

Aus der Universitätsklinik für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
Tübingen
Abteilung Poliklinik für Kieferorthopädie

Überprüfung der Verbundfestigkeit des lichthärtenden
Kunststoffes Orthocryl® LC und der Verbundfestigkeit mit
anderen in der kieferorthopädischen Technik verwendeten
chemisch härtenden Kunststoffen ohne Verwendung eines
Haftvermittlers

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Zahnheilkunde

der Medizinischen Fakultät
der Eberhard Karls Universität
zu Tübingen

vorgelegt von

Braun, Sonja

2018

Dekan: Professor Dr. I. B. Autenrieth

1. Berichterstatter: Professor Dr. Dr. G. R. Göz

2. Berichterstatter: Privatdozentin Dr. E. M. Engel

Tag der Disputation: 11.09.2018

Für meine Eltern

Inhaltsverzeichnis

Abkürzungsverzeichnis	8
1 Einleitung.....	10
1.1 Einteilung kieferorthopädischer Kunststoffe durch das Deutsche Institut für Normung e.V. (DIN)	13
1.2 Definition des Begriffes Kunststoff.....	14
1.3 Die Polymerisation	14
1.4 Heiß-, Kalt- und Lichtpolymerisate	17
1.5 Herstellung kieferorthopädischer Geräte	19
1.6 Reparaturen und Erweiterungen kieferorthopädischer Geräte	21
1.7 Zielsetzungen dieser Untersuchung	22
2 Material und Methode	24
2.1 Verwendete Kunststoffe	24
2.1.1 Forestacryl®	24
2.1.2 Steady Resin S	26
2.1.3 Orthocryl®.....	27
2.1.4 Orthocryl® LC	29
2.2 Versuchsaufbau	31
2.2.1 Verbundfestigkeitsprüfung nach ISO-Norm 10477:2004.....	31
2.2.2 Thermocycling.....	33
2.2.3 Vorliegende Versuchsreihen	34
2.3 Herstellung der Prüfkörper	38

2.3.1	Herstellung der Kunststoffplättchen aus Orthocryl® LC.....	38
2.3.2	Herstellung der Plättchen aus Autopolymerisat	39
2.3.3	Vorbereiten der Oberflächen.....	40
2.3.4	Herstellung der Zylinder aus Autopolymerisat	43
2.3.5	Herstellung der Zylinder aus Orthocryl® LC	45
2.4	Schervorrichtung	46
2.5	Bruchflächenanalyse	48
2.6	Rauheitsmessung.....	50
2.7	Statistische Auswertung	52
3	Ergebnisse.....	53
3.1	Deskriptive Statistik der Spannungswerte	53
3.2	Einfluss von Plattenmaterial, Zylindermaterial, Thermocycling und Oberflächenbehandlung auf die Spannungswerte.....	55
3.3	Vergleiche unter den Gruppen	56
3.3.1	Vergleich der Kontrollgruppen.....	56
3.3.2	Vergleich der Gruppen ohne Oberflächenbehandlung und mit Zylindermaterial Orthocryl® LC.....	59
3.3.3	Vergleich der Gruppen mit angeschliffener Oberfläche und Zylindermaterial Orthocryl® LC.....	63
3.3.4	Vergleich der Gruppen mit sandgestrahlter Oberfläche und Zylindermaterial Orthocryl® LC.....	66
3.3.5	Einfluss der Oberflächenbehandlung	69
3.3.6	Vergleich der Kontrollgruppen mit den Gruppen ohne Oberflächenbehandlung und mit Zylindermaterial Orthocryl® LC .	75
3.4	Analyse der Bruchverhältnisse	79

3.5	Ergebnisse der Rauheitsmessungen.....	82
4	Diskussion.....	84
4.1	Vorangegangene Untersuchungen.....	84
4.2	Methodenkritik.....	85
4.3	Ergebniskritik.....	90
4.4	Schlussfolgerungen.....	94
5	Zusammenfassung.....	95
6	Abbildungsverzeichnis.....	97
7	Tabellenverzeichnis.....	101
8	Literaturverzeichnis.....	103
9	Erklärung zum Eigenanteil.....	106
10	Anhang.....	107
10.1	Ergebnisse der Gruppen mit Platten- und Zylindermaterial Forestacryl®.....	107
10.2	Ergebnisse der Gruppen mit Plattenmaterial Forestacryl® und Zylindermaterial Orthocryl® LC.....	109
10.3	Ergebnisse der Gruppen mit Platten- und Zylindermaterial Steady Resin S.....	113
10.4	Ergebnisse der Gruppen mit Plattenmaterial Steady Resin S und Zylindermaterial Orthocryl® LC.....	115

10.5 Ergebnisse der Gruppen mit Platten- und Zylindermaterial Orthocryl®	119
10.6 Ergebnisse der Gruppen mit Plattenmaterial Orthocryl® und Zylindermaterial Orthocryl® LC	121
10.7 Ergebnisse der Gruppen mit Platten- und Zylindermaterial Orthocryl® LC.....	125

Abkürzungsverzeichnis

Abkürzung	Bedeutung
a	angeschliffen (an der Plättchenoberfläche)
A	Verbundfläche
A1	gemessene Verbundfläche
A2	theoretische Verbundfläche
B	Verbundfestigkeit
CAS-Nr.	Chemical Abstracts Service Nummer (internationaler Bezeichnungsstandard für chemische Stoffe)
DIN	Deutsches Institut für Normung e.V.
EG-Nr.	Europäische Gemeinschafts-Nummer (Indikator eines Stoffes im Europäischen Chemikalienrecht)
F	Last in Newton (F= Force)
Fa.	Firma
Fmax	maximale Kraft
FO	Forestacryl®
LC	Orthocryl®LC; (<u>L</u> ight <u>c</u> uring)
Max.	Maximum
Min.	Minimum
MMA	Methylmethacrylat
N	Anzahl
n.a.	nicht angegeben
OR	Orthocryl®
PMMA	Polymethylmethacrylat
R _a	arithmetischer Mittenrauwert
s	Standardabweichung
s	sandgestrahlt (Plättchenoberfläche)
S	Spannung
S1	Spannung, berechnet mit gemessener Verbundfläche
S2	Spannung, berechnet mit theoretischer Verbundfläche

SR	Steady Resin S
tc	Thermocycling durchgeführt
TC	Thermocycling
u	unbehandelte Plättchenoberfläche
UDMA	Urethandimethacrylat
x	Mittelwert

Verwendete Einheiten

°C	Grad Celsius
µm	Mikrometer
mm	Millimeter
mm ²	Quadratmillimeter
MPa	Megapascal
nm	Nanometer
N	Newton
W	Watt

1 Einleitung

Kieferorthopädische Plattenapparaturen bestehen aus einer Kunststoffbasis, in die Halteelemente aus Draht eingelagert sind. Diese Kunststoffbasis wird standardmäßig aus Polymethylmethacrylat (PMMA) hergestellt. PMMA ist das meistverwendete nichtmetallische Material zur Herstellung von Zahnersatz und herausnehmbaren kieferorthopädischen Apparaturen [1].

Die Vulkanisation von Naturkautschuk zu Gummi durch Charles Goodyear im Jahre 1839, ermöglichte neue Behandlungsmöglichkeiten in der Zahnmedizin. Prothesenbasen, wie auch kieferorthopädische Apparaturen aus jenem Material wurden noch bis in die dreißiger Jahre des 20. Jahrhunderts hergestellt. Bis 1930 wurden weitere Materialien zur Herstellung von Prothesenbasen und kieferorthopädischen Behandlungsgeräten getestet und verkauft. Unter anderem kamen Zelluloidpräparate und Materialien aus Phenolharzen und Polyamiden auf den zahntechnischen Markt [2].

Im Jahre 1928 wurde Acrylglas (Polymethylmethacrylat, PMMA) unter anderem durch den Chemiker W. Bauer entwickelt. Das PMMA, welches unter dem Handelsnamen Plexiglas bekannt wurde, wurde 1933 in Form von gegossenen Scheiben durch den Chemiker O. Röhm in Deutschland vermarktet [2, 3]. Für die Zahnmedizin stand zunächst nur die thermoplastische Verarbeitung des PMMA zur Verfügung. Das PMMA wurde durch Wärme (180°C) plastifiziert und durch Druck in die gewünschte Form gebracht. Ein großer Nachteil dieses Verfahrens war die beim Abkühlen auftretende Schrumpfung von bis zu 50% [4, 5].

Der Zahntechniker G. Roth vermischte 1936 gemahlenes PMMA mit Methylmethacrylat (MMA) zu einem plastischen Teig, welcher anschließend in eine Gipshohlform gepresst und heißpolymerisiert wurde (Paladon-Verfahren, Fa. Kulzer). Die Verfestigung des Kunststoffteiges erfolgte durch Polymerisation (chemoplastische Verarbeitung). Dieses so genannte Nasspressverfahren wurde weiterentwickelt und verfeinert. Zu den Heißpolymerisaten kamen Kalt-,

Licht- und Mikrowellenpolymerisate hinzu [2]. Bis heute haben sich die Methacrylate als Polymerisationskunststoffe in der Zahnmedizin bewährt.

Die Firma Dentaaurum brachte 1963 mit Orthocryl® den ersten kaltpolymerisierenden PMMA-Kunststoff, der mittels Streutechnik verarbeitet werden konnte, auf den kieferorthopädischen Markt. Damit konnte erstmalig auf die bis dahin zeit- und arbeitsaufwendige Wachsmodellation der Plattenbasis, das Ein- und Ausbetten und die Heißpolymerisation verzichtet werden. Orthocryl® und andere so genannte Kalt- bzw. Autopolymerisate für die Streutechnik finden seither weltweit Anwendung in der Kieferorthopädie [1].

Allerdings ist bei der Kaltpolymerisation der Polymeranteil geringer als in Wärmesystemen zur Polymerisation. PMMA ist biokompatibel [6], MMA hingegen toxisch und kann Haut, Schleimhäute und Atemwege reizen [3]. Monomer, welches nicht an der Polyreaktion teilgenommen hat, verbleibt als Restmonomer im Kunststoff und fungiert dort als Weichmacher [2, 3]. Durch die Weichmachereigenschaften des Monomers werden die mechanischen Eigenschaften, wie Festigkeit und E-Modul, des Polymerisates negativ beeinflusst [3].

Eine weitere wichtige Eigenschaft des Restmonomers ist die in der Literatur zahlreich diskutierte biologische Wirkung. Restmonomer und andere im Kunststoff enthaltene Stoffe wie Initiatoren können durch Wasser und Speichel aus dem Polymerisat eluiert werden und in den Körper gelangen. Eine hierdurch verursachte direkte toxische Schädigung (Zytotoxizität, Genotoxizität) des Patienten, wie auch eine indirekte Schädigung bei abnormer Immunabwehr (allergische Reaktion) waren Gegenstand zahlreicher wissenschaftlicher Arbeiten [2, 6-9].

Laut Marxkors liegt der Restmonomergehalt von Autopolymerisaten direkt nach der Polymerisation bei 2 bis 5 Gewichtsprozent; Heißpolymerisate weisen hingegen einen Restmonomergehalt von unter 1 Gewichtsprozent auf. Bei den Autopolymerisaten jedoch schreitet die Polymerisation auch nach der eigentlichen Aushärtung noch fort, so dass der Restmonomergehalt nochmals um 50-

70% gesenkt wird [3]. Ebenso beschreibt Marxkors, dass bei Polymerisation von Autopolymerisaten in einem temperierten Wasserbad (40°C) das Abkühlen des exothermen Reaktionsvorganges verzögert wird, wodurch ebenfalls eine Reduktion des Monomergehalts erzielt wird. Andere Autoren bevorzugen die Eluierung des Restmonomers durch Lagerung des Polymerisats über mehrere Stunden (über 24 Stunden) bzw. Tage in Wasser [7, 10, 11].

Jedoch bestimmt nicht nur die Menge an eluiertem Monomer die Toxizität, sondern auch die Art des Monomers. Rose et al. konnten zeigen, dass im Eluationsversuch bei Lichtpolymerisaten zwar quantitativ weniger Monomer in Form von Urethandimethacrylat (UDMA) als Methylmethacrylat bei Kaltpolymerisaten freigesetzt wird, UDMA jedoch zytotoxischer als MMA wirkt [7].

In der Vergangenheit wurde immer wieder versucht, kieferorthopädische Apparaturen aus lichthärtenden Materialien herzustellen. 1990 kamen die lichthärtenden Kunststoffe Triad Gel VLC (Dentsply International Inc., York, USA) und Wil-o-dont (Wilde, Walluf, Deutschland) auf den zahntechnischen Markt. Diese für den prothetischen Bereich vorgesehenen Lichtpolymerisate hatten allerdings eine zu kleine Farbpalette, eine geringe Viskosität, so wie zu kleine Lichthärtegeräte, in denen nur unimaxilläre Geräte polymerisiert werden konnten. Im auspolymerisierten Zustand hatten diese Kunststoffe eine geringe Elastizität, was zu Kunststoffausbrüchen an den Austrittsstellen von Drähten führte. Diese Bruchstellen waren stets scharfkantig. Außerdem wurde eine zytotoxische Wirkung diskutiert [1].

Mit der Markteinführung von Orthocryl® LC (Dentaurum, Ispringen, Deutschland) steht nun ein speziell für die kieferorthopädische Technik vorgesehener lichthärtender Kunststoff zur Verfügung. Laut Hersteller weist Orthocryl® LC mit kaltpolymerisiertem Orthocryl® vergleichbare physikalische Eigenschaften (Biegefestigkeit, E-Modul, Druckfestigkeit) auf. Der Einsatzbereich von Orthocryl® LC reicht von Dehnplatten, Aufbisschienen und bignathen Geräten bis hin zu Anti-Schnarchgeräten und Bohrschablonen [1]. Beim Herstellungsprozess wird

eine Zeitersparnis von 50% gegenüber den herkömmlichen Kaltpolymerisaten seitens des Herstellers angegeben [12].

1.1 Einteilung kieferorthopädischer Kunststoffe durch das Deutsche Institut für Normung e.V. (DIN)

Entsprechend der DIN-Norm „Zahnheilkunde, Kunststoffe-Teil 2: Kieferorthopädische Kunststoffe“ werden kieferorthopädische Kunststoffe in folgende Typen eingeteilt [13]:

- Typ 1: autopolymerisierbare Kunststoffe
- Typ 2: lichtaktivierbare Kunststoffe
- Typ 3: thermoplastische Kunststoffe

Dazu findet man folgende Definitionen [13]:

Autopolymerisierbarer Kunststoff: Polymerisation wird chemisch ausgelöst. Es wird keine Anwendung von Temperaturen über 65°C benötigt, um den Prozess zu beenden.

Lichtaktivierbarer Kunststoff: Polymerisation wird durch die Anwendung von Energie aus einer externen Strahlungsquelle, wie sichtbarem Licht, ausgelöst.

Thermoplastisches Material: Kunststoff wird durch Wärmeeinwirkung formbar und kehrt nach dem Abkühlen wieder in den harten Ausgangszustand zurück.

Im Folgenden wird der Begriff „Kunststoff“ näher definiert und einzelne Bestandteile und Reaktionsvorgänge erläutert. Da in der vorliegenden Studie keine

thermoplastischen Materialien zur Anwendung kamen, wird hierauf nicht weiter eingegangen.

1.2 Definition des Begriffes Kunststoff

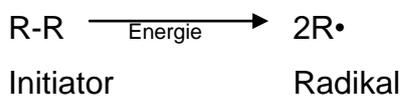
Kunststoffe sind organische makromolekulare Verbindungen, deren Kohlenstoffatome sich fortlaufend durch Atombindungen untereinander verknüpfen (ggf. durch Zugabe von Vernetzern). Diese Makromoleküle, auch Polymere genannt, setzen sich aus einer Vielzahl niedermolekularer Substanzen, den Monomeren, zusammen. Die Eigenschaften der Kunststoffe hängen von der Art der Monomere, deren Verknüpfungen und deren räumlicher Anordnung ab. Man unterscheidet Homo- und Copolymere; bei den Homopolymeren liegt nur eine Monomerart vor, bei den Copolymeren dagegen liegen mehrere vor [2, 14]. Je nach Herstellungsverfahren kann man bei den Kunststoffen Polymerisate, Polykondensate und Polyaddukte unterscheiden. Bei einer Polymerisation reagieren ungesättigte Verbindungen (z.B. Kohlenstoffdoppelbindungen) zu Makromolekülen. Bei einer Polykondensation vereinigen sich Moleküle unter Abspaltung (Kondensation) eines kleineren Moleküls. Eine Polyaddition ist gekennzeichnet durch Vereinigung von Molekülen (Addition), ohne dass ein weiteres Molekül abgespalten wird [2, 10]. Da in der vorliegenden Studie ausschließlich Polymerisate verwendet wurden, wird nachfolgend näher auf die Polymerisation eingegangen.

1.3 Die Polymerisation

Bei einer Polymerisation schließen sich die Moleküle des Monomers ohne Nebenproduktabspaltung zu kettenförmigen Makromolekülen, dem Polymerisat, zusammen. Grundsätzlich unterscheidet man die radikalisch, die ionisch und die koordinativ ablaufende Polymerisation; bei den heutzutage verwendeten

zahnärztlichen Kunststoffen kommt die radikalische Polymerisation zum Einsatz [2].

Bei den ionischen Polymerisationen bilden Monomere wachsende Anionen-, bzw. Kationenketten. Bei der koordinativen Polymerisation tritt das Monomer mit einem Metall in Wechselwirkung, wodurch die Doppelbindung im Monomer geschwächt wird und sich ein weiteres Monomer anlagern kann. Bei der radikalischen Polymerisation werden zunächst die Kohlenstoffdoppelbindungen durch Radikale (Symbol: R•) aufgebrochen. Diese Radikale werden durch Startermoleküle (Initiatoren) mittels Energiezufuhr (Licht oder Wärme) gebildet [15]:



Prinzipiell kann man bei der Polymerisation drei Stadien unterscheiden: den Kettenstart, das Kettenwachstum und den Kettenabbruch. Bei der Startreaktion reagieren Radikale mit den Doppelbindungen der Kohlenstoffverbindungen, wodurch wiederum neue Radikale entstehen, die Doppelbindungen aufspalten (Kettenreaktion) [15]:



Das Ende der Polymerisation wird Abbruchreaktion genannt und kann durch Begegnung zweier Radikale oder wenn keine Monomere mehr zur Reaktion vorhanden sind, stattfinden. Ebenso kann der Kettenabbruch durch Stabilisatoren (Inhibitoren) ausgelöst werden. Diese Stabilisatoren wirken als Radikalfänger (z.B. Hydrochinon) und werden dem Monomer zugesetzt, um dessen Lagerstabilität zu verbessern, indem sie eine vorzeitige Polymerisation verhindern [15].



Bei der Polymerisation entstehen somit unterschiedlich lange Molekülketten. Kleine Makromoleküle bestehen aus einigen hundert Monomereinheiten; bei größeren hochmolekularen Makromolekülen können einige hunderttausend Monomere miteinander vereint sein [14]. Der Polymerisationsgrad gibt an, aus wievielen Monomeren ein Polymer aufgebaut ist. Außerdem geben der Polymerisationsgrad und die Molmasse (Summe der Atommassen, aus denen ein Molekül besteht) Rückschlüsse auf die mittlere Kettenlänge. Die nichtumgesetzten Monomermoleküle werden als Restmonomere bezeichnet und verbleiben im Kunststoff [2].

Die Anzahl der Kohlenstoffdoppelbindungen in einem Molekül bestimmt die Struktur und die Eigenschaften des daraus synthetisierten Polymers. Moleküle mit einer Kohlenstoffdoppelbindung (z.B. Methylmethacrylat, Abbildung 1) können nur fadenförmige Makromoleküle bilden, wohingegen Moleküle mit mehreren Kohlenstoffdoppelbindungen (z.B. Urethandimethacrylat, Abbildung 2) netzartige Makromoleküle bilden können. Diese Moleküle werden Vernetzer genannt. Durch die Vernetzung werden die Eigenschaften der Kunststoffe beeinflusst [2].

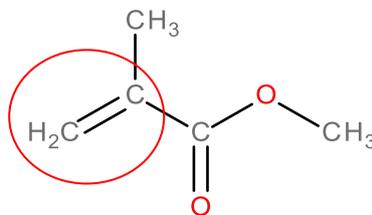


Abbildung 1: Methylmethacrylat (Kohlenstoffdoppelbindung ist rot eingekreist).

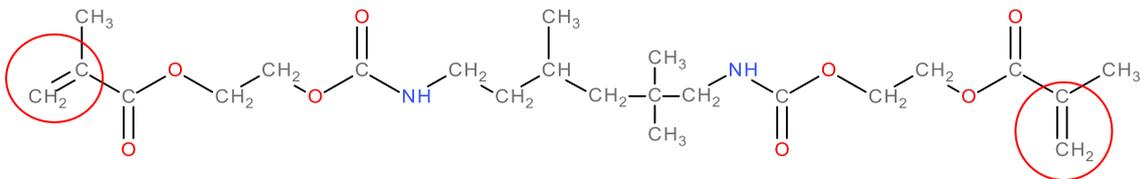


Abbildung 2: Urethandimethacrylat (Kohlenstoffdoppelbindungen sind rot eingekreist).

1.4 Heiß-, Kalt- und Lichtpolymerisate

Je nach Art des Initiators lassen sich zahntechnische Kunststoffe in Heiß-, Kalt- (auch Autopolymerisate genannt) und Lichtpolymerisate unterteilen. Die heißhärtenden Kunststoffe polymerisieren unter Hitzeeinwirkung (je nach Initiator bei 70°C bzw. 110°C), kalthärtende Kunststoffe bereits bei Raumtemperatur bzw. geringer Wärmezufuhr (40-65°C) und lighthärtende Kunststoffe durch Bestrahlung mit Licht einer bestimmten Wellenlänge [1, 2].

Als Initiatoren werden in der Zahntechnik unter anderem folgende Substanzen eingesetzt (Abbildungen 3 bis 6) [2]:

- Dibenzoylperoxid (Heißpolymerisation).
- Redoxsysteme mit tertiären Aminen (Kaltpolymerisation) bestehend aus Dibenzoylperoxid und N,N-Dimethyl-p-toluidin oder N,N-Bis-(2-Hydroxyethyl)-p-toluidin.
- Campherchinon (Lichtpolymerisation).

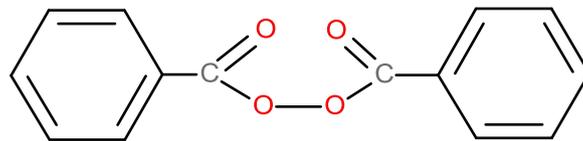


Abbildung 3: Dibenzoylperoxid.

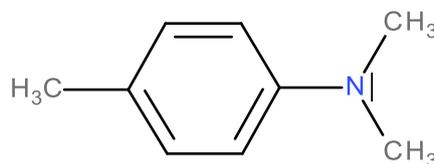


Abbildung 4: N,N-Dimethyl-p-toluidin.

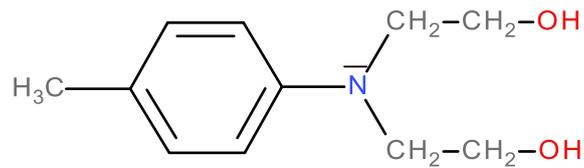


Abbildung 5: N,N-Bis-(2-Hydroxyethyl)-p-toluidin.

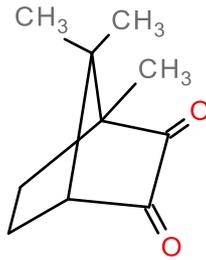


Abbildung 6: Campherchinon.

Dibenzoylperoxid zerfällt bei Temperaturen über 70°C in Radikale, welche dann bei den Heißpolymerisaten die Polymerisation auslösen.

Bei den Kaltpolymerisaten senken tertiäre Amine, die im Monomer enthalten sind, die Zerfallstemperatur des im Polymer enthaltenen Dibenzoylperoxids auf unter 50°C [1]. Dabei läuft eine Redoxreaktion zwischen den tertiären Aminen und Dibenzoylperoxid ab, bei der Dibenzoylperoxid als Reduktionsmittel fungiert und Elektronen aufnimmt, die vom tertiären Amin abgegeben wurden. Somit entstehen Radikale, die eine Polymerisation auslösen (Abbildung 7) [2]. Der höhere Gehalt an Restmonomer in kaltpolymerisierten Kunststoffen wird durch die geringere Temperatur während der Polymerisation verursacht [1].

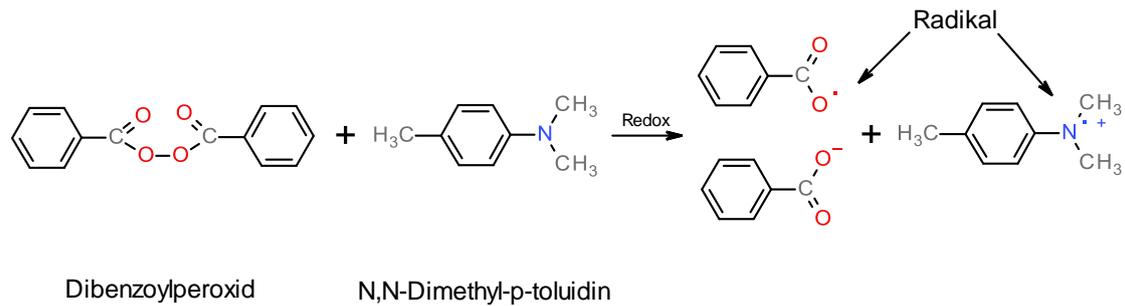


Abbildung 7: Redoxreaktion zwischen Benzoylperoxid und N,N-Dimethyl-p-toluidin (die mit • gekennzeichnete Moleküle sind Radikale), Dibenzoylperoxid wird reduziert, N,N-Dimethyl-p-toluidin wird oxidiert.

Campherchinon ist ein Photoinitiator und zerfällt bei einer Lichtwellenlänge von 460nm innerhalb weniger Sekunden in Radikale, welche dann eine Polymerisation auslösen. Bei lighthärtenden Kunststoffen bleibt nach der Polymerisation eine klebrige Schicht auf der Oberfläche zurück. Diese Schicht wird durch die inhibierende Wirkung des Luftsauerstoffs ausgelöst. Sauerstoffmoleküle reagieren mit den bei der Polymerisation entstehenden Radikalen zu neuen Radikalen, welche jedoch aufgrund ihrer Reaktionsträgheit nicht mehr weiter reagieren [2]:



Somit verbleibt bei Anwesenheit von Luftsauerstoff immer eine nicht vollständig umgesetzte ca. 25 bis 100µm dicke zytotoxische Monomerschicht (Sauerstoffinhibitionsschicht) auf der Oberfläche des lichtpolymerisierten Kunststoffes zurück, welche jedoch mittels Alkohol entfernt werden kann [1].

1.5 Herstellung kieferorthopädischer Geräte

Die Herstellung herausnehmbarer kieferorthopädischer Geräte beginnt mit der Vorbereitung der Arbeitsmodelle aus Gips. Hierzu werden zunächst

untersichgehende Stellen mit Wachs oder Gips ausgeblockt um Druckstellen zu vermeiden. Anschließend werden, falls vorhanden, die gebogenen Drahtelemente, die später eine Halte- oder Behandlungsfunktion ausführen sollen, mittels Wachs auf dem Arbeitsmodell befestigt. Für die Polymerisation mit Autopolymerisaten müssen die Gipsmodelle für mindestens 20 Minuten gewässert werden, damit die Luft aus dem Gips entweicht und somit eine porenfreie Polymerisation des Kunststoffes gewährleistet werden kann. Anschließend können die Gipsmodelle mit handelsüblichen Isoliermitteln (beispielsweise Isolant, Fa. Dentsply, York, USA) isoliert werden [16].

Beim Aufbringen des Kunststoffes unterscheidet man die Streu- bzw. Sprühtechnik vom Anteigverfahren. Bei der Streutechnik werden Pulver und Flüssigkeit abwechselnd direkt auf das Modell aufgetragen bis die gewünschte Plattendicke erreicht ist. Beim Anteigverfahren werden Pulver und Flüssigkeit zu einem plastischen Teig vermischt, anschließend auf das Modell aufgebracht und ausgeformt. Nach Konturierung des Kunststoffes erfolgt die Aushärtung in einem Drucktopf mit warmem Wasser (nach Herstellerangaben) um ein möglichst porenfreies Aushärten zu gewährleisten [16].

Anschließend werden die Zahnspangen ausgearbeitet und poliert. Grundsätzlich sollte ein kieferorthopädisches Gerät so grazil wie möglich und so stabil wie nötig gestaltet sein [16, 17]. Die Stärke des Kunststoffes sollte bei Plattenapparaturen etwa 2-3mm betragen [17, 18], kann jedoch bei Bedarf auch dicker gestaltet werden, wenn beispielsweise ein frontales Aufbissplateau an einer Spange gewünscht wird. Bimaxilläre Geräte sind in der Regel interokklusal mit einer stärkeren Kunststoffschicht ausgestattet, deren Dicke je nach Gerät und Konzept zwischen 2mm (nach Andresen und Häupl) bis hin zu 20mm (nach Herren) betragen kann [16].

1.6 Reparaturen und Erweiterungen kieferorthopädischer Geräte

Kieferorthopädische Plattenapparaturen werden überwiegend zur Behandlung von Kindern und Jugendlichen eingesetzt. Bedingt durch deren Wachstum und Zahnwechsel, aber auch durch äußere Einflüsse, werden relativ häufig Anpassungen, manchmal auch Reparaturen, der Zahnspangen nötig. Als Ursache für Reparaturbedarf kommen Material- oder Verarbeitungsfehler, aber auch eine unachtsame Handhabung oder eigenmächtige Änderungsversuche seitens der Patienten in Frage. In manchen Fällen kann eine Erweiterung zum Erhalt der Wirksamkeit des Gerätes während des Behandlungsablaufes nötig werden [18]. Dabei sollte der neu aufgetragene Kunststoff eine gute Verbundfestigkeit zur bestehenden Apparatur aufweisen.

Grundsätzlich kann man Änderungen am kieferorthopädischen Gerät, welche direkt am Patienten durchgeführt werden (direktes Verfahren), von denen, die nach Abdrucknahme im Labor durchgeführt werden müssen (indirektes Verfahren) unterscheiden. Gebrochene Drahtelemente können beispielsweise direkt am Patienten in ihrer Form geändert werden. Bei Reparaturen am Kunststoffkörper kann im direkten Kaltpolymerisationsverfahren neuer Kunststoff aufgetragen werden, bzw. im indirekten Reparaturverfahren auf einem Arbeitsmodell Kunststoff ergänzt werden [18]. Bei Verwendung von Kaltpolymerisaten müssen hierbei wiederum die unter 1.5 beschriebenen Schritte (Wässerung evtl. vorhandener Modelle, Polymerisation im Drucktopf) sowie ergänzende Schritte, wie das Anrauen der glatt polierten Flächen und Benetzen der Oberfläche mit Monomer, durchlaufen werden. Ein Problem kann dabei die Polymerisationskontraktion des neu aufgetragenen Kunststoffes sein. Sie führt in der vorhandenen Basis zu Spannungen, welche Verbiegungen und somit Passungenauigkeiten zur Folge haben können [2].

1.7 Zielsetzungen dieser Untersuchung

Um die Festigkeit eines Werkstoffverbundes zu überprüfen, können Biegefestigkeit, Zugfestigkeit oder Scherfestigkeit von Verbundmaterialien getestet werden [19]. Scherversuche werden zur Bewertung der Verbunde Metall/Kunststoff, Metall/Keramik bzw. Keramik/Keramik eingesetzt. Das Deutsche Institut für Normung e.V. (DIN) sieht zur Bewertung von Verblendkunststoffen den Scherversuch vor [20]. Die Beurteilung der Verbundfestigkeit zwischen Zahnschmelz und Compositen ist ein weiterer Anwendungsbereich für den Scherversuch. Diese Verbindung spielt sowohl in der Zahnerhaltung bei Füllungswerkstoffen [21], als auch in der Kieferorthopädie beim Verbund Zahn/Bracket eine Rolle. Unter der ISO-Norm 13990 wird ein Scherversuch bei Adhäsiven für kieferorthopädische Befestigungselemente gefordert [22].

Die ISO-Norm 20795-2 Zahnheilkunde, Kunststoffe-Teil 2: Kieferorthopädische Kunststoffe sieht unter 5.2.6 die Überprüfung der Biegefestigkeit durch einen Dreipunktbiegeversuch vor [13]. Dieser Versuch ist mit Sicherheit eine äußerst wichtige Komponente zur werkstoffkundlichen Beurteilung kieferorthopädischer Kunststoffe. Jedoch sieht diese ISO-Norm keinerlei Prüfungen vor, die die Verbindung zweier zusammengeführter Werkstoffe bewerten. Fakt ist, dass tagtäglich zahlreiche herausnehmbare kieferorthopädische Geräte repariert oder ergänzt werden müssen. Hierzu existieren derzeit keine werkstoffkundlichen Vorgaben, die erfüllt werden müssen.

Ziel dieser Untersuchung soll sein, den Verbund des lichthärtenden Kunststoffes Orthocryl® LC (Dentaurum, Ispringen, Deutschland) mit drei verschiedenen autopolymerisierten Kunststoffen zu überprüfen. Durch eine stabile Verbindung wäre zunächst eine Kompatibilität zwischen Orthocryl® LC und diesen Autopolymerisaten nachgewiesen. Nach weiteren Untersuchungen bzw. Weiterentwicklungen, bei nachgewiesener Atoxizität und geringer Polymerisationswärme könnten mittelfristig sogar unter Umgehung des Laborprozesses, Reparaturen intraoral durchgeführt werden (direkte Reparatur im Mund des Patienten). Hier-

durch könnte also auf die kosten- und zeitintensive Abdrucknahme, Modellherstellung und Reparatur im kieferorthopädischen Labor verzichtet werden. Außerdem wäre die einfache und schnelle Umarbeitung von mundmotorischen Stimulationsplatten, wie sie bei Zungendyskinesien angewendet werden, ein weiterer Einsatzbereich.

Folgende Fragen sollen beantwortet werden:

1. Wie stabil sind die Verbindungen bei herkömmlichen Reparaturen zwischen Autopolymerisaten?
2. Wie stabil ist die Verbindung von Orthocryl® LC mit Orthocryl® LC?
3. Ist eine Verbindung von Autopolymerisaten mit Orthocryl® LC möglich, und falls dem so ist, wie stabil ist eine solche Verbindung im Vergleich zur Verbindung zwischen den Autopolymerisaten (herkömmliche Reparatur)?
4. Spielt die Vorbehandlung (anschleifen, sandstrahlen) des Kunststoffes bei den Verbundfestigkeiten eine Rolle?
5. Wie verhält sich der Verbund bei Kunststoffen, die einen künstlichen Alterungsprozess (Thermocycling) durchlaufen haben?

2 Material und Methode

2.1 Verwendete Kunststoffe

Bei dieser Studie wurden folgende für die kieferorthopädische Technik eingesetzten Kunststoffe verwendet:

Autopolymerisate:

Forestacryl® (Forestadent®, Pforzheim, Deutschland)

Steady Resin S (SCHEU Dental Technology, Iserlohn, Deutschland)

Orthocryl® (Dentaurum, Ispringen, Deutschland)

Lichtpolymerisat:

Orthocryl® LC (Dentaurum, Ispringen, Deutschland)

Im Folgenden werden die verwendeten Kunststoffe näher erläutert. Alle genannten Kunststoffe sind in vielen Farben erhältlich. Zur besseren Vergleichbarkeit wurde in dieser Studie jeweils die transparente, ungefärbte Variante gewählt. Die Autopolymerisate bestehen aus einer flüssigen und einer pulverförmigen Komponente. Die Flüssigkeit wird nachfolgend als Monomer, das Pulver als Polymer bezeichnet.

2.1.1 Forestacryl®

Forestacryl® ist ein selbstpolymerisierender Kunststoff für kieferorthopädische Geräte. Laut Hersteller eignet sich der Kunststoff sowohl für das Streu- als auch für das Teigverfahren. Beim Streuverfahren wird abwechselnd Pulver und Flüssigkeit auf das vorbereitete und isolierte Modell aufgetragen, bis die gewünschte Plattendicke erreicht ist. Beim Teigverfahren wird das Pulver vorsichtig in die Flüssigkeit eingerührt. Das Mischungsverhältnis beträgt hierbei zwei Teile Pulver auf ein Teil Flüssigkeit.

