspezifischen Einflussfaktoren wäre auch eine Versiegelung der Oberfläche des Füllungsmaterials, nach dem Legen der Füllung eine Möglichkeit die Aufnahme von Wasser zu verhindern.

Beispielsweise könnte die Applikation eines Lacks, zumindest für einen gewissen Zeitraum, jene Oberflächen, die nicht in Okklusion stehen auf diese Weise schützen und somit möglicherweise die Ausdehnung des Materials senken oder sogar verhindern. Eine weitere Möglichkeit würde eine Kontrolle von Zahnhalsversorgungen durch den Behandler darstellen. Da die Ergebnisse dieser Studie zeigen, dass die Expansion aller Materialien quantitativ und zeitlich begrenzt ist, wäre eine Nachpolitur der Restauration, nach einem gewissen Zeitraum eine weitere Möglichkeit zur Verhinderung von Sekundärkaries und Verbesserung der Langlebigkeit von Klasse-V-Versorgungen.

Die hochwertigste Lösung wäre natürlich die Entwicklung eines Materials, das in seinem thermischen Expansionsverhalten dem der Zahnhartsubstanz entspricht, sich aber nicht dauerhaft ausdehnt.

## Literaturverzeichnis

Ahmić Vuković, A, Jakupović, S, Zukić, S, Bajzman, A, Gavranović Glamoč, A & Šečić, S 2019, 'Occlusal Stress Distribution on the mandibular first Premolar - FEM Analysis', *Acta Medica Academica*, vol. 48, no.3, pp 255-261.

Arahlah, A, Silikas, N, Watts, DC 2014, 'Hygroscopic expansion kinetics of dental resin-composites', *Dental Materials Journal*, vol. 30, no. 2, pp. 143 - 248.

Barabanti, N, Madini, L, Cerutti, F, Acquaviva, A & Cerutti, A 2011, '24-month clinical evaluation of class-V restorations with two different composites', *Journal of Dental Research* 90 (Spec. Iss A), pp.146, 201.

Bhundia, S, Bartlett, D & O'Toole, S 2019, 'Non-carious cervical lesions - can terminology influence our clinical assessment?', *British Dental Journal*, vol. 227, no.11, pp. 985-988.

Bosch, K 2005, '*Elementare Einführung in die angewandte Statistik*'  
Vieweg, Wiesbaden, vol. 8, p. 13.

Burke, FJ 2015, 'Dental Materials: What Goes Where? Class V Restorations'  
*Dental Update*, vol. 42, pp. 829-830, 833-836, 839.

Clarke, NG & Hirsch, RS 1995, 'Personal risk factors for generalized periodontitis', *Journal of Clinical Periodontology*, vol. 22, pp. 136-145.

Cohen, J 1960, 'A coefficient of agreement for nominal scales', *Educational and Psychological Measurement*, pp. 37-46.

Coltene/Whaledent AG (2018) Available from:

<https://www.coltene.com/pim/DOC/GL/docgl60022192-09-18-de-brilliant-everglow-guideline-2sdeaindv1.pdf>

Coltene/Whaledent AG (2018) Available from:

<https://www.coltene.com/pim/DOC/IFU/docifu30004164-09-18-ifu-brilliant-everglow-flow-2sallaindv1.pdf>

Fejerskov, O & Kidd, E 2008, 'Dental Caries: The Disease and its clinical management', *Blackwell Munksgaard Ltd.*

Gängler, P & Arnold, WH (eds.) 2010, 'Konservierende Zahnheilkunde und Parodontologie', Thieme, Stuttgart.

GC Corporation (2011) Available from:

[https://www.google.com/url?sa=t&rct=j&q=&esrc=s&source=web&cd=&ved=2ahUKEwiQuprO04frAhVRjqQKHTJcCBkQFjADegQIBBAB&url=https%3A%2F%2Fcdn.gceurope.com%2Fv1%2FPID%2Fgaenialuniversalflo%2Fmanual%2FMAN\\_G-aenial\\_Universal\\_Flo\\_Technical\\_Manual\\_de.pdf&usg=AOvVaw1Y7D0eAK4nFdba3xGXief1](https://www.google.com/url?sa=t&rct=j&q=&esrc=s&source=web&cd=&ved=2ahUKEwiQuprO04frAhVRjqQKHTJcCBkQFjADegQIBBAB&url=https%3A%2F%2Fcdn.gceurope.com%2Fv1%2FPID%2Fgaenialuniversalflo%2Fmanual%2FMAN_G-aenial_Universal_Flo_Technical_Manual_de.pdf&usg=AOvVaw1Y7D0eAK4nFdba3xGXief1)

GC Corporation (2019) Available from:

[https://europe.gc.dental/sites/europe.gc.dental/files/products/downloads/gaenialuniversalflo/ifu/IFU\\_G-aenial\\_Universal\\_Flo\\_W.pdf](https://europe.gc.dental/sites/europe.gc.dental/files/products/downloads/gaenialuniversalflo/ifu/IFU_G-aenial_Universal_Flo_W.pdf)

Hasani, Z, Khodadadi, E, Ezoji, F, Khafri, S 2019, 'Effect of Mechanical Load Cycling on Microleakage of Restorative Glass Ionomers Compared to Flowable Composite Resin in Class V Cavities', *Front Dent*, vol. 16, pp. 136 - 143.