Nach dem Antrocknen der Kunststoffschicht erfolgt die Polymerisation in 35°C warmem Wasser für 15 Minuten bei 2,4bar im Drucktopf (Herstellerangabe). Abbildung 8 zeigt die Originalverpackungen von Polymer und Monomer.



Abbildung 8: Originalverpackungen Forestacryl® (links: Monomer, rechts: Polymer).

In den nachfolgenden Tabellen (Tabelle 1 und 2) wird auf die Zusammensetzung von Monomer und Polymer bei Forestacryl® eingegangen [23].

Tabelle 1: Zusammensetzung des Monomers bei Forestacryl®.

	CAS-Nr.	Prozent	Bezeichnung	EG-Nr.
MMA	80-62-6	>94	Methylmethacrylat	201-297-1
Vernetzer	97-90-5	<5	Ethylendimethacrylat	202-617-2
Initiator	99-97-8	<1	N,N-Dimethyl-p-toluidin	202-805-4

Tabelle 2: Zusammensetzung des Polymers bei Forestacryl®.

	CAS-Nr.	Prozent	Bezeichnung	EG-Nr.
PMMA	9011-14-7	>99	Polymethylmethacrylat	n.a.
Initiator	94-36-0	<<1	Dibenzoylperoxid	202-327-6
Farbpigmente	1344-28-1	<<0,01	Aluminiumoxid	n.a.

n.a.= nicht angegeben

2.1.2 Steady Resin S

Steady Resin S ist ebenfalls ein Zwei-Komponenten-Autopolymerisat, bestehend aus Monomer und Polymer. Steady Resin S wurde speziell für die Sprühtechnik angefertigt, bei welcher wechselweise Polymer und Monomer auf das isolierte Modell appliziert wird. Das Mischungsverhältnis liegt bei 10 : 4 Gewichtsanteile (Polymer : Monomer). Die Polymerisation erfolgt bei 45-48°C und 1,8-2bar für 15 bis 20 Minuten im wassergefüllten Drucktopf (Herstellerangabe). Abbildung 9 zeigt die Originalverpackungen von Steady Resin S.



Abbildung 9: Originalverpackungen Steady Resin S (links: Monomer, rechts: Polymer).

Die Zusammensetzung von Monomer und Polymer bei Steady Resin S wird in den folgenden Tabellen (Tabelle 3 und 4) gezeigt und entspricht den Herstellerangaben [24].

Tabelle 3: Zusammensetzung des Monomers bei Steady Resin S.

	CAS-Nr.	Prozent	Bezeichnung	EG-Nr.
MMA	80-62-6	90-100	Methylmethacrylat	201-297-1
Vernetzer	2082-81-7	1-5	Tetramethylendimethacrylat	218-218-1
Initiator	3077-12-1	<1	N,N-Bis(2-hydroxy-ethyl-p-toluidin)	221-359-1

Tabelle 4: Zusammensetzung des Polymers bei Steady Resin S.

	CAS-Nr.	Prozent	Bezeichnung	EG-Nr.
PMMA	n.a.	90-100	Polymethylmethacrylate/ Co-Polymer	n.a.
Initiator	94-36-0	<1	Dibenzoylperoxid	202-327-6

n.a.= nicht angegeben

2.1.3 Orthocryl®

Orthocryl® ist, wie die beiden zuvor genannten Kunststoffe, ebenfalls ein Kaltpolymerisat zur Herstellung kieferorthopädischer Apparaturen. Orthocryl® eignet sich sowohl für die Streu- als auch für die Anteigtechnik. Dabei wird so viel Monomer aufgetragen, wie das Polymer aufsaugen kann. Das Mischungsverhältnis sollte hierbei bei 2 : 0,8 (Volumenanteile Pulver : Flüssigkeit) liegen [1]. Bei der Anteigtechnik werden Monomer und Polymer im Verhältnis 2,5 : 1 gemischt. Die Polymerisation erfolgt bei beiden Verfahren in 40-46°C warmem Wasser für 20 Minuten bei 2,2bar im Drucktopf [25].

In Abbildung 10 sind die Originalverpackungen von Orthocryl® Pulver und Flüssigkeit zu sehen.

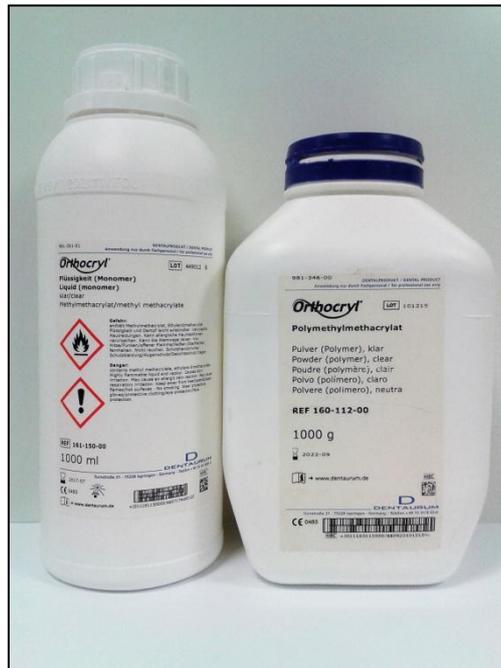


Abbildung 10: Originalverpackungen Orthocryl® (links: Monomer, rechts: Polymer).

Die nachfolgenden Tabellen (Tabelle 5 und 6) zeigen die Zusammensetzung der beiden Komponenten [26].

Tabelle 5: Zusammensetzung des Monomers bei Orthocryl®.

	CAS-Nr.	Prozent	Bezeichnung	EG-Nr.
MMA	80-62-6	>90	Methylmethacrylat	201-297-1
Vernetzer	97-90-5	<10	Ethylendimethacrylat	202-617-2
n.a.	2440-22-4	<1	2-(2H-Benzotriazol-2-yl)-p-kresol	219-470-5
Inhibitor	150-76-5	50ppm	Hydrochinonmono-methylether	205-769-8
Initiator	3077-12-1	<0,5	N,N-Dihydroxyethyl-p-toluidin	221-359-1

n.a.= nicht angegeben

Tabelle 6: Zusammensetzung des Polymers bei Orthocryl®.

	CAS-Nr.	Prozent	Bezeichnung	EG-Nr.
PMMA	n.a.	98	Polymethylmethacrylat	n.a.
Initiator	n.a.	0,5	Benzoylperoxid	n.a.
Farbstoffe	n.a.	<0,5	n.a.	n.a.

n.a.= nicht angegeben

2.1.4 Orthocryl® LC

Orthocryl® LC ist ein lichthärtender Kunststoff, der frei von Methylmethacrylat und Dibenzoylperoxid ist. Er wird gebrauchsfertig in lichtundurchlässigen Kartuschen geliefert (Ein-Komponenten-System). Mittels eines Injektors und einer Kartuschenspitze wird der visköse Kunststoff appliziert. Die Polymerisation erfolgt (nach Herstellerempfehlungen) bei einer Lichtleistung von 600W und einer Wellenlänge von 400-550nm für 3-6 Minuten (je nach kieferorthopädischem Gerät) im Lichtpolymerisationsgerät Solidilite V (SHOFU dental GmbH, Ratingen, Deutschland).

In Abbildung 11 wird die im Injektor eingespannte Kartusche mit Kartuschenspitze gezeigt.



Abbildung 11: Orthocryl® LC Kartusche mit Injektor.

Das Lichtpolymerisationsgerät Solidilite V (in Abbildung 12 dargestellt) besitzt vier Halogenlampen, die jeweils eine Leistung von 150 Watt haben. Somit beträgt die Gesamtwattzahl 600 Watt. Der Drehteller ist frei verstellbar und war für diese Versuchsreihe in der höchsten Position. In der hier verwendeten Softstartfunktion erreichen die Halogenlampen ihre komplette Leistung erst nach 2-4 Sekunden. Erst ab diesem Zeitpunkt wird die eingestellte Polymerisationszeit gemessen [27].



Abbildung 12: Lichtpolymerisationsgerät Solidilite V.

Laut Hersteller besteht Orthocryl® LC aus einer Mischung von verschiedenen Monomeren und Oligomeren [28]. Der Hauptbestandteil ist hierbei Urethandimethacrylat. Die weiteren Bestandteile von Orthocryl® LC sind in Tabelle 7 ersichtlich [1].

Tabelle 7: Zusammensetzung Orthocryl® LC.

	CAS-Nr.	Prozent	Bezeichnung	EG-Nr.
Kunststoffmasse	n.a.	70	Aliphatisches Urethandimethacrylat	n.a.
Kunststoffmasse	n.a.	20	Polyethylenglycol-dimethacrylat	n.a.
Kunststoffmasse	n.a.	3	1,4-Butandiol-dimethacrylat	n.a.
Pyrogene Kieselsäure	n.a.	6	n.a.	n.a.
Photoinitiatoren	n.a.	<0,6	n.a.	n.a.
Pigmente	n.a.	<0,01	n.a.	n.a.
Stabilisatoren	n.a.	<0,1	n.a.	n.a.
Lichtschutzmittel	n.a.	<0,1	n.a.	n.a.

n.a.= nicht angegeben

2.2 Versuchsaufbau

In dieser Studie wird in Anlehnung an die ISO-Norm 10477: 2004 (Zahnheilkunde, Kronen- und Brückenkunststoffe) die Verbundfestigkeit der unter 2.1 beschriebenen Kunststoffe untersucht. Diese Norm wurde gewählt, da es in der ISO-Norm 20795-2 für kieferorthopädische Kunststoffe [13] kein Prüfverfahren zur Messung der Verbundfestigkeit gibt.

2.2.1 Verbundfestigkeitsprüfung nach ISO-Norm 10477:2004

Die ISO-Norm 10477: 2004 sieht unter 7.7 die Überprüfung der Verbundfestigkeit zwischen Metallplatten und Kronen- und Brückenkunststoffen vor. Hierzu werden fünf Metallplatten mit den Maßen 20mm x 10mm x 2mm nach den üblichen zahntechnischen Laborverfahren aus einer Legierung, die für Kronen- und

Brückenkonstruktionen geeignet ist, hergestellt. Die Metallplatten werden wie vom Hersteller des zu überprüfenden Verbundsystems empfohlen entsprechend vorbehandelt (z.B. durch Sandstrahlung, Auftragen von speziellen Haftvermittlern, Auftragen von Opaker, etc.). Anschließend wird der Verblendkunststoff mittels einer Form zylinderförmig aufgebracht und polymerisiert (nach den jeweiligen Herstellerangaben). Der Kunststoffzylinder soll hierbei einen Durchmesser von 5mm und eine Höhe von 2,5mm aufweisen.

Die so hergestellten Prüfkörper werden anschließend 5000 Zyklen wechselnder Temperaturen (5°C und 55°C) im Wasserbad ausgesetzt. Dieses Thermocycling genannte Verfahren wird unter 2.2.2 näher erläutert. Danach findet der eigentliche Scherversuch im Gerät zur Prüfung der Scherverbundfestigkeit statt [20]. Abbildung 13 zeigt ein Schema des Gerätes zur Abscherung der Zylinder.

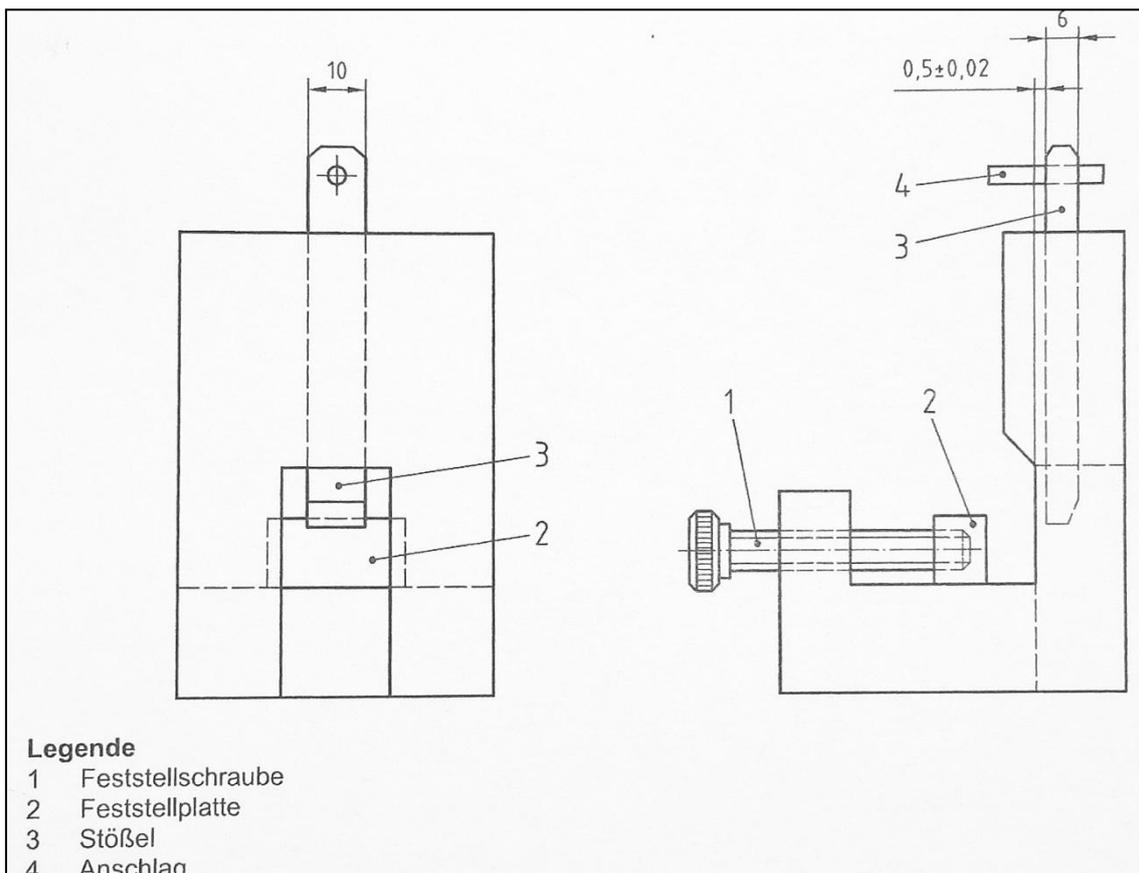


Abbildung 13: Gerät zur Prüfung der Scherverbundfestigkeit, [Maßeinheit = mm], (aus EN ISO 10477-2004), [20].

Der jeweilige Prüfkörper wird durch die Feststellschraube hinter der Feststellplatte so fixiert, dass der Stößel ungehindert den Zylinder abscheren kann. Die Fixation der Prüfkörper verhindert ein ungewolltes Verrutschen und sichert somit konstante Messbedingungen und eine gute Reproduzierbarkeit. Mittels einer Universalprüfmaschine und einer Einrichtung zur Aufzeichnung der Kraft bis zum Bruch kann bei bekannter Verbundfläche die Verbundfestigkeit mit folgender Formel berechnet werden:

$$B = F/A$$

Dabei ist

B	die Verbundfestigkeit in Megapascal [MPa],
F	die Last beim Bruch in Newton [N],
A	die Verbundfläche in Quadratmillimeter [mm ²]

Wenn mindestens vier der fünf Ergebnisse mehr als oder genau 5 Megapascal betragen, entspricht der Kronen- und Brückenkunststoff der Anforderung [20].

2.2.2 Thermocycling

Beim Thermocycling wird eine künstliche Alterung bewirkt, indem Proben großen Temperaturschwankungen in Wasserbädern ausgesetzt werden. Dabei wird ein mit Proben gefüllter Korb abwechselnd in 5°C kaltem und 55°C warmem Wasser versenkt. Der Korb verweilt 30 Sekunden im jeweiligen Wasserbad und schwenkt dann automatisch innerhalb von 5 Sekunden wieder in das andere Bad. Somit dauert ein Zyklus (Tauchzeit 5°C, Tauchzeit 55°C, Schwenkzeit) 70 Sekunden. Durch die schlagartigen Temperaturänderungen werden schnelle Temperaturwechsel in der Mundhöhle realitätsgetreu simuliert [29].

Abbildung 14 zeigt das im vorliegenden Versuch verwendete Thermocycling-System.

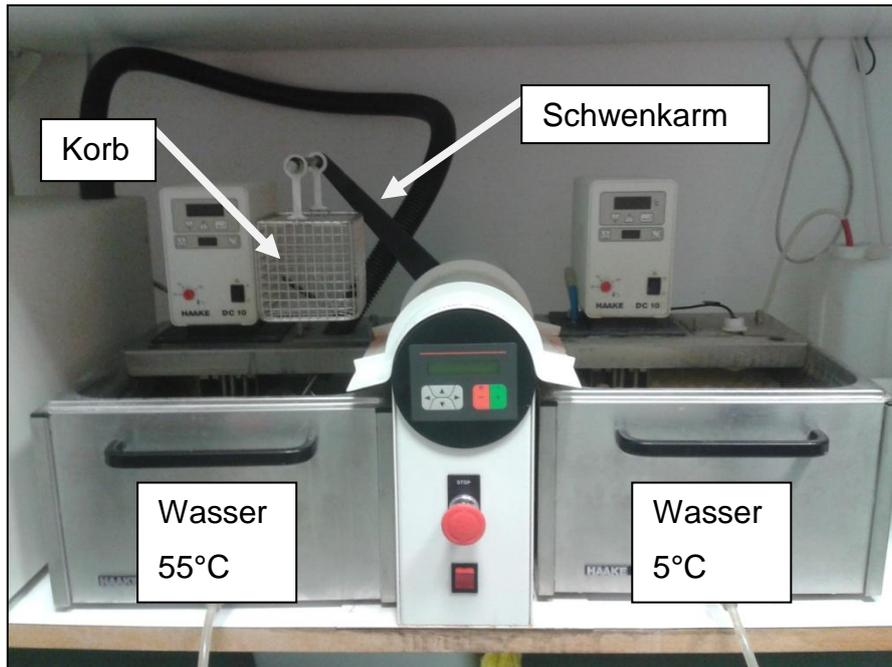


Abbildung 14: Thermocycling-Gerät.

2.2.3 Vorliegende Versuchsreihen

Die Rahmenbedingungen der in dieser Arbeit vorliegenden Versuchsreihen zur Überprüfung der Verbundfestigkeit von kieferorthopädischen Kunststoffen zu kieferorthopädischen Kunststoffen wurden teils aus der unter 2.2.1 beschriebenen DIN-Norm übernommen und teils, wie im Folgenden beschrieben, modifiziert.

Die Prüfkörper bestehen aus einem Kunststoffplättchen und einem darauf polymerisierten Kunststoffzylinder. Dabei sollen die Kunststoffplättchen analog der DIN-Norm 10477 die Maße 20mm x 10mm x 2mm besitzen. Der Durchmesser der Zylinder wurde von 5mm auf 4,3mm reduziert. Die Plättchen und die Zylinder konnten jeweils entweder aus einem der drei unter 4.1 beschriebenen Autopolymerisate oder aus dem Lichtpolymerisat Orthocryl® LC (siehe 2.1.4) bestehen. Das folgende Schaubild soll die drei untersuchten Kunststoff-Kunststoffkombinationen veranschaulichen.

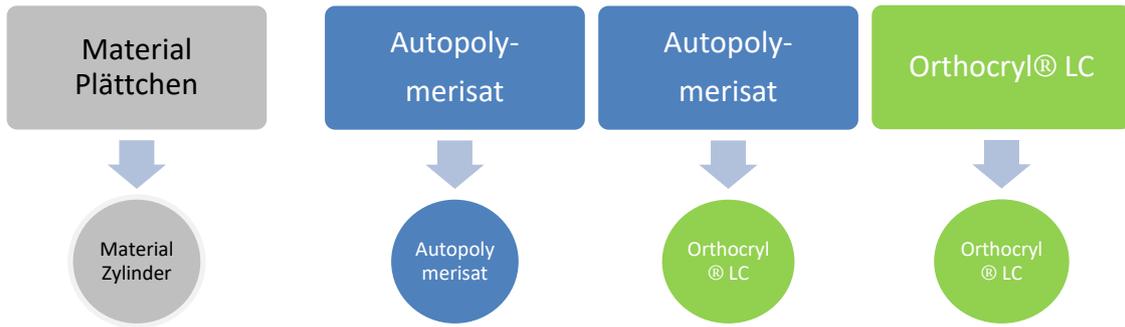


Abbildung 15: Schema der untersuchten Kunststoff-Kunststoff-Kombinationen.

Bei der Kombination Autopolymerisat/Autopolymerisat wurde das jeweilige Autopolymerisat mit dem gleichen Autopolymerisat kombiniert (Forestacryl® mit Forestacryl®, Steady Resin S mit Steady Resin S und Orthocryl® mit Orthocryl®). Des Weiteren wurde der Verbund zwischen den Autopolymerisaten (Plättchen) und Orthocryl® LC (Zylinder) untersucht. Im nächsten Schritt wurde der Verbund von Orthocryl® LC mit sich selbst überprüft. Bei keiner der Versuchsreihen wurde ein Haftvermittler verwendet.

Um die Aussagekraft der Ergebnisse zu erhöhen, wurde die Anzahl der in der ISO-Norm 10477 geforderten Prüfkörper von 5 auf 10 bis 12 (Reserve) erhöht. Zum Teil wurden die Oberflächen der Kunststoffplättchen unterschiedlich vorbereitet (sandgestrahlt oder angeschliffen) um mögliche Einflussnahmen auf die Verbundfestigkeit zu überprüfen. Der Scherversuch an sich und die Berechnung der Verbundfestigkeit wurden analog der DIN-Norm 10477 durchgeführt.

Das in der Norm vorgesehene Thermocycling der Prüfkörper wurde in den vorliegenden Versuchsreihen modifiziert. Tabellen 8a bis 8d geben einen Überblick über die Versuchsreihen.

Anmerkung zu den nachfolgenden Tabellen: Die erste Spalte zeigt das Material, aus dem die Platten bestehen. Die zweite Spalte gibt Auskunft über das Zylindermaterial. Die dritte Spalte gibt an, ob eine künstliche Alterung (Thermocycling = TC) erfolgt ist und zu welchem Zeitpunkt diese stattgefunden

hat (vorher: nur die Platten wurden einem Thermocycling unterzogen, anschließend wurde der Zylinder anpolymerisiert; nachher: das Thermocycling erfolgte nachdem der Zylinder auf die Platte polymerisiert worden war). Die vierte Spalte gibt Auskunft darüber, ob eine Oberflächenbehandlung durch Sandstrahlen bzw. Anschleifen vor Zylinderanbringung stattgefunden hat. In der fünften Spalte befindet sich der für die jeweilige Gruppe verwendete Name, der sich immer aus Kürzeln der Materialnamen und der Behandlungsmaßnahmen zusammensetzt.

Erklärung der Abkürzungen: die Großbuchstaben zeigen das Platten- bzw. Zylindermaterial an (FO: Forestacryl®; SR: Steady Resin S; OR: Orthocryl®; LC: Orthocryl® LC). Die kleinen Buchstaben geben Aufschluss über erfolgte Oberflächenbehandlung und Zeitpunkt des Thermocyclings. Dabei steht „u“ für keine Oberflächenbehandlung (unbehandelt), „s“ für sandgestrahlt und „a“ für angeschliffen. Das Kürzel „tc“ steht für Thermocycling und zeigt je nach Position in der Abkürzung an, ob vor Anbringung des Zylinders oder nach dessen Anbringung ein Thermocyclingzyklus erfolgt ist.

Tabelle 8a: Übersicht über die Versuchsreihen (Material Platte: Forestacryl®).

Material Platte	Material Zylinder	TC	Oberflächenbehandlung	Abkürzung	
Forestacryl®	Forestacryl®	ohne	unbehandelt	FOuFO	
		vorher	unbehandelt	FOtCuFO	
		nachher	unbehandelt	FOuFOtc	
	Orthocryl® LC	ohne		unbehandelt	FOuLC
				sandgestrahlt	FOsLC
				angeschliffen	FOaLC
		vorher		unbehandelt	FOtCuLC
				sandgestrahlt	FOtCsLC
				angeschliffen	FOtCaLC
		nachher		unbehandelt	FOuLCtc
				sandgestrahlt	FOsLCtc
				angeschliffen	FOaLCtc

Tabelle 8b: Übersicht über die Versuchsreihen (Material Platte: Steady Resin S).

Material Platte	Material Zylinder	TC	Oberflächenbehandlung	Abkürzung	
Steady Resin S	Steady Resin S	ohne	unbehandelt	SRuSR	
		vorher	unbehandelt	SRtcuSR	
		nachher	unbehandelt	SRuSRtc	
	Orthocryl® LC	ohne	unbehandelt	unbehandelt	SRuLC
				sandgestrahlt	SRsLC
				angeschliffen	SRaLC
		vorher	unbehandelt	unbehandelt	SRtcuLC
				sandgestrahlt	SRtcsLC
				angeschliffen	SRtcaLC
		nachher	unbehandelt	unbehandelt	SRuLCtc
				sandgestrahlt	SRsLCtc
				angeschliffen	SRaLCtc

Tabelle 8c: Übersicht über die Versuchsreihen (Material Platte: Orthocryl®).

Material Platte	Material Zylinder	TC	Oberflächenbehandlung	Abkürzung	
Orthocryl®	Orthocryl®	ohne	unbehandelt	ORuOR	
		vorher	unbehandelt	ORtcuOR	
		nachher	unbehandelt	ORuORtc	
	Orthocryl® LC	ohne	unbehandelt	unbehandelt	ORuLC
				sandgestrahlt	ORsLC
				angeschliffen	ORaLC
		vorher	unbehandelt	unbehandelt	ORtcuLC
				sandgestrahlt	ORtcsLC
				angeschliffen	ORtcaLC
		nachher	unbehandelt	unbehandelt	ORuLCtc
				sandgestrahlt	ORsLCtc
				angeschliffen	ORaLCtc

Tabelle 8d: Übersicht über die Versuchsreihen (Material Platte: Orthocryl® LC).

Material Platte	Material Zylinder	TC	Oberflächenbehandlung	Abkürzung
Orthocryl® LC	Orthocryl® LC	ohne	unbehandelt	LCuLC
			angeschliffen	LCaLC
		vorher	unbehandelt	LCtcuLC
			angeschliffen	LCtcaLC
		nachher	unbehandelt	LCuLCtc
			angeschliffen	LCaLCtc

2.3 Herstellung der Prüfkörper

Ein Prüfkörper besteht in der vorliegenden Untersuchung aus einem Kunststoffplättchen mit darauf polymerisiertem Kunststoffzylinder.

Damit die Kunststoffplättchen ihren Monomergehalt nicht verändern, wurden diese bis zu ihrer weiteren Verarbeitung in einem verschlossenen Gefäß bei -18°C im Tiefkühlschrank gelagert (gemäß DIN EN ISO 20795-1:2009-02, Zahnheilkunde, Kunststoffe- Teil 1: Prothesenkunststoffe, Restgehalt an Methylmethacrylatmonomer) [30].

2.3.1 Herstellung der Kunststoffplättchen aus Orthocryl® LC

Die Plättchen aus Orthocryl® LC wurden in einer eigens dafür gefertigten Messingform hergestellt. Mit Hilfe dieser Form (Abbildung 16) konnten 5 Kunststoffplättchen mit den Maßen 20mm x 10mm x 2mm (analog ISO 19477) auf einmal hergestellt werden. Dazu wurde der lichthärtende Kunststoff mittels Injektor und Dosierspitze direkt aus der Kartusche in die Form gefüllt, wobei eine Form möglichst ohne Absetzen befüllt wurde, um Blasenbildung zu vermeiden. Der Überschuss wurde mittels Holzspatel entfernt, wodurch gleichzeitig die Oberfläche glatt gezogen wurde. Die Aushärtung erfolgte im Lichtpolymerisationsgerät Solidilite V (siehe 2.2.1) für 6 Minuten. Danach wurde die Sauerstoffinhibitions-

schicht mit einer Reinigungslösung (Ethanol) entfernt und die Kunststoffplättchen aus der Form genommen.

Abbildung 16 zeigt den schematischen Ablauf der Herstellung von Plättchen aus Orthocryl® LC.

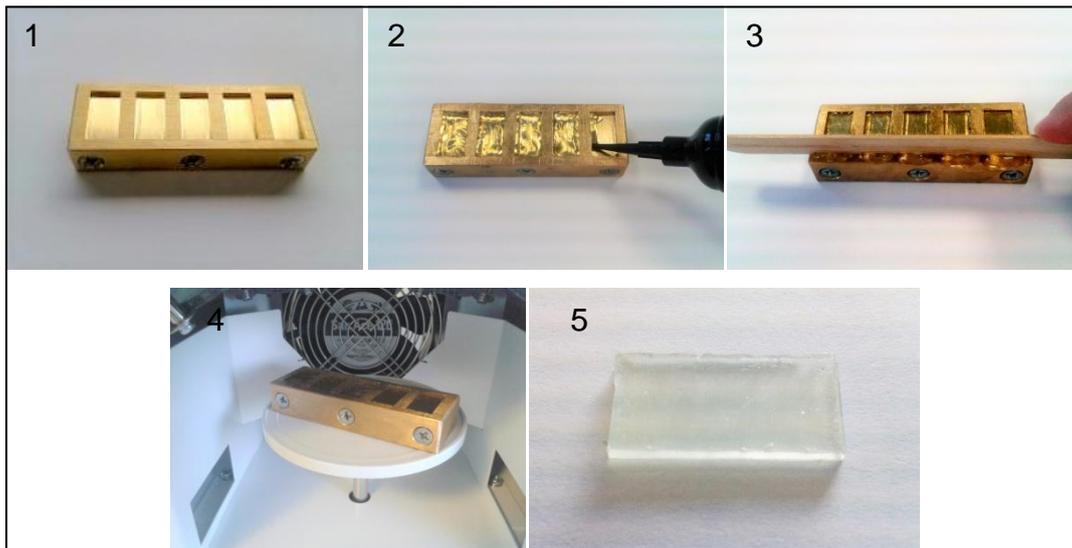


Abbildung 16: Schema der Herstellung von Plättchen aus Orthocryl® LC.

- Legende:
1. Messingform zur Herstellung der Kunststoffplättchen
 2. Befüllen der Messingform mit Orthocryl® LC mittels Injektor und Dosierspitze
 3. Glatt streichen und Überschuss entfernen mittels Holzspatel
 4. Polymerisation für 6 Minuten im Lichthärtegerät Solidilite V (höhenverstellbarer Teller auf oberster Position)
 5. Fertiges Orthocryl® LC Plättchen

2.3.2 Herstellung der Plättchen aus Autopolymerisat

Für die Plättchen aus Autopolymerisat war eine Modifikation nötig, um eine Gelbfärbung des sonst transparenten Kunststoffes bei Autopolymerisation in der Messingform zu vermeiden. Um einer Verfälschung der Ergebnisse vorzubeugen, wurde eine Form aus Dubliermasse hergestellt. Hierzu wurden neun Kunststoffplättchen mit den Maßen 20mm x 10mm x 2mm (analog ISO 10477) mit Dubliermasse umhüllt. Nach Aushärtung der Dubliermasse konnten die

Kunststoffplättchen entfernt werden, und man erhielt die in Abbildung 17 gezeigte Form zur Herstellung von Plättchen.

Die Form aus Dubliermasse wurde zunächst mit Polymer des jeweiligen Autopolymerisates befüllt. Anschließend wurde so viel Monomer darauf getropft, bis das komplette Polymer benetzt war. Der Überschuss wurde mit einem Holzspatel abgetragen, wodurch die Oberfläche auch glatt gezogen wurde.

Anschließend wurde der Kunststoff im Drucktopf nach den jeweiligen Herstellerangaben (siehe 2.1.) polymerisiert. Abbildung 17 zeigt die einzelnen Arbeitsschritte bei der Herstellung der Plättchen aus Autopolymerisat.

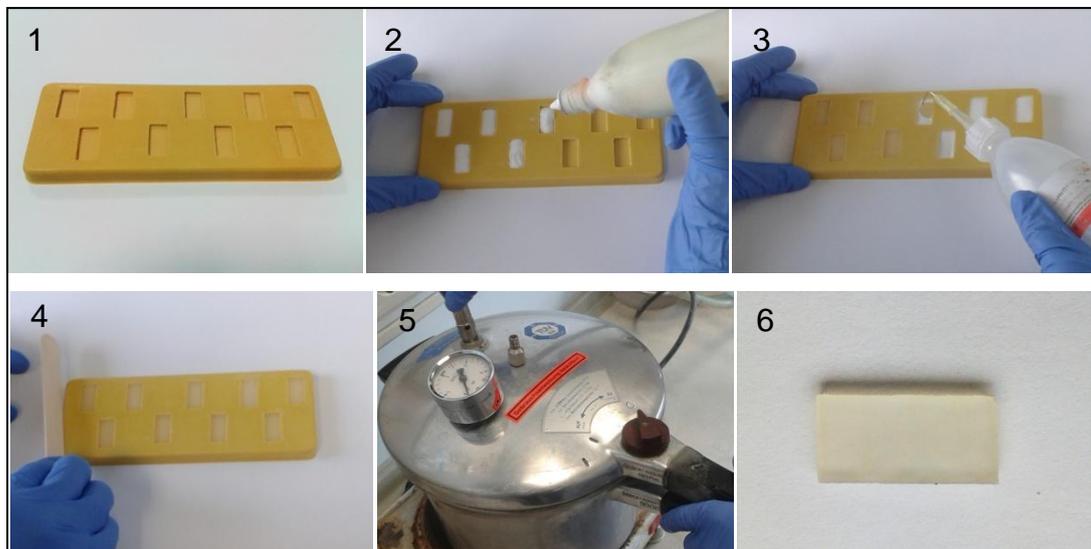


Abbildung 17: Schema der Herstellung von Plättchen aus Autopolymerisat.

- Legende:
1. Dublierform zur Herstellung von neun Plättchen
 2. Einfüllen von Polymer
 3. Einfüllen von Monomer
 4. Entfernung der Überschüsse mittels Holzspatel
 5. Polymerisation im Drucktopf (nach Herstellerangaben)
 6. Fertiges Plättchen aus Autopolymerisat (hier: Orthocryl®)

2.3.3 Vorbereiten der Oberflächen

Zur Überprüfung, ob die Beschaffenheit der Oberfläche der Kunststoffplättchen einen Einfluss auf die Verbundfestigkeit hat, wurden einige Kunststoffplättchen

oberflächlich sandgestrahlt bzw. angeschliffen. Die Einteilung, welche Plättchen unbehandelt, sandgestrahlt oder angeschliffen wurden, findet sich in den Tabellen 8a bis 8d.

Das genaue Vorgehen beim Sandstrahlen und Anschleifen wird im Folgenden beschrieben.

2.3.3.1 Sandstrahlen

Die Kunststoffplättchen aus den Gruppen, deren Plättchen sandgestrahlt wurden, wurden auf einer Seite mit einem wasserfesten Stift (Lumocolor permanent M schwarz, Staedtler, Deutschland) teilweise schwarz angefärbt und anschließend mit 120µm feinem Aluminiumoxid und 3,7bar Druck sandgestrahlt bis die Farbe komplett abgetragen war (Abbildung 18). Es wurde darauf geachtet, den Sandstrahl im rechten Winkel und mit einem Abstand von etwa 1cm über das Plättchen zu führen. Die Anfärbung der Oberfläche diente lediglich der Überprüfung des gleichmäßigen Substanzabtrages. Als Sandstrahler diente hierbei das Punktstrahlgerät P-G 400 (Harnisch+Rieth, Winterbach, Deutschland). Anschließend wurde das Kunststoffplättchen durch einen starken Luftstrom von allen Sand- und Kunststoffresten befreit und bis zur Anbringung der Kunststoffzylinder in einem geschlossenen Gefäß aufbewahrt.

Um zu gewährleisten, dass sich die chemischen Eigenschaften der Oberfläche (wie z.B. der Monomergehalt) nicht verändern, wurde das Sandstrahlen stets kurz vor der Anbringung der Zylinder durchgeführt.

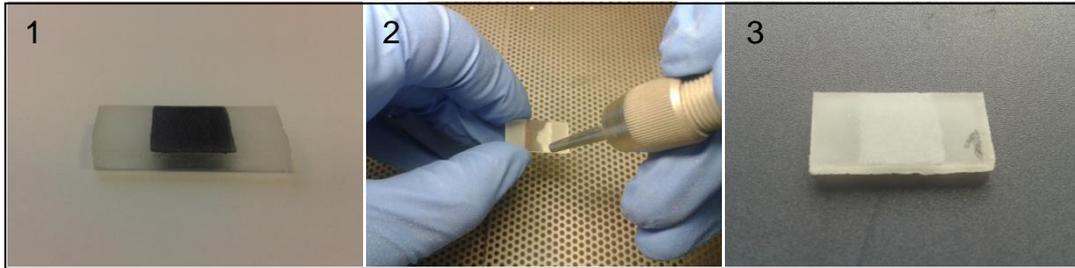


Abbildung 18: Schema Sandstrahlen der Plättchen.

- Legende:
1. Teilweise angefarbtes Kunststoffplättchen
 2. Im Bereich der Anfärbung wird das Plättchen mit 120µm Aluminiumoxid sandgestrahlt
 3. Plättchen gesäubert und nummeriert (vor Anbringung des Zylinders)

2.3.3.2 Anschleifen

Die Kunststoffplättchen, die angeschliffen wurden, wurden ebenfalls schwarz angefarbt. Anschließend wurde das jeweilige Plättchen in eine dafür hergestellte Halterung eingelegt und mit einer grobverzahnten Hartmetallfräse (Ref.- Nr. 215 HM 72G, Fa. Meißinger, Deutschland) bei 10.000 Umdrehungen/Minute in horizontaler Richtung angeschliffen (Abbildung 19 und 20). Der überstehende Anteil des jeweiligen Kunststoffplättchens (siehe Pfeil in Abbildung 19) wurde somit gleichmäßig angeschliffen. Anschließend wurde das Plättchen mit einem starken Luftstrom von allen Schleifrückständen befreit und bis zur Anbringung des Zylinders in einem verschlossenen Gefäß aufbewahrt.

Das Anschleifen der Plättchen fand kurz vor Anbringung des Zylinders statt um einheitliche chemische Eigenschaften der angerauten Oberfläche zu gewährleisten.

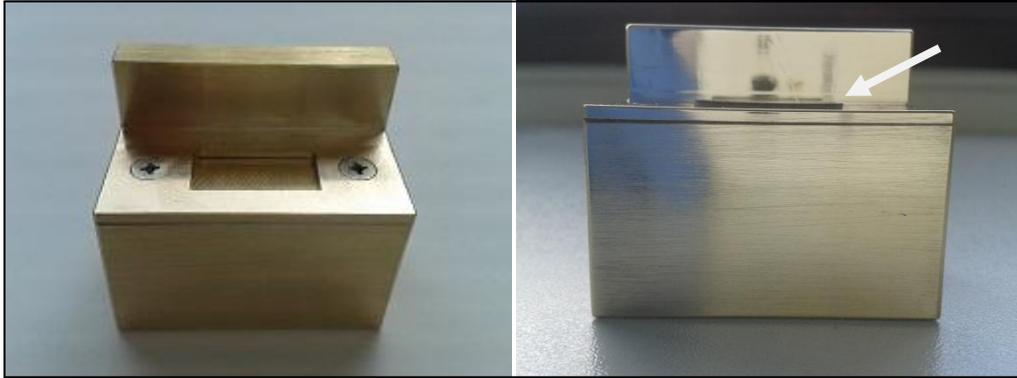


Abbildung 19: Vorrichtung zum Anrauen der Prüfkörper (links: ohne eingelegtes Plättchen, rechts: der überstehende Anteil des Plättchens (siehe Pfeil) wird abgeschliffen).

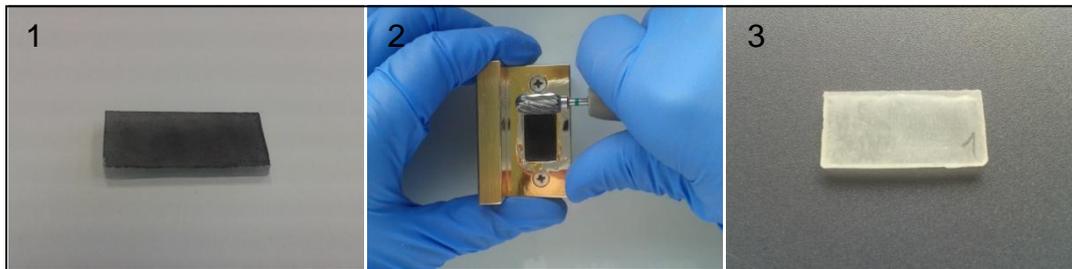


Abbildung 20: Schema Plättchen anschleifen.

- Legende:
1. oberflächlich schwarz angefärbtes Kunststoffplättchen
 2. Substanzabtrag mit Hartmetallfräse bei 10.000U/min
 3. Plättchen gesäubert und nummeriert (vor Anbringung der Zylinder)

2.3.4 Herstellung der Zylinder aus Autopolymerisat

Aus den Tabellen 8a bis 8c (S. 36-37) ist zu entnehmen, in welchen Versuchsreihen ein Zylinder aus Autopolymerisat vorliegt. Für deren Herstellung wurden die Kunststoffplättchen aus Autopolymerisat mittels zweier Klemmen an einer Silikonform befestigt. Die Silikonform beinhaltet eine rechteckige Aussparung mit den Maßen 20mm x 10mm x 2mm zur Aufnahme eines Kunststoffplättchens sowie eine mittig aufgebrachte zylinderförmige Öffnung mit einem Durchmesser von 4,3mm (Abbildung 21) und wurde aus dem feinfließenden additionsvernetzenden Vinylsilikon S4 suhy (bisico, Bielefeld, Deutschland) hergestellt.

Abbildung 21 zeigt eine Silikonform mit und ohne eingelegtes Kunststoffplättchen.

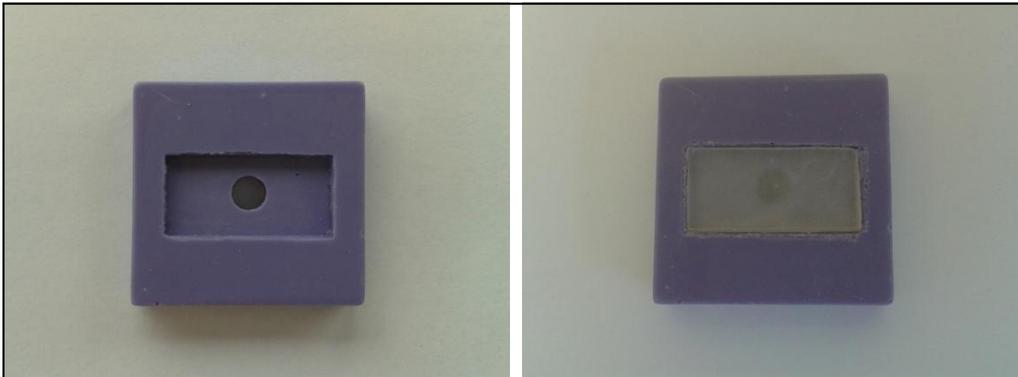


Abbildung 21: Silikonform aus S4 suhy Vinylsilikon zur Anbringung der Zylinder (links: ohne Kunststoffplättchen, rechts: mit Kunststoffplättchen).

Anschließend wurde die zylinderförmige Öffnung mit Polymer und Monomer befüllt. Die Überschüsse wurden entfernt und die Proben nach Herstellerangaben im Drucktopf polymerisiert. Die Klemmen dienten der Fixation der Plättchen in der Silikonform, um die Positionierung der Plättchen während der Polymerisation im Drucktopf zu sichern. Abbildung 22 zeigt die Herstellung der Zylinder aus Autopolymerisat.

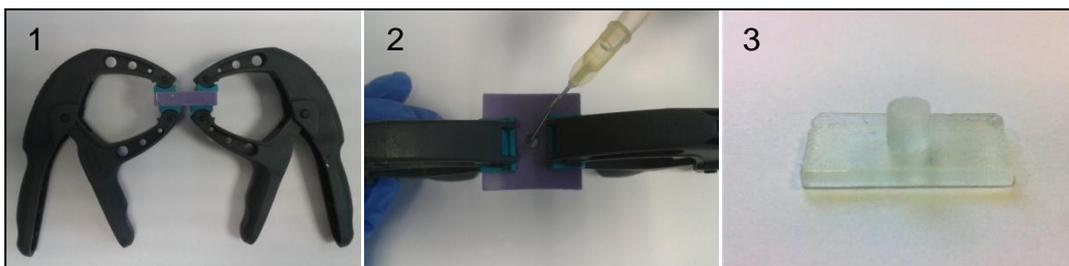


Abbildung 22: Schema der Herstellung von Zylindern aus Autopolymerisat.

- Legende:
1. Plättchen mittels Klemmen in Silikonform befestigt (Seitenansicht)
 2. Abwechselndes Befüllen der Öffnung mit Monomer und Polymer (Ansicht von oben)
 3. Fertiger Prüfkörper (hier: Plättchen und Zylinder aus Orthocryl®)

2.3.5 Herstellung der Zylinder aus Orthocryl® LC

Die Plättchen aus Autopolymerisat wurden zunächst an der Stelle, auf der später der Zylinder anpolymerisiert wurde, oberflächlich mit ihrem Monomer für 10 Sekunden benetzt. Überschüssiges Monomer wurde anschließend verblasen. Ein spezieller Haftvermittler wurde nicht verwendet. Auf Plättchen aus Orthocryl® LC wurde kein Monomer aufgetragen. Im nächsten Schritt wurden die Kunststoffplättchen mit der vorbehandelten Oberfläche in Richtung der zylinderförmigen Öffnung in die Silikonformen (siehe Abbildung 21) gedrückt. Anschließend wurde Orthocryl® LC mittels Injektor und Dosierspitze möglichst blasenfrei in die Öffnung appliziert. Daraufhin wurden die Proben im Lichtpolymerisationsgerät Solidilite V für 6 Minuten polymerisiert (siehe 2.2.1). Hierbei wurden immer drei Zylinder (in identischen Silikonformen) auf einmal hergestellt. Anschließend wurden die Proben aus den Formen entnommen und mit der Reinigungslösung besprüht, um die Sauerstoffinhibitionsschicht zu entfernen.

Abbildung 23 zeigt die Herstellung der Zylinder aus Orthocryl® LC.



Abbildung 23: Schema der Herstellung von Zylindern aus Orthocryl® LC.

- Legende:
1. Befüllen der Silikonform mit Orthocryl® LC mittels Injektor und Dosierspitze (auf der Rückseite der Silikonform ist ein Kunststoffplättchen eingelegt)
 2. Polymerisation für 6 Minuten im Lichthärtegerät Solidilite V
 3. Fertiger Prüfkörper (hier: Plättchen und Zylinder jeweils aus Orthocryl® LC)

2.4 Schervorrichtung

Nach Herstellung der Prüfkörper wurden diese auf ihre Verbundstärke geprüft. Hierbei wurde der anpolymerisierte Kunststoffzylinder in Richtung der Verbindungsfuge parallel zur Oberfläche des Plättchens abgeschert. Dies geschah durch Druck auf den Zylinder. Als Prüfmaschine diente hierbei die Schervorrichtung Z010/TN2A (Fa. Zwick, Ulm, Deutschland).

Die Kunststoffprüfkörper wurden mittels einer Feststellschraube in einer speziellen Halterung befestigt (Abbildung 24). Der abzuscherende Kunststoffzylinder blieb frei, damit der Stößel diesen ungehindert abscheren konnte. Die starre Fixation der Plättchen sicherte eine gute Reproduzierbarkeit des Abschervorgangs.

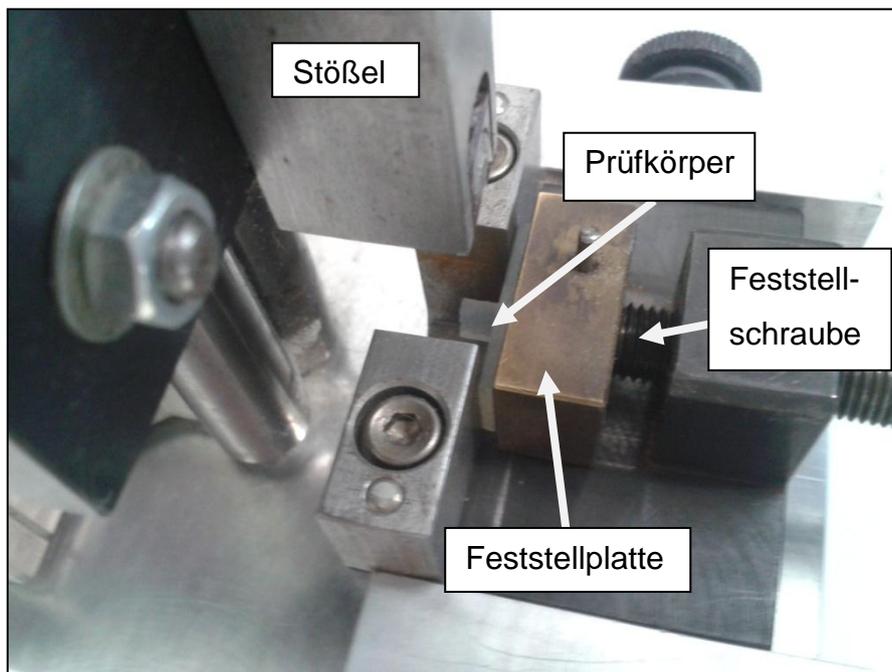


Abbildung 24: In die Prüfmaschine eingespannter Kunststoffprüfkörper (Vgl. Abbildung 13).

Der Stößel gleit in Anlehnung an die ISO-Norm 10477 mit einem definierten Abstand von 0,5mm an dem Kunststoffplättchen vorbei und trat direkt auf den anpolymerisierten Kunststoffzylinder. Die Vorschubgeschwindigkeit des Stößels wurde dabei elektronisch geregelt und wurde auf 1mm/min (ebenfalls in Anlehnung an die ISO-Norm 10477) eingestellt.

nung an die ISO-Norm 10477) festgelegt. Dabei wurde die Kraft gemessen, bis der Kunststoffzylinder abgeschert war. Die gemessenen Daten wurden tabellarisch und graphisch gespeichert. Plättchen und von ihnen abgescherte Zylinder wurden hierzu durchgehend nummeriert (Abbildung 25).

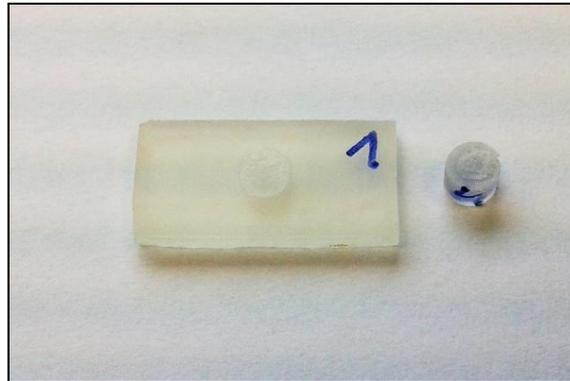


Abbildung 25: Beispiel-Prüfkörper aus Orthocryl® nach dem Abscheren.

Die Verbundfestigkeit B wurde wie folgt berechnet: $B = F/A$
(siehe auch 2.2)

Dabei ist F die Last beim Bruch in Newton,
 A die Verbundfläche in Quadratmillimetern

Die Verbundfestigkeit wurde in Megapascal angegeben. Die Verbundfläche A wurde sowohl aus dem mittleren Durchmesser (4,3mm), als auch mit dem Computerprogramm Image Pro. Plus v.6 (Media Cybernetics, Inc., Washington, USA) berechnet (Abbildung 26). Hierzu wurde jedes Kunststoffplättchen sowie jeder Zylinder nach dem Abscherversuch unter dem Makroskop WILD M400 (Fa. Wild, Heerburg, Schweiz) bei zehnfacher Vergrößerung fotografisch dokumentiert und die ehemalige Verbundfläche anhand der Zylinder vermessen. Das Vermessen der ehemaligen Verbundfläche wurde an jedem Zylinder dreifach durchgeführt und der sich daraus ergebende Mittelwert zur Berechnung verwendet. Wichtig war, die Verbundfestigkeit in Abhängigkeit von der tatsächlichen Verbundfläche anzugeben, da die Verbundflächen sich herstellungsbedingt teilweise unterschieden.

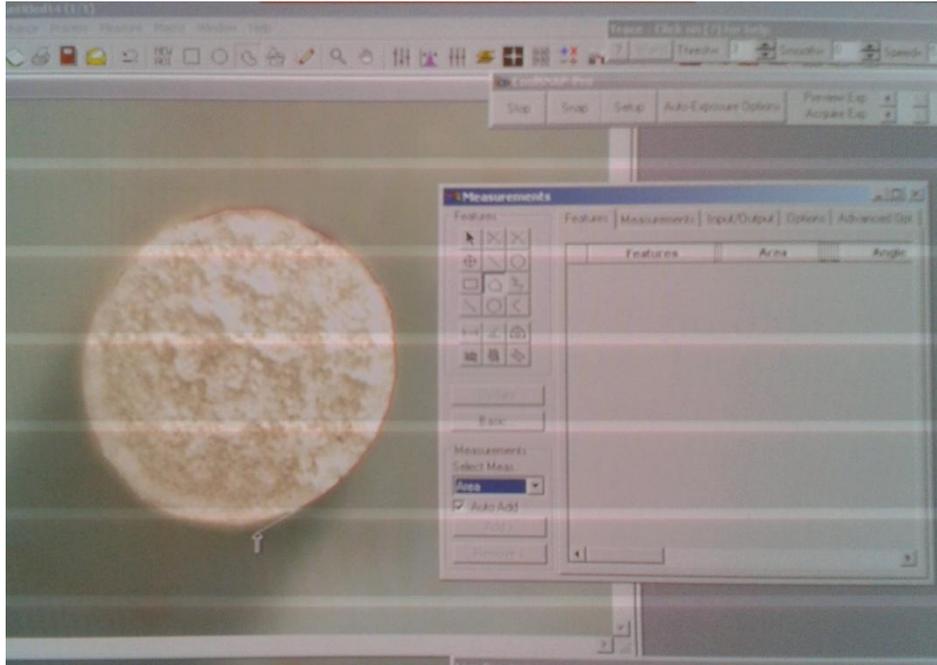


Abbildung 26: Vermessen der ehemaligen Verbundfläche mit dem Programm Image Pro. Plus v.6 durch Umfahren der Zylinderbegrenzung (der Computer berechnet daraus automatisch den Flächeninhalt des Kreises und zeigt diesen an).

2.5 Bruchflächenanalyse

Die Kunststoffprüfkörper wurden nach dem Abscherversuch auf den jeweiligen Bruchmodus untersucht. Der Bruch konnte in drei Formen auftreten:

- adhäsiver Bruch: Bruch verläuft zwischen den beiden Kunststoffen.
- kohäsiver Bruch: Bruch verläuft im Kunststoff der Platte oder des Zylinders.
- Mischbruch: Bruchfläche verlässt Grenzfläche zwischen Plättchen und Zylinder.

Abbildungen 27-29 zeigen Beispiele hierzu.

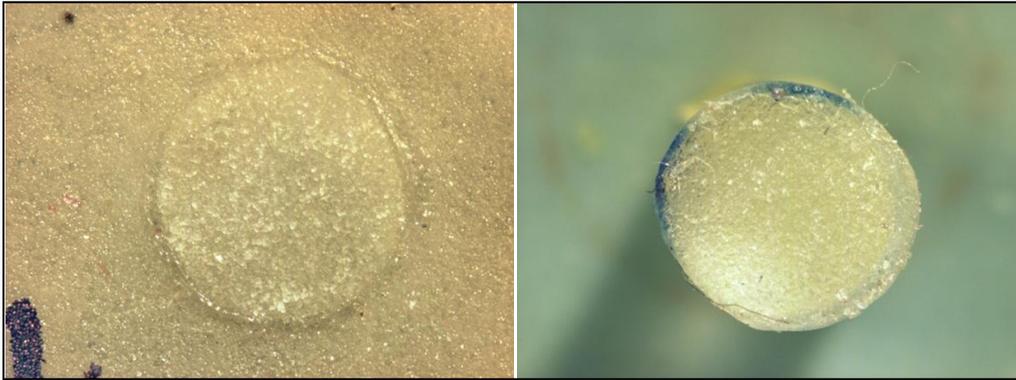


Abbildung 27: Beispiel eines adhäsiven Bruches bei Forestacryl® (Gruppe FOsLC, Prüfkörper Nr. 11); links: Plättchen, rechts: Zylinder.



Abbildung 28: Beispiel eines kohäsiven Bruches bei Steady Resin S (Gruppe SRuSR, Prüfkörper Nr. 5); links: Plättchen, rechts: Zylinder.



Abbildung 29: Beispiel eines Mischbruches bei Steady Resin S (Gruppe SRuSR, Prüfkörper Nr. 3); links: Plättchen, rechts: Zylinder.

2.6 Rauheitsmessung

Um den Einfluss des Sandstrahlens bzw. des Anschleifens auf die Oberflächenbeschaffenheit zu untersuchen, wurden im Tastschnittverfahren die Mittenrauwerte (R_a) bestimmt. Dazu wurden aus jedem Plattenmaterial mit jeweiliger Oberflächenbehandlung (keine, angeschliffen, sandgestrahlt) jeweils drei Plättchen im Perthometer S6P (Mahr GmbH, Göttingen, Deutschland) untersucht. Bei dieser Messmethode wird eine Tastspitze über die Oberfläche einer Probe gefahren. Die vertikalen Lageverschiebungen der Tastspitze werden elektronisch erfasst und als ungefiltertes Primärprofil (P-Profil) wiedergegeben. Ein Profilter filtert dann das Primärprofil in Welligkeit (W-Profil) und Rauheit (R-Profil). Das Rauheitsprofil ist das Primärprofil abzüglich des Welligkeitsprofils. Die Wellenlänge, bei der eine Welligkeit in Rauheit übergeht, wird als Grenzwellenlänge λ_c definiert [31].

Abbildung 30 soll diese Zusammenhänge verdeutlichen.

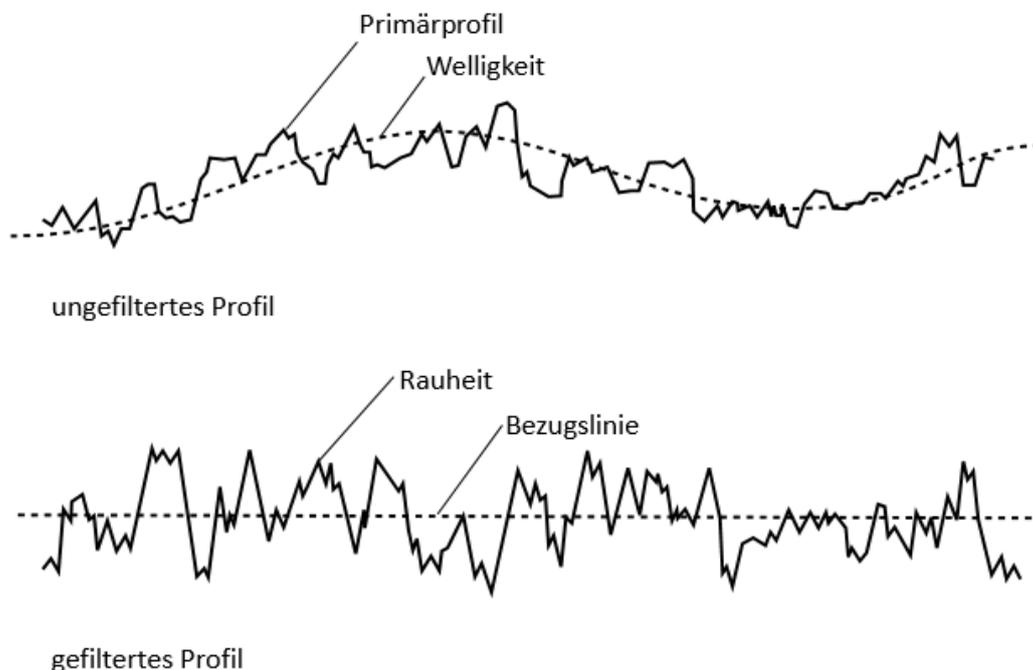


Abbildung 30: Beispiel für ein ungefiltertes und ein gefiltertes Profil [31].

Die Bezugs- oder Mittellinie entspricht den langwelligen Profilanteilen, die herausgefiltert werden. Alle Rauheitsparameter werden aus dem gefilterten Profil gemessen.

Die in dieser Studie verwendete Abtastnadel hatte an der Spitze einen Durchmesser von 1,25µm. Das Messfeld, welches mittig auf dem Prüfkörper lag, war auf 3mm x 3mm beschränkt. Somit wurden 121 Profile pro Prüfkörper gemessen. Die Auswertung erfolgte mit der Software Perthometer Concept, Vers. 7.1 (Mahr GmbH, Göttingen, Deutschland).

In der vorliegenden Versuchsreihe wurde der arithmetische Mittenrauwert R_a zum Vergleich der einzelnen Messungen verwendet. R_a ist definiert als mittlere Abweichung des Profils von der Mittellinie. Er fungiert weltweit routinemäßig als Rauheitskenngröße, da er relativ schwach auf einzelne Störungen reagiert und die Messergebnisse somit als „robust“ bewertet werden können [32].

Der arithmetische Mittenrauwert R_a wird mit folgenden Formeln berechnet (links: für Einzelmessstrecken; rechts: für die Gesamtmessstrecke) [31]:

$$R_a = \frac{1}{l_r} \int_0^{l_r} |z(x)| dx \quad \text{bzw.} \quad R_a = \frac{1}{l_n} \int_0^{l_n} |z(x)| dx$$

Legende: l_r = Einzelmessstrecke
 l_n = Gesamtmessstrecke, ist immer das 5-fache von λ_c

Abbildung 31 veranschaulicht die Definition des arithmetischen Mittenrauwer-
tes:

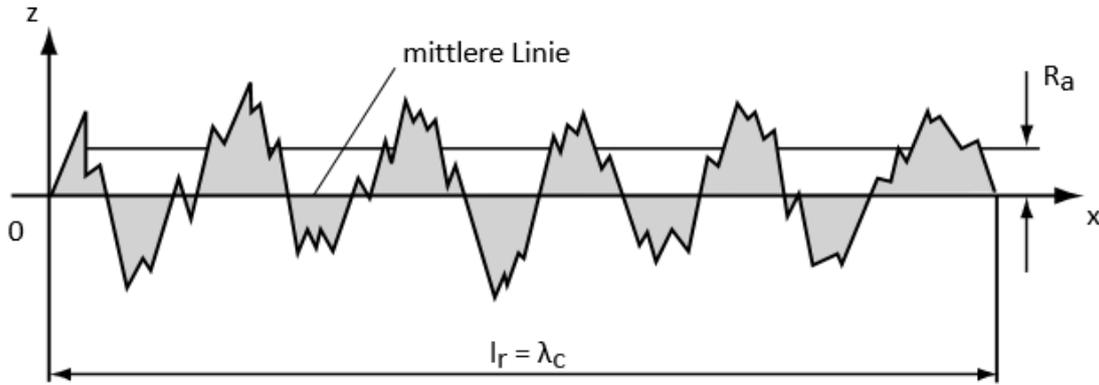


Abbildung 31: Mittenrauwert R_a [31].

Legende: l_r = Einzelmessstrecke
 λ_c = Grenzwellenlänge [mm]
 R_a = arithmetischer Mittenrauwert

2.7 Statistische Auswertung

Die Datensammlung sowie die Berechnung von Mittelwerten und Standardabweichungen erfolgte in Microsoft Excel (Microsoft Corporation, Redmond, WA, USA). Die Diagramme wurden mittels IBM SPSS Statistics 24 (International Business Machines Corporation, Armonk, NY, USA) basierend auf den Daten der Exceltabellen erstellt.

Die deskriptive Statistik beinhaltet das Aufzeigen von Mittelwerten, Standardabweichungen, Minimal- und Maximalwerten sowie die Quantilen aufgeteilt nach 25., 50. (Median) und 75. Perzentile.

3 Ergebnisse

3.1 Deskriptive Statistik der Spannungswerte

Zunächst werden die Ergebnisse der Abscherversuche tabellarisch und graphisch dargestellt. Berechnungsgrundlage hierfür sind die jeweils erreichten maximalen Kraftwerte (F_{max}) sowie die Größe der ehemaligen Verbundflächen (A_1 bzw. A_2) der abgescherten Zylinder. Für die Prüfkörper, deren ehemalige Verbundfläche nachträglich nicht mehr unter dem Makroskop rekonstruiert werden konnte, wurden die theoretischen Flächeninhalte A_2 zur Berechnung der Spannung S herangezogen. In allen anderen Fällen wurde hierfür A_1 (am Zylinder gemessene Verbundfläche) verwendet. Mit der Formel F_{max}/A_1 bzw. F_{max}/A_2 wurde die Spannung S_1 bzw. S_2 berechnet. Die Tabellen 9 bis 12 zeigen die Anzahl der Prüfkörper (N), die Mittelwerte (\bar{x}) und Standardabweichungen (s), Minimal- und Maximalwerte sowie die Quartilen (aufgeteilt in 25., 50. und 75. Perzentile). Die 50. Perzentile ist der Medianwert.

Tabelle 9: Übersicht über die Spannungswerte (S_1 bzw. S_2) der Gruppen mit Forestacryl® als Plattenmaterial.

Material Zylinder	Gruppe	N	x	s	Min.	Max.	Perzentile		
							25.	50.	75.
Forestacryl®	FOuFO	11	11,59	1,65	9,87	15,92	10,61	11,21	11,82
	FOtcuFO	12	15,21	1,67	11,98	18,14	14,23	14,99	16,68
	FOuFOtc	12	16,56	1,62	14,80	19,47	15,18	16,26	18,24
Orthocryl® LC	FOuLC	12	11,30	3,29	7,41	18,35	8,22	11,14	13,07
	FOaLC	12	5,03	2,30	2,50	9,19	2,94	4,64	6,91
	FOsLC	12	9,43	2,32	6,12	13,96	7,07	9,49	10,84
	FOtcuLC	12	6,84	0,97	5,25	8,24	5,87	6,96	7,70
	FOtcaLC	12	5,41	2,71	1,71	12,19	3,68	5,00	6,66
	FOtcsLC	12	9,53	1,75	6,14	12,51	8,46	9,71	11,00
	FOuLCtc	12	9,55	1,02	7,88	10,82	8,69	9,72	10,59
	FOaLCtc	12	6,16	4,07	0,00	13,08	2,83	6,27	9,14
FOsLCtc	12	9,47	2,60	5,04	12,44	6,71	10,67	11,80	

Der höchste Spannungswert (19,47MPa) trat in der Gruppe FOuFOtc auf, der niedrigste Wert (0,00MPa) in der Gruppe FOaLCtc. Die Gruppe FOuFOtc zeigte

auch den höchsten Mittelwert (16,56MPa), wohingegen die Gruppe FOaLC den geringsten Mittelwert (5,03MPa) aufwies.

Tabelle 10: Übersicht über die Spannungswerte (S1 bzw. S2) der Gruppen mit Steady Resin S als Plattenmaterial.

Material Zylinder	Gruppe	N	x	s	Min.	Max.	Perzentile		
							25.	50.	75.
Steady Resin S	SRuSR	11	6,47	1,37	3,84	7,59	5,76	7,11	7,34
	SRtcuSR	12	11,07	1,80	7,61	14,23	10,42	10,86	11,54
	SRuSRtc	11	13,35	1,07	11,50	15,03	12,83	13,56	14,03
Orthocryl® LC	SRuLC	12	7,11	0,75	6,18	8,40	6,34	7,08	7,68
	SRaLC	12	5,66	2,11	2,60	9,06	3,71	5,76	7,49
	SRsLC	12	7,14	0,99	5,48	8,53	6,12	7,44	7,85
	SRtcuLC	12	6,66	0,84	5,06	7,81	5,97	6,79	7,44
	SRtcaLC	12	4,40	0,75	3,20	5,28	3,66	4,53	5,10
	SRtcsLC	12	9,74	1,32	6,50	11,78	9,48	9,78	10,53
	SRuLCtc	12	8,94	2,18	6,05	13,66	7,88	8,29	10,19
	SRaLCtc	12	6,93	5,30	0,00	17,86	1,94	7,75	10,76
SRsLCtc	12	4,30	1,52	2,56	7,03	2,98	3,89	5,89	

Die Gruppe SRaLCtc zeigte sowohl den minimalen Spannungswert (0,00MPa), als auch den maximalen Spannungswert (17,86MPa). Den höchsten Mittelwert (13,35MPa) erreichte die Gruppe SRuSRtc, den geringsten Mittelwert (4,30MPa) die Gruppe SRsLCtc.

Tabelle 11: Übersicht über die Spannungswerte (S1 bzw. S2) der Gruppen mit Orthocryl® als Plattenmaterial.

Material Zylinder	Gruppe	N	x	s	Min.	Max.	Perzentile		
							25.	50.	75.
Orthocryl®	ORuOR	12	16,04	2,68	12,78	20,87	13,36	15,70	18,51
	ORtcuOR	12	12,14	2,47	7,47	16,08	10,75	12,39	13,66
	ORuORtc	12	16,71	0,97	15,25	18,68	15,97	16,64	17,26
Orthocryl® LC	ORuLC	12	12,22	1,75	9,04	14,78	11,14	12,39	13,33
	ORaLC	12	3,62	1,78	1,68	8,35	2,67	3,01	4,21
	ORsLC	12	6,56	2,13	3,66	10,16	4,72	6,15	8,35
	ORtcuLC	12	1,43	0,93	0,53	3,41	0,61	1,12	1,86
	ORtcaLC	12	4,28	0,88	3,05	6,35	3,76	4,26	4,75
	ORtcsLC	12	6,17	1,93	1,95	9,36	5,18	6,32	7,36
	ORuLCtc	12	1,90	2,27	0,00	6,51	0,00	0,91	3,56
	ORaLCtc	12	2,59	2,37	0,00	6,08	0,15	2,43	5,24
ORsLCtc	12	5,64	4,29	0,00	12,62	1,94	4,83	8,69	

Der geringste Spannungswert (0,00MPa) trat in den Gruppen ORuLCtc, ORaLCtc und ORsLCtc auf. Den höchsten Spannungswert (20,87MPa) verzeichnete die Gruppe ORuOR. Den höchsten Mittelwert (16,71MPa) hatte die Gruppe ORuORtc, den geringsten (1,43MPa) die Gruppe ORtcuLC.

Tabelle 12: Übersicht über die Spannungswerte (S2) der Gruppen mit Orthocryl® LC als Plattenmaterial.

Material Zylinder	Gruppe	N	x	s	Min.	Max.	Perzentile		
							25.	50.	75.
Orthocryl® LC	LCuLC	12	20,07	3,99	14,94	29,28	17,15	19,37	22,56
	LCaLC	12	25,17	2,76	18,81	29,54	23,57	25,18	26,97
	LCtcuLC	12	11,20	5,88	5,53	25,61	6,70	9,79	14,63
	LCtcaLC	12	19,88	2,58	16,57	25,05	17,53	19,45	21,60
	LCuLCtc	12	21,55	3,77	17,34	31,03	18,71	20,75	23,86
	LCaLCtc	12	19,27	2,18	15,37	22,75	17,15	19,74	20,91

Den geringsten Spannungswert (5,53MPa) erreichte die Gruppe LCtcuLC. Diese Gruppe wies auch gleichzeitig den geringsten Mittelwert (11,20MPa) auf. Den höchsten Spannungswert (31,03MPa) zeigte die Gruppe LCuLCtc, den höchsten Mittelwert (25,17MPa) gab es in Gruppe LCaLC.

3.2 Einfluss von Plattenmaterial, Zylindermaterial, Thermocycling und Oberflächenbehandlung auf die Spannungswerte

Zunächst wurde überprüft, ob die vier Faktoren Plattenmaterial, Zylindermaterial, Thermocycling und Oberflächenbehandlung einen Einfluss auf die berechneten Spannungswerte S1 bzw. S2 gehabt hatten. Hierzu wurden Tests der Zwischensubjekteffekte im Wechselwirkungsfall durchgeführt.