Hattab, FN, Qudeimat, MA & al-Rimawi, HS 1999, 'Dental Discoloration: An Overview', *Journal of Esthetic Dentistry*, vol. 11, no. 6, pp. 291-310.

Ivoclar Vivadent AG (2011) Available from:

<https://www.ivoclarvivadent.at/de-at/wissenschaftliche-dokumentationen/#T>

Ivoclar Vivadent AG (2016): 'Bluephase® Style 20iThe high-performance curing light', p. 19

Ivoclar Vivadent AG (2017) Available from:

<https://www.ivoclarvivadent.com/de/downloadcenter/gebrauchsinformation-fuer-den-zahnarzt/#T>

Ivoclar Vivadent AG (2019): 'Bluephase® PowerCureThe intelligent curing light' p. 19

Jensen, ME, Chan, DCN (1985): 'Polymerization shrinkage and microleakage', *International symposium on posterior composite resin dental restorative materials*, Netherlands, pp. 243-262.

Jokstad, A 2016, 'Secondary caries and microleakage', *Dental Materials Journal*, vol. 32 no. 1, pp.11-25

Kerr Corporation (2014) Available from:

<https://embed.widencdn.net/download/kavokerr/2djcxs44h/herculite-ultra-flow-brochure.pdf?u=18sth1>

Kerr Corporation (2015) Available from:

[https://www.kerrdental.com/download-center?search=Flow&f%5B0%5D=field\\_resource\\_document\\_type%3A633](https://www.kerrdental.com/download-center?search=Flow&f%5B0%5D=field_resource_document_type%3A633)

Kidd, EA 2001, 'Diagnosis of secondary caries', *Journal of Dental Education*, vol. 65, no. 10, pp. 997–1000.

Kulzer GmbH (2009) Available from:

[https://www.kulzer.de/media/webmedia\\_local/downloads\\_new/venus\\_7/venus\\_diamond\\_flow\\_2/GBA\\_Venus\\_Diamond\\_flow\\_INT.pdf](https://www.kulzer.de/media/webmedia_local/downloads_new/venus_7/venus_diamond_flow_2/GBA_Venus_Diamond_flow_INT.pdf)

Kulzer GmbH (2019) Available from:

[https://www.kulzer.de/de/de/zahnarzt/produkte\\_1/venus\\_1/venus\\_diamond\\_1.aspx](https://www.kulzer.de/de/de/zahnarzt/produkte_1/venus_1/venus_diamond_1.aspx)

Kucukyilmaz, E & Savas, S 2015, 'Evaluation of Different Fissure Sealant Materials and Flowable Composites Used as Pit-and-fissure Sealants: A 24-Month Clinical Trial', *International Journal of Pediatric Dentistry*, vol. 37, no. 5, pp.468-473.

Labisch, S & Weber, C 2013, 'Technisches Zeichnen: Selbstständig lernen und effektiv üben', Springer, 2013, p. 119

Meshram, P, Meshram, V, Palve, D, Patil, S, Gade V, Raut, A 2019, 'Comparative evaluation of microleakage around Class V cavities restored with alkasite restorative material with and without bonding agent and flowable composite resin: An in vitro study', *Indian Journal of Dental Research*, vol. 30, no. 3, pp. 403-407.

Nedeljkovic, I, Teughels, W, De Munck, J, Van Meerbeek, B. 1, Van Landuyt, KL 2015, 'Is secondary caries with composites a material-based problem', *Dental Materials Journal* ; vol. 31, no.11, pp. 247-77.

Peumans, M, Politano, G & Van Meerbeek, B 2020, 'Treatment of noncarious cervical lesions: when, why, and how', *International Journal of Esthetic Dentistry* vol. 15, no.1, pp. 16-42.

Pollin Electronic GmbH 2011, 'Digital Mikrometer'

Reitemeier, B, Schwenger, N & Ehrenfeld, M 2006, 'Einführung in die Zahnmedizin', Thieme, Stuttgart.

Sumino, N, Tsubota, K, Takamizawa, T, Shiratsuchi, K, Miyazaki, M & A Latta, M 2013, 'Comparison of the wear and flexural characteristics of flowable resin composites for posterior lesions', *Acta Odontologica Scandinavica* vol. 71, no. 3-4, pp. 820-827.

Tricarico, MG & Ferrari, M S2013 'G-aenial Bond & G-aenial Universal Flo:V Class Clinical Evaluation'.

Wendt, SL, McInnes, PM & Dickinson, GL 1992, 'The effect of Thermocycling in Microleakage analysis', *Dental Materials*, vol. 8, no. 3, pp. 181–184.

Wolf, HF 2012, 'Parodontologie', Thieme, Stuttgart.

Yuan JC, Barão VAR, Wee AG, Alfaro MF, Afshari FS, Sukotjo C, 2018, 'Effect of brushing and thermocycling on the shade and surface roughness of CAD-CAM ceramic restorations'. *Journal of Prosthetic Dentistry*. vol. 119, no. 6, pp. 1000-1006.