Alle vier hier betrachteten Faktoren zeigten einen signifikanten Effekt auf den Spannungswert (ANOVA, $p < 0,001$). Die auftretenden Kombinationen dieser Faktoren (Wechselwirkungsterme) erwiesen sich ebenfalls als signifikant ($p < 0,001$).

3.3 Vergleiche unter den Gruppen

3.3.1 Vergleich der Kontrollgruppen

In den folgenden Berechnungen werden die Versuchsansätze betrachtet, bei denen das Plattenmaterial gleich dem Zylindermaterial war und bei denen die Oberflächen der Platten nicht angeraut wurden. Tabelle 13 zeigt, welche Gruppen mit in diese Vergleiche eingehen.

Tabelle 13: Ergebnisse der Spannungswerte (S1 bzw. S2) aus den Gruppen, in denen das Plattenmaterial gleich dem Zylindermaterial war und die Kontaktoberflächen nicht angeraut wurden (Kontrollgruppen).

Material (Platte & Zylinder)	Gruppe	N	x	s	Min.	Max.	Perzentile		
							25.	50.	75.
Forestacryl®	FOuFO	11	11,59	1,65	9,87	15,92	10,61	11,21	11,82
	FOtcuFO	12	15,21	1,67	11,98	18,14	14,23	14,99	16,68
	FOuFOtc	12	16,56	1,62	14,80	19,47	15,18	16,26	18,24
Steady Resin S	SRuSR	11	6,47	1,37	3,84	7,59	5,76	7,11	7,34
	SRtcuSR	12	11,07	1,80	7,61	14,23	10,42	10,86	11,54
	SRuSRtc	11	13,35	1,07	11,50	15,03	12,83	13,56	14,03
Orthocryl®	ORuOR	12	16,04	2,68	12,78	20,87	13,36	15,70	18,51
	ORtcuOR	12	12,14	2,47	7,47	16,08	10,75	12,39	13,66
	ORuORtc	12	16,71	0,97	15,25	18,68	15,97	16,64	17,26
Orthocryl® LC	LCuLC	12	20,07	3,99	14,94	29,28	17,15	19,37	22,56
	LCtcuLC	12	11,20	5,88	5,53	25,61	6,70	9,79	14,63
	LCuLCtc	12	21,55	3,77	17,34	31,03	18,71	20,75	23,86

Zunächst wurden die Ergebnisse dieser Gruppen auf Normalverteilung überprüft. Dabei zeigten sich signifikante Abweichungen von einer Normalverteilung (Shapiro-Wilk-Test, $p=0,05$). Die weitere statistische Auswertung erfolgte demnach mit nicht-parametrischen Methoden.

Anschließend wurde für jedes Material überprüft, welchen Einfluss das Thermocycling (TC) auf die Spannungswerte hatte (ohne vs. vorher vs. nachher). Bei allen vier Materialien zeigten sich hierbei signifikante Unterschiede zwischen den Thermocycling-Behandlungen zu zwei unterschiedlichen Zeitpunkten bzw. ohne TC (Kruskal-Wallis-Test, $p<0,001$).

Post-Hoc-Paarvergleiche nach Mann-Whitney ergaben bei allen Materialien signifikante Unterschiede ($p < 0,05$) zwischen den Gruppen ohne Thermocycling und mit vorherigem Thermocycling. Darüber hinaus zeigten sich signifikante Unterschiede ($p < 0,05$) bei allen Materialien zwischen den Gruppen mit Thermocycling vorher und nachher. Bei den Vergleichen zwischen keinem und nachherigem Thermocycling zeigten Forestacryl® und Steady Resin S signifikante Unterschiede ($p < 0,05$), bei Orthocryl® und Orthocryl® LC hingegen unterschieden sich diese nicht signifikant. Bis auf einen Ausreißer (Gruppe SRuSR) lagen alle ermittelten Spannungswerte über 5MPa. Zur besseren visuellen Beurteilung wurde nachfolgend in allen Schaubildern die 5MPa-Grenzlinie rot markiert.

Abbildung 32 zeigt die gemessenen Spannungswerte in Abhängigkeit von Thermocycling.

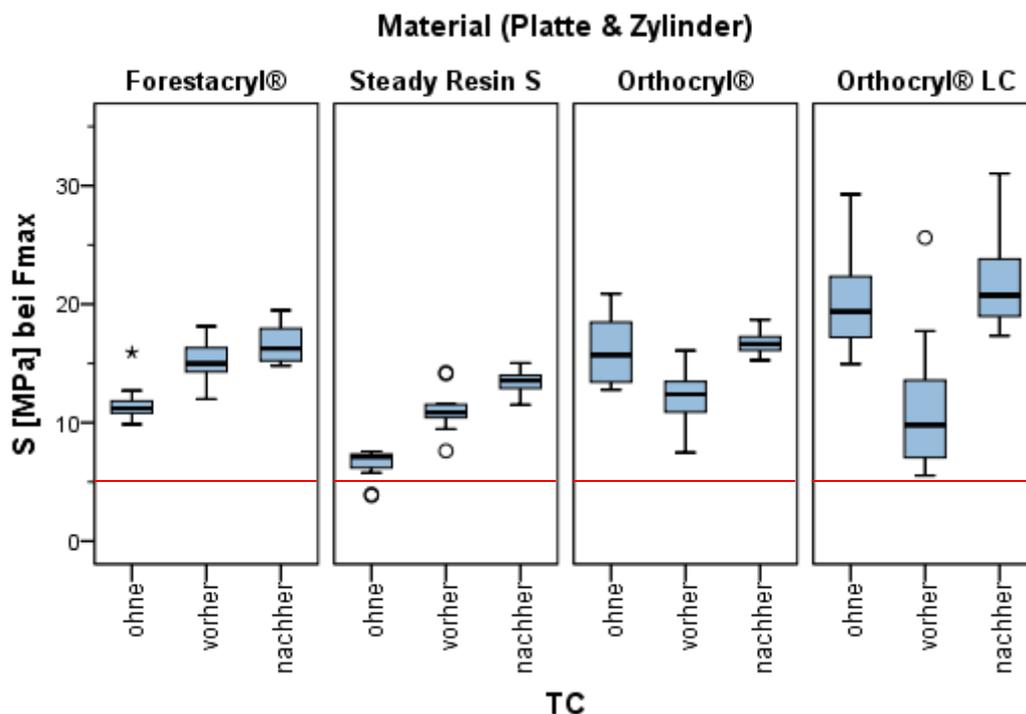


Abbildung 32: Abhängigkeit der Spannungswerte (S1 bzw. S2) von Thermocycling (TC) in den Gruppen, in denen das Plattenmaterial gleich dem Zylindermaterial war und keine Oberflächenbehandlung durchgeführt worden war.

Daraufhin wurde auch für die Kontrollgruppen geprüft, welchen Einfluss das verwendete Material hatte. Bei allen drei Thermocycling-bezogenen Varianten zeigten sich signifikante Unterschiede zwischen den vier Materialien (Kruskal-Wallis-Test, $p < 0,001$ bzw. $p = 0,001$). Post-Hoc-Paarvergleiche nach Mann-Whitney zeigten signifikante Unterschiede ($p < 0,005$) bei den Ergebnissen der Gruppen Forestacryl® und Steady Resin S bei allen drei Thermocycling-Varianten (ohne TC, TC vorher, TC nachher). Ebenso unterschieden sich die Ergebnisse der Gruppen Forestacryl® und Orthocryl® LC bei allen drei Thermocycling-Varianten signifikant ($p < 0,005$). Beim Vergleich von Forestacryl® und Orthocryl® zeigten sich signifikante Unterschiede bei den Gruppen ohne Thermocycling und mit vorherigem Thermocycling, die Ergebnisse der Gruppen mit anschließendem Thermocycling zeigten keinen Unterschied zwischen den beiden Materialien. Beim Vergleich von Steady Resin S und Orthocryl®, bzw. Steady Resin S und Orthocryl® LC, unterscheiden sich die Ergebnisse der Gruppen ohne Thermocycling und mit anschließendem Thermocycling signifikant ($p < 0,005$), bezüglich der Ergebnisse mit vorherigem Thermocycling zeigten sich keine Unterschiede zwischen den beiden Materialien. Beim Vergleich der Gruppen mit Orthocryl® und Orthocryl® LC unterschieden sich ebenfalls nur die Ergebnisse der Gruppen mit vorherigem Thermocycling nicht signifikant.

Abbildung 33 zeigt die gemessenen Spannungswerte in Abhängigkeit vom Plattenmaterial.

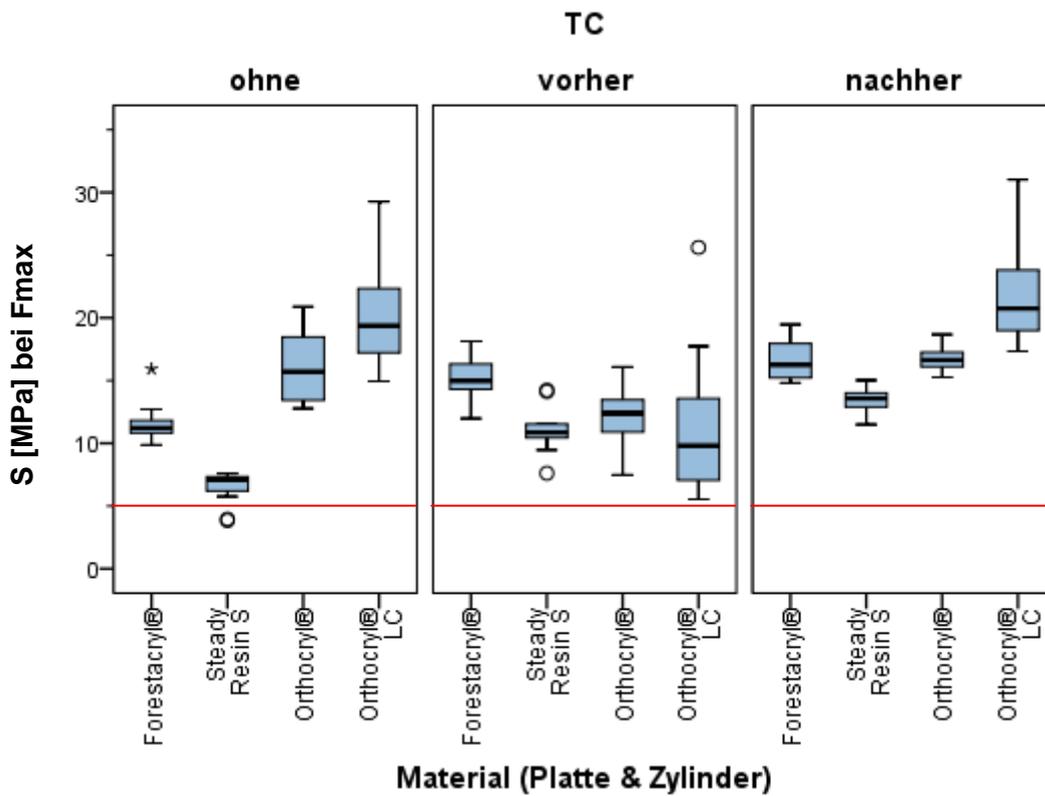


Abbildung 33: Materialabhängigkeit der Spannungswerte (S1 bzw. S2) der Gruppen mit gleichem Platten- und Zylindermaterial, ohne Oberflächenbehandlung bei unterschiedlichen Thermocycling-Varianten (TC).

3.3.2 Vergleich der Gruppen ohne Oberflächenbehandlung und mit Zylindermaterial Orthocryl® LC

Für die folgenden Berechnungen werden die Versuchsansätze betrachtet, bei denen die Oberflächen der Platten weder angeschliffen noch sandgestrahlt wurden (unbehandelt) und deren Zylinder aus Orthocryl® LC bestanden (Tabelle 14).

Tabelle 14: Übersicht über die Spannungswerte (S1 bzw. S2) der Gruppen mit Orthocryl® LC als Zylindermaterial und ohne Oberflächenbehandlung (unbehandelt).

Material Platte	Gruppe	N	x	s	Min.	Max.	Perzentile		
							25.	50.	75.
Forestacryl®	FOuLC	12	11,30	3,29	7,41	18,35	8,22	11,14	13,07
	FOtcuLC	12	6,84	0,97	5,25	8,24	5,87	6,96	7,70
	FOuLCtc	12	9,55	1,02	7,88	10,82	8,69	9,72	10,59
Steady Resin S	SRuLC	12	7,11	0,75	6,18	8,40	6,34	7,08	7,68
	SRtcuLC	12	6,66	0,84	5,06	7,81	5,97	6,79	7,44
	SRuLCtc	12	8,94	2,18	6,05	13,66	7,88	8,29	10,19
Orthocryl®	ORuLC	12	12,22	1,75	9,04	14,78	11,14	12,39	13,33
	ORtcuLC	12	1,43	0,93	0,53	3,41	0,61	1,12	1,86
	ORuLCtc	12	1,90	2,27	0,00	6,51	0,00	0,91	3,56
Orthocryl® LC	LCuLC	12	20,07	3,99	14,94	29,28	17,15	19,37	22,56
	LCtcuLC	12	11,20	5,88	5,53	25,61	6,70	9,79	14,63
	LCuLCtc	12	21,55	3,77	17,34	31,03	18,71	20,75	23,86

Der Test auf Normalverteilung der Ergebnisse dieser Gruppen ergab signifikante Abweichungen von einer Normalverteilung (Shapiro-Wilk-Test, $p < 0,05$), daher erfolgte die weitere statistische Auswertung mit nicht-parametrischen Methoden.

Der Kruskal-Wallis-Test zeigte signifikante Unterschiede ($p < 0,001$ bzw. $p = 0,002$) zwischen den drei verschiedenen Thermocycling-Varianten. Nachfolgend wurden daher die Thermocycling-Varianten mittels Mann-Whitney-Tests paarweise gegeneinander verglichen.

Im Vergleich der Gruppen ohne TC mit den Gruppen mit vorherigem TC gab es signifikante Unterschiede ($p < 0,001$) bei den Plattenmaterialien Forestacryl®; Orthocryl® und Orthocryl® LC. Bei Steady Resin S zeigte sich kein signifikanter Unterschied zwischen den Gruppen ohne TC und mit vorherigem TC.

Des Weiteren unterschieden sich die Ergebnisse der Gruppen SRuLC und SRuLCtc, sowie ORuLC und ORuLCtc signifikant ($p < 0,001$) voneinander. Bei Forestacryl® und Orthocryl® LC gab es keine Unterschiede zwischen den Gruppen ohne Thermocycling und den Gruppen mit nachfolgendem Thermocycling.

Die Gruppe FOtcuLC unterschied sich signifikant ($p < 0,001$) von der Gruppe FOuLCtc, ebenso die Gruppe SRtcuLC von SRuLCtc und LCtcuLC von LCuLCtc. Keinen signifikanten Unterschied zeigte der Vergleich der Gruppe ORtcuLC mit ORuLCtc. Abbildung 34 zeigt die gemessenen Spannungswerte (S1 bzw. S2) in Abhängigkeit vom Thermocycling bei unbehandelter Plattenoberfläche.

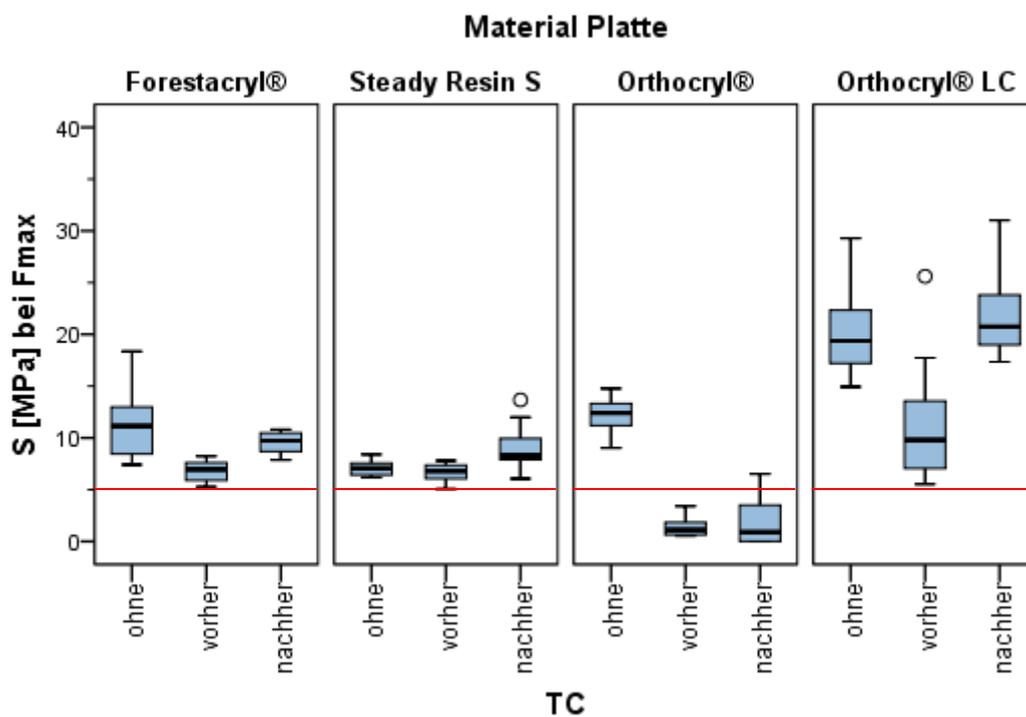


Abbildung 34: Thermocyclingabhängigkeit der Spannungswerte (S1 bzw. S2) der Gruppen mit Zylindermaterial Orthocryl® LC, ohne Oberflächenbehandlung bei unterschiedlichen Plattenmaterialien.

Im Folgenden wurde überprüft, welchen Einfluss die vier verschiedenen Plattenmaterialien bei allen drei Thermocycling-Varianten hatten. Dabei zeigten sich signifikante Unterschiede zwischen den vier Materialien (Kruskal-Wallis-Test, $p < 0,001$). Es folgten Post-Hoc-Paarvergleiche nach Mann-Whitney.

Die Gruppen FOuLC und SRuLC unterschieden sich dabei signifikant ($p < 0,001$). FOtcuLC und SRtcuLC, sowie FOuLCtc und SRuLCtc unterschieden

sich nicht signifikant; ebenso unterschieden sich FOuLC und ORuLC nicht signifikant. Beim Vergleich von FOtCuLC zu ORtCuLC und von FOuLCtc zu ORuLCtc zeigten sich signifikante Unterschiede ($p < 0,001$). Beim Vergleich der Gruppen von Forestacryl® zu Orthocryl® LC zeigten sich in allen drei Thermocycling-Variationen signifikante Unterschiede ($p < 0,001$). Ebenso unterschieden sich alle drei TC-Varianten bei den Gruppen Steady Resin S mit Orthocryl® bzw. mit Orthocryl® LC. Außerdem gibt es signifikante Unterschiede zwischen ORuLC und LCuLC, ORtCuLC und LCtCuLC sowie ORuLCtc und LCuLCtc. Abbildung 35 zeigt die Spannungswerte (S1 bzw. S2) in Abhängigkeit von Plattenmaterial, welches zuvor weder angeschliffen noch sandgestrahlt worden war (unbehandelt).

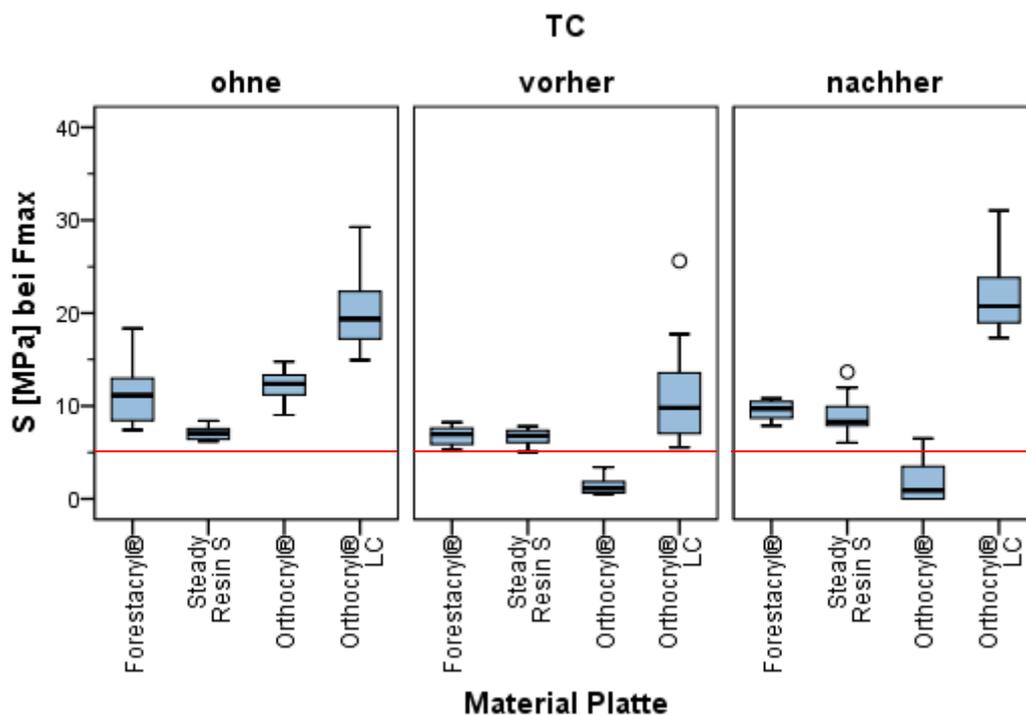


Abbildung 35: Materialabhängigkeit der Spannungswerte (S1 bzw. S2) der Gruppen mit Zylindermaterial Orthocryl® LC, ohne Oberflächenbehandlung bei unterschiedlichen Thermocycling-Varianten.

3.3.3 Vergleich der Gruppen mit angeschliffener Oberfläche und Zylindermaterial Orthocryl® LC

In den folgenden Betrachtungen werden die Gruppen verglichen, deren Kunststoffplättchen oberflächlich angeschliffen wurden, bevor ein Zylinder aus Orthocryl® LC aufgebracht wurde (Tabelle 15).

Tabelle 15: Übersicht über die Spannungswerte (S1 bzw. S2) der Gruppen mit Orthocryl® LC als Zylindermaterial und angeschliffener Plättchenoberfläche.

Material Platte	Gruppe	N	x	s	Min.	Max.	Perzentile		
							25.	50.	75.
Forestacryl®	FOaLC	12	5,03	2,30	2,50	9,19	2,94	4,64	6,91
	FOtcaLC	12	5,41	2,71	1,71	12,19	3,68	5,00	6,66
	FOaLCtc	12	6,16	4,07	0,00	13,08	2,83	6,27	9,14
Steady Resin S	SRaLC	12	5,66	2,11	2,60	9,06	3,71	5,76	7,49
	SRtcaLC	12	4,40	0,75	3,20	5,28	3,66	4,53	5,10
	SRaLCtc	12	6,93	5,30	0,00	17,86	1,94	7,75	10,76
Orthocryl®	ORaLC	12	3,62	1,78	1,68	8,35	2,67	3,01	4,21
	ORtcaLC	12	4,28	0,88	3,05	6,35	3,76	4,26	4,75
	ORaLCtc	12	2,59	2,37	0,00	6,08	0,15	2,43	5,24
Orthocryl® LC	LCaLC	12	25,17	2,76	18,81	29,54	23,57	25,18	26,97
	LCtcaLC	12	19,88	2,58	16,57	25,05	17,53	19,45	21,60
	LCaLCtc	12	19,27	2,18	15,37	22,75	17,15	19,74	20,91

Der Test auf Normalverteilung der Ergebnisse dieser Gruppen ergab signifikante Abweichungen von einer Normalverteilung (Shapiro-Wilk-Test, $p < 0,05$); die weitere statistische Analyse erfolgte demnach mit nicht-parametrischen Methoden.

Für jedes Plattenmaterial wurde überprüft, welchen Einfluss das Thermocycling (TC) auf die Spannungswerte hatte (ohne vs. vorher vs. nachher). Nur bei Orthocryl® und Orthocryl® LC zeigte sich ein signifikanter Einfluss der drei verschiedenen TC-Varianten (Kruskal-Wallis-Test, $p = 0,047$ und $p < 0,001$). Folglich wurden auch nur für diese beiden Materialien Post-Hoc-Paarvergleiche (nach Mann-Whitney) durchgeführt, um die TC-Behandlungsvarianten paarweise zu vergleichen. Für das Plattenmaterial Orthocryl® zeigten sich signifikante Unterschiede ($p < 0,05$) zwischen den Gruppen ORaLC und ORtcaLC, sowie ORtcaLC und ORaLCtc. Zwischen den Gruppen ORaLC und ORaLCtc waren

keine signifikanten Unterschiede feststellbar. Beim Plattenmaterial Orthocryl® LC zeigten sich signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen LCaLC und LCtcaLC, sowie LCaLC und LCaLCtc. Die Gruppen LCtcaLC und LCaLCtc unterschieden sich nicht signifikant. Abbildung 36 zeigt die gemessenen Spannungswerte (S1 bzw. S2) in Abhängigkeit von Thermocycling bei angeschliffener Plättchenoberfläche.

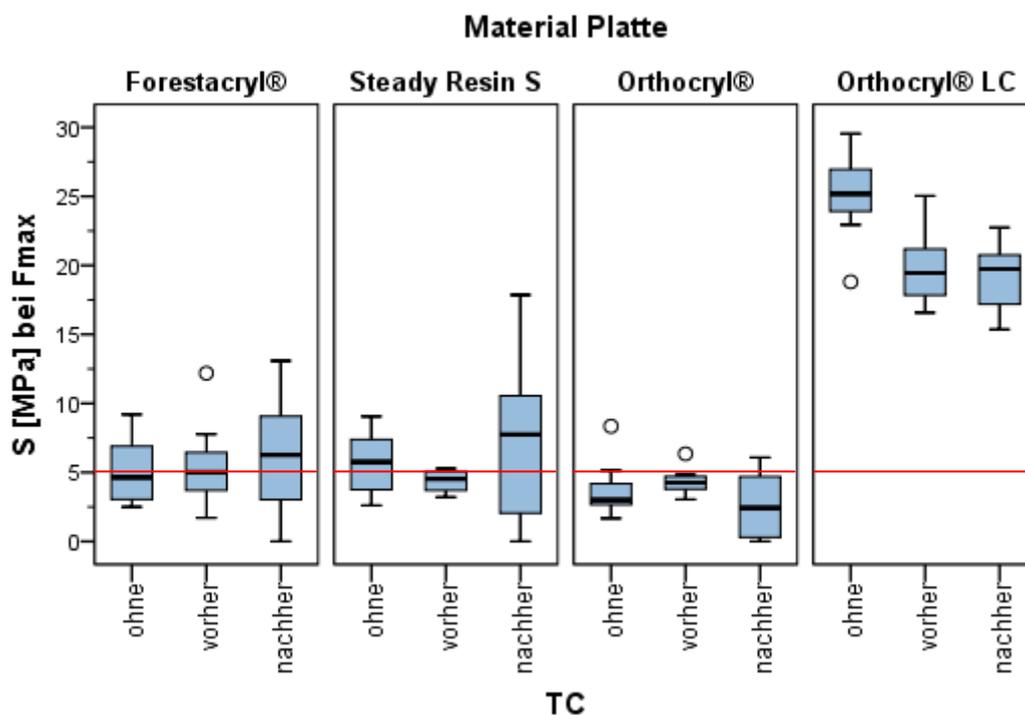


Abbildung 36: Abhängigkeit der Spannungswerte (S1 bzw. S2) von Thermocycling (TC) in den Gruppen, in denen die Kunststoffplättchen angeschliffen wurden und der Zylinder aus Orthocryl® LC bestand.

Daraufhin wurde überprüft, welchen Einfluss das verwendete Plattenmaterial hatte. Bei allen drei Thermocycling-bezogenen Varianten zeigten sich signifikante Unterschiede zwischen den vier Materialien (Kruskal-Wallis-Test, $p < 0,001$).

Post-Hoc-Paarvergleiche nach Mann-Whitney zeigten signifikante Unterschiede ($p < 0,005$) zwischen allen Ergebnissen der Gruppen mit Orthocryl® LC als Plattenmaterial und allen Autopolymerisaten als Plattenmaterial. Beim Vergleich der

beiden Plattenmaterialien Steady Resin S und Orthocryl® unterschieden sich die Gruppen ohne Thermocycling und mit nachfolgendem Thermocycling signifikant, die Gruppen mit vorherigem Thermocycling hingegen unterschieden sich nicht signifikant. Beim Vergleich der Plattenmaterialien Forestacryl® und Orthocryl® zeigten sich signifikante Unterschiede bei den Gruppen mit anschließendem Thermocycling. Die Gruppen ohne Thermocycling und mit vorherigem Thermocycling hingegen unterschieden sich beim Vergleich dieser beiden Materialien nicht signifikant. Die beiden Plattenmaterialien Steady Resin S und Forestacryl® unterschieden sich in keiner Thermocycling-Variante signifikant. Abbildung 37 zeigt die Spannungswerte (S1 bzw. S2) in Abhängigkeit vom verwendeten Plattenmaterial bei angeschliffener Oberfläche.

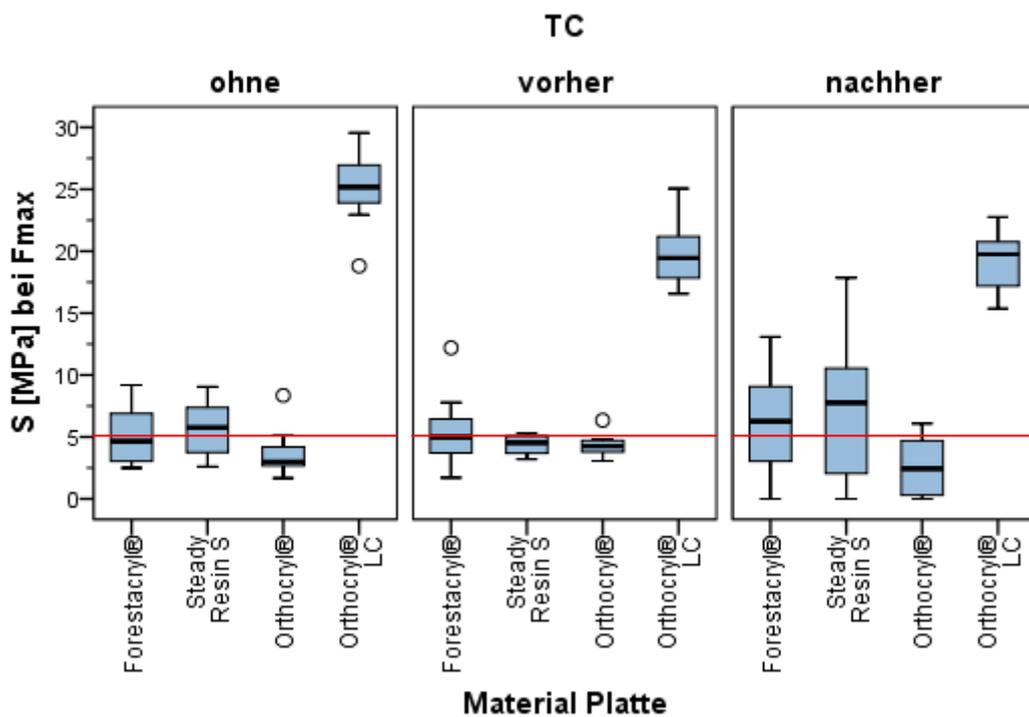


Abbildung 37: Plattenmaterialabhängigkeit der Gruppen mit angeschliffenen Oberflächen und Orthocryl® LC als Zylindermaterial bei unterschiedlichen Thermocycling-Varianten.

3.3.4 Vergleich der Gruppen mit sandgestrahlter Oberfläche und Zylindermaterial Orthocryl® LC

Für die folgenden Berechnungen werden die Versuchsansätze betrachtet, bei denen die Oberflächen der Platten sandgestrahlt wurden und deren Zylinder aus Orthocryl® LC bestanden (Tabelle 16).

Tabelle 16: Übersicht über die Spannungswerte (S1 bzw. S2) der Gruppen mit Orthocryl® LC als Zylindermaterial und sandgestrahlter Plättchenoberfläche.

Material Platte	Gruppe	N	x	s	Min.	Max.	Perzentile		
							25.	50.	75.
Forestacryl®	FOsLC	12	9,43	2,32	6,12	13,96	7,07	9,49	10,84
	FOtcsLC	12	9,53	1,75	6,14	12,51	8,46	9,71	11,00
	FOsLCtc	12	9,47	2,60	5,04	12,44	6,71	10,67	11,80
Steady Resin S	SRsLC	12	7,14	0,99	5,48	8,53	6,12	7,44	7,85
	SRtcsLC	12	9,74	1,32	6,50	11,78	9,48	9,78	10,53
	SRsLCtc	12	4,30	1,52	2,56	7,03	2,98	3,89	5,89
Orthocryl®	ORsLC	12	6,56	2,13	3,66	10,16	4,72	6,15	8,35
	ORTcsLC	12	6,17	1,93	1,95	9,36	5,18	6,32	7,36
	ORsLCtc	12	5,64	4,29	0,00	12,62	1,94	4,83	8,69

Der Test auf Normalverteilung der Ergebnisse dieser Gruppen ergab keine signifikanten Abweichungen von einer Normalverteilung (Shapiro-Wilk-Test, $p \geq 0,05$), daher erfolgte die weitere statistische Auswertung mit parametrischen Methoden.

Für jedes Plattenmaterial wurde zunächst überprüft, welchen Einfluss das Thermocycling (TC) auf die Spannungswerte hatte (ohne vs. vorher vs. nachher). Hierbei zeigte sich nur in der Gruppe mit Steady Resin S als Plattenmaterial ein signifikanter Unterschied zwischen den Thermocycling-Varianten (ANOVA, $p < 0,001$). In den Gruppen mit Forestacryl® und Orthocryl® als Plattenmaterial waren keine signifikanten Unterschiede zwischen den Thermocycling-Varianten zu verzeichnen. Daher folgten Post-Hoc-Paarvergleiche nur für die Gruppen mit Steady Resin S als Plattenmaterial.

Im Paarvergleich der Gruppen mit Steady Resin S als Plattenmaterial unterschieden sich alle drei Thermocycling-Varianten signifikant voneinander (Tukey-

Test, $p < 0,001$). Abbildung 38 zeigt die gemessenen Spannungswerte (S1 bzw. S2) in Abhängigkeit von Thermocycling bei sandgestrahlter Oberfläche.

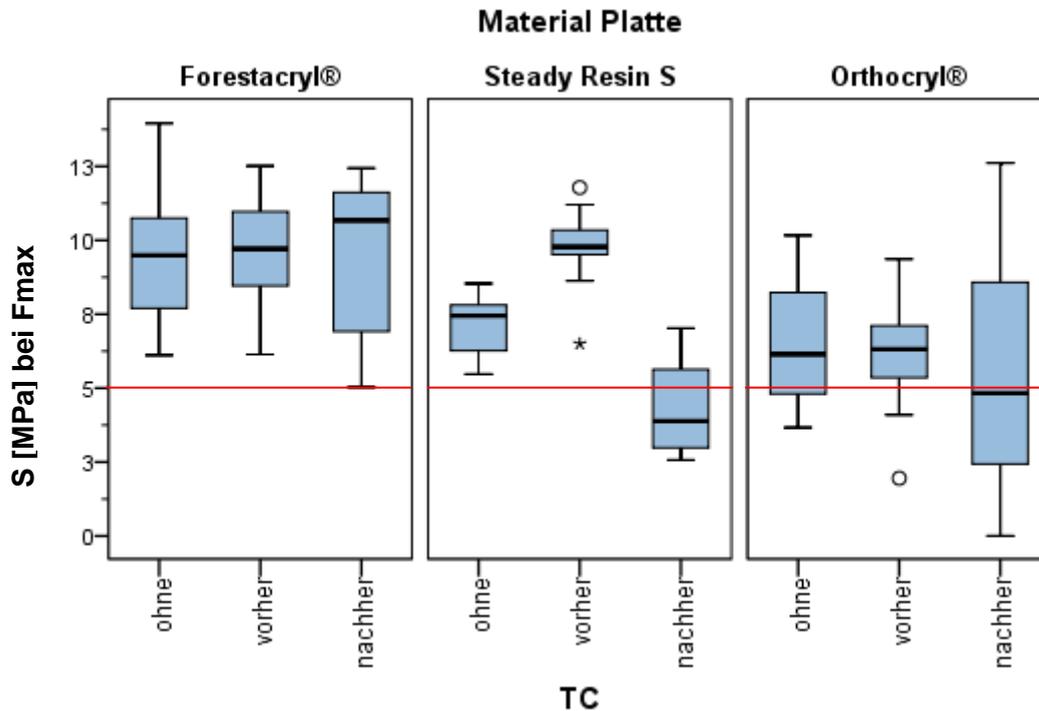


Abbildung 38: Abhängigkeit der Spannungswerte (S1 bzw. S2) von Thermocycling (TC) in den Gruppen, in denen die Platten sandgestrahlt wurden und die Zylinder aus Orthocryl® LC bestanden.

Daraufhin wurde geprüft, welchen Einfluss das verwendete Plattenmaterial hatte. Bei allen drei Thermocycling-bezogenen Varianten zeigten sich signifikante Unterschiede zwischen den drei Plattenmaterialien (ANOVA, $p < 0,05$). Es folgten Post-Hoc-Paarvergleiche in Abhängigkeit der Varianzen (Tukey-Test bei Varianzhomogenität; Games-Howell-Test bei inhomogenen Varianzen).

Bei den Gruppen ohne Thermocycling unterschieden sich die Gruppen mit Plattenmaterial Forestacryl® und Steady Resin S sowie Forestacryl® und Orthocryl® signifikant voneinander. Die Gruppen mit Plattenmaterial Steady Resin S und Orthocryl® unterschieden sich nicht signifikant.

Bei den Gruppen mit vorherigem Thermocycling unterschieden sich die Gruppen mit Plattenmaterial Forestacryl® und Orthocryl® sowie Steady Resin S und Orthocryl® signifikant voneinander. Die Gruppen mit Plattenmaterial Forestacryl® und Steady Resin S unterschieden sich nicht signifikant.

Bei den Gruppen mit nachfolgendem Thermocycling unterschieden sich diejenigen mit Plattenmaterial Forestacryl® und Steady Resin S sowie Forestacryl® und Orthocryl® signifikant voneinander. Die Gruppen mit Plattenmaterial Steady Resin S und Orthocryl® unterschieden sich nicht signifikant. Abbildung 39 zeigt die Spannungswerte (S1 bzw. S2) in Abhängigkeit vom verwendeten Plattenmaterial bei sandgestrahlter Oberfläche.

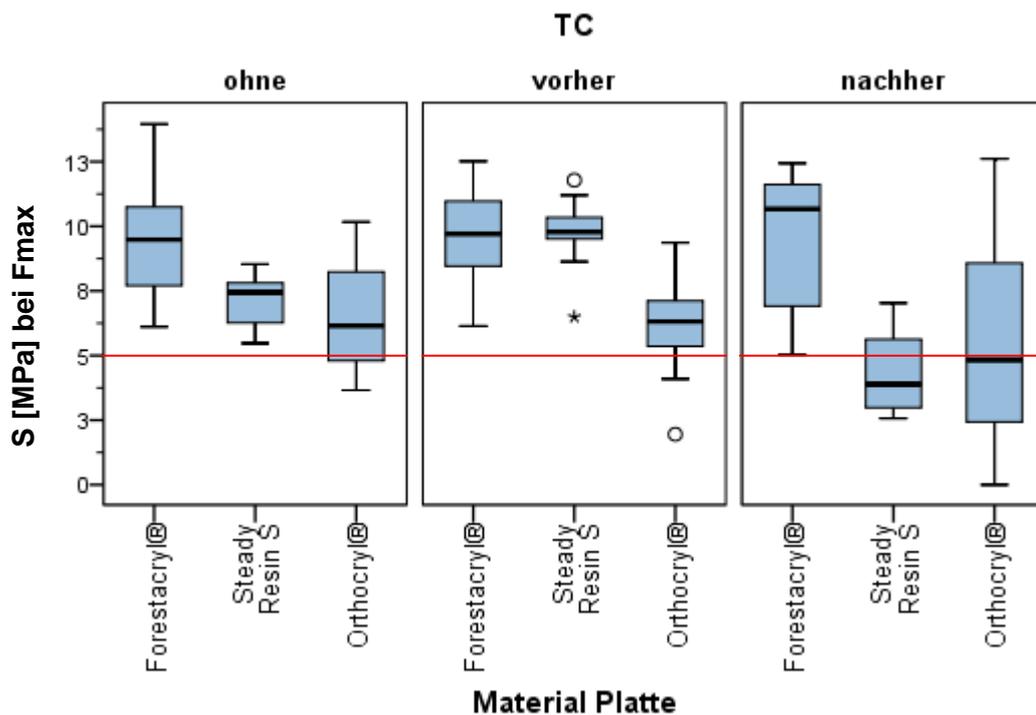


Abbildung 39: Materialabhängigkeit der Spannungswerte (S1 bzw. S2) der Gruppen mit sandgestrahlter Oberfläche und Zylindermaterial Orthocryl® LC bei unterschiedlichen Thermocycling-Varianten.

3.3.5 Einfluss der Oberflächenbehandlung

In den folgenden Berechnungen wird der Einfluss der Oberflächenbehandlung (keine vs. angeschliffen vs. sandgestrahlt) je Thermocycling-Variante und je Plattenmaterial betrachtet. Das Zylindermaterial ist hierbei immer Orthocryl® LC. Tabelle 17 zeigt, welche Gruppen mit in diese Vergleiche eingehen.

Tabelle 17: Übersicht über die Spannungswerte (S1 bzw. S2) der Gruppen mit Orthocryl® LC als Zylindermaterial.

Material Platte	Gruppe	N	x	s	Min.	Max.	Perzentile		
							25.	50.	75.
Forestacryl®	FOuLC	12	11,30	3,29	7,41	18,35	8,22	11,14	13,07
	FOaLC	12	5,03	2,30	2,50	9,19	2,94	4,64	6,91
	FOsLC	12	9,43	2,32	6,12	13,96	7,07	9,49	10,84
	FOtcuLC	12	6,84	0,97	5,25	8,24	5,87	6,96	7,70
	FOtcaLC	12	5,41	2,71	1,71	12,19	3,68	5,00	6,66
	FOtcsLC	12	9,53	1,75	6,14	12,51	8,46	9,71	11,00
	FOuLCtc	12	9,55	1,02	7,88	10,82	8,69	9,72	10,59
	FOaLCtc	12	6,16	4,07	0,00	13,08	2,83	6,27	9,14
	FOsLCtc	12	9,47	2,60	5,04	12,44	6,71	10,67	11,80
Steady Resin S	SRuLC	12	7,11	0,75	6,18	8,40	6,34	7,08	7,68
	SRaLC	12	5,66	2,11	2,60	9,06	3,71	5,76	7,49
	SRsLC	12	7,14	0,99	5,48	8,53	6,12	7,44	7,85
	SRtcuLC	12	6,66	0,84	5,06	7,81	5,97	6,79	7,44
	SRtcaLC	12	4,40	0,75	3,20	5,28	3,66	4,53	5,10
	SRtcsLC	12	9,74	1,32	6,50	11,78	9,48	9,78	10,53
	SRuLCtc	12	8,94	2,18	6,05	13,66	7,88	8,29	10,19
	SRaLCtc	12	6,93	5,30	0,00	17,86	1,94	7,75	10,76
	SRsLCtc	12	4,30	1,52	2,56	7,03	2,98	3,89	5,89
Orthocryl®	ORuLC	12	12,22	1,75	9,04	14,78	11,14	12,39	13,33
	ORaLC	12	3,62	1,78	1,68	8,35	2,67	3,01	4,21
	ORsLC	12	6,56	2,13	3,66	10,16	4,72	6,15	8,35
	ORtcuLC	12	1,43	0,93	0,53	3,41	0,61	1,12	1,86
	ORtcaLC	12	4,28	0,88	3,05	6,35	3,76	4,26	4,75
	ORtcsLC	12	6,17	1,93	1,95	9,36	5,18	6,32	7,36
	ORuLCtc	12	1,90	2,27	0,00	6,51	0,00	0,91	3,56
	ORaLCtc	12	2,59	2,37	0,00	6,08	0,15	2,43	5,24
	ORsLCtc	12	5,64	4,29	0,00	12,62	1,94	4,83	8,69
Orthocryl® LC	LCuLC	12	20,07	3,99	14,94	29,28	17,15	19,37	22,56
	LCaLC	12	25,17	2,76	18,81	29,54	23,57	25,18	26,97
	LCtcuLC	12	11,20	5,88	5,53	25,61	6,70	9,79	14,63
	LCtcaLC	12	19,88	2,58	16,57	25,05	17,53	19,45	21,60
	LCuLCtc	12	21,55	3,77	17,34	31,03	18,71	20,75	23,86
	LCaLCtc	12	19,27	2,18	15,37	22,75	17,15	19,74	20,91

Die Ergebnisse dieser Gruppen wurden auf Normalverteilung überprüft. Dabei zeigten sich signifikante Abweichungen von einer Normalverteilung (Shapiro-Wilk-Test, $p < 0,05$). Die weitere statistische Auswertung erfolgte demnach mit nicht-parametrischen Methoden.

Zunächst wurde für jedes Plattenmaterial überprüft, welchen Einfluss die jeweilige Oberflächenbehandlung (keine vs. angeschliffen vs. sandgestrahlt) in Abhängigkeit von Thermocycling (TC) hatte. Keinen signifikanten Unterschied hatte die Oberflächenbehandlung beim Plattenmaterial Steady Resin S ohne Thermocycling. Ebenso zeigten sich keine signifikanten Unterschiede der Prüfgruppen mit Orthocryl® als Plattenmaterial und anschließendem Thermocycling, genau wie bei den Gruppen mit Orthocryl® LC als Plattenmaterial und ebenfalls anschließendem Thermocycling.

Bei den restlichen Versuchsansätzen, bei denen sich ein signifikanter Effekt der Oberflächenbehandlung in der jeweiligen Kombination aus Plattenmaterial und TC nachweisen ließ (Kruskal-Wallis-Test, $p < 0,05$), wurden Post-Hoc-Paarvergleiche durchgeführt, um die Oberflächenbehandlungsvarianten paarweise zu vergleichen.

Bei Forestacryl® als Plattenmaterial unterschieden sich die Ergebnisse der un-
behandelten Gruppen von denen der Gruppen mit angeschliffener Oberfläche
bei allen drei Thermocycling-Varianten signifikant voneinander. Ebenso unter-
schieden sich die Ergebnisse der sandgestrahlten Gruppen von denen der
Gruppen mit angeschliffener Oberfläche bei allen drei Thermocycling-Varianten
signifikant voneinander. Beim Vergleich der Ergebnisse der unbehandelten
Gruppen mit denen der sandgestrahlten Gruppen, unterschieden sich nur die
Gruppen mit vorherigem Thermocycling signifikant voneinander. Ohne
Thermocycling und mit nachfolgendem Thermocycling waren keine signifikanten
Unterschiede zu verzeichnen.

Abbildung 40 zeigt die Spannungswerte (S1 bzw. S2) der Gruppen mit
Forestacryl® als Plattenmaterial in Abhängigkeit von der Oberflächenbehand-
lung.

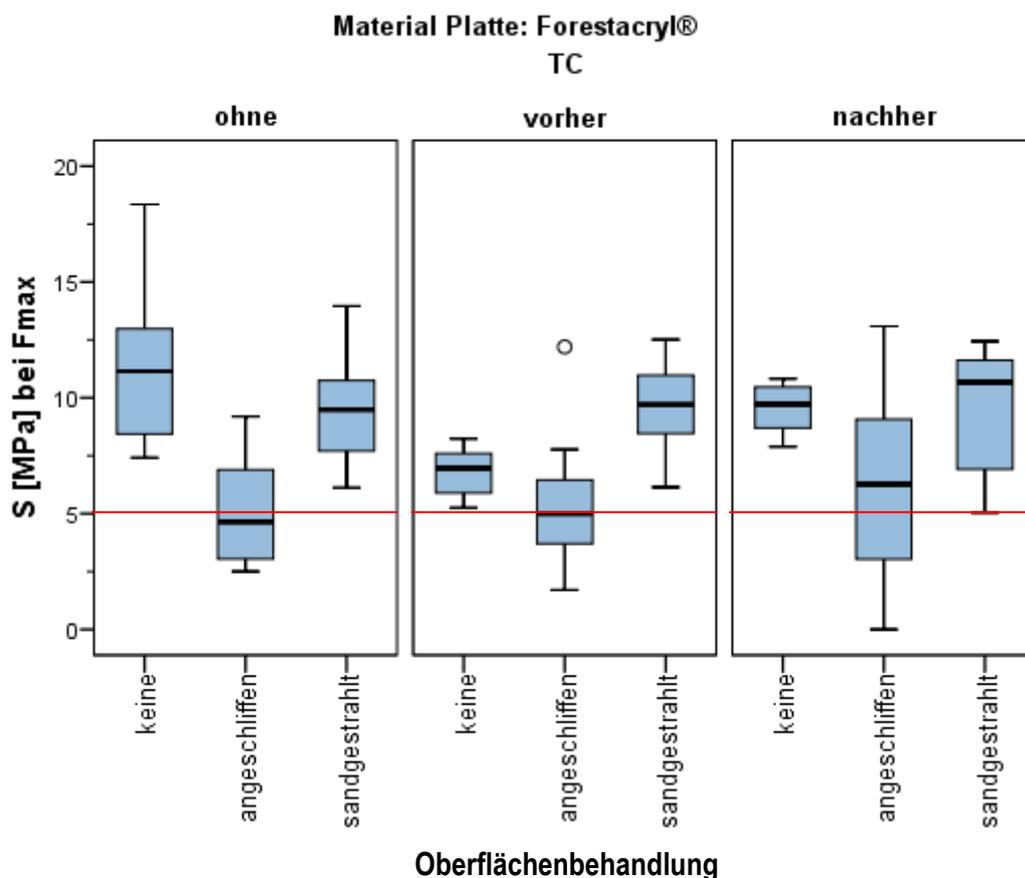


Abbildung 40: Oberflächenbehandlungs-Abhängigkeit der Spannungswerte (S1 bzw. S2) der Gruppen mit Forestacryl® als Plattenmaterial und Orthocryl® LC als Zylindermaterial bei unterschiedlichen Thermocycling-Varianten.

Betrachtet man die Gruppen mit Steady Resin S als Plattenmaterial, so unterschieden sich alle drei Oberflächen-Varianten bei vorherigem Thermocycling der Plättchen signifikant voneinander. Bei nachfolgendem Thermocycling unterschieden sich lediglich die Ergebnisse der unbehandelten Gruppen von denen der sandgestrahlten Gruppen signifikant. Zwischen den Gruppen mit unbehandelter und angeschliffener Oberfläche sowie zwischen den Gruppen mit angeschliffener und sandgestrahlter Oberfläche waren keine signifikanten Unterschiede feststellbar. Für die Gruppen ohne Thermocycling wurden keine Post-Hoc-Paarvergleiche durchgeführt.

Abbildung 41 zeigt die Spannungswerte (S1 bzw. S2) der Gruppen mit Steady Resin S als Plattenmaterial in Abhängigkeit von der Oberflächenbehandlung.

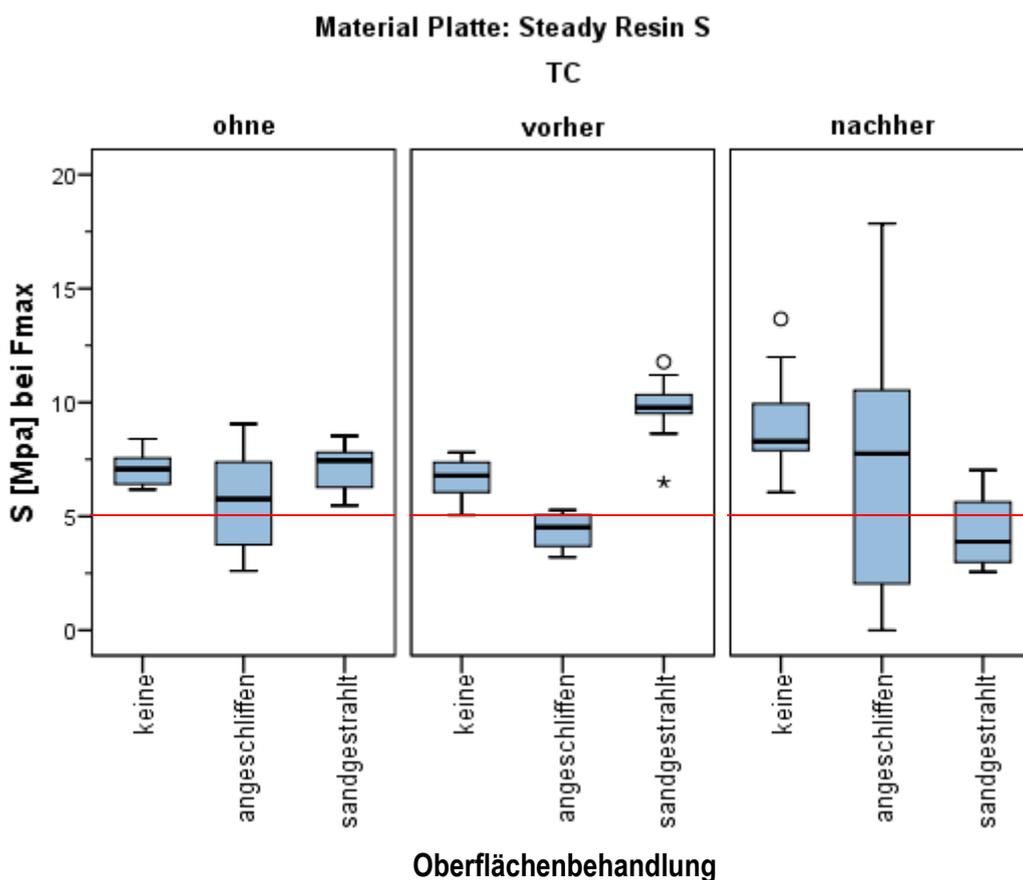


Abbildung 41: Oberflächenbehandlungs-Abhängigkeit der Spannungswerte (S1 bzw. S2) der Gruppen mit Steady Resin S als Plattenmaterial und Orthocryl® LC als Zylindermaterial bei unterschiedlichen Thermocycling-Varianten.

Beim Plattenmaterial Orthocryl® zeigten sich signifikante Unterschiede zwischen allen drei Oberflächen-Varianten, sowohl bei den Gruppen ohne Thermocycling, als auch bei den Gruppen mit vorherigem Thermocycling. Für die Gruppen mit nachfolgendem Thermocycling wurden keine Post-Hoc-Paarvergleiche durchgeführt.

Abbildung 42 zeigt die Spannungswerte (S1 bzw. S2) der Gruppen mit Orthocryl® als Plattenmaterial in Abhängigkeit von der Oberflächenbehandlung.

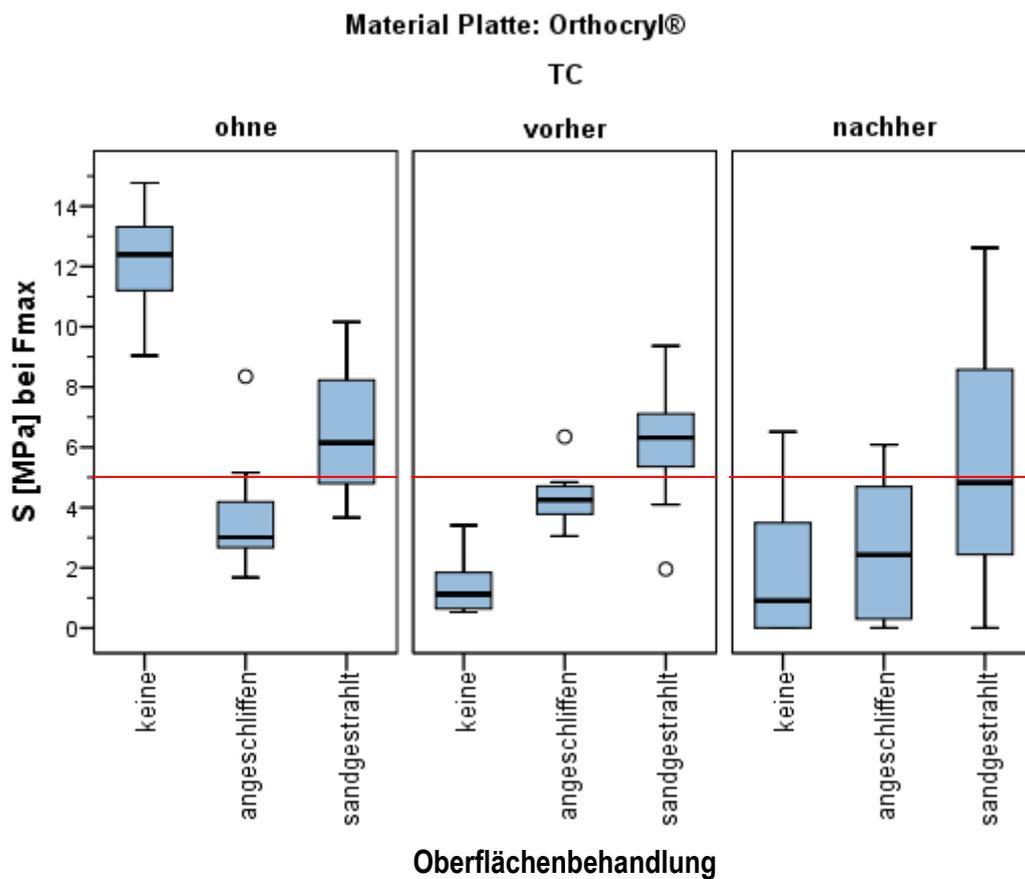


Abbildung 42: Oberflächenbehandlungs-Abhängigkeit der Spannungswerte (S1 bzw. S2) der Gruppen, mit Orthocryl® als Plattenmaterial und Orthocryl® LC als Zylindermaterial bei unterschiedlichen Thermocycling-Varianten.

Beim Plattenmaterial Orthocryl® LC zeigten sich ebenfalls signifikante Unterschiede zwischen den Ergebnissen der unbehandelten Gruppen und den angeschliffenen sowohl ohne Thermocycling, als auch mit vorherigem Thermocycling. Für die Gruppen mit nachfolgendem Thermocycling wurden keine Post-Hoc-Paarvergleiche durchgeführt.

Abbildung 43 zeigt die Spannungswerte (S_2) der Gruppen mit Orthocryl® LC als Plattenmaterial in Abhängigkeit von der Oberflächenbehandlung.

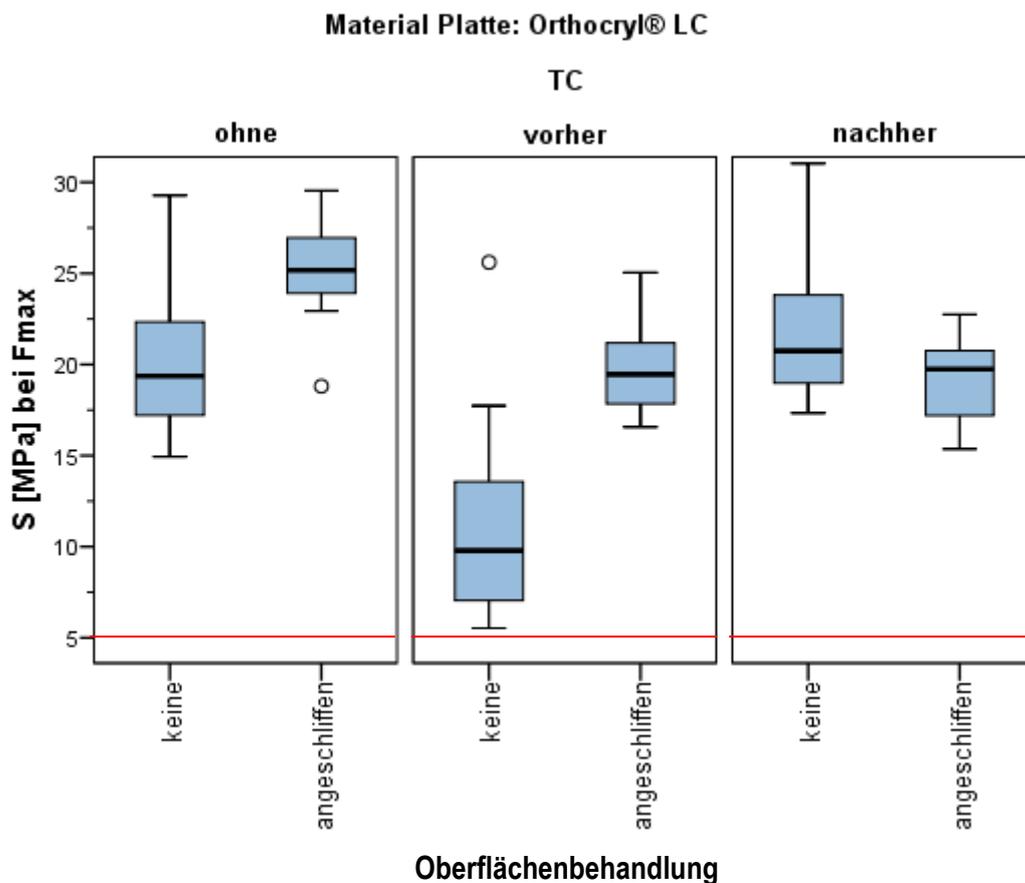


Abbildung 43: Oberflächenbehandlungs-Abhängigkeit der Spannungswerte (S_2) der Gruppen mit Orthocryl® LC als Platten- und Zylindermaterial bei unterschiedlichen Thermocycling-Varianten.

3.3.6 Vergleich der Kontrollgruppen mit den Gruppen ohne Oberflächenbehandlung und mit Zylindermaterial Orthocryl® LC

In den folgenden Berechnungen wird je Thermocycling-Variante überprüft, inwiefern sich die Kombinationen aus gleichem Platten- und Zylindermaterial von denen mit unterschiedlichen Materialien unterscheiden. Tabelle 18 zeigt, welche Gruppen mit in diese Vergleiche eingehen.

Tabelle 18: Übersicht über die Spannungswerte (S1 bzw. S2) der Gruppen mit unbehandelter Oberfläche.

Material Platte	Gruppe	N	x	s	Min.	Max.	Perzentile		
							25.	50.	75.
Forestacryl®	FOuFO	11	11,59	1,65	9,87	15,92	10,61	11,21	11,82
	FOtcuFO	12	15,21	1,67	11,98	18,14	14,23	14,99	16,68
	FOuFOtctc	12	16,56	1,62	14,80	19,47	15,18	16,26	18,24
	FOuLC	12	11,30	3,29	7,41	18,35	8,22	11,14	13,07
	FOtcuLC	12	6,84	0,97	5,25	8,24	5,87	6,96	7,70
	FOuLCtctc	12	9,55	1,02	7,88	10,82	8,69	9,72	10,59
Steady Resin S	SRuSR	11	6,47	1,37	3,84	7,59	5,76	7,11	7,34
	SRtcuSR	12	11,07	1,80	7,61	14,23	10,42	10,86	11,54
	SRuSRtctc	11	13,35	1,07	11,50	15,03	12,83	13,56	14,03
	SRuLC	12	7,11	0,75	6,18	8,40	6,34	7,08	7,68
	SRtcuLC	12	6,66	0,84	5,06	7,81	5,97	6,79	7,44
	SRuLCtctc	12	8,94	2,18	6,05	13,66	7,88	8,29	10,19
Orthocryl®	ORuOR	12	16,04	2,68	12,78	20,87	13,36	15,70	18,51
	ORtcuOR	12	12,14	2,47	7,47	16,08	10,75	12,39	13,66
	ORuORtctc	12	16,71	0,97	15,25	18,68	15,97	16,64	17,26
	ORuLC	12	12,22	1,75	9,04	14,78	11,14	12,39	13,33
	ORtcuLC	12	1,43	0,93	0,53	3,41	0,61	1,12	1,86
	ORuLCtctc	12	1,90	2,27	0,00	6,51	0,00	0,91	3,56

Es zeigten sich signifikante Abweichungen von einer Normalverteilung (Shapiro-Wilk-Test, $p < 0,05$), die weitere statistische Analyse erfolgte demnach mit nicht-parametrischen Methoden.

Im Folgenden wurden Paartests (Mann-Whitney-Test, U-Test, $p < 0,05$) durchgeführt, um in Abhängigkeit von Thermocycling diejenigen Gruppen zu vergleichen, die das gleiche Plattenmaterial hatten.

Bei den Versuchsansätzen ohne Thermocycling unterschieden sich die Gruppen mit Plattenmaterial Forestacryl® nicht signifikant. Ebenso unterschieden sich die Gruppen mit Steady Resin S als Plattenmaterial nicht signifikant. Bei den Gruppen mit Plattenmaterial Orthocryl® hingegen gab es signifikante Unterschiede (Abbildung 44).

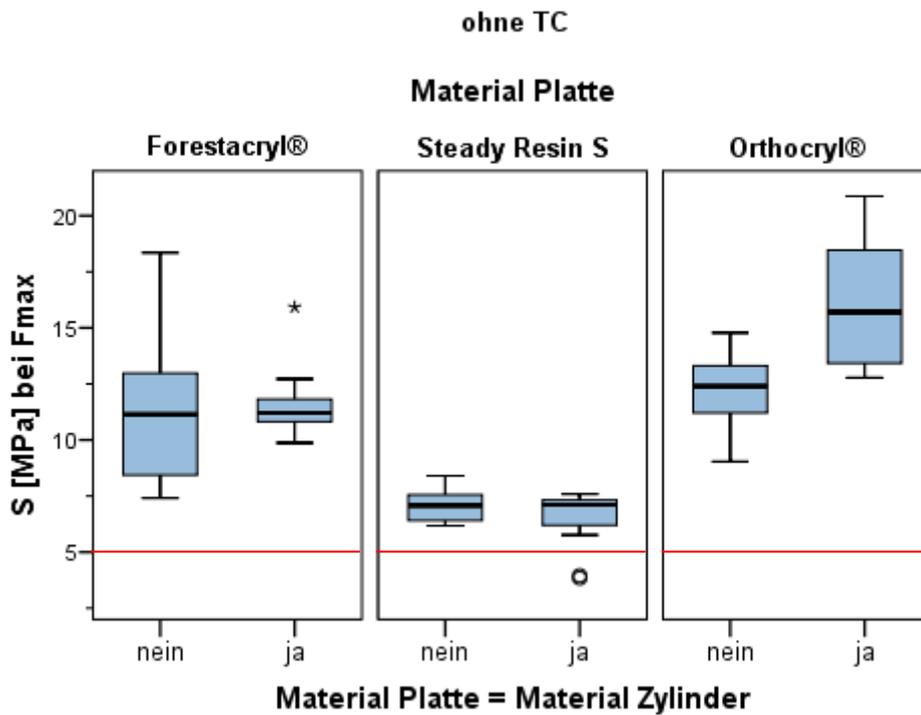


Abbildung 44: Ergebnisse der Spannungswerte (S1 bzw. S2) der Gruppen mit unbehandelter Oberfläche ohne Thermocycling.

Bei den Versuchsansätzen mit vorherigem Thermocycling (TC vorher) unterschieden sich die Gruppen bei allen Plattenmaterialien signifikant voneinander (Abbildung 45).

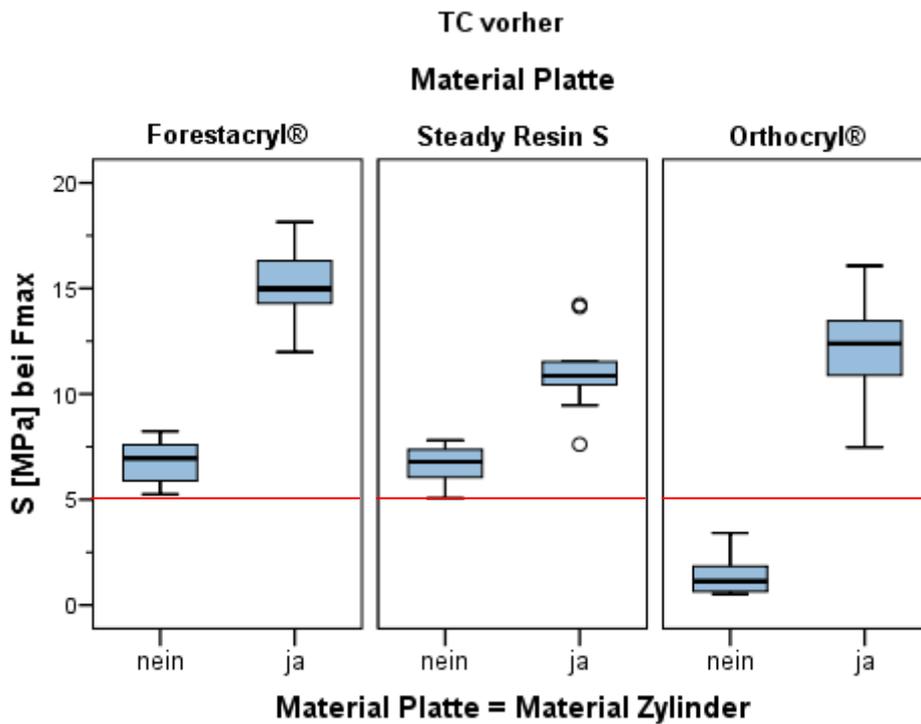


Abbildung 45: Ergebnisse der Spannungswerte (S1 bzw. S2) der Gruppen mit unbehandelter Oberfläche und Thermocycling vor Anpolymerisieren der Zylinder.

Beim Vergleich der Gruppen mit anschließendem Thermocycling (TC nachher) traten ebenfalls für alle Plattenmaterialien signifikante Unterschiede auf (Abbildung 46).

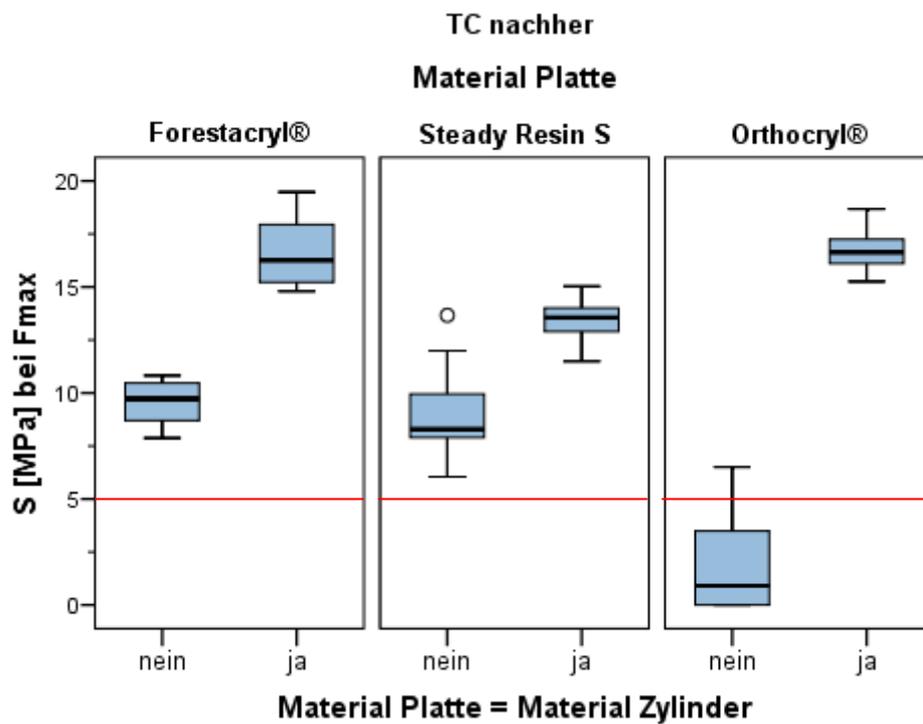


Abbildung 46: Ergebnisse der Spannungswerte (S1 bzw. S2) der Gruppen mit unbehandelter Oberfläche und anschließendem Thermocycling.

3.4 Analyse der Bruchverhältnisse

Im folgenden Abschnitt werden die aufgetretenen Bruchmuster in den einzelnen Gruppen aufgezeigt. Zusätzlich traten bei einigen Gruppen so genannte „peaks“ auf. Dies sind Stellen, an denen es bereits zu einem Abfall der Spannung kam, bevor der Zylinder vollständig abgeschert war. Trat solch ein Spannungsabfall auf, so wurde dieser dokumentiert und anschließend bezüglich der gemessenen und theoretischen Fläche angegeben (siehe Ergebnistabellen im Anhang). Die Tabellen 19 bis 22 zeigen, wie viele Proben abgeschert wurden (N Versuche), wie viele peaks in den einzelnen Gruppen auftraten (N peaks) und welche Bruchart (kohäsiv, adhäsiv, Mischbruch) wie häufig vorkam.

Tabelle 19: Übersicht über peaks und Brucharten bei dem Plattenmaterial Forestacryl®.

Plattenmaterial	Zylindermaterial	Gruppe	N	N peaks	Bruchart			
					kohäsiv	adhäsiv	Misch	
Forestacryl®	Forestacryl®	FOuFO	11	0	11	-	-	
		FOTcuFO	12	0	-	-	12	
		FOuFOtc	12	0	12	-	-	
	Orthocryl® LC	Orthocryl® LC	FOuLC	12	0	-	9	3
			FOsLC	12	0	-	12	-
			FOaLC	12	0	-	12	-
			FOTcuLC	12	0	-	12	-
			FOTcsLC	12	0	-	11	1
			FOTcaLC	12	0	-	12	-
			FOuLCtc	9	0	-	12	-
			FOsLCtc	12	0	-	9	3
			FOaLCtc	10	0	-	10	1

Bei der Gruppe FOuLCtc waren drei Zylinder bereits nach dem Thermocycling-Vorgang abgefallen, bei FOaLCtc zwei. Bei keiner Gruppe traten peaks auf. In den Gruppen FOuFO und FOuFOtc traten ausschließlich kohäsive Brüche auf, in der Gruppe FOTcuFO ausschließlich Mischbrüche. In den Gruppen FOsLC, FOaLC, FOTcuLC, FOTcaLC und FOuLCtc traten ausschließlich adhäsive Brü-

che auf. Sowohl adhäsive Brüche, als auch Mischbrüche kamen in den Gruppen FOuLC, FOtcsLC, FOsLCtc und FOaLCtc vor.

Tabelle 20: Übersicht über peaks und Brucharten bei dem Plattenmaterial Steady Resin S.

Plattenmaterial	Zylindermaterial	Abkürzung	N	N peaks	Bruchart				
					kohäsiv	adhäsiv	Misch		
Steady Resin S	Steady Resin S	SRuSR	11	0	9	-	2		
		SRtcuSR	12	0	-	-	12		
		SRuSRtc	11	0	11	-	-		
	Steady Resin S	Steady Resin S	SRuLC	12	0	-	12	-	
			SRsLC	12	0	-	12	-	
			SRaLC	12	0	-	12	-	
			SRtcuLC	12	0	-	12	-	
			Orthocryl® LC	SRtcsLC	12	0	-	12	-
				SRtcaLC	12	0	-	12	-
				SRuLCtc	12	0	-	12	-
	Orthocryl® LC	SRsLCtc	12	0	-	12	-		
		SRaLCtc	11	0	-	10	1		

Bei Gruppe SRaLCtc war ein Zylinder nach dem Thermocycling abgefallen. In keiner Gruppe traten peaks auf. In der Gruppe SRuSR gab es sowohl kohäsive Brüche, als auch Mischbrüche. Ausschließlich Mischbrüche traten in der Gruppe SRtcuSR auf, wohingegen in der Gruppe SRuSRtc ausschließlich kohäsive Brüche zu verzeichnen waren. In den Gruppen SRuLC bis SRsLCtc traten nur adhäsive Brüche auf. In der Gruppe SRaLCtc gab es einen Mischbruch und zehn adhäsive Brüche.

Tabelle 21: Übersicht über peaks und Brucharten bei dem Plattenmaterial Orthocryl®.

Plattenmaterial	Zylindermaterial	Abkürzung	N	N peaks	Bruchart				
					kohäsiv	adhäsiv	Misch		
Orthocryl®	Orthocryl®	ORuOR	12	0	12	-	-		
		ORtcuOR	12	0	-	6	6		
		ORuORtc	12	0	12	-	-		
	Orthocryl® LC	Orthocryl®	ORuLC	12	0	-	12	-	
			ORsLC	12	0	-	12	-	
			ORaLC	12	0	-	12	-	
		Orthocryl® LC	Orthocryl®	ORtcuLC	12	0	-	12	-
				ORtcsLC	12	0	-	12	-
				ORtcaLC	12	0	-	12	-
			Orthocryl® LC	ORuLCtc	8	0	-	8	-
				ORsLCtc	10	0	-	10	-
				ORaLCtc	9	0	-	9	-

Bei der Gruppe ORuLCtc waren vier Zylinder, bei der Gruppe ORsLCtc zwei Zylinder und bei der Gruppe ORaLCtc drei Zylinder bereits nach dem Thermocycling abgefallen. In keiner Gruppe waren peaks zu verzeichnen. In den Gruppen ORuOR und ORuORtc traten ausschließlich kohäsive Brüche auf. Eine Hälfte der Prüfkörper in Gruppe ORtcuOR war adhäsiv gebrochen, die andere Hälfte waren Mischbrüche. Die Prüfkörper der Gruppen ORuLC bis ORaLCtc waren ausschließlich adhäsiv gebrochen.

Tabelle 22: Übersicht über peaks und Brucharten bei dem Plattenmaterial Orthocryl® LC.

Plattenmaterial	Zylindermaterial	Abkürzung	N	N peaks	Bruchart		
					kohäsiv	adhäsiv	Misch
Orthocryl® LC	Orthocryl® LC	LCuLC	12	6	12	-	-
		LCaLC	12	12	12	-	-
		LCtcuLC	12	0	-	10	2
		LCtcaLC	12	10	11	-	1
		LCuLCtc	12	12	12	-	-
		LCaLCtc	12	12	12	-	-

In beinahe allen Gruppen, deren Plattenkörper aus dem Material Orthocryl® LC bestanden, traten peaks auf. Die einzige Ausnahme hiervon bildete die Gruppe

LCtcuLC. Mit Orthocryl® LC als Plättchenmaterial kamen fast ausschließlich kohäsive Brüche vor. In der Gruppe LCtcuLC kamen zehn adhäsive Brüche und zwei Mischbrüche vor; in der Gruppe LCtcaLC kamen elf kohäsive Brüche und ein Mischbruch vor. Kein Zylinder war bereits nach dem Thermocycling abgefallen.

3.5 Ergebnisse der Rauheitsmessungen

Im folgenden Abschnitt werden die Ergebnisse der Rauheitsmessungen dargestellt. Zunächst werden beispielhaft die R-Profile (Rauheiten) dreier unterschiedlich behandelter Prüfkörper gezeigt (Abbildung 47a bis 47c). Aus diesen Profilen wurde im Anschluss der arithmetische Mittenrauwert R_a berechnet (Tabelle 23).

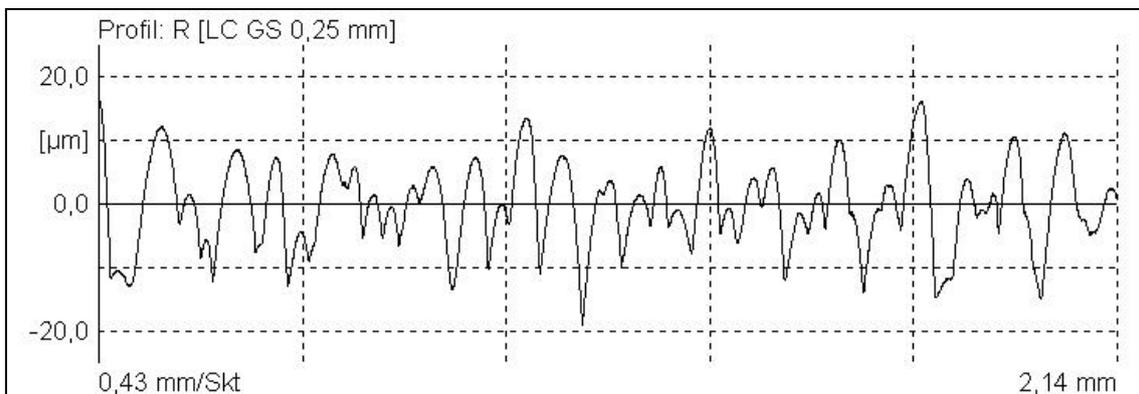


Abbildung 47a: R-Profil eines unbehandelten Forestacryl®- Plättchens.

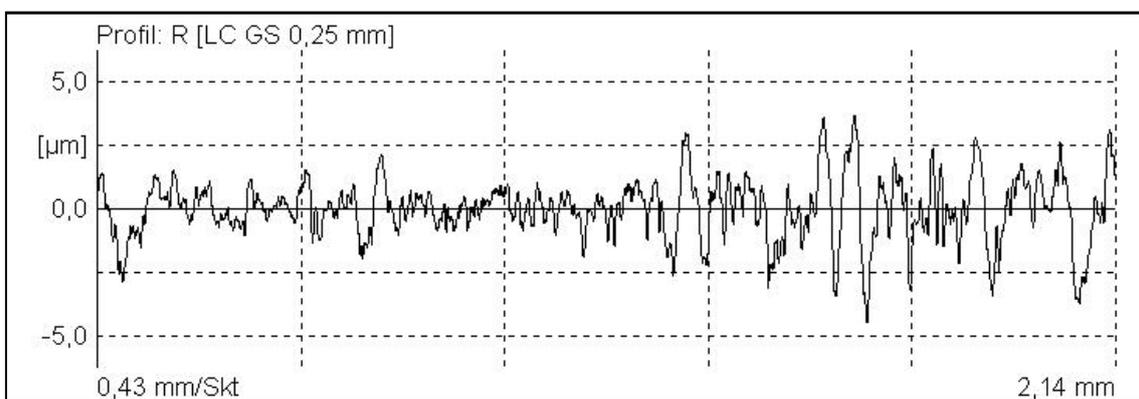


Abbildung 47b: R-Profil eines angeschliffenen Forestacryl®- Plättchens.

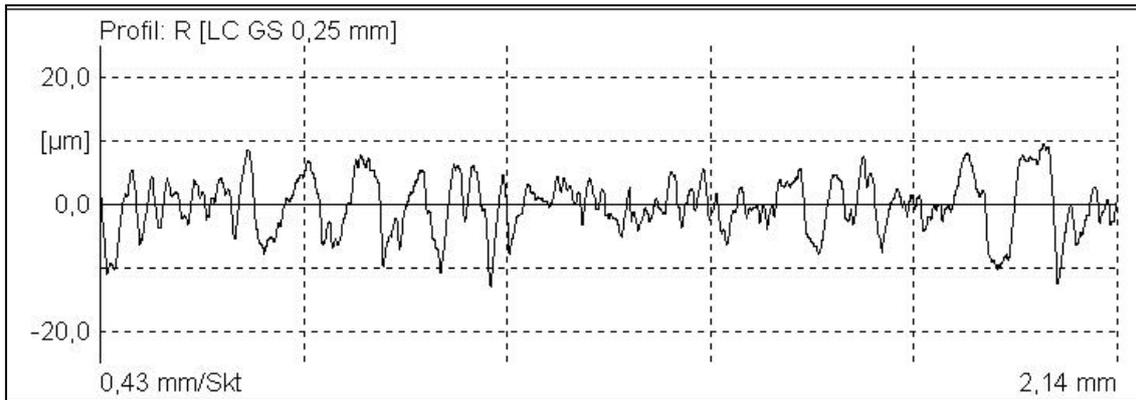


Abbildung 47c: R-Profil eines sandgestrahlten Forestacryl®-Plättchens.

Tabelle 23: Ergebnisse der gemessenen arithmetischen Mittenrauwerte R_a .

Plattenmaterial	Oberfl.behandlung	R_a [μm]			x	s
		Probe 1	Probe 2	Probe 3		
Forestacryl®	unbehandelt	7,00	7,13	5,84	6,66	0,71
	angeschliffen	1,41	1,25	0,90	1,19	0,26
	sandgestrahlt	3,67	4,00	4,78	4,15	0,57
Steady Resin S	unbehandelt	6,98	6,60	6,09	6,56	0,45
	angeschliffen	1,38	0,77	0,89	1,01	0,32
	sandgestrahlt	4,96	4,77	4,71	4,81	0,13
Orthocryl®	unbehandelt	2,39	4,54	4,38	3,77	1,20
	angeschliffen	1,04	0,92	0,96	0,97	0,06
	sandgestrahlt	3,85	3,83	3,63	3,77	0,12
Orthocryl® LC	unbehandelt	1,92	1,10	1,08	1,37	0,48
	angeschliffen	1,25	0,97	0,49	0,90	0,38

Bei unbehandelten Oberflächen lag der Mittenrauwert bei den Autopolymerisaten zwischen $2,39\mu\text{m}$ und $7,13\mu\text{m}$, beim Lichtpolymerisat Orthocryl® LC hingegen zwischen $1,08\mu\text{m}$ und $1,92\mu\text{m}$. Im angeschliffenen Zustand beliefen sich die Mittenrauwerte der Autopolymerisate auf Minimalwerte von $0,77\mu\text{m}$ bis hin zu Maximalwerten von $1,41\mu\text{m}$. Beim Lichtpolymerisat wurde im angeschliffenen Zustand ein arithmetischer Mittenrauwert von $0,90\mu\text{m}$ erreicht. Das Sandstrahlen mit einer Körnung von $120\mu\text{m}$ und $3,7\text{bar}$ Druck aus 1cm Entfernung erbrachte Mittenrauwerte zwischen $3,63\mu\text{m}$ und $4,96\mu\text{m}$ bei den Autopolymerisaten.

4 Diskussion

Ziel dieser Versuchsreihe war, die Verbundfestigkeit des lichthärtenden Kunststoffes Orthocryl® LC mit in der kieferorthopädischen Technik verwendeten Kunststoffen (insbesondere mit Autopolymerisaten) zu überprüfen. Ein Vergleich unserer Ergebnisse mit Ergebnissen anderer Autoren bzw. zu themenverwandter Literatur ist nur bedingt möglich. In vergleichbaren Untersuchungen zur Verbundfestigkeit von lichthärtenden und autopolymerisierenden kieferorthopädischen Kunststoffen wurden ältere, zum Teil nicht mehr auf dem Markt erhältliche Lichtpolymerisate verwendet. Der Kunststoff Orthocryl® LC ist erst seit 2014 auf dem Markt erhältlich, so dass hierzu noch keine Studien veröffentlicht sind.

4.1 Vorangegangene Untersuchungen

Rossiwall et al. [33] untersuchten Biegefestigkeit und Schlagzähigkeit verschiedener kieferorthopädischer Kunststoffe. Hierbei wurde zwischen der Anteig- und der Streumethode unterschieden und das Bruchgefüge rasterelektronenmikroskopisch bewertet. Sie stellten fest, dass die Biegefestigkeit bei der Herstellung nach der Streumethode stets geringer ist als bei der Herstellung nach der Anteigmethode und dass die Herstellerempfehlungen für die Polymerisation genau beachtet werden sollten, um optimale Festigkeitseigenschaften zu erreichen.

Andreopoulos et al. [34] untersuchten die Reparatureigenschaften von Heiß-, Kalt- und Lichtpolymerisaten im Drei-Punkt-Biegeversuch. Dabei füllten sie einen drei Millimeter messenden Spalt zwischen Proben aus Heißpolymerisat bzw. Proben aus Lichtpolymerisat mit Auto- oder Lichtpolymerisat auf. Sie fanden heraus, dass die Art des Reparaturmaterials für die Stabilität der Verbindung entscheidend ist. Die höchsten Festigkeitswerte lieferte die Reparatur mit

Autopolymerisat, unabhängig davon, ob das Basismaterial aus Heiß- oder Lichtpolymerisat bestand. Sie kamen zu dem Schluss, dass lichthärtende Kunststoffe nicht zur Reparatur verwendet werden sollten.

Curtis et al. [35] untersuchten die Verbundfestigkeit zwischen Licht-, Heiß- und Autopolymerisaten mittels Scherversuch. Die Prüfkörper bestanden dabei aus Kunststoffplatten mit anpolymerisierten Zylindern. Jeder Prüfkörper wurde einer künstlichen Alterung mittels Thermocycling (abwechselndes Tauchen der Prüfkörper in warmes und kaltes Wasser) unterzogen und die Verbundflächen wurden mittels Sandpapier angeraut. Bei einigen Proben wurden spezielle Haftvermittler, bei anderen Proben wurde Monomer des entsprechenden Heißpolymerisates aufgetragen. Die Kunststoffzylinder wurden anschließend abgeschert und die dabei benötigte Kraft wurde gemessen. Anschließend wurden die Proben im Rasterelektronenmikroskop auf ihren Bruchmodus untersucht und die Ergebnisse wurden miteinander verglichen. Die höchsten Scherfestigkeitswerte zeigten die Verbindungen, bei denen Heißpolymerisate mit Monomer vorbehandelt und mit Kaltpolymerisaten verbunden wurden. Die Verbundfestigkeit zwischen Licht- und Heißpolymerisaten variierte sehr stark in Abhängigkeit davon, ob ein Haftvermittler bzw. Monomer verwendet wurde. Die höchsten Verbundstärken zwischen Licht- und Heißpolymerisaten waren jedoch geringer als die Verbundstärken, die zwischen zwei Lichtpolymerisaten erreicht wurden. Der Verbund zwischen Autopolymerisaten und Lichtpolymerisaten wurde nicht untersucht.

4.2 Methodenkritik

Die hier dargestellten Versuche wurden in Anlehnung an die ISO-Norm 10477 Zahnheilkunde, Kronen- und Brückenkunststoffe durchgeführt, da es in der ISO-Norm für kieferorthopädische Kunststoffe (ISO 20795) keinen vergleichbaren Test gibt. Das Maß der Kunststoffplättchen wurde aus dieser Norm übernommen. Der anpolymerisierte Zylinder wurde mit durchschnittlich 4,3mm Durch-

messer etwas kleiner gestaltet, als in der Norm gefordert (5mm). Grund hierfür ist, dass die geforderte Schichtdicke kieferorthopädischer Plattenapparaturen bei 2-3mm liegen [18] solle. Andere in der ISO-Norm geforderten Kriterien, wie der Abstand von 0,5mm des Stößels zur Plättchenoberfläche, sowie die konstante Vorschubgeschwindigkeit von 1mm/min beim Abschervorgang wurden beibehalten.

Ebenso beibehalten ist das geforderte Thermocycling von 5000 Zyklen, welches die Alterung des Kunststoffes simulieren soll. Durch die Temperaturwechsel im feuchten Milieu werden in der Mundhöhle wirkende Faktoren künstlich nachgestellt. Ein Drittel der Messungen (N=166) wurden ohne Thermocycling durchgeführt, was die Verbundfestigkeit unter Laborbedingungen simulieren sollte. Bei einem weiteren Drittel (N=168) der Prüfkörper wurden zunächst die Kunststoffplättchen künstlich gealtert und danach der Zylinder anpolymerisiert. Diese Prüfkörper simulieren eine bereits getragene kieferorthopädische Apparatur, die repariert oder erweitert werden soll. Mit dem übrigen Drittel der Prüfkörper (N=167) sollte überprüft werden, welchen Einfluss das Thermocycling auf den Verbund von Kunststoff zu Kunststoff hat, wie zuverlässig die jeweilige Verbindung also bei längerer Tragedauer im Munde des Patienten ist.

Die Realität spiegelt wohl eine Kombination aus Thermocycling vorher und nachher wieder, da häufig eine Zahnspange getragen wurde, repariert oder erweitert werden soll und anschließend wieder getragen wird. Diese komplexe Situation war nicht Gegenstand der vorliegenden Studie.

Bevor die Zylinder auf die Kunststoffplättchen polymerisiert wurden, wurden bei bestimmten Proben die Oberflächen der Plättchen durch anschleifen oder sandstrahlen vorbehandelt. Dieses Vorgehen wurde gewählt, um das herkömmliche Verfahren bei der Reparatur von herausnehmbaren Geräten zu simulieren. In der Regel werden hierzu Kunststoffoberflächen, auf die neuer Kunststoff aufgetragen werden soll, angeschliffen. Außerdem werden im Allgemeinen gleiche Materialien miteinander kombiniert, also beispielsweise werden Autopolymerisate mit den gleichen Autopolymerisaten verbunden bzw. repariert. Dies wurde in der vorliegenden Studie berücksichtigt. Zur besseren Vergleichbarkeit der

Ergebnisse wurde eine Kontrollgruppe festgelegt, welche alle Prüfkörper, bei denen das Material der Plättchen gleich dem Material der Zylinder war und bei denen die Plättchenoberfläche vor dem Aufbringen der Zylinder nicht angeraut wurde, beinhaltet. Auf das Anrauen der Plättchenoberflächen der Kontrollgruppe wurde bewusst verzichtet, da die Proben zuvor nicht poliert waren und die Oberflächen herstellungsbedingt eine gewisse Rauheit besaßen. Mit Hilfe von Rauheitsmessungen unbehandelter, angeschliffener und sandgestrahlter Probekörper konnte der deutliche Einfluss dieser Maßnahmen veranschaulicht werden. Zum Vergleich der Rauheiten wurde der arithmetische Mittenrauwert gewählt.

Um herauszufinden, welchen Einfluss die Größe der Verbundfläche auf die Scherfestigkeit hatte und um zu bewerten in welchem Größenbereich die Verbundflächen variierten, wurden die Zylinder nach dem Abscherversuch einzeln unter dem Makroskop WILD M400 (Firma Wild, Heerburg, Schweiz) dokumentiert und am Computer mittels des Programmes Image Pro. Plus v.6 (Media Cybernetics, Washington, USA) vermessen. Dadurch sollte die genaue Verbundfläche vor Abscherung bestimmt werden. Daher sind zu beinahe jeder Probe zwei Spannungswerte (S_1 bzw. S_2), bezogen auf die tatsächliche gemessene Verbundfläche (A_1) bzw. auf die theoretische Verbundfläche (A_2) angegeben. Von Proben, bei denen der Zylinder nach dem Scherversuch nicht mehr auffindbar war, liegt nur der theoretische Wert Spannungswert S_2 vor. Ebenso konnte die Verbundfläche bei der Verbindung Lichtpolymerisat/Lichtpolymerisat nicht mehr nachträglich gemessen werden, da durch den in der seitlichen Ansicht sichtbaren kugelförmigen Abriss des Zylinders die Begrenzung der ehemaligen Verbundfläche verzerrt dargestellt wurde und somit nicht genau bestimmt werden konnte (Abbildung 48).

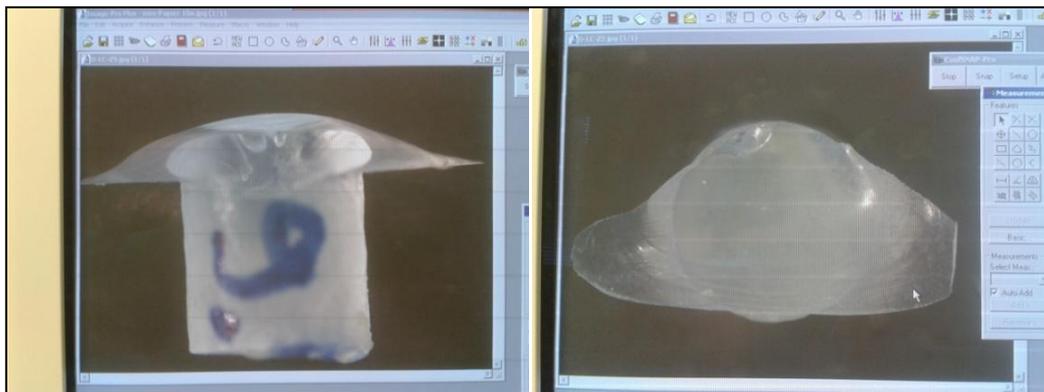


Abbildung 48: Kugelförmiger Abriss des Zylinders von einem Prüfkörper aus Lichtpolymerisat/Lichtpolymerisat; rechts: Zylinder von der Seite, links: Zylinder in der Aufsicht (jeweils makroskopisch).

Des Weiteren wurde nach dem Scherversuch die jeweilige Bruchart bestimmt. Dies geschah durch optische Beurteilung der Bruchflächen unter dem Makroskop. In dieser Untersuchung wurde in Kohäsiv-, Adhäsiv- und Mischbruch unterteilt. Auf eine weitere Unterteilung des Mischbruchs wurde zugunsten der Übersichtlichkeit verzichtet. Auffällig war, dass alle drei Brucharten vorkamen. Ebenfalls auffällig war, dass bei Verbindungen Lichtpolymerisat/Lichtpolymerisat sehr häufig scharfkantige Abrisse der Zylinder zu verzeichnen waren (vergl. Abbildung 48).

Probleme bei der Herstellung der Prüfkörper:

Durch eine Metallform (Abbildung 16) wurde zunächst versucht, einheitliche Plättchen aus Autopolymerisat bzw. Lichtpolymerisat herzustellen. Allerdings kam es bei der Polymerisation des Autopolymerisates in der Metallform zur Gelbfärbung des ausgehärteten Kunststoffes, woraufhin eine Form aus DUBLIERMASSE (Abbildung 17) verwendet wurde. Warum es zur Gelbfärbung des Autopolymers kam, konnte nicht geklärt werden.

Das Aufbringen der Zylinder auf die Plättchen wurde zunächst mit einer eigens dafür hergestellten zweiteiligen Metallform (Abbildung 49) versucht. Diese Form beinhaltet eine rechteckige Öffnung zur Aufnahme des bereits polymerisierten Plättchens und eine zylinderförmige Öffnung, in welche der Zylinder gestreut

wurde. Nach Einlegen des Kunststoffplättchens wurde die Form mit dem T-förmigen Deckel verschlossen und durch Schrauben fixiert. Die Metallform zeigte jedoch keine zuverlässige vollständige Abdichtung zum Plättchen. Dadurch trat häufig Monomer über die Zylindergrenze aus und verteilte sich auf dem restlichen Kunststoffplättchen. In der Folge wurde die Probe weich und färbte sich gelb, wodurch der Prüfkörper unbrauchbar wurde (Abbildung 50).



Abbildung 49: Metallform zur Anbringung von Zylindern auf bereits polymerisierte Kunststoffplättchen.

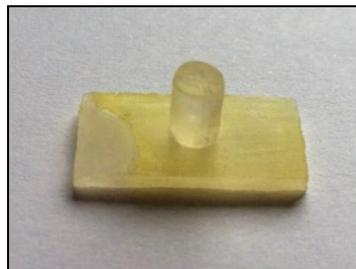


Abbildung 50: Aufgeweichter und gelb gefärbter Prüfkörper nach Anbringung des Zylinders (unbrauchbar).

Zur Problembeseitigung wurde ein Prototyp eines Prüfkörpers in einer Schale befestigt (siehe Abbildung 51) und anschließend mit feinfließendem additionsvernetztem Vinylsilikon S4 suhy (bisico, Bielefeld, Deutschland) umspritzt.



Abbildung 51: Prototyp in einer Schale fixiert (vor Umspritzen mit Silikon).

Auf diese Weise konnten drei einheitliche Silikonformen hergestellt werden (siehe Abbildung 21). Mit Hilfe dieser Silikonformen wurde versucht, die Zylinder möglichst einheitlich anzupolymerisieren und somit eine reproduzierbare Verbundfläche zu schaffen. Aufgrund der bei Polymerisation im Drucktopf benötigten Klammern gestaltete sich dies vor allem bei den Zylindern aus Autopolymerisat schwierig. Eine häufige Schwierigkeit war, eine vollständige und gleichbleibende Abdichtung zwischen Silikon zur Kunststoffplatte zu schaffen, da sonst flüssiger Kunststoff über die Form austrat und sich die Verbundfläche somit vergrößerte.

4.3 Ergebniskritik

Kieferorthopädische Kunststoffe sind zahlreichen Belastungen ausgesetzt. Hierzu zählen einerseits das feuchte Milieu der Mundhöhle, Temperaturschwankungen, die beim Tragen bzw. Nichttragen der Apparaturen auftreten sowie andererseits die im Mund auftretenden Kaukräfte in Form von Druck- oder Scherkräften.

Diese Studie befasst sich mit der Verbundfestigkeit zwischen kieferorthopädischen Auto- bzw. Lichtpolymerisaten, welche mittels Scherversuch überprüft wurde. Mittels Thermocycling wurden Feuchtigkeit und Temperaturschwankungen simuliert.

Verschiedene Faktoren können die Verbundfestigkeit zwischen Kunststoffen beeinflussen. So spielt beispielsweise deren Wasseraufnahme bzw.

-löslichkeit, welche durch die jeweilige chemische Zusammensetzung und die Molekülstruktur bestimmt wird, eine wichtige Rolle. Grundsätzlich gilt: je mehr hydrophile Gruppen ein Polymer enthält, desto mehr Wassermoleküle können mit diesem Polymer interagieren. Dies führt zur Auflockerung des Materialgefüges, Wassereinlagerung (Quellung) und zum Herauswaschen freier Monomermoleküle. Polymethylmethacrylat (PMMA) ist durch Mangel an Carboxyl- bzw. Hydroxylgruppen in Wasser unlöslich, nimmt jedoch geringfügig Wasser auf [2]. Lichtpolymerisate nehmen im Vergleich zu Kaltpolymerisaten mehr Wasser auf, was mehrere Autoren in den letzten Jahren für verschiedene lichthärtende Kunststoffe belegen konnten [36, 37].

Die ISO-Norm 20795-2 für kieferorthopädische Kunststoffe sieht unter 5.2.12 bzw. 5.2.13 eine maximale Wasseraufnahme von $32\mu\text{g}/\text{mm}^3$ und eine maximale Wasserlöslichkeit von $5\mu\text{g}/\text{mm}^3$ vor. Ottl et al. [36] testeten unter anderem das Autopolymerisat Orthocryl® auf dessen Wasseraufnahme und kamen auf einen Wert von $16,2\mu\text{g}/\text{mm}^3$. Andere Autoren [37] kamen auf einen Wert von $31,7\mu\text{g}/\text{mm}^3$ für Orthocryl®, bzw. $23,55\mu\text{g}/\text{mm}^3$ für Steady Resin und $35,37\mu\text{g}/\text{mm}^3$ für Triad® TS Colorless, einem lichthärtenden Kunststoff (Dentsply International Inc., York, USA). Vergleichbare Untersuchungen wurden weder zu Forestacryl®, noch zu Orthocryl® LC gefunden.

Aber auch die Verwendung bestimmter Haftvermittler, die eine bereits polymerisierte Oberfläche anlösen und somit einen chemischen Verbund zwischen Kunststoffen erreichen sollen sowie die beim Verbund beteiligten Kunststoffe an sich, sind wichtige Variablen. Curtis et al. [35] haben herausgefunden, dass die Verwendung eines Haftvermittlers und die verwendeten Kunststoffe die Verbundfestigkeit beeinflussen. Als Haftvermittler kam bei Curtis et al. Triad bonding agent (Dentsply International Inc., York, USA) zum Einsatz, wodurch die Verbundfestigkeit zwischen Heiß- und Lichtpolymerisaten signifikant erhöht wurde. Ebenso fanden Curtis et al. eine signifikant erhöhte Verbundfestigkeit durch die oberflächliche Benetzung mit Monomer bei der Verbindung Heißpolymerisat/Lichtpolymerisat bzw. Heißpolymerisat/Autopolymerisat.

Auf dem zahntechnischen Markt sind derzeit wenige Haftvermittlersysteme für Kunststoff-Kunststoff-Verbindungen zu finden. Laut Hersteller Dentaurum ist der lichthärtende Kunststoff Orthocryl® LC sowohl zur Verbindungen mit sich selbst, als auch zu Polymethylmethacrylaten (PMMA) fähig. Orthocryl® LC könne nach anrauen einer zuvor polierten Oberfläche direkt und ohne zusätzliche Verwendung eines Haftvermittlers auf eine ebenfalls aus Orthocryl® LC bestehende Oberfläche polymerisiert werden. Bei gewünschter Verbindung zu einer PMMA-basierenden Oberfläche empfiehlt der Hersteller seit 2016 allerdings die Verwendung eines Haftvermittlers (z.B. primostick, Fa. Primotec, Bad Homburg, Deutschland) [38]. Das vorliegende Studiendesign wurde nach der Markteinführung von Orthocryl® LC im Jahre 2014 erstellt; kurz darauf wurde mit der Herstellung der Prüfkörper begonnen. Das vorrangige Ziel dieser Studie war, die Verbundfestigkeit von Orthocryl® LC mit autopolymerisierenden kieferorthopädischen Kunststoffen zu überprüfen. Die Oberflächen der Autopolymerisate wurden hierzu teilweise angeschliffen bzw. sandgestrahlt. Anschließend wurde das entsprechende Monomer des Autopolymerisates aufgetragen und verblasen. Spezielle Haftvermittlersysteme wurden nicht verwendet, da dies zum Zeitpunkt der Versuchsplanung bzw. -durchführung seitens des Herstellers Dentaurum noch nicht beschrieben wurde.

Um den Einfluss der Oberflächenrauheit auf die Verbundstärke zu überprüfen, wurden Rauheitsmessungen durchgeführt. Zum Vergleich der Rauheiten wurde der arithmetische Mittenrauwert gewählt. Auffällig hierbei war, dass unbehandelte Oberflächen bei den Kunststoffen Forestacryl® und Steady Resin S einen durchweg höheren arithmetischen Mittenrauwert aufzeigten als angeschliffene oder sandgestrahlte Proben der gleichen Kunststoffe. Beim Kunststoff Orthocryl® wiesen unbehandelte und sandgestrahlte Oberflächen sehr ähnliche arithmetische Mittenrauwerte auf. Das Lichtpolymerisat Orthocryl® LC wies auch im unbehandelten Zustand eine relativ glatte Oberfläche auf. Bei allen untersuchten Kunststoffen verringerte sich der arithmetische Mittenrauwert durch das Anschleifen.

Zur besseren Vergleichbarkeit der Ergebnisse wurde eine Kontrollgruppe festgelegt. Die Kontrollgruppe umfasst Kunststoff-Kunststoffverbindungen, die jeweils aus dem gleichen Material bestehen und oberflächlich nicht angeraut worden waren. Die Ergebnisse der Kontrollgruppe sind unter 3.3.1 dargestellt. Den geringsten Spannungswert erreichte hierbei die Gruppe mit Steady Resin S als Platten- und Zylindermaterial ohne Thermocycling (SRuSR mit 3,84MPa). Dieser Wert ist jedoch ein Ausreißer. Insgesamt zeigt sich in der Kontrollgruppe eine relativ inhomogene Ergebnisverteilung. Die höchste Streuung zeigten Verbindungen von Orthocryl® LC zu Orthocryl® LC. Anhand der Ergebnisse der Kontrollgruppe wurden die restlichen Gruppen bewertet. Da bis auf einen Ausreißer (s.o.) alle Spannungswerte der Kontrollgruppe über 5MPa lagen, wurde dieser Spannungswert als „Mindestspannungswert“ für die restlichen Gruppen festgelegt.

In den Versuchsgruppen, in denen die Oberflächen der Autopolymerisate weder angeraut noch sandgestrahlt worden waren und der Zylinder aus Orthocryl® LC bestand, überschritten alle Kunststoffe die vorgegebene 5MPa Spannung. Lediglich die Verbindungen Orthocryl® zu Orthocryl® LC mit vorherigem bzw. nachfolgendem Thermocycling erreichten keine hinreichende Spannung. Wurden jedoch die Oberflächen zuvor angeschliffen, zeigten sich durchweg schlechtere Ergebnisse bzw. höhere Streuungsmaße bei der Verbindung Autopolymerisat/Lichtpolymerisat. Die vorgegebenen 5MPa Spannung konnten in dieser Verbindungskombination nicht sicher überschritten werden. Daher kann von diesen Kombinationen eher abgeraten werden. Durchweg sehr hohe Spannungswerte erreichte die Kombination Orthocryl® LC mit Orthocryl® LC mit zuvor angeschliffener Oberfläche. Daher wurde auf einen weiteren Optimierungsversuch der Verbundfestigkeit, beispielsweise durch sandstrahlen der Oberfläche, verzichtet. Mit sandgestrahlter Oberfläche zeigten lediglich die Verbindungen von Forestacryl® zu Orthocryl® LC durchweg Spannungswerte über 5MPa.

4.4 Schlussfolgerungen

Aus den durchgeführten Versuchen lassen sich folgende Schlüsse ziehen:

- Die Verbundfestigkeit zwischen Autopolymerisaten unterliegt großen Schwankungen. Sowohl Fabrikat, als auch künstliche Alterung mittels Thermocycling spielen eine Rolle.
- Die Verbindung von Orthocryl® LC zu Orthocryl® LC kann als sehr stabil bezeichnet werden. Durch oberflächliches Anschleifen kann die Verbundfestigkeit zwischen Orthocryl® LC und Orthocryl® LC noch gesteigert werden.
- Die untersuchten Autopolymerisate ließen sich allesamt ohne Verwendung eines speziellen Haftvermittlers mit Orthocryl® LC verbinden, jedoch unterliegt die Verbundfestigkeit solcher Verbindungen Schwankungen, die nicht sicher prognostiziert werden können. Die Ergebnisse dieser Untersuchung zeigen einen durchweg hinreichend stabilen Verbund zwischen unbehandelten bzw. sandgestrahltem Forestacryl®- und Orthocryl®LC-Oberflächen sowie zwischen unbehandeltem Steady Resin S und Orthocryl®LC-Oberflächen.
- Oberflächliches Anschleifen bzw. Sandstrahlen verändert die Oberflächenstruktur und beeinflusst die Verbundfestigkeit zwischen den Kunststoffen.
- Künstliches Altern und Wasserlagerung in Form von Thermocycling beeinflusst ebenfalls die Verbundfestigkeit zwischen den untersuchten Kunststoffen.

5 Zusammenfassung

Die vorliegende Studie beschäftigt sich mit der Untersuchung der Verbundfestigkeit des lichthärtenden Kunststoffes Orthocryl® LC (Dentaurum, Ispringen, Deutschland) mit in der Kieferorthopädie verwendeten Autopolymerisaten. Als Autopolymerisate wurden hierzu folgende Pulver-Flüssigkeits-Gemische ausgewählt: Forestacryl® (Forestadent®, Pforzheim, Deutschland), Steady Resin S (SCHEU Dental Technology, Iserlohn, Deutschland) und Orthocryl® (Dentaurum, Ispringen, Deutschland).

Des Weiteren wurden die arithmetischen Mittenrauwerte unbehandelte, angeschliffener und sandgestrahlter Kunststoffoberflächen erhoben. Hierbei war auffällig, dass die arithmetischen Mittenrauwerte bei unbehandelten Oberflächen sowohl bei den Autopolymerisaten als auch beim Lichtpolymerisat Orthocryl® LC höher waren, als die angeschliffenen bzw. sandgestrahlten Proben. Orthocryl® LC wies im unbehandelten und im angeschliffenen Zustand die geringsten Mittenrauwerte auf.

In Anlehnung an die ISO-Norm 10477:2004 zur Überprüfung der Verbundfestigkeit von Verblendkunststoffen wurden insgesamt 501 Prüfkörper hergestellt. Die Prüfkörper bestanden aus Kunststoffplättchen und einem darauf polymerisierten Kunststoffzylinder. Ein spezieller Haftvermittler kam hierbei nicht zum Einsatz. Die Plättchen und die Zylinder konnten jeweils entweder aus einem der drei oben beschriebenen Autopolymerisaten oder aus dem Lichtpolymerisat Orthocryl® LC bestehen. Ein Teil der Plättchen wurde vor Anbringung der Zylinder oberflächlich angeschliffen oder sandgestrahlt. Außerdem wurden manche Prüfkörper einer künstlichen Alterung in Form von Thermocycling unterzogen. Insgesamt konnten die Prüfkörper somit in 42 Gruppen unterteilt werden.

Nach Herstellung der Prüfkörper wurden die anpolymerisierten Zylinder in der Universalprüfmaschine Zwick Z010/TN2A abgeschert und die dazu benötigte Kraft elektronisch gespeichert. Im Anschluss wurde die Verbundfestigkeit B mit der Formel $B=F/A$ berechnet, wobei F die gemessene Kraft in Newton und A die ehemalige Verbundfläche in Quadratmillimeter beschreibt. Die ehemalige Ver-

bundfläche wurde graphisch mittels fotografischer Dokumentation und anschließender Vermessung durch das Computerprogramm Image Pro. Plus v.6 (Media Cybernetics, Washington, USA) als tatsächliche Verbundfläche A1 bestimmt und als theoretische Verbundfläche A2 anhand des mittleren Durchmessers von 4,3mm der Zylinder angegeben ($A_2=14,52\text{mm}^2$).

Die ermittelten Spannungswerte wurden statistisch ausgewertet und nach Bestimmung der Medianwerte, Standardabweichungen und 25%- bzw. 75%-Konfidenzintervalle miteinander verglichen. Zur besseren Vergleichbarkeit der Ergebnisse wurde eine Kontrollgruppe bestimmt, welche aus den Prüfkörpern bestand, bei denen das Plattenmaterial gleich dem Zylindermaterial war und die Plattenoberflächen nicht angeraut wurden. Unter Beachtung der Ergebnisse dieser Kontrollgruppe wurde ein Mindestspannungsmaß von 5MPa festgelegt. Verbindungen zwischen Autopolymerisaten und dem Lichtpolymerisat Orthocryl® LC konnten diese 5MPa-Grenze nicht immer sicher überschreiten, Verbindungen zwischen Orthocryl® LC und Orthocryl® LC zeigten durchweg Spannungswerte über 5MPa.

Im letzten Schritt wurde für jeden Prüfkörper der jeweilige Bruchmodus bestimmt, wobei sowohl kohäsive, adhäsive, als auch Mischbrüche auftraten. Der Bruchmodus zwischen Orthocryl® LC und Orthocryl® LC war bis auf wenige Ausnahmen stets kohäsiv und scharfkantig.

Aus diesen Ergebnissen lässt sich für die Praxis folgendes Fazit ableiten: Eine Verbindung zwischen den hier untersuchten Autopolymerisaten und dem Lichtpolymerisat Orthocryl LC® ist möglich und lässt sich durch oberflächlich anrauernde Maßnahmen modifizieren, so dass unter Auslassen oder Einsatz anrauernder Maßnahmen in bestimmten Materialkonstellationen eine hinreichende Verbundstabilität erreicht werden kann. Die Verbundfestigkeit des lichthärtenden Kunststoffes Orthocryl LC® mit sich selbst ist dagegen als äußerst stabil zu bewerten.

6 Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Methylmethacrylat	16
Abbildung 2: Urethandimethacrylat	16
Abbildung 3: Dibenzoylperoxid	17
Abbildung 4: N,N-Dimethyl-p-toluidin.	17
Abbildung 5: N,N-Bis-(2-Hydroxyethyl)-p-toluidin.	18
Abbildung 6: Campherchinon.	18
Abbildung 7: Redoxreaktion zwischen Benzoylperoxid und N,N-Dimethyl-p-toluidin.	19
Abbildung 8: Originalverpackungen Forestacryl®	25
Abbildung 9: Originalverpackungen Steady Resin S	26
Abbildung 10: Originalverpackungen Orthocryl®.....	28
Abbildung 11: Orthocryl® LC Kartusche mit Injektor	29
Abbildung 12: Lichtpolymerisationsgerät Solidilite V	30
Abbildung 13: Gerät zur Prüfung der Scherverbundfestigkeit	32
Abbildung 14: Thermocycling-Gerät	34
Abbildung 15: Schema der untersuchten Kunststoff-Kunststoff-Kombinationen	35
Abbildung 16: Schema der Herstellung von Plättchen aus Orthocryl® LC	39
Abbildung 17: Schema der Herstellung von Plättchen aus Autopolymerisat	40
Abbildung 18: Schema Sandstrahlen der Plättchen	42
Abbildung 19: Vorrichtung zum Anrauen der Prüfkörper	43
Abbildung 20: Schema Plättchen anschleifen	43
Abbildung 21: Silikonform aus S4 suhy Vinylsilikon zur Anbringung der Zylinder	44
Abbildung 22: Schema der Herstellung von Zylindern aus Autopolymerisat	44
Abbildung 23: Schema der Herstellung von Zylindern aus Orthocryl® LC	45
Abbildung 24: In die Prüfmaschine eingespannter Kunststoffprüfkörper	46
Abbildung 25: Beispiel-Prüfkörper aus Orthocryl® nach dem Abscheren	47
Abbildung 26: Vermessen der ehemaligen Verbundfläche mit dem Programm Image Pro. Plus v.6 durch Umfahren der Zylinderbegrenzung .	48

Abbildung 27: Beispiel eines adhäsiven Bruches bei Forestacryl®	49
Abbildung 28: Beispiel eines kohäsiven Bruches bei Steady Resin S	49
Abbildung 29: Beispiel eines Mischbruches bei Steady Resin S	49
Abbildung 30: Beispiel für ein ungefiltertes und ein gefiltertes Profil	50
Abbildung 31: Mittenrauwert R_a	52
Abbildung 32: Abhängigkeit der Spannungswerte (S1 bzw. S2) von Thermocycling (TC) in den Gruppen, in denen das Plattenmaterial gleich dem Zylindermaterial war und keine Oberflächenbehandlung durchgeführt worden war	57
Abbildung 33: Materialabhängigkeit der Spannungswerte (S1 bzw. S2) der Gruppen mit gleichem Platten- und Zylindermaterial, ohne Oberflächenbehandlung bei unterschiedlichen Thermocycling- Varianten (TC)	59
Abbildung 34: Thermocyclingabhängigkeit der Spannungswerte (S1 bzw. S2) der Gruppen mit Zylindermaterial Orthocryl® LC, ohne Oberflächenbehandlung bei unterschiedlichen Plattenmaterialien	61
Abbildung 35: Materialabhängigkeit der Spannungswerte (S1 bzw. S2) der Gruppen mit Zylindermaterial Orthocryl® LC, ohne Oberflächenbehandlung bei unterschiedlichen Thermocycling- Varianten	62
Abbildung 36: Abhängigkeit der Spannungswerte (S1 bzw. S2) von Thermocycling (TC) in den Gruppen, in denen die Kunststoffplättchen angeschliffen wurden und der Zylinder aus Orthocryl® LC bestand	64
Abbildung 37: Plattenmaterialabhängigkeit der Gruppen mit angeschliffenen Oberflächen und Orthocryl® LC als Zylindermaterial bei unterschiedlichen Thermocycling-Varianten.	65
Abbildung 38: Abhängigkeit der Spannungswerte (S1 bzw. S2) von Thermocycling (TC) in den Gruppen, in denen die Platten sandgestrahlt wurden und die Zylinder aus Orthocryl® LC bestanden.	67

Abbildung 39: Materialabhängigkeit der Spannungswerte (S1 bzw. S2) der Gruppen mit sandgestrahlter Oberfläche und Zylindermaterial Orthocryl® LC bei unterschiedlichen Thermocycling-Varianten	68
Abbildung 40: Oberflächenbehandlungs-Abhängigkeit der Spannungswerte (S1 bzw. S2) der Gruppen mit Forestacryl® als Plattenmaterial und Orthocryl® LC als Zylindermaterial bei unterschiedlichen Thermocycling-Varianten.	71
Abbildung 41: Oberflächenbehandlungs-Abhängigkeit der Spannungswerte (S1 bzw. S2) der Gruppen mit Steady Resin S als Plattenmaterial und Orthocryl® LC als Zylindermaterial bei unterschiedlichen Thermocycling-Varianten.	72
Abbildung 42: Oberflächenbehandlungs-Abhängigkeit der Spannungswerte (S1 bzw. S2) der Gruppen, mit Orthocryl® als Plattenmaterial und Orthocryl® LC als Zylindermaterial bei unterschiedlichen Thermocycling-Varianten	73
Abbildung 43: Oberflächenbehandlungs-Abhängigkeit der Spannungswerte (S2) der Gruppen mit Orthocryl® LC als Platten- und Zylindermaterial bei unterschiedlichen Thermocycling-Varianten.	74
Abbildung 44: Ergebnisse der Spannungswerte (S1 bzw. S2) der Gruppen mit unbehandelter Oberfläche ohne Thermocycling.	76
Abbildung 45: Ergebnisse der Spannungswerte (S1 bzw. S2) der Gruppen mit unbehandelter Oberfläche und Thermocycling vor Anpolymerisieren der Zylinder.	77
Abbildung 46: Ergebnisse der Spannungswerte (S1 bzw. S2) der Gruppen mit unbehandelter Oberfläche und anschließendem Thermocycling.	78
Abbildung 47a: R-Profil eines unbehandelten Forestacryl®- Plättchens.	82
Abbildung 47b: R-Profil eines angeschliffenen Forestacryl®- Plättchens.	82
Abbildung 47c: R-Profil eines sandgestrahlten Forestacryl®- Plättchens.	83

Abbildung 48: Kugelförmiger Abriss des Zylinders von einem Prüfkörper aus Lichtpolymerisat/Lichtpolymerisat; rechts: Zylinder von der Seite, links: Zylinder in der Aufsicht	88
Abbildung 49: Metallform zur Anbringung von Zylindern auf bereits polymerisierte Kunststoffplättchen.	89
Abbildung 50: Aufgeweichter und gelb gefärbter Prüfkörper nach Anbringung des Zylinders.....	89
Abbildung 51: Prototyp in einer Schale fixiert.....	90

7 Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Zusammensetzung des Monomers bei Forestacryl®.....	25
Tabelle 2: Zusammensetzung des Polymers bei Forestacryl®.	26
Tabelle 3: Zusammensetzung des Monomers bei Steady Resin S.	27
Tabelle 4: Zusammensetzung des Polymers bei Steady Resin S.	27
Tabelle 5: Zusammensetzung des Monomers bei Orthocryl®.....	28
Tabelle 6: Zusammensetzung des Polymers bei Orthocryl®.....	29
Tabelle 7: Zusammensetzung Orthocryl® LC.	31
Tabelle 8a-8d: Übersicht über die Versuchsreihen.....	36
Tabelle 9: Übersicht über die Spannungswerte (S1 bzw. S2) der Gruppen mit Forestacryl® als Plattenmaterial.....	53
Tabelle 10: Übersicht über die Spannungswerte (S1 bzw. S2) der Gruppen mit Steady Resin S als Plattenmaterial.....	54
Tabelle 11: Übersicht über die Spannungswerte (S1 bzw. S2) der Gruppen mit Orthocryl® als Plattenmaterial.....	54
Tabelle 12: Übersicht über die Spannungswerte (S2) der Gruppen mit Orthocryl® LC als Plattenmaterial.	55
Tabelle 13: Ergebnisse der Spannungswerte (S1 bzw. S2) aus den Gruppen, in denen das Plattenmaterial gleich dem Zylindermaterial war und die Kontaktflächen nicht angeraut wurden (Kontrollgruppen). ...	56
Tabelle 14: Übersicht über die Spannungswerte (S1 bzw. S2) der Gruppen mit Orthocryl® LC als Zylindermaterial und ohne Oberflächenbehandlung (unbehandelt).	60
Tabelle 15: Übersicht über die Spannungswerte (S1 bzw. S2) der Gruppen mit Orthocryl® LC als Zylindermaterial und angeschliffener Plättchenoberfläche.....	63
Tabelle 16: Übersicht über die Spannungswerte (S1 bzw. S2) der Gruppen mit Orthocryl® LC als Zylindermaterial und sandgestrahlter Plättchenoberfläche.....	66
Tabelle 17: Übersicht über die Spannungswerte (S1 bzw. S2) der Gruppen mit Orthocryl® LC als Zylindermaterial.	69

Tabelle 18: Übersicht über die Spannungswerte (S1 bzw. S2) der Gruppen mit unbehandelter Oberfläche.	75
Tabelle 19: Übersicht über peaks und Brucharten bei dem Plattenmaterial Forestacryl®.	79
Tabelle 20: Übersicht über peaks und Brucharten bei dem Plattenmaterial Steady Resin S.	80
Tabelle 21: Übersicht über peaks und Brucharten bei dem Plattenmaterial Orthocryl®.	81
Tabelle 22: Übersicht über peaks und Brucharten bei dem Plattenmaterial Orthocryl® LC.	81
Tabelle 23: Ergebnisse der gemessenen arithmetischen Mittenrauwerte R_a . ..	83

8 Literaturverzeichnis

1. Lietz, T., Schäfer, R., Stolp, K., Blankenstein, F., *Kunststoffe für herausnehmbare kieferorthopädische Geräte - Vergangenheit, Gegenwart und Zukunft*. Kieferorthopädie, 2015. 29(1): 47-60.
2. Eichner, K., Kappert H.F., *Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung*. 1996: Hüthig Verlag Heidelberg. 171-270.
3. Marxkors, R., Meiners, H., *Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde*. Vol. 3. 1988: Carl Hanser Verlag München. 82-90.
4. Tanzer, G., *Fortschritte in der Prothetik*. 1950, Heidelberg: Dr. Alfred Hüthig Verlag.
5. Büche, A., *Leitfaden für die Anwendung des Kunststoffnaßverfahrens in der Zahnerhaltungs- und Zahnersatzkunde*. 1941, München: Apollonia-Verlag G. und F. Schreiber.
6. Schendel, K.U., Lenhardt, M., Fusenig, N.E., Komposch, G., *Testung der Toxizität von in der Kieferorthopädie verwendeten Kunststoffen*. Fortschr. Kieferorthop., 1992. 53(5): 263-272.
7. Rose, E.C., Bumann, J., Jonas, I.E., Kappert, H.F., *Beitrag zur biologischen Beurteilung kieferorthopädischer Kunststoffe*. J Orofac Orthop/Fortschr Kieferorthop, 2000. 61(4): 246-257.
8. Hochman, N., Zalkind, M., *Hypersensitivity to methyl methacrylate: Mode of treatment*. The Journal of Prosthetic Dentistry, 1997. 77(1): 93-96.
9. Goncalves, T.S., Morganti, M.A., Campos, L.C., Rizzato, S.M.D., Menezes, L.M., *Allergy to auto-polymerized acrylic resin in an orthodontic patient*. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2006. 129: 431-435.
10. Körber, K., Ludwig, K., *Zahnärztliche Werkstoffkunde und Technologie*. 1993: Georg Thieme Verlag Stuttgart. 51-58, 364
11. Hellak, T.D., *Der Restgehalt und das Eluationsverhalten von Restmonomer in verschiedenen dentalen Kunststoffen und deren Polymerisationsumsatzrate*. Inaugural- Dissertation, Universitätsklinikum Münster, Poliklinik für Kieferorthopädie. 2007. 48-56.
12. Dentaforum, *Orthocryl LC delightfully different!* 2013/12. 1-11.

13. *DIN ISO 20795-2 (2013): Zahnheilkunde - Kunststoffe - Teil 2: Kieferorthopädische Kunststoffe.*
14. Zimehl, R., *PMMA - Gestern, Heute und Morgen- Teil 1.* Dent Lab, 2014. 62: 72-77.
15. Janda, R., *Kunststoffverbundsysteme Grundlagen, Anwendung, Verarbeitung, Prüfung.* 1990, Weinheim: VCH Verlagsgesellschaft mgH. 7-52
16. Schopf, P., *Curriculum Kieferorthopädie Band I.* 2000: Quintessenz Verlags-GmbH. 344-346, 378,384-385
17. Tränkmann, J., *Die aktualisierte Plattenapparatur in der Kieferorthopädie.* Kieferorthopädie, 1996. 10: 95-110.
18. Kahl-Nieke, B., *Einführung in die Kieferorthopädie.* 2010: Deutscher Zahnärzte Verlag. 204-205, 326-327.
19. Kappert, H.F., Schreck, U., Prünte, H., Barucha, A. Erpelding, E., Banholzer M., *Prüfung von Metall-Kunststoff-Verbundsystemen durch Scher-, Biege- und axialen Zugversuch.* Dtsch Zahnärztl Z, 1989. 4: 879-881.
20. *DIN ISO 10477 (2005): Zahnheilkunde- Kronen- und Brückenkunststoffe.*
21. Lüdicke, B., *Verbundfestigkeit zwischen Lithium-Disilikat-Keramik und Zahnschmelze mittels dualhärtender, kunststoffbasierter Befestigungszemente.* Inaugural- Dissertation, Ludwig-Maximilians-Universität München, Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie. 2013. 1-87.
22. *DIN ISO 13990 (2009) Zahnheilkunde- Prüfverfahren für die Scherhaftfestigkeit von Adhäsiven für kieferorthopädische Befestigungselemente- Teil 1 und 2.*
23. Forestadent, *Sicherheitsdatenblatt Forestacryl.* 2013.
24. ScheuDental, *Sicherheitsdatenblatt Steady Resin.* 2011.
25. Dentauro, *Gebrauchsanweisung Orthocryl.*
26. Dentauro, *Sicherheitsdatenblatt Orthocryl.* 2014.
27. ShofuDentalGmbH, *Gebrauchsanweisung Solidilte V.* 2012.
28. Dentauro, *Sicherheitsdatenblatt Orthocryl LC.* 2013.

29. Hermes, K.J., *Zum Einfluss der Opakerschichtstärke auf den Verbund zwischen Kompositen und Dentallegierungen nach Thermocycling im Scherversuch*, Inaugural- Dissertation, Universität Tübingen, Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik und Propädeutik. 2008. 108.
30. *DIN ISO 20795-1 (2009): Zahnheilkunde- Kunststoffe- Teil 1: Prothesenkunststoffe*.
31. Jung, S. *Oberflächenbeurteilung -Rauheitsmessung- [online]*, http://www.ima.uni-stuttgart.de/pdf/studium/bachelor/dt/spezialisierungsfachversuche/HFV_Oberflaechenbeurteilung_2012.pdf. 2012.
32. Volk, R., *Rauheitsmessung: Theorie und Praxis*. 2005: Beuth Verlag GmbH. 14-21.
33. Rossiwall, B., Newesely, B., Bartels, R., *Verarbeitung und Bewertung von KFO-Autopolymerisaten*. Fortschr Kieferorthop, 1984. 45: 403-413.
34. Andreopoulos, A.G., Eng, C., Polyzois, G.L., *Repair of denture base resins using visible light-cured materials*. J Prosthet Dent, 1994. 72: 462-468.
35. Curtis, D.A., Eggleston, T.L., Marshall, S.J., Watanabe, L.G., *Shear bond strength of visible-light-cured resin relative to heat-cured resin*. Dental Materials, 1989. 5: 314-318.
36. Ottl, P., Schmitz, C., Janda, R., Weigl, P., *Vergleichende werkstoffkundliche Untersuchungen licht-, heiß- und autopolimerisierender Kunststoffe für Aufbissschienen*. Deutsch Zahnärztl Z., 1995. 50: 471-474.
37. Moiseenko, T.D., *Wasseraufnahme und Polymerisationsschrumpfung verschiedener licht- und autopolymerisierender Kunststoffe zur Herstellung von intermaxillären Splinten im Rahmen der orthognathen Chirurgie*, Inaugural- Dissertation, Universitätsklinikum Münster, in Poliklinik für Kieferorthopädie. 2007. 61-65.
38. Dentaforum, *Orthocryl® LC Tipps zur Verwendung*. 2016: 1-8.

9 Erklärung zum Eigenanteil

Die vorliegende Arbeit wurde in der Klinik für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde der Universität Tübingen unter Betreuung von Dr. Till Edward Bechtold (Poliklinik für Kieferorthopädie) durchgeführt. Alle Prüfkörper wurden selbstständig durch mich hergestellt und im weiteren Verlauf untersucht. Die Scherversuche wurden von Frau Christine Schille (Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik, Sektion für Medizinische Werkstoffkunde und Technologie) durchgeführt. Sämtliche labortechnischen Schritte (Thermocycling, Bestimmung der Rauheiten) wurden ebenfalls in Zusammenarbeit mit Frau Christine Schille verwirklicht.

Die statistische Auswertung erfolgte nach Anleitung durch Frau Ulrike von Hehn (medistat GmbH) durch mich.

Ich versichere, das Manuskript selbstständig verfasst zu haben und keine weiteren als die von mir genannten Quellen verwendet zu haben.

Tübingen, den 01.08.17

Sonja Braun

10 Anhang

Hier werden die Ergebnisse der Scherversuche, der ermittelten Verbundflächen sowie die daraus ermittelten Spannungswerte S1 bzw. S2 je Plattenmaterial dargestellt. Die verwendeten Abkürzungen sind identisch mit den im gesamten Werk verwendeten (vergl. Tabellen 8a-8d, Seite 36-38) und sind im Abkürzungsverzeichnis dargestellt.

10.1 Ergebnisse der Gruppen mit Platten- und Zylindermaterial Forestacryl®

Gruppe: FOUFO

Probe	Fmax [N]	1.Peak [N]	Messung 1	Messung 2	Messung 3	x 1-3	bei Fmax
			A [mm ²]	A [mm ²]	A [mm ²]	A1 [mm ²]	S1 [MPa]
1	159,96	-	14,21	14,27	14,32	14,27	11,21
2	177,04	-	15,64	15,65	15,65	15,65	11,31
3	156,89	-	14,82	14,79	14,75	14,79	10,61
4	175,04	-	14,78	14,86	14,78	14,81	11,82
5	166,01	-	14,84	14,90	14,89	14,88	11,16
6	166,63	-	15,18	15,15	15,04	15,12	11,02
7	238,05	-	14,96	14,98	14,91	14,95	15,92
8	164,36	-	13,95	13,82	13,96	13,91	11,82
9	143,02	-	14,31	14,31	14,20	14,27	10,02
10	135,37	-	13,74	13,65	13,76	13,72	9,87
11	193,05	-	15,20	15,22	15,11	15,18	12,72
x	170,49					14,68	11,59
s	27,37					0,58	1,65

Gruppe: FOtcuFO

Probe	Fmax [N]	1.Peak [N]	Messung 1	Messung 2	Messung 3	x 1-3	bei Fmax
			A [mm ²]	A [mm ²]	A [mm ²]	A1 [mm ²]	S1 [MPa]
1	212,27	-	14,44	14,49	14,49	14,47	14,67
2	171,99	-	14,32	14,44	14,30	14,35	11,98
3	221,07	-	14,48	14,54	14,60	14,54	15,20
4	192,13	-	13,84	13,82	13,85	13,84	13,89
5	245,26	-	14,27	14,23	14,17	14,22	17,24
6	222,76	-	14,28	14,23	14,39	14,30	15,58
7	265,53	-	14,65	14,66	14,60	14,64	18,14
8	210,18	-	14,27	14,28	14,15	14,23	14,77
9	247,70	-	14,52	14,58	14,49	14,53	17,05
10	189,11	-	13,34	13,38	13,34	13,35	14,16
11	225,38	-	15,66	15,60	15,56	15,61	14,44
12	233,43	-	15,10	15,22	15,17	15,16	15,39
x	219,73					14,44	15,21
s	26,78					0,57	1,67

Gruppe: FOuFOtc

Probe	Fmax [N]	1.Peak [N]	Messung 1	Messung 2	Messung 3	x 1-3	bei Fmax
			A [mm ²]	A [mm ²]	A [mm ²]	A1 [mm ²]	S1 [MPa]
1	217,67	-	14,18	14,29	14,19	14,22	15,31
2	273,77	-	14,77	14,83	14,72	14,77	18,53
3	229,45	-	14,92	15,09	14,98	15,00	15,30
4	234,25	-	14,14	14,10	13,99	14,08	16,64
5	256,17	-	14,76	14,76	14,74	14,75	17,36
6	233,05	-	14,54	14,51	14,40	14,48	16,09
7	220,96	-	14,76	14,78	14,83	14,79	14,94
8	283,15	-	14,61	14,52	14,49	14,54	19,47
9	221,72	-	14,66	14,64	14,63	14,64	15,14
10	275,01	-	14,63	14,78	14,71	14,71	18,70
11	230,21	-	14,08	13,94	14,00	14,01	16,44
12	207,85	-	13,98	14,14	14,01	14,04	14,80
x	240,27					14,50	16,56
s	25,24					0,34	1,62

10.2 Ergebnisse der Gruppen mit Plattenmaterial Forestacryl® und Zylindermaterial Orthocryl® LC

Gruppe: FOuLC

Probe	Fmax [N]	1.Peak [N]	Messung 1	Messung 2	Messung 3	x 1-3	bei Fmax
			A [mm ²]	A [mm ²]	A [mm ²]	A1 [mm ²]	S1 [MPa]
1	276,03	-	15,07	14,95	15,10	15,04	18,35
2	155,77	-	14,50	14,56	14,67	14,58	10,69
3	132,79	-	15,05	14,85	14,97	14,96	8,88
4	191,25	-				14,52	13,17
5	113,81	-	15,34	15,36	15,35	15,35	7,41
6	228,55	-	15,39	15,23	15,26	15,29	14,94
7	203,30	-	16,05	15,93	15,98	15,99	12,72
8	180,27	-	15,53	15,60	15,51	15,55	11,60
9	217,08	-	17,00	16,96	17,00	16,99	12,78
10	117,76	-	14,92	14,91	14,91	14,91	7,90
11	113,58	-	14,10	14,23	14,28	14,20	8,00
12	134,92	-	14,72	14,75	14,60	14,69	9,18
x	172,09					15,17	11,30
s	52,56					0,75	3,29

Zylinder von Prüfkörper 4 nach Scherversuch nicht mehr auffindbar, daher nur theoretische Verbundfläche (14,52mm²) zur Berechnung der Spannung vorhanden.

Gruppe: FOaLC

Probe	Fmax [N]	1.Peak [N]	Messung 1	Messung 2	Messung 3	x 1-3	bei Fmax
			A [mm ²]	A [mm ²]	A [mm ²]	A1 [mm ²]	S1 [MPa]
1	105,95	-	14,58	14,53	14,51	14,54	7,29
2	48,02	-	14,74	14,73	14,85	14,77	3,25
3	101,24	-	17,27	17,21	17,26	17,25	5,87
4	149,04	-	16,26	16,22	16,16	16,21	9,19
5	108,40	-	15,67	15,57	15,68	15,64	6,93
6	96,22	-	14,97	15,01	14,99	14,99	6,42
7	50,38	-	14,77	14,75	14,71	14,74	3,42
8	37,39	-	14,87	14,91	15,01	14,93	2,50
9	102,84	-	15,04	15,02	14,99	15,02	6,85
10	50,11	-	15,22	15,37	15,34	15,31	3,27
11	43,79	-	17,44	17,40	17,36	17,40	2,52
12	45,57	-	16,10	16,04	16,02	16,05	2,84
x	78,25					15,57	5,03
s	36,37					0,97	2,30

Gruppe: FOsLC

Probe	Fmax [N]	1.Peak [N]	Messung 1	Messung 2	Messung 3	x 1-3	bei Fmax
			A [mm ²]	A [mm ²]	A [mm ²]	A1 [mm ²]	S1 [MPa]
1	207,69	-	16,03	16,04	15,92	14,88	13,96
2	91,00	-	14,85	14,93	14,86	14,88	6,12
3	115,76	-	18,39	18,29	18,36	18,35	6,31
4	165,63	-	15,11	15,18	15,20	15,16	10,92
5	154,03	-	16,74	16,82	16,80	16,79	9,18
6	142,83	-	15,93	15,82	15,99	15,91	8,98
7	160,43	-	15,70	15,57	15,67	15,65	10,25
8	145,01	-	15,94	15,82	15,89	15,88	9,13
9	153,81	-	15,65	15,70	15,75	15,70	9,80
10	103,98	-	16,21	16,12	16,18	16,17	6,43
11	216,58	-	18,74	18,81	18,81	18,79	11,53
12	165,46	-	15,65	15,73	15,56	15,65	10,57
x	151,85					16,15	9,43
s	37,16					1,25	2,32

Gruppe: FOtcuLC

Probe	Fmax [N]	1.Peak [N]	Messung 1	Messung 2	Messung 3	x 1-3	bei Fmax
			A [mm ²]	A [mm ²]	A [mm ²]	A1 [mm ²]	S1 [MPa]
1	105,33	-	15,75	15,89	15,75	15,80	6,67
2	99,60	-	16,90	16,81	16,76	16,82	5,92
3	116,23	-	15,70	15,76	15,75	15,74	7,39
4	97,06	-				14,52	6,68
5	130,99	-	16,73	16,78	16,85	16,79	7,80
6	121,08	-	16,43	16,53	16,41	16,46	7,36
7	93,69	-	16,18	16,22	16,13	16,18	5,79
8	82,17	-	15,57	15,69	15,65	15,64	5,25
9	90,71	-	15,42	15,54	15,50	15,49	5,86
10	110,31	-	15,30	15,18	15,32	15,27	7,23
11	115,21	-				14,52	7,93
12	145,62	-	17,64	17,76	17,64	17,68	8,24
x	109,00					15,91	6,84
s	18,08					0,94	0,97

Zylinder von Prüfkörper 4 und 11 nach Scherversuch nicht mehr auffindbar, daher nur theoretische Verbundfläche (14,52mm²) zur Berechnung der Spannung vorhanden.

Gruppe: FOtcaLC

Probe	Fmax [N]	1.Peak [N]	Messung 1	Messung 2	Messung 3	x 1-3	bei Fmax
			A [mm ²]	A [mm ²]	A [mm ²]	A1 [mm ²]	S1 [MPa]
1	54,81	-	14,94	14,97	14,98	14,96	3,66
2	104,10	-	17,20	17,21	17,27	17,23	6,04
3	56,85	-	18,29	18,35	18,27	18,30	3,11
4	61,92	-	16,68	16,53	16,55	16,59	3,73
5	24,09	-	14,11	14,10	14,13	14,11	1,71
6	82,10	-	15,32	15,30	15,22	15,28	5,37
7	90,19	-	16,28	16,27	16,16	16,24	5,55
8	75,39	-	16,30	16,37	16,27	16,31	4,62
9	123,35	-	15,88	15,86	15,90	15,88	7,77
10	74,99	-	17,51	17,52	17,48	17,50	4,28
11	189,98	-	15,54	15,66	15,54	15,58	12,19
12	110,86	-	16,10	16,26	16,11	16,16	6,86
x	87,39					16,18	5,41
s	42,25					1,15	2,71

Gruppe: FOtcsLC

Probe	Fmax [N]	1.Peak [N]	Messung 1	Messung 2	Messung 3	x 1-3	bei Fmax
			A [mm ²]	A [mm ²]	A [mm ²]	A1 [mm ²]	S1 [MPa]
1	154,34	-	16,74	16,74	16,79	16,76	9,21
2	152,47	-	15,64	15,57	15,50	15,57	9,79
3	182,66	-	16,76	16,78	16,68	16,74	10,91
4	112,51	-	15,21	15,17	15,18	15,19	7,41
5	193,82	-	15,57	15,43	15,47	15,49	12,51
6	105,04	-	17,09	17,08	17,16	17,11	6,14
7	177,10	-	16,06	16,05	16,08	16,06	11,03
8	156,74	-	15,89	16,03	15,94	15,95	9,82
9	145,01	-	15,11	15,02	15,09	15,07	9,62
10	176,57	-	16,08	15,95	15,98	16,00	11,03
11	131,89	-	15,62	15,66	15,54	15,61	8,45
12	139,36	-	16,46	16,49	16,38	16,44	8,48
x	152,29					16,00	9,53
s	27,51					0,65	1,75

Gruppe: FOuLCtc

Probe	Fmax [N]	1.Peak [N]	Messung 1	Messung 2	Messung 3	x 1-3	bei Fmax
			A [mm ²]	A [mm ²]	A [mm ²]	A1 [mm ²]	S1 [MPa]
1	154,17	-	15,86	15,94	15,98	15,93	9,68
2	178,09	-	17,99	18,12	18,13	18,08	9,85
3	165,51	-	15,45	15,48	15,38	15,44	10,72
4	159,15	-	15,62	15,53	15,57	15,57	10,22
5	162,17	-	16,59	16,60	16,61	16,60	9,77
6	133,09	-	15,38	15,35	15,26	15,33	8,68
7	148,47	-	15,84	15,67	15,76	15,76	9,42
8	161,24	-	15,07	15,02	15,07	15,05	10,71
9	128,29	-	15,96	15,85	15,85	15,89	8,08
10	167,73	-	15,57	15,52	15,42	15,50	10,82
11	126,78	-	16,11	16,03	16,12	16,09	7,88
12	137,94	-	15,83	15,74	15,90	15,82	8,72
x	151,89					15,92	9,55
s	16,84					0,79	1,02

Gruppe: FOaLCtc

Probe	Fmax [N]	1.Peak [N]	Messung 1	Messung 2	Messung 3	x 1-3	bei Fmax
			A [mm ²]	A [mm ²]	A [mm ²]	A1 [mm ²]	S1 [MPa]
1	124,07	-	15,32	15,36	15,27	15,32	8,10
2	96,64	-	17,18	17,14	17,22	17,18	5,63
3	112,91	-	16,85	16,72	16,75	16,77	6,73
4	150,61	-	16,32	16,32	16,42	16,35	9,21
5	153,95	-	14,95	14,79	14,93	14,89	10,34
6	39,43	-	15,01	15,03	15,05	15,03	2,62
7	191,73	-	14,74	14,58	14,65	14,66	13,08
8	132,07	-	14,83	14,74	14,82	14,80	8,93
9	51,74	-	15,09	14,99	15,00	15,03	3,44
10	80,86	-	13,95	13,87	13,98	13,93	5,80
11	0,00						0,00
12	0,00						0,00
x	94,50					15,40	6,16
s	61,55					1,03	4,07

Die Zylinder der Prüfkörper 11 und 12 sind bereits nach dem Thermocycling abgefallen.

Gruppe: FOsLCtc

Probe	Fmax [N]	1.Peak [N]	Messung 1	Messung 2	Messung 3	x 1-3	bei Fmax
			A [mm ²]	A [mm ²]	A [mm ²]	A1 [mm ²]	S1 [MPa]
1	190,00	-	15,86	15,82	15,82	15,83	12,00
2	138,08	-	15,43	15,45	15,53	15,47	8,93
3	169,19	-	15,75	15,68	15,71	15,71	10,77
4	88,15	-	17,55	17,44	17,52	17,50	5,04
5	92,29	-	15,41	15,31	15,37	15,36	6,01
6	100,07	-	15,42	15,39	15,40	15,40	6,50
7	166,57	-	15,58	15,60	15,63	15,60	10,68
8	172,88	-	15,38	15,44	15,29	15,37	11,25
9	133,01	-	18,17	18,06	18,15	18,13	7,34
10	179,60	-	14,96	14,92	15,07	14,98	11,99
11	188,35	-	15,12	15,24	15,08	15,15	12,44
12	162,61	-	15,16	15,22	15,33	15,24	10,67
x	148,40					15,81	9,47
s	37,32					0,97	2,60

10.3 Ergebnisse der Gruppen mit Platten- und Zylindermaterial Steady Resin S

Gruppe: SRuSR

Probe	Fmax [N]	1.Peak [N]	Messung 1	Messung 2	Messung 3	x 1-3	bei Fmax
			A [mm ²]	A [mm ²]	A [mm ²]	A1 [mm ²]	S1 [MPa]
1	109,04	-	14,79	14,91	14,89	14,86	7,34
2	56,52	-	14,33	14,29	14,28	14,30	3,95
3	57,01	-	14,83	14,78	14,91	14,84	3,84
4	99,70	-	13,11	13,08	13,22	13,14	7,59
5	105,17	-	14,39	14,46	14,31	14,39	7,31
6	114,78	-	15,19	15,07	15,16	15,14	7,58
7	93,25	-	14,02	14,05	14,09	14,05	6,64
8	106,73	-	14,75	14,60	14,69	14,68	7,27
9	107,04	-	15,12	15,01	15,01	15,05	7,11
10	97,30	-	14,40	14,29	14,26	14,32	6,80
11	89,70	-	15,62	15,61	15,46	15,56	5,76
x	94,20					14,58	6,47
s	19,87					0,65	1,37

Gruppe: SRtcuSR

Probe	Fmax [N]	1.Peak [N]	Messung 1	Messung 2	Messung 3	x 1-3	bei Fmax
			A [mm ²]	A [mm ²]	A [mm ²]	A1 [mm ²]	S1 [MPa]
1	172,71	-	15,07	14,95	14,97	15,00	11,52
2	158,66	-	15,26	15,19	15,08	15,18	10,45
3	158,70	-	15,21	15,32	15,19	15,24	10,41
4	175,68	-	16,18	16,13	16,13	16,15	10,88
5	205,38	-	14,44	14,36	14,51	14,44	14,23
6	161,55	-	15,49	15,36	15,36	15,40	10,49
7	110,65	-	14,57	14,54	14,51	14,54	7,61
8	145,63	-	15,40	15,36	15,40	15,39	9,46
9	167,86	-	14,64	14,50	14,49	14,54	11,54
10	159,15	-	14,75	14,64	14,68	14,69	10,83
11	204,58	-	14,51	14,46	14,48	14,48	14,13
12	163,10	-	14,50	14,49	14,53	14,51	11,24
x	165,30					14,96	11,07
s	24,93					0,53	1,80

Gruppe: SRuSRtc

Probe	Fmax [N]	1.Peak [N]	Messung 1	Messung 2	Messung 3	x 1-3	bei Fmax
			A [mm ²]	A [mm ²]	A [mm ²]	A1 [mm ²]	S1 [MPa]
1	216,96	-	15,99	15,95	16,05	16,00	13,56
2	184,56	-	14,23	14,26	14,26	14,25	12,95
3	225,18	-	15,50	15,53	15,56	15,53	14,50
4	166,07	-	14,07	14,18	14,06	14,10	11,78
5	218,20	-				14,52	15,03
6	207,67	-	14,89	14,83	14,83	14,85	13,98
7	186,02	-	14,49	14,51	14,48	14,49	12,83
8	200,51	-	14,28	14,31	14,28	14,29	14,03
9	168,07	-	14,68	14,55	14,62	14,62	11,50
10	208,38	-	15,33	15,31	15,43	15,36	13,57
11	197,27	-	14,91	15,03	15,00	14,98	13,17
x	198,08					14,82	13,35
s	19,88					0,60	1,07

Zylinder von Prüfkörper 5 nach Scherversuch nicht mehr auffindbar, daher nur theoretische Verbundfläche (14,52mm²) zur Berechnung der Spannung vorhanden.

10.4 Ergebnisse der Gruppen mit Plattenmaterial Steady Resin S und Zylindermaterial Orthocryl® LC

Gruppe: SRuLC

Probe	Fmax [N]	1.Peak [N]	Messung 1	Messung 2	Messung 3	x 1-3	bei Fmax
			A [mm ²]	A [mm ²]	A [mm ²]	A1 [mm ²]	S1 [MPa]
1	105,09	-	14,62	14,50	14,63	14,58	7,21
2	114,87	-	14,76	14,73	14,63	14,71	7,81
3	115,10	-	15,90	15,96	15,86	15,91	7,24
4	102,03	-	14,77	14,87	14,72	14,79	6,90
5	121,72	-	14,70	14,72	14,77	14,73	8,26
6	91,45	-	14,62	14,58	14,56	14,59	6,27
7	110,07	-	15,00	15,16	15,03	15,06	7,31
8	106,61	-	17,02	16,99	16,97	16,99	6,27
9	98,29	-	15,91	15,99	15,83	15,91	6,18
10	115,23	-	13,66	13,66	13,81	13,71	8,40
11	94,38	-	14,35	14,37	14,48	14,40	6,55
12	99,31	-	14,27	14,36	14,26	14,30	6,95
x	106,18					14,97	7,11
s	9,43					0,89	0,75

Gruppe: SRaLC

Probe	Fmax [N]	1.Peak [N]	Messung 1	Messung 2	Messung 3	x 1-3	bei Fmax
			A [mm ²]	A [mm ²]	A [mm ²]	A1 [mm ²]	S1 [MPa]
1	134,51	-	14,92	14,83	14,81	14,85	9,06
2	108,33	-	14,22	14,30	14,24	14,25	7,60
3	43,92	-	14,54	14,63	14,58	14,58	3,01
4	59,70	-	15,51	15,52	15,65	15,56	3,84
5	80,41	-	14,41	14,44	14,56	14,47	5,56
6	116,11	-	14,76	14,69	14,71	14,72	7,89
7	108,02	-	15,11	15,07	15,03	15,07	7,17
8	50,32	-	19,24	19,37	19,37	19,33	2,60
9	58,63	-	16,04	15,97	15,91	15,97	3,67
10	71,12	-	15,39	15,51	15,38	15,43	4,61
11	88,24	-	14,75	14,83	14,85	14,81	5,96
12	106,55	-	15,21	15,28	15,15	15,21	7,00
x	85,49					15,36	5,66
s	29,24					1,34	2,11

Gruppe: SRsLC

Probe	Fmax [N]	1.Peak [N]	Messung 1	Messung 2	Messung 3	x 1-3	bei Fmax
			A [mm ²]	A [mm ²]	A [mm ²]	A1 [mm ²]	S1 [MPa]
1	128,78	-	15,17	15,02	15,08	15,09	8,53
2	97,66	-	14,84	14,83	14,94	14,87	6,57
3	123,22	-	15,94	15,86	16,00	15,93	7,73
4	123,18	-	14,90	14,88	14,92	14,90	8,27
5	103,35	-	14,99	15,15	15,04	15,06	6,86
6	91,88	-	15,84	15,67	15,85	15,79	5,82
7	93,40	-	15,61	15,67	15,64	15,64	5,97
8	114,78	-	15,61	15,62	15,76	15,66	7,33
9	117,09	-	15,40	15,26	15,38	15,35	7,63
10	116,82	-	15,40	15,50	15,46	15,45	7,56
11	81,35	-	14,89	14,82	14,86	14,86	5,48
12	123,98	-	15,77	15,73	15,66	15,72	7,89
x	109,62					15,36	7,14
s	15,48					0,39	0,99

Gruppe: SRtcuLC

Probe	Fmax [N]	1.Peak [N]	Messung 1	Messung 2	Messung 3	x 1-3	bei Fmax
			A [mm ²]	A [mm ²]	A [mm ²]	A1 [mm ²]	S1 [MPa]
1	99,95	-	15,55	15,62	15,48	15,55	6,43
2	114,76	-	15,29	15,34	15,24	15,29	7,51
3	79,32	-	15,63	15,78	15,66	15,69	5,06
4	89,28	-	15,24	15,13	15,15	15,17	5,88
5	102,53	-	15,06	15,02	15,12	15,07	6,81
6	86,26	-	15,25	15,12	15,14	15,17	5,69
7	113,65	-	14,85	14,97	15,00	14,94	7,61
8	100,31	-	16,20	16,06	16,05	16,10	6,23
9	109,43	-	15,19	15,16	15,09	15,15	7,22
10	104,22	-	15,17	15,03	15,15	15,12	6,89
11	117,03	-	15,07	14,95	14,96	14,99	7,81
12	100,62	-	14,76	14,91	14,88	14,85	6,78
x	101,45					15,26	6,66
s	11,73					0,36	0,84

Gruppe: SRtcaLC

Probe	Fmax [N]	1.Peak [N]	Messung 1	Messung 2	Messung 3	x 1-3	bei Fmax
			A [mm ²]	A [mm ²]	A [mm ²]	A1 [mm ²]	S1 [MPa]
1	52,32	-	16,01	16,00	16,08	16,03	3,26
2	83,21	-	16,69	16,74	16,58	16,67	4,99
3	70,85	-	15,56	15,51	15,56	15,54	4,56
4	70,54	-	22,00	22,10	21,99	22,03	3,20
5	67,48	-	15,04	15,05	15,03	15,04	4,49
6	91,03	-	17,21	17,27	17,26	17,25	5,28
7	59,43	-	15,84	15,83	15,82	15,83	3,75
8	76,59	-	16,03	16,04	16,05	16,04	4,77
9	67,61	-	18,62	18,60	18,72	18,65	3,63
10	84,94	-	16,33	16,22	16,26	16,27	5,22
11	80,90	-	15,73	15,74	15,73	15,73	5,14
12	73,88	-	16,45	16,40	16,49	16,45	4,49
x	73,23					16,79	4,40
s	10,99					1,89	0,75

Gruppe: SRtcsLC

Probe	Fmax [N]	1.Peak [N]	Messung 1	Messung 2	Messung 3	x 1-3	bei Fmax
			A [mm ²]	A [mm ²]	A [mm ²]	A1 [mm ²]	S1 [MPa]
1	175,99	-	15,70	15,68	15,75	15,71	11,20
2	145,98	-	15,19	15,10	15,15	15,15	9,64
3	148,65	-	15,45	15,63	15,50	15,53	9,57
4	184,75	-	15,69	15,75	15,60	15,68	11,78
5	153,14	-	15,64	15,63	15,57	15,61	9,81
6	168,08	-	15,70	15,73	15,62	15,68	10,72
7	103,22	-	15,87	15,88	15,90	15,88	6,50
8	133,80	-	15,58	15,48	15,46	15,51	8,63
9	149,10	-	15,29	15,32	15,26	15,29	9,75
10	155,76	-	15,81	15,86	15,86	15,84	9,83
11	148,70	-	15,68	15,74	15,76	15,73	9,46
12	147,45	-	14,84	14,72	14,82	14,79	9,97
x	151,22					15,53	9,74
s	20,70					0,32	1,32

Gruppe: SRuLCtc

Probe	Fmax [N]	1.Peak [N]	Messung 1	Messung 2	Messung 3	x 1-3	bei Fmax
			A [mm ²]	A [mm ²]	A [mm ²]		
1	116,19	-	19,21	19,16	19,22	19,20	6,05
2	119,35	-	15,11	15,08	14,95	15,05	7,93
3	182,76	-	15,23	15,27	15,22	15,24	11,99
4	134,02	-	16,11	15,96	16,02	16,03	8,36
5	124,33	-	15,26	15,22	15,27	15,25	8,15
6	118,15	-	15,02	15,10	14,98	15,03	7,86
7	123,88	-	15,11	14,98	15,13	15,07	8,22
8	142,78	-	15,07	15,01	15,14	15,07	9,47
9	133,22	-	15,37	15,49	15,32	15,39	8,65
10	97,60	-	14,98	15,06	14,92	14,99	6,51
11	154,61	-	14,80	14,90	14,79	14,83	10,43
12	200,99	-	14,69	14,75	14,69	14,71	13,66
x	137,32					15,49	8,94
s	29,45					1,21	2,18

Gruppe: SRaLCtc

Probe	Fmax [N]	1.Peak [N]	Messung 1	Messung 2	Messung 3	x 1-3	bei Fmax
			A [mm ²]	A [mm ²]	A [mm ²]		
1	20,67	-	14,75	14,88	14,90	14,84	1,39
2	198,76	-	25,70	25,66	25,65	25,67	7,74
3	154,66	-	15,39	15,28	15,25	15,31	10,10
4	131,99	-	15,40	15,36	15,40	15,39	8,58
5	116,78	-	15,09	14,99	15,03	15,04	7,77
6	31,47	-	17,11	17,08	16,94	17,04	1,85
7	251,61	-	14,06	14,18	14,02	14,09	17,86
8	162,08	-	14,84	14,73	14,71	14,76	10,98
9	33,65	-	15,04	14,99	15,06	15,03	2,24
10	52,99	-	15,88	15,78	15,80	15,82	3,35
11	167,55	-	14,87	14,72	14,77	14,79	11,33
12	0,00						0,00
x	110,18					16,16	6,93
s	80,79					3,24	5,30

Der Zylinder des Prüfkörpers 12 ist bereits nach Thermocycling abgefallen.

Gruppe: SRsLCtc

Probe	Fmax [N]	1.Peak [N]	Messung 1	Messung 2	Messung 3	x 1-3	bei Fmax
			A [mm ²]	A [mm ²]	A [mm ²]	A1 [mm ²]	S1 [MPa]
1	71,79	-	15,04	15,01	14,95	15,00	4,79
2	103,67	-	14,84	14,73	14,69	14,75	7,03
3	93,49	-	15,28	15,20	15,19	15,22	6,14
4	56,99	-	15,08	15,13	15,09	15,10	3,77
5	44,14	-	14,79	14,84	14,71	14,78	2,99
6	74,91	-	14,63	14,67	14,59	14,63	5,12
7	38,90	-	15,16	15,15	15,19	15,17	2,56
8	90,55	-	14,67	14,77	14,69	14,71	6,16
9	50,14	-	15,00	14,84	14,91	14,92	3,36
10	39,48	-	14,61	14,58	14,65	14,61	2,70
11	63,17	-	15,87	15,81	15,72	15,80	4,00
12	46,59	-	15,71	15,54	15,60	15,62	2,98
x	64,49					15,03	4,30
s	22,35					0,38	1,52

10.5 Ergebnisse der Gruppen mit Platten- und Zylindermaterial Orthocryl®

Gruppe: ORuOR

Probe	Fmax [N]	1.Peak [N]	Messung 1	Messung 2	Messung 3	x 1-3	bei Fmax
			A [mm ²]	A [mm ²]	A [mm ²]	A1 [mm ²]	S1 [MPa]
1	185,35	-	14,51	14,49	14,52	14,51	12,78
2	244,81	-	15,18	15,05	15,14	15,12	16,19
3	274,16	-	14,77	14,83	14,73	14,78	18,55
4	223,78	-	14,65	14,75	14,71	14,70	15,22
5	198,92	-	15,07	15,13	15,16	15,12	13,16
6	319,79	-	15,37	15,26	15,33	15,32	20,87
7	212,39	-	14,54	14,62	14,51	14,56	14,59
8	273,27	-	14,81	14,93	14,88	14,87	18,37
9	235,03	-	13,68	13,70	13,58	13,65	17,21
10	196,43	-	14,55	14,5	14,46	14,50	13,54
11	268,34	-	14,41	14,43	14,36	14,40	18,63
12	188,16	-	14,15	14,23	14,06	14,15	13,30
x	235,04					14,64	16,04
s	42,08					0,46	2,68

Gruppe: ORtcuOR

Probe	Fmax [N]	1.Peak [N]	Messung 1	Messung 2	Messung 3	x 1-3	bei Fmax
			A [mm ²]	A [mm ²]	A [mm ²]	A1 [mm ²]	S1 [MPa]
1	195,87	-	14,89	15,06	14,91	14,95	13,10
2	167,99	-	15,86	15,81	15,79	15,82	10,62
3	238,54	-	14,76	14,89	14,86	14,84	16,08
4	214,40	-	14,12	14,05	13,95	14,04	15,27
5	183,42	-	15,53	15,53	15,63	15,56	11,79
6	159,64	-	14,09	14,14	14,09	14,11	11,32
7	106,69	-	14,36	14,24	14,23	14,28	7,47
8	170,48	-	15,32	15,28	15,23	15,28	11,16
9	193,42	-	14,86	14,92	14,89	14,89	12,99
10	129,27	-				14,52	8,90
11	208,36	-	14,99	15,16	15,01	15,05	13,84
12	187,24	-	14,36	14,28	14,27	14,30	13,09
x	179,61					14,80	12,14
s	36,31					0,57	2,47

Zylinder 10 nach Scherversuch nicht mehr auffindbar, daher Berechnung der Spannung mit theoretischer Verbundfläche (14,52mm²).

Gruppe: ORuORtc

Probe	Fmax [N]	1.Peak [N]	Messung 1	Messung 2	Messung 3	x 1-3	bei Fmax
			A [mm ²]	A [mm ²]	A [mm ²]	A1 [mm ²]	S1 [MPa]
1	254,08	-	15,23	15,28	15,28	15,26	16,65
2	240,61	-	14,36	14,45	14,41	14,41	16,70
3	255,90	-	14,29	14,23	14,32	14,28	17,92
4	243,50	-	14,71	14,58	14,65	14,65	16,62
5	238,34	-	13,74	13,77	13,90	13,80	17,27
6	250,96	-	14,61	14,55	14,52	14,56	17,24
7	276,21	-	14,74	14,82	14,81	14,79	18,68
8	234,56	-	14,31	14,32	14,33	14,32	16,38
9	251,01	-	15,35	15,23	15,22	15,27	16,44
10	221,14	-	14,50	14,56	14,43	14,50	15,25
11	228,78	-	14,77	14,74	14,75	14,75	15,51
12	238,21	-	15,00	14,98	15,15	15,04	15,83
x	244,44					14,64	16,71
s	14,45					0,43	0,97

10.6 Ergebnisse der Gruppen mit Plattenmaterial Orthocryl® und Zylindermaterial Orthocryl® LC

Gruppe: ORuLC

Probe	Fmax [N]	1.Peak [N]	Messung 1	Messung 2	Messung 3	x 1-3	bei Fmax
			A [mm ²]	A [mm ²]	A [mm ²]	A1 [mm ²]	S1 [MPa]
1	142,57	-	15,03	15,03	14,98	15,01	9,50
2	166,13	-	14,65	14,64	14,69	14,66	11,33
3	178,49	-	14,19	14,14	14,16	14,16	12,60
4	131,19	-	14,53	14,43	14,59	14,52	9,04
5	179,16	-	14,72	14,81	14,91	14,81	12,09
6	212,81	-	14,96	14,95	15,00	14,97	14,22
7	198,94	-	14,88	14,90	14,94	14,91	13,35
8	214,54	-				14,52	14,78
9	189,87	-	14,29	14,37	14,22	14,29	13,28
10	178,31	-	14,73	14,56	14,61	14,63	12,19
11	203,47	-	15,55	15,35	15,54	15,48	13,14
12	162,89	-	14,68	14,64	14,78	14,70	11,08
x	179,86					14,72	12,22
s	26,20					0,35	1,75

Zylinder 8 nach Scherversuch nicht auffindbar, daher theoretische Verbundfläche (14,52mm²) zur Berechnung der Spannung verwendet.

Gruppe: ORaLC

Probe	Fmax [N]	1.Peak [N]	Messung 1	Messung 2	Messung 3	x 1-3	bei Fmax
			A [mm ²]	A [mm ²]	A [mm ²]	A1 [mm ²]	S1 [MPa]
1	52,15	-				14,52	3,59
2	130,32	-	15,56	15,63	15,65	15,61	8,35
3	78,34	-	15,22	15,23	15,12	15,19	5,16
4	63,76	-	15,15	15,02	15,00	15,06	4,23
5	37,75	-	14,21	14,19	14,16	14,19	2,66
6	61,49	-	14,88	14,91	14,85	14,88	4,13
7	31,57	-	15,41	15,55	15,39	15,45	2,04
8	47,26	-	15,01	14,88	15,03	14,97	3,16
9	53,84	-	18,90	18,88	18,97	18,92	2,85
10	41,88	-	15,67	15,66	15,54	15,62	2,68
11	43,66	-	15,27	15,28	15,30	15,28	2,86
12	24,85	-	14,80	14,89	14,78	14,82	1,68
x	55,57					15,38	3,62
s	27,73					1,19	1,78

Zylinder 1 nach Scherversuch nicht mehr auffindbar, daher Berechnung der Spannung mit theoretischer Verbundfläche (14,52mm²).

Gruppe: ORsLC

Probe	Fmax [N]	1.Peak [N]	Messung 1	Messung 2	Messung 3	x 1-3	bei Fmax
			A [mm ²]	A [mm ²]	A [mm ²]	A1 [mm ²]	S1 [MPa]
1	74,10	-	15,95	15,95	15,94	15,95	4,65
2	65,61	-	15,58	15,58	15,63	15,60	4,21
3	59,17	-	16,10	16,21	16,16	16,16	3,66
4	144,25	-	15,33	15,32	15,32	15,32	9,41
5	135,09	-	15,91	15,90	16,03	15,95	8,47
6	127,36	-	15,87	15,92	16,01	15,93	7,99
7	91,13	-	16,06	16,06	16,03	16,05	5,68
8	89,26	-	16,30	16,31	16,17	16,26	5,49
9	116,78	-	15,60	15,67	15,77	15,68	7,45
10	79,22	-	15,97	15,99	15,96	15,97	4,96
11	103,89	-	15,67	15,74	15,64	15,68	6,62
12	154,92	-	15,20	15,32	15,21	15,24	10,16
x	103,40					15,82	6,56
s	31,99					0,32	2,13

Gruppe: ORtcuLC

Probe	Fmax [N]	1.Peak [N]	Messung 1	Messung 2	Messung 3	x 1-3	bei Fmax
			A [mm ²]	A [mm ²]	A [mm ²]	A1 [mm ²]	S1 [MPa]
1	7,91	-	15,03	15,04	15,00	15,02	0,53
2	10,76	-	15,36	15,31	15,36	15,34	0,70
3	27,30	-	14,58	14,59	14,53	14,57	1,87
4	17,65	-	16,39	16,31	16,32	16,34	1,08
5	9,12	-	17,09	17,03	17,06	17,06	0,53
6	26,06	-	14,46	14,36	14,36	14,39	1,81
7	17,47	-	15,00	14,88	14,97	14,95	1,17
8	51,49	-	15,07	15,08	15,15	15,10	3,41
9	40,33	-	14,41	14,26	14,35	14,34	2,81
10	24,28	-	14,79	14,65	14,73	14,72	1,65
11	8,49	-	14,66	14,49	14,57	14,57	0,58
12	15,61	-	15,19	15,17	15,17	15,18	1,03
x	21,37					15,13	1,43
s	13,50					0,81	0,93

Gruppe: ORtcaLC

Probe	Fmax [N]	1.Peak [N]	Messung 1	Messung 2	Messung 3	x 1-3	bei Fmax
			A [mm ²]	A [mm ²]	A [mm ²]	A1 [mm ²]	S1 [MPa]
1	64,01	-	15,28	15,32	15,28	15,29	4,19
2	63,47	-	15,41	15,45	15,42	15,43	4,11
3	57,03	-	14,90	14,88	15,02	14,93	3,82
4	68,23	-	15,30	15,40	15,33	15,34	4,45
5	45,52	-	14,94	14,89	14,81	14,88	3,06
6	64,85	-	15,00	15,05	14,92	14,99	4,33
7	76,72	-	15,98	16,00	16,05	16,01	4,79
8	70,28	-				14,52	4,84
9	63,87	-	17,14	17,05	17,04	17,08	3,74
10	97,21	-	15,30	15,29	15,35	15,31	6,35
11	50,27	-	16,47	16,50	16,45	16,47	3,05
12	69,79	-	15,15	15,11	15,02	15,09	4,62
x	65,94					15,45	4,28
s	13,11					0,73	0,88

Zylinder 8 nach Scherversuch nicht mehr auffindbar, daher Berechnung der Spannung mit theoretischer Verbundfläche (14,52mm²).

Gruppe: ORtcsLC

Probe	Fmax [N]	1.Peak [N]	Messung 1	Messung 2	Messung 3	x 1-3	bei Fmax
			A [mm ²]	A [mm ²]	A [mm ²]	A1 [mm ²]	S1 [MPa]
1	119,98	-	15,81	15,76	15,75	15,77	7,61
2	96,47	-	15,05	15,10	15,06	15,07	6,40
3	144,12	-	17,44	17,26	17,31	17,34	8,31
4	72,51	-	17,79	17,68	17,65	17,71	4,10
5	75,66	-	15,14	15,07	15,06	15,09	5,01
6	30,96	-	15,82	15,86	15,87	15,85	1,95
7	93,58	-	16,43	16,40	16,46	16,43	5,70
8	98,20	-	15,84	15,71	15,73	15,76	6,23
9	152,08	-	16,28	16,17	16,27	16,24	9,36
10	101,80	-	15,48	15,36	15,30	15,38	6,62
11	91,09	-	14,88	14,90	14,79	14,86	6,13
12	100,87	-	15,35	15,32	15,33	15,33	6,58
x	98,11					15,90	6,17
s	32,01					0,89	1,93

Gruppe: ORuLCtc

Probe	Fmax [N]	1.Peak [N]	Messung 1	Messung 2	Messung 3	x 1-3	bei Fmax
			A [mm ²]	A [mm ²]	A [mm ²]	A1 [mm ²]	S1 [MPa]
1	9,07	-	15,28	15,42	15,34	15,35	0,59
2	53,89	-	14,86	14,93	14,92	14,90	3,62
3	13,47	-	15,08	15,15	15,16	15,13	0,89
4	13,70	-	14,86	14,81	14,90	14,86	0,92
5	50,60	-	15,09	15,02	14,91	15,01	3,37
6	76,88	-	14,31	14,34	14,41	14,35	5,36
7	94,63	-	14,51	14,61	14,48	14,53	6,51
8	22,90	-	14,92	14,81	14,86	14,86	1,54
9	0,00						0,00
10	0,00						0,00
11	0,00						0,00
12	0,00						0,00
x	27,93					14,87	1,90
s	32,95					0,31	2,27

Die Zylinder der Prüfkörper 9-12 sind bereits nach Thermocycling abgefallen.

Gruppe: ORaLCtc

Probe	Fmax [N]	1.Peak [N]	Messung 1	Messung 2	Messung 3	x 1-3	bei Fmax
			A [mm ²]	A [mm ²]	A [mm ²]	A1 [mm ²]	S1 [MPa]
1	55,70	-	15,48	15,59	15,47	15,51	3,59
2	48,50	-	15,35	15,44	15,35	15,38	3,15
3	17,20	-	16,78	16,69	16,65	16,71	1,03
4	97,22	-	16,32	16,19	16,18	16,23	5,99
5	9,25	-	15,45	15,35	15,32	15,37	0,60
6	33,96	-	15,08	15,15	15,19	15,14	2,24
7	103,22	-	17,88	17,73	17,89	17,83	5,79
8	42,50	-	16,31	16,15	16,19	16,22	2,62
9	96,87	-	15,98	15,94	15,86	15,93	6,08
10	0,00						0,00
11	0,00						0,00
12	0,00						0,00
x	42,04					16,04	2,59
s	39,41					0,84	2,37

Die Zylinder der Prüfkörper 10-12 sind bereits nach Thermocycling abgefallen.

Gruppe: ORsLCtc

Probe	Fmax [N]	1.Peak [N]	Messung 1	Messung 2	Messung 3	x 1-3	bei Fmax
			A [mm ²]	A [mm ²]	A [mm ²]	A1 [mm ²]	S1 [MPa]
1	73,79	-	16,31	16,38	16,36	16,35	4,51
2	82,60	-	16,11	16,10	15,98	16,06	5,14
3	112,60	-	17,56	17,60	17,70	17,62	6,39
4	69,26	-	15,51	15,45	15,47	15,48	4,48
5	22,49	-	15,52	15,61	15,55	15,56	1,45
6	54,15	-	15,85	15,83	15,76	15,81	3,42
7	144,92	-	16,45	16,49	16,42	16,45	8,81
8	203,11	-	16,09	16,12	16,09	16,10	12,62
9	128,65	-	15,44	15,36	15,47	15,42	8,34
10	186,04	-	14,88	14,96	14,82	14,89	12,50
11	0,00						0,00
12	0,00						0,00
x	89,80					15,97	5,64
s	67,30					0,75	3,75

Die Zylinder der Prüfkörper 11 und 12 sind bereits nach Thermocycling abgefallen.

10.7 Ergebnisse der Gruppen mit Platten- und Zylindermaterial Orthocryl® LC

Gruppe: LCuLC

Probe	Fmax [N]	1.Peak [N]	A2 [mm ²]	bei Fmax	bei 1.Peak
				S2 [MPa]	S2 [MPa]
1	216,92	-	14,52	14,94	-
2	237,37	-	14,52	16,35	-
3	258,17	-	14,52	17,78	-
4	425,09	254,48	14,52	29,27	17,52
5	303,82	274,40	14,52	20,92	18,90
6	339,30	237,41	14,52	23,36	16,35
7	251,64	-	14,52	17,33	-
8	248,22	-	14,52	17,09	-
9	258,66	-	14,52	17,81	-
10	309,06	277,15	14,52	21,28	19,08
11	317,60	262,71	14,52	21,87	18,09
12	330,85	259,06	14,52	22,78	17,84
x	291,39	260,87	14,52	20,07	17,96
s	57,97	14,46	0,00	3,99	1,00

Gruppe: LCaLC

Probe	Fmax [N]	1.Peak [N]	A2 [mm ²]	bei Fmax	bei 1.Peak
				S2 [MPa]	S2 [MPa]
1	357,12	276,06	14,52	24,59	19,01
2	359,03	276,51	14,52	24,72	19,04
3	332,98	264,77	14,52	22,93	18,23
4	367,70	269,97	14,52	25,32	18,59
5	428,97	330,44	14,52	29,54	22,75
6	273,08	269,48	14,52	18,80	18,56
7	391,93	308,52	14,52	26,99	21,24
8	378,01	263,48	14,52	26,03	18,14
9	363,39	254,46	14,52	25,02	17,52
10	337,24	278,82	14,52	23,22	19,20
11	405,76	283,76	14,52	27,94	19,54
12	390,69	270,33	14,52	26,90	18,62
x	365,49	278,88	14,52	25,17	19,20
s	40,07	20,99	0,00	2,76	1,45

Gruppe: LCtcuLC

Probe	Fmax [N]	1.Peak [N]	A2 [mm ²]	bei Fmax
				S2 [MPa]
1	227,70	-	14,52	15,68
2	155,86	-	14,52	10,73
3	257,44	-	14,52	17,73
4	371,86	-	14,52	25,61
5	148,26	-	14,52	10,21
6	115,85	-	14,52	7,98
7	80,28	-	14,52	5,53
8	92,29	-	14,52	6,36
9	166,39	-	14,52	11,46
10	136,16	-	14,52	9,38
11	87,49	-	14,52	6,02
12	112,29	-	14,52	7,73
x	162,66		14,52	11,20
s	85,31		0,00	5,87

Gruppe: LCtcaLC

Probe	Fmax [N]	1.Peak [N]	A2 [mm ²]	bei Fmax	bei 1.Peak
				S2 [MPa]	S2 [MPa]
1	294,11	228,53	14,52	20,25	15,74
2	250,09	216,12	14,52	17,22	14,88
3	282,19	248,01	14,52	19,43	17,08
4	280,90	232,93	14,52	19,34	16,04
5	282,72	249,56	14,52	19,47	17,18
6	246,13	-	14,52	16,95	-
7	295,48	273,30	14,52	20,35	18,82
8	267,87	216,26	14,52	18,45	14,89
9	240,66	-	14,52	16,57	-
10	339,63	249,73	14,52	23,39	17,20
11	363,69	257,52	14,52	25,04	17,73
12	319,63	232,80	14,52	22,01	16,03
x	288,59	240,48	14,52	19,87	16,56
s	37,46	18,35	0,00	2,58	1,26

Gruppe: LCuLCtc

Probe	Fmax [N]	1.Peak [N]	A2 [mm ²]	bei Fmax	bei 1.Peak
				S2 [MPa]	S2 [MPa]
1	303,86	-	14,52	20,92	-
2	298,79	208,07	14,52	20,57	14,33
3	344,31	175,53	14,52	23,71	12,09
4	347,20	302,97	14,52	23,91	20,86
5	283,55	188,16	14,52	19,53	12,96
6	347,55	-	14,52	23,93	-
7	267,72	-	14,52	18,44	-
8	316,13	65,52	14,52	21,77	4,51
9	450,54	54,90	14,52	31,02	3,78
10	251,76	-	14,52	17,34	-
11	283,86	196,65	14,52	19,55	13,54
12	259,81	209,58	14,52	17,89	14,43
x	312,92	175,17	14,52	21,55	12,06
s	54,69	80,82	0,00	3,77	5,57

Gruppe: LCaLCtc

Probe	Fmax [N]	1.Peak [N]	A2 [mm ²]	bei Fmax	bei 1.Peak
				S2 [MPa]	S2 [MPa]
1	293,89	234,52	14,52	20,24	16,15
2	248,32	-	14,52	17,10	-
3	250,99	-	14,52	17,28	-
4	283,00	232,14	14,52	19,49	15,99
5	297,13	249,03	14,52	20,46	17,15
6	307,80	283,31	14,52	21,20	19,51
7	305,71	-	14,52	21,05	-
8	330,34	224,98	14,52	22,75	15,49
9	287,40	255,39	14,52	19,79	17,59
10	223,12	-	14,52	15,36	-
11	285,93	275,31	14,52	19,69	18,96
12	243,30	231,12	14,52	16,75	15,92
x	279,74	248,23	14,52	19,26	17,09
s	31,59	21,70	0,00	2,18	1,